

**T.C  
FIRAT ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ORTOPEDİDE VE DİŞ HEKİMLİĞİNDE DELME VE KESME İŞLEMLERİNDE  
DENEYSEL OPTİMİZASYON ANALİZLERİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Faruk KARACA**

**Anabilim Dalı: Makine Eğitimi**

**Programı: Talaşlı Üretim**

**ŞUBAT-2010**

**T.C  
FIRAT ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ORTOPEDİDE VE DİŞ HEKİMLİĞİNDE DELME VE KESME İŞLEMLERİNDE  
DENEYSEL OPTİMİZASYON ANALİZLERİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Faruk KARACA**

**(03219201)**

**Anabilim Dalı: Makine Eğitimi**

**Programı: Talaşlı Üretim**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. Bünyamin AKSAKAL**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih: 06 Ocak 2010**

**ŞUBAT-2010**

## ÖNSÖZ

Tez çalışmasının yürütülmesinde engin bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen danışman hocam Sayın Prof. Dr. Bünyamin AKSAKAL'a sonsuz şükranlarımı sunarım. Bu çalışma esnasında maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen Makine Eğitimi Bölümü öğretim elemanlarından Engin ÜNAL, İbrahim CAN ve Ulaş ÇAYDAŞ'a teşekkür ederim. Çalışmanın histopatoloji kısmında emeği geçen F.Ü. Tıp Fakültesi öğretim üyesi Sayın Prof. Dr. İbrahim H. ÖZERCAN'a ve patoloji birimi çalışanlarına teşekkür ederim. Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi öğretim üyesi Prof. Dr. İhsan EFEOĞLU'na katkılarından dolayı teşekkür ederim. Deneysel çalışmada numunelerin temininde yardımını esirgemeyen F.Ü. Veteriner Fakültesi öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. Mustafa KÖM'e ve ELET A.Ş'ye teşekkürü bir borç bilirim. Çalışmaların SEM ve EDS incelemelerinin gerçekleştirildiği Fırat Üniversitesi Elektron Mikroskobu Laboratuvarına (FÜEMLAB) ve çalışanlarına teşekkürü bir borç bilirim.

Bu eğitim seviyesine kadar, bana verdikleri emeklerinin karşılığını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim değerli anne ve babama sonsuz teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasını, 1412 no'lu proje kapsamında maddi olarak destekleyen FÜBAP'a ve çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım. Teknik Eğitim Fakültesi Makine Eğitimi Bölümü atelyesi çalışanlarına teşekkür ederim.

Faruk KARACA  
ELAZIĞ – 2010

## İÇİNDEKİLER

### Sayfa No

|                                                                            |     |
|----------------------------------------------------------------------------|-----|
| ÖNSÖZ.....                                                                 | II  |
| İÇİNDEKİLER.....                                                           | III |
| ÖZET.....                                                                  | V   |
| SUMMARY.....                                                               | VI  |
| ŞEKİLLER LİSTESİ.....                                                      | VII |
| TABLolar LİSTESİ.....                                                      | XI  |
| 1. GİRİŞ.....                                                              | 1   |
| 2. GENEL BİLGİLER .....                                                    | 12  |
| 2.1. Kemik Dokusu .....                                                    | 12  |
| 2.1.1. Kemiğin Biçimsel Sınıflandırılması .....                            | 12  |
| 2.1.2. Kemik Yapıları.....                                                 | 14  |
| 2.1.3. Kemik Hücreleri.....                                                | 15  |
| 2.1.4. Kemik Zarları.....                                                  | 17  |
| 2.1.5. Kemik Oluşumu (Osteogenezisi).....                                  | 19  |
| 2.1.6. Kemik Matriksinin Organik ve İnorganik Bileşimi .....               | 20  |
| 2.1.7. Kemiğin Damarsal Yapısı.....                                        | 20  |
| 2.1.8. Mineralizasyon.....                                                 | 21  |
| 2.2. Delik Delme İşlemi .....                                              | 22  |
| 2.2.1. Delme İşleminin Özellikleri.....                                    | 22  |
| 2.2.2. Kesme Kuvvetleri ve Güç .....                                       | 25  |
| 2.2.3. Delik Delmede Kullanılan Kesici Takımlar (Matkaplar) .....          | 28  |
| 2.2.3.1. Matkabın Yapısı.....                                              | 29  |
| 2.2.3.2. Helis Açısının Talaş Kaldırmaya Etkisi.....                       | 30  |
| 2.2.3.3. Uç Açısının Talaş Kaldırmaya Etkisi .....                         | 31  |
| 2.2.3.4. Matkaplarda Kaplama Türleri ve Delme Performansına Etkileri ..... | 32  |
| 2.3. Talaş Kaldırma İşleminde Sıcaklık Dağılımı.....                       | 32  |
| 2.3.1. Kesme Sıcaklığının Ölçülmesi.....                                   | 32  |
| 2.3.2. Isı Oluşumu .....                                                   | 33  |
| 2.3.3. Deformasyon Bölgelerinde Isı Oluşumu.....                           | 34  |
| 2.3.4. Sıcaklık dağılımı .....                                             | 37  |
| 2.3.5. Delme İşleminde Isı Oluşumu .....                                   | 38  |
| 2.4. Deneysel Parametrelerin Minimizasyonu .....                           | 39  |
| 2.4.1. Taguchi Metodunun Gelişimi .....                                    | 40  |
| 2.4.2. Taguchi Metodunda Parametre Tasarımı .....                          | 40  |
| 2.4.3. Temel Çalışma Biçimi .....                                          | 41  |
| 2.4.4. Varyans Analizi Metodu .....                                        | 42  |
| 3. DENEYSEL ÇALIŞMALAR .....                                               | 44  |
| 3.1. Çalışmanın Amacı.....                                                 | 44  |
| 3.2. Ortopedik Delme İşlemleri.....                                        | 47  |
| 3.2.1. Deneylerde Kullanılan Kemikler .....                                | 47  |
| 3.2.2. Delme İşlemlerinde Kullanılan Bağlama Aparatı .....                 | 48  |
| 3.2.3. Deneylerde Kullanılan Tezgahlar .....                               | 50  |
| 3.2.4. Deneylerde Kullanılan Matkap Uçları .....                           | 53  |
| 3.2.5. Deneysel Çalışmada Kullanılan Sıvı Ortamı Ünitesi.....              | 55  |
| 3.3. Diş Kesme İşlemleri.....                                              | 57  |

|                        |                                                                           |     |
|------------------------|---------------------------------------------------------------------------|-----|
| 3.3.1.                 | Delme İşleminde Kullanılan Diş Örnekleri .....                            | 57  |
| 3.3.2.                 | DeneySEL Çalışmaların Gerçekleştirildiği Ünite .....                      | 57  |
| 3.3.3.                 | Dişlerin Preperasyon İşlemlerinde Kullanılan Frezler.....                 | 58  |
| 3.4.                   | Sıcaklığa Etki Eden İşleme Parametreleri.....                             | 58  |
| 3.5.                   | Sıcaklık Ölçümleri .....                                                  | 64  |
| 3.5.1.                 | Sıcaklık Ölçümlerinde Kullanılan Araç – Gereç ve Yöntemler .....          | 65  |
| 3.6.                   | Histopatolojik İncelemeler .....                                          | 68  |
| 3.7.                   | SEM İncelemeleri .....                                                    | 72  |
| <b>4.</b>              | <b>DENEYSEL SONUÇLAR ve TARTIŞMA</b> .....                                | 73  |
| 4.1.                   | Delme ve Kesme Parametrelerinin Sıcaklık Üzerine Etkisi .....             | 74  |
| 4.2.                   | Diş Preparasyon Parametrelerinin Sıcaklık Üzerine Etkisi .....            | 89  |
| 4.3.                   | Deney Sonuçlarının İstatistiksel Analizi.....                             | 92  |
| 4.3.1.                 | Erkek ve Dişi Kemik Numunelerin İstatistiksel Analizi.....                | 93  |
| 4.3.2.                 | Matkap Baskı Kuvvetine Bağlı Sıcaklık Değişiminin İstatistiksel Analizler | 97  |
| 4.3.2.1.               | Kuru Ortamda .....                                                        | 97  |
| 4.3.2.2.               | SBF (Simulated Body Fluid) Ortamında .....                                | 100 |
| 4.4.                   | Histopatoloji Sonuçları .....                                             | 103 |
| 4.4.1.                 | Ortopedik Delme Parametrelerinin Histopatolojik İncelemeleri .....        | 103 |
| 4.4.2.                 | Diş Kesme Parametrelerinin Histopatolojik İncelemeleri .....              | 118 |
| 4.5.                   | Ortopedik Delme İşlemlerine Ait SEM ve EDS Analizleri .....               | 120 |
| <b>5.</b>              | <b>GENEL SONUÇLAR ve ÖNERİLER</b> .....                                   | 129 |
| 5.1.                   | Genel Sonuçlar .....                                                      | 129 |
| 5.2.                   | Öneriler .....                                                            | 131 |
| <b>KAYNAKLAR</b> ..... |                                                                           | 133 |
| <b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....  |                                                                           |     |

## ÖZET

Kırık, çatlak, doku kaybı gibi ortopedik kemik hasarlarının onarımı ve ağız içi implant uygulamalarında diş restorasyonu gerçekleştirirken cerrah ve diş hekimi tarafından delme ve kesme işlemleri yapılmaktadır. İşlenen dokular ve işleyen metal kesici arasında ısı bir etkileşim söz konusu olup, uygun olmayan işleme parametreleri kullanıldığında oluşan ısı kemik dokuların yanmasına ve nekroza uğramasına neden olmaktadır. Ortopedi ve diş hekimliğinde delme ve kesme işlemlerinde oluşan ısı ile doğru orantılı olarak sıcaklık miktarı, optimum parametrelerin tayini ve seçilmesi ile minimize edilebilir.

Bu tez çalışmasında; kesme ve delme işlemleri sırasında kesici – kemik temasından meydana gelen sıcaklık artışından doğan problemleri azaltmak için optimum işleme parametrelerinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Bu bağlamda tez çalışmasında; matkap cinsi, matkap çapı, matkap uç açısı, matkap devir sayısı, matkap ilerleme hızı, uygulanan baskı kuvveti, kemik cinsi, kemik yoğunluğu, kesme hızı ve belirli bir sıvı içerisinde işleme gibi delme işlemine etki eden hemen hemen bütün parametreler dikkate alınarak sıcaklık artışı incelenmiştir. Delme esnasında kesme bölgesi cidarında oluşan sıcaklık, kullanılan ekipmanla 1data/sn hızla kaydedildi. Daha sonra işlem gören kemik örneklerinden delik bölgesini de içerisine alacak şekilde numuneler çıkarılarak oluşan ısıdan etkilenmesi muhtemel kesme bölgesi histopatolojik ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) incelemelerine tabi tutuldu.

Bu irdelemeler neticesinde, yüksek kesme hızlarında (devir sayılarında) işlem bölgesinde sıcaklığın artış gösterdiği, buna karşın yüksek ilerleme miktarı ve baskı kuvveti uygulamalarında ise düşüş gösterdiği görülmüştür. Dişi dana kemik (Tibia) numunelerde tespit edilen sıcaklığın erkek numunelere göre daha yüksek seyrettiği, TiBN kaplı matkap uçlarının kaplamasız olanlara nazaran kemikte daha yüksek sıcaklıklara yol açtığı gözlenmiştir. Ayrıca matkap çapının büyümesi ile sıcaklık da nispi oranda artmış ve kemik yoğunluğunun artışıyla birlikte oluşan sıcaklık da artış göstermiştir. Yapılan bu tez çalışması sonuçlarının özellikle ortopedi ve bir ölçüde diş hekimliğindeki cerrahi uygulamalara katkıda bulunacağı düşünülmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Delme sıcaklığı, Kemik Delme, Diş Kesme, Nekroz, Histopatoloji.

## SUMMARY

### **Experimental Optimization Analysis of Drilling and Sawing Applications in Ortopedics and Dentistry**

Drilling and cutting operations were performed by surgeons and dentists when repairing orthopedic bone defects like fracture, cracks, tissue loss, and teeth restoration. There is a temperature interaction between cutting tool and operated tissue. Increasing temperature in bone, causes burns in bone tissue and generates necroses around drilling zone. Amount of temperature can be minimized with specifying optimum parameters in orthopedic and dental surgery.

The aim of the study is to determine the optimum operating parameters for minimizing the bone problems due to temperature rise in tool-bone interface during cutting and drilling operations. For this purpose, an experimental study was performed by considering nearly all drilling parameters such as drill type, drill diameter, tip angle, rotation speed, feedrate, drilling force, sex of bone, density of bone, cutting speed, and operational environment. The temperature of drilling site was recorded as (°C) with speed rate of 1data/sec. The specimens were taken from drilling site of operated bovine bone then the temperature affected zone was investigated throughout hystopatological and scanning electron microscope (SEM).

From the results it was observed that the temperature was increased with increasing rotational speed, on the contrary, it was decreased with high feedrates and loads. The drilling temperatures of the female bovine tibias were found to be higher than the male tibias, and it was observed that the TiBN coated drills caused higher temperatures than uncoated ones. Moreover the temperature increased with increasing drill diameter and bone density were observed. It was shown that, the results of the work are thought to assist especially in orthopedic applications and partially to dental surgical operations.

**Key Words:** Drilling Temperature, Drilling Bone, Cutting Teeth, Necrosis, Hystopatology.

## ŞEKİLLER LİSTESİ

### Sayfa No

|             |                                                                                                                                                                                                                                                 |    |
|-------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 2.1.  | Uzun kemik ve kısımları(Tibia).....                                                                                                                                                                                                             | 12 |
| Şekil 2.2.  | Kısa kemik (Ayak).....                                                                                                                                                                                                                          | 13 |
| Şekil 2.3.  | Yassı kemik (Skapula).....                                                                                                                                                                                                                      | 13 |
| Şekil 2.4.  | Düzensiz kemikler ( <b>a</b> :Pelvis, <b>b</b> :Vertebra).....                                                                                                                                                                                  | 13 |
| Şekil 2.5.  | Kemik yapısının şematik gösterimi.....                                                                                                                                                                                                          | 15 |
| Şekil 2.6.  | Kemik hücrelerinin şematik gösterimi.....                                                                                                                                                                                                       | 16 |
| Şekil 2.7.  | Kemik zarları ve katmanlarının şematik gösterimi.....                                                                                                                                                                                           | 18 |
| Şekil 2.8.  | Kesme Hızı- İlerleme Hızı.....                                                                                                                                                                                                                  | 23 |
| Şekil 2.9.  | Talaş Derinliği.....                                                                                                                                                                                                                            | 24 |
| Şekil 2.10. | Kesici Kenar Başına İlerleme veTalaş Kesit Alanı .....                                                                                                                                                                                          | 24 |
| Şekil 2.11. | İlerleme Uzunluğu.....                                                                                                                                                                                                                          | 25 |
| Şekil 2.12. | Kesme Kuvvetinin Bileşenleri.....                                                                                                                                                                                                               | 26 |
| Şekil 2.13. | Delme ve Çevreden Kesme İşleminde Kuvvet Faktörü.....                                                                                                                                                                                           | 27 |
| Şekil 2.14. | Kesme Gücü.....                                                                                                                                                                                                                                 | 27 |
| Şekil 2.15. | Standart matkap ve uç yapısı.....                                                                                                                                                                                                               | 29 |
| Şekil 2.16. | Matkap Helis Açıları a) küçük helis açısı,b) büyük helis açısı.....                                                                                                                                                                             | 31 |
| Şekil 2.17. | Matkap Uç Açıları a) Dar Uç Açısı,b) Geniş Uç Açısı.....                                                                                                                                                                                        | 31 |
| Şekil 2.18. | Talaş kaldırmada ısı kaynakları .....                                                                                                                                                                                                           | 34 |
| Şekil 2.19. | Talaş kaldırma işleminde hızlar.....                                                                                                                                                                                                            | 35 |
| Şekil 2.20. | Kesme sıcaklıkları konusunda teorik çalışmalarda kullanılan, kesme işleminin idealize edilmiş modeli .....                                                                                                                                      | 36 |
| Şekil 2.21. | $\Gamma$ -R.tg ( $\phi$ ) arasındaki ilişki.....                                                                                                                                                                                                | 36 |
| Şekil 2.22. | Isıl analizlerde kabul edilen talaşın sınır şartları .....                                                                                                                                                                                      | 37 |
| Şekil 2.23. | Sıcaklık dağılımı .....                                                                                                                                                                                                                         | 38 |
| Şekil 3.1.  | Deneysel çalışmalarda takip edilen işlem sırası ( <b>n</b> :devir sayısı, <b>D</b> :matkap çapı, <b>f</b> :ilerleme miktarı, <b>F</b> : baskı kuvveti) .....                                                                                    | 46 |
| Şekil 3.2.  | Tibiaların bağlanması kullanılan bağlama aparatı .....                                                                                                                                                                                          | 48 |
| Şekil 3.3.  | Kemik numunenin bağlama aparatı ile tezgaha bağlanması.....                                                                                                                                                                                     | 49 |
| Şekil 3.4.  | CNC tezgahında hassas delinmiş delikler.....                                                                                                                                                                                                    | 49 |
| Şekil 3.5.  | Deneysel çalışmalarda kullanılan bağlama aparatları .....                                                                                                                                                                                       | 50 |
| Şekil 3.6.  | Deneysel çalışmalarda kullanılan DYNAMYTE2900 CNC tezgahı .....                                                                                                                                                                                 | 51 |
| Şekil 3.7.  | Ağırlık parametresinin araştırıldığı matkap tezgahı ve düzeneği (1-Sütünlü matkap tezgahı, 2-Ağırlık asma aparatı, 3-Standart ağırlıklar, 4-TiBN kaplı matkap, 5-T tipi termokupllar, 6-Tibia, 7-Kemik bağlama aparatı, 8-Klavuz aparatı) ..... | 52 |
| Şekil 3.8.  | Masa üstü matkap tezgahında gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda takip edilen işlem sırası ( <b>n</b> :devir sayısı, <b>D</b> :matkap çapı, <b>f</b> :ilerleme miktarı, <b>F</b> : baskı kuvveti).....                                        | 53 |
| Şekil 3.9.  | Deneysel çalışmalarda kullanılan standart ve kaplanmış ortopedik matkap uçları .....                                                                                                                                                            | 54 |
| Şekil 3.10. | SBF ortamı sıcaklık kontrol ünitesi ve elemanları.....                                                                                                                                                                                          | 56 |
| Şekil 3.11. | Diş kesme ve delme işlemlerinde kullanılan frezler .....                                                                                                                                                                                        | 58 |
| Şekil 3.12. | Densite ölçümlerinin gerçekleştirildiği LUNAR marka cihaz.....                                                                                                                                                                                  | 63 |
| Şekil 3.13. | Termokupl deliklerinin yerlerinin şematik gösterimi .....                                                                                                                                                                                       | 66 |
| Şekil 3.14. | Termokuplların önceden delinen deliklere yerleştirilmesi .....                                                                                                                                                                                  | 66 |

|             |                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |    |
|-------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 3.15. | Delme işlemi esnasında sıcaklık ölçümü .....                                                                                                                                                                                                                                                                  | 67 |
| Şekil 3.16. | SBF ortamında delinen deliklerin sıcaklık ölçümü.....                                                                                                                                                                                                                                                         | 68 |
| Şekil 3.17. | Histopatolojik numunelerin şematik gösterimi a) Delikleri delinmiş kemik b) Kemiğin keski ve çekiçe ortadan ikiye ayrılması c) El testeresiyle histopatoloji numunelerinin ayrılması .....                                                                                                                    | 69 |
| Şekil 3.18. | Histopatoloji numunelerinden kesitler alan LEICA marka mikrotom cihazı .....                                                                                                                                                                                                                                  | 70 |
| Şekil 4.1.  | f=50mm/dak ilerleme miktarında devir sayısı ve matkap çapının sıcaklık üzerindeki etkisi.....                                                                                                                                                                                                                 | 75 |
| Şekil 4.2.  | D=4,5mm matkap çapında devir sayısı ve ilerleme.....                                                                                                                                                                                                                                                          | 76 |
| Şekil 4.3.  | D=4,5mm matkap çapında ilerleme miktarı ve devir sayısının .....                                                                                                                                                                                                                                              | 77 |
| Şekil 4.4.  | n=400dak <sup>-1</sup> 'da ilerleme miktarı ve matkap çapının sıcaklık üzerindeki etkisi. ....                                                                                                                                                                                                                | 77 |
| Şekil 4.5.  | n=800dak <sup>-1</sup> 'da matkap çapı ve ilerleme miktarının sıcaklık üzerindeki etkisi .....                                                                                                                                                                                                                | 78 |
| Şekil 4.6.  | Kemik cinsiyetinin sıcaklık üzerindeki etkisi .....                                                                                                                                                                                                                                                           | 79 |
| Şekil 4.7.  | D=4,5mm matkap çapında kemik cinsiyetinin sıcaklık üzerindeki etkisi.....                                                                                                                                                                                                                                     | 80 |
| Şekil 4.8.  | D=4,5mm çaplı matkapla n=800dak <sup>-1</sup> 'da kemik cinsiyetinin sıcaklık üzerindeki etkisi.....                                                                                                                                                                                                          | 80 |
| Şekil 4.9.  | a) n=570 dak <sup>-1</sup> 'da b) n=1080 dak <sup>-1</sup> 'da kemik densitesinin sıcaklık üzerindeki etkisi .....                                                                                                                                                                                            | 82 |
| Şekil 4.10. | D=4,5mm matkap çapında kesme hızının sıcaklık üzerindeki etkisi.....                                                                                                                                                                                                                                          | 82 |
| Şekil 4.11. | Kuru ve SBF ortamında, standart ve TiBN kaplanmış ortopedik matkapla gerçekleştirilen delme <b>baskı</b> kuvvetine bağlı sıcaklık değişimleri ((a) <b>kuru</b> ortam standart matkap; (b) <b>kuru</b> ortam TiBN kaplanmış matkap; (c) SBF ortamı standart matkap; (d) SBF ortamı TiBN kaplanmış matkap)..... | 84 |
| Şekil 4.12. | Kuru ve SBF ortamında, standart ve TiBN kaplanmış ortopedik matkapla gerçekleştirilen <b>matkap</b> çapına bağlı sıcaklık değişimleri ((a) <b>kuru</b> ortam standart matkap; (b) <b>kuru</b> ortam TiBN kaplanmış matkap; (c) SBF ortamı standart matkap; (d) SBF ortamı TiBN kaplanmış matkap).....         | 85 |
| Şekil 4.13. | Kuru ve SBF ortamında, standart ve TiBN kaplanmış ortopedik matkapla gerçekleştirilen <b>devir</b> sayısına bağlı sıcaklık değişimleri ((a) <b>kuru</b> ortam standart matkap; (b) <b>kuru</b> ortam TiBN kaplanmış matkap; (c) SBF ortamı standart matkap; (d) SBF ortamı TiBN kaplanmış matkap).....        | 87 |
| Şekil 4.14. | n=230dak <sup>-1</sup> 'de matkap uç açısı ve baskı kuvvetine bağlı sıcaklık değişimleri.....                                                                                                                                                                                                                 | 88 |
| Şekil 4.15. | F=100N'luk baskı kuvvetinde matkap uç açısı ve devir sayısına bağlı sıcaklık değişimleri .....                                                                                                                                                                                                                | 89 |
| Şekil 4.16. | Frez tipi 1'e ait aerator başlığı basıncına bağlı sıcaklık değişimi.....                                                                                                                                                                                                                                      | 91 |
| Şekil 4.17. | Frez tipi 2'e ait aeratör başlığı basıncına bağlı sıcaklık değişimi.....                                                                                                                                                                                                                                      | 91 |
| Şekil 4.18. | Frez tipi 3'e ait aeratör başlığı basıncına bağlı sıcaklık değişimi.....                                                                                                                                                                                                                                      | 91 |
| Şekil 4.19. | Frez tipi 4'e ait aeratör başlığı basıncına bağlı sıcaklık değişimi.....                                                                                                                                                                                                                                      | 92 |

|                    |                                                                                                                               |     |
|--------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>Şekil 4.20.</b> | Erkek numunelerde delme parametrelerinin seviyelerinin sıcaklığa etkisi.....                                                  | 95  |
| <b>Şekil 4.21.</b> | Dişi numunelerde delme parametrelerinin seviyelerinin sıcaklığa etkisi.....                                                   | 96  |
| <b>Şekil 4.22.</b> | Standart ortopedik matkapla delme parametrelerinin seviyelerinin sıcaklığa etkisi.....                                        | 98  |
| <b>Şekil 4.23.</b> | TiBN kaplanmış matkapla delme parametrelerinin seviyelerinin sıcaklığa etkisi.....                                            | 99  |
| <b>Şekil 4.24.</b> | SBF ortamında standart ortopedik matkapla delme parametre seviyelerinin sıcaklığa etkisi.....                                 | 101 |
| <b>Şekil 4.25.</b> | SBF ortamında TiBN kaplanmış matkapla delme parametre seviyelerinin sıcaklığa etkisi.....                                     | 101 |
| <b>Şekil 4.26.</b> | Kuru ortamda, D=6mm, n=800dak <sup>-1</sup> ve f=30mm/dak şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (37,156°C).....         | 103 |
| <b>Şekil 4.27.</b> | Kuru ortamda, D=6mm, n=200dak <sup>-1</sup> ve f=30mm/dak şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (30,594 °C).....        | 104 |
| <b>Şekil 4.28.</b> | Kuru ortamda, D=6mm, n=50dak <sup>-1</sup> ve f=30mm/dak şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (28,862°C).....          | 105 |
| <b>Şekil 4.29.</b> | Kuru ortamda, D=6mm, n=50dak <sup>-1</sup> ve f=50mm/dak şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (23,065°C).....          | 106 |
| <b>Şekil 4.30.</b> | Kuru ortamda, D=3,2mm, n=800dak <sup>-1</sup> ve f=30mm/dak şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (41,251°C).....       | 107 |
| <b>Şekil 4.31.</b> | Kuru ortamda, D=3,2mm, n=200dak <sup>-1</sup> ve f=70mm/dak şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (36,748°C).....       | 107 |
| <b>Şekil 4.32.</b> | D=3,2mm, F=20N ve n=570dak <sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram(75,090°C).....                           | 109 |
| <b>Şekil 4.33.</b> | D=4,5mm, F=40N ve n=570dak <sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (82,622°C).....                          | 109 |
| <b>Şekil 4.34.</b> | D=6mm, F=70N ve n=570dak <sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (49,887°C).....                            | 110 |
| <b>Şekil 4.35.</b> | Standart D=6mm, F=20N ve n=1220dak <sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (62,825°C).....                  | 111 |
| <b>Şekil 4.36.</b> | Standart D=4,5mm, F=140N ve n=1220dak <sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (86,866°C).....               | 112 |
| <b>Şekil 4.37.</b> | Standart D=4,5mm, F=100N ve n= 230dak <sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (57,299°C).....               | 112 |
| <b>Şekil 4.38.</b> | TiBN kaplanmış D=4,5mm, F=100N ve n= 230dak <sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (58,920°C).....         | 113 |
| <b>Şekil 4.39.</b> | TiBN kaplanmış D=6mm, F=140N ve n=230dak <sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (39,329°C).....            | 114 |
| <b>Şekil 4.40.</b> | Kuru ortamda standart D=4,5mm, F=140N ve n=1220dak <sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (86,866°C).....  | 114 |
| <b>Şekil 4.41</b>  | SBF ortamında standart D=4,5mm, F=140N ve n=1220dak <sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (45,937°C)..... | 115 |
| <b>Şekil 4.42.</b> | Kuru ortamda standart D=6mm, F=70N ve n=570dak <sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (49,887°C).....      | 116 |

|                    |                                                                                                                                                                                                                                                  |     |
|--------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>Şekil 4.43.</b> | SBF ortamında standart $D=6\text{mm}$ , $F=70\text{N}$ ve $n=570\text{dak}^{-1}$ şartlarında delinmiş numuneye ait histogram ( $47,446^{\circ}\text{C}$ ) .....                                                                                  | 116 |
| <b>Şekil 4.44.</b> | $1,739\text{ (gr/cm}^2\text{)}$ densiteli standart $D=4,5\text{mm}$ , $F=40\text{N}$ ve $n=570\text{dak}^{-1}$ şartlarında delinmiş numuneye ait histogram ( $47,726^{\circ}\text{C}$ ) .....                                                    | 117 |
| <b>Şekil 4.45.</b> | $2,194\text{ (gr/cm}^2\text{)}$ densiteli standart $D=4,5\text{ mm}$ , $F=40\text{N}$ ve $n=570\text{dak}^{-1}$ şartlarında delinmiş numuneye ait histogram ( $53,561^{\circ}\text{C}$ ) .....                                                   | 117 |
| <b>Şekil 4.46.</b> | Frez tipi -2 ile 2,2 bar basınçta kesilmiş genç numuneye ait histogram.....                                                                                                                                                                      | 118 |
| <b>Şekil 4.47.</b> | Frez tipi -2 ile 2,2 bar basınçta kesilmiş genç numuneye ait histogram.....                                                                                                                                                                      | 119 |
| <b>Şekil 4.48.</b> | Frez tipi -1 ile 2,2 bar basınçta kesilmiş genç numuneye ait histogram.....                                                                                                                                                                      | 119 |
| <b>Şekil 4.49.</b> | $D=6\text{mm}$ , $F=140\text{N}$ , $n=230\text{dak}^{-1}$ , kaplanmış matkaplakuru ortam şartlarında işlenmiş numuneye ait mikrograf ( $T=38,229^{\circ}\text{C}$ ) .....                                                                        | 120 |
| <b>Şekil 4.50.</b> | $D=4,5\text{mm}$ , $F=140\text{N}$ , $n=1220\text{dak}^{-1}$ , standart matkapla <i>kuru ortam</i> şartlarında işlenmiş numuneye ait mikrograf ( $T=86,866^{\circ}\text{C}$ ) .....                                                              | 121 |
| <b>Şekil 4.51.</b> | $D=4,5\text{mm}$ , $F=140\text{N}$ , $n=1220\text{dak}^{-1}$ , standart matkapla <i>SBF ortamında</i> işlenmiş numuneye ait mikrograf ( $T=45,937^{\circ}\text{C}$ ) .....                                                                       | 121 |
| <b>Şekil 4.52.</b> | $D=3,2\text{mm}$ , $F=70\text{N}$ , $n=230\text{dak}^{-1}$ , <i>standart</i> matkapla <i>kuru ortam</i> şartlarında işlenmiş numuneye ait mikrograf ( $T=65,304^{\circ}\text{C}$ ) .....                                                         | 122 |
| <b>Şekil 4.53.</b> | $D=3,2\text{mm}$ , $F=70\text{N}$ , $n=230\text{dak}^{-1}$ , <i>kaplanmış</i> matkapla <i>kuru ortam</i> şartlarında işlenmiş numuneye ait mikrograf ( $T=72,647^{\circ}\text{C}$ ) .....                                                        | 122 |
| <b>Şekil 4.54.</b> | $D=6\text{mm}$ , $F=40\text{N}$ , $n=570\text{dak}^{-1}$ , standart matkapla <i>kuru ortam</i> şartlarında işlenmiş numuneye ait mikrograf ( $T=60,213^{\circ}\text{C}$ ) .....                                                                  | 123 |
| <b>Şekil 4.55.</b> | $D=6\text{mm}$ , $F=100\text{N}$ , $n=570\text{dak}^{-1}$ , standart matkapla <i>kuru ortam</i> şartlarında işlenmiş <i>densitesi <math>1,739\text{(gr/cm}^2\text{)}</math> olan</i> numuneye ait mikrograf ( $T=44,861^{\circ}\text{C}$ ) ..... | 123 |
| <b>Şekil 4.56.</b> | $D=6\text{mm}$ , $F=100\text{N}$ , $n=570\text{dak}^{-1}$ , standart matkapla <i>kuru ortam</i> şartlarında işlenmiş <i>densitesi <math>2,430\text{gr/cm}^2</math></i> numuneye ait mikrograf ( $T=48,768^{\circ}\text{C}$ ) .....               | 124 |
| <b>Şekil 4.57.</b> | $D=4,5\text{mm}$ , $F=20\text{N}$ , $n=1080\text{dak}^{-1}$ , standart matkapla <i>kuru ortamda</i> işlenmiş numuneye ait mikrograf ( $T=75,597^{\circ}\text{C}$ ) .....                                                                         | 124 |
| <b>Şekil 4.58.</b> | $D=6\text{mm}$ , $F=20\text{N}$ , $n=1220\text{dak}^{-1}$ , standart matkapla <i>kuru ortamda</i> işlenmiş numuneye ait mikrograf ( $T=62,825^{\circ}\text{C}$ ) .....                                                                           | 125 |
| <b>Şekil 4.59.</b> | $D=6\text{mm}$ , $F=20\text{N}$ , $n=1220\text{dak}^{-1}$ , standart matkapla <i>SBF ortamında</i> işlenmiş numuneye ait EDS analizi ( $T=63,418^{\circ}\text{C}$ ) .....                                                                        | 125 |
| <b>Şekil 4.60.</b> | $D=4,5\text{mm}$ , $F=140\text{N}$ , $n=1220\text{dak}^{-1}$ , standart matkapla <i>SBF ortamında</i> işlenmiş numuneye ait EDS analizi ( $T=45,937^{\circ}\text{C}$ ) .....                                                                     | 126 |
| <b>Şekil 4.61.</b> | $D=6\text{mm}$ çapında kaplanmamış standart matkap ucuna ait EDS analizi .....                                                                                                                                                                   | 127 |
| <b>Şekil 4.62.</b> | $D=6\text{mm}$ çapında TiBN kaplanmış matkap ucuna ait EDS analizi.....                                                                                                                                                                          | 127 |
| <b>Şekil 4.63.</b> | $D=6\text{mm}$ çapında kaplanmış standart matkap ucuna ait kaplama kalınlığı .....                                                                                                                                                               | 128 |

## TABLolar LİSTESİ

### Sayfa No

|                    |                                                                                                                           |    |
|--------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tablo 2.1.</b>  | Taguchi ve tam faktöriyel tasarım için kombinasyonlar.....                                                                | 42 |
| <b>Tablo 3.1.</b>  | SBF sıvısı ve insan kan plazmasındaki iyon konsantrasyonu.....                                                            | 55 |
| <b>Tablo 3.2.</b>  | Hazırlanan SBF sıvısının ihtiva ettiği iyon miktarları. ....                                                              | 55 |
| <b>Tablo 3.3.</b>  | Birinci grup deneysel parametreler.....                                                                                   | 59 |
| <b>Tablo 3.4.</b>  | Birinci gruba ait deneysel parametre değerleri .....                                                                      | 60 |
| <b>Tablo 3.5.</b>  | Matkap baskı kuvveti değişkeni parametreleri .....                                                                        | 61 |
| <b>Tablo 3.6.</b>  | Taguchi deney tasarımı yöntemiyle tasarlanmış deney şartları. ....                                                        | 62 |
| <b>Tablo 3.7.</b>  | Kemik densitesi deneylerine ait parametreler.....                                                                         | 63 |
| <b>Tablo 3.8.</b>  | Kemik densitesi deneylerinin devir sayısı ve baskı kuvvetine bağlı uygulama şartları.....                                 | 64 |
| <b>Tablo 4.1.</b>  | $f=50$ mm/dak ilerleme miktarında devir sayısı ve matkap çapına sıcaklık değişimi .....                                   | 75 |
| <b>Tablo 4.2.</b>  | $D=4,5$ mm matkap çapında devir sayısı ve ilerleme miktarına bağlı sıcaklık değişimi .....                                | 75 |
| <b>Tablo 4.3.</b>  | $D=4,5$ mm matkap çapında ilerleme miktarı ve devir sayısına bağlı sıcaklık değişimi .....                                | 76 |
| <b>Tablo 4.4.</b>  | $n=400$ dak <sup>-1</sup> 'da ilerleme miktarı ve matkap çapına bağlı sıcaklık değişimi.....                              | 77 |
| <b>Tablo 4.5.</b>  | $n=400$ dak <sup>-1</sup> 'da ilerleme miktarı ve matkap çapına bağlı sıcaklık değişimi.....                              | 78 |
| <b>Tablo 4.6.</b>  | Kemik cinsine bağlı sıcaklık değişimi .....                                                                               | 78 |
| <b>Tablo 4.7.</b>  | Kemik densitesi, devir sayısı ve uygulanan baskı kuvvetine bağlı sıcaklık değişimleri .....                               | 81 |
| <b>Tablo 4.8.</b>  | Kuru ve SBF ortamlarında delme baskı kuvveti, matkap cinsi, matkap çapı ve devir sayısına bağlı sıcaklık değişimleri..... | 83 |
| <b>Tablo 4.9.</b>  | Matkap baskı kuvveti, devir sayısı ve matkap uç açısına bağlı sıcaklık değişimleri .....                                  | 88 |
| <b>Tablo 4.10.</b> | Erkek ve dişi numunelerde delme faktörleri ve seviyeleri.....                                                             | 94 |
| <b>Tablo 4.11.</b> | Erkek numunelerde sıcaklık oluşumuna her bir seviyedeki faktörlerin etkisi (S/N değerleri).....                           | 94 |
| <b>Tablo 4.12.</b> | Dişi numunelerde sıcaklık oluşumuna her bir seviyedeki faktörlerin etkisi (S/N değerleri).....                            | 94 |
| <b>Tablo 4.13.</b> | Kuru ortamda dişi kemiklerde sıcaklık değişimi için ANOVA sonuçları.....                                                  | 96 |
| <b>Tablo 4.14.</b> | Kuru ortamda erkek kemiklerde sıcaklık değişimi için ANOVA sonuçları.....                                                 | 96 |
| <b>Tablo 4.15.</b> | Normal ve TiBN kaplanmış matkaplı deneylerde delme faktörleri ve seviyeleri .....                                         | 97 |
| <b>Tablo 4.16.</b> | Standart ortopedik matkaplarda sıcaklık oluşumuna her bir seviyedeki faktörlerin etkisi (S/N değerleri).....              | 97 |
| <b>Tablo 4.17.</b> | TiBN kaplanmış matkaplarda sıcaklık oluşumuna her bir seviyedeki faktörlerin etkisi (S/N değerleri).....                  | 97 |
| <b>Tablo 4.18.</b> | Kuru ortamda standart ortopedik matkapla delme işleminde sıcaklık değişimi için ANOVA sonuçları.....                      | 99 |

|                    |                                                                                                                             |     |
|--------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>Tablo 4.19.</b> | Kuru ortamda TiBN kaplanmış matkapla delme işleminde sıcaklık değişimi için ANOVA sonuçları.....                            | 99  |
| <b>Tablo 4.20.</b> | SBF ortamına standart ve TiBN kaplanmış ortopedik matkaplı deneylerde delme faktörleri ve seviyeleri .....                  | 100 |
| <b>Tablo 4.21.</b> | SBF ortamında standart ortopedik matkaplarda sıcaklık oluşumuna her bir seviyedeki faktörlerin etkisi (S/N değerleri) ..... | 100 |
| <b>Tablo 4.22.</b> | SBF ortamında TiBN kaplanmış matkaplarda sıcaklık oluşumuna her bir seviyedeki faktörlerin etkisi (S/N değerleri) .....     | 100 |
| <b>Tablo 4.23.</b> | SBF ortamında standart ortopedik matkapla delme işleminde sıcaklık değişimi için ANOVA sonuçları.....                       | 102 |
| <b>Tablo 4.24.</b> | SBF ortamında TiBN kaplanmış matkapla delme işleminde sıcaklık değişimi için ANOVA sonuçları.....                           | 102 |
| <b>Tablo 4.25.</b> | D=6mm, F=20N, n=1220dak <sup>-1</sup> , standart matkapla SBF ortamında işlenmiş numuneye ait EDS analizi .....             | 125 |
| <b>Tablo 4.26.</b> | D=4,5mm, F=140N, n=1220dak <sup>-1</sup> , standart matkapla SBF ortamında işlenmiş numuneye ait EDS analizi .....          | 126 |
| <b>Tablo 4.27.</b> | D=6mm çapındaki kaplanmamış matkap ucundan alınan EDS sonuçları.....                                                        | 126 |
| <b>Tablo 4.28.</b> | D=6mm çapındaki kaplanmış matkap ucundan alınan EDS sonuçları.....                                                          | 127 |

## 1. GİRİŞ

Cerrahi operasyonlarda kemiğin işlenmesi esnasında, metal – kemik teması sonucu ısı oluşumu uzun yıllardan beri bilinmektedir. M.Ö. 500’lü yıllarda Hipokrat, delmenin çok yavaş yapılmasını ve kesici takımın sık sık soğuk suya daldırılmasını tavsiye etmiştir. Kemik, organik ve mineral fazlarının bulunduğu kompleks bir biyolojik doku olup fazlarındaki bu karmaşıklık kemiğin mekanik özelliklerine de yansımaktadır. Mekanik özellikler ve dış kuvvetlerin yanı sıra doku ayrıca ısı etkisiyle de değişmekte olup cerrahi çalışma ortamında farklı problemler oluşturmaktadır. Delme ve kesme işleminde oluşan ısı, genellikle kesici takım ile kesme yüzeyindeki sürtünmeden dolayı kesme bölgesinde uygulanan enerjinin ısıya dönüşmesiyle kaçınılmaz olarak meydana gelerek dokunun nekroz olmasına veya yanmasına neden olmaktadır [1].

Delme ve kesme işlemlerinde ısı oluşumunda birçok faktör etkilidir. Bunlar özellikle kesme hızı, ilerleme miktarı, uygulanan basınç, kesici takım tipi ve takımın uç geometrisidir. Ancak bu parametrelerin ısı oluşum mekanizmasını nasıl etkiledikleri günümüzde hala karmaşıklığını korumakta olup bu parametreler yıllardan beri birçok araştırmacıya konu olmuştur [1]. Bu durum, kesme esnasında oluşan sıcaklığın hassas bir şekilde ölçülmemesinden kaynaklanmaktadır. Isı sadece organik ve inorganik fazlara sahip kemik dokularda problem oluşturmakla kalmamakta, bunun yanında tüm ortogonal kesme uygulamalarında da sorun oluşturmaktadır. Bu tür işlemlerde ısı sorunu çoğunlukla takım aşınmasını tetiklediği ve kesicinin mekanik özelliklerini etkilemesi gibi istenmeyen durumlara neden olduğu için bir problem teşkil etmektedir.

Abukhshim vd. [2], yaptıkları çalışmada bu konuda araştırma yapmak isteyen araştırmacılara rehberlik etmesi açısından ortogonal kesmedeki ısı oluşumu konusunda daha önceden yapılmış çalışmaları derlemişler ve ayrıca oluşan sıcaklığın ölçülme yöntemlerini özetlemişlerdir. Mukherjee ve Ray [3], metal kesme işleminin optimizasyonu üzerine yine bir derleme çalışması yapmışlardır. Çalışmalarında çeşitli metal işleme yöntemlerinde optimum işlem gerçekleştirebilmek için uyulması gereken kurallar ve yöntemlerin yanı sıra Taguchi ve benzeri yaklaşımların bu tür çalışmalarda ne denli faydalar sağladığından bahsetmişlerdir. Benzer bir çalışma olarak Davies vd. [4], çeşitli talaş kaldırma uygulamalarında çeşitli yöntemlerle sıcaklığın ölçülmesi konusunda geniş bir literatür araştırması yapmışlar ve araştırmacıların farklı uygulamalar için genelde tercih

ettikleri yöntemleri sıralamışlardır. Ancak özellikle delme işleminde, kesici kenarın sıcaklığının tam olarak ölçülmesinin oldukça güç olduğunu bildirmişlerdir. Bu sorunu aşmak için yapılan çalışmada Ueda vd.[5], delme işleminde ortaya çıkan sıcaklığı iki renkli fiber optik kablo yöntemiyle ölçmüşlerdir. Delme işlemleri için 10 mm çaplı sementit karbür takım (matkap ucu) kullanılmış, malzeme olarak takım çeliği, dökme demir ve alüminyum alaşımları kullanılmıştır. Matkabın devir sayısı ve ilerleme miktarının sıcaklığa bağlı etkisi araştırılmış ve en yüksek sıcaklığın takım çeliğinde ortaya çıktığı görülmüştür. Klaus ve Christoph [6], takviyeli plastik kompozitlerin delinmesi esnasındaki ortaya çıkan sıcaklık yaygın olarak kullanılan termokupl yöntemi ile ölçmüşler ve kesme bölgesi maksimum sıcaklığını 387 °C olarak tespit etmişlerdir. Özellikle ilerleme miktarı azaldığında sıcaklığın arttığını, ilerleme miktarı arttığında ise sıcaklığın düştüğünü görmüşlerdir. Bu konudaki deneysel çalışmaların yanı sıra bazı araştırmacılar, ısı oluşum mekanizması olayını sayısal ve sanal olarak çözüme yolunda araştırmalar yapmışlardır.

Gerçekleştirilen bir çalışmada Sreejith vd.[7], karbon fenol kompozitlerinin PCBN takımlarla işlenebilirliği araştırılmıştır ve çalışmada kritik kesme hızı ve kesme basıncı altındaki kritik sıcaklık aralığı tanımlanarak kesme sıcaklıklarının tahmini ve işleme parametrelerinin kontrolü için sıcaklıklar çoklu regresyon yöntemi ile modellenmiş ve işleme için etkin takım sertlik aralığı belirlenmiştir. Hamade vd.[8], gerçekleştirilen delme deneylerinde kullanılan kesme hızı, ilerleme miktarı ve kama açısı gibi giriş parametrelerinden faydalanarak deneysel kesme kuvveti ve basıncı gibi çıkış parametreleri arasında çeşitli denklemler türetmişler ve bunların bu konuda gerçekleştirilen çalışmalardan elde edilen bağıntılardan daha kullanışlı olduğunu ileri sürmüşlerdir. Kesme bölgesinde meydana gelen sıcaklığın ölçülmesinin yanı sıra bu sorunun malzemeye olan fiziksel etkilerini görmek açısından bir kısım araştırmacı işlem sonrası talaş kaldırılan bölgeyi incelemişlerdir. Bu araştırmacılar Song vd. [9], toz metalürjisiyle üretilmiş çelik – alüminyum alaşımına kuru şartlarda delik delinmesi üzerine bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmalarında takımın kaplanması ve uç açısı parametrelerini kullanmışlardır ve alaşım bünyesinde bulunan alüminyum tozlarının delik cidarına oluşan kesme sıcaklığının da etkisiyle eriyip sıvandığını görmüşlerdir.

Organik ve inorganik kompleks yapıları bünyesinde bulunduran kemik ve diş dokusunda restorasyon esnasında oluşan kesme bölgesi sıcaklığı, çoğunlukla kemik ve diş dokusunu onarmakla görevli hücreleri yok etmektedir. Söz konusu canlı doku ve organizmalar olunca oluşan bu sıcaklığın nedenleri ve etkileri son yıllarda araştırmacılar

tarafından daha fazla önem kazanmıştır. Bu yöndeki çalışmalar incelendiğinde, ortogonal kesmenin ve oluşan ısının mekaniğinin yeterince karmaşık olması sebebiyle araştırmacılar genelde sıcaklığa etki eden tek veya birkaç parametrenin etkilerini irdeleyebilmişlerdir. Reingewirtz vd. [10], kemik implantasyonlarında gerek duyulan delme işlemleri ve onun neden olduğu termal (ısı) hasarları incelemişler ve çalışma sonucunda uygulanan yükün önemli ölçüde sıcaklığı artırdığını, ayrıca ön delik delmenin sıcaklık artışını etkilemediğini ve artan devir sayılarında sıcaklığın da doğru orantılı olarak artış gösterdiğini gözlemlemişlerdir. Bachus vd. [11], kemiklere vida veya pin montajı için gerekli delik delme işlemlerinde uygulanan kuvvetin, meydana gelen ısıya etkisini araştırmışlar ve sonuçta genel olarak uygulanan kuvvetin ısı oluşumunda etkili bir parametre olduğunu tespit etmişlerdir. Natali vd. [12] ise, yaptıkları çalışmada genel mühendislik kullanımı amaçlı delici takımları ile ortopedik amaçlı takımların kesme esnasında meydana getirdikleri sıcaklıkları karşılaştırmışlar ve genel mühendislik amaçlı kullanılan takımların kemik dokuda daha az hasara neden olduklarını rapor etmişlerdir. Ancak biyo uyumluluk konusunda herhangi bir görüş bildirmemişlerdir. Shin ve Yoon [13], ortopedik operasyonlarda kesme işlemi esnasında meydana gelen ısının kemik dokusuna etkisini araştırdıkları çalışmalarında, sıcaklık ölçümü için iki adet kızılötesi termometre kullanarak, büyük ilerleme miktarı ve düşük kesme hızında sıcaklığın azaldığını gözlemlemişlerdir. Yapılan bir diğer çalışmada ise araştırmacılar [14], domuz çenesine uygulanan implant tedavisinde devir sayısının etkisini araştırmak için üç farklı kesici devir sayısını kullanarak kesme bölgesi sıcaklıklarını termokupl yöntemiyle ölçmüşler ve devir sayısı azaldıkça sıcaklığın da azaldığını gözlemlemişlerdir. Hillery ve Shuaib [15], özellikle uzun kemiklerin birleştirilmesi işleminde kullanılan delik delme işlemlerinde dokuya zarar vermeyecek en yüksek sıcaklık değerini incelemiş ve sonunda bu sıcaklığın 55<sup>0</sup> C olacağına karar vermişler, ancak optimum kesme parametrelerinin neler olacağına değinmemişlerdir.

Heidemann vd. [16], kemiklere vidalama işleminden önce delik delinmesinin başta sıcaklık olmak üzere bazı istenmeyen hasarlara neden olmasından dolayı, delme işlemi olmaksızın, özellikle ortodontik cerrahide direkt vidalama yönteminin performansını alt çene kemiğindeki bir uygulama ile araştırmışlar ve delme işlemi kadar ısı hasarı oluşmadığını ileri sürmüşlerdir. Kerawala, vd. [17], diş implantasyonlarında kullanılan vidalama işlemlerinde kullanılan vidaları delik delmeksizin direkt monte edilmesi durumunda karşılaşılan sıcaklık probleminin delme işlemiyle karşılaştırmışlar ve

sonucunda direkt vidalama işleminde sıcaklık etkisinin daha az olduğu sonucunu elde etmişlerdir. Kim vd.[18], ortodontik çalışmalarda kullanılan vidalama işlemleri için gerekli delik delme veya doğrudan vidalama esnasında bu işlemlerin dokulara etkilerini araştırmışlar ve sonuç olarak, doğrudan vidalamanın ortodontik uygulamalar için daha uygun olduğunu saptamışlardır.

Dokularda problem yaratan bu ısı oluşumu kesici ve kesilen malzeme arasındaki etkileşimden kaynaklandığı için kesicinin özellikleri oldukça önem kazanmıştır. Bu özelliklerden kesici takımın keskinliğini inceleyen Jochum ve Reichart [19], diş protezleri için yapılan kesme ve delme işlemlerinde kesici keskinliğinin ısı oluşumuna etkilerini araştırmak için belirli sayılarda yüksek devir ve su soğutması ile delme işlemi gerçekleştirmiş ve kullanılan kesici takımın, kemik dokusuna zarar vermeden keseceği maksimum kesme ömrünü bulmuşlardır. Benzer şekilde Allan vd. [20], defalarca delme işleminde kullanılarak aşınmış kesici takımların ortaya çıkardıkları sıcaklıkların karşılaştırmasını yapmışlar ve beklendiği üzere aşınmış takım kullanmanın sıcaklık miktarını yükselttiği sonucuna varmışlardır. Chacon vd. [21] ise, üç farklı uç profiline sahip matkap uçları ve bunların sterilizasyonu ile belli sayılarda kemik delme operasyonu gerçekleştirerek bunların meydana getirdiği ısı oluşumunu incelemişler. Sonuç olarak tekrarlı delme yapan takımların sıcaklığı arttırdığını ve profillerin de buna katkısı olduğunu tespit etmişlerdir. Delici takım uç profillerinin önemli olduğunu düşünerek Piska vd. [22], ortopedik işlemlerde kemiğin delinmesi esnasında ortaya çıkan ısının neden olan kesici uç profilin etkisini tespit etmek amacı ile üç farklı profil deneyip aralarında kıyaslama yapmışlardır. Yine benzer bir çalışmada Karmani ve Lam [23], ortopedik işlemlerde kullanılan matkap ucu tiplerinin kesme işlemindeki performanslarını araştırarak sonuç olarak delme işlemi yaparken kesici tipinin özelliklerinin bilinmesi gerektiğine karar vermişlerdir. Draenert vd. [24], piyasada ortopedik cerrahide delik delmek için yaygın olarak kullanılan sekiz farklı delici ucun kemik dokuya verdikleri hasarı histolojik olarak incelemişlerdir. Birbirleriyle karşılaştırmışlar ve dokuya en fazla hasarı, bir seferde en büyük talaş kaldıran kesicilerin verdiğini, buna karşılık en az hasarı ise sulu elmas taş kesicinin verdiğini görmüşlerdir. Kemik dokunun motorlu testere ile kesilmesine ihtiyaç duyulan çeşitli ortopedik cerrahi operasyonlar üzerine yapılan bir araştırmada ise Firoozbakhsh vd. [25], kesici kalınlığının kesme bölgesinde ısı oluşumuna nasıl bir etkisi olduğu araştırılmıştır. Çalışmada farklı kesme hızları ve süreleri denenerek elde edilen sonuçlarda kalın olan kesicinin daha fazla sıcaklık meydana getirdiği ve kesme hızının

artışının daha fazla sıcaklık artışına neden olduğu sonucuna varılmıştır. Carlo vd. [26], dişçilikte kullanılan farklı markalara ait delici uçlarla implant öncesi çene kemiğine gerçekleştirilen delme işlemi neticesinde kesme verimliliğini, ölçü tamlığını, ısı oluşumunu ve takım aşınmasını incelemişlerdir. Kesme durumunda ısı oluşumu bakımından pek bir fark olmadığını ancak kaplanmış olan takımların daha fazla aşınma gösterdikleri sonucuna ulaşmışlardır. Kesici veya matkap üzerine yapılan sert kaplamalar aşınma ömrünü ve kesme kabiliyetini artırma amaçlarına yönelik olup pek de olağan görünmeyen bu sonucun nedenini belirtmemişlerdir.

Malzemeyi talaşlı işlerken veya şekillendirirken kesme bölgesinde ortaya çıkan ve genelde işleme menfi yönde etkisi olan ısıyı gerek takımdan gerekse işlem bölgesinden uzaklaştırmanın ucuz ve pratik yöntemlerinden olan operasyonu soğutma sıvısı kullanarak gerçekleştirmektedir. Abbas ve Jones [27], yüz operasyonlarında gerçekleştirilen delme esnasında soğutma sıvısının kullanıldığı ve kullanılmadığı durumda oluşan ısının yüz dokusuna etkilerini araştırmışlar ve sıvı kullanımının ısı hasarı önemli ölçüde azalttığı sonucuna varmışlardır. Benington vd. [28], diş implantasyonunda karşılaşılan sıcaklık probleminde soğutma sıvısının dahili ve harici verilmesi üzerine bir araştırma gerçekleştirmişler ancak dahili soğutmanın hariciye göre önemli bir avantajının olmadığı sonucuna varmışlardır. Won [29], diş hekimliğinde tek parçalı implantlara destek uygulamasında ortaya çıkan sıcaklığı araştırmıştır. Bunun için Zimmer marka implantları karbür ve elmas uçlu kesiciler ile işlerken hava spreyi ve su ile soğutma durumunda implantın maruz kaldığı sıcaklığı araştırmıştır. Sonuç olarak, bu marka implantların monte edildikleri kemik bölgesinde sıcaklık yoğunlaşmasının azaldığı görülmüştür.

Canlı vücudu çoğunlukla organik yapılardan oluştuğu için ısı oluşumunun etkisi sadece işlem gören kemik veya diş dokusunu değil bu dokulara komşu veya birleşik olan bazı diğer dokulara da zarar verebilmektedir. Aslan vd. [30], domuzların çene kemiği (mandible) üzerinde yapılan delme operasyonunda, çene kemiğinin kanallarındaki sinir dokusunda oluşan ısının etkisini araştırmışlar ve sıcaklığın belli bir değerin üstünde sinir dokusuna zarar verdiğini görmüşlerdir.

Isı oluşum problemi ile ilgili cerrahi operasyonlar genelde kesme ve delme üzerinde yoğunlaşsa da bazen operasyonlarda farklı tip işlemler de gerçekleştirilebilmektedir. Örneğin Karunakar vd.[31], beş adet canlı hayvan üzerinde intramedullar kemik dokusuna raybalama işleminde oluşan sıcaklığı, termokupulları tibia diafiz bölgesi korteksine yerleştirmek suretiyle ölçmüşlerdir. İntramedullar kanalın çapından daha büyük çaplı

raybalarda daha yüksek sıcaklık miktarının ortaya çıktığını görmüşler ve çapı büyük raybalarda ilerleme hızının düşük tutulmasıyla sıcaklığın kemik dokuda nekroz oluşturmayacek seviyelerde kalabileceğini ileri sürmüşlerdir.

Çağımızda yeni üretilen çeşitli tip malzemelerin işlenmesi için gelenekselden farklı olarak kullanılan alışılmadık imalat yöntemlerinden bazıları, çeşitli ortopedik ameliyatlarda da kullanım alanı bulmuştur. Bu yöntemlerin medikal alanda kullanılabilmesi araştırmacıları bu konuda inceleme yapmaya sevk etmiştir. Bunlardan Wallace vd. [32], yardımcı gazlar kullanılarak gerçekleştirdikleri lazer ile kemik dokusu kesme operasyonu esnasında oluşan ısı etkileri ve yüzey profilini incelemişlerdir. Oluşan sıcaklığın tahmin edilenden daha fazla olduğu ve yüzey pürüzlülüğünün de gerçek kemik dokusununkinden daha fazla olduğunu görmüşlerdir. Eyrich [33], farklı iki tip lazer ve geleneksel yöntemle kemik delme işlemleri esnasında meydana gelen ısının etkilerini araştırıp elde edilen sonuçlarını karşılaştırmış ve lazerle kesmede sıcaklığın geleneksel yöntemle göre biraz daha yüksek olduğunu fakat CO<sub>2</sub> lazer işleminin dokulara en az düzeyde etki ettiğini belirtmiştir.

Lazer yönteminden farklı olarak Mann vd.[34], yeni bir ortopedik delme yöntemi geliştirmişlerdir. Bu yöntemin esası mikrodalga enerjisiyle kemik dokuda lokal sıcak noktalar oluşturmaktır. Bununla birlikte, mikrodalga yönteminin delme işleminde bazı doku karbonizasyonuna ve kollajen doku tahribatına neden olduğunu gözlemişlerdir. Delme bölgesinde zamana bağlı sıcaklık dağılımını veren bir model için sonlu farklar yöntemi kullanarak elde edilen model ile verilen matkap ucu çapı, mikrodalga delme gücü ve kemik geometrisine bağlı olarak kesme bölgesi sıcaklık dağılımını hesaplamışlardır. Mai vd. [35], kemiğe ultrasonik pin çakma işleminde ortaya çıkan ısının dokuya etkisinin histolojik açıdan önemini incelemek için koyun deneklerin alt çene kemiğinin sol tarafını kullanmışlardır. Burada deneklere uygulanan çivileme işlemleri 2. hafta ve 9. hafta sonunda histolojik incelemeye alınmış ve 2. haftada pin çevresinde nekroz görülmesine rağmen 9. hafta sonunda kemik normal iyileşme sürecine geçtiğini görmüşlerdir. Çalışma sonucunda, bu işlemin klinik uygulamalarda hızlı ve basit olmasından dolayı kullanışlı bir yöntem olduğu sonucuna varmışlardır. Rogersve Daniels [36], kemik kesme ve delme işlemlerinde meydana gelen ısının kemik dokudaki mikroyapısal değişimi araştırmak amacı ile kemiği sadece yüksek bir sıcaklıkta bekletip daha sonra X-Ray analizleriyle bu değişimi incelemişlerdir.

Deramond vd. [37], vertebroplasti işleminde iki çeşit kemik çimentosunun polimerleşirken kemiğin farklı üç bölgesinde meydana getirdiği sıcaklığın dokuya etkilerini araştırdıkları ve çimentolar arasında bir fark göremedikleri bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Bunun yanı sıra Li vd. [38], ortopedide kemik dokusuna kemik çimentosu uygulanması esnasında yapılan ön ısıtma ve soğutma işlemleri ile operasyon bölgesinde meydana gelen ısının sayısal analizini gerçekleştirmişler ve elde edilen sonuçlar neticesinde oluşan sıcaklığın kemik dokusunu aşırı bir şekilde etkilemeyeceğini bildirmişlerdir. Toksvig-Larsen vd. [39], kemik hasarlarında çeşitli birleştirmelerde kullanılan çimentonun birleştirdiği bölgedeki sıcaklık oluşumunu nasıl tetiklediğini ve oluşan bu ısının kemik dokusuna zarar verme derecesinin miktarını araştırmışlardır.

Delme işleminde oluşan ısı, deneysel olarak belirli bir değere kadar ölçülebilmektedir. Çünkü sıcaklığı etkileyen parametreleri kontrol altında tutmak tam anlamıyla mümkün olamamaktadır. Bu konuyla ilgili yapılan deneysel çalışmalar ve sayısal yöntemlerden elde edilen teorik çözümler de oluşan ısıyı tam manasıyla açıklayamamaktadır. Kemik delme ve kesme uygulamalarında oluşan ısı, gerilme ve burulma gibi olayların sayısal yöntemlerle simülasyonlarının yapılması, özellikle kemik dokunun bazı özgül değerlerine bağlıdır. Özellikler içerisinde kemiğin termal iletkenliği büyük önem arz etmektedir. Bu bağlamda Davidson ve David [40], sığır kemiğinin termal iletkenliğini deneysel olarak ölçümünü gerçekleştirirken sığır femurunun orta diafizinden alınan numunelerde üç doğrultuda ısı transferi ölçümü yapılmışlardır. Kemiğin boyuna ısı iletkenliğini  $0,58 \pm 0,018$  W/mK, çevresel ısı iletkenliğini  $0,53 \pm 0,030$  W/mK ve radyal doğrultuda iletkenliğini ise  $0,54 \pm 0,020$  W/mK olarak ölçmüşlerdir ve iletkenlik farklarının az olmasından dolayı kemik dokunun ısı iletkenliği olarak izotropik olduğunu ileri sürmüşlerdir. Sıcaklık dağılımı simüle eden sayısal yöntem olarak çoğunlukla sonlu elemanlar ve sonlu farklar yöntemleri daha yaygın olarak kullanılmıştır. Bono ve Jun [41], delme işleminde ısı oluşumunu tarif eden kesme cidarları boyunca sıcaklık profilini inceleyen çalışmalarında aşırı sıcaklığa maruz kalan öncelikli bölgenin, kesme kenarı olduğunu görmüşlerdir. Çalışmalarında sonlu elemanlar yöntemi ile elde edilen modelin verileri ile gerçek deneysel verilerin uyum içinde olduğunu gözlemlemişlerdir. Kemik dokusu kullanmayan Chang [42], benzer bir yöntemi paslanmaz çeliğe uygulayarak ortogonal talaş kaldırma işlemleri neticesinde ortaya çıkan kesme sıcaklığını tahmin etmeye yönelik analitik bir çözüm ortaya koymuş ve buradan elde ettiği neticelerle gerçek değerler arasında önemli bir uyum olduğunu görmüştür.

Sugita vd. [43], yapay eklem cerrahisinde gerçekleştirilen kemik dokunun kesilmesi esnasında ortaya çıkan ısıның dokulara olan etkisini incelemek için kesme yüzeyi sıcaklığını termograf yöntemiyle ölçmüşler ve ayrıca sayısal bir ısı modeli de kullanmışlardır. Deneysel ve sayısal yöntemin çözümü, kesme yüzeyinin hemen altında sıcaklığın önemli ölçüde düşüş gösterdiğini bunun da kemik dokunun ısı iletim özelliği ile ilgili olduğunu ileri sürmüşlerdir. Tu vd. [44], kemik delme işleminin sonlu elemanlar yöntemiyle simülasyonu çalışmasında kesme bölgesinde oluşan ısıyı ve kesme basıncını analiz etmişlerdir. Ayrıca sayısal modelde matkap ucuna bir ön sıcaklık tanımlayarak (uygulayarak) da sonuçların nasıl değiştiğini irdelemişler ve düşük ön sıcaklığa sahip ucun delme esnasında daha düşük sıcaklıklar meydana getirdiğini görmüşlerdir.

Çeşitli nedenlerle kırılmış, çatlamış veya tamamen bütünlüğü bozulmuş kemik dokunun onarımının yapıldığı ortopedik cerrahi operasyonlarda, delme ve kesme işlemlerine gerek duyulmaktadır. Kemik parçalarının birleştirilmesi veya yerine çeşitli malzemelerden imal edilen implantların yerleştirilmesinde delik delme, kaçınılmaz bir operasyondur. Vidalama öncesi delik delme işlemlerinde delme işleminin optimum parametrelerde yapılmaması durumunda başlangıçta da bahsedildiği üzere operasyon sonrası vidanın veya implantın dokuya iltihabi nedenlerden dolayı sağlıklı olarak tutunamamaktadır. Wang vd. [45], çeşitli nedenlerle meydana gelen omurilik kırıklarının onarımında vidayla bağlamanın biyomekanik rolünü geliştirmek amacıyla gerçekleştirdikleri bir çalışmada vertebradaki disklerden T12 den L3'e kadar on iki adet numune alınmış ve bunlar iki gruba ayrılmıştır. Birinci grupta yapay kırıklar oluşturulmuş ve vida ile birleştirilmişlerdir. Daha sonra onarım görmüş ve görmemiş omurga örnekleri aksel ve eğilme testlerine tabi tutulmuş ve vidalı numunelerin bu hareketlerde aşırı zorlanmadığını tespit etmişlerdir. Morais vd. [46], yaptıkları çalışmada, ortodontik cerrahide yaygın olarak çivileme işlemlerinde kullanılan titanyum alaşımı olan Ti – 6Al – 4V malzemesinin biyo uyumluluğunu araştırmak için tavşan deneğinin tibiasına bu implantı yerleştirmiş ve daha sonra 1 – 4 ve 12. haftalarda bağlantının torkunu ölçmüşlerdir. Aynı zamanda alaşımın bünyesindeki vanadyumun iyileşme sürecinde vücuda olan salınımının miktarını da incelemişlerdir. Sonuç olarak, 1. ve 4. hafta sonunda pek de önemli bir tork artışı gözlenmezken 12. hafta sonunda kayda değer bir artışın olduğu, vanadyumun ise vücutta toksik bir etki bırakmayacak bir düzeyde kaldığını görmüşlerdir. Jiang vd. [47], proksimal humeral kırıklarının tedavisinde paralel ve yakınsak olmak üzere iki farklı pin konfigürasyonunun cerrahi uygulamasında, paralel pin konfigürasyonunun burulma

durumunda önemli avantaj sağladığını, fakat uygulanma yerinde başka bir engel yoksa bu yöntemi önerdiklerini rapor etmişlerdir. Cyr vd. [48], ikinci servikal omurganın vidalı desteklenmesinde, unikortikal ve bikortikal C1 – C2 transartiküler vidaların çekme direncini biyomekanik olarak karşılaştırmışlardır ve her iki vidanın ortalama çekme direnci bakımından aralarında kayda değer bir fark bulunmadığını, dolayısıyla unikortikal vidaların da cerrahide nörovasküler risk oluşturmadığını ileri sürmüşlerdir. Park vd.[49], alt ve üst çene kemiğinde alveolar ve bazal kemik dokunun densitesini cinsiyete ve yaşa göre sınıflandırmaya tabi tutmuşlardır. Bu sayede yaş ve cinsiyet gruplarına göre yapılacak olan vidalama işlemlerinde tespit edilen densitelerin yol gösterici olacağını bildirmişlerdir. Krupp vd. [50], yeni tip allograft olarak “semitandinosus – gracilis” greftinin tibia da hazırlanan deliklere yapılan dolgu aşırı ve bu bölgedeki düşük mineral densitesine etkilerini araştırmışlardır.

Çeşitli cerrahi operasyonların yanı sıra birbirine sürtünerek çalışma halinde olan eklem protezlerinin oluşturduğu ısı da araştırmacıların çalışmalarına konu olmuştur. Kalça protezleri üzerine böyle bir çalışmayı gerçekleştiren Graichen vd. [51], kalça protezlerinin birbirine sürtünerek meydana getirdikleri ısıyı ve proteze binen yükleri gerçek zamanlı olarak ölçmek için protez içerisine yerleştirilen mikro çiplerin kullanıldığı bir ekipmanı tasarlayıp üretmişlerdir. Bergmann vd. [52] ise, bu geliştirilen mikro çip ekipmanı ile kalça protezleri üzerine yaptıkları araştırmada, protezin sürtünmeden kaynaklanan ortama çıkardığı ısı nedeniyle çevresindeki dokulara verdiği hasarı incelemişlerdir. Gerçekleştirdikleri araştırmada, protezi kullanan hastalara sürtünme bölgelerindeki sıcaklığı ölçebilecek ekipmanlar yerleştirildikten sonra, çeşitli kalça eklemi aktiviteleri yaptırılarak protezin sıcaklığını ölçmüşlerdir. Özellikle kilosu fazla olan hastalarda ve koşma egzersizinde sıcaklığın yükseldiğini gözlemişler bunun yanı sıra kullanılan protez malzemesinin de sıcaklığa duyarlı bir parametre olduğunu ileri sürmüşlerdir. Bu çalışmanın devamı olarak G. Bergmann vd. [53], deneysel olarak gerçekleştirdikleri kalça protezindeki sürtünmeden kaynaklı ısı oluşumu çalışmalarını sonlu elemanlar kullandıkları sayısal bir yöntemle de modellemişlerdir.

Buraya kadar bahsedilen çalışmalar tartışmasız ısı hasar konusunda karşılaşılan olumsuzluklara belirli oranlarda katkı sağlamaktadırlar. Nitekim kesme ve/veya delme işlemlerinde devir sayısı, ilerleme miktarı ve baskı kuvveti başta olmak üzere çeşitli parametrelerin ısı kaynağı oluşturmada oldukça etkili oldukları bilinmektedir. Bunların hangi değer aralıklarında daha optimum sonuçlar verdikleri kısmen de olsa bilinebilmekte

veya hesaplanabilmektedir. Fakat ortopedik cerrahi operasyonlarda bu değerlerin bizzat cerrah tarafından tam olarak operasyonel olarak tatbik edilmesi oldukça güç hatta bazen imkansızdır. Operasyonun kalitesi ve yan etkilerinin oluşması tamamıyla operatörün el becerisine kalmıştır. Bunu da göz ardı etmeyen bazı bilim adamları operatörün el becerisi faktörünü en aza indirebilmek ve ideal şartları operasyona uygulayabilmek için elektronik destekli makinelerden destek alma yönünde çalışmalar başlatmışlardır. Böyle bir çalışmayı yapan Joskowicz vd. [54], ortopedik tedavilerde uzun kırık kemiklerin birbirine monte edilmesi durumunda başvuru olan vidalama işlemi için gerekli deliklerin delinmesi için hassas hareket edebilen bir minyatür robot tasarlayarak delme işlemi esnasındaki merkezleme hataları gibi kusurları ortadan kaldırmışlardır. Benzer şekilde bir araştırmayı yapan Lee ve Shih [55], kemik dokusuna delik delme işlemlerinde meydana gelen kırılmaları engellemek amacıyla bulanık mantık kullanan bir robot mekanizması geliştirmişler ve bu robotun kırılmaları asgariye indirdiğini göstermişlerdir. Sugita vd. [56] ise, kemik delme işlemlerinde uygulanan baskı kuvvetinin önemine dikkat çekmişler ve sonrasında uygulanan kuvveti kontrol altında tutabilecek bir bilgisayar yazılımı geliştirerek bu yazılımın bir robot koluna aktarma çalışmalarını yürütmüşlerdir. Denis vd. [57], ortopedik cerrahi tibia operasyonlarında çeşitli delme ve frezeleme işlemlerinde kesiciye uygulanacak baskı kuvvetinin ve ilerleme miktarının kontrol altında tutulup, aşırı sıcaklıktan kaynaklı doku hasarına yol açmamak için bir robot ünitesi tasarımına yönelmişlerdir.

Yukarıdaki çalışmalarda ortopedik cerrahi ve diş hekimliğinde gerçekleştirilen çeşitli delme ve kesme uygulamalarında problem yaratan ısı oluşumu üzerine farklı türden çalışmalara kısaca değinilmiştir. Bahse konu olan çalışmalar genelde ısı oluşumuna etki eden parametrelerden birinin veya bir kaçının etkilerini araştırmışlardır. Örneğin bir kısım çalışmalarda delme esnasında uygulanan yük ve devir sayısı incelenmiş, bir kısmında ilerleme miktarı ve devir sayısı ele alınmış, bir başka çalışmada kesici uç profili dikkate alınmış, kimi çalışmada ise soğutma sıvısının etkisi incelenmiştir. Yapılan incelemeler çoğunlukla sıcaklık ölçümü ile değerlendirilmiş, histopatolojik olarak irdeleme pek yapılmamıştır. Özet olarak etkenlerin hep beraber olaya dahil edilip birbirleriyle etkilerinin incelendiği çalışmaya rastlanılmamıştır. Gerçekleştirilen bu tez çalışmasında ise ortopedi ve diş hekimliğinde delme ve kesme işlemlerine etki ettiği düşünülen ve ilgili literatür ışığında da doğrulanan parametreler olan matkap devir sayısı, ilerleme miktarı, matkap çapı, matkap cinsi, matkap profili, kuru ortam, vücut sıvısı ortamı (SBF ortamı), delme

baskı kuvveti, kemik cinsi (dişi – erkek) ve kemik densitesi (yoğunluğu) dikkate alınarak kombine bir in vitro çalışma yapılmıştır. Bu parametrelerin işlem gören dokuya etkileri öncelikle termokupllar vasıtasıyla sıcaklık olarak ölçülmüş, daha sonra dokunun kesilen bu kısımları histopatolojik ve taramalı elektron mikroskobu incelemelerine tabi tutularak mikroskobik boyutta da değerlendirilerek hangi işlem parametrelerinde çalışıldığında kemikte minimal düzeyde ısıl hasar meydana geleceği gösterilmiştir.

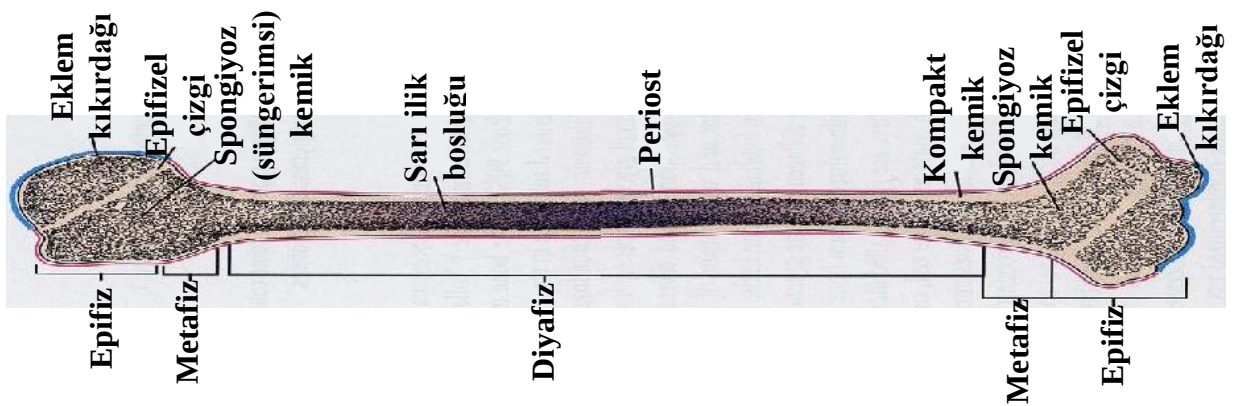
## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kemik Dokusu

Kemik, vücudun iskelet desteğini sağlayan, mineralize kollajen çatısı olan ve diğer bağ dokulara benzer tek tip hücrelerle zengin ara maddeden oluşan özel bir bağ dokudur. Kuru ağırlığının % 65-70' i inorganik, % 30-35'i organik , organik matriksin % 95' i ise kollajenden oluşmaktadır [58].

#### 2.1.1. Kemiğin Biçimsel Sınıflandırılması

**a) Uzun kemikler:** Boyu çapından daha büyük olan kemiklerdir. Radius, ulna, femur, tibia, metakarpal kemikler örnek olarak verilebilir (Şekil 2.1). Uzun kemiklerde bir gövde (diyafiz ) ve iki artiküler uç ( epifiz ) bulunur. Gövde ile artiküler uçlar arasında kalan kısım metafiz olarak adlandırılır. Büyüme bu bölgeden sağlanır. Kompakt kemik dokusu diyafizer bölgede kalındır ve artiküler kenarlara doğru gittikçe incelir. Uzun kemiklerin diyafiz bölgelerinin iç kısımlarında medullar kanal ile ince çapraz kemik trabekülleri ve kemik iliği mevcuttur. Medullar kanalda ince bir spongiyoz (süngerimsi) kemik dokusu bulunur. Metafizler ve epifizler bölgelerde ise durum tersidir. Spongiyoz kemik dokusu içerisindeki trabeküller arasında boşluklar birbirleri ile birleştikleri gibi medullar kanal ile de birleşirler[59].



Şekil 2.1. Uzun kemik ve kısımları(Tibia)[60].

**b) Kısa kemikler:** Boyu, çapı ve yüksekliği eşit veya yakın olan kompakt kemik ile çevrilmiş spongiyoz kemiklerdir. Hareketli eklemleri oluşturan trabeküllü kısa kemiklere el bileğindeki karpal ve ayak bileğindeki tarsal kemikler örnek olarak verilebilir (Şekil 2.2).

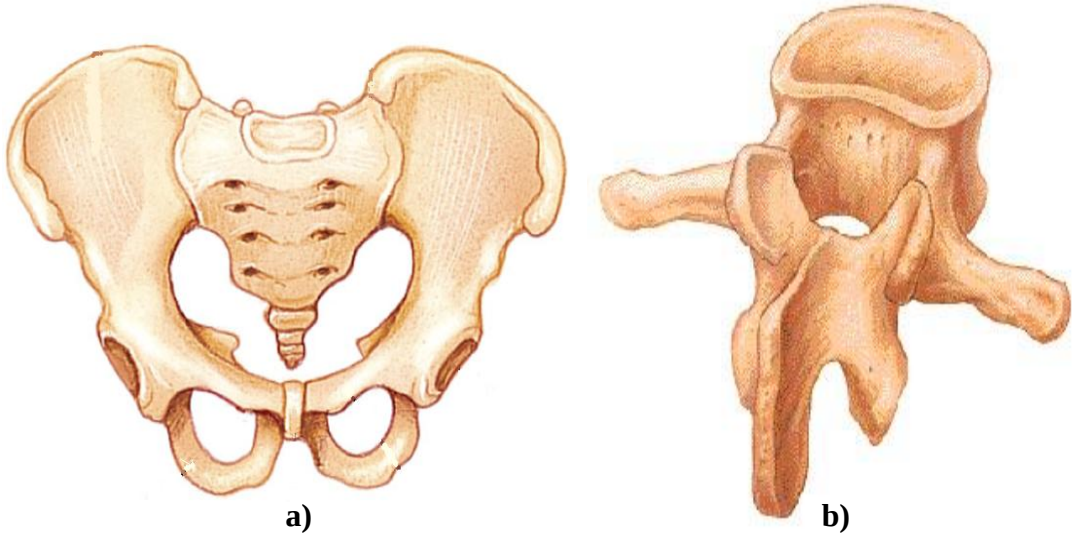


Şekil 2.2. Kısa kemik (Ayak)[61].

c) **Yassı Kemikler:** Skapula, sternum, kaburga ve kafatası kemikleri gibi iki yüzü kompakt kemikle örülmüş, kemik iliği içeren, spongiyoz kemik yapısına sahip ince ve yassı kemiklerdir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Yassı kemik (Skapula)[62].



Şekil 2.4. Düzensiz kemikler (a: Pelvis, b: Vertebra)[63,64].

**d) Düzensiz Kemikler:** Sinus içeren kafatası kemikleri, vertebra ve pelvis kemikleri gibi uzun, kısa ve yassı kemik özellikleri taşımayan kemik tipleridir (Şekil 2.4) [58] .

### 2.1.2. Kemik Yapıları

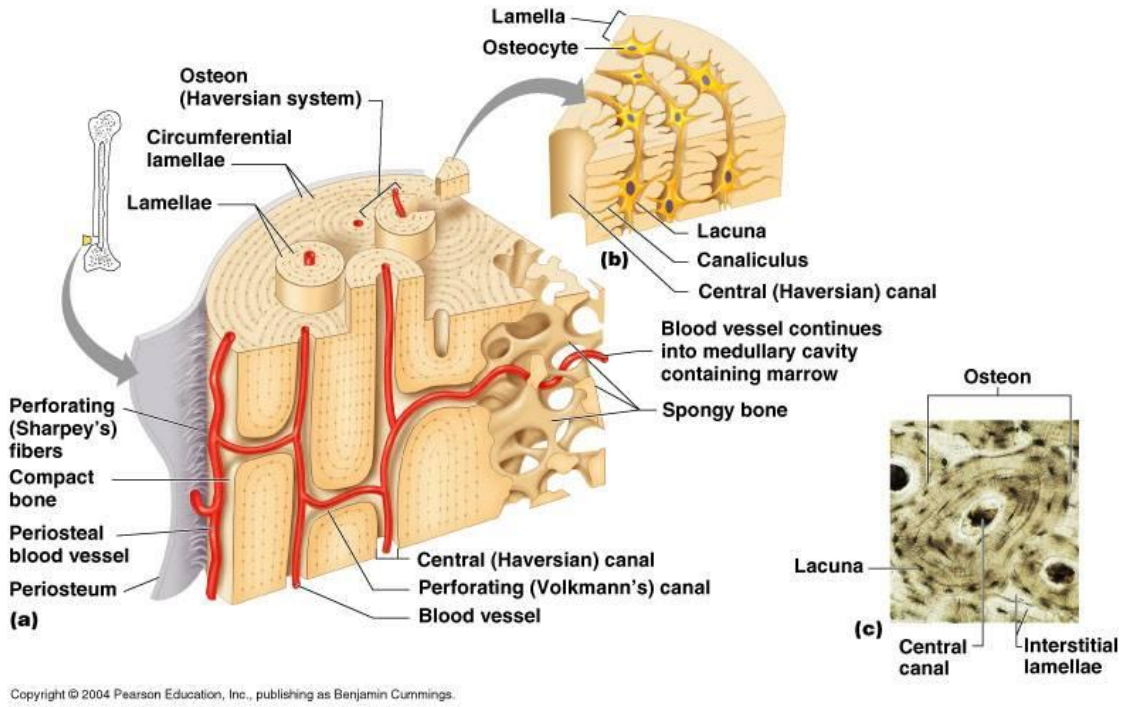
Kemik dokusunun mikroskopik incelemesinde, primer (olgunlaşmamış ) ve sekonder (olgun ) kemik dokuları gözlenir.

Primer kemik dokusu; embriyonal yaşamda gözlenen, yetişkinlerde ise normal koşullarda kafatası, yassı kemiklerin eklem yerlerinde, ligament (eklem bağı) ve tendonların direkt kemiğe yapışma yerlerinde ve dış alveolleri dışında bulunmaz. Primer kemik, hücreden oldukça zengindir. Kollajen lifler, değişik şekilde dizilmiş olup daha az miktarda mineral madde içerir. Hematoksilenle yoğun bir şekilde boyanır.

Erişkinlerde gözlenen sekonder kemikler, kompakt ve kansellöz kemik olarak ayrılır. Kansellöz kemik dokusu birbiriyle anastomoz (birleşme) yapan kemik trabeküllerinden oluşmuştur. Trabeküller arası, kemik iliği ile dolu olup düzensiz şekil yapısı vardır. Kompakt kemik dokusunda gözle görülebilen boşluklar yerine kan damarlarını taşıyan mikroskopik kanallar vardır ve mikroskopik bakımdan homojen ve kompakt görünümündedir [58].

Kompakt kemik dokusunun mikroskopik incelemesinde uzun eksen boyunca ve paralel seyirli çok seyirli Havers kanalı vardır. Kan damarları, sinir ve gevşek bağ dokusunu içeren yapının etrafını saran dairesel lamellerin meydana getirdiği oluşuma Havers sistemi veya osteon denir. Havers kanallarını yandan birbirine bağlayan yatay veya oblik (eğri) seyirli Volkmann kanalları, Havers sisteminin enine kesitlerinde, kanallar ve konsantrik lamellerle çevrili yuvarlak delikler biçimindedir ve periost ile endost arasındaki ilişkiyi sağlarlar. Uzunlamasına kesitlerinde ise birbirine paralel düz lamel sıraları ile çevrelenmiş uzun oluklar oluşturur ve her Havers sisteminin etrafında birkaç kollajen lif ile mineralize amorf matriksten oluşan ince ve homojen yapıştırıcı madde ile çevrelenmiştir. Osteonların arasını büyüme ve şekillenme sırasında kısmen yok olan bir önceki Havers sistemlerine ait ara intersitisyel (hücrelerarası) lameller doldurur. Havers sistemi, intersitisyel segment çizgileri, az kollajen içeren kemik matriksi ve küçük kanallarla belirgin aralıklarla ayrılmıştır. Kompakt kemik, periost altında ve endosta bakan yüzeylerinde kat kat olan sirküferensiyel (dairese) lameller tabakası ile çevrilmiştir. Periost altındaki dış sirküferensiyel lameller, endosttaki iç sirküferensiyel lamellerdir ve dış sirküferensiyel lameller iç sirküferensiyel lamellerden sayıca fazladır. Dış

kısımda bulunan kompakt kemiğin temel maddesini, aralarında hücreler arası veya kısmen rezorbe (emilmiş) olmuş Havers sistemlerinin artıkları olan zemin lamellerin bulunduğu çok sayıda Havers sistemleri oluşturur. Havers kanalları çevresinde konsantrik olarak sıralanmış ardıl lameller içerir ve Havers sistemlerinin büyük bir kısmı kemiğin uzun eksenini boyunca sıralanmış olup, yapının şematik gösterimi Şekil 2.5’de görülmektedir.



Şekil 2.5. Kemik yapısının şematik gösterimi [65].

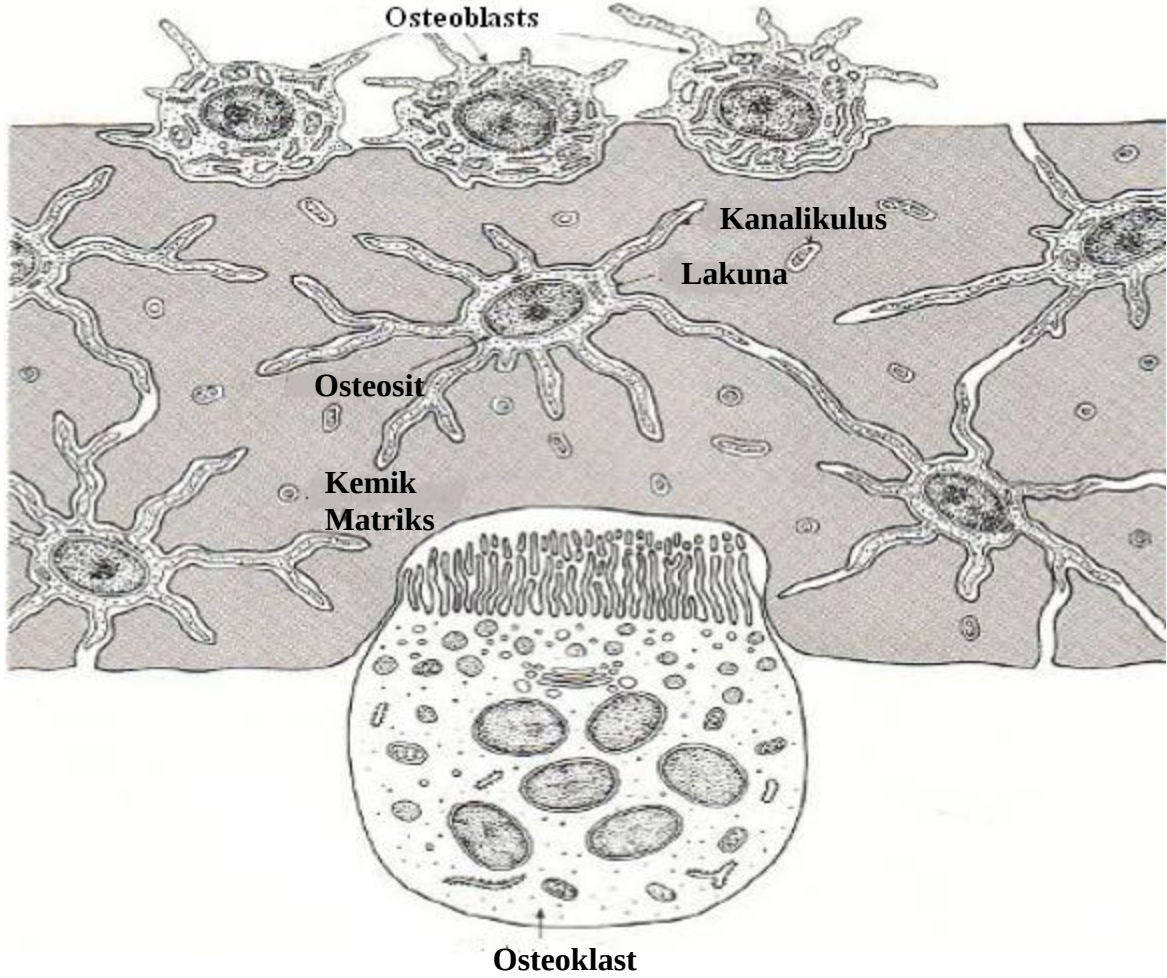
### 2.1.3. Kemik Hücreleri

Kemik; osteoprogenitör (kemik hücre öncülleri) hücreler, osteoblast, osteosit, osteoklast ve kemik döşeme hücrelerinden oluşmaktadır. Şekil 2.6’da bu hücreler şematik olarak gösterilmektedir.

**a) Osteoprogenitör hücreler:** Bu hücreler periost, endost, Havers kanallarında ve kartilaj trabeküllerinde bulunurlar ayrıca yassı şekilli az oranda granüllü endoplazmik retikulum ile az gelişmiş Golgi cisimciği içerirler. Bunlar olgun kemik hücrelerine farklılaşma yeteneğine sahip olan mezenkimal hücrelerden türeyen stem (kök) hücreleridir. Osteoprogenitör hücrelerin 2 tipi vardır.

1. Preosteoblastlar; endoplazmik retikulumlara sahip ve osteoblastların oluşmasını sağlarlar,

2. Preosteoklastlar; daha fazla mitokondrium ve serbest ribozomlara sahip ve osteoklastların oluşmasını sağlarlar [58].



Şekil 2.6. Kemik hücrelerinin şematik gösterimi [65].

**b) Osteoblast:** Periostun kambiyum tabakası ve endosta bulunan, lokal, hareketli olmayan, kemik matriks ve kalsifikasyondan sorumlu, kemik yapıcı, farklılaşmış bağ dokusu hücreleridir. Osteoblastlar, aktif durumda 20-30 mikron boyutunda kübik veya piramidal, etrafı girintili çıkıntılı, sitoplazmadan zengin, sıklıkla birbirlerine sitoplazmik çıkıntılar aracılığı ile tutunan hücrelerdir. Bölünme özelliği olmayan osteoblast hücresinin bir tarafında çekirdek, diğer tarafında çok sayıda granüllü endoplazmik retikulum, iyi gelişmiş Golgi cisimciği, mitokondrium, mikrotubulus ve mikroflamentler mevcuttur. Osteoblastlar, hem tip I kollajeni hem de başlangıçta mineralize olamamış kemiği meydana getiren ara maddeyi salgılarlar ve matriks kalsifikasyonunda görev alırlar. Osteoblastlar, kemiğin uzunlmasına büyümesini sağlarlar [59].

c) **Osteositler:** Osteoblastların sentezleyip salgıladığı kemiğin organik hücreler arası maddenin çevresinde birikmesi sonucunda bu madde içinde hapis kalarak farklılaşmasıyla meydana gelen olgun kemik hücreleridir.

Osteositler fonksiyonel olarak;

- Kemik matriksinin devamlılığından sorumludur. Formatif osteositler matriks birikimini sağlayarak, osteoblastlara benzer özellikler gösterirler.
- Kan kalsiyum seviyesinin dengede kalmasını sağlar.
- Sınırlı oranda da olsa kemik matriksi rezorpsiyonundan sorumludur.

Kandaki paratiroid hormon seviyesinin yükselmesi sonucunda kemik matriksinde rezorpsiyon oluşur ki buna osteositik osteolizis denir [58, 59].

d) **Osteoklastlar:** Fonksiyonu, kemik ve mineralize kıkırdağın rezorpsiyonu ve kemiğin yeniden şekillenmesi (remodelizasyon) olan, çeşitli büyüklük ve sayıda çekirdek içeren dev hücrelerdir. Kemik yüzeyinde rezorpsiyonun olduğu yerde HOWSHIP lakunası veya rezorpsiyon körfezi denen çukurlar oluştururlar. Çok belirgin bir asidofilik özellik veya bazofilik özellik de taşırlar ve mitoz bölünme yeteneğine sahip değildirler. Osteoklastların oluşumu konusunda en çok kabul edilen görüş, postmitotik mononükleer prekürsör hücrelerin füzyonu ile oluştukları görüşüdür. Osteoklastların görevi, kemiğin mineral ve hücreler arası maddesini rezorbe etmektir. Bu görevini ne şekilde gerçekleştirdiği hakkında tam bir fikir birliği olmamasına rağmen son yıllarda yaygın bir görüş olarak, kırıksık kısımda asit anhidraz aktivitesi sonucunda dekalsifiye olan kemik kısmında çeşitli kollajenaz enzimleri serbestleşip rezorpsiyon oluştuğu yönündedir. Osteoklastların, kemik yapım ve yıkım metabolizmasını düzenleyen hücrelerle bir ilişkisinin olmadığı bilinmektedir [58, 59].

e) **Kemik döşeme hücreleri:** Erişkin iskeletindeki çok az organelleri bulunan, kemik yüzeyinin büyük bir kısmını örten yassı, ince, uzun hücrelerdir ve sıklıkla her biri diğeriyle birleşirler. Potansiyel osteoblastların kaynağı oldukları, kemik ve diğer ekstrasellüler sıvı kompartmanı arasında bariyer gibi görev yaptıkları veya kemiğin kristal büyümesini düzenledikleri kabul edilmekle birlikte direkt fonksiyonları hakkında çok az şey bilinmektedir [59].

#### 2.1.4. Kemik Zarları

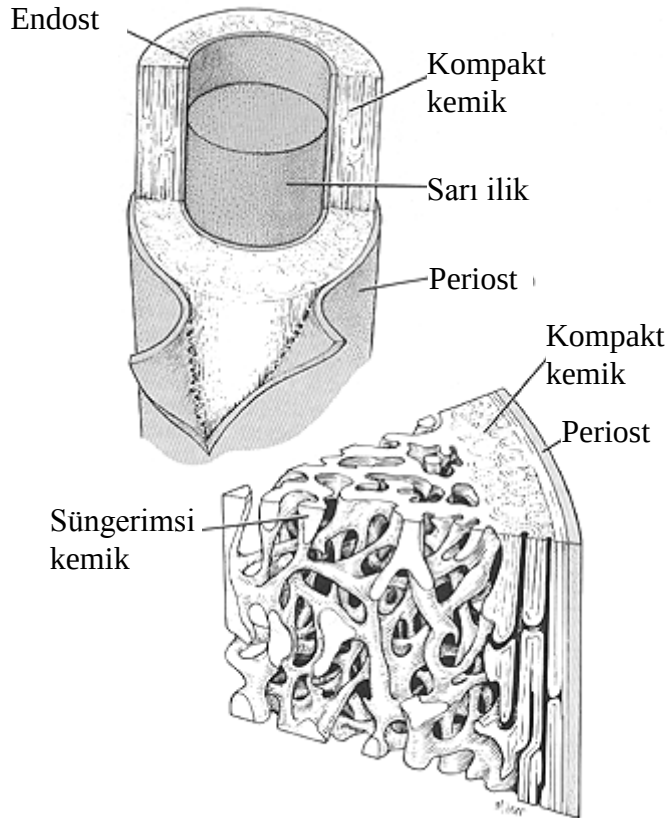
Kemiklerin, iç ve dış yüzleri birer bağdoku tabakası ile örtülmüş olup dış yüzdeki zar periost (periosteum), iç yüzdeki zar ise endost (endosteum)'dur. Şekil 2.7'de bu zarlar

ve kemik katmanları görülmektedir.

**a) Periost (Periosteum):** Parlak ve sarı-beyaz, fibröz bağdokusu tabakasında olup, eklemler dışında kemiklerin dış yüzeylerini örter ve çevresel yumuşak dokularla aralarında ilişkiyi sağlar. Yapı bakımından iki tabakadan oluşur.

1. Dış tabaka (stratum fibrosum); hücreden fakirdir ve çeşitli yönlerde çaprazlaşan çok sayıda kollajen lif katlarıyla elastik örgü şeklinde yapılmış olup eklem sonlarında perikondrium içine yayılır. Dış katman büyük damarlar içerir ve asıl mekanik katmanı temsil eder.

2. İç tabaka (kambiyum veya osteojenik katman); hücre ve damardan zengin olup, ince kollajen fibril demetleri ve bol elastik örgüden oluşur. Hücreden zengin iç tabaka osteoblastları ve uygun uyarılarla osteoblastlar gibi aktivite olma yeteneğine sahip, fibroblastlardan ayırt edilemeyen hücreler içerir (periostal hücreler). Periost, kasların direkt yapıştığı yerler dışında birbirleriyle sıkı ilişki içinde olup ligament ve tendonların kemiğe yapıştığı yerlerde farklı bir yapıdadır [58].



**Şekil 2.7.** Kemik zarları ve katmanlarının şematik gösterimi [66].

**b) Endost (Endosteum):** İnce hücresel bağ dokusu tabakası olup, medullar boşluğu, spongios kemik trabeküllerini ve Havers kanallarını içerden kaplayan endost, kemik oluşturan ve kemik rezorbe eden hücrelerle birlikte bu hücrelerin istirahatteki şekillerini içerir. Periostla, kemiğin rejenerasyonunda ve büyümesinde birlikte görev yaparlar [58, 59].

#### **2.1.5. Kemik Oluşumu (Osteogenezi)**

**a) İntramembranöz Kemikleşme:** Kafatası kemiklerinin, frontal ve pariyetal kemikleri ile oksipital ve temporal kemiklerin bir kısmı, mandibula ve maksilla kemiklerinin bazı kısımları ile uzun ve kısa kemiklerin kompakt kısımlar bu tür kemikleşme ile olup, kısa kemiklerin büyümesi ve uzun kemiklerin kalınlaşmasında da rolü vardır. İntramembranöz kemikleşmenin oluşacağı alanlarda bulunan mezenkimal hücreler hızlı bir bölünme yeteneği göstererek osteoprogenitör hücreler oluşur ve osteoblastlara dönüşürler. Osteoblastlar kemik matriksini oluşturan maddeleri sentezleyip dışarıya vererek mezenkim dokusu içerisinde kemik matriksi dokusu (osteoid) odaklarını şekillendirirler. Bu odaklarda kalan mezenkim dokusu içerisinde bol miktarda kapiller (kılcal) damarlar filizlenir. Bu damarlardan çıkıp osteoid dokuya giren kalsiyum ve fosfor iyonları, buralarda osteoblastlardan salgılanan alkali fosfataz enzimi tarafından kalsiyum fosfat moleküllerini oluşturup, osteoidlerin kireçleşerek primer kemik dokusu şeklini almasını sağlarlar. Değişik şekil ve büyüklükte kemik trabekülleri içerisinde kalan osteoblastların aktivitesi sonucunda osteositler oluşur. Şekillenen trabeküllerin yüzeyinde osteoprogenitör hücrelerden türeyen osteoblastlar, kemik lamelleri oluşturmaya devam ederek primer kemik trabeküllerinin yüzeyinde ve kenarlarında, kalınlaşmış ve uzamış olan sekonder kemik trabekülleri oluştururlar. Bu trabeküller birbiriyle kaynaşarak süngerimsi kemik dokusunu oluştururlar. Tamamlanmamış intramembranöz kemikleşmede, osteoklastlar iç yüzeyde rezorbe olurken osteoblastlar tarafından dış kenarlarda kemik lamelleri oluşturulur ve süngerimsi kemik en son şeklini aldığı anda primer kemik dokusu içerisindeki trabeküller tamamen ortadan kalkar. Daha sonra bu kemiklerin iç ve dış yüzeylerinde bir miktar kompakt kemik dokusu oluşur ve kemikleşme sona erer [58].

**b) Endokondral Kemikleşme:** Bu tür kemikleşme kısa ve uzun kemiklerin şekillenmesinden sorumlu olup endokondral kemikleşmede diğerinden farklı olarak mezenkim doku kemiğin gelişimindeki küçük bir hyalin kıkırdak modelini oluşturur ve kemikleşme bu kıkırdak modeli içerisinde başlar. Kemiğin kıkırdak modeli içerisinde

gelişmesinden önce bu kıkırdak modelin yıkılması gerekir. Kıkırdak yıkım ve kemik yapımının yan yana oluşması nedeniyle endokondral kemikleşme kompleks bir olaydır [58].

#### **2.1.6. Kemik Matriksinin Organik ve İnorganik Bileşimi**

**a) Organik Bileşimi:** Kemik dokunun organik matriksinde en fazla bulunan tip I kollajen proteindir, fakat çok az miktarda tip III ve V de bulunur. Bu proteinlerin yanı sıra bol miktarda osteonektin, osteoklastin, osteokalsinin ve matriks GLA protein türleri de kemik dokusunda mevcuttur. Kemikte hem iç proteinler hem de kondroitin sülfat yan zincirleri bakımından farklılık gösteren iki küçük proteoglikan bulunur ve kemik mineralizasyon bölgelerinde konsantre olup kemiğin biyomekanik direncini artırır. Sialik asitten zengin protein, siyaloprotein olarak adlandırılır ve siyaloprotein I ve II diye ikiye ayrılırken siyaloprotein I sadece kemikte bulunur ve hidroksiapatite bağlanır [58, 59].

**b) İnorganik Bileşimi:** Kuru ağırlığının % 65-70 inorganik mineraller, bunların da %96'sını katı kalsiyum ve fosfat oluşturur. Kemiğin diğer inorganik bileşenleri; magnezyum, sodyum, potasyum, çinko, manganez, molibden, florudur [58].

#### **2.1.7. Kemiğin Damarsal Yapısı**

Kan akımının düzenlenmesinde nöral, hormonal, lokal ve sistemik metabolik faktörler etkili olmaktadır. Damarsal faktörlerin de kemik iyileşmesi ve normal kemik formasyonunun lokal kontrolünde önemli bir fonksiyona sahip olduğu kabul edilir. Kemiğin çeşitli bölümlerine olan kan akımı miktarlarında farklılıklar bulunur. Örneğin epifiz diyafizden, kemik iliği korteksten ve metafiz epifizden daha fazla kan akımına sahiptir. Kemiğin kanlanması çoktan aza doğru inferior (alt) metafiz, kemik iliği, superior (alt) metafiz, inferior epifiz ve korteks olarak sıralanabilir. Tubuler (uzun) kemiklere olan arterial (temiz) kan akımı, besleyici arterler (% 70), epifizyo ve metafizer bölgedeki arterler (% 30) ve daha düşük oranda periostal arterler aracılığı ile sağlanır. Medüller kavite (oyuk) içerisine diyafizden en az bir besleyici arter girerek metafizer bölgelere doğru yayılır. Besleyici arter sisteminden sonra ikincil önemi olan metafizer arterler, metafizin kanlanmasını sağlar ve medüller arterlerle anastomozlar (birleşimler) yaparlar. Periostal arterler, normal kemik korteks kanlanmasının oldukça düşük oranını oluşturmasına karşın korteks kanlanmasının büyük kısmını sağlayan endostal sistem,

korteksin en dış kısmındaki bölümün beslenmesi ve korteks dış yüzeyinde yeni Havers sistemleri için gerekli vaskülarizasyonu da sağlar.

Kemiğin drenajı (kanın geri dönüş yolu), besleyici çukurlara, diyafiz kemik dokusuna ve periostun dışına doğru giden damarlarla üç yoldan gerçekleşir.

1. Besleyici arterin boşaltıcı venleri ve komitans venleri (toplar damarları),
2. Kortikal venöz kanalları,
3. Periosteal kapillerler (kılcal damarlar) [58, 59].

#### **2.1.8. Mineralizasyon**

Kemiğin mineralizasyonu, hücre içi ve dışı olmak üzere iki fazdır. Birincisi “osteoid” veya kemik öncesi” olarak isimlendirilen lokal fazdır ve kemik matriksin esas elemanını oluşturur. Tip I kollajen ve amorf madde, osteoblastlar tarafından sentezlenerek ekstrasellüler olarak kalsifikasyon bölgelerinde birikerek, kollajen fibriller bitişik fibrillerle birlikte üst üste katlanması sonucunda sarmal bir yapı oluştururlar. Bu fibriller, lameller matriks içinde ve onlara yakın olarak mineral lamellerine paralel bir yapı göstererek, aksiyel olarak organize olurlar ve aralarındaki boşlukların belli bir düzen oluşturması ile inorganik kristallerin yerleşmesi için delikli bölgeleri oluşturur.

İkinci fazda, oluşan kalsifikasyon bölgelerine kalsiyum ve fosfatın depolanması ile oluşan nükleasyon (çekirdeklenme) merkezlerinden başlayarak mineralizasyonun üstüste eklenmesi ile mineralizasyon tamamlanır. Hücresel mineralizasyonun kapsamlı tek modeli şöyle özetlenebilir; matriks mineralizasyonu formatlı hücrelerin belli bir mesafesinde hücrelerden salınan matriks, veziküller aracılığı ile oluşur. Veziküller alkalik fosfataz aktivasyonu gibi sahip olduğu fiziksel ve enzimatik özelliklerle mineral kristallerin oluşumunu takiben olgunlaşan kalsiyum sekesterini meydana getirirdikten sonra kalsiyum kristalleri fibrillere paralel olarak başlangıçta fibrillerin içinde, daha sonra sıklıkla fibrillerin arasında yerleşim gösterirler. Fibrillerin arasına devam eden çöktürmelerle mineralizasyon tamamlanmış olur. Mineralizasyon olayı, başlatılması ve hem de önlenmesi açısından kendi içerisinde defalarca düzenlenen lokalize, kompleks ve iyi regüle edilmiş bir olaydır [58].

## 2.2. Delik Delme İşlemi

Delik delme, iş parçasından talaş kaldıran bir takım ile silindirik delik açma metodlarının tamamına verilen bir addır. Dönen ve eksenel bir hareketle iki ağza sahip bir kesiciye iş parçası üzerinde silindirik boşluklar elde etmek üzere yapılan işleme delme denir [67].

Delme terimi kısa ve derin delik delme işlemleri için olduğu kadar müteakip broşlama, raybalama, havşa başı açma işlemleri ve ovalama (veya parlatma) gibi çeşitli son işlemler için de kullanılır[68]. Bütün bu işlemlerin ortak noktası, takımın kendi ekseninde etrafında dönme hareketi ile eksen yönünde ilerleyerek yapılan bir talaş kaldırma operasyonu olmasıdır[67]. Geleneksel, derin delik delme ve kısa delik delme gibi birkaç çeşit delik delme metodu vardır. Bu metodlardan hangisine karar vereceğiniz ise, delik çapı, derinliği, toleransları, ve finiş işlemine bağlı olmakla beraber üretim ihtiyaçları delme makinesinin spesifikasyonları ve operatörün performansına bağlıdır[67].

Delik delme işlemi birçok yönden tornalama ve frezeleme işlemleriyle mukayese edilebilir, ancak bu işlemde talaşın kırılması ve boşaltılması çok daha büyük önem taşır. Delik derinleştikçe işlemin kontrolü ve talaşın boşaltılması zorlaşır. Derin delik delme işleminde yüzey ve delik kalitesi daha büyük öneme sahip iken, kısa deliklerde daha ekonomik bir işlem için daha yüksek talaş debilerinde çalışma önem kazanmaktadır. Bu, kısa delik delme işlemi ile derin delik delme arasındaki farkın sadece çap ve delik derinliği ilişkisiyle sınırlandırılmamış olması demektir. Delik delme, esas itibarıyla iki hareketin bir bileşimidir. Bu hareketler ana dönme hareketi ile doğrusal ilerleme hareketleridir. Klasik tezgahlarda kısa delik delme işlemi genellikle takımın dönerek ilerlemesi ile gerçekleştirilir. En yaygın delik delme metodu dolu bir malzemenin *yekpare bir takım* kullanılarak belli bir çapa, tek operasyonda delinmesidir. Bazı işlemlerde delinecek deliğin yüzey kalitesinin ve delik toleransının iyileştirilmesi istenirse delme işlemini takiben bir delik genişletme işleminin uygulanması tavsiye edilir [68].

### 2.2.1. Delme İşleminin Özellikleri

Matkap denilen bir takım ile yapılan delme işleminde kesme ve ilerleme hareketi, takımın dönmesi ve ilerlemesi ile gerçekleşir. Burada iş parçası sabittir[69]. Delik delme işlemi birçok değişik iş parçasına ve malzemeye uygulanabilir. Bazen cıvata, vida ve diğer komponentler için delinmesi gereken delikte yüksek derecede tolerans doğruluğuna gerek olmayabilir. Fakat aynı zamanda, kama deliği veya kalıp pimleri gibi hassas deliklerde ise

tolerans doğruluğu önem arz etmektedir[67]. Değişik delik işleme operasyonları vardır. Delik delme; yok olan bir deliği meydana getirme, delik genişletme; mevcut olan bir deliği daha büyük çapa getirme, raybalama ise mevcut olan deliğin işleme kalitesini iyileştirme amacını taşımaktadır. Klavuzla vida açma işlemi; mevcut bulunan bir deliğe cıvata takmayı sağlamak için diş açma işlemidir. Havşa başı açma ve düzeltme, deliğe girecek bir parçanın örneğin cıvata başının daha iyi oturmasını sağlayan işlemdir. Delik genişletme; delik delmede kullanılan spiral matkap veya sadece delik genişletmede kullanılan delik genişletme matkabı ile yapılır. 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[67].

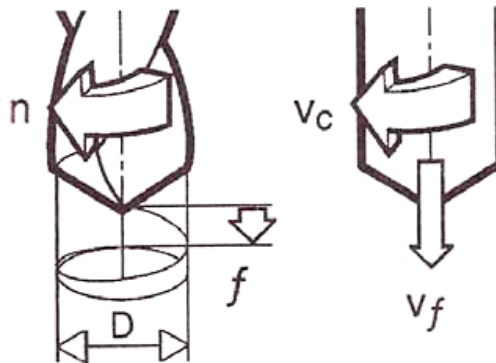
Delme işlemi için **kesme hızı** ( $V_c$ ), çevresel hızdan yararlanılarak belirlenir, bu hız dakikadaki devir sayısı bilindiği takdirde kolaylıkla hesaplanabilir. (D) takım çapı olmak kaydıyla matkap bir dönüşte, çevresi olan bir daire çizer (Şekil 2.8). Eğer çap mm cinsinden verilmişse, kesme hızının m/dak cinsinden ifade edilebilmesi için sonuç 1000'e bölünür.

$$V_C = \frac{\pi \cdot D \cdot n}{1000} \quad [\text{m/dak}] \quad (2.1)$$

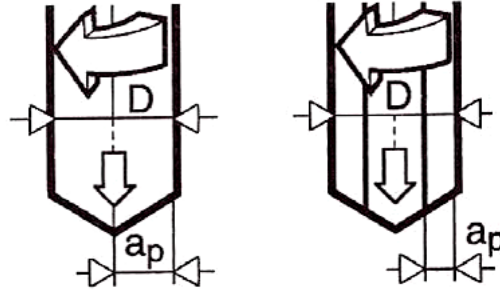
$$V_f = f \cdot n \quad [\text{mm/dak}] \quad (2.2)$$

**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. Bu aynı zamanda tezgahın veya tablanın ilerleme hızı olarak da bilinir.

**Devir başına ilerleme** (f - mm/dev) ilerleme hızını hesaplamak için kullanılan bir büyüklük olup takım veya iş parçasının bir devirdeki ilerlemesidir[68].



Şekil 2.8. Kesme Hızı- İlerleme Hızı[67].



Şekil 2.9. Talaş Derinliği[67].

**Talaş genişliği** veya **radyal talaş genişliği** ( $a_p$  - mm) takımın temasta olduğu iş parçası yüzeyidir ve tornalamada olduğu gibi yarıçap cinsinden ifade edilir(Şekil 2.9).

$$a_p = \frac{D-d}{2} \quad [\text{mm}] \quad (2.3)$$

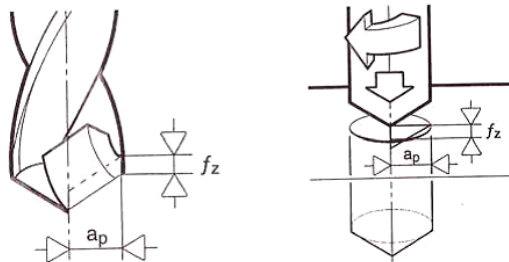
Takımda birden fazla kesici kenar olduğundan ( $z$  kesici kenar sayısı) iş kesit alanının ( $A$  -  $\text{mm}^2$ ) tanımında kenar başına ilerleme ( $f_z$  -  $\text{mm}/z$ ) değeri kullanılır. Bu alan bir kenar tarafından kaldırılan malzemenin alanıdır ve radyal talaş derinliği ile kesici kenar başına ilerlemenin çarpımına eşittir (Şekil 2.10)

$$f_z = \frac{f}{z} \quad [\text{mm}/\text{kenar}] \quad (2.4)$$

$$A = a_p \cdot f_z \quad [\text{mm}^2] \quad (2.5)$$

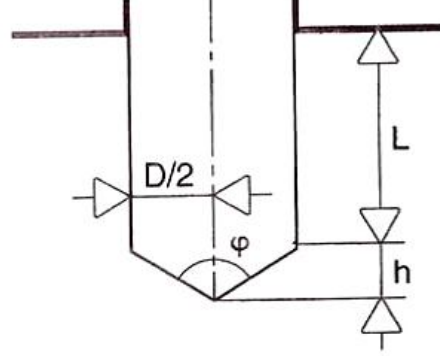
Bu tanımlardan bazıları kullanılarak talaş debisi ( $V$  -  $\text{mm}^3/\text{dak}$ ) veya birim zamanda kaldırılan talaş hacmi hesaplanabilir. Burada talaş hacmi, kesme hızı ile talaş kesit alanının çarpımıdır. Kesme hızı [ $\text{m}/\text{dak}$ ] cinsinden ifade edilirse, talaş debisinin [ $\text{mm}^3/\text{dak}$ ] cinsinden de edilebilmesi için sonuç 1000 ile çarpılır(Şekil 2.10).

$$V = A \cdot V_c \cdot 1000 \quad [\text{mm}^3/\text{dak}] \quad (2.6)$$



Şekil 2.10. Kesici Kenar Başına İlerleme ve Talaş Kesit Alanı [67].

**İlerleme uzunluğunun** ( $L + h$  - mm) ilerleme hızına bölünmesi. sonucunda ( $T$  - dak) **efektif işleme zamanı** elde edilir. Delinmiş olan veya başka bir deyişle takımın ilerlediği uzunluk delik derinliği ile matkap ucu yüksekliğinin toplamına eşittir (Şekil 2.11)[68].



**Şekil 2.11.** İlerleme Uzunluğu[67].

### 2.2.2. Kesme Kuvvetleri ve Güç

Özgül kesme kuvveti ( $k_c$  -  $N/mm^2$ ) gerekli olan gücün, torkun ilerleme kuvvetinin hesaplanmasında önem taşır. Özgül kesme kuvveti belirli bir talaş açısı ve talaş kalınlığı için belirli bir malzemenin işlenebilirlik ölçüsüdür.

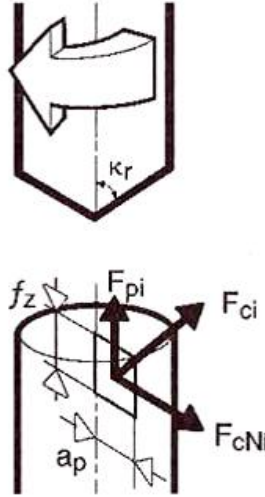
Özgül kesme kuvveti, 1 milimetrekarelik bir talaş kesit alanını kesme için gerekli teğetsel kuvvet veya efektif kesme kuvvetinin teorik talaş alanına oranı olarak tanımlanır. Özgül kesme kuvveti efektif talaş açısı, ortalama talaş kalınlığı ve parçası malzemesine bağlı olarak hazırlanmış tablolardan elde edilmektedir. Özgül kesme kuvveti pozitif talaş açısı ve ortalama talaş kalınlığı arttıkça azalma gösterir. Talaş açısının her bir derecelik artışı için değerindeki azalma % 1-1.5 civarındadır.

Delme işleminde ortaya çıkan kesme kuvvetleri kesici kenarla matkabın ucu, talaş yüzeyleri ve matkabın çevresinde bulunan ve kılavuzlama yapan kenarlar üzerinde etkiye bulunurlar. Teorik talaş alanının merkezine etkidiği kabul edilen kesme kuvveti teğetsel, radyal ve eksenel yönlerde etkiyen 3 bileşenden oluşur (Şekil 2.12). Bu bileşenler iş parçası malzemesi, talaş derinliği, ilerleme ve takım geometrisi gibi faktörlere bağlı olarak değişim gösterirler. Kesici kenar sayısı ile kesici kenar başına eksenel kuvvetin ( $F_{pi}$ ) çarpımına eşit olan toplam eksenel kuvvet ilerleme kuvvetine veya delme basıncına ( $F_p$  -  $N$  cinsinden) eşittir. Tezgah ana milinin işlem için çok yetersiz kalıp kalmadığı ve ilerleme mekanizmasının işlem için uygun olup olmadığı ilerleme kuvvetine bağlıdır. Aşağıdaki formülde de görüldüğü gibi ilerleme kuvveti  $K_r$  yanaşma açısının artmasıyla artar[67].

Yanaşma açısı, ana kesici kenar ile ilerleme yönü arasındaki açıdır.

$$F_p = 0,5 \cdot k_c \cdot a_p \cdot f_r \cdot \sin K_r \quad (2.7)$$

$$F_c = k_c \cdot a_p \cdot f_r \quad [\text{mm}^3/\text{dak}] \quad (2.8)$$



**Şekil 2.12.** Kesme Kuvvetinin Bileşenleri[67].

Toplam teğetsel kuvvet ( $F_e$  -N cinsinden) veya ana kesme kuvveti bir tork ( $M$  - Nm) oluşturur. İlerleme kuvveti gibi ana kesme kuvveti de kesici kenar sayısı ile kenar başına teğetsel kesme kuvvetinin ( $F_{ci}$ ) çarpımına eşittir. Tork her bir kesici kenardaki momentlerin toplamıdır, bu ise matkabın maruz kaldığı toplam delme momentinin teğetsel kesme kuvveti ile talaş alanının merkezine olan yarıçapın ( $r_A$ ) çarpımına eşit olması demektir (Şekil 2.13). Aşağıdaki formülde delik çapı ( $D$ ) ve daha önceden delinmiş deliğin çapı ( $d$ ) mm cinsinde ifade edilmişlerdir, ilerlemenin [ $\text{mm}/\text{dev}$ ] cinsinden verilmesi halinde torkun [ $\text{Nm}$ ] cinsinden ifade edilebilmesi için çarpımın sonucu 1000'e bölünür [67].

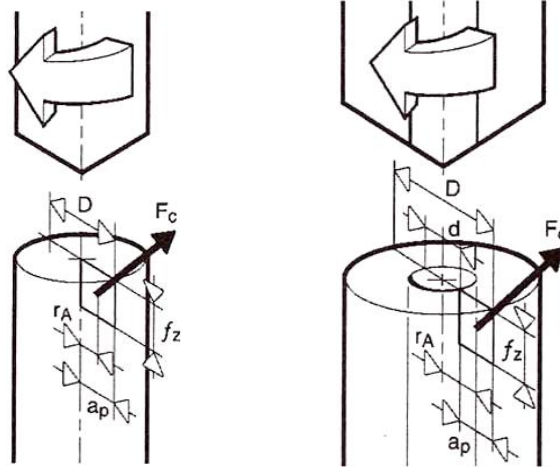
$$M = F_c \cdot r_A \quad [\text{Nm}] \quad (2.9)$$

$$r_A = \frac{d}{2} + \frac{a_p}{2} = \frac{D+d}{4} \quad [\text{mm}] \quad (2.10)$$

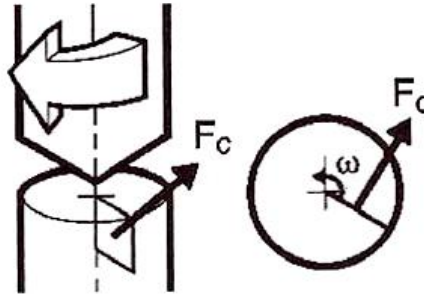
$$M = \frac{k_c \cdot f}{1000} \cdot \frac{(D^2 - d^2)}{8} \quad [\text{Nm}] \quad (2.11)$$

İlerlemedeki artış talaş kalınlığının artmasına, buna bağlı olarak daha küçük bir özgül kesme kuvvetinin oluşumuna neden olur. Ancak aynı zamanda talaş alanı da artar, dolayısıyla artan ilerleme toplamda daha büyük bir teğetsel kuvvet ve tork oluşumuna yol

açar. Bununla beraber, uç açısı arttırılırsa (ki bu talaş kalınlığını da arttıracaktır) daha küçük bir  $k_c$  değeri sayesinde teğetsel kuvvet ve tork azaltılabilir [67].



Şekil 2.13. Delme ve Çevreden Kesme İşleminde Kuvvet Faktörü[67].



Şekil 2.14. Kesme Gücü[67].

$P_c$  [kW] kesme gücü matkabın döndürme momenti ile açısal hızının ( $\omega$ ) çarpımıdır (Şeki 2.14). Üniform bir harekette açısal hız ana mil hızının  $2\pi$  katıdır. Gücün kilowatt cinsinden ifade edilmesi (ki bu  $1000 \cdot \text{Nm/sn}$ 'ye eşittir) ve momentin [Nm] cinsinden verilmesi halinde sonuç 1000'e bölünmelidir. Eğer ana mil hızı, dakikadaki devir sayısı olarak verilmişse sonuç saniyeye çevrilmek üzere bir kez de 60'a bölünür.

Hız ve talaş açısının kesici kenar boyunca değişimi dikkate alınmadığından formüller yaklaşık formüllerdir. Bundan başka kılavuzlama yapan kenarlarda talaşın deliğin cidarlarına sürtünmesi nedeniyle oluşan, moment ve gücü etkileyen sürtünme kuvvetleri de dikkate alınmamışlardır[67].

$$P_c = M \cdot \omega \quad (2.12)$$

$$\omega = 2\pi \cdot n \quad (2.13)$$

$$n = \frac{V_c \cdot 1000}{\pi \cdot D} \quad (2.14)$$

$$P_C = k_c \cdot \frac{f}{1000} \cdot \frac{(D^2 - d^2)}{8} \cdot \frac{2\pi \cdot V_c \cdot 1000}{\pi \cdot D \cdot 60 \cdot 1000} \quad (2.15)$$

$$P_C = k_c \cdot f \cdot \frac{V_c \cdot (D^2 - d^2)}{D \cdot 24000} \quad [\text{kW}] \quad (2.16)$$

Tezgah için gerekli güç (P-kW) hesaplanırken tezgahdaki güç kayıplarının da dikkate alınması gerekir. Motor gücü delme gücünün tezgah verimine ( $\eta$ ) bölünmesiyle bulunur. Verim, sağlanan gücün hangi oranda kullanıldığını gösterir[67].

$$P = \frac{P_c}{\eta} \quad [\text{kW}] \quad (2.17)$$

### 2.2.3. Delik Delmede Kullanılan Kesici Takımlar (Matkaplar)

Delme işlemlerinde kullanılan kesici takımlara genel olarak matkap denir. Matkaplar talaşlı üretimde en çok kullanılan kesici alet gruplarından biridir. Bir matkap kendi eksenini etrafında dönerek ve aynı zamanda eksenini doğrultusunda ilerleyerek iki kesici ağzı ile kesme yapar. Metallerin işlenmesinde birçok çeşitten matkaplar kullanılır. Her matkap türü bir gereksinimden ortaya çıkmıştır[67].

Bir delme takımı bir veya daha fazla kesici kenara ve helisel veya düz kanala sahip, dönen bir takımdır. Tüm delme takımları için ortak problemler kesme hızının merkezde sıfır, çevrede maksimum olmasından kaynaklanan problemlerdir. İşlem sırasında delik içerisinde oluşan talaşlar işlenen yüzeye zarar vermeden, kolaylıkla kesme bölgesinden uzaklaştırılacak bir şekle sahip olmalıdırlar. Takım seçimi delik çapı, delik derinliği, sağlanması gereken toleranslar, iş parçası malzemesi, üretim hacmi ve mevcut tezgah gibi çeşitli parametrelerce belirlenir.

Matkapların sivri uç merkezde olacak şekilde tasarlanması sayesinde takımın bir simetriye sahip olması ve kesme kuvvetlerinin birbirini dengelenmesi sağlanır. Kısa delik delme işleminde kullanılan matkaplar iki ana grupta toplanırlar; bunlar bilenebilir matkaplar ve değiştirilebilir uçlu matkaplardır. 2,5 mm'den 17 mm'ye değişen çaplar için yaygın olarak bilenebilir matkaplar kullanılırlar. Özellikle kısa delik matkapları için tasarlanmış takım geometrisi merkezleme deliklerinin ve delme burçlarının kullanımını

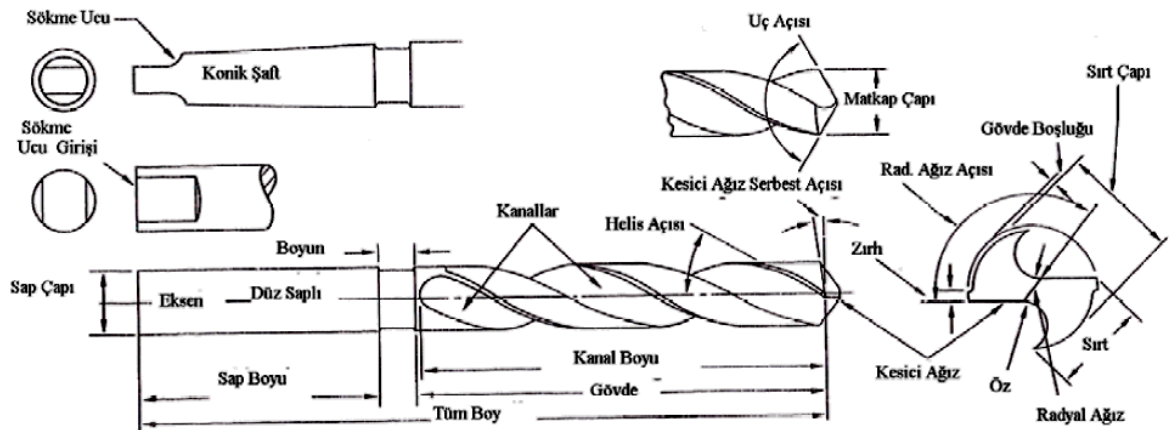
ortadan kaldıran kendi kendine merkezleme özelliği sağlar. Bunun anlamı oldukça yüksek talaş debilerinin elde edilmesi ve işleme zamanlarının klasik spiral matkaplara göre 3–4 kat azalmasıdır. Bu durum kesici ucun matkabın ömrü boyunca 30 – 40 defa değiştirilebilmesinden kaynaklanır. Ancak pek çok yaygın delik çapı için değiştirilebilir uçlu matkap mevcut değildir. Bu nedenle klasik hız çeliği matkaplar küçük çaplı delikler için en fazla kullanılan takımlardır. Yüksek maliyetli modern tezgahlarda klasik HSS matkaplar ekonomik bir üretim için belirlenmiş performans gereksinimlerini karşılamazlar, birçok uygulamada zaman alıcı bir ön delme işlemine ve bir ince işleme gereksinim duyulur. Bu nedenle modern geometrilere sahip bilenebilir matkaplar işletme maliyeti yüksek yeni tezgahlarda her geçen gün önem kazanmaktadır[68].

Matkapla delik delmede dikkat edilecek hususlar[67];

- Delik ortasında kesme hızının sıfıra düşmesi
- Talaşın zor transferi
- Kesme bölgesinde ısı dağılımının elverişli olmaması
- Keskin kenarlı kesici köşelerin büyük oranda aşınmaya maruz kalması
- Zırhın (fasetanın) delik çevresinde sürtünerek aşınması

### 2.2.3.1. Matkabın Yapısı

Klasik matkap iki kesici ağza ve iki radyal ağza sahiptir. Matkabın yapısı Şekil 2.15’de detaylı olarak ele alınmıştır.



Şekil 2.15. Standart matkap ve uç yapısı [70].

Kesici takım enstitüsü spiral matkabın kısımlarını aşağıdaki gibi açıklamıştır:

Matkap eksen: matkap boyunca hayali olarak var olduğu kabul edilen ve tam matkabın merkezinden geçen doğru çizgisidir.

Gövde: Matkabın kesici kenar dış köşesinden boyuna veya sapa kadar olan kısımdır.

Matkap çapı: Matkabın ucundan ölçülen iki zırh arasındaki mesafedir.

Radyal ağız: kesici kenarları birleştiren özün en uç kısmıdır.

Radyal ağız açısı: Matkaba uç kısmından bakıldığı zaman kesici kenar ile radyal ağız arasındaki açıdır.

Talaş kanalı: Kesici ağızda oluşan talaşın transferini veya kesme sıvısının kesici ağza ulaşmasını sağlayan helisel veya düz kanallardır.

Kanal boyu: Kesici ağızların en dış noktası ile talaş kanalının bitim noktası arasındaki mesafe.

Helis açısı: Sırtın ön kenarı ile matkap eksen arasındaki açıdır.

Sırt: İki talaş kanalı arasında bulunan matkap gövdesinin en dış kısmıdır.

Kesici ağız: Radyal ağızdan dışarı doğru uzanan kesici kenarlar.

Öz: Serbest yüzeyleri birleştiren matkabın merkez bölgesidir.

Tüm boy: kesici ağızların köşesi ile sap kısmının bitim noktası arasındaki uzunluktur.

Zırh: Kesici olmayan, delme esnasında boşluk sağlayan sırttaki silindirik bölgedir.

Boyun: Matkapta gövde ile sap arasında bağlantı sağlayan küçük çaplı kısımdır.

Uç: Serbest bölgelerin, özün ve kesici ağızların bitim noktasıdır.

Uç açısı: Matkabın uç kısmında, ana kesme kenarları arasındaki açıdır.

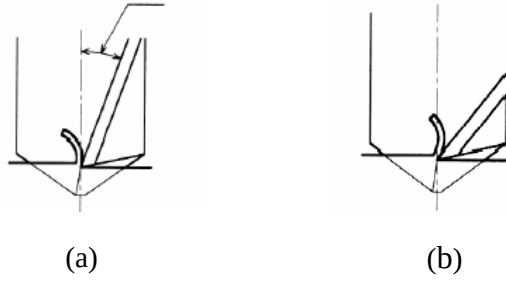
Sap: Konik veya düz olan boyundan sonra gelen matkabın tezgaha bağlanmasını sağlayan kısımdır.

Serbest açı (Boşluk açısı) : Taban yüzü üzerinde ana kesme kenarından geriye doğru, matkabın ortalama çapında ölçülen açıdır.

Talaş kırıcı: Talaşın boyunu küçültmek için dizayn edilen çentik veya yivdir[67,70].

### **2.2.3.2. Helis Açısının Talaş Kaldırmaya Etkisi**

Kanalların helis açısı, matkabın talaş açısını belirler. Bu genel durumdur çünkü etkili talaş ve doğru talaş açısını belirleyen başka faktörlerde vardır. Helis açısı, eksenel itme ve tork kuvvetlerini azaltır. Genel amaçlı HSS matkapların helis açıları 22-33° arasında matkabın çapına bağlı olarak değişir[70].

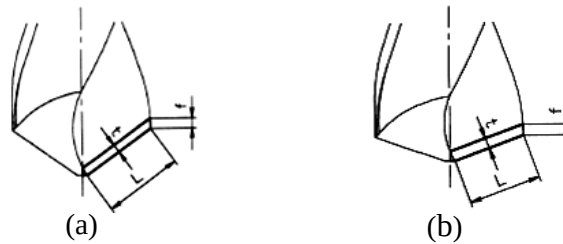


**Şekil 2.16.** Matkap Helis Açıları a) küçük helis açısı, b) büyük helis açısı [67].

Helis açısı kesme açısını ifade eder. Sert malzemelerde ve küçük çaplı deliklerde takım dijitliğini artırmak için düşük helis açısına sahip matkaplar tercih edilir. Düşük helis açıları kesici ağız dayanımını artırmaktadır ancak kesme kuvvetlerinin de artmasına neden olmaktadır(Şekil 2.16a). Standart helis açıları  $30^\circ$ 'dir. Helisel matkap imalatında en çok tercih edilen standart helis açılarıdır. Helis açısı fazla olan matkaplar alüminyum ve bakır gibi yumuşak malzemelerin delinmesinde kullanılır. Helis açısının fazla olması kesme kuvvetlerini azaltmakta ancak kesici ağız dayanımını azaltmaktadır(Şekil 2.16b)[67].

### 2.2.3.3. Uç Açısının Talaş Kaldırmaya Etkisi

Uç açısının talaş kaldırmaya etkisi oldukça önemlidir çünkü uç açısı matkabın itme kuvvetini ve torku ilaveten de kesici ağızın uzunluğu ve talaş kalınlığını etkilemektedir.



**Şekil 2.17.** Matkap Uç Açıları a) Dar Uç Açısı, b) Geniş Uç Açısı[67].

Dar uç açılı matkaplar (Şekil 2.17a) genellikle yumuşak malzemelerde kullanılırlar ve uç açıları genelde  $90^\circ$  olur. Standart uçlu matkap dediğimiz uç açısı  $118^\circ$  veya  $120^\circ$  olan matkaplar ise genel amaçlı kullanım alanına sahiptir. Geniş uç açılı matkapların (Şekil 2.17b) uç açıları  $130^\circ$ ,  $135^\circ$  ve  $140^\circ$ 'dir. Bu matkaplar sert malzemelerin işlenmesinde kullanılırlar. Bu matkaplar değişik delme koşullarında sapma problemi yaşamazlar[67].

#### **2.2.3.4. Matkaplarda Kaplama Türleri ve Delme Performansına Etkileri**

Kesici takımları genel olarak sınıflandırmak gerekirse; HSS, HSSE ve Sert karbür uç şeklinde sınıflandırabiliriz. Her bir kesici takımın malzeme özelliklerinden dolayı belli mukavemet değerleri vardır. Dolayısıyla her kesici takım belli bir çalışma süresinden sonra belli kesme şartlarında ya aşınır veya katostropik hata, eğer kesme şartları iyi ayarlanmazsa kırılma gibi hatalar dahi olabilir. Esasında çok mükemmel özelliklerde kesici takım yapılarak ömürleri çok daha uzun hale getirilebilir. Fakat bunun dezavantajı ise; böyle bir kesici takımın maliyetinin çok yüksek olmasıdır. Araştırmacılar her iki yönden de kesici takımı optimize etmek için kaplamaları geliştirmişlerdir. Normal şartlarda kesici takımın ana malzemesi maliyeti çok yüksek olmayan, yukarıda bahsedilen malzemelerden yapılmakta fakat kesici takımın mukavemetini, sıcaklığa dayanımını ve aşınma direnci gibi parametreleri iyileştirmek için kaplama yöntemini geliştirmişlerdir. Bu çalışmalarda, değişik malzemeler için alternatif kaplamalar denenmiş veya kaplamaların sıcaklık ve aşınma direnci araştırılmıştır. En sık kullanılan kaplama tekniği Ark PVD tekniğidir. Ark PVD tekniği, kaplama malzemesinin vakum ortamında buharlaştırılması esasına dayanır. Bu teknik, kaplama malzemesinin (Ti, Cr, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, TiAlN vs.), vakum ortamında ergitilip buharlaştırılarak, buharlaşan atomların elektro manyetik ortam içerisinde, matriks malzeme yüzeyine yoğunlaştırılması esasına dayanır. Bu sistemde, vakum kazanı içerisinde kaplama malzemesi katot, matriks malzemesi anot olarak asılı pozisyonundadır[67].

### **2.3. Talaş Kaldırma İşleminde Sıcaklık Dağılımı**

Metal kesmede, talaş kaldırma esnasında oluşan ısı ve sıcaklığı pek çok araştırmacı ele alıp teorik ve deneysel çalışmalar yapmışlardır. Literatürde, talaş kaldırma için öne sürülen farklı modeller, birbirlerine benzemektedir. Öne sürülen modellerde sıcaklıkla ilgili ölçüm zorlukları ve deneysel verilerin yetersizliğinden dolayı, modellerin en doğru şekilde yapılabilmesi bazı düzenlemelere ihtiyaç duymaktadır [71].

#### **2.3.1. Kesme Sıcaklığının Ölçülmesi**

Talaş kaldırma işlemlerinde kesme takımı ile iş parçası arasında meydana gelen sıcaklığı ölçmek için çeşitli araştırmacılar tarafından değişik metotlar geliştirilmiştir. Bu yöntemlerin başlıcaları şöyledir;

- Kalorimetre yöntemi
- Termokupl yöntemi

- Kızılötesi (infrared) esaslı ölçüm yöntemleri
- Sıcaklığa hassas kimyasal maddelerin kullanıldığı yöntemler
- Dağlama yöntemi.

Bu bahsedilen metotlardan en yaygın olanı termokupl ve kızılötesi yöntemlerdir. Termokupl yöntemi aslında iki farklı iletkenin arasındaki elektrik iletkenliğinin milivolt cinsinden farkıdır. Burada termokupl iki farklı iletken tel cinsidir. Bunlar istenilen veya ölçülen bölgede meydana gelmesi muhtemel sıcaklık değerlerine göre seçilir. Termokupl yöntemleri kendi içinde çeşitlidir. Bunlar:

- İş parçasına gömülü termokupl yöntemi,
- Takıma gömülü termokupl yöntemi,
- Tel-takım yöntemi,
- Takım iş parçası termokupl yöntemidir.

Bu yöntemler yapılacak olan işleme yönteminin (tornalama, frezeleme, taşlama, v.b.) uygunluğuna ve uygulamanın kullanılabilirliğine göre tercih edilebilmektedir. Ancak her yöntemin avantajları ve dezavantajları vardır. Bu güne kadar yapılmış olan çalışmalar göstermiştir ki takım talaş arayüzeyindeki sıcaklığı tam manasıyla ölçebilen bir yöntem bulunamamıştır. Yapılan çalışmalar hep mükemmele en yakın çalışmalardır. Çünkü malzeme içerisindeki dislokasyonlar, homojen olmayan yapılar ve işleme rijitliği gibi etkenler gerçek sıcaklık değerinin ölçülmesine engel olmaktadır [72].

Kızılötesi yöntemlerde ise, kızılötesi ışık dalgalarından faydalanarak gerek noktasal gerekse bölgesel sıcaklık ölçümleri yapılmaktadır. Bu yöntemlerde de infrared pirometre, fotosel cihazı, infrared kamera ve fotoğraf makinesi gibi aygıtlar yaygın olarak kullanılmaktadır.

Bunların seçimi kesmenin tipine ve uygulama koşullarına göre belirlenir. Ölçme yönteminin kolaylığı bakımından bu aparatlarla ölçüm yapılması termokupllara nazaran daha avantajlıdır. Bahsedilen diğer yöntemler ise ölçme hassasiyetinin yeterli olmaması bakımından pek tercih edilmemektedirler[72].

### **2.3.2. Isı Oluşumu**

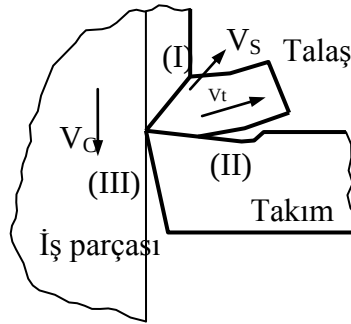
Takım tarafından kaldırılmaya çalışılan talaş, kayma bölgesinde plastik şekil değiştirerek esas malzemeden ayrılmaktadır. Bu plastik şekil değiştirme bölgesinde takım tarafından iş parçasının deformasyonu için harcanan enerji ısı enerjisine dönüşmektedir.

Genel olarak talaşlı işlemden, kesme için harcanan mekanik enerji, ısıya dönüşmekte bunun sonucunda yüksek kesme sıcaklıkları oluşmaktadır. Talaş kaldırma işlemi esnasında oluşan ısı bölgeleri Şekil 2.18’de görülmektedir.

- Kayma bölgesinde (I nolu bölge), birinci plastik deformasyon oluşmakta ve  $Q_s$  ısı ortaya çıkmaktadır.
- Takım talaş ara yüzeyi (II nolu bölge), ikinci plastik deformasyon bölgesi olarak anılmakta ve sürtünmeden dolayı  $Q_c$  ısı oluşmaktadır.
- Takım ile iş parçası ara yüzeyinde (III nolu bölge), takımın serbest yüzeyi ile iş parçası arasında sürtünmeden meydana gelen  $Q_f$  ısı oluşmaktadır.

Bu durumda toplam ısı denklemi ( $Q_t$ ), elde edilebilir.

$$Q_t = Q_s + Q_c + Q_f \quad (2.18)$$



Şekil 2.18. Talaş kaldırmada ısı kaynakları [71].

Herhangi bir malzeme elastik deformasyona uğradığında, işlem için harcanan enerji, gerilim enerjisi olarak malzeme içine depolanır ve ısı çevreye yayılmaz. Bununla birlikte, malzemede plastik deformasyon olduğunda, kullanılan enerjinin büyük bir miktarı ısı enerjisine dönüşmektedir. Talaşlı şekillendirmede işlenen malzeme, aşırı derecede yüksek gerilmelere maruz kalır ve toplam deformasyonun küçük bir kısmı elastik deformasyon şeklinde oluşup, büyük bir kısmı ise plastik deformasyon şeklindedir. Böylece, parça üzerine yüklenen enerjinin büyük bir kısmı ısı enerjisine dönüşebilir. [71, 72]

### 2.3.3. Deformasyon Bölgelerinde Isı Oluşumu

Burada, birinci ve ikinci deformasyon bölgelerindeki ısı oluşumu ayrı ayrı ele alınmıştır. Bhartcharya [71] yaptığı araştırmalarda Jaeger’in “hareketli ısı kaynağı” konusunda yapmış olduğu termodinamik esaslı çalışmayı temel olarak kabul etmiş ve matematiksel olarak aşağıdaki şekilde ifade etmiştir.

Kayma düzlemi boyunca harcanan kayma enerjisi,

$$E_s = F_s \cdot v_s \quad [\text{N.m/s}] \quad (2.19)$$

Şeklinde ifade edilebilir ve aşağıdaki şekle dönüştürülebilir;

$$F_s \cdot v_s = F \cdot V - F_f \cdot v_f \quad (2.20)$$

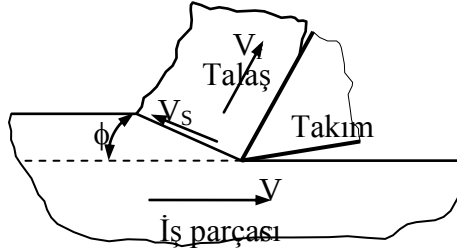
Talaş kaldırma işlemindeki hızlar, Şekil 2.19’da gösterilmiş olup aşağıdaki şekilde özetlenebilir:

$V$  = Kesme hızı [m/s]

$v_f$  = Talaş hızı [m/s]

$v_s$  = Kayma hızı [m/s]

$\vec{V}_s = \vec{v}_f + \vec{V}$  dir.



**Şekil 2.19.** Talaş kaldırma işleminde hızlar [71].

Bu enerjinin ısıya dönüşen kısmı  $\%A$  olarak alındığında, birinci deformasyon bölgesi sıcaklığı;

$$\theta_s = \frac{A[F \cdot V - F_f \cdot v_f]}{J \cdot a \cdot b \cdot \csc \phi} \quad (2.21)$$

Denklemden,  $J$  ısıнын mekanik eşdeğeri,  $\theta_s$  kayma bölgesi sıcaklığı,  $A$  ise 0.98-1.00 arasında bir sabittir.

Bu ısıнын  $((1-\Gamma) \cdot Q_s)$  miktarı talaşla atılmaktadır, ve  $(\Gamma) \cdot Q_s$  miktarı da iş parçasına geri dönmektedir.

Kayma bölgesinde oluşan toplam ısıнын talaşa giden kısmı  $((1-\Gamma) \cdot Q_s)$ ;

$$A \cdot (1-\Gamma) \left[ \frac{F \cdot V - F_f \cdot v_f}{J} \right] \quad (2.22)$$

Bu ısı, talaşın sıcaklığının yükselmesinde kullanıldığında;

$$\frac{A \cdot (1-\Gamma)}{J} [F \cdot V - F_f \cdot v_f] = c \cdot \rho \cdot v \cdot a [\theta_s - \theta_w] \quad (2.23)$$

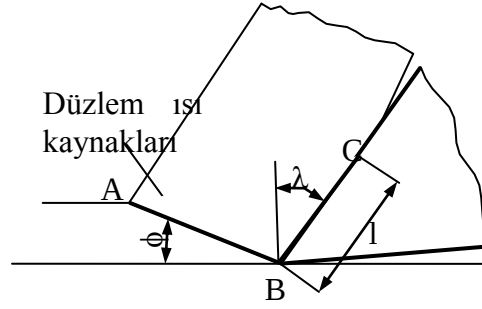
Burada  $c \cdot \rho$ ; kayma bölgesi sıcaklığında talaş malzemesinin sabit basınçta özgül ısısıdır.

Böylece;

$$\theta_s = \frac{A.(1-\Gamma)[F.V-F_f.V_f]}{J.c.\rho.c.\rho.b} + \theta_w \quad (2.24)$$

Şeklinde yazılabilir. Burada  $\theta_s$  = Kayma bölgesi sıcaklığı ve  $\theta_w$  = ortam sıcaklığıdır.

Weiner ve Rapier talaş kaldırma işlemlerinde yaygın olarak kullanılan modeli benimsemişler ve talaş ile kayma bölgesindeki sıcaklıkların teorik analizleri konusunda çalışmışlardır. Bu model Şekil 2.20’de verilmektedir [71].

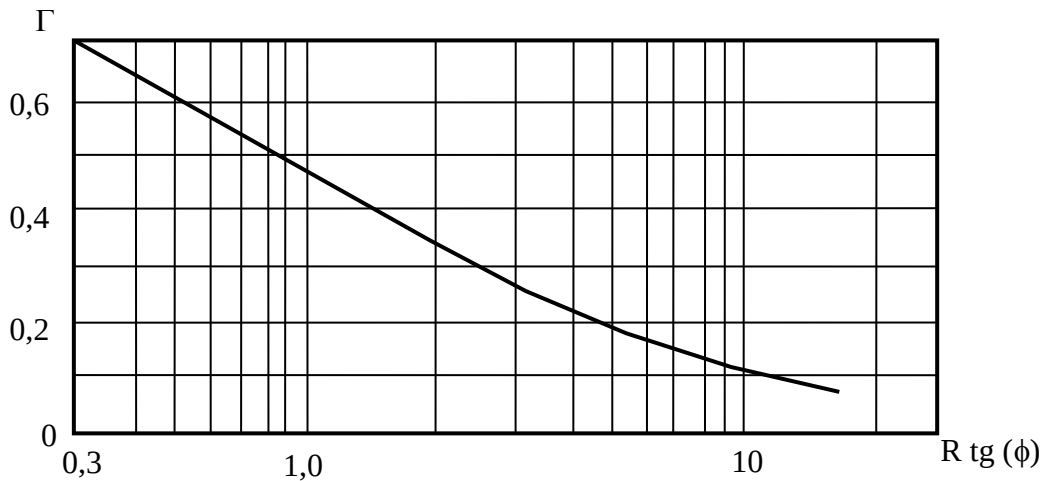


**Şekil 2.20.** Kesme sıcaklıkları konusunda teorik çalışmalarda kullanılan, kesme işleminin idealize edilmiş modeli [71].

Talaş oluşumu esnasında birinci deformasyon bölgesinde meydana gelen ısı bir diğer çalışmada, Bootroyd’un 1975 yılında Weiner ve Rapier’i temel alarak yapmış olduğu çalışmada ele alınmıştır. Bootroyd’a [72] göre  $\Gamma$ ,  $R.tg(\phi)$ ’nin fonksiyonudur. Yani;

$$R = \frac{\rho.c.a.v}{k} \quad (2.25)$$

$\phi$  = Kayma açısı, R: ısıl katsayıdır



**Şekil 2.21.**  $\Gamma$ - $R.tg(\phi)$  arasındaki ilişki [71].

Şekil 2.21’de Weiner’in teorik elde ettiği eğri ve Nakayama’nın deneysel bulguları verilmektedir. Bu şekle göre deneysel sonuçlarla teorik sonuçlar birbirine uyum göstermektedir. Bu grafikten faydalanarak  $R.tg(\phi)$ ’ye bağlı olarak  $\Gamma$  bulunabilir.

Rapier’in talaş sıcaklığı analizinde, talaş ve takım arasındaki sürtünmeden oluşan ısı kaynağının uniform bir ısı kaynağı olduğu ve sınır şartları ile aşağıdaki denklemin çözümüyle elde edilebileceği kabul edilmiştir.

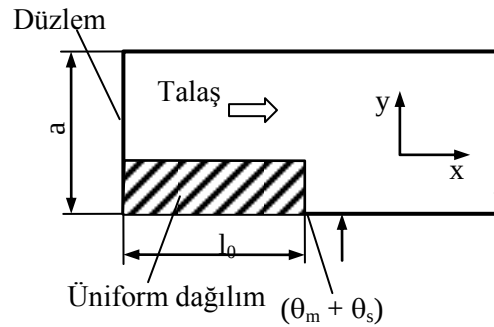
$$\frac{\partial^2 Y}{\partial y^2} - \frac{R}{a} \cdot \frac{\partial Y}{\partial x} = 0 \quad (2.26)$$

Çözüm sonucu şu denklem elde edilir;

$$\frac{\theta_m}{\theta_f} 1,13 \sqrt{\frac{R}{l_0}} \quad (2.27)$$

Burada;  $l_0$ =Takım-talaş temas mesafesi/deforme olmuş talaş kalınlığıdır ( $l/h$ ).

Deneysel sonuçlar ile denklemin karşılaştırılması Rapier’in teorisinin bir hayli yüksek  $\theta_m$  (ikinci deformasyon bölgesinden geçen malzemede sürtünmeden dolayı oluşan sıcaklık artışı) değerleri verdiğini göstermiştir. Bunun nedeni takım ve talaş arasındaki sürtünmenin talaşın deformasyonuna sebep olması ve ısı kaynağının talaşın içinde yayılma göstermesindendir. Şekil 2.22’de görülen sınır şartları gerçek şartlara oldukça yakın bir yaklaşım gösterdiği düşünülmekte ve düzeltilmiş model esaslı analiz, deneysel sonuçlar ile uyumlu olduğu görülmüştür[72].



**Şekil 2.22.** Isıl analizlerde kabul edilen talaşın sınır şartları [71].

### 2.3.4 Sıcaklık dağılımı

Bootroyd’a [72] göre ortagonal talaş kaldırma esnasında (belirli talaş kaldırma şartları için) talaş ve iş parçasında, deneysel olarak saptanan sıcaklık dağılımı Şekil 2.23’de verilmiştir. Malzemedeki **X** noktası, kesme takımına doğru ilerlemekte, yaklaşmakta ve birincil deformasyon bölgesinden geçmektedir. **X** noktası bölgeyi terk edinceye kadar



gözlenebilmektedir. Kemik dokusunun kesitindeki sıcaklık artışı kemiğin özgül ısı kapasitesi ve ısı iletkenliğine bağlıdır [73].

Bir malzemeye bir ısı kaynağı dokundurulduğunda, sıcak ısı kaynağından soğuk ortama doğru bir ısı gradyanı oluşur. Isı bu gradyant doğrultusunda ilerler. Bu ilerleme ısı kaynağı ve çevre ortamı sıcaklıkları dengelenene kadar devam eder. Malzemenin nihai sıcaklığı bu iki ortam arasında denge halindeki eş sıcaklığıdır. Eşitlik durumunda malzemenin sıcaklığı bulunan sıcaklık ve ısı iletkenliğin bir fonksiyonu olarak bulunur. Sıcaklık eşitliğini canlı dokularda elde etmek, operasyon süresinin çok kısa sürmesinden dolayı denge halinin istenen şekilde oluşmamasından dolayı güçtür. Bu kısa durumdaki sıcaklık eşitliği tespit edilen sıcaklık ve zamanın bir fonksiyonu olarak bulunur, burada özgül ısı kapasitesi sabit alınmaktadır. Farklı zaman sıcaklık bağıntıları numuneye benzer şekilde etkirler. Sıcaklık oluşumunun çok hızlı olması ısı etkisinin daha lokal olmasını sağlamaktadır [73].

Takım sıcaklığı T yi veren genel formül şöyledir.

$$T = C_0 K_s v^{2n} A^n, W^{2n} h^{1,2n} \quad (2.29)$$

$K_s$  :Özgül kesme enerjisi

$v$  : Kesme hızı

$A$  : Talaş kesit alanı

$W$  : İş parçasının ısı iletkenliği

$h$  : İş parçasının ısı kapasitesi (yoğunluk x özgül ısı)

$C_0$  ve  $n$  deneysel olarak elde edilen sabitlerdir. T sıcaklığını elde etmede asıl problem  $K_s$  özgül kesme enerjisinin tespitidir. Delme işlemi bilindiği üzere dinamik bir deformasyon işlemi olduğundan  $K_s$  ısı oluşumuna doğrudan etkimektedir. Gevrek malzemelerde özgül kesme enerjisi dinamik kesme gerilmesinin artmasıyla artar. Kemik de gevrek bir malzeme olduğundan bu yaklaşım uygulanabilir [1].

## 2.4. Deneysel Parametrelerin Minimizasyonu

Gerçekleştirilen bu tez çalışmasının, deneysel kısmında birçok parametrenin çalışılmış olması oldukça geniş bir parametre çeşitliliğinin oluşmasına neden olmuştur.

Bazı deneysel parametrelerin çeşitli seviyelerinin sıcaklık oluşumu üzerine olan etkilerini daha düzenli değerlendirmek için Tam faktöriyel deney tasarımının yanı sıra, Taguchi deney tasarımı yöntemi de kullanılmıştır.

#### **2.4.1. Taguchi Metodunun Gelişimi**

Taguchi metodunun temelini oluşturan deney tasarımı, 1920’lerde istatistik biliminin babası sayılan İngiliz istatistikçi Sir Ronald Fisher tarafından, tarım alanında araştırmalar yaparken bulunmuş ve geliştirilmiştir. Ayrıca Fisher, deney verilerinin analizi için bugün klasik sayılan “varyans analizi” (ANOVA) yöntemini de geliştirmiştir. Yöntem, kısa bir süre içinde, Amerika’da tarım sektöründe üretimin geliştirilmesi için yoğun olarak uygulanmış ve Amerika’nın bu alanda dünyada lider konuma gelmesine büyük katkıda bulunmuştur. Tarım alanında, çeşitli gübre ve dozları ile iklim koşullarının ve sulama yüzeylerinin çeşitli ürünlere olan etkilerini belirlemek üzere uygulanmıştır [74].

#### **2.4.2. Taguchi Metodunda Parametre Tasarımı**

Genichi Taguchi sağlam parametre dizaynının öncülerinden biri olarak kabul edilmektedir. Parametre dizaynı, üretim ve proses dizaynı sırasında varyasyon ve kontrol edilemeyen faktörlere karşı olan duyarlılığın azaltılması için kullanılan bir mühendislik metodudur. Taguchi dizaynları uygun bir şekilde kullanıldığı takdirde, çeşitli çalışma koşullarında çok güçlü ve etkili bir metottur.

Sağlam parametre dizaynında temel amaç, proses hedef değerini korurken varyasyonu minimize edecek faktör seviyelerini belirlemektir. Varyasyona etki eden faktörleri belirledikten sonra, kontrol edilebilir faktörler üzerinde ayarlamalar yapılabilir. Kontrol edilemeyen faktörler ise değişikliklere karşı duyarsız hale getirilmeye çalışılır. Proses dizaynında temel amaç, sürekli aynı çıktıyı üretmektir. Üretim dizaynında ise temel amaç, çevre faktörlerine rağmen sürekli bir performans ölçüsü yakalamaktır. Sağlam parametre dizaynı Taguchi dizaynlarını (ortogonal dizileri) kullanır. Bu dizaynlar bir kaç deneme ile çok sayıda faktörün analiz edilmesine imkan tanırırlar. Taguchi dizaynları dengelenmiş dizaynlardır. Bu dizilere ortogonal denmesinin sebebi her faktörde eşit miktarda seviye bulunmasıdır. Yani tüm faktörler eşit seviyede ağırlıklandırılmış ve faktörler birbirlerinden tamamen bağımsız olarak analiz edilebilmektedir [74].

### 2.4.3. Temel Çalışma Biçimi

Taguchi Metodu, çok sayıda faktörün bağlı olduğu ürün ve prosesin kalitesini artırmak için geliştirilmiştir. Her bir faktörün izin verilen aralıklar içerisinde tüm olabilecek kombinasyonları etkili bir biçimde bu test ve geliştirme stratejisi içerisinde kurulabilmektedir. Mühendislik projeleri çok sayıda faktör içerdiği için, bir grup olabilecek kombinasyon denenemeyecek kadar geniştir. Üstelik özel projeler için etkili faktörler arasında etkileşimlerin olması deneme sayısını artırmaktadır. Test kombinasyonlarının azaltmada geleneksel olarak kısmi faktöriyel tasarım kullanılmaktadır. Taguchi faktöriyel deneyler için özel bir dizayn geliştirmiştir. Bu dizayn ortogonal dizilerden oluşmaktadır. Bu dizaynların kullanılması verilen faktörlerin en az sayıda deneyle incelenmesine olanak tanımaktadır.

Tam faktöriyel tasarım verilen deney seti için tüm olanaklı kombinasyonları denemektedir. Çoğu endüstriyel deney genellikle çok sayıda faktör içerir. Tam faktöriyel tasarımda çok geniş bir deney seti incelenir. Örneğin tam faktöriyel tasarımda 7 faktörlü ve her bir faktörün 2 seviyeli olduğu bir deney için tam 128 ( $2^7$ ) deneye ihtiyaç vardır.

Kısmi faktöriyel tasarımda deney sayısını azaltmak için tüm kombinasyonlar arasından belirli grup seçilerek o grup üzerinde inceleme yapılır. Kısmi faktöriyel tasarım iyi bir kestirme yol olarak bilinse de uygulamalar ve analiz için belirli kuralı yoktur [74]. Taguchi metodu bu konuda iki önemli boşluğu tamamlamaktadır. Bunlar;

I. Deney koşullarına uygun olarak seçilebilecek OD'ler net bir şekilde tanımlanmıştır.

II. Sonuçların analizinde standart metotlar belirlenmiştir.

Taguchi yaklaşımı standart deney tasarımı tekniklerinin ve analiz metotlarının bir kombinasyonudur. Bu kombinasyon diğer istatistiksel metotlarda nadiren bulunan tutarlılık ve yeniden üretilebilirlik özelliklerini taşımaktadır [74].

**Tablo 2.1.** Taguchi ve tam faktöriyel tasarım için kombinasyonlar [74].

| Faktör | Seviye | Deney Sayıları         |                |
|--------|--------|------------------------|----------------|
|        |        | Tam Faktöriyel Tasarım | Taguchi Metodu |
| 2      | 2      | $4(2^2)$               | 4              |
| 3      | 2      | $8(2^3)$               | 4              |
| 4      | 2      | $16(2^4)$              | 8              |
| 7      | 2      | $128(2^7)$             | 8              |
| 15     | 2      | $32768(2^{15})$        | 16             |
| 4      | 3      | $81(3^4)$              | 9              |

#### 2.4.4. Varyans Analizi Metodu

Anova, test edilen parça gruplarının ortalama performansları arasındaki farklılığı ortaya koymak için kullanılan istatistiğe dayalı bir karar aracıdır. Varyans analizi, toplam varyasyonu bileşenlerine ayıran matematiksel bir tekniktir ve serbestlik derecesi, karelerin toplamı, ortalama kareler vb. gibi niceliklerin hesaplanması için kullanılmaktadır.

Toplam varyasyonun üç tane bileşeni vardır. Bunlar;

- Kalite değişkenini etkileyen faktörlere göre varyasyon,
- Kalite değişkenlerinin etkileşimlerine göre varyasyon
- Hataya göre varyasyondur.

Deneyler yapıp veriler elde edildikten ve varyanslar hesaplandıktan sonra hangi faktörlerin önemli bir etkiye sahip olduğunu görmek için F testi uygulanır.

Standart F testi uygulanırken, hataların eşit sapmalarla normal dağıldığı ve bağımsız olduğu varsayılmaktadır. F testi varsayımları yerine getirilmediği takdirde önem derecesi hesaplanan doğru sonuçları vermeyebilir. Bununla birlikte standart F testinin varsayımlarından sapmalara karşı duyarsız olması nedeniyle bazı varsayımları sağlamasa da kullanılabileceği belirtilmektedir [74].

Hesaplamalar sonucu bulunan F değeri eğer;

- $F_{\text{tablo}}$  değerinden büyükse, yığın için ortalama değeri etkileyeceği düşünülür.
- $F_{\text{tablo}}$  değerinden küçükse, ortalama değer üzerinde hiçbir etkisinin olmadığı düşünülür.

F testinin bir diğer sınırlandırması da sadece  $\alpha$  riskini göz önüne almasıdır,  $\alpha$  riski; bir faktörün performans karakteristiği üzerindeki etkisinin büyük olmadığı halde önemli olduğuna karar verilmesi riskidir. F testi uygulanırken başka bir risk olan  $\beta$  riski dikkate alınmamaktadır,  $\beta$  riski; bazı faktörlerin etkisi önemli olduğu halde önemli olmadığına karar verilmesidir. Önemli olmayan bir faktör, deneyin sonraki aşamalarında dikkate alınmayacağından  $\beta$  hatasının düzeltilmesi imkansızdır. Oysa önemsiz bir faktör deneyin sonraki aşamalarında elemine edilebileceğinden  $\alpha$  hatası düzeltilebilir. Deneyde gözlenen her bir önemli faktör ve etkileşime yüklenen toplam varyasyon oranı katkı yüzdesi ile yansıtılır. Katkı yüzdesi, her bir önemli faktörün kareleri toplamının bir fonksiyonudur ve varyasyonu azaltmada faktör veya etkileşimin gücünü gösterir. Eğer faktör ve etkileşim seviyeleri tam manasıyla kontrol edilebilirse, toplam varyasyon katkı yüzdesi ile belirlenen

miktarda azaltılabilir [74]. Tez çalışmasında bu hesaplamaların tamamı Minitab R14 paket programı vasıtasıyla yapılmıştır.

### **3. DENEYSEL ÇALIŞMALAR**

#### **3.1. Çalışmanın Amacı**

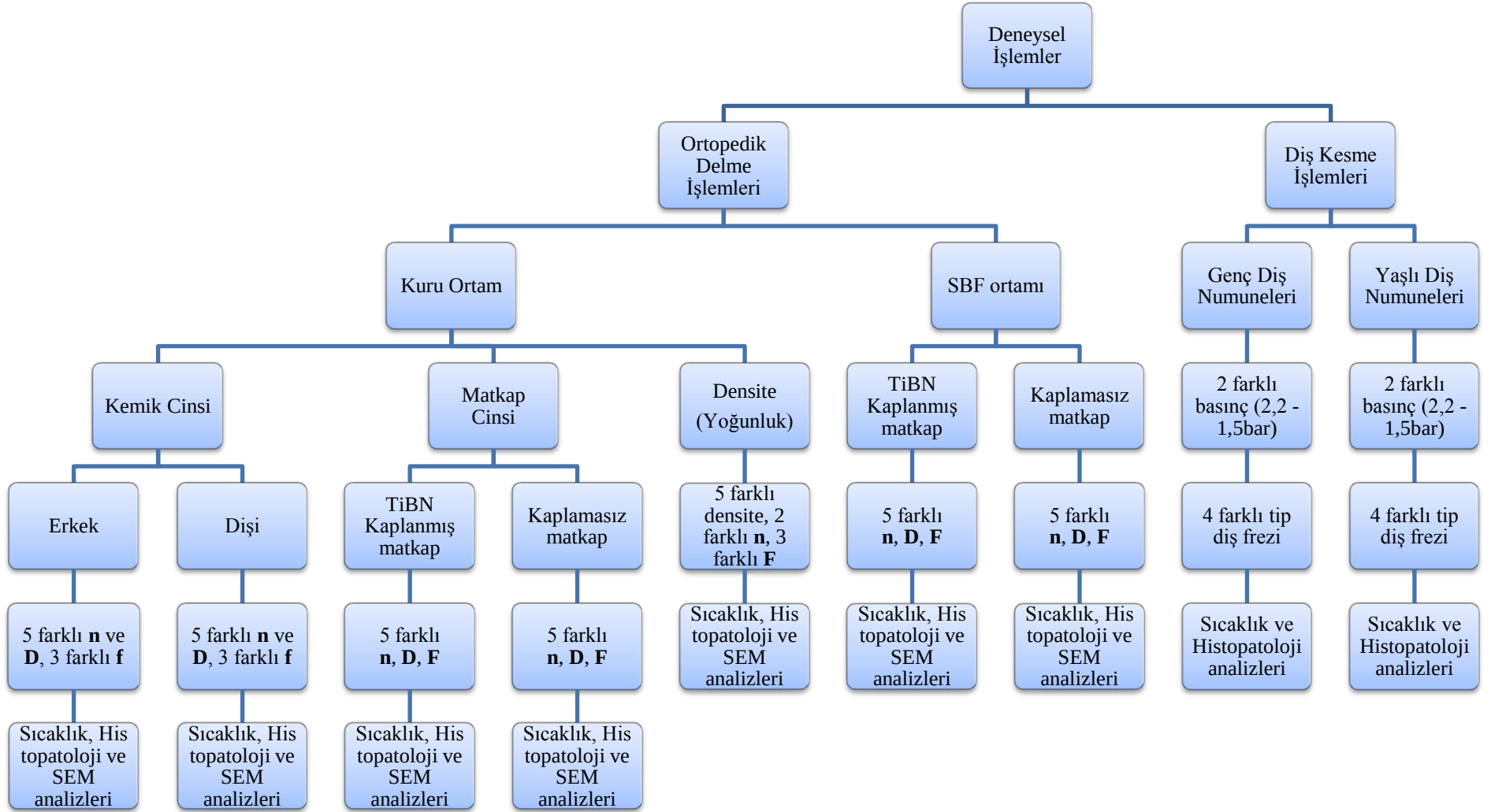
Ortopedik ve ortodontik cerrahi işlemlerde bilindiği üzere delme ve kesme uygulamalarına sıkça gerek duyulmaktadır. Özellikle ortopedide çeşitli kemik hasarlarının onarımında ve diş hekimliğinde ortodontik kesme operasyonlarında delme ve kesme işlemleri kaçınılmazdır. Geleneksel cerrahi operasyonlarda delme uygulamaları, çeşitli firmalar tarafından piyasaya sürülen paslanmaz çelikten imal edilmiş ortopedik matkap uçları (drill) ile birlikte, halihazırda ortopedik uygulamalarda kullanılan manuel matkap aygıtıyla gerçekleştirilmektedir. Öncelikle işlem gören dokunun canlı bir kemik dokusu olması delme ve kesme işlemlerinin doku hasarını önlemek için doğru yapılmasını gerektirmektedir.

Genel olarak tüm talaş kaldırılarak gerçekleştirilen işlemlerde, engellenmesi mümkün olamayan ve operasyon sürecine menfi yönde etkisi belirlenen sıcaklık oluşumu, cerrahi operasyonlarda çoğu zaman önemli bir sorun teşkil etmektedir. Ortogonal kesme işlemi neticesinde ortaya çıkan bu ısının kaynakları ve nedenlerinden tezin bir önceki bölümünde ayrıntılı olarak bahsedilmiş olup, bu ısı metal malzemeler işlenirken özellikle takım aşınması ve imal edilen yüzeyin kalitesini doğrudan etkilemektedir. Meydana gelen sıcaklık oluşumu kaçınılmazdır ve çeşitli yöntemlerle ancak kontrol altına alınabilmektedir. Örneğin en etkili yöntem olarak soğutma sıvılarının kullanımı oldukça yaygın bir yöntemdir. Bu yöntem sayesinde takım aşınması ve yüzey pürüzlülüğü gibi sorunlar minimize edilebilmektedir.

Cerrahi operasyonlarda ise takım aşınması ve yüzey pürüzlülüğü gibi sorunlardan ziyade işlem gören bölgedeki canlı dokunun tahribatının minimum düzeylerde tutulması öncelikle dikkat edilmesi gereken bir husustur. Operasyon bölgesinin bir insana ait olması, öncelikle bölgenin steril olmasını gerektirmektedir. Dolayısıyla kesme ve delme esnasında insan vücudunda kapalı bir bölgeyi harici bir soğutucu malzeme ile soğutarak ısı kontrolünü sağlamak, diş restorasyonu hariç çoğu operasyonda kullanışlı olmamaktadır. Bu sorundan dolayı ısıyı meydana getiren etkenleri kontrol altında tutmanın daha uygun bir yaklaşım olduğu söylenebilir.

Mevcut tez çalışmasında, bu bakış açısından hareketle, işlenen bölgedeki ısı oluşumunda etkin olan çeşitli parametreler araştırılarak ısı oluşumunun optimum değerlerde seyretmesini sağlayan işlem parametre değerlerinin tespit edilmesi amaçlanmıştır. Çalışmada ısı oluşum mekanizmasında rol oynayan parametreler; matkap çalışma devir sayısı, matkap çapı, ilerleme miktarı, kemik cinsi, matkap cinsi, kemik yoğunluğu, matkap ucuna uygulanan baskı kuvveti, kesme hızı, matkap uç açısı, farklı yaşlarda diş örnekleri, kuru ve sıvı kontrol ortamlarıdır.

Bu parametreleri kendi içlerinde farklı değerlerde kullanılarak deneyler gerçekleştirilmiş olup, ortaya çıkan ısı termokupllar vasıtasıyla ölçülmüş ve dokuya olan etkileri histopatolojik ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir. Yapılan deneysel çalışmalara ait akış şeması Şekil 3.1’de verilmiştir.



Şekil 3.1. Deneyisel çalışmalarda takip edilen işlem sırası (n:devir sayısı, D:matkap çapı, f:ilerleme miktarı, F: baskı kuvveti)

### **3.2. Ortopedik Delme İşlemleri**

Ortopedik delme işlemleri gerçek cerrahi operasyonlardakine benzer şekilde Fırat Üniversitesi Teknoloji Fakültesi, Makine Eğitimi laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir. İşlemlerde kadavra sığır tibia kemiği numuneleri üzerinde çeşitli tezgah ve ek aparatlar bizzat tarafımızdan tasarlanıp hazırlanarak kullanılmıştır.

#### **3.2.1. Deneylerde Kullanılan Kemikler**

Ortopedik delme işlemlerini gerçekleştirmek amacıyla taze kadavra sığır kemikleri kullanılmıştır. Bu kemikler Elazığ ilinde canlı hayvan ticareti ve yöredeki küçükbaş ve büyükbaş hayvanlarının kesimi ve işlenmesi üzerine faaliyet gösteren ELET Entegre Et Ürünleri İşleme Firması'ndan temin edilmiştir. Burada günlük kesilen büyükbaş hayvanlardan ihtiyaç duyulduğu miktarlarda kemik numuneler alınmıştır. Firmadan alınan taze kadavra numuneler üzerindeki kas ve çeşitli dokuları temizlenmiş vaziyette teslim alındıktan sonra vakit kaybedilmeden Makine Eğitimi Bölümü laboratuvarımızdaki derin dondurucuya bırakılarak işlem vaktine kadar burada muhafaza edilmişlerdir. Derin dondurucunun maksimum soğutma sıcaklığı -20°C'dir ve soğutucu yaklaşık 200 Litre saklama hacmine sahiptir.

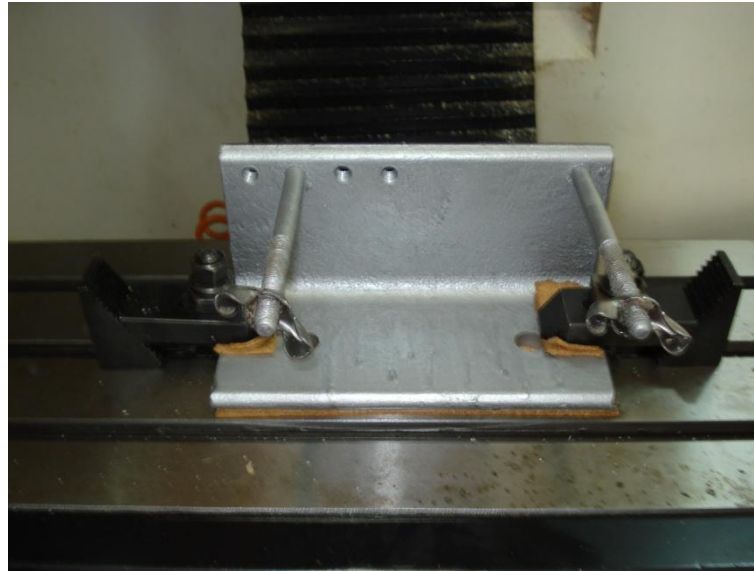
Kemik numuneleri tedarik edilirken tez çalışmasının deneysel prosedürü gereği öncelikle dişi ve erkek olmak üzere iki ana grupta toplanmıştır. Numunelerin alındığı erkek ve dişi hayvanlar 1 -3 yaşlarında olan büyükbaş hayvanlardır.

Deneylerde kullanılan kemikler uzun kemiklerden seçilen tibialardır. Tibia tercih edilmesindeki amaç ise bu dokunun hayvan vücudunun en sert ve dayanıklı kısmı olması ve en çok ortopedik hasar (çatlak, kırık, v.s.) işlemlerin bu uzun kemiklerde yapılmasından dolayıdır. Ayrıca işlem kolaylığı da bu kemiklerin tercih edilmesinin sebeplerindendir. Alınan bu tibialar hemen laboratuvarımızdaki derin dondurucuya bırakılarak şoklanmıştır ve bu şekilde dokudaki canlı hücre yapılarının korunması amaçlanmıştır. Delme işlemlerinden önce örnekler dondurucudan çıkarılıp kemiklerin trabeküler kısımları laboratuvarda el testeresi ile kesilerek elimine edilmiştir. Deneysel delme işlemleri tibianın diafizal (kemiğin ortasındaki düz kısım) bölgesinde planlanan parametre değerlerinde gerçekleştirilmiştir. Trabeküler kısımlarından ayrılmış numuneler önce buzdolabında, ardından oda sıcaklığında bekletilerek oda sıcaklığına erişmeleri sağlanmıştır ve deneyler

oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir. İşlenmiş kemik örnekleri daha sonraki histopatolojik işlemler için formaldehit sıvısı ortamında ve oda sıcaklığında muhafaza edilmiştir.

### 3.2.2. Delme İşlemlerinde Kullanılan Bağlama Aparatı

Gerçekleştirilen bu tez çalışmasında üzerinde çalışılan dokunun kadavra olmasından dolayı delme işlemlerinin mümkün olan en kısa sürede tamamlanması gerekmektedir. Bu şekilde kemik dokusunun ve içerisindeki canlı hücre yapısının bozulması ve koku oluşumu gibi istenmeyen etkilerin minimum düzeyde kalması amaçlanmıştır. Dolayısıyla delme işlemlerinin seri ve hızlı bir şekilde yapılması esas kabul edilmiştir. Kemik numunelerinin belirli bir şeklinin olmaması ve tezgaha istenildiği şekilde bağlanamaması nedeniyle her numuneyi rahatlıkla ve kısa sürede tezgaha bağlayabilmek için basit bir bağlama aparatı tasarlanmış ve imal edilmiştir (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Tibiaların bağlanmasında kullanılan bağlama aparatı

Bu aparat tarafımızdan tasarlanıp Makine Eğitimi atölyesinde imal edilmiştir. Aparatın basit ve fonksiyonel olması esas kabul edilerek 10 mm et kalınlığına sahip 60X60 mm Ç1050 çelik köşebentten imal edilmiştir. Köşebendin bir kenarına farklı uzunluktaki kemikleri rahatça bağlayabilmek için belirli aralıklarla delikler delinmiş, diğer tarafına ise tezgaha pabuçlarla bağlamak için iki adet vida deliği açılmıştır. Kemiklerin bağlanacağı kısımdaki deliklere M8 kılavuzla vida açılmıştır. Daha sonra bu deliklere uygun AISI 304 paslanmaz çelikten iki adet saplama imal edilmiştir. Trabeküler kısımları kesilmiş delme işlemine tabi tutulacak kemik örneklerine aparattaki delik aralıklarına uygun matkap

tezgahında iki adet delik açılarak numuneler bu saplamalara geçirilip saplamaların diğer uçları M8 kelebek somunlarla bağlama aparatına tespit edilmiştir. Kemiklerin bağlama delikleri delinirken numunenin düz yüzeyi yukarıya matkap ucuna dik olacak şekilde durmasını sağlayacak şekilde olmasına dikkat edilmiştir. Şekil 3.2’de bağlama aparatının resmi gösterilmektedir. Şekil 3.3’de ise kemik numunenin bu bağlama aparatı ile tezgaha bağlanmış hali görülmektedir.



**Şekil 3.3.** Kemik numunenin bağlama aparatı ile tezgaha bağlanması



**Şekil 3.4.** CNC tezgahında hassas delinmiş delikler

Deneylerde sıcaklık ölçümünü gerçekleştiren termokuplların uçlarının yerleştirileceği noktalar deneysel çalışmaların hassasiyeti ve geçerliliği için oldukça önemlidir. Bunun için uçların takılacağı deliklerin hassas delinmesi gerekmektedir. Kullanılan CNC tezgahı vasıtasıyla bu deliklerin hassas delinmesi sağlanmıştır (Şekil 3.4).



**Şekil 3.5.** Deneylerde kullanılan bağlama aparatları

Ancak CNC tezgahının kullanılmadığı standart masaüstü sütunlu matkap tezgahında ise bunu sağlamak pek de mümkün değildir. Bu problemi aşmak amacıyla delik merkezlerini hatasız belirlemek ve delmek için Makine Eğitimi atölyesinde matkap ucuna kılavuzluk edecek bir ek aparat tasarlanıp imal edilmiştir (Şekil 3.5). Aparat matkap uçlarında herhangi bir aşınma ve benzeri olumsuz etkiye neden olmaması için polyamid malzemeden üretilmiştir. Bu aparat yukarıda bahsedilen bağlama aparatına kolaylıkla monte edilebilecek şekilde zaman kaybı en asgari düzeyde tutması düşünülerek imal edilmiştir.

### **3.2.3. Deneylerde Kullanılan Tezgahlar**

Bu çalışmada gerçekleştirilen bütün deneylerde öncelikle işlem hızı ve yapılan işin hassasiyetine azami özen gösterilmiştir. Gerek kullanılan malzemenin hava ortamında bozulma özelliğinin olması gerekse ölçü hassasiyetine oldukça dikkat edilmesi gereken bir çalışma olması bu hassasiyette önemli rol oynamıştır. Yapılan deneylerin tamamında bu amaç her zaman göz önünde bulundurulmuştur. Bu amaç doğrultusunda çoğu talaşlı imalat

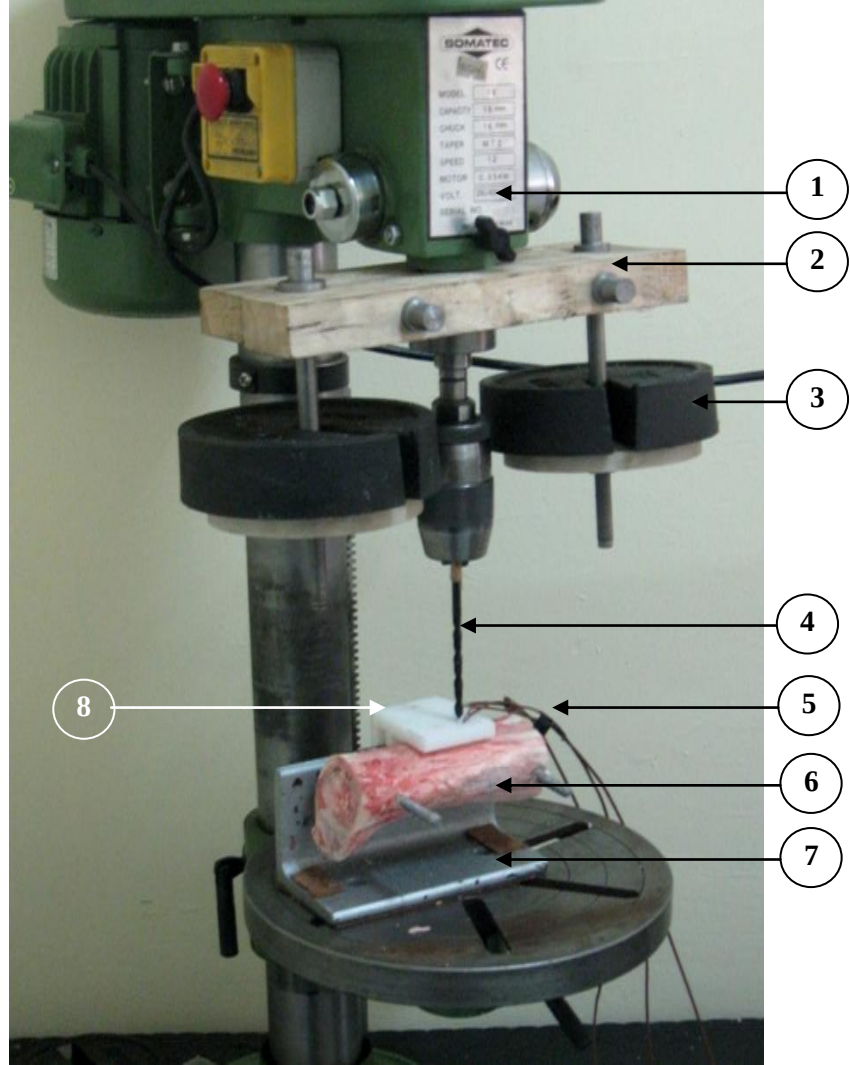
işlemlerinin gerçekleştirilebildiği CNC kontrollü dik işlem merkezli tezgah mevcut çalışmada deliklerin hassas delinmesi için kullanılmıştır (Şekil 3.6). Fırat Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi, Makine Eğitimi Bölümü atölyesinde bulunan, DYNE MYTE 2900 marka CNC tezgahı işleme hassasiyeti olarak üç ekseninde de  $10^{-3}$  mm kadar hassas çalışabilmektedir. Kullanılan tezgahın tabla ebadı 150x400 mm, iş mili devri 30-3500 dev/dak, motor gücü ise 5 HP'dir. Bu tezgahın kullanımı ile özellikle belirlenen parametre şartlarında itinalı bir delme işlemi gerçekleştirilmiştir. Ayrıca bilgisayar kontrollü bu tezgahın kullanılması deliklerin ölçü hassasiyetinin yanı sıra ilerleme miktarı ve devir sayısı gibi değişkenlerin de her hangi bir sapmaya meydan vermeden aynen delme işlemlerine uygulanmasını sağlamıştır.



Şekil 3.6. Deneylerde kullanılan DYNAMYTE2900 CNC tezgahı

Kemik delme işlemlerinden önce delinecek termokupl ve deneysel parametre koşullarında delinecek olan deliklerin yerleri kullanılan MASTERCAM bilgisayar destekli işleme programı yardımıyla belirlenmiştir. Daha sonra bu programdan elde edilen değerler tezgaha aktarılarak delme işlemleri hassas ( $10^{-3}$ mm) bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Parametre koşullarındaki delikler delinmeden önce oluşacak deliğin çevresindeki termokuplların yerleştirileceği delikler delinmiştir. Bunun için öncelikle delik merkezlerine punta matkabı kullanılmış ardından termokupllar için 2mm çapında delikler delinmiştir. CNC tezgahında, kullanılacak matkaplar tezgahın magazin denen kısmına yerleştirilerek işleme programında sırası geldiğinde zaman kaybetmeden tezgah tarafından otomatik

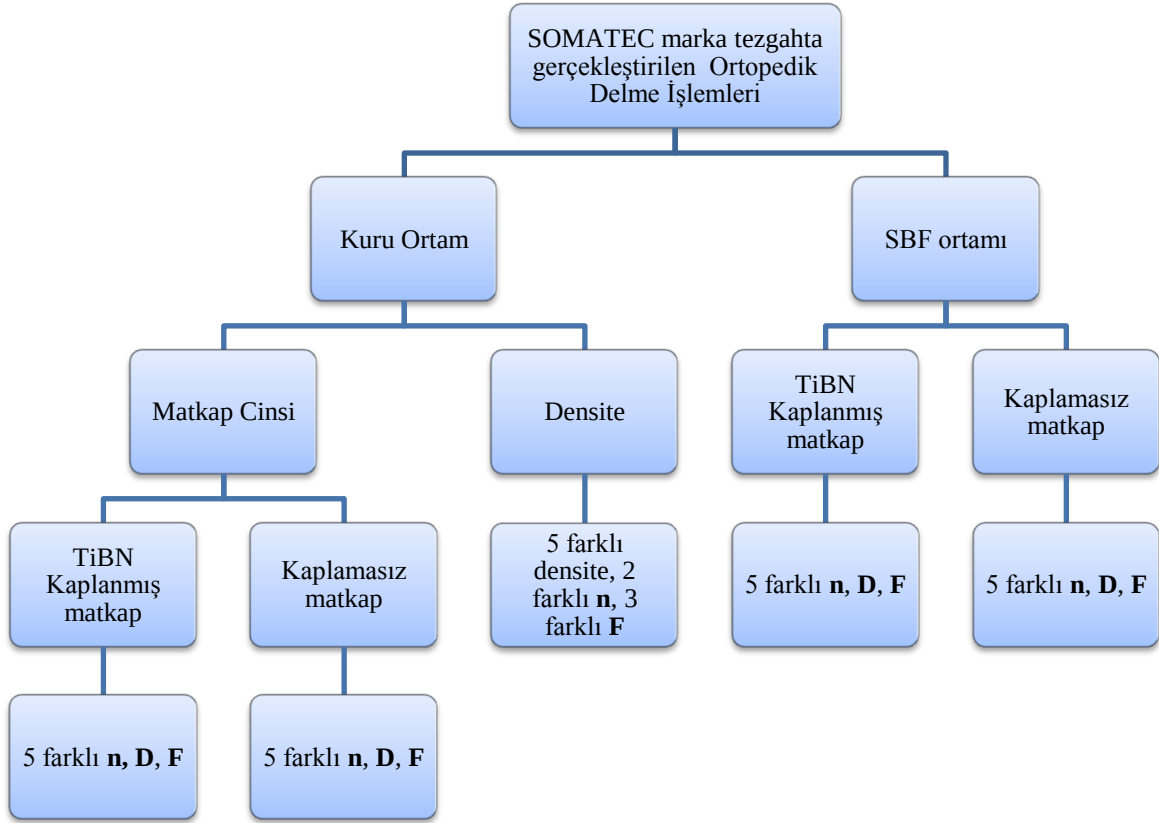
olarak kendiliğinden değiştirilmektedir. CNC tezgahında yapılan delme deneylerinde sadece devir sayısı, ilerleme miktarı, matkap çapı, erkek ve dişi kemik cinsi değişkenlerin ısı oluşumuna etkileri araştırıldığı deneyler gerçekleştirilmiştir.



**Şekil 3.7.** Ağırlık parametresinin araştırıldığı matkap tezgahı ve düzeneği (1-Sütünlü matkap tezgahı, 2-Ağırlık asma aparatı, 3-Standart ağırlıklar, 4-TiBN kaplı matkap, 5-T tipi termokupllar, 6-Tibia, 7-Kemik bağlama aparatı, 8-Klavuz aparatı)

CNC tezgahında baskı kuvveti kontrol edilemediğinden dolayı, deneylerin geri kalan kısımları yine bölümümüz atölyesinde bulunan SOMATEC marka masa üstü sütünlü matkap tezgahına eklenen aparat vasıtasıyla standart kuvvet değerlerinin kullanıldığı deneyler gerçekleştirilmiştir. Bu tezgahta yapılan deneylerde delme kuvvetinin etkisi, kaplamalı ve normal matkap uçlarının etkisi, SBF ortamında delme işleminin etkisi, farklı kemik densitesinin delmeye etkisi ve farklı matkap uç açılarının etkisi araştırılmıştır.

Tezgaha standart ağırlıkların bağlanabilmesi için yine tarafımızdan tasarlanan ve üretilen bir ağırlık asma aparatı monte edilmiştir. Daha sonra bu aparata belirlenen değerlerdeki ağırlıklar asılarak delme işlemleri, Şekil 3.7’ deki matkap tezgahı ve ağırlık asma düzeneği ile Şekil 3.8’deki deneysel akış şemasına göre gerçekleştirilmiştir.



**Şekil 3.8.** Masa üstü matkap tezgahında gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda takip edilen işlem sırası (**n**:devir sayısı, **D**:matkap çapı, **f**:ilerleme miktarı, **F**: baskı kuvveti)

### 3.2.4. Deneylerde Kullanılan Matkap Uçları

Yapılan tez çalışması deneylerinde gerçek cerrahi operasyonlarda kullanılan standart ((Çap X Tam boy X Helis boyu)Ø1,5-2,7-3,2-4,5-6X130X50mm) ortopedik matkap uçları (driller) kullanılmıştır. Kullanılan bu matkap uçları çalıştıkları yer olan canlı insan kemik dokusunda herhangi bir enfeksiyona neden olmaması gerekmektedir. Bunun için ortamdaki kan ve benzeri sıvıların meydana getirebileceği korozyona karşı dirençli olması ve sterilizasyona elverişli olması sebebiyle östenitik paslanmaz çelik malzemeden imal edilmektedirler. Ancak ortopedik matkaplar geleneksel metal talaş kaldırma işlemlerindeki kullanılan matkaplardan bazı özellikleri bakımından farklıdırlar. Ortopedik matkap uçlarının paslanmaz çelik malzemeden imal edilmişlerdir. Matkap uç açıları ise genelde 85°'dir. Matkapların uç açıları standart metal delmek için kullanılan HSS matkaplarınkinden daha küçüktür. Standart ortopedik matkap uçlarının helis açıları da

standart HSS matkaplarınkinden küçüktür. Bu değerlerin farklı olması matkap ucunun kemik dokuya daha rahat batmasını sağlamaktadır. Ayrıca helis açısının küçük olması atılan talaş hızını artırarak matkabın doku içerisinde daha hızlı ilerlemesine imkan vermektedir. Böylelikle daha kısa süren bir delme işlemi gerçekleştirilerek kemik dokuya verilen zarar minimize edilmekte ve dolayısıyla cerrahi operasyonun süresi kısalmaktadır[1].

Delme işlemlerinde ortopedik matkaplar için üç farklı matkap uç açısı denenmiş olup, bunlar  $85^\circ - 118^\circ - 130^\circ$ 'lerdir. Ayrıca standart ortopedik matkaplar Magnetron Sputtering yöntemiyle Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Yüzey Teknolojileri ve Biyomekanik Laboratuvarında TiBN kaplanmış ve bunların delme bölgesindeki ısı oluşumuna etkisi araştırılmıştır. Matkapların resimleri Şekil 3.9' de verilmiş olup TiBN kaplama özellikleri ve şartları ise şöyledir:

|                                         |                                                                        |
|-----------------------------------------|------------------------------------------------------------------------|
| <b>Çalışma basıncı</b>                  | :3x10E-3 mbar                                                          |
| <b>Taban malzemeye uygulanan voltaj</b> | : -70V                                                                 |
| <b>Hedeflere uygulanan akım</b>         | : 2 adet TiB2 target; her birine 4A,<br>2 adet Ti target, herbirine 3A |
| <b>Azot</b>                             | :%8                                                                    |
| <b>Kaplama zamanı</b>                   | :70dk                                                                  |
| <b>Kaplama yöntemi</b>                  | :CFUBMS(closed-field<br>unbalanced magnetron sputtering)               |



**Şekil 3.9.** Deneylerde kullanılan standart ve kaplanmış ortopedik matkap uçları

### 3.2.5. Deneysel Çalışmada Kullanılan Sıvı Ortamı Ünitesi

Deneyleerin büyük bir kısmı kuru ortam şartlarında ve oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir. Ancak operasyon ortamı tam olarak aynı olamasa da, *in vivo* operasyonlara benzetmek için delme işlemini içerisinde gerçekleştirmek amacıyla Simulated Body Fluid, SBF (Simüle Edilmiş Vücut Sıvısı) kullanılmıştır. Bu sıvı genellikle yapay kemik üretiminde, greft yapılarının oluşturulmasında gerçek vücut ortamını sağlamak için yaygın olarak kullanılmaktadır. Aşağıdaki Tablo 3.1’de SBF sıvısı ile gerçek insan sıvısı içerisindeki mineral miktarları karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Bu tablodan da görüldüğü üzere SBF sıvısının mineral değerleri ile gerçek insan plasma değerleri birbirine çok yakındır. Bu sıvı Tablo 3.2’de verilen mineral miktarlarında ve [76]’de belirtildiği şekilde tarafımızdan Fırat Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Kimya Bölümü laboratuvarlarında üretilmiş ve daha sonra deneysel işlemlerde kullanılıncaya kadar buzdolabı ortamında saklanmıştır.

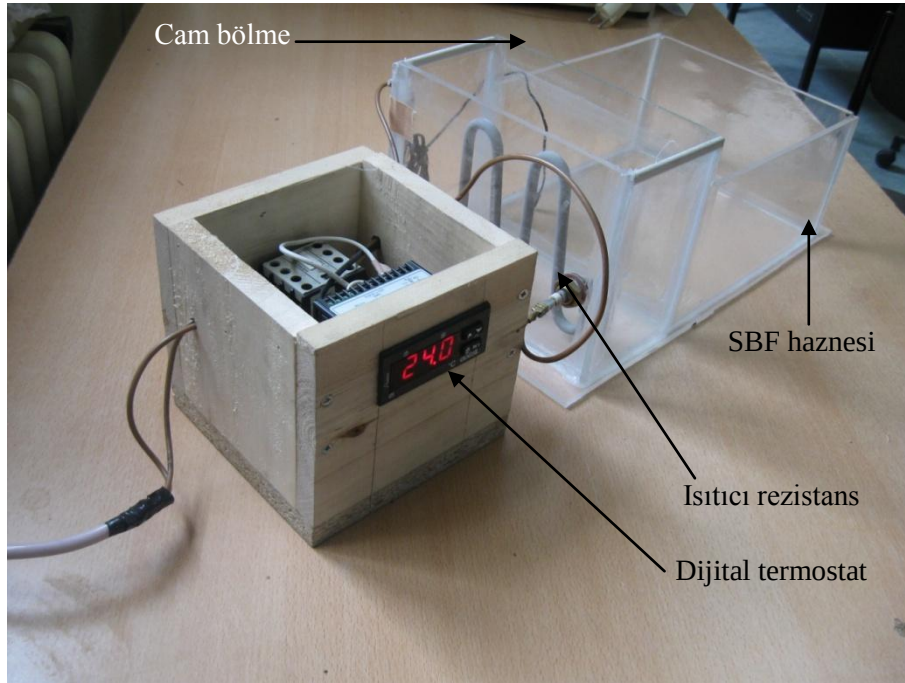
**Tablo 3.1.** SBF sıvısı ve insan kan plazmasındaki iyon konsantrasyonu [76].

| İyon                           | Konsantrasyon (mmol/dm <sup>3</sup> ) |                    |
|--------------------------------|---------------------------------------|--------------------|
|                                | Simulated body fluid (SBF)            | İnsan kan plazması |
| Na <sup>+</sup>                | 142.0                                 | 142.0              |
| K <sup>+</sup>                 | 5.0                                   | 5.0                |
| Mg <sup>2+</sup>               | 1.5                                   | 1.5                |
| Ca <sup>2+</sup>               | 2.5                                   | 2.5                |
| Cl <sup>-</sup>                | 147.8                                 | 103.0              |
| HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>  | 4.2                                   | 27.0               |
| HPO <sub>4</sub> <sup>2-</sup> | 1.0                                   | 1.0                |
| SO <sub>4</sub> <sup>2-</sup>  | 0.5                                   | 0.5                |

**Tablo 3.2.** Hazırlanan SBF sıvısının ihtiva ettiği iyon miktarları [73].

| Sıra | Malzeme                                             | Miktar                                     |                    |                    |                     |
|------|-----------------------------------------------------|--------------------------------------------|--------------------|--------------------|---------------------|
|      |                                                     | SBF                                        |                    | 1,5SBF             |                     |
|      |                                                     | 1000 mL                                    | 2000 mL            | 1000 mL            | 2000 mL             |
| #0   | Ultra-pure water                                    | 750 mL                                     | 1500 mL            | 750 mL             | 1500 mL             |
| #1   | NaCl                                                | 7.996 g                                    | 15.992 g           | 11.994 g           | 23.988 g            |
| #2   | NaHCO <sub>3</sub>                                  | 0.350 g                                    | 0.700 g            | 0.525 g            | 1.050 g             |
| #3   | KCl                                                 | 0.224 g                                    | 0.448 g            | 0.336 g            | 0.672 g             |
| #4   | K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> · 3H <sub>2</sub> O | 0.228 g                                    | 0.456 g            | 0.342 g            | 0.684 g             |
| #5   | MgCl <sub>2</sub> · 6H <sub>2</sub> O               | 0.305 g                                    | 0.610 g            | 0.458 g            | 0.916 g             |
| #6   | 1 kmol/m <sup>3</sup> HCl                           | 40 cm <sup>3</sup>                         | 80 cm <sup>3</sup> | 60 cm <sup>3</sup> | 120 cm <sup>3</sup> |
| #7   | CaCl <sub>2</sub>                                   | 0.278 g                                    | 0.556 g            | 0.417 g            | 0.834 g             |
| #8   | Na <sub>2</sub> SO <sub>4</sub>                     | 0.071 g                                    | 0.142 g            | 0.107 g            | 0.214 g             |
| #9   | (CH <sub>2</sub> OH) <sub>3</sub> CNH <sub>2</sub>  | 6.057 g                                    | 12.114 g           | 9.086 g            | 18.172 g            |
| #10  | 1 kmol/m <sup>3</sup> HCl                           | pH değerini ayarlamak için yaklaşık miktar |                    |                    |                     |

SBF sıvısı hazırlandıktan sonra bu sıvıyla birlikte içerisinde delme işlemlerinin gerçekleştirileceği bir kontrol ünitesi tasarlanmış ve imal edilmiştir (Şekil 3.10). Kontrol ünitesi, dijital termostat ile içerisine SBF sıvısının ve kemik bağlama aparatının yerleştirildiği şeffaf kontrol kabı olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Kontrol kabı 5mm kalınlığa sahip şeffaf pleksiglass malzemeden imal edilmiştir. Elektrik akımına kapılma tehlikesini ortadan kaldırmak ve termokuplların sağlıklı veri aktarabilmeleri için, kontrol kabı cam bir levhayla iki ayrı bölmeye ayrılarak elektriksel yalıtkanlık sağlanmıştır. Birinci bölmeye 1,5 kW'lık ısıtıcı rezistans yerleştirilmiş ve bu bölge normal şebeke suyu ile doldurulmuş olup, ikinci bölmeye ise delinecek kemik numune ile bağlama aparatı yerleştirilmiş ve SBF sıvısı ile doldurulmuştur. Isıtıcı rezistans dijital bir termostat vasıtasıyla suyu istenilen sıcaklığa kadar ısıtmakta ve ısınan şebeke suyu da SBF ortamını ısıtmaktadır. Ortamın sıcaklığı istenilen değere ulaştığında dijital termostat elektriği keserek rezistansın ısınmasını durdurmaktadır. Ortam sıcaklığı belirli bir değerin altına düştüğünde ise sistem kendiliğinden devreye girerek ortamı ısıtmaya devam etmektedir. Bu sayede SBF ortamı belirli sıcaklık değerleri aralığında tutulmuştur. Vücut ısısının ortalama 37°C olduğu düşünülerek kontrol ortamının sıcaklığı 35°C – 40°C aralığında sabit tutulmuştur.



**Şekil 3.10.** SBF ortamı sıcaklık kontrol ünitesi ve elemanları

### **3.3. Diş Kesme İşlemleri**

Tez çalışmasının bir diğer ayağını da diş restorasyon işlemlerinde karşılaşılan ısı oluşumu problemini araştırmak için çekilmiş insan dişi numunelerinin üzerindeki çalışmalar oluşturmaktadır.

#### **3.3.1 Delme İşleminde Kullanılan Diş Örnekleri**

Deneye tabi tutulacak diş örnekleri genç ve yaşlı olmak üzere iki ana grupta sınıflandırılmıştır. 25 yaş altında olan hastalardan elde edilen numuneler genç grup olarak belirlenmiş, yirmi beş yaşın üstünde olan hastalardan elde edilen numuneler ise yaşlı grup olarak belirlenmiştir. Bu çalışmada kullanılan dişler Elazığ Diş Hastanesi kliniğindeki hastalardan çekilmiş dişlerden temin edilmiştir. Örnek dişler operasyona alınana kadar %10'luk formaldehit solüsyonu ortamında +4°C'de saklanmıştır. Daha sonra biriktirilen dişler arasından deneysel çalışmanın gerektirdiği az hasarlı olanları ayrılarak delme işlemleri bu az hasarlı örneklerin hasarsız kısımları üzerinde gerçekleştirilmiştir.

Deney çalışmalarına başlamadan önce diş numunelerinin sterilizasyonunu (bakterilerden ve patojen mikroorganizmalardan arındırma) sağlamak için Fırat Üniversitesi Sağlık ve Sosyal Hizmetler Birimi Diş hastalıkları kliniğinde bulunan otoklav fırını kullanılmıştır. Diş örnekleri otoklav fırınında 120°C'de 30dak bekletilerek sterilizasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Asıl kesme ve delme işlemlerine geçmeden önce kullanılacak diş örnekleri otoklavdan alındıktan hemen sonra termokuplun yerleştirileceği ön delikler için çapı 2mm olan dişçi frezi kullanıldı.

#### **3.3.2. Deneysel Çalışmaların Gerçekleştirildiği Ünite**

Diş üzerinde gerçekleştirilen işlemler tez çalışmasının diğer bölümünde olduğu gibi gerçeğe en yakın şekilde yapılmıştır. Bu amaç için dişlerde yapılan aşındırmalar gerçek uygulamalarda olduğu gibi yüksek turda döner başlıklar (aerator) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bunun için Fırat Üniversitesi Sağlık ve Sosyal Hizmetler Birimi Diş kliniğinde mevcut olan diş ünitesi kullanılmıştır. Ünitenin hava basıncı değiştirilerek aerator başlığının iki farklı basınçta (1,5 – 2,2Bar) çalıştırılması sağlanmıştır. Diş örnekleri delme (kesme) işlemi esnasında bir mengeneye bağlanarak işlemler kuru olarak gerçekleştirilmiştir.

### 3.3.3. Dişlerin Preperasyon İşlemlerinde Kullanılan Frezler

Diş preperasyon (diş kesme, çürük temizleme, gibi işlemler) işlemlerinde standart olarak kullanılan dört farklı tipteki frez bu çalışmada kullanılmak üzere seçilmiştir. Bu frezlerin resimleri Şekil 3.11’de görülmektedir.



**TIP -1      TIP -2      TIP -3      TIP -4**

Şekil 3.11. Diş kesme ve delme işlemlerinde kullanılan frezler

Şekil 3.11’deki resimde görülen Tip-1 olarak etiketlenen frez ile termokupl delikleri açılmıştır. Diğer tür frez tipleri ile de kesme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Kullanılan elmas frezler dört farklı kesici uç yapısına sahiptir. Ön işlemler tamamlandıktan sonra belirlenen parametre sıralamasına göre deneyler gerçekleştirilmiştir. Öncelikle ünitenin çalışma basıncı 2,2 bar değerine ayarlanmıştır. Bu değer standart olarak çeşitli diş preperasyonlarında aeratör başlığının emniyetli olarak kullanıldığı değerdir. Ünite bu değerde iken Şekil 3.11’de görülen dört farklı frez ile genç ve yaşlı olarak ayırt edilen numuneler işlenmiştir. Daha sonra ünitenin basıncı 1,5 bar değerine ayarlanmış ve tekrar 2,2 bar değerindeki işlem tekrarlanmıştır.

### 3.4. Sıcaklığa Etki Eden İşleme Parametreleri

Tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen deneysel çalışmalar özellikle işleme koşullarına bağlı olarak farklı gruplar oluşturularak yürütülmüştür. Dolayısıyla deneyler özellikle ortopedik cerrahi ağırlıklı olmak üzere diş çalışmaları da dahil edilerek iki ana grupta yürütülmüştür. Ortopedik çalışmalar; ilk önce devir sayısı, ilerleme miktarı, matkap

apı ve erkek – dişi kemikleri farkına bağlı olarak araştırmalara başlanmıştır. Numuneler önce erkek ve dişi kemik numuneleri olarak iki gruba ayrılmıştır. Daha sonra Tablo 3.3’de verilen parametre değerlerinde işlenmiştir. Tablo 3.3’deki değerlerin konfigürasyonuna bağlı deney şartları ise Tablo 3.4’de verilmiştir.

**Tablo 3.3.** Birinci grup deneysel parametreler

| <b>Deneysel Parametreler</b>      | <b>Değerler</b>            |
|-----------------------------------|----------------------------|
| Kemik cinsi                       | Erkek – Dişi tibia         |
| Devir sayısı (dak <sup>-1</sup> ) | 50 – 100 – 200 – 400 - 800 |
| Matkap apı (mm)                  | 1,5 – 2,7 – 3,2 – 4,5 – 6  |
| İlerleme miktarı (mm/dak)         | 30 – 50 – 70               |

**Tablo 3.4.** Birinci gruba ait deneysel parametre değerleri

| Deney no | Matkap<br>çapı<br>(mm) | Devir<br>sayısı<br>(dak <sup>-1</sup> ) | İlerleme<br>miktarı<br>(mm/dak) | Deney<br>no | Matkap<br>çapı<br>(mm) | Devir<br>sayısı<br>(dak <sup>-1</sup> ) | İlerleme<br>miktarı<br>(mm/dak) |
|----------|------------------------|-----------------------------------------|---------------------------------|-------------|------------------------|-----------------------------------------|---------------------------------|
| 1        | 6                      | 800                                     | 30                              | 44          | 3,2                    | 50                                      | 50                              |
| 2        |                        |                                         | 50                              | 45          |                        |                                         | 70                              |
| 3        |                        |                                         | 70                              | 46          |                        |                                         | 30                              |
| 4        |                        | 400                                     | 30                              | 47          | 2,7                    | 800                                     | 50                              |
| 5        |                        |                                         | 50                              | 48          |                        |                                         | 70                              |
| 6        |                        |                                         | 70                              | 49          |                        |                                         | 30                              |
| 7        |                        | 200                                     | 30                              | 50          |                        | 400                                     | 50                              |
| 8        |                        |                                         | 50                              | 51          |                        |                                         | 70                              |
| 9        |                        |                                         | 70                              | 52          |                        |                                         | 30                              |
| 10       |                        | 100                                     | 30                              | 53          |                        | 200                                     | 50                              |
| 11       |                        |                                         | 50                              | 54          |                        |                                         | 70                              |
| 12       |                        |                                         | 70                              | 55          |                        |                                         | 30                              |
| 13       |                        | 50                                      | 30                              | 56          |                        | 100                                     | 50                              |
| 14       |                        |                                         | 50                              | 57          |                        |                                         | 70                              |
| 15       |                        |                                         | 70                              | 58          |                        |                                         | 30                              |
| 16       | 4,5                    | 800                                     | 30                              | 59          | 1,5                    | 50                                      | 50                              |
| 17       |                        |                                         | 50                              | 60          |                        |                                         | 70                              |
| 18       |                        |                                         | 70                              | 61          |                        |                                         | 30                              |
| 19       |                        | 400                                     | 30                              | 62          | 800                    | 50                                      |                                 |
| 20       |                        |                                         | 50                              | 63          |                        | 70                                      |                                 |
| 21       |                        |                                         | 70                              | 64          |                        | 30                                      |                                 |
| 22       |                        | 200                                     | 30                              | 65          | 400                    | 50                                      |                                 |
| 23       |                        |                                         | 50                              | 66          |                        | 70                                      |                                 |
| 24       |                        |                                         | 70                              | 67          |                        | 30                                      |                                 |
| 25       |                        | 100                                     | 30                              | 68          | 200                    | 50                                      |                                 |
| 26       |                        |                                         | 50                              | 69          |                        | 70                                      |                                 |
| 27       |                        |                                         | 70                              | 70          |                        | 30                                      |                                 |
| 28       |                        | 50                                      | 30                              | 71          | 100                    | 50                                      |                                 |
| 29       |                        |                                         | 50                              | 72          |                        | 70                                      |                                 |
| 30       |                        |                                         | 70                              | 73          |                        | 30                                      |                                 |
| 31       | 3,2                    | 800                                     | 30                              | 74          | 50                     | 50                                      |                                 |
| 32       |                        |                                         | 50                              | 75          |                        | 70                                      |                                 |
| 33       |                        |                                         | 70                              |             |                        |                                         |                                 |
| 34       |                        | 400                                     | 30                              |             |                        |                                         |                                 |
| 35       |                        |                                         | 50                              |             |                        |                                         |                                 |
| 36       |                        |                                         | 70                              |             |                        |                                         |                                 |
| 37       |                        | 200                                     | 30                              |             |                        |                                         |                                 |
| 38       |                        |                                         | 50                              |             |                        |                                         |                                 |
| 39       |                        |                                         | 70                              |             |                        |                                         |                                 |
| 40       |                        | 100                                     | 30                              |             |                        |                                         |                                 |
| 41       |                        |                                         | 50                              |             |                        |                                         |                                 |
| 42       |                        |                                         | 70                              |             |                        |                                         |                                 |
| 43       |                        | 50                                      | 30                              |             |                        |                                         |                                 |

Tablo 3.4’deki deney şartlarında gerçekleştirilen delme işlemleri erkek kemik numuneleri üzerinde yapıldıktan sonra, aynı şartlar dişi kemik numunelerine de uygulanmıştır.

Ortopedik delme işlemlerinin ikinci kısmında ise, uygulanan baskı kuvvetinin devir sayısı, ilerleme miktarı ve matkap çapına bağlı olarak sıcaklığa etkisini araştırmak için Tablo 3.5’de verilen parametreler kullanılmıştır.

**Tablo 3.5.** Matkap baskı kuvveti değişkeni parametreleri

| <b>DeneySEL Parametreler</b>      | <b>Değerler</b>              |
|-----------------------------------|------------------------------|
| Devir sayısı (dak <sup>-1</sup> ) | 230 – 370 – 570 – 1080 -1220 |
| Matkap Çapı (mm)                  | 1,5 – 2,7 – 3,2 – 4,5 – 6    |
| Uygulanan Kuvvet (N)              | 20 – 40 – 70 – 100 – 140     |

Değişkenlerin aşırı derecede fazla olmasından dolayı Tablo 3.5’de verilen parametre değerlerine bağlı olarak gerçekleştirilen deneyler Taguchi tasarımı kullanılarak deneySEL parametre sayısı minimize edilmiştir. Bunun için Minitab R14 bilgisayar programı kullanılmış olup Taguchi dizaynına uygun deney şartları program vasıtasıyla oluşturulmuştur. Uygulanan Taguchi dizaynına ait minimize edilmiş deneySEL parametre değerleri Tablo 3.6’da görülmektedir.

Tablo 3.6’da belirlenen deney şartları aynı zamanda farklı delme faktörlerinin etkisini belirlemek amacıyla yapılan deneylerde de kullanılmıştır. Aynı deney şartları, kaplamalı matkap uçları kullanılarak yine tekrarlanmıştır. Daha sonra SBF ortamında da bu deney şartları hem standart ortopedik matkap uçlarına hem de TiBN kaplanmış matkap uçlarına uygulanarak tekrarlanmıştır.

**Tablo 3.6.** Taguchi deney tasarımı yöntemiyle tasarlanmış deney şartları.

| Deney No | Matkap Çapı (mm) | Baskı Kuvveti (N) | Devir Sayısı (dak <sup>-1</sup> ) |
|----------|------------------|-------------------|-----------------------------------|
| 1        | 1,5              | 20                | 230                               |
| 2        | 2,7              | 40                | 230                               |
| 3        | 3,2              | 70                | 230                               |
| 4        | 4,5              | 100               | 230                               |
| 5        | 6                | 140               | 230                               |
| 6        | 2,7              | 20                | 370                               |
| 7        | 3,2              | 40                | 370                               |
| 8        | 4,5              | 70                | 370                               |
| 9        | 6                | 100               | 370                               |
| 10       | 1,5              | 140               | 370                               |
| 11       | 3,2              | 20                | 570                               |
| 12       | 4,5              | 40                | 570                               |
| 13       | 6                | 70                | 570                               |
| 14       | 1,5              | 100               | 570                               |
| 15       | 2,7              | 140               | 570                               |
| 16       | 4,5              | 20                | 1080                              |
| 17       | 6                | 40                | 1080                              |
| 18       | 1,5              | 70                | 1080                              |
| 19       | 2,7              | 100               | 1080                              |
| 20       | 3,2              | 140               | 1080                              |
| 21       | 6                | 20                | 1220                              |
| 22       | 1,5              | 40                | 1220                              |
| 23       | 2,7              | 70                | 1220                              |
| 24       | 3,2              | 100               | 1220                              |
| 25       | 4,5              | 140               | 1220                              |

Tez çalışması kapsamında araştırılan bir diğer özellik ise delik delme işlemi esnasında ortaya çıkan ısı oluşumuna kemik densitesi, bir başka deyişle, kemik yoğunluğunun etkisidir. Bilindiği üzere, deneyler farklı danalara ait olan kadavra tibia kemik dokusu üzerinde gerçekleştirilmiştir. Numunelerin alındığı büyükbaş hayvanlar, belirli özellikleri açısından benzer olsalar bile hiçbir zaman tam manasıyla birbirinin aynısı olmaları mümkün değildir ve dolayısıyla her canlının kemik densitesi farklı değerlerdedir. Kemik sertliği, kemik yoğunluğuyla doğrudan ilişkili olduğu için ısı oluşumuna da doğrudan etkisi olacağı düşünülmüştür. Bu bağlamda, farklı hayvanlardan alınmış tibia örnekleri üzerinde de bir takım delme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Delme işlemlerine başlamadan önce temin edilen tibia numunelerin densite değerlerinin belirlenmesi için bir takım çalışmalar yapılmıştır.



**Şekil 3.12.** Densite ölçümlerinin gerçekleştirildiği LUNAR marka cihaz

Alınan kemik örneklerine ait mineral madde yoğunluk değerleri, Şekil 3.12’de resmi görülen, Fırat Üniversitesi Hastanesi Nükleer Tıp Birimi laboratuvarında bulunan LUNAR marka kemik densitesi ölçüm cihazında belirlenmiştir. Cihaz bir lazer izleme başlığı ve bilgisayar ünitesi vasıtasıyla densite ölçümünü gerçekleştirmektedir. Lazer başlık sıvı ortamında bulunan tibia örneğini tarayarak kemik bünyesindeki kalsiyum karbonat oranını belirlemektedir. Araştırma kapsamında densitesi birbirinden farklı beş tibia numunesi tek tip matkap, iki farklı devir sayısı ve üç farklı baskı kuvveti değeri ile sütunlu matkap tezgahında kuru ortam şartlarında delinmiştir. Tablo 3.7’de belirlenen değişken değerlerine göre uygulanan işleme şartları Tablo 3.8’de verilmiştir.

**Tablo 3.7.** Kemik densitesi deneylerine ait parametreler

| Deney parametreleri                        | Parametre değerleri                      |
|--------------------------------------------|------------------------------------------|
| Kemik Densitesi ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ) | 1,675 – 1,739 – 2,051 –<br>2,194 – 2,430 |
| Devir Sayısı ( $\text{dak}^{-1}$ )         | 570 – 1080                               |
| Baskı Kuvveti (N)                          | 40 – 70 – 100                            |

**Tablo 3.8.** Kemik densitesi deneylerinin devir sayısı ve baskı kuvvetine bağlı uygulama şartları

| DENEY NO | KEMİK DENSİTESİ (g/cm <sup>2</sup> ) | DEVİR SAYISI (dak <sup>-1</sup> ) | BASKI KUVVETİ (N) |
|----------|--------------------------------------|-----------------------------------|-------------------|
| 1        | 1,675                                | 570                               | 40                |
| 2        | 1,675                                | 570                               | 70                |
| 3        | 1,675                                | 570                               | 100               |
| 4        | 1,675                                | 1080                              | 40                |
| 5        | 1,675                                | 1080                              | 70                |
| 6        | 1,675                                | 1080                              | 100               |
| 7        | 1,739                                | 570                               | 40                |
| 8        | 1,739                                | 570                               | 70                |
| 9        | 1,739                                | 570                               | 100               |
| 10       | 1,739                                | 1080                              | 40                |
| 11       | 1,739                                | 1080                              | 70                |
| 12       | 1,739                                | 1080                              | 100               |
| 13       | 2,051                                | 570                               | 40                |
| 14       | 2,051                                | 570                               | 70                |
| 15       | 2,051                                | 570                               | 100               |
| 16       | 2,051                                | 1080                              | 40                |
| 17       | 2,051                                | 1080                              | 70                |
| 18       | 2,051                                | 1080                              | 100               |
| 19       | 2,194                                | 570                               | 40                |
| 20       | 2,194                                | 570                               | 70                |
| 21       | 2,194                                | 570                               | 100               |
| 22       | 2,194                                | 1080                              | 40                |
| 23       | 2,194                                | 1080                              | 70                |
| 24       | 2,194                                | 1080                              | 100               |
| 25       | 2,430                                | 570                               | 40                |
| 26       | 2,430                                | 570                               | 70                |
| 27       | 2,430                                | 570                               | 100               |
| 28       | 2,430                                | 1080                              | 40                |
| 29       | 2,430                                | 1080                              | 70                |
| 30       | 2,430                                | 1080                              | 100               |

Çalışmanın delik delme işleminde sıcaklık oluşumuna etki eden birçok parametreyi kapsamamasından dolayı deneyler belirli gruplar halinde gerçekleştirilerek hem sıcaklık hem de histopatoloji ve SEM sonuçlarının düzenli bir sınıflandırma içerisinde irdelenmesi sağlanmıştır.

### 3.5. Sıcaklık Ölçümleri

DeneySEL çalışmaların değişken parametreleri olarak matkap devir sayısı, ilerleme miktarı, baskı kuvveti, matkap çapı, matkap türü, kemik cinsi, kemik kalitesi ve sıvı – kuru ortamda işleme olarak belirlenmiştir. Bu parametrelere karşılık çıkış parametreleri ise

özellikle sıcaklık ölçümü ile histopatolojik incelemeler olup ayrıca küçük çapta tarama elektron mikroskobu (SEM) görüntülerine yer verilmiştir.

### **3.5.1. Sıcaklık Ölçümlerinde Kullanılan Araç – Gereç ve Yöntemler**

Delik delme işlemleri esnasında sıcaklık ölçümünü eş zamanlı ölçebilmek için ısı çifti (termokupl) yöntemi kullanılmıştır. Özellikle ortagonal işleme yöntemlerinde dinamik bir sıcaklık ölçüm yöntemi olarak sıkça benimsenen bir yöntem olan ısı çiftleriyle sıcaklık ölçme yönteminde T tipi teflon izoleli ısı çiftler kullanılmıştır.

Daha sonra termokupllardan veri aktarımı (ADVANTECH marka data aquisition) yapan bir elektronik kart çiftine bağlanmışlardır. Bu kart çifti vasıtasıyla alınan veriler bir masa üstü bilgisayara aktarılarak burada toplanmıştır. Adı geçen kart birinci parçası harici, ikinci parçası ise dahili olan iki parçadan oluşmaktadır.. Dahili olan parça masaüstü bilgisayarın ana kartındaki PCI slotuna monte edilmiştir. Dış üniteye ise termokuplların bağlanacağı kanallar ve diğer elektronik devre elemanları bulunmaktadır. Kullanılan bu kartta aynı anda on altı adet farklı kaynaktan gelen veriyi aktarabilen giriş kanalları bulunmaktadır. Bu veri aktarım kartının beraberinde masaüstü bilgisayarda yine aynı isimli bilgisayar yazılımı sayesinde termokuplların ucundan alınan sinyallerle okunan sıcaklık değerleri 1data/sn hızla bilgisayara kaydedilmiştir. Bu şekilde delme cidarındaki sıcaklık değişimi anlık olarak gözlemlenmiştir.

Delme sıcaklıklarını ölçen termokuplların delik cidarına en yakın mesafede olmasına özellikle dikkat edilmiştir. Bu mesafenin birçok denemeden sonra mümkün olabilen en düşük mesafenin 0,5mm olması kararlaştırılmıştır. Şekil 3.12’de görüldüğü gibi deliğin çevresine üç adet termokupl yerleştirilmiştir. Bu termokupllar 0,5 – 1 – 2 mm mesafelerde delik cidarının çevresine yerleştirilmişlerdir. Bu şekilde delik delindiği esnada cidardan 0,5 – 1 – 2mm uzaklıktaki sıcaklıklar aynı anda ölçülmüştür. Ancak deney sonuçlarının değerlendirilmesi ve irdelenmesinde 0,5mm uzaklıktaki termokupldan alınıp kaydedilen veriler kullanılmıştır. Bu mesafelerin hassas bir şekilde delinmesine özellikle dikkat edilmiş ve bunun için DYNAMYTE 2900 marka CNC tezgahı kullanılmıştır. CNC tezgahının kullanılmadığı deneylerde ise polyamiddan imal edilen bir kılavuz aparatıyla bu hassasiyet korunmuştur. DeneySEL şartlar gereği delinecek olan asıl delikten önce, 2mm’lik HSS tipi matkapla termokuplların yerleştirileceği delikler delinmiş ve bu işlemin şematik şekli Şekil 3.13’de gösterilmiştir.



**Şekil 3.13.** Termokupl deliklerinin yerlerinin şematik gösterimi

Delinen kemik yüzeyindeki termokupl deliklerinin derinlikleri yaklaşık 3,5 mm olarak belirlenmiş olup bu derinlik tibia'nın iliğe kadar olan kalınlığının yaklaşık yarısı kadardır. Termokupl delikleri deney şartlarına ait olan delikler delinmeden önce kemik numune üzerine kullanılacak tüm termokupl delikleri delinmiştir. Termokuplların yerleştirileceği delikler delindikten sonra düşüğe olsa ortaya çıkan ısının sıcaklık ölçümünü etkilememesi ve kemiğin ortam sıcaklığına erişmesi için bir süre beklenmiştir. Daha sonra termokupl uçları bu açılan deliklere yerleştirilmiştir (Şekil 3.14) .



**Şekil 3.14.** Termokuplların önceden delinen deliklere yerleştirilmesi

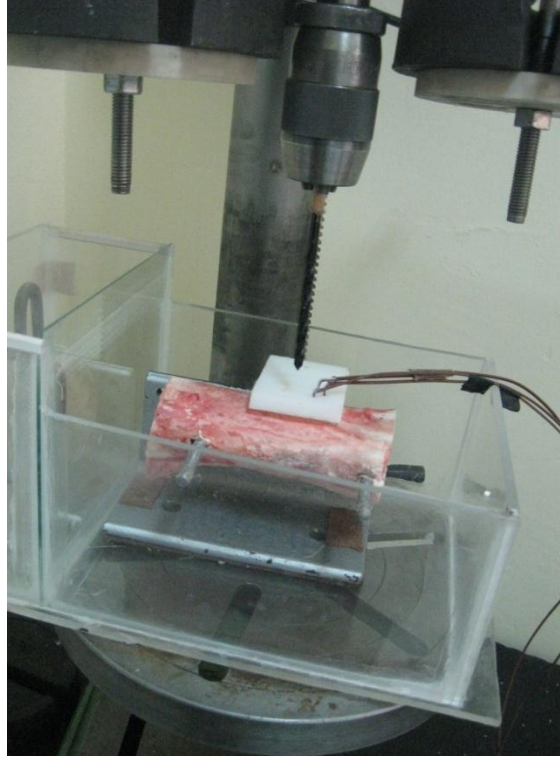
Termokupllar yerlerine yerleştirildikten sonra deneysel parametre şartlarındaki delme işlemleri yapılarak sıcaklık ölçümleri gerçekleştirilmiştir ve bilgisayara data kart vasıtasıyla anlık kaydedilmiştir (Şekil 3.15).



**Şekil 3.15.** Delme işlemi esnasında sıcaklık ölçümü

Sıcaklık ölçüm işlemi esnasında tezgahta oluşabilecek elektriksel etkilerin veri aktarıcı kartını etkilememesi ve dolayısıyla hatalı değerlerin çıkmaması için kemik bağlama aparatı ve matkap ucu tezgahtan yalıtılmıştır.

SBF ortamındaki deneylerde, kontrol ünitesi Şekil 3.16’da görüldüğü gibi bir sütunlu matkap tezgahı tablasına yerleştirilmiştir. Daha sonra rezistansın olduğu bölmeye musluk suyu, cam levhanın böldüğü diğer tarafa da SBF doldurulmuştur. Bundan sonra ünitenin SBF’li kısmının istenilen sıcaklık değerine (40°C) ulaşması beklenmiştir. Bu sırada deneysel tibia örneği bağlama aparatına monte edilmiş ve oda sıcaklığında beklemeye alınmıştır. Kontrol ünitesi sıcaklığı 40°C’ye ulaştıktan sonra bağlama aparatına monte edilen tibia SBF ortamına bırakılmıştır. Ancak delme işlemine geçmeden önce numunenin de sıvı sıcaklığına ulaşması ve sıcaklığın dengelenmesi için bir süre daha beklenmiştir. Gerekli sıcaklık dengesi sağlandıktan sonra deneysel prosedür gereği olan şartlarda delme işlemlerine geçilmiş ve sıcaklıklar ölçülüp aynı zamanda kaydedilmiştir. Bu işlem sırası değiştirilen her kemik numunesi için tekrarlanmıştır. Sıvı ünitenin sıcaklığı işlem öncesi ve esnasında da dijital termometre ve göstergelerin yanı sıra analog termometre ile de sık sık kontrol edilmiştir.



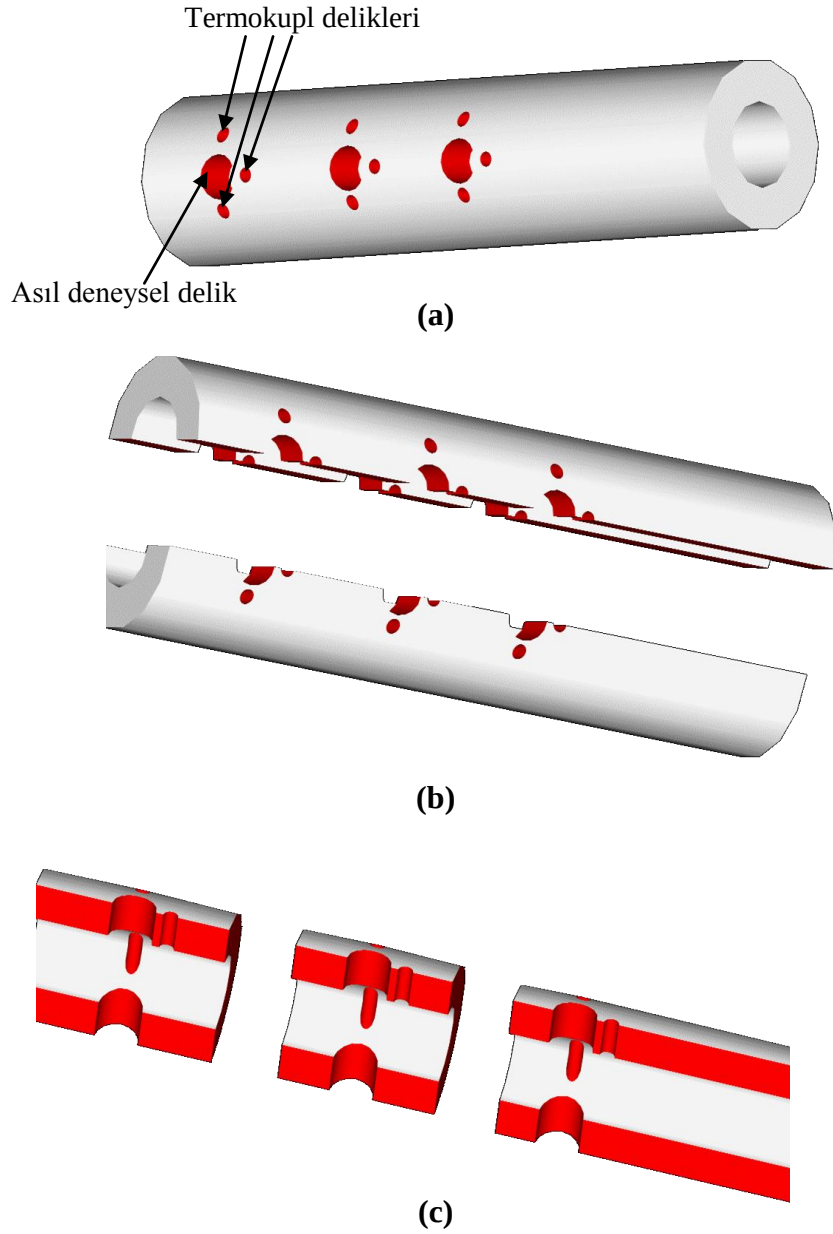
**Şekil 3.16.** SBF ortamında delinen deliklerin sıcaklık ölçümü

### **3.6. Histopatolojik İncelemeler**

Ortopedik delme ve diş kesme işlem parametrelerinin farklı etkilerini gözlemlemek ve işlem gören bölge çevresinde kemik hasarının boyutunun hücresel anlamda ortaya konması için delme işlemlerine tabi tutulan kemik bölgesinin histopatolojik açıdan analizleri yapılmıştır. Delme bölgesinde meydana gelen sıcaklığın dokuya ne tür etkilerinin olduğu ancak histopatolojik incelemeler sonucunda daha objektif olarak ortaya konulabilmektedir. Üzerinde çalışılan dokunun mikroskobik olarak değişimi incelendikten sonra dokuda ne derece hasar meydana geldiği gözlemlenmiştir. Çünkü oluşan bu hasarın miktarı ve derinliği daha sonra bu bölgede yeniden oluşacak olan kemik dokusunun onarım hızını ve kalitesini tamamiyle etkilemektedir. Histopatolojik incelemelerde kemik dokunun yenilenmesini sağlayan hücrelerin yoğunluğu ve meydana gelen nekrozlu bölgenin boyutu ve yapısı belirlenmiştir.

Tez çalışmasının histopatolojik araştırmaları Fırat Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Patoloji Anabilim Dalı laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir. Kemik numunelerin

histopatolojik incelemeleri yapılmadan önce bir takım ön işlemler yapılmıştır. Öncelikle delinen bölgeden delik çevresini de içerisine alan küçük kesitler alınmıştır. Bunun için el testeresi ile işlem gören kemik kesiti alınmış ve daha sonra kemik enine kesiti boyunca ikiye ayrılmıştır. Gerçekleştirilen bu işlemin şematik gösterimi Şekil 3.17’de verilmiştir. Bu işlem keski ve çekiçle kemik parçasına vurularak parçanın koparılması sağlanmıştır. Dolayısıyla delik bölgesinde herhangi bir ısının oluşarak bu bölgenin etkilenmesi engellenmiştir.



**Şekil 3.17.** Histopatolojik numunelerin şematik gösterimi  
a) Delikleri delinmiş kemik b) Kemiğin keski ve çekiçle ortadan ikiye ayrılması c) El testeresiyle histopatoloji numunelerinin ayrılması

Alınan bu parçalar daha sonra dekalsifikasyon işlemine tabi tutulmuştur. Diş numuneleri de aynı şekilde dekalsifikasyona bırakılmıştır. Bunun için numuneler bünyelerinde bulundurdıkları kalsiyum miktarına bağlı olarak nitrik asit çözeltisi ortamında on gün ile yirmi gün arasında bekletilmiştir. Bu çözeltinin kimyasal bileşimi aşağıdaki gibidir:

40 mL %65'lik (hacimce) Ticari Nitrik Asit

20 mL %10'luk (hacimce) Ticari Formaldehit

340 mL Distile Su

Hazırlanan kemik doku ve diş numuneleri etiketlenip spançlarla sarılmış ve asit çözeltisi içerisine bırakılarak dekalsine olmaları sağlanmıştır. Dekalsifikasyon sürecinde numuneler iki günde bir dekalsine olup olmadıkları kontrol edilmiştir. Haftada bir olmak üzere dekalsifikasyon çözeltisi yenisiyle değiştirilmiştir. Dekalsifikasyon sürecinin amacı, kemik dokusunun bünyesindeki kalsiyum ve tuzlarının çözülerek kemik dokunun yumuşatılması ve Şekil 3.18'de görülen kesit alan mikrotom hassas kesme cihazında kesilebilmesini sağlamak içindir. Dekalsifikasyon sureci tamamlandıktan sonra numunelerden makro kesitler alınıp, etiketlenerek takibe alınmıştır.



**Şekil 3.18.** Histopatoloji numunelerinden kesitler alan LEICA marka mikrotom cihazı

Asit dekalsifikasyon sürecinin ardından, takip edilen işlem prosesi aşağıdaki gibidir:

- Dekalsine olan kemik numunelerinden makro kesitler alınıp etiketlenerek patoloji kasetlerine bırakılmıştır.
- Kasetlenmiş örnekler takip cihazına koyulmuştur. Takip cihazında ise sırasıyla;
  - ✓ 1 saat formol,
  - ✓ 6 saat alkol,
  - ✓ 3 saat ksilol ve
  - ✓ 4 saat parafin sıvılarında bekletilmiştir.
- Toplam 14 saat sonra numuneler takipten çıkarılmıştır.
- Takipten sonra numuneler parafin bloğa alınmıştır.
- Parafin bloklar, kesime uygun hale gelmeleri için buzdolabında 2-3 saat bekletilmiştir.
- Yeterince sertleşen bloklardan mikrotom cihazında 4µm kalınlığında kesitler alınarak, lamalar üzerine yerleştirilmiştir.
- Alınan bu kesitlerin parafinden arındırma (deparafinize) işlemine tabi tutulmuştur. Bu işlemin içeriği ise şöyledir:
  - ✓ 60°C’de 15 dak etüvde bekletilmiştir.
  - ✓ Ksilolden geçirilmiştir. Bu şekilde örnekler parafinden arındırılmıştır.
  - ✓ Ardından 5’er dak sırasıyla %70 – 80 – 90’lık alkol serisinde bekletilerek ksilolden arındırılmıştır.
  - ✓ Bu işlemden sonra ksilolden arındırılan ve sertleşen örnekler, 3 – 5 dak su altında yıkanarak alkolden de arındırılmıştır.
- Arındırılmış örnek dokular 3 – 5dak mavi renkte olan hematoksilin boyası ile boyanmıştır. Bu boya ile hücrelerin çekirdek kısımları boyanmıştır.
- Hematoksilenden çıkarılan doku örnekleri, asit – alkol karışımına daldırılıp hiç beklemeden su altında 3 – 5dak yıkanarak fazla hematoksilin boyasından arındırılmıştır.
- Hematoksilin boyasından geçirilen örnekler, 15 – 30 sn eozin boyasında bekletilmiştir. Bu boya ile hücrelerin sitoplazma kısmı kırmızıya boyanmıştır. Ardından boyadan arındırmak için tekrar 3 – 5dak su ile yıkanmıştır.
- Yıkandıktan sonra, 5 – 10sn süre ile %70 – 80 – 90’lık alkol serisinden geçirilip numuneler tekrar etüve bırakılmıştır.
- Etüvde 10dak 60°C’de bekletilerek örnekler tamamen kurutulmuştur.
- Çıkarılan örnekler tekrar ksilole konmuştur.

- Bu şekilde dokuların parlaması sağlanmıştır. Ardından dokuların üzerine entellan damlatılarak dokuların iyice parlaması sağlanarak üzerlerine lameller kapatılmıştır. Bu şekilde hem dokuların hava alarak bozulması engellenmiş hem de mikroskopta görüntünün daha sağlıklı olması sağlanmıştır.

Mikroskobik incelemelere uygun hale getirilmiş olan numuneler, üzerine dijital bir kamera monte edilmiş OLYMPUS marka optik mikroskop cihazında incelenmiştir. Bu incelemeler esnasında özellikle delik cidarı ve çevresine ait olan kesitlerin 20 ile 40 büyütme ile görüntülerinin fotoğrafları alınmış ve bilgisayar ortamına kaydedilmiştir. Fotoğraflarda, delik cidarındaki nekrozlu kısım, lakunalar içerisindeki osteositlerin yoğunluğu ve boş lakunaların yoğunluğu uygulanan farklı delme parametrelerinin oluşturduğu sıcaklık oluşumuna bağlı olarak değerlendirilmiştir.

### **3.7. SEM İncelemeleri**

Ortopedik delme parametrelerinin farklı etkilerini gözlemlemek ve delme işlemi esnasında kesilen yüzeyin yapısını mikroskobik boyutta incelemek için SEM analizleri yapılmıştır. Delme bölgesinde meydana gelen sıcaklığın sıcaklık değişimlerinin, uygulanan baskı kuvveti, matkabın devir sayısı ve kullanılan farklı çaplardaki matkap uçlarının yüzeye ne tür etkilerinin olduğu ancak SEM incelemeleri sonucunda ortaya konulabilmektedir. Üzerinde çalışılan dokunun mikroskobik olarak değişimi incelendikten sonra doku yüzeyinde ne derece hasar meydana geldiği gözlemlenmiştir. SEM incelemelerinde yüzeyde meydana gelen çatlaklar ve pürüzlülük dikkate alınmıştır.

SEM analizleri için delme bölgesinden kesitler alınmıştır. Delme bölgesi incelemeleri için kemik numuneleri üzerlerindeki bağ doku ve kemik zarı gibi materyallerden arındırıldıktan sonra bazı ön işlemlere tabi tutulmuştur. Organik bir malzeme olan kemik numuneler öncelikle nemden arındırma işlemine tabi tutulmuştur. Bunun için numuneler 30 dak. etil alkolde bekletilmiştir. Ardından ortam sıcaklığında yaklaşık 12 saat tutulmuştur. Bu bekleme işleminden sonra numuneler, 70°C’de 210dak vakumlu etüv fırınında dehidratasyon işleminden geçirilmiştir. Daha sonra etüvden alınan bu numunelerin delik yüzeyleri iletkenlik sağlanması için Fırat Üniversitesi Elektron Mikroskobu Laboratuvarında bulunan kaplama ünitesinde altınla kaplanarak (20sn kaplama süresince) SEM analizleri için hazır hale getirilmiştir.

#### 4. DENEYSEL SONUÇLAR ve TARTIŞMA

Tez çalışmasının bu bölümünde, yapılan deneysel çalışmalardan elde edilen sonuçlar verilmiştir. Bu deneysel çalışmaların sonuçları üç ana başlık altında toplanmıştır. Bunlardan ilki sıcaklık sonuçlarının değerlendirilmesi ve yorumlanması, ikincisi işlem gören kemik dokunun histopatolojik incelemesi ve son olarak da delme bölgelerinin SEM sonuçlarının irdelenmesidir.

Sıcaklık sonuçlarının değerlendirilmesi kısmında, kemik delmeye etkisi olduğu kabul edilen çeşitli parametrelerin delme bölgesi ve çevresindeki sıcaklık üzerine etkisi incelenmiştir. Bu faktörlerin etkilerinin değerlendirilmesinde çeşitli tablo ve grafiksel sonuçlar kullanılmıştır. Sıcaklık oluşumuna etkisi olduğu kabul edilen parametrelerden öncelikle ilerleme miktarı, matkap çapı ve devir sayısı parametreleri göz önüne alınmıştır. Daha sonra kemik kalitesi yani tibialarının ait olduğu cinsiyet faktörü dikkate alınmıştır. Bu faktörün etkisini daha da netleştirmek amacıyla kemik densitesi (mineral madde yoğunluğu) parametresinin ne tür bir etkisi olduğu irdelenmiştir. Densite faktörünün etkisinin incelenmesinin ardından, delme işleminde etkili olduğu düşünülen matkap baskı kuvveti ile matkabın türünün sıcaklık üzerine etkisi değerlendirilmiştir. Bu kısımda, standart ortopedik matkaplar ile bu matkapların TiBN kaplanmışlarıyla delinen numunelerden elde edilen sıcaklık değerleri karşılaştırılmıştır. Bir sonraki parametre olarak, delme ortamının sıcaklık oluşumuna etkisi araştırılmış ve SBF ortam sıvısında gerçekleştirilen deneylerde sıcaklık sonuçları irdelenmiştir. Son olarak matkabın uç açısının ve kesme hızının delme bölgesinde oluşan sıcaklık üzerindeki etkileri değerlendirilmiş ve yorumlanmıştır.

Ortopedik delme işlemi deneylerinin sıcaklık sonuçları üzerindeki irdeleme ve değerlendirmelerinin ardından, ortodontik diş kesme deneylerinin sonuçları ortaya konulmuştur. Bu kısımda, diş kesme işleminde etkisi olduğu düşünülen diş frezi tipleri, aerasor basıncı (devri) ve diş kalitesi (yaşlı ve genç diş kaliteleri) faktörlerinin sıcaklık üzerine olan etkileri irdelenmiş ve yorumlanmıştır.

Deneysel parametrelerin delme bölgesindeki sıcaklık oluşumuna etkilerinin değerlendirilmesinin ardından, bu parametrelerin etkileri ve sıcaklık ölçüm sonuçları istatistiksel olarak da incelenmiştir. İstatistiksel çalışmada, etki faktörleri ile bunların

seviyeleri ve sıcaklık sonuçları, Taguchi analizine ait (S/N) oranları yöntemine tabi tutularak faktörlerin hangi seviyelerinin uygun olduğu kararlaştırılmıştır. Daha sonra parametrelere ve sıcaklık ölçümü sonuçlarına varyans analizi (ANOVA) uygulanarak, delme işleminde önemli olduğu düşünülen faktörlerin sıcaklık oluşumuna ne oranda etkili olduğu saptanmıştır.

Deneysel sıcaklık ölçüm sonuçlarının değerlendirilmesinin ardından, ortopedik delik delme işleminde sıcaklık oluşumuna etkisi olan parametrelerin kemik dokusuna hücresel boyutta ne tür etkileri olduğunu araştırmak amacıyla histopatolojik sonuçlar irdelenmiştir. Bu kısımda, delik cidarlarından alınan mikroskobik doku resimleri, sıcaklık ölçümlerinin değerlendirildiği işlem sırasında gruplanarak kendi arasında ve karşılaştırmalı olarak irdelenmiştir. Opere edilen doku kesitinin histopatolojik değerlendirmelerinde, delik cidarında meydana gelen hasarın boyutu, nekrotik kısmın genişliği ve lakunalar içerisindeki osteosit hücrelerinin yoğunluğu ile değerlendirilmiştir.

Histopatolojik bulguların değerlendirilmesinin ardından delinen kemik doku yüzeyinin yapısını incelemek amacıyla SEM analizleri gerçekleştirilmiştir. Burada devir sayısı, uygulanan baskı kuvveti, matkap çapı, kaplamalı matkap ucu ve delme ortamının etkisi SEM analizleri ile yorumlanmıştır.

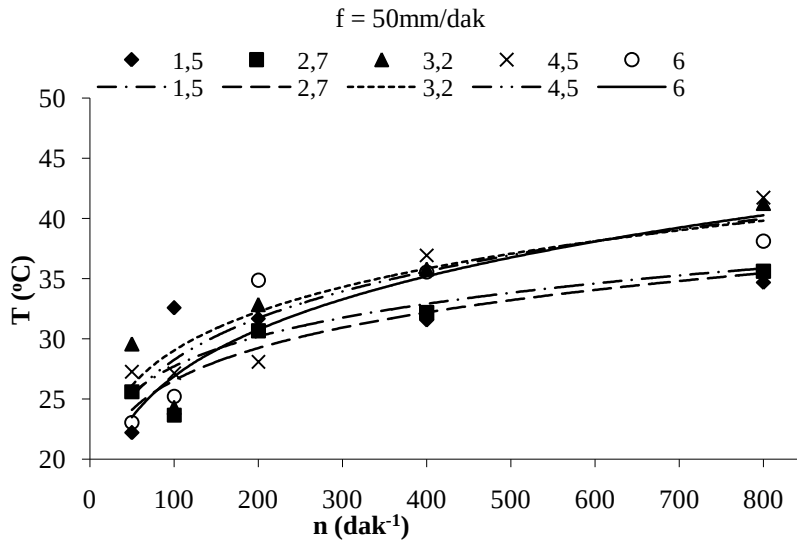
#### **4.1. Delme ve Kesme Parametrelerinin Sıcaklık Üzerine Etkisi**

Şekil 4.1 – 4.3’de ilerleme miktarı, matkap çapı ve devir sayısının sabit olduğu durumlarda, diğer parametrelerin değişimleri ile elde edilen sıcaklık sonuçları sırasıyla tablo ve grafikler halinde verilmiştir. Şekiller incelendiğinde, devir sayısının ve matkap çapının artmasıyla, sıcaklık değerlerinin arttığı, ilerleme miktarının ve uygulanan delme kuvvetinin artması ile de sıcaklık değerlerinin azaldığı gözlenmiştir. Delme parametreleri ve sıcaklık arasındaki ilişki, bu parametrelerin birbirleri ile olan izafi etkilerine bağlıdır. Dolayısı ile her bir parametrenin sıcaklık üzerindeki etkisini yalnız başına değerlendirmek doğru bir yaklaşım değildir. Şekil 4.1 değerlendirildiğinde,  $f=50$  mm/dak sabit ilerleme şartlarında, devir sayısı ve matkap çaplarının artmasıyla kemikte meydana gelen sıcaklık değerlerinin de arttığı görülmektedir. Şekil 4.2 incelendiğinde, 4,5mm çaplı matkapla çalışıldığı durumda benzer şekilde devir sayısı arttıkça sıcaklık artışı da bariz bir şekilde görülmektedir. Bilindiği gibi ortagonal kesme işleminde uygulanan kesme enerjisinin bir

kısmı yüzeyden parça koparmaya (talaş kaldırmaya) harcanmakta ve bir kısmı da ısı enerjisine dönüşmektedir. Kesme anında oluşan bu ısı, kesme kenarlarındaki sürtünmeye, kayma kuvvetlerine ve kesme hızı ile doğrudan ilişkilidir. Sıcaklık üzerinde etkili olan sürtünme miktarı ise devir sayısı ile doğrudan ilişkilidir. Bu yüzden, devir sayısının artması ile matkap – kemik arasındaki sürtünme kuvvetleri ve kesme hızı da artmakta ve dolayısı ile daha yüksek sıcaklıklar oluşmaktadır [1].

**Tablo 4.1.**  $f=50$  mm/dak ilerleme miktarında devir sayısı ve matkap çapına bağlı sıcaklık değişimi

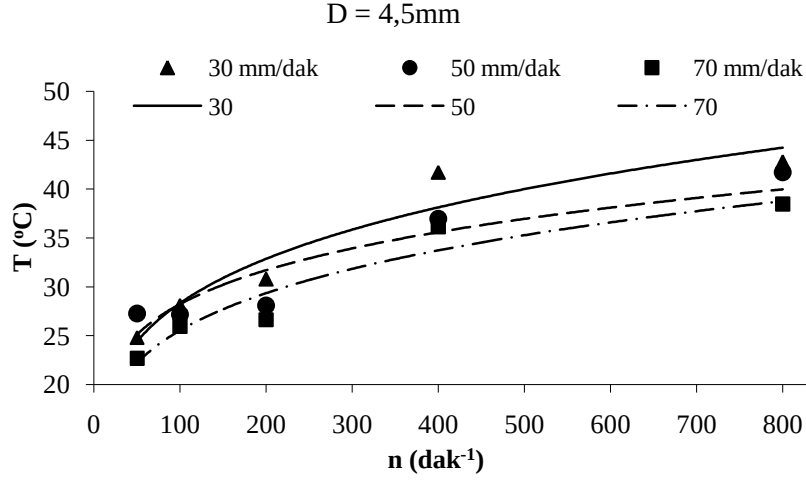
| D (mm) | n (dak <sup>-1</sup> ) |        |        |        |        |
|--------|------------------------|--------|--------|--------|--------|
|        | 50                     | 100    | 200    | 400    | 800    |
| 1,5    | 22,21                  | 32,584 | 31,686 | 31,565 | 34,691 |
| 2,7    | 25,623                 | 23,68  | 30,671 | 32,171 | 35,611 |
| 3,2    | 29,575                 | 24,31  | 32,853 | 35,809 | 41,251 |
| 4,5    | 27,263                 | 27,163 | 28,08  | 36,952 | 41,732 |
| 6      | 23,065                 | 25,213 | 34,875 | 35,571 | 38,118 |



**Şekil 4.1.**  $f=50$ mm/dak ilerleme miktarında devir sayısı ve matkap çapının sıcaklık üzerindeki etkisi

**Tablo 4.2.**  $D=4,5$ mm matkap çapında devir sayısı ve ilerleme miktarına bağlı sıcaklık değişimi

| n (dak <sup>-1</sup> ) | f (mm/dak) |        |        |
|------------------------|------------|--------|--------|
|                        | 30         | 50     | 70     |
| 50                     | 24,822     | 27,263 | 22,672 |
| 100                    | 28,074     | 27,163 | 25,945 |
| 200                    | 30,796     | 28,08  | 26,66  |
| 400                    | 41,732     | 36,952 | 36,163 |
| 800                    | 42,797     | 41,732 | 38,473 |

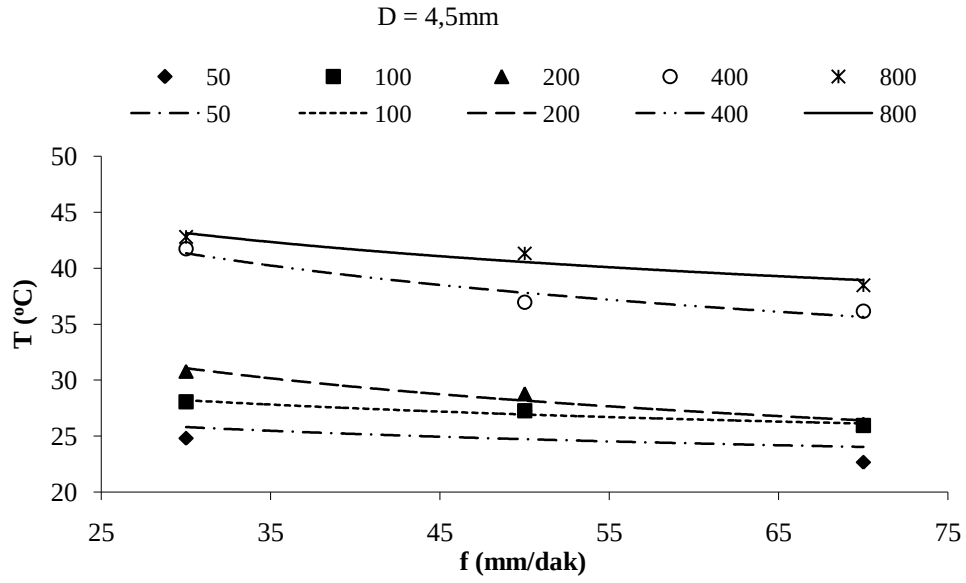


**Şekil 4.2.** D=4,5mm matkap çapında devir sayısı ve ilerleme miktarının sıcaklık üzerindeki etkisi

Şekil 4.3’de matkap çapının sabit olduğu durumda (D=4.5mm), devir sayısı ve ilerleme miktarına bağlı olarak ölçülen sıcaklık değerlerinin değişimi görülmektedir. Sıcaklık ölçüm sonuçları ayrıca toplu olarak Tablo 4.3’de verilmiştir. Şekil incelendiğinde, ilerleme miktarının artmasıyla, sıcaklık değerlerinin azaldığı görülmektedir. İlerleme miktarının artması, kesme kuvvetlerinin artmasına yol açarak talaş kaldırma miktarını arttırmakta, dolayısıyla işleme süresini azaltmaktadır. Sürtünme ile doğrudan ilişkili olan sıcaklık da azalan işleme süresine bağlı olarak azalmaktadır. Ayrıca, Şekil 4.1’e benzer şekilde devir sayısının artışı ile sıcaklık değerleri artmaktadır. Şekil 4.4 dikkate alındığında ise öncelikli olarak yine ilerleme miktarının etkisinin yanında, matkap çapının etkisi de görülmektedir. Bu grafikte de ilerleme miktarının artışı ile sıcaklık değeri düşüş göstermektedir. Bunun nedeni olarak artan ilerleme miktarından dolayı delme süresi kısılması neticesinde yüksek sıcaklık değerlerine ulaşmadan işlemin sona ermesi bu sıcaklık düşüşünün nedeni olarak ileri sürülmüştür.

**Tablo 4.3.** D=4,5 mm matkap çapında ilerleme miktarı ve devir sayısına bağlı sıcaklık değişimi

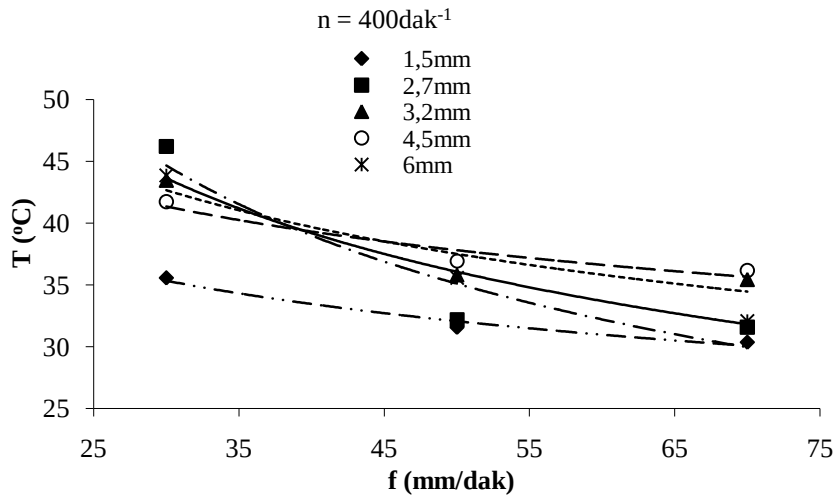
| f (mm/dak) | n (dak <sup>-1</sup> ) |        |        |        |        |
|------------|------------------------|--------|--------|--------|--------|
|            | 50                     | 100    | 200    | 400    | 800    |
| 30         | 24,822                 | 28,074 | 30,796 | 41,732 | 42,797 |
| 50         | 27,263                 | 27,163 | 28,08  | 36,952 | 41,732 |
| 70         | 22,672                 | 25,945 | 26,66  | 36,163 | 38,473 |



**Şekil 4.3.** D=4,5mm matkap çapında ilerleme miktarı ve devir sayısının sıcaklık üzerindeki etkisi

**Tablo 4.4.** n=400 dak<sup>-1</sup>'da ilerleme miktarı ve matkap çapına bağlı sıcaklık değişimi

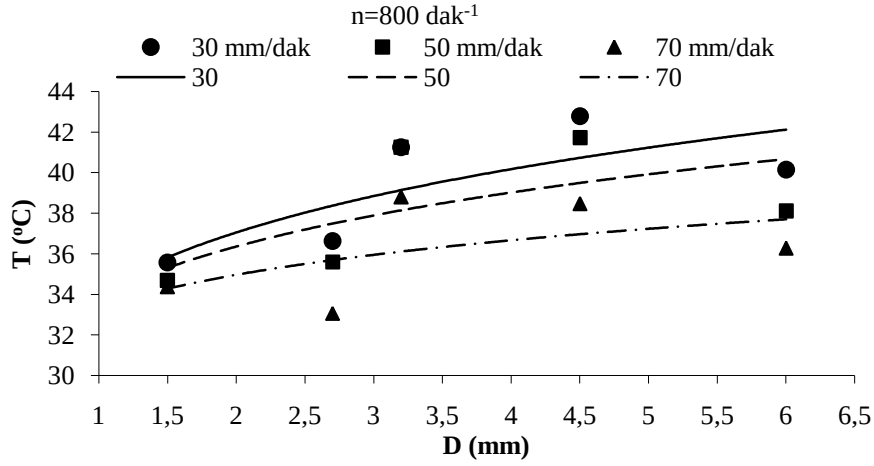
| f (mm/dak) | D (mm) |        |        |        |        |
|------------|--------|--------|--------|--------|--------|
|            | 1,5    | 2,7    | 3,2    | 4,5    | 6      |
| 30         | 35,565 | 46,228 | 43,47  | 41,732 | 43,859 |
| 50         | 31,565 | 32,171 | 35,809 | 36,952 | 35,571 |
| 70         | 30,366 | 31,572 | 35,441 | 36,163 | 32,075 |



**Şekil 4.4.** n=400dak<sup>-1</sup>'da ilerleme miktarı ve matkap çapının sıcaklık üzerindeki etkisi.

**Tablo 4.5.**  $n=400 \text{ dak}^{-1}$  da ilerleme miktarı ve matkap çapına bağlı sıcaklık değişimi

| D (mm) | f (mm/dak) |        |        |
|--------|------------|--------|--------|
|        | 30         | 50     | 70     |
| 1,5    | 35,571     | 34,691 | 34,378 |
| 2,7    | 36,631     | 35,611 | 33,068 |
| 3,2    | 41,251     | 41,251 | 38,813 |
| 4,5    | 42,797     | 41,732 | 38,473 |
| 6      | 40,156     | 38,118 | 36,281 |

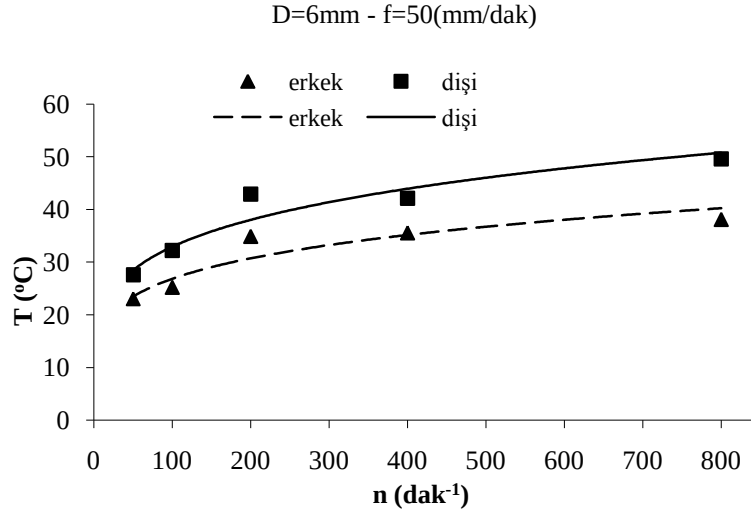


**Şekil 4.5.**  $n=800 \text{ dak}^{-1}$  da matkap çapı ve ilerleme miktarının sıcaklık üzerindeki etkisi

Deneysel sıcaklık ölçüm sonuçları ayrıca toplu olarak Tablo 4.5’de verilmiştir. Şekil 4.5’de devir sayısının sabit olduğu durumda ( $n=800 \text{ dak}^{-1}$ ), matkap çapı ve ilerleme miktarına bağlı olarak ölçülen sıcaklık değerlerinin değişimi görülmektedir. Bu sonuçlar incelendiğinde, matkap çapının artmasıyla, sıcaklık değerlerinin artış eğiliminde olduğu görülmektedir. Matkap çapının artması ile kesme kenarlarının uzunluğu ve sürtünme alanının büyüklüğü de artmaktadır. Diğer yandan, küçük çaplı matkaplar delme işlemi için daha az enerjiye ihtiyaç duyduklarından oluşan ısı ve sıcaklık miktarı da az olmaktadır.

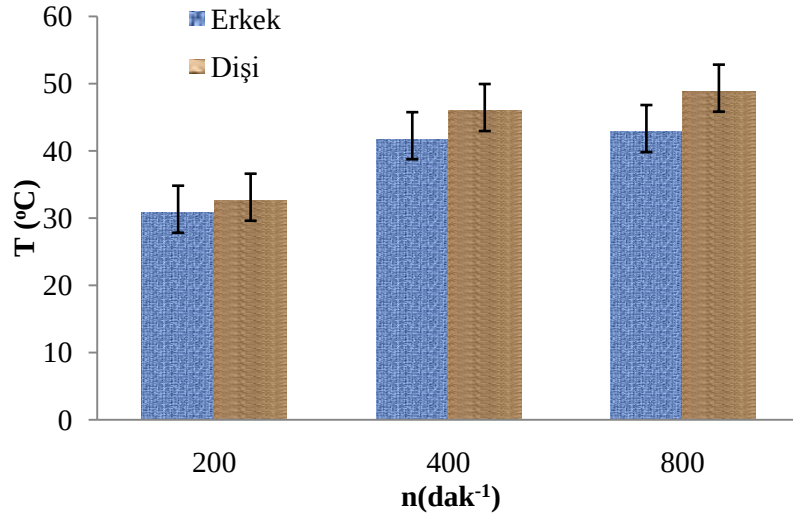
**Tablo 4.6.** Kemik cinsine bağlı sıcaklık değişimi

| n ( $\text{dak}^{-1}$ ) | Kemik Cinsi |        |
|-------------------------|-------------|--------|
|                         | Erkek       | Dişi   |
| 50                      | 23,065      | 27,572 |
| 100                     | 25,213      | 32,198 |
| 200                     | 34,875      | 42,897 |
| 400                     | 35,571      | 42,128 |
| 800                     | 38,118      | 49,593 |

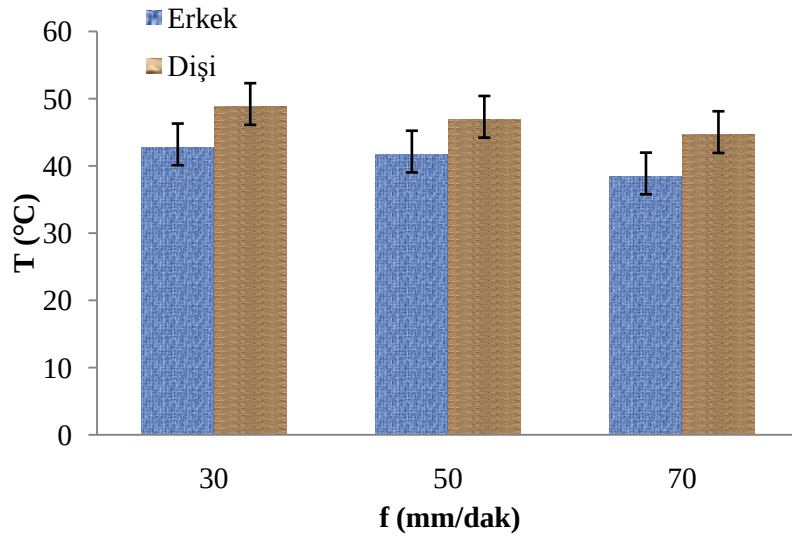


**Şekil 4.6.** Kemik cinsiyetinin sıcaklık üzerindeki etkisi

Delme işleminde meydana gelen ısı oluşumunda birçok parametre etkili olmaktadır. Şekil4.1 – 4.5’deki grafiklerde özellikle matkap çapı, devir sayısı ve matkabın ilerleme miktarı göz önüne alınmış ve bu parametrelerin etkileri irdelenmiştir. Ancak bu üç parametrenin haricinde delik delme işlemi, işlenen malzemenin cinsine ve yapısına da bağlıdır. Bu bakımdan Şekil 4.6’da kemik cinsiyetine bağlı olarak ölçülen sıcaklık değerlerinin işleme parametrelerine bağlı olarak gösterdiği değişimi verilmiştir. Şekil 4.6 incelendiğinde, dişi numuneler üzerinde yapılan delme işlemleri sonucu ölçülen sıcaklık değerlerinin erkek numunelere nazaran daha yüksek olduğu görülmektedir. Şekil 4,7’de, f=30mm/dak ilerleme miktarında 4,5mm çaplı matkapla yapılan deneysel sonuçlar gösterilmektedir. Bu sonuçlara göre her üç devirde de sıcaklığın artış gösterdiği, ayrıca yine dişi numunelere ait sıcaklık değerlerinin erkek numunelere göre daha yüksek değerlerde olduğu görülmektedir.



**Şekil 4.7.** D=4,5mm matkap çapında kemik cinsiyetinin sıcaklık üzerindeki etkisi



**Şekil 4.8.** D=4,5mm çaplı matkapla n=800dak<sup>-1</sup>'da kemik cinsiyetinin sıcaklık üzerindeki etkisi

Şekil 4,8'de, ilerleme miktarına bağlı olarak cinsiyet farklılığının sıcaklık üzerine etkisi sunulmaktadır. Grafikte ilerleme miktarı arttıkça, sıcaklık değerlerinin hem erkek numunelerde hem de dişi numunelerde azalma gösterdiği gözlenmektedir. Bu sonuçlarda da dişi hayvana ait kemik numunelerden elde edilen sıcaklıkların erkeklere göre daha yüksek seyrettikleri görülmektedir. Dişi hayvanlara ait sıcaklık artışının, dişi kemik dokusunun densitesinin ve dolayısı ile sertlik değerlerinin erkek kemik dokusuna göre daha yüksek olmasından kaynaklanmakta olduğu düşünülmektedir. Bunun yanı sıra erkek

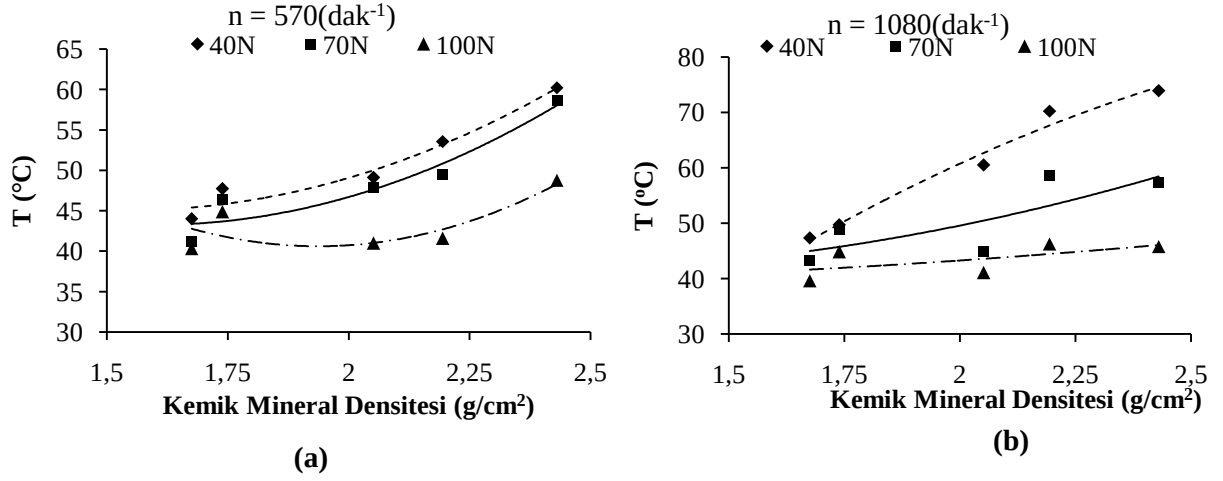
hayvanlardan elde edilen tibia numunelerin dişilere göre daha genç olmaları da sertliklerinin daha az olmalarını doğrulamaktadır.

**Tablo 4.7.** Kemik densitesi, devir sayısı ve uygulanan baskı kuvvetine bağlı sıcaklık değişimleri

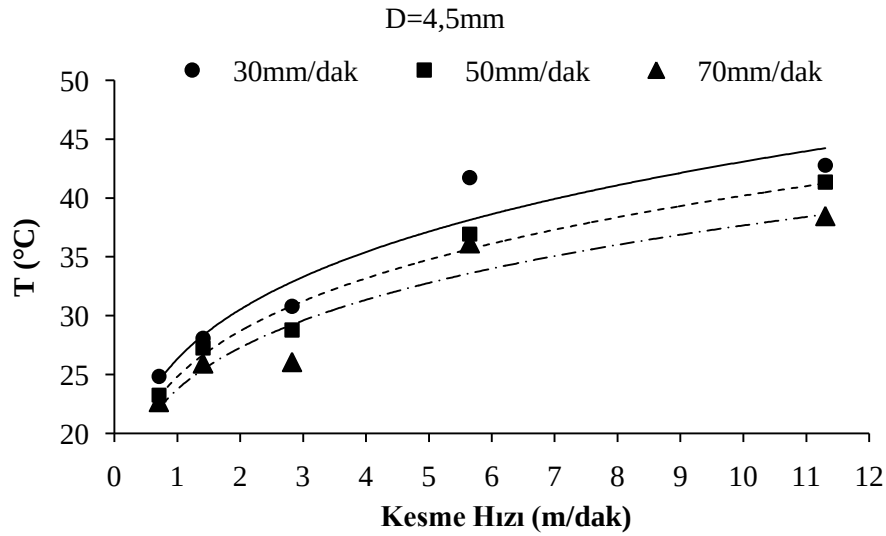
| DENEY NO | KEMİK DENSİTESİ (g/cm <sup>3</sup> ) | DEVİR SAYISI (dak <sup>-1</sup> ) | KUVVET (N) | SICAKLIK (°C) |
|----------|--------------------------------------|-----------------------------------|------------|---------------|
| 1        | 1,675                                | 570                               | 40         | 43,99         |
| 2        | 1,675                                | 570                               | 70         | 41,142        |
| 3        | 1,675                                | 570                               | 100        | 40,315        |
| 4        | 1,675                                | 1080                              | 40         | 47,341        |
| 5        | 1,675                                | 1080                              | 70         | 43,318        |
| 6        | 1,675                                | 1080                              | 100        | 39,636        |
| 7        | 1,739                                | 570                               | 40         | 47,726        |
| 8        | 1,739                                | 570                               | 70         | 46,392        |
| 9        | 1,739                                | 570                               | 100        | 44,861        |
| 10       | 1,739                                | 1080                              | 40         | 49,717        |
| 11       | 1,739                                | 1080                              | 70         | 48,865        |
| 12       | 1,739                                | 1080                              | 100        | 44,861        |
| 13       | 2,051                                | 570                               | 40         | 49,113        |
| 14       | 2,051                                | 570                               | 70         | 47,912        |
| 15       | 2,051                                | 570                               | 100        | 41,00         |
| 16       | 2,051                                | 1080                              | 40         | 60,503        |
| 17       | 2,051                                | 1080                              | 70         | 44,861        |
| 18       | 2,051                                | 1080                              | 100        | 41,098        |
| 19       | 2,194                                | 570                               | 40         | 53,561        |
| 20       | 2,194                                | 570                               | 70         | 49,517        |
| 21       | 2,194                                | 570                               | 100        | 41,575        |
| 22       | 2,194                                | 1080                              | 40         | 70,253        |
| 23       | 2,194                                | 1080                              | 70         | 58,659        |
| 24       | 2,194                                | 1080                              | 100        | 46,287        |
| 25       | 2,430                                | 570                               | 40         | 60,213        |
| 26       | 2,430                                | 570                               | 70         | 58,561        |
| 27       | 2,430                                | 570                               | 100        | 48,768        |
| 28       | 2,430                                | 1080                              | 40         | 73,942        |
| 29       | 2,430                                | 1080                              | 70         | 57,273        |
| 30       | 2,430                                | 1080                              | 100        | 45,807        |

Tablo 4.7’de kemik densitesinin (mineral madde yoğunluğu) operasyonel işlem sırasında sıcaklık üzerine olan etkisi devir sayısı ve delme kuvvetine bağlı olarak verilmiştir. Şekil 4.6’da incelenen kemik cinsiyeti parametresinin etkisinin daha net bir şekilde ortaya konması için kemik densitesi parametresinin etkisi Şekil 4.9a ve 4.9b’de verilmiştir. Şekil 4.9a ve 4.9b’de görüldüğü üzere kemik yoğunluğu arttıkça elde edilen sıcaklık değerleri de artış göstermektedir. Böylece dişi kemiklerin erkek kemik numunelerinden aynı deney şartlarında daha yüksek sıcaklıklarda seyretmelerinin

nedeninin kemik yoğunluğu olduğu düşünülmüştür. Şekilden ayrıca kemiğe uygulanan delme kuvvetinin artmasına karşın oluşan sıcaklığın azaldığı gözlenmektedir.



Şekil 4.9. a) n=570 dak<sup>-1</sup>'da b) n=1080 dak<sup>-1</sup>'da kemik densitesinin sıcaklık üzerindeki etkisi



Şekil 4.10. D=4,5mm matkap çapında kesme hızının sıcaklık üzerindeki etkisi

Şekil 4.10'da kesme hızına bağlı olarak delme bölgesi sıcaklığındaki değişim görülmektedir. Grafikten de görüldüğü üzere kesme hızı arttığında delme bölgesi sıcaklığının da artış gösterdiği gözlenmektedir. Bu durum hemen hemen bütün talaşlı üretim işlemlerinde karşılaşılan beklenen bir sonuçtur.

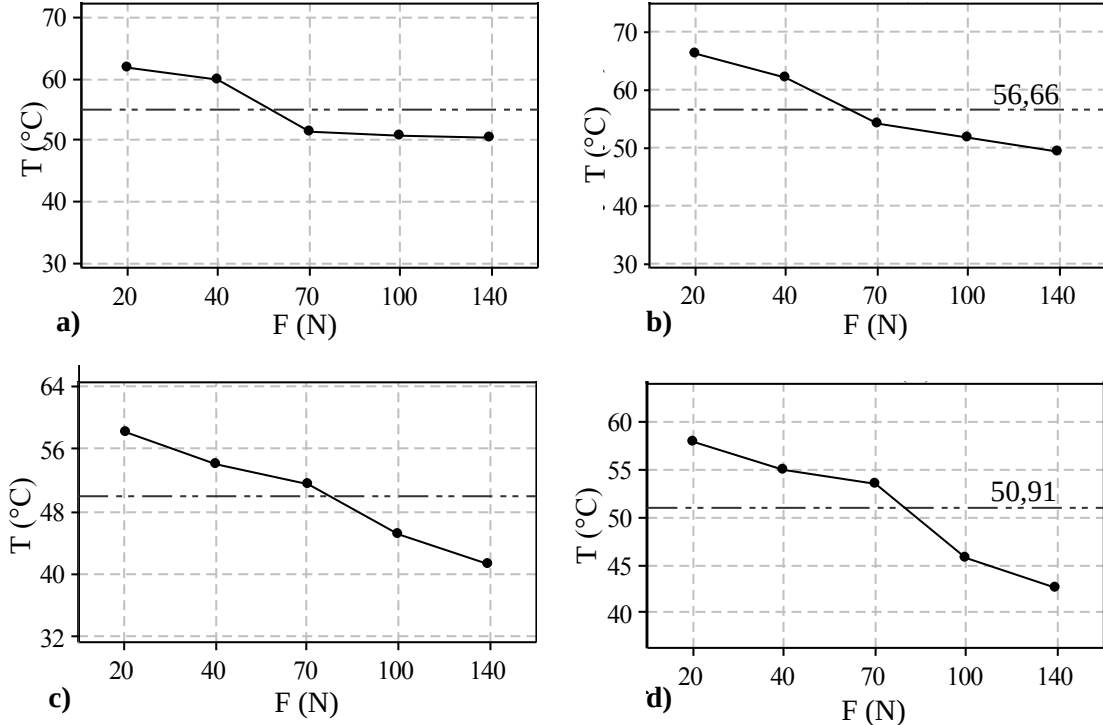
**Tablo 4.8.** Kuru ve SBF ortamlarında delme baskı kuvveti, matkap cinsi, matkap çapı ve devir sayısına bağlı sıcaklık değişimleri

| Deney No | Matkap Çapı (mm) | Kuvvet (N) | Devir Sayısı (dak <sup>-1</sup> ) | Sıcaklık (°C) |           |            |           |
|----------|------------------|------------|-----------------------------------|---------------|-----------|------------|-----------|
|          |                  |            |                                   | Kuru Ortam    |           | SBF Ortamı |           |
|          |                  |            |                                   | Normal        | Kaplanmış | Normal     | Kaplanmış |
| 1        | 1,5              | 20         | 230                               | 35,302        | 35,400    | 34,069     | 34,487    |
| 2        | 2,7              | 40         | 230                               | 60,118        | 67,920    | 52,249     | 53,047    |
| 3        | 3,2              | 70         | 230                               | 65,304        | 72,647    | 62,049     | 67,733    |
| 4        | 4,5              | 100        | 230                               | 57,299        | 58,920    | 47,088     | 50,764    |
| 5        | 6                | 140        | 230                               | 38,229        | 39,329    | 37,777     | 38,430    |
| 6        | 2,7              | 20         | 370                               | 60,204        | 69,085    | 58,138     | 62,852    |
| 7        | 3,2              | 40         | 370                               | 62,291        | 64,040    | 60,637     | 62,926    |
| 8        | 4,5              | 70         | 370                               | 47,799        | 50,736    | 45,453     | 47,622    |
| 9        | 6                | 100        | 370                               | 45,959        | 45,419    | 43,836     | 44,199    |
| 10       | 1,5              | 140        | 370                               | 34,800        | 32,920    | 33,341     | 38,479    |
| 11       | 3,2              | 20         | 570                               | 75,090        | 79,598    | 70,570     | 72,080    |
| 12       | 4,5              | 40         | 570                               | 82,622        | 84,119    | 72,844     | 73,499    |
| 13       | 6                | 70         | 570                               | 49,887        | 65,216    | 47,446     | 51,597    |
| 14       | 1,5              | 100        | 570                               | 30,028        | 30,623    | 30,729     | 34,050    |
| 15       | 2,7              | 140        | 570                               | 49,561        | 38,937    | 37,236     | 37,456    |
| 16       | 4,5              | 20         | 1080                              | 75,597        | 78,637    | 63,693     | 56,468    |
| 17       | 6                | 40         | 1080                              | 58,836        | 60,714    | 47,819     | 48,025    |
| 18       | 1,5              | 70         | 1080                              | 27,286        | 31,824    | 41,872     | 44,589    |
| 19       | 2,7              | 100        | 1080                              | 56,331        | 53,551    | 52,424     | 41,696    |
| 20       | 3,2              | 140        | 1080                              | 42,520        | 45,609    | 51,333     | 52,170    |
| 21       | 6                | 20         | 1220                              | 62,825        | 68,372    | 63,418     | 63,957    |
| 22       | 1,5              | 40         | 1220                              | 35,387        | 33,319    | 36,222     | 37,170    |
| 23       | 2,7              | 70         | 1220                              | 67,278        | 50,451    | 59,831     | 55,539    |
| 24       | 3,2              | 100        | 1220                              | 64,572        | 69,439    | 51,151     | 57,645    |
| 25       | 4,5              | 140        | 1220                              | 86,866        | 89,630    | 45,937     | 46,203    |

Tablo 4.8’de diğer delme parametrelerinden farklı olarak, kuru ortamda ve SBF ortamında, delme baskı kuvveti ve matkap türünün, gerçekleştirilen delme işlemlerine ait sıcaklık ölçüm sonuçları görülmektedir. Bu değerlere ait grafikler ise Şekil 4.11a-d, 4.12a-d ve 4.13a-d’de verilmiştir. Bu grafiklerde “a”, kuru ortamda standart ortopedik matkapla gerçekleştirilen deneye ait sonuçları gösterirken, “b” harfi, kuru ortamda TiBN kaplanmış matkap ile gerçekleştirilen deneye ait sonuçları göstermektedir. “c” harfine ait grafikte, SBF ortamında standart ortopedik matkabın kullanıldığı deney sonuçları sunulurken, “d ” harfi ile etiketlenen grafikte de SBF ortamında TiBN kaplanmış matkabın kullanıldığı deney sonuçları sunulmaktadır.

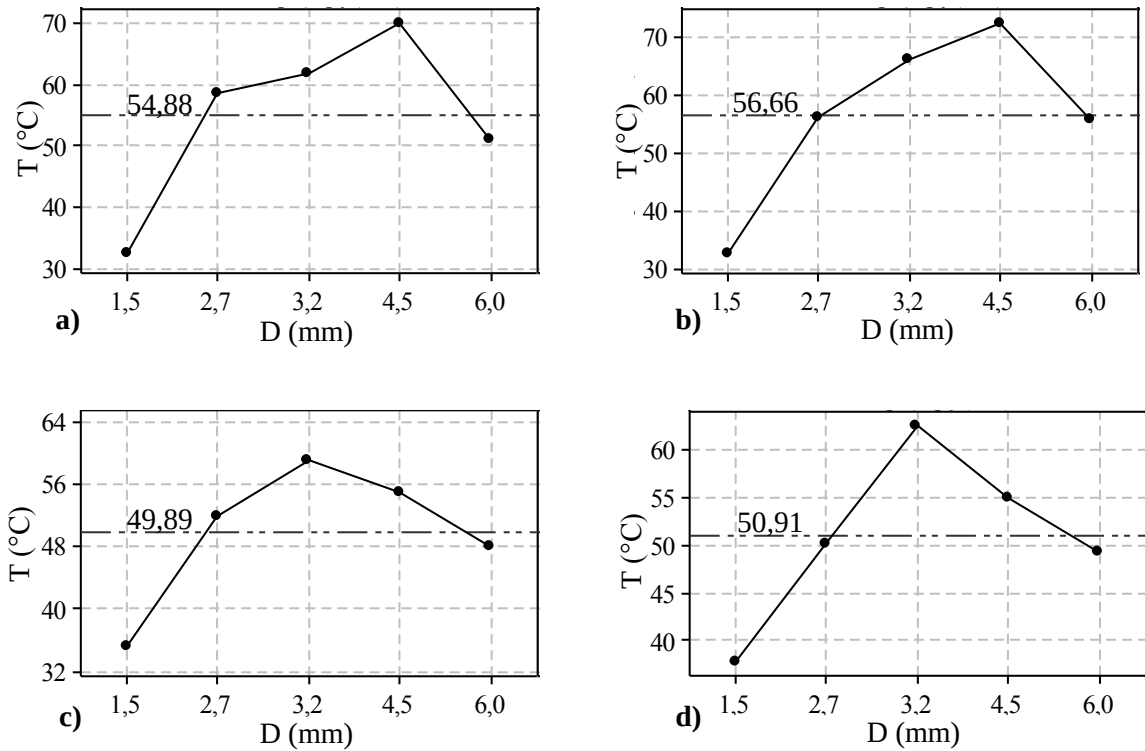
Şekil 4.11a-d’de, sıcaklık üzerine etkisi araştırılan parametrelerden delme baskı kuvveti (F) parametresinin etkisi sergilenmiştir. Şekil 4.11a-d’deki farklı işlem koşullarına ait baskı kuvveti – sıcaklık (F-T) grafikleri incelendiğinde ilk göze çarpan bulgu, dört

farklı koşulda da matkap baskı kuvvetinin artmasıyla sıcaklık değerlerinin düştüğünün görülmüştür. Yüksek kuvvetler kullanılarak yapılan deneylerde delme süresi azaldığından, sürtünmeye bağlı olarak meydana gelen sıcaklık değerleri azalmaktadır. Bu sonuç, daha önce yapılan benzer çalışmaların sonuçları [6,11,13], ile değerlendirildiğinde, bir paralellik göstermektedir. Şekil 4.11a-d'deki grafiklerden çıkan bir diğer sonuç ise, kaplanmış matkaplar (Şekil 4.11b ve 4.11d) ile elde edilen ortalama sıcaklık değerlerinin, normal matkaplarla (Şekil 4.11a ve 4.11c) elde edilen değerlerden daha yüksek olmasıdır. Burada kuru ortamda kaplanmış matkaba ait ortalama sıcaklık  $56,66^{\circ}\text{C}$  iken, kaplanmamış standart ortopedik matkaba ait ortalama sıcaklık değeri ise  $54,88^{\circ}\text{C}$ 'dir. Bu durumun, TiBN ile kaplanan matkapların özellikle kesici kenarlarda ve talaşın dışarı atıldığı helisel kanalların kaplama neticesinde yüzey pürüzlülüğünün artmış olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu bağlamda, matkaplar üzerinde yapılan yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde, TiBN kaplanmış matkapların ortalama yüzey pürüzlülük değerinin  $0,28\mu\text{m}$  iken, standart ortopedik matkapların ortalama yüzey pürüzlülük değeri  $0,12\mu\text{m}$  olması da bu yaklaşımı doğrulamaktadır.



**Şekil 4.11.** Kuru ve SBF ortamında, standart ve TiBN kaplanmış ortopedik matkapla gerçekleştirilen delme baskı kuvvetine bağlı sıcaklık değişimleri ((a) kuru ortam standart matkap; (b) kuru ortam TiBN kaplanmış matkap; (c) SBF ortamı standart matkap; (d) SBF ortamı TiBN kaplanmış matkap)

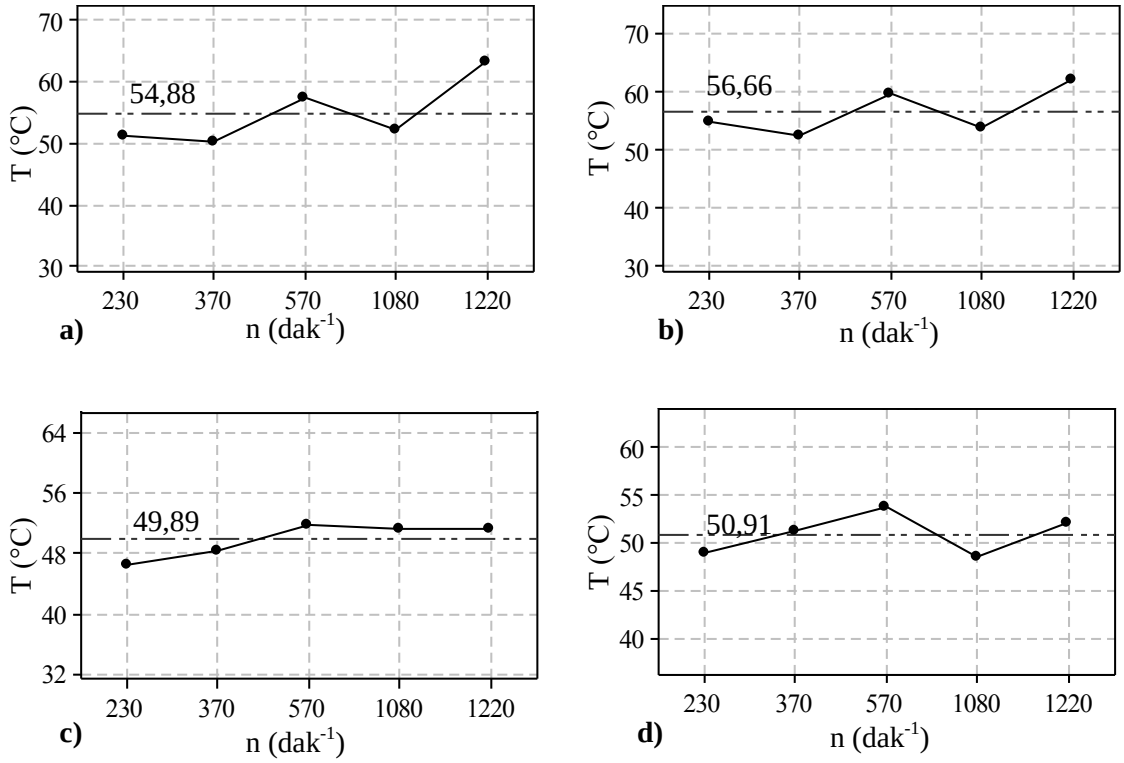
Diğer yandan, kuru delme deneylerinin yanı sıra gerçek canlı üzerinde yapılacak delme işlemlerinde oluşan sıcaklıkları belirlemek amacı ile SBF (Simulated Body Fluid) ortamında da aynı deneyler gerçekleştirilmiştir. SBF ortamında yapılan her iki matkap türünde de (kaplanmış ve kaplanmamış) deneyler sonucu elde edilen sıcaklıkların kuru delmelere nazaran düşük olduğu görülmektedir. Bu farkın yaklaşık 6°C civarında olduğu görülmektedir. Ancak, ortam farkının sıcaklık üzerindeki etkisi ihmal edilebilecek düzeydedir. Dolayısı ile kuru delme şartlarında yapılan deneylerin, sıcaklık ölçümleri için yeteri kadar yol gösterici olduğu ve bu sonuçların, SBF şartlarında bu parametrelerin tekrar araştırılmasının çok gerekli olmadığı sonucu ortaya çıkmaktadır. Ayrıca, SBF ortamındaki deney sonuçlarının yansıtıldığı Şekil 4.11c ve 4.11d, Şekil 4.11a ve 4.11b ile karşılaştırıldığında, sıvı ortamında sıcaklık düşüşünün daha hızlı olduğu da göze çarpmaktadır. Bu sonuç, ortam etkisinin ısı transferinde önemli olmasından dolayı, beklenen bir durumdur.



**Şekil 4.12.** Kuru ve SBF ortamında, standart ve TiBN kaplanmış ortopedik matkapla gerçekleştirilen matkap çapına bağlı sıcaklık değişimleri ((a) kuru ortam standart matkap; (b) kuru ortam TiBN kaplanmış matkap; (c) SBF ortamı standart matkap; (d) SBF ortamı TiBN kaplanmış matkap)

Şekil 4.12’de matkap çapının (**D**) sıcaklığa olan etkisi verilmiştir. Grafiklerin dördünde de, matkap çapına bağlı olarak sıcaklığın belirli bir çapa kadar arttığını, ancak daha sonra düştüğü gözlenmektedir. Kuru ortama ait olan Şekil 4.12a ve 4.12b’de sıcaklığın 4,5mm matkap çapına kadar arttığını, fakat 6mm çaplı matkaba gelindiğinde ise sıcaklığın düştüğü görülmektedir. SBF ortamına ait olan C ve D etiketli grafiklerde ise sıcaklığın, 3,2mm matkap çapına kadar artış gösterdikten sonra sıcaklık değerlerinin düştüğü gözlenmektedir.

Deneylerde kullanılan büyük çaplı matkaplarda, sıcaklığın düşük çıkmasının nedeni olarak şöyle bir yaklaşım öngörülmüştür: Ortogonal talaş kaldırma işlemindeki ısı oluşumu ve yayılımı teorisinin gereği, talaş kaldırırken meydana gelen ısı üç şekilde kesme bölgesinden uzaklaşmaktadır. Bunlardan biri talaş kaldırılan iş parçasına, diğeri kesici takıma ve son olarak da talaşa aktararak kesme bölgesinden uzaklaştırılır. Talaşa aktarılan ısı miktarı diğerlerinden daha fazla olmaktadır. Büyük çaplı matkaplarda atılan talaş miktarı, doğal olarak daha küçük çaplı olan matkaplara göre daha fazladır. Bu açıdan yaklaşıldığında, büyük çaplı matkapta ortaya çıkan daha fazla talaşın daha fazla ısıyı bölgeden uzaklaştırması ve dolayısıyla sıcaklığın düşüş gösterdiği düşünülmektedir. Şekil 4.12’deki grafiklerde, kuru ortamdaki deneylerde bu durumun kırılma noktası olarak 4,5mm matkap çapı görülmekte iken, SBF ortamındaki deneylerde, 3,2mm matkap çapı olarak görülmektedir. Bu sonuç da, büyük çaplı matkapta sıcaklığın diğerlerine göre daha düşük çıkmasına neden olarak ileri sürülen öngörüğü destekler niteliktedir. SBF ortamındaki sıvı ısıнын bölgeden uzaklaştırılmasına yardımcı olarak, 4,5mm çaplı matkaptan itibaren sıcaklığın daha düşük çıkmasına neden olmaktadır. 1,5mm çaplı matkap uçlarında en düşük sıcaklıkların çıkmasının sebebi olarak da talaş kaldırmadaki ısı oluşum mekanizması göz önüne alınmıştır. Ortogonal talaş kaldırma işleminde ısı oluşumu, talaş kaldırmak için harcanan mekanik enerjinin ısı enerjisine dönüşerek üç kaynaktan ortaya çıkmasıyla meydana gelir [69,70]. Bunlar; iş parçasından talaş koparılırken deformasyon neticesi olarak enerjinin ısı olarak ortaya çıkması, talaş ve takım arayüzeyinde sürtünmeden dolayı ısıнын oluşması ve son olarak da takımın iş parçasına sürtünmesi sonucu ısıнын oluşmasıdır. Bu teoriden hareketle, en küçük çaplı matkapta bu kanalların oldukça düşük ısı üretmiş olması, bu sonuçla karşılaşılmamasının nedeni olarak ileri sürülmektedir. Netice olarak, küçük çaplı matkaplarda talaş kaldırmak için daha düşük mekanik enerjiye ihtiyaç duyulması ve dolayısıyla oluşan ısıнын daha düşük olması doğaldır.

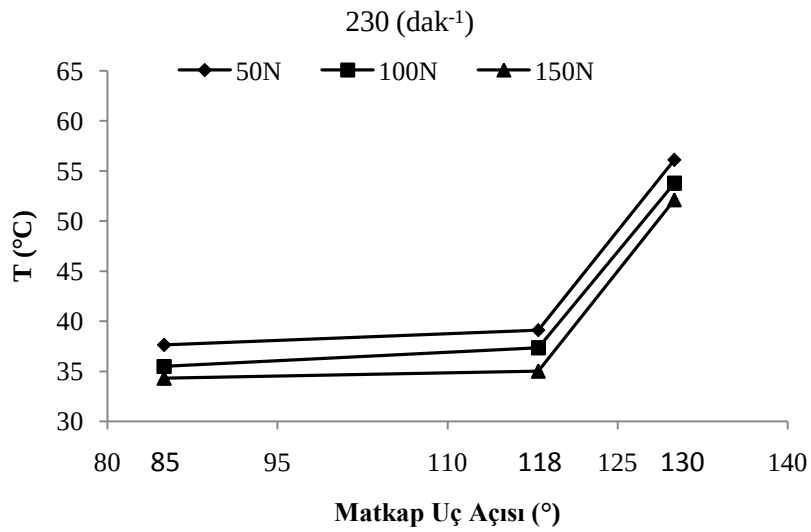


**Şekil 4.13.** Kuru ve SBF ortamında, standart ve TiBN kaplanmış ortopedik matkapla gerçekleştirilen devir sayısına bağlı sıcaklık değişimleri ((a) kuru ortam standart matkap; (b) kuru ortam TiBN kaplanmış matkap; (c) SBF ortamı standart matkap; (d) SBF ortamı TiBN kaplanmış matkap)

Şekil 4.13’de devir sayısı ( $n$ ) parametresinin ısı oluşumuna etkisi sunulmaktadır. Kuru ortamda gerçekleştirilen delme işlemlerine ait Şekil 4.13a ve 4.13b’deki grafikler göz önüne alındığında, artan devir sayısı ile birlikte sıcaklığın da artış eğiliminde olduğu gözlenmektedir. Artan devir sayısına bağlı olarak kesme enerjisinin de artması neticesinde sıcaklığın artışı doğal bir durum olarak değerlendirilmiştir. SBF ortamındaki deneylere ait sıcaklık – devir sayısı ( $T$ - $n$ ) grafikleri (Şekil 4.13c ve 4.13d) incelendiğinde, ortam sıvısının deneysel faktörün orta seviyesi olan  $n=570 \text{ dak}^{-1}$  değerinden sonra, özellikle standart matkapta çok hafif bir düşüş olmakla beraber sabit seyretmektedir. Kaplanmış matkapta ise, önce  $1080 \text{ dak}^{-1}$  devirde bir ani düşüş ardından  $1220 \text{ dak}^{-1}$ ’da  $570 \text{ dak}^{-1}$  devirdeki sıcaklığın altında kalacak şekilde yükselmiştir. Delme işlemlerinde çeşitli sıvıların, oluşan sıcaklığı kesme noktasından uzaklaştırmak için kullanıldığı bilinen bir gerçektir. Dolayısıyla sıvı ortamının da benzer bir işlev görerek, aşırı ısı oluşumunu engelleyerek sıcaklığın sabit değerlerde seyretmesini sağladığı düşünülebilir.

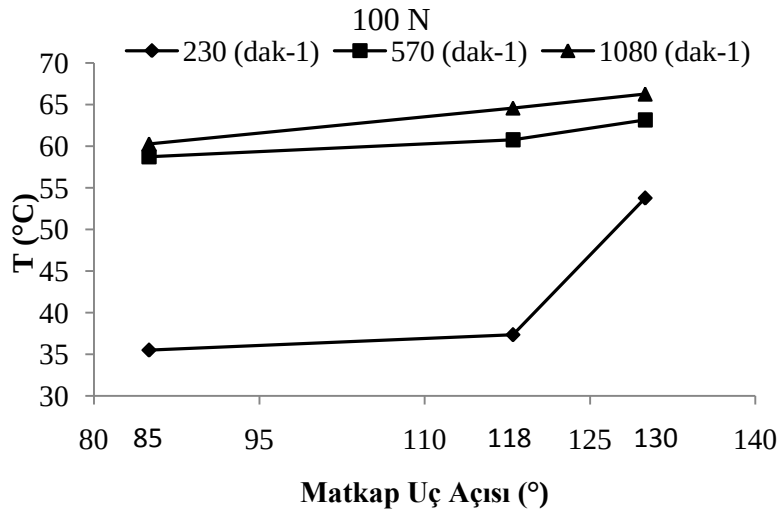
**Tablo 4.9.** Matkap baskı kuvveti, devir sayısı ve matkap uç açısına bağlı sıcaklık değişimleri

| Deney No | Devir Sayısı (dak <sup>-1</sup> ) | Uç Açısı (°) | Kuvvet (N) | Sıcaklık (°C) |
|----------|-----------------------------------|--------------|------------|---------------|
| 1        | 230                               | 85           | 50         | 37,631        |
| 2        | 230                               | 85           | 100        | 35,506        |
| 3        | 230                               | 85           | 150        | 34,316        |
| 4        | 230                               | 118          | 50         | 39,121        |
| 5        | 230                               | 118          | 100        | 37,339        |
| 6        | 230                               | 118          | 150        | 35,02         |
| 7        | 230                               | 130          | 50         | 56,119        |
| 8        | 230                               | 130          | 100        | 53,766        |
| 9        | 230                               | 130          | 150        | 52,124        |
| 10       | 570                               | 85           | 50         | 64,308        |
| 11       | 570                               | 85           | 100        | 58,732        |
| 12       | 570                               | 85           | 150        | 56,034        |
| 13       | 570                               | 118          | 50         | 65,544        |
| 14       | 570                               | 118          | 100        | 60,755        |
| 15       | 570                               | 118          | 150        | 57,691        |
| 16       | 570                               | 130          | 50         | 66,59         |
| 17       | 570                               | 130          | 100        | 63,123        |
| 18       | 570                               | 130          | 150        | 60,099        |
| 19       | 1080                              | 85           | 50         | 67,378        |
| 20       | 1080                              | 85           | 100        | 60,259        |
| 21       | 1080                              | 85           | 150        | 58,94         |
| 22       | 1080                              | 118          | 50         | 67,075        |
| 23       | 1080                              | 118          | 100        | 64,576        |
| 24       | 1080                              | 118          | 150        | 61,118        |
| 25       | 1080                              | 130          | 50         | 69,911        |
| 26       | 1080                              | 130          | 100        | 66,259        |
| 27       | 1080                              | 130          | 150        | 63,937        |



**Şekil 4.14.** n=230dak<sup>-1</sup>'de matkap uç açısı ve baskı kuvvetine bağlı sıcaklık değişimleri

Tablo 4.9’da ortopedik cerrahi delme işlemlerinde, matkap uç açısı faktörünün baskı kuvvetine bağlı olarak gerçekleştirilen deneysel çalışma neticesinde ölçülen sıcaklık değerleri sunulmuştur. Şekil 4.14’de matkap devri sabit tutularak, matkap uç açısının uygulanan baskı kuvvetiyle beraber sıcaklık üzerine olan etkisi gösterilmektedir. Burada matkap uç açısının artmasıyla birlikte bütün kuvvet değerlerinde sıcaklık değerinin arttığı görülmektedir. Matkap uç açısının 85°’den 118°’ye çıkarılmasıyla sıcaklığın belirli bir artış gösterdiği, ancak 130°’ye çıkıldığında ise sıcaklık artışının bir sıçrama gösterdiği göze çarpmaktadır. Ancak Şekil 4.15’de, matkap uç açısı ve devir sayısına bağlı sıcaklık değişimi grafiğine bakıldığında, daha yüksek devir sayısında böyle bir durumun oluşmadığı görülmektedir. Bu sonuç, kemik delme işlemlerinde matkap uç açısının artırılmasının sıcaklık artışına neden olduğu ve düşük devir sayılarında özellikle 118°’den daha büyük açılarda sıcaklığı önemli miktarda artırdığı şeklinde yorumlanabilir. Dolayısıyla yüksek ortopedik matkap uç açılarından kaçınılması gerektiği söylenebilir. Bu artışa neden olarak uç açısı arttıkça, matkabın kemik dokusuna nüfuz etmesinin (batmasının) zorlaşarak delme süresinin uzaması ve dolayısıyla matkabın yüzeyde daha fazla sürtünme meydana getirerek sıcaklığı artırdığı düşünülmektedir.



**Şekil 4.15.** F=100N’luk baskı kuvvetinde matkap uç açısı ve devir sayısına bağlı sıcaklık değişimleri

#### 4.2. Diş Preparasyon Parametrelerinin Sıcaklık Üzerine Etkisi

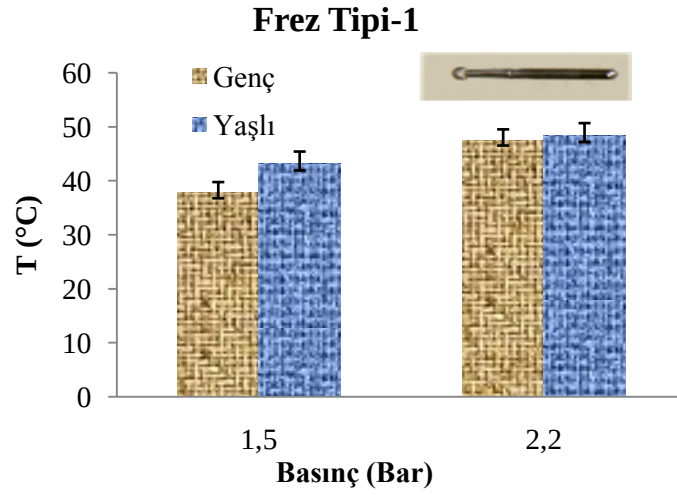
Diş kesme deneylerinde, preparasyon yapılan diş dokusundaki ısı oluşumuna etkisi olan üç parametrenin değişik seviyeleri araştırılmıştır. Bunlar; diş kalitesi (25 yaş altı, 25

yaş üstü olmak üzere iki grup), dört farklı frez tipi ve iki farklı aeratör başlığı devridir. Bunlardan aeratör başlığının devir sayısı değişimi, aeratör başlığına gelen hava basıncının değiştirilmesiyle elde edilmiştir. Deney esnasında kesme bölgesine ait sıcaklıklar, yine termokupl vasıtasıyla ölçülerek bir masaüstü bilgisayara anlık olarak kaydedilmiştir.

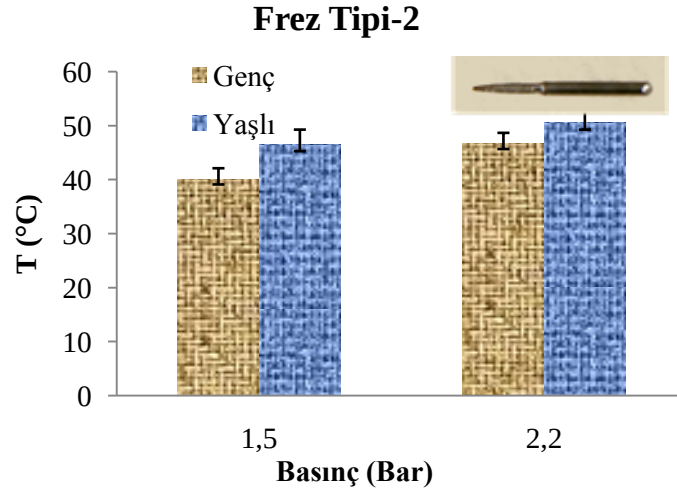
**Tablo 4.10.** Genç ve yaşlı dişlerin aeratör basıncına bağlı sıcaklık değişimi

| Frez Tipi | Basınç (Bar) | Sıcaklık (°C) |        |
|-----------|--------------|---------------|--------|
|           |              | Genç          | Yaşlı  |
| 1         | 1,5          | 37,751        | 43,099 |
|           | 2,2          | 47,507        | 48,365 |
| 2         | 1,5          | 40,096        | 46,552 |
|           | 2,2          | 46,649        | 50,539 |
| 3         | 1,5          | 40,096        | 45,022 |
|           | 2,2          | 44,543        | 48,933 |
| 4         | 1,5          | 36,276        | 39,608 |
|           | 2,2          | 40,777        | 41,749 |

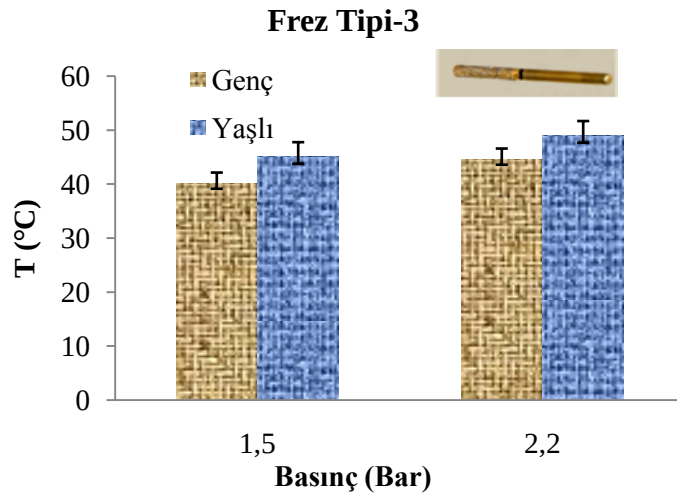
Tablo 4.10’da, diş kesme deneylerinde sıcaklık oluşumuna etkisi olan parametreler ve bunların seviyeleri ile gerçekleştirilen kesme işlemleri neticesinde ölçülen sıcaklık değerleri verilmiştir. Yapılan deneysel çalışmalar sonucunda elde edilen sıcaklık ölçüm sonuçları sırasıyla Şekil 4.16, 4.17, 4.18 ve 4.19’da grafikler halinde sunulmuştur. Bu dört grafik incelendiğinde, çalışma basıncının ve dolayısıyla çalışma devrinin artmasıyla birlikte sıcaklık değerleri tüm frez tiplerinde arttığı gözlenmiştir. Çalışma devrinin artırılmasıyla kesme bölgesinde meydana gelen sürtünme miktarının artışı neticesinde sıcaklık artışının gerçekleştiği ileri sürülebilir. Deneysel sonuçlardan elde edilen bir bulgu da diş kalitesinin yani diş yaşının da etkili bir parametre olduğudur. Tüm grafiklerden de görüleceği üzere yaşlı numunelerin sıcaklık değerleri kullanılan tüm frez tiplerinde ve uygulanan tüm basınç değerlerinde genç numunelerle karşılaştırıldığında daha yüksek seyrettikleri görülmektedir. Bunun nedeni olarak, diş kalitesinde yaşlı dişlerin bünyelerinde ihtiva ettikleri mineral madde miktarı yoğunluğunun fazla olması sebebiyle daha sert bir yapıya, genç dişlerin mineral madde yoğunluğunun daha az olması nedeniyle daha yumuşak bir yapıya sahip olmasının bu sonucu ortaya çıkardığı düşünülmektedir. Neticede sert malzemenin yumuşak malzemeye göre kesme işlemlerinde daha yüksek sıcaklık doğurduğu bilinen bir gerçektir.



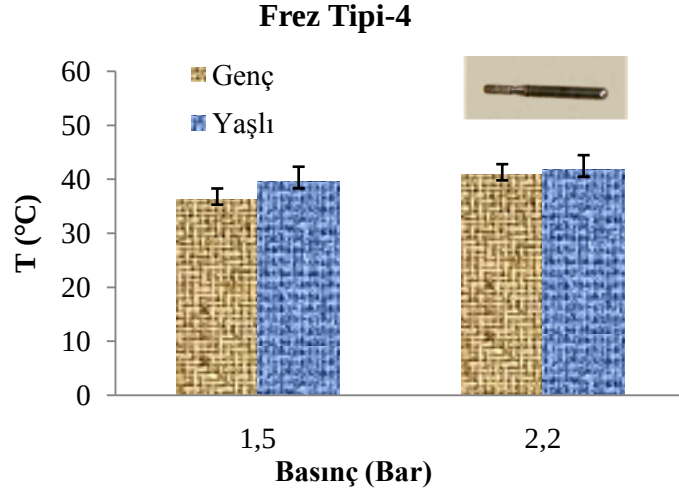
**Şekil 4.16.** Frez tipi 1'e ait aerator başlığı basıncına bağlı sıcaklık değişimi



**Şekil 4.17.** Frez tipi 2'e ait aerator başlığı basıncına bağlı sıcaklık değişimi



**Şekil 4.18.** Frez tipi 3'e ait aerator başlığı basıncına bağlı sıcaklık değişimi



**Şekil 4.19.** Frez tipi 4'e ait aeratör başlığı basıncına bağlı sıcaklık değişimi

#### 4.3. Deney Sonuçlarının İstatistiksel Analizi

Ortopedik kemik delme işlem parametrelerinin optimizasyonu konulu tez çalışmasında, deneysel olarak delik delme işleminde etkili olan parametreler farklı seviyeler değerleri ile incelenmiştir. Her bir parametrenin delme bölgesindeki sıcaklık oluşumuna müspet ve menfi etkileri belirlenmiştir. Bu parametrelerin birbirlerine bağlı etkileri ise ancak parametre verilerinin etkilerinin birlikte değerlendirilmesi ile mümkündür. Bu aşamada istatistiksel bir çalışma yapılması kaçınılmaz olmuş ve bu istatistiksel çalışma için Minitab R14 istatistik programı kullanılmıştır.

İstatistiksel çalışmada öncelikli olarak matkap devir sayısı, ilerleme miktarı, matkap çapı ve matkaba uygulanan baskı kuvveti parametreleri incelenmiştir. Bu parametreler farklı malzemelere farklı türden her şekilde delik delerken daima etkili olan ve operatör tarafından kontrol altında tutulabilecek parametrelerdir. Çünkü ortopedik işlemlerde operasyona alınacak hastanın cinsiyeti ve benzer şekilde hastanın yaşının seçimi veya tercihi olası değildir. Dolayısıyla operasyonu gerçekleştiren cerrahın operasyon esnasında kontrol altında tutabileceği etkenleri optimize etmek en akılcı yaklaşım olarak görülmektedir.

Analizlerde elde edilen deneysel değerler ve arzu edilen değerler arasındaki sapmaları hesaplamak için bir kayıp fonksiyonu (loss function) tanımlanmaktadır. Taguchi yönteminde bu kayıp fonksiyonu performans karakteristiğini ölçmek için kullanılır. Kayıp

fonksiyonu, S/N oranına dönüştürülür ki burada S/N oranı, süreç değişkenliğinin bir ölçüsüdür. Taguchi'ye göre S/N oranı kullanılarak sürecin optimize edilmesi sağlanır. Genellikle, S/N oranının analizinde üç çeşit performans karakteristiği kullanılmaktadır. Bunlar; daha düşük – daha iyidir, daha yüksek – daha iyidir ve ortalama – daha iyidir şeklinde tanımlanmaktadır. İşlemede elde edilmek istenen duruma göre bu performanslardan bir tanesi seçilmektedir. Örneğin, sıcaklığın incelendiği bir çalışmada, sıcaklığın en düşük olması istenir veya takım ömrünün en yüksek olmasının istendiği çalışmada en yüksek en iyidir seçimi tercih edilir. S/N oranlarının belirlenmesinde her bir durum için aşağıdaki farklı formüllerden yararlanılır;

Ortalama en iyidir

$$S/N_{NB} = 10 \log \left( \frac{\bar{y}}{s_y^2} \right) \quad (4.1)$$

Daha yüksek daha iyidir (maksimize)

$$S/N_{LB} = -10 \log \left( \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{1}{y_i^2} \right) \quad (4.2)$$

Daha düşük daha iyidir (minimize)

$$S/N_{LB} = -10 \log \left( \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i^2 \right) \quad (4.3)$$

burada,  $\bar{y}$  , ölçülen değerlerin ortalaması,  $s_y^2$ ,  $y$ 'nin varyansı,  $n$ , deney sayısı ve  $y$  de ölçülen değerdir. Yukarıdaki kategorilerin hepsi için, elde edilen S/N oranının yüksek olması, performansın da o kadar yüksek olması demektir. Dolayısıyla, işleme parametrelerinin optimum seviyeleri aynı zamanda en yüksek S/N oranının olduğu durumdur[72].

#### 4.3.1. Erkek ve Dişi Kemik Numunelerin İstatistiksel Analizi

Erkek numuneler üzerinde gerçekleştirilen deneylerde matkap çapı, devir sayısı ve ilerleme miktarı faktörleri kullanılmıştır. Analiz için her parametrenin üç seviyesi “girdi” (input) olarak alınmıştır. DeneySEL “çıkı” (output) olarak sıcaklığın analizinde “daha

düşük daha iyidir” (lower is better) kayıp fonksiyonları kullanılmıştır. Deney sonuçlarının S/N oranlarının tespitinde Tablo 4.10’da görülen faktörler ve seviyeleri kullanılmıştır.

**Tablo 4.10.** Erkek ve dişi numunelerde delme faktörleri ve seviyeleri

| Sembol | Delme Parametreleri (Faktörleri)  | Seviye 1 | Seviye 2 | Seviye 3 |
|--------|-----------------------------------|----------|----------|----------|
| A      | İlerleme Miktarı (mm/dak)         | 30       | 50       | 70       |
| B      | Devir Sayısı (dak <sup>-1</sup> ) | 200      | 400      | 800      |
| C      | Matkap Çapı (mm)                  | 2,7      | 4,5      | 6        |

Tablo 4.10’da verilen parametrelerin seviyelerine göre sıcaklık değerlerine ait S/N değerleri Tablo 4.11’de verilmiştir. Delme parametrelerinin sıcaklık oluşumuna etkileri ise Şekil 4.20’de görülmektedir.

**Tablo 4.11.** Erkek numunelerde sıcaklık oluşumuna her bir seviyedeki faktörlerin etkisi (S/N değerleri)

| Delme Parametreleri  | Ortalama S/N oranı (dB) |          |          |
|----------------------|-------------------------|----------|----------|
|                      | Seviye 1                | Seviye 2 | Seviye 3 |
| İlerleme Miktarı (A) | -31,52                  | -31,15   | -30,61*  |
| Devir Sayısı (B)     | -29,94*                 | -31,37   | -31,97   |
| Matkap Çapı (C)      | -30,96                  | -30,92*  | -31,40   |

\*Optimum seviyeler

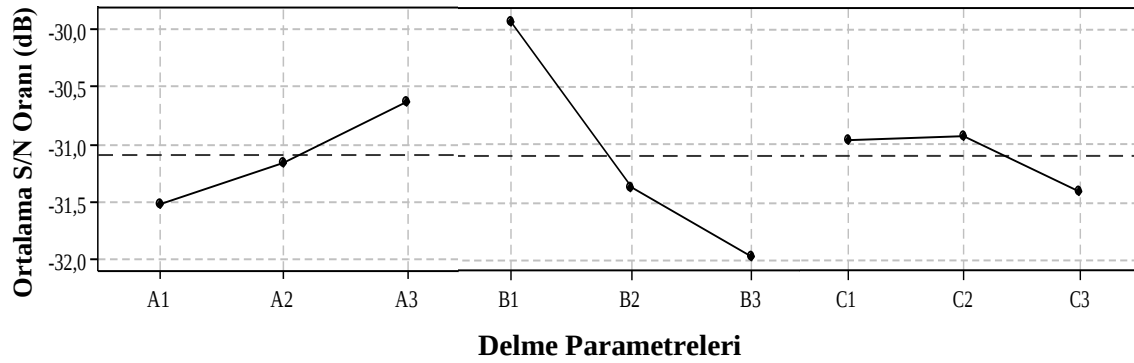
**Tablo 4.12.** Dişi numunelerde sıcaklık oluşumuna her bir seviyedeki faktörlerin etkisi (S/N değerleri)

| Delme Parametreleri  | Ortalama S/N oranı (dB) |          |          |
|----------------------|-------------------------|----------|----------|
|                      | Seviye 1                | Seviye 2 | Seviye 3 |
| İlerleme Miktarı (A) | -32,01                  | -31,76   | -31,64*  |
| Devir Sayısı (B)     | -29,65*                 | -32,02   | -33,73   |
| Matkap Çapı (C)      | -31,83                  | -30,80*  | -32,78   |

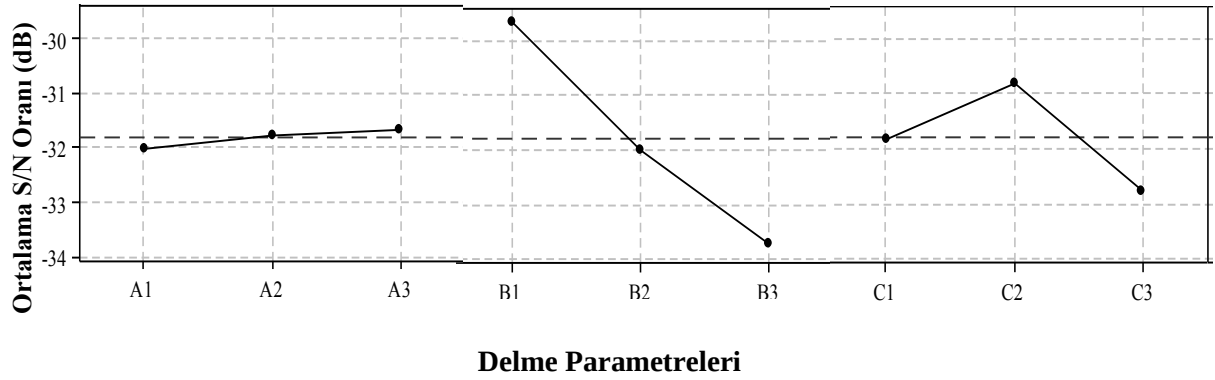
\*Optimum seviyeler

Tablo 4.11 ve 4.12’de gösterilen herhangi bir parametre için optimum değer, o parametrenin tüm seviyeleri içerisinde elde edilen en büyük S/N değeridir. Optimum seviye ise, erkek ve dişi kemik numunenin standart ortopedik matkap ile işlenmesinde minimum sıcaklık değerini elde etmek için delme parametrelerinin seçilmesinin uygun görüldüğü değerlerdir. Tablo 4.11 ve 4.12’den görüldüğü üzere minimum sıcaklık oluşumu için 70 mm/dak ilerleme miktarı, 200 dak<sup>-1</sup> devir sayısı ve 4,5 mm çaplı matkapta elde edilmiştir. Gerçekleştirilen deney şartları içerisinde delme parametrelerinin optimum seviyeleri bu değerlerdedir ve bunlar deneysel analizlerle karşılaştırıldığında bariz bir uyum göstermektedir. Nitekim ilerleme miktarı arttığında sıcaklık düşüş göstermekte buna karşın artan devir sayısı ile birlikte sıcaklık da artış eğilimi göstermekteydi.

Şekil 4.20 ve 4.21’de erkek ve dişi numuneleri standart ortopedik matkapla delme işleminde sıcaklık oluşumu için S/N yanıt grafikleri verilmiştir. Daha büyük S/N oranları arzu edilen (daha düşük daha iyidir) sıcaklık değerlerini vermektedir. Şekillerdeki ilerleme miktarı dikkate alındığında (A1, A2, A3) ilerleme miktarının artmasıyla S/N oranının arttığı görülmektedir. Bu durum sıcaklığın düşmesi anlamına gelmektedir. Devir sayısı parametresi incelendiğinde (B1, B2, B3) S/N oranının küçüldüğü görülmektedir ki bu durum sıcaklığın artışı anlamına gelmektedir. Son olarak matkap çapı göz önüne alındığında (C1, C2, C3) S/N oranının 4,5 (C2) değerinde maksimum olduğu görülmektedir. Bu da deneylerdeki en düşük sıcaklığın bu çap değerinde meydana geldiğini izah etmektedir. Grafikteki ortalama çizgisi, delme parametreleri seviyeleri içerisinde meydana gelen sıcaklıkların elde edileceği ortalama değerleri göstermektedir. Şekil 4.20 ve 4.21’deki sonuçlardan görüldüğü üzere devir sayısı parametresinin etkisi oldukça fazladır. S/N grafiğinin karakteristiği olarak, hangi parametrenin eğrisi ortalama çizgisini (kesikli çizgi) daha dik bir şekilde kesmekteyse, o parametrenin deney sonucuna daha fazla etki ettiği söylenmektedir. Buna karşı, parametre eğrisi ortalama eksen çizgisine paralel gitmekte veya daha yatay bir şekilde kesmekteyse, o parametrenin etkisi daha az olduğu söylenebilir ki bu açıdan, devir sayısı parametresinin etkisinin diğer iki parametreye göre daha fazla olduğu ileri sürülmüştür.



**Şekil 4.20.** Erkek numunelerde delme parametrelerinin seviyelerinin sıcaklığa etkisi



**Şekil 4.21.** Dişi numunelerde delme parametrelerinin seviyelerinin sıcaklığa etkisi

Varyans analizi, işleme etki eden faktörlerin performansları arasındaki farklılığı ortaya koymak için kullanılan istatistiğe dayalı bir karar aracıdır. Bu analiz neticesinde serbestlik derecesi, karelerin toplamı, ortalama kareler vb. gibi nicelikler hesaplanmaktadır.

Erkek ve dişi kemik numunelerin delinmesinde sıcaklık oluşumu için yapılan varyans analizi sonuçları Tablo 4.13 ve 4.14’de görülmektedir. Bu tabloların her ikisi incelendiğinde özellikle F değeri ve %dağılım sütunlarında delme işlemine etki eden parametrelerin etki oranları görülebilmektedir. Bu sütunlardaki değerlerden özellikle devir sayısının etkisinin diğerlerine nazaran oldukça fazla olduğu göze çarpmaktadır ( $p < 0,005$ ).

**Tablo 4.13.** Kuru ortamda dişi kemiklerde sıcaklık değişimi için ANOVA sonuçları

| İşleme parametreleri | Serbestlik derecesi (v) | Karelerin toplamı (SS <sub>A</sub> ) | Varyans | F değeri | % Dağılım    | P     |
|----------------------|-------------------------|--------------------------------------|---------|----------|--------------|-------|
| İlerleme Miktarı     | 2                       | 13,6                                 | 6,80    | 0,07     | 0,59         | -     |
| Devir Sayısı         | 2                       | 1424,4                               | 712,20  | 19,15    | <b>61,48</b> | 0,000 |
| Matkap Çapı          | 2                       | 340,4                                | 170,20  | 2,07     | 14,69        | -     |
| Hata                 | 24                      | 1723,93                              | 71,83   | -        | 23,24        |       |
| Toplam               | 30                      | 3502,33                              | -       | -        | 100          |       |

**Tablo 4.14.** Kuru ortamda erkek kemiklerde sıcaklık değişimi için ANOVA sonuçları

| İşleme parametreleri | Serbestlik derecesi (v) | Karelerin toplamı (SS <sub>A</sub> ) | Varyans | F değeri | % Dağılım    | P     |
|----------------------|-------------------------|--------------------------------------|---------|----------|--------------|-------|
| İlerleme Miktarı     | 2                       | 68,7                                 | 34,35   | 1,13     | 8,61         | -     |
| Devir Sayısı         | 2                       | 333                                  | 166,50  | 8,59     | <b>41,73</b> | 0,002 |
| Matkap Çapı          | 2                       | 22,2                                 | 11,10   | 0,34     | 2,78         | -     |
| Hata                 | 24                      | 1970,4                               | 82,10   | -        | 46,88        |       |
| Toplam               | 30                      | 2394,3                               | -       | -        | 100          |       |

### 4.3.2. Matkap Baskı Kuvvetine Bağlı Sıcaklık Değişiminin İstatistiksel Analizleri

#### 4.3.2.1. Kuru Ortamda

Kuru ortamda standart ortopedik matkaplarla gerçekleştirilen deneylerde önceki gruptaki deneylerden farklı olarak matkap çapı, devir sayısı ve sabit ilerleme miktarı yerine matkap baskı kuvveti faktörleri kullanılmıştır. Ayrıca analiz için her faktörün beş seviyesi girdi olarak alınmıştır. DeneySEL çıktı olarak sıcaklığın analizinde de yine “daha düşük daha iyidir” (lower is better) kayıp fonksiyonları kullanılmıştır. Bu deney sonuçlarının S/N oranlarının tespitinde Tablo 4.15’de görülen faktörler ve seviyeleri kullanılmıştır.

**Tablo 4.15.** Normal ve TiBN kaplanmış matkaplı deneylerde delme faktörleri ve seviyeleri

| Sembol | Delme Parametreleri (Faktörleri)  | Seviye 1 | Seviye 2 | Seviye 3 | Seviye 4 | Seviye 5 |
|--------|-----------------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| A      | Matkap Çapı (mm)                  | 1,5      | 2,7      | 3,2      | 4,5      | 6        |
| B      | Kuvvet (N)                        | 20       | 40       | 70       | 100      | 140      |
| C      | Devir Sayısı (dak <sup>-1</sup> ) | 230      | 370      | 570      | 1080     | 1220     |

Tablo 4.15’de verilen faktörlerin seviyelerine göre sıcaklık değerlerine ait S/N değerleri Tablo 4.16 ve 4.17’de görülmektedir. Değerlendirilen parametrelerinin sıcaklık oluşumuna etkileri ise Şekil 4.22 ve 4.23’de görülmektedir.

**Tablo 4.16.** Standart ortopedik matkaplarda sıcaklık oluşumuna her bir seviyedeki faktörlerin etkisi (S/N değerleri)

| Delme Parametreleri | Ortalama S/N oranı (dB) |          |          |          |          |
|---------------------|-------------------------|----------|----------|----------|----------|
|                     | Seviye 1                | Seviye 2 | Seviye 3 | Seviye 4 | Seviye 5 |
| Matkap Çapı (A)     | -30,21*                 | -35,33   | -35,69   | -36,69   | -34,04   |
| Kuvvet (B)          | -35,52                  | -35,24   | -33,82   | -33,84   | -33,55*  |
| Devir Sayısı (C)    | -33,93                  | -33,83*  | -34,65   | -33,85   | -35,69   |

\*Optimum seviyeler

**Tablo 4.17.** TiBN kaplanmış matkaplarda sıcaklık oluşumuna her bir seviyedeki faktörlerin etkisi (S/N değerleri)

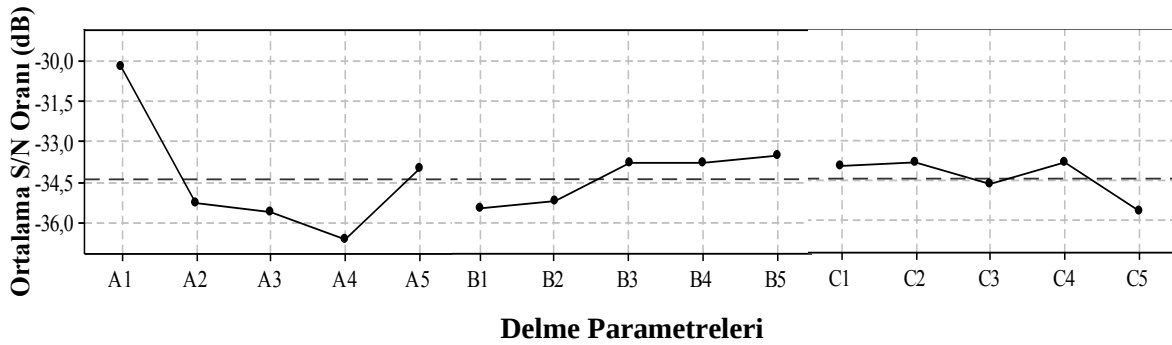
| Delme Parametreleri | Ortalama S/N oranı (dB) |          |          |          |          |
|---------------------|-------------------------|----------|----------|----------|----------|
|                     | Seviye 1                | Seviye 2 | Seviye 3 | Seviye 4 | Seviye 5 |
| Matkap Çapı (A)     | -30,31*                 | -34,77   | -36,28   | -36,99   | -34,74   |
| Kuvvet (B)          | -36,08                  | -35,48   | -35,35   | -33,94   | -33,26*  |
| Devir Sayısı (C)    | -34,43                  | -34,10*  | -34,87   | -34,28   | -35,42   |

\*Optimum seviyeler

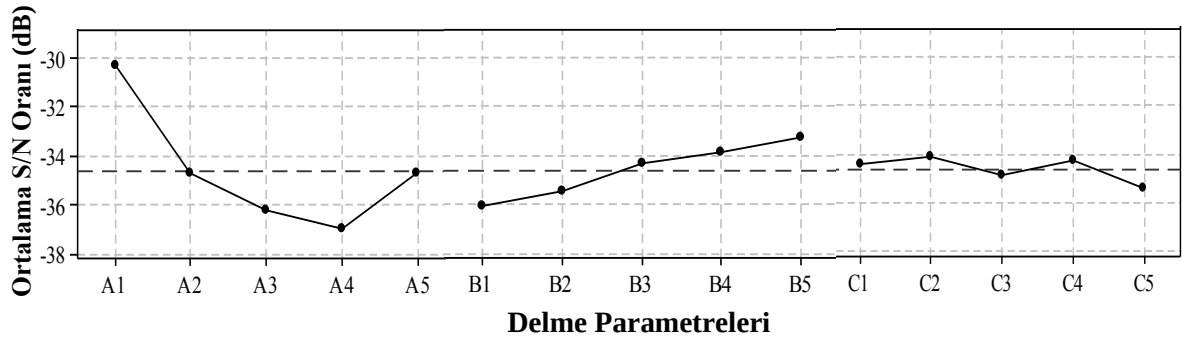
Tablo 4.16 ve 4.17’de sırasıyla, standart ortopedik matkap ve daha sonra kaplanmış ortopedik matkabın kullanıldığı deneySEL çalışmalarda göz önüne alınan parametrelerin, en

düşük sıcaklık oluşumuna neden olan optimum seviyeleri gösterilmektedir. Tablo 4.16’da minimum sıcaklık oluşumu 1,5 mm çaplı matkap, 140 N baskı kuvveti ve 370 dak<sup>-1</sup> devir sayısında elde edilmiştir. Gerçekleştirilen deney şartları içerisinde delme parametrelerinin optimum seviyeleri bu değerlerdedir. Analiz neticesinde minimum sıcaklık, en küçük matkap çapında, en yüksek kuvvet değerinde ve düşük devir sayısında ortaya çıktığı görülmüştür. Tablo 4.17’de ise en küçük sıcaklık oluşumuna neden olan optimum faktör seviyeleri yine 1,5 mm çaplı matkap, 140 N’luk baskı kuvveti değerinde iken, devir sayısı faktörünün yine 370dak<sup>-1</sup> olduğu görülmektedir. Normal ve TiBN kaplamalı ortopedik matkapların her ikisi de deneysel çalışmalarda olduğu gibi parametre etkinliği bakımından benzer eğilimler göstermektedir.

Şekil 4.22 ve 4.23’de sırasıyla standart ortopedik matkap ve TiBN kaplanmış matkapla delme işleminde sıcaklık oluşumu için S/N yanıt grafikleri sunulmuştur. Burada yine daha büyük S/N oranları arzu edilen (daha düşük daha iyidir) sıcaklık değerlerini vermektedir. Şekillerdeki delme işlemlerinde etkili olan faktörlerden matkap çapı dikkate alındığında (A1, A2, A3, A4, A5) A1 seviyesinin en yüksek değere sahip olduğu ve dolayısıyla en düşük sıcaklık oluşumuna neden olduğu görülmektedir. Kuvvet faktöründe ise (B1, B2, B3, B4, B5) artan faktör seviyesi değerlerine bağlı olarak S/N oranının arttığı gözlenmektedir. Bu durum sıcaklığın düşmesi anlamına gelmektedir ve en yüksek S/N oranının B5 seviyesinde olduğu görülmektedir. Devir sayısı parametresi incelendiğinde (C1, C2, C3, C4, C5) S/N oranının küçüldüğü görülmektedir ki bu durum kemikte sıcaklığın artışı anlamına gelmektedir. Burada C2 seviyesi optimum S/N değerini işaret etmektedir.



Şekil 4.22. Standart ortopedik matkapla delme parametrelerinin seviyelerinin sıcaklığa etkisi



**Şekil 4.23.** TiBN kaplanmış matkapla delme parametrelerinin seviyelerinin sıcaklığa etkisi

Standart ve TiBN kaplanmış matkaplarla belirli değerlerde farklı yükler uygulanarak gerçekleştirilen kemik delme işlemlerindeki sıcaklık oluşumu için yapılan varyans analizi sonuçları Tablo 4.18 ve 4.19’da görülmektedir. Bu tabloların her ikisi de dikkate alındığında, F değeri ve %dağılım sütunlarında delme işlemine etki eden faktörlerin etki oranları verilmektedir. Bu sütunlardaki değerlerden özellikle matkap çapının etkisinin diğerlerine göre daha fazla olduğu göze çarpmaktadır ( $p < 0,005$ ). Ayrıca deneylerdeki hata oranının da düşük olduğu söylenebilir. Dolayısıyla ortopedik cerrahi esnasında gerçekleştirilen delme işlemi belirli bir baskı kuvveti ile veya bir diğer deyişle bir robot kolu vasıtasıyla kontrollü olarak gerçekleştirilmesi durumlarında ise, seçilecek matkabın çapının önemli olduğu ileri sürülebilir.

**Tablo 4.18.** Kuru ortamda standart ortopedik matkapla delme işleminde sıcaklık değişimi için ANOVA sonuçları

| İşleme parametreleri | Serbestlik derecesi (v) | Karelerin toplamı (SS <sub>A</sub> ) | Varyans | F değeri | % Dağılım    | P     |
|----------------------|-------------------------|--------------------------------------|---------|----------|--------------|-------|
| Matkap Çapı          | 4                       | 4032                                 | 1008,00 | 8,73     | <b>63,57</b> | 0,000 |
| Kuvvet               | 4                       | 602                                  | 150,50  | 0,52     | 9,5          | -     |
| Devir Sayısı         | 4                       | 608                                  | 152,00  | 0,53     | 9,58         | -     |
| Hata                 | 20                      | 13785                                | 689,25  | -        | 17,35        |       |
| Toplam               | 32                      | 19027                                | -       | -        | 100          |       |

**Tablo 4.19.** Kuru ortamda TiBN kaplanmış matkapla delme işleminde sıcaklık değişimi için ANOVA sonuçları

| İşleme parametreleri | Serbestlik derecesi (v) | Karelerin toplamı (SS <sub>A</sub> ) | Varyans | F değeri | % Dağılım    | P     |
|----------------------|-------------------------|--------------------------------------|---------|----------|--------------|-------|
| Matkap Çapı          | 4                       | 4550                                 | 1137,50 | 7,37     | <b>59,57</b> | 0,001 |
| Kuvvet               | 4                       | 1032                                 | 258,00  | 0,78     | 13,51        | -     |
| Devir Sayısı         | 4                       | 341                                  | 85,25   | 0,23     | 4,47         | -     |
| Hata                 | 20                      | 16991                                | 849,55  | -        | 22,45        |       |
| Toplam               | 32                      | 22914                                | -       | -        | 100          |       |

#### 4.3.2.2. SBF (Simulated Body Fluid) Ortamında

SBF ortamında standart ve kaplamalı ortopedik matkaplarla gerçekleştirilen deneylerde kuru ortamdaki deneylerle aynı matkap çapı, devir sayısı ve kuvvet faktörleri kullanılmıştır. Analiz için her faktörün beş seviyesi girdi olarak alınmıştır. Deneysel çıktı olarak sıcaklığın analizinde de yine “daha düşük daha iyidir” (lower is better) kayıp fonksiyonları kullanılmıştır. Bu deneylerin sonuçlarının S/N oranlarının tespitinde Tablo 4.20’de görülen faktörler ve seviyeleri kullanılmıştır.

**Tablo 4.20.** SBF ortamına standart ve TiBN kaplanmış ortopedik matkaplı deneylerde delme faktörleri ve seviyeleri

| Sembol | Delme Parametreleri (Faktörleri)  | Seviye 1 | Seviye 2 | Seviye 3 | Seviye 4 | Seviye 5 |
|--------|-----------------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| A      | Matkap Çapı (mm)                  | 1,5      | 2,7      | 3,2      | 4,5      | 6        |
| B      | Kuvvet (N)                        | 20       | 40       | 70       | 100      | 140      |
| C      | Devir Sayısı (dak <sup>-1</sup> ) | 230      | 370      | 570      | 1080     | 1220     |

Tablo 4.20’de sunulan faktörlerin seviyelerine göre sıcaklık değerlerine ait S/N değerleri Tablo 4.21 ve 4.22’de verilmektedir. Dikkate alınan ve değerlendirilen parametrelerin sıcaklık oluşumuna etkileri ise Şekil 4.24 ve 4.25’de görülmektedir.

**Tablo 4.21.** SBF ortamında standart ortopedik matkaplarda sıcaklık oluşumuna her bir seviyedeki faktörlerin etkisi (S/N değerleri)

| Delme Parametreleri | Ortalama S/N oranı (dB) |          |          |          |          |
|---------------------|-------------------------|----------|----------|----------|----------|
|                     | Seviye 1                | Seviye 2 | Seviye 3 | Seviye 4 | Seviye 5 |
| Matkap Çapı (A)     | -30,90*                 | -34,20   | -35,37   | -34,64   | -33,51   |
| Kuvvet (B)          | -35,01                  | -34,41   | -34,10   | -32,92   | -32,17*  |
| Devir Sayısı (C)    | -33,17*                 | -33,48   | -33,78   | -34,14   | -34,04   |

\*Optimum seviyeler

**Tablo 4.22.** SBF ortamında TiBN kaplanmış matkaplarda sıcaklık oluşumuna her bir seviyedeki faktörlerin etkisi (S/N değerleri)

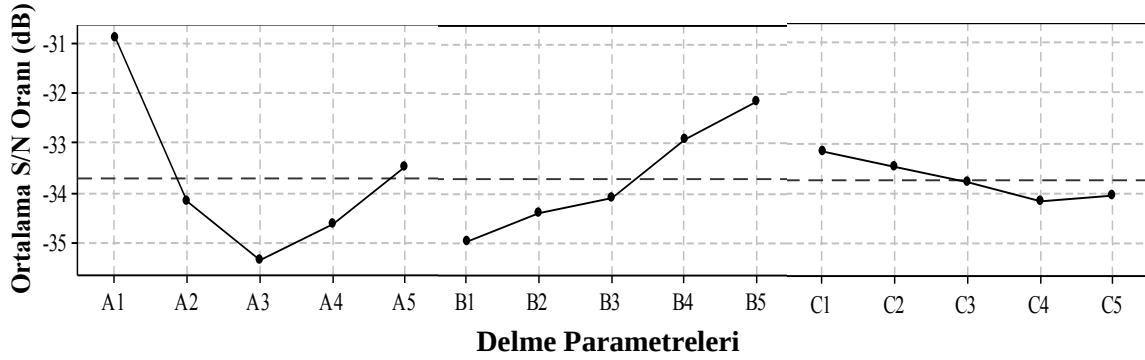
| Delme Parametreleri | Ortalama S/N oranı (dB) |          |          |          |          |
|---------------------|-------------------------|----------|----------|----------|----------|
|                     | Seviye 1                | Seviye 2 | Seviye 3 | Seviye 4 | Seviye 5 |
| Matkap Çapı (A)     | -31,50*                 | -33,84   | -35,86   | -34,66   | -33,72   |
| Kuvvet (B)          | -35,01                  | -34,57   | -34,46   | -33,06   | -32,50*  |
| Devir Sayısı (C)    | -33,53*                 | -34,02   | -34,17   | -33,68   | -34,18   |

\*Optimum seviyeler

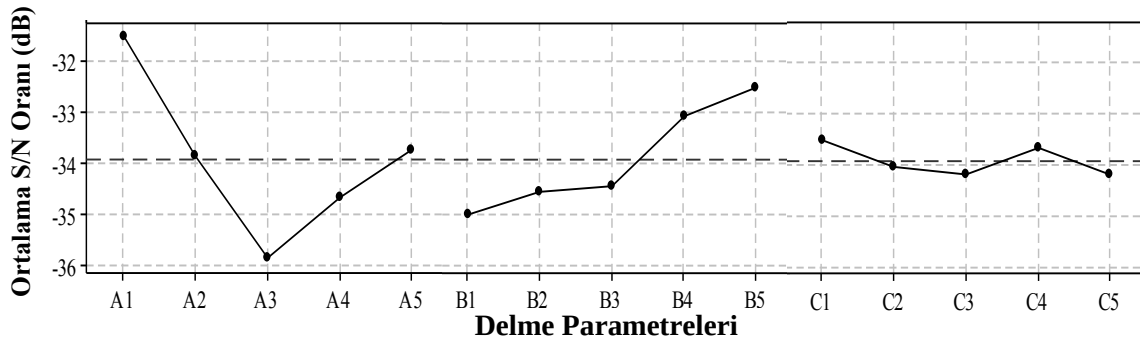
Tablo 4.21 ve 4.22’de kuru ortam şartlarına paralel olarak SBF ortamında gerçekleştirilen deneylerin neticesinde işlem faktörlerinin optimum seviyeleri görülmektedir. Tablo 4.21 ve 4.22’de minimum sıcaklık oluşumu 1,5 mm çaplı matkap, 230dak<sup>-1</sup> devir sayısı ve 140 N kuvvette elde edilmiştir. Gerçekleştirilen deney şartları

içerisinde delme parametrelerinin optimum seviyelerinin bu değerlerde olduğu söylenebilir. Analiz neticesinde minimum sıcaklık, en küçük matkap çapında, yine yüksek kuvvet değerinde ve en düşük devir sayılarında ortaya çıkmaktadır. Kuru ve SBF ortamı deney sonuçları ve analizleri karşılaştırıldığında aralarında önemli bir fark olmadığı söylenebilir. Her iki ortamda da minimum sıcaklık değerine en küçük matkap çapında, yüksek kuvvet değerinde ve düşük devir sayısında ulaşılmıştır.

Şekil 4.24 ve 4.25’de sırasıyla standart ortopedik matkap ve kaplamalı matkapla SBF’li ortamda delme işleminde sıcaklık oluşumu için S/N grafikleri görülmektedir. Şekillerdeki delme işlemlerinde etkili olan faktörlerden matkap çapı dikkate alındığında (A1, A2, A3, A4, A5) A1 seviyesinin beklendiği üzere en yüksek değere sahip olduğu ve dolayısıyla en düşük sıcaklık oluşumuna neden olduğu görülmektedir. Kuvvet faktöründe ise (B1, B2, B3, B4, B5) artan faktör seviyesi değerlerine bağlı olarak S/N oranının arttığı gözlenmektedir. Bu durum sıcaklığın düşmesi anlamına gelmektedir ve en yüksek S/N oranının B5 seviyesinde olduğu görülmektedir. Devir sayısı parametresi incelendiğinde ise (C1, C2, C3, C4, C5) S/N oranının küçüldüğü görülmektedir ki bu durum kemik tibia da sıcaklığın artması anlamına gelmektedir.



**Şekil 4.24.** SBF ortamında standart ortopedik matkapla delme parametre seviyelerinin sıcaklığa etkisi



**Şekil 4.25.** SBF ortamında TiBN kaplanmış matkapla delme parametre seviyelerinin sıcaklığa etkisi

SBF ortamında standart ve kaplamalı matkaplarla belirli değerlerde yükler uygulanarak gerçekleştirilen kemik delme deneylerindeki sıcaklık oluşumu için yapılan varyans analizi sonuçları Tablo 4.23 ve 4.24’de görülmektedir. Normal matkap değerleri kuru ortamdakilere benzer şekilde matkap çapının diğer iki parametreye nazaran daha etkili olduğu görülmektedir ( $p=0,005$ ). Ayrıca kuvvet faktörünün etki oranı, kuru ortamdaki analiz sonucuyla karşılaştırıldığında, daha yüksek değere çıkmıştır. Bu farkın sebebi olarak ortam sıvısının etkisi söylenebilir. Bununla beraber bu analizde hata oranının düşük olması ve bu sonucun deneysel hataların düşük seviyede olduğu söylenebilmektedir.

**Tablo 4.23.** SBF ortamında standart ortopedik matkapla delme işleminde sıcaklık değişimi için ANOVA sonuçları

| İşleme parametreleri | Serbestlik derecesi (v) | Karelerin toplamı ( $SS_A$ ) | Varyans | F değeri | % Dağılım   | P     |
|----------------------|-------------------------|------------------------------|---------|----------|-------------|-------|
| Matkap Çapı          | 4                       | 1669,9                       | 417,48  | 5,08     | <b>50,4</b> | 0,005 |
| Kuvvet               | 4                       | 921                          | 230,25  | 1,93     | 27,81       | -     |
| Devir Sayısı         | 4                       | 105                          | 26,25   | 0,16     | 3,17        | -     |
| Hata                 | 20                      | 7243,4                       | 362,17  | -        | 18,62       |       |
| Toplam               | 32                      | 9939,3                       | -       | -        | 100         |       |

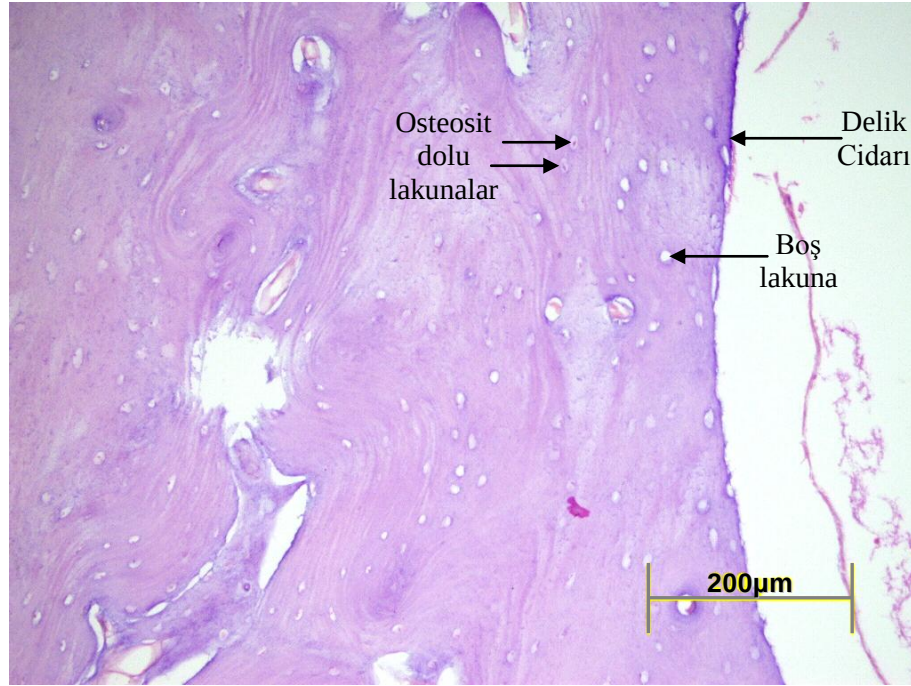
**Tablo 4.24.** SBF ortamında TiBN kaplanmış matkapla delme işleminde sıcaklık değişimi için ANOVA sonuçları

| İşleme parametreleri | Serbestlik derecesi (v) | Karelerin toplamı ( $SS_A$ ) | Varyans | F değeri | % Dağılım    | P     |
|----------------------|-------------------------|------------------------------|---------|----------|--------------|-------|
| Matkap Çapı          | 4                       | 1635,3                       | 408,83  | 5,07     | <b>50,34</b> | 0,005 |
| Kuvvet               | 4                       | 848                          | 212,00  | 1,77     | 26,12        | -     |
| Devir Sayısı         | 4                       | 95                           | 23,75   | 0,15     | 2,92         | -     |
| Hata                 | 20                      | 7166                         | 358,30  | -        | 20,62        |       |
| Toplam               | 32                      | 9744,3                       | -       | -        | 100          |       |

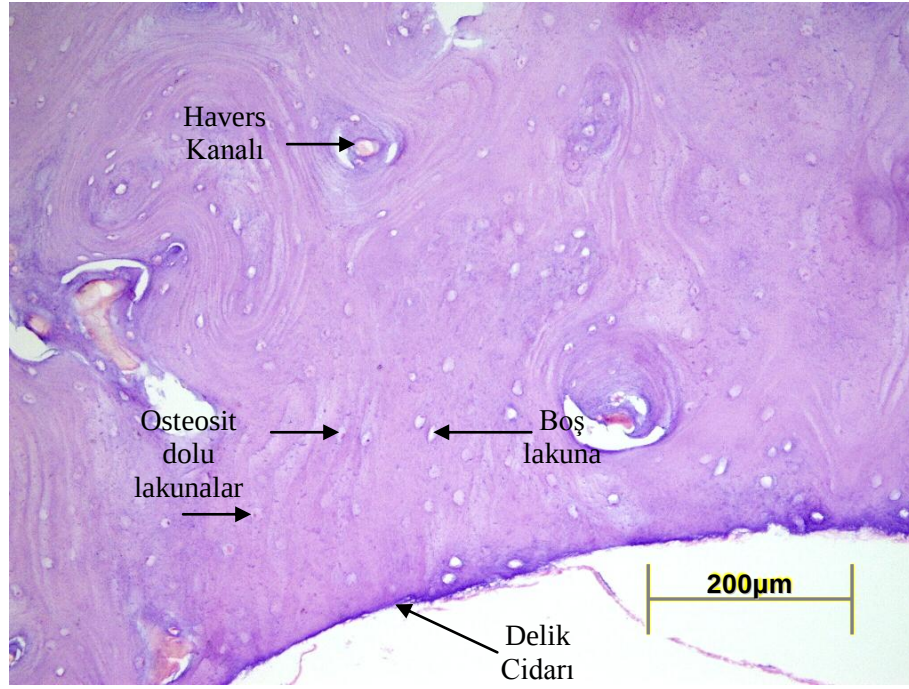
#### 4.4. Histopatoloji Sonuçları

##### 4.4.1. Ortopedik Delme Parametrelerinin Histopatolojik İncelemeleri

Tez çalışmasının bu kısmında, planlanan deney şartlarında gerçekleştirilen deneyler neticesinde, işlem gören kemikte doku değişimlerini görmek amacıyla histopatolojik sonuçlar irdelenmiştir. Bu irdeleme gerçekleştirilirken, öncelikli olarak deneysel faktörlerden devir sayısı, ilerleme miktarı ve matkap çapı ile işlem bölgesinde meydana gelen sıcaklığın etkileri dikkate alınmıştır. Etkilerin değerlendirilmesinde dokunun kesme cidarındaki nekrozlu (iltihabi) kısmın genişliği, osteosit hücre yoğunluğu ve canlı osteositlerin kesme cidarına olan uzaklığı gibi parametreler esas alınmıştır. Şekil 4.26'da bu kısımlar resim üzerinde gösterilmiştir.

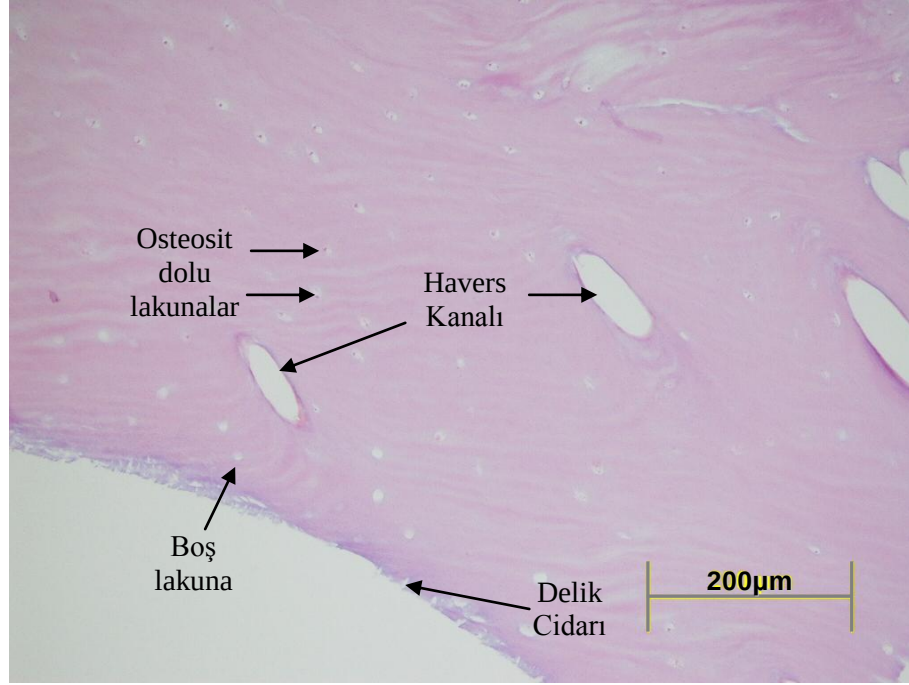


Şekil 4.26. Kuru ortamda,  $D=6\text{mm}$ ,  $n=800\text{dak}^{-1}$  ve  $f=30\text{mm/dak}$  şartlarında delinmiş numuneye ait histogram ( $37,156^{\circ}\text{C}$ )



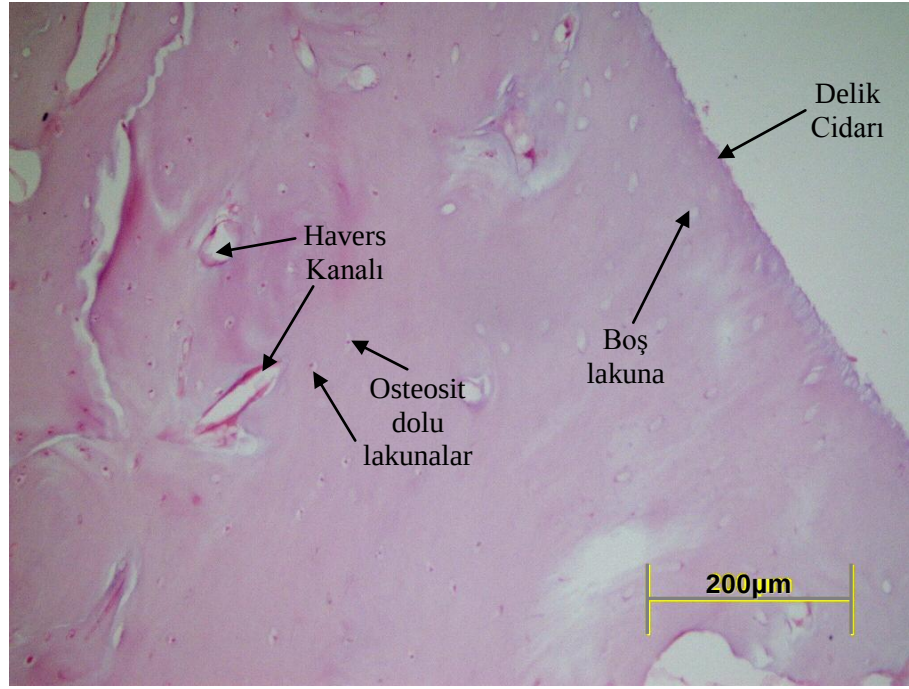
**Şekil 4.27.** Kuru ortamda,  $D=6\text{mm}$ ,  $n=200\text{dak}^{-1}$  ve  $f=30\text{mm/dak}$  şartlarında delinmiş numuneye ait histogram ( $30,594\text{ }^{\circ}\text{C}$ )

Şekil 4.26 incelendiğinde 6mm çaplı matkap ile  $n=800\text{ dak}^{-1}$   $f=30\text{mm/dak}$  ilerleme miktarında gerçekleştirilen kesme işleminde ortaya çıkan  $37,156\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'lik sıcaklıkta kesme cidarının deforme olduğu nekrotik oluşumlarının (dokuların) yanı sıra osteosit hücre yoğunluğunun düşük seviyede olduğu görülmektedir. Şekil 4.27 incelendiğinde 6mm çaplı matkap ile  $n=200\text{ dak}^{-1}$   $f=30\text{mm/dak}$  ilerleme miktarında gerçekleştirilen kesme işleminde ölçülen  $30,594\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'lik sıcaklıkta kesme cidarının durumu ve osteositler görülmektedir. Nekrozlu doku miktarı Şekil 4.26 ile karşılaştırıldığında önemli bir fark olmadığı söylenebilir. Osteosit yoğunluğu bakımından kıyaslandığında, daha düşük sıcaklığa maruz kalan Şekil 4.27'deki numunenin, daha yoğun osteosit ihtiva ettiği göze çarpmaktadır. Şekil 4.26 ve 4.27 karşılaştırıldığında bir diğer bulgu da, meydana gelen düşük sıcaklık nedeniyle Şekil 4.27'de, osteositlere kesme cidarından yaklaşık  $150\mu\text{m}$  ve daha yakında rastlanırken, Şekil 4.26'da  $150\mu\text{m}$ 'den daha uzakta rastlanmaktadır. Dolayısıyla oluşan yüksek sıcaklığın, delik cidarından daha uzaktaki osteositleri etkilediğini ifade etmektedir.



**Şekil 4.28.** Kuru ortamda,  $D=6\text{mm}$ ,  $n=50\text{dak}^{-1}$  ve  $f=30\text{mm/dak}$  şartlarında delinmiş numuneye ait histogram ( $28,862^{\circ}\text{C}$ )

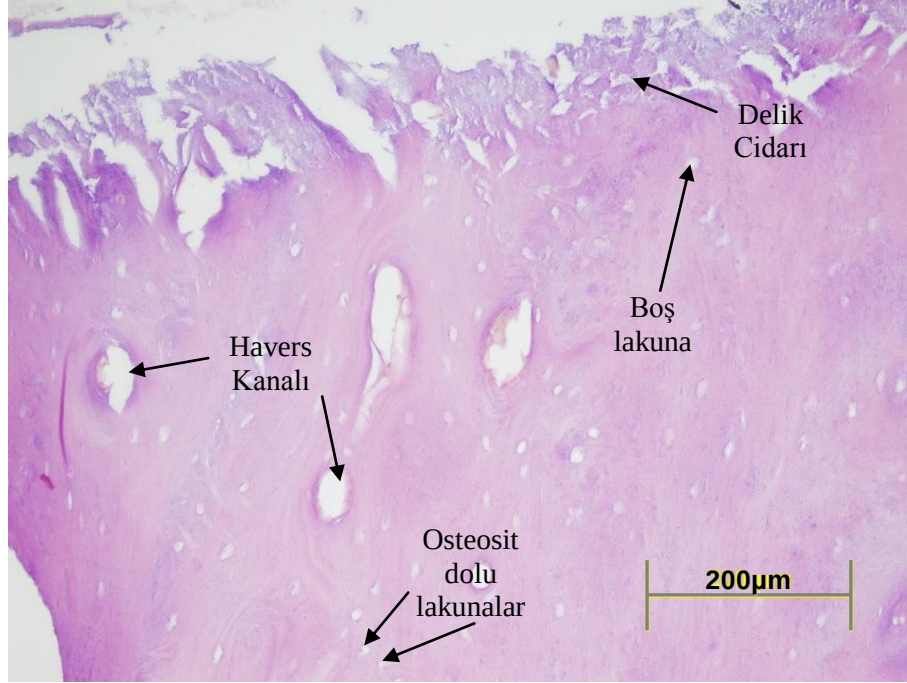
Şekil 4.28 dikkate alındığında 6mm çaplı matkap ile  $n=50\text{ dak}^{-1}$  ve  $f=30\text{mm/dak}$  ilerleme miktarında gerçekleştirilen kesme işleminde ortaya çıkan  $28,862^{\circ}\text{C}$ 'lik sıcaklıkta kesilen kenardaki mekanik deformasyonun Şekil 4.26 - 4.27'ye nazaran daha fazla olduğu görülmektedir. Bununla birlikte oluşan düşük sıcaklık neticesinde osteosit hücrelerin Şekil 4.26 ve 4.27'ye göre kesme kenarından daha yakında var oldukları görülmüştür. Şekil 4.26 ve 4.27 ve 4.28 birlikte değerlendirildiğinde, işleme koşulu bakımından sadece devir sayısı bakımından farklı oldukları görülmektedir. Artan devir sayısına bağlı olarak belirli bir sıcaklık yükselişi gözlenmiştir. Artan bu sıcaklık nedeniyle, en yüksek devir sayısında kemik dokusunun yenilenmesi görevini yerine getiren osteosit hücrelerin sayılarının azaldığı, buna karşın en düşük devir sayısında meydana gelen düşük sıcaklıkta bu hücrelerin canlılıklarını sürdürebildikleri görülmüştür.



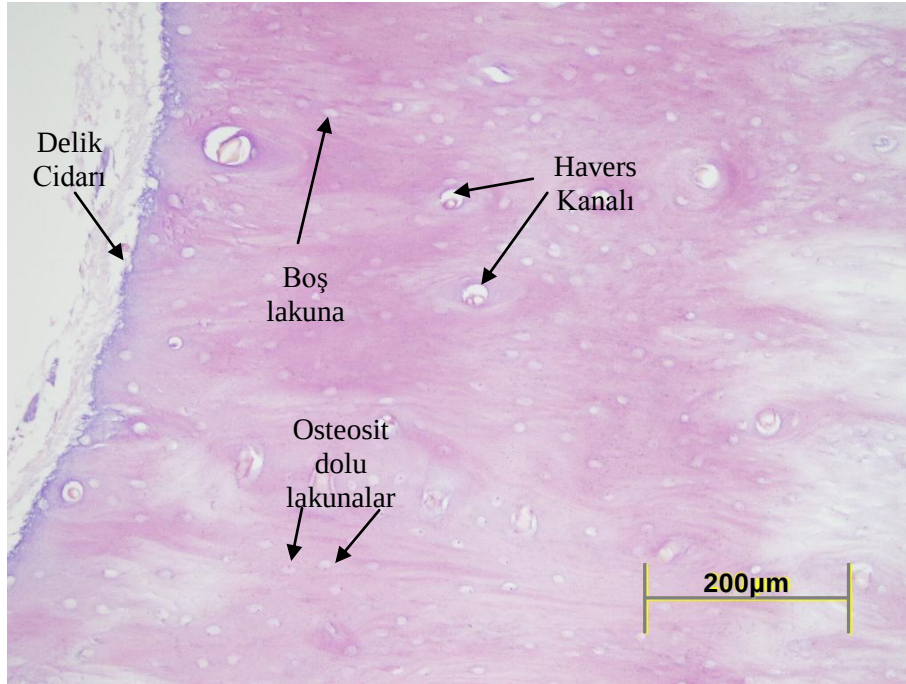
**Şekil 4.29.** Kuru ortamda,  $D=6\text{mm}$ ,  $n=50\text{dak}^{-1}$  ve  $f=50\text{mm/dak}$  şartlarında delinmiş numuneye ait histogram ( $23,065^{\circ}\text{C}$ )

Şekil 4.29'daki resim incelendiğinde 6mm çaplı matkap ile  $n=50\text{dak}^{-1}$  ve  $f=50\text{mm/dak}$  ilerleme miktarında gerçekleştirilen kesme işleminde ortaya çıkan  $23,065^{\circ}\text{C}$ 'lik sıcaklıkta kesilen kenardaki dokudaki nekrozlu kısmın Şekil 4.26'ya göre çok daha az ve daha düzgün olduğu görülmektedir. Düşük sıcaklık neticesinde osteositlerin, kesme kenarına daha yakın bölgelerde ve daha fazla sayıda bulunabildiği de gözlenmektedir.

Şekil 4.30 göz önüne alındığında, 3,2mm çaplı matkap ile  $n=800\text{dak}^{-1}$  ve  $f=30\text{mm/dak}$  ilerleme miktarında gerçekleştirilen delme işleminde ölçülen  $41,251^{\circ}\text{C}$ 'lik sıcaklıkta delik cidarının kenarında daha düşük sıcaklıktakilere ait olanlara nazaran çok daha fazla miktarda dokunun nekrozlu kısım gözlenmektedir. Bununla birlikte osteosit sayısının oldukça düşük yoğunlukta olduğu görülmektedir.



**Şekil 4.30.** Kuru ortamda,  $D=3,2\text{mm}$ ,  $n=800\text{dak}^{-1}$  ve  $f=30\text{mm/dak}$  şartlarında delinmiş numuneye ait histogram ( $41,251^\circ\text{C}$ )

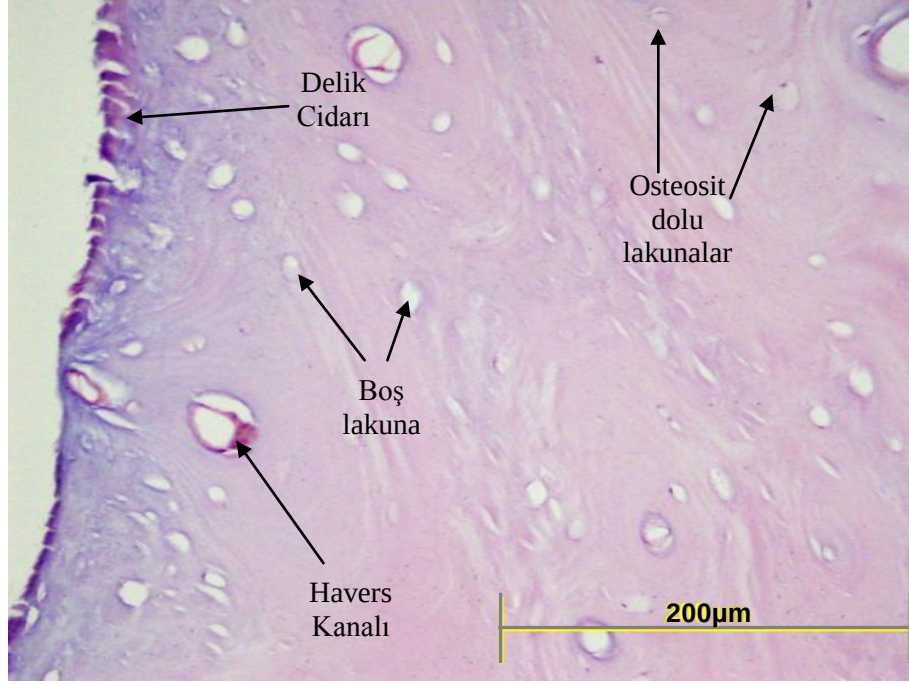


**Şekil 4.31.** Kuru ortamda,  $D=3,2\text{mm}$ ,  $n=200\text{dak}^{-1}$  ve  $f=70\text{mm/dak}$  şartlarında delinmiş numuneye ait histogram ( $36,748^\circ\text{C}$ )

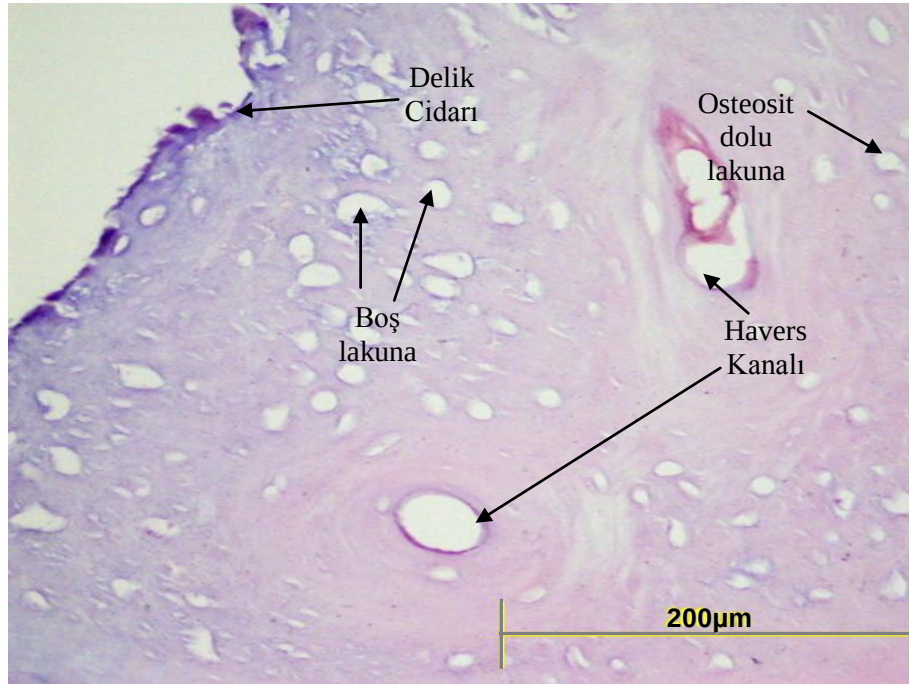
Şekil 4.31’de, 3,2mm çaplı matkap ile  $n=200 \text{ dak}^{-1}$  ve  $f=70\text{mm/dak}$  ilerleme miktarında gerçekleştirilen delme işleminde ölçülen  $36,748^{\circ}\text{C}$ ’lik sıcaklıkta nekrozlu doku bölgesinin genişliğinin Şekil 4.30’a göre daha az oluştuğu görülmektedir. Delik cidarına daha yakın bölgelerde osteositlere rastlandığı ve yoğunluğunun daha fazla olduğu gözlenmektedir.

Buraya kadar olan histopatolojik irdellemelerde, kemik delme işleminde ısı oluşumuna etkisi olan parametrelerden özellikle devir sayısı, ilerleme miktarı ve matkap çapının etkisi ele alınmıştır. Yapılan incelemeler ve gözlemler neticesinde meydana gelen sıcaklık ve histopatoloji histogramları bir arada incelendiğinde kemik dokusunun delme işlemi esnasında iki türlü hasar gördüğü gözlenmiştir. Bunlardan birincisi nekrozlu (iltahaplı) doku oluşumu ikincisi ise kemik dokusunun yenilenmesini sağlayan osteosit hücre miktarıdır. Nekrozlu doku oluşumu hem oluşan sıcaklık artışı ile, hem de uygulanan kesme parametrelerinden ilerleme miktarından doğrudan etkilendiği histopatoloji verilerinden görülebilmektedir. Osteosit hücrelerin ise sadece oluşan sıcaklıktan etkilendikleri söylenebilir. Bilindiği gibi dokunun nekrozlu kısmının miktarı, daha sonra bu bölgeye uygulanacak özellikle vidalama ve pin çakma işlemlerinde, vidanın veya pinin dokuya tutunmasını doğrudan etkilemektedir. Bu bağlamda düşük devir sayısı ve yüksek ilerleme miktarında gerçekleştirilen kesme işlemlerinde sıcaklık düşüşünün gözlemlendiği ve buna bağlı olarak osteositlerin korunduğu fakat kesme kenarında daha fazla deformasyon meydana getirdiği söylenebilir. Bunun yanı sıra yüksek devir ve düşük ilerleme miktarlarında sıcaklığın artış eğiliminde olduğu ve buna bağlı olarak da kesme kenarına yakın bölgelerde osteosit hücre kaybının daha fazla olduğu ve nekrozlu doku miktarının artış gösterdiği tespit edilmiştir. Nekrozlu doku miktarı ve osteosit miktarının en iyi olduğu şartlar olarak düşük devir sayısı ( $200\text{dak}^{-1}$ ) ve orta derecedeki ilerleme miktarları ( $50\text{mm/dak}$ ) olduğu söylenebilir.

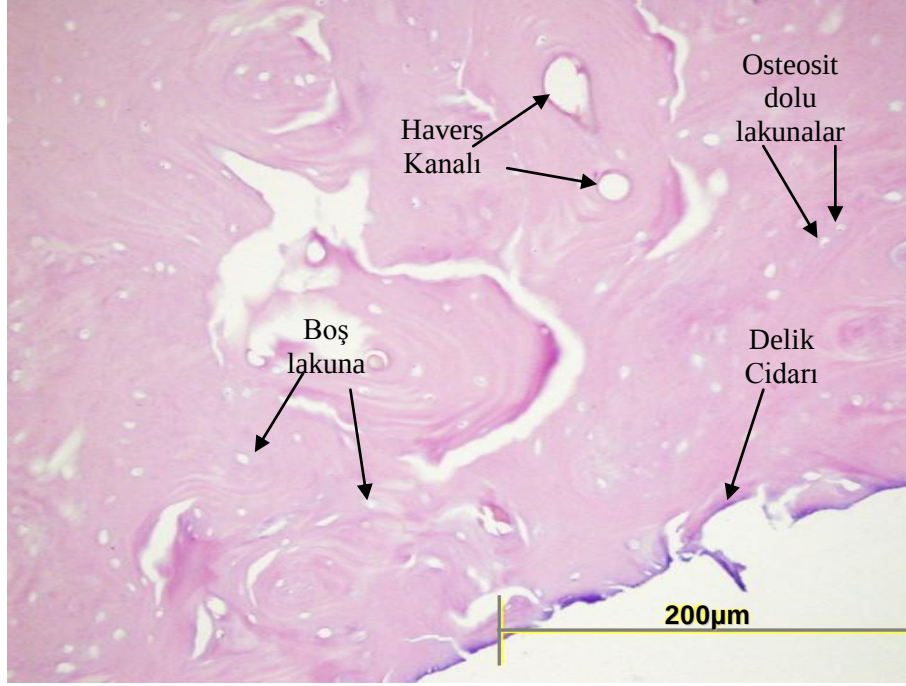
Şekil 4.32’de 3,2mm matkap çapında,  $F=20\text{N}$ ’luk kuvvet ve  $n=570 \text{ dak}^{-1}$  devir sayısı deney şartlarında gerçekleştirilirken  $75,090^{\circ}\text{C}$  sıcaklığın ölçüldüğü delme işlemine ait histopatoloji sonucu verilmiştir. Şekil 4.33’deki histopatoloji sonucu,  $82,622^{\circ}\text{C}$  delme bölgesi sıcaklığının ölçüldüğü, 4,5mm matkap çapında,  $F=40\text{N}$ ’luk kuvvet ve  $n=570\text{dak}^{-1}$  devir sayısı şartlarında yapılan deneye aittir. Şekil 4.34’de ise 6mm matkap çapı,  $F=70\text{N}$ ’luk kuvvet ve  $n=570\text{dak}^{-1}$  devir sayısı deney koşullarında, delme cidarı sıcaklığı  $49,887^{\circ}\text{C}$  olarak ölçülen numuneye ait histopatoloji sonucu görülmektedir.



Şekil 4.32. D=3,2mm, F=20N ve  $n=570\text{dak}^{-1}$  şartlarında delinmiş numuneye ait histogram(75,090°C)



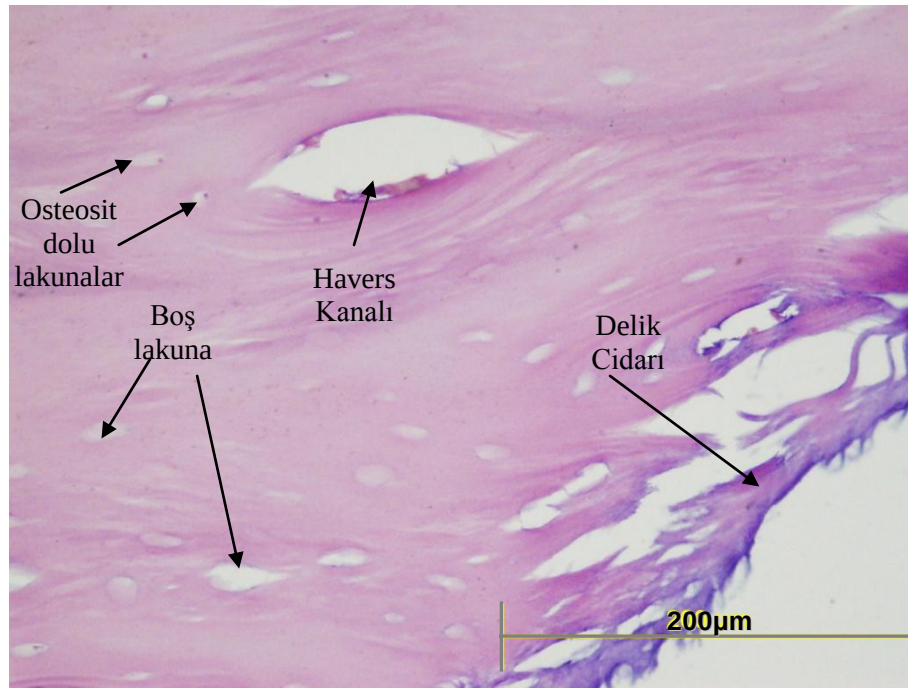
Şekil 4.33. D=4,5mm, F=40N ve  $n=570\text{dak}^{-1}$  şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (82,622°C)



**Şekil 4.34.** D=6mm, F=70N ve  $n=570\text{dak}^{-1}$  şartlarında delinmiş numuneye ait histogram ( $49,887^{\circ}\text{C}$ )

Şekil 4.32, 4.33 ve 4.34 birlikte değerlendirildiğinde deneylerdeki devir sayılarının aynı, ancak matkap ucuna uygulanan baskı kuvvetlerinin farklı olduğu görülmektedir. Dolayısıyla Şekil 4.32, 4.33 ve 4.34 ile delme parametrelerinden baskı kuvvetinin etkisi kıyaslanabilir. Şekil 4.32'ye dikkat edildiğinde, osteosit sayısı oldukça azdır ve delme kenarından yaklaşık  $350\mu\text{m}$  uzaklıkta görülebilmektedir. Bunun sebebi olarak, ölçülen  $75,090^{\circ}\text{C}$ 'lik sıcaklığın, uygulanan düşük kuvvet nedeniyle uzun süre etki ederek sıcaklık tahribatının dokuda daha derinlere ilerlemesine sebep olması ve canlı osteosit hücrelerini yok etmesi şeklinde açıklanabilir. Şekil 4.33 göz önüne alındığında sıcaklığın  $82,622^{\circ}\text{C}$ 'ye çıkmasıyla birlikte osteosit hücresi sayısı Şekil 4.32 ile kıyaslandığında çok daha az olduğu ve ancak  $400\mu\text{m}$  kesme cidarından uzakta var oldukları görülebilmektedir. Şekil 4.34'de ise yaklaşık  $200\mu\text{m}$  uzaklıkta osteositlere rastlanmakta ve kesme cidarından uzaklaştıkça sayılarının arttığı göze çarpmaktadır. Buna sebep olarak da ölçülen  $49,887^{\circ}\text{C}$ 'nin nispeten düşük olmasının yanı sıra artan kuvvet neticesinde delme süresinin kısılması ve ısının dokunun içine yeterince nüfuz edememesi gösterilebilir. Kuvvetin etkisi sıcaklık ile birlikte değerlendirilecek olursa, artan kuvvet neticesinde delme süresinin kısılacağı ve dolayısıyla sıcaklığın dokuda etki edeceği alanın daralacağı söylenebilir. Delik cidarının deformasyonuna bakıldığında ise, kuvvetin artmasıyla yüzeyin yırtılmalarının arttığı ancak yanık doku genişliğinin azaldığı göze çarpmaktadır. Bu bakımdan Şekil 4.32 ve 4.33 kendi

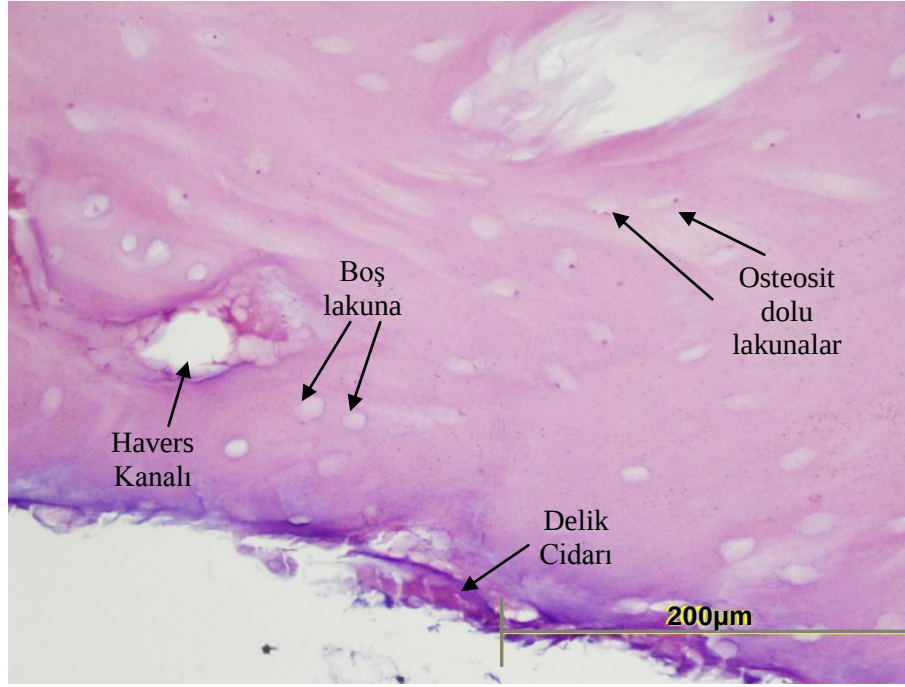
aralarında ve 4.34 ile karşılaştırıldığında bu yanık delik cidarının miktarının meydana gelen sıcaklığa bağlı olarak artış gösterdiği görülmektedir. Yüksek sıcaklığın, delik cidarında uzun süre nüfuz etmesinin etkisi Şekil 4.35’de daha bariz bir şekilde görülmektedir. Şekil 4.35’de 6mm matkap çapı, 20N’luk baskı kuvveti ve 1220 dak<sup>-1</sup> devir sayısında ortaya çıkan sıcaklık değeri 62,825°C olarak ölçülmüştür. Bu işlemde, düşük kuvvet nedeniyle delme süresinin hayli uzun sürmesi, buna karşın matkap çapı ve devir sayısının da yüksek olması nedeniyle sıcaklığın artması delik cidarında oldukça büyük miktarda nekroz oluşumuna sebep olmuştur. Ayrıca cidardan yaklaşık 350µm uzaklıkta osteositlerin görülmesi de sıcaklığın kemik dokuya derinlemesine etki ettiğinin işaretidir.



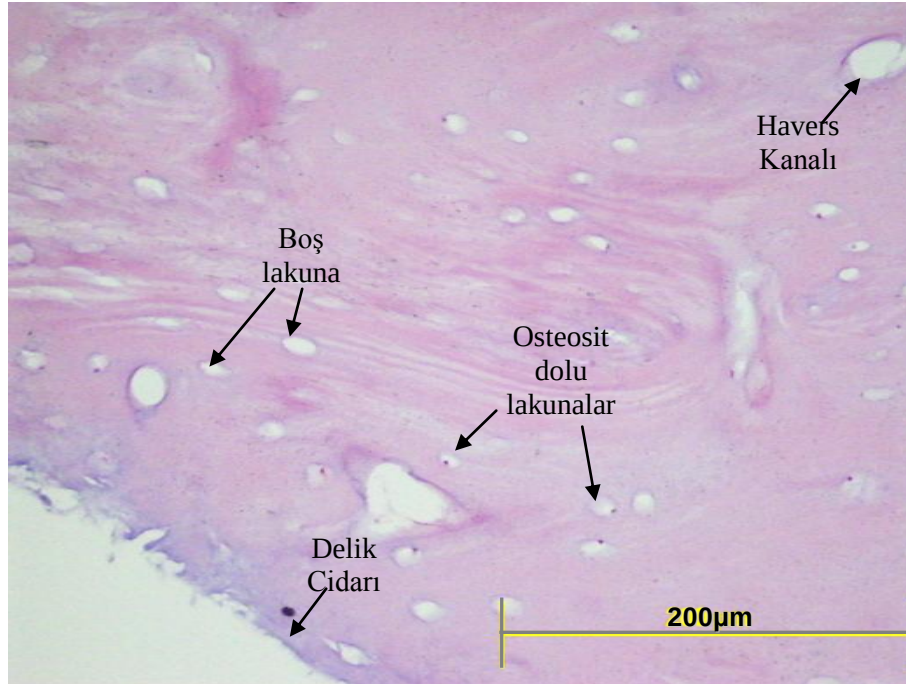
**Şekil 4.35.** Standart D=6mm, F=20N ve n=1220dak<sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (62,825°C)

Yüksek sıcaklık ile birlikte uygulanan maksimum baskı kuvveti durumunda ise Şekil 4.36’daki histogramla karşılaştırılması şaşırtıcı değildir. Şekil 4.36’daki durum 4,5mm matkap çapı, F=140N’luk baskı kuvveti ile n=1220 dak<sup>-1</sup> devir sayısında, delme sıcaklığı 86,866°C ölçülen numuneye aittir. Şekil 4.36’da kesme cidarının deformasyonunun diğerlerine nazaran oldukça fazla olduğu görülmektedir. Buna karşılık kesme cidarından yaklaşık 150µm uzaklıkta osteositlerin görülmektedir. Yüksek baskı kuvveti neticesinde

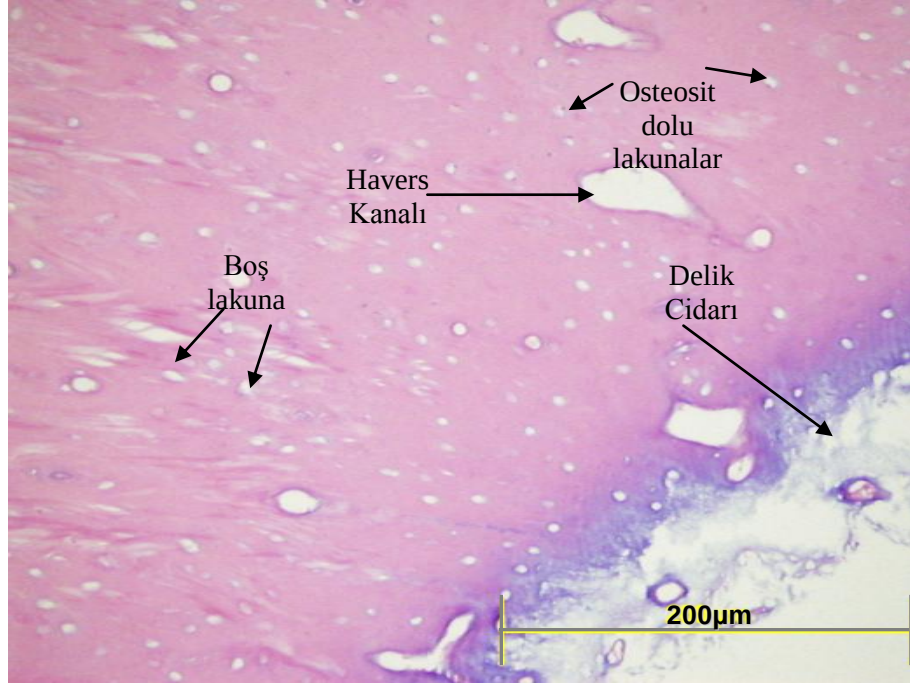
delme süresinin oldukça kısalması ile sıcaklık etkisinin daha dar alanda kalmasının bu sonucu doğurduğu düşünülebilir.



**Şekil 4.36.** Standart D=4,5mm, F=140N ve  $n=1220\text{dak}^{-1}$  şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (86,866°C)

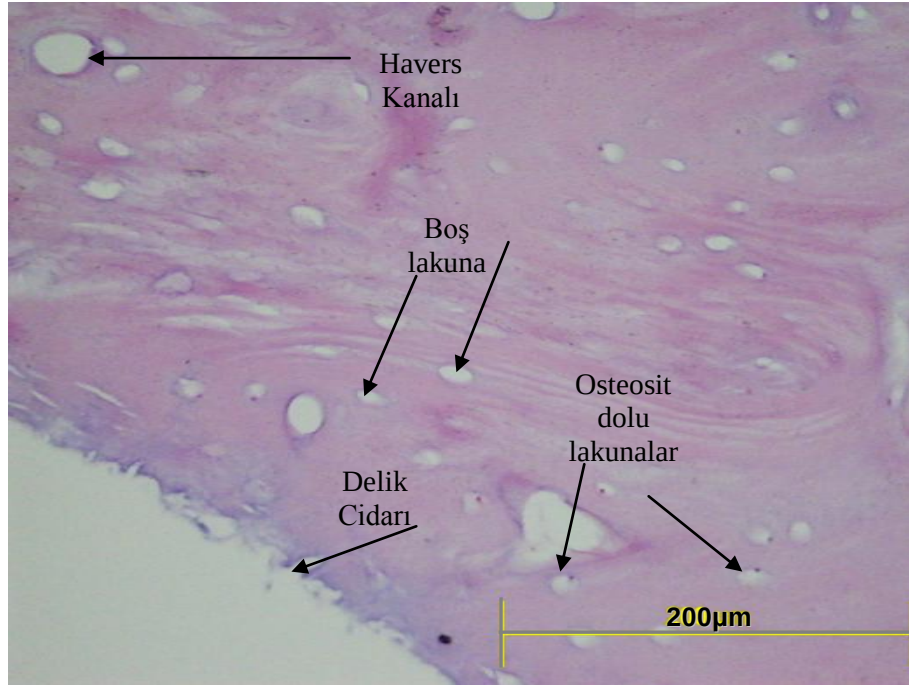


**Şekil 4.37.** Standart D=4,5mm, F=100N ve  $n=230\text{dak}^{-1}$  şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (57,299°C)

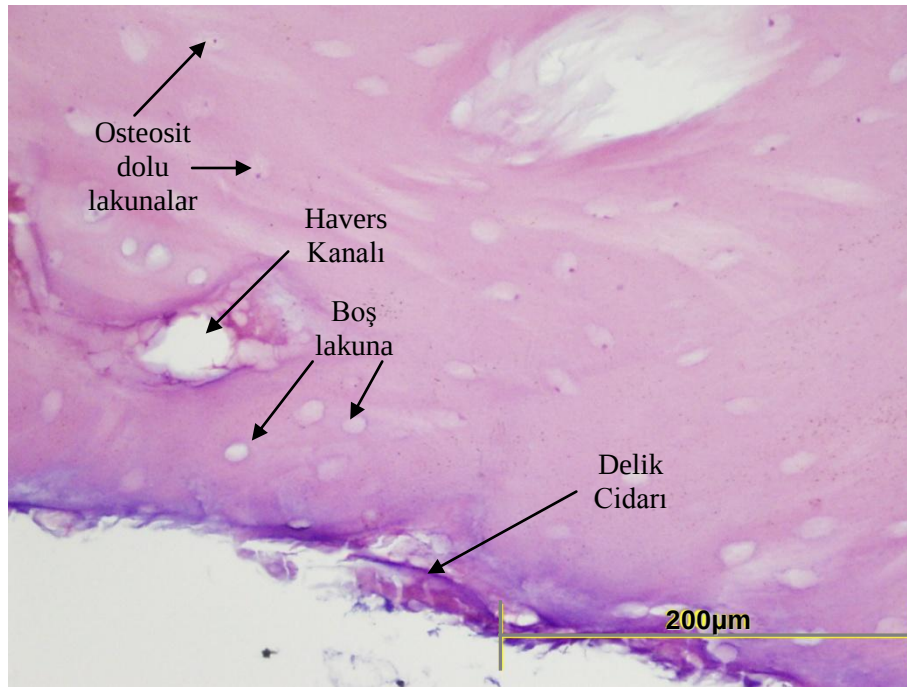


**Şekil 4.38.** TiBN kaplanmış D=4,5mm, F=100N ve n= 230dak<sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (58,920°C)

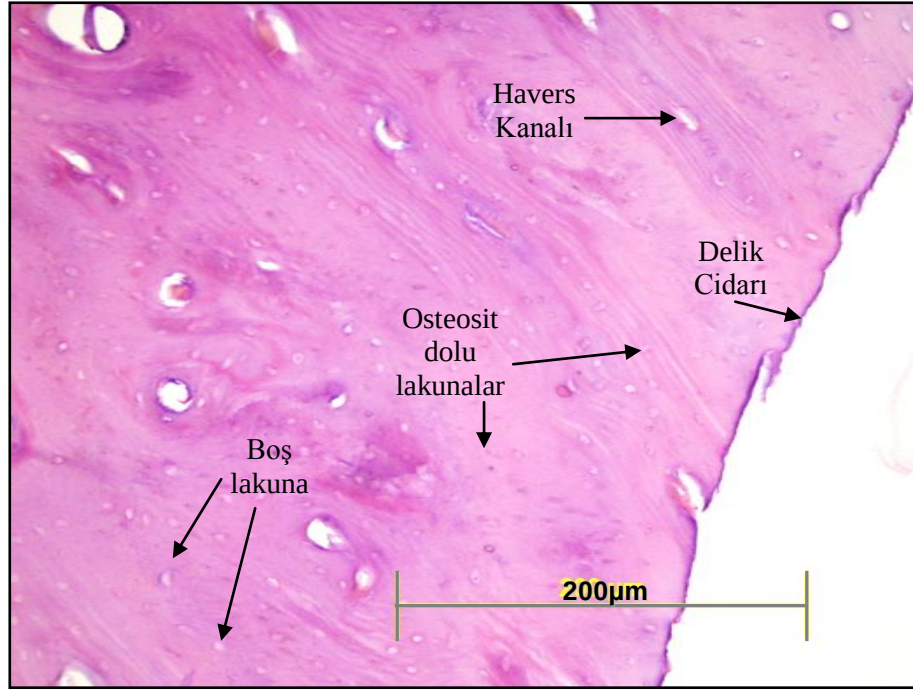
Şekil 4.37’de standart ortopedik 4,5mm çapında matkap, 100N baskı kuvveti ve 230dak<sup>-1</sup> devir sayısı işleme koşullarında gerçekleştirilen delme işlemine ait histopatoloji sonucu görülmektedir. Bu şartlarda ölçülen sıcaklık değeri 57,299°C’dir. Şekil 4.38’de TiBN kaplanmış ortopedik 4,5mm çapında matkap, 100N baskı kuvveti ve 230 dak<sup>-1</sup> devir sayısı işleme şartlarında gerçekleştirilen ve 58,920°C sıcaklık değerinin ölçüldüğü deneye ait histopatoloji sonucu görülmektedir. Her iki matkap türü karşılaştırıldığında kaplanmış olan matkapla delinmiş numunede, delik cidarında standart matkapla delinene göre oldukça derin miktarda nekrozlu kısım gözlenmektedir. Kesme cidarında benzer bir tahribat Şekil 4.40’ta da görülmektedir. Bu resimde de deformasyona uğramış kısmın hayli geniş olduğu gözlenmektedir. Osteosit görülme uzaklığı bakımından aynı şartlardaki her iki matkap türü kıyaslandığında ise Şekil 4.37’de, delik cidarından yaklaşık 100µm uzaklıkta rastlanırken, Şekil 4.38’de bu uzaklık 150µm civarındadır. Dolayısıyla birbirine yakın sıcaklık değerlerinde olsa bile özellikle kaplanmış matkabin kemik dokuda önemli ölçüde deformasyon meydana getirdiği söylenebilir.



**Şekil 4.39.** TiBN kaplanmış D=6mm, F=140N ve  $n=230\text{dak}^{-1}$  şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (39,329°C)

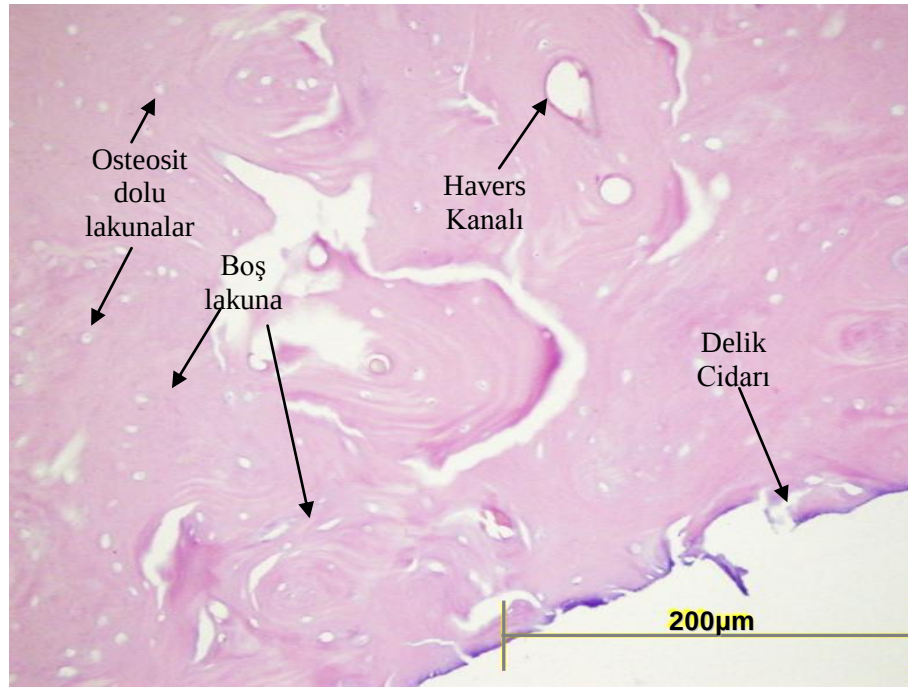


**Şekil 4.40.** Kuru ortamda standart D=4,5mm, F=140N ve  $n=1220\text{dak}^{-1}$  şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (86,866°C)

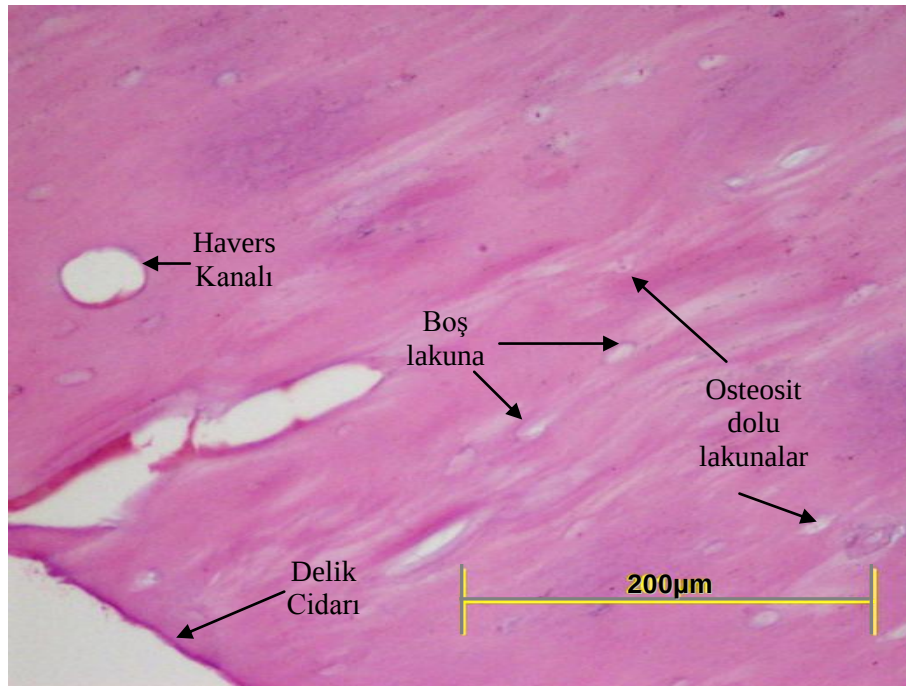


**Şekil 4.41** SBF ortamında standart D=4,5mm, F=140N ve n=1220dak<sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (45,937°C)

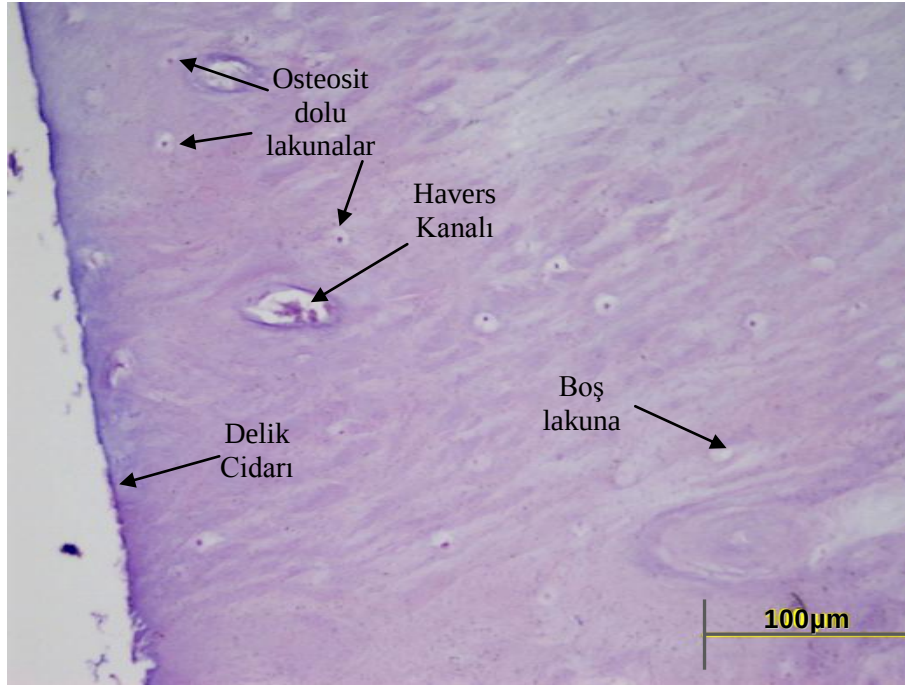
Şekil 4.40’da kuru ortamda standart 4,5mm çaplı ortopedik matkap ile 140N’luk baskı kuvveti ve 1220dak<sup>-1</sup> devir sayısında delinmiş kemik numuneye ait histopatolojik sonuç sunulmaktadır. Bu deneydeki sıcaklık değeri 86,866°C olarak ölçülmüştür. Şekil 4.41’de SBF ortamında standart 4,5mm çapında ortopedik matkabın kullanıldığı 140N’luk baskı kuvveti ve 1220dak<sup>-1</sup> deney koşullarında delinmiş ve delme kenarı sıcaklığı 45,937°C olarak ölçülmüş numuneye ait histopatolojik sonuç verilmiştir. Her iki histogram karşılaştırıldığında Şekil 4.41’de kesme cidarının Şekil 4.40’a göre oldukça düzgün bir yapıda olduğu net bir şekilde görülmektedir. Numuneler arasındaki sıcaklık farkının da bu sonuçta etkili olduğu aşıkardır. Ortam sıvısının delme bölgesini daha hızlı soğuttuğu ve böyle bir neticeyi doğurduğu düşünülmektedir. Şekil 4.42’de kuru ortamda standart 6mm çapında ortopedik matkabın kullanıldığı 70N’luk baskı kuvveti ve 570dak<sup>-1</sup> deney koşullarında delinmiş ve delme kenarı sıcaklığı 49,887°C olarak ölçülmüş numuneye ait histopatolojik sonuç verilmiştir. Şekil 4.43’de SBF ortamında standart 6mm çapında ortopedik matkap ile 70N’luk baskı kuvveti ve 570dak<sup>-1</sup> deney koşullarında delinmiş ve delme sıcaklığı 47,446°C olarak ölçülmüş numuneye ait histopatolojik sonuç verilmiştir. Delme bölgesi sıcaklıkları birbirine yakın olan ve ortam sıvısı dışında delme şartları aynı olan her iki deneye ait histogramlar değerlendirildiğinde, kesme cidarı açısından Şekil 4.43’teki SBF ortamındaki numunenin oldukça iyi durumda olduğu gözlenebilmektedir.



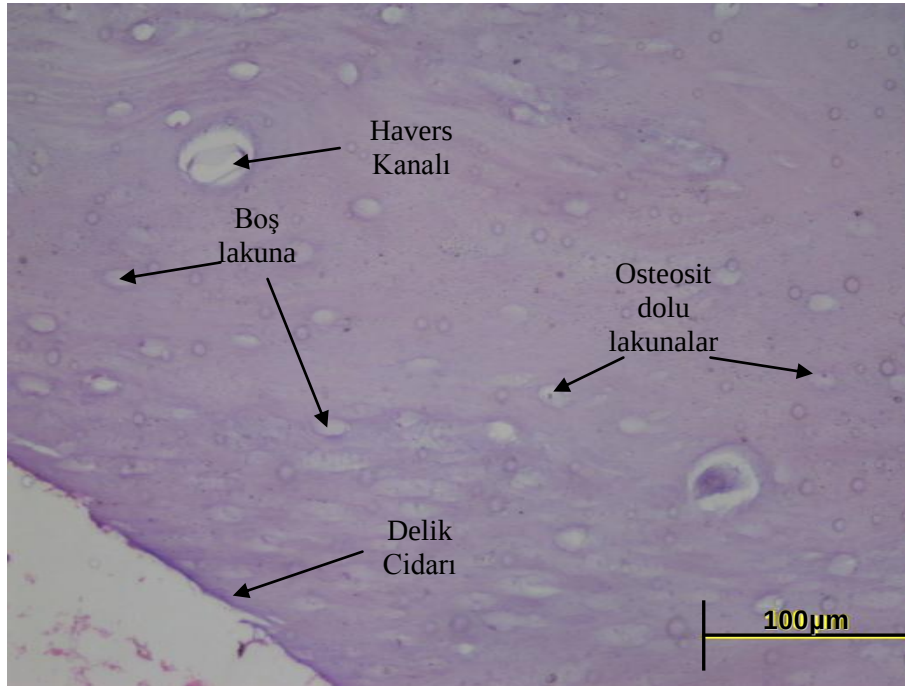
Şekil 4.42. Kuru ortamda standart D=6mm, F=70N ve  $n=570\text{dak}^{-1}$  şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (49,887°C)



Şekil 4.43. SBF ortamında standart D=6mm, F=70N ve  $n=570\text{dak}^{-1}$  şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (47,446°C)



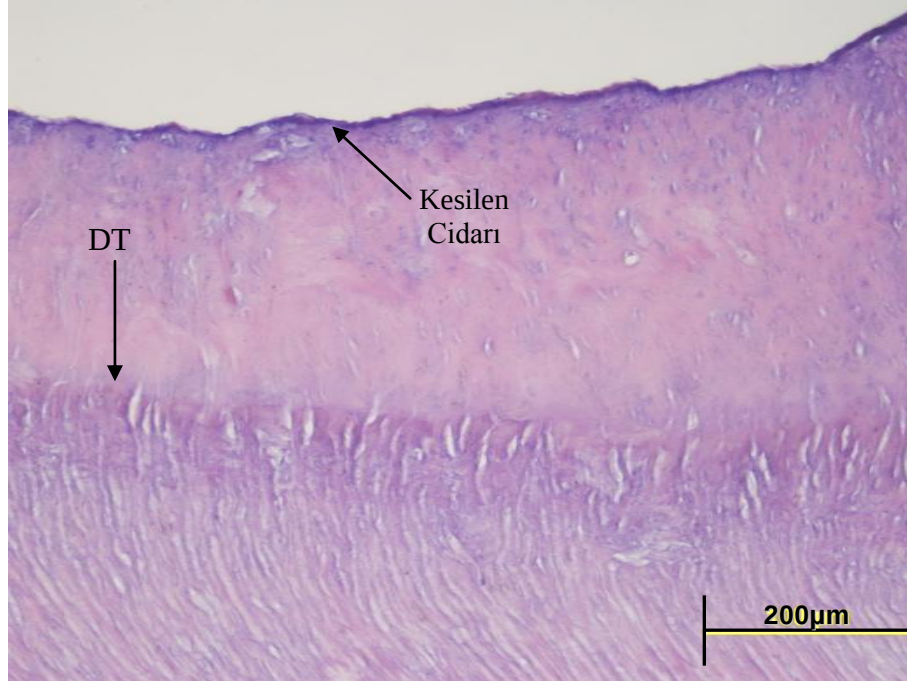
Şekil 4.44. 1,739 (gr/cm<sup>2</sup>) densiteli standart D=4,5mm, F=40N ve n=570dak<sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (47,726°C)



Şekil 4.45. 2,194 (gr/cm<sup>2</sup>) densiteli standart D=4,5 mm, F=40N ve n=570dak<sup>-1</sup> şartlarında delinmiş numuneye ait histogram (53,561°C)

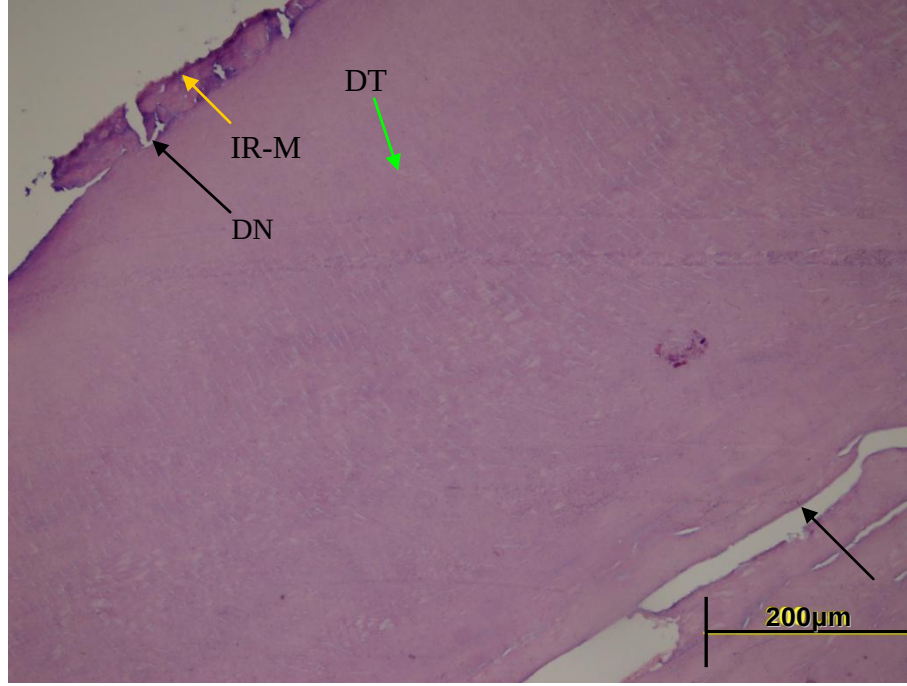
Şekil 4.44’de kuru ortamda standart 4,5mm çaplı ortopedik matkap ile 40N’luk baskı kuvveti ve 570dak<sup>-1</sup> devir sayısında delinmiş 1,739 (gr/cm<sup>2</sup>) densiteli kemik numuneye ait histopatolojik sonuç sunulmaktadır. Bu deneydeki sıcaklık değeri 47,726°C olarak ölçülmüştür. Şekil 4.45’de de aynı deney şartları uygulanmış, ancak kullanılan kemiğin densitesi 2,194 (gr/cm<sup>2</sup>)’dir. Bu deneyde ölçülen sıcaklık değeri ise 53,561°C’dir. Sıcaklık değerleri ile birlikte irdelendiğinde, Şekil 4.44’ün delme cidarının Şekil 4.45’e göre daha düzgün olduğu görülmektedir. Ayrıca osteosit sayısının da meydana gelen düşük sıcaklık nedeniyle daha fazla olduğu ve kesme cidarına daha yakın bölgelerde var oldukları görülmektedir.

#### 4.4.2. Diş Kesme Parametrelerinin Histopatolojik İncelemeleri



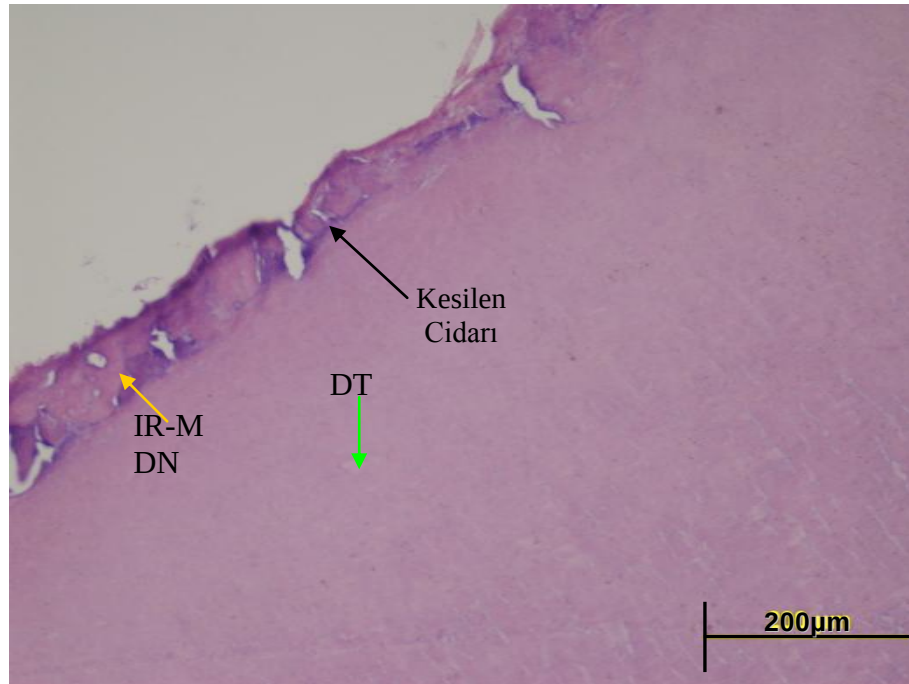
Şekil 4.46. Frez tipi -2 ile 2,2 bar basınçta kesilmiş genç numuneye ait histogram

Şekil 4.46’da Frez tipi -2 ile kuru ortamda 2,2 bar’lık aeratör başlığı basıncı ile genç bir hastaya ait diş numunesinde gerçekleştirilen kesme işlemine ait histogram gösterilmektedir. DT (dentin tübülleri), cidara doğru olan kısımda DS (Dentin Smear) gibi düzensiz kısmı, (IR-M) bozulmuş mine ısı ile denatüre (DN) olmuş dentin (smear) tabakasını gösterilmektedir.



**Şekil 4.47.** Frez tipi -2 ile 2,2 bar basınçta kesilmiş genç numuneye ait histogram

Frez tipi-2 ile 2,2bar aeratör başlığı basıncında kesilmiş yaşlı bir hastadan alınan diş numunesine ait olan Şekil 4.47'deki histogramda, ölçeğin üzerindeki ok kesit alırken numunedeki kopmaları, üst tarafta ise bozuk mine ve dentini (yanmış) kesit yönüne göre açık renkli oval görünen kısımlar ise dentin tübüllerini gösterdiği düşünülmektedir.

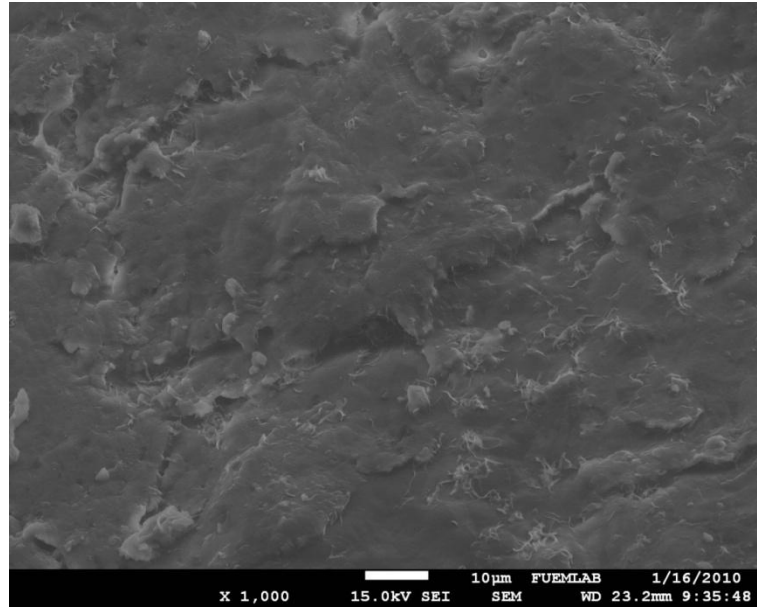


**Şekil 4.48.** Frez tipi -1 ile 2,2 bar basınçta kesilmiş genç numuneye ait histogram

Şekil 4.48’de Frez tipi-1 ile 2,2 bar aeratör başlığı basıncında yaşlı hasta dişinde yapılan kesme işlemine ait histogramda, daha küçük büyütme olduğu için sarı ok bozuk mine (IR-M) ve dentini (DN) (yanmış), kesit yönüne göre açık renkli oval görünen kısımlar ise dentin tübülleri olduğu düşünülmektedir.(DT).

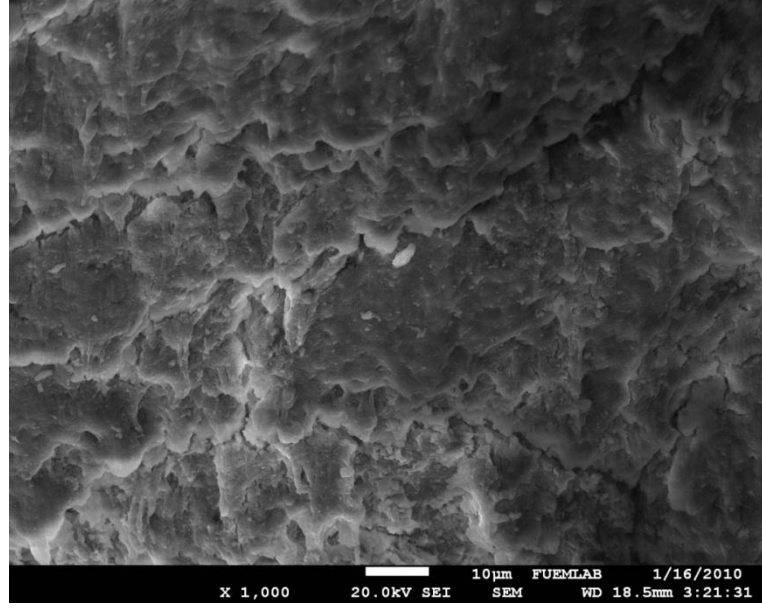
#### 4.5. Ortopedik Delme İşlemlerine Ait SEM ve EDS Analizleri

Bu kısımda, gerçekleştirilen deneyler neticesinde, işlem gören kemikte delme yüzeyinin yapısını görmek amacıyla SEM sonuçları irdelenmiştir. Bu irdeleme gerçekleştirilirken, deneysel faktörlerden devir sayısı, baskı kuvveti, matkap çapı, kaplamanın, delme ortamı ve kemik densitesinin yüzey topografisine etkisi incelenmiştir. Etkilerin değerlendirilmesinde yüzeyin pürüzlülüğü ve yüzeydeki çatlaklar gibi parametreler esas alınmıştır.

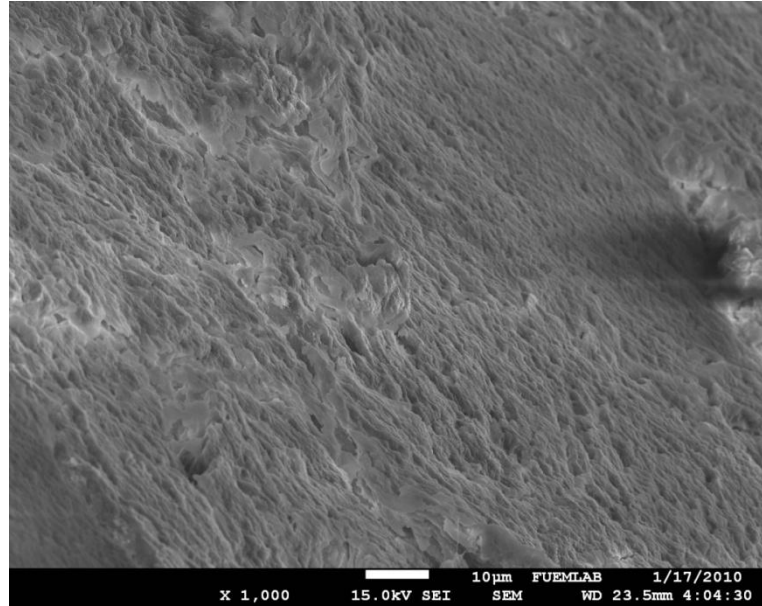


Şekil 4.49. D=6mm, F=140N,  $n=230\text{dak}^{-1}$ , kaplanmış matkapla kuru ortam şartlarında işlenmiş numuneye ait mikrograf (T=38,229°C)

Şekil 4.49 ve 4.50 incelendiğinde artan devir sayısına bağlı olarak ortaya çıkan yüksek sıcaklık değerinin etkisi görülebilmektedir. Şekil 4.50’den yüksek devir sayısı ve sıcaklığın, yüzeyde çatlaklar meydana getirdiği ayrıca yüzey yapısını oldukça bozduğu düşünülmektedir.

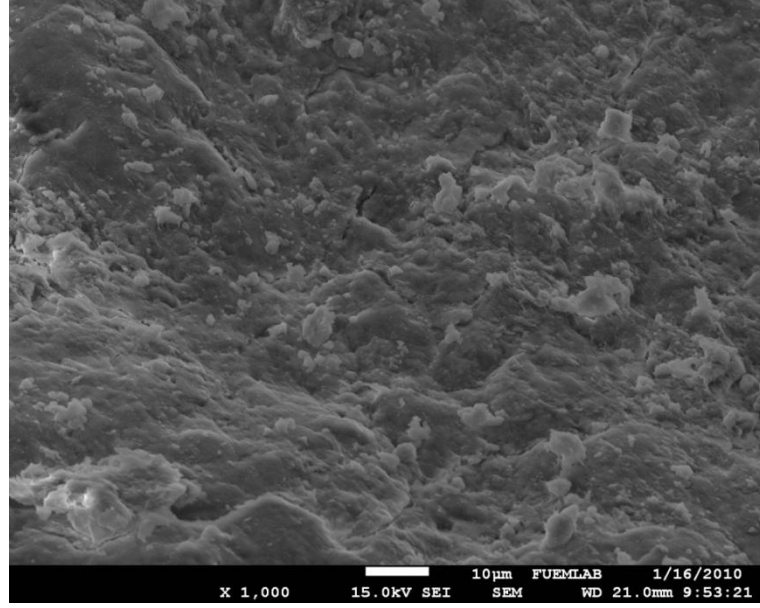


**Şekil 4.50.**  $D=4,5\text{mm}$ ,  $F=140\text{N}$ ,  $n=1220\text{dak}^{-1}$ , standart matkapla *kuru ortam* şartlarında işlenmiş numuneye ait mikrograf ( $T=86,866^{\circ}\text{C}$ )

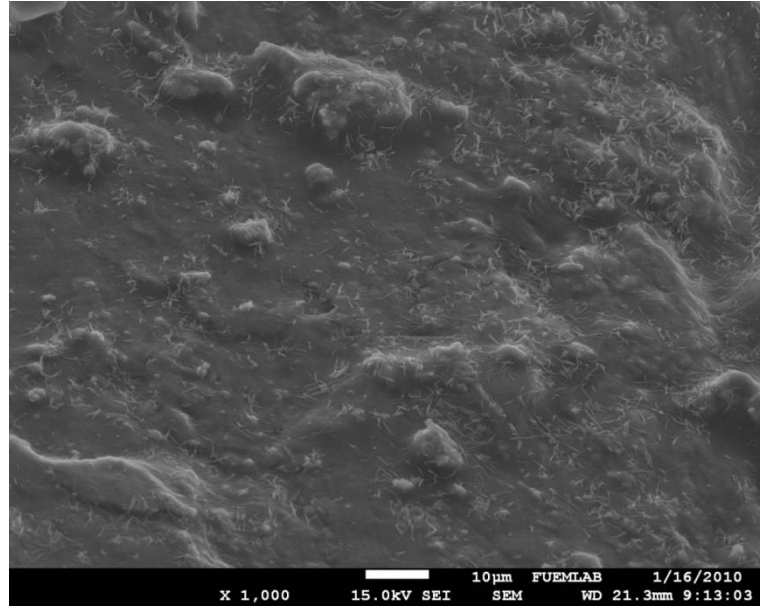


**Şekil 4.51.**  $D=4,5\text{mm}$ ,  $F=140\text{N}$ ,  $n=1220\text{dak}^{-1}$ , standart matkapla *SBF ortamında* işlenmiş numuneye ait mikrograf ( $T=45,937^{\circ}\text{C}$ )

Şekil 4.51, 4.50 ile karşılaştırıldığında delme ortamının etkisi açık bir şekilde görülmektedir. SBF ortamında (Şekil4.52) delme bölgesi sıcaklığının kuru ortama göre oldukça düşük olmasının delik yüzeyinde daha az hasarlı bir yapı meydana getirdiği düşünülmektedir.

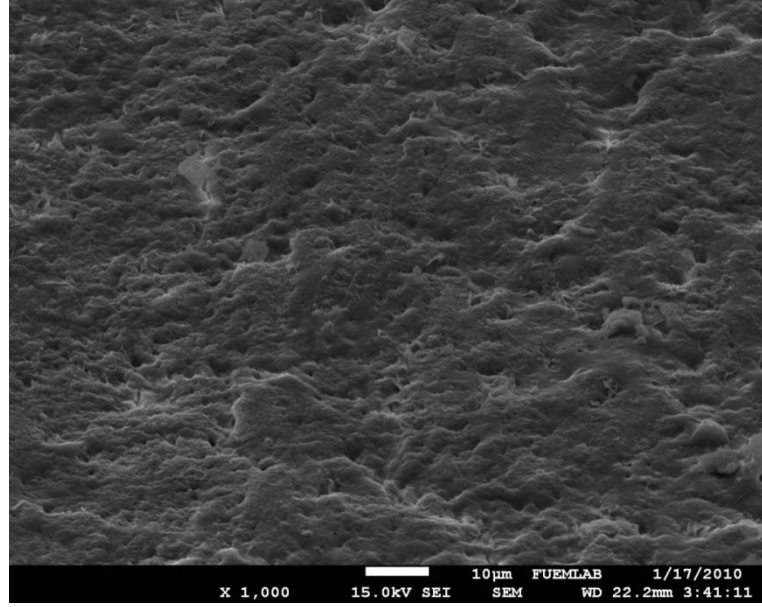


**Şekil 4.52.** D=3,2mm, F=70N, n=230dak<sup>-1</sup>, *standart* matkapla kuru ortam şartlarında işlenmiş numuneye ait mikrograf (T=65,304°C)

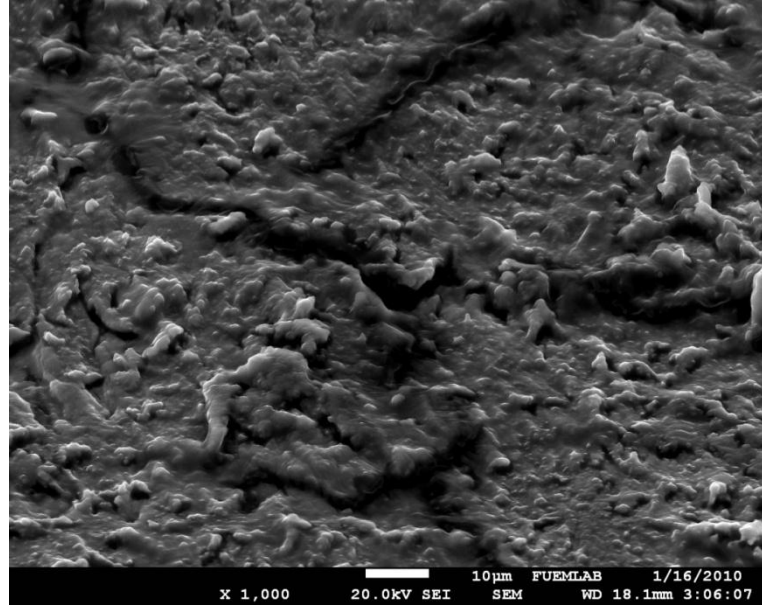


**Şekil 4.53.** D=3,2mm, F=70N, n=230dak<sup>-1</sup>, *kaplanmış* matkapla kuru ortam şartlarında işlenmiş numuneye ait mikrograf (T=72,647°C)

Şekil 4.52 ve 4.53'deki mikrograflardan, standart ve TiBN kaplanmış ortopedik matkap uçlarının delik kalitesi veya delme sırasında ortaya çıkan ısı miktarına göre kemiğe vereceği hasar derecesini göstermek için yapılan deneylerde pek bir fark olmadığı, hatta daha yüksek sıcaklık değerinin ortaya çıktığı görülmektedir. Bunun sebebi olarak kaplamanın yüzey pürüzlülüğünün ve termal iletkenliğinin kötüleştiği söylenebilir.

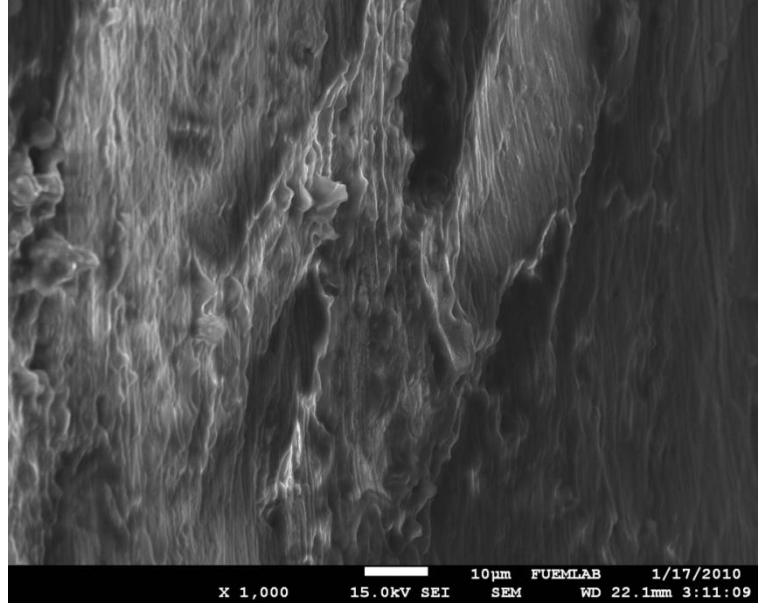


**Şekil 4.54.**  $D=6\text{mm}$ ,  $F=40\text{N}$ ,  $n=570\text{dak}^{-1}$ , standart matkapla kuru ortam şartlarında işlenmiş numuneye ait mikrograf ( $T=60,213^{\circ}\text{C}$ )

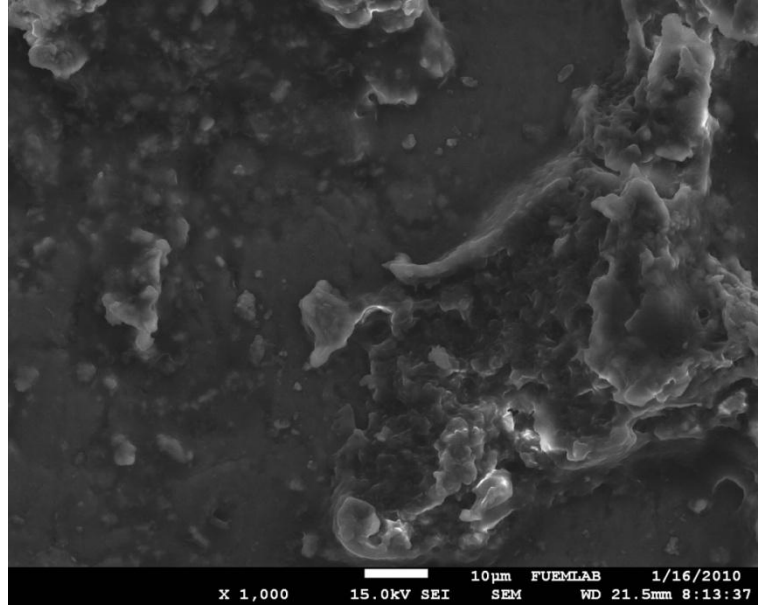


**Şekil 4.55.**  $D=6\text{mm}$ ,  $F=100\text{N}$ ,  $n=570\text{dak}^{-1}$ , standart matkapla kuru ortam şartlarında işlenmiş densitesi  $1,739(\text{gr}/\text{cm}^2)$  olan numuneye ait mikrograf ( $T=44,861^{\circ}\text{C}$ )

Şekil 4.54 ve 4.55’de baskı kuvvetinin delik içi kemiğin içyapısında meydana getirdiği değişim görülmektedir. Şekil 4.55’de uygulanan 100N’luk baskı kuvvetinin etkisi ile yüzeyde homojenliğin kaybolmuş ve yırtılmalar artmıştır. Şekil 4.55 ve 4.56 kemik densitesi farkının etkisi görülmektedir. Kuru ortamda kemik densitesi artışının önemli bir sıcaklık artışına yol açmamasına rağmen iç yapıda çok farklı bir değişim gözlenmektedir.



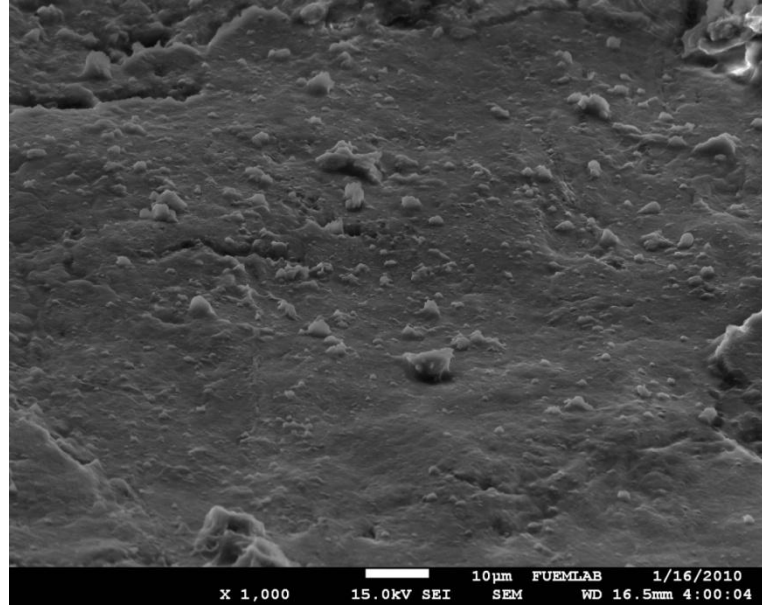
**Şekil 4.56.**  $D=6\text{mm}$ ,  $F=100\text{N}$ ,  $n=570\text{dak}^{-1}$ , standart matkapla kuru ortam şartlarında işlenmiş densitesi  $2,430\text{gr/cm}^2$  numuneye ait mikrogram (T= $48,768^\circ\text{C}$ )



**Şekil 4.57.**  $D=4,5\text{mm}$ ,  $F=20\text{N}$ ,  $n=1080\text{dak}^{-1}$ , standart matkapla kuru ortamda işlenmiş numuneye ait mikrogram (T= $75,597^\circ\text{C}$ )

Şekil 4.57 ve 4.58 beraber göz önüne alındığında matkap çapının etkisi görülmektedir. Bu görüntülerden matkap çapı 4,5mm için T= $75,6^\circ\text{C}$ 'lık ve 6mm için T= $62,8^\circ\text{C}$ 'lik sıcaklık değeri ortaya çıktığı görülmektedir. D = 4,5mm'de  $75,6^\circ\text{C}$  sıcaklık olmasından dolayı daha

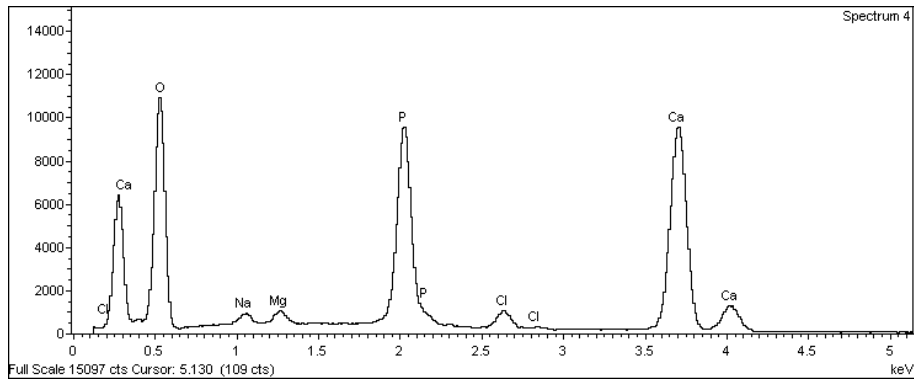
heterojen bir delik görünümünün ortaya çıktığı söylenebilir.



**Şekil 4.58.**  $D=6mm$ ,  $F=20N$ ,  $n=1220dak^{-1}$ , standart matkapla kuru ortamda işlenmiş numuneye ait mikrograf ( $T=62,825^{\circ}C$ )

**Tablo 4.25.**  $D=6mm$ ,  $F=20N$ ,  $n=1220dak^{-1}$ , standart matkapla SBF ortamında işlenmiş numuneye ait EDS analizi

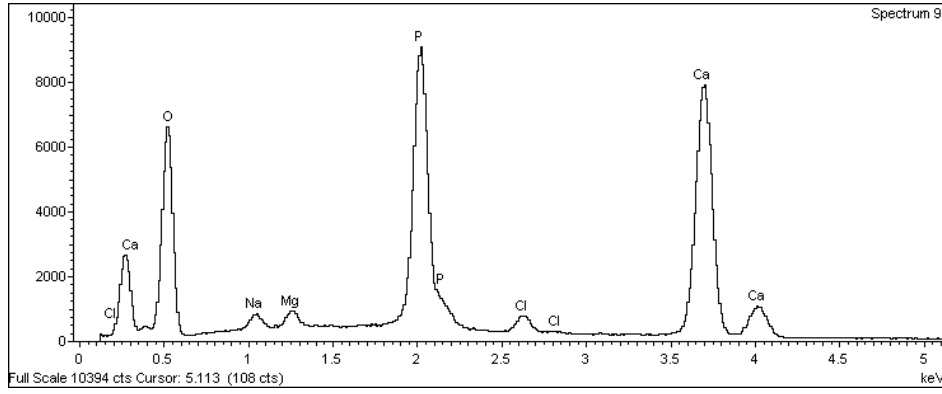
| Element | App   | Intensity | Weight%      | Weight% | Atomic% |
|---------|-------|-----------|--------------|---------|---------|
| C K     | 25.92 | 0.7012    | 26.85        | 0.23    | 36.76   |
| O K     | 55.14 | 0.7770    | 51.56        | 0.22    | 52.98   |
| Na K    | 0.91  | 0.9871    | 0.67         | 0.04    | 0.48    |
| Mg K    | 0.78  | 0.8624    | 0.66         | 0.03    | 0.44    |
| P K     | 15.44 | 1.3733    | <b>8.17</b>  | 0.07    | 4.34    |
| Cl K    | 0.86  | 0.8172    | 0.76         | 0.03    | 0.35    |
| Ca K    | 15.15 | 0.9721    | <b>11.32</b> | 0.08    | 4.64    |
| Totals  |       |           | 100.00       |         |         |



**Şekil 4.59.**  $D=6mm$ ,  $F=20N$ ,  $n=1220dak^{-1}$ , standart matkapla SBF ortamında işlenmiş numuneye ait EDS analizi ( $T=63,418^{\circ}C$ )

**Tablo 4.26.** D=4,5mm, F=140N, n=1220dak<sup>-1</sup>, standart matkapla SBF ortamında işlenmiş numuneye ait EDS analizi

| Element | App   | Intensity | Weight%      | Weight% | Atomic% |
|---------|-------|-----------|--------------|---------|---------|
| C K     | 10.07 | 0.5573    | 19.23        | 0.30    | 29.84   |
| O K     | 25.45 | 0.6265    | 43.22        | 0.27    | 50.36   |
| Na K    | 0.71  | 1.0100    | 0.75         | 0.04    | 0.61    |
| Mg K    | 0.54  | 0.8813    | 0.65         | 0.03    | 0.50    |
| P K     | 17.44 | 1.4077    | <b>13.18</b> | 0.11    | 7.94    |
| Cl K    | 0.83  | 0.8227    | 1.07         | 0.04    | 0.56    |
| Ca K    | 20.34 | 0.9878    | <b>21.90</b> | 0.15    | 10.19   |
| Totals  |       |           | 100.00       |         |         |

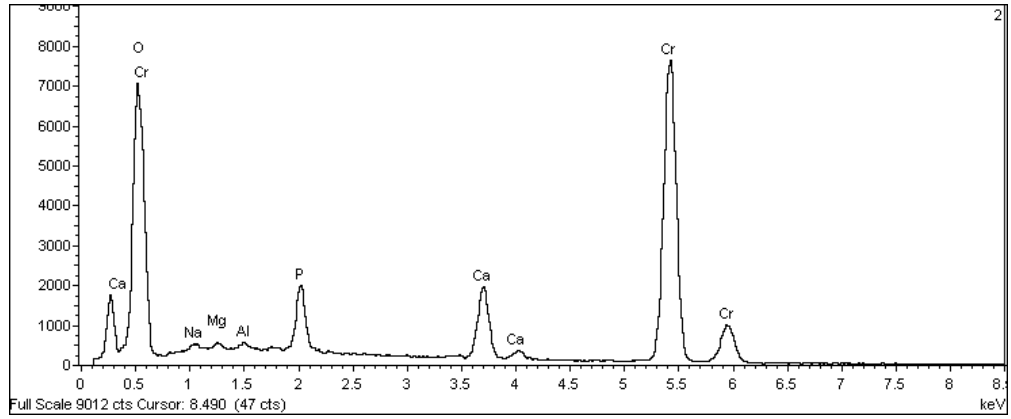


**Şekil 4.60.** D=4,5mm, F=140N, n=1220dak<sup>-1</sup>, standart matkapla SBF ortamında işlenmiş numuneye ait EDS analizi (T=45,937°C)

Şekil 4.59 ve 4.60’da farklı delme koşullarında delinmiş kemiklerin delik yüzeylerinin farklı noktalarından alınan EDS sonuçları görülmektedir. Her iki analiz sonucunda Ca, P ve O piklerinde intensite değerlerinde gözle görülür bir değişim yoktur. (Tablo 4.25 ve 4.26). Bununla birlikte matkap uçlarından kemik dokusuna herhangi bir malzemenin bulaşmadığı da söylenebilir.

**Tablo 4.27.** D=6mm çapındaki kaplanmamış matkap ucundan alınan EDS sonuçları

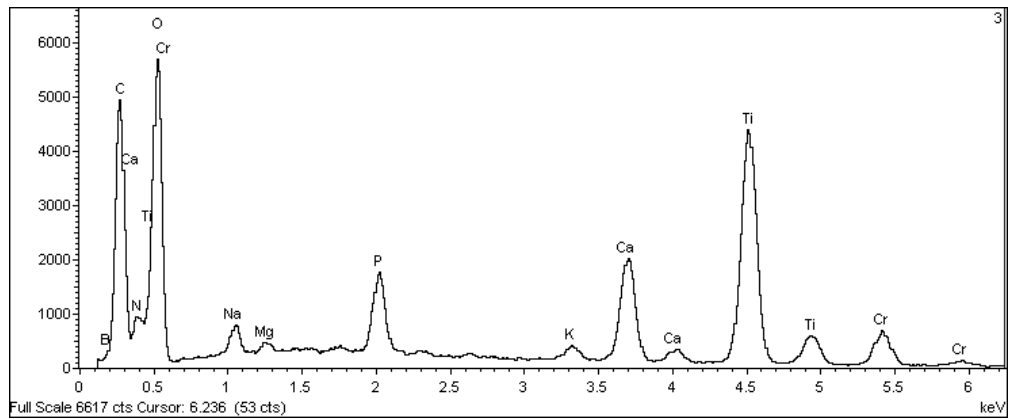
| Element | App    | Intensity | Weight%      | Weight% | Atomic% |
|---------|--------|-----------|--------------|---------|---------|
| C K     | 16.26  | 0.7361    | 11.99        | 0.24    | 28.92   |
| O K     | 38.04  | 1.3545    | 15.23        | 0.27    | 27.59   |
| Na K    | 0.58   | 0.8151    | 0.39         | 0.06    | 0.49    |
| Mg K    | 0.40   | 0.7599    | 0.29         | 0.05    | 0.34    |
| Al K    | 0.39   | 0.8681    | 0.24         | 0.04    | 0.26    |
| P K     | 9.36   | 1.4079    | <b>3.61</b>  | 0.07    | 3.38    |
| Ca K    | 12.64  | 1.1588    | <b>5.92</b>  | 0.08    | 4.28    |
| Cr K    | 104.35 | 0.9082    | <b>62.34</b> | 0.29    | 34.74   |
| Totals  |        |           | 100.00       |         |         |



Şekil 4.61. D=6mm çapında kaplanmamış standart matkap ucuna ait EDS analizi

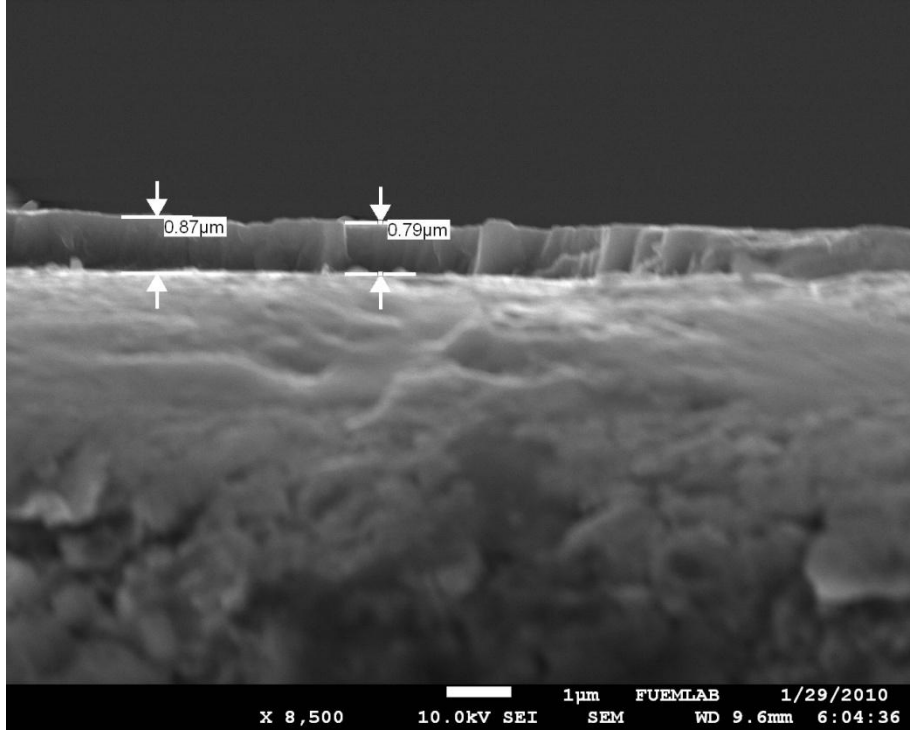
Tablo 4.28. D=6mm çapındaki kaplanmış matkap ucundan alınan EDS sonuçları

| Element | App   | Intensity | Weight%      | Weight% | Atomic% |
|---------|-------|-----------|--------------|---------|---------|
|         | Conc. | Corn.     |              | Sigma   |         |
| B K     | 12.24 | 0.2583    | <b>16.09</b> | 1.33    | 24.36   |
| C K     | 32.54 | 0.5024    | 21.98        | 0.97    | 29.96   |
| N K     | 1.06  | 0.1958    | <b>1.83</b>  | 0.78    | 2.14    |
| O K     | 59.15 | 0.6198    | 32.39        | 0.72    | 33.14   |
| Na K    | 2.15  | 1.0446    | 0.70         | 0.03    | 0.50    |
| Mg K    | 0.49  | 0.9007    | 0.18         | 0.02    | 0.12    |
| P K     | 8.51  | 1.4148    | <b>2.04</b>  | 0.06    | 1.08    |
| K K     | 1.71  | 1.1168    | 0.52         | 0.03    | 0.22    |
| Ca K    | 13.55 | 1.0478    | <b>4.39</b>  | 0.11    | 1.79    |
| Ti K    | 39.71 | 0.8245    | <b>16.34</b> | 0.36    | 5.59    |
| Cr K    | 8.28  | 0.7953    | 3.53         | 0.10    | 1.11    |
| Totals  |       |           | 100.00       |         |         |



Şekil 4.62. D=6mm çapında TiBN kaplanmış matkap ucuna ait EDS analizi

Şekil 4.61 ve 4.62’de sırasıyla kaplanmamış ve kaplanmış çapı 6mm olan matkap uçlarına ait EDS sonuçları görülmektedir. Tablo 4.27 ve 4.28’den de görüldüğü üzere matkap uçlarına kemik dokudan kalsiyum (Ca) ve fosfor (P) elementleri bulaşmıştır.



**Şekil 4.63.** D=6mm çapında kaplanmış standart matkap ucuna ait kaplama kalınlığı

Şekil 4.63’de 6mm çapındaki TiBN kaplanmış matkabın üzerindeki ince film kaplamanın kalınlığının ortalama 0,83µm olduğu görülmektedir. Film tabakanın altında kalan matkap malzemesi ise AISI 4020 malzemedir.

## 5. GENEL SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu çalışmada, ortopedik cerrahide ve kısmen de ortodontide kullanılan delme ve kesme işlemlerinde ısı oluşumuna etkisi olan parametrelerin optimizasyonu incelenmiştir. Çalışmada ortopedik incelemeler daha ağırlıklı olarak ele alınmış olup çalışmalarda sığır tibiası kullanılmıştır. Bu kemik tipinin seçilmesindeki amaç; bu kemiğin oldukça sert bir yapıya sahip olması ve insanda kemik hasarlarının çoğunlukla vidalama ile implant operasyonlarının bu kemiğe uygulanmasıdır. Deneysel ve istatistiksel çalışmalarda, delme işleminde ısı oluşumuna etki edecek parametrelerin büyük bir kısmı araştırılmıştır. Etkileri araştırılan parametreler; kemik cinsiyeti, matkap devir sayısı, matkap ilerleme miktarı, matkap çapı, matkap cinsi, matkap uç açısı, matkap baskı kuvveti, kesme hızı, kemiğin densitesi, kuru ve sıvı ortam şartlarıdır. Bu parametrelerin farklı seviyeleri delme işlemine uygulanarak, delme bölgesinde en az ısı hasar meydana getiren parametre seviyeleri belirlenmeye çalışılmıştır. Delme bölgesindeki kemik dokuya olan ısı etkisi, delik çevresinin sıcaklıklarının ölçülmesi, ısıdan etkilenen bölgenin histogramları ve SEM analizleri ile irdelenmiştir.

### 5.1. Genel Sonuçlar

Kemik cinsiyeti parametresinin, delme işlemindeki sıcaklık oluşumuna etkisi değerlendirildiğinde, dişi sığırlara ait olan tibialarda daha yüksek sıcaklıklar ortaya çıkmıştır. Buna neden olarak dişi hayvanın kemik densitesinin daha fazla olmasından dolayı sert olması düşünülmektedir.

Sıcaklık artışına neden olan parametrelerden matkap devir sayısı ve kesme hızı değerlendirildiğinde, devir sayısı arttıkça delme bölgesindeki sıcaklığın da artış eğiliminde olduğu görülmüştür.

İlerleme miktarının sabit olduğu durumda devir sayısının, ısı oluşumunda oldukça etkili bir parametre olduğu özellikle bu parametreye bağlı ANOVA sonuçlarından tespit edilmiştir. Ancak sabit ilerleme miktarının olmadığı durumlarda devir sayısı parametresinin etkisinin düşük olduğu görülmüştür.

Matkabın ilerleme miktarının, delme bölgesindeki ısı oluşumunda etkili olduğu tespit edilmiştir. Matkabın ilerleme miktarı artırıldığında meydana gelen sıcaklığın düşüş

gösterdiği gözlenmiştir. Artan ilerleme miktarının, delme işleminin süresini kısalttığı ve dolayısıyla aşırı ısınmaya izin vermediği düşünülmüştür.

Matkap çapının etkisi incelendiğinde, dikkat çekici bir sonuçla karşılaşılmıştır. Matkap çapının artması ile sıcaklığın belli bir değere kadar arttığı daha sonra azaldığı görülmüştür. Sıcaklığın özellikle kuru ortam şartında 4,5mm matkap çapına kadar artış gösterdiği ancak daha sonra 6mm matkap çapında düşüş gösterdiği izlenmiştir. SBF ortamında ise 3,2mm matkap çapından sonra sıcaklığın düştüğü görülmüştür. Bu sonuca neden olarak da, delme esnasında atılan talaş miktarının farklı olmasının buna neden olduğu düşünülmüştür. ANOVA sonuçları ışığında matkap çapının, sabit ilerleme miktarının söz konusu olmadığı durumlarda oldukça etkili bir faktör olduğu görülmüştür.

Standart ortopedik matkapların yanı sıra TiBN kaplanmış bir ortopedik matkabın etkisi incelendiğinde ise, kaplanmış takımın aynı deney koşullarında daha yüksek sıcaklıklarda seyrettiği gözlenmiştir. Dolayısıyla cerrahi operasyonlarda, sıcaklık etkisini azaltmak için kaplanmış matkap kullanmanın uygun bir seçim olmayacağı görüşü ileri sürülmüştür.

Hali hazırdaki ortopedik cerrahi operasyonlarda kullanılan standart ortopedik matkap uç açısından farklı olarak, iki farklı uç açısı daha denenmiştir. Kullanılan standart matkapların uç açıları 85° iken bunun yanı sıra 118° ve 130° dereceli uç açılarının etkileri de incelenmiştir. Artan uç açısına bağlı olarak matkabın kemik içerisine olan batma hızının düşmesinden dolayı işlem süresinin uzaması neticesinde delme bölgesinde daha yüksek sıcaklık değerlerine ulaşıldığı düşünülmektedir. Araştırma neticesinde, uç açısının artmasıyla delme bölgesi sıcaklığının artış gösterdiği görülmüştür. Bu sonuç itibarıyla hali hazırda kullanılan matkap uç açısının uygun olduğu ve uç açısının artırılmasının avantajlı olmadığı düşünülmüştür.

Ortopedik hasarların cerrahi onarımında, genellikle manuel cerrahi el matkap aygıtları kullanılmaktadır. Bundan dolayı delme operasyonu gerçekleştiren hekim tarafından uygulanacak baskı kuvvetinin de etkisi olacağı düşüncesiyle, matkap baskı kuvvetinin etkisi de incelenmiştir. Baskı kuvvetinin delme bölgesindeki ısı oluşumuna olan etkisi incelendiğinde, uygulanan kuvvetin artmasıyla meydana gelen sıcaklığın azaldığı görülmüştür. Uygulanan baskı kuvvetinin artırılması, matkabın kemik dokusu içerisindeki ilerleme hızını artırıp operasyon süresini azaltarak aşırı sıcaklık artışını engellediği

düşünülmüştür. Ancak burada dikkat edilmesi gereken husus, uygulanan baskı kuvveti ve ilerleme miktarının aşırı yüksek değerlerde uygulanmamasıdır. Uygulandığı takdirde, deneyler göstermiştir ki, matkabın burularak deforme olması veya kemiğin çatlaması gibi istenmeyen durumlar ortaya çıkabilir.

Operasyon altına alınan kemiğin kalitesinin etkisi incelendiğinde, cerrahi operasyona alınan hastanın kemik densitesinin bilinmesinin, oluşabilecek ısı hasarları azaltılabileceği görülmüştür. Deneyler sonucunda densitesi fazla olan numunelerde, densitesi daha az olanlara göre daha yüksek sıcaklık değerleri kaydedilmiştir. Dolayısıyla densitesi yüksek kemiklerde çalışıldığında, özellikle devir sayısının düşürülmesi, ilerleme miktarı ve baskı kuvveti parametrelerinin de fazla (50mm/dak veya 70N) yüksek seviyelerinin tercih edilmemesi gerektiği tavsiye edilmiştir. Uygulanan yüksek baskı kuvveti ve ilerleme miktarı değerlerinde sıcaklığın düştüğü gözlenmesine karşın, histopatoloji sonuçları, bu yüksek değerlerdeki uygulamaların delik cidarında kırıklar ve nekrotik kısımlar oluşturarak operasyon kalitesini düşürdüğünü göstermiştir.

Deneylerin büyük bir kısmı kuru ortam şartlarında gerçekleştirilmiştir. Ancak gerçek operasyon şartlarında nasıl bir durumun meydana geleceğini anlamak için, SBF yani taklit vücut sıvısı ortamında da bir kısım kuru ortam deney şartları sıvı ortamda da denenmiştir. Sıcaklık ölçümü ve histopatoloji sonuçları, SBF ortamında kuru ortama göre daha düşük sıcaklıkların oluştuğu gözlenmiştir. Nitekim sıvı ortamının hava ortamından daha hızlı bir soğutucu olduğu bilinen bir gerçektir. Dolayısıyla ortopedik cerrahi operasyon esnasında ortamdaki vücut sıvısının operasyon bölgesinden ısının uzaklaştırılmasında katkısı olacağı görüşü ileri sürülebilir. Bu ortam farkının oluşan sıcaklık miktarında yaklaşık 6°C'lik bir fark meydana getirdiği görülmüştür.

Diş kesme deneyleri sonucunda, artan aeratör basıncına bağlı olarak frezin devir sayısının artmasıyla birlikte sıcaklığın da arttığı gözlenmiştir ki bu durum beklenen bir sonuçtur. Ayrıca kemik kalitesinin benzer şekilde, diş kalitesinin de sıcaklık oluşumunda etkili olduğu görülmüştür. Artan diş yaşına bağlı olarak kesme bölgesindeki sıcaklığın da arttığı gözlenmiştir.

## **5.2. Öneriler**

Aşağıda belirtilen ve bu tez çalışmasının bir devamı olabilecek nitelikte çalışmaları yakın bir gelecekte yapmayı planlıyoruz.

➤ Gerçekleştirilen deneysel ve istatistiksel çalışmalar sonucunda elde edilen optimum değerleri, delme işlemini hatasız bir şekilde uygulayabilecek bir robot kolu tasarımı gerçekleştirilebilir. Çünkü devir sayısı, elektrikli matkaplarla ayarlanabilse de uygulanacak baskı kuvveti ve ilerleme miktarının, hekim tarafından belirtilen değerlerde tutularak cerrahi müdahalenin gerçekleştirilmesi olanaksızdır.

➤ Bulunan optimum değerlerde canlı bir denekte (*in vivo*), bu çalışmadan elde edilen optimum parametre değerleri uygulandıktan sonra kemik dokuda açılan deliğin kemik dokusu ile doldurması süreci incelenecektir.

➤ Canlı deneklerde (*in vivo*) açılan deliklere çeşitli vida ve pinler uygulanarak, delme işleminden kaynaklanan delik çevresindeki hasarlı delik cidarı ile vida arasındaki etkileşim ve vidanın deliğe adaptasyon süreci irdelenebilir. Bağlantının biyomekanik özellikleri karakterize edilecektir.

➤ TiBN olarak seçilen kaplanmış seramik filmin özelliklerinden daha iyi yeni bir kaplama türünün ne olabileceği konusunda literatür araştırması yapılarak bu konuda yeni bir çalışma başlatılacaktır.

## KAYNAKLAR

- [1] **Karmani, S.**, 2006. The thermal properties of bone and the effects of surgical intervention, *Current Orthopedics*, **20**, 52 – 58.
- [2] **Abukhshim, N.A., Mativenga, P.T. and Sheikh, M.A.**, 2006. Heat generation and temperature prediction in metal cutting: A review and implications for high speed machining, *Int. J. Machine Tools and Manufacture*, **46**, 782 – 800.
- [3] **Mukherjee, I. and Ray, P.K.**, 2006. A review of optimization techniques in metal cutting processes, *Computers and Industrial Engineering*, **50**, 15 – 34.
- [4] **Davies, M.A., Ueda, T., M'Saobi, R., Mullany, B. and Cooke, A.L.**, 2007. On the measurement of temperature in material removal processes, *Manufacturing Technology*, **56**, 581 – 684.
- [5] **Ueda, T., Nozaki, R. and Hosokawa, A.**, 2007. Temperature measurement of cutting edge in drilling effect of oil mist, *Manufacturing Technology*, **56**, 93 – 96.
- [6] **Weinert, K. and Kempmann, C.**, 2004. Cutting temperatures and their effects on the machining behavior in drilling reinforced plastic composites, *Advanced Engineering Materials*, **6**, 8.
- [7] **Sreejith, P.S., Krishnamurthy, R. and Malhotra, S.K.**, 2007. Effect of specific cutting pressure and temperature during machining of carbon/phenolic ablative composite using PCBN tools, *J. Materials Processing Technology*, **183**, 88 – 95.
- [8] **Hamade, R.F., Seif, C.Y. and Ismail, F.**, 2005. Extracting cutting force coefficients from drilling experiments, *Int. J. Machine Tools and Manufacture*, **46**, 387 – 396.
- [9] **Song, X., Lieh, J. and Yen, D.**, 2007. Application of small – hole dry drilling in bimetal part, *J. Materials Processing Technology*, **186**, 304 – 310.
- [10] **Reingewirtz, Y., Szmukler – Moncler, S. and Senger, B.**, 1997. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology, *Clinical Oral Implants Research*, **8**, 189 – 197.
- [11] **Bachus, K. N., Rondina, M.T. and Hutchinson, D.T.**, 2000. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study, *Medical Engineering Physics*, **22**, 685-691.
- [12] **Natali, C., Ingle, P. and Dowell, J.**, 1996. Orthopaedic bone drills – can they be improved?, *The Journal of Bone and Joint Surgery (Br)*, **78**, 357-362.
- [13] **Shin, H. C., and Yoon, Y. S.**, 2006. Bone temperature estimation during orthopaedic round bur milling operations, *J. Biomechanics*, **39**, 33-39.
- [14] **Shawary, M., Misch, C.E., Weller, N. and Tehemar, S.**, 2002. Heat generation during impasant drilling: the significance of motor speed, *J. Oral Maxillofacial Surgeons*, **60**, 1160 – 1169.
- [15] **Hillery, M. T., and Shuaib, I.**, 1999. Temperature effects in the drilling of human bovine bone, *J. Materials Processing Technology*, **92**, 302-308.
- [16] **Heidemann, W., Gerlach, K.L., Gröbel, K.H. and Köllner, H.G.**, 1998. Drill free screws: a new form of osteosynthesis screw, *J Cranio-Maxillofacial Surgery*, **26**, 163-168.
- [17] **Kerawala, C. J., Martin, Allan, W. and Williams, E.D.**, 1999. The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous

- preparation for osteosynthesis self-tapping screws, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol Endod*, **88**, 145- 150.
- [18] **Kim, J. W., Ahn, S.J. and Chang, Y.**, 2005. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage, *American J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, **128**, 190-194.
  - [19] **Jochum, R. M. and Reichart, P.A.**, 2000. Influence of multiple use of timedur-titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings, *Clinical Oral Implants Research*, **11**, 139-143.
  - [20] **Allan, W., Williams, E.D. and Kerawala, C.J.** , 2005. Effects of repeated drill use on temperatue of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws, *British J. Oral and Maxillofacial Surgery*, **43**, 314-319.
  - [21] **Chacon, G. E., Bower, D.L., Larsen, P.E., McGlumphy, E.A. and Beck, F.M.** , 2006. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization, *J. Oral Maxillofac Surg.*, **64**, 265-269.
  - [22] **Piska, M., Yang, L., Reed, M. and Salch, M.**, 2002. Drilling efficiency and temperature elevation of three types of kirschner-wire point, *The Journal of Bone and Joint Surgery (Br)*, **84**, 137-140.
  - [23] **Karmani, S., and Lam, F.**, 2004. The design and function of surgical drills and k-wires, *Current Orthopedics*, **18**, 484-490.
  - [24] **Draenert, F.G., Mathys, R., Ehrenfeld, M., Draenert, Y. and Draenert, K.**, 2007. Histological examination of drill sites in bovine rib bone after grinding in vitro with eight different devices, *British J. Oral Maxillofacial Surgery*, **45**, 548 – 552.
  - [25] **Firoozbakhsh, K., Moneim, M.S., Mikola, E. and Haltom, S.**, 2003. Heat generation during ulnar osteotomy with microsagittal saw blades, *The Iowa Orthopedic Journal*, **23**, 46 – 50.
  - [26] **Ercoll, C., Funkenbusch, P.D., Lee, H.J., Moss, M.E. and Graser, G.N.**, 2004. The influence of drill wear on cutting efficiency an heat production during osteotomy preparation for dental implants: A study of drill durability, *Int. J. Oral Maxillofacial Implants*, **19**, 335 – 349.
  - [27] **Abbas, G. M., and Jones, R. O.**, 2001. Measurements of drill-induced temperature change in the facial nevre during mastoid surgery: a cadaveric model using diamond burs, *The Annals of Otolology, Rhinology Laryngology*, **110**, 867-870.
  - [28] **Benington, I. C., Biagioni, P.A., Briggs, J., Sheridan, S. and Lamey, P.J.**, 2002. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation, *Clinical Oral Impl. Research*, **13**, 293-297.
  - [29] **Joo, W.**, 2008. Heat generation in one – piece implants during abutment preparation with high speed cutting instruments, *Zimmer Dental Copyright*.
  - [30] **Aslan, A., Vatansever, H.S., Aslan, G.G., Eskiizmir, G. and Giray, G.**, 2005. Effect of thermal energy produced by drilling on the facial nevre: histopathologic evaluation in guinea pigs, *The Journal of Larynology and Otolology*, **119**, 600-605.
  - [31] **Karunakar, M. A., Frankenburg, E.P. Le, T.T. and Hall, J.**, 2004. The thermal effects of intramedullary reaming, *J. Orthop. Trauma*, **18**, 674-679.
  - [32] **Wallace, R. J., Whitters, C.J., McGeough, J.A. and Muir, A.**, 2004. Experimental evaluation of laser cutting of bone, *J. Processing Technology*, **149**, 557-560.

- [33] **Eyrich, G. K. H.**, 2005. Laser osteotomy induced changes in bone, *Medical Laser Application*, **20**, 25-36.
- [34] **Mann, R.R., Aktushev, O., Gefen, A. and Jerby, E.**, 2006. Modeling the thermal conditions around sites of microwave drilling in bone, *J. Biomechanics*, **39**, 382 – 383.
- [35] **Mai, R., Lauer, G., Pilling, E., Jung, R., Leonhardt, H., Proff, P., Stadlinger, B., Pradel, W., Eckelt, U., Fanghanel, J. and Gedrange, T.**, 2007. Bone welding – A histological evaluation in the jaw, *Annals of Anatomy*, **189**, 350 – 355.
- [36] **Rogers, K. D., and Daniels, P.**, 2002. An X-Ray diffraction study of the effects of heat treatment on bone mineral microstructure, *Biomaterials*, **23**, 2577-2585.
- [37] **Deramond, H., Deramond, N.T. and Belkoff, S.M.**, 1999. Temperature elevation caused by bone cement polymerization during vertebroplasty, *Bone*, **25**, 17-21.
- [38] **Li, C., Schmid, S. and Mason, J.**, 2003. Effects of pre-cooling and pre-heating procedures on cement polymerization and thermal osteonecrosis in cemented hip replacements, *Medical Engineering and Physics*, **25**, 559-564.
- [39] **Larsen, T.V., Johnsson, R. and Strömqvist, B.**, 1995. Heat generation and heat protection in methylmethacrylate cementation of vertebral bodies, *European Spine J.*, **4**, 15 – 17.
- [40] **Sean, R.H. and James, D.F.**, 2000. Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone, *Medical Engineering and Physics*, **22**, 741 – 747.
- [41] **Bono, M. and Ni, J.**, 2006. The location of the maximum temperature on the cutting edges of a drill, *Int J Machine Tools and Manufacture*, **46**, 901 – 907.
- [42] **Chang, C.S.**, 2007. Prediction of the cutting temperatures of stainless steel with chamfered main cutting edge tools, *J Materials Processing Technology*, **190**, 332 – 341.
- [43] **Sugita, N., Osa, T. and Mitsuishi, M.**, 2009. Analysis and estimation of cutting – temperature distribution during end milling in relation to orthopedic surgery, *Medical Engineering and Physics*, **31**, 101 – 107.
- [44] **Tu, Y.K., Tsai, H.H. and Lin, L.C.**, 2008. Finite element simulation of drill bit and bone thermal contact during drilling, *Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2008. ICBBE 2008. The 2nd International Conference*, 16 – 18 May, 1268 – 1271pp.
- [45] **Wang, X.Y., Dai, L.Y., Xu, H.Z. and Chi, Y.L.**, 2008. Biomechanical effect of the extent of vertebral body fracture on the thoracolumbar spine with pedicle screw fixation: An in vitro study, *J Clinical Neuroscience*, **15**, 286 – 290.
- [46] **Morais, L.S., Serra, G.G., Muller, C.A., Andrade, L.R., Palermo, E.F.A., Elias, C.N. and Meyers, M.**, 2007. Titanium alloy mini – implants for orthodontic anchorage: Immediate loading and metal ion release, *Acta Biomaterialia*, **3**, 331 – 339.
- [47] **Jiang, C., Zhu, Y., Wang, M. and Rong, G.**, 2007. Biomechanical comparison of different pin configurations during percutaneous pinning for the treatment of proximal humeral fractures, *J Shoulder and Elbow Surgery*, **16**, 235 – 239.

- [48] **Cyr, S.J., Currier, B.L., Eck, J.C., Foy, A., Chen, Q., Larson, D.R., Yaszemski, M.J. and An, K.N.,** 2007. Fixation strength of unicortical versus bicortical C1 – C2 transarticular screws, *The Spine Journal*, **8**, 661 – 665.
- [49] **Park, H.S., Lee, Y.J., Jeong, S.H. and Kwon, T.G.,** 2008. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **133**, 30 – 37.
- [50] **Krupp, R., Nyland, J., Smith, C., Nawab, A., Burden, R. and Caborn, D.N.M.,** 2007. Biomechanical comparison between Centraloc and Intrafix fixation of quadrupled semitendinosus-gracilis allografts in cadaveric tibiae with low bone mineral density, *The Knee*, **14**, 306 – 313.
- [51] **Graichen, F., Bergmann, G. and Rohlmann, A.,** 1999. Hip endoprosthesis for in vivo measurement of joint force and temperature, *J of Biomechanics*, **32**, 1113 – 1117.
- [52] **Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., Verdonschot, N. and Lenthe, G.H.,** 2001. Frictional heating of total hip implants, Part1 measurements in patients, *J Biomechanics*, **34**, 421 – 428.
- [53] **Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., Verdonschot, N. and Lenthe, G.H.,** 2001. Frictional heating of total hip implants, Part2 finite element study, *J Biomechanics*, **34**, 429 – 435.
- [54] **Joskowicz, L., Milgrom, C., Shoham, M., Yaniv, Z. and Simkin, A.,** 2003. A robot-assisted system for long bone intramedullary distal locking: concept and preliminary results, *International Congress Series*, **1256**, 485-491.
- [55] **Lee, W. Y., and Shih, C. L.,** 2006. Control and breakthrough detection of a three-axis robotic bone drilling system, *Mechatronics*, **16**, 73-84.
- [56] **Sugita, N., Nakano, T., Nakajima, Y., Fujiwara, K., Abe, N., Ozaki, T., Suzuki, M. and Mitsuishi, M.,** 2009. Dynamic controlled milling process for bone machining, *J Materials Processing Technology*, **209**, 5777 – 5784.
- [57] **Denis, K., Ham, G.V., Sloten, J.V., Audekercke, R.V., Perre, G.V., Schutter, J., Kruth, J.P., Bellemans, J. and Fabry, G.,** 2001. Influence of bone milling parameters on the temperature rise, milling forces and surface flatness in view of robot assisted total knee arthroplasty, *International Congress Series*, **1230**, 300 – 306.
- [58] **Köm, M.,** 2000. Köpeklerde deneysel olarak oluşturulan tibia defektlerinin onarımında İlizarov sirküler eksternal fiksator cihazı kullanımı, *Doktora Tezi*, F.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Elazığ.
- [59] **Paşa, B. A.,** 1993. Distraksiyon osteogenesiz tekniği ile uzun kemiklerin diafizlerindeki segmental kemik kayıplarının giderilmesi (deneysel araştırma), *Tıpta Uzmanlık Tezi*, T.Ü., Tıp Fakültesi, Edirne
- [60] [www.upload.wikimedia.org/Fibula\\_et\\_tibia](http://www.upload.wikimedia.org/Fibula_et_tibia). 11 Aralık 2009.
- [61] <http://yazarlikyazilimi.meb.gov.tr/AYAK>. 11 Aralık 2009.
- [62] <http://www.jameda.de/524719>. 11 Aralık 2009.
- [63] <http://www.chiropractic-help.com/Pelvis1>. 11 Aralık 2009.
- [64] <http://www.umm.edu/en/Vertebra>. 11 Aralık 2009.
- [65] <http://faculty.irs.edu/bone%20structure>. 11 Aralık 2009.
- [66] <http://homepage.mac.com/bonestruct>. 11 Aralık 2009.

- [67] **Kaynak, Y.**, 2006. Matkap ile delik delme esnasında kesme parametrelerinin kesme kuvveti ve sıcaklığın değişimine etkisinin deneysel olarak incelenmesi, *Yüksek Lisans Tezi*, M.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [68] **Çakır, M. C.**, 2000. Modern Talaşlı İmalat Yöntemleri, Vipaş A.Ş., Bursa
- [69] **Akün, F.**, 1978. Takım Tezgahları, İTÜ, İstanbul.
- [70] **Donaldson, LeCain, G.H., Gold, V.C.**, 1973. Tool Design, McGraw-Hill Book Company, New York.
- [71] **Kıyak, M.**, 2000. Tek kesen ağızlı kesici takımlarda ortagonal talaş kaldırmada sıcaklığın talaş kırılmasına etkisinin incelenmesi, *Doktora Tezi*, Y.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [72] **Karaca, F.**, 2004. CNC torna tezgahlarında talaş kaldırma esnasında takım ucunda meydana gelen ısının deneysel olarak araştırılması, *Yüksek Lisans Tezi*, F.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, Elazığ.
- [73] **Saha, S., Pal, S. and Albright, J.A.**, 1982. Surgical drilling: Design and performance of an improved drill, *J. Biomechanic Eng*, **104**, 245-252.
- [74] **Canıyılmaz, E.**, 2001. Kalite geliştirmede Taguchi metodu ve bir uygulama, *Yüksek Lisans Tezi*, G.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [75] **Çaydaş, U.**, 2008. Ti6Al4V alaşımının elektro erozyon ve elektro kimyasal işleme yöntemleri ile işlenebilirliğinin araştırılması, *Doktora Tezi*, F.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, Elazığ.
- [76] **Ohtsuki, C.**, 2009. How to prepare the simulated body fluid (SBF) and its related solutions. <http://mswebs.naist.jp/LABs/tanihara/ohtsuki/SBF/index.html>, 05 Ocak 2010.

## **ÖZGEÇMİŞ**

09/09/1978 tarihinde Elazığ'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Elazığ ilindeki muhtelif okullarda tamamladı. 1997 – 1998 eğitim öğretim yılında Fırat Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Talaşlı Üretim Öğretmenliği Bölümü'ne merkezi sınav sisteminden yerleşti, 2001 yılında başarı ile mezun oldu.

2002 yılında Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Eğitimi Anabilim Dalında Yüksek Lisans eğitimine başladı. “CNC Torna Tezgahlarında Talaş Kaldırma Esnasında Takım Ucunda Meydana Gelen Isının Deneysel Olarak Araştırılması” başlıklı tezi tamamlayarak 2004 yılında mezun oldu. Aynı yıl F.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Eğitimi Anabilim Dalında Doktora eğitimine başladı. 2007 – 2009 yılları arasında F.Ü. Muş Meslek Yüksek Okulunda iki yıl süre ile Makine Programında öğretim görevlisi olarak çalıştı. 2009 yılında F.Ü. Teknik Eğitim Fakültesi Makine Eğitimi Bölümüne araştırma görevlisi olarak atanmış olup halen görevine devam etmektedir.