KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAKİNE EĞİTİMİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

KEMİK DELME İŞLEMİNDE ISIL HASARIN ÖNLENMESİ İÇİN MATKAP TASARIMI VE PROTOTİP İMALATI

KADİR GÖK

KOCAELİ 2014

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAKİNE EĞİTİMİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

KEMİK DELME İŞLEMİNDE ISIL HASARIN ÖNLENMESİ İÇİN MATKAP TASARIMI VE PROTOTİP İMALATI

KADİR GÖK

Prof.Dr. Yasin KİŞİOĞLU **Danışman, Kocaeli Üniv.**	.....
Prof.Dr. Reşat ÖZCAN **Jüri Üyesi, Bursa Orhangazi Üniv.**	.....
Prof.Dr. Mehmet UÇAR **Jüri Üyesi, Kocaeli Üniv.**	.....
Doç.Dr. Ali ÇINAR **Jüri Üyesi, Kocaeli Üniv.**	.....
Yrd.Doç.Dr. Arif ÖZKAN **Jüri Üyesi, Düzce Üniv.**	.....

Tezin Savunulduğu Tarih: 08.05.2014

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Günlük yaşantımızda, insanlar bazı kaza ya da istenmeyen travmalarla karşı karşıya gelebilirler. Bu kazaların sonucu insan kas-iskelet sisteminde çeşitli tipte kırıklar oluşabilir. Bu kırıkların hassas ve doğru bir biçimde pozisyonlanması için bir takım biyo-uyumlu plaka ve vidalarla sabitlemek gerekmektedir. Öncelikle plakayı vida ile sabitlemek için vida boyutlarına uygun bir matkap ucu ile kemik delme işlemi gerçekleştirilir. Delme işlemi sırasında sürtünmeden dolayı matkap ve kemik ara yüzünde aşırı ısınma meydana gelecektir. Bu ısı sonucu kemikte oluşan sıcaklık değeri belirli bir kritik değeri geçtiğinde kemik ve çevre dokularında geri dönüşü olmayan hasarlar meydana gelebilmektedir. Bu hasar ile kemik kansız kalmakta ve kemikte nekroz (kemik ölümü) oluşmaktadır. Bu çalışmada, oluşan bu nekrozu önlemek için kendinden soğutmalı bir cerrahi matkap ucu ve delme sistemi geliştirilmiştir. Delme sistemi ile taze sığır kemikleri kullanılarak yapılan cerrahi kemik delme işlemleri sonucu kemik sıcaklıklarında %25-30 aralığında ºC olarak azalma görülmüştür.

Bu tez çalışmasında, biyomekanik konusunda araştırma yapmam için imkân tanıyan ve çalışmalarımı teşvik eden, her türlü yakın ilgilerini, yardımlarını ve değerli zamanını esirgemeyen danışmanım Prof. Dr. Yasin KİŞİOĞLU'na sonsuz teşekkür ve şükranlarımı sunarım.

Kocaeli Üniversitesi Makine Eğitimi Bölümü Öğretim Üyeleri ve Araştırma Görevlilerine, Tıp Fakültesi Öğretim Üyelerine teşekkürlerimi sunarım. 4-C Medikal ve Busel Makina uzmanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalışması, Kocaeli Üniversitesi destekli 2012/44 numaralı bilimsel araştırma projesi kapsamında sağlanan katkılar ve imkânlar ile yapılmış olup desteğinden dolayı Kocaeli Üniversitesine teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca, maddi ve manevi destekleri için, Annem Emine GÖK' e, Babam Cemalettin GÖK' e, her zaman yanımda olan ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen Eşim Tevhide GÖK' e, tez çalışmasının optimizasyon ayağında yardımlarını esirgemeyen kardeşim Yrd. Doç. Dr. Arif GÖK' e ve desteklerinden dolayı kardeşim Cemal GÖK' e, ve değerli meslektaşım Osman Özdamar' a teşekkürlerimi ve şükranlarımı sunarım.

Mayıs - 2014 Kadir GÖK

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR i
İÇİNDEKİLER ii
ŞEKİLLER DİZİNİ iv
TABLOLAR DİZİNİ vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ viii
ÖZET x
ABSTRACT xi
GİRİŞ 1
1. LİTERATÜR TARAMASI 3
1.1. Kemik Tipi ve Yoğunluğu 3
1.2. Delme Parametrelerinin Etkisi 4
1.3. Isı Oluşumu ve Sıcaklık Dağılımının Ölçülmesi 7
1.4. Cerrahi Matkap Ucu ve Geometrisi 10
1.5. Kemik Delme İçin Medikal Cihazların Geliştirilmesi 15
1.6. Soğutma Sıvısı Kullanımı 22
1.7. Cerrahi Kemik Delmenin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi 27
1.8. Optimizasyon Çalışmaları 32
2. KEMİK YAPISI 34
2.1. Kemik Dokusunun Genel Özellikleri 36
2.2. Kemiklerin Sınıflandırılması 36
3. DELİK DELME İŞLEMİ 39
3.2. Cerrahi Kemik Delme İşlemi 42
3.3. Delme İşleminin Etkileyen Faktörler 43
3.3.1. Malzemenin türü 43
3.3.2. Delme parametreleri 45
3.3.3. Delme işleminde kesme ve ilerleme gücü 46
3.3.4. Matkap uç geometrisi 47
3.3.5. Soğutma sıvısı kullanımı 54
4. ISIL HASAR (NEKROZ) 56
4.1. Isı Oluşumu 56
4.2. Isıl Hasarın Kemik Üzerindeki Etkisi 58
5. CERRAHİ MATKAP SİSTEMİNİN TASARIMI VE İMALATI 60
5.1. Cerrahi Matkap Ucu ve Delme Sisteminin Tasarımı 60
5.2. Cerrahi Matkap Ucu ve Delme Sisteminin İmalatı 64
5.3. Cerrahi Matkap Ucunun Isıl İşlemi, Taşlanması ve Kaplanması 66
5.4. Nekroza Sebep Olan Kritik Sıcaklığın Tanımı 68
5.5. Deneysel Tasarım Metodu 73
5.5.1. Sistem tasarımı 74
5.5.2. Parametre tasarımı 74
5.5.3. Tolerans tasarımı 78
5.6. Deney Düzeneğinin Hazırlanması 79
5.7. Bilgisayar Destekli Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) 82
5.7.1. Yükleme ve sınır şartları 85

5.7.2. Kemik delme sürecinin ısıl modeli 86
5.7.3. Malzeme modeli 89
6. DELME ESNASINDA KEMİK SICAKLIKLARININ ÖLÇÜLMESİ 92
6.1. Kemik Sıcaklıklarının İstatiksel Analizi 94
6.2. En İyi Parametrelerin Belirlenmesi 95
6.3. Doğrulama Deneyleri 96
6.4. Ortalama Tahminlere Göre Güven Aralığı 97
6.5. Delme İşlemi Parametrelerinin Kemik Sıcaklığına Etkisi 98
6.5.1. Kesme hızının kemik sıcaklığına etkisi 98
6.5.2. İlerleme hızının kemik sıcaklığına etkisi 100
6.5.3. Soğutma işleminin kemik sıcaklığına etkisi 107
6.5.4. Matkap Çapının Kemik Sıcaklığına Etkisi 109
6.6. Deneysel ve Simülasyon Sonuçlarının Karşılaştırılması 112
7. SONUÇ VE ÖNERİLER 117
KAYNAKLAR 120
EKLER 130
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER 138
ÖZGEÇMİŞ 139

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. CNC tezgâhında kemik delme işlemi 4
Şekil 1.2. Deney düzeneği 5
Şekil 1.3. 5 farklı pim tipi 6
Şekil 1.4. Delme parametrelerinin ısı ve sıcaklık oluşumuna etkisi 8
Şekil 1.5. Deneysel düzenek 9
Şekil 1.6. Delme işlemi için, a) Deney düzeneği, b) Matkap çeşitleri 11
Şekil 1.7. Delme işlemleri için, a) köpük bloklar, b) pleksiglastan yapılmış 3 boyutlu ölçüm cihazı 12
Şekil 1.8. Matkap uçları, a) standart matkap ucu, b) inceltilmiş matkap ucu 13
Şekil 1.9. DRIBON kemik delme sistemi 16
Şekil 1.10. Robotik kemik delme sistemi 16
Şekil 1.11. Kalça trokanter kırığının pozisyonlaması 18
Şekil 1.12. Geliştirilen delme presi tasarımı 19
Şekil 1.13. İlerleme kontrollü el matkabı 20
Şekil 1.14. Kafatası delme işlemi için geliştirilen modüler mekatronik sistem 20
Şekil 1.15. Kuvvet izleme 21
Şekil 1.16. Dokuz eksenli bir kemik kesme prototipi 22
Şekil 1.17. Soğutma türleri, a) dışardan soğutma, b) içerden soğutma..... 23
Şekil 1.18. Yeni geliştirilen bir takım tezgâhı 24
Şekil 1.19. 3 eksenli mini CNC tezgâhında domuz kemiğinin delme işlemi 25
Şekil 1.20. İçerden soğutmalı manuel delme sistemi 26
Şekil 1.21. Termokupul ve deney düzeneğinin ayarlanması 26
Şekil 1.22. Düzlemsel kesmede, kesme kuvvetleri ölçmek için deney düzeneği 29
Şekil 1.23. Delik delme işlemleri için deney düzeneği 30
Şekil 1.24. Deney düzeneği..... 32
Şekil 2.1. Kabuksu ve süngerimsi kemik..... 35
Şekil 2.2. Kemiğin üzerindeki dokular 35
Şekil 2.3. Sert kemik üzerindeki bileşenler 36
Şekil 3.1. Delme işlemi..... 40
Şekil 3.2. Delme ile ilgili işleme operasyonları, a) raybalama, b) kılavuz çekme, c) düz havşa açma, d) konik havşa açma, e) punta deliği açma, f) pul yatağı açma 42
Şekil 3.3. Kalça kemiğine ait kırık cerrahisinde süngerimsi kemiğin delinmesi 43
Şekil 3.4. Delme parametreleri..... 46
Şekil 3.5. Matkap ucu geometrik özellikleri 48
Şekil 3.6. Matkap uç açıları..... 50
Şekil 3.7. Matkap helis açıları..... 51
Şekil 3.8. Boşluk açıları 52
Şekil 3.9. Ortogonal kesmede takım açıları 53
Şekil 3.10. Matkap öz kalınlığı 53
Şekil 4.1. Talaş kaldırma işleminde takım, talaş ve iş parçasında meydana gelen ısı dağılımı 57
Şekil 4.2. Ortogonal kesmede ısı ve sıcaklık oluşumu..... 58

Şekil 4.3. Nekroz, a) implantın kenarları etrafında doku ölmesi, b) sağlıklı kemiğin nekroza uğraması 59
Şekil 5.1. Cerrahi delme sisteminin şematik olarak görünümü 61
Şekil 5.2. 3D optik tarayıcı kullanılarak orijinal cerrahi matkap ucunun taranması 63
Şekil 5.3. Kapalı-devre soğutma kanallarında soğutucu akışkan için akış analizi 64
Şekil 5.4. Concept laser makinesi 65
Şekil 5.5. Hızlı prototip metoduyla cerrahi matkabın üretilmesi 65
Şekil 5.6. CL 20ES paslanmaz çelik tozlarından üretilen malzemenin mikro yapısı 66
Şekil 5.7. Cerrahi matkap yüzeylerinin, a) taşlanması ve ucun bilenmesi, b) cerrahi matkabın kaplanması 67
Şekil 5.8. Kemik delme deneyi 69
Şekil 5.9. Kemik delme işleminde kritik sıcaklığın ölçülmesi, a) 1. delme işlemi, b) 2. delme işlemi 70
Şekil 5.10. Isıtma ve delme işlemleri 70
Şekil 5.11. Isıtma işlemi sırasında kemiğin zamana bağlı olarak sıcaklık değişimi 71
Şekil 5.12. Kemik ve matkap ara yüzünde oluşan sıcaklık değişimi 71
Şekil 5.13. Bir kap içerisinde kemiğin sıcaklığının 36 °C 'ye yükseltilmesi..... 72
Şekil 5.14. Kemikte oluşan sıcaklık değişimi, a) 4. delme işlemi, b) 5. delme işlemi 72
Şekil 5.15. Kemik delme test ünitesi şematik diyagramı 80
Şekil 5.16. Kemik delme deney düzeneği 81
Şekil 5.17. Delme testleri sırasında kemik numunesinde termokupulun yerleşimi 82
Şekil 5.18. Eğrilerin küçük çizgilere bölünmesi 83
Şekil 5.19. Daireyi elemanlara bölmek 83
Şekil 5.20. Eleman tipleri, a) 1 boyutlu çizgisel eleman, b) 2 boyutlu düzlem eleman, c) 3 boyutlu katı eleman 84
Şekil 5.21. Kemik ve cerrahi matkap ucu modelinin ağ yapısı 88
Şekil 5.22. Sonlu eleman modeli için, a) sınır şartları, b) enerji dönüşümü 89
Şekil 5.23. Kemiğin akış gerilmesi (flow stress) eğrileri 90
Şekil 6.2. Soğutmasız şartlarda elde edilen sıcaklıklar üzerinde parametrelerin etkileri ve S/N oranları 94
Şekil 6.3. Çap 10mm'lik cerrahi matkapla yapılan delme işlemlerinde termokupul sensör ile ölçülen kemik sıcaklık değerleri..... 99
Şekil 6.4. Çap 10mm'lik cerrahi matkapla yapılan delme işlemlerinde TSS ile ölçülen kemik sıcaklık değerleri 100
Şekil 6.5. Çap 10mm'lik cerrahi matkapla soğutmasız delme işlemlerinde farklı kesme hızlarında TSS kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri, a) 12.56 m/dak, b) 25.12 m/dak, c) 37.68 m/dak, d) 50.24 m/dak..... 101
Şekil 6.6. Çap 10mm'lik cerrahi matkapla soğutmalı delme işlemlerinde farklı kesme hızlarında TSS kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri, a) 12.56 m/dak, b) 25.12 m/dak, c) 37.68 m/dak, d) 50.24 m/dak..... 103
Şekil 6.7. Soğutmasız şartlar için farklı ilerleme hızlarında kemiğin sıcaklık değişimi, a) termokupul ile ölçüm, b) TSS ile ölçüm 105

Şekil 6.8. Soğutmalı şartlar için farklı ilerleme hızlarında kemiğin sıcaklık değişimi, a) termokupul ile ölçüm, b) TSS ile ölçüm 106
Şekil 6.9. Farklı çaplardaki cerrahi matkaplarla yapılan delme işlemlerinde termokupul sensör ile ölçülen kemik sıcaklık değerleri, a) soğutmalı delme, b) soğutmasız delme 110
Şekil 6.10. Farklı çaplardaki cerrahi matkaplarla yapılan delme işlemlerinde TSS ile ölçülen kemik sıcaklık değerleri..... 111
Şekil 6.11. Kemik delme işlemi, a) termokupul ve SEA simülasyon sonuçları, b) TSS ve SEA simülasyon sonuçları 113
Şekil 6.12. SEA simülasyon sonuçlarının termokupul düzeneğine göre ölçülmesi 114
Şekil 6.13. TTS kullanılarak soğutmalı delmede kemik sıcaklıkları, a) deneysel, b) SEA 115
Şekil 6.14. TSS kullanılarak soğutmalı delme işleminde farklı delme derinliklerinde kemik sıcaklıkları, a) 5 mm, b) 10 mm, c) 15 mm, ve d) 20 mm..... 116

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 5.1. CL 20ES paslanmaz çelik tozunun kimyasal bileşimi 66
Tablo 5.2. CL 20ES paslanmaz çelik tozunun mekanik özellikleri 67
Tablo 5.3. Kaplama malzemesinin özellikleri..... 68
Tablo 5.4. L_9 (3^4) Ortogonal Dikey Dizini..... 76
Tablo 5.5. Her düzeye karşılık gelen η ortalamaları 77
Tablo 5.6. Simülasyon modeli için delme ve ısı transfer parametreleri..... 89
Tablo 5.7. Simülasyon modeli için malzemelerin mekanik ve ısıl özellikleri 91
Tablo 6.1. Delme Parametreleri ve Seviyeleri 93
Tablo 6.2. Soğutmalı delmeden elde edilen kemik sıcaklıkları için ANOVA sonuçları..... 95
Tablo 6.3. Soğutmasız delmeden elde edilen kemik sıcaklıkları için ANOVA sonuçları..... 95
Tablo 6.4. Soğutmalı ve soğutmasız olarak hesaplanan sıcaklık değerlerinin sonuçları..... 96
Tablo 6.5. Soğutmalı ve soğutmasız delme için hesaplanan ve doğrulama deneylerinin karşılaştırılması..... 97
Tablo 6.6. Güven aralığı değerleri 97
Tablo 6.7. Termokupul kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri (Çap: 10 mm)..... 107
Tablo 6.8. TSS kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri (Çap: 10 mm)..... 108
Tablo 6.9. Termokupul kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri (Çap: 8 mm)..... 108
Tablo 6.10. TSS kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri (Çap: 8 mm)..... 109

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

A : Talaş kesitini, (mm^2)
a_p : Talaş genişliği, (mm)
A_c : Temas alanı, (mm^2)
C_p : Isı kapasitesi, (j/kgK)
D : Takım çapı, (mm)
f : Devir başına ilerleme, (mm/dev)
F_c : Kesme kuvveti, (N)
f_z : Diş başına ilerleme, (mm/dev)
F_r : Radyal kuvvet, (N)
F_t : İlerleme kuvveti, (N)
h : Isı transfer katsayısı, (W/m^2K)
k : Isı iletim katsayısı, (W/mK)
L : Latin kare tabanı
n : Devir sayısı, (dev/dak)
P_c : Kesme gücü, (W)
P_f : İlerleme gücü, (W)
P_T : Toplam Güç, (W)
Q : Toplam ısı miktarı, (W)
S/N : Sinyal/Gürültü
T_{cal} : Tahmini sıcaklık değeri, (^oC)
T_d : Cerrahi matkap ucunun sıcaklığı, (^oC)
T_m : Malzeme (kemik) sıcaklığı, (^oC)
T_o : Ortam sıcaklığı, (^oC)
V_c : Kesme hızı, (m/dak)
V_f : İlerleme hızı, (mm/dak)
X : Tasarımdaki deney sayısı
Y : Deneydeki seviye sayısı
Z : Deneyde kullanılabilecek maksimum faktör sayısı
ρ : Yoğunluk, (kg/m^3)
η_{cal} : Seçilen en iyi seviyelerin S/N değerlerinin $\bar{\eta}_m$' den farkının toplamı
$\bar{\eta}_m$: Sıcaklık değerleri için S/N değerlerinin aritmetik ortalaması

Kısaltmalar

3D : Üç boyutlu
BDT : Bilgisayar Destekli Tasarım
BUE : Built Up Edge (Kenara Talaş Sıvanması)
CBN : Cubic Boron Nitride (Kübik Bor Nitrit)
CNC : Computer Numeric Control (Bilgisayarlı Sayısal Kontrol)
CT : Computed Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)
EP : Extreme Pressure (Aşırı Basınç)

KMY : Kemik Mineral Yoğunluğu
KT : Kareler Toplamı
NC : Numeric Control (Sayısal Kontrol)
RE : Reverse Engineering (Tersine Mühendislik)
SD : Serbestlik Derecesi
SE : Sonlu Elemanlar
SEA : Sonlu Elemanlar Analizi
TSS : Temassız Sıcaklık Sensörü

KEMİK DELME İŞLEMİNDE ISIL HASARIN ÖNLENMESİ İÇİN MATKAP TASARIMI VE PROTOTİP İMALATI

ÖZET

Cerrahi operasyonlar sırasında kemik delme sürecinde, arzu edilmeyen sıcaklıktan dolayı artan ısı bazen kemik ve çevre dokularında ciddi hasarlar oluşturabilir. Doku hasarı aşırı ısınma sonucu genellikle 47ºC ve üzeri sıcaklıklarda oluşmakta ve dolayısı ile bu sıcaklık değeri kritik sıcaklık sınırı olarak tanımlanır ve delme sırasında osteonekroza (kemik ölümü) sebep olur. Bu çalışmada, ortopedik cerrahi kemik delme uygulamalarında, aşırı ısınmayı engellemek için yeni bir delme sistemi geliştirilmiş ve prototip olarak imal edilmiştir. Geliştirilen sistem, delme işlemi esnasında istenmeyen sıcaklık artışını önlemek için kapalı devre çalışan soğutma sistemine sahiptir. Bu sistem aynı zamanda, bir cerrahi el matkap makinasına monte edilebilen bir matkap uç mandrenine sahiptir. Sisteme ait iki farklı matkap ucu, 8 ve 10 mm, çaplarında üretilmiştir. Geliştirilen bu sistem, farklı delme işlemi parametreleri altında laboratuvar ortamında taze sığır kemiklerinin üzerinde delme deneylerine tabi tutulmuştur. Delme deneyi esnasında, hem kemiklerde hem de kemik talaşlarında oluşan sıcaklıklar ölçülmüştür. Bu sıcaklıkları ölçmek için iki farklı sensör, termokupul ve temassız sıcaklık sensörü (TSS) kullanılmıştır. Kemik delme deneyi esnasında, geliştirilen sistemin gizli soğutma kanalının içerisinde soğutma sıvısı olarak su kullanılmıştır. Delme deneyi esnasında oluşan sıcaklıklar hem soğutma sıvısı kullanarak hem de soğutma sıvısı kullanmadan ölçülmüş ve elde edilen sıcaklık değerleri karşılaştırılmıştır. Ayrıca, kesme hızı, ilerleme hızı ve takım çapı gibi delme işlemi parametrelerinin etkileri de ölçülmüştür. İlaveten, yapılan bu deneysel çalışmalar, sonlu elemanlar analizi (SEA) sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Delme işlemi parametrelerinin sıcaklık artışına ve delme sürecine etkisi de deneysel tasarım metodu kullanılarak optimize edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Cerrahi Matkap, Delme Sistemi, İçerden Soğutma, Kemik Delme.

DRILL DESIGN AND PROTOTYPE MANUFACTURING TO PREVENT OF THERMAL DAMAGE IN BONE DRILLING PROCESS

ABSTRACT

In bone drilling process during the surgical operations, heating increases extremely due to undesired temperature rise that sometimes seriously damages the bones and soft tissues. Tissue damages due to overheating occur usually at 47ºC or above so that 47°C known as a critical limit above which the drilling causes osteonecrosis. In this study, a new driller system was developed to prevent the overheating in orthopedic surgical applications and it was manufactured as prototype. The driller system has a closed-circuit cooling system to reduce the undesired temperature rise during the bone drilling process. This system has also a drill chuck which can be mounted to a surgical hand drill. Two different drill bits with diameter of 8mm and 10 mm are manufactured for driller system. This system developed was subjected to drilling tests experimentally in vitro by drilling fresh bovine bones using different processing parameters. The temperatures levels of bone and bone chips were measured during the drilling tests. In order to measure these temperatures, both thermocouple and non-contact sensors (NCS) were used. Water was used as coolant inside of hidden cooling slot of developed system during the bone drilling. The temperatures occurred during the drilling test were measured as with/without coolant and compared each other. The effects of drilling process parameters such as spindle speed, feed rate and tool diameter were also measured. Additionally, these experimental studies were compared finite element analysis (FEA) results. The effect to the temperature increasing and drilling process of drilling process parameters was optimized using experimental design method.

Keywords: Biomechanics, Surgical Drill, Driller System, Internal Cooling, Bone Drilling.

GİRİŞ

Ortopedik cerrahide kemik delme işleminde cerrah tarafından elle müdahale edilen motor sürücülü araçlar kullanılır. Müdahalelerin büyük bir çoğunluğunda matkaplar kullanılmaktadır. Delme işlemi sırasında sürtünmeden dolayı matkap ve kemik ara yüzünde bir ısı meydana gelmektedir. Bu ısı kritik sıcaklık olarak kabul edilen sıcaklık değerini aştığı takdirde, kemik ve çevre dokularında geri dönüşü olmayan hasarlara sebep olmaktadır. Nekroz (necrosis) olarak adlandırılan bu olayda kemiğin doğal yapısı değişmekte ve hücre yapısı bozulmaktadır. Nekroz, kemik ve çevre dokularında oluşan hasarlar, kemik ve implant arasında gevşeme problemleri veya uyumsuzluk meydana getirerek, implantasyon başarısını azaltmaktadır. Bu duruma sebep olan ısınma, delme parametrelerinden kesici takım geometrisine kadar birçok faktöre bağlıdır. Sürtünme ve dolayısıyla ısınmadan kaynaklanan sıcaklığın kontrol edilmesi veya önlenmesi meydana gelecek hasarların azaltılması veya yok edilmesi açısından çok önemlidir. Özellikle kemik delme sırasında oluşan ısıyı kesici kenardan uzağa iletmek oldukça zordur. Çünkü kemiğin ısı iletim katsayısı zayıftır ve kemik ısıya karşı çok hassastır. Kemik delme işlemi sırasında herhangi bir soğutucu sıvı kullanılması da [1] enfeksiyon tehlikesinden dolayı [2] tercih edilmemektedir. Delme sırasında oluşan bu sıcaklık, delme parametrelerinden kesici takım geometrisine kadar birçok faktöre bağlıdır. Oluşan bu sıcaklığın kontrol edilmesi meydana gelecek hasarların minimize edilmesi açısından önemlidir.

Bu çalışmanın amacı, ortopedik cerrahide kemik delme işlemlerinde kemik ve matkap ucu arasında sürtünmeden kaynaklanan aşırı ısınma sonucu oluşan sıcaklığın sebep olduğu nekroz olayını önlemektir. Bunun için gizli soğutma kanallarına sahip yeni bir matkap ucu, cerrahi delme sisteminin tasarımı ve prototip imalatı yapılmıştır. Delme bölgesine içerden ve dışardan soğutma uygulanan soğutma sistemli matkap tasarımları olmasına rağmen cerrahi kemik delme sırasında kemik ve çevre dokularında oluşan hasarı önleyici bir çözüm şimdiye kadar tam olarak geliştirilmemiştir. Bu çalışma için asıl amaç kemik delme sırasında arzu edilmeyen sıcaklık yükselmesini önleyecek yeni bir cerrahi matkap sistemi geliştirmektir. Bu

delme sistemi ile kemik delme süreci sırasında oluşan kemik sıcaklıklarını ölçmek için laboratuvar ortamında deneysel olarak bir seri delme testi gerçekleştirilecektir. Taguchi metodu kullanılarak en uygun verilere ulaşmak hedeflenmiş, soğutmalı ve soğutmasız durumlar için sıcaklık yükselmesinde en etkili süreç parametrelerini belirlemek için istatiksel varyans analizi (ANOVA) gerçekleştirilecektir. Soğutma sistemi ile ölçülen sıcaklık seviyeleri soğutma olmadan standart kemik delme süreci ile karşılaştırılacaktır. Ayrıca, kemik delme işleminin sonlu eleman analizine (SEA) dayalı olarak delme simülasyonlarının gerçekleştirilmesi hedeflenmektedir. Bu işlem için DEFORM -3D yazılımı kullanılacaktır.

Bu tez çalışması, 7 bölümden oluşmaktadır. Bölüm 1'de cerrahi kemik delme ile ilgili literatürde yapılmış çalışmalar hakkında bilgi verilmiştir. Bölüm 2'de kemik yapısı, kemik dokusunun genel özellikleri ve kemiklerin sınıflandırılması hakkında bilgiler verilmiştir. Bölüm 3'de delik delme işlemi, klasik ve cerrahi kemik delme işlemleri karşılaştırılmış, delme işlemi hakkında bilgi verilmiş ve delme işlemini etkileyen faktörler açıklanmıştır. Bölüm 4'de ısıl hasar, ısı oluşumu ve ısıl hasarın kemik üzerindeki etkisine değinilmiştir. Bölüm 5'de cerrahi matkap sisteminin tasarımı ve imalatına değinilmiştir. Bölüm 6'de kemik sıcaklıklarının ölçülmesi gerçekleştirilmiş ve elde edilen sonuçlar Bölüm 7'de tartışılmış ve öneriler değerlendirilmiştir.

1. LİTERATÜR TARAMASI

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

1.1. Kemik Tipi ve Yoğunluğu

Kas-iskelet sistemindeki kemik yoğunluğu ve kemik türü, kemiğin yapısı ve sertliği açısından önem taşımaktadır. Yaşlı hastalardaki kemik mineral yoğunluğu (KMY) ile genç hastadaki KMY çok farklıdır. Kemik içerisindeki kalsiyum miktarı kemiğin yoğunluğu ve sertliğini etkilemektedir. Bazı araştırmacılar cerrahi kemik delme sırasında kemik tipi ve yoğunluğu [3-6] üzerine çalışmışlardır. Son zamanlarda, bazı araştırmacılar [7], KMY ile kemik sıcaklık değişimini araştırmak için deneyler gerçekleştirmiştir (Şekil 1.1). Delme sırasında oluşan sıcaklığın, KMY'nin artmasıyla arttığını gördüler. Bunun nedeni de kemik sertliğinin kemik mineral yoğunluğundan etkilendiğini ve KMY'nin artmasıyla kemik sertliğinin artmasıyla açıkladılar. Hastanın yaşı, vücuttaki kemiğin alanı ve kişiden kişiye kemik özelliklerindeki değişim aynı zamanda kemik delme sırasında oluşan sıcaklık ve üzerinde etkili bir parametredir. Bu faktörler kemik yoğunluğu ile ilişkilendirilebilir.



Şekil 1.1. CNC tezgâhında kemik delme işlemi [7]

1.2. Delme Parametrelerinin Etkisi

Dönme ve ilerleme hızı, matkap çapı, matkap uç açısı gibi delme parametrelerinin etkisi kemik delme işlemlerinde çok önemlidir. Bu parametreler delme ve kesme işlemlerinde çok önemli olduğu için optimum düzeyde seçilmeleri gerekmektedir. Bu parametrelerin yanlış kullanımı kemik dokusunda hasarlara sebep olabilmektedir [8-11]. Birçok araştırmacı delme parametrelerini göz önüne alarak kemik delme işlemleri gerçekleştirmiştir.

Augustin ve arkadaşları laboratuvar ortamında tüm parametreleri hesaba katarak, cansız domuz kemiği ile delme işlemleri sırasında kemik sıcaklığını maksimum düzeyde azaltacak en uygun metodu elde etmeye çalışmışlardır [12]. Deneyler sonucunda, matkap çapı ve kesme hızındaki artış kemik sıcaklığında artışa sebep olurken, matkap uç açısındaki değişimler kemik sıcaklığının artışında önemli bir etki göstermemiştir. İlerleme hızındaki artış ise kemik sıcaklığındaki artışı düşürmüştür. Çalışmada kullanılan deney düzeneği Şekil 1.2'de görülmektedir.

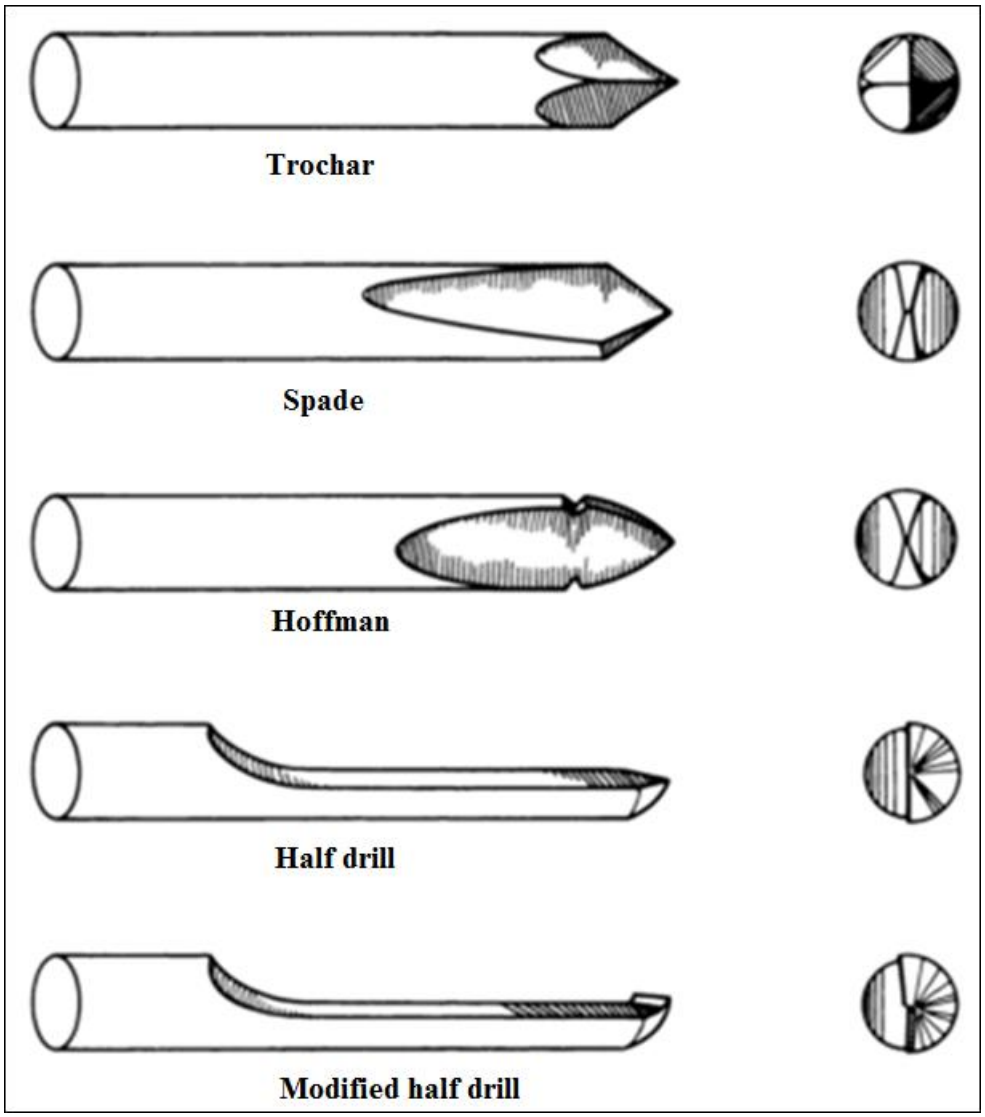


Şekil 1.2. Deney düzeneği [12]

Toews ve arkadaşları yüksek ve düşük hızlarda, kontrollü ilerleme hızı kullanarak, 6.2 mm çapında matkap ucu ile at hayvanın sert (cortical) kemiğinin delinmesinde oluşan ısının miktarını incelemişlerdir [4]. Sonuçlara dayanarak, kemik delme sırasında mümkün olduğunca hızlı eksenel kuvvet uygulanması ve düşük dönme hızları kullanılması tavsiye edilmiştir.

Matthews ve arkadaşları pim yerleştirme, pim uç geometrisi (Şekil 1.3) ve ön delme işlemi sırasında kesme hızının etkilerini ölçmek için sabitleme pimlerinin yerleştirilmesinde kemikte oluşan sıcaklıkları ölçmüşlerdir [13]. Çalışma sonunda,

ön delik delme işleminin hem maksimum sıcaklık hem de işlem süresi açısından oldukça etkili olduğunu bulmuşlardır. Bu teknik, klinik kullanım için mümkün olan her durumda tavsiye edilmektedir. Eğer pimler ön delme işlemi olmadan yerleştirilirse, pim ucu olarak yarım matkap tasarımı (half-drilldesign) seçilmelidir ki bu uç sert kemikte ısıl hasarı minimize etmek için talaşların hızlı olarak atılmasına izin vermektedir.



Şekil 1.3. 5 farklı pim tipi [13]

Abouzgia ve James sert sığır kemiğini delme sürecinde, tüketilen enerjiyi ölçmüşler ve delme hızı üzerinde uygulanan kuvvetin etkisi araştırmışlardır [14]. Deney sonuçlarında, elektrik gücünün ölçümleri göstermiştir ki; toplam enerji tüketimi, öncelikle delme süresinin azalmasından dolayı, genel olarak kuvvet ve hızla

azalmaktadır. Enerjideki azalma, daha büyük bir kuvvetle ve daha yüksek hızlarda delmeyi önermektedir. Çünkü kemik sıcaklığı azalmaktadır.

Abouzgia ve Symington sert sığır kemiğinin delinmesi sırasında, kemik sıcaklık yükselmesinin ölçümlerini kayıt etmişlerdir [15]. Deneyler 20000-100000 dev/dak. arasında değişen dönme hızları ve 1.5-9.0 N arasında değişen farklı kuvvetler altında 36 numune üzerinde gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar göstermektedir ki, ısıl hasar açısından daha büyük kuvvetle ve yüksek hızda delmek önerilmektedir.

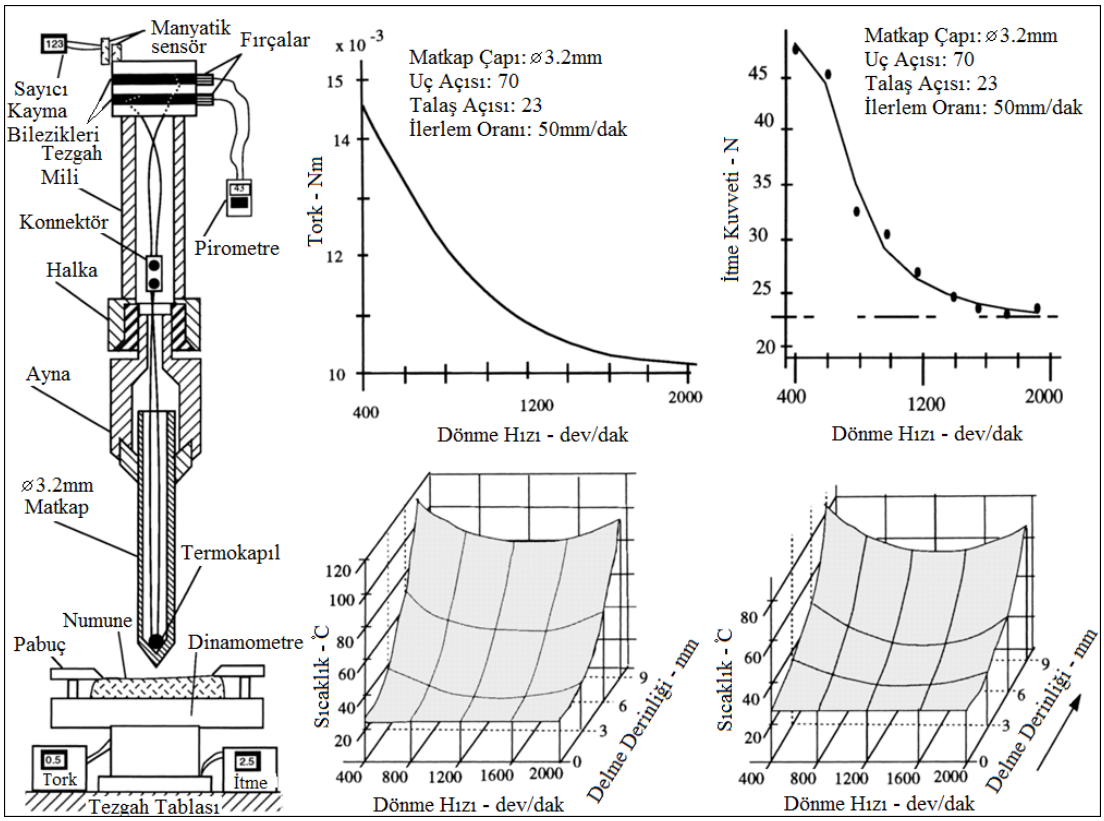
1.3. Isı Oluşumu ve Sıcaklık Dağılımının Ölçülmesi

Ortopedik ve dental uygulamalarda implant ve vidaların yerleştirilmesi için cerrahi kemik delme işlemleri çok yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Kemik delme işlemi sırasında, cerrahi matkap ve kemik arasındaki sürtünme ve kemik talaşların plastik deformasyonundan dolayı ısı ortaya çıkmaktadır. Kemik zayıf ısı iletkenliğe sahip olduğu için ısı kolaylıkla dağıtılamaz ve bu yüzden kemik sıcaklığında bir artış gözlenmektedir. Bu ısı çok önemli bir problemdir. Çünkü kemik sıcaklık artışına karşı çok hassastır ki sıcaklık artışı kemik ve çevre dokularında ısıl nekroza sebep olmaktadır.

Cerrahi kemik delme sırasında, bazı çalışmalar ısı oluşumu ve sıcaklık dağılımının ölçülmesine odaklanmıştır.

Hillery ve Shuaib insan kemiği ve sığır kemiğini kullanarak Şekil 1.4'de görüldüğü gibi kemik delme işlemleri gerçekleştirmişlerdir [2]. Kemik delme işlemlerinde kesici kenardaki sıcaklığın hassas bir şekilde ölçülmesi ve kemik yapısının fiziksel yönleri üzerinde sıcaklık artışının etkisi incelenmiştir. Delme işlemlerinde değişken dönme hızları (800-2000 dev/dak), değişken uç açıları (70, 80 ve 90°) ve değişken delme derinlikleri (3,6 ve 9 mm) kullanılırken, sabit ilerleme hızı (50 mm/dak) ve sabit talaş açısı (23°) kullanılmıştır. Bu geometrilere sahip matkaplarla yapılan delme işlemlerinde oluşan sıcaklıklarda çok büyük bir farka rastlanmamıştır. Delme derinliğinin artmasıyla sıcaklıkta artış gözlenmiştir. Bir sığır kemiğinin delinmesinde oluşan sıcaklık, insan kemiğinin delinmesinde oluşan sıcaklıktan daha yüksektir. Çünkü sığır kemiğinin sertliği insan kemiğininkinden daha fazladır. Aynı zamanda sığır kemiğinin sert kemik kalınlığı insan kemiğininkinden daha büyüktür. Bu değer

sığır kemiği için 7-9 mm civarındayken, insan ulna kemiği için 3-5mm arasındadır. 800-1400 dev/dak. dönme hızlarında ve 3.2 mm çapındaki matkap ucu ile delme sırasında en iyi kesme şartları elde edilmiştir.

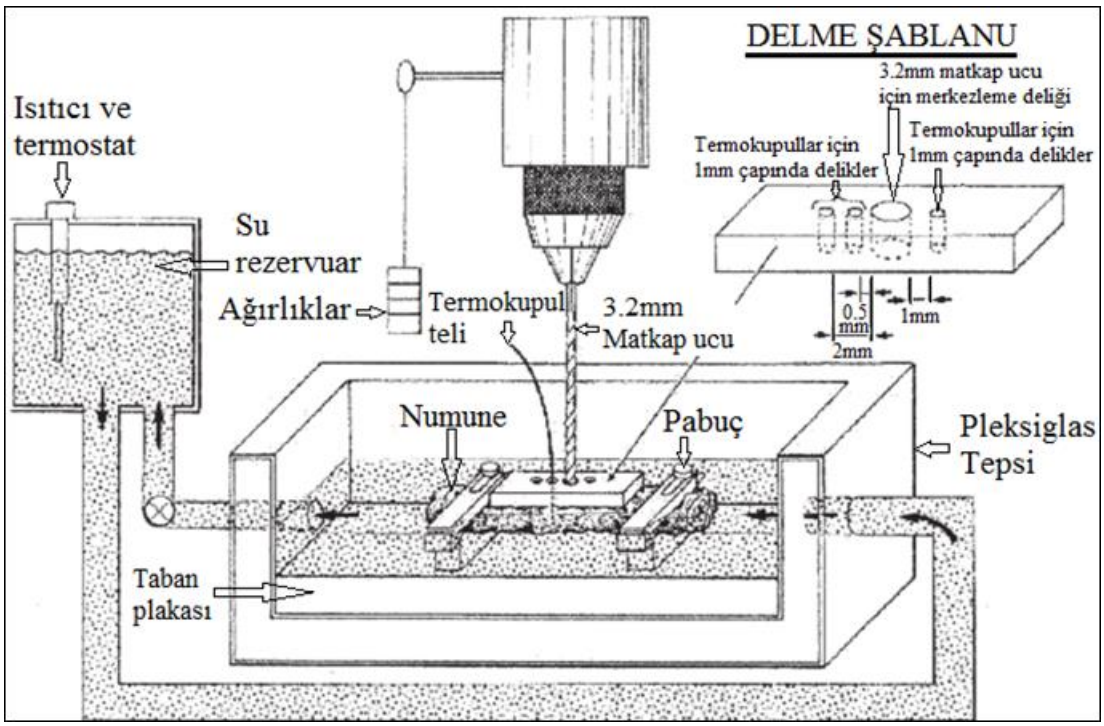


Şekil 1.4. Delme parametrelerinin ısı ve sıcaklık oluşumuna etkisi [2]

Eriksson ve arkadaşları tavşanın femoral korteksi, köpek ve insan kemiklerini kullanarak delme işleminde in vivo sıcaklık ölçümleri gerçekleştirmişlerdir [3]. Klinik çalışmada, pertrokanterik (pertrochanteric) bir kırık sabitliği için Richards plakasının fiksasyonu sırasında kemik sıcaklığını ölçmüşlerdir. Bu çalışmanın sonuçları göstermektedir ki, hayvan deneylerinde ölçülen sıcaklıklar, sert kemik delmede oluşan çok yüksek sıcaklıkların ortaya çıkabileceği klinik durumlarda, tuzlu soğutma olsa bile uygulanabilir değildir.

Bachus ve arkadaşları delme bölgesi yakınındaki sert dokunun sıcaklığını, delme tekniklerindeki farkların nasıl etkilediğini daha iyi anlamak için bir çalışma gerçekleştirilmiştir [16]. Delme işleminde daha büyük kuvvetlerin uygulanması, hem sert kemik sıcaklığını hem de 50°C'nin üzerindeki süresini etkili olarak

azaltmaktadır. Böylece sert kemik etrafındaki ısıl nekrozun oranı da azalmaktadır. Şekil 1.5'de deneysel düzenek görülmektedir.



Şekil 1.5. Deneysel düzenek [16]

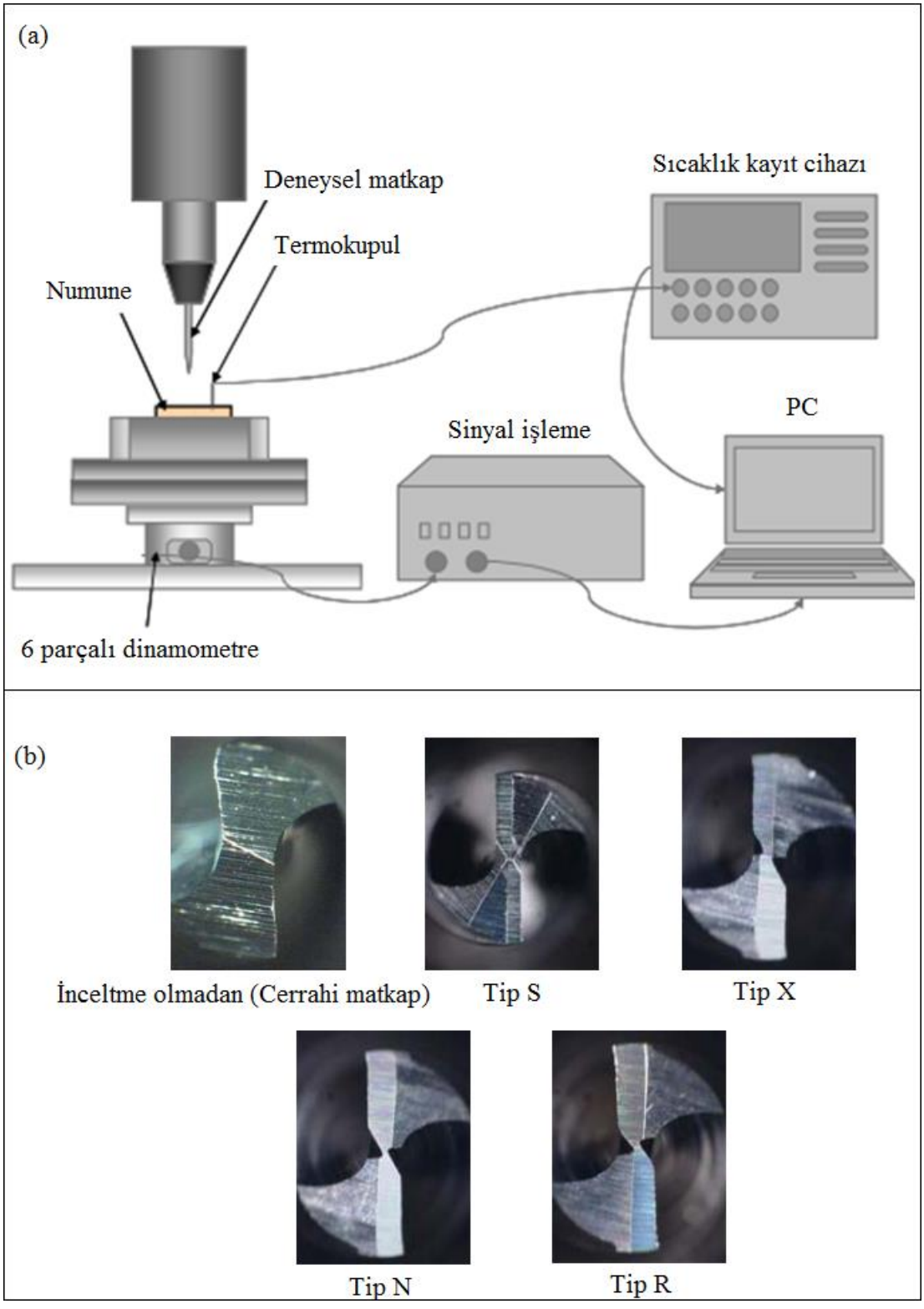
Matthews ve Hirsch kontrolü laboratuvar şartları altında, delme sırasında sert kemikte sıcaklık ölçümleri gerçekleştirmişlerdir [17]. Soğutma yapmak için özel bir hazırlık olmadığı için delme sırasında 100°C'den daha büyük sert kemik sıcaklıkları elde edilmiştir. Delme için uygulanan kuvvet sert kemikte oluşan sıcaklık yükselmelerinin hem süresi hem de büyüklüğünde bir faktör olarak delme hızından çok daha önemlidir. Delme için uygulanan kuvvetin artmasıyla sıcaklık yükselmesinin süreleri ve maksimum sıcaklıklarda azalmaktadır. Bununla birlikte, aşınmış takımlar, yeni takımlardan daha büyük sıcaklık değişimlerine sebep olmuştur. Sıvı ile soğutma işlemlerinin tümünde, soğutma sıvısının akışı doğrudan korteksin delme noktasına uygulanmaktadır ve buda sert kemik sıcaklığında sınırlı artışlarla etkilidir. Kılavuz çekme işlemi (vida dişi açma) çok büyük sıcaklık yükselmelerine sebebiyet ortaya çıkarmadı.

1.4. Cerrahi Matkap Ucu ve Geometrisi

Matkap ucu ve geometrisi delme işlemlerinin en etkili unsurlarından biridir. Yanlış seçilen matkap ucu ya da geometrisi takımın hızlı bir biçimde aşınmasına, bu aşınmanın sonucunda da kemik ve matkap ara yüzünde sürtünme olayından dolayı yüksek sıcaklıklar ortaya çıkmaktadır. Matkap uç geometrisi ve tasarımı ile ilgili literatürde bazı çalışmalara yer verilmiştir.

Ueda ve arkadaşları cerrahi matkapların tasarımlarını optimize etmek için, standart bir cerrahi matkap ve farklı tasarımlı ticari matkapları kullanarak kemik delme esnasında delme karakteristikleri (ilerleme kuvveti, sıcaklık yükselmesinin süresi ve büyüklüğü) üzerinde bir helisel matkabın uç açıları, helis açıları ve inceltmenin etkilerini değerlendirmişledir [18]. Şekil 1.6'da delme işlemi için kullanılan deney düzeneği ve matkap çeşitleri görülmektedir.

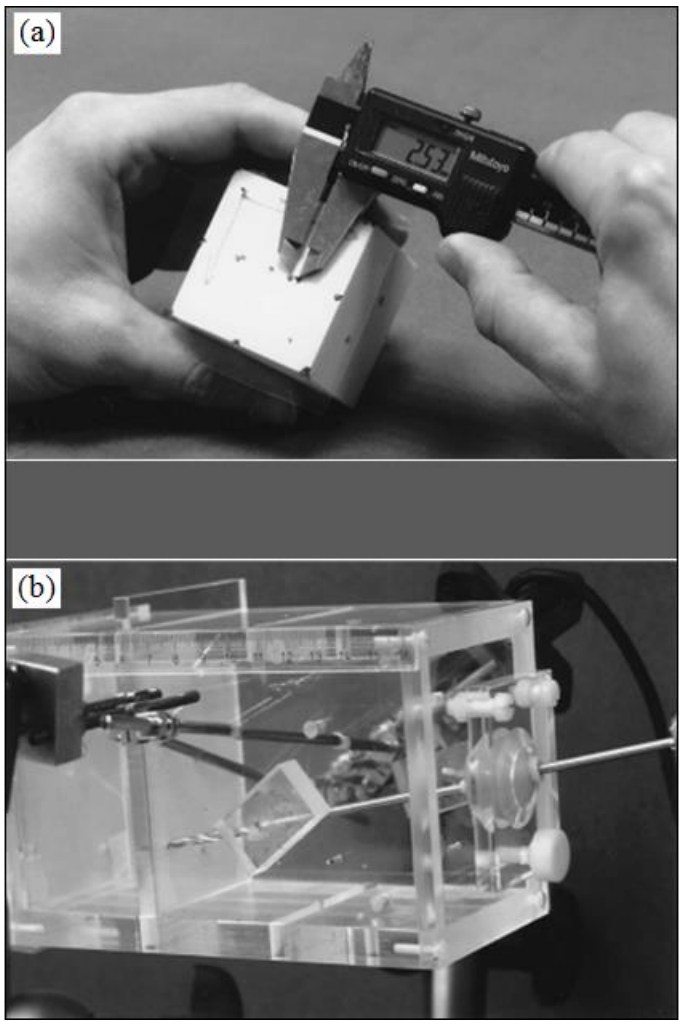
Kalidindi üç faklı dönme hızı (1200, 1800 ve 2200 dev/dak), üç faklı ilerleme hızı (0.00508, 0.01016, 0.01524 mm/sn), üç farklı delme derinliği (8, 12 ve 16 mm) ve üç faklı matkap çapı (2, 3.5 ve 4.3 mm) kullanarak delme sırasında oluşan sıcaklıkları inceledi [19]. Delme işlemlerinde insan kemiği ve PMMA malzemesi kullanılmıştır. Çalışmanın sonunda matkap çapının artmasıyla sıcaklığın katlanarak arttığını bulmuştur. Buna ek olarak, delme operasyonları sırasında sıcaklık yükselmesi üzerinde farklı delme parametrelerinin etkilerini çalışmak için teorik bir model geliştirilmiştir. Sonuçlar göstermektedir ki, hem deneysel çalışmada hem de teorik modelde, PMMA malzemesi kemik yerine kullanılabilir.



Şekil 1.6. Delme işlemi için, a) Deney düzeneği, b) Matkap çeşitleri [18]

Hüfner ve arkadaşları kemik delme sırasında matkap ucunun planlanmış hedef noktadan sapması üzerinde matkap çapı ve uzunluğunun etkisini görmek için araştırmalar yürütülmüştür [20]. Değişken uzunlukta ve çaplarda 12 matkap ucu 2

farklı gurupta test edilmiştir. Gurup 1'de titanyum hedef noktalarıyla donanımlı köpük bloklarla ve serbest elle yönlendirilmiş delme tekniği kullanılmıştır. Gurup 2'de (kontrol), eğilme kuvvetleri minimize etmeye yönlendirilmiş matkap için sabit bir girişle ve titanyum hedef noktalarıyla donanımlı geliştirilmiş bir 3 boyutlu ölçüm cihazı kullanılmıştır (Şekil 1.7). Sonuçlar göstermektedir ki, matkap ucunun planlanan hedef noktadan sapması, daha küçük matkap çapı ve daha uzun matkap uçları kullanılarak artmaktadır.

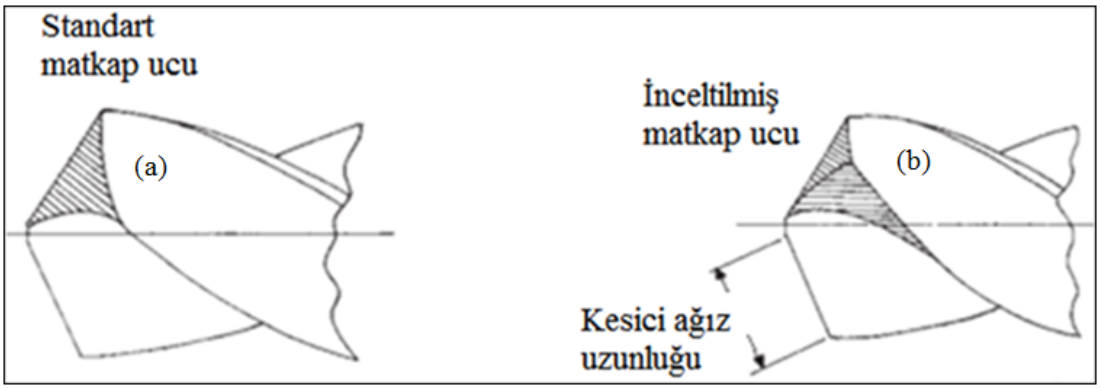


Şekil 1.7. Delme işlemleri için, a) köpük bloklar, b) pleksiglastan yapılmış 3 boyutlu ölçüm cihazı [20]

Matkap üzerindeki bir takım açılar kemik delme işlemlerinde önemli bir etkiye sahiptirler. Talaş açısı kesme kuvvetlerini etkileyen kritik bir faktördür. Bazı araştırmacılar kemik delme için en uygun talaş açısını belirlemeye çalışmışlardır. Jacob ve arkadaşları şu yorumu yapmışlardır [21]. Elde edilen sonuçlar üzerine genel bir uyum vardır ki bu uyum bir kenara sahip kesici takımlar için talaş açısının

artmasıyla kemiği kesme kuvvetlerinin azaldığını ifade etmektedir. Saha ve arkadaşları daha büyük talaş açısının matkabın kesme verimliliğini arttırdığını gözlemişlerdir [22]. Hillery ve Shuaib tarafından en uygun talaş açısının 20-30° arasında olması tavsiye edilmiştir, çünkü bu açılarda talaşlar verimli olarak temizlenir ve düşük ilerleme kuvveti oluştururlar [2].

Matkap üzerindeki boşluk açısı ve yanak yüzeyi de delme işlemlerinde delme performansı yönünden oldukça önemlidir. Matkabın yanak yüzeyi delme sırasında sürtünme için büyük bir yüzey alanını temsil eder. Boşluk açısı ise iş parçası ile yanağın istenmeyen temasından kaçınmak için elde edilen bir alandır. Malzemeyi temizleyen matkabın yanak yüzeyindeki açı boşluk açısıdır [23]. Matkabın yanak bölgesinin büyük yüzeyinden elde edilen boşluğa rağmen delme sırasında iş parçasıyla yüksek sürtünmeler oluşur ki bu sürtünme olayı ısıya ve bundan dolayı sıcaklığa sebep olmaktadır [24]. Farnworth ve Burton kemik delme operasyonu sırasında en iyi kesme verimliliği için 15°'lik bir boşluk açısını önermişlerdir [25]. Saha ve arkadaşları da benzer olarak, kemik delme için en uygun boşluk açısını 15° olarak önermişlerdir [26]. Son zamanlarda, Karmani ve Lam cerrahi matkap uçlarının tasarımları üzerinde araştırmalar yapmışlar ve kemik delme için en uygun boşluk açılarının 12° ile 15° arasında değiştiğini göstermişlerdir [27]. Natali ve arkadaşları Şekil 1.8'de görüldüğü gibi, kemik ve yanak arasında inceltilmiş (splint-point) olarak adlandırılan yüzey boyunca boşluk açısını 2'ye bölmenin sürtünmeyi azaltabileceğini önermişlerdir [23]. İnceltilmiş uç, iş parçası ile yanak yüzeyi arasındaki sürtünmeyi azaltmakta, böylece daha az ısı oluşmaktadır.



Şekil 1.8. Matkap uçları, a) standart matkap ucu, b) inceltilmiş matkap ucu [23]

Matkap ucu ağız sayısı ve helis açısı da delme işlemlerinde önemli bir etkendir. Bertollo ve arkadaşları 2 ve 3 ağızlı cerrahi matkap uçlarını incelemişler ve 3 ağızlı tasarımların daha keskin uca sahip oldukları için planlanan hedef noktasına sapma açısından 2 ağızlı matkap uçlarına göre daha üstün olduklarını göstermişlerdir [28]. 3 ağızlı tasarımlarda kesici kenarlar simetrinin üstünlüğünden dolayı bir noktadan yaklaşmaya eğilimlidirler ve aynı zamanda üstün eğilme dayanımına sahiptirler. Matkabın helis açısı değeri ile ilgili öneride bulunan çalışmalarda yapılmıştır. Fuchsberger ve arkadaşları kemik delmedeki etkisi için bir helis açısının 12° ile 14° arasında olmasını önermişlerdir [29]. Farnworth ve Burton ortopedik bir delme operasyonunu gerçekleştirmek için en uygun helis açısının 27° olmasını önermişlerdir [25]. Wiggins ve Malkin araştırmalarında, 28°'lik bir helis açısının delme sırasında daha düşük tork ve özgül kesme enerjisi oluşturduğunu gösterdiler [30]. Narashima ve arkadaşları burulma direncinin helis açısıyla parabolik olarak değiştiğini ve maksimum 28°'ye ulaştığını gösterdiler [31]. Onlar bu açının çok geniş uygulamalarda kullanılmasından dolayı öneride bulundular. Davidson ve James ise helis açısının artmasıyla sıcaklığın düzgün olarak azaldığı sonucuna vardılar [32].

Matkap uçlarının en önemli geometrik özelliklerinden olan uç açısı ile ilgili bazı araştırmacılar, bu açının kemik delme üzerinde ki etkisini bulmak için araştırmalar yürütmüşlerdir. Fakat en uygun matkap ucu ile ilgili ortak bir görüş yoktur. Bechtol ve arkadaşları kemik delme sırasında uç açısının etkisini araştırmışlar ve cerrahi matkaplar için 90°'lik bir açıyı önermişlerdir [33]. Daha sonra Jacobs ve arkadaşları tarafından aynı sonuç gösterilmiştir [34]. Sneath ortopedik delmede 130° ile 140° arasında daha büyük uç açılarını önermiştir [35]. Benzer olarak, Farnworth ve Burton ilerleme kuvveti, tork, penetrasyon oranı ve deliklerin kalitesi yönünden en iyi performansın 120° ile 140° arasında ki uç açılarında alınabileceğini önermişlerdir [25]. Wiggins ve Malkin matkap uçlarının üç farklı türü ile araştırmalar gerçekleştirmişler ve 118°'lik matkap ucu ile diğer iki matkap ucu karşılaştırıldığında, daha az tork ve enerji oluştuğunu gözlemişlerdir [30]. Saha ve arkadaşları çeşitli matkap tasarımlarının delme performanslarını araştırmışlardır ve cerrahi matkap için en uygun uç açısını 118° olarak bulmuşlardır [22]. ve Natali ve arkadaşları da aynı sonucu bulmuşlardır [23]. İlerleme kuvveti uç açısıyla parabolik olarak değişir ve yaklaşık 118°'de minimum değerine ulaşır [36]. Fuchsberger

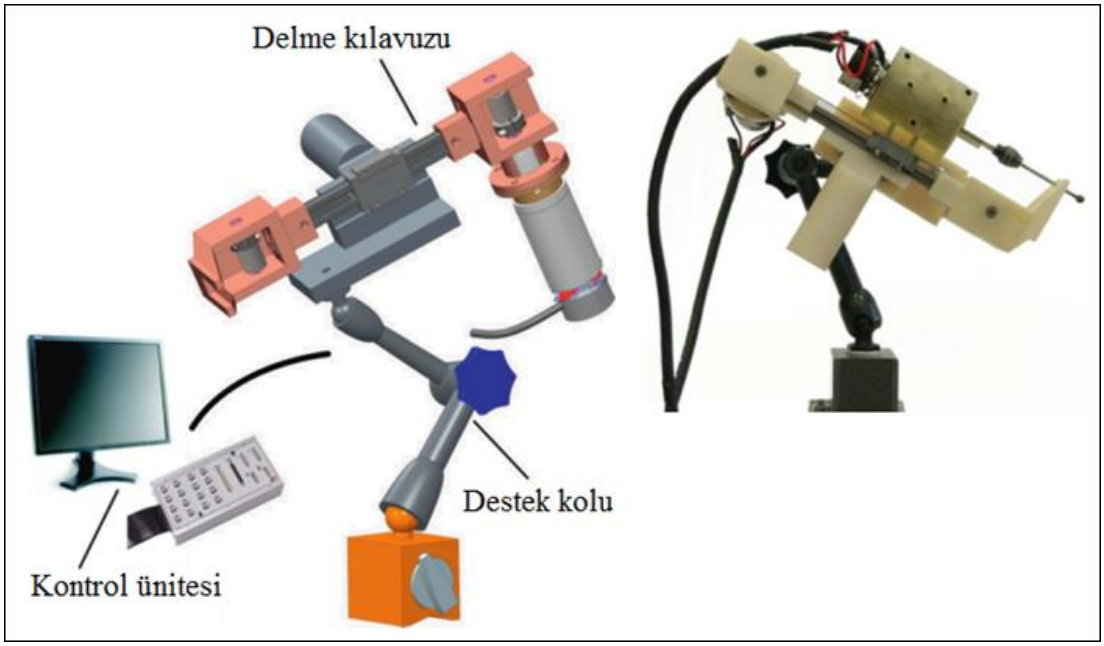
araştırmasında, kemik delme sürecinde oluşan sıcaklığı azaltmak için en uygun uç açısının 70° olarak seçilmesini önermiştir [29].

1.5. Kemik Delme İçin Medikal Cihazların Geliştirilmesi

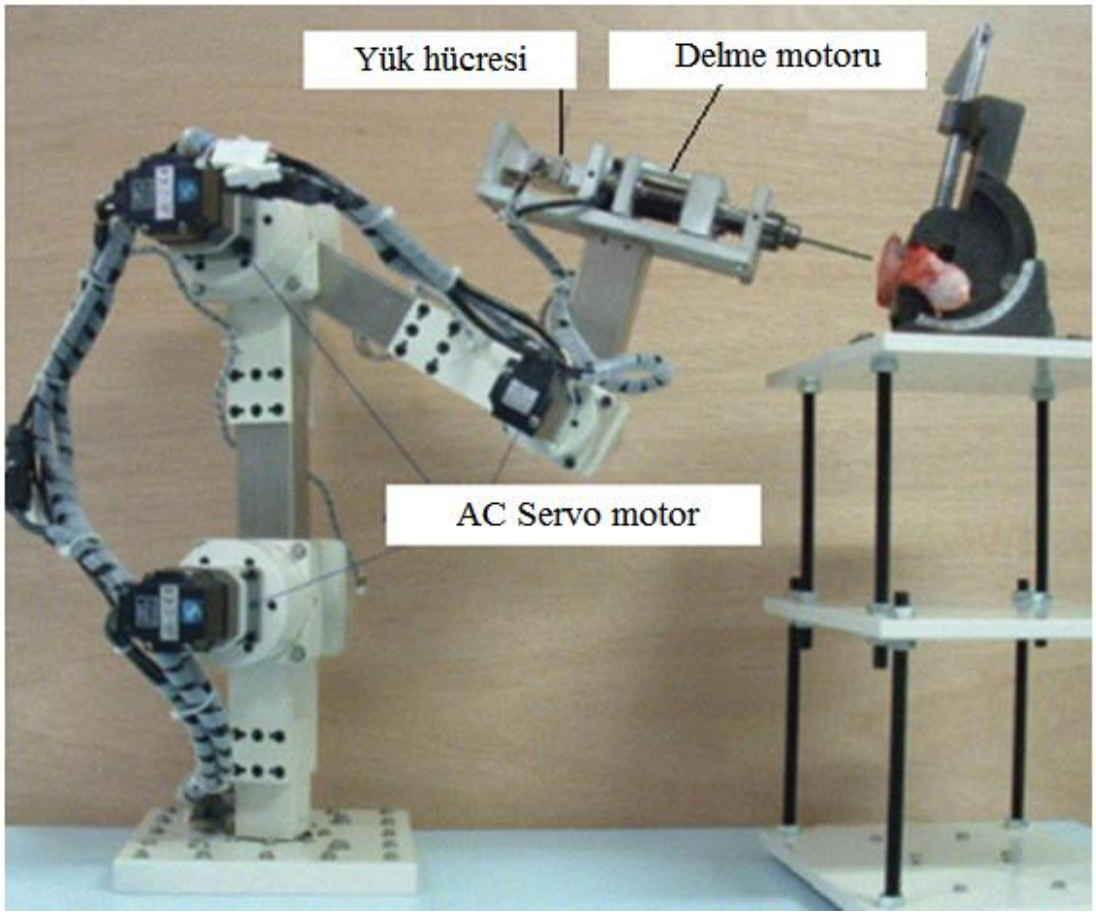
Özellikle robotik cerrahisinin gelişmesiyle birlikte ortopedik cerrahide yaygın olarak kullanılan kemik delme işlemleri için birçok otomatik ya da yarı otomatik medikal cihazlar geliştirilmiştir. Bu cihazlar sayesinde cerrahlar, kemik delme işlemini hem çok hassas hem de bilgisayar ile kontrol edebilmektedirler. Özellikle insan hatalarının neredeyse yok denecek kadar az olduğu bu sistemler ile birçok cerrahi kemik delme işlemi hızlı ve kontrollü bir şekilde gerçekleştirilmektedir. Geliştirilen bazı sistemlerin geri beslemeli olarak çalışması, delme işleminin güvenilirliğini arttırmaktadır. Kemik delme işlemi için birçok araştırmacı medikal cihaz geliştirmiştir.

Marcos ve arkadaşları Dribon (Şekil 1.9) adında kemik delme için yeni bir otomatik mekatronik sistem geliştirmişlerdir [37]. Otomatik delme prosedürü ile matkap ucunun hem doğrusal hareketini hem de dönme hareketi kontrol edebilmek ve ölçebilmek için eksenel yönde dönen bir matkap sürücü içeren sistem ve metotlar geliştirmişledir. Kontrol algoritmaları katman geçişlerinde doku çevresine hasar vermeden delme prosedürünü etkili bir biçimde durdurmak için sisteme izin vermektedir. Bu yeni kemik delme yöntemi deneysel çalışma ile doğrulanmış ve önerilen sistem uygulanmıştır.

Lee ve Shih ortopedik cerrahide uygulamalar için bir robotik kemik delme sistemi geliştirmişlerdir (Şekil 1.10) [38, 39]. Önerilen robotik kemik delme sistemi robot pozisyon kontrolü için bir iç döngü bulanık denetleyicisi, besleme ünitesi ve güç kontrolü için bir dış döngü PD kontrolörden oluşmaktadır. Ek olarak, ilerleme kuvveti, delme torku ve ilerleme hızının bir fonksiyonu olarak matkap ucunun kemiğe dalması algılanmaktadır.



Şekil 1.9. DRIBON kemik delme sistemi [37]



Şekil 1.10. Robotik kemik delme sistemi [38, 39]

Allotta ve arkadaşları ortopedik cerrahi için matkap ucunun kemiğe dalmasını algılayan mekatronik bir cihaz tasarımı geliştirmişlerdir [40]. Yazarlar aynı zamanda, delme kuvvetinin birinci türevine bir üst sınır uygulayarak kemiğe dalmayı algılamak, kesme tork parametrelerini ve delme kuvvetini elde etmek için teorik bir model önermişlerdir.

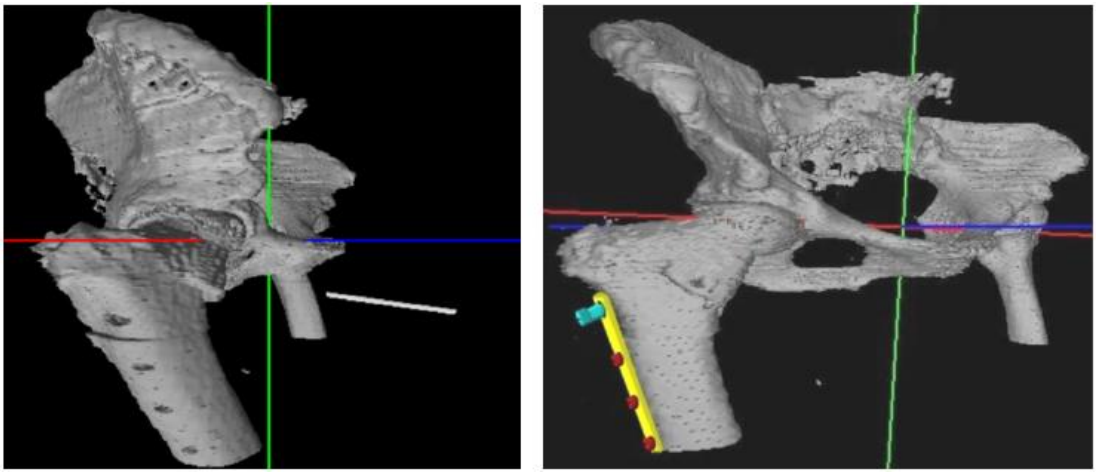
Brett ve arkadaşları otomatik bir delme metodolojisi için bir çözüm sunmaya çalışmışlardır [41]. Onlar kulak cerrahisi sırasında esnek kemik dokularının hassas olarak delinmesi için bir kontrol stratejisi önermişlerdir. Matkap ucunun kemiğe tam olarak daldığı anı algılamak için, kesme momentinin sürekli artmasını ve delme kuvvetinin sürekli azaltılmasını sağlayan eşzamanlı bir sistem tanımlanmıştır.

Daha sonraki çalışmalarda cihaz tasarımının bazı yönleri incelenmiştir [42, 43]. Bunlar, insan anatomisi ve prosedürün gerektirdiği bazı tasarım unsurları, kullanılan süreçler ve cihazın fonksiyonlarından dolayı gereken diğer tasarım unsurlarıdır. Genel cihaz tasarımı ve operasyon gözden geçirilmeli, cihaz tasarımının gereksinimleri hesaba katılmalıdır. Bir model, delme verisi üzerinde matkap ucu biçiminin etkisini incelemek için kullanılmış ve onun kontrol sisteminin amaçları için uygunluğu incelenmiştir.

Taylor ve arkadaşları matkap ucunun önündeki bölgede doku ara yüzlerini ve diğer kontrol parametrelerini ayırt edebilecek bir cerrahi robotik cihaz göstermişlerdir [44]. Bu akıllı cihaz, dokunun pozisyonuna göre çıkıntının uzantısını kontrol etmek için ya da penetrasyondan kaçınmak için esnek dokuya göre etkileşimi kontrol edebilmekte ve matkap ucunun hemen önündeki alanı algılamaktadır. Cerrahi prosedürler için, hassasiyetin gerektiği yerde, cihaz önemli bir yarar sunmaktadır. Cihaz aynı zamanda, ameliyathanede karşılaşılan bir takım parazitlere karşı dayanıklıdır. Cihaz; öğretici, kullanımı kolay, kurmak için verimli ve standart matkap uçları kullanmaktadır.

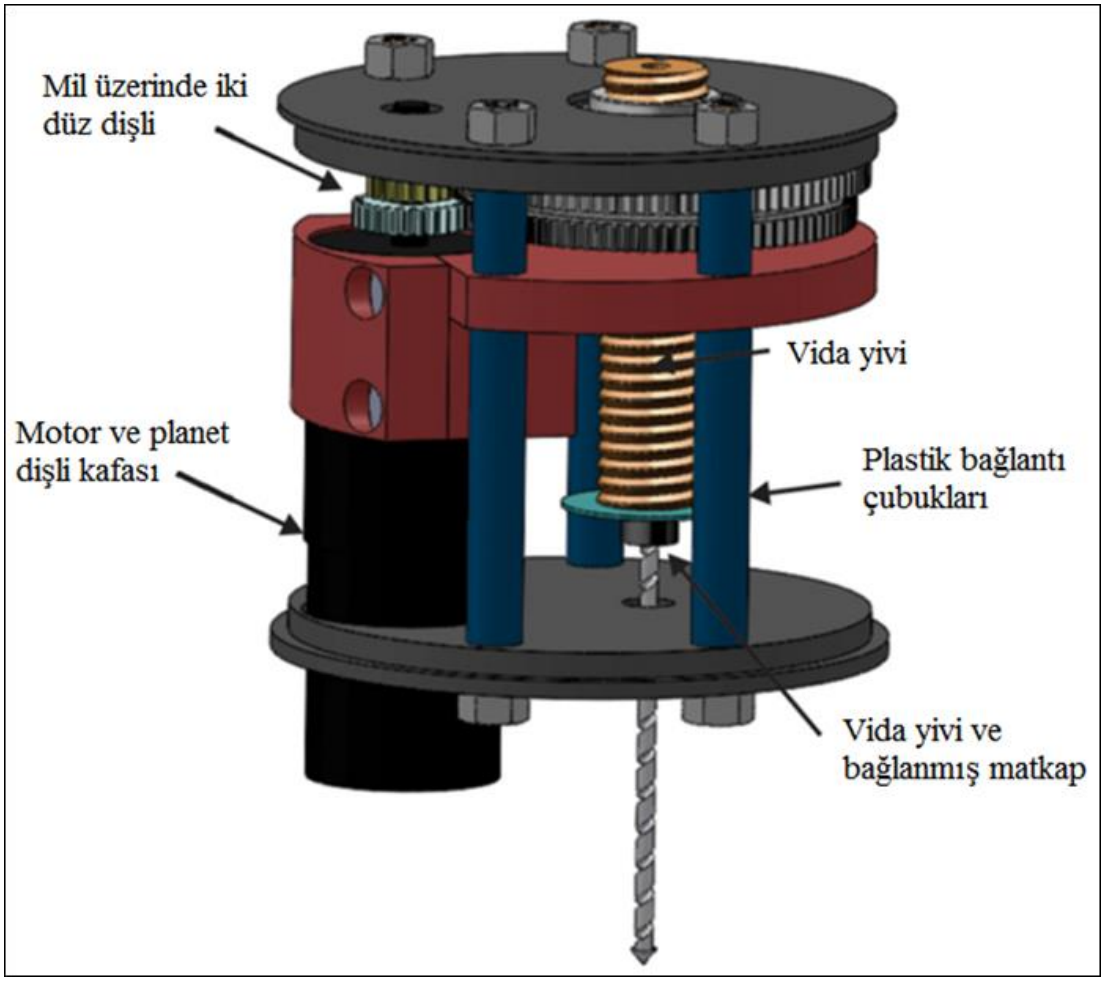
Tsai ve arkadaşları delme sürecini simule etmek için cerrahi simülatör esaslı bir hacme eklenen haptik fonksiyonları tanıtmışlardır [45]. Haptik fonksiyonlar güvenilir metal kaldırma teoremlerine dayalı olarak delme kuvvetleri ve torklarını hesaplamaktadırlar. Böylece, delme sürecinin hassasiyetinin tahmini, etkili cerrahi eğitimlerle elde edilebilir. Önerilen metodun uygulanabilirliği ve becerisini

göstermek için kalça trokanter kırığının pozisyonlamasının (Şekil 1.11) bir simülasyon örneği verilmiştir.



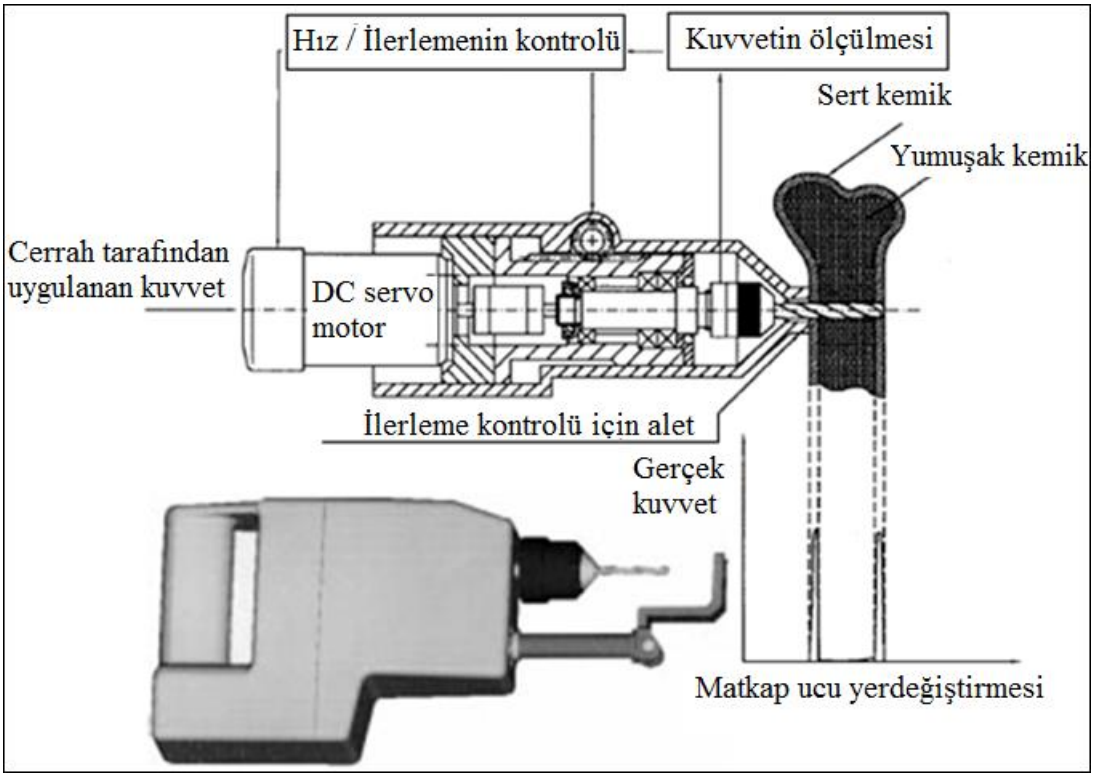
Şekil 1.11. Kalça trokanter kırığının pozisyonlaması [45]

Walsh ve arkadaşları kompakt, hafif CT (computed tomography) uyumlu delme presini, deri içine yapılan müdahalelere yardımcı olmak için hem el ile hem de tek başına kullanılabilecek şekilde tasarlamışlardır [46]. Daha önceki medikal delme araçları tipik olarak dönme ve ilerleme hareketlerini gerçekleştiren bir aygıta sahiptiler. Bu cihaza gerekli fonksiyon ve özellikler tanımlandıktan sonra belirleyici bir tasarım süreci, birkaç tasarım kavramlarını oluşturmak için sistemi takip etmektedir. Bu tasarım kavramları, fonksiyonel gereksinimleri karşılamak için onların yeteneklerine dayalı olarak değerlendirilmiştir. Şekil 1.12'de geliştirilen delme presi tasarımı görülmektedir.



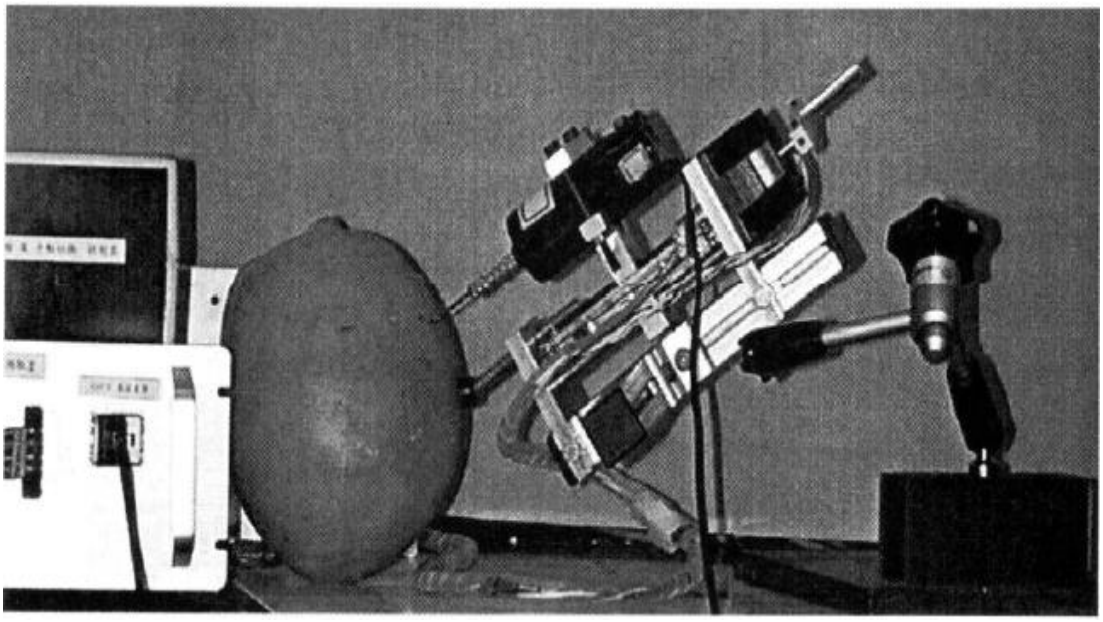
Şekil 1.12. Geliştirilen delme presi tasarımı [46]

Allotta ve arkadaşları ortopedik cerrahi için yeni bir el matkabı geliştirerek (Şekil 1.13), matkap ilerleme hızını kontrol etmişlerdir [47]. Böylece sert dokudan yumuşak dokuya geçerken daha güvenilir bir delme işlemi gerçekleştirilmektedir.



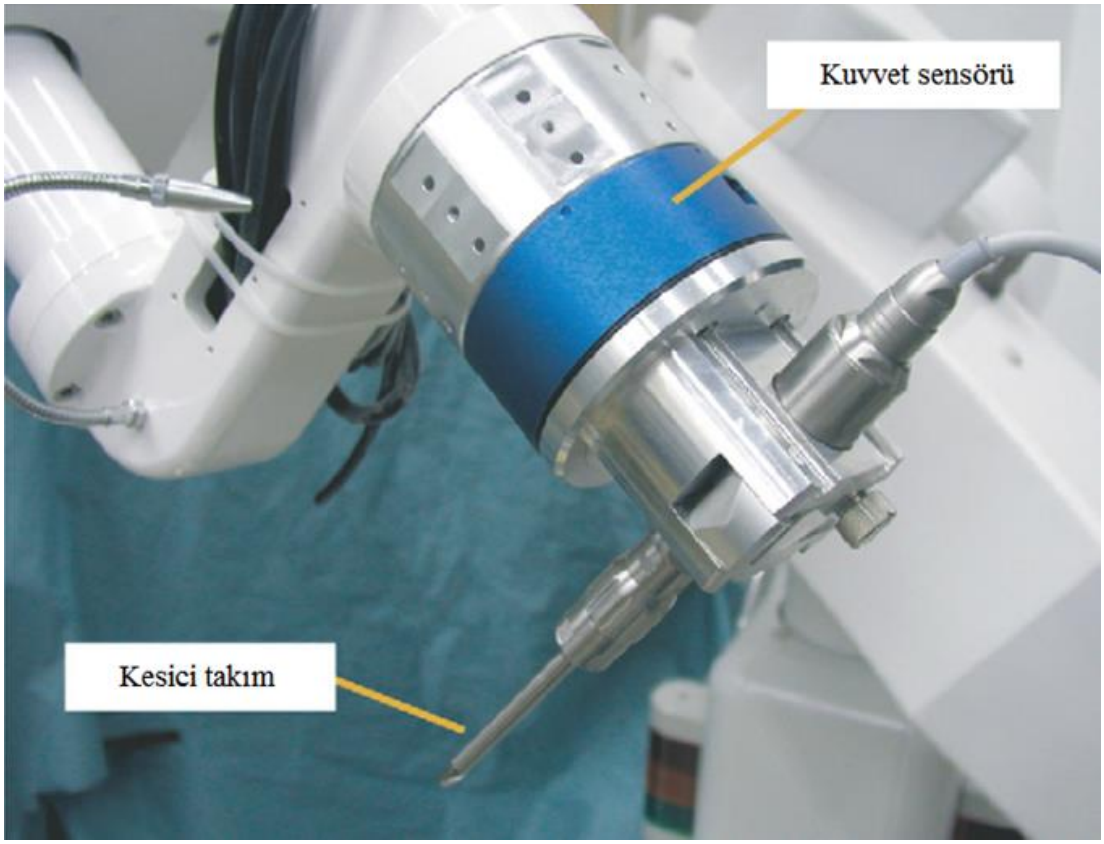
Şekil 1.13. İlerleme kontrollü el matkabı [47]

Bu çalışmanın paralelinde, Hsu ve arkadaşları cerrahide otomatik kemik delme işlemi için Şekil 1.14'de görülen modüler bir mekatronik sistem geliştirmişlerdir [48]. Kemik delme sırasında matkap ucuyla bir dalma meydana geldiğinde, geliştirilen sistem ile matkabın gücü kesilecek ve durdurulacaktır.



Şekil 1.14. Kafatası delme işlemi için geliştirilen modüler mekatronik sistem [48]

Sugita ve arkadaşları ortopedik cerrahide güvenlik ve verimliliği artırmak için işleme sürecinin optimal kontrolünü gerçekleştirmişlerdir [49]. Bunun için, yazarlar, kuvvet kontrol sistemi için bir teknoloji geliştirmişlerdir. Sistem hava-kesme modu ve kuvvet kontrol modu olmak üzere 2 tür operasyona sahiptir. Hava- kesme modunda, takım ilerlemesi Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim (BDT/BDÜ) sisteminden kemik-kesme bölgesi ve havayı tahmin ederek belirlenmektedir. Kuvvet kontrol modunda ise, yazılım kesme kuvveti ve kesme sıcaklığını izlemektedir (Şekil 1.15) ve arzulanan kesme kuvveti ve gerçek değer arasındaki farka göre ilerlemeyi kontrol etmektedir. Yazılım bir robot denetleyicisine yüklenmiş ve onun etkisi bir üretan kemikle değerlendirilmiştir. Sonuç olarak bu teknik en az müdahale (minimally invasive) ile sonuçlanmaktadır.



Şekil 1.15. Kuvvet izleme [49]

Mitsuishi ve arkadaşları kemik kesmede işleme hatasını azaltmak ve ameliyat sonrası implantların performansını artırmak için Şekil 1.16'daki gibi 9 eksenli bir kemik kesme prototipi geliştirmişlerdir [50]. Süngerimsi ve sert kemikler için kesme süreci

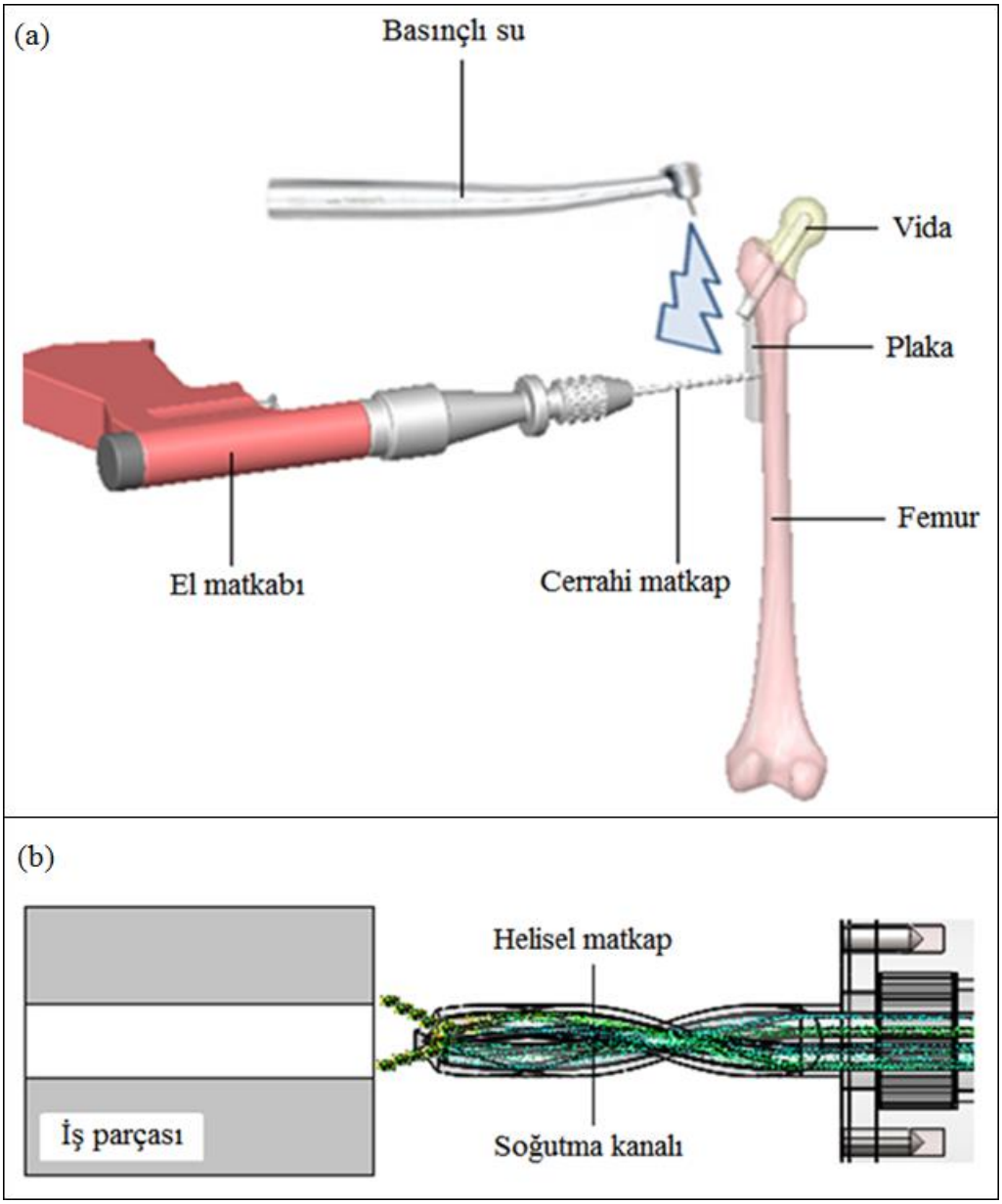
araştırılmıştır. Deforme olmamış talaş kalınlığı çok küçük olduğunda sert kemik için sünek kesme gerçekleşmiştir.



Şekil 1.16. Dokuz eksenli bir kemik kesme prototipi [50]

1.6. Soğutma Sıvısı Kullanımı

Ortopedik cerrahide kemik delme sırasında soğutma sıvısının kullanımı üzerine birçok araştırmacı tarafından çalışmalar yapılmıştır. Yapılan araştırmaların birçoğunda kemik delme sırasında oluşan kemik sıcaklığını azalttığın için soğutma işleminin çok önemli bir faktör olduğu ortaya koyulmuştur. Çalışmalarda genellikle, Şekil 1.17'deki gibi, içerden ve dışardan olmak üzere 2 tip soğutma işleminin uygulandığı görülmüştür.



Şekil 1.17. Soğutma türleri, a) dışardan soğutma, b) içerden soğutma

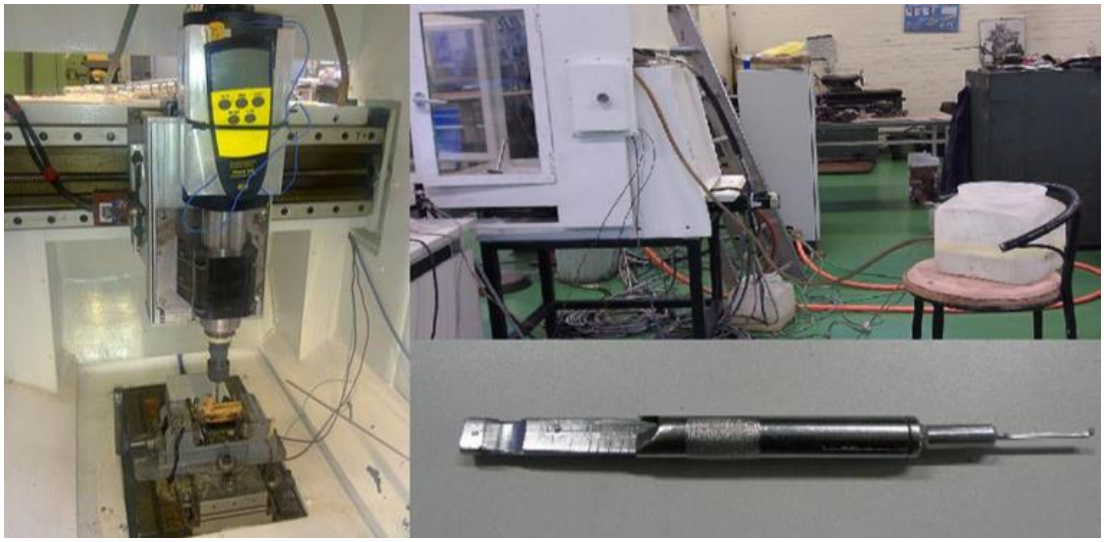
Mitsuishi ve arkadaşları yeni geliştirdikleri bir takım tezgâhını (Şekil 1.18) kullanarak bir kadavra üzerinde kesme deneyleri yapmışlardır ve işleme üzerinde malzeme karakteristiklerinin etkisini sert kemik için tartışmışladır [51]. Dokulara muhtemel hasarları değerlendirmek için kadavra deneylerinde kesme sıcaklığını ölçmüşlerdir. Kemiğin yüzey sıcaklığını, soğutma işlemi ile 45C°'den, 35C°'ye düşürmüşlerdir.



Şekil 1.18. Yeni geliştirilen bir takım tezgâhı [51]

Harder ve arkadaşları farklı matkap ucu malzemesi ve soğutma metodu kullanarak, kemik içi sürtünme ısınını değerlendirmişlerdir [52]. Delme deneyleri için 4 farklı matkap ucu kullanılmıştır. Çalışmada, çelik ve dışardan soğutma, çelik ve içerden soğutma, zirkonyum nitrid kaplı çelik ve dışardan soğutma, zirkonyum oksit kaplama ve dışardan soğutma olmak üzere soğutma ve matkap malzemesinin kombinasyonları test edilmiştir. Deneyler sonucunda, matkap ucu malzemeleri arasında ısı oluşumu için önemli farklar yokken, içerden ve dışardan soğutma gurupları arasında önemli farklara rastlamışlardır. İmplant bölgesinde delme sırasında, soğutma işlemi kemik içi sıcaklığın ilerlemesini etkilerken, delme malzemesi çok önemli bir rol oynamamaktadır.

Augustin ve arkadaşları yeni tasarladıkları 2 adımlı ve içerden soğutmalı matkap uçlarını kullanarak delme sırasında kemik sıcaklığının artışını belirlemeye çalışmışlardır [53]. Delme işlemleri soğutmalı ve soğutmasız olarak gerçekleştirilmiş ve kemik sıcaklıkları termokupul kullanılarak ölçülmüştür. Delme işlemleri 3 eksenli bir mini freze tezgâhında (Şekil 1.19) domuz diyafizleri üzerinde değişken matkap çapları ve delme parametrelerinde gerçekleştirilmiştir. Delme işlemlerinin sonucunda, içerden soğutma ile parametrelerin tüm kombinasyonlarında kemik sıcaklıkları kritik sıcaklığın (47 °C) altında meydana gelmiştir. En yüksek sıcaklık 4.5 mm'lik matkap ucu kullanılarak 40.5 °C olarak tespit edilmiştir. İstatiksel olarak, soğutma dışında en önemli etkenlerin matkap çapı ve ilerleme hızının olduğu bulunmuştur. 3.4 mm'lik matkap çapı ile içerden soğutma işleminde maksimum kemik sıcaklığı 38.5 °C ölçülürken, soğutma işlemi olmadan ise 46.3 °C olarak ölçülmüştür. Aynı şartlar için matkap ucu 4.5 mm ile delme işlemi sonucu kemik sıcaklığı 40.5 °C ölçülürken, soğutma işlemi olmadan ise 55.7 °C olarak ölçülmüştür. İlerleme miktarının etkisi ise kemik sıcaklığındaki artışla ters orantılıdır.



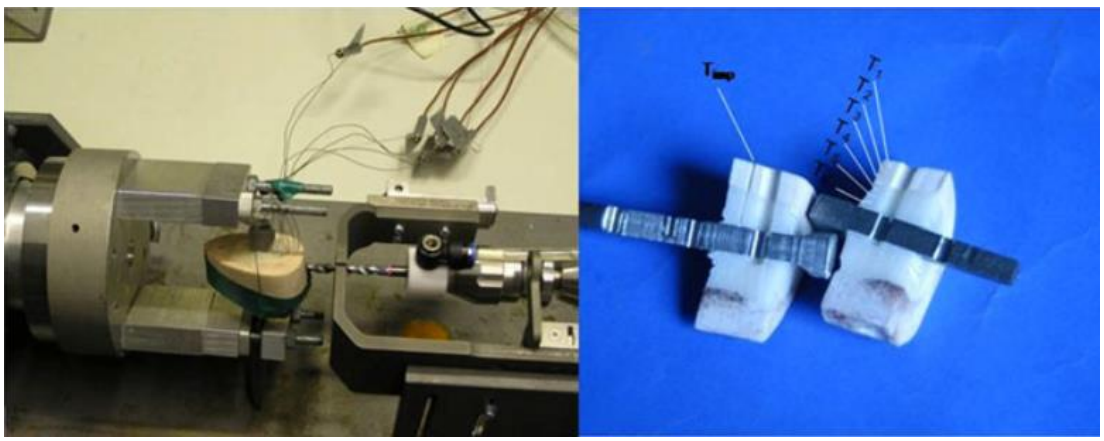
Şekil 1.19. 3 eksenli mini CNC tezgâhında domuz kemiğinin delme işlemi [53]

Brand ve arkadaşları tarafından yapılan bir başka çalışmada ise katı malzemeleri delme sırasında, farklı sıcaklık seviyeleri değerlendirilmiş ve mümkün olan sıcaklık kontrolü için farklı soğutma çözümleri karşılaştırılmıştır [54]. Ek olarak travma cerrahisinde rutin olarak kullanılan manuel delme araçlarına bağlanabilen içerden soğutmalı bir araç geliştirmişlerdir (Şekil 1.20). Delme işlemi soğutma olmadan,

dışardan soğutma ve yeni tasarlanmış içerden soğutma aracı ile sığır femuru kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Sıcaklık ölçümleri kemik yanına dizilmiş 7 termokupul ile ölçülmüş (Şekil 1.21) ve kemik delme sırasında termografik taramalar gerçekleştirilmiştir. Delme işlemleri sonucunda, soğutma olmadan delme işlemi sıcaklıkta ani bir artışa yol açmaktadır ve bundan dolayı ısıl osteonekroz seviyesinin üstünde bir sıcaklık değeri ölçülmektedir (200 °C ve üstü). Dışardan uygulanan soğutma işlemi ile sıcaklıklar azalmaktadır, fakat hala kemik sıcaklığı 85 °C 'dir. İçerden uygulanan soğutma işlemi ise delme prosedürü sırasında dokuları korumak için sıcaklık azalmasını sağlamaktadır (24.7 °C).



Şekil 1.20. İçerden soğutmalı manuel delme sistemi [54]



Şekil 1.21. Termokupul ve deney düzeneğinin ayarlanması [54]

1.7. Cerrahi Kemik Delmenin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi

Kemik delme işlemleri, deneysel ekipmanlar ve biyo tehlikelerden korunmak için ek güvenlik önlemleri gerektirmektedir. Kemik kesme işleminin sonlu elemanlar analizi (SEA) kullanılarak modellenmesi, biyolojik malzemeler ile ilişkili potansiyel sağlık risklerinin yanı sıra ekipman maliyetlerini elimine edebilecek deneysel çalışmanın önemli bir uzantısı olabilir. SEA kullanılarak yapılan SEA analizi ile kemik kesmenin modellenmesi deneysel ya da analitik sonuçların doğrulanması için yararlı olabilir ve yakın gelecek içerisinde yeni cerrahi tekniklerin geliştirilmesi için gelecek vadeden ve güvenilir bir araç olarak hesaba katılabilir [55]. Yukarıdaki çalışmalara ek olarak, birçok araştırmacı SEA'i kullanarak kemik delme sürecini incelemişlerdir.

Kuntu ve arkadaşları kemik delme sırasında, sıcaklık yükselmesini simule etmek için elastik-plastik dinamik sonlu elemanlar modeli kullanmışlardır [56]. Matkap ucunun çeşitli başlangıç sıcaklıklarının sıcaklık artışı ve delme sırasında kemiğin temas gerilmeleri üzerinde etkisini incelemişlerdir. Çalışmada 4 mm çapında, 118° uç açılı ve 30° helis açısına sahip matkap ucu kullanılmıştır. Matkap uçlarına 600, 900 ve 1200 dev/dak. değişken dönme hızları ve 100 N sabit ilerleme kuvveti uygulanmıştır. Nümerik çalışmanın sonucunda, delme sırasında daha düşük başlangıç sıcaklıklarında kemikteki sıcaklık yükselmesinde azalma gözlenmiştir. Kemikteki sıcaklık 55°'ye yükseldiğinde, matkap ucu 60°'lik bir başlangıç sıcaklığına sahiptir. Bu durum kemikte hasara sebep olabilmektedir. Ayrıca yazarlar, daha düşük kesme hızına sahip matkap uçlarıyla delme işleminin kemikte daha yüksek sıcaklıklar ve von-Mises gerilmelerle sonuçlandığını iddia etmişlerdir.

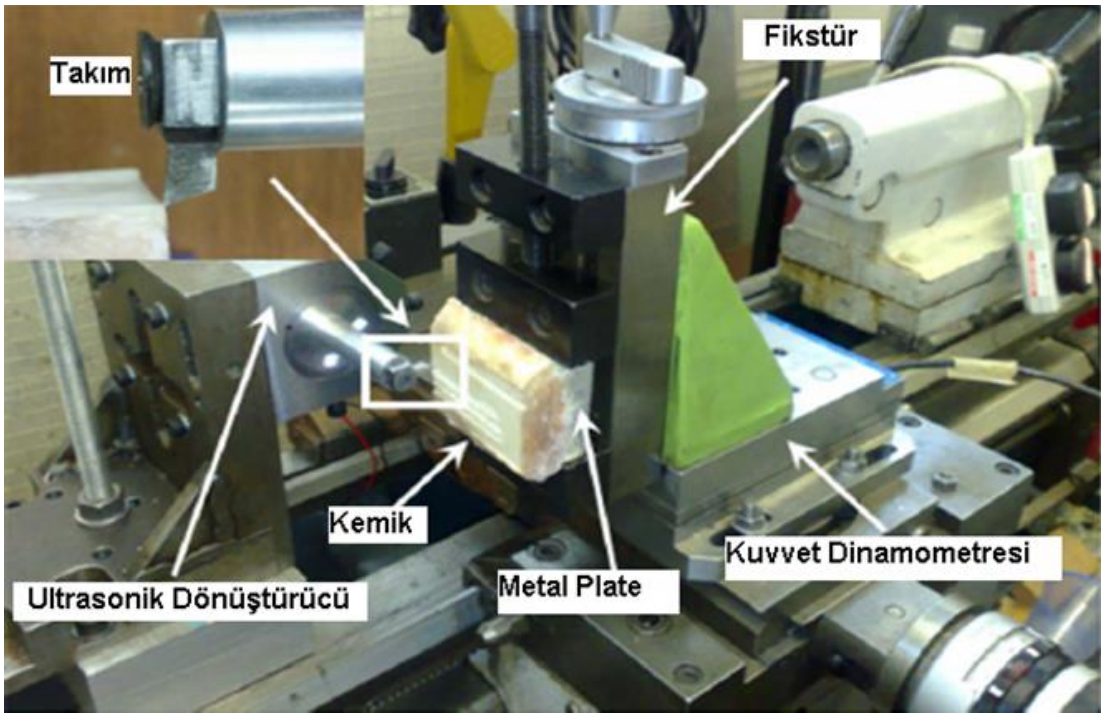
Yukarıdaki çalışmanın paralelinde, Kuntu ve arkadaşları kemik delme sırasında sıcaklık yükselmesini simule etmek için bir analiz metodu geliştirmişlerdir [57]. Çalışmada, kemik boyunca bir kirşner (Kirschner) teli ile delme sürecini simule etmek için bir dinamik elastik-plastik sonlu eleman modeli kullanmışladır. Kirşner tellerine 20 N ve 30 N'luk ilerleme kuvvetleri ve 1200 dev/dak.'lik bir dönme hızı uygulanmıştır. Sonuçlar, kirşner telinin daha düşük başlangıç sıcaklıklarında ısıl olarak etkilenen bölgenin yanı sıra sıcaklık yükselmesinin azaldığını göstermektedir. Ayrıca, büyük ilerleme kuvvetlerinde, sıcaklık yükselmesinde etkili olarak azalma görülmüştür.

Kuntu ve arkadaşları tarafından yapılan bir başka çalışmada delme süreci sırasında, kemik ve matkap ucu arasında ısıl temas davranışını simule etmek için bir üç boyutlu sonlu eleman modeli önerilmiştir [58]. Kemik sıcaklık dağılımı ve ısıl olarak etkilen bölge üzerinde dönme hızı ve ilerleme kuvvetinin etkisi araştırılmıştır. Çalışmada 2.5 mm çapında, 118° uç açılı ve 30° helis açısına sahip matkap ucu kullanılmıştır. Matkap uçlarına 800, 1200, 1600 ve 2000 dev/dak. değişken dönme hızları ve 10, 20, 40 ve 60 N değişken ilerleme kuvvetleri uygulanmıştır. Nümerik çalışmanın sonucunda, açılan deliğin hemen çevresinde sıcaklık dağılımları elde edilmiştir. Deliğin kenarında 0.1 ~ 0.5 mm arasındaki mesafelerde yapılan sıcaklık ölçümleri sonucunda, en yüksek sıcaklık değerleri arasında 6°'lik fark bulunmuştur. Dönme hızı 800 dev/dak.'dan 2000 dev/dak.'ya çıktığında, en yüksek kemik sıcaklığı 8° azalmaktadır. İlerleme kuvveti 10 N'dan 60 N'a çıktığında, en yüksek kemik sıcaklığı 12° azalmaktadır. Dönme hızı ve delme kuvvetinin bir fonksiyonu olarak en yüksek kemik sıcaklığının değerini tahmin etmek için ampirik bir ifade önerilmiştir. Maksimum kemik sıcaklığının ampirik-tahmini olarak ve simule edilmiş değerler arasındaki maksimum fark %3.5'ten daha az bulunmuştur.

Sezek ve arkadaşları SEA ile dönme hızı, ilerleme, matkap çapı, delme kuvveti, KMY ve kemik cinsi gibi farklı parametreler için sert kemiği delme sırasında sıcaklık değişimlerini analiz etmişlerdir [59]. Çalışmada 5 farklı dönme hızı, 5 farklı matkap ucu çapı, 5 farklı ilerleme kuvveti ve 3 farklı ilerleme hızı kullanmışlardır. Deneysel ve SEA çalışmaları sonucunda, en düşük sıcaklıklar 140 N'luk optimum delme kuvvetinde bulunmuştur. Kemik delmede, başarılı ve güvenli bir delme süreci için optimum değerler 370 dev/dak. dönme hızı ve 70 mm/dak. ilerleme hızında tespit edilmiştir. Kemik yoğunluğunun artmasıyla uygulanan kuvvet artmaktadır. Kemik yoğunluğundaki %12'lik bir artışla, sıcaklık %10 artmaktadır. Ayrıca, 2.194 g/cm^2'den yüksek yoğunluklara sahip kemiklerde, delme kuvveti 70 N'nun üstünde ve dönme hızı 800 dev/dak.'nın altında olmadır. Delme bölgesinden uzağa doğru her mm için sıcaklık %20 kadar azalmaktadır. SEA analizlerinde, delmeye başlandığında, 0 – 1 sn aralıklarında, transit sıcaklık değişiminin 132 °C 'ye ulaştığı tespit edilmiştir. Delme kuvveti, ilerleme hızı ve dönme hızının önceden belirlenen KMY'na göre ve optimum delme parametreleri hesaba katılarak seçilmesi,

ortopedide fiksasyon operasyonları ve kemik restorasyonlarında nekroz problemlerini minimize edecek ve iyileştirecektir.

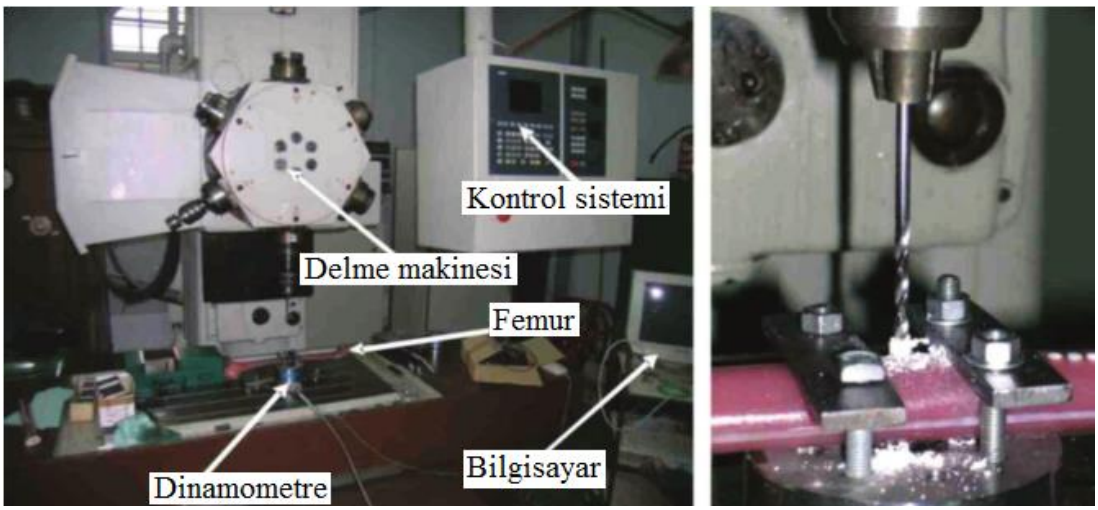
Alam ve arkadaşları kemik kesme işleminin bir sonlu eleman modelini geliştirmişler ve deneysel (Şekil 1.22) sonuçlarla karşılaştırmışlardır [60]. Model kesici takım ve kemik arasında etkileşime izin vermektedir, dolayısıyla kesme prosedürünün optimizasyonunu ve değerlendirmesini sağlamaktadır. Çalışmada 7 farklı kesme hızı ve 5 farklı talaş derinliği, 4 farklı takım uç yarıçapı ve tek talaş açısı kullanılmıştır. Bu çalışamadan elde edilen edinimler minimum müdahaleyi başarmak için kemik cerrahisinde optimizasyon için kullanılabilir. Bu çalışmadan, düşük talaş derinliği ve keskin uçlu kesici takım kesme kuvvetlerini azalttığı için ortopedik kemik cerrahisi için tavsiye edilebilir. Yazarlar, kemik kesmenin daha ileri SEA modelini araştırmayı, bir sonraki çalışmada ortaya koymayı planlamaktadırlar. Bir sonraki çalışmada, kemik anizotropisini hesaba katacaklar ve daha ileri bir malzeme modeli ile destekleyeceklerdir. Bununla ilgili olarak, X-ışın mikro-bilgisayar tomografisi kullanarak keskin bir kenarın önündeki çatlağı izlemek ve kırık özelliklerini araştırmak için bir seri deneyler yürüteceklerdir.



Şekil 1.22. Düzlemsel kesmede, kesme kuvvetleri ölçmek için deney düzeneği [60]

Paszenda ve Basiaga 90° ve 120° ye sahip cerrahi matkaplar ile basitleştirilmiş bir femur modelinin delme işlemini SEA ile incelemişlerdir [61]. Seçilen cerrahi matkabın geometrik modeli ve simülasyon için femur modeli (sert kemik) Inventor Professional 2008 programında modellenmiştir. Numerik model ANSYS Workbench v. 11'de hazırlanmıştır. Ağ işlemi (meshing) SOLID 187 elemanlar kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Delme işlemi için 100-200 N'luk delme kuvvetleri ile 0.04 Nm'lik bir dönme momenti uygulanmıştır. Uç açısının ve ilerleme kuvvetinin artması ile birlikte gerilme ve şekil değiştirme değerlerinin de arttığı gözlenmiştir.

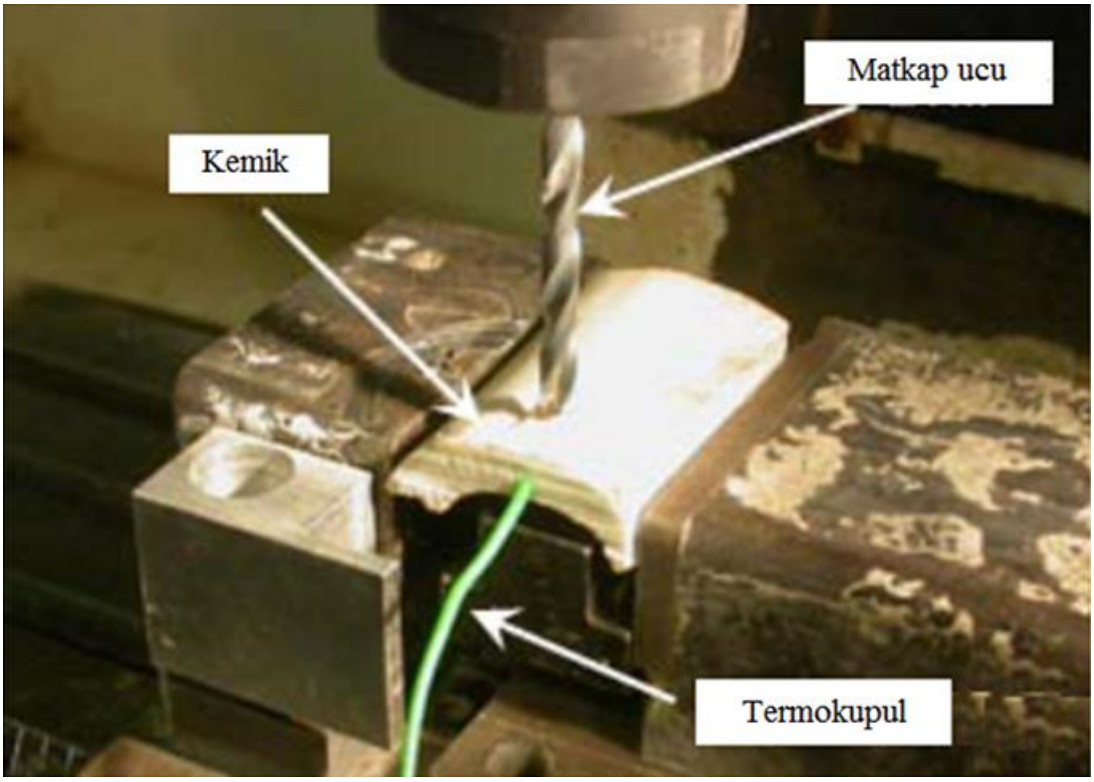
Basiaga ve arkadaşları osteosentez prosedürlerinde uygulanan matkapları kullanarak kemik delme sürecinin deneysel çalışmaları (Şekil 1.23) ve sayısal analizlerinin sonuçlarını göstermişlerdir [62]. Delme işlemlerinde, delme parametreleri olarak, 90 ve 120° uç açısına sahip 4.5 mm çapında bir cerrahi matkap ucu, 250, 365, 500, 710 ve 1400 dev/dak. dönme hızları ve 100 mm/dak. ilerleme hızı seçilmiştir. Deneylerde, Sawbones tarafından imal edilen femoral modeller kullanılmıştır. Bir femur modelinin delinmesi sürecindeki deneysel çalışmalar uç geometrisinin kesme sürecini tanımlayan değerler üzerinde çok etkili olduğunu göstermiştir. 120° uç açısına sahip cerrahi matkaplarla delme işlemi sırasında oluşan eksenel kuvvetler ve tork değerleri en yüksek çıkmıştır. Buna ek olarak dönme hızının artması ile birlikte kemik sıcaklığında da bir artış gözlenirken, eksenel kuvvetler ve tork değerlerinde bir azalma görülmüştür.



Şekil 1.23. Delik delme işlemleri için deney düzeneği [62]

Basiaga ve arkadaşları tarafından yürütülen bir başka çalışmada, cerrahi matkap-femur sisteminin elemanlarındaki gerilme ve deformasyonları ve cerrahi matkap dayanıklılığının analizleri SEA kullanarak gerçekleştirilmiştir [63]. Delme işlemlerinde, delme parametreleri olarak, 90 ve 120° uç açısına sahip 9, 4.5, 3.2 ve 1 mm çapında cerrahi matkap uçları kullanılmıştır. Çalışmanın sonunda optimum cerrahi matkap malzemesi ve matkap geometrisi elde edilmiştir. Deneysel çalışmalar ve nümerik analizlerin sonuçları olarak, en çok tercih edilen çözüm 90°'lik uç açısına sahip olan matkap uçları kullanmaktır. Özellikle yüksek kesme hızları, kesme dayanımında bir azalmayla sonuçlanır.

Alam ve arkadaşları kesme sıcaklığı üzerinde soğutmanın etkisini ve kemik malzemesinin sıcaklığının yükselmesinde, kesme parametrelerinin etkisini çalışmışlardır [55]. Isıl nekroz, kesme hızı, talaş derinliği ve kemik ısıl özelliklerinin bir fonksiyonu olarak analiz edilmiştir. Yüksek kesme hızlarında sıcaklıkları simule etmek için kemik kesmenin termo-mekanik olarak birleştirilmiş iki boyutlu SEA modeli geliştirilmiştir. Model, kemik malzemesinde sıcaklık yükselmesinin tahminlerini ve talaş oluşumun çalışılmasına izin vermektedir. SEA modeli, kemik kesme deneylerinden (Şekil 1.24) elde edilen sıcaklık ölçümleri ile doğrulanmıştır. Kesme testlerinde, kesme parametreleri olarak 100, 200, 300, 400, 500 ve 600 mm/sn. kesme hızları, 0.1, 0.15, 0.2, 0.25 ve 0.3 mm talaş derinlikleri seçilmiştir. Deneyler ve analiz sonucunda, yüksek kesme hızları ile kemik dokusunun ısıl nekroza sebep olduğu gözlenmiştir. Simülasyonlarda, bir soğutucu kullanarak, kesme hızlarının seviyelerini arttırma imkânı mümkündür ve %67 oranında nekroz seviyesinin üzerinde sıcaklıklara sebep olmamaktadır. Yeteri kadar soğutma sağlandığında, kesme hızları 550 mm/sn.'ye kadar kemik dokusuna ısıl hasar vermeden kullanılabilir. Bu kesme hızı 4 mm çapında bir matkap ucu için yaklaşık olarak 2600 dev/dak. dönme hızına karşılık gelmektedir. Sıcaklık yükselmesi ve nekroz penetrasyonunun kesme hızı, talaş derinliği ve kemik ısıl özelliklerinden etkilendiği tespit edilmiştir. Bu faktörlerin uygun bir biçimde kontrol edilmesi, ısıl nekrozu önleyecek, böylece kemik rejenerasyonu sağlanacak ve implantları bağlamak için daha dayanıklı olacaktır. Son olarak yazarlar, geliştirdikleri SEA modelin güvenilir olduğunu rapor etmişlerdir.



Şekil 1.24. Deney düzeneği

1.8. Optimizasyon Çalışmaları

Taguchi metodu kullanılarak yapılan optimizasyon çalışmalarına göz atıldığında, Gok ve arkadaşları takım yolu tarzı ve kesme parametrelerinin kesme kuvveti ve takım sehimi üzerine etkilerini Taguchi metodunu kullanarak araştırmışlardır [64]. Bu sayede en iyi parametreleri ortaya koymuşlardır. Gologlu ve Sakarya yüzey pürüzlülüğü üzerine takım yolu stratejilerinin etkilerini farklı kesme parametreleri kullanarak Taguchi parametre tasarımı aracılığı ile araştırmışlardır [65]. Sonuç olarak tek yön ve spiral takım yolu stratejileri için ilerleme hızı ve ileri geri takım yolu stratejileri için talaş derinliği parametrelerinin en etkili parametreler olduğunu ortaya koymuşlardır. Paralel olarak Yang ve Chen takım çapı, ilerleme hızı, kesme hızı ve talaş derinliği parametreleri kullanılarak en iyi yüzey pürüzlülüğü performansı tanımlamak için Taguchi parametre tasarımını kullanmışlardır [66]. Sonuç olarak takım çapının etkili bir parametre olmadığına ulaşmışlardır. Yang ve Tarng Taguchi yöntemini kullanarak tornalama operasyonları için kesme parametrelerinin optimizasyonu üzerine çalışmışlardır [67]. Bu sayede hem optimum kesme parametrelerini ortaya koymuşlar hem de tornalama sürecinde kesme performansını etkileyen temel kesme parametrelerine de ulaşmışlardır. Kurt ve

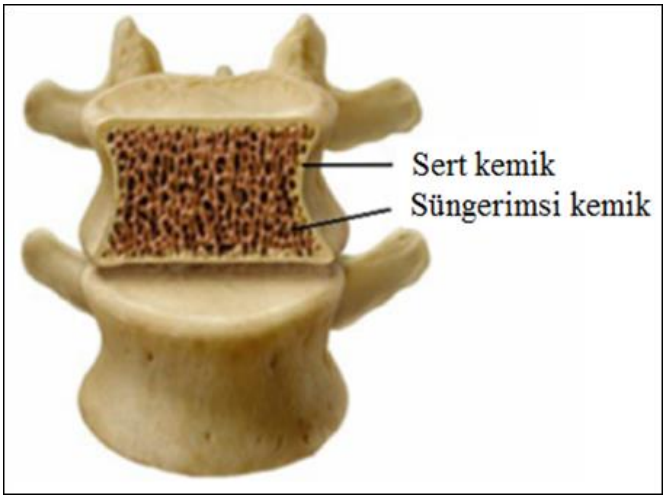
arkadaşları kuru delme sürecinde delik çapının doğruluğu ve bitirme yüzey için kesme parametrelerinin optimizasyonunda Taguchi yöntemini uygulamışlardır [68]. Taguchi yönteminin etkinliğini göstermek için işleme parametrelerinin optimum seviyeleri ile doğrulama deneyleri gerçekleştirmişlerdir. Bu sayede süreç optimizasyonunda Taguchi metodunun kullanabilirliğini ortaya koymuşlardır. Neşeli ve arkadaşları cevap yüzey metodu tabanlı Taguchi metodu kullanarak tornalama operasyonlarında takım geometrisi parametrelerinin optimizasyonu üzerine çalışmışlardır [69]. Asiltürk ve Neşeli Taguchi metodu ile CNC tornalama parametrelerinin çoklu optimizasyonu üzerine çalışmışlardır [70].

2. KEMİK YAPISI

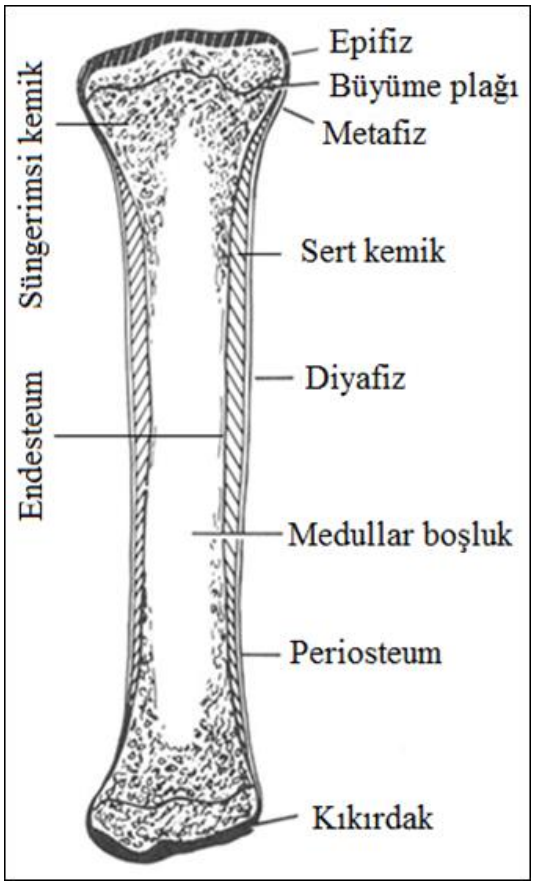
Kemik, kalsiyum bakımından zengin olduğu için vücut içerisindeki en sert dokulardan biridir. Bu sertliklerine rağmen kıkırdak dokusundan farkları damar içermeleridir. Kemikteki bu doku yapısında osteosit, osteoblast ve osteoklast gibi çeşitli tipte hücreler bulunurken aynı zamanda matris olarak adlandırılan hücrelerarası madde bulunmaktadır.

Kemik bağlayıcı dokusuyla özel bir tiptir. Kemikler kabuksu (cortical) kemik olarak adlandırılan dıştaki sert kemik ile süngerimsi (cancellous) olarak adlandırılan içteki süngerimsi ya da yumuşak kemikten oluşmaktadır (Şekil 2.1). Süngerimsi kemik sert kemik tarafından çevrelenmektedir. Kemiğin dıştaki yüzeyi kemik zarı (periosteum) adında sert bir osteojenik (kemik oluşumu) bağlayıcı doku tarafında korunurken, iç kısmının çoğu boştur ve bu boşluğu kemik iliği oluşturur. İç yüzü aynı zamanda endosteum isminde osteojenik özellikleriyle benzer bir hücreyle kaplıdır. Hem periosteum hem de endosteum kemik gelişimi ve tamiri için oksijen besleyici maddelerle (nutrients) destekli damarlı kemik sistemi (bone vascular system) içerirler. Kemik kırıkları kaza ya da diğer olaylardan dolayı yaşantımızın bir unsurudur. Bir kemik kırıldığında, periosteum ve endosteum kemik-oluşum hücrelerini sağlar [2]. Kemiğin üzerindeki bu dokular Şekil 2.2'de gösterilmiştir.

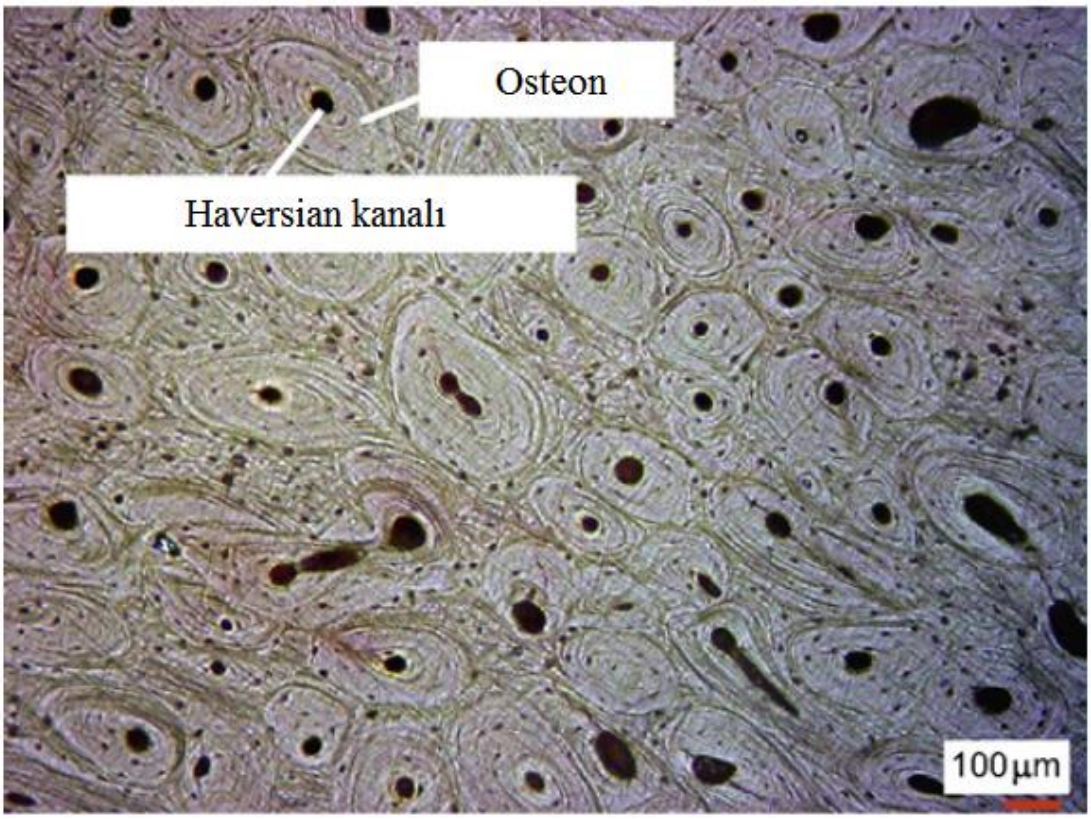
Histolojik olarak, sert kemiğin merkezinde haversian kanalı vardır ve yapraklı kemik onun merkezini sarar. Haversian kanalı içerisinde çalışan kan damarları volkmann kanalı içerisinde çalışan kan damarları ile bağlantılıdır. Sert kemiğin birim yapısı haversiyan kanalını çevreleyen osteondur ve osteon uzun kemiklerde sert kemik boyunca uzamaktadır. Böylece, sert kemik tek yönlü olarak, sürekli lifli, kompozit malzemenin takviyeli tipi gibi düşünülebilir. Sert kemiğin bileşenleri Şekil 2.3'de görülmektedir [49].



Şekil 2.1. Kabuksu ve süngerimsi kemik



Şekil 2.2. Kemiğin üzerindeki dokular



Şekil 2.3. Sert kemik üzerindeki bileşenler [49]

2.1. Kemik Dokusunun Genel Özellikleri

Vücut kas ve iskelet sisteminin en önemli elemanını oluşturan kemik dokusunun genel özellikleri aşağıda sıralanmıştır;

1- Vücuda biçim verir ve onun yükünü taşır.

2- Kalsiyum bakımından zengin olmasından dolayı vücut içerisindeki en sert dokulardan biridir

3- Destek ve koruyucu özelliğe sahiptir.

4- Fosfor bakımında zengindir.

5- Kas hareketlerini kolaylaştırır.

2.2. Kemiklerin Sınıflandırılması

Kemik dokusu birçok özelliğine göre sınıflandırılabilir. Genel bir sınıflama türü olan kemiklerin şekline göre yapılan sınıflandırma türüdür. Şekline göre kemikler; uzun kemikler, kısa kemikler, yassı kemikler, düzensiz kemikler, sesamoid (susamsı) kemikler ve aksesuar kemikler olmak üzere 6 çeşittir. Şekil 2.4'de bir iskelet sisteminin anatomik resmi üzerinde kemik türleri görülmektedir.

1- Uzun kemikler: Ekstremitelerde bulunurlar. Uyluk, kol ve bacak kemikleri buna örnek oluşturur. İnce uzun olan gövde kısmına diyafiz, uç kısımlarına epifiz, epifiz ile diyafiz arasındaki bölüme metafiz adı verilir.

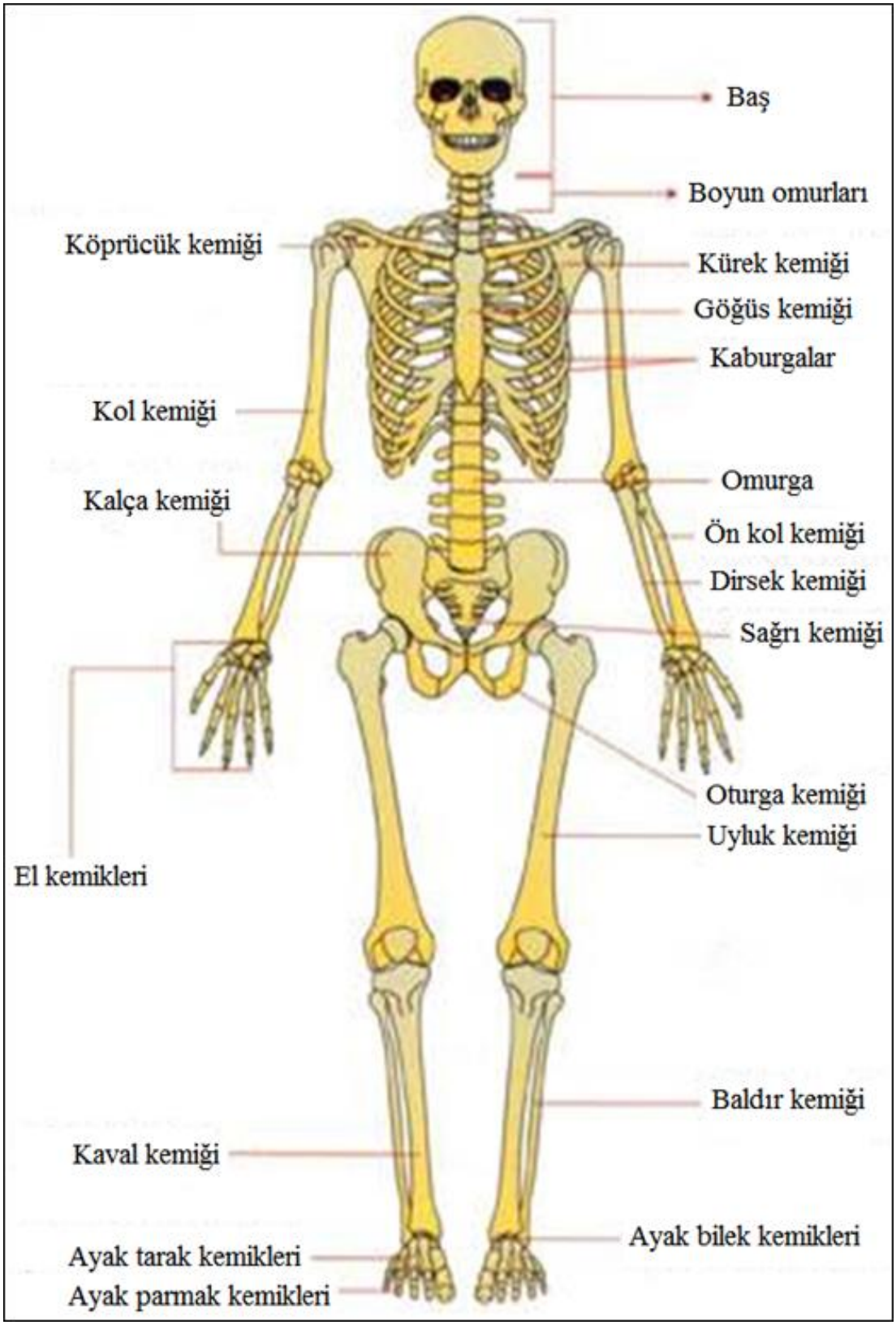
2- Kısa kemikler: El ve ayaklarda bulunan kemikler.

3- Yassı kemikler: Kafatası ve kaburga kemikleri.

4- Düzensiz kemikler: Omur kemikleri ve bazı kafa kemikleri.

5- Sesamoid (susamsı) kemikler: El, ayakta ve dizde, tendonların veya eklem kapsüllerinin içine gömülmüş, tendonların çekme yönünü etkileyen kemiklerdir.

6- Aksesuar kemikler: Her insanda bulunmayan kısa, yassı veya susamsı kemiklerdir [71].



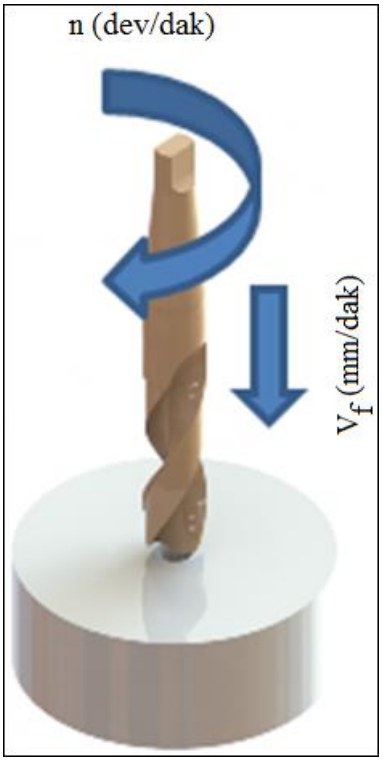
Şekil 2.4. İskelet sisteminin anatomik resmi [72]

3. DELİK DELME İŞLEMİ

Metal ya da metal olmayan malzemeler üzerinde, silindirik deliklerin oluşturulması işlemine delme denilmektedir. Endüstride delik delme işlemi en çok kullanılan talaşlı imalat yöntemlerinden birisidir.

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. Talaş boşaltma, kalite ve talaş debisi ile ilgili parametreler derin delik delme ile kısa delik delme işlemlerini ayıran temel özelliklerdir.

Delme işlemleri kullanılan tezgâha göre çeşitlilik göstermekle birlikte, klasik bir delme işleminde matkap ucu hem kendi ekseni etrafında hem de delme yapacağı eksende belirli hızlarda hareket etmektedir. Şekil 3.1'de basit bir delme işlemi görülmektedir. Ancak kısa delik delme işlemlerinde sayısal kontrol (NC) ve bilgisayarlı sayısal kontrol (CNC) tezgâhların kullanılmasıyla iş parçasının dönme hareketi yapıp, takımın sabit kaldığı delme işlemleri de yaygınlık kazanmışlardır. Çeşitli makine ve cihazlarla yapılan delme işlemini klasik delme ve cerrahi delme işlemi olarak inceleyebiliriz.



Şekil 3.1. Delme işlemi

3.1. Klasik Delik Delme İşlemi

Metal ya da metal olmayan birçok alaşım ve malzemelerin delinmesi işlemini kapsamaktadır. Klasik delik delme işlemlerinde kesici takım hem kendi ekseni etrafında dönerken hem de kendi ekseninde ilerlemektedir. İş parçası ise sabit olarak bağlanmaktadır.

Delik delme ve işleme işlemi birçok değişik iş parçasına ve malzemeye uygulanabilir. Bazen cıvata, vida ve diğer kompanentler 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 [73].

Delme işlemi ile ilgili birkaç delme operasyonu vardır. Aşağıdaki listede, delme operasyonlarının en yaygın olanları verilmiştir. Delme işlemi ile ilk önce bir delik açılır ve daha sonra delik diğer operasyonlardan biri ile düzenlenir. Punta deliği ve pul yatağı açma işleminde ön delme işlemi yapılmaz. Verilen tüm delme operasyonları için dönen kesici takımlar kullanılır. Şekil 3.2'de bu operasyonlar görülmektedir.

a) Raybalama (Reaming): Raybalama, bir deliği hafifçe büyütmek, daha iyi bir çap toleransını sağlamak ve onun yüzey kalitesini iyileştirmek için kullanılır. Bu işlem için kullanılan kesici takım rayba olarak adlandırılır ve düz kanallara sahiptir.

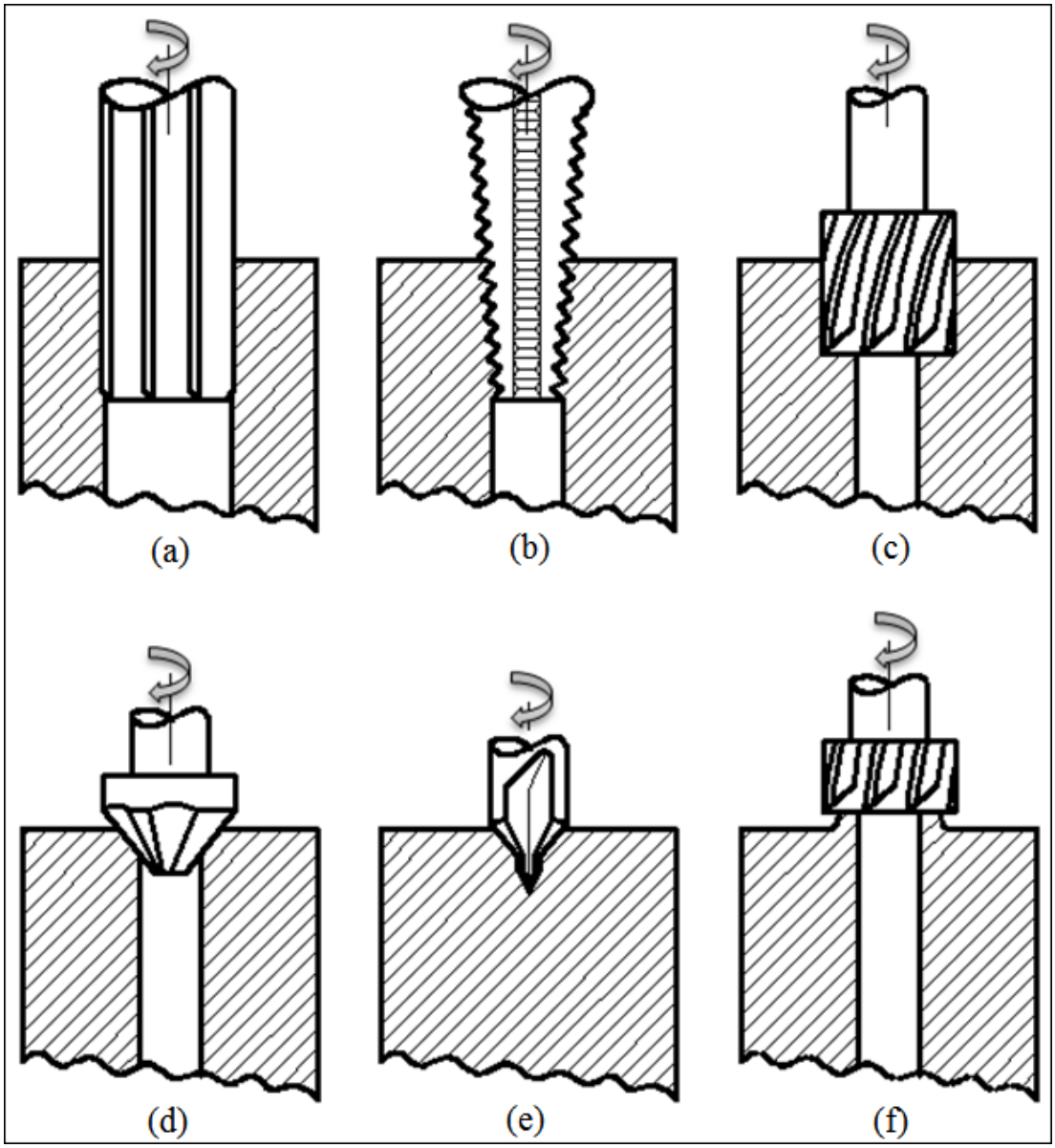
b) Kılavuz çekme (Tapping): Bu operasyon bir kılavuz ile gerçekleştirilir ve var olan bir deliğe içerden vida açmak için kullanılır.

c) Düz havşa açma (Counterboring): Bu operasyon kademeli bir delik sağlamaktadır ki delik içinde daha büyük çaptaki bir delik kısmen daha küçük çaplı bir deliği izler. Havşa açılmış bir delik içine cıvata başları kolaylıkla oturtulabilir, böylece yüzey üzerinde cıvata başları çıkıntı oluşturmazlar.

d) Konik havşa açma (Countersinking): Bu operasyon düz havşa açma işlemine benzer fakat delikteki kademe konik biçimlidir.

e) Punta deliği açma (Centering): Aynı zamanda merkezi delme (center drilling) olarak da söylenir, bu operasyon sonraki delme işleminin yerini belirlemek ve salgıyı önlemek için bir başlangıç deliği oluşturur. Bu operasyon için kullanılan kesici takım punta matkabı olarak adlandırılır.

f) Pul yatağı açma (Spot facing): Bu operasyon frezeleme işlemine benzer ve iş parçası üzerinde kısmi bir alanda işlenmiş bir yüzey elde etmek için kullanılır [74].

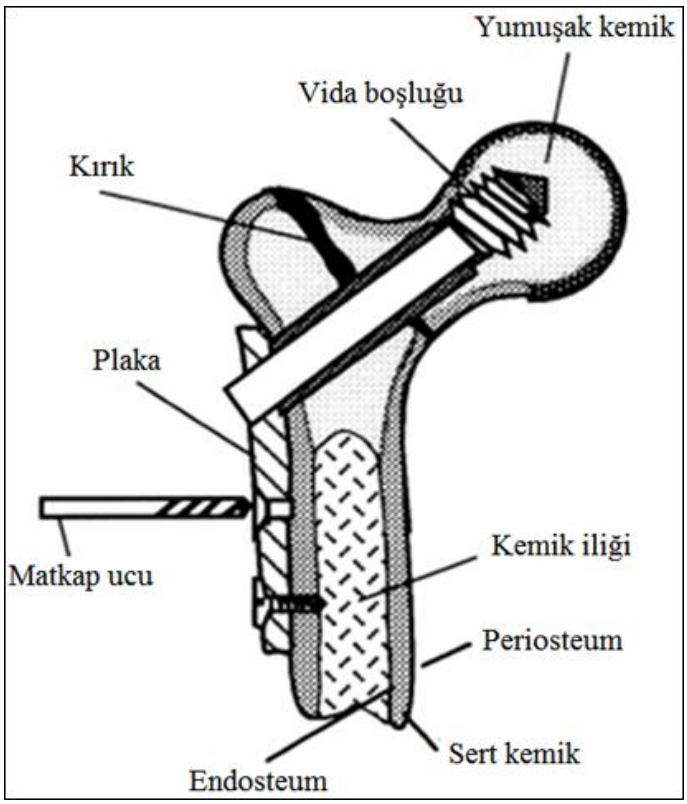


Şekil 3.2. Delme ile ilgili işleme operasyonları, a) raybalama, b) kılavuz çekme, c) düz havşa açma, d) konik havşa açma, e) punta deliği açma, f) pul yatağı açma [74]

3.2. Cerrahi Kemik Delme İşlemi

Kemik kırıklarında kemiğin hızlı kaynaması, kırıkların doğru bir biçimde pozisyonlanması ve sabitlenmesi için bazı biyouyumlu plakalar, kemiğe vidalarla sabitlenerek kullanılırlar. Öncelikle plakayı vida ile sabitlemek için vida boyutlarına uygun bir matkap ucu ile kemik delme işlemi gerçekleştirilir. Şekil 3.3'de plaka ile sabitlenmiş bir kalça kemiğine ait cerrahi delme işlemi görülmektedir. Delme işleminin yanında kemik dokusu üzerinde gerçekleştirilen bir takım mekanik

işlemler, yapısal malzemelere uygulanan mekanik işlemlerle benzerlik göstermektedir.



Şekil 3.3. Kalça kemiğine ait kırık cerrahisinde süngerimsi kemiğin delinmesi [2]

3.3. Delme İşleminin Etkileyen Faktörler

Delme işlemi karmaşık bir süreçtir ve bu karmaşıklığa sebep olan birçok faktör söz konusudur. Delinecek malzemenin türü, delme parametreleri, delme işleminde kullanılan matkap ucunun geometrisi, soğutma sıvısı kullanımı bu faktörler arasındadır.

3.3.1. Malzemenin türü

Kesici takımlar, iş parçalarının şekillendirilmesinde kullanılan yüksek kaliteli, yüksek boyut hassasiyetli ve çoğu ileri teknoloji ürünü olan malzemelerden üretilirler. İşlenecek parçanın özellikleri, kullanılabilecek kesici takım malzemelerine sınırlandırmalar getirdiği gibi, takımın kullanım şartları da takım malzemesi seçimini büyük çapta etkiler. Kesici takım malzemelerinden istenen ortak özellikler ise sertlik ve sıcak sertlik, aşınma direnci, tokluk ve ekonomik olmasıdır. Uygun takım

malzemesinin seçimi ile kesici takım-iş parçası malzemeleri arasında sürtünme sonucu oluşan yüksek sıcaklıktan dolayı oluşan aşınma mekanizmalarının (difüzyon, oksidasyon vb.) bertaraf edilmesi ile yüksek kesme hızlarına ulaşılır. Böylece takım ömrü ve üretim hızı artırılarak ekonomiklik sağlanır. Takım malzemeleri üç ana grupta toplanabilir: Metal esaslı, karbür esaslı ve seramik esaslı takım malzemeler. Günümüzde yaygın olarak kullanılan takım malzemeleri yüksek hız çelikleri ve semente karbürlerdir. Yüzey kalitesinin iyileştirilmesi ve takım ömrünün artırılmasına yönelik çalışmalar sonucunda, kübik bor nitrür (CBN) ve elmas kaplanmış takımlar da kullanılmaya başlanmıştır [75].

Delme ve kesme gibi talaş kaldırma işlemlerinde iş parçası malzemesinin özelliklerinin etkisi de çok önemlidir. Talaş oluşumunda; akma dayanımı, basma yükü altında kayma dayanımı, deformasyon sertleşmesi (iş sertleşmesi), sürtünme davranışı, sertlik ve süneklik gibi malzeme özellikleri talaş oluşumunu kontrol ederler. Yüksek dayanımlı malzemeler düşük dayanımlı malzemelere göre daha büyük kuvvet oluşturur. Daha büyük takım ve iş sehimi yanında sürtünme ısısı işleme sıcaklıklarının artmasına yol açar ve daha büyük talaş kaldırma işi gerektirir. Malzeme yapısı ve bileşimi de talaş kaldırma işlemine etki eder. Örneğin çelikteki karbür gibi sert ve abrasiv elemanlar takım aşınmasını hızlandırır. Yine talaş oluşumunda süneklik de önemli bir faktördür. Sünekliği fazla olan malzemeler sadece kesme esnasında talaşın aşırı plastik deformasyonuna müsaade etmez aynı zamanda sıcaklığı da artırarak sürekli ve uzun talaş oluşturarak takım yüzeyi ile daha uzun süre temasta kaldığı için daha fazla sürtünme ısısına sahip olur. Bu tip talaşlar, aşırı deformasyona uğrayarak kıvrımlı bir şekil oluşturur. Diğer taraftan esmer dökme demir gibi bazı malzemeler, belli bir plastik deformasyon için gerekli sünekliğe sahip değildir. Bunun sonucu olarak da takım önüne sıkışmış malzemeler takım ucunun herhangi bir yerinde ufalanmış parçalar meydana getirerek gevrek bir tarzda kırılabilir ve böyle talaşlar kesikli veya kopuk talaş olarak adlandırılır. Sünek malzemeler işlerken, kesici takım üzerinde talaş sıvanması (BUE) oluştuğunda, talaşta sürekli değişmeler meydana gelir. Kesme bölgesinde aşırı basınç ve kısmi yüksek sıcaklık iş parçası malzemesinin kesici takım ucuna basınç kaynağı veya yapışmasına yol açar ve BUE oluşturur. Bu yapışmış malzeme kesici ucu aşınmadan korumasına rağmen takım geometrisini değiştirir. BUE sabit ve kararlı olmayıp

periyodik olarak kırılır ve talaşa yapışabilir veya takım altına geçerek işlenmiş yüzey üzerinde kalabilir [76].

3.3.2. Delme parametreleri

Delme işlemindeki çalışma şartları için kullanılacak ifadeler hem yekpare kesici takımlar hem de değiştirilebilir uçlu kesici takımlar için geçerlidir. Delme işlemindeki ana hareket, esasen kesici takım takım veya iş parçası tarafından yapılan dönme hareketidir. Ana hareketi oluşturan ana milin hızı (n) dakikada yapılan devir sayısı olarak ifade edilebilir. Kesme hızı (V_c) ise, çevresel hızdan yararlanılarak Denklem (3.1)'deki gibi belirlenir, bu hız dakikadaki devir sayısı (dev/dak) bilindiği taktirde kolaylıkla hesaplanabilir. (D) takım çapı olmak kaydıyla matkap bir dönüşte, çevresi olan bir daire çizer. Eğer çap mm cinsinden verilmişse, kesme hızının m/dak. cinsinden ifade edilebilmesi için sonuç 1000'e bölünür.

Denklem (3.2), eksenel yöndeki ilerleme hızı (V_f) olup birim zamanda alınan yol alarak tanımlanır. Takımın iş parçasına göre veya iş parçasının takıma göre ilerlemesidir. Bu aynı zamanda tezgâhın 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. Bu parametre 2 ağızlı delme işlemlerinin yanı sıra, frezeleme işlemlerinde de kullanılmaktadır. Özellikle frezeleme işlemlerinde çok ağızlı takımlarda kullanıldığı için tek bir diş başına ilerleme de göz önüne alınmak zorundadır. Diş başına ilerleme (f_z), ilerleme hızının kesici takım ağız sayısına bölünmesiyle Denklem (3.3) gibi elde edilir. Talaş genişliği (a_p), kesici takımın iş parçası ile temasta bulunduğu iş parçası yüzeyi olarak Denklem (3.4) gibi tarif edilebilir. Şekil 3.4'de görülen taralı alanların her biri ise bir ağız başına karşılık gelen talaş kesitini (A-mm^2) Denklem (3.5)'deki formül ile ifade etmektedir. Bu kesit talaş genişliği ile diş başına ilerleme hızının çarpımına eşittir;

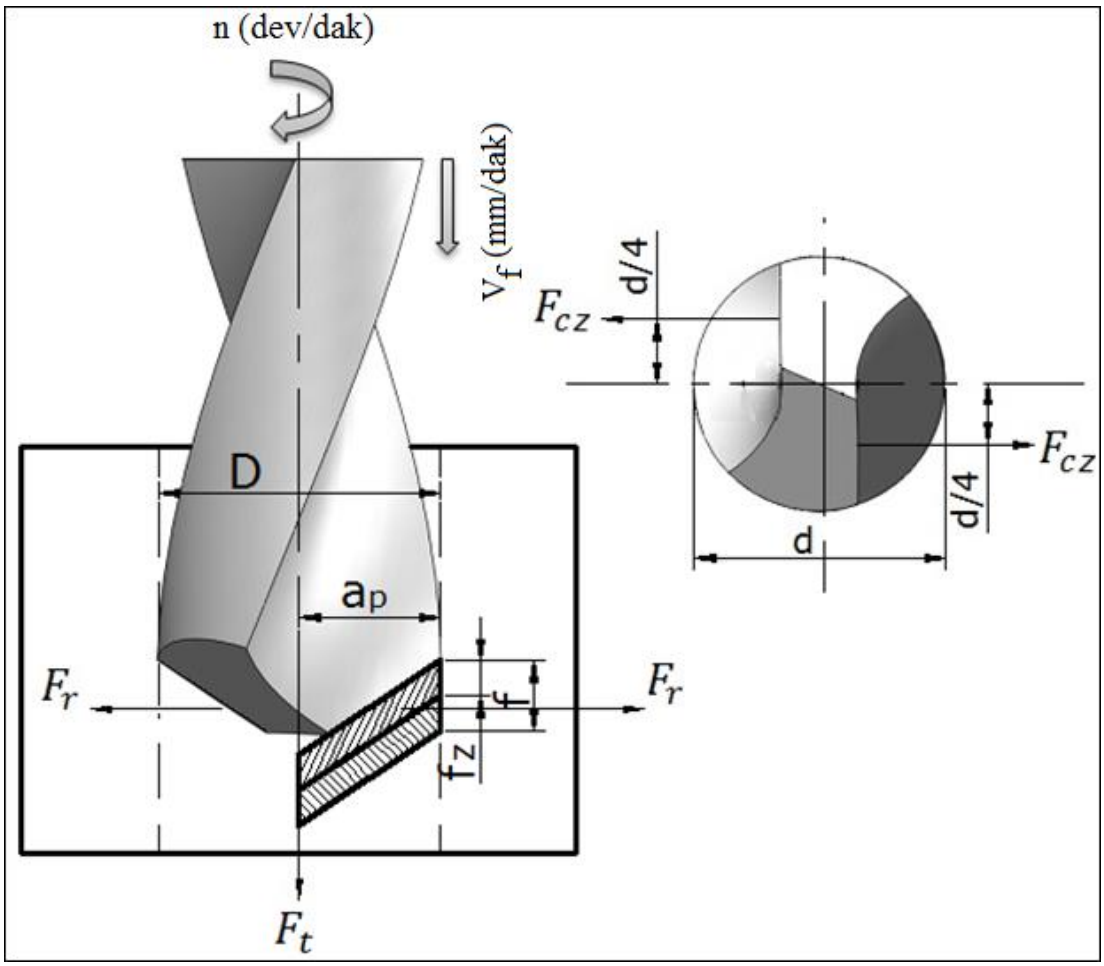
$$V_c = \frac{\pi \times D \times n}{1000} \tag{3.1}$$

$$V_f = f \times n \tag{3.2}$$

$$f_z = \frac{f}{z} \tag{3.3}$$

$$a_p = \frac{D}{2} \tag{3.4}$$

$$A = a_p \times f_z \tag{3.5}$$



Şekil 3.4. Delme parametreleri

3.3.3. Delme işleminde kesme ve ilerleme gücü

Delik delme işlemlerinde kesici ağıza karşılık gelen kesme kuvveti (F_c), ilerleme doğrultusunda meydana gelen ilerleme kuvveti (F_t) ve radyal kuvvet (F_r) olmak üzere 3 kuvvet türü ortaya çıkmaktadır. Delme işleminde kullanılan matkap uçlarının 2 ağızlı olmalarından dolayı radyal kuvvetler birbirlerini dengelemekte olup, matkap ucu üzerine yalnızca F_c ve F_t kuvvetleri etki etmektedir. Şekil 3.4'de basit bir delme işleminde matkap ucu üzerinde oluşan kuvvetler görülmektedir. Delme işlemi sırasında, matkap ucu üzerinde kesme kuvvetinden dolayı kesme momenti Denklem (3.6) ve dolayısıyla kesme gücü, ilerleme kuvvetinden dolayı ise ilerleme gücü

ortaya çıkmaktadır. Harcanan bu güç, kesme ve ilerleme için gereken güçtür. Kesme gücü (P_c - kW) Denklem (3.7)'de ve ilerleme gücü (P_f - kW) ise Denklem (3.8)'de verilmiştir;

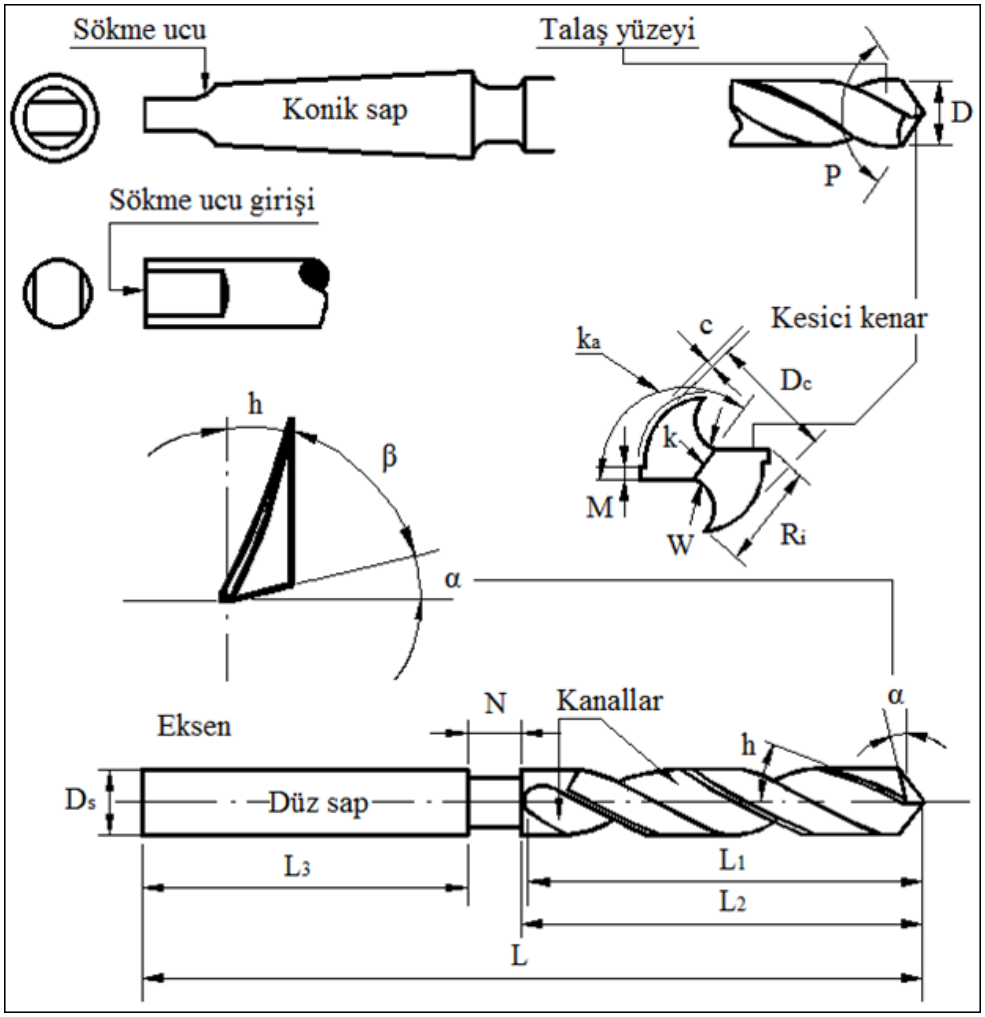
$$M_c = F_c \times \frac{d}{4} \tag{3.6}$$

$$P_c = \frac{M_c \times n}{9550} \tag{3.7}$$

$$P_f = \frac{F_t \times V_f}{60 \times 1000 \times 1000} \tag{3.8}$$

3.3.4. Matkap uç geometrisi

Çeşitli metal malzemelerine göre matkap geometrisinin unsurları çeşitlilik göstermektedir. Bir matkap ucu üzerinde bulunan geometrik unsurlar Şekil 3.5'de görülmektedir.



Şekil 3.5. Matkap ucu geometrik özellikleri [77]

Radyal ağız (k): Matkabın kesici kenarlarını birleştiren matkap özünün en uçtaki kısmını ifade etmektedir.

Radyal ağız açısı (k_a): Matkabın kesici kenarı ile radyal ağız arasındaki açıyı temsil etmektedir.

Sap: Konik veya düz olan boyundan sonra gelen matkabın tezgâha bağlanmasını sağlayan kısımdır [78].

Sap çapı (D_s): Matkabın düz olan sap kısmının çap değeridir.

Sırt (Ri): iki talaş kanalı arasında bulunan matkap gövdesinin en dış kısmıdır [78].

Sırt çapı (D_c): Matkabın iki talaş kanalı arasında bulunan matkap gövdesinin en dış kısmının çap değeridir.

Boyun (N): Matkabın gövdesi ile sapı arasındaki kısmıdır.

Gövde boşluğu (c): Matkap çapı ile sırt çapı arasındaki mesafenin yarısına eşittir.

Marjin (M): Helisel kanalları boyunca meydana getirilmiş dar bir yüzeydir. Matkabın çapını belirterek merkezlenmesini sağlar. Zırh olarak da ifade edilir.

Kanal uzunluğu (L1): Helis kanalının uzunluğunu temsil eder.

Gövde uzunluğu (L2): Matkabın kesici kenar dış köşesinden boyuna veya sapa kadar olan kısımdır.

Sap uzunluğu (L3): Matkabın sap kısmının uzunluğunu ifade eder.

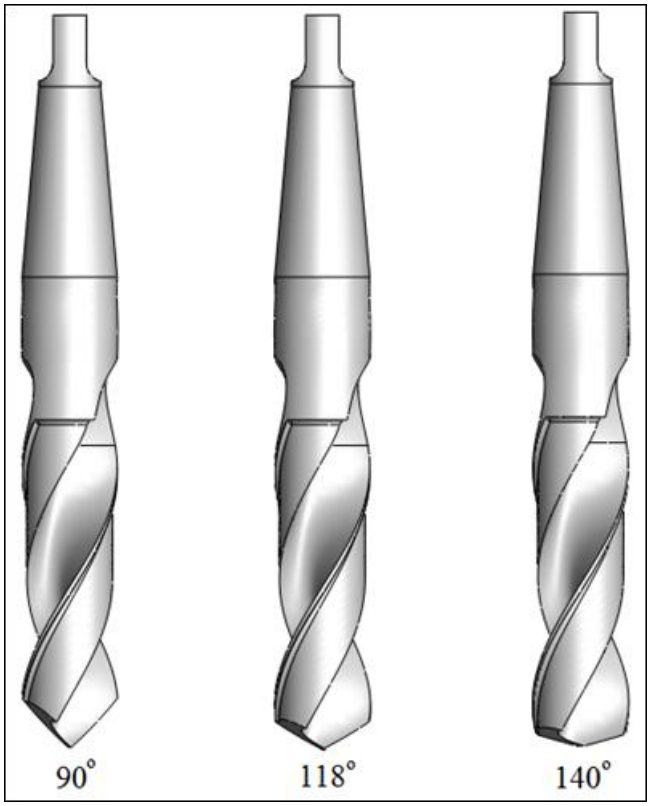
Toplam uzunluk (L4): Kesici ağızların köşesi ile sap kısmının bitim noktası arasındaki uzunluktur.

Kesici kenar: Radyal ağzından dışarı doğru uzanan kesici ağızlardır.

Matkap çapı (D): Matkabın ucundan ölçülen iki zırh arasındaki mesafe matkap çapı olarak ifade edilir. Matkap çapı kesici takım olarak kullanılan matkap uçlarının en temel geometrik özellikleri arasındadır.

Uç açısı (P): İki kesici kenarı arasındaki açıdır. Delme işlemlerinde matkap üzerinde oluşan kesme kuvveti, ilerleme kuvveti, kesici kenar uzunluğu ve talaş kesiti üzerinde önemli etkilere sahiptir.

Matkapların uç açıları dar, standart ve geniş açılı olmak üzere 3 çeşittir. Dar uç açılı matkaplar genellikle yumuşak malzemelerde kullanılırlar ve uç açıları genelde 90º olur. Standart uçlu matkap dediğimiz uç açısı 118º veya 120º olan matkaplar ise genel amaçlı kullanım alanına sahiptir. Geniş uç açılı matkapların uç açıları 130º, 135º ve 140º'dir. Şekil 3.6'da 3 farklı uç açısına sahip matkaplar görülmektedir. Bu matkaplar sert malzemelerin işlenmesinde kullanılırlar ve değişik delme koşullarında sapma problemi yaşamazlar [78].



Şekil 3.6. Matkap uç açıları

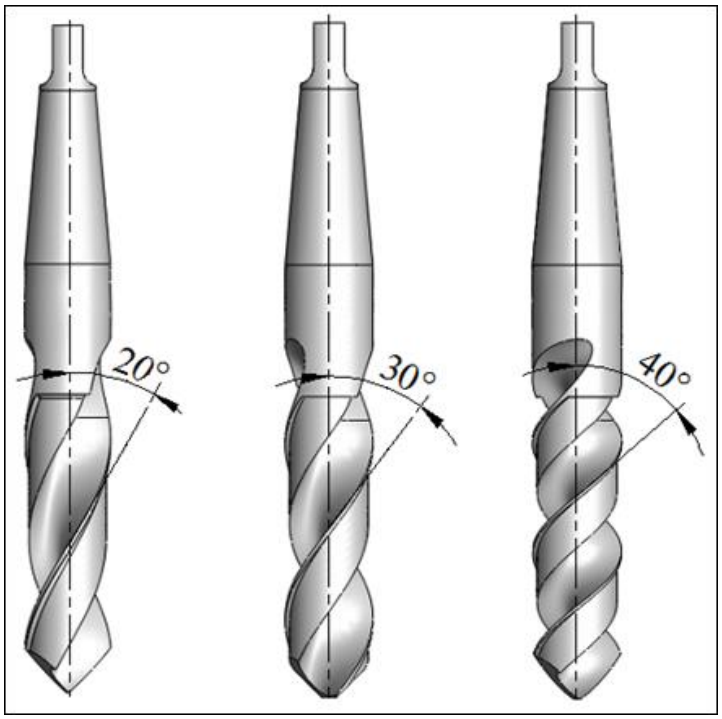
Helis açısı (h): Helis kanalının matkap ekseni ile yaptığı açıdır ve helis kanalını meydana getirmektedir. Bu açı matkabın imalatı sürecinde verilir. Bileme işlemi ile bu açıyı değiştirmek zor olmakla birlikte bazı durumlarda kesici ağız, talaş kaldırılan yüzeyinden bilenerek birkaç derece değişebilmektedir.

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 22-33º arasında matkabın çapına bağlı olarak değişir [77].

Matkapların helis açısı standart olarak 30° yapılır. Bu matkaplar, uç açıları 118° bilenerek, genel uygulamalarda; çelik döküm vb. parçaların delinmesinde kullanılır.

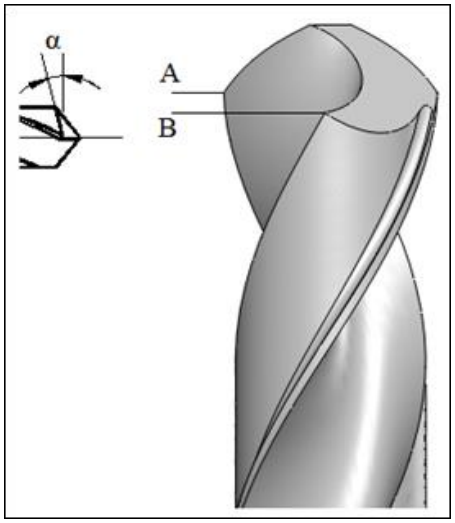
Helis açısı 20° gibi düşük olan matkaplar, uç açıları 118° bilenerek, pirinç ve bronzların delinmesinde; uç açıları 90° bilenerek, plastik malzemelerin delinmesinde kullanılır.

Helis açısı 40° gibi yüksek olan matkaplar, uç açıları 100° bilenerek, bakır ve alüminyum gibi malzemelerin delinmesinde kullanılır [79]. Şekil 3.7'de 3 farklı helis açısına sahip matkaplar görülmektedir.



Şekil 3.7. Matkap helis açıları

Boşluk açısı (α): Taban yüzü üzerinde ana kesme kenarından geriye doğru, matkabın ortalama çapında ölçülen açıdır [78]. Bu açıya kesici ağız serbest açısı da denilmektedir. Matkabın kesici kenarlarının malzemeye batarak kesme yapabilmesi için boşluk açısı gereklidir. Kesici kenar, kesme işlemi yaparken yüzeyin diğer kısmı, malzemeye sürtünmemelidir. Boşluk açısı, 8°-12° arasında olmalıdır. Boşluk açısı kontrol edilirken, Şekil 3.8'de ki gibi B noktasının, A noktasının aşağısında olmasına dikkat edilmelidir [79].

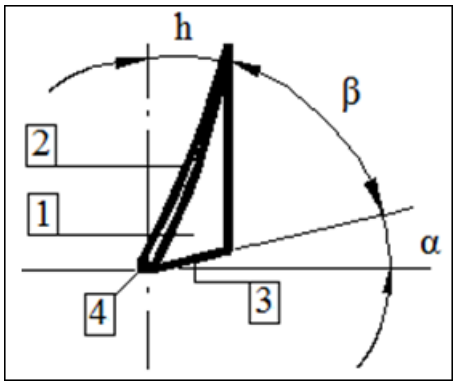


Şekil 3.8. Boşluk açıları

Yeterli boşluk açısı olmazsa düzgün delme işlemi yapılamaz. Büyük boşluk açı değeri ise matkap ömrünü kısaltır. Normal şartlarda her iki kesici ağız için boşluk açıları eşit olmalıdır. Kesici ağız yüksekliğindeki artış, deliğin daha büyük olmasına neden olabilir. Boşluk açısı matkap çapına, kesici ağız boyuna ve iş parçası malzemesine bağlıdır. Matkap çapı arttıkça serbest açı azalır. Genel olarak 12º - 15º arasında olmaktadır. Örneğin; alaşımlı çelikler için 12º - 15º iken, yüksek mukavemetli çelikler için 8º - 10º, titanyum alaşımlar için 7º - 10º , alüminyum ve bakır alaşımlar için ise 12º - 15º'dir [78].

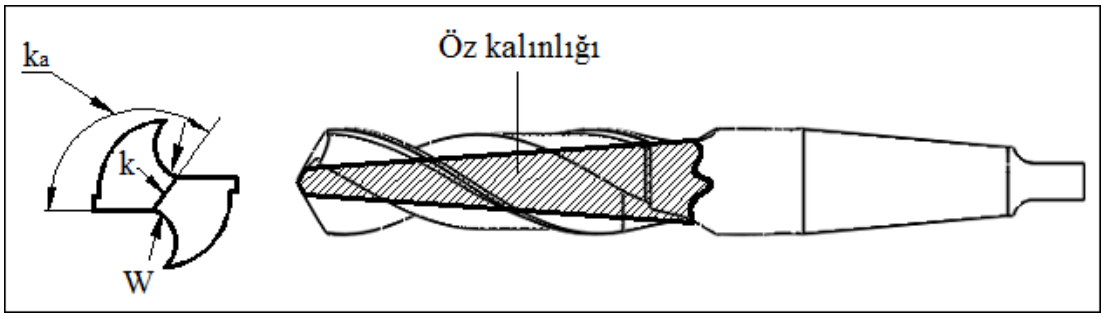
Kama açısı (β): Matkabın keskin ucu, tüm takımlar için geçerli olmak üzere Şekil 3.9'da gösterildiği gibi, ortogonal bir tarzda temsil edilebilir. Bu haliyle kama şeklinde olan takımın kesici kısmı Şekil 3.9'da ki 1 numaralı yüzeyi, talaşın temas ettiği talaş yüzeyi 2 numaralı yüzeyi ve parçanın işlenmiş yüzeyine dönük serbest yüzey 3 numaralı yüzey ile sınırlıdır. Bu iki yüzeyin kesişmesi takım 4 numaralı ucunu meydana getirir. Parçanın işlenmiş yüzeyi ve ona dik bir doğru, koordinat sistemi olarak seçilirse, bu koordinat sistemine göre takımın kesme özelliğini tayin eden şu açılar meydana gelir. Dikey doğru ile talaş yüzeyi arasında talaş açısı ya da helis açısı (h) olarak da ifade edilebilir, serbest yüzey ile parçanın işlenmiş yüzeyi arasındaki arasında serbest açı ya da boşluk açsısı (α) ve bu iki açı arasındaki kama açısıdır (β). Şekil 3.9'da görüldüğü gibi bu açılar arasında Denklem (4.9)'da ki bağıntı vardır [80].

$$\alpha + \beta + h = 90^0 \quad (3.9)$$



Şekil 3.9. Ortogonal kesmede takım açıları

Öz kalınlığı (W): Serbest yüzeyleri birleştiren matkabın merkez bölgesidir. Birçok matkapta, matkabın mukavemetini artırmak için öz kalınlığı matkabın sap kısmına doğru kalınlaşır (Şekil 3.10). Matkabın boyu kısa olursa öz kalınlığı da daha kalın olur çünkü kesme işlemi için daha fazla basınca ihtiyaç olacaktır. Bu basınç kuvveti matkabın ısısının artmasına neden olacak ve nihayetinde ısının fazla olması da matkabın ömrüne olumsuz tesir ederek, matkabın ömrünü kısaltacaktır. Dolayısıyla matkabın ömrünün daha uzun olması için öz kalınlığının ince olması gerekmektedir [81]. Öz kalınlığı matkabın burulma rijitliği açısından oldukça önemli bir parametredir. Ayrıca öz kalınlığının matkabın enine kesit polar momentini arttırdığı ortaya çıkmıştır ki bu matkabın burulma rijitliği açısından önemlidir. Diğer taraftan ise öz kalınlığına paralel olarak radyal ağız uzunluğu artmaktadır. Bu ise beraberinde daha fazla itme kuvvetine gereksinim demektir [82].



Şekil 3.10. Matkap öz kalınlığı

Büyük çaplı matkabın öz kalınlığı inceltilerek, doğrudan delik delinebilir. Özü inceltilen matkabın, işe batması kolaylaşır. Kesme kuvveti azaldığı için fazla baskı

kuvveti uygulamadan, rahat bir şekilde talaş kaldırılır. Öz kalınlığının inceltilmesi matkabın talaş (helis) açısının değiştiği anlamına gelir ve talaş açısı bir kaç derece büyür [79].

3.3.5. Soğutma sıvısı kullanımı

Talaş kaldırma sırasında kullanılan sıvıların başlıca amacı, soğutma ve yağlamadır. Soğutma ile kesme esnasında oluşan ısı çevreye dağıtılarak ısı miktarı azaltılır; yağlama ile yağ, takımla talaş ve takımla işlenen yüzey arasına nüfus ederek sürtünmeyi azaltmakta ve takımın aşınmasını önlemektedir. Bu olaylara bağlı olarak kesme sıvılarının etkileri şu şekilde sıralanabilir. Takım ömrü uzamakta, yüzey kalitesi iyileşmekte, kesme kuvveti ve gücü azalmakta, sıcaklıktan meydana gelen şekil değiştirmeler azalmakta ve talaşın uzaklaştırılması kolaylaşmaktadır.

Sıvıların soğutma fonksiyonlarının iyi bir şekilde yapabilmesi için yüksek ısı iletme kabiliyetine ve yüksek özgül ısıya sahip sıvılar kullanılmalıdır. Yağlama görevini yerine getirebilmeleri içinde, sürtünme yüzeylerinde birkaç molekül kalınlığında, yapışmış bir sıvı tabakası oluşturmaları gerekmektedir. Sıvıların bu özelliğine yapışma kabiliyeti (oiliness) denir. Bu olayda sıvının kimyasal yapısı önem taşır. Tüm sıvılar yapışmış bir tabaka oluşturamaz. Ancak molekülleri polar guruplara sahip sıvılar, özellikle yağlar, yapışmış bir tabaka meydana getirebilirler. Yapışma kabiliyetlerini arttırmak için sıvılara, katık (additive) denilen az miktarda ilave maddeler katılır. Bunların arasında, yüksek basınçlara oldukça dayanıklı yapışmış bir tabaka oluşturan ve EP (Extreme Pressure) denilen atıklar vardır [80].

Yukarıdaki açıklamaların ışığı altında ve kesme sıvılarının kullanılmalarından doğabilecek etkileri de göz önüne alarak, kesme sıvılarından istenilen özellikler şu şekilde sıralanabilir.

1- Yüksek ısı iletim kabiliyetine (soğutma özelliğine) sahip olmalıdırlar.
2- Metalik yüzeyler üzerinde yapışmış bir sıvı tabakası oluşturabilme kabiliyetine (yağlama özelliğine) sahip olmalıdırlar.
3- Kararlı olmaları, özelliklerini uzun süre koruyabilmelidirler.
4- Anti korozif olmaları, paslanmaya yol açmamalılar.
5- İnsan sağlığına zarar vermemeliler.
6- Köpüklenmemeliler.

7- Şeffaf olmalıdırlar.

8- Buharlaşma oranı düşük olmalıdır.

9- Ateşleme tehlikesi taşımamalıdırlar.

10- Çalışan kişiye zarar vermemeli, cildi tahriş etmemelidirler [79, 80].

4. ISIL HASAR (NEKROZ)

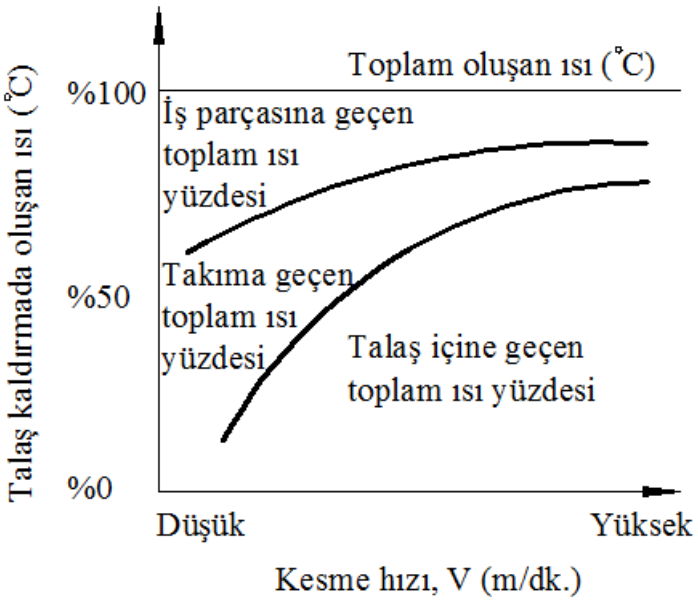
Delme işlemi sırasında sürtünmeden dolayı matkap ve kemik ara yüzünde aşırı ısınma meydana gelmektedir. Bu ısı sonucu kemikte oluşan sıcaklık değeri belirli bir kritik değeri geçtiğinde kemik ve çevre dokularında geri dönüşü olmayan hasarlar meydana gelmektedir. Bu hasar ile kemik kansız kalmakta ve kemikte nekroz (kemik ölümü) oluşmaktadır. Bu sıcaklığın kritik eşik değeri ile ilgili literatürde bazı çalışmalar bulunmaktadır. Örneğin, Hillery ve Shuaib [2] kemik sıcaklık değeri 1 dakikadan daha fazla süre 55 °C 'nin üstüne çıkıyorsa, kemiğin ciddi hasarlara uğradığını söylerken, Eriksson ve diğ. [3] tarafından yapılan bir in vivo çalışmasında, bir tavşanın sert kemiğinin 1 dakika boyunca delinmesi ile kemik sıcaklığının 47° C'ye ulaştığında, kemiğin ısıl nekroz sergilediği gözlenmiştir. Buna paralel olarak, Augustin ve diğ. [12] kemiğin delinmesi sırasında, kemik sıcaklığı 47 °C 'nin üstüne çıkarsa, kemik ve çevre dokularında geri dönüşü olmayan hasarlar oluştuğunu rapor etmiştir.

4.1. Isı Oluşumu

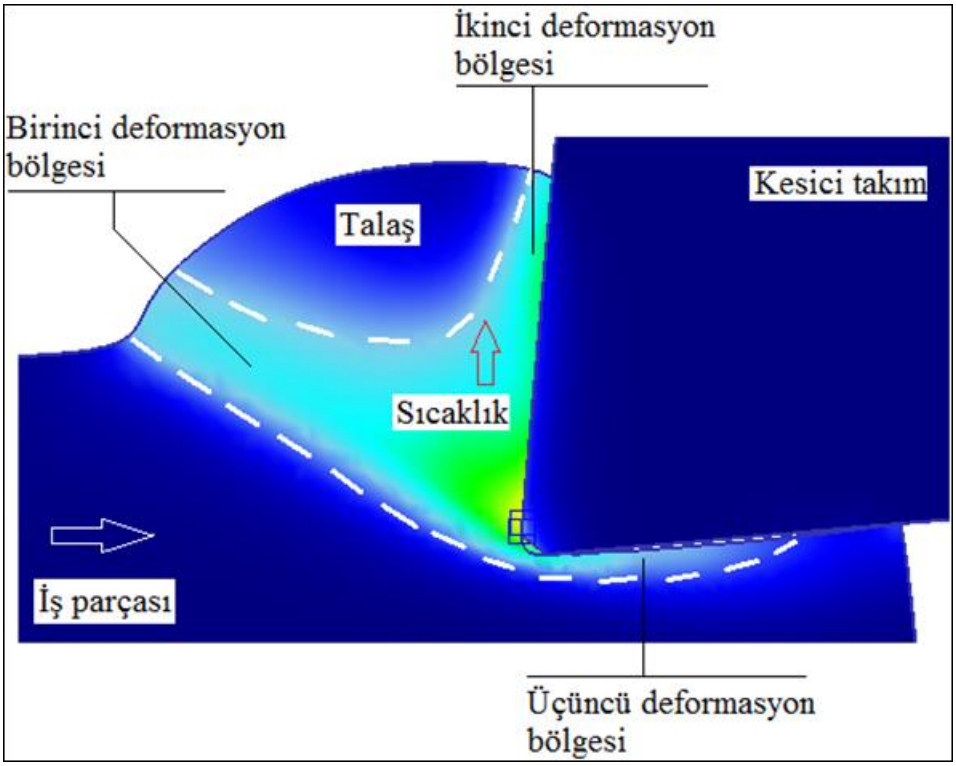
Talaş kaldırma işlemleri sırasında, harcanan enerjiden, takım-iş parçası ve takım-talaş ara yüzeyinde oluşan sürtünmeden dolayı kesici takım üzerinde yüksek sıcaklıklar meydana gelir. Bu sıcaklıklar takımın aşınmasına yol açmaktadırlar. Son yıllarda takım aşınmasına etkisi nedeniyle talaş kaldırma işlemlerinde, iş parçası, takım ve talaş arasında oluşan sıcaklıkların belirlenmesi için pek çok çalışma yapılmaktadır. Talaş kaldırmada harcanan güç kesici takım ucuna yakın yerde büyük oranda ısıya dönüşür, ısının büyük bir kısmı ise talaşla birlikte dışarıya atılır. Bu ısının bir kısmı parça içine nüfus ederken diğer bir kısmı da kesici takıma geçerek ısınmasına sebep olur. Kesme işlemlerinde daha çok teknik ve ekonomik problemler, doğrudan veya dolaylı olarak bu ısıdan kaynaklanır. Çevre ile birlikte bu üç eleman ısı tankı gibi davranır. Şekil 4.1'de kesme hızının fonksiyonu olarak bu bileşenlerin ısı tankında dağılımı gösterilmiştir. Oluşan ısının üç önemli kaynağı mevcut olup bunlar ısı oluşma kapasitelerine göre şöyle özetlenebilir [76].

1- Kayma işleminin kendisi, plastik deformasyon ile oluşan temel ısı kaynağı ve bu ısının büyük bir kısmı talaş içinde kalır.
2- Takım-talaş ara yüzeyi temas bölgesi, talaş içinde ekstra plastik deformasyonun olduğu ve kayma sürtünmesi nedeniyle meydana gelen fazla ısı (Şekil 4.2).
3- Takım yan kenarının yeni oluşan ısı parçası yüzeyine sürtmesi ile oluşan ısıdır.

Toplam ısı miktarı (Q_T), talaş kaldırma işinin bir kısmını oluşturur. Düşük kesme hızlarındaki ısı dağılımında talaş yavaş olarak kısmen iş parçasına kısmen de takıma çok ısı verir ve talaşta son sıcaklık düşük olur. Fakat yüksek kesme hızlarında ise hem talaş yüzeyi hem de boşluk yüzeyi boyunca ısı yayılması nedeniyle kesici uç sıcaklığı son talaş sıcaklığını çok aşar. Isı geçiş kuralı nedeniyle ısı, sıcaklığın az olduğu yere doğru akar dolayısıyla toplam Q_T ısının hemen hepsi talaşta kalır. Talaşların sıcaklığı talaş sonu sıcaklığına yaklaşır. Takım ucu sıcaklığı, takım aşınması ve mukavemeti için önemlidir çünkü bu sıcaklık hangi takımların hangi hızlarda çalışacağını belirler. Ancak genellikle ısı, yüksek kesme hızlarında, talaşla birlikte görülür. Bu varsayımdan hareketle talaşta oluşan ısı hesaplanabilir [76].



Şekil 4.1. Talaş kaldırma işleminde takım, talaş ve iş parçasında meydana gelen ısı dağılımı [76]

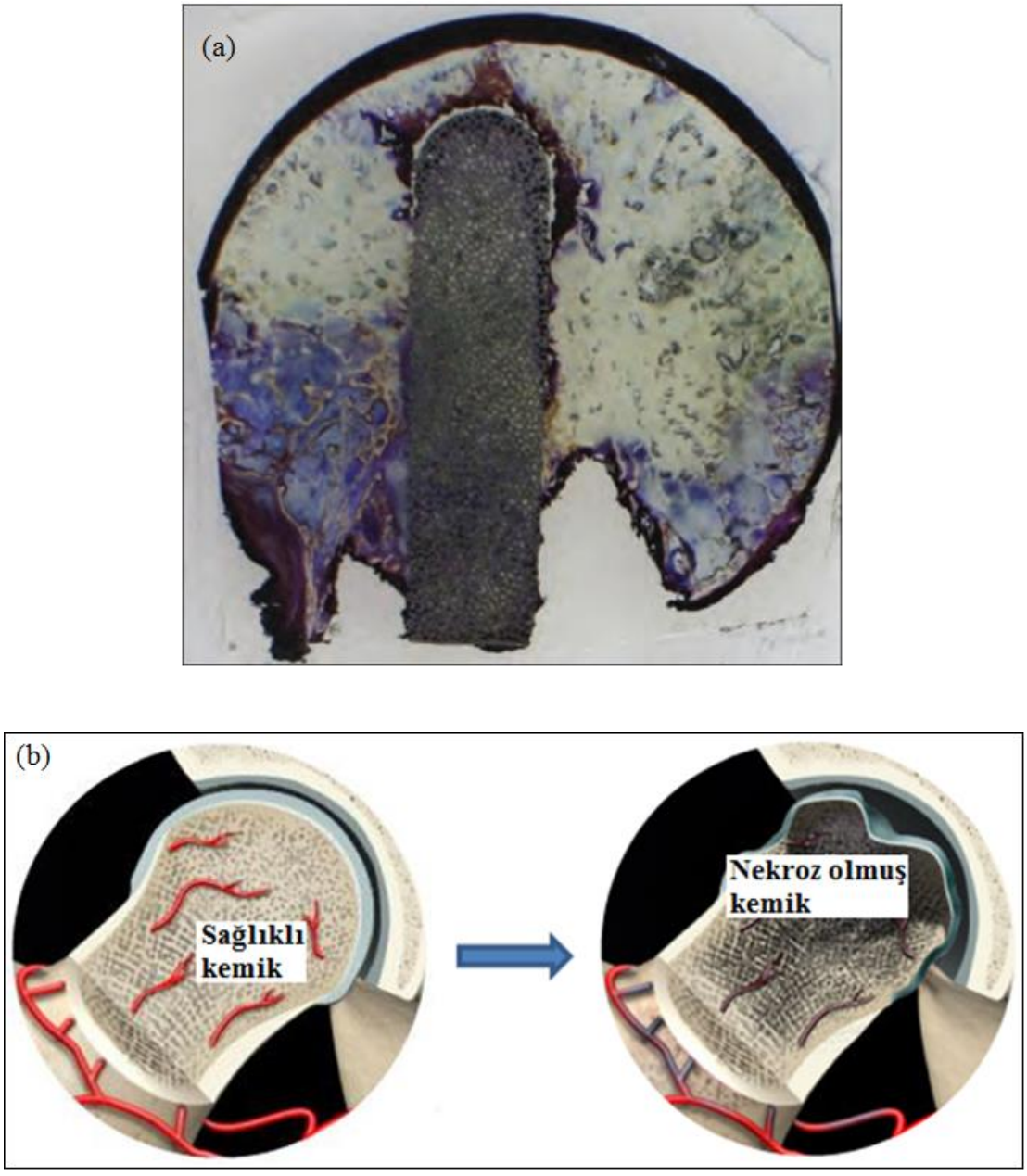


Şekil 4.2. Ortogonal kesmede ısı ve sıcaklık oluşumu

4.2. Isıl Hasarın Kemik Üzerindeki Etkisi

Cerrahi matkaplar, kırıkların içerden sabitlenmesi için implant bölgelerini hazırlanmasında (delinmesinde) kullanılır ve sabitlemenin sağlamlığı implantların güvenilir biçimde nasıl tutulacağına ve implant bölgesi hazırlandıktan sonra kılavuz deliklerin etrafındaki kemiğin kalitesine doğrudan bağlıdır. İmplant bölgesi hazırlandıktan sonra ısı oluşumu ve onun süresi açısından dikkatli olunmalıdır. Uzun bir süre aşırı ısı oluşumu delikler etrafında nekroza sebep olabilir Necroz olayında hücre yapısı bozularak kemiğin doğal yapısı değişmektedir. Nekroz, kemik ve çevre dokularında oluşan hasarlar, kemik ve implant arasında gevşeme problemleri veya uyumsuzluk meydana getirerek, implantasyon başarısını ve çürüyen bölgede hızlı kemik emiliminden dolayı birleştirmenin sağlamlığı azalmaktadır [83]. Bu duruma sebep olan ısınma, delme parametrelerinden kesici takım geometrisine kadar birçok faktöre bağlıdır. Sürtünme ve dolayısıyla ısınmadan kaynaklanan sıcaklığın kontrol edilmesi veya önlenmesi meydana gelecek hasarların azaltılması veya yok edilmesi açısından çok önemlidir. Özellikle kemik delme sırasında oluşan ısıyı kesici kenardan uzağa iletmek oldukça zordur. Çünkü kemiğin ısı iletim katsayısı zayıftır ve kemik ısıya karşı çok hassastır. Kemik delme işlemi sırasında herhangi bir

soğutucu sıvı kullanılması da [1] iltihap tehlikesinden dolayı [2] tercih edilmemektedir. Şekil 4.3'de kemik delme sırasında oluşan nekroz görülmektedir.



Şekil 4.3. Nekroz, a) implantın kenarları etrafında doku ölmesi, b) sağlıklı kemiğin nekroza uğraması [84, 85]

5. CERRAHİ MATKAP SİSTEMİNİN TASARIMI VE İMALATI

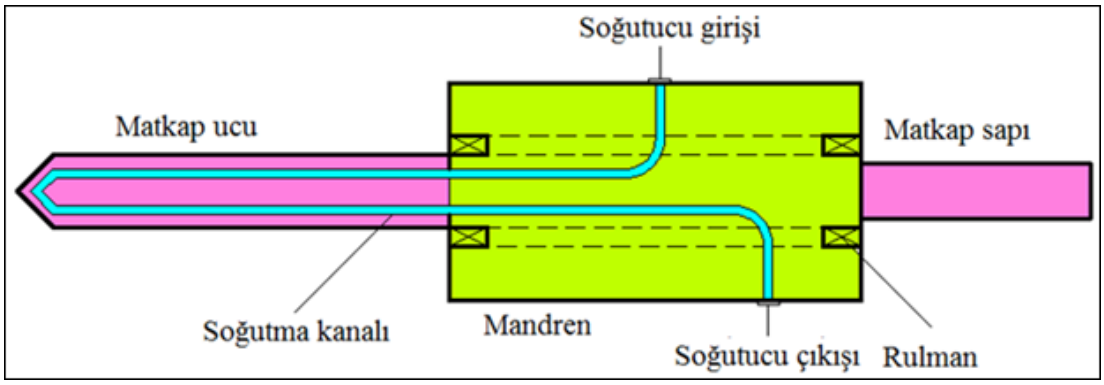
Ortopedik cerrahide kemik delme işlemleri sırasında matkap ucu ve kemik arasında sürtünmeden dolayı aşırı ısınma ve bunun sonucu kemik ve çevre dokularında geri dönüşü olmayan hasarlar ortaya çıktığı öğrenilmiştir. Sert ve yumuşak dokularda oluşan bu hasar nekroz olarak tanımlanır. Bu hasara sebep olan kritik sıcaklık değeri birçok araştırmacı için farklı eşik değerinde kabul edilse de genel olarak 47C° olarak literatürde yerini almıştır. Bu tez çalışmasının bu safhasında kemik delme sırasında oluşan nekrozu önlemek için yeni bir cerrahi matkap sisteminin tasarımı ve imalatı gerçekleştirilmiştir.

Ortopedik cerrahide kullanılan cerrahi matkap uçlarının geometrik özelikleri metal delme işlemlerinde kullanılan matkap uçları kadar bilinmemektedir. Bundan dolayı, ortopedi cerrahisinde kullanılan standart bir cerrahi matkap ucu satıcıdan temin edilip tersine mühendislik (Reverse Engineering) yöntemi ile taranmıştır. Bilgisayar destekli tasarım (BDT) verisi elde edilen bu matkabın geometrik özellikleri belirlenip, üç boyutlu (3D) modelleme teknikleri kullanılarak matkaba soğutma kanalları açılmıştır. Matkap ucu ve soğutma mekanizmasının 3D BDT modeli ile akış analizleri gerçekleştirilmiştir. Böylece akışkanın soğutma mekanizmasın içindeki hareketi gözlenmiştir. Bu işlemin ardından cerrahi matkap uçları hızlı prototip makinesinde LaserCUSING (sinterleme) yöntemiyle üretilmiş ve ısıl işlemi yapılmıştır. Matkap uçlarının setliğini ve aşınma dayanımını arttırmak için matkap uçlarının delme yapan kesici kenar ve yüzeyleri TiN ile kaplanmıştır. Gerekli numuneler, araç ve gereçler temin edildikten sonra masaüstü freze tezgâhı ile kemik delme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Yukarıda bu çalışmanın tasarım ve imalat kısmı için izlenen basamaklar özetlenmiştir.

5.1. Cerrahi Matkap Ucu ve Delme Sisteminin Tasarımı

Bu mekanizmanın soğutma sisteminin tasarımı ve bilgisayar ortamında 3 boyutlu olarak animasyonu, SolidWorks programında gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen delme

sistemi Şekil 5.1'de şematik olarak gösterildiği gibi, matkap ucu, mandren ve kapalı-devre soğutma sistemi olmak üzere üç ana parçadan oluşmaktadır. Matkap ucu ve mandren birlikte çalışmakta olup delme sistemi bir soğutma sistemine sahiptir. Bu soğutma sisteminde hem matkap ucu hem de mandren içerden gizli soğutma kanalları ve adalarına sahiptirler.



Şekil 5.1. Cerrahi delme sisteminin şematik olarak görünümü

Soğutma sisteminde, soğutucu akışkan rezervuardan gelir ve kapalı- devre soğutma sistemi kanalları içinde dolaşır, daha sonra rezervuara tekrar geri döner. Bu sistem makul derecede sıcaklık azalması sağlar fakat kemik delme süreci sırasında dışardan uygulanan soğutma, kirli ortam oluşturmasından dolayı istenmeyen cerrahi enfeksiyonlar oluşturabilmektedir. Yeni delme sistemi matkap ucuna sürekli olarak soğutma işlemi uygulamaktadır ve içerden tasarlanmış soğutma kanalları ile istenmeyen sıcaklığı azaltmaktadır. Soğutma sistemi aynı zamanda cerrahi delme süreci sırasında soğutucu akışkanın sebep olduğu istenmeyen enfeksiyonları ortadan kaldırmış olacaktır. Brand ve diğ. [54] tarafından içerden soğutma kanallarına sahip matkap ucu tasarımı yapılmış ve delme işlemleri ile sıcaklık seviyeleri ölçülmüştür. Fakat onların geliştirdikleri matkap ucu soğutucu akışkanı delme bölgesine dışardan uygulayarak göndermektedir. Bu sistem istenmeyen soğutucu kirliliğine sebep olmaktadır. Bu durumda enfeksiyon tehlikesinden dolayı cerrahlar tarafından istenmemektedir.

Cerrahi matkap uçlarının tasarımı için ilk olarak tersine mühendislik yöntemi kullanılmıştır. Tersine mühendislik, mevcut BDT verisi olmayan ya da hasar görmüş parçaları, bir tarayıcı yardımıyla elde edilen nokta bulutunu kullanarak daha hızlı bir biçimde yeniden elde etme olarak tanımlanabilir. Tasarım sürecini azalttığı içinde

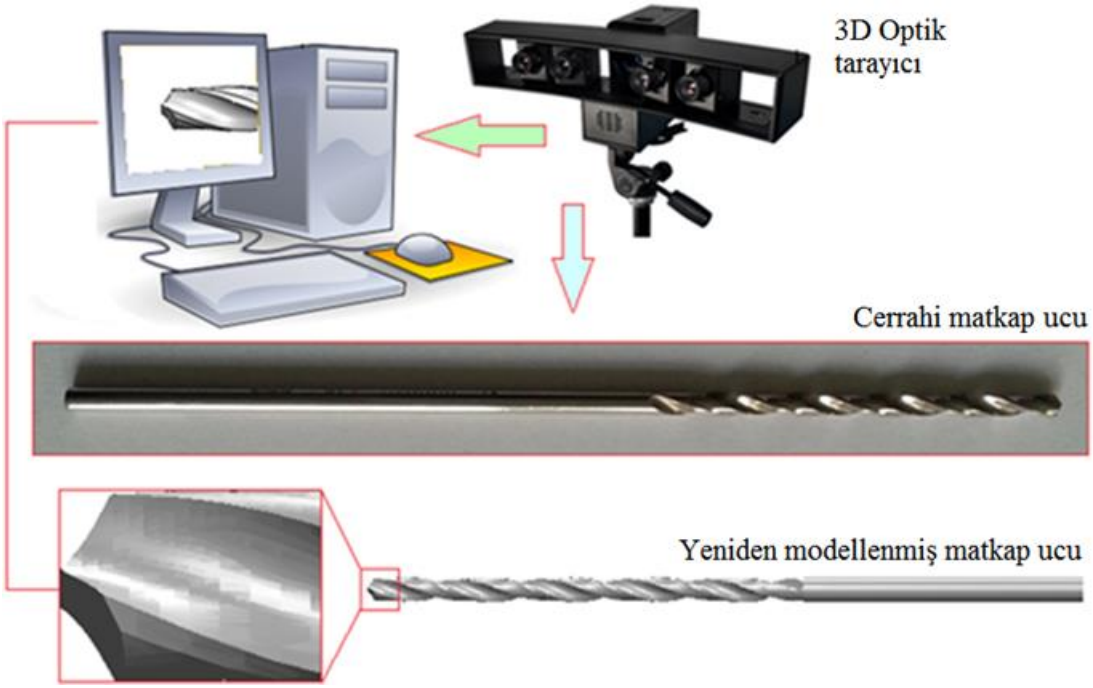
endüstride çok önemli bir rol üstlenmektedir. Bu yöntem; son yıllarda hızlı prototip imalatında yoğun bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. Klasik tasarım sürecinin aksine BDT yazılımları ile daha hızlı bir şekilde BDT verisi elde edilerek zamandan kazanım sağlamaktadır. Çok önemli diğer bir avantaj ise karmaşık parçaları kolaylıkla tarayabilmektedir. Çok karmaşık parçaların tasarımında bazen mevcut BDT yazılımınız yetersiz kalabilir. Tersine mühendislik ile parça ne kadar karmaşık olursa olsun mutlaka bir tarama cihazı ile rahatlıkla taranabilir ve nokta bulutu elde edilebilir. Burada önemli olan tarama cihazınızın hassasiyetidir. Cihazın hassasiyeti arttıkça iki nokta arası mesafe o kadar küçük olur. Nokta yoğunluğunuz o kadar fazla olur. Tabi ki böyle durumlarda işlemcisi yüksek bilgisayarlar kullanmak tarama sürecinin hızlı bir şekilde tamamlanması için faydalı olacaktır.

Endüstri alanında tersine mühendislik uygulamaları aşağıdaki hususlar bakımından tanımlanmıştır [86]:

1- Yeni parçanın tasarımı: Mevcut bir gerçek parça modelinden yeni parçanın tasarımını oluşturmak.
2- Mevcut bir parçanın çoğaltılması: Tasarım ya da imalat belgesi olmayan bazı parçalar vardır fakat onların kopyalanması tersine mühendislik yaklaşımı ile elde edilebilir.
3- Zarar görmüş yada kırılmış bir parçanın iyileştirilmesi: Eğer ölçülen bir parçanın yüzeyi zarar görmüş ya da aşınmışsa, yeniden tasarlanmış BDT modeli parçanın gerçek yüzeyi gibi hassas olmayabilir.
4- Model hassasiyetinin geliştirilmesi: Mühendis fonksiyon ve estetik gereksinimlerine dayalı bir ürün konsept tasarımını tamamlayabilir ve sonra onları üretmek için ağaç ya da sıva gibi bazı yumuşak malzemeleri kullanabilir.
5- Sayısal bir verinin gösterimi: Tersine mühendislik yaklaşımıyla yeniden tasarlanmış bir 3D BDT model ve taranmış parçayı tasarımcı ilk model ile karşılaştırabilir.

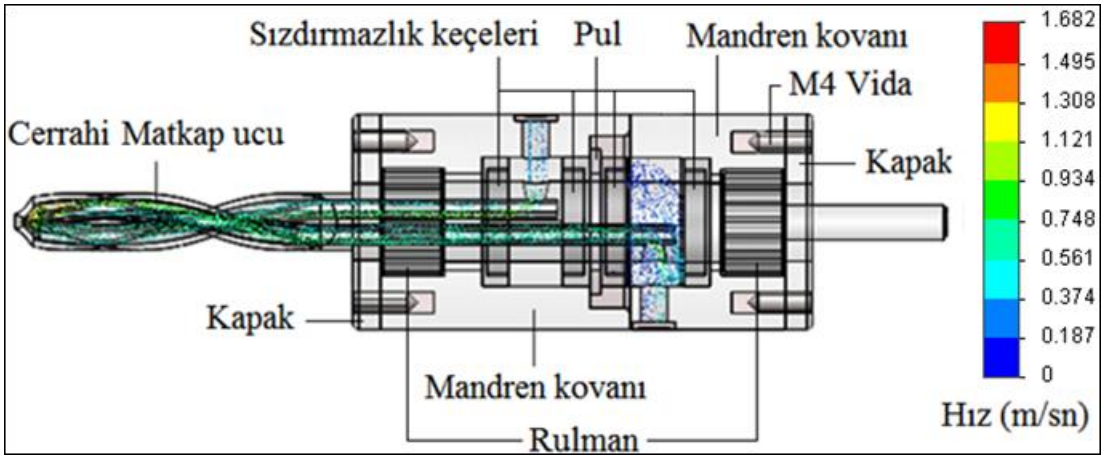
Bu yöntem kullanılarak taranan matkap ucunun Steriolithography (STL) formatı (Şekil 5.2) ya da nokta verisi elde edildikten sonra, Rapidform programı ile bu veriler Parasolid uzantısına dönüştürülerek bir katı model verisi elde edilmiştir. Katı modeli elde edilen matkap ucunun helis açısı 24° ve uç açısı da 118° olarak ölçülmüştür. Matkap uçlarının katı modelleri üzerinde soğutma kanalları SolidWorks programında

modellenmiştir. Kemik delme işlemlerinde matkap ile kemiğin temas bölgelerinde, sürtünmeden dolayı yüksek ısılar meydana gelmektedir. Bu yüksek ısının büyük bir çoğunluğu matkap ucunda yoğunlaşmaktadır. Matkap ucunun soğutulması ile oluşan bu ısının büyük bir oranda azalması beklenmektedir. Matkaba açılacak soğutma kanalları, matkabın kesme kenarının altında helis boyunca matkabın en uç noktasına kadar devam etmektedir.



Şekil 5.2. 3D optik tarayıcı kullanılarak orijinal cerrahi matkap ucunun taranması

Cerrahi matkap ucunun modelleme işlemi tamamlandıktan sonra, hem matkap ucu hem de matkap mandreninde ki soğutma kanalları SolidWorks programı kullanılarak oluşturulur. Hem matkap ucu hem de mandrenin birlikte çalışmasını incelemek için, Şekil 5.3'de gösterildiği gibi SolidWorks programı kullanılarak soğutucu için akış analizi gerçekleştirilmiştir.



Şekil 5.3. Kapalı-devre soğutma kanallarında soğutucu akışkan için akış analizi

5.2. Cerrahi Matkap Ucu ve Delme Sisteminin İmalatı

Delme sisteminin matkap mandreni Şekil 5.3'de görüldüğü gibi, 2 adet mandren kovanı, 4 adet sızdırmazlık keçesi, 2 adet rulman, 1 adet pul, 2 adet kapak ve 4 adet vidadan oluşmaktadır. İlk olarak kovanların içindeki yuvalarına yataklama işini gerçekleştirecek olan rulmanlar yerleştirilir ve her bir kovanın içine sızdırmazlık keçeleri yerleştirilirdikten sonra cerrahi matkap ucu deliklerden içeri doğru rulmanlara yataklanır. Daha sonra ortadaki 2 keçenin arasına bir pul yerleştirilir ve kovanlar somun-cıvata gibi birbirlerine sabitlenir. Son olarak M4 vidalarla kapaklar kovanlara sabitlenir.

Delme sistemindeki her bir parçanın teknik resim ve çizimi göz önüne alınarak RMS makine tarafından First marka CNC freze ve torna tezgâhlarında ölçü ve toleranslara göre 0.001 tolerans hassasiyetinde imalatı yapılmıştır. Parçalar hafif olmasından dolayı Alüminyum 7075-T6 malzemesinden imal edilmiştir. Matkap mandreninde soğutma sırasında sızdırmazlığı önlemek için parçalar arasında sızdırmazlık keçeleri kullanılmıştır.

Soğutma kanalları modellenen cerrahi matkap uçlarının üretimi ise hızlı prototip makinesinde Selective Laser Melting olarak da bilinen LaserCUSING yöntemiyle Conceptlaser makinesinde (Şekil 5.4) 4C Medikal firması tarafından yapılmıştır. Bu işlem için CL 20ES paslanmaz çelik tozları kullanılarak cerrahi matkap uçları Şekil 5.5'de görüldüğü gibi katman katman üretilmiştir. CL 20ES paslanmaz çelik tozları bir östenitik paslanmaz çeliktir ve onun 1.4404, X2 CrNiMo 17 13 2, 316L'e göre

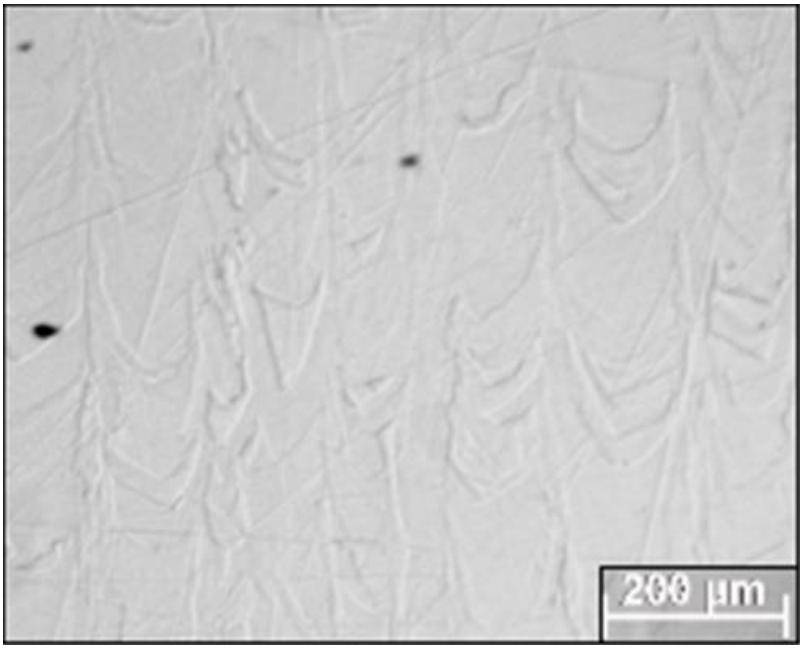
kimyasal bileşimi Tablo 5.1'de verilmiştir. Metal lazer ergitme süreci olan LaserCUSING yöntemiyle üretilen CL 20ES paslanmaz çelik malzemesinin bileşenlerinin homojen bir yapıya sahip oldukları Şekil 5.6'da görülmektedir [87].



Şekil 5.4. Concept laser makinesi [88]



Şekil 5.5. Hızlı prototip metoduyla cerrahi matkabın üretilmesi



Şekil 5.6. CL 20ES paslanmaz çelik tozlarından üretilen malzemenin mikro yapısı [87]

Tablo 5.1. CL 20ES paslanmaz çelik tozunun kimyasal bileşimi [87]

Bileşen	Değer (%)
Fe	Denge
Cr	16,5-18,5
Ni	10,0-13,0
Mo	2,0-2,5
Mn	0-2,0
Si	0-1,0
P	0-0,045
C	0-0,030
S	0-0,030

5.3. Cerrahi Matkap Ucunun Isıl İşlemi, Taşlanması ve Kaplanması

Bu matkap ucunun ısıl işlemi için kullanılan tozun veri sayfasında önerilen ısıl işlem yöntemi uygulanmıştır. Sinterleme fırınında ısıl işleme tabi tutularak veri sayfasında yazılan sertlik değerine (20 HRC) ulaşılması hedeflenmektedir. 316L paslanmaz çelik düşük karbonlu olmasından dolayı ısıl işlem ile sertlik değeri çok yüksek değerlere çıkarılamamaktadır. Bundan dolayı 316L paslanmaz çelikten üretilen cerrahi matkap uçlarına, toz üreticisi firmanın önerdiği ısıl işlem prosedürü uygulanmış ve daha sonra cerrahi matkabın dayanımını arttırmak için kaplama işlemi uygulanmıştır. Bu işlem için hazırlanan numuneler 550 °C ’de 3 saat süreyle ısıtıldı

ve 6 saat süreyle bekletildikten sonra ısıl işlem fırının kapağı açılarak atmosfer ortamında soğutma işlemine tabi tutulmuştur. Isıl işlemden sonra numunelerin sahip oldukları mekanik özellikler ise Tablo 5.2'de verilmiştir. Yapılan sertlik testlerinde numunelerin sertliği yaklaşık olarak 20 HRC olarak ölçülmüştür. Isıl işlemden sonra cerrahi matkap uçlarının kesici kenar ve uçları gerekli ölçü ve standartlara göre taşlama tezgâhlarında Busel Makine tarafından bilenmiştir (Şekil 5.7a). Son olarak matkap uçları TiN kaplama malzemesi ile kaplanmıştır. Kaplama malzemesinin özellikleri Tablo 5.3'de, kaplanan matkap ucu ise Şekil 5.7b'de görülmektedir.



Şekil 5.7. Cerrahi matkap yüzeylerinin, a) taşlanması ve ucun bilenmesi, b) cerrahi matkabın kaplanması

Tablo 5.2. CL 20ES paslanmaz çelik tozunun mekanik özellikleri [87]

Özellik	Değer
Akma Dayanımı (N/mm^2)	470
Çekme Dayanımı (N/mm^2)	570
Uzama (%)	>15
Elastikiyet Modülü (N/mm^2)	200.10^3
Isıl İletkenlik (W/mK)	15
Sertlik (HRC)	20

Tablo 5.3. Kaplama malzemesinin özellikleri [89]

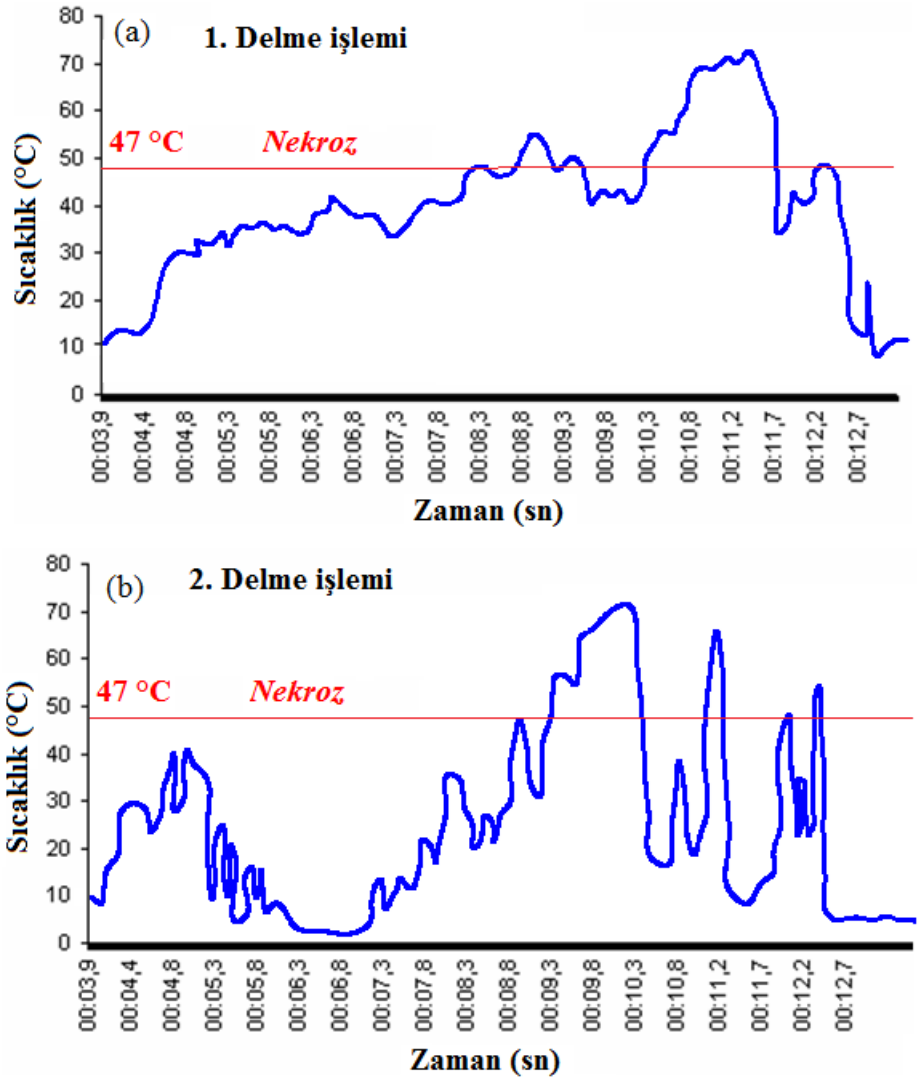
Özellik	Değer
Renk	Altın sarısı
Sertlik (HV)	2000 - 2300
Kalınlık (μm)	2 - 5
Kaplama ısısı (°C)	200 - 500
Sürtünme katsayısı	0.6
Termal oksidasyon derecesi (°C)	500 - 600
Yüzey pürüzlülüğü (Ra μm)	0.2

5.4. Nekroza Sebep Olan Kritik Sıcaklığın Tanımı

Bu safhada, kemik delme sırasında, ısıl hasara sebep olan kritik sıcaklık gösterilmeye çalışılmıştır. Bu ısı literatürde kritik sıcaklık olarak kabul edilen (yaklaşık 47 °C) sıcaklık değerini aştığı takdirde, kemik ve çevre dokularında geri dönüşü olmayan hasarlar oluşmaktadır. Nekroz, hücre yapısı bozularak kemiğin doğal yapısının değişmesidir. Nekroz, kemik ve çevre dokularında oluşan hasarlar, kemik ve implant arasında gevşeme problemleri veya uyumsuzluk meydana getirerek, implantasyon başarısını azaltmaktadır. Kemik delme işleminde meydana gelen kritik sıcaklık, atölye ortamında Maestro MT 3222 marka elektrikli bir el matkabı ve kasaptan temin edilen hayvan kemiği ile delme işlemi yapılarak ölçülmüştür. Sıcaklık ölçümleri temassız bir sıcaklık sensörü ile yapılmıştır. Delme işleminden önce ortam sıcaklığı 15° ölçülürken, kemik sıcaklığı ise 10° olarak ölçülmüştür. Şekil 5.8'de kemik delme işlemi ve Şekil 5.9'da ise delme sırasında oluşan kritik sıcaklığın zamana göre değişimleri gösterilmiştir. Kemik sıcaklığı normal vücut sıcaklığına yükseltilerek delme işlemi tekrar edilmiştir. Kemik sıcaklığı bir ısıtıcı vasıtasıyla 36 °C 'ye yükseltilerek delme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.10'da ısıtma ve delme işlemleri, Şekil 5.11'de ise ısıtma işlemi sırasında kemiğin zamana bağlı olarak sıcaklık değişimi verilmiştir. Şekil 5.12'de ise delme sırasında kemik ve matkap ara yüzünde oluşan sıcaklık değerleri gösterilmiştir.



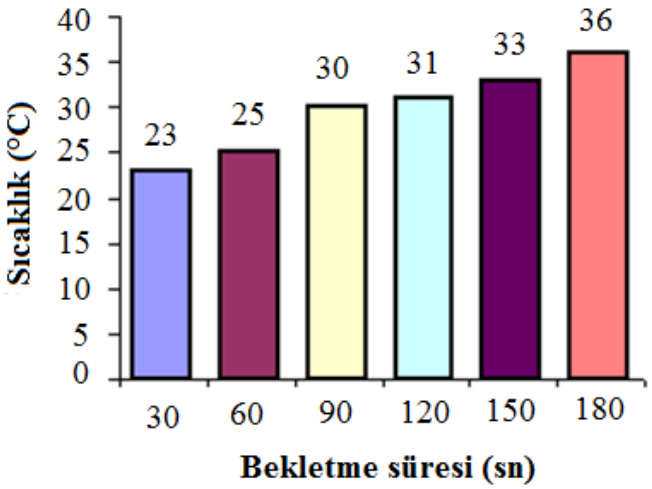
Şekil 5.8. Kemik delme deneyi



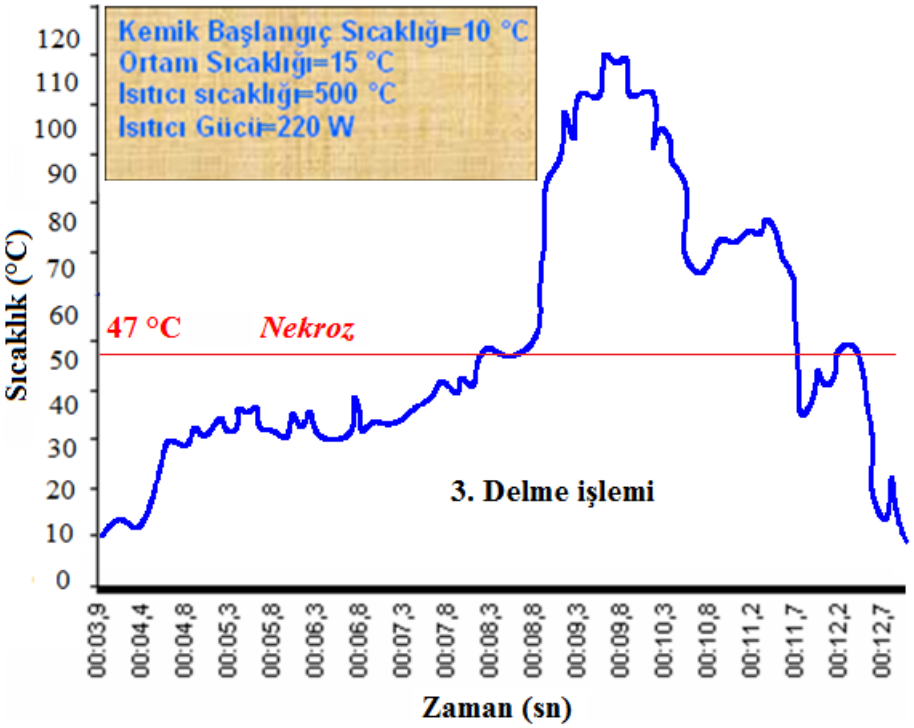
Şekil 5.9. Kemik delme işleminde kritik sıcaklığın ölçülmesi, a) 1. delme işlemi, b) 2. delme işlemi



Şekil 5.10. Isıtma ve delme işlemleri



Şekil 5.11. Isıtma işlemi sırasında kemiğin zamana bağlı olarak sıcaklık değişimi

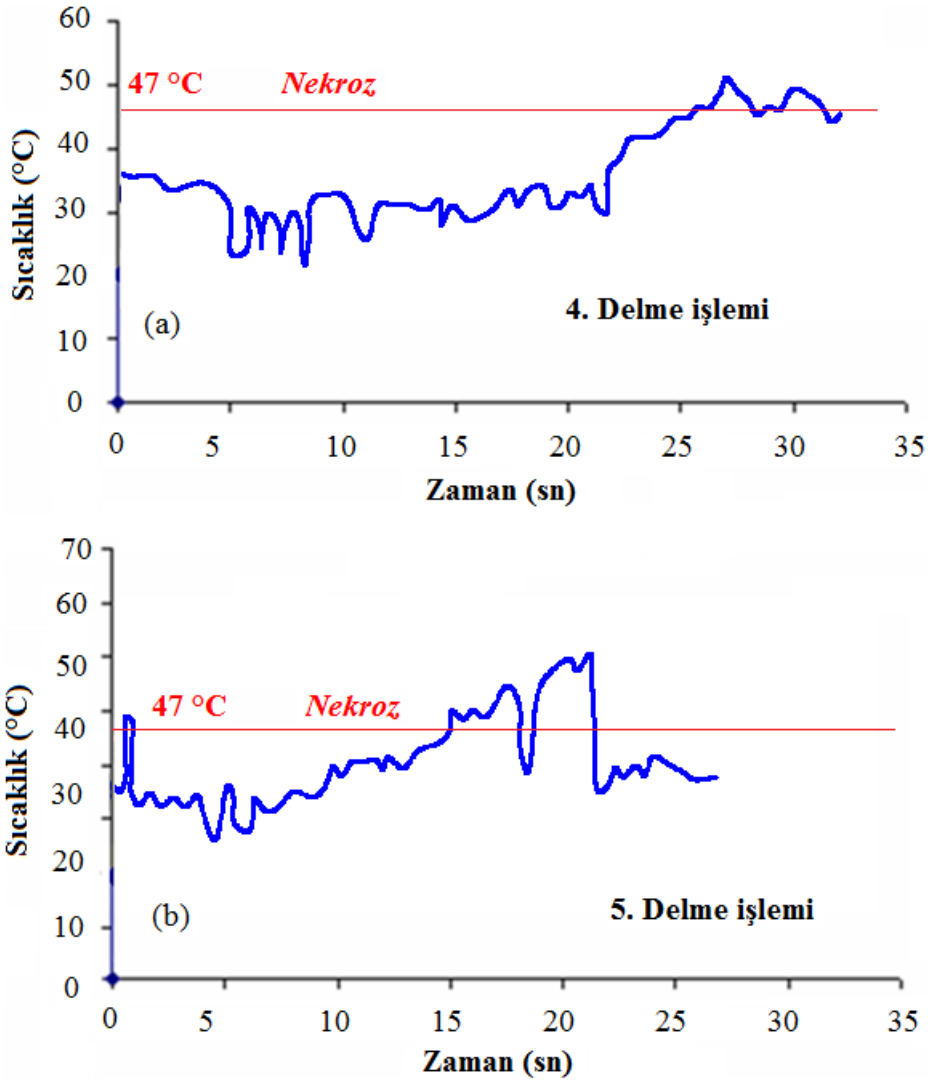


Şekil 5.12. Kemik ve matkap ara yüzünde oluşan sıcaklık değişimi

Isıtıcı ile ısıtılan kemik sıcaklığının uniform bir şekilde gerçekleşmemesi nedeniyle ısıtma işlemi bir kap içerisinde tekrar yapılmıştır. Kemik, Şekil 5.13'de ki sıcak bir su içerisinde 36 °C ' olana kadar bekletildi. Bu işlem yaklaşık olarak 5 dakika sürdü. Şekil 5.14'de tekrarlanan delme işlemlerinde kemikte oluşan sıcaklık değişimleri görülmektedir.



Şekil 5.13. Bir kap içerisinde kemiğin sıcaklığının 36 °C 'ye yükseltilmesi



Şekil 5.14. Kemikte oluşan sıcaklık değişimi, a) 4. delme işlemi, b) 5. delme işlemi

5.5. Deneysel Tasarım Metodu

Deneysel tasarım R. A. Fischer tarafından İngiltere'de kullanılmıştır. Fisher [90] tarafından geliştirilen klasik parametre tasarımı, hem çok karmaşık hem de kullanım açısından kolay değildi. Bu sebeple Taguchi, çok az sayıda deneyle tüm parametrelere yayılarak ortogonal düzenlemenin özel tasarımını kullanır. Temel olarak Taguchi metodu yüksek kaliteli sistemlerin tasarımı için güçlü bir tekniktir. Taguchi'nin deney tasarım metodu maliyet ve kalite performansı için deneysel tasarım optimizasyonunda basit, verimli ve sistematik bir yaklaşım sunar. Tasarım parametreleri nitel ve ayrı olduğunda metodoloji olarak yararlıdır. Taguchi, arzu edilen değerden sapmanın performans karakteristiğini ölçmek için kayıp fonksiyonu kullanımını tavsiye eder. Kayıp fonksiyonun değeri daha sonra sinyal–gürültü ye (S/N) dönüştürülür. Genellikle S/N oranının analizinde, performans karakteristiği üç kategoride incelenir. Bunlar; düşük-daha iyi, yüksek-daha iyi ve nominal-daha iyidir. Proses parametrelerinin her bir seviyesi için S/N oranı S/N analizine dayalı hesaplanır. Performans karakteristik kategorisine bakmaksızın büyük S/N oranı daha iyi performans karakteristiğine karşılık gelmektedir. Burada, proses parametrelerinin optimal seviyesi en yüksek S/N oranlı seviyedir [90]. Dahası, istatistik varyans analizi (ANOVA) proses parametrelerinin istatistiksel olarak önemini görmek için yapılır. S/N ile ANOVA analizi, proses parametrelerinin optimal kombinasyonu nu tahmin eder. En sonunda parametre tasarımından elde edilen optimal proses parametrelerinin doğruluğunu kanıtlamak için doğrulama deneyleri yapılır [67, 91-93].

Örneğin, taşlama işlemi için deneysel tasarım uygulandığında, yüksek kalite ve verimliliği başarabilmek için optimal şartların kullanılması gerekmektedir. Global kaliteyi başarabilmek için bugünün tecrübeleri özetlenirse, proses değişkenlerinin optimizasyonu için aşağıdaki stratejiler geliştirilmiştir.

1- Düşük yüzey pürüzlülüğü iyi kaliteli işlerde tercih edilir,
2- Daha kısa taşlama çevrim zamanı yüksek üretim oranları için tercih edilir [92].

Taguchi yönteminin pek çok imalat sektöründe başarılı bir şekilde kullanıldığı ispatlanmıştır. Mühendislik analizlerinde genişçe kullanılmakta olan Taguchi tekniği

süreç ya da ürünlerin mühendislik optimizasyonunda üç adımlı yaklaşım önermiştir. Bunlar; sistem tasarımı, parametre tasarımı ve tolerans tasarımıdır [67, 68, 94-100].

5.5.1. Sistem tasarımı

Deneysel tasarımın ilk aşamasıdır. Bu bölümde uzman, mühendislik ve bilimsel bilgisini, fonksiyonel bir tasarımın prototipini üretmek için uygular. Bu tasarıma ürün tasarım safhası ve proses tasarım safhası dahil edilir. Ürün tasarım safhası, malzeme seçimi, elemanlar, deneme ürün parametre değerleri gibi konuları içerir. Proses tasarım safhasına gelince, prosesin diziliş analizi, üretim ekipmanlarının seçimi, deneme proses parametre değerleri gibi konuları içerir. Sistem tasarımı başlangıç fonksiyon tasarımı olduğu için, kalite ve maliyet açısından optimumdan uzak olabilir [67].

5.5.2. Parametre tasarımı

Sistem tasarımından sonra sıra parametre tasarımına gelmektedir. Parametre tasarımı, kalitenin iyileştirilmesine olanak sağlamaktadır. Burada amaç, hem üründe ortaya çıkabilecek varyasyonu minimuma indirmek hem de maliyetleri azaltmaktır. Taguchi, bu sürece sağlam tasarım demektedir. Sağlam tasarımda, kalitesizlik oluşturan ve kontrol edilemeyen bir faktörün etkisi, kontrol edilebilen başka bir faktörün ayarlanması sonucu azaltılmaktadır. Deney tasarımı bu amaçla kullanıldığı zaman, maliyeti artırmadan kaliteyi geliştirmek mümkün olmaktadır.

Parametre tasarımı içerisinde seviyelerin seçilmesi sırasında iki amaç vardır. Hedef değerin tutturulması ve değişkenliğin minimize edilmesidir. Özetlenecek olursa Taguchi tekniğinin parametre tasarımı kısmı aşağıdaki basamakları içermektedir.

1- Kalite karakteristiklerinin (bağımlı parametrelerin, örneğin taş ömrü, yüzey pürüzlülüğü) ve tasarım parametrelerinin (bağımsız parametreler, örneğin kesme hızı, talaş derinliği, ilerleme hızı vb.) belirlenmesi,
2- Tasarım parametreleri ve etkileşim seviyelerinin belirlenmesi,
3- Uygun bir lineer grafik ya da ortogonal dizinin belirlenmesi ve bu ortogonal diziye uygun parametrelerin seviyelerinin yerleştirilmesi,
4- Ortogonal diziye yerleştirilen seviyelerde deneysel çalışmanın gerçekleştirilmesi,

5- Deneysel sonuçları kullanarak S/N oranlarının hesaplaması ve sonuçların analiz edilmesi,
6- Optimal tasarım parametrelerinin seçilmesi,
7- Doğrulama deneylerinin yapılmasıdır.

Bu işlem sırası takip edilerek parametre tasarımı gerçekleştirilir [90]. Dolayısı ile bu süreçler için ilk olarak sistem tasarımı kısmında yapılan problemin tanımına göre bağımlı parametreler ve bağımsız parametrelerin ne olacağına karar verilir. Bir sonraki adımda ise, belirlenen tasarım parametrelerinin, yani sonuçları etkileyecek olan bağımsız parametrelerin uygun seviyeleri belirlenir. Üçüncü aşama ise uygun bir lineer grafik ya da ortogonal dizi belirlemek ve bu ortogonal diziye parametrelerin uygun seviyelerini yerleştirmektir. Taguchi, kısmi faktöriyel deney tasarımlarına "ortogonal dizi" ismini vermiştir. Taguchi'nin bu noktada yaptığı deney tasarımlarını sadeleştirerek pratisyenlerin anlayacağı bir düzeye getirmek olmuştur. Ortogonal diziler Taguchi tarafından aşağıdaki gibi kodlanmıştır [90].

$$LX(Y^Z) \qquad (5.1)$$

Bu kodlamada;

L: Latin kare tabanlı anlamındadır,

X: Tasarımdaki deney sayısı,

Y: Deneydeki seviye sayısı ve

Z: Deneyde kullanılabilecek maksimum faktör sayısıdır. Bu kodlamanın pratikte (Y^Z) kısmı pek kullanılmamaktadır [101, 102].

A, B, C ve D olmak üzere dört karar değişkeni olduğu farz edilsin. Her bir karar değişkeninin üç düzeyi vardır. Üç düzeyli ve dört karar değişkenli bir problem için karar değişkenleri arasındaki etkileşim ihmal edilirse, minimum ortogonal dizini için Tablo 5.4'de gösterilen L_9 (3^4) ortogonal dizini seçilir.

L_9 (3^4) ortogonal dikey dizininde; 9 rakamı deney sayısını, 3 rakamı kullanılan düzeylerin sayısını ve 4 rakamı da karar değişkenlerinin sayısını temsil etmektedir.

Tablo 5.4. L_9 (3^4) Ortogonal Dikey Dizini

Deney No	Sütun Sayısı ve Atanan Faktör				Sonuçlar (η)
	1 A	2 B	3 C	4 D	
1	1	1	1	1	η_1
2	1	2	2	2	η_2
3	1	3	3	3	η_3
4	2	1	2	3	η_4
5	2	2	3	1	η_5
6	2	3	1	2	η_6
7	3	1	3	2	η_7
8	3	2	1	3	η_8
9	3	3	2	1	η_9

Tablo 5.4'de satırlardaki η1'den η9'a kadar alt indis olan karakteristikler deneysel olarak veya hesaplamalarla elde edilir. Yapısal optimizasyon için, her bir satır bir sonlu elemanlar hesaplamasına ihtiyaç duyar. Ortalamaların analizi bu değerlerle yürütülür. Karar değişkeninin ilk seviyesi olan $A(A_1)$ için $A_1(M_{A1})$ ana sonuç aşağıdaki şekilde hesaplanır [103].

$$M_{A1}=m_{A1}- m \tag{5.2}$$

$$m_{A1}=\frac{\eta_1+2+\eta_3}{3} \tag{5.3}$$

$$m=\frac{1}{9}\ \sum_{i=1}^{9}\eta_i \tag{5.4}$$

Burada m bütün karakteristiklerin ortalaması, m_{A1} A_1 etkisini içinde barındıran karakteristiklerin ortalamasının değerlerini ifade etmektedir. Bir karar değişkeni için her bir seviyeye karşılık gelen karakteristiklerin ortalaması Tablo 5.5'de gösterilmektedir.

Tablo 5.5. Her düzeye karşılık gelen η ortalamaları

Karar Değişkenleri	Düzeyler		
	1	2	3
A	$m_{A1}=(\eta_1+\eta_2+\eta_3)/3$	$m_{A2}(\eta_4+\eta_5+\eta_6)/3$	$m_{A3}=(\eta_7+\eta_8+\eta_9)/3$
B	$m_{B1}=(\eta_1+\eta_4+\eta_7)/3$	$m_{B2}(\eta_2+\eta_5+\eta_8)/3$	$m_{B3}=(\eta_3+\eta_6+\eta_9)/3$
C	$m_{C1}=(\eta_1+\eta_6+\eta_8)/3$	$m_{C2}(\eta_2+\eta_4+\eta_9)/3$	$m_{C3}=(\eta_3+\eta_5+\eta_7)/3$
D	$m_{D1}=(\eta_1+\eta_5+\eta_9)/3$	$m_{D2}(\eta_2+\eta_6+\eta_7)/3$	$m_{D3}=(\eta_3+\eta_4+\eta_8)/3$

Tablo 5.5'de görülmektedir ki, her bir karar değişkeninin optimal seviyesi, en küçük ortalamalı seviyedir. Bu işleme, "Ortalamaların Analizi (ANOM, Analysis of Means)" adı verilir [104].

Taguchi deneysel tasarım tekniğinde en önemli konu etkileşim içinde olan faktörlerin sütunlara yerleştirilmesi sırasında gösterilmesi gereken dikkattir. Taguchi her tasarım için lineer grafikler hazırlamıştır. Lineer grafikler faktörler arasındaki ikili etkileşimi gösteren grafiklerdir. Bu grafiklerde noktalar birbirinden bağımsız faktörleri, çizgiler de birleştirildikleri iki faktörün arasındaki etkileşimi sembolize etmektedir. Belirlenen probleme uygun ortogonal dizi seçiminde, öncelikle faktör grubunun toplam serbestlik derecesine bakılır. Toplam serbestlik derecesi dizilerden hangisine uygunluk sağlıyorsa o tercih edilir. Faktör grubunun toplam serbestlik derecesi gruptaki tüm faktörlerin ve etkileşimlerin ayrı ayrı serbestlik dereceleri toplamıdır. Serbestlik derecesi hangi dizinin deneme sayısına uygun düşüyorsa o tercih edilir. Toplam serbestlik derecesi en fazla, seçilecek olan dizinin deney sayısından bir eksik olabilir [105].

Deneysel çalışmaların yapılması parametre tasarımın dördüncü aşamasıdır. Bir sonraki aşamada ise, deneysel sonuçları kullanarak S/N oranlarını hesaplamak ve sonuçları analiz etmektir. Hedef değerlerin sağlanması için deney sonuçlarının ortalamaları varyasyonun minimize edilmesi için S/N kullanılmaktadır. Sinyal/Gürültü oranı Taguchi tekniğinde, "sinyal-S" terimi çıkış karakteristiği için bilinen ya da bulunan değer, "gürültü-N" terimi ise tanımlanmamış değer olarak tanımlanır. Bu nedenle bilinen değerlerden kalite karakteristiğini ölçmek için Taguchi yöntemi sinyalin gürültüye dönüştürüldüğü S/N oranını kullanmaktadır [105]. S/N oranı genel olarak;

$$\log_{10} = \frac{\sigma}{\mu} \quad (5.5)$$

şeklindedir.

Taguchi tarafından ortaya konmuş bir göstergedir ve çözülecek problemin tipine göre değişik şekiller almaktadır. Toplam S/N çeşidi sayısı yetmiş kadardır, fakat bunların en çok üç tanesi yaygın olarak kullanılmaktadır.

Daha küçük daha iyi (S/N): Ortalamayı ve değişimi olabildiğince küçültmek istenen problemlerde kullanılır. Örneğin yüzey pürüzlülüğünün en küçük olması istenilen durumlarda, daha küçük daha iyi kriterine göre *S/N* oranı Denklem (5.6) ile verilen formül ile hesaplanır.

$$S/N = -10\log\left(\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} Y_i^2\right) \quad (5.6)$$

Formülde, Y_i^2, ölçüm sonuçlarının toplamının karesi, n ise toplam ölçüm sayısıdır.

Daha büyük daha iyi (S/N): Ortalamayı büyütüp, değişimi küçültmek istenen durumlarda kullanılır. Örneğin kesici takım ömrünün en yüksek olması istenilen durumlarda, daha büyük daha iyi kriterine göre *S/N* oranı Denklem (5.7)'deki formül ile hesaplanır.

$$S/N = -10\log\left(\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} \frac{1}{Y_i^2}\right) \quad (5.7)$$

Nominal daha iyi (S/N): Varyasyonu oldukça küçültmek istenilen durumlarda kullanılır. Nominal daha iyi kriterine göre *S/N* oranı Denklem (5.8)'deki formül ile hesaplanır.

$$S/N = -10\log\left(\frac{Y_i}{S^2}\right) \quad (5.8)$$

Bu eşitlikte s^2 örnek varyanstır. S/N oranları desibel olarak ölçülmektedir [103].

5.5.3. Tolerans tasarımı

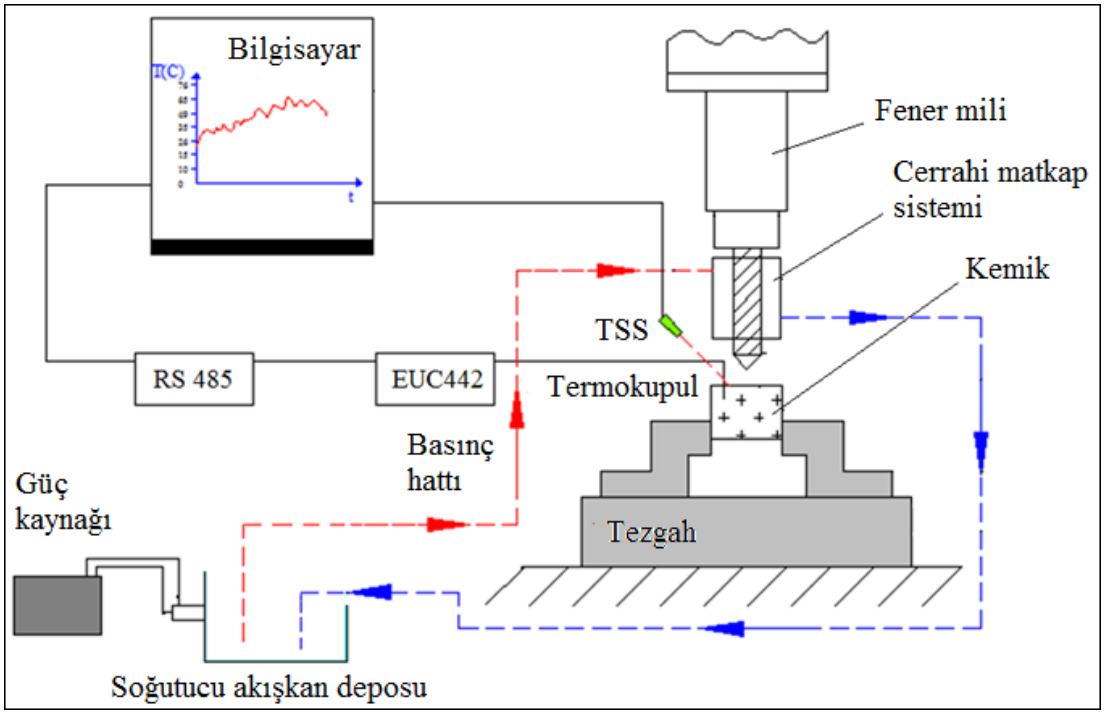
Tolerans tasarımı ise parametre tasarımında tavsiye edilen optimal ayarlamalar civarında toleransı analiz ve belirlemede kullanılır. Tolerans tasarımı, varyans

olasılık sınırlarını, bütün ürünler için kullanır. Tolerans tasarımında sınırlar, test ve denemeden sonra ayarlanır. Tolerans ayarlamalarını hedef, emniyet faktörü, fonksiyonel limit, beklenen kalite seviyesi ve hedeften herhangi bir sapmada finansal maliyet gibi kriterler belirler [67, 90, 106].

Eğer istenilen küçüklükte bir değişkenlik, parametre tasarımı ile elde edilemiyorsa tolerans tasarımı kullanılır. Bu kısımda, varyans analiz tablosu hazırlanarak değişimin istenilen düzeye indirilmesi sağlanır. Burada her bir etkenin toplam varyasyondaki yüzdesi hesaplanarak sistemin çıktı varyasyonunun istenilen düzeye getirilmesi için her bir etkenin varyasyonu ile ne kadar oynanması gerektiği hesaplanmaktadır. Bu basamakta yapılan işlem daha çok bir duyarlılık analizi olarak ortaya çıkmaktadır. Varyans analizi, kontrol faktörleri ve iterasyon etkilerinin anlamlılıklarını açıklamaktadır [90, 107].

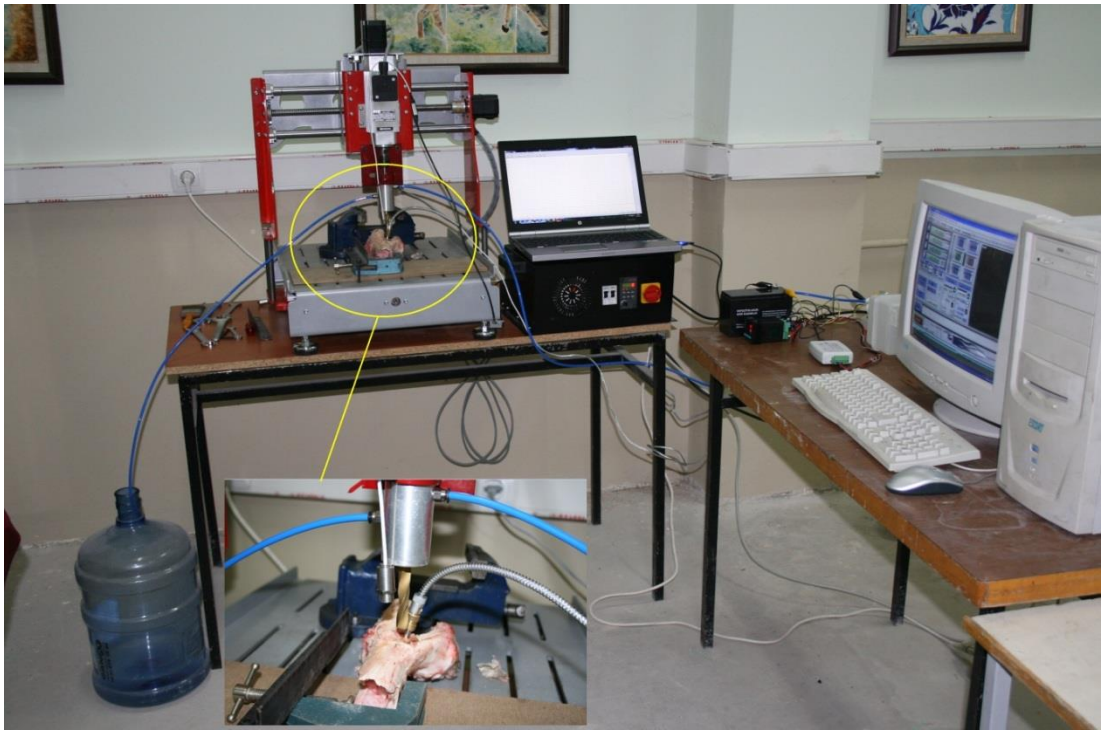
5.6. Deney Düzeneğinin Hazırlanması

Şekil 5.15'de şematik olarak gösterilen cerrahi delme sistemi sığır kemiklerinin delinmesi sırasında soğutma işlemini gerçekleştirmek için geliştirilmiştir. Kemik delme işlemlerini laboratuvar ortamında gerçekleştirmek ve kemik sıcaklıklarını ölçmek için Şekil 5.15'de şematik diyagramı görülen deney düzeneği hazırlanmıştır. Deney düzeneğinin cihaz ve parçaları Şekil 5.16'da gösterildiği gibi 750W gücünde bir mini masaüstü freze tezgâhı kullanılarak yerleştirilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi, yeni delme sistemi tezgâha sabitlenmiş ve soğutma sistemi bir soğutma rezervuarına bağlanmıştır. Geliştirilen matkap madrenine rulmanlarla yataklanmış olan cerrahi matkap, tezgâhın mandrenine sabitlenmiş ve kendi ekseni etrafında dönmektedir. Basınçlı soğutucu akışanı matkabın soğutma kanallarına ulaştıran hortumların bir ucu soğutucu akışkan deposuna, bir diğer ucu ise geliştirilen matkap mandrenine sabitlenmiştir. Sığırın proksimal kaval kemiğinin delinmesi ortopedik cerrahların yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Deneylerde kullanılan kemik numuneleri tuzlu su çözeltisinde bekletilmiştir. Kemik numuneleri hazırlanmış ve kurallara göre [108] -10 °C 'lik bir ortamda delme deneylerine kadar bekletilmiştir. Deneylerden önce, numuneler 24 saat kadar oda sıcaklığında tamamen çözülmüş ve tuzlu su çözeltisine daldırılmıştır [109].



Şekil 5.15. Kemik delme test ünitesi şematik diyagramı

Delme bölgesinde oluşan sürtünmeden dolayı sıcaklık, PT100 termokupul ve Optris temassız sıcaklık sensörü (TSS) olmak üzere iki farklı türdeki sıcaklık sensörü kullanılarak ölçülmüştür. Optik okuma sensörüne sahip Optris marka TSS Şekil 5.16'da görüldüğü gibi, kemik talaşlarının sıcaklık değerlerini ölçmek için kullanılmıştır. Şekilden görüldüğü gibi, TSS kemik ve cerrahi matkabın temas bölgesi üzerindeki sıcaklığı okumak için pozisyonlandırılmıştır. PT100 termokupul sensörü Şekil 5.17'de gösterildiği gibi, kemik numunesinin sıcaklığını ölçmek için kullanılmıştır. Kemik delme sırasında sıcaklık seviyesini ölçmek için cerrahi matkaba 0.5 mm uzaklığında ve kemik üzerinde 6 mm çapındaki bir delik açıldıktan sonra, termokupul çubuğu bu deliğe yerleştirilmiştir. Proksimal kaval kemiğinin üzerinde delme uzunluğu 20 mm civarında hazırlanmıştır.

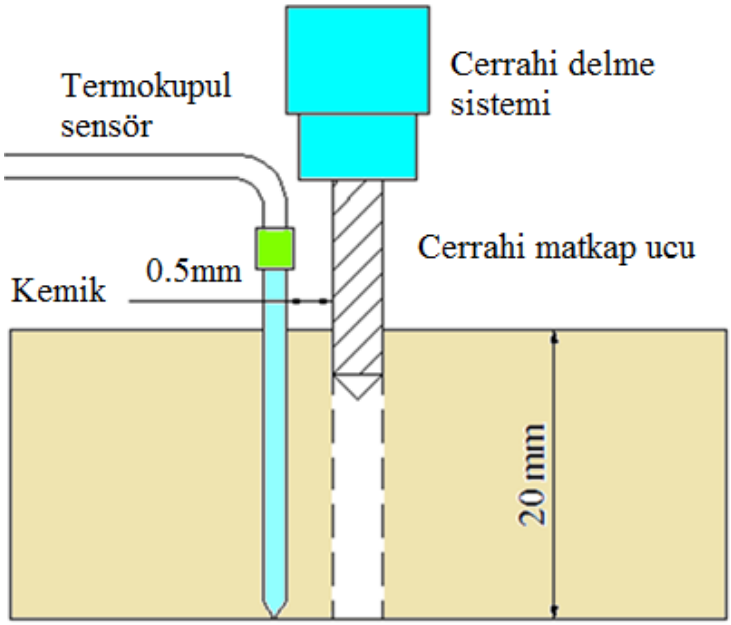


Şekil 5.16. Kemik delme deney düzeneği

Kemik delme testleri hem soğutmalı hem de soğutma olmadan 26 °C oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir. Delme deneylerinde yeni cerrahi delme sistemi test edildiğinde soğutma işlemi kullanılmıştır. Delme testleri aynı zamanda standart bir cerrahi matkap ucu kullanarak soğutma işlemi olmadan gerçekleştirilmiştir. Delme testleri sırasında geliştirilen delme sisteminde soğutucu akışkan olarak su kullanılmıştır. Su soğutma mekanizmasının içerisine 0.75 bar (0.075 MPa) ile gönderilmiştir. Böylece kemik sıcaklıkları Şekil 5.16'da görüldüğü gibi Excel formatında bir bilgisayar tarafından kaydedilmiştir. Termokupul sensör kullanarak ölçülen sıcaklıkları toplamak için, EUC442 kontrol cihazı kullanılmış ve bu veriler RS485 USB dönüştürücü üzerinden bilgisayara transfer edilmiştir (Şekil 5.15).

Aynı zamanda, sıcaklık azalması üzerinde süreç parametrelerinin etkisi kaval kemiğine ait delme süreci sırasında ölçülmüştür. Süreç parametrelerinin farklı türleri delme deneylerinde kullanılmıştır. Kemik delme testlerinde 400, 800, 1200 ve 1600 dev/dak. dönme hızları ve 25, 50, 75 ve 100 mm/dak. ilerleme hızları kullanılmıştır. Bu parametreler kullanılarak kemik delme işlemleri hem 8 mm hem de 10 mm çapında cerrahi matkap uçları kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu süreç

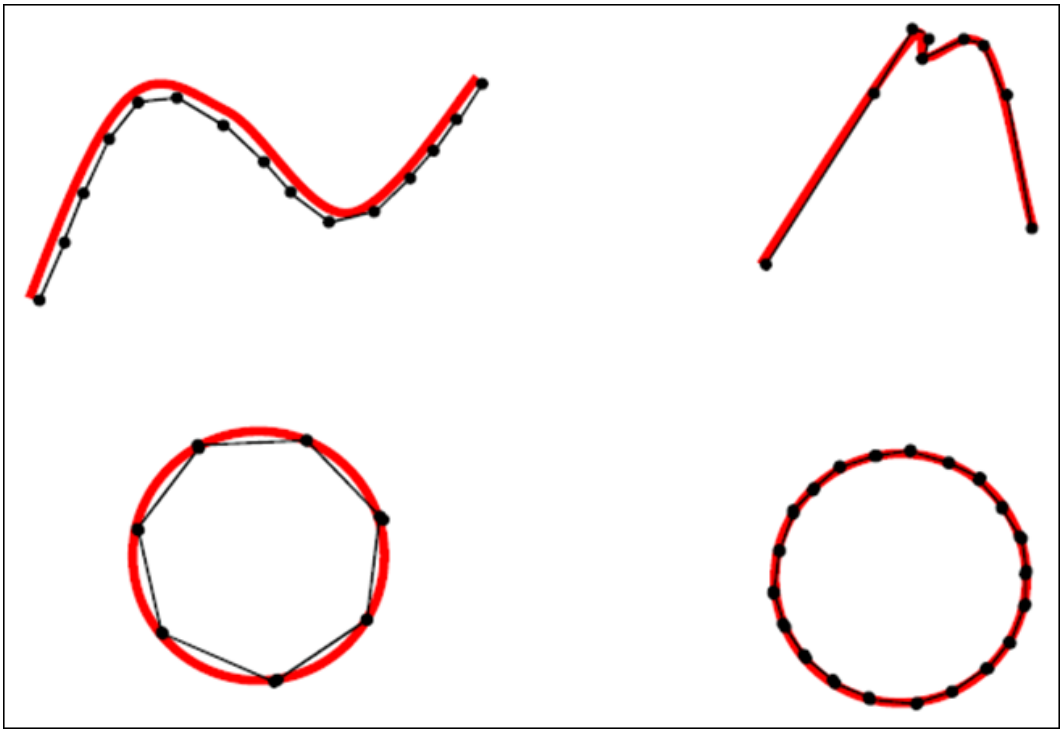
parametreleri; literatürde bu konu ile yapılan çalışmalar, firmaların katalogları ve cerrahların tavsiyeleri göz önüne alınarak seçilmiştir.



Şekil 5.17. Delme testleri sırasında kemik numunesinde termokupulun yerleşimi

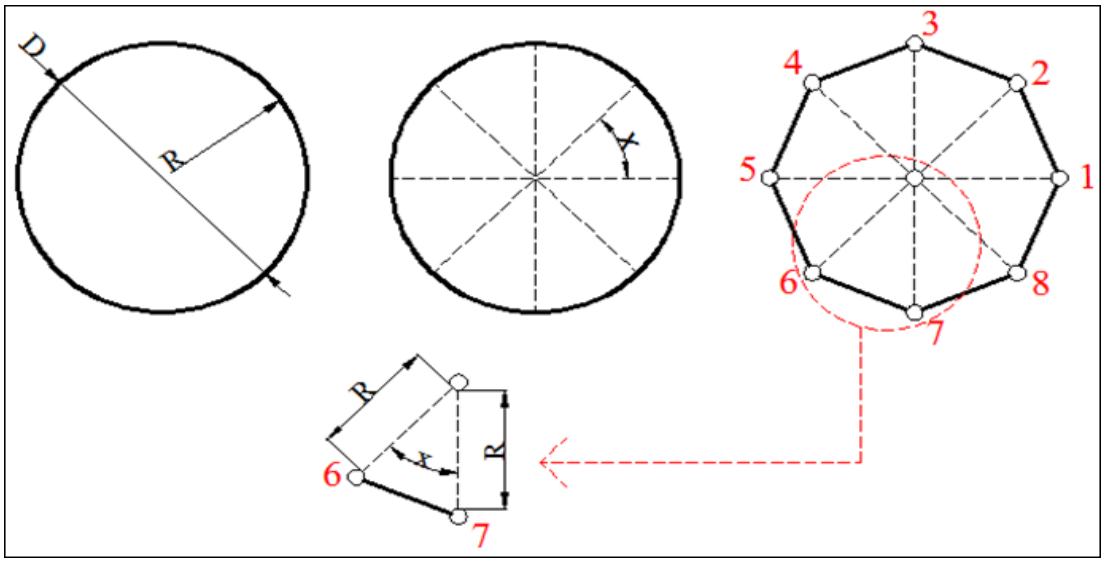
5.7. Bilgisayar Destekli Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)

SEA, fizik ve mühendislikte karşılaşılan birçok karmaşık problemin çözümünde kullanılan en yaygın ve etkin sayısal yöntemlerden biridir. Statik, dinamik, yorulma, hasar analizleri, ısı transferi analizleri, çarpışma simülasyonları, biyomekanik analizler, akış analizleri, elektromanyetik analizler, doğrusal (lineer) ve doğrusal olmayan (nonlineer) analizler bu yöntemi kullanılarak çözülebilmektedir. Metot, karmaşık yapıları daha küçük parçalara böler ve bu küçük parçaları kendi içinde çözerek komple bir çözüme ulaşmayı hedefler. Bu metodu günlük yaşantımızda da birçok uygulamada kullanırız. Örneğin bir eğrinin boyu ya da bir dairenin çevresini hesaplayalım. İlk olarak Şekil 5.18'de ki eğri üzerinde, boyu hesaplanabilen düz doğrular çizip bunları toplayalım. Böylece, bu metot ile belli bir doğrulukta eğrinin boyunu hesaplamış oluruz. Kullanacağımız düz çizgilerin boyu ne kadar küçük olursa sonuç o kadar doğru olur. Ayrıca dar köşelerde düz çizginin boylarının küçültülmesi sonucu daha hassas yapacaktır [110].



Şekil 5.18. Eğrilerin küçük çizgilere bölünmesi [110]

Buna ek olarak, Şekil 5.19'da ki dairenin alanını hesaplayalım ve analitik sonuçlarla karşılaştıralım. Şekilde ki üçgenin alanı Denklem (5.9)'da ki gibi ifade edilir. Tek bir üçgenin alanından tüm dairenin alanı Denklem (5.10)'da ki gibi bulunur. Tüm dairenin alanı aynı zamanda Denklem (5.11)'de ki gibi analitik formülasyon ile ifade edilebilir. Denklem (5.10)'da ki N toplam üçgen sayısını ifade eder. A_i bir üçgenin alanı, A_T ise dairenin toplam alanıdır.



Şekil 5.19. Daireyi elemanlara bölmek

$$A_i = \frac{1}{2} \times R^2 \times \sin x \tag{5.9}$$

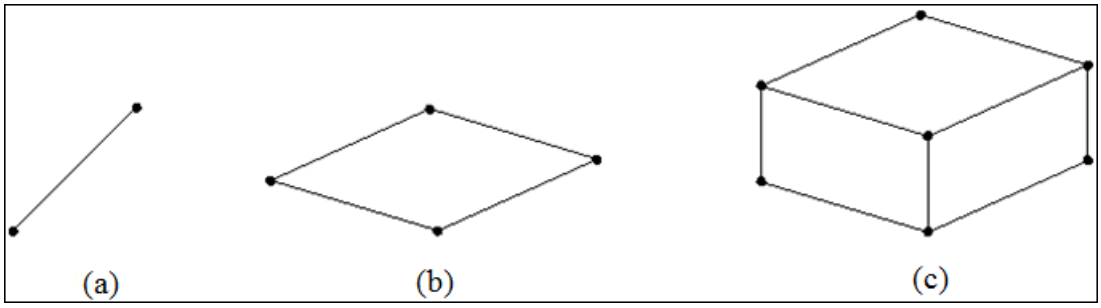
$$A_T = \sum_{i=1}^{N} A_i = \frac{1}{2} \times R^2 \times \sin(2\pi/N) \times N \tag{5.10}$$

$$A_T = \pi \times R^2 \tag{5.11}$$

Şekildeki dairenin alanını önce 8 parçaya, sonra 48 parçaya bölerek hesaplayalım. Elde edilen numerik hesapları analitik hesapla karşılaştıralım.

Nümerik hesap ile analitik hesap arasında %10.8'lik bir fark bulunmuştur. Mühendislik hesaplarında %10'a kadar yapılan hesaplama hataları göz ardı edilebilir. Eğer eleman sayısı 8'den 48'e çıkarılırsa durum değişecektir. Görüldüğü gibi eleman sayısı 8'den 48'e çıkarıldığı zaman çözümün hassasiyeti artırılmıştır. %0.63'lük bir fark ile neredeyse analitik sonuca çok yakın bir sonuç elde edilmiştir.

SEA ile Şekil 5.19'da görüldüğü gibi parça küçük elemanlara bölündü. Bu bölme olayına ağ (mesh) işlemi denilmektedir. Bu ağ işleminde parça elemanlara (element) bölünür. Eleman tipleri geometrinin şekline ve problemin türüne göre değişebilir. Bu eleman tipleri Şekil 5.20'de gösterilmiştir. Eleman belli bir fiziksel alanı ya da hacmi kapsar ve köşelerinde düğüm (node) noktaları içerir.



Şekil 5.20. Eleman tipleri, a) 1 boyutlu çizgisel eleman, b) 2 boyutlu düzlem eleman, c) 3 boyutlu katı eleman

Hesaplamalar genellikle düğümler üzerinde gerçekleştirilirken, bu düğümler üzerinde denklemler oluşturulur. Problemin büyüklüğüne göre çok sayıda denklem elde edilir. Bu denklemlerin çözümü ancak bilgisayar yardımı ile gerçekleştirilebilir. Aslında, çözüm sonucunda bulunan değerler düğümler üzerinde bulunan değerlerdir. Bu nedenle doğru bir sonuç için iyi eleman yapısı ve ona bağlı olarak düğüm yapısı

önem arz eder [110]. Genel sonlu eleman ifadelerinde düğüm deplasman vektörü ile rijitlik matrisinin çarpımı yük vektörüne eşittir. Buna göre;

$$[K]\times[U]=[F] \tag{5.12}$$

Burada [K] global rijitlik matrisi, [U] deplasman vektörü ve [F] ise yük vektörüdür [111].

Bu çalışmada, kemik delme sırasında içerden soğutma sürecinin sayısal olarak simülasyonu, deneysel olarak elde edilen kemik sıcaklıklarının doğrulanması için Deform-3D programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Simülasyonlarda kullanılan cerrahi matkap ucunun 3D modeli tersine mühendislik yöntemi kullanılarak elde edilmiştir. Kemik modeli ise DEFORM-3D programının Geometry Primitive özelliği kullanarak modellenmiştir. Cerrahi matkap ucunun 3D modeli STL formatında DEFORM -3D programına SEA modelini hazırlamak için aktarılmıştır.

5.7.1. Yükleme ve sınır şartları

3D modeller DEFORM -3D programında açıldıktan sonra SEA modeli için ağ işlemi gerçekleştirilmiştir. Ağ işleminde hem kemik model hem de cerrahi matkap ucu modeli için dörtyüzlü (tetrahedral) eleman tipi seçilmiştir (Şekil 5.21). Ağ işleminde kemik model 19380 eleman, 4322 düğümden oluşurken, cerrahi matkap ucu modeli ise 24492 eleman, 5868 düğümden oluşmaktadır. Delme işlemi, cerrahi matkap ucunun uç bölgesi ile kemik modelin orta bölgesinde gerçekleşeceği için bu bölgelerin ağ işlemi diğer bölgelere göre daha yoğun tutulmuştur. Bu bölgeler için boyut oranı 0,1 mm olarak girilmiştir. Bunula birlikte silindirik basit kemik modeli yan yüzeylerinden ve alt tabanında hareketsiz olarak kısıtlanmıştır. Cerrahi matkap ucu modeline ise kendi ekseni etrafında farklı dönme hızları ve delme ekseni (Z) yönünde farklı ilerleme hızları Şekil 5.22'de görüldüğü gibi uygulanmıştır. Cerrahi matkap ucu ve kemik arasında temas algoritması program içerisinde master ve slave olarak tanımlanmıştır. Master eleman olarak cerrahi matkap ucu seçilirken, slave eleman olarak kemik modeli seçilmiştir. Bu iki eleman arasında sürtünme modeli olarak Coloumb'un sürtünme denklemi tercih edilmiştir. Düşük kesme hızlarında genel olarak bu tür sürtünme modeli tercih edilmektedir. Cerrahi matkap ucu ve kemik model arasındaki sürtünme katsayısı 0.42 [62] olarak kabul edilmiştir.

5.7.2. Kemik delme sürecinin ısıl modeli

Delme işlemi sırasında cerrahi matkap ucunda meydana gelen kuvvetlerden dolayı ortaya çıkan kesme ve ilerleme gücünün büyük bir kısmı ısı enerjisine dönüşmektedir (Şekil 5.22). Cerrahi matkap ucu üzerindeki kesme ve ilerleme güçleri Denklem (5.13) ve Denklem (5.14) kullanılarak hesaplanmıştır. Delme işlemi sırasında oluşan ısı enerjisi Denklem (5.15)'deki gibi bu iki gücün toplamından oluşmaktadır. Kesme kuvvetini (F_c) ve ilerleme kuvvetini (F_t) hesaplayabilmek için, Referans [51]'deki özgül kesme kuvveti (k_s) değerleri kullanılmıştır. Isı enerjisi; talaş, iş parçası ve takım-talaş ara yüzünde dağılmaktadır. İş parçası ve matkap ucu bu ısının yaklaşık olarak %20'sini oluşturulmaktadır. Isının yaklaşık olarak %80'i ise kesme bölgesinden kemik talaşları ile uzaklaştırılmaktadır. Bu durum TSS kullanılarak yapılan ölçümlerle doğrulanmıştır. TSS ile ölçülen kemik sıcaklıkları, termokupul sensörle ölçülen kemik sıcaklıklarından daha yüksektir çünkü TSS kemik sıcaklığından ziyade kemik talaşlarının sıcaklıklarını ölçmektedir. Kemik delme sırasında oluşan ısı transfer mekanizmaları enerji denge denklemleri kullanılarak geliştirilmektedir. Enerji denge denklemleri, Denklem (5.16) ve Denklem (5.17)'de görüldüğü gibi yazılabilir. Bu diferansiyel denklem 3 boyutlu olarak hesaba katılmıştır.

Cerrahi matkabın ortamla temas ettiği yüzeyler ve kemiğin ortamla temas ettiği yüzeyler arasında ısı taşınımı ile ısı transferi gerçekleşirken, cerrahi matkap ucu ve kemik malzemesi arasındaki ısı transfer olayı iletimle gerçekleşmektedir. Her eleman için ısı transfer katsayısı Denklem (5.18), Denklem (5.19) ve Denklem (5.20) ile hesaplanmış ve simülasyonlarda kullanılmıştır. Bu ısı model için sınır şartları Denklem (5.21), Denklem (5.22) ve Denklem (5.23) ile belirlenmiştir. Denklem (5.21), cerrahi matkap ucu ve kemik arasındaki ısı transferini, Denklem (5.22), ortam ile ısı transferi için ve Denklem (5.23) ise başlangıç şartları için kullanılır. Simülasyonlarda kullanılan delme sürecinin bazı parametreleri ve ısı transfer katsayıları Tablo 5.6'da verilmiştir. Bu ısı transfer katsayıları delme sürecinin ilk 5 sn'si için hesaplanmıştır. Delme sürecinin her 5 saniyesinde, kemik ve matkap sıcaklıkları ölçülmüş ve kemik delme simülasyonları için ısı transfer katsayıları hesaplanmıştır. Kemik malzemesi ve cerrahi matkap ucunun ortamla olan ısı transferi için görünen yüzeyleri seçilirken, kemik malzemesi ve cerrahi matkap ucu arasındaki

ısı transferi için bu iki elemanın temas alanları seçilmiştir. Ayrıca içerden soğutmalı matkap için soğutma sıvısının ısı transfer katsayısı [55] numaralı çalışma referans alınarak 8000 W/m^2K olarak alınmıştır.

$$P_c = \frac{M_c \times n}{9.55} \tag{5.13}$$

$$P_f = \frac{F_t \times V_f}{60 \times 1000} \tag{5.14}$$

$$PT = P_c + P_f = Q \tag{5.15}$$

Burada P_c kesme gücü (W), M_c kesme momenti, n dönme hızı, F_t ilerleme kuvveti, V_f ilerleme hızı, P_f ilerleme gücü ve Q ise ısı kaynağıdır.

$$E_{giren} - E_{çıkan} + E_{üretilen} - E_{taşınım} = \Delta U \tag{5.16}$$

$$k \times \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2}\right) + Q - Q_{taşınım} = \rho \times C_p \times \left(\frac{\partial T}{\partial t}\right) \tag{5.17}$$

$$Q_{taşınım} = h \times A_c \times (T_m - T_o) \tag{5.18}$$

$$h = \frac{Q}{A_c \times (T_m - T_o)}, \quad h = \frac{Q}{A_c \times (T_d - T_o)} \tag{5.19}$$

$$Q_{iletim} = -k \times A_c \times \left(\frac{\partial T}{\partial n}\right) \tag{5.20}$$

$$-k \times A_c \times \left(\frac{\partial T}{\partial n}\right) = h \times A_c \times \left(T_m - T_d\right) \tag{5.21}$$

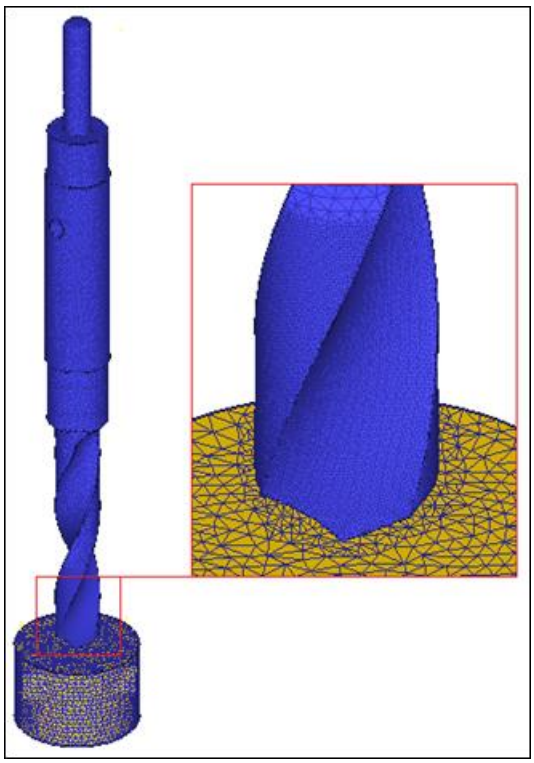
$$-k \times A_c \times \left(\frac{\partial T}{\partial n}\right) = h \times A_c \times \left(T_m - T_o\right),$$

$$-k \times A_c \times \left(\frac{\partial T}{\partial n}\right) = h \times A_c \times \left(T_d - T_o\right) \tag{5.22}$$

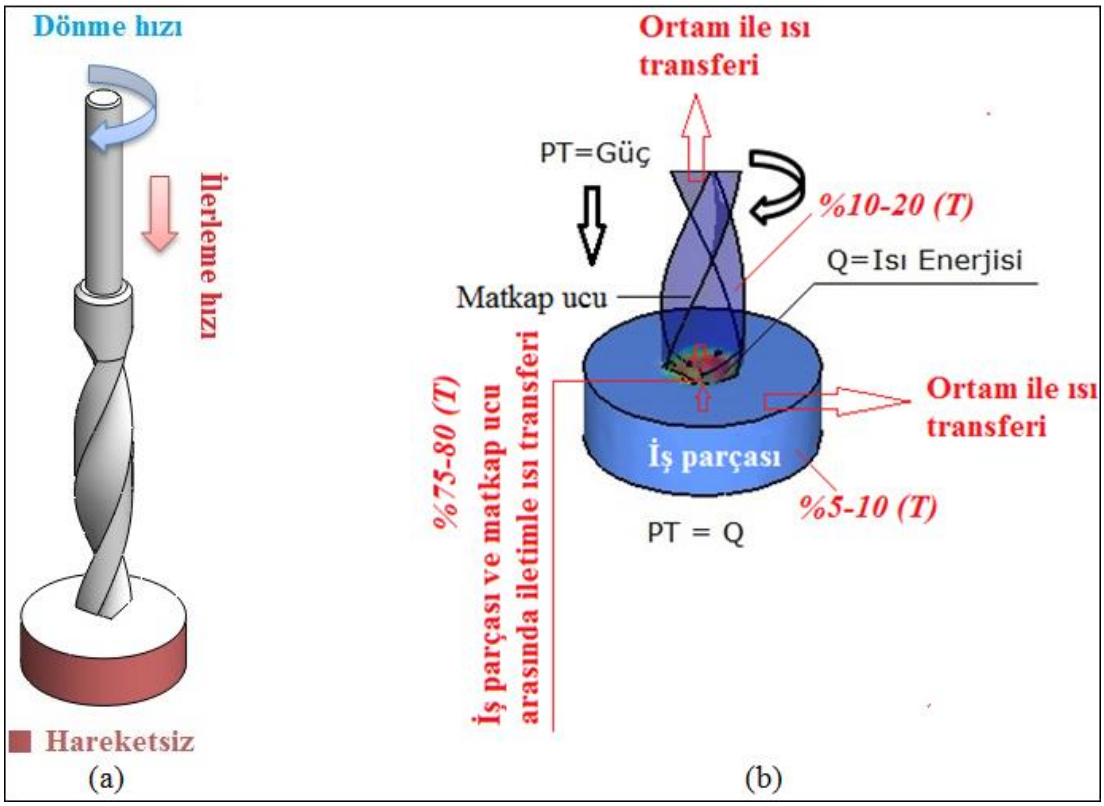
$$T_o = 26\ °C,\ T_m = 24\ °C,\ T_d = 20\ °C \tag{5.23}$$

Burada, h cerrahi matkap ucu ile ortam ve kemik ile ortam arasındaki ısı transfer katsayısı, k ısı iletim katsayısı, A_c temas alanı, T_m malzeme (kemik) sıcaklığı, T_o ortam sıcaklığı, T_d cerrahi matkap ucunun sıcaklığı, ρ yoğunluk ve C_p ise ısı

kapasitesidir. $\frac{\partial T}{\partial n}$ yüzeye dik çekilmiş sınır anlamına gelir. Isı oluşumu işleme süreçlerinde sınırlandırılmıştır çünkü radyosyondan dolayı ısı kaybı hesaba katılmamıştır [112].



Şekil 5.21. Kemik ve cerrahi matkap ucu modelinin ağ yapısı



Şekil 5.22. Sonlu eleman modeli için, a) sınır şartları, b) enerji dönüşümü

Tablo 5.6. Simülasyon modeli için delme ve ısı transfer parametreleri

İşlem Parametreleri	Değerler
Kesme Gücü (W)	13.08
İlerleme Gücü (W)	0.12
Toplam Güç (W)	13.20
Ortam sıcaklığı (°C)	26
Cerrahi matkap ucu sıcaklığı (°C) (ilk 5 sn. için)	38
Kemik sıcaklığı (°C) (ilk 5 sn. için)	35
Kemik ile ortam arasındaki ısı transfer katsayısı (W/m^2K)	210.19
Matkap ile ortam arasındaki ısı transfer katsayısı (W/m^2K)	49.36
Kemik ile cerrahi matkap ucu arasındaki ısı transfer katsayısı (W/m^2K)	22424.25
Soğutma sıvısı için ısı transfer katsayısı (W/m^2K)	8000 [55]

5.7.3. Malzeme modeli

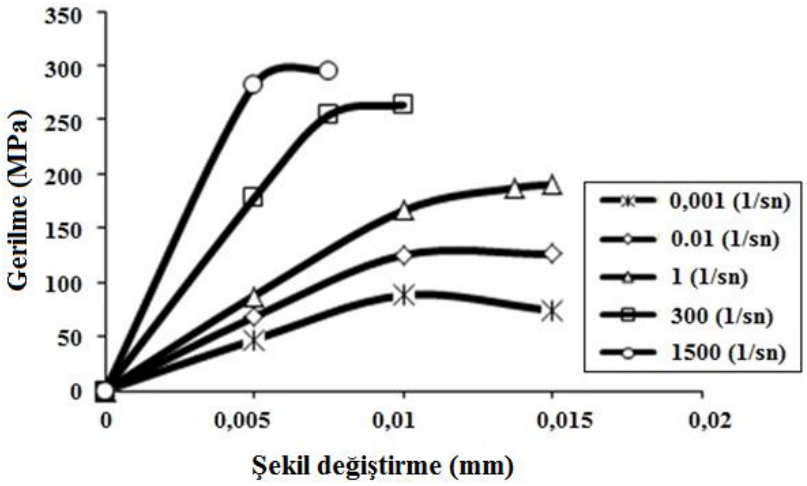
Bir simülasyon çalışmasında kullanılacak malzeme modeli iş parçası (kemik) ve kesici takımın (cerrahi matkap) fiziksel ve ısıl özelliklerini içermelidir. Özellikle metal ağırlıklı malzemelerin kesme ve delme işlemleri yüksek sıcaklıklar ve yüksek şekil değiştirme oranlarında gerçekleştiği için kesme ya da delme işlemi uygulanacak malzemenin mekanik özelliklerinin tam olarak bilinmesi gerekir. Kesme, delme ve

şekillendirme simülasyonlarında iş parçası malzemelerinin flow stress eğrileri kullanılmalıdır. Flow stress eğrileri malzemelerin farklı sıcaklıklarda ve şekil değiştirme oranlarındaki mekanik özellikleri ile ilgili davranışlarını sergilemektedirler. Fakat günümüzde, her malzemenin flow stress eğrisi mevcut değildir. Bundan dolayı, iş parçası malzemeler üzerinde farklı sıcaklıklar ve farklı şekil değiştirme oranlarında bir takım çekme testleri yapılarak malzemelerin flow stress eğrileri elde edilebilmektedir. Şekil 5.23'de, bu simülasyon çalışmasında kemik malzemesine ait flow stress eğrileri [113] görülmektedir. Kemik delme işlemlerinde matkap ucu malzemesi olarak 306L paslanmaz çelik kullanılmış ve bu malzemenim mekanik özelliklerini arttırmak için TiN kaplama yapılmıştır. Simülasyonda kullanılan AISI 316L paslanmaz çelik ve kemik malzemesine ait mekanik ve ısıl özellikler Tablo 5.7'de verilmiştir.

Kemik malzemesinin flow stress eğrileri; şekil değiştirme, şekil değiştirme oranı ve sıcaklığın bir fonksiyonu olarak değişmektedir. (5.24)'de ki denklem malzemenin gerçek davranışını sergilediğinden dolayı seçilmiştir.

$$\bar{\sigma} = (\bar{\varepsilon}, \dot{\bar{\varepsilon}}, T) \tag{5.24}$$

Denklem (5.24)'de, $\bar{\sigma}$ is flowstress, $\bar{\varepsilon}$, $\dot{\bar{\varepsilon}}$, T , sırasıyla, etkili plastik şekil değiştirme, etkili şekil değiştirme oranı ve sıcaklığın bir fonksiyonu olarak tanımlanabilir.



Şekil 5.23. Kemiğin akış gerilmesi (flow stress) eğrileri [113]

Tablo 5.7. Simülasyon modeli için malzemelerin mekanik ve ısıl özellikleri

Cerrahi matkap malzeme özellikleri (AISI 316L)[114]	
Elastikiyet modülü (GPa)	68 °C (30.5), 302 °C (27.8), 500 °C (26.1), 662 °C (27.7), 797 °C (27.3), 896 °C (27.0), 1004 °C (22.7), 1202 °C (16.5), 2192 °C (9.86)
Poison oranı	0.3
Isıl genleşme katsayısı (10^{-6} °C^{-1})	200 °C (6.7e-06), 400 °C (6.8e-06), 600 °C (6.7e-06) 800 °C (7.2e-06), 900 °C (7.3e-06), 1500 °C (7.5e-06)
Isıl iletim katsayısı (W/mK)	20 °C (14.3596), 200 °C (17.38), 400 °C (20.28), 600 °C (22.7), 800 °C (24.64), 1000°C (26.1), 1200 °C (27.08), 1400 °C (27.58)
Isı kapasitesi (N/mm^2°C)	20 °C (3.57), 200 °C (4.07), 400 °C (4.29), 600 °C (4.42), 800 °C (4.71), 1000 °C (5.41), 1200 °C (6.77), 1400 °C (9.05)
Işıma oranı	0.7
İş parçası malzemesi özellikleri (Kemik) [115, 116]	
Elastikiyet modülü (GPa)	17
Poison oranı	0.35
Isıl iletim katsayısı (W/mK)	0.38
Öz ısı (J/kg°C)	1260

6. DELME ESNASINDA KEMİK SICAKLIKLARININ ÖLÇÜLMESİ

Bu bölümünde, geliştirilen delme sistemi ile özel tasarlanmış cerrahi matkap ucu kullanılarak soğutmalı ve soğutmasız olarak kemik delme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Delme işlemlerinde, hem TSS hem de termokupul sensör kullanılarak kemik sıcaklıkları ölçülmüştür. Kesme hızı (m/dak), ilerleme hızı (mm/dak), takım çapı (mm) ve soğutma işleminin kemik sıcaklıklarına etkileri incelenmiştir. Kemik delme işlemindeki parametrelerin tasarımı ve elde edilen sonuçların yorumlanmasında en uygun verilere ulaşmak için Taguchi metodu kullanılmıştır. Kemik delme işlemlerinde, termokupul sensör ile ölçülen kemik sıcaklık değerlerinin belirlenen dikey dizin yerleşimine göre, Taguchi metoduyla yapılan analizlerinde en küçük en iyi fonksiyonu kullanılmıştır.

Kemik delme süreci sırasında sıcaklık seviyesinin azalması üzerinde süreç parametrelerinin etkileri ölçülmüştür. Süreç parametrelerinin farklı farklı türleri tibial kemik delme deneylerinde kullanılmıştır. Kemik delme deneylerinde kullanılan süreç parametrelerinin seviyeleri için kesme hızları 12.56, 25.12, 37.68, ve 50.24 m/dak., ilerleme hızı 25, 50, 75, ve 100 mm/dak., ve takım çapı ise 8 ve 10 mm olarak seçilmiş ve delme deneyleri soğutmalı ve soğutmasız olarak gerçekleştirilmiştir. Kesme hızı ve ilerleme hızı değer aralıkları bu konu ile ilgili yapılan makaleler referans alınarak seçilmiştir ve Tablo 6.1'de süreç parametreleri ve seviyeleri verilmiştir. Kullanılan üç farklı parametre ve her bir parametre için karma seviye ile L16 standart dikey dizine göre deney tasarımı yapılmıştır. Tablo 6.1'de görüldüğü gibi, matkap ucu çapının (C1= 8mm ve C2= 10mm) iki farklı seviyesi hesaba katılarak delme deneyleri gerçekleştirilmiştir. Kemik delme işlemlerinde, kemikte oluşan sıcaklık değerlerine göre, en uygun delme performansını elde etmek için, en küçük en iyi kalite karakteristiği kullanılarak üç parametrenin Sinyal/Gürültü (S/N) oranları ölçüm değeri için hesaplanmıştır. S/N oranı Denklem (6.1)'de gösterilen formülle hesaplanmıştır [64]. Formülde, Y_i^2, ölçüm sonuçlarının toplamının karesi, n ise toplam ölçüm sayısıdır. En yüksek S/N oranları daima en küçük hata ile en iyi kaliteyi göstermektedir. Bundan dolayı en yüksek değere sahip seviye her bir

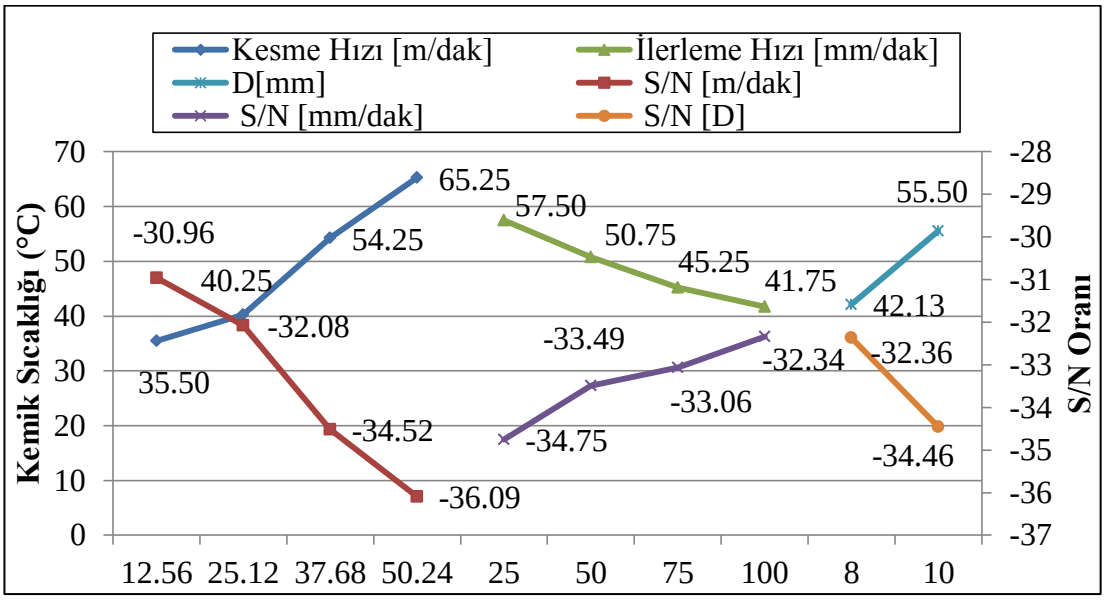
parametrenin en iyi seviyesini belirler.

$$\frac{S}{N} = -10\log\left(\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} Y_i^2\right) \quad (6.1)$$

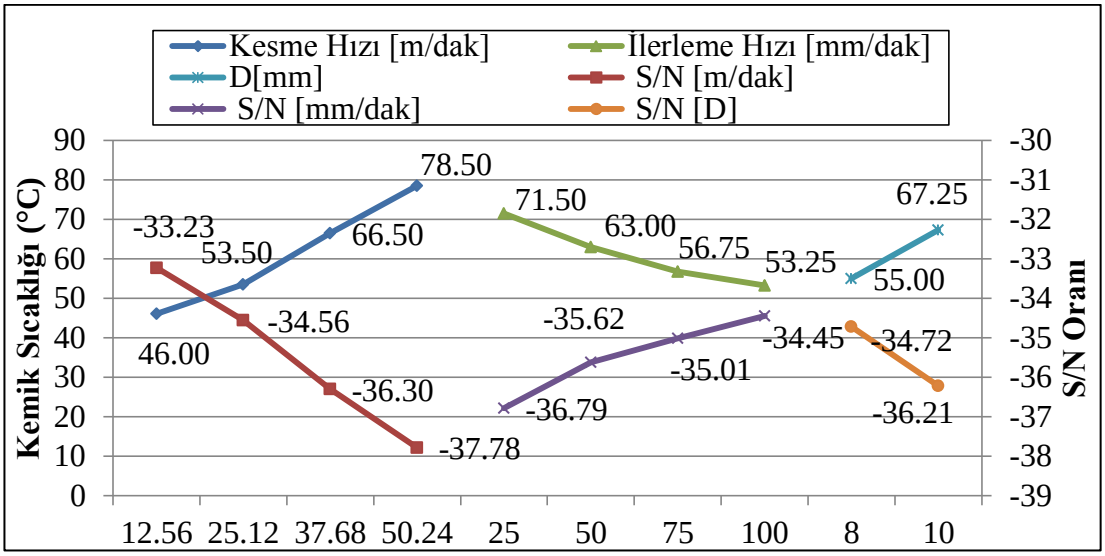
Tablo 6.1. Delme Parametreleri ve Seviyeleri

No	Parametreler	Birim	Seviyeler			
			1	2	3	4
1	Kesme Hızı (A)	(m/dak)	12.56	25.12	37.68	50.24
2	İlerleme Hızı (B)	(mm/dak)	25	50	75	100
3	Matkap Ucu Çapı (C)	(mm)	8	10	----	----

Denklem (6.1) kullanılarak 3 parametrenin S/N oranları Şekil 6.1 ve Şekil 6.2 de görüldüğü gibi termokupul ile sıcaklık ölçümleri için soğutmalı ve soğutmasız olarak hesaplanmıştır. En uygun seviye hem soğutmalı hem de soğutmaz durumlar için Ø8 için C1, 100 mm/dak. için B4 ve 400 dev/dak. için A1 seviyelerinde bulunmuştur. Şekillerdeki S/N eğrileri ve sıcaklık; matkap ucu çapı, ilerleme hızı ve kesme hızının parametreleri için ortogonal dizinine bağlı olarak ölçülen sıcaklıkların aritmetik ortalamasının fonksiyonu olarak çizdirilmiştir. Sıcaklık, takım çapı ve kesme hızının artmasıyla artmaktadır. Bunun tersi olarak, sıcaklık ilerlemenin atmasıyla azalmaktadır.



Şekil 6.1. Soğutmalı şartlarda elde edilen sıcaklıklar üzerinde parametrelerin etkileri ve S/N oranları



Şekil 6.2. Soğutmasız şartlarda elde edilen sıcaklıklar üzerinde parametrelerin etkileri ve S/N oranları

6.1. Kemik Sıcaklıklarının İstatiksel Analizi

Tablo 6.2 ve Tablo 6.3'de görüldüğü gibi, soğutmalı ve soğutmasız durumlar için sıcaklık yükselmesinde en etkili süreç parametrelerini belirlemek için istatiksel varyans analizi (ANOVA) gerçekleştirilmiştir. Varyans analizi, bağımsız değişken ya da değişkenlerin çeşitli değerlerinin bağımlı değişken üzerindeki etkilerini belirlemek amacıyla uygulanmaktadır [90]. Yapılan ölçümler neticesinde elde edilen veriler, Minitab Release 16 programı kullanılarak analiz edilmiştir.

Serbestlik derecesi (SD) bir istatistiğin kesin hesaplanmasında kullanılan değerlerin sayısının ne kadar değişme serbestisi olduğunu tanımlar. Kareler toplamı (KT), süreç parametrelerinin çeşitliliği olarak tanımlanır. F oranı, iki bağımsız değişkenlerin benzer sapmalarını belirler. Bu sayede sapmaların homojenliği tespit edilir ve T istatiksel testi başlatılır. F oranı, istatistiksel önem bilgisi olarak kullanılmaz [65]. P değeri, parametrelerin ölçüm değeri üzerine yüzdelik olarak etkisidir. Bütün parametreler için ANOVA'da p değeri, Tablo 6.2 ve 7.3'de gösterildiği gibi %95 önem düzeyini göstermektedir. Parametre ve seviyeleri birbirinden farklıdır ve buna bağlı ölçüm değerleri de farklılık göstermektedir. Bu yüzden ölçülen değerlerdeki farklılık seviyelerin farklı olmasından önemli düzeyde etkilenmektedir [64]. Soğutmalı delme durumu için elde edilen sıcaklık değerlerine göre en önemli parametreler ($p \leq 0.00001$) kesme hızı, ilerleme hızı ve takım çapı olarak hesaplandı.

Benzer şekilde, soğutma olmaksızın delme durumları içinde en önemli parametreler ($p \leq 0.00001$) kesme hızı, ilerleme hızı ve takım çapı olarak hesaplanmıştır. Delme şartları için soğutmalı ve soğutma olmaksızın seçilen bütün parametreler önemli olarak bulunmuştur. Parametrelerin ölçülen sıcaklıklara etkisi ise soğutmalı şartlar için, %62.59 ile kesme hızı, %20.34 ile matkap çapı ve %16.12 ile ilerleme hızıdır. Soğutmasız şartlar için ise %64.07 ile kesme hızı, %19.95 ile ilerleme hızı ve %15.56 ile matkap çapıdır.

Tablo 6.2. Soğutmalı delmeden elde edilen kemik sıcaklıkları için ANOVA sonuçları

Seviyeler	SD	KT	Varyans	*F*oranı	*p*	*P* Değeri(%)
Kesme hızı, [m/dak]	3	2201	733	180.72	0.00	62.59
İlerleme hızı, [mm/dak]	3	567	189.06	46.56	0.00	16.12
Matkap ucu çapı,[mm]	1	715	715	176.24	0.00	20.34
Hata, *e*	8	32.50	4.06			0.92
Toplam	15	3516				99.97

Tablo 6.3. Soğutmasız delmeden elde edilen kemik sıcaklıkları için ANOVA sonuçları

Seviyeler	SD	KT	Varyans	*F* oranı	*p*	*P* Değeri(%)
Kesme hızı, [m/dak]	3	2470	823	424	0.00	64.07
İlerleme hızı, [mm/dak]	3	769	256	132.17	0.00	19.95
Matkap ucu çapı,[mm]	1	600	600	309	0.00	15.56
Hata, *e*	8	15.50	1.94			0.40
Toplam	15	3855				99.98

6.2. En İyi Parametrelerin Belirlenmesi

Delme sisteminin S/N oranları, takım çapı ve kesme hızının en küçük seviyeleri ile ilerleme hızının en büyük seviyesi için soğutmalı ve soğutmasız olarak hesaplanmıştır. Delme sürecinde, sıcaklık açısından soğutmalı ve soğutmasız olarak en iyi parametreler A1B4C1 olarak elde edilmiştir. En iyi delme şartlarında, S/N oranları tahmin değerleri Denklem (6.2) ile hesaplanmaktadır [64]:

$$\eta_{cal} = \bar{\eta}_m + \left(\text{Max} \,.\, \frac{S}{N_1} - \bar{\eta}_m\right) + \left(\text{Max} \,.\, \frac{S}{N_2} - \bar{\eta}_m\right) + \left(\text{Max} \,.\, \frac{S}{N_3} - \bar{\eta}_m\right) \quad (6.2)$$

Burada η_{cal} seçilen en iyi seviyelerin S/N değerlerinin $\bar{\eta}_m$ (ortalama) den farkının toplamı, $\bar{\eta}_m$ hesaplaması yapılan soğutmalı ve soğutmasız sıcaklık değerleri için S/N değerlerinin aritmetik ortalamasıdır. Max.S/N_1, Max.S/N_2, Max.S/N_3 ise Şekil 6.1 ve

Şekil 6.2'de gösterildiği gibi kesme hızı, ilerleme oranı ve takım çapı için en büyük S/N değerleridir. T_{cal} sıcaklık değerleri, soğutmalı ve soğutmasız delme için Denklem (6.3) ile hesaplanarak elde edilir [64]:

$$T_{cal} = 10^{\frac{-\eta_{cal}}{20}} \tag{6.3}$$

T_{cal} tahmini sıcaklık değeri, η_{cal} ise hesaplanan S/N oranıdır. Tablo 6.4'de hesaplanan sıcaklık değerleri (T_{cal}) ve S/N oranları (η_{cal}) gösterilmiştir.

Tablo 6.4. Soğutmalı ve soğutmasız olarak hesaplanan sıcaklık değerlerinin sonuçları

Soğutmalı		Soğutmasız	
η_{cal} [dB]	T_{cal} [°C]	η_{cal} [dB]	T_{cal} [°C]
-28.79	27.54	-31.37	37.15

6.3. Doğrulama Deneyleri

Doğrulama deneyleri ölçümlerden elde edilen en iyi parametrelerde hata olmadığını göstermek için gerçekleştirilmiştir. En iyi faktör seçiminde, soğutmalı ve soğutmasız delme dikkate alınarak iki şer adet doğrulama deneyi gerçekleştirilmiştir. Doğrulama deneylerinin sonuçları Tablo 6.5'de, ölçülen sıcaklık değerleri (T_{mea}, S/N_{mea}) oranları ve mutlak farkların yüzdelikleri olarak gösterilmiştir. Doğruma deneylerinde soğutmalı şartlar için sıcaklık değerleri 26 ve 27 °C olarak ölçülürken, soğutmasız şartlar için sıcaklık değerleri 36 °C ve 35 °C olarak ölçülmüştür. Doğrulama deneyleri hem soğutmalı hem de soğutmasız şartlar için en iyi parametre olan A1B4C1 (12.56 m/dak. kesme hızı, 100 mm/dak. ilerleme hızı ve 8mm matkap çapı) için yapılmıştır. Yukarıda hem soğutmalı hem de soğutmasız şartlar için en iyi parametreler kullanılarak hesaplanan sıcaklık değerleri ile doğruma deneylerinden ölçülen sıcaklık değerlerinin mutlak farklarının % değerleri Tablo 6.5'de görüldüğü gibi, soğutmalı delme için %3.92 çıkarken, soğutmasız delme için %4.64 olarak hesaplanmıştır.

Tablo 6.5. Soğutmalı ve soğutmasız delme için hesaplanan ve doğrulama deneylerinin karşılaştırılması

	Deney No.	T_{mea} [°C]	S/N_{mea} [dB]	Mutlak farklar (%) $\frac{\lvert T_{cal} - T_{mea} \rvert}{T_{mea}} \times 100$
Soğutmalı				
Deney	1	26	-28.46	3.92
Deney	2	27		
Soğutmasız				
Deney	1	36	-31.00	4.64
Deney	2	35		

6.4. Ortalama Tahminlere Göre Güven Aralığı

Ortalama tahmini, deneylerden elde edilen sonuçların ortalamalarına dayanan tek bir nokta tahminidir. Bu tahmin ortalamadan büyük veya küçük olduğu için %50 doğruluk göstermektedir [64]. Bundan dolayı güven aralığı hesaplanabilmektedir. Güven aralığı doğrulama deneylerinin kalite karakteristiklerini doğrulamak için kullanılır. Tahminlerin gösterilmesi için Denklem (6.4) kullanılmaktadır [64].

$$CI=\sqrt{F_{0.05}(1,v_e)\, V_e \left(\frac{1}{n_{eff}}+\frac{1}{r}\right)} \tag{6.4}$$

Burada $F_{0.05}(1,v_e)$, v_e hata ve 1 serbestlik derecesine karşı %95 güven aralığında [64] F oranıdır. V_e hata varyansı, n_{eff} etkin ölçüm sonuçları sayısı ve r test deney sayısıdır (r = 2) [64].

$$n_{eff} = \frac{N}{1+v_T} \tag{6.5}$$

N toplam deney sayısı, v_T temel faktör serbestlik derecesinin toplamıdır. Denklem (6.4) ve Denklem (6.5) kullanılarak elde edilen soğutmalı ve soğutmasız delme şartları için güven aralığı değerleri Tablo 6.6'da gösterilmiştir.

Tablo 6.6. Güven aralığı değerleri

Delme işlemi	T [°C]
Soğutmalı	3.21
Soğutmasız	4.13

Denklem (6.2) ve Denklem (6.3)'den elde edilen tahmin değerleri ile doğrulama deneylerinden elde edilen sonuçlar arasındaki S/N oranlarının farkları Tablo 6.5'de gösterilmiştir. Soğutmalı şartlar için bulunan tahmin değeri η_{cal} = -28.79 mutlak değeri ile soğutmalı şartlar için ölçülen S/N_{mea} = -28.46 mutlak değeri arasındaki fark 0.33'tür. Benzer olarak, soğutmasız şartlar için bulunan tahmin değeri η_{cal} = -31.37 mutlak değeri ile soğutmasız şartlar için ölçülen S/N_{mea} = -31.00 mutlak değeri arasındaki fark 0.37'dir. Bu farkların Tablo 6.6'da verilen % 5 güven aralığı değerlerinden küçük olduğu görülmektedir. Bundan dolayı, hem soğutmalı hem de soğutmasız delme şartları için en iyi faktör ayarları güvenli olarak doğrulanmıştır.

6.5. Delme İşlemi Parametrelerinin Kemik Sıcaklığına Etkisi

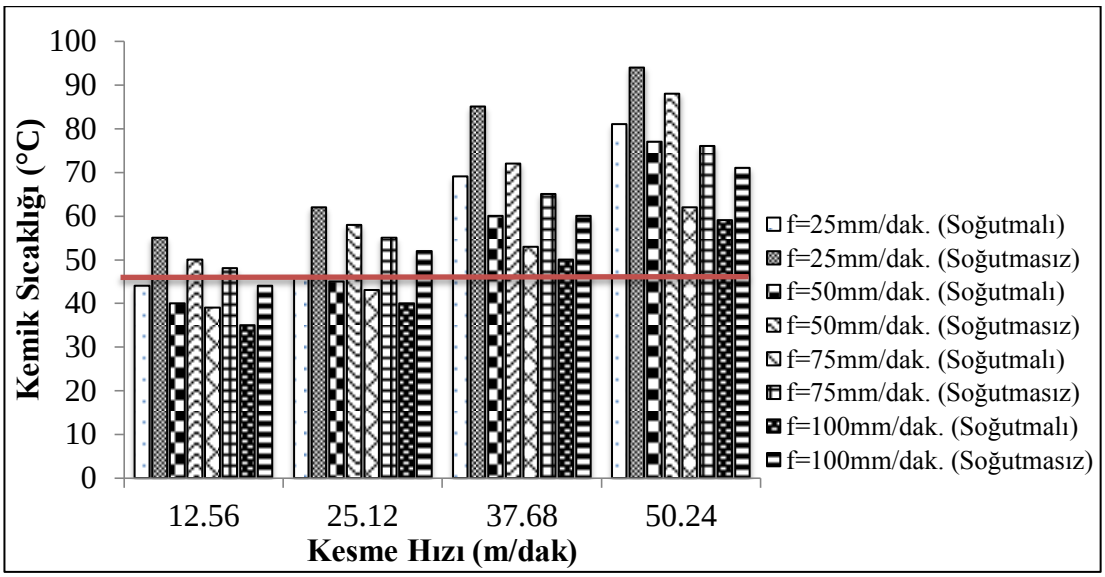
Delme işlemleri sırasında kesici kenarın önündeki malzeme matkap ucu tarafından zorlanır. Kemiğin yapısı gevrek olduğundan dolayı delme sırasında kopuklu talaşlar elde edilmiştir. Talaşlar hem kayma hem de sürtünme ile matkap ucunun talaş yüzeyinden uzağa doğru hareket ederler. Sonuç olarak, kesici takım ve esas malzeme (kemik) arasında kayma ve sürtünme enerjileri oluşmaktadır. Kayma enerjisi hem kesme hızı hem de ilerleme hızının bir fonksiyonu olarak devir başına ilerlemenin artmasıyla artmaktadır. Talaş yüzeyindeki sürtünme enerjisi ise kesme hızının artmasıyla artmaktadır. Kayma enerjisinin büyük bir miktarı ve sürtünme enerjisinin tamamı hem matkap ucu hem de kemiğin sıcaklığının artmasıyla ısıya dönüşmektedir. Bunu yanı sıra, matkap ucunun sıcaklığı çabuk yükselmektedir çünkü matkap ucu malzemesi kemiğinkinden oldukça yüksek ısıl iletkenliğe sahiptir. Böylece, ısı daha yüksek sıcaklığa sahip matkap ucundan kemik malzemesine transfer edilir [109].

6.5.1. Kesme hızının kemik sıcaklığına etkisi

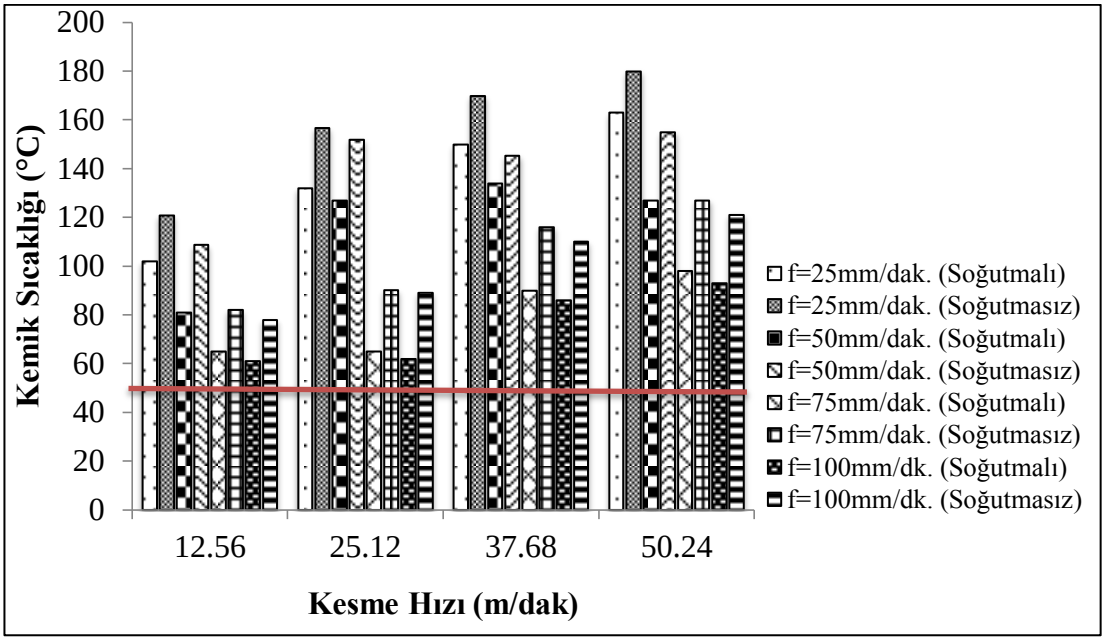
Kemik delme sırasında ısı oluşumu kesme hızı ve ilerleme hızı (penetrasyon hızı) tarafından kontrol edilebilir. Çeşitli çalışmalar [59, 62, 109] daha yüksek dönme hızlarının kesici takım üzerinde aşırı ısınmayla sonuçlanan daha yüksek kemik sıcaklık seviyesi oluşturduğunu rapor etmişlerdir. Ancak, kemik talaşları tarafından absorbe edilen ısının büyük miktarı delme bölgesinden uzağa taşınmaktadır. Kesme hızının artmasıyla delme bölgesinden talaş kaldırma hızlanmaktadır ve böylece kemiğe transfer edilen ısının miktarı azalmaktadır [4, 117-122]. Bu fikre dayanarak,

delme sırasında kemikler ve onun talaşları üzerinde oluşan sıcaklıklar hem termokupul hem de TSS kullanılarak ölçülmüştür ve Şekil 6.3 ve Şekil 6.4'de ki grafikler, kesme hızının bir fonksiyonu olarak çizdirilmiştir. Sıcaklık seviyeleri ölçülmüş ve farklı ilerleme hızı değerleri hesaba katılarak kayıt edilmiştir. Grafiklerden görüldüğü gibi, kemik sıcaklığı kesme hızının artmasıyla artmaktadır. Tablo 6.2'de ki soğutmalı şartlar için elde edilen kemik sıcaklıklarının ANOVA sonuçlarına göre, en etkili parametre %62.59 ile kesme hızı elde edilmiştir. Bu duruma benzer olarak, Tablo 6.3'de ki soğutmasız şartlar için elde edilen kemik sıcaklıklarının ANOVA sonuçlarına göre, en etkili parametre %64.07 ile kesme hızı elde edilmiştir. TSS ile ölçülen sıcaklık değerleri termokupul sensörün sıcaklık değerlerinden daha yüksek ölçülmüştür. Çünkü TSS kemik sıcaklığından daha çok talaş parçacıklarının sıcaklıklarını ölçmektedir. Bu yüzden TSS ile ölçüm değerleri kritik sıcaklık değeri olan 47°'den daha yüksek çıkmıştır.

Delme testleri sırasında arzu edilen hassasiyet içeresinde kemiğin sıcaklık ölçümü kemiğin ısıl iletim katsayısının düşük olmasından dolayı oldukça zordur. Özellikle, termokupul yerleşimi çok önemlidir çünkü delme sırasında termokupul matkap ucuna mümkün olduğunca yakın olarak yerleştirilmelidir (Şekil 5.17'ye bakınız).



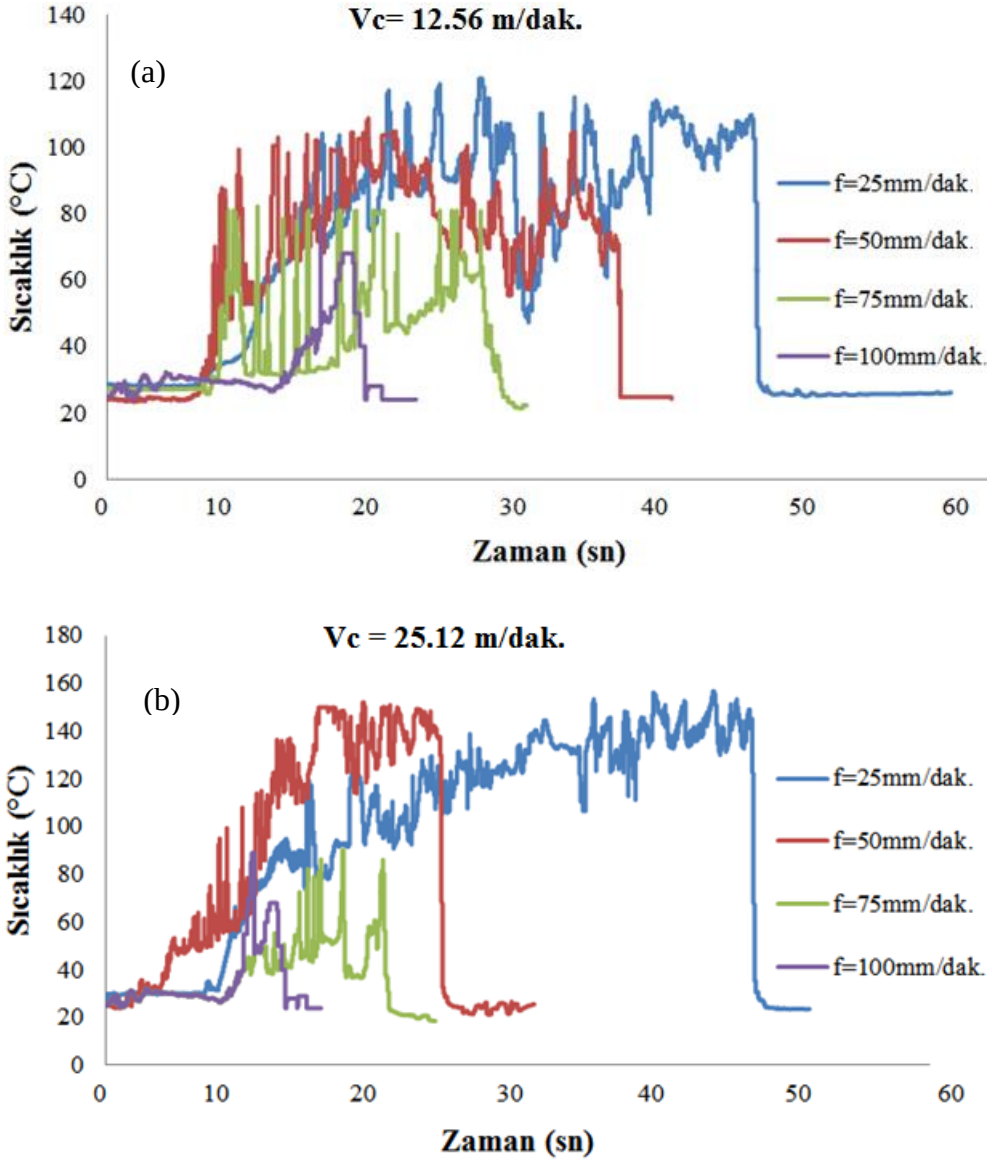
Şekil 6.3. Çap 10mm'lik cerrahi matkapla yapılan delme işlemlerinde termokupul sensör ile ölçülen kemik sıcaklık değerleri



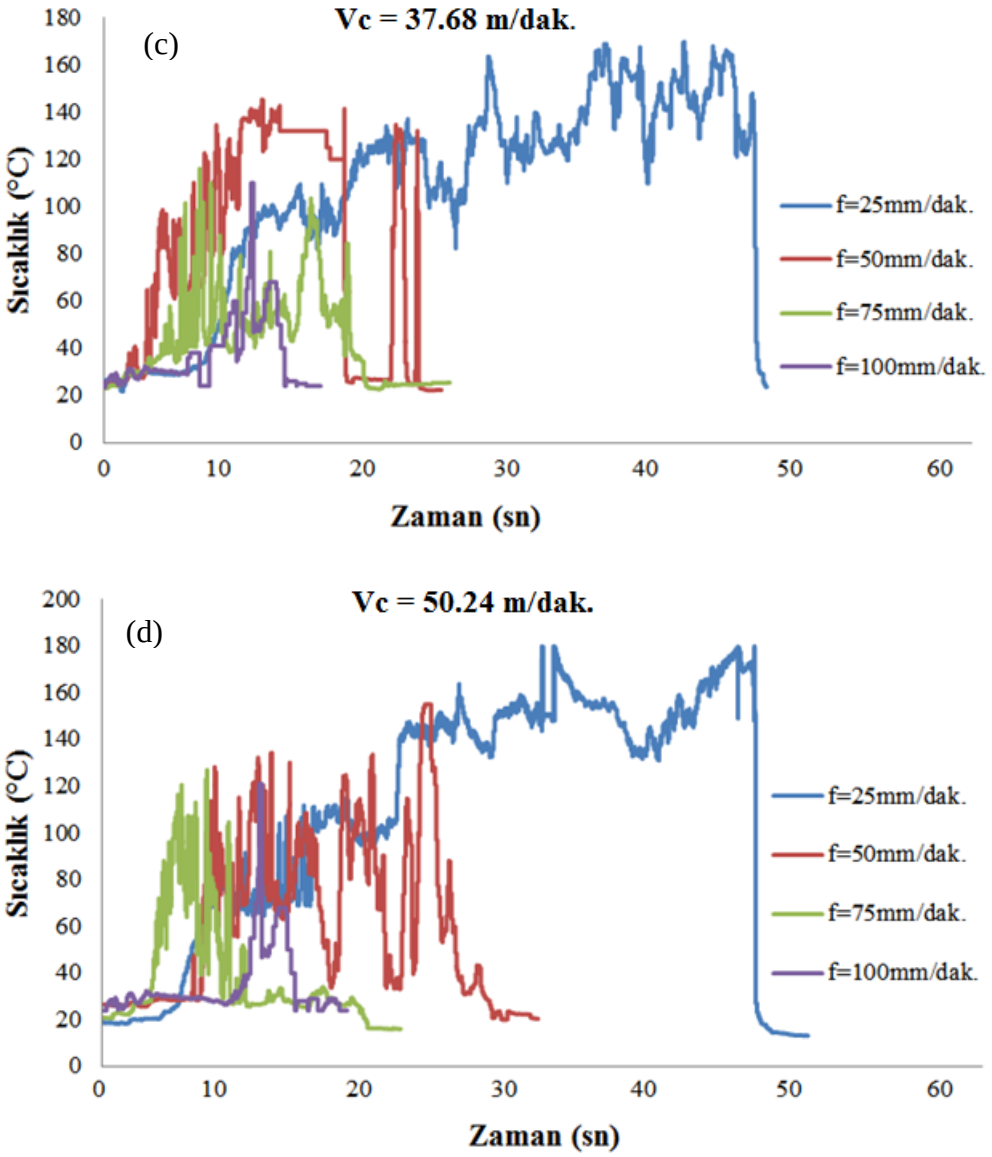
Şekil 6.4. Çap 10mm'lik cerrahi matkapla yapılan delme işlemlerinde TSS ile ölçülen kemik sıcaklık değerleri

6.5.2. İlerleme hızının kemik sıcaklığına etkisi

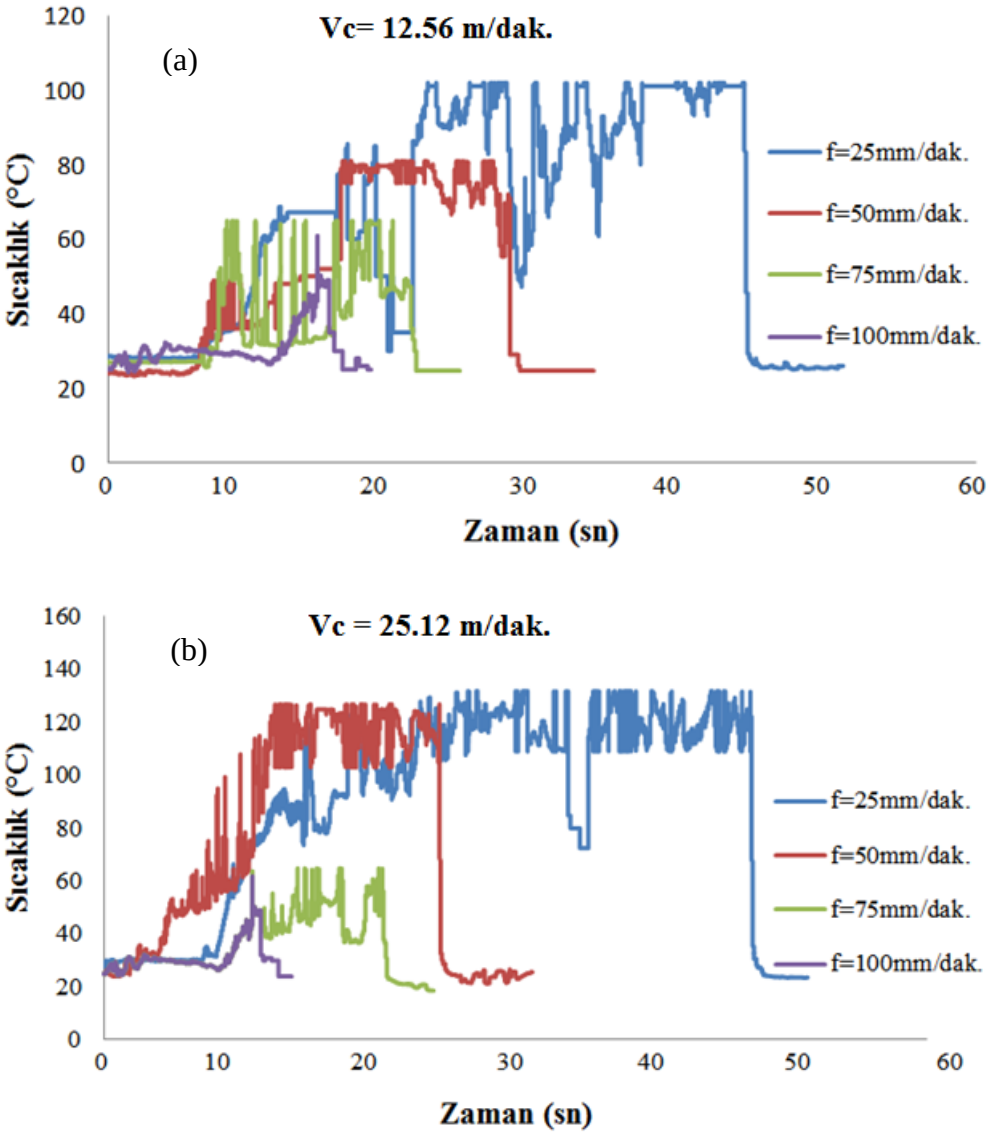
Soğutmasız şartlar altında, kemik sıcaklıkları Şekil 6.5'de görüldüğü gibi her bir kesme hızında farklı ilerleme hızlarını hesaba katarak delme süresinin bir fonksiyonu olarak çizdirilmiştir. Süreç parametreleri her kesme hızı için (12.56 m/dak.'dan 50.24 m/dak.'ya) farklı ilerleme miktarlarını (25 mm/dak.'dan 100 mm/dak.'ya) içermektedir. Şekil 6.6'de ise bu grafikler soğutmalı şartlar için çizdirilmiştir. Aynı zamanda, kemik sıcaklık seviyeleri Şekil 6.7'de her kesme hızı için ve matkap ucunun ilerleme hızının bir fonksiyonu olarak soğutmasız şartlar için ve Şekil 6.8'de ise soğutmalı şartlar için ölçülmüştür. Grafiklerden görüldüğü gibi, delme süresi ve buna bağlı olarak sürtünme miktarının azalmasından dolayı kemik sıcaklıkları ilerleme hızının artmasıyla azalmaktadır.



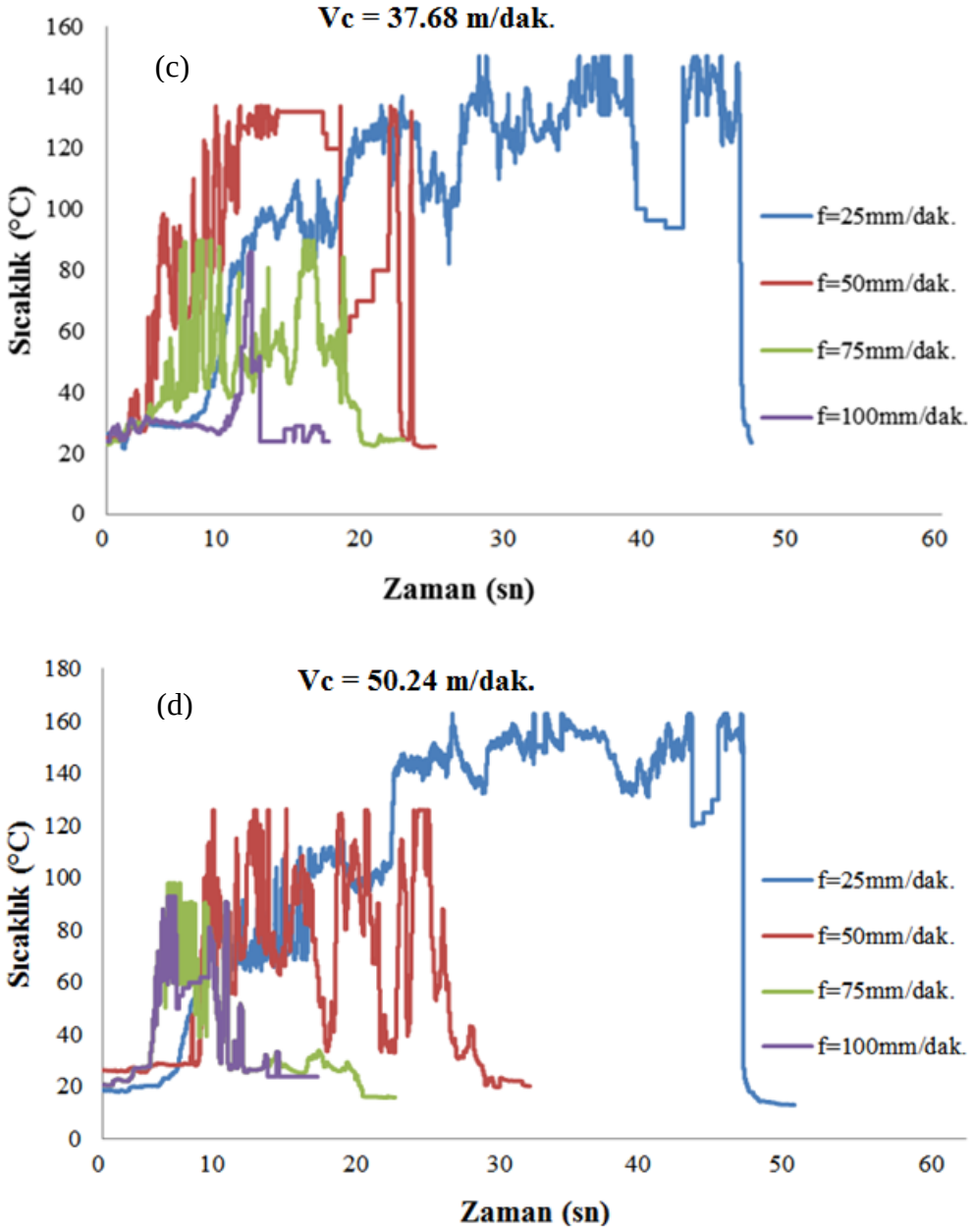
Şekil 6.5. Çap 10mm'lik cerrahi matkapla soğutmasız delme işlemlerinde farklı kesme hızlarında TSS kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri, a) 12.56 m/dak, b) 25.12 m/dak



Şekil 6.5. Çap 10mm'lik cerrahi matkapla soğutmasız delme işlemlerinde farklı kesme hızlarında TSS kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri, c) 37.68 m/dak, d) 50.24 m/dak (devamı)

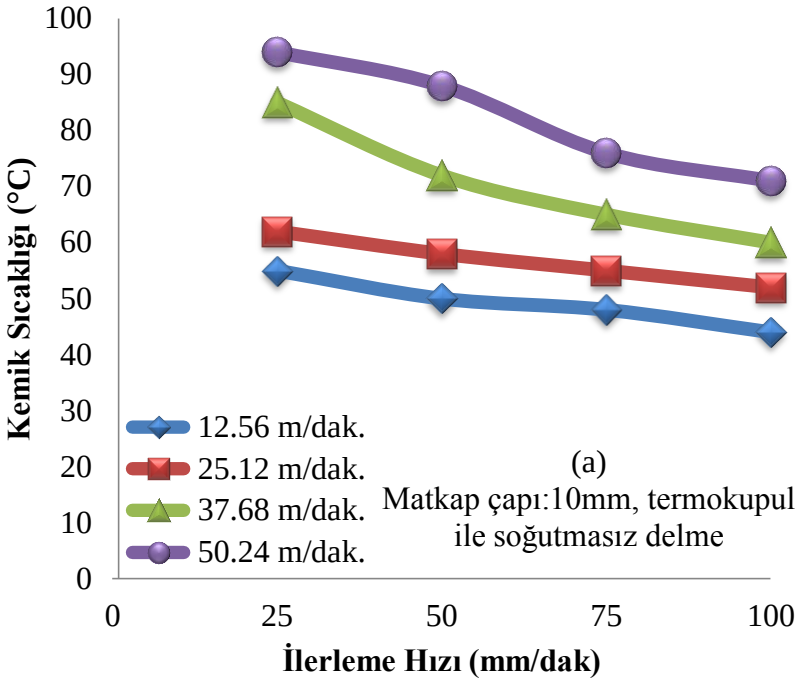


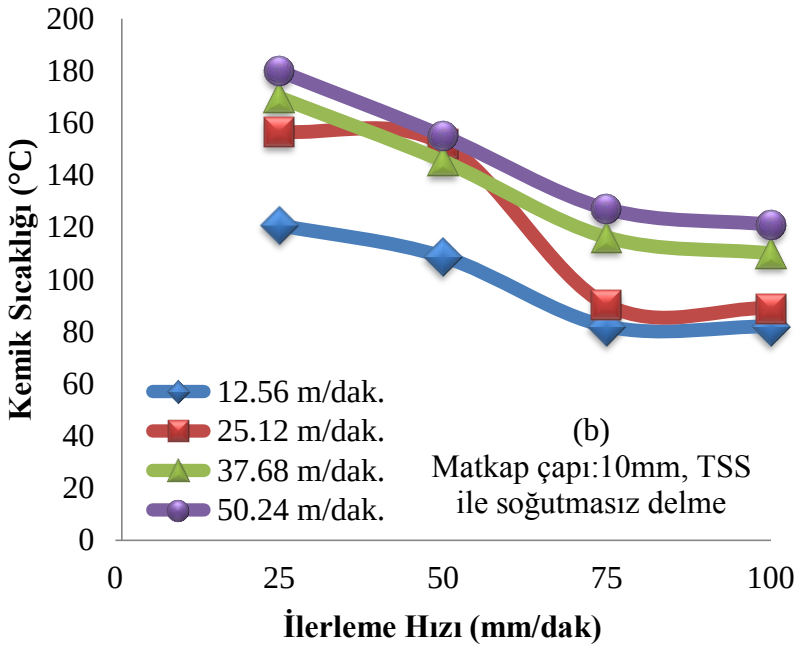
Şekil 6.6. Çap 10mm'lik cerrahi matkapla soğutmalı delme işlemlerinde farklı kesme hızlarında TSS kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri, a) 12.56 m/dak, b) 25.12 m/dak



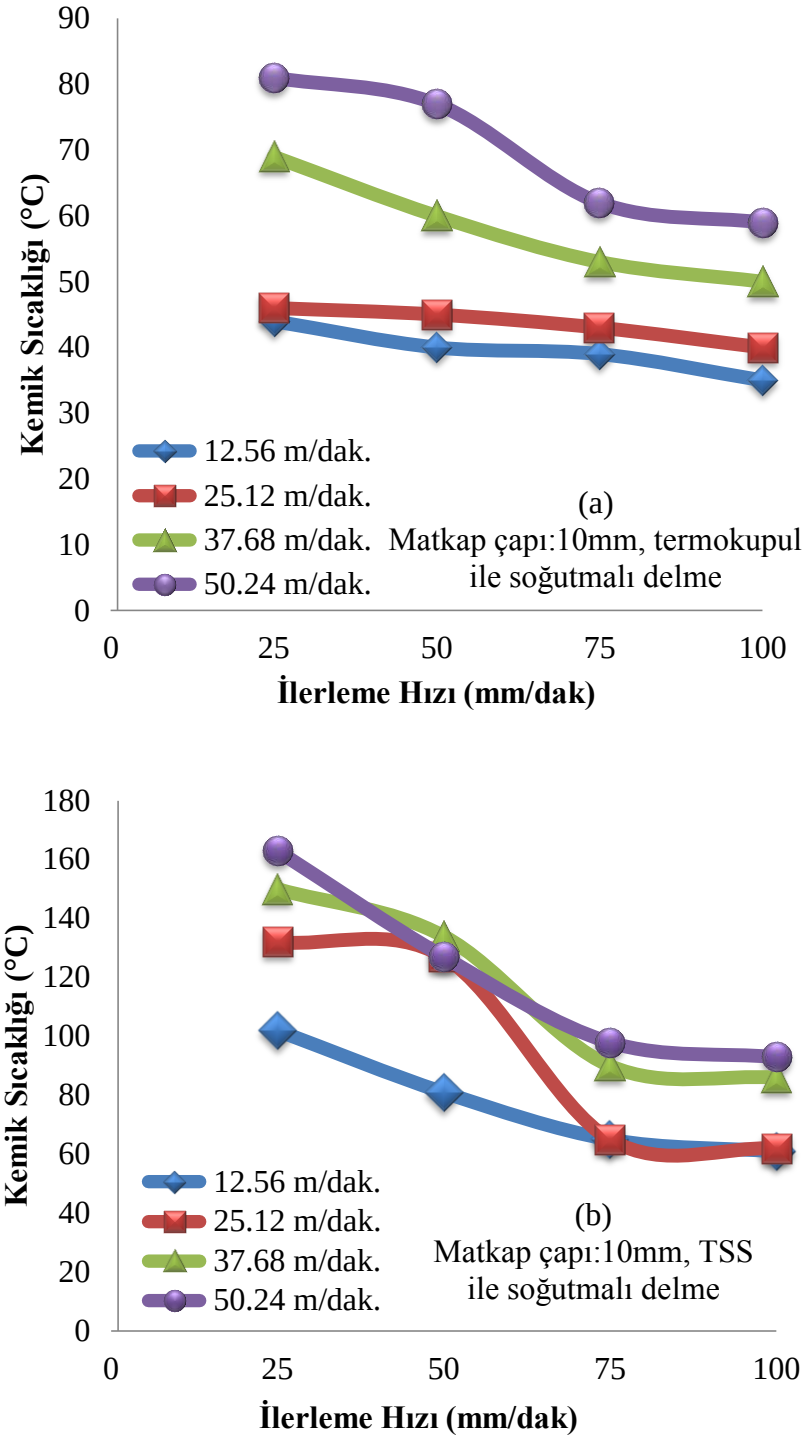
Şekil 6.6. Çap 10mm'lik cerrahi matkapla soğutmalı delme işlemlerinde farklı kesme hızlarında TSS kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri, c) 37.68 m/dak, d) 50.24 m/dak (devamı)

Yüksek ilerleme hızı daha kısa delme süresi ile sonuçlandığı için delme süresi ilerleme hızına doğrudan bağlıdır. Bundan dolayı, ilerleme hızı kemikte sıcaklık dağılımını önemli ölçüde etkilemektedir [14]. Tutarlı bir şekilde, çeşitli çalışmalar [4, 13, 123-125] delme süreci sırasında kemikte daha düşük sıcaklık seviyeleri için daha yüksek ilerleme hızlarını önermişlerdir.





Şekil 6.7. Soğutmasız şartlar için farklı ilerleme hızlarında kemiğin sıcaklık değişimi, a) termokupul ile ölçüm, b) TSS ile ölçüm



Şekil 6.8. Soğutmalı şartlar için farklı ilerleme hızlarında kemiğin sıcaklık değişimi, a) termokupul ile ölçüm, b) TSS ile ölçüm

6.5.3. Soğutma işleminin kemik sıcaklığına etkisi

Çap 10 mm'lik cerrahi matkap ile yapılan kemik delme işlemlerinde, termokupul kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri Tablo 6.7'de ve TSS kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri Tablo 6.8'de delme süreci parametrelerinin bir fonksiyonu olarak verilmiştir. Termokupul kemik sıcaklığını doğrudan ölçerken TSS ise kemik talaşlarının sıcaklığını ölçmektedir. Tabloda görüldüğü gibi, delme sırasında soğutmanın etkisi kanıtlanmıştır. Bu deneyde ölçülen sonuçlara dayalı olarak, kapalı-devre soğutma sistemi ile geliştirilen delme sistemi kemik delme sırasında kayda değer bir sıcaklık azalması sağlamıştır. Sonuç olarak, cerrahlar tarafından tercih edilen düşük dönme hızlarında %25-30 aralığında kemik sıcaklığında azalma elde edilmiştir. Çap 8 mm'lik cerrahi matkap ile yapılan kemik delme işlemlerinde, termokupul kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri Tablo 6.9'da ve TSS kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri Tablo 6.10'da delme süreci parametrelerinin bir fonksiyonu olarak verilmiştir.

Tablo 6.7. Termokupul kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri (Çap: 10 mm)

		Kemik Sıcaklığı (^{0}C)		%
Kesme hızı (m/dak)	İlerleme hızı (mm/dak)	Soğutma olmadan	Soğutma ile	Sıcaklık azalması (%)
12.56	25	55	44	20
25.12	25	62	46	25.8
37.68	25	85	69	18.82
50.24	25	94	81	13.82
12.56	50	50	40	10
25.12	50	58	45	22.41
37.68	50	72	60	16.66
50.24	50	88	77	12.5
12.56	75	48	39	18.75
25.12	75	55	43	21.81
37.68	75	65	53	18.46
50.24	75	76	62	18.42
12.56	100	44	35	20.45
25.12	100	52	40	23.07
37.68	100	60	50	16.66
50.24	100	71	59	16.90

Tablo 6.8. TSS kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri (Çap: 10 mm)

		Kemik Sıcaklığı (^{0}C)		%
Kesme hızı (m/dak)	İlerleme hızı (mm/dak)	Soğutma olmadan	Soğutma ile	Sıcaklık azalması (%)
12.56	25	120,8	102	15.56
25.12	25	156,7	132	15.76
37.68	25	169,8	150	11.66
50.24	25	179,9	163	9.39
12.56	50	108,7	81	25.4
25.12	50	152	127	16.44
37.68	50	145,4	134	7.84
50.24	50	155	127	18
12.56	75	82	65	20.73
25.12	75	90,2	65	28
37.68	75	116,1	90	22.48
50.24	75	127	98	22.83
12.56	100	78	61	21.79
25.12	100	89	62	30.33
37.68	100	110	86	21.81
50.24	100	121	93	23.14

Tablo 6.9. Termokupul kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri (Çap: 8 mm)

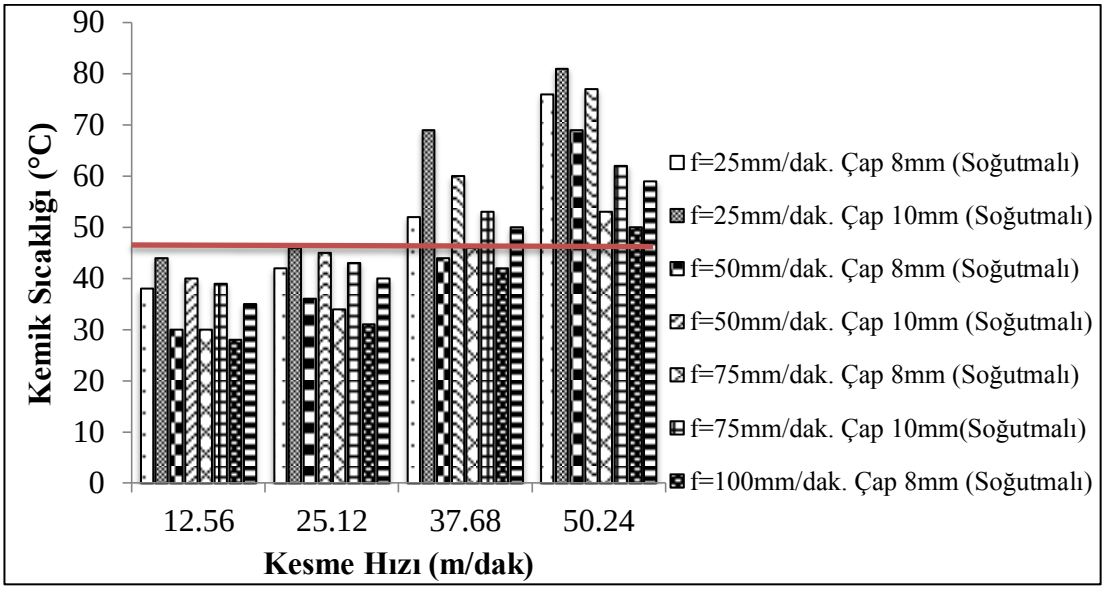
		Kemik Sıcaklığı (^{0}C)		%
Kesme hızı (m/dak)	İlerleme hızı (mm/dak)	Soğutma olmadan	Soğutma ile	Sıcaklık azalması (%)
12.56	25	50	38	24
25.12	25	57	42	26.31
37.68	25	79	52	34.17
50.24	25	85	76	10.58
12.56	50	42	30	28.57
25.12	50	50	36	28
37.68	50	64	44	31.25
50.24	50	79	69	12.65
12.56	75	41	30	26.82
25.12	75	47	34	27.65
37.68	75	56	46	17.85
50.24	75	68	53	22.05
12.56	100	38	28	26.31
25.12	100	42	31	26.19
37.68	100	53	42	20.75
50.24	100	64	50	21.87

Tablo 6.10. TSS kullanılarak ölçülen sıcaklık değerleri (Çap: 8 mm)

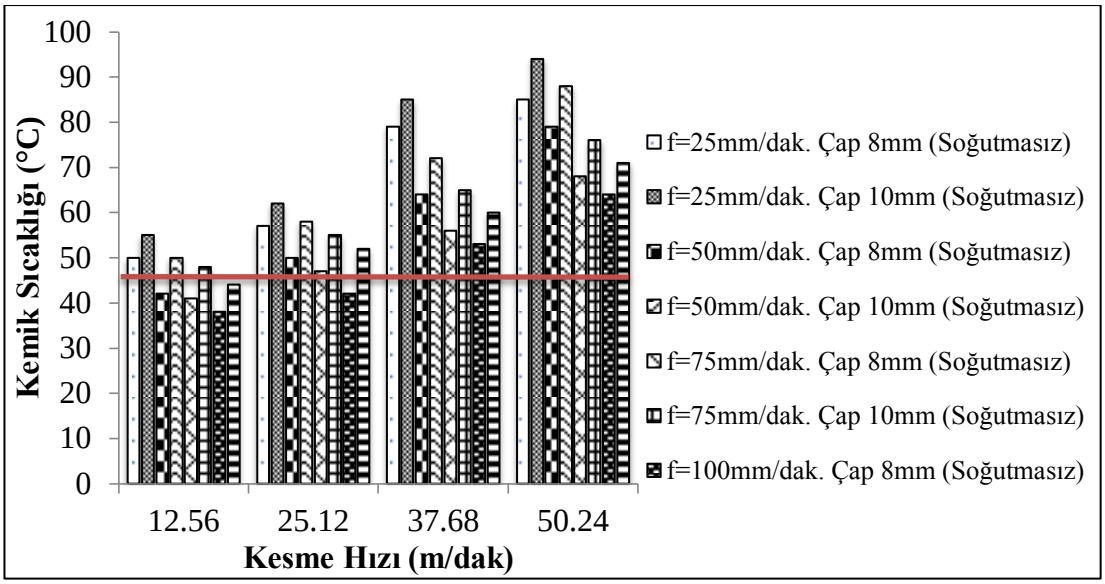
		Kemik Sıcaklığı (^{0}C)		%
Kesme hızı (m/dak)	İlerleme hızı (mm/dak)	Soğutma olmadan	Soğutma ile	Sıcaklık azalması (%)
12.56	25	111	92	17.11
25.12	25	145	121	16.55
37.68	25	156	133	14.74
50.24	25	168	150	10.71
12.56	50	96	74	22.91
25.12	50	135	115	14.81
37.68	50	140	120	14.28
50.24	50	148	122	17.56
12.56	75	75	55	26.66
25.12	75	80	61	23.75
37.68	75	109	82	24.77
50.24	75	118	89	24.57
12.56	100	71	52	26.76
25.12	100	76	58	23.68
37.68	100	106	78	26.41
50.24	100	112	83	25.89

6.5.4. Matkap Çapının Kemik Sıcaklığına Etkisi

Bu çalışmada cerrahi kemik delme işlemleri, 8 ve 10 mm olmak üzere 2 farklı çapta cerrahi matkap uçları kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Matkap çapı delme işlemlerinde kemik ve ara yüz sıcaklığı açısından önemli bir geometrik parametredir. Yapılan çalışmalara paralel olarak delme işlemlerinde matkap çapının artmasıyla, kemik ve cerrahi matkap ucu arasındaki temas yüzeyi de artmaktadır. Artan temas yüzeyi bu iki eleman arasında daha fazla sürtünme enerjisi doğuracaktır. Bundan dolayı ara yüzde oluşacak sıcaklık seviyelerinde de bir artış söz konusu olmaktadır. Şekil 6.9'da görüldüğü gibi farklı dönme hızları ve farklı ilerleme miktarlarında yapılan delme testlerinde matkap çapının artması ile termokupul sensör ile ölçülen kemik sıcaklıklarında bir artış gözlenmiştir. Yukarıda da açıklandığı gibi, matkap çapının artmasıyla kemik ile matkap ucu arasında temas ve dolayısı ile sürtünme artmaktadır. Şekil 6.10'da ise aynı parametreler kullanılarak yapılan delme işlemlerinde, TSS ile ölçülen kemik sıcaklık değerleri verilmiştir.

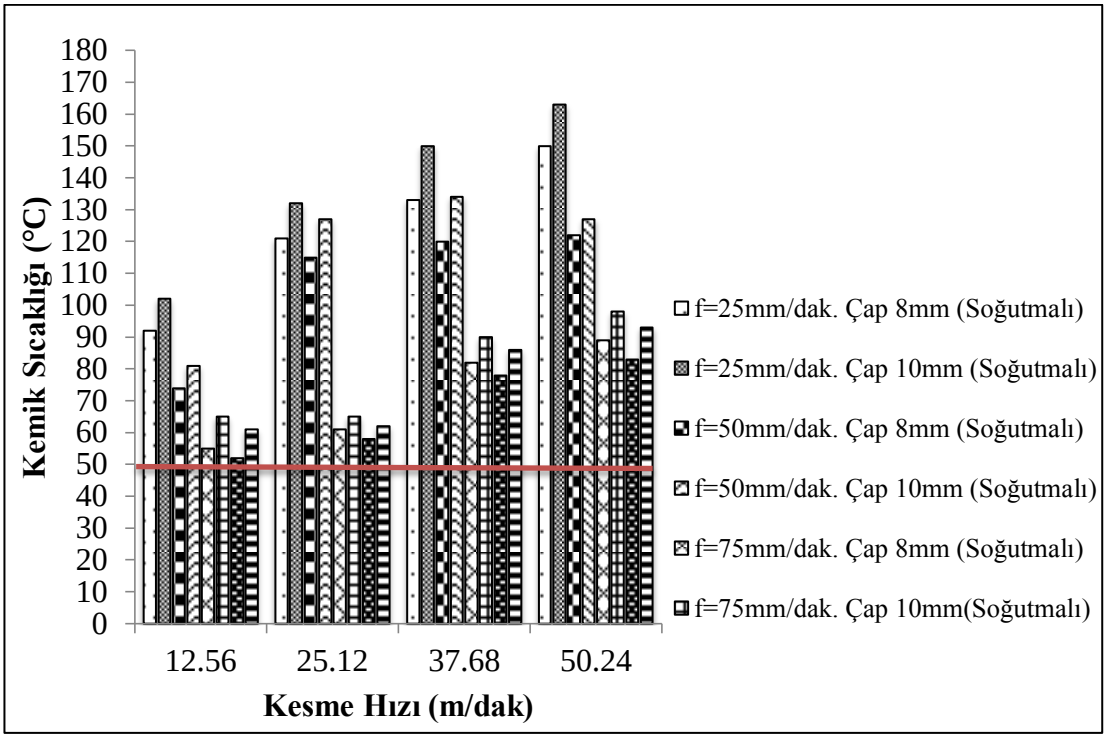


(a)

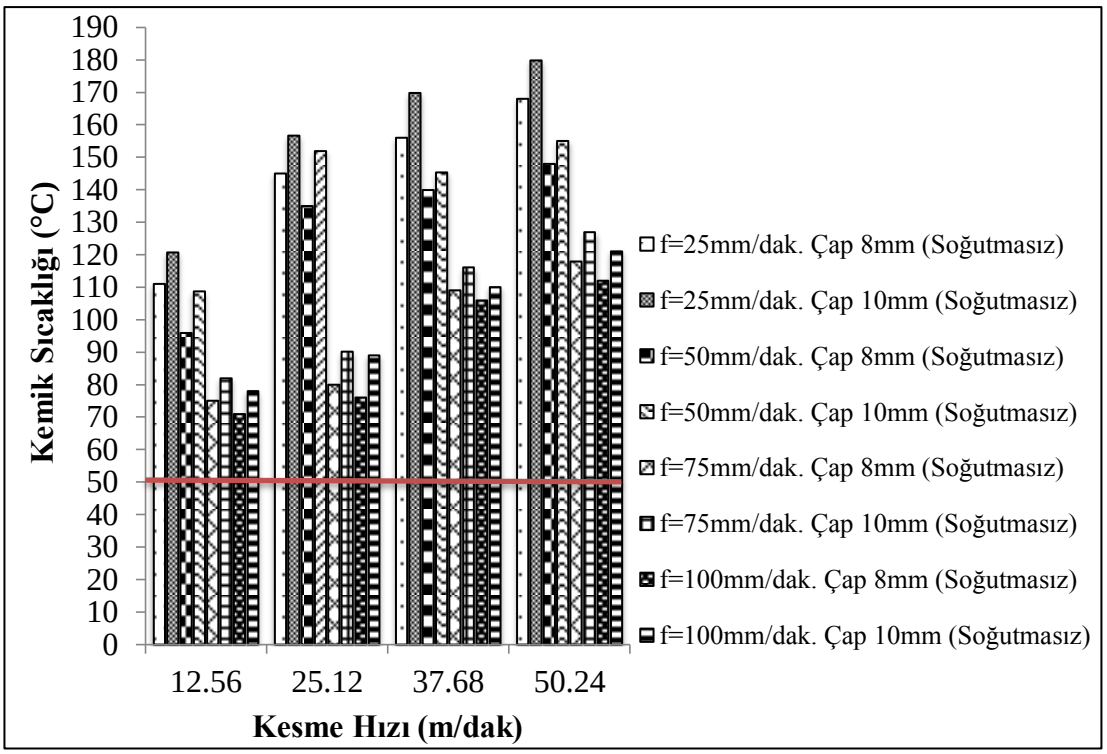


(b)

Şekil 6.9. Farklı çaplardaki cerrahi matkaplarla yapılan delme işlemlerinde termokupul sensör ile ölçülen kemik sıcaklık değerleri, a) soğutmalı delme, b) soğutmasız delme



(a)



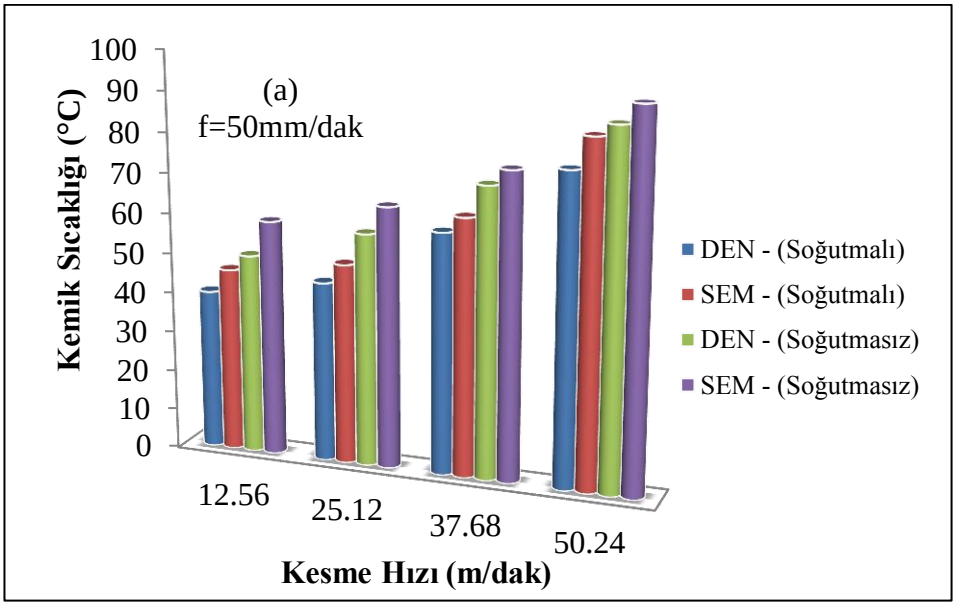
(b)

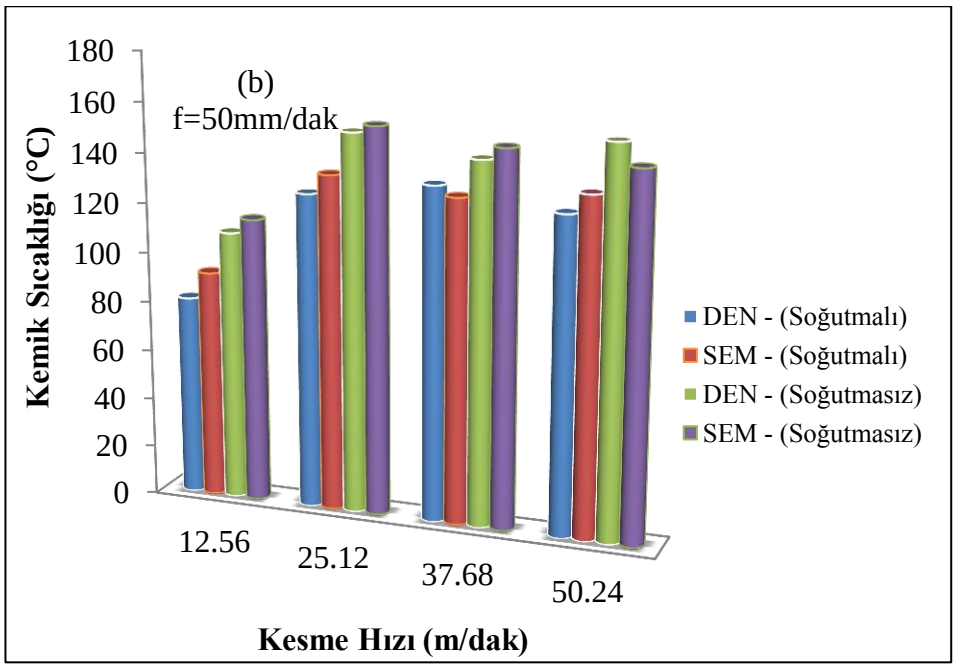
Şekil 6.10. Farklı çaplardaki cerrahi matkaplarla yapılan delme işlemlerinde TSS ile ölçülen kemik sıcaklık değerleri

6.6. Deneysel ve Simülasyon Sonuçlarının Karşılaştırılması

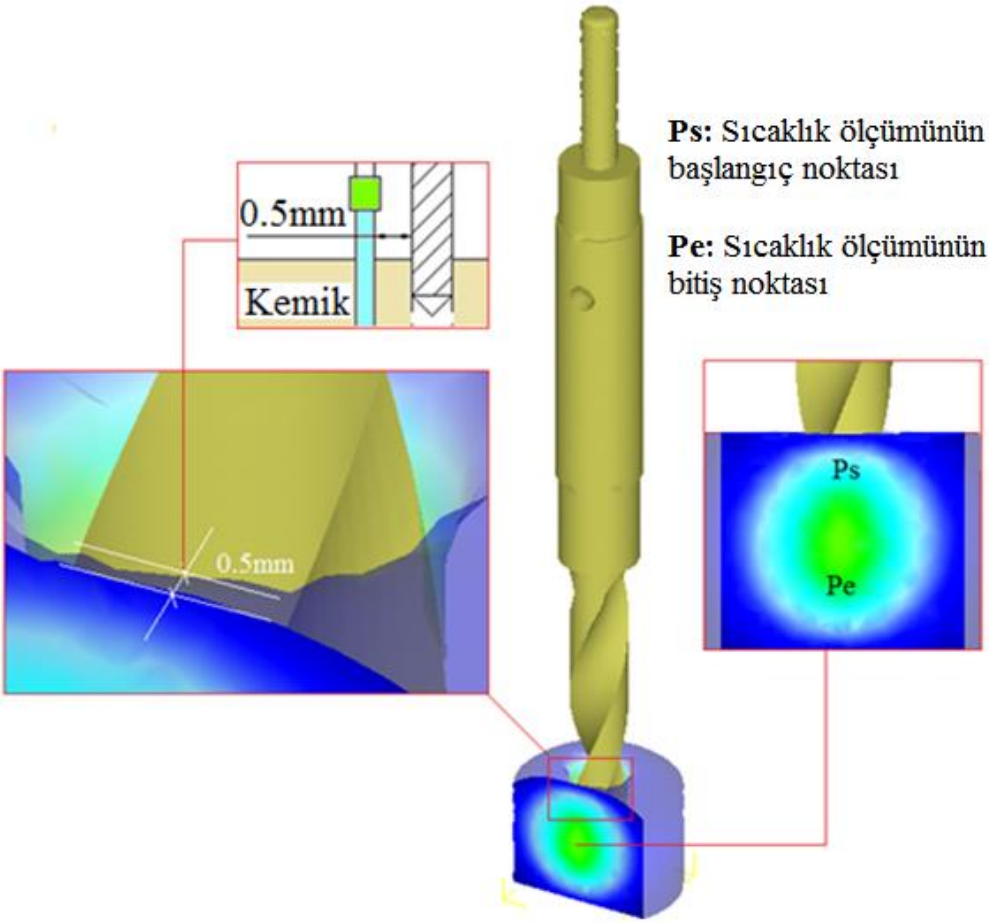
Kemik delme işlemleri sırasında kemik sıcaklıklarını ölçmek için geliştirilen delme sistemi ile soğutmalı ve soğutmasız olarak delme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Termokupul ve TSS kullanılarak ölçülen kemik sıcaklık değerleri Şekil 6.11'de gösterildiği gibi SEA simülasyon sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Hem soğutmalı hem de soğutmasız kemik delme işlemlerinden elde edilen sıcaklık değerleri ile simülasyon çalışmalarından elde edilen sıcaklık değerleri arasında iyi bir uyum olduğu görülmektedir. Deneysel ve simülasyondan elde edilen sıcaklık değerleri arasındaki en büyük fark %11.96 iken, en küçük fark ise %3 kadardır. SEA kullanılarak elde edilen sıcaklık ölçümleri ile termokupul ölçümleri arasında karşılaştırmayı doğru biçimde yapmak için SEA simülasyon sonuçları Şekil 6.12'de görüldüğü gibi delik çevresine 0.5 mm uzaklığındaki değerler için ölmüştür. Çünkü delme işlemlerinde termokupul (Şekil 5.17) 0.5 mm'ye kadar yerleştirilebilmiştir.

Ayrıca Şekil 6.13'de TTS kullanılarak 12.56 m/dak. kesme hızı ve 50 mm/dak. ilerleme hızında soğutmalı kemik delme işleminde, kemik sıcaklıklarının hem deneysel hemde SEA simülasyon sonuçları grafiksel olarak verilmiştir. Hem deneysel hem de SEA simülasyonları ile elde edilen sıcaklık grafiklerinin benzer bir seyir izlediği görülmektedir. Grafikte deneysel çalışamadan elde edilen sıcaklık verilerinin SEA verilerine göre daha çok dalgalanma oluşturduğu gözlenmiştir. Deneysel çalışmada gerçek hayvan kemiği kullanıldığı için cerrahi matkap başlangıçta sert kemikle karşılaşır belirli bir süre sonra süngerimsi kemik ile delmeye devam eder. Süngerimsi kemik boşluklara sahip olduğu için elde edilen sıcaklık değerlerinde daha fazla dalgalanma oluşmaktadır. Delme işleminin son safhasına doğru yine sert kemikle karşılaşılmakta ve daha az dalgalanma ile delme işlemi tamamlanmaktadır. SEA grafiğinde ise bu dalgalanmalar deneysele göre daha azdır. Çünkü SEA modelinde kemik malzemesi homojen olarak kabul edilmiştir ve sert kemik özellikleri kullanılmıştır. Bu durum bu çalışmanın sınırlaması olarak kabul edilebilir.



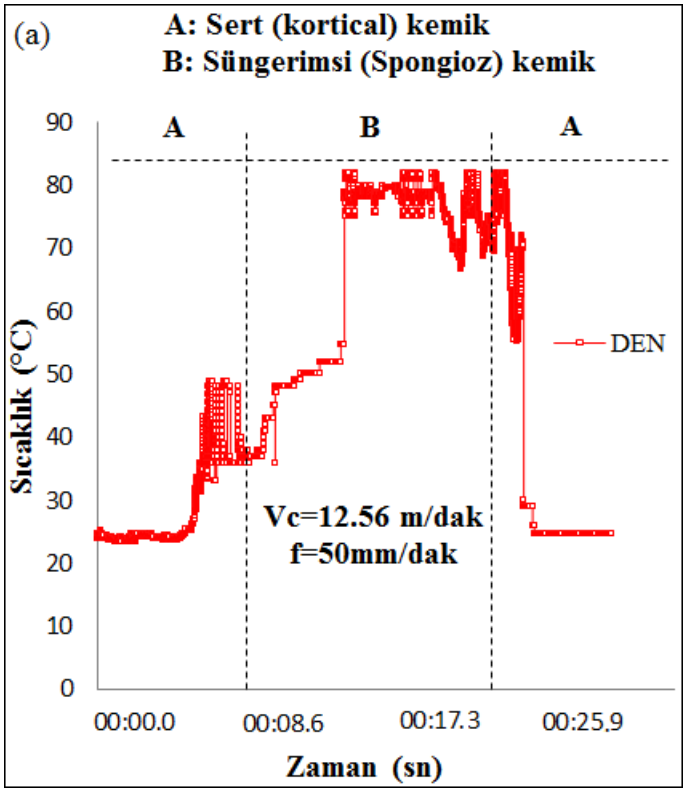


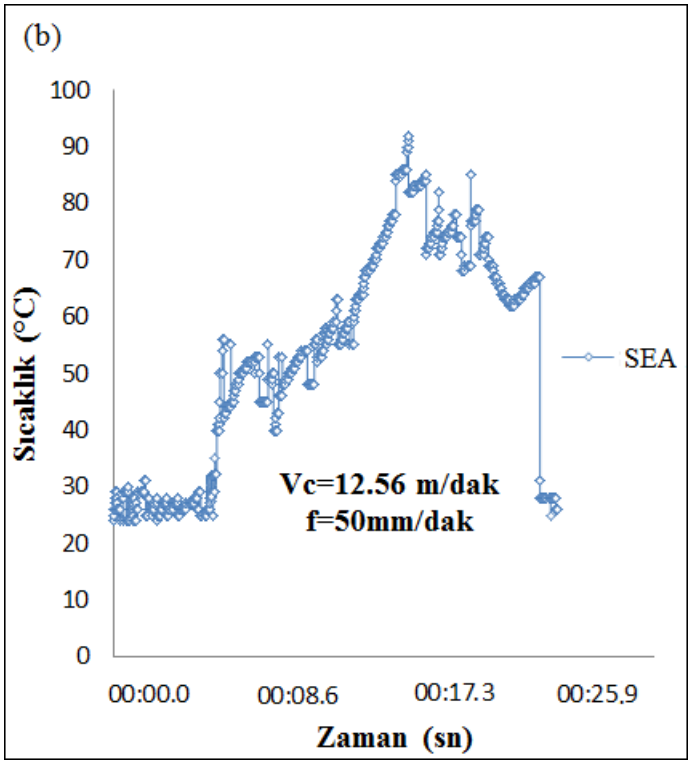
Şekil 6.11. Kemik delme işlemi, a) termokupul ve SEA simülasyon sonuçları, b) TSS ve SEA simülasyon sonuçları



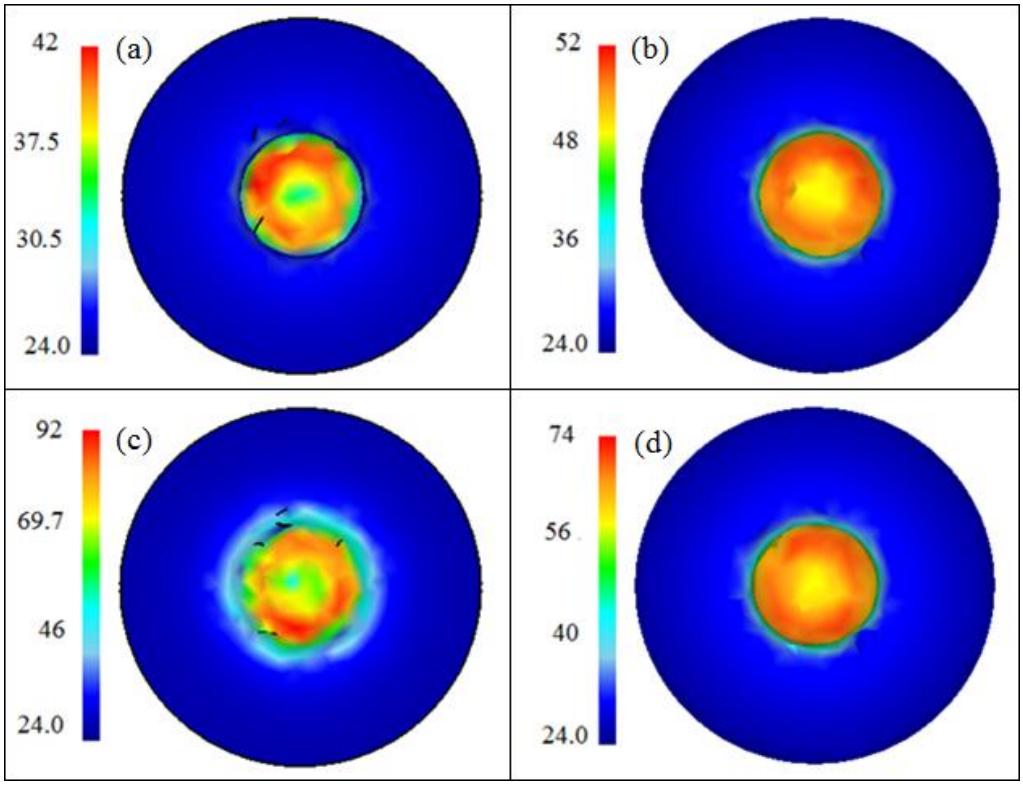
Şekil 6.12. SEA simülasyon sonuçlarının termokupul düzeneğine göre ölçülmesi

Delme simülasyonları sonucu 5 mm, 10 mm, 15 mm ve 20 mm delme derinliklerinden elde edilen sıcaklık dağılımları Şekil 6.14'de görüldüğü gibi sırasıyla 42 °C , 52 °C , 92 °C ve 74 °C olarak hesaplanmıştır. Delme derinliğin artması ile kemik ve matkap ucu arasındaki temas alanı artacağından daha fazla yüzey sürtünecektir. Sürtünmenin artması ile birlikte kemik ve matkap ucu ara yüzündeki sıcaklıkta doğal olarak bir artış sergileyecektir. Şekil 6.14'de göze çarpan bir başka durum ise delme derinliğinin artması ile birlikte ısıl olarak etkilenen bölgenin de artmasıdır. Isı olarak etkilenen en büyük bölge 15 mm delme derinliğinde (Şekil 6.14c) oluşurken, ısı olarak etkilenen en küçük bölge ise 5 mm delme derinliğinde (Şekil 6.14a) oluşmuştur.





Şekil 6.13. TTS kullanılarak soğutmalı delmede kemik sıcaklıkları, a) deneysel, b) SEA



Şekil 6.14. TSS kullanılarak soğutmalı delme işleminde farklı delme derinliklerinde kemik sıcaklıkları, a) 5 mm, b) 10 mm, c) 15 mm, ve d) 20 mm

7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, cerrahi uygulamalarda kemik delme işlemleri sırasında istenmeyen sıcaklık yükselmesini azaltmak için içerden soğutmalı yeni bir cerrahi delme sistemi başarılı bir şekilde geliştirilmiştir. Delme sisteminin soğutma mekanizması kapalı-devre soğutma sistemi olarak tasarlanmış ve delme bölgesinde başarılı bir soğutma işlemi gerçekleştirmiştir. Delme sisteminin parçaları bir prototip ürün olarak imal edilmiş ve farklı süreç parametreleri ile birlikte laboratuvar ortamında deneysel olarak sığır kemikleri kullanılarak test edilmiştir. Test sistemi için özel bir deneysel birim tasarlanmış ve kemiklerin sıcaklık seviyelerini ölçmek için başarılı bir şekilde kurulmuştur. Kemik sıcaklıklarını ölçmek için termokupul ve TSS olmak üzere iki farklı sıcaklık sensörü kullanılmıştır. Taguchi metodu kullanılarak en uygun verilere ulaşmak hedeflenmiş, soğutmalı ve soğutmasız durumlar için sıcaklık yükselmesinde en etkili süreç parametrelerini belirlemek için istatiksel varyans analizi (ANOVA) yapılmıştır. Soğutma sistemi ile ölçülen sıcaklık seviyeleri soğutma olmadan standart kemik delme süreci ile karşılaştırılmıştır. Ayrıca, kemik delme işleminin SEA'e dayalı olarak delme simülasyonları gerçekleştirilmiştir. Bu işlem için DEFORM -3D yazılımı kullanılmıştır. Ölçülen sıcaklık değerlerine göre, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

Kemik delme işlemlerinde, en uygun delme performansını elde etmek için, en küçük en iyi kalite karakteristiği kullanılarak üç parametrenin S/N oranları ölçüm değeri için hesaplanmıştır. Delme sürecinde, sıcaklık açısından soğutmalı ve soğutmasız olarak en iyi parametreler A1B4C1 (A1: 12.56 m/dak. kesme hızını, B4: 100 mm/dak. ilerleme hızı ve C1: Ø8 mm matkap çapı) olarak elde edilmiştir. İstatistiki analiz sonucu; delme şartları için soğutmalı ve soğutma olmaksızın seçilen bütün parametrelerin etkileri hesaplanmıştır. Bu parametrelerden, %62.59 ile kesme hızı (m/dak), %20.34 ile matkap çapı (mm) ve %16.12 ile ilerleme hızı (mm/dak) sıcaklığın önlenmesinde etkili olmuştur (Tablo 6.2). Öte yandan, soğutma sıvısı kullanmadan ise bu parametrelerden %64.07 ile kesme hızı, %19.95 ile ilerleme hızı

ve %15.56 ile matkap çapının sıcaklığın düşmesinde etkili olduğu ölçülmüştür (Tablo 6.3).

Kemik sıcaklıklarının termokupul ve TSS ölçümlerinin sonucunda farklı sıcaklık değerleri elde edilmiştir. Çünkü termokupul sensörü kemik sıcaklığını ölçerken, TSS ise delme sırasında oluşan kemik talaşlarının sıcaklığını ölçmektedir. Metal kesme ve delme işlemlerinde olduğu gibi, takım ve iş parçası arasından oluşan ısının büyük bir miktarı talaş ile birlikte uzaklaşmaktadır.

Geliştirilen cerrahi delme sistemi ile düşük kesme hızları kullanılarak kemik delme süreci sırasında %25-30 aralığında kemik sıcaklığında önemli bir azalma elde edilmiştir. İlaveten, kemik sıcaklık seviyesi ilerleme hızının artmasıyla azalmaktadır çünkü ilerleme hızının artmasıyla kemik delme süresi azalmaktadır.

Geliştirilen, içerden soğutmalı cerrahi delme sistemi aynı zamanda cerrahi operasyonlar için temiz bir ortam sağlamaktadır. Dışardan soğutma kullanımı kirli ortam oluşturduğundan, kemik ve çevre dokularında oluşabilecek enfeksiyon riskide önlenmektedir.

Yapılan çalışmalara paralel olarak delme işlemlerinde matkap çapının artmasıyla kemik malzemesi ve cerrahi matkap ucu arasındaki temas yüzeyi de artmaktadır. Artan temas yüzeyi bu iki eleman arasında daha fazla sürtünme enerjisi doğuracaktır. Bundan dolayı ara yüzde oluşacak sıcaklık seviyelerinde de bir artış söz konusu olmaktadır.

Hem soğutmalı hem de soğutmasız kemik delme işlemlerinden elde edilen sıcaklık değerleri ile simülasyon çalışmalarından elde edilen sıcaklık değerleri arasında iyi bir uyum olduğu görülmektedir. Deneysel ve simülasyondan elde edilen sıcaklık değerleri arasındaki en büyük fark %11.96 iken, en küçük fark ise %3 olarak hesaplandı. Ayrıca, delme derinliğin artması ile matkap ve kemik temas zamanı ve sürtünme süresi aratacağından kemik ve matkap ucu ara yüzündeki sıcaklıkta artmaktadır.

Bu tez çalışmasında kemik delme işlemi sırasında, cerrahi matkap ve kemik arasında oluşan sürtünmeden kaynaklanan ısı ve sıcaklıktan dolayı oluşan nekrozun önlenmesi için bir soğutma sistemi geliştirilmiştir. Bu soğutma işlemi ısının asıl kaynağı ve ısı iletim katsayısı kemiğe göre çok daha yüksek olan cerrahi matkap ucunun soğutulması ile gerçekleştirilmiştir. Ancak, tasarımı yapılan cerrahi matkap ucu hızlı prototip yöntemi ile üretilebilmektedir. Bu yöntem günümüzde çok yeni ve pahalı bir yöntemdir. Bundan dolayı, bu yöntemle çalışan cihazlarda kullanılan toz çeşitlerini bulmak oldukça zordur. Bu çalışma için, cerrahi matkap maliyetine yakın bir toz türü, CL 20ES seçilmiştir. Bu toz türü ile standart bir cerrahi matkap ucunun sertlik ve dayanımını elde etmek oldukça zordur. Bu yüzden üretilen cerrahi matkabın sertlik ve dayanımını arttırma yollarına gidilmiştir. Bu yöntemlerden biri de ısıl işlem yöntemidir. Fakat kullanılan tozun (316L) kimyasal bileşiminden dolayı ısıl işlem ancak bir yere kadar çözüm sunabilmektedir. Bu toz düşük karbon içeriğine sahip olduğundan dolayı yüksek sertlik değerleri elde edilememektedir. Yöntemlerden bir diğeri ise kaplama işlemidir. Üretilen ve ısıl işlemi gerçekleştirilen cerrahi matkabın dış yüzeyine 5 μm kalınlığında TiN kaplama işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu açıklamalar ışığında, cerrahi matkapları üretmek için kullanılan toz çeşitlerinin maliyetlerinin azalması durumunda daha sert ve dayanımı yüksek cerrahi matkap uçları kullanılabilecektir. Böylelikle soğutma işlemi sonucu daha fazla sıcaklık azalması elde edilebilecektir. Bunun yanı sıra, cerrahi matkap ucunu kaplama için kullanılan kaplama türü de oluşan sıcaklığa etki edebilmektedir. Faklı türde kaplama türleri de kullanılabilir. Son olarak soğutma işleminde kullanılan soğutucu akışkan türü de oluşacak kemik sıcaklığını etkileyecektir. Bu çalışmada soğutucu akışkan olarak su kullanılmıştır. Farklı türde soğutucu akışkanların kullanılması durumu etkileyecektir.

KAYNAKLAR

[1] Sezek S., Aksakal B., Karaca F., Ortopedik operasyonlardaki kemik delme işlemlerinde sıcaklık dağılım analizleri, *6. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu*, Elazığ, Türkiye, 16-18 Mayıs 2011.

[2] Hillery M. T., Shuaib I., Temperature effects in the drilling of human and bovine bone, *J. Mater. Process Tech.*, 1999, **92–93**, 302-308.

[3] Eriksson A. R., Albrektsson T., Albrektsson B., Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals, *Acta. Orthop. Scand.*, 1984, **55**, 629-631.

[4] Toews A. R., Bailey J. V., Townsend H. G. G., Barber S. M., Effect of feed rate and drill speed on temperatures in equine cortical bone, *Am. J. Vet. Res.*, 1999, **60**, 942-944.

[5] Martinez H., Davarpanah M., Missika P., Celletti R., Lazzara R., Optimal implant stabilization in low density bone, *Clin. Oral Implants Res.*, 2001, **12**, 423-432.

[6] Chen H., Sun J., Hoemann C. D., Lascau-Coman V., Ouyang W., McKee M. D., Shive M. S., Buschmann M. D., Drilling and microfracture lead to different bone structure and necrosis during bone-marrow stimulation for cartilage repair, *J. Orthop. Res.*, 2009, **27**, 1432-1438.

[7] Karaca F., Aksakal B., Kom M., Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: An in vitro study, *Med. Eng. Phys.*, 2011, **33**, 1221-1227.

[8] Abukhshim N. A., Mativenga P. T., Sheikh M. A., Heat generation and temperature prediction in metal cutting: A review and implications for high speed machining, *Intl. J. Machine Tools Manu.*, 2006, **46**, 782-800.

[9] Mukherjee I., Ray P. K., A review of optimization techniques in metal cutting processes, *Comput. Ind. Eng.*, 2006, **50**, 15-34.

[10] Ueda T., Nozaki R., Hosokawa A., Temperature measurement of cutting edge in drilling -effect of oil mist, *CIRP Annals - Manufact. Tech.*, 2007, **56**, 93-96.

[11] Hamade R. F., Seif C. Y., Ismail F., Extracting cutting force coefficients from drilling experiments, *Intl. J. Machine Tools Manu.*, 2006, **46**, 387-396.

[12] Augustin G., Davila S., Mihoci K., Udiljak T., Vedrina D., Antabak A., Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited, *Arch. Orthop. Trauma. Surg.*, 2008, **128**, 71-77.

[13] Matthews L. S., Green C. A., Goldstein S. A., Michigan A. A., The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone, *J. Bone Joint Surg.*, 1984, **66**, 1077-1083.

[14] Abouzgia M. B., James D. F., Measurements of shaft speed while drilling through bone, *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 1995, **53**, 1308-1315.

[15] Abouzgia M. B., Symington J. M., Effect of drill speed on bone temperature, *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 1996, **25**, 394-399.

[16] Bachus K. N., Rondina M. T., Hutchinson D. T., The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study, *Med. Eng. Phys.*, 2000, **22**, 685-691.

[17] Matthews L. S., Hirsch C., Temperatures measured in human cortical bone when drilling, *J. Bone Joint Surg.*, 1972, **54**, 297-308.

[18] Ueda T., Wada A., Hasegawa K., Endo Y., Takikawa Y., Hasegawa T., Hara T., The effect of drill design elements on drilling characteristics when drilling bone, *J. Biomech. Sci. Eng.*, 2010, **5**, 399-407.

[19] Kalidindi V., Optimization of drill design and coolant systems during dental implant surgery, Master Thesis, University of Kentucky, The Graduate School, Kentucky, 2004.

[20] Hüfner T., Geerling J., Oldag G., Richter M., Kfuri M. J., Pohlemann T., Krettek C., Accuracy study of computer-assisted drilling: the effect of bone density, drill bit characteristics, and use of a mechanical guide, *J. Orthop. Trauma.*, 2005, **19**, 317-322.

[21] Jacobs C. H., Pope M. H., Berry J. T., Hoaglund F., A study of the bone machining process-orthogonal cutting, *J. Biomech.*, 1974, **7**, 131-136.

[22] Saha S., Pal S., Albright J., Surgical drilling: design and performance of an improved drill, *J. Biomech. Eng.*, 1982, **104**, 245-252.

[23] Natali C., Ingle P., Dowell J., Orthopaedic bone drills-can they be improved? Temperature changes near the drilling face, *J. Bone Joint Surg. Br.*, 1996, **78**, 357-362.

[24] Pandey R. K., Panda S. S., Drilling of bone: a comprehensive review, *J. Clin. Orthop. Trauma*, 2013, **4**, 15-30.

[25] Farnworth G. H., Burton J. A., Optimization of drill geometry for orthopaedic surgery, *14th International Machine Tool Design and Research Conference*, Manchester, England, 12-14 September 1974.

[26] Saha S., Pal S., Albright J., Surgical drilling: design and performance of an improved drill, *J. Biomech. Eng.*, 1982, **104**, 245-252.

[27] Karmani S., Lam F., The design and function of surgical drills and k-wires, *Curr. Orthopaed.*, 2004, **18**, 484-490.

[28] Bertollo N., Gothelf T. K., Walsh W. R., 3-Fluted orthopaedic drills exhibit superior bending stiffness to their 2-fluted rivals: clinical implications for targeting ability and the incidence of drill-bit failure, *Injury*, 2008, **39**, 734-741.

[29] Fuchsberger A., Damaging temperature during the machining of bone, *Unfallchirurgie*, 1988, **14**, 173-183.

[30] Wiggins K. L., Malkin S., Drilling of bone, *J. Biomech.*, 1976, **9**, 553-559.

[31] Narasimha K., Osman M. O. M., Chandrashekhar S., Frazao J., An investigation into the influence of helix angle on the torque-thrust coupling effect in twist drills, *Int. J. Adv. Manuf. Techn.*, 1987, **2**, 91-105.

[32] Davidson S. R. H., James D. F., Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone, *Med. Eng. Phys.*, 2000, **22**, 741-747.

[33] Bechtol C. O., Ferguson A. B., Laing P. G., *Metals and engineering in bone and joint surgery*, 1st ed., Williams & Wilkins, Baltimore, 1959.

[34] Jacob C. H., Berry J. T., Pope M. H., Hoaglund F. T., A study of the bone machining process-drilling, *J. Biomech.*, 1976, **9**, 343-349.

[35] Sneath R., The determination of optimum twist drill shape for bone, *Symposium on Bio-mechanics and Related Bio-engineering Topics*, Glasgow, Scotland, 1-2 September 1964.

[36] Stephenson D. A., Agapiou J. S., *Metal cutting theory and practice*, 1st ed., CRC Press, Boca Raton, 1997.

[37] Louredo M., Díaz I., Gil J. J., Dribon: a mechatronic bone drilling tool, *Mechatronics*, 2012, **22**, 1060-1066.

[38] Wen-Yo L., Ching-Long S., Shih-Tseng L., Force control and breakthrough detection of a bone-drilling system, *IEEE/ASME Trans. Mechatron.*, 2004, **9**, 20-29.

[39] Wen-Yo L., Ching-Long S., Control and breakthrough detection of a three-axis robotic bone drilling system, *Mechatronics*, 2006, **16**, 73-84.

[40] Allotta B., Belmonte F., Bosio L., Dario P., Study on a mechatronic tool for drilling in the osteosynthesis of long bones: tool/bone interaction, modeling and experiments, *Mechatronics*, 1996, **6**, 447-459.

[41] Brett P. N., Baker D. A., Reyes L., Blanshard J., An automatic technique for micro-drilling a stapedotomy in the flexible stapes footplate, *Proc. Inst. Mech. Eng. H.*, 1995, **209**, 255-262.

[42] Baker D., Brett P. N., Griffiths M. V., Reyes L., A mechatronic drilling tool for ear surgery: a case study of some design characteristics, *Mechatronics*, 1996, **6**, 461-477.

[43] Baker D. A., Brett P. N., Griffiths M. V., Reyes L., Surgical requirements for the stapedotomy tool: data and safety considerations, *18th Annual International Conference of the lEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Amsterdam, Netherland, 31 October-3 Novomber 1996.

[44] Taylor R., Du X., Proops D., Reid A., Coulson C., Brett P. N., A sensory-guided surgical micro-drill, *P. I. Mech. Eng. C-J. Mec.*, 2010, **224**, 1531-1537.

[45] Tsai M. D., Hsieh M. S., Tsai C. H., Bone drilling haptic interaction for orthopedic surgical simulator, *Comput. Biol. Med.*, 2007, **37**, 1709-1718.

[46] Walsh C. J., Meskers A. J. H., Slocum A. H., Gupta R., CT-compatible medical drilling stylet, *ASME J. Med. Devices*, 2012, **6**, 041001-041008.

[47] Allotta B., Giacalone G., Rinaldi L., A hand-held drilling tool for orthopedic surgery, *IEEE ASME Trans. Mechatron.*, 1997, **2**, 218-229.

[48] Hsu Y. L., Lee S. T., Lin H. W., A modular mechatronic system for automatic bone drilling, *Biomed. Eng. App. Bas. C.*, 2001, **13**, 168-174.

[49] Sugita N., Nakano T., Nakajima Y., Fujiwara K., Abe N., Ozaki T., Suzuki M., Mitsuishi M., Dynamic controlled milling process for bone machining, *J. Mater. Process. Tech.*, 2009, **209**, 5777-5784.

[50] Mitsuishi M., Warisawa S., Sugita N., Determination of the machining characteristics of a biomaterial using a machine tool designed for total knee arthroplasty, *CIRP Ann.-Manuf. Techn.*, 2004, **53**, 107-112.

[51] Mitsuishi M., Warisawa S., Sugita N., Suzuki M., Moriya H., Hashizume H., Fujiwara K., Abe N., Inoue H., Kuramoto K., Inoue T., Nakashima Y., Tanimoto K., A study of bone micro-cutting characteristics using a newly developed advanced bone cutting machine tool for total knee arthroplasty, *CIRP Ann.-Manuf. Tech.*, 2005, **54**, 41-46.

[52] Harder S., Egert C., Wenz H. J., Jochens A., Kern M., Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperature during preparation of the site of an implant, *Brit. J. Oral Max. Surg.*, 2013, **51**, 74-78.

[53] Augustin G., Davila S., Udilljak T., Staroveski T., Brezak D., Babic S., Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill, *Int. Orthop.*, 2012, **36**, 1449-1456.

[54] Brand S., Klotz J., Petri M., Ettinger M., Hassel T., Krettek C., Goesling T., Bach F. W., Temperature control with internally applied cooling in solid material drilling: an experimental, biomechanical study, *Int. Orthop.*, 2013, **37**, 1355-1361.

[55] Alam K., Mitrofanov A. V., Silberschmidt V. V., Thermal analysis of orthogonal cutting of cortical bone using finite element simulations, *Int. J. Exp. Comp. Biomech.*, 2010, **1**, 236 - 251.

[56] Yuan-Kun T., Hsun-Heng T., Li-Wen C., Ching-Chieh H., Yung-Chuan C., Li-Chiang L., Finite element simulation of drill bit and bone thermal contact during drilling, *The 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, Shanghai, China, 16-18 May 2008

[57] Yuan-Kun T., You-Yao H., Yung-Chuan C., Finite element modeling of kirschner pin and bone thermalcontact during drilling, *Life Sci. J.*, 2009, **6**, 23-27.

[58] Yuan-Kun T., Wei-Hua L., Li-Wen C., Ji-Sih C., Yung-Chuan C., The effects of drilling parameters on bone temperatures: a finite element simulation, *The 5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, Wuhan, China, 10-12 May 2011

[59] Sezek S., Aksakal B., Karaca F., Influence of drill parameters on bone temperature and necrosis: a fem modelling and in vitro experiments, *Comput. Mater. Sci.*, 2012, **60**, 13-18.

[60] Alam K., Mitrofanov A. V., Silberschmidt V. V., Finite element analysis of forces of plane cutting of cortical bone, *Comput. Mater. Sci.*, 2009, **46**, 738-743.

[61] Paszenda Z., Basiaga M., Fem analysis of drills used in bone surgery, *Arch. Mat. Scie. Eng.*, 2009, **36**, 103-109.

[62] Basiaga M., Paszenda Z., Szewczenko J., Kaczmarek M., Numerical and experimental analyses of drills used in osteosynthesis, *Acta Bioeng. Biomech.*, 2011, **13**, 29-36.

[63] Basiaga M., Paszenda Z., Szewczenko J., Biomechanical behaviour of surgical drills in simulated conditions of drilling in a bone, Editors: Piętka E, Kawa, J., *Information technologies in biomedicine*, 1st ed., Springer Berlin Heidelberg, Berlin, 473-481, 2010.

[64] Gok A., Gologlu C., Demirci H., Cutting parameter and tool path style effects on cutting force and tool deflection in machining of convex and concave inclined surfaces, *Int. J. Adv. Manuf. Techn.*, 2013, **69**, 1063-1078.

[65] Gologlu C., Sakarya N., The effects of cutter path strategies on surface roughness of pocket milling of 1.2738 steel based on Taguchi method, *J. Mater. Process. Tech.*, 2008, **206**, 7-15.

[66] Yang J. L., Chen J. C., A systematic approach for identifying optimum surface roughness performance in end-milling operations, *J. Ind. Technol.*, 2001, **17**, 1–8

[67] Yang W. H., Tarng Y. S., Design optimization of cutting parameters for turning operations based on the Taguchi method, *J. Mater. Process. Tech.*, 1998, **84**, 122-129.

[68] Kurt M., Bagci E., Kaynak Y., Application of Taguchi methods in the optimization of cutting parameters for surface finish and hole diameter accuracy in dry drilling processes, *Int. J. Adv. Manuf. Techn.*, 2009, **40**, 458-469.

[69] Neşeli S., Yaldız S., Türkeş E., Optimization of tool geometry parameters for turning operations based on the response surface methodology, *Measurement*, 2011, **44**, 580-587.

[70] Asiltürk İ., Neşeli S., Multi response optimisation of cnc turning parameters via Taguchi method-based response surface analysis, *Measurement*, 2012, **45**, 785-794.

[71] Akçalı İ. D., Ün K., Gülşen M., *Kas-iskelet sistemi biyomekaniği*, 1. baskı, Adana Nobel Kitabevi, Adana, 2009.

[72] http://www.nenedirvikipedi.com/, (Ziyaret tarihi: 19 Şubat 2014).

[73] Krar S. F., Rapisarda M., Check A. F., *Machine tool and manufacturing technology*, 2nd ed., Delmar Publishers, Albany, 1998.

[74] Groover M. P., *Fundamentals of modern manufacturing: materials, processes, and systems*, 4th ed., John Wiley & Sons, New Jersey 2010.

[75] Özdemir Ö., İpek M., Zeytin S., Kesici takım malzemeleri, Mühendis ve Makina Dergisi, http://www.mmo.org.tr/yayinlar, (Ziyaret tarihi: 6 Mart 2012).

[76] Şahin Y., *Talaş kaldırma prensipleri cilt-I*, 1. baskı, Nobel Yayın Dağıtım, Ankara, 2000.

[77] Donaldson C., LeCain G. H., Goold V. C., *Tool design*, 3rd ed., Tata McGraw Hill, New York, 1973.

[78] Kaynak Y., Matkap ile delik delme esnasında kesme parametrelerinin kesme kuvveti ve sıcaklığın değişimine etkisinin deneysel olarak incelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Marmara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2006, 185270.

[79] Kartal F., *Meslek teknolojisi 1*, 1. baskı, Modül Teknik Eğitim ve Hizmet Organizasyonu, Manisa, 2001.

[80] Akkurt M., *Talaş kaldırma yöntemleri ve takım tezgahları*, 1. baskı, Birsen Yayınevi, İstanbul, 1999.

[81] Krar F. S., Oswald J. W., *Technology of machine tools*, 4th ed., McGraw-Hill, New York, 1990.

[82] Chen W. C., Applying the finite element method to drill design based on drill deformations, *Finite Elem. Anal. Des.*, 1997, **26**, 57-81.

[83] Pallan F., Histological changes in bone after insertion of skeletal fixation pins, *J. Oral Surg. Anesth. Hosp. Dent. Serv.*, 1960, **18**, 400-408.

[84] Oh K., Pandher D., A new mode of clinical failure of porous tantalum rod, *Indian J. Orthop.*, 2010, **44**, 464-467.

[85] http://www.gelenk-klinik.com/hueftkopfnekrose-animation.html, (Ziyaret tarihi: 10 Aralık 2010).

[86] Yuan X., Zhenrong X., Haibin W., Research on integrated reverse engineering technology for forming sheet metal with a freeform surface, *J. Mater. Process. Techn.*, 2001, **112**, 153-156.

[87] http://www.concept-laser.de/, (Ziyaret tarihi: 1 Nisan 2012).

[88] http://www.4cmedikal.com.tr/, (Ziyaret tarihi: 11 Şubat 2012).

[89] http://www.barlokmetal.com/index.php/joomla-portal/titanyum-kaplama, (Ziyaret tarihi: 08.05.2012).

[90] Gök A., Kalıp unsurlarının imalatında Dın1.2344 (ISO 4957) çeliğinin işlenebilirliğinin belirlenmesi, Doktora Tezi, Karabük Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Karabük, 2013, 334953

[91] Shaji S., Radhakrishnan V., Analysis of process parameters in surface grinding with graphite as lubricant based on the Taguchi method, *J. Mater. Process. Techn.*, 2003, **141**, 51-59.

[92] Alagumurthi N., Palaniradja K., Soundararajan V., Optimization of grinding process through design of experiment (doe)-a comparative study, *Mater. Manuf. Process.*, 2006, **21**, 19-21.

[93] Nian C. Y., Yang W. H., Tarng Y. S., Optimization of turning operations with multiple performance characteristics, *J. Mater. Process. Techn.*, 1999, **95**, 90-96.

[94] Tzeng C. J., Lin Y. H., Yang Y. K., Jeng M. C., Optimization of turning operations with multiple performance characteristics using the Taguchi method and Grey relational analysis, *J. Mater. Process. Technol.*, 2009, **209**, 2753-2759.

[95] Zhang J. Z., Chen J. C., Kirby E. D., Surface roughness optimization in an end-milling operation using the Taguchi design method, *J. Mater. Process. Techn.*, 2007, **184**, 233-239.

[96] Ramakrishnan R., Karunamoorthy L., Modeling and multi-response optimization of Inconel 718 on machining of cnc wedm process, *J. Mater. Process. Techn.*, 2008, **207**, 343-349.

[97] Altan M., Reducing shrinkage in injection moldings via the Taguchi, anova and neural network methods, *Mater. Design*, 2010, **31**, 599-604.

[98] Chern G. L., Liang J. M., Study on boring and drilling with vibration cutting, *Int. J. Mach. Tool Manu.*, 2007, **47**, 133-140.

[99] Li C. H., Tsai M. J., Yang C. D., Study of optimal laser parameters for cutting qfn packages by Taguchi's matrix method, *Opt. Laser Technol.*, 2007, **39**, 786-795.

[100] Davim J. P., Design of optimisation of cutting parameters for turning metal matrix composites based on the orthogonal arrays, *J. Mater. Process. Techn.*, 2003, **132**, 340-344.

[101] Şirvancı M., *Kalite için deney tasarımı Taguçi yaklaşımı*, 1. baskı, Literatür Yayıncılık, İstanbul, 1997.

[102] Motorcu A. R., Ç1050, Ç4140 ve Ç52100 çeliklerinin işlenebilirliği ve modeller geliştirilmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2006, 180394.

[103] Genichi T., Subir C., Yuin W., *Taguchi's quality engineering handbook*, 1st ed., Wiley-Interscience, New Jersey, 2005.

[104] Savur M. K., Statik ve dinamik yüklemeler altındaki yapıların ardışık Taguchi metodu ile optimum tasarımı için fortran programı geliştirilmesi, Master Tezi, Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü, Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü, Gebze, 2007, 199646.

[105] Bakır B., Frezelemede talaş oluşumunun ve geometrisinin yüzey pürüzlülüğüne etkilerinin incelenmesi, Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2012, 315110.

[106] Bass I., *Six sigma statistics with excel and minitab*, 1st ed., McGraw-Hill Professional, New York, 2007.

[107] Montgomery D. C., Peck E. A., Vining G. G., *Introduction to linear regression analysis*, 4th ed., Wiley-Interscience, Hoboken, 2006.

[108] Sedlin E. D., Hirsch C., Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone, *Acta Orthop. Scand.* , 1966, **37**, 29-48.

[109] Lee J., Ozdoganlar O. B., Rabin Y., An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling, *Med. Eng. Phys.*, 2012, **34**, 1510-1520.

[110] http://www.ibrahimcayiroglu.com/Dokumanlar/, (Ziyaret tarihi: 21.02.2014).

[111] Kartal F., AISI 316l paslanmaz çeliğinin işlenebilirliğinin sonlu elemanlar metodu ile modellenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Afyon, 2010, 256311.

[112] Ramesh M. V., Seetharamu K. N., Ganesan N., Kuppuswamy G., Finite element modelling of heat transfer analysis in machining of isotropic materials, *Int. J. Heat Mass Tran.*, 1999, **42**, 1569-1583.

[113] McElhaney J., Byars E. F., *Dynamic response of biological materials*, 1st ed., American Society of Mechanical Engineers, New York, 1965.

[114] http://www.deform.com/, (Ziyaret tarihi: 10 Ocak 2012).

[115] Borzacchiello A., Ambrosio L., Nicolais L., Harper E. J., Tanner K. E., Bonfield W., Comparison between the polymerization behavior of a new bone cement and a commercial one: modeling and in vitro analysis, *J. Mater. Sci.-Mater. M.*, 1998, **9**, 835-838.

[116] http://www.matweb.com/, (Ziyaret tarihi: 16 Şubat 2012).

[117] Natali C., Ingle P., Dowell J., Orthopaedic bone drills-can they be improved? Temperature changes near the drilling face., *J. Bone Joint Surg.*, 1996, **78-B**, 357-362.

[118] Ohashi H., Therin M., Meunier A., Christel P., The effect of drilling parameters on bone, *J. Mater. Sci.-Mater. M.*, 1994, **5**, 237-241.

[119] Nam O., Yu W., Choi M. Y., Kyung H. M., Monitoring of bone temperature during osseous preparation for orthodontic micro-screw implants: effect of motor speed and pressure., *Key Eng. Mat.*, 2006, **321 - 323**, 1044-1047.

[120] Sharawy M., Misch C. E., Weller N., Tehemar S., Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed, *J. Oral Maxil. Surg.*, 2002, **60**, 1160-1169.

[121] Stabler G. V., The fundamental geometry of cutting tools, *P. I. Mech. Eng.*, 1951, **165**, 14–26.

[122] Shamoto E., Altintas Y., Prediction of shear angle in oblique cutting with maximum shear stress and minimum energy principles, *J. Manuf. Sci. Eng.*, 1999, **121**, 399-407.

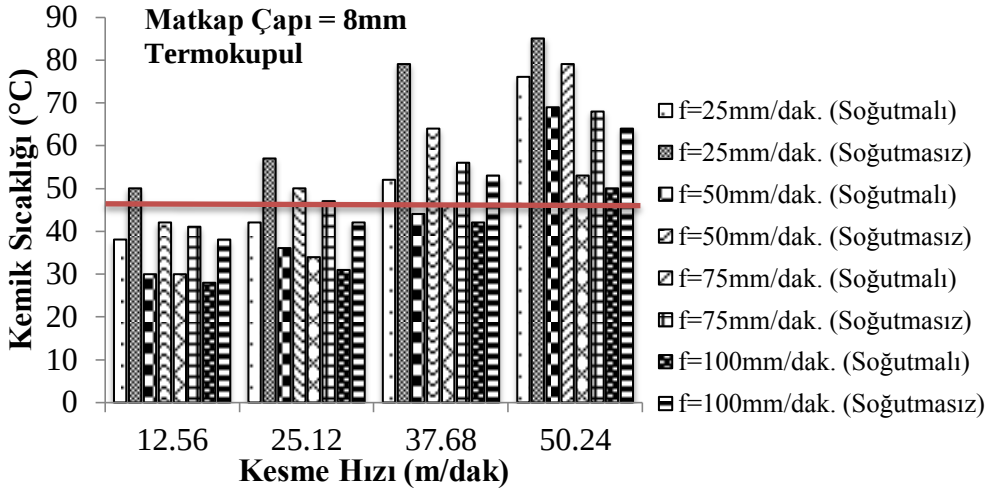
[123] Augustin G., Davila S., Udiljak T., Vedrina D., Bagatin D., Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report, *Arch. Orthop. Trauma. Surg.*, 2009, **129**, 703-709.

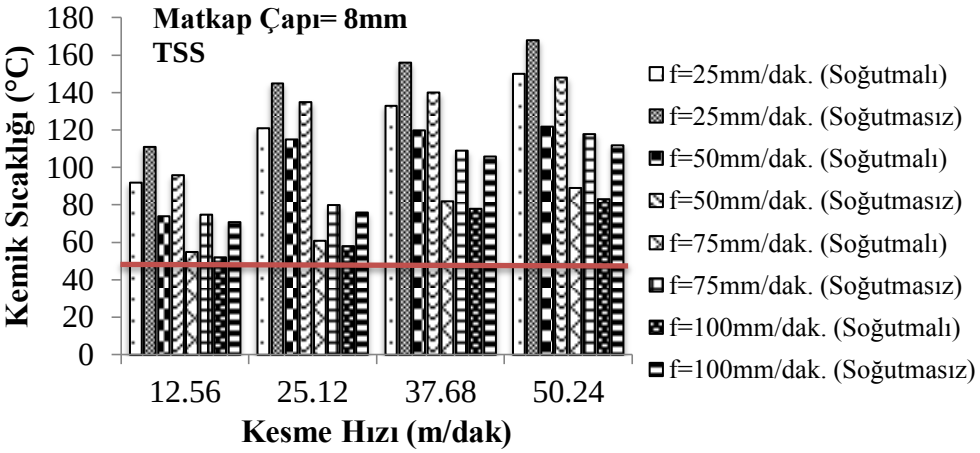
[124] Mellinger J. C., Ozdoganlar O. B., Devor R. E., Kapoor S. G., Modeling chip-evacuation forces and prediction of chip-clogging in drilling, *J. Manuf. Sci E.-T. ASME*, 2002, **124**, 605-614.

[125] Costich E. R., Youngblood P. J., Walden J. M., A study of the effects of high-speed rotary instruments on bone repair in dogs, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 1964, **17**, 563-571.

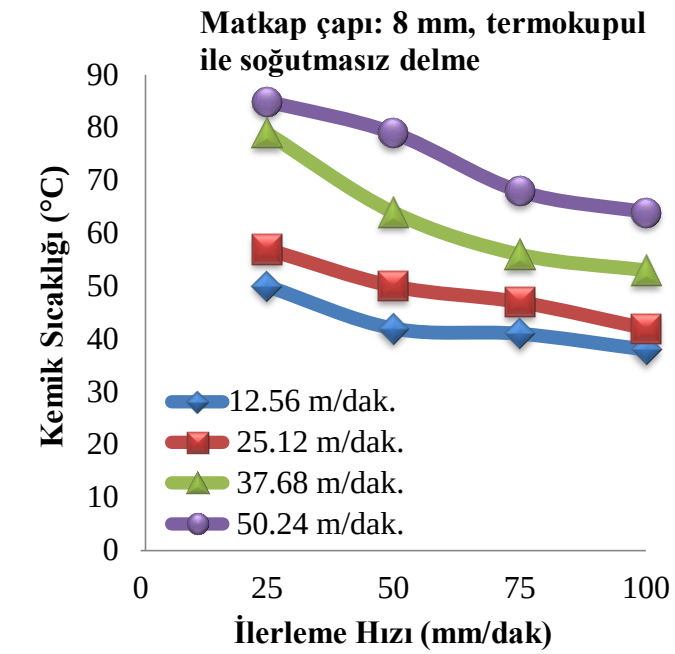
EKLER

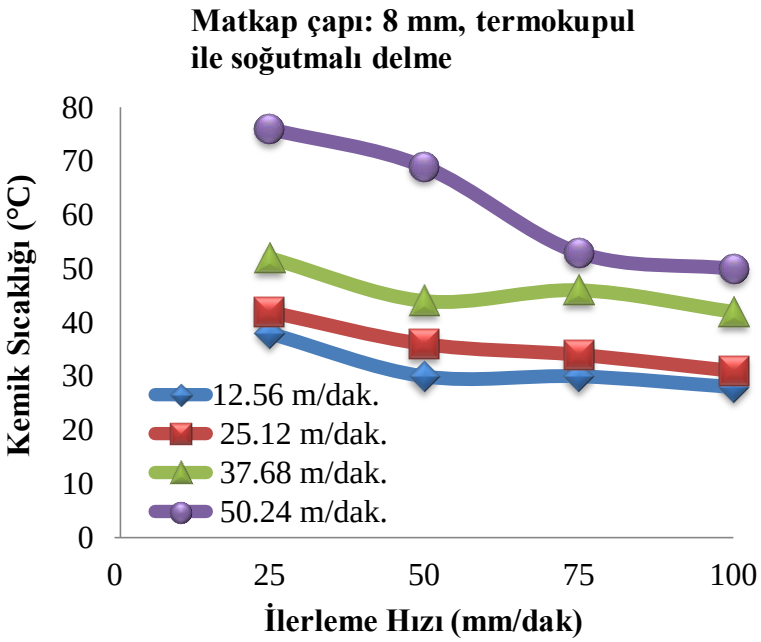
EK-A

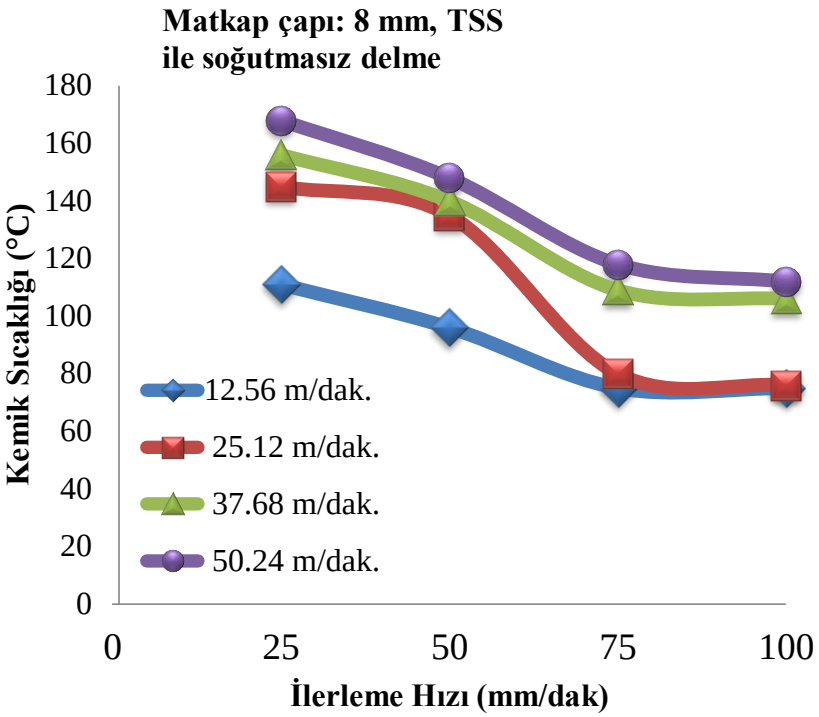

Matkap Çapı = 8mm
Termokupul
Kemik Sıcaklığı (°C)
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
12.56
25.12
37.68
50.24
Kesme Hızı (m/dak)
f=25mm/dak. (Soğutmalı)
f=25mm/dak. (Soğutmasız)
f=50mm/dak. (Soğutmalı)
f=50mm/dak. (Soğutmasız)
f=75mm/dak. (Soğutmalı)
f=75mm/dak. (Soğutmasız)
f=100mm/dak. (Soğutmalı)
f=100mm/dak. (Soğutmasız)

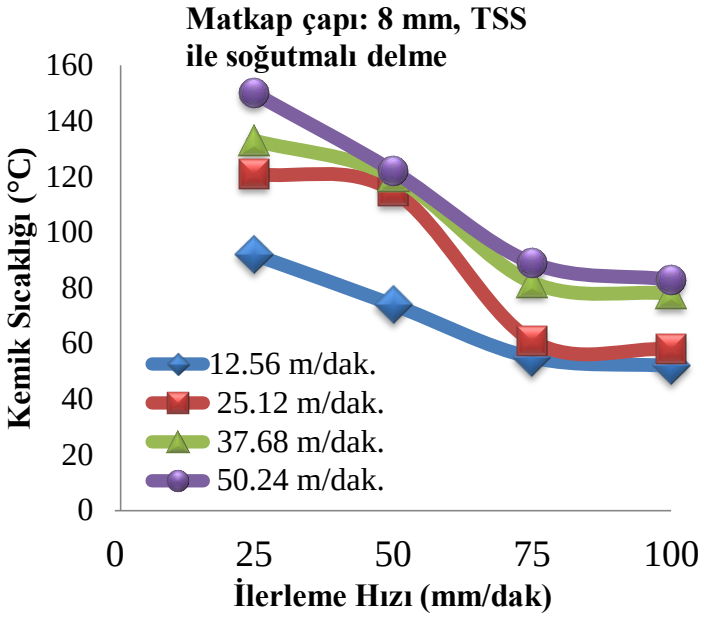

Matkap Çapı= 8mm
TSS
Kemik Sıcaklığı (°C)
180
160
140
120
100
80
60
40
20
0
12.56
25.12
37.68
50.24
Kesme Hızı (m/dak)
f=25mm/dak. (Soğutmalı)
f=25mm/dak. (Soğutmasız)
f=50mm/dak. (Soğutmalı)
f=50mm/dak. (Soğutmasız)
f=75mm/dak. (Soğutmalı)
f=75mm/dak. (Soğutmasız)
f=100mm/dak. (Soğutmalı)
f=100mm/dak. (Soğutmasız)

EK-B


Matkap çapı: 8 mm, termokupul ile soğutmasız delme
Kemik Sıcaklığı (°C)
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
0
25
50
75
100
İlerleme Hızı (mm/dak)
12.56 m/dak.
25.12 m/dak.
37.68 m/dak.
50.24 m/dak.

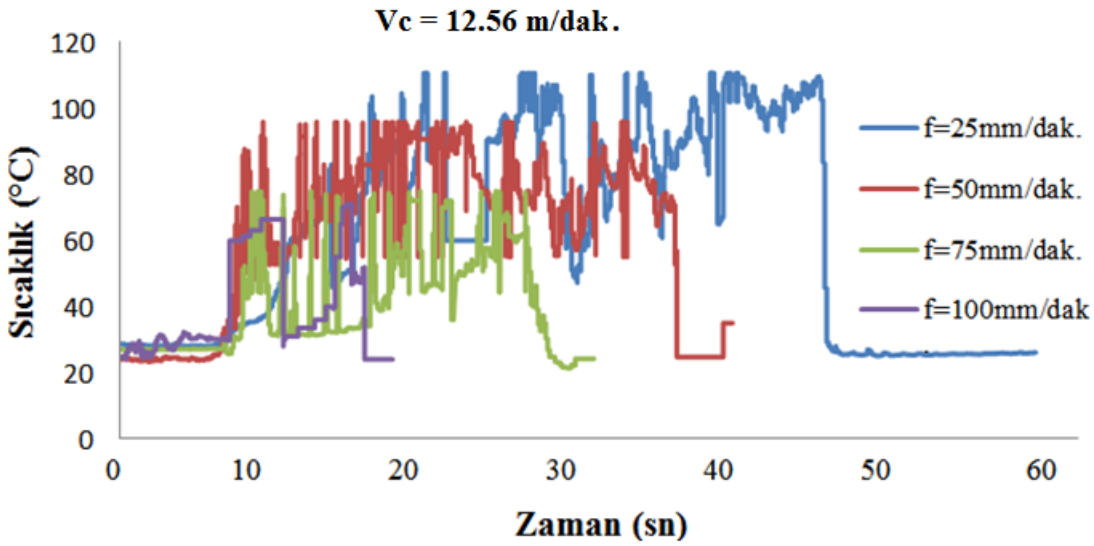

Matkap çapı: 8 mm, termokupul ile soğutmalı delme
Kemik Sıcaklığı (°C)
80
70
60
50
40
30
20
10
0
0
25
50
75
100
İlerleme Hızı (mm/dak)
12.56 m/dak.
25.12 m/dak.
37.68 m/dak.
50.24 m/dak.


Matkap çapı: 8 mm, TSS
ile soğutmasız delme
Kemik Sıcaklığı (°C)
180
160
140
120
100
80
60
40
20
0
0
25
50
75
100
İlerleme Hızı (mm/dak)
12.56 m/dak.
25.12 m/dak.
37.68 m/dak.
50.24 m/dak.

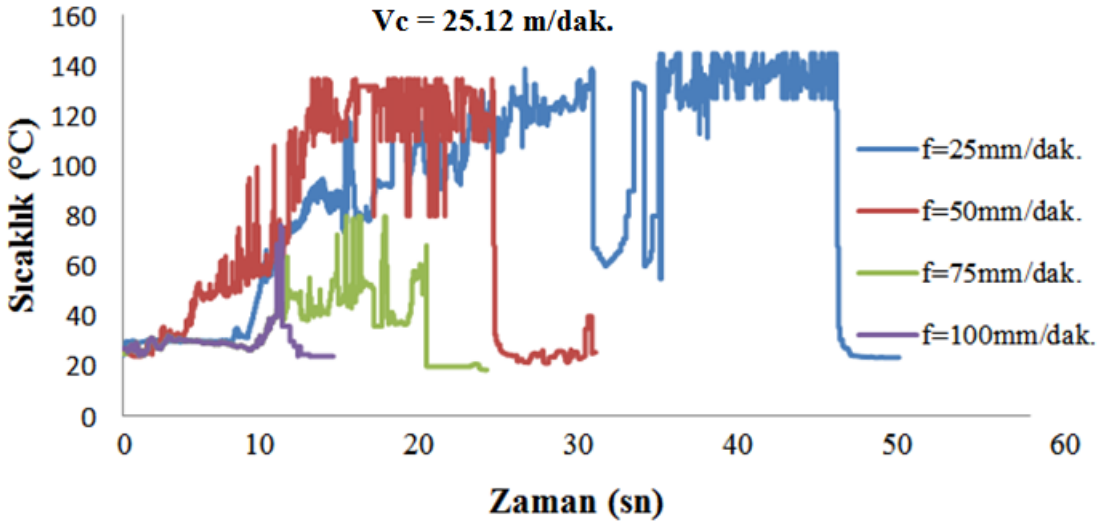

Matkap çapı: 8 mm, TSS
ile soğutmalı delme
Kemik Sıcaklığı (°C)
160
140
120
100
80
60
40
20
0
0
25
50
75
100
İlerleme Hızı (mm/dak)
12.56 m/dak.
25.12 m/dak.
37.68 m/dak.
50.24 m/dak.

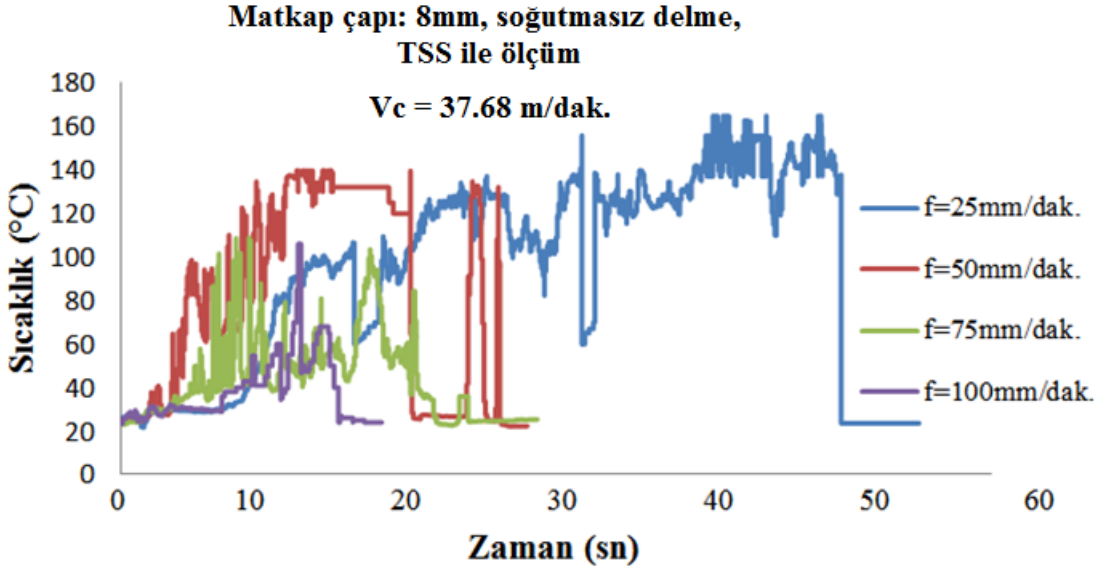
EK-C

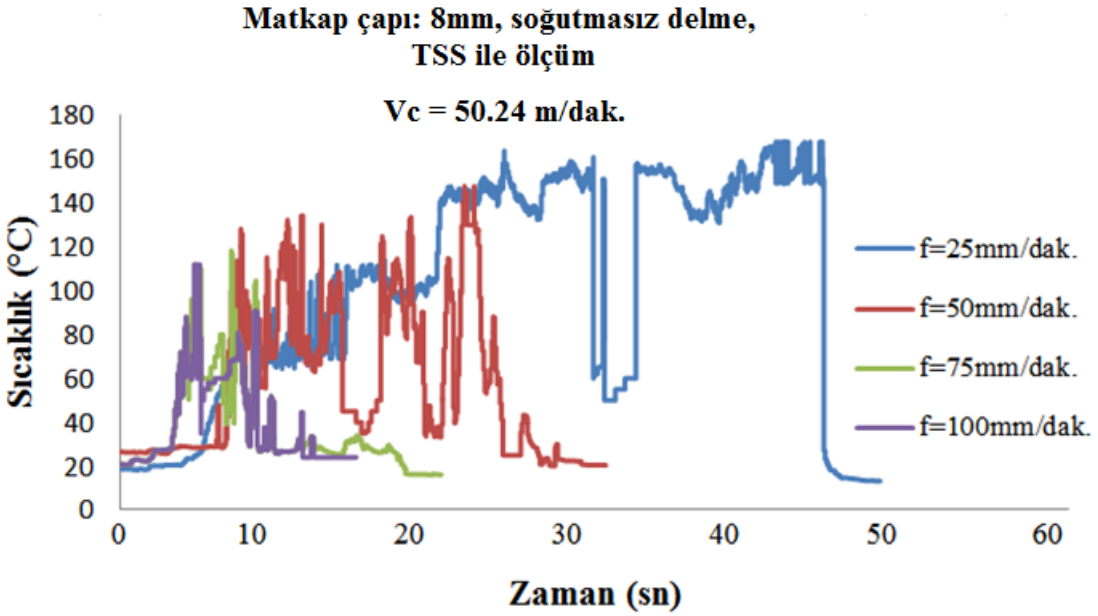
Matkap çapı: 8mm, soğutmasız delme,
TSS ile ölçüm

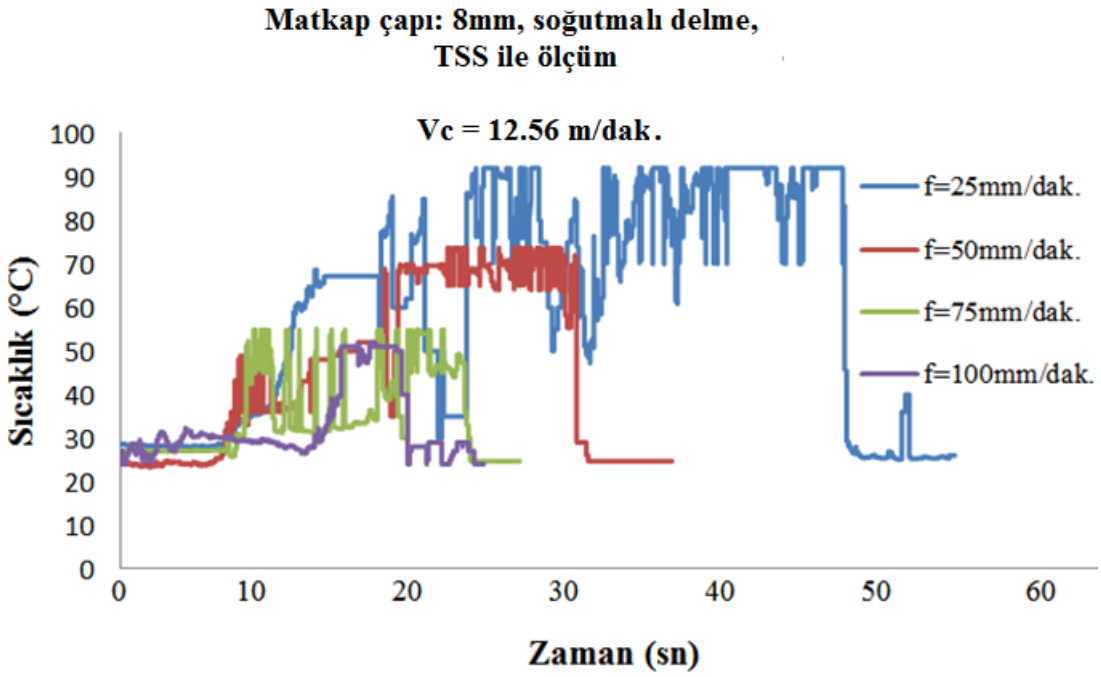


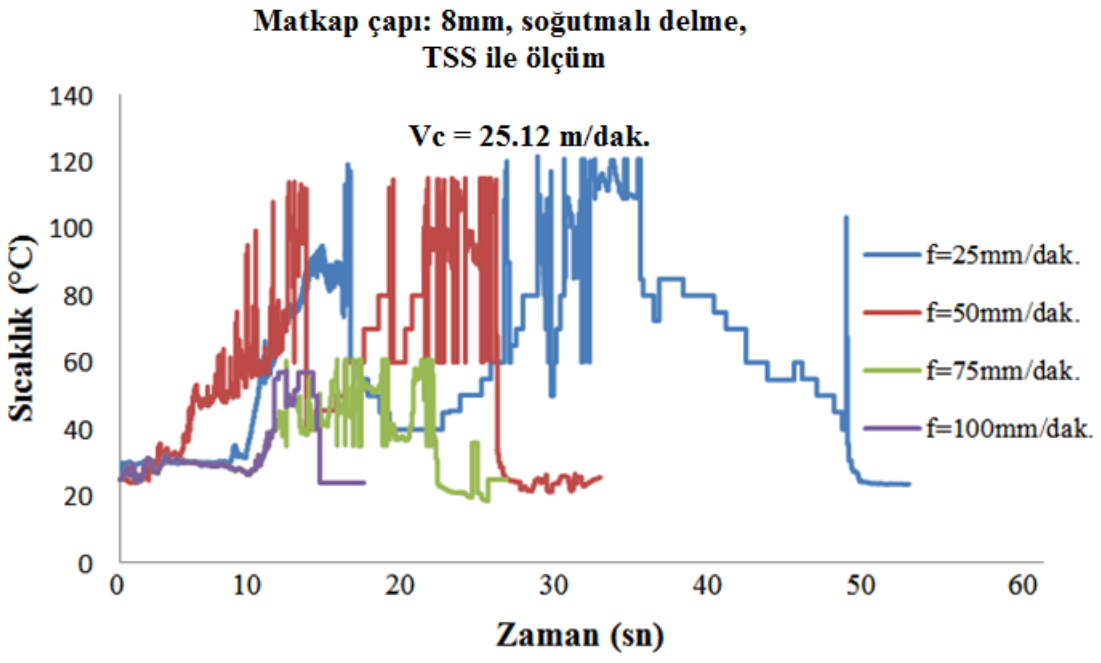
Matkap çapı: 8mm, soğutmasız delme,
TSS ile ölçüm

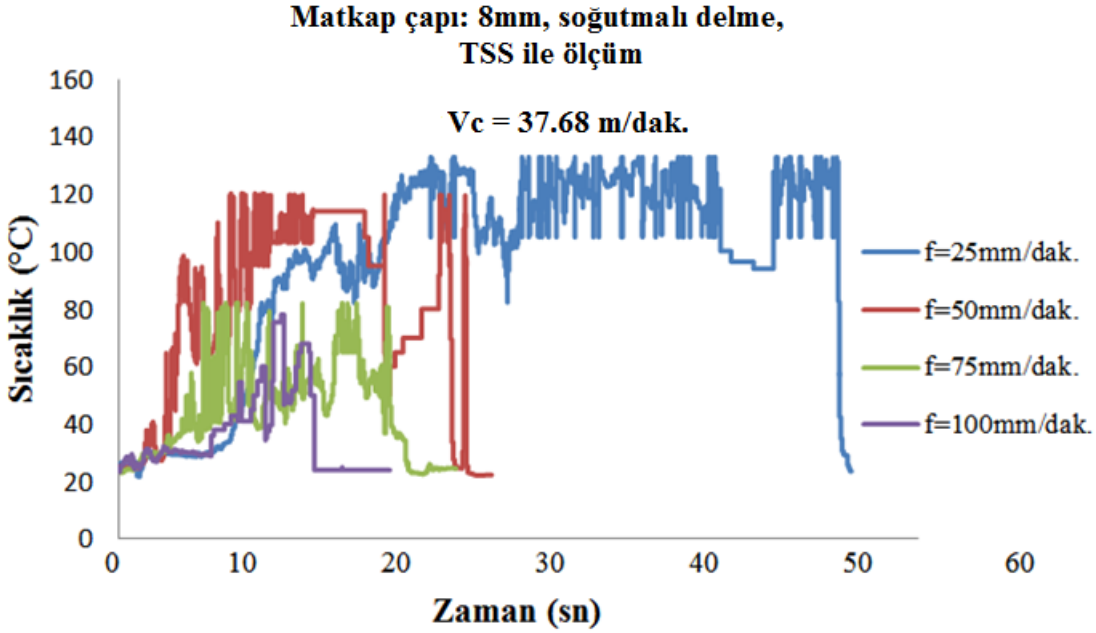


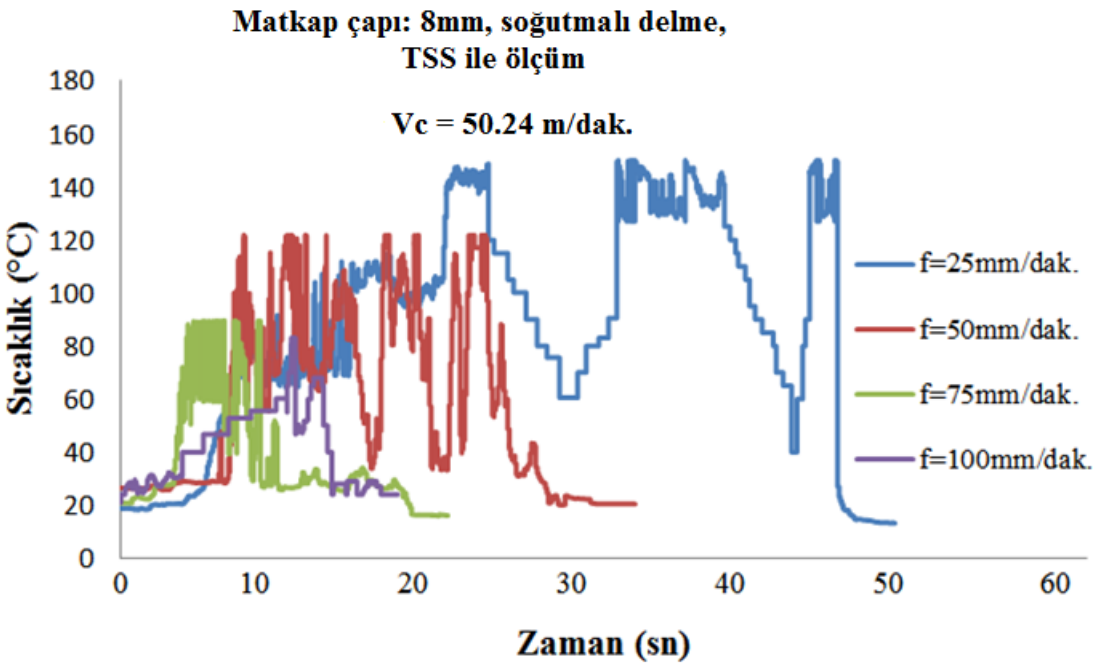

Matkap çapı: 8mm, soğutmasız delme,
TSS ile ölçüm
Vc = 37.68 m/dak.
Sıcaklık (°C)
Zaman (sn)
f=25mm/dak.
f=50mm/dak.
f=75mm/dak.
f=100mm/dak.


Matkap çapı: 8mm, soğutmasız delme,
TSS ile ölçüm
Vc = 50.24 m/dak.
Sıcaklık (°C)
Zaman (sn)
f=25mm/dak.
f=50mm/dak.
f=75mm/dak.
f=100mm/dak.


Matkap çapı: 8mm, soğutmalı delme,
TSS ile ölçüm
Vc = 12.56 m/dak.
Sıcaklık (°C)
Zaman (sn)
f=25mm/dak.
f=50mm/dak.
f=75mm/dak.
f=100mm/dak.


Matkap çapı: 8mm, soğutmalı delme,
TSS ile ölçüm
Vc = 25.12 m/dak.
Sıcaklık (°C)
Zaman (sn)
f=25mm/dak.
f=50mm/dak.
f=75mm/dak.
f=100mm/dak.


Matkap çapı: 8mm, soğutmalı delme,
TSS ile ölçüm
Vc = 37.68 m/dak.
Sıcaklık (°C)
Zaman (sn)
f=25mm/dak.
f=50mm/dak.
f=75mm/dak.
f=100mm/dak.


Matkap çapı: 8mm, soğutmalı delme,
TSS ile ölçüm
Vc = 50.24 m/dak.
Sıcaklık (°C)
Zaman (sn)
f=25mm/dak.
f=50mm/dak.
f=75mm/dak.
f=100mm/dak.

KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

SCI Kapsamındaki Yayınlar:

[1] Aslantas K., **Gök K.**, Ucun İ., Evaluation of the performance of CBN tools when turning austempered ductile iron material, *J. Manufact. Sci. Eng*., 2008, **130**, 054503-054503.

[2] **Gok K.**, Turkes E., Neseli S., Kisioglu Y., Failure analysis of support during profile cutting process using horizontal milling machine, *Int. J. Adv. Manuf. Techn.*, 2014, **70**, 1169-1179.

SCI Kapsamı Dışındaki Yayınlar:

[3] Ucun I., Aslantaş K., Taşgetiren S., **Gök K.**, Investigation of tool performance in turning of austempered ductile iron with cemented carbide cutting tool, *J. Fac. Eng. Arch. Gazi Univ.*, 2007, **22**, 739-744.

Bildiriler:

[4] **Gök K.**, Erdem M., Takım uç yarıçapının kesici takım ve gerilmelerine etkisinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi, *3. Ulusal Meslek Yüksekokulları Sempozyumu*, Burdur, 28-30 Eylül 2005.

[5] Ünal G., Saçılık K., **Gök K.**, Gök A., Türkiye'deki tarım makinaları üreticilerine farklı bir bakış, *Tarımsal Mekanizasyon 24. Ulusal Kongresi*, Kahramanmaraş, 5-7 Eylül 2007.

[6] **Gök K.**, Kişioğlu Y., Darbe davranışlarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi, *2. Ulusal Tasarım İmalat ve Analiz Kongresi*, Balıkesir, 11–12 Kasım 2010.

[7] **Gök K.**, Türkeş E., Kişioğlu Y., Tornalama işlemi parametrelerinin deneysel ve nümerik çalışmalarla incelenmesi, *3. Ulusal Talaşlı İmalat Sempozyumu*, Ankara, 04-05 Ekim 2012.

[8] **Gök K.**, Kişioğlu Y., Yatay freze makinesi ile profil işleme sırasında siper parçasının hasar analizi, *3. Ulusal Talaşlı İmalat Sempozyumu*, Ankara, 04-05 Ekim 2012.

ÖZGEÇMİŞ

Kadir GÖK, 1980 yılında Zonguldak'ta dünyaya geldi. İlk ve orta öğrenimini Zonguldak ili Kozlu ilçesinde tamamladı. Liseyi Zonguldak Teknik ve Endüstri Meslek Lisesi Makine Bölümünde okudu. 1998 yılında başladığı Gazi Üniversitesi Makine Eğitimi bölümünü 2002 yılında bitirdi. Yüksek Lisans eğitimini Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Eğitimi ABD'da 2006 yılında tamamladı. 2004 yılından beri, Dumlupınar Üniversitesi Kütahya Teknik Bilimler Meslek Yüksek Okulunda Öğretim Görevlisi olarak çalışmaktadır.