

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

BEYİN MRI VERİLERİNDEN KAFATASI KALINLIĞININ HESAPLANMASI

DOKTORA TEZİ

Mücahit ÇALIŞAN

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Muhammed Fatih TALU

ARALIK 2021

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

BEYİN MRI VERİLERİNDEN KAFATASI KALINLIĞININ HESAPLANMASI

DOKTORA TEZİ

**Mücahit ÇALIŞAN
(23616190003)**

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Muhammed Fatih TALU

ARALIK 2021

TEŞEKKÜR VE ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasının her aşamasında yardım, öneri, bilgi, tecrübe ve desteklerini esirgmeden beni her konuda yönlendiren danışman hocam Sayın Doç. Dr. Muhammed Fatih TALU hocama,

Tez çalışmam süresince değerli görüşleriyle tezime katkı sağlayan değerli hocalarım Prof. Dr. Ali KARCI, Prof. Dr. Davut HANBAY hocalarıma ve ayrıca bana destek olan Bilgisayar Mühendisliği Bölümünde görev yapan tüm diğer değerli hocalarıma;

Tezde kullanılan MRI verilerini sağlayan ve yorumlamamıza yardımcı olan Fırat Üniversitesi Beyin Cerrahisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Doç. Dr. Sait ÖZTÜRK hocama;

Görev yaptığım üniversitede bu süreçteki desteklerinden dolayı değerli Rektörüm ve mesai arkadaşlarıma;

Ayrıca her konuda olduğu gibi bu süreçte de desteklerini esirgemeyen değerli eşime ve beni sabırla bekleyen çocuklarıma;

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ONUR SÖZÜ

Doktora tezi olarak sunduğum “Beyin MRI Verilerinden Kafatası Kalınlığının Hesaplanması” başlıklı bu çalışmanın bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurmaksızın tarafımdan yazıldığına ve yararlandığım bütün kaynakların hem metin içinde hem de kaynakçada yöntemine uygun biçimde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir, bunu onurumla doğrularım.

Mücahit ÇALIŞAN



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR VE ÖNSÖZ	i
ONUR SÖZÜ	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	v
SEMBOLLER VE KISALTMALAR	vii
ÖZET	viii
ABSTRACT	ix
1. GİRİŞ	1
1.1 Kafatası Kalınlığı	3
1.2 Tezin Amaç ve Hedefleri.....	5
1.3 Tezin Organizasyonu ve Yapılan Bilimsel Katkılar	5
2. TERMAL ANALİZ ve SONLU ELEMENLAR KULLANILARAK İNSAN KAFATASI KALINLIĞININ HESAPLANMASI	7
2.1 İlgili Çalışmalar	7
2.2 Materyal ve Metot.....	9
2.2.1 3B katı modellerin üretimi.....	9
2.2.2 Sonlu elemanlar yöntemini kullanarak mesh üretme	10
2.2.3 3B katı modellerin termal analizi	12
2.2.4 Kullanılan veri seti	16
2.3 Önerilen Kafatası Kalınlık Analizi Metodu.....	18
2.4 Deneysel Sonuçlar	20
3. KAFATASI KALINLIĞI HESAPLAMASI İÇİN ÖNERİLEN YENİ BİR YÖNTEM: DİK IŞIN	27
3.1. İlgili Çalışmalar	27
3.2 Önerilen Metot.....	30
3.2.1 Işın-üçgen kesişim tabanlı uygulama	31
3.2.2 İkili hacim tabanlı uygulama	33
3.3 Deneysel Çalışmalar	35
4. DİK IŞIN TEMELLİ JEODEZİK EĞRİLER İLE KAFATASI KALINLIK HESAPLAMADA YENİ BİR YAKLAŞIM	40
4.1 Materyal ve Metot.....	42
4.1.1 Katılımcılar ve baş MRI veri toplama	42
4.1.2 Kafatasına landmark yerleştirme	45
4.1.2.1 Yetişkinlerde kafatası landmark yerleştirme	45
4.1.2.2 Bebeklerde kafatası landmark yerleştirme	47
4.1.3 İlave landmark yerleştirme	48
4.2. Jeodezik Eğri Çizimleri	50
4.3 Kafatası Kalınlığı Hesaplaması	53
4.3.1 Işın-üçgen kesişim tabanlı uygulama	54
4.4 Deneysel Sonuçlar	57
5. SONUÇLAR.....	64
KAYNAKLAR.....	67
ÖZGEÇMİŞ	74

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 : Farklı çalışmalarda elde edilen malzeme özellikleri.....	10
Çizelge 2.2 : Farklı düğüm ve elemanlar ile örülmüş katı modellerin görüntüleri.	11
Çizelge 2.3 : Kafatası MRI verileri.	17
Çizelge 3.1 : Şekil 3.7'deki geometrik nesneler için hesaplama maliyetleri.	37
Çizelge 3.2 : Şekil 3.8'deki hasta kafatasları için hesaplama maliyetleri.	39
Çizelge 4.1 : Yaş ve cinsiyete göre hastaların demografik özellikleri.	43
Çizelge 4.2 : Kafatası MRI verileri.	44
Çizelge 4.3 : Kafatası landmarklarının tanımı.	47
Çizelge 4.4 : Çalışma popülasyonunun özellikleri.....	58
Çizelge 4.5 : Grup5'teki tüm hastaların jeodezik-1 eğrilerinin kalınlık değerlerinin ortalamaları.	60
Çizelge 4.6 : Grup5'in tüm kişilerine ait jeodezik yol kalınlık ortalamaları.	61
Çizelge 4.7 : Grup4'ün tüm kişilerine ait jeodezik yol kalınlık ortalamaları.....	61
Çizelge 4.8 : Grup3'ün tüm kişilerine ait jeodezik yol kalınlık ortalamaları.....	62
Çizelge 4.9 : Grup2'nin tüm kişilerine ait jeodezik yol kalınlık ortalamaları.	62

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1 : Kafatasını oluşturan ana kemikler: 1, frontal; 2, parietal; 3, occipital; 4, temporal.	2
Şekil 1.2 : Kafatası kesitinin basitleştirilmiş şeması.	3
Şekil 2.1 : Termal analiz için üretilen 3B modeller.	10
Şekil 2.2 : Farklı düğüm ve elemanlar ile örülmüş katı modellerin görüntüleri: (a) Mesh model-1, (b) Mesh model-2 ve (c) Mesh model-3.	11
Şekil 2.3 : Modelin a) 0.3 sn, b) 0.6 sn, c) 0.9 sn ve d) 1 sn'deki ısı geçişleri.	13
Şekil 2.4 : 3B katı modelin iç-dış yüzeyleri arasındaki ısı transferinin zamana bağlı değişimi.	13
Şekil 2.5 : 3B katı modelin dış yüzeyinde rastgele işaretlenen noktalar.	14
Şekil 2.6 : Sıcaklık farkının nesne kalınlığına göre değişimi.	15
Şekil 2.7 : Sıcaklık farkı-kalınlık ilişkisi.	16
Şekil 2.8 : Çalışmada kullanılan MRI taramalarının işlenmesi.	17
Şekil 2.9 : Önerilen yöntemin grafiksel özeti.	19
Şekil 2.10 : (a) Bağlantısız bir örgü gövde (b) Bağlantısız tüm örgü gövdeler (turuncu renk) (c) Kafatasının bağlantısız örgü gövdelerden arınmış şekli.	21
Şekil 2.11 : (a) Yüzey ayırma yayı (b) Yüz bölgesi çıkarılmış hali (c) Kafatası iç yüzey.	21
Şekil 2.12 : Kafatasının (a) 0.3 sn. (b) 0.6 sn. (c) 0.9 sn. ve (d) 1 sn.'deki ısı geçişlerine göre oluşan renk haritası.	22
Şekil 2.13 : Temporal ve parietal kemiklerinin sıcaklık ve kalınlık değerleri.	23
Şekil 2.14 : Frontal ve occipital kemiklerinin sıcaklık ve kalınlık değerleri.	24
Şekil 2.15 : Uzman doktorun elde ettiği kafatası kalınlık ölçüm değerleri (a) Sol temporal kemikten sağ temporal kemiğe doğru ölçüm sonuçları (b) Frontal kemikten parietal kemiğe doğru ölçüm sonuçları.	25
Şekil 2.16 : Termal analiz temelli önerilen yöntem ve manuel ölçüm sonuçları (a) Sol temporal kemikten sağ temporal kemiğe doğru ölçüm sonuçları (b) Frontal kemikten parietal kemiğe doğru ölçüm sonuçları.	25
Şekil 3.1 : Klasik kalınlık hesaplama yaklaşımı. Sol: Hildebrand'ın kalınlığı hesaplama teorisi: "Nesnenin içine uyan ve nesne noktasını içeren en büyük kürenin çapı". Orta ve Sağ: Öklid Mesafe Dönüşümünün (ÖMD) ve 3B elipsin 2B projeksiyonundaki mesafe sonuçları [60].	28
Şekil 3.2 : Kalınlık hesaplama sonuçları. (a) Klasik yaklaşım sonucu. y eksenindeki derinlikten kaynaklanan kalınlık doğru bir şekilde hesaplanamamaktadır. (b) Önerilen yaklaşım sonucu, tüm yüzey piksel kalınlıkları hatasız hesaplanmaktadır.	29
Şekil 3.3 : Önerilen kalınlık hesaplama yöntemi. Kalınlık değeri, çevresel bir başlangıç noktası ile normal vektörün ters yönünde karşılık gelen bitiş noktası arasındaki öklid mesafesine eşittir.	30
Şekil 3.4 : Işın ve üçgen yüzeylerin kesişim noktaları. Başlangıç noktasından gönderilen ışının üçgen yüzeylerle kesişme noktaları hesaplanmaktadır.	32
Şekil 3.5 : Normal vektörlerin yön düzeltilmesi. Çevresel yüzey piksellerinin normal vektörleri doğru şekilde hesaplanmaktadır. Ancak, yönleri nesnenin iç kısmına doğru olmayabilir. Bu durumda, tüm normal vektör yönleri nesneye doğru yönlendirilmektedir. (a) Düzeltmeden önce, (b) düzeltilmeden sonra.	34
Şekil 3.6 : İkili hacimsel verilerde Bresenham'ın 3B çizgi algoritması. Bresenham'ın 3B çizgi algoritmasını kullanarak, nesneyi terk edene kadar normal vektör	

yönündeki başlangıç noktasından geçer. Yeşil: başlangıç noktası, Kırmızı: ilerleme sırasında ziyaret edilen noktalar, Pembe: son ziyaret edilen nokta.	35
Şekil 3.7 : Farklı geometrik nesneler için kalınlık haritaları: (a) ışın-üçgen kesişme, (b) ikili hacim. Nesnelerin piksel renkleri, kalınlık değerlerine göre oluşturulmaktadır. Işın-üçgen kesişim yöntemi daha yumuşak sonuçlara ulaşsa da, özellikle delikli nesneler gibi yüzey, yeniden yapılandırma problemleri nedeniyle yanlış sonuçlar vermektedir. İkili hacim yöntemi, tüm yüzey pikselleri için doğru kalınlık değerlerini hesaplayabileceği görülmektedir.	36
Şekil 3.8 : Hastaların kafatası kalınlığı haritaları. Her iki hastada, kafatasının en kalın kısmı kaş alanı gibi görünmektedir. Diğer bölgeler hastadan hastaya değişmektedir.	38
Şekil 4.1 : Çalışmada kullanılan MRI taramalarının ayıklanması.	43
Şekil 4.2 : 3B görselleştirme için Slicer ekranı.	45
Şekil 4.3 : Yetişkin bir kafanın sert dokusu üzerindeki landmarklar. Sarı noktalar, landmarkların konumlarını göstermektedir.	46
Şekil 4.4 : Bebek kafatasının sert dokusu üzerindeki landmarklar. Sarı noktalar, landmarkların konumlarını göstermektedir.	48
Şekil 4.5 : Kafatasına eklenen ilave landmarklar.	49
Şekil 4.6 : Baş MRI verileri işleme adımları.	49
Şekil 4.7 : İki nokta arasındaki en kısa mesafeyi gösteren AB yayı (mavi renkli). ...	50
Şekil 4.8 : Kafatası jeodezik yollar.	52
Şekil 4.9 : Jeodezik eğrileri oturtulmuş yetişkin ve çocuk kafatası görünüşleri.	53
Şekil 4.10 : Önerilen kalınlık hesaplama yaklaşımının 3 boyutlu katı nesneler üzerindeki gösterimi.	54
Şekil 4.11 : Başlangıç noktasından üçgen yüzeylere gönderilen ışının kesişme noktaları hesaplanmaktadır. Başlangıç noktası hariç, üç kesişme noktası bulunmaktadır. Başlangıç ve ilk kesişme noktası arasındaki mesafe kalınlık değerini temsil etmektedir. (Kırmızı ok: Işın, Mavi noktalar: Kesişme noktaları).	55
Şekil 4.12 : Jeodezik-1 eğrisi üzerine konumlanmış dik vektörler ve bir kesiti.	56
Şekil 4.13 : Jeodezik eğrilere konumlanmış dik vektörler a) kafatası ön yüzeyi, b) kafatası arka yüzeyi.	56
Şekil 4.14 : (a) Kalınlık değeri 0 çıkan vektörlerin ortalama değerler ile doldurulması. (b) Aşırı uç noktaların kaldırılması.	57
Şekil 4.15 : Çalışma popülasyonunun yaş ve cinsiyet dağılımı.	58
Şekil 4.16 : Grup5'ten rastgele seçilen 4 hastanın Jeodezik-1 noktalarının kalınlık değerleri.	59
Şekil 4.17 : Tüm grupların ortalama kalınlık değerleri.	63

SEMBOLLER VE KISALTMALAR

ρ	: Yoğunluk
C	: Özgül ısı
T	: Ortam sıcaklığı
t	: Zaman
$\vec{k}$	: Termal iletim katsayısı
Q	: Hacim başına üretilen iç ısı
h_c	: Konveksiyon katsayısı
T_{sb}	: Yüzey sınırları sıcaklığı
T_a	: Ortam sıcaklığı
V_f	: Akışkan hızı
O	: Işının kökeni
D	: Işının yönü
V_0	: Üçgen noktalar
VP_s	: Kafatası noktalar
IPs	: Kesişim noktalar
$T_M^\perp(\alpha(t))$	: α eğrisinin t noktasındaki tanjant düzleminin diki
$N _{\alpha(t)}$	: $\alpha(t)$ noktasında hiperyüzeyin normali
ds	: Yüzey eğrisi elemanının yaptığı açı
Sütür	: Kafatası oynamaz eklemler
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
FEM	: Sonlu elemanlar modeli
in vitro	: Laboratuvar ortamı / Yapay koşullar
MRG	: Manyetik rezonans görüntüleme
Mesh	: Ağ örgü
2B	: İki boyut
3B	: Üç boyut
İzotropi	: Her yönde aynı özelliği gösteren
ANSYS	: Analiz Sistem Programı
EKY	: En küçük kareler yöntemi
DICOM	: Dijital görüntüleme ve iletişim dosya formatı
STL	: Stereolithography dosya formatı
Landmark	: Kafatası işaretçi noktası
ÖMD	: Öklid mesafe dönüşümü

ÖZET

Doktora Tezi

BEYİN MRI VERİLERİNDEN KAFATASI KALINLIĞININ HESAPLANMASI

MÜCAHİT ÇALIŞAN

İnönü Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

75+ IX sayfa

2021

Danışman: Doç. Dr. Muhammed Fatih TALU

Bu tez çalışması, yaş ve cinsiyete bağlı olmaksızın 3-B MRI verilerinden kafatası kemik kalınlık haritasını otomatik hesaplayabilen üç farklı yöntemi içerir. Bu yöntemler termal ısı, dik ışın ve dik ışın temelli jeodezik eğri yöntemleridir.

Termal ısı yönteminde, ısıнын cism üzerinde yayılım prensibi esas alınmaktadır. Buna göre kafatasının iç yüzey kısmı 0°C olacak şekilde ayarlanır ve ısıнын yayılımı sağlanır. Yayılım sonrası kafatasının dış yüzeyindeki ısı miktarları ölçülür ve iç-dış ısı farkı kemik kalınlık değeri orantılıdır. Bu orantının belirlenmesinde kalınlığı bilinen referans noktalar kullanılarak kalibrasyon yapılmaktadır.

Dik ışın yöntemi, ışığın yayılımı prensibine dayanmaktadır. İlk olarak kafatası üçgenlerden oluşan büyük bir örgü (mesh) yapısına dönüştürülür. Milyonlarca düğüme sahip bu örgüde hesaplama maliyeti yüksek olacağı için kaynaştırma teknikleriyle düğüm sayısı azaltılır. Her bir düğümden kafatasına inen dik vektörler hesaplanarak tersi yönde ışın gönderilir. Işığın kemikten çıktığı ilk nokta ile başlangıç noktası arasındaki uzaklık kemik kalınlığını vermektedir.

Son olarak dik ışın yönteminin hesaplama maliyetini düşürmek için dik ışın temelli jeodezik eğri yaklaşımı önerilmektedir. Bu yöntemde, kafatasının belirli noktalarına 23 adet işaretçi yerleştirilir. Sonraki adımda işaretçileri birbirine bağlayan jeodezik eğriler hesaplanır. Dik ışın yöntemiyle eğriler üzerindeki noktaların kalınlıkları hesaplanır. Son aşamada regresyon tekniğiyle diğer noktaların kalınlık değerleri hesaplanır.

Fırat Üniversitesi Hastanesi Beyin Cerrahisi Bölümü’den elde edilen MRI verileri anonimleştirilip kullanılarak geliştirilen kemik kalınlığı hesaplama yöntemlerinden bilimsel çıktılar üretilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Kemik Kalınlığı, Kafatası, Işın Yayılımı, Jeodezik Eğri, Termal Analiz, MRI

ABSTRACT

Phd. Thesis

CALCULATION OF SKULL THICKNESS FROM BRAIN MRI DATA

Mücahit ÇALIŞAN

Inonu University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Computer Science

75+IX page

2021

Supervisor: Doç. Dr. Muhammed Fatih TALU

This thesis study includes three different methods that can automatically calculate the skull bone thickness map from 3-D MRI data regardless of age and gender. These methods are thermal heat, vertical ray and vertical ray based geodesic curve methods.

The thermal heat method is based on the principle of diffusion of heat on the body. Accordingly, the inner surface of the skull is adjusted to 0°C and the heat is propagated. After the propagation, the amount of temperature on the outer surface of the skull is measured and the internal-external temperature difference is proportional to the bone thickness value. In determining this ratio, calibration is performed using reference points of known thickness.

The vertical ray method is based on the principle of propagation of light. First, the skull is converted into a large mesh structure consisting of triangles. Since the computational cost will be high in this mesh with millions of nodes, the number of nodes is reduced by fusing techniques. The vertical vectors descending from each node to the skull are calculated and the ray is sent in the opposite direction. The distance between the first point where the light comes out of the bone and the starting point gives the bone thickness.

Finally, a vertical ray based geodesic curve approach is proposed to reduce the computational cost of the vertical ray method. In this method, 23 landmarks are placed at certain points of the skull. In the next step, the geodesic curves connecting the markers are calculated. The thickness of the points on the curves is calculated by the vertical ray method. In the last stage, the thickness values of other points are calculated with the regression technique.

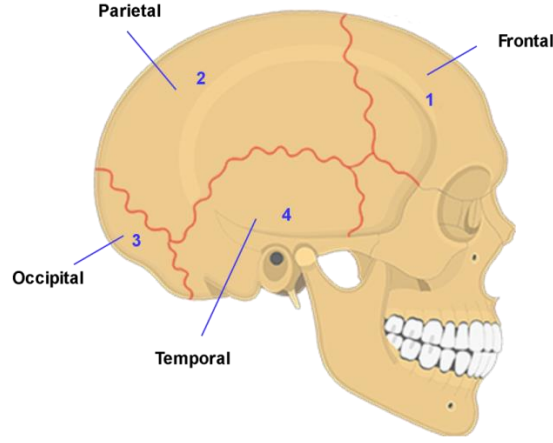
Scientific works are produced from bone thickness calculation methods developed by anonymizing and using MRI data obtained from Firat University Hospital, Department of Neurosurgery.

Keywords: Bone Thickness, Skull, Ray Propagation, Geodesic Curve, Thermal Analysis, MRI

1. GİRİŞ

T.C. Sağlık Bakanlığının 2018 yılında yayımladığı istatistiksel rapora göre, MR cihazı başına düşen görüntüleme sayısı bakımından Türkiye diğer ülkelerle kıyaslandığında birinci sırada yer almaktadır. Yine benzer bir istatistik olarak her 1000 kişiye düşen MR görüntü sayısı 186 olarak raporda verilmiştir ve bu alanda da Türkiye dünyada birinci sırada yer almaktadır. MR görüntüleme sayısının 15 milyonu geçtiği sağlık sistemimizde, otomatik analiz sistemlerine olan ihtiyaç gün geçtikçe artmaktadır. İstatistiksel sonuçlar, dünya genelinde otomatik MR analiz sistemlerine en fazla ihtiyaç duyan ülkelerden birinin Türkiye olduğunu açıkça göstermektedir.

İnsan kafatası, mimari olarak anlaşılması zor olan karmaşık bir kemik yapıdır. Bu karmaşıklığın sebebi kafatasının sayısız işleve sahip olmasıdır. Bu bölümde insan kafatasının anatomisi, gelişimsel süreci ve fonksiyonel gereklilikleri ile ilgili temel bilgilere yer verilmektedir. Kafatası, birden fazla bileşenin bir araya gelerek oluşturduğu, uzun ve karmaşık bir gelişim sürecinin sonucunda oluşan bir yapıdır. Kafatası ilk olarak cranium ve mandible olarak iki ana bölümden oluşmaktadır [1]. Cranium bölümü kafatasının üst kısmı olan çatı ve kafatası tabanından oluşur [2]. Bu tez çalışması cranium bölgesine odaklanmıştır. İncelenen örneklerde mandible bölümü bulunmamaktadır. Kafatasının çatısını oluşturan cranial kasa, birkaç ana yassı kemiğin birleşiminden oluşur (Şekil 1). Bunlar frontal, parietal, occipital ve temporal kemiklerdir. Şekil 1.1’de kırmızı renkli şeritler lifli kilitleme dikişlerini (sütür) göstermektedir. Bu dikişler ile birleşen kemikler, doğumdan sonra son boyutlarına ve şekillerine ulaşılana kadar büyümeye devam ederler [3]. Her yapı büyüdükçe (beyin veya göz gibi), çevresi ile uygun şekilde reaksiyona girer ve buna yanıt olarak kafatasının kemik yapısı da büyür. Kafatası dengeli büyüme özelliğine sahip olmasına rağmen, kafatasındaki her kemiğin kendine özel büyüme hızı ve zamanlaması vardır [4,5]. İnsan kafasındaki kan damarları ve sinirlerin normal anatomik ilişkilerinin bozulması durumunda uygun tıbbi bakımın ve tedavinin önemli parametrelerini belirlemek için kafatası kemiklerinin incelenmesi gereklidir.



Şekil 1.1 : Kafatasını oluşturan ana kemikler: 1, frontal; 2, parietal; 3, occipital; 4, temporal.

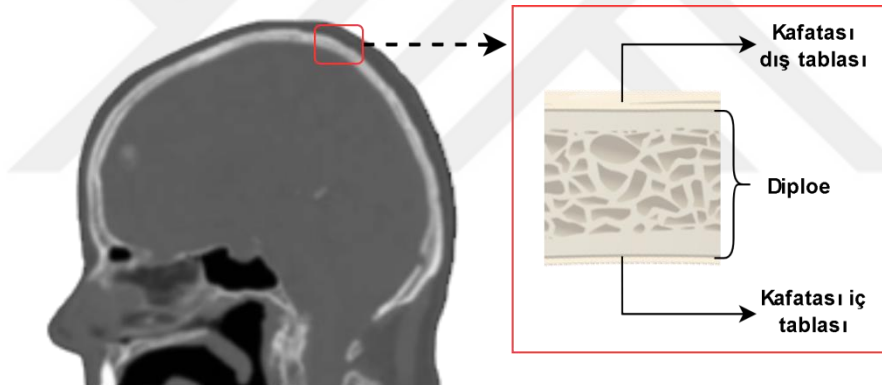
Frontal kemik kafatasının ön kısmını oluşturur. Bebeklik döneminde bir suture bu kemiği ikiye bölerken zamanla tek parça haline gelmektedir. İki büyük parietal kemiğin birleşimi, insan kafatasının çatısının ve kenarlarının bir bölümünü oluşturur. Bu kemiklerin yapısı düzensiz bir dördgendir. İki parietal kemiği ayıran suture zamanla birleşir. Kafatasının ön kısmına doğru, parietal kemikler frontal kemikle suture oluşturur ve arka kısımda ise suture oksipital kemik tarafından oluşturulur. Son olarak, üçüncü bir suture tipi parietal ve temporal kemikleri ayırır. Kafatasının arka kısmında yer alan occipital kemik şekilli ve kendi başına kavislidir. Endokraniyal yüzeyi kabaca üçgen şeklinde olan occipital kemik, bir suturela sağ ve sol parietal kemiklerin arka kısmına bağlanır. İkinci bir suture yoluyla temporal kemikleri sınırlar. Occipital kemik kafatasının tabanını oluşturur. Temporal kemikler ise kafatasının yanlarında ve tabanında yer almaktadır. Orta ve iç kulak bölümlerini içeren temporal kemiğin alt kısmı mandibula ile eklem yapar ve çenenin eklemine oluşturur.

Kafatasının her yönünün detaylı olarak incelenmesi farklı anatomik zorluklar içerdiğinden, bu tezde kafatasının cranium bölgesindeki ana kemiklere odaklanılmıştır. Cranium bölgesini oluşturan ana kemikler arkeolojik, adli veya cerrahi alanlarda kafatası üzerine yapılan işlemlerde önceliklidir. Bu ana kemiklerin kalınlığını etkileyen birden fazla değişken mevcuttur. Örneğin çevresel, biyolojik ve genetik faktörler, cranial kasanın kalınlığını etkiler. Bu faktörlerin kafatasındaki kemiklerin kalınlığına olan etkisini değerlendirmek için çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Çeşitli faktörlerden etkilenecek oluşan kafatasındaki kemiklerin kalınlık bilgisi cerrahi işlemlerde ve medikal uygulamalarda oldukça önemli bir yere sahiptir. Geleneksel olarak kalınlık bilgisini elde edebilmek için hassas ölçüm aletleri kullanılmaktadır. Fakat bu ölçüm yöntemleri kafatasına kısmen de

olsa zarar vermekle birlikte özellikle yaralanma ve travma gibi durumlarda hassas ölçüm yapamamaktadır. Bununla birlikte kafatası geometrisinin matematiksel olarak incelenmesi ile kafatasına fiziksel olarak zarar vermeden özellikle cranial bölgedeki ana kemiklerin kalınlıklarının hesaplanması bu probleme yeni bir bakış açısı kazandırabilecektir.

1.1 Kafatası Kalınlığı

Kafatası kalınlığı çalışmaları, esas olarak eski tarihten modern çağa kadar hep araştırma konusu olmuştur [6]. Bunların birçoğu fosil insan kafataslarının incelenmesi üzerinedir. Fosil insan kafatasları bu tezin kapsamı dışındadır. Genel olarak çalışmalarda Diploe mesafesi ile birlikte kafatasının iç ve dış tablaları da ölçülmektedir. Diploe kalınlığını ölçmek için kemik bileşenlerini görselleştiren x-ışınları kullanan çalışmada, Diploe kalınlığının kadınlar ve erkekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığı sonucu ortaya çıkmıştır [7]. Kafatası kalınlığının bir kesitinin basitleştirilmiş şeması Şekil 1.2’de verilmektedir.



Şekil 1.2 : Kafatası kesitinin basitleştirilmiş şeması.

Kafatası kalınlığını ölçmek için ilk çalışma 1882 yılında yapılmıştır [8]. Bu çalışmada yaklaşık 150 kadavra üzerinde kalınlık ölçümleri yapılmıştır. Buradaki temel amaç ölüm yaşı ile kafatası kalınlığı arasındaki ilişkinin ortaya çıkartılmasıdır. 1924 te yapılan ikinci bir çalışmada ise 448 erkek kafatası incelenmiş ve Şekil 1’de gösterilen dört ana kemikten ortalama bir kafatası kalınlığı oluşturulmuştur [9]. Araştırma sonucunda kafatası kalınlığının yaklaşık 60 yıla kadar yaşla birlikte biraz arttığı, ancak daha sonra herhangi bir değişimin olmadığı bilgisine ulaşılmıştır. Bu çalışmanın önemli bir eksikliği, incelenen bazı kafataslarının ölüm yaşına bağlı olmadığı, antropolojik kökenle alakalı olduğu görülmüştür. Benzer çalışmalar sonraki yıllarda da devam etmiştir [10,11]. 1953 yılında kafatası kalınlığı ile ilgili yapılan çalışmalara karşı çelişkili bir görüş ileri sürülmüştür [12].

Meksikalı yetişkin erkekler üzerinde yapılan çalışmada yaş ilerlemesinin kafatası kalınlığında çok az değişiklik oluşturduğu açıklanmıştır. Sonrasında yapılan çalışmalar bu görüşü çürütmüştür [13].

Bilimdeki ilerleme 1975'te kafatası kalınlıklarını hesaplamada yanal röntgenlerin kullanımını beraberinde getirmiştir. Hem farklı ten rengine sahip insanların kafatası görüntüleri üzerinde hem de farklı cinsiyetlerdeki insanların kafatası görüntüleri üzerinde kıyaslamalı çalışmalara gidilmiştir. Bu çalışmalarda kafatasındaki cranial bölgenin dört ana kemiğine odaklanılmış ve bu bölgedeki kemik kalınlıklarının analizleri cinsiyet ve ten renklerine göre yapılmıştır. Bu çalışmalarda istatistiksel olarak anlamlı farklar ortaya çıkmıştır [14]. Fels Araştırma Enstitüsünde uzun süre devam eden bir çalışmada belirli zaman aralıklarında sağlıklı 43 erkek ve 53 kadının baş röntgen görüntüleri toplanarak kafatası kemik kalınlıkları incelenmiştir [15]. Bu çalışma örneğinde kafatasındaki dört yerin kalınlık ölçüleri üzerinde durulmuştur. Zamanla kafatası kalınlığında ve çapta artış olmasına rağmen kafatasındaki değişimin sadece yaşa bağlı olarak meydana geldiği ile ilgili kesin bir istatistiksel sonuca varılamamıştır.

90'lı yıllarda stereoloji yöntemleri, katı bir nesnenin 3 boyutlu morfolojik özelliklerini hesaplamak için 2 boyutlu görüntüler kullanmıştır [16]. Bu yaklaşımlarda, nesnenin kalınlığını hesaplamak için geometrik yapı tipinin (model) bilinmesi gerekmekte ve yapı türüne özgü denklemler türetilmektedir. Bilinen yapı tipi değiştikçe, hesaplanan kalınlık değerlerindeki hata oranları artmaktadır. Sonraki yıllarda, bu çalışmalar model bağımlılığı ile 2 boyutlu ölçümlerde çevre ve yapı alanı yerine 3 boyutlu ölçümlerde yüzey alanını ve yapı hacmini kullanmaktadır.

Kafatası kemik kalınlığını ölçmek için yapılan çalışmalar incelendiğinde, yetişkinlerde kafatası kalınlığının araştırılmasına uzun yıllardır devam edildiği ve bu alanda halen yeni çalışmalara ihtiyaç olduğu görülmektedir. Yapılan çalışmalar, kafatası görüntülerini elde etmek için röntgen ışınlarını sıklıkla kullanmaktadır. Ayrıca doğrudan ölçüm (canlı insanların veya kuru kafataslarının) yapan yöntemler de mevcuttur. Ancak her iki yöntem ile elde edilen ölçüm sonuçları arasında bir karşılaştırma yapılmamıştır. Günümüzde Bilgisayarlı Tomografi (BT) kullanılarak kafatası görüntüleri elde etmek çok yaygın kullanılan bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır [3,17-21]. BT taraması, enine kesit görüntüleri gösterebileceği için canlı insan vücudunun görüntüleme çalışmalarında çığır açmıştır. BT görüntüleme ile elde edilen kafatası görüntüleri insanlarda cranial bölümdeki kemik kalınlıklarının incelenmesi için çok yararlı bir araçtır [22]. Kafatası kalınlık ölçümü

yapan çalışmalar özellikle araştırmacılar, anatomistler, antropologlar, cerrahlar ve medikal ürün üreticileri için yararlı veri tabanları oluşturmaktadır. Sadece kafatası kalınlığı ölçümlerinden elde edilen parametreler ile popülasyonun yaklaşık %90'ın yaş ve cinsiyeti belirlenebilir [23]. Bireylerin yaşını ve cinsiyetini belirlemek ve biyomekanik modeller yapmak için kafatasının çeşitli bölümlerindeki kemiklerin kalınlıklarını matematiksel olarak hesaplayabilmek radyologlara mevcut problemlerin teşhisinde de yardımcı olmaktadır.

1.2 Tezin Amaç ve Hedefleri

Bu tez çalışmasında yaş ve cinsiyete bağlı olmaksızın MR görüntülerinden elde edilen insan kafatası görüntüleri kullanılarak kafatasındaki kemiklerin kalınlıklarını tamamen matematiksel olarak hesaplayan iki farklı yöntem geliştirilmiştir. Kafatası kemiklerine herhangi bir fiziksel müdahale olmadan istenen bölgelerin kalınlıkları ilk defa termal ısı ve dik ışın temelli jeodezik eğri yöntemleri ile hesaplanmıştır. Bu hesaplama yöntemleri tezin önemli ve özgün yönlerini oluşturmaktadır.

Ayrıca literatürde sadece yetişkinlerde cranial kasanın kalınlığını hesaplamaya çalışan bazı yöntemler bulunurken [24-27], pediatrik yaş gruplarında yeterli düzeyde ve doğrulukta çalışabilen yöntem sayısı oldukça azdır. Tez çalışmasının ana hedefi, değişken yaş grupların da cranial kasa kalınlığını hesaplamak için fiziksel ve öznel yaklaşımlar kullanmak yerine objektif ve matematiksel yaklaşımlar geliştirmektir.

Kafatası kalınlığı bilgisi biyomekanik modelleme yapılırken dikkate alınması gereken en önemli değişkendir. Çünkü kafatası yaralanması gibi durumlarda eksik veya zedelenmiş kemiğin büyüklüğü ile birlikte kalınlığının da bilinmesi en optimal kemik tasarımı belirlemeye yardımcı olur. Ayrıca rekonstrüktif ameliyatlarda da kafatası kemik kalınlığının bilinmesi cerrahi operasyon sırasında uzmanlara daha güvenli bir çalışma zemini sunar.

1.3 Tezin Organizasyonu ve Yapılan Bilimsel Katkıları

Tez çalışmasının ikinci bölümünde klasik kafatası kemik kalınlığı hesaplama yaklaşımlarının (Beam Propagation [28], Hildebrand[29]) aksine ısı yayılımına dayanan yeni bir yaklaşım sunulmaktadır. Bu bölümdeki çalışmada kalınlık ölçümü tamamen otomatik olarak termal analiz ve sonlu elemanlar yöntemine dayalı bir şekilde

yapılmaktadır. Geliştirilen yöntem sayesinde, kafatasındaki istenen noktaların kemik kalınlığı bilgisi, sayısal olarak elde edilmektedir. Yapılan bilimsel çalışma, “*Skull Thickness Calculation using Thermal Analysis and Finite Elements*” başlığı altında bir makaleye dönüştürülerek “Applied Sciences Journal” adlı bilimsel dergide yayınlanmıştır [30].

Üçüncü bölümde, modelden bağımsız olarak 3 boyutlu yapıların kalınlığının hesaplanması için yeni bir yöntem önerilmiştir. Bu yöntem basit 3 boyutlu sentetik nesneler ve gerçek insan kafatası MR görüntülerinde uygulanmıştır. Geliştirilen yöntem kafatası MR görüntülerinden (512×512×500) kafatası kemik dokusu çıkarımını ve bu kemiklerin kalınlık haritasının belirlenmesini en fazla 10 saniyede tamamlamaktadır. Geliştirilen bu yöntem “*A New Method for Brain Skull Thickness Calculation: Vertical Ray*” başlıklı bilimsel bir makale şekline dönüştürülerek yayınlanması için “Optics & Laser Technology Journal” adlı bilimsel dergiye gönderilmiştir. (Gönderi tarihi: 05.10.2021)

Dördüncü bölümde ikinci ve üçüncü bölümlerdeki çalışmalardan farklı olarak kafatası MR görüntülerinin sütunlarına uzman doktor eşliğinde minimum düzeyde işaretçi nokta (landmark) yerleştirilmiştir. Bu noktaların birbiri ile bağlantısını sağlayan hatlar ise jeodezik eğriler ile çizilmiştir. Bu eğriler boyunca dik ışınlar kullanılarak kafatası kalınlığı sayısal olarak hesaplanmıştır. Jeodezik eğrilerin kafatası kalınlığının hesaplanmasında kullanılması, tezin güçlü yönlerinden birisi olup literatürde daha önce kullanılmamıştır. Deneysel çalışmalar ile elde edilen çıktılar “*A New Approach to Calculating Skull Thickness with Vertical Ray Based Geodesic Curve*” başlıklı bilimsel bir makeleye dönüştürülmüş ve yayınlanması için “Expert systems with applications” adlı bilimsel dergiye gönderilmiştir. (Gönderi tarihi: 17.11.2021)

Beşinci bölümünde, tez sürecinde yapılan çalışmalar genel olarak değerlendirilmiş ve sonraki çalışmalara yön verecek fikirler ele alınmıştır.

2. TERMAL ANALİZ ve SONLU ELEMANLAR KULLANILARAK İNSAN KAFATASI KALINLIĞININ HESAPLANMASI

Kafatası kemik kalınlığının ölçülmesi ile ilgili literatürde var olan yöntemler belirli bir başarıya sahip olmakla birlikte istenen doğrulukta ve hassasiyette ölçüm yapan metot sayısı azdır. Ayrıca termal analiz ve sonlu elemanlar modelleri (finite element model, FEM) gibi farklı alanlardaki problemlerde de kullanılabilen yöntemlerin kemik kalınlığı ile ilgili çalışmalarda kullanılmadıkları görülmektedir. Bu noktadan hareketle tez çalışmaları süresince bu iki yöntem beraber kullanılarak kafatası kemik kalınlıklarının ölçümünde yeni bir hibrit yöntem geliştirilmiştir. Geliştirilen yöntemde yaşları 0-72 yıl aralığında değişen 150 hastanın kafatası kemik kalınlıkları yeni bir yaklaşımla (termal analiz) hesaplanmakta ve kalınlık değişimleri analiz edilmektedir.

Bu bölümde öncelikle literatürdeki mevcut kafatası kemik kalınlığı ile ilgili çalışmalara kısaca yer verilmiştir. Daha sonra tez çalışmasında geliştirilen ve termal analize dayanan ölçüm yönteminin daha iyi anlaşılması için kalınlıkları farklı olan üç boyutlu katı cisimler modellenmekte ve bu modellerde kalınlık tespiti için termal analizler gerçekleştirilmektedir. Katı modeller üzerinde termal analizin anlaşılması ve istenen doğrulukta sonuçlar vermesinden sonra 3B insan kafatası görüntülerinde yöntemin uygulanması ve elde edilen sonuçlara yer verilmiştir.

2.1 İlgili Çalışmalar

Kafatası kemiklerinin kalınlıkları üzerine yapılan çalışmaların çoğu arkeolojik materyallerden alınmaktadır. Bu materyallerden elde edilen bilgiler ışığında kafatası kalınlığının bir insandan diğerine büyük ölçüde değiştiği anlaşılmıştır [31]. Ancak yürütülen çalışmalarda genellikle sınırlı sayıda ölçüm noktasına sahip kafataslarında dijital kumpaslar ile mekanik ölçümler yapılmıştır [32]. Bu tür arkeolojik materyallere dayalı yöntemler in vitro olarak adlandırılan laboratuvar ortamında ya da yapay koşullarda gerçekleştirilmişlerdir. Bu özelliklerinden dolayı arkeolojik materyal temelli çalışmaların güvenirlilikleri ve geçerlilikleri sınırlı kalmıştır.

Bununla birlikte, kafatasındaki kemiklerin kalınlığı BT tarama dilimlerinde iki boyutta sınırlı bir bölümde değerlendirilmiştir [33]. Kalınlık ölçümü elde etmenin farklı bir yolu da kafatası kasasının 3B modelini oluşturmaktır. Kafatası şeklinin yeniden yapılandırılmasına izin veren Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) verilerine uyacak şekilde modelleme yapan çalışmalar mevcuttur [34]. Ancak bu yöntemde iç yüzey dikkate alınmadığı için kafatası kalınlığı değerlendirilmesi istenen hassasiyet düzeyinde yapılamamıştır. Kafatası kalınlığı kafatası iletkenliğinin üzerinde doğrudan etkilidir. Epilepsi cerrahisinde en önemli unsur kafatası iletkenliğidir. Önceki bir çalışmada kafatası kalınlığı ile kafatası iletkenliği arasında anlamlı korelasyon bilgisi elde edilmiştir [35]. Motorlu taşıt kazalarından kaynaklı kafatası yaralanmaları oldukça yaygındır. Kafatası kalınlığı, kafatasının bozulmasını ve kırılma eğilimini yöneten çok önemli bir faktördür [36]. Kafatasının kalınlığının ve bu bilginin yaşla değiştiğinin karakterize edilmesi, kalınlığın kafatası bozulmasındaki rolünü anlamak için önemli bir adımdır.

Yetişkinlerde kafatası kalınlığını ölçmek için mevcut yöntemler, kafatasında önceden belirlenmiş noktalarda testere kullanarak ölçümler almaya dayanmaktadır. Ancak bu durum genel kafatasının kalınlığının gerçek bir göstergesini vermemektedir. Bu noktadan hareketle standartlaştırılmış anatomik noktalar kullanılarak yetişkinlerin fiziksel kafatası kalınlığını ölçmek için farklı bir yöntem önerilmiştir [37]. Farklı bir çalışmada ise BT görüntüleri kullanılarak otomatik bir kafatası kalınlığı ölçme yaklaşımı sunulmuş ve böylece yumuşak doku yerleri belirlenmiştir [38]. Çocuk kafatası analizinde çocukların ölüm sonrasında çekilmiş BT görüntüleri ile kafatası kalınlığını ölçen yöntem sayesinde çocuk kafatasları üzerinde kalınlık ölçümleri yapılabilmektedir [39]. Ancak bu yöntemde çocuklarda kafatası büyüme oranı son derece değişken olduğu için ölçümlere başlamakta ihtiyaç duyulan standart bir nokta belirlemek oldukça zordur. Kafatasının sonlu elemanlar modeli, travmatik beyin hasarının biyomekaniğini incelemek için kullanılır ve kafa geometrisinin kullanımına oldukça bağlıdır. Bu bilgi kullanılarak yürütülen bir çalışmada, sonlu elemanlar modeli yardımıyla çocuk kafataslarının yaşa özgü gelişimine dayanan bir kafatası veri tabanı oluşturulmuştur [40].

Yetişkinlerde kafatası kalınlığı yapan yöntemlerin doğruluk ve hassasiyet açısından iyileştirilmesine dönük yeni yöntemlerin geliştirilmesi gerekmektedir. Çünkü mevcut yöntemlerin çoğu, pediatrik kafataslarında doğru sonuçlar verememektedir [41]. Bu noktadan hareketle, hem pediatrik hem de yetişkin kafatası kalınlıklarını doğru bir şekilde hesaplayabilen yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu bölümde önerilen yöntem ile hem

pediatrik hem de yetişkin kafatası kalınlıkları sayısal olarak hesaplanabilmektedir. Şu anda literatürde tüm büyüme aşamalarında kafatası kalınlığının değişimini analiz ederek ölçebilen bir çalışma bulunmamaktadır.

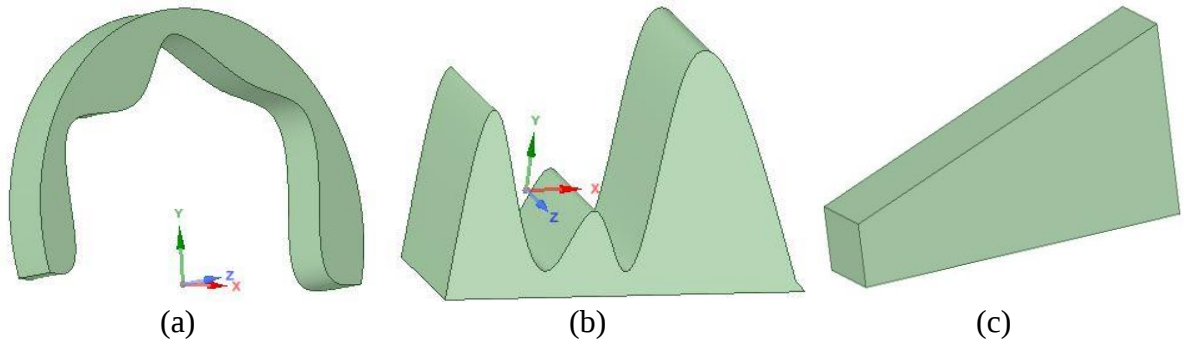
Önerilen yeni yöntem sayesinde, hem pediatrik hem de yetişkin bireylerde kafatasının MR görüntüleri kullanılarak hızlı ve güvenilir bir kafatası kalınlığı ölçümü yapabilen yöntem geliştirilmiştir. Sonlu elemanlar ve termal ısı yöntemleri birlikte kullanılarak kafatasının istenilen bölgesinin kalınlığı herhangi bir cerrahi işleme gerek duyulmadan hesaplanabilmektedir. Böylece kafatası kalınlıklarının yaşla birlikte nasıl değiştiğini değerlendirmek de kolaylaşmış olacaktır. Vurgulanması gereken en önemli noktalardan biri ise, geliştirilen yöntemin kemik kalınlıklarını cinsiyet ve yaştan bağımsız olarak istenilen tüm noktalarda hesaplayabilmesidir.

2.2 Materyal ve Metot

Çalışmanın ana motivasyonu, MR verilerinden alınan insan kafatasının kalınlıklarını farklı noktalarda bulmaktır. Böylece, kemik kalınlığını belirlemek için termal analiz temelli bir yöntem sunulmaktadır. Daha iyi bir anlaşılması için öncelikle yöntem 3B katı modeller üzerinde gösterilecektir. Bunun için tezin bu bölümünün materyal ve metodu şu şekilde organize edilecektir. Öncelikle 3B katı modeller üretilecek ve ardından üretilen modellere sonlu elemanlar yöntemi ile ağ örgü (mesh) giydirilecektir. Son olarak üretilen katı modellere termal analiz uygulanacaktır.

2.2.1 3B katı modellerin üretimi

Nesnelerdeki farklı sorunlara çözümler geliştirmek için termal analizin uygulandığı bilinmektedir. Özellikle ısıya dayanarak çalışan katı nesneler ve sistemlerde, sistem durumu ile ilgili önemli bilgiler termal analiz yöntemleriyle elde edilebilir. Bu bölümde, termal analizlerin nasıl çalıştığını açıklamak için 3 boyutlu modeller üzerinde bazı uygulamalar yapılmıştır. Böylece kafatası kemiklerine uygulanacak olan termal analiz yönteminin daha iyi anlaşılması amaçlanmaktadır. Kafatası geometrik yapılarına benzer şekilde tasarlanan 3B katı modeller, bu amaç için uygun nesnelerdir. Bu modellerin kalınlığı, kafatası kemik yapısında olduğu gibi farklı koordinatlarda değişmektedir. Bu modeller, SpaceClaim yazılımı kullanılarak oluşturulmaktadır. Bazı örnek 3B katı modeller Şekil 2.1'de gösterilmiştir.



Şekil 2.1 : Termal analiz için üretilen 3B modeller.

İnsan kemikleri heterojen ve doğrusal olmayan bir yapıya sahiptir. Bu nedenle kemik modelinin her bir yönü boyunca malzeme özellikleri atamak zordur. Kemik, doğal kompozit malzeme için bir örnek olsa da özellikleri noktadan noktaya değişiklik gösterir [42]. Bu çalışmada kafatası kemiklerinin izotropik malzeme olduğu varsayılmaktadır. Termal analiz için tasarlanan katı malzemelerin özellikleri Çizelge 2.1’de gösterilmektedir.

Çizelge 2.1 : Farklı çalışmalarda elde edilen malzeme özellikleri.

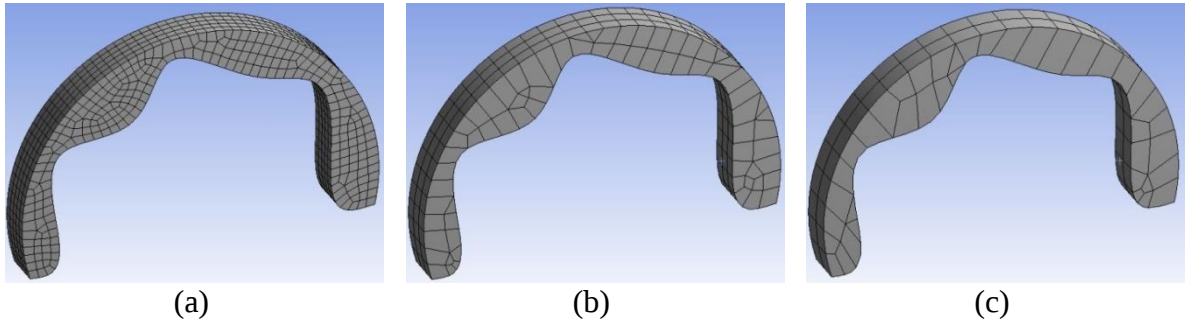
Yazar	Young katsayısı (MPa)	Poisson oranı	Kaynak
Coats and Margulies (2006)	300	0.19	[43]
Baumer et al. (2009)	238	0.20	[44]
Gzik et al. (2009)	380	0.22	[45]

Çizelge 2.1’de Young katsayısı, gerilme-şekil değiştirme eğrisinin başlangıç eğimidir. Modellenen nesnelerin birim hacimdeki madde miktarı da yoğunluğu vermektedir. Yanal gerilmenin aksenal gerilmeye oranı ise Poisson değerini vermektedir. Tasarlanan 3B katı modeller, aşağıdaki özelliklere sahip bir izotropik malzeme şu şekilde tanımlanmıştır. Young katsayısı: 380 MPa ve Poisson oranı: 0.22. Böylece, gerçekleştirilecek olan termal analiz çalışmalarının, insan kafatasındaki uygulamalar için uygun parametreler içermesi ve benzer termal analiz sonuçları üretmesi hedeflenmiştir.

2.2.2 Sonlu elemanlar yöntemini kullanarak mesh üretme

Sonlu elemanlar yöntemi, çeşitli mühendislik problemlerini analiz etmek için kullanılan sayısal bir tekniktir [46-48]. Bu teknik, büyük bir sistemi sonlu elemanlar denilen daha küçük ve daha basit parçalara ayırır. Bu yöntem kemik yapılarda giderek daha fazla uygulanmaktadır [49]. Sonlu elemanlar, 3B katı nesneler gibi karmaşık geometrileri modellemek için kullanılır. Amaç, mesh büyüklüğü ve yoğunluğundan bağımsız olarak en

az hata ve minimum hesaplama süresi ile güvenilir sonuçlar elde etmektir. Simülasyonlar, Intel Core i7-6700 işlemcili (3.40 GHz) ve 16GB RAM'e sahip olan yüksek performanslı bir iş istasyonu üzerinde gerçekleştirilmiştir. İlk olarak hazırlanan modeller FE tabanlı ANSYS'e aktarılmaktadır. Modeller tasarlariken, kafatasının anatomisi dikkate alınmıştır [50]. Daha sonra bu katı modeller, termal analiz hazırlamak için meshlenmektedir. Kafatasına benzerlik açısından eğimli yapıya sahip olan modele mesh giydirilmesi için eğrilik ve eleman boyutu ayarlanmaktadır. Katı modeldeki düğüm ve eleman sayısı mesh boyutuna göre değişmektedir. Mesh menü altındaki boyutlandırma seçeneği kullanılarak alınan eleman boyutu 1, 2 ve 3 mm olarak seçilmektedir. Mesh boyutu küçüldükçe düğüm ve eleman sayıları da artış gösterecektir. Çizelge 2.2'de mesh uygulanmış modelin farklı eleman boyutuna göre oluşan düğüm, eleman sayısı ve çalışma süresi sayısını göstermektedir. Farklı seviyelerde üç tipte FE mesh modeli üretilmiştir. Analizler sırasında, FE Model-3'ün en büyük ağ büyüklüğüne sahip olduğu tespit edilmiştir. Model-3 hem zaman hem de eleman sayısı açısından güvenilir bir çözüm sunmaktadır. Bu nedenle, FE Model-3 diğer FE modellerine (1 ve 2) tercih edilmiş olup sonraki analizlerde kullanılmıştır. Ağın iyileştirilmesi ve yazılımdaki mevcut seçeneklerin kullanılması ile ağ kalitesi arttırılarak gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmektedir. Şekil 2.2'de farklı sayıda düğüm ve elemanlar ile örülmüş katı modeller görülmektedir.



Şekil 2.2 : Farklı düğüm ve elemanlar ile örülmüş katı modellerin görüntüleri: (a) Mesh model-1, (b) Mesh model-2 ve (c) Mesh model-3.

Çizelge 2.2 : Farklı düğüm ve elemanlar ile örülmüş katı modellerin görüntüleri.

Model numarası	Mesh büyüklüğü (mm)	Düğüm	Eleman	Çalışma zamanı
1	1	7635	1395	3 dk, 8 sn
2	2	1435	213	1 dk, 17 sn
3	3	637	80	0 dk, 29 sn

2.2.3 3B katı modellerin termal analizi

Sürekli ortamlarda ısı iletimin geçerli denklemi termal enerjinin korunum ilkesine göre elde edilebilir. İzotropik malzeme içeren bir sistem için ısı transferi ilişkisinin uygulanması Denklem 2.1’de ki gibidir [51]:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \text{div}(\vec{k} \text{ grad} T) + Q \quad (2.1)$$

Burada ρ yoğunluk, C özgül ısı, T ortam sıcaklığı, t zaman, $\vec{k}$ termal iletim katsayısını temsil eder ve Q hacim başına üretilen iç ısıdır. Konveksiyonla aktarılan ısı miktarı Newton’un soğutma yasasına göre şu şekilde belirlenir (Denklem 2.2):

$$q_c = -h_c(T_a - T_{sb}) \quad (2.2)$$

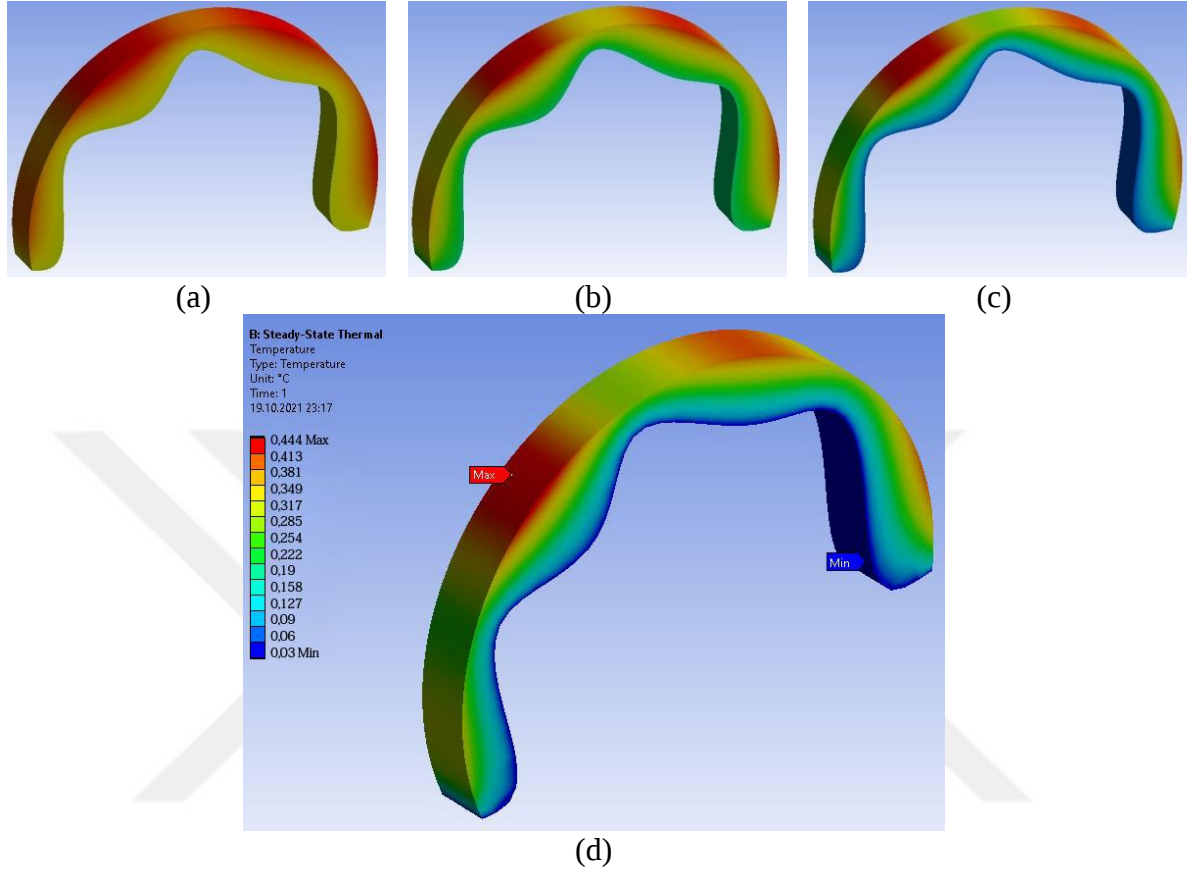
Burada h_c konveksiyon katsayısı T_{sb} yüzey sınırlarının sıcaklığı ve T_a ortam sıcaklığıdır. Konveksiyon katsayısı akışkan hızının (V_f) ve yüzey pürüzlüğü gibi özelliklerin bir fonksiyonudur. Bu katsayıyı hesaplamak için basitleştirilmiş formül Denklem 2.3’te mevcuttur [52].

$$h_c = 3.8V_f + 5.7 \quad (2.3)$$

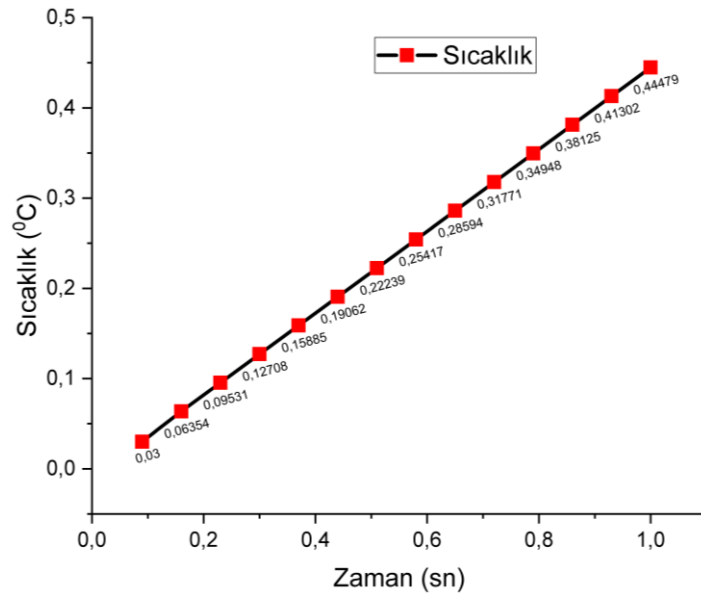
Bu bölümde modellenen katı nesnenin termal analizi incelenmektedir. Böylece kafatası görüntülerinde uygulanacak modelin doğrulama testleri için bir deneysel uygulama gerçekleştirilmiştir. Bu deneysel uygulamalar için ANSYS Workbench-2021 yazılımı kullanılmaktadır [53]. ANSYS Workbench ara yüzü temel olarak bir araç kutusu, proje şeması, araç çubuğu ve menü çubuğundan oluşur. Yaygın kullanılan iki ana termal analiz yöntemi vardır: 1- Kararlı durum termal analizi, 2- Geçici termal analiz. Bu çalışmada kararlı durum termal analiz yöntemi kullanılmıştır. Bu analiz yöntemi, sabit termal yükün bir 3B katı nesne üzerindeki etkisini hesaplar. Bu analiz, zamanla değişmeyen bir nesnedeki sıcaklığı, termal eğimi, ısı akış oranlarını ve ısı akışını belirlemek için kullanılabilir [54].

Modellenen katı nesne insan kafatasının kemik yapısı için deneysel uygulamalar içerdiğinden farklı kalınlıklarda tasarlanmıştır. Modelin iç ve dış yüzeylerine farklı ısılar uygulanarak bu yüzeyler arasındaki ısı farkı analiz edilmektedir. İç yüzeyin sıcaklık değeri 0°C olarak kabul edilmektedir. Böylece dış yüzeydeki ısı değeri doğrudan sıcaklık fark değerini verecektir. Katı modele uygulanacak ısı transferi 1 sn içerisinde

gerçekleştirilmektedir. Kullanılan modelin farklı parçalarındaki ısı transfer dağılımı, Şekil 2.3'te gösterilmiştir. Şekil 2.4, modeldeki ısı transferinin zamana göre doğrusal değişimini göstermektedir.



Şekil 2.3 : Modelin a) 0.3 sn, b) 0.6 sn, c) 0.9 sn ve d) 1 sn'deki ısı geçişleri.



Şekil 2.4 : 3B katı modelin iç-dış yüzeyleri arasındaki ısı transferinin zamana bağlı değişimi.

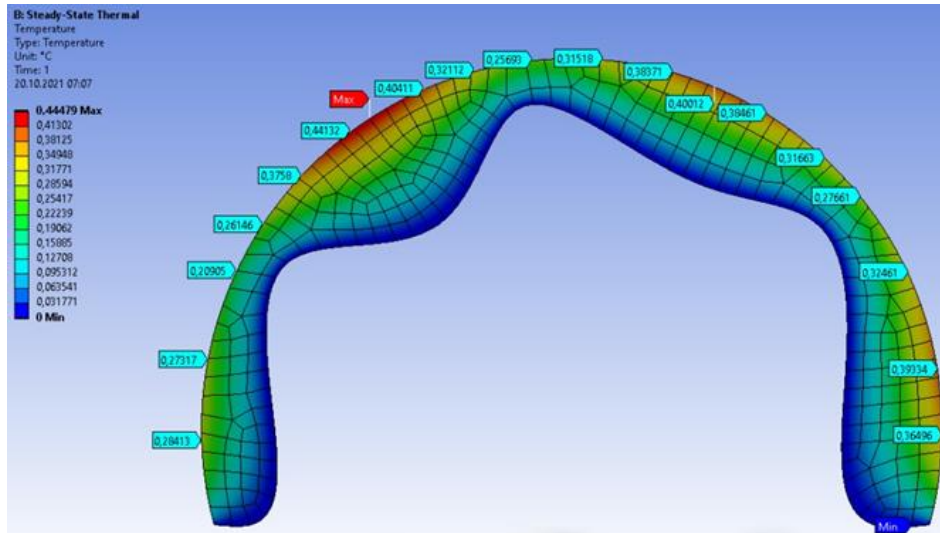
Şekil 2.4'te elde edilen sonuçlara göre ısı geçişinin model kesit kalınlığı ile doğru orantılı olduğu ve bunun sonucunda ölçülen sıcaklık değerinin de doğrusal olarak arttığı gözlemlenmiştir.

Modelin dış yüzeyindeki bir noktanın iç yüzeyindeki en yakın noktaya olan uzaklığı o bölgenin kesit kalınlığını vermektedir. Dış yüzeydeki noktalar başlangıçta rastgele seçilmiştir. Dış yüzey ve iç yüzeyde alınan noktaların x,y,z eksen değerleri uzaklık hesaplama işleminde kullanılmıştır. Alınan bu eksen değerlerinden öklid mesafesi yardımı ile modelin dış yüzeyindeki noktaların iç yüzeyindeki noktalara olan uzaklığı ayrı ayrı bulunabilmektedir. Elde edilen mesafe değerleri sıcaklık farkı değerleri ile orantılıdır. Dolayısıyla iki nokta arasındaki hem öklid mesafesi hem de sıcaklık farkı değeri kesit kalınlığı bilgisini vermektedir. Öklid mesafesi n-boyutlu uzayda Denklem 2.4 ile hesaplanmaktadır:

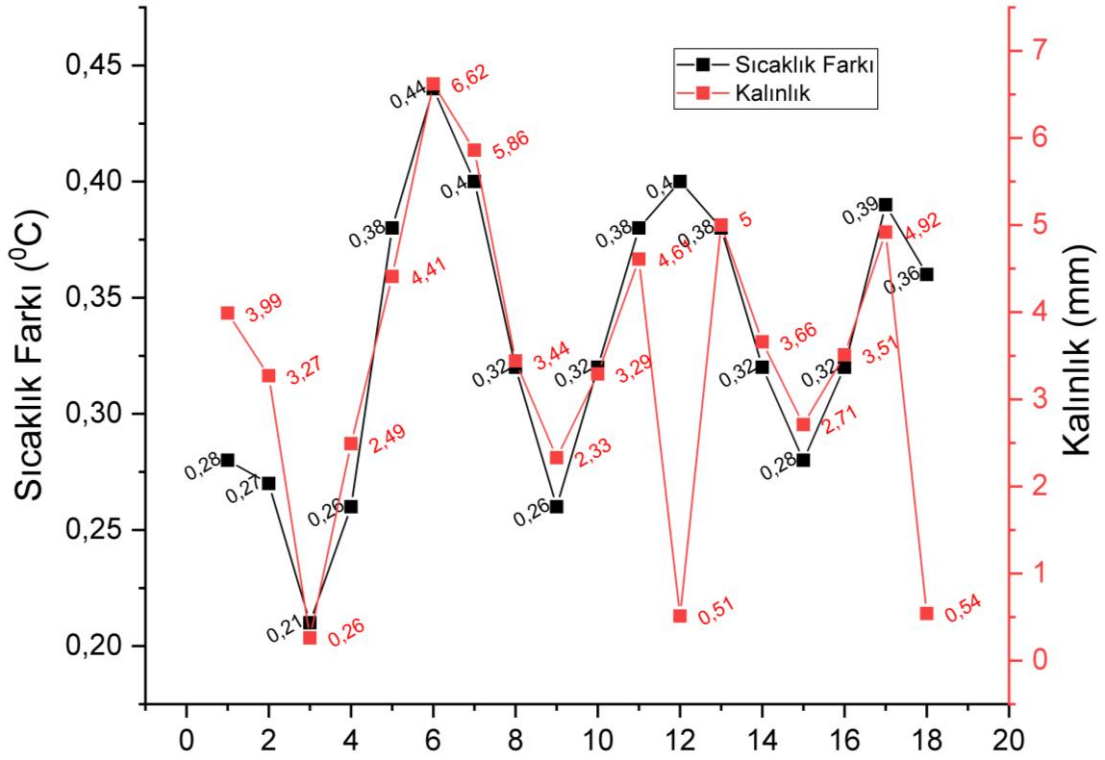
$$d(p, q) = \sqrt{(p_1 - q_1)^2 + (p_2 - q_2)^2 + \dots + (p_n - q_n)^2} \quad (2.4)$$

Burada p ve q 3B uzayda rastgele seçilmiş noktalardır.

Şekil 2.5'te model üzerinde işaretlenen 18 farklı noktanın sıcaklık değerleri görülmektedir. Buradaki en yüksek sıcaklık değeri kırmızı ve en düşük sıcaklık değeri ise mavi olarak görülmektedir. Şekil 2.6'daki grafikte ise Şekil 2.5'teki 18 noktanın iç yüzeye olan mesafeleri ve bu mesafelere karşılık gelen sıcaklık fark değerleri verilmiştir. Buradan anlaşılabacağı üzere sıcaklık farkı nesne kalınlığı ile doğru orantılı olarak değişmektedir.



Şekil 2.5 : 3B katı modelin dış yüzeyinde rastgele işaretlenen noktalar.



Şekil 2.6 : Sıcaklık farkının nesne kalınlığına göre değişimi.

Rastgele seçilen noktaların sıcaklık farkları verileri elde edildikten sonra bu verilere en küçük kareler yöntemi (EKY) uygulanarak veri noktalarının dağılımına en iyi uyan doğru saptanmaktadır. Böylece değişkenler arasındaki ilişkinin varlığı hakkındaki bilgi en küçük kareler yöntemi kullanılarak elde edilir [41].

Sıcaklık farkı bağımsız, sıcaklık farkının olduğu noktanın iç yüzeye olan mesafesi ise bağımlı değişken olarak seçilmektedir. Bu yöntemde $i \in \{1, \dots, n\}$ olmak üzere $(x_i; y_i)$ veri çiftlerine en iyi uyan $y = ax + b$ olarak verilen doğru bulunmaktadır. Sıcaklık değerlerine karşılık gelen kalınlık değerleri Denklem 2.5'te hesaplanmaktadır:

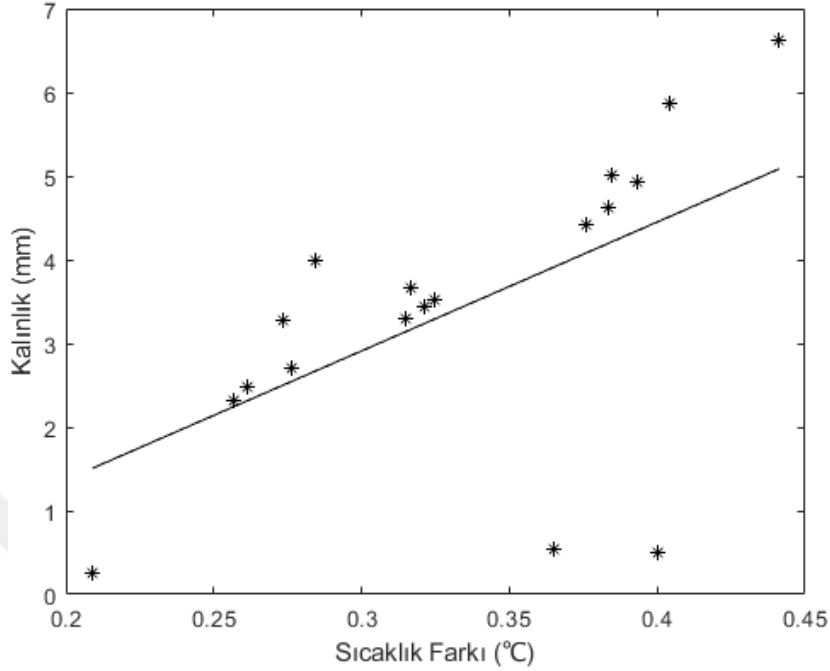
$$y_i = \beta_0 + \beta_1 x_i + \dots + \beta_n x_n + \varepsilon_i \quad (2.5)$$

Ana kütlede rastgele bir örneklem elde edilerek, bilinmeyen β_i değerleri en küçük kareler yöntemi ile tahmin edilmektedir (Denklem 2.6). Tez çalışmasında kullanılan veriler, modelin dış yüzeyindeki sıcaklık farkı noktalarıdır.

$$EKY = \sum_{i=1}^n e_i = \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i) \quad (2.6)$$

β_i 'nin olası değerleri için $\hat{\beta} = (X'X)^{-1}X'y$ ifadesi elde edilir. Böylece tahmin edilen β_i değerleri kullanılarak doğrusal regresyon modeli çizilebilmektedir. Şekil 2.7'de sıcaklık

farkı ve nesne kalınlığı arasındaki doğrusal regresyon modeli gösterilmektedir. Böylece tasarlanan kafatası benzeri modelin dış yüzeyindeki herhangi bir nokta işaretlendiğinde en küçük kareler yöntemi ile işaretlenen noktaya karşılık gelen kalınlık değeri bulunmaktadır.

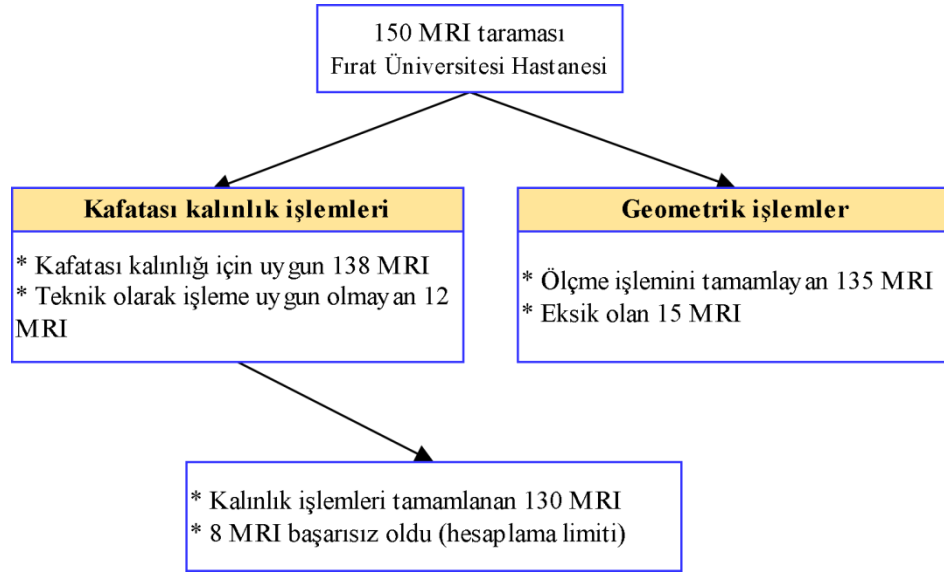


Şekil 2.7 : Sıcaklık farkı-kalınlık ilişkisi.

Termal analiz ve sonlu eleman yöntemlerinin, katı modellerin tüm bölgelerindeki kalınlığı etkili bir şekilde belirlediği görülmüştür. Bölüm 2.3'te bu yöntemler, insan kafatası görüntülerinin kemik kalınlığı bilgilerini belirlemek için de kullanılmaktadır.

2.2.4 Kullanılan veri seti

MRI verileri beyin cerrahisi bölümünden (Fırat Üniversitesi Hastanesi, Elazığ, Türkiye) toplanılmıştır. Herhangi bir patolojik durum için tüm veriler kontrol edilmiştir. Patolojik sorunları olanlar daha fazla analiz için hariç tutulmuştur. Çalışmada kemik kalınlığı hesaplanan bireyler, görünür patolojik veya olağandışı morfolojisi olmayan kişilerdir. Bu çalışma için 150 hasta ile iletişime geçilmiştir. Hastaların verileri toplanırken çocuk veya yetişkin ayırımına gidilmemiştir. Bireylerin yaş aralığı 0-72'dir. 150 kişilik veri kümesi analiz edilerek 3B ölçümler elde edilmiştir (Şekil 2.8).



Şekil 2.8 : Çalışmada kullanılan MRI taramalarının işlenmesi.

MRI verilerinin kesit kalınlığı 0,5mm ile 0,625mm arasında değişmektedir. Bir vokselle (voxel) boyutu 512×512 piksel matrisine sahip izometriktir. Vokselle boyutu, MR görüntü kalitesinin önemli bir bileşenidir [55]. Vokselle, bir pikselin 3 boyutlu analogudur. Vokselle boyutu, hem piksel boyutu hem de dilim kalınlığıyla ilgilidir. Piksel boyutu ne kadar küçükse, görüntünün uzamsal çözünürlüğü o kadar büyük olur. Bu makalede kullanılan MRI verilerinin bir kısmının bilgisi Çizelge 2.3’te verilmiştir.

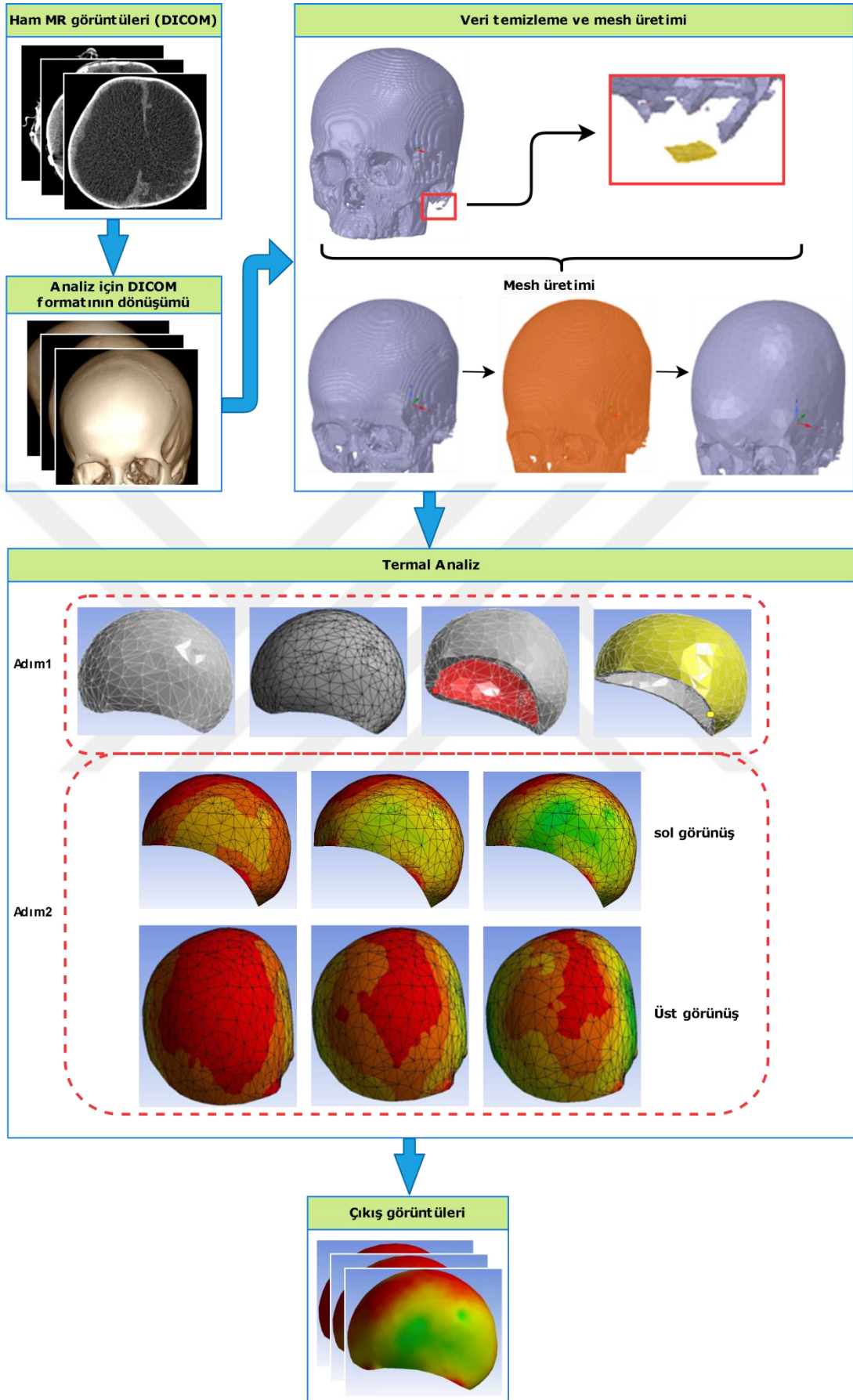
Çizelge 2.3 : Kafatası MRI verileri.

No	Cinsiyet	Yaş	Satır	Sütun	Çerçeve	Pixel_X	Pixel_Y	Pixel_Z	Kesit Kalınlığı(mm)
1	E	16.00	512	512	742	0.546	0.546	0.5	0.5
2	E	16.00	512	512	305	0.488281	0.488281	0.625	0.625
3	E	12.00	512	512	292	0.582031	0.582031	0.625	0.625
4	E	14.00	512	512	766	0.546	0.546	0.5	0.625
5	E	15.00	512	512	769	0.546	0.546	0.5	0.5
6	E	16.00	512	512	303	0.492188	0.492188	0.625	0.625
7	E	14.00	512	512	296	0.488281	0.488281	0.625	0.625
8	E	13.00	512	512	650	0.546	0.546	0.5	0.5
9	E	15.00	512	512	423	0.466797	0.466797	0.5	0.625
10	K	13.00	512	512	132	0.488281	0.488281	0.625	0.625
11	K	11.00	512	512	288	0.488281	0.488281	0.625	0.625
12	K	11.00	512	512	288	0.488281	0.488281	0.625	0.625
13	K	11.00	512	512	834	0.537	0.537	0.5	0.5
14	E	16.00	512	512	282	0.589844	0.589844	0.625	0.625
15	E	17.00	512	512	73	0.488281	0.488281	0.625	0.625
16	E	13.00	512	512	335	0.488281	0.488281	0.625	0.625
17	K	11.00	512	512	553	0.546	0.546	0.5	0.5
18	K	15.00	512	512	669	0.546	0.546	0.5	0.5
19	K	17.00	512	512	696	0.546	0.546	0.5	0.5
20	K	11.00	512	512	584	0.503	0.503	0.5	0.5
21	K	13.00	512	512	685	0.625	0.625	0.5	0.5
22	K	15.00	512	512	297	0.537109	0.537109	0.625	0.625
23	K	18.00	512	512	736	0.546	0.546	0.5	0.5

24	K	14.00	512	512	669	0.546	0.546	0.5	0.5
25	K	15.00	512	512	551	0.481	0.481	0.5	0.5
26	K	14.00	512	512	241	0.488281	0.488281	0.625	0.625
27	K	18.00	512	512	567	0.468	0.468	0.5	0.5
28	K	18.00	512	512	512	0.468	0.468	0.5	0.5

2.3 Önerilen Kafatası Kalınlık Analizi Metodu

Bu çalışmada sonlu eleman analizi ve termal analiz yöntemi birlikte kullanarak MR görüntülerinden elde edilen insan kafataslarının tüm bölgelerindeki kemik kalınlığını hesaplayan yeni bir yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntem ile farklı yaş ve cinsiyetlerdeki insanların kafatası MR görüntülerinin termal analizi gerçekleştirilmiştir. Analizler bilgisayar destekli mühendislik çalışmalarında kullanılan ANSYS programı ile gerçekleştirilmiştir. Sonlu elemanlar temelli ANSYS Workbench platformu mekanik, akışkanlar dinamiği ve ısı transferi gibi farklı disiplinlerde etkili çalışmalar yapılmasına olanak sağlar. Önerilen yöntemde ısı transferine dayanan termal analiz yöntemi kullanılarak kemik kalınlığının ısı geçişleri ANSYS programı yardımı ile ölçülmüştür. Önerilen yöntemin grafiksel olarak özeti Şekil 2.9’da verilmektedir.



Şekil 2.9 : Önerilen yöntemin grafiksel özeti.

Önerilen yöntem aşağıdaki ana adımları içermektedir:

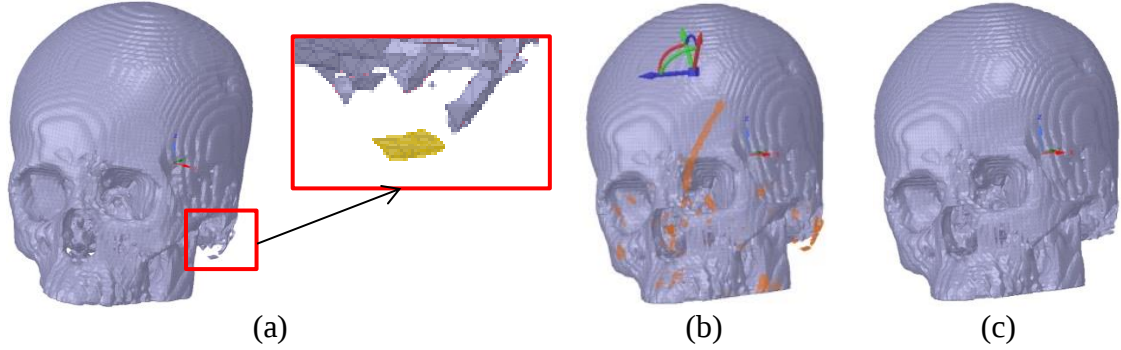
- 1- Ham kafatası MR görüntüleri DICOM formatında alınmaktadır.
- 2- DICOM verileri analiz için bilgisayar destekli tasarım modellerine dönüştürülmektedir. Bu dönüşümde veriler stereolithography (STL) olarak kaydedilmektedir.
- 3- Elde edilen STL formatındaki kafatası görüntüleri üzerinde MRI kaynaklı istenmeyen kemik parçacık bölgeleri temizlenir ve analiz için hazır hale getirilir.
- 4- Uygun düğüm ve eleman sayılarına göre mesh üretimi yapılarak kafatası görüntüsü termal analiz için hazır hale getirilir.
- 5- Termal analizin kararlı durum tipi kullanılarak kafatasının iç ve dış yüzeylerine belirli sıcaklık değerleri uygulanmaktadır. Bu çalışmada iç sıcaklık değeri 0°C olarak belirlenmiştir. Kafatası görüntülerinin dış yüzeyindeki sıcaklık değerleri birbirine dik iki eğri boyunca alınmaktadır.
- 6- Sıcaklık bilgisi kullanılarak kemik kalınlığı elde edilirken dik eğriler boyunca herhangi bir kafatası noktası ve bu noktaya en yakın iç yüzey noktası arasındaki uzaklık kullanılır. Bu iki nokta arasındaki öklid mesafesi kullanılarak ilgili noktanın kemik kalınlık bilgisi elde edilir.

2.4 Deneysel Sonuçlar

MRI verilerinin ANSYS programında termal analizlerinin yapılabilmesi için öncelikle "Stereolithography" olarak bilinen STL dosya türünde tanımlanmaları gerekmektedir. STL türü 3B tasarlanmış modelin yüzeylerinin matematiksel bir dizi içerisinde çok sayıda üçgene bölünmesiyle oluşturulmuş bir formattır [56]. Bu format 3B bir kafatasının hacim bilgisini herhangi bir renk veya doku bilgisi içermeksizin saklanmasına ve aktarılmasına izin verir. Bilgisayarlı tomografi yardımıyla insan kafatasının 2B kesit görüntüleri oluşturulur. Bu görüntüler üst üste bindirilerek uygun yazılımlar aracılığıyla 3B model haline getirilmektedir. Bu çalışmada kafatası MR görüntülerinin yüzey geometrilerin yeniden düzenlenmesi için ilk adım olarak RadiAnt DICOM Viewer yazılımından faydalanılmıştır [57]. STL olarak kaydedilecek MRI verisi RadiAnt aracılığıyla meshlenmektedir. STL hazırlandığında kafatasının yüzeyinde oluşturulan mesh sayısı, kafatası çözünürlüğü ile doğru orantılıdır. Hazırlanan STL dosyaları ANSYS'e aktarılır.

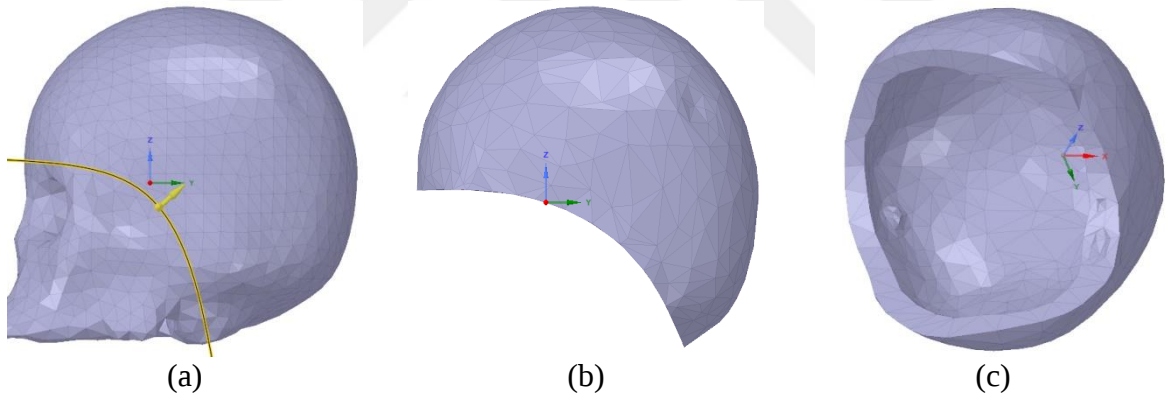
Termal analiz için ANSYS'e aktarılan kafatası yüzeyinde birden fazla bağlantısız bölgeleri olan örgü gövdelerinin tümü ayrılmaktadır. ANSYS analizler için kendi içerisinde mesh

işlemi yapacağından örgü gövdelerinin ayırma işlemi önemlidir. Şekil 2.10'da kafatası görüntüsü üzerindeki bağlantısız bölgelere bir örnek gösterilmektedir. Bağlantısız bölgelerin tümü daha sağlıklı bir analiz için kafatasından kaldırılmaktadır.



Şekil 2.10 : (a) Bağlantısız bir örgü gövde (b) Bağlantısız tüm örgü gövdeler (turuncu renk) (c) Kafatasının bağlantısız örgü gövdelerden arınmış şekli.

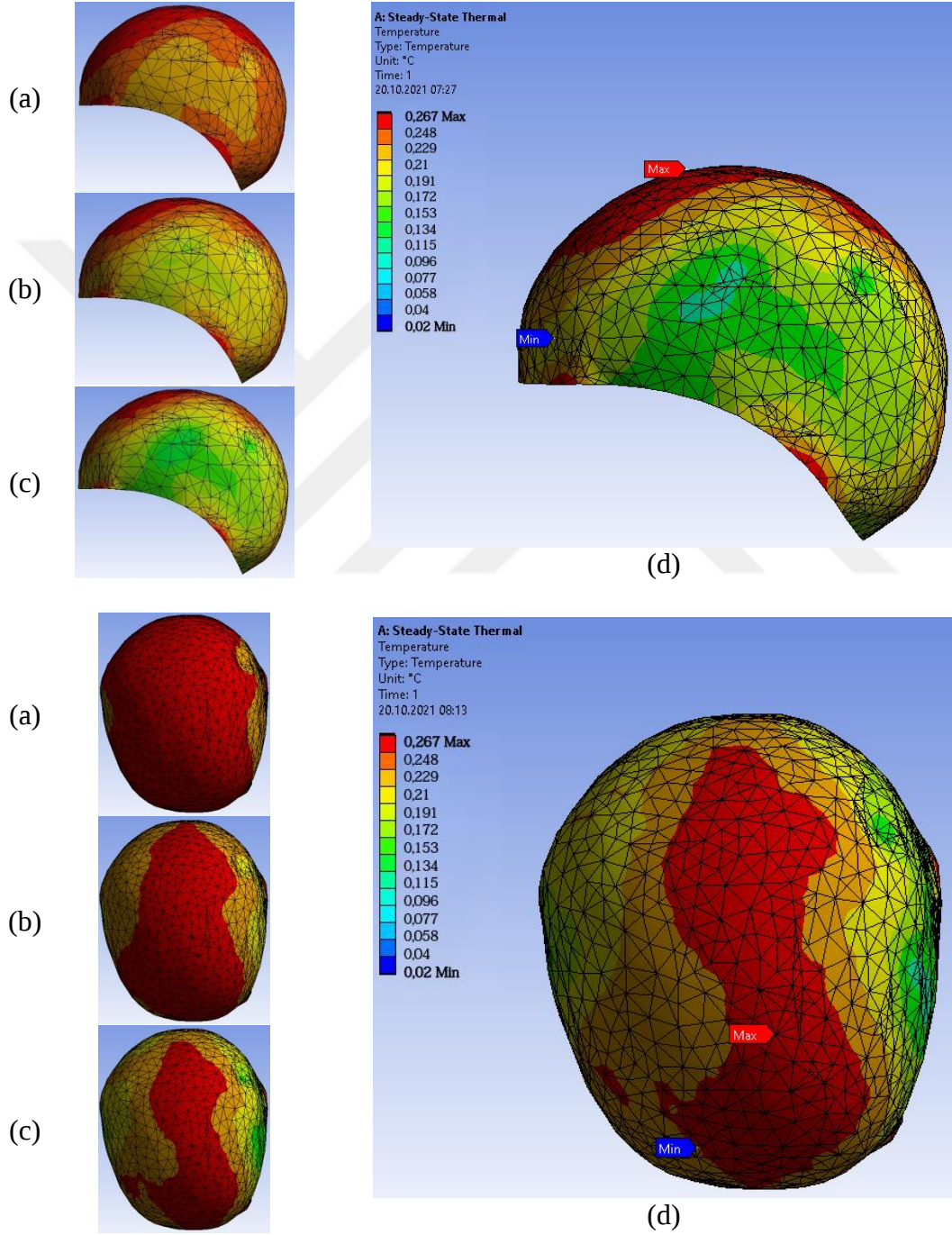
Kafatası kalınlığının belirlenmesi için iç yüzeye erişimin sağlanması gerekmektedir. Dolayısıyla Şekil 2.11'de görüldüğü gibi alın bölgesinden boyun kısmına doğru yay çizilerek kafatasının yüz bölgesi çıkarılmaktadır. Böylece meshli iç bölgeye ulaşım sağlanmış olunacaktır.



Şekil 2.11 : (a) Yüzey ayırma yayı (b) Yüz bölgesi çıkarılmış hali (c) Kafatası iç yüzey.

SpaceClaimde uyarlanmış olan kafatası, ANSYS Workbench'e aktarılarak termal analiz gerçekleştirilmektedir. İç yüzeyin sıcaklık değeri 0°C olarak kabul edilmektedir. Böylece kafatası dış yüzeydeki herhangi bir noktanın sıcaklık değeri, sıcaklık farkını verecektir. Kafatasına uygulanacak ısı transferi 1 sn içerisinde gerçekleştirilmektedir. Isı transferi simülasyonunda sürenin 1 sn veya daha fazla olması ısı transfer görüntüsünü değiştirmez. Çalışmada simülasyonun oynatım süresi 1 sn olarak seçilmiştir. Simülasyon süresi doğrudan cerrahi uygulamalara katkıda bulunmaz. Şekil 2.12'de, kafatasının sol taraf görünümü ve üst görünümü gösterilmektedir. Bu termal analiz sonuçları, ısı transferinin

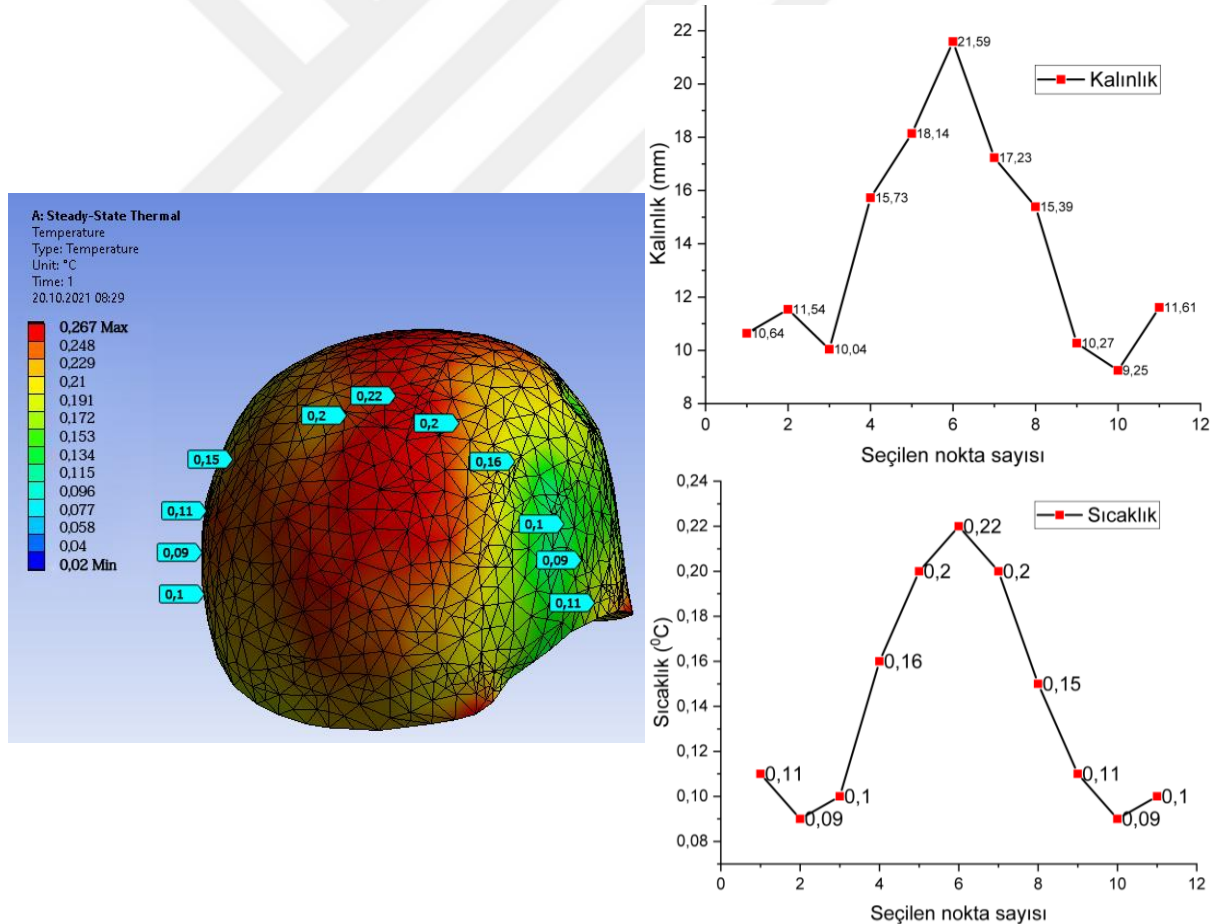
farklı zaman dilimlerinden alınmaktadır. Termal görüntülerdeki renk dağılımları farklı kemik kalınlıklarına karşılık gelmektedir. Kırmızı renkli alan, en büyük kemik kalınlığı bölgesini göstermektedir. Yeşil renkli alan, en ince kemik kalınlığı bölgesini göstermektedir. Diğer renkler, kırmızı ve yeşil bölgelerdeki kemik kalınlığının orta değerlerini göstermektedir. Geliştirilen yöntem sayesinde, kafatasında istenen noktaların kemik kalınlığı bilgisi, sayısal olarak elde edilmektedir.



Şekil 2.12 : Kafatasının (a) 0.3 sn. (b) 0.6 sn. (c) 0.9 sn. ve (d) 1 sn.'deki ısı geçişlerine göre oluşan renk haritası.

Tezin giriş kısmında cranial kasayı oluşturan dört ana kemik yapının olduğu açıklanmıştır. Bunlar frontal, parietal, occipital ve temporal ana kemik yapılarıdır. Bu kemiklerin herhangi bir noktadaki kalınlık bilgisi, tıbbi işlemler için kritik öneme sahiptir. Bu kemikler üzerinden geçen geometrik eğriler boyunca, istenen noktaların kemik kalınlık bilgisi, önerilen yöntem yardımı ile kolayca elde edilebilmektedir. Bu amaçla, birbirini dik eksenler olarak kesen iki eğri boyunca rastgele noktalar seçilmektedir.

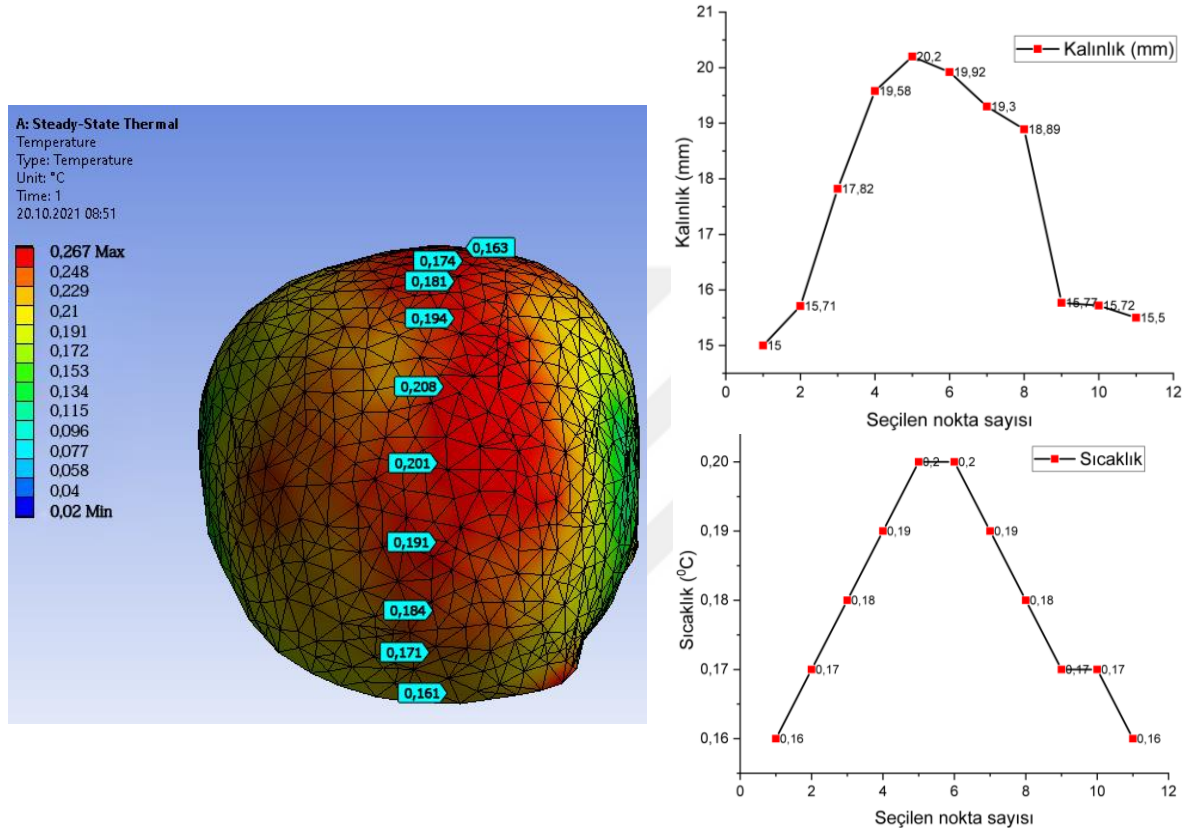
Birinci eğri, kafatasının sol temporal kemiğinden başlayıp parietal kemikleri üzerinden sağ temporal kemikte sonlanmaktadır. Temporal kemik kafatasının yan taraflarını oluştururken parietal kemik ise kafatası kenarlarının ve çatısının birleştiği kemiktir. Bu eğri boyunca temporal kemiğin parietal kemiğe göre daha ince olduğu sıcaklık farkları aracılığı ile tespit edilebilmektedir. Bu durum ilgili literatür ile tutarlıdır [58]. Birinci eğri üzerindeki sıcaklık farkı noktalarının değerleri ve noktaların iç yüzeye olan mesafeleri Şekil 2.13'te gösterilmektedir.



Şekil 2.13 : Temporal ve parietal kemiklerinin sıcaklık ve kalınlık değerleri.

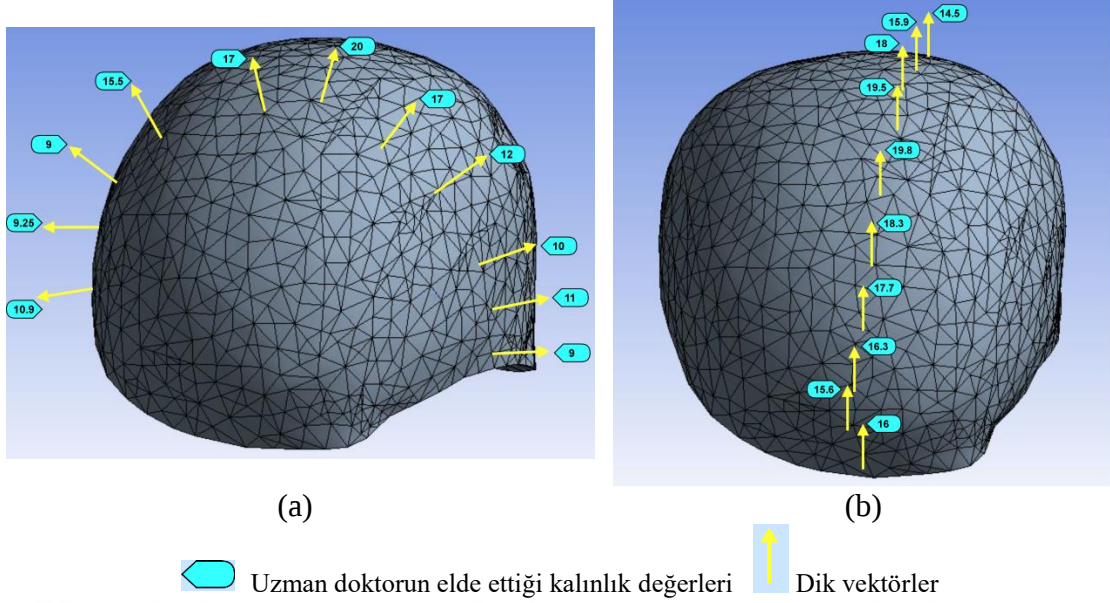
İkinci geometrik eğri, kafatasının frontal kemiğinden başlar ve parietal kemikleri boyunca occipital kemikte sonlanmaktadır. Frontal kemiği kafanın ön kısmını meydana getirirken

occipital kemiği ise kafatasının arka bölümünü tamamen oluşturmaktadır. İkinci geometrik eğri üzerindeki sıcaklık farkı noktalarının değerleri ve noktaların iç yüzeye olan mesafeleri, Şekil 2.14'te gösterilmektedir. Bir önceki geometrik eğri boyunca belirtildiği gibi ikinci eğrideki sıcaklık değerleri, termal renk haritasındaki değişiklik ile uyumludur. Sıcaklık farklarından da anlaşılacağı üzere frontal kemik kalınlığı ile occipital kemik kalınlıklarının birbirine yakın olduğu ve ilgili literatür ile tutarlı olduğu tespit edilmiştir [58].



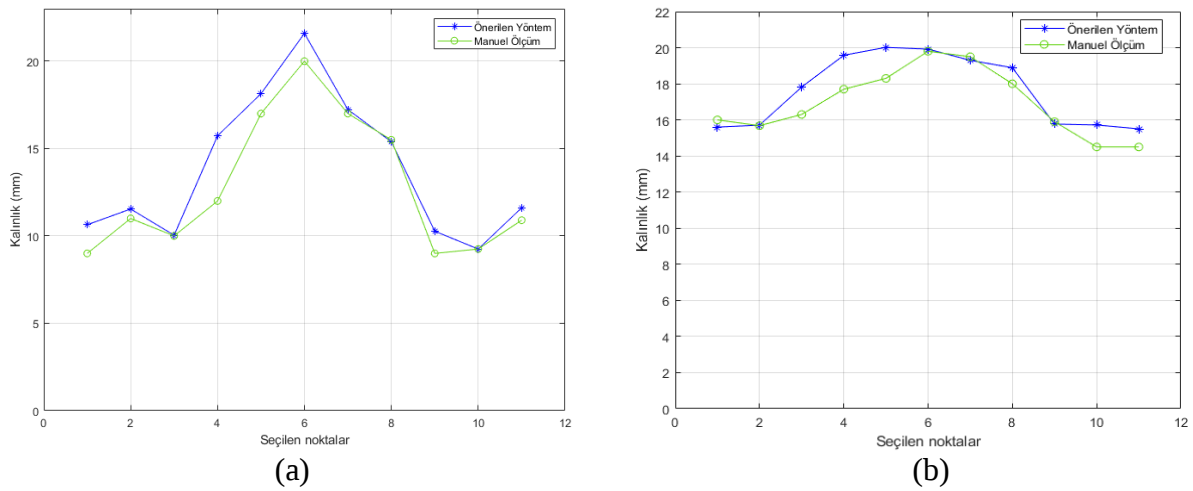
Şekil 2.14 : Frontal ve occipital kemiklerinin sıcaklık ve kalınlık değerleri.

Tez çalışmasında geliştirilen ve termal analize dayanan yeni yöntemin performansının güvenilirliğini ve doğruluğunu ölçmek için yöntemin sonuçları uzman doktor tarafından yapılan gerçek kalınlık değerleri ile karşılaştırılmıştır. Frontal kemikten parietal kemiğe çizilen birinci geometrik eğri ve sol temporal kemikten sağ temporal kemiğe çizilen ikinci geometrik eğri boyunca rastgele noktalar seçilmiştir. İlk olarak, seçilen noktaların 3B alandaki koordinat değerleri kaydedilerek doktorun seçilen bu noktaların kalınlığını ölçmesi sağlanmıştır. Uzman doktorun elde ettiği gerçek kafatası kalınlık değerleri Şekil 2.15'te gösterilmiştir.



Şekil 2.15 : Uzman doktorun elde ettiği kafatası kalınlık ölçüm değerleri (a) Sol temporal kemikten sağ temporal kemiğe doğru ölçüm sonuçları (b) Frontal kemikten parietal kemiğe doğru ölçüm sonuçları.

Ölü kişilerin kafatası kalınlığı ölçümleri, doktorlar tarafından kafatası mekanik aletlerle delinerek yapılır. Bununla birlikte bu yöntem canlı insanlarda kullanılmadığından, doktorlar, 3D Slicer gibi özel programlarla kalınlık ölçümleri yapmaktadırlar. Önerilen yöntemin ve doktor tarafından yapılan manuel ölçüm sonuçları, Şekil 2.16'da gösterilmiştir. Ölçüm sonuçlarından görülebileceği gibi, önerilen termal analiz temelli yöntemin doğruluğu, manuel ölçüm değerlerine yakındır. Ayrıca önerilen yöntemin önemli bir avantajı ise kafatasının tüm alanını ölçülebilmesidir. Manuel ölçümlerde ise yalnızca belirlenen koordinat değerlerinin sonuçları bulunabilmektedir.



Şekil 2.16 : Termal analiz temelli önerilen yöntem ve manuel ölçüm sonuçları (a) Sol temporal kemikten sağ temporal kemiğe doğru ölçüm sonuçları (b) Frontal kemikten parietal kemiğe doğru ölçüm sonuçları.

Şekil 2.16'da görüldüğü gibi, önerilen yöntem sonuçlarının manuel ölçümle her iki eğri boyunca 4'er noktada aynı sonuçlar bulmuştur. Diğer noktaların kalınlık değerleri ise kabul edilebilir bir aralıkta bulunmuştur.

Önerilen bu yöntem ile yaşları 0-72 aralığında olan farklı cinsiyetteki 150 hastanın (kadın:80. %53.3; erkek:70. %46.7; ortalama yaş:14.3) kafatası MR görüntülerine termal analiz işlemi uygulanmıştır. Kadınlar ve erkekler arasında yaş açısından anlamlı bir fark bulunmamaktadır (kadın:14; erkek:14.7 ortalama yaş).

MRI kafatası verileri üzerinde elde edilen deneysel sonuçlar, önerilen termal analiz tabanlı modelin kafatası kemik kalınlığını belirlemek için güçlü ve ayırt edici olduğunu göstermektedir. Bu durum uzman doktor tarafından yapılan değerlendirmeler ile teyit edilmiştir. Ayrıca ilgili literatüre bakıldığında, yöntemin elde ettiği sonuçların literatür ile uyumlu olduğu da anlaşılmıştır.

Uygulanan işlem, cerrahi olmadığı için standart bir laboratuvar da kolayca yapılabilmektedir. Böylece kafatası kemik kalınlık ölçümlerinin renk haritalarına göre karakterize edilmesi ve istenilen bir noktanın kemik kalınlığının hesaplanması sağlanmaktadır. Kafatası kemiklerinin anatomik karmaşıklığı çalışmamızda ölçüm alınmasına engel olmamaktadır. Geliştirilen bu yöntem sayesinde hastaya zarar verebilen invasive teknikler yerine termal analiz ve sonlu yöntemler metodu yardımıyla MR görüntülerinin kemik kalınlığı hesaplanmaktadır.

Bu çalışmada elde edilen sonuçlar sayesinde kafatasında kırılan kemiği birleştirmek / onarmak için gerekli malzeme kalınlığına karar vermede doktorlara kolaylık ve hız sağlayacaktır. Ayrıca meydana gelen kafatası yaralanmalarında kemiklerin durumu ile ilgili ayırt edici tanı belirlemede uzmanlara yardımcı bilgiler sağlanabilecektir. Kafatası MR görüntülerinin modellenmesinde meydana gelebilen bazı hatalardan dolayı kafatasının bazı bölgelerinin ısı transferinde hafif değişimler olabilmektedir.

3. KAFATASI KALINLIĞI HESAPLAMASI İÇİN ÖNERİLEN YENİ BİR YÖNTEM: DİK IŞIN

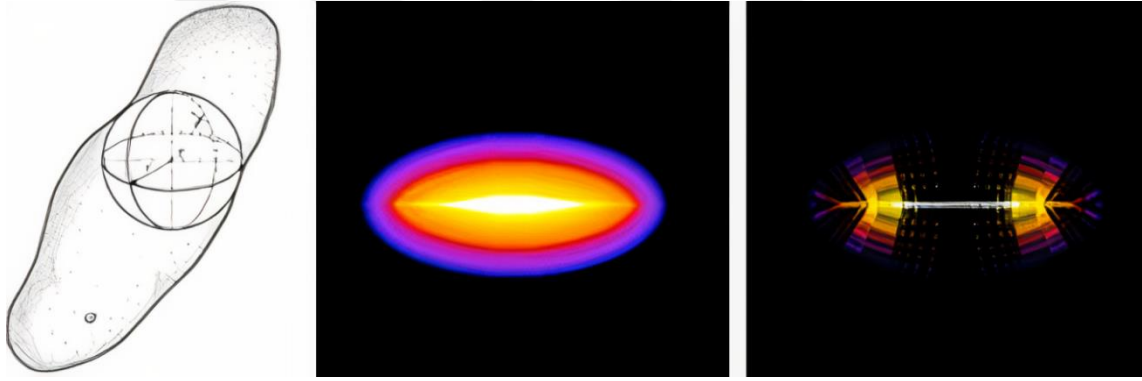
Bu bölümde tez çalışmaları kapsamında kafatası kemik kalınlığını hızlı, güvenilir ve doğru bir şekilde hesaplayabilen farklı ve yeni bir yöntemle odaklanılmıştır. Önceki bilgilere ve bir modele bağımlı olmadan 3 boyutlu yapıların kalınlığının hesaplanması, çeşitli tipteki nesnelerin analizinde çok önemlidir. Yaygın olarak kullanılan kalınlık hesaplama yaklaşımları, nesnenin tüm yüzeyleri için doğru bir hesaplama yapamamaktadır. Bu bölümde, herhangi bir 3B yapısının kalınlığını otomatik olarak eşleştirebilecek modelden bağımsız bir yöntem önerilmektedir. Bu yöntem iki farklı şekilde gerçekleştirilmektedir: 1- Işın-üçgen bağlantı (ray-triangle intersection), 2- İkili hacim (Binary volume). İlk uygulamada, MR görüntülerinden elde edilen 3 boyutlu hacim matrisi, kapalı bir grafiğe (köşeler ve üçgen yüzeyler) dönüştürülmektedir. Daha sonra her köşe, ışın kaynağı olarak kabul edilerek yüzeye dik üçgen yüzeyli kesişimler hesaplamaktadır. İkinci uygulama doğrudan 3B hacim matrisinde gerçekleştirilmektedir. Yapının çevre piksellerinden (peripheral pixels) nesneyi terk edene kadar yüzeyin ters yönünde vektör hareket ettirilmektedir. 3 boyutlu sentetik nesneler ve insan kafatası hacminde yapılan deneysel çalışmalar, ikili matris tabanlı uygulamanın daha hızlı ve daha doğru olduğunu göstermektedir. $512 \times 512 \times 500$ hacimsel çözünürlüğe sahip bir insan MR taramasından kafatasının sert dokusunun yumuşak dokudan ayrımı ve kalınlık haritası hesaplaması bu bölümde önerilen yöntem sayesinde 10 saniyeden daha kısa bir sürede tamamlanmaktadır.

3.1. İlgili Çalışmalar

Kafatası kemik kalınlığını hesaplayan yöntemler incelendiğinde, arkeolojik çalışmalara dayanan eski yöntemlerden başlayarak günümüzde güncel makine öğrenme yöntemlerini kullanan farklı çalışmaların da olduğu görülmektedir. Yöntemlerin genel eksiklikleri kemik kalınlığı ölçümünü manuel yapmaları, girişimsel işlem gerektirmeleri ve zaman maliyetlerinin yüksek olmasıdır. Örneğin, 0-3 yaş arası 56 (elli altı) çocuğun baş MRI'nı kullanarak kafatası kalınlığı dağılımının elde edildiği bir çalışmada ölçümler manuel olarak yapılmaktadır [59]. Kafatası kalınlığı dağılımını elde etmek için, her hastanın kafatasına

uzman bir doktor tarafından 60 işaretçi nokta yerleştirilmekte ve her noktanın konumundan bir kalınlık ölçümü manuel olarak yapılmaktadır. Manuel olarak elde edilen ölçümler arasındaki değerleri tahmin etmek için interpolation teknikleri kullanılarak 3B kafatası kalınlığı dağılımı elde edilmektedir. Böyle bir iş yükü altında yeterince meşgul olan doktorlar, önerilen çözümün etkinliğini ve uygulanabilirliğini sınırlamaktadır. Ayrıca, manuel etiketleme ve ölçümün insan hataları göz önüne alındığında uygun bir işlem olmadığı açıktır.

1997 yılında, model varsayımı olmayan rastgele bir yapı için yerel bir kalınlığı tanımlayan bir yöntem önerilmiştir [29]. Buna göre, rastgele bir yapının noktasındaki yerel kalınlık, yapının her noktasına maksimum küreler yerleştirilerek belirlenir. $\Omega \in R^3$ 'ün bir yapı olduğunu varsayarsak, $p \in \Omega$ noktasındaki kalınlık değeri tamamen yapının içinde bulunan en büyük kürenin çapına eşittir (Şekil 3.1 (solda)). Kuşkusuz, yapı kalınlığının hesaplanması konusundaki bu teori, ondan sonra yapılan işin temelini oluşturmaktadır.



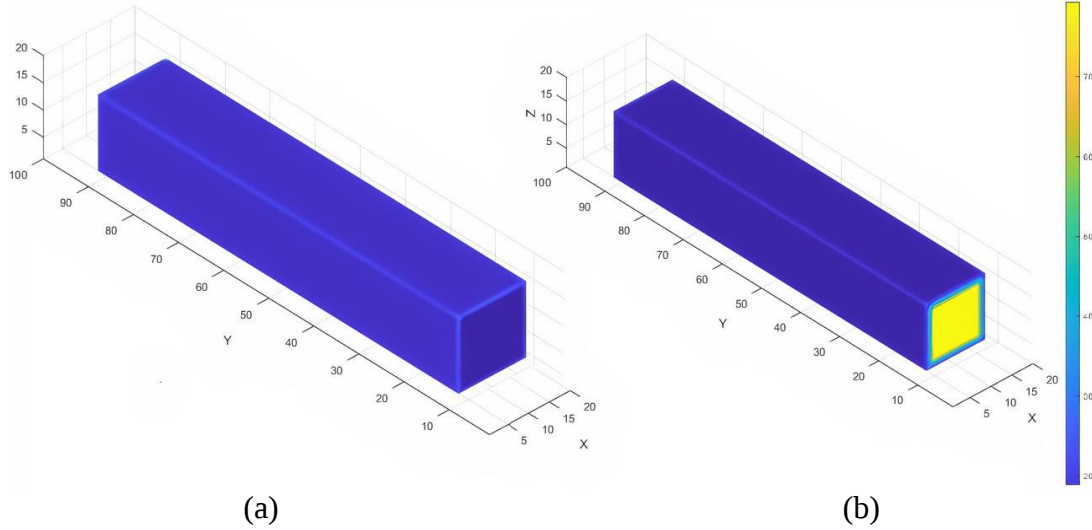
Şekil 3.1 : Klasik kalınlık hesaplama yaklaşımı. Sol: Hildebrand'ın kalınlığı hesaplama teorisi: "Nesnenin içine uyan ve nesne noktasını içeren en büyük kürenin çapı". Orta ve Sağ: Öklid Mesafe Dönüşümünün (ÖMD) ve 3B elipsin 2B projeksiyonundaki mesafe sonuçları [60].

Bu teorinin uygulanması yüksek hesaplama maliyetlerinden dolayı araştırmacıları farklı uygulama tekniklerine yönlendirmektedir. Hildebrand'ın teorisine dayanan üç aşamalı bir yöntem yerel kalınlık haritasını bulmak için önerilmiştir [60]. İlk aşamada, mesafe haritasını üretmek için öklid mesafe dönüşümü gerçekleştirilmektedir [61]. Bu dönüşümün bir sonucu olarak, nesnenin her pikselinin arka plana mesafesi minimumdur. Şekil 3.1'de (orta) basit bir 2B elips üzerinde öklid mesafesi dönüşümünün sonucu görülmektedir. İkinci aşamada, nesne iskeleti ve medial eksen ile ilgili olan mesafe çıkıntısını işlemek için fazlalık olan noktalar kaldırılır [62]. Mesafe çıkıntısı aynı elips üzerinde görülmektedir (Şekil 3.1'de (sağ)). Son aşamada yerel kalınlık, en büyüğü bulmak için mesafe çıkıntı noktalarını tarayarak her noktada hesaplanmaktadır. Bu işlemler Java'da ImageJ içindeki

bir eklenti olarak uygulanmış ve bir kök kanalın mikrotomografik veri kümesine uygulanmıştır. Bununla birlikte yöntemin dezavantajı, doğrudan 3B haciminde çalışmamasıdır. 3B bir hacim nesnesinin 2B projeksiyonundan elde edilen sonuçlar işleme alınmaktadır.

Ana kalınlık çalışmasındaki teori dikkatlice incelendiğinde, nesnelerin tüm yüzey noktalarındaki kalınlık değerlerinin doğru şekilde üretilmediği görülmektedir [63]. Buradaki yanlış hesaplamaların tamamen anlaşılabilceği basit bir örnek verilmektedir. 3 boyutlu eksenlerde xyz boyutları $15 \times 80 \times 15$ olan katı bir dikdörtgen prizma göz önüne alalım. Bu nesnenin kalınlık haritası, Hildebrand'ın teorisine dayanan yaklaşımla elde edilirse sonuç Şekil 3.2'deki (a) gibi olacaktır. Prizmanın içine sığacak en büyük kürenin çapı 15 mm'dir. Böylece xy ve yz yüzeylerdeki piksellerin kalınlığı doğru şekilde hesaplanmaktadır. Bununla birlikte, xz yüzeyindeki piksellerin kalınlık değerlerinin y eksenindeki prizmanın derinliği nedeniyle doğru olmadığı açıkça görülmektedir. Bu yüzeyindeki piksellerin kalınlığının 80mm olması gerekmektedir.

Önerilen yöntem nesnenin şekline bakılmaksızın yüzey piksel üzerindeki kalınlık değerlerini herhangi bir hata olmadan hesaplayabilmektedir (Şekil 3.2 (b)).



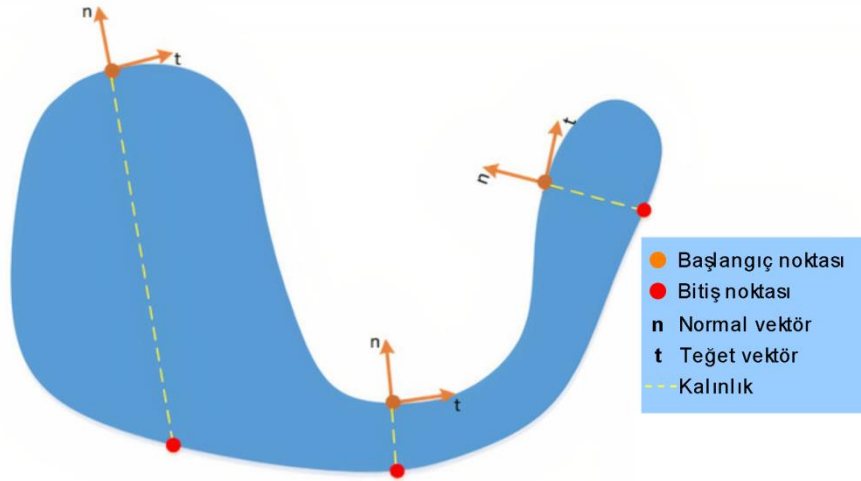
Şekil 3.2 : Kalınlık hesaplama sonuçları. (a) Klasik yaklaşım sonucu. y eksenindeki derinlikten kaynaklanan kalınlık doğru bir şekilde hesaplanamamaktadır. (b) Önerilen yaklaşım sonucu, tüm yüzey piksel kalınlıkları hatasız hesaplanmaktadır.

Nesne kalınlığını hesaplamak için matematiksel bir yaklaşım kullanılmaktadır [64]. Bu yaklaşımda alzheimer hastalarının beyin MR verileri uygulama çalışmaları için kullanılarak beyindeki serebral korteksin kalınlığı hesaplanmaktadır. Çalışmada kalınlık ölçümü için Laplace denkleminin kullanıldığı görülmektedir. Buna göre, vücudun üst ve

alt yüzey çizgileri arasındaki kalınlık değerini ölçmek için, potansiyel yüzey çizgileri (eş potansiyel çizgiler) tespit edilmektedir. Üst ve alt yüzeylerdeki noktaları bağlayan eğri, potansiyel yüzeyleri belirli noktalardan kesmektedir. Kalınlık değerini hesaplamak için, potansiyel yüzeylerdeki kesişme noktalarından gelen mesafeler toplanmaktadır. Teorisi iyi olan bu yaklaşımın dezavantajları vardır. İlk olarak, veri boyutunun artırılması, potansiyel yüzeylerin tespit edilmesinin maliyetini artırır. Başka bir dezavantaj, önerilen teorisin kodunun açık kaynak olmamasıdır. Tezin bu bölümünde önerilen yeni bir yöntem ile bu iki dezavantaj giderilmekte ve etkili bir kalınlık hesaplama yaklaşımı sunulmaktadır.

3.2 Önerilen Metot

Bu bölümde, katı nesnelerin yeni bir kalınlık hesaplama yaklaşımı tanıtılmaktadır. Bu yaklaşımın daha iyi anlaşılabilmesi için çalışma prensibi Şekil 3.3'te gösterilmektedir. Önerilen yöntem 3B nesneler üzerinde çalışsa da, daha anlaşılır ifade edebilmek için 2B örneği kullanılmaktadır. Nesnenin üç farklı konumunda kalınlık değerlerinin nasıl hesaplandığı Şekil 3.3'te gösterilmektedir. Buna göre kalınlık değeri, bölgenin dış yüzeyinin başlangıç ve bitiş noktaları arasındaki öklid mesafesine eşittir. Bu yaklaşım üç aşamadan oluşur. İlk aşamada, nesnenin dış yüzeyindeki başlangıç noktaları (periferik) bulunur. İkinci aşamada, her başlangıç noktasından geçen yüzey teğet vektörü belirlenir ve normal vektör bu vektöre dik olarak hesaplanır. Son aşamada, başlangıç noktalarına karşılık gelen bitiş noktaları normal vektörlerin yönleri kullanılarak bulunur.



Şekil 3.3 : Önerilen kalınlık hesaplama yöntemi. Kalınlık değeri, çevresel bir başlangıç noktası ile normal vektörün ters yönünde karşılık gelen bitiş noktası arasındaki öklid mesafesine eşittir.

Tezin bu bölümünde önerilen yöntemin iki farklı uygulaması yapılmaktadır. İlk uygulamada, 3B ikili hacim matrisi, izosurface verilerine (köşeler ve üçgen yüzeyler) dönüştürülmektedir. Köşelerden gönderilen ışının üçgen yüzeylerindeki kesişim noktaları bulunarak kalınlık değerleri hesaplanmaktadır. İkinci uygulamada, herhangi bir dönüşüm olmadan nesnelerin 3B ikili hacim matrisi doğrudan kullanılmaktadır.

3.2.1 Işın-üçgen kesişim tabanlı uygulama

Kalınlık değerleri hesaplanacak nesneler ikili değere sahip 3B matriste ifade edilmektedir. Bu uygulamanın ilk aşamasında matris, Matlab'daki izosurface ve patch komutları yardımıyla grafiklere dönüştürülmektedir. Böylece, nesnelerin köşeleri ve üçgen yüzeyleri ile yeni temsili sağlanmaktadır. Daha sonra grafikteki her tepe noktasının yüzeyinde dik vektör hesaplanmaktadır. Son aşamada, köşeler ışın merkezleri olarak kabul edilmekte ve ışınlar ile üçgen yüzeyler arasındaki kesişim noktaları normal vektörün tersi yönünde bir ışın gönderilerek hesaplanmaktadır.

Tez çalışmasında, ışın-üçgen kesişim algoritmasının son derece vektörleşmiş bir versiyonu kullanılmaktadır [65-66]. Bu algoritmaya göre, üçgen yüzeydeki bir $rayR(t)$ ve bir $pointT(u, v)$ sırasıyla Denklem 3.1 ve Denklem 3.2'de tanımlanmıştır.

$$R(t) = O + tD \quad (3.1)$$

$$T(u, v) = (1 - u - v)V_0 + uV_1 + vV_2 \quad (3.2)$$

O ve D , ışının kökenini ve yönünü temsil eder. V_0, V_1 ve V_2 üçgen noktaları gösterir. (u, v) barisentrik koordinatları ifade eder. Işın ve üçgenin kesişim noktasında $R(t) = T(u, v)$ denklemi sağlanır. Bu denklemde bilinmeyenler ayrıldığında Denklem 3.3'ün elde edildiği görülmektedir.

$$\underbrace{[-D, V_1 - V_0, V_2 - V_0]}_A \underbrace{\begin{bmatrix} t \\ u \\ v \end{bmatrix}}_x = \underbrace{O - V_0}_b \quad (3.3)$$

$Ax = b$ denklemi sistemi çözüldüğünde, bilinmeyenler Denklem 3.4'teki gibi hesaplanabilir:

$$\begin{bmatrix} t \\ u \\ v \end{bmatrix} = \frac{1}{P \times (V_1 - V_0)} \begin{bmatrix} Q \cdot (V_2 - V_0) \\ P \cdot (O - V_0) \\ Q \cdot D \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

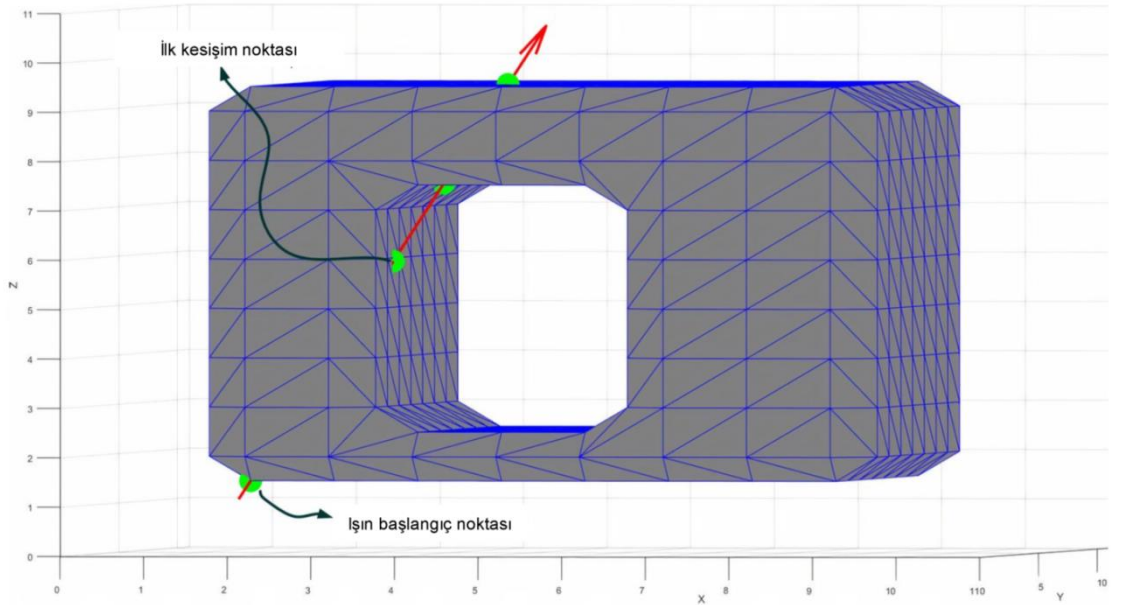
Burada $P = D \times (V_2 - V_0)$ ve $Q = (O - V_0) \times (V_2 - V_0)$. u ve v değişkenleri hesaplandıktan sonra, kesişim noktaları Denklem 3.5 ile hesaplanmaktadır.

$$IPs = V_0 + uV_1 + vV_2 \quad (3.5)$$

Son olarak, kafatası noktaları (VP_s) ve kesişim noktaları (IPs) arasındaki öklid mesafeleri ($L^2 - norm$) Denklem 3.6'daki gibi hesaplanmaktadır:

$$Thickness = |VP_s - IPs|_2 \quad (3.6)$$

Bu yöntemde dikkat edilmesi gereken önemli noktalardan biri, ışının birden fazla yüzeyle kesişebilmesidir (Şekil 3.4). Birçok kesişme noktasının olduğu bu durumda ilk kesişme noktasına (nesneden çıkış noktası) göre kalınlık hesaplaması yapılmaktadır. Kesişim yokluğunda ise kalınlık değeri 0 olarak alınmaktadır. Örnekte görüldüğü gibi, başlangıç noktası dışında üç kesişim noktası bulunmaktadır. Başlangıç ve ilk kesişim noktası arasındaki mesafe kalınlık değerini temsil etmektedir (Kırmızı ok: Işın, Yeşil noktalar: Kesişim noktaları)



Şekil 3.4 : Işın ve üçgen yüzeylerin kesişim noktaları. Başlangıç noktasından gönderilen ışının üçgen yüzeylerle kesişme noktaları hesaplanmaktadır.

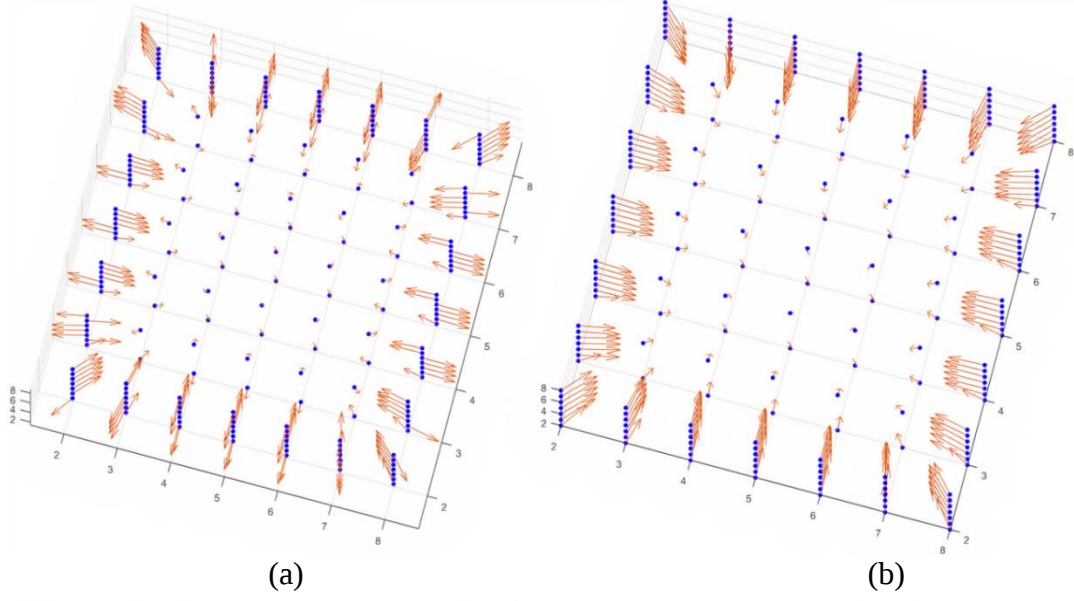
3.2.2 İkili hacim tabanlı uygulama

İkili hacim temelli kalınlık hesaplama algoritması aşağıda listelenen sıralı adımları içermektedir.

1. 3B nesne hacminin çevre pikselleri bulunur.
2. kd-tree ve k-nn arama algoritmaları kullanılarak tüm çevre piksellerin normal vektörleri hesaplanır.
3. Normal vektörlerin yönleri düzeltilir.
4. Bresenham çizgi algoritması kullanılarak, çevre piksellerden başlanılır ve hacimden çıkış noktaları bulunana kadar normal yönlerde hareket edilir.
5. Öklid mesafesi yardımı ile hesaplanan kalınlık, başlangıç noktası ile çıkış noktası arasındaki mesafeyi verir.

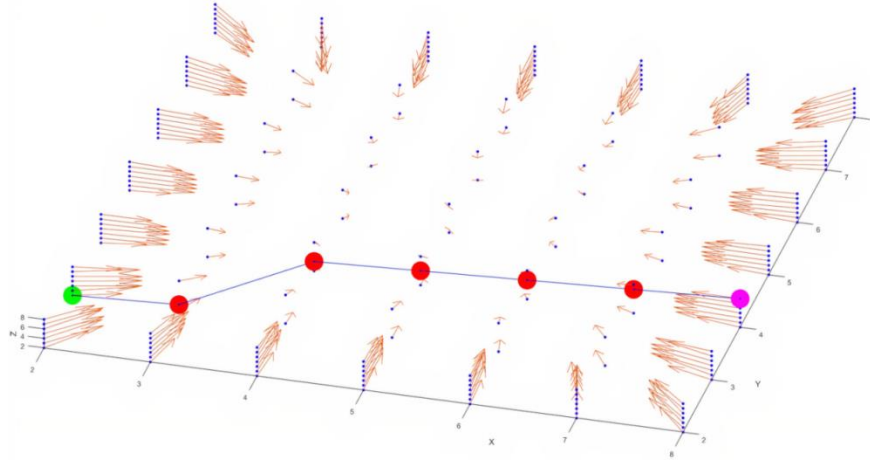
Yalnızca çevresel noktalar kalınlıkta kullanıldığından, öncelikle tüm çevresel olmayan nesne noktaları Matlab'da bwperim adlı fonksiyonun yardımı ile temizlenmektedir (Adım 1). Nokta temizleme işlemi, önerilen yöntemin hızlı çalışması için hayati öneme sahiptir. Çünkü bu adımla işlenecek nokta sayısı çarpıcı bir şekilde azalmaktadır. Ardından, yüzeydeki her çevresel pikselin dik vektörü kd-tree ve k-nn arama algoritmaları kullanılarak hesaplanmaktadır (Adım 2). kd-tree oluşturmak için nokta bulutu 3B matriste piksel koordinatları kullanılarak oluşturulmakta ve nokta bulutundaki düğümler arasındaki öklid mesafeleri kullanılmaktadır. k-nn arama algoritması ile nokta bulutundaki her noktadaki en yakın 23 komşu bulunarak 23 noktalı her dağılımın özdeğerleri hesaplanmaktadır. En küçük özdeğere karşılık gelen özvektör, yüzey normal vektörünü temsil etmektedir.

Nesne yüzeyindeki bir pikselin kalınlığını hesaplamak için, bu pikseldeki normal vektörün ters yönü, nesnenin içini işaret etmelidir. Bununla birlikte, pratikte normal vektör yönünün bazen nesneye ve bazen dışarıya yönlendirilebileceği gözlenmiştir (Şekil 3.5 (a)). Bu sorunu gidermek için, normal bir vektör düzeltme işlemi yapılmaktadır (Adım 3). Normal vektör yönündeki piksel, nesnenin içeride olup olmadığını belirlemek için incelenir. Pozitif bir cevap alınırsa, nesnenin içeride olduğu anlaşılmakta ve normal vektör yönü değişmemektedir. Aksi takdirde vektör yönü ters çevrilmektedir (Şekil 3.5 (b)). Böylece, tüm normal vektörler nesnenin iç yüzeyine geri dönmektedir.



Şekil 3.5 : Normal vektörlerin yön düzeltilmesi. Çevresel yüzey piksellerinin normal vektörleri doğru şekilde hesaplanmaktadır. Ancak, yönleri nesnenin iç kısmına doğru olmayabilir. Bu durumda, tüm normal vektör yönleri nesneye doğru yönlendirilmektedir.
(a) Düzeltmeden önce, (b) düzeltmeden sonra.

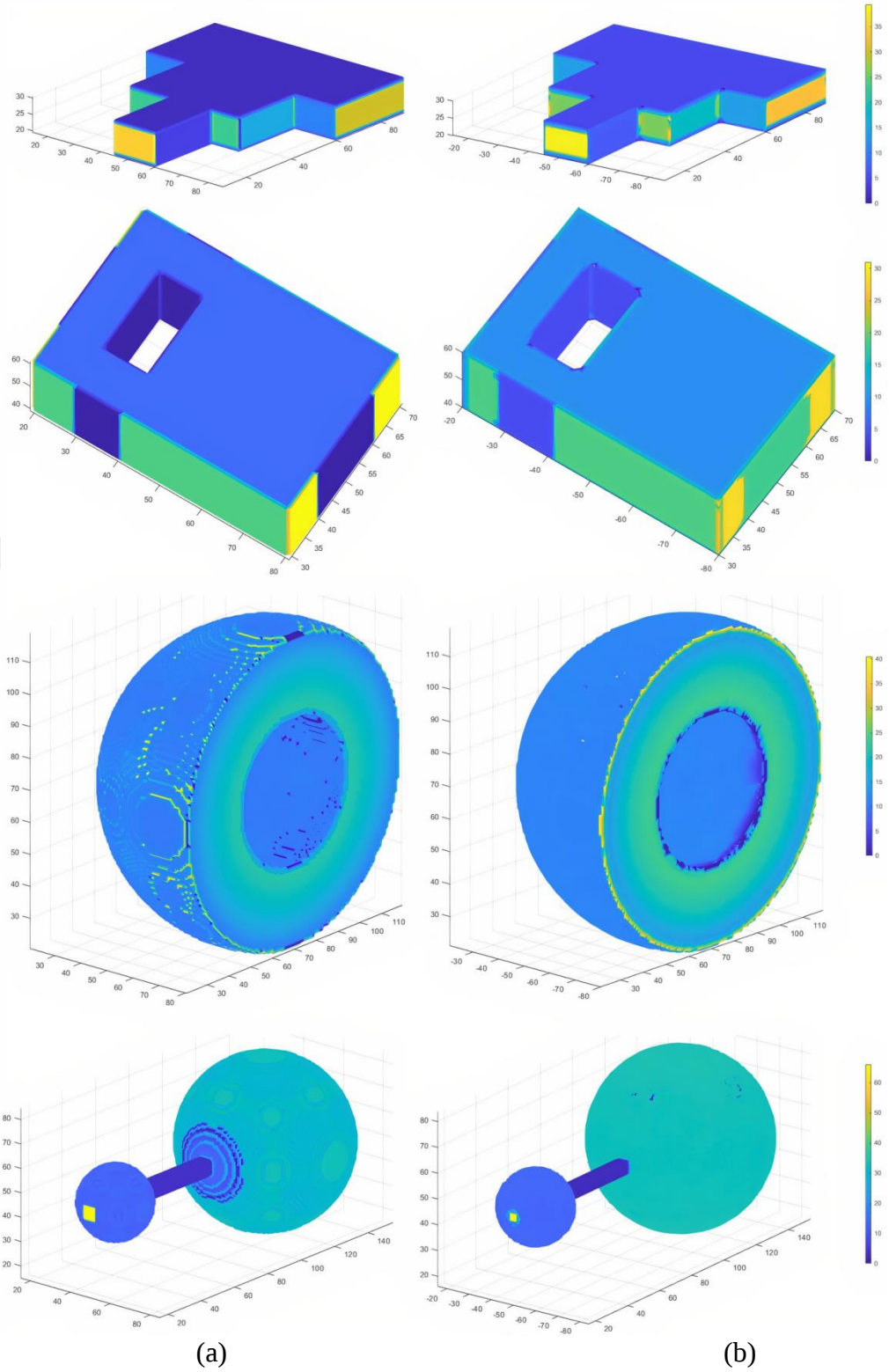
Algoritmanın bu aşamasında, tüm yüzey noktaları ve yüz dik vektörleri bilinmektedir. Bu aşamada, yüzey noktalarından dikey vektör yönünde hareket ederken, nesneyi terk etmeden önce ziyaret edilen son nesne piksel (bitiş noktası) bulunur. Bunun üstesinden gelmek için, Bresenham'ın 3B çizgi algoritması kullanılmaktadır (Adım 4) [67]. Bu işlem, Şekil 3.6'daki bir örnekte gösterilmektedir. Buna göre, çevresel noktadaki (yeşil daire) kalınlığını hesaplamak için, bu noktada normal vektörün yönünde ilerlenmektedir. İlerleme sırasında ziyaret edilen pikseller kırmızı daireler olarak gösterilmektedir. Nesneyi terk etmeden önce ziyaret edilen son nokta bitiş noktasıdır (pembe daire). Kalınlık değeri, başlangıç ve bitiş noktaları arasındaki öklid mesafesi ile hesaplanır.



Şekil 3.6 : İkili hacimsel verilerde Bresenham'ın 3B çizgi algoritması. Bresenham'ın 3B çizgi algoritmasını kullanarak, nesneyi terk edene kadar normal vektör yönündeki başlangıç noktasından geçer. Yeşil: başlangıç noktası, Kırmızı: ilerleme sırasında ziyaret edilen noktalar, Pembe: son ziyaret edilen nokta.

3.3 Deneysel Çalışmalar

İlk deneysel uygulamada, dört tip geometrik nesne üzerinde tezin bu bölümünde önerilen yöntemin iki uygulaması için kalınlık ölçüm doğrulukları karşılaştırılmaktadır. Sonuçlar, Şekil 3.7'de gösterilmiştir ((a): Işın-üçgen kesişimi, (b): İkili hacim). İlk satır, kenarları farklı kalınlıklarda olan deliksiz bir nesneyi gösterir. İki yöntem benzer sonuçlar üretmektedir. Ancak ışın-üçgen kesişimi yöntemi, sonuçları kenar ve köşelerde daha düzenli olarak görülmektedir. İkinci satırda içerisinde küçük bir delik bulunan bir dikdörtgen prizması bulunmaktadır. Kalınlık renk haritası dikkatli bir şekilde incelendiğinde, kısa kenar yüzeylerdeki farklı renkler görülmektedir ((a): sarı, koyu mavi, sarı, (b): sarı, yeşil ve sarı). İkili hacim yöntemi (b) açıkça daha doğru sonuçlar üretmektedir. Işın-üçgen kesişiminin doğruluğu, yüzeyin yeniden yapılanma işlemine bağlıdır. Prizmada bulunan küçük delik, yüzey yapımında bazı sorunlara neden olmaktadır. Bu durum ışın-üçgen kesişiminin başarısını olumsuz yönde etkilemektedir. Üçüncü satırda, pürüzsüz bir dairesel nesne incelenmektedir. Nesnenin düzgün dış ve iç yüzeylerinin kalınlığının eşit olması beklenmektedir. Yüzey yapımındaki merdiven yapılarından dolayı, ışın-üçgen kesişme yönteminin (a) bazı noktalarda farklı kalınlık değerlerini hesapladığı görülmektedir. Aynı nesne için ikili hacim yöntemi (b) sonucu beklendiği gibidir (iç ve dış pürüzsüz yüzeyler aynı renktedir). Son satır, farklı çaptaki iki dairenin bir çubukla birleştirildiği bir nesneyi göstermektedir. Önceki sonuçlara benzer şekilde, çubukla birlikte büyük dairenin bağlantı noktasındaki ışın-üçgen kesişimi (a) farklı kalınlık değerleri bulurken, ikili hacim yöntemi (b) neredeyse hata içermeyen sonuçlar elde etmektedir.



Şekil 3.7 : Farklı geometrik nesneler için kalınlık haritaları: (a) ışın-üçgen kesişme, (b) ikili hacim. Nesnelerin piksel renkleri, kalınlık değerlerine göre oluşturulmaktadır. Işın-üçgen kesişim yöntemi daha yumuşak sonuçlara ulaşsa da, özellikle delikli nesneler gibi yüzey, yeniden yapılandırma problemleri nedeniyle yanlış sonuçlar vermektedir. İkili hacim yöntemi, tüm yüzey pikselleri için doğru kalınlık değerlerini hesaplayabildiği görülmektedir.

Kalınlık hesaplamasında kullanılan dört basit nesne hakkında bazı geometrik bilgiler Çizelge 3.1'in ilk dört satırında verilmektedir. Çizelge 3.1'in son iki satırında, ışın-üçgen kesişimi ve ikili hacim yaklaşımlarının bu nesneler için hesaplama maliyetleri verilmektedir. Bu maliyetler dikkatlice incelendiğinde, ikili hacim yönteminin sırasıyla dört nesne için ışın-üçgen kesişme yönteminden 31, 39, 250 ve 16 kat daha hızlı olduğu görülmektedir. Nesnenin piksel sayısı arttıkça, yaklaşımlar arasındaki hesaplama maliyeti farkları da katlanarak artmaktadır. Bunun için iki neden olduğu düşünülmektedir. İlk olarak, ışın-üçgen kesişme yaklaşımında, 3 boyutlu hacim matrisini grafik alanına dönüştürme maliyeti eklenmektedir. İkincisinde, bir köşenin kalınlığını hesaplamak için, bu köşe ve tüm yüzeyler arasında bir kesişme olup olmadığı kontrol edilmektedir. Böylece, köşe ve yüzey sayısının artması, algoritmanın hesaplama maliyetini de arttırmaktadır.

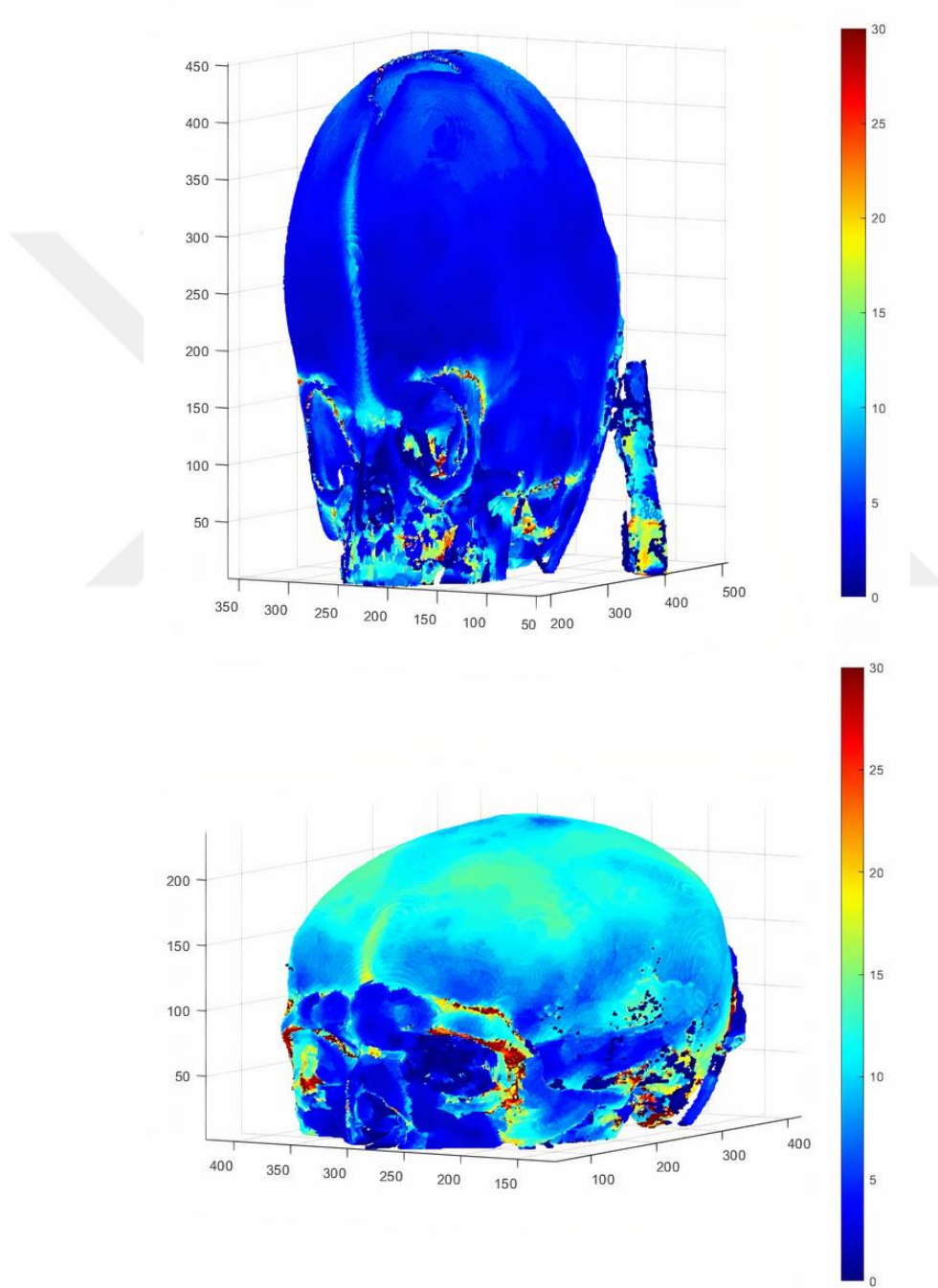
Çizelge 3.1 : Şekil 3.7'deki geometrik nesneler için hesaplama maliyetleri.

	Nesne 1	Nesne 2	Nesne 3	Nesne 4
Nesne piksel sayısı	47670	39886	290845	194782
Çevre piksel sayısı	9632	9952	41022	26832
Köşe sayısı	10084	10596	41934	16308
Yüzey sayısı	20168	21188	83864	32612
Zaman (saniye)				
Işın-üçgen kesişmesi	9.836	10.963	377.780	30.880
İkili hacim	0.317	0.278	1.509	1.840

İlk iki deneysel çalışmanın bir sonucu olarak, ışın-üçgen kesişim yaklaşımının, yüzey yapımı ve yüksek hesaplama maliyetleriyle ilgili problemler nedeniyle doğruluk eşlemesi düşük olduğu tespit edilmektedir. Buna karşılık, ikili hacim tabanlı yaklaşımın hem yüksek doğruluk hem de düşük hesaplama maliyetleri sağladığı görülmektedir. Bu nedenle, sonraki büyük veri kümelerini içeren deneysel çalışmalarda ikili hacim tabanlı yaklaşımın kullanılmasına karar verilmiştir (örneğin beyin MRI).

Üçüncü deneysel uygulamada, gerçek insan kafatası kalınlığı haritası üzerine odaklanılmaktadır. Bunun için Bölüm 2'de tanıtılan ve kullanılan, Fırat Üniversitesi Beyin Cerrahisi Anabilim Dalı'ndaki iki hastadan elde edilen MRI verileri (DICOM uzantısına sahip görüntüler) kullanılmıştır. Öncelikle, oluşturma tekniğini kullanarak, kafanın 512×512 boyutlu görüntüleri 3 boyutlu hacimlerde inşa edilmektedir. Farklı aydınlatma

değerleri altında elde edilen hacimlerdeki gri yoğunluk aralığı $[-32475,32660]$. İkinci aşamada, kafatasının sert dokusunu kafa verilerinden çıkarma işlemi eşikleme yaklaşımları kullanılarak gerçekleştirilmektedir [68]. Son aşamada, kafatası yüzey noktalarının kalınlığı önerilen uygulama yaklaşımları ile hesaplanmaktadır. Şekil 3.8'de iki hastanın kafatasları için elde edilen kalınlık haritaları gösterilmektedir. Boyama çubuğundaki değerler mm'yi göstermektedir.



Şekil 3.8 : Hastaların kafatası kalınlığı haritaları. Her iki hastada, kafatasının en kalın kısmı kaş alanı gibi görünmektedir. Diğer bölgeler hastadan hastaya değişmektedir.

Çizelge 3.2'de kullanılan iki kafatası hakkında bazı sayısal bilgiler verilmektedir. Ayrıca, kalınlığı hesaplarken, hesaplama maliyetindeki değişiklikler CPU ve GPU paralelleştirme teknikleri kullanılarak gösterilmektedir. Hastalardan elde edilen MR görüntüleri yüksek çözünürlüklü olduğundan, kafatası çıkarma işleminin bir sonucu olarak yaklaşık 12-14 milyon piksel ile bir kafatası ifade edilmektedir. Kalınlık hesaplaması, ikili hacim yaklaşımında yüzeydeki çevre piksellerde yapıldığından, piksel sayısı 2-3 milyon seviyeye düşmektedir. Her piksel kalınlığı, diğer piksellerden bağımsız olarak hesaplanabildiğinden, çok çekirdekli bir işlemci ve GPU kullanarak hesaplama maliyetlerinin azaltılması amaçlanmaktadır. Kafatası kalınlığı hesaplama maliyetleri, tek ve çok çekirdekli CPU ve GPU ile birlikte kullanıldığında Çizelge 3.2'nin son dört satırında gösterilmektedir. Buna göre, kafatası kalınlığı haritasının 30 saniyeden kısa bir sürede elde edilebileceği görülmektedir. Ek olarak, tek çekirdekli CPU ve dört çekirdekli CPU + GPU kullanımı arasında 7 kat hız farkı olduğu görülmektedir.

Çizelge 3.2 : Şekil 3.8'deki hasta kafatasları için hesaplama maliyetleri.

	Kafatası-1	Kafatası-2
Kafatası piksel sayısı	12.031.534	14.323.601
Çevre piksel sayısı	2.063.357	2.379.825
Çözünürlük	512×512×650	5212×512×769
Zaman (saniye)		
Tek çekirdekli CPU	161.50	185.54
Dört çekirdekli CPU	113.63	129.33
Tek çekirdekli CPU + GPU	25.41	36.56
Dört çekirdekli CPU + GPU	19.26	24.87

4. DİK İŞİN TEMELLİ JEODEZİK EĞRİLER İLE KAFATASI KALINLIK HESAPLAMADA YENİ BİR YAKLAŞIM

Kafatası kalınlığı, beyin cerrahisi, manyetoensefalografi görüntüleme ve kafatası biyomekanik modellemesi dahil olmak üzere çoklu disiplinleri ilgilendirmektedir. Kafatası kalınlığını ölçmek için kullanılan mevcut yöntemlerin çoğu iki grupta toplanmıştır. Bunlar otopsi sırasında kafatasında belirlenmiş noktalarda ölçümler yapan ve bir modele bağımlı olan kalınlık hesaplama yöntemleridir. Tezin bu bölümünde kafatası kemik yapısının kalınlığını ölçmek için modelden bağımsız geometrik temellere dayalı bir yöntem önerilmektedir. Çalışmada 0-72 yaş aralığında 150 kişiden alınan baş MRI taramaları kullanılmaktadır. Uzman doktor tarafından her kafatası MRI taraması üzerine 23 adet işaretçi nokta yerleştirilmektedir. Bu noktaların dağılımından yola çıkılarak jeodezik eğriler çizilmekte ve bu eğriler boyunca dik vektörler kullanılarak kafatası kalınlığı sayısal olarak hesaplanabilmektedir. Bu bağlamda, bölgesel kafatası kalınlığına göre dinamik bir derinlik kontrolüne sahip olmakla birlikte, güvenilir ve hızlı bir yöntem geliştirilmektedir.

Kafa yaralanmaları birçok ölüm ve sakatlığın önde gelen nedenlerindendir. Her yıl dünyada yaklaşık 70 milyon travmatik kafa yaralanması olduğu tahmin edilmektedir [69]. Bu orandaki en büyük pay, düşme ve motorlu taşıt kazalarıdır. Motorlu taşıt kazalarındaki ölümlerin %32'si ise kafa yaralanmalarından meydana gelmektedir. Kafa yaralanmalarının çoğunda kafatası biçim bozulması olduğu düşünülmektedir. Kafatası biçim bozulması ve travmatik kafa yaralanmalarındaki rolünü anlamak için kafatasının kalınlığını karakterize etmek son derece önemlidir. Önceki çalışmalar, kafatasının kalınlığını değerlendirmek için kadavralar ve primatlar kullanmakta [70]. Bu çalışmalar neticesinde, kafatasının özelliklerinin kafatası kalınlığına son derece bağlı olduğu belirlenmektedir. Kafatası kalınlığını değerlendiren bu çalışmalar, kadavralar ve primatlardan gelen numuneleri fiziksel olarak ölçme ile sınırlıdır [71]. Kafatası kalınlığını fiziksel numune olmadan ölçmek için bir yöntem olması çok daha faydalı olacaktır. Tezin bu bölümünde önerilen yeni yöntem, fiziksel numunelere bağımlı değildir. Kafatası kemik kalınlıklarının ölçülmesinde kullanılan yaygın yöntemlerden bir diğeri ise otopsi yöntemidir. Otopsi yönteminde bir testere yardımı ile kafatasının üst kemikleri çıkarılmaktadır. Fakat bu

yöntem oldukça değişken ve genel kafatası kalınlığının gerçek değerlerini vermeyebilir [72].

Kafatası kalınlığının bir insandan diğerine göre büyük ölçüde değiştiği, birçok çalışmada verilmektedir [31]. Çalışmalarda genellikle sınırlı sayıda ölçüm noktasına sahip kafataslarında dijital kumpaslar ile mekanik ölçüm yapılmaktadır [32]. Dahası, bu tür önceki yöntemler in vitro olarak adlandırılan laboratuvar ortamında ya da yapay koşullarda kullanılmıştır. Genellikle bir darbe meydana geldiğinde [73] veya kafatası anormal yüklerle maruz kaldığında [74] kafa travmalarının mekanizmalarını daha iyi anlamak için kafatasının mekanik özellikleri ölçülmektedir. Kafatasının mekanik direnci, büyük ölçüde kafatası kalınlığına bağlıdır. Yetişkinler üzerinde kafatası kalınlığı yapan mevcut yöntemlerin geliştirilmeye ihtiyacı vardır. Bu yöntemlerin çoğu çocuk kafatasları üzerinde doğru sonuçlar vermemektedir [75,23]. Bu yüzden hem çocuk hem de yetişkin kafatası kalınlıklarını doğru bir şekilde hesaplayabilen bir yöntem gerekmektedir. Bu bölümde önerilen yöntem ile hem çocuk hem de yetişkin kafatası kalınlıkları sayısal olarak hesaplanabilmektedir.

Later Smith ve arkadaşları [38] bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri ve tanımlanmış yumuşak doku landmarkları kullanarak otopside daha doğru sonuçlar elde etmişlerdir. Ancak bu yöntem oldukça kompleks ve özel yazılımlar içermektedir. Ölen kişilerin bilgisayarlı tomografi görüntülerini kullanan çalışmalar ise daha hızlı ve tekrarlanabilir olmaktadır. Bu görüntüler üzerinde kalınlık ölçümü yapan yöntemlerin dezavantajı kafatasının gelişimine bağlı kalınlık ölçümü yapamamalarıdır [76]. Ölen kişilerin bilgisayarlı tomografi görüntüleri üzerinde çalışma yapan bir diğer yöntem ise sadece ergen kafatası kalınlığı ölçümüne odaklanmasıdır [39]. Şu anda, tüm büyüme aşamaları boyunca kafatası kemik kalınlığının gelişimini araştıran ilgili bir literatür bulunmamaktadır. Kontrastsız bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanan yöntemde çocukluktan gençliğe kadar olan yaş aralığının kafatası kemik kalınlığı hesaplanmaktadır. Böylece kafatası kemik kalınlığını ölçerek hastanın yaşına göre pin seçiminde yardımcı olunmaktadır [17]. Yarık dudak ve yarık damak yapısına sahip kişiler üzerinde yapılan çalışmada kafatası kalınlık analizi yapılmaktadır [77]. Bu tip rahatsızlığı olan kişilerden kadınların erkeklere oranla occipital kemiklerinin daha ince olduğu tespit edilmiştir. Ana kemiklerden sadece occipital kemiğin kalınlığına odaklanması bu çalışmanın bir eksikliği olarak karşımıza çıkmaktadır.

Kafatası kalınlığının analizinde kafatası iletkenliği de önemli bir çalışma alanı olmaktadır. Kafatası iletkenliği, EEG sinyalleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. 18 ile 53 yaş aralığındaki yirmi yetişkin denekten alınan MR görüntüleri ile kafatası iletkenliğinin değişkenliği tahmin edilmektedir [78]. Kafatası iletkenliğinin cinsiyet farkına bağlı olmadığı görüşü oluşmaktadır. İnsan kafası tam küresel olmadığı için elektrotların kafanın ortasına olan mesafesi değişkenlik göstermektedir. Kafatası kalınlığı homojen olmadığından MR görüntülerinden türetilen bilgilerin iletkenlik özelliklerini bölgesel belirlemek de zorlaşmaktadır. EEG sinyallerinin iletkenliğinin adım adım gösterildiği çalışmada Cartool özel yazılımı kullanılmaktadır.

Tezin bu bölümünde verilen çalışmada kafatasının MR görüntülerinden yararlanılarak hızlı ve güvenilir bir kafatası kalınlık ölçümü belirleme yöntemi geliştirilmektedir. Çalışmada kullanılan MR görüntüleri yaş ve cinsiyetleri farklı olan 150 kişiden alınmıştır. Elde edilen görüntülerden kafanın kemik dışındaki yumuşak dokusu ayırt edilerek uzman doktor tarafından kafatasının yüzeyine landmarklar yerleştirilmektedir. Landmarkları birbirine bağlayan jeodezik eğriler çizilmekte ve bu eğriler boyunca dik vektörler yardımıyla kalınlık hesaplamaları yapılmaktadır. Önerilen bu yeni yöntemde kafatasına herhangi bir cerrahi işlem uygulamadan sayısal olarak istenilen bölgenin kalınlığı hesaplanabilmektedir. Böylece kafatası kalınlıklarının yaşla birlikte nasıl değiştiğini değerlendirmek de kolaylaşacaktır. Ayrıca geliştirilen yöntem sayesinde cinsiyet ve yaştan bağımsız olarak insan kafatasının istenilen tüm noktalarının kemik kalınlıkları geometrik hesaplamalar ile etkili bir şekilde elde edilebilmektedir.

4.1 Materyal ve Metot

Tezin bu bölümünde yapılan çalışmada jeodezik eğriler ve dik vektörler yardımıyla MRI taramalarından elde edilen insan kafataslarının tüm bölgelerindeki kemik kalınlığını hesaplayan yeni bir yöntem geliştirilmektedir. Bu amaçla, katılımcıların MR görüntüleri dijital görüntüleme ve iletişim (DICOM) dosya formatında elde edilmektedir. Seçilen katılımcıların verileri işlenmek üzere güvenli bir veri deposuna transfer edilmektedir.

4.1.1 Katılımcılar ve baş MRI veri toplama

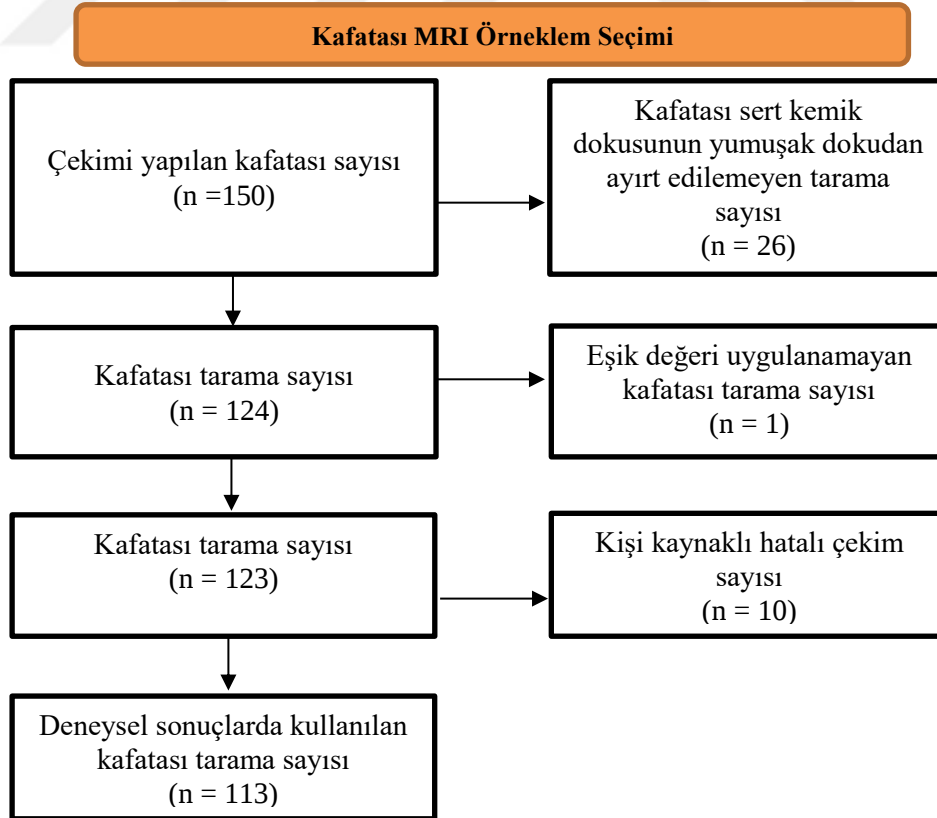
Çalışmada yaş ve cinsiyetleri farklı 150 kişinin MR görüntüleri kullanılmaktadır. Yazılı olarak hastaların rıza formaları alınmış ve tüm ölçümler beyin cerrahisi bölümünde yapılmıştır. (Fırat Üniversitesi Hastanesi, Elazığ). Bireylerin yaş aralığı 0-72 olarak

seçilmektedir. Hastalar yaşlarına göre 5 gruba ayrılmaktadır. Her gruptaki hasta sayısı değişkenlik göstermektedir. Çizelge 4.1’de grupların hasta sayıları ve hastaların demografik özellikleri verilmektedir.

Çizelge 4.1 : Yaş ve cinsiyete göre hastaların demografik özellikleri.

Grup	Yaş	Cinsiyet	
		Kadın	Erkek
1	0 – 1 ay	12	14
2	1 – 12 ay	12	8
3	1 – 10 yıl	30	23
4	10 – 18 yıl	18	10
5	18 yıl ve üstü	15	8
Toplam		150	

150 kişilik MRI tarama verileri, çalışma kapsamında analize dahil edilmiştir. Fakat bu taramalardan bir kısmının (n=37) analize uygun olmadığı görülmüştür. Bu ayıklama işlemlerinden sonra kalan 113 kayıt deneysel sonuçlarda kullanılmıştır. Şekil 4.1’de bu kayıtlara ait PRISMA akış diyagramı verilmiştir [79].



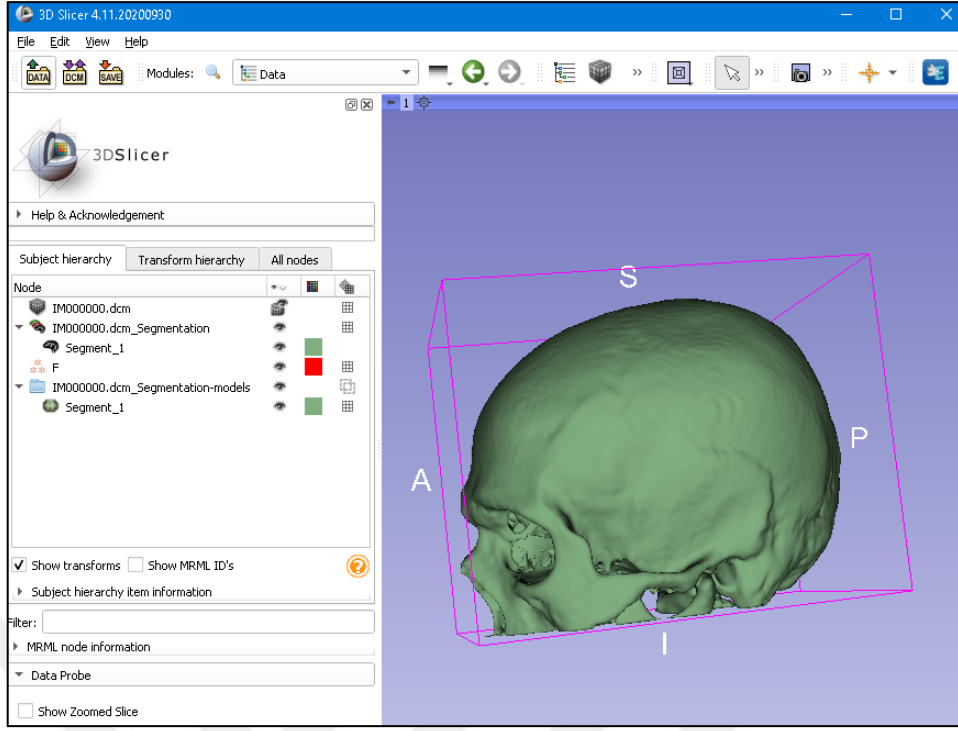
Şekil 4.1 : Çalışmada kullanılan MRI taramalarının ayıklanması.

Tüm ölçümler aynı MRI taraması kullanılarak elde edilmektedir. MRI verilerinin kesit kalınlığı 0.5mm ile 0.625mm arasında değişmektedir. Bir voksel boyutu 512×512 piksel matrisine sahip izometriktir. Voksel boyutu, görüntü kalitesinin önemli bir bileşenidir [55]. Voksel, bir pikselin 3 boyutlu analogudur. Voksel boyutu, hem piksel boyutu hem de dilim kalınlığıyla ilgilidir. Piksel boyutu ne kadar küçükse, görüntünün uzamsal çözünürlüğü o kadar büyük olur. Çalışmada kullanılan 150 denek arasından rastgele seçilen 10 deneğin MRI verilerine ilişkin detaylı bilgiler Çizelge 4.2’de verilmektedir. Tarama parametreleri, her bir deneğin durumuna göre seçilmektedir.

Çizelge 4.2 : Kafatası MRI verileri.

Cinsiyet	Yaş	Satır	Sütun	Çerçeve	Pixel_X	Pixel_Y	Pixel_Z	Kesit Kalınlığı
E	16.00	512	512	742	0.546	0.546	0.5	0.5
E	16.00	512	512	305	0.488281	0.488281	0.625	0.625
E	12.00	512	512	292	0.582031	0.582031	0.625	0.625
E	14.00	512	512	766	0.546	0.546	0.5	0.625
E	15.00	512	512	769	0.546	0.546	0.5	0.5
E	16.00	512	512	303	0.492188	0.492188	0.625	0.625
K	13.00	512	512	132	0.488281	0.488281	0.625	0.625
K	11.00	512	512	288	0.488281	0.488281	0.625	0.625
K	11.00	512	512	288	0.488281	0.488281	0.625	0.625
K	11.00	512	512	834	0.537	0.537	0.5	0.5

Görüntülemenin gelişimi modern tıbbın en önemli öncelikleri arasındadır. Bu çalışmada MR görüntülerini yeniden yapılandırma ve görüntü analizi yapmak için kullanılan yazılımlar sırasıyla Slicer (ver. 4.11) ve MATLAB (ver. R2020B) programlarıdır. 3D Slicer, çeşitli tıbbi görüntü verilerini analiz etmek için kullanılan açık kaynak bir yazılımdır [80]. Son yıllarda tıbbi olmayan görüntü analizi içinde kapsamlı bir platform haline gelmiştir. Şekil 4.2’de DICOM verileri yüklenmiş 3D Slicer yazılımının arayüzü görünmektedir. DICOM, klinik ihtiyaçları karşılayan kalitede bir tıbbi görüntü formatını tanımlamaktadır. Bir MR görüntüsünün DICOM verileri genellikle seri biçimdedir. İnsan vücudunun bir bölümünün kesitsel görüntüsünden oluşmaktadır. DICOM dosyalarını içe aktarmak için Slicer kullanılırken, MR görüntülerini klasöre aktarmak için DICOM modülündeki Import işlevi kullanılmaktadır. 3 boyutlu kafatasları görüntülerinin Matlabda analizlerinin yapılması için yumuşak doku ve kemik dokunun ayırt edilmesi gerekmektedir. Slicer hızlı segmentasyon yaparak görüntülerin Matlabda işlenmesi için dışa aktarmamızı sağlamaktadır.



Şekil 4.2 : 3B görselleştirme için Slicer ekranı.

4.1.2 Kafatasına landmark yerleştirme

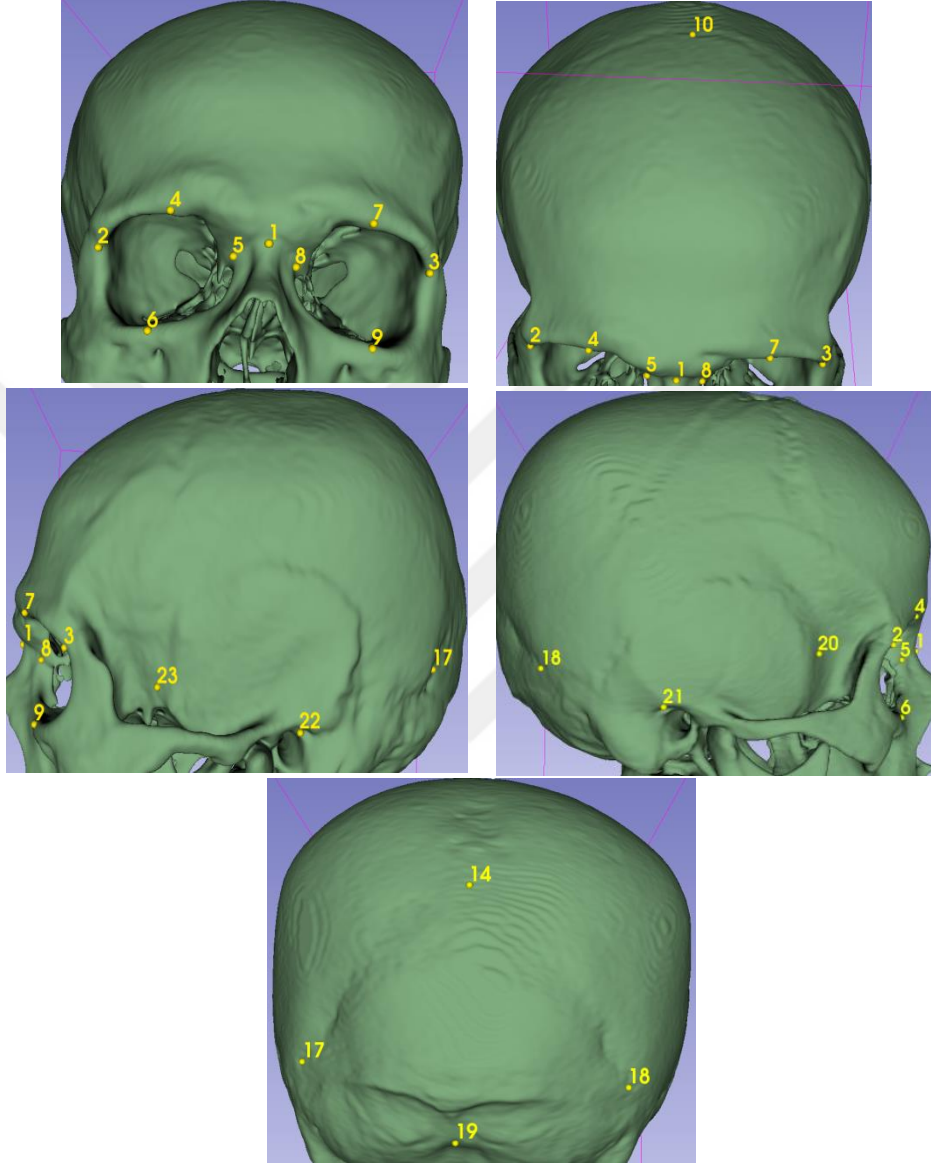
Kafatası için standartlaşmış işaretler ve ölçümler bilimsel yöntemin geçerliliğinin bir parçasıdır. Bu ölçümler bireylerin biyolojik yakınlık, boy, yaş ve cinsiyet gibi özelliklerini belirlemek için kullanılmaktadır. Bu nedenle kafatası üzerinde ölçümler yapılırken standartlaşmış noktaların işaretlenmesi gerekmektedir. Bu işaretler, hassas olarak el ile muayene edilebilen bir kemik çıkıntının olduğu veya süturların birleştiği yerde anatomik öneme sahiptir. Bunlar, radyolojik veya antropolojik kafatası ölçümü için kullanılan cerrahi işaretlerdir. Çalışmada ölçüm hatasını en aza indirmek için her bir örnek iki gözlemci tarafından manuel olarak konulmaktadır.

Standartlaşmış landmark noktaları yetişkin ve çocuk bireylerde farklılık göstermektedir. Bu farklılık çocuk kafatasının tam olgunlaşmamasından kaynaklanmaktadır. Özellikle başın üst kısmı ve arka kısmında bu farklılık belirgin olarak görünmektedir. Ancak bu farklılık kafatasının kalınlık ölçümünü yapmamıza engel olmamaktadır. Çalışmanın belirgin üstünlüklerinden bir tanesi tüm yaş grubundaki kafatasları üzerinde çalışmasıdır.

4.1.2.1 Yetişkinlerde kafatası landmark yerleştirme

Bir kafatasını temsil etmek için minimum 23 landmark gerekmektedir. Bu landmark sayısı çocuk bireylerde de geçerlidir. Şekil 4.3'te yetişkin bir bireyin (Yaş 25, Cinsiyet E)

kafatasının sert dokusu üzerindeki landmarklar görünmektedir. Her landmarkın tanımı ise Çizelge 4.3'te verilmektedir [81]. Şekil 4.3'te işaretli olarak görünmeyen 11,12 ve 13 numaralı landmarklar, 10 numaralı landmark ile aynı noktayı temsil etmektedir. 15 ve 16 numaralı landmarklar ise 14 numaralı landmark ile aynı noktayı temsil etmektedir.



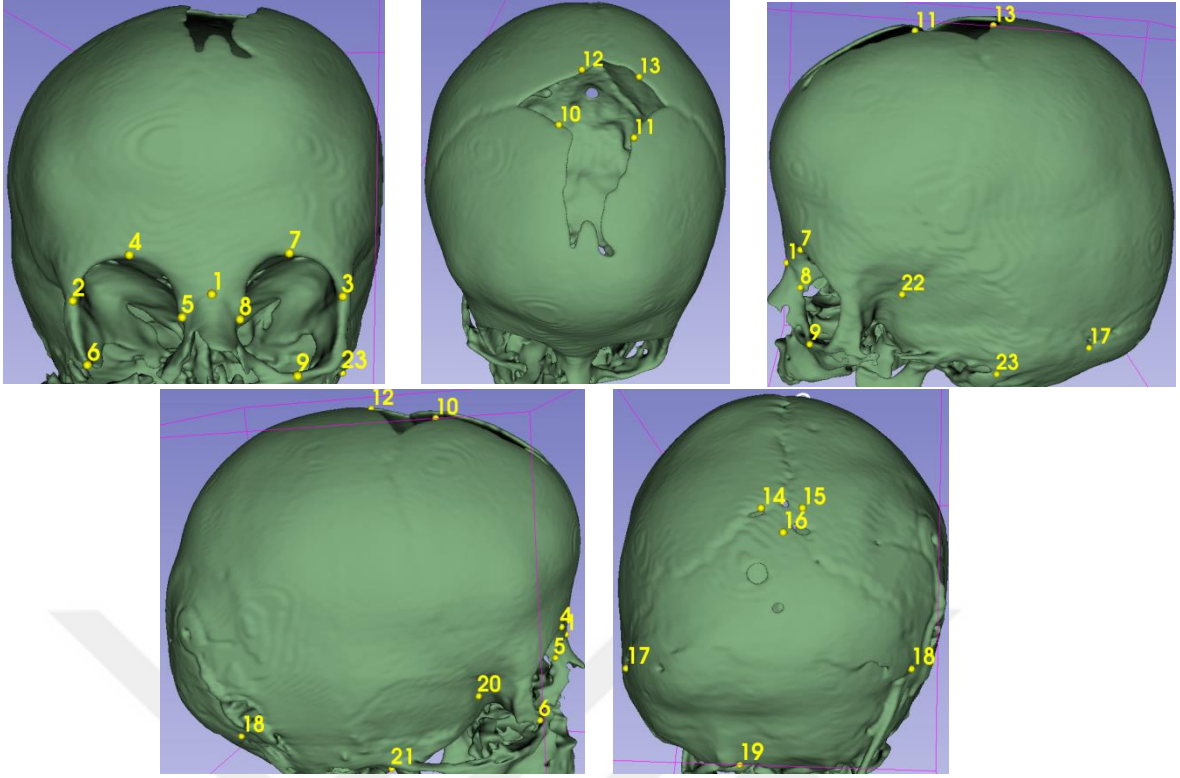
Şekil 4.3 : Yetişkin bir kafanın sert dokusu üzerindeki landmarklar. Sarı noktalar, landmarkların konumlarını göstermektedir.

Çizelge 4.3 : Kafatası landmarklarının tanımı.

Numara	Landmark	Tanımı
1	Nasion	Burun köprüsü olarak bilinir, gözler arasındaki orta noktayı temsil eder.
2,3	Ectoconchion	Frontal ve elmacık kemiğinin kesiştiği yerde bulunur.
4,7	Supraorbital	Yörüngenin (göz yuvası) üzerinde ve alnın altında bulunan kemikli uzun bir açıklıktır.
5,8	Infranasion	Maxillonasal ve nasofrontal sütürlerin kesişimi.
6,9	Mid-infraorbital	Yörüngeyi dikey olarak ikiye bölen bir çizgide, alt yörünge kenarının ön yüzünü işaret eder.
10	Bregma	Koronal ve sagittal dikiş arasındaki orta hat kemik noktası
14	Lambda	Kafatasının en arka noktasını temsil eder.
17,18	Asterion	Üç dikişin birleştiği kalvaryumun yanındaki bağlantı noktasıdır.
19	Inion	Kafatasının dış oksipital çıkıntısındaki nokta.
20,23	Pterion	Dört kafatası kemiğinin birleşimini temsil eder.
21,22	Supraglenoid	Kulağın hemen önündeki elmacık kemiğinin kökü.

4.1.2.2 Bebeklerde kafatası landmark yerleştirme

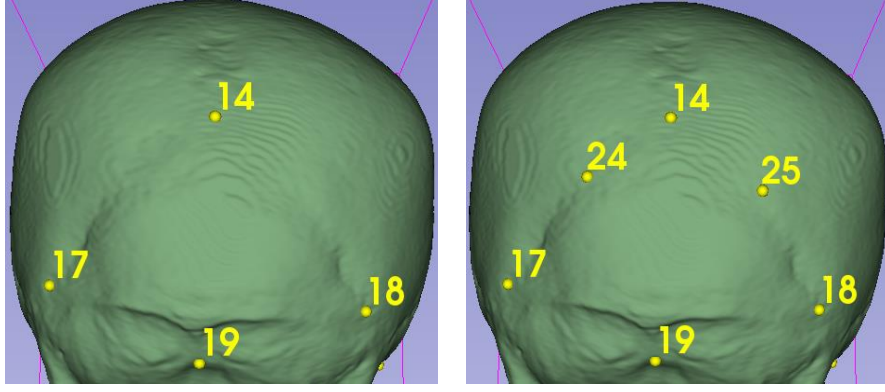
Çocuk kafataslarının sert dokusu zamanla oluşmaktadır. Özellikle 3 yaşın altındaki çocuklarda bu sert doku hızla oluşmaktadır. Kafa yaralanması, çocuklar için ölüm veya sakatlığın önde gelen nedenlerindendir. Çocuklarda oluşabilecek kafa yaralanmaları ve olası bir cerrahi operasyonu doğru değerlendirebilmek için kafataslarının kalınlığı son derece önemlidir. Şekil 4.3'te yetişkin kafatasının üzerine konulan landmarklar çocuk kafatasında da aynı konumlara yerleştirilmektedir. Şekil 4.4'te çocuk bir bireyin (Yaş <1, Cinsiyet E) kafatasının sert dokusu üzerindeki landmarklar görünmektedir. Şekil 4.3'te görüldüğü üzere özellikle başın üst kısmında sert doku oluşumu tamamlanmamıştır. Ancak çalışmamızda ölçüm almaya bu durum bir engel oluşturmamaktadır. Yetişkin bireylerde olduğu gibi çocuk bireylerde de kafatasının oluşan sert dokusunun kalınlığı, geliştirilen yöntem ile kolayca hesaplanabilmektedir. Çocuk kafatasındaki landmark yerleşiminin yetişkin kafatasındakinden farkları başın üst ve arka kısımlarındaki süturların birleşmemesidir. Bu durumda başın üst kısmında çocuklarda 4 nokta bulunurken, yetişkinlerde tek nokta ile temsil edilmektedir. Aynı şekilde başın arka kısmında çocuklarda 3 nokta bulunurken, yetişkinlerde tek nokta bulunmaktadır.



Şekil 4.4 : Bebek kafasının sert dokusu üzerindeki landmarklar. Sarı noktalar, landmarkların konumlarını göstermektedir.

4.1.3 İlave landmark yerleştirme

Uzman doktor tarafından en önemli 23 adet landmark kafatası üzerine yerleştirilmektedir. Ancak başın arka kısmındaki landmark sayısının başın diğer bölgelerine göre az olduğu görülmektedir. Bu durumda başın arka kısmındaki kalınlık hesaplamalarının daha sağlıklı yapılabilmesi için otomatik olarak ilave landmarklar yerleştirilmektedir. Her kafatasına otomatik olarak ilave 4 nokta konulmaktadır. Bu 4 noktanın ikisi arka kısma kalan ikisi başın yan kısımlarına otomatik yerleştirilmektedir. İlave landmark yerleşimi yapılırken mevcut landmarkların konumlarından faydalanılmaktadır. Şekil 4.5'te görüldüğü gibi 24 ve 25 nolu landmarklar, sırası ile 14-17 ve 14-18 noktalarının ortanca noktaları olarak konulmuştur.

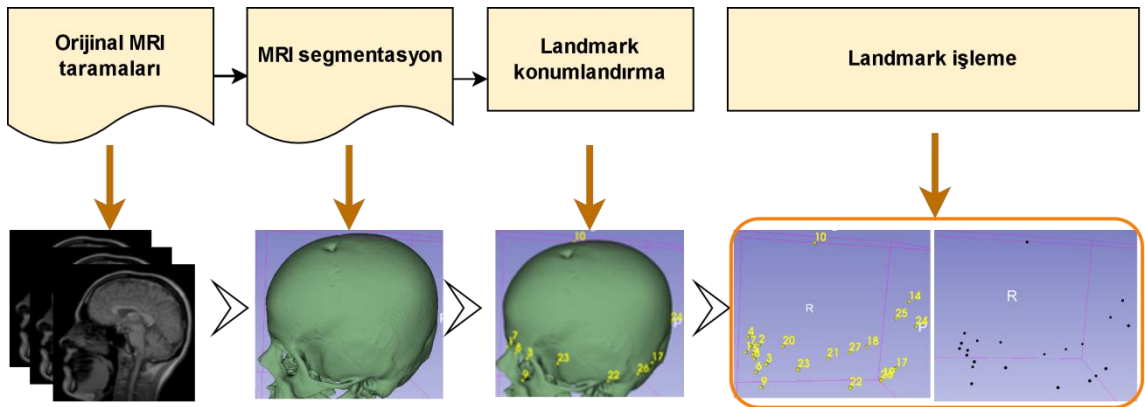


Şekil 4.5 : Kafatasına eklenen ilave landmarklar.

Buradaki konumlar 3 boyutlu uzayda yerleştirilmektedir. İlave noktaların konumunu bulmak için orta nokta formülü uygulanmaktadır. 3B uzayda orta nokta Denklem 4.1 ile bulunur.

$$M = \left(\frac{x_1+x_2}{2}, \frac{y_1+y_2}{2}, \frac{z_1+z_2}{2} \right) \quad (4.1)$$

Burada M , orta noktanın koordinatlarını vermektedir. x_1, y_1, z_1 ve x_2, y_2, z_2 mevcut noktaların koordinatlarını temsil etmektedir. MR görüntü işleme sırasında landmark yerleşimine kadar geçen adımlar Şekil 4.6’da verilmektedir. Orijinal MR verileri DICOM formatında alınmaktadır. Bu veriler öncelikle segmentasyon işlemine tabi tutularak kafatasının sert dokusu yumuşak dokudan ayrılmaktadır. Segmentasyon sonucu elde edilen kafatası yüzeyine süturlar dikkate alınarak landmarklar konulmaktadır. Sütur boyunca konulan landmarklar, kafa anatomisine ilgili olan kişiler tarafından nispeten yüksek doğrulukla tanımlanabilir. Güncel çalışmalarda tüm süturlar kapalı olduğunda bir kafatası 60 landmark ile tanımlanmaktadır [59]. Bu çalışmada ilave landmarklar ile birlikte 27 landmark kullanılmıştır. Literatüre göre landmark sayısının yarıdan az olması bu tez çalışmasının bir diğer başarısıdır.



Şekil 4.6 : Baş MRI verileri işleme adımları.

4.2. Jeodezik Eğri Çizimleri

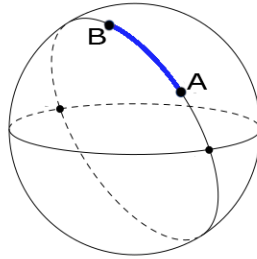
İki nokta arasındaki en kısa yol olarak bilinen jeodezik eğrinin düzlem üzerindeki karşılığı iki noktayı birleştiren doğru demektir. En genel anlamda, $(n+1)$ -boyutlu Öklid uzayı olan E^{n+1} 'de bir M hiperyüzeyi üzerindeki jeodezik eğrinin her bir noktasındaki ivme vektörü M 'ye ortogonaldır. Yani, M hiperyüzeyi üzerinde yer alan herhangi bir $\alpha: I \mapsto M$, $t \mapsto \alpha(t)$ eğrisinin M üzerinde jeodezik eğri olması için $\alpha''(t) \in T_M^\perp(\alpha(t))$ olmalıdır. Burada $T_M^\perp(\alpha(t))$, α eğrisinin t noktasındaki tanjant düzleminin dikini ifade etmektedir.

Bu şart, ayrıca $g: I \mapsto R$ reel değerli bir diferensiyellenebilir fonksiyon ve $N|_{\alpha(t)}$ de $\alpha(t)$ noktasında hiperyüzeyin normali olmak üzere Denklem 4.2'deki şarta bağlıdır.

$$\alpha''(t) = g(t)N|_{\alpha(t)} \quad (4.2)$$

Bu ifade sözel olarak, “Jeodezik eğrinin ana normalleri, her noktada yüzey normalleri ile çakışır” ifadesine denk olarak kabul edilmektedir.

Bu çalışmada kafatası yüzeyi üzerinde çalışılacağından, kafatası küre yüzeyine benzer olarak düşünülmektedir. Öncelikle küre yüzeyindeki jeodezik eğriyi açıklayalım. Küre üzerinde jeodezik eğrinin karşılığı, merkezi kürenin merkezi olan büyük daire yayıdır. Şekil 4.7'de A ve B noktaları çap üzerinde olmayan iki noktadır ve AB arasındaki yay en kısa mesafeyi temsil etmektedir.



Şekil 4.7 : İki nokta arasındaki en kısa mesafeyi gösteren AB yayı (mavi renkli).

Bir yüzey eğrisinin bir noktasında, sonsuz küçük bir kesiminin o noktada yüzeye teğet, düzleme dik izdüşümünün eğriliğine jeodezik eğrilik denmektedir. Bir yüzey eğrisinin jeodezik eğriliği sıfırsa, bu eğriye jeodezik eğri denir. Jeodezik eğriliği k_g ile gösterirsek, bir $X(u, v)$ yüzeyi için jeodezik eğriliğin genel denklemi Denklem 4.3'teki gibidir.

$$k_g = \frac{\sin T}{\sqrt{EG}} \frac{\partial \sqrt{G}}{\partial u} - \frac{\cos T}{\sqrt{EG}} \frac{\partial \sqrt{E}}{\partial v} + \frac{dT}{ds} \quad (4.3)$$

Burada T , v =sabit (u parametre eğrisi) ile ds yüzey eğrisi elemanının yaptığı açı; E ve G de $E = \langle X_u, X_u \rangle$, $G = \langle X_v, X_v \rangle$ olarak tanımlanır ve yüzeyimizin birinci temel formunun katsayılarıdır. Jeodezik eğrinin diferensiyel denklemi Denklem 4.4'teki gibidir.

$$\frac{dT}{ds} = \frac{1}{\sqrt{EG}} \left\{ \frac{\partial \sqrt{E}}{\partial v} \cos T - \frac{\partial \sqrt{G}}{\partial u} \sin T \right\} \quad (4.4)$$

Dolayısıyla,

$$X(u, v) = (R \cdot \cos u \cdot \cos v, R \cdot \cos u \cdot \sin v, R \cdot \sin u) \quad (4.5)$$

parametrik denklemi ile ifade edilebilen küre yüzeyi üzerinde jeodezik eğrinin diferansiyel denklemleri, Denklem 4.6, 4.7 ve 4.8'de verilmektedir.

$$\frac{du}{ds} = \frac{\cos T}{\sqrt{E}} = \frac{\cos T}{R} \quad (4.6)$$

$$\frac{dv}{ds} = \frac{\sin T}{\sqrt{G}} = \frac{\sin T}{R \cos u} \quad (4.7)$$

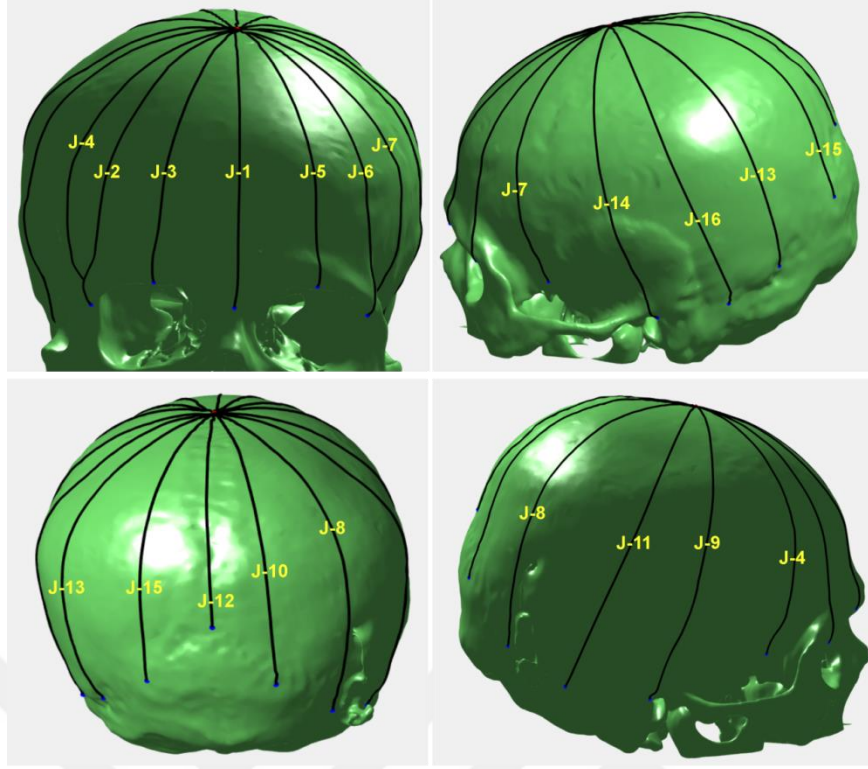
$$\frac{dT}{ds} = \frac{\tan u \cdot \sin T}{R} \quad (4.8)$$

Bu eşitlikler oranlandığında Denklem 4.9 ve Denklem 4.10 elde edilmektedir.

$$\frac{dT}{du} = \tan u \cdot \tan v \quad (4.9)$$

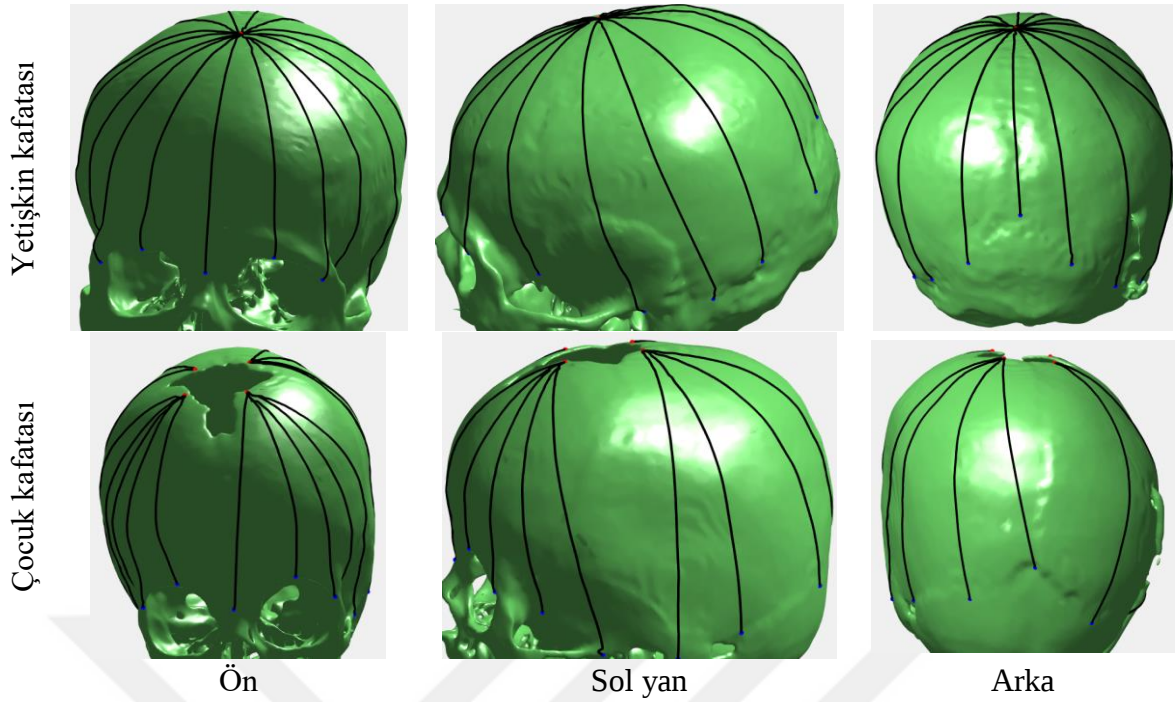
$$\frac{dT}{dv} = \sin u \quad (4.10)$$

Kafatası yüzeyindeki landmarkların konumları kullanılarak elde edilen jeodezik eğriler, 3 boyutlu uzay formunda ve her kafatası yüzeyine 16 adet gelecek şekilde otomatik çizilmektedir. Şekil 4.8'de örnek bir kafatası yüzeyine çizilen tüm jeodezik yollar görülmektedir. Bu yolların tamamını görebilmek için kafatasının farklı açılardan görüntüleri alınmıştır.



Şekil 4.8 : Kafatası jeodezik yollar.

Şekil 4.8’de görüldüğü gibi, jeodezik eğriler başın tepe noktasında yer alan 10, 11, 12 ve 13 (yetişkin bireylerde bu 4 nokta tek nokta olarak temsil edilmektedir) etiketli landmarklardan kafatasını çevreleyen diğer landmarklara doğru otomatik olarak çizilmektedir. Böylece kafatası yüzeyi eğrilerle sarılmış olacaktır. Bunun sonucunda kafatasının kemik kalınlık analizi yapılacak tüm bölgeleri diferansiyel değişim bilgisi ile modellenmektedir. Türevsel değişimi içerisinde barındıran jeodezik eğrileri ile kafatası üzerinde optimal noktalar tespit edilmektedir. Böylece literatürdeki benzer çalışmalardan farklı olarak, fiziksel numunelere gerek kalmadan tamamen matematiksel bir kemik kalınlık ölçümü gerçekleştirilmektedir. Şekil 4.9’da jeodezik eğrilerle kaplanmış farklı görünüşlerden yetişkin ve çocuk kafatasları verilmektedir.



Şekil 4.9 : Jeodezik eğrileri oturtulmuş yetişkin ve çocuk kafatası görünüşleri.

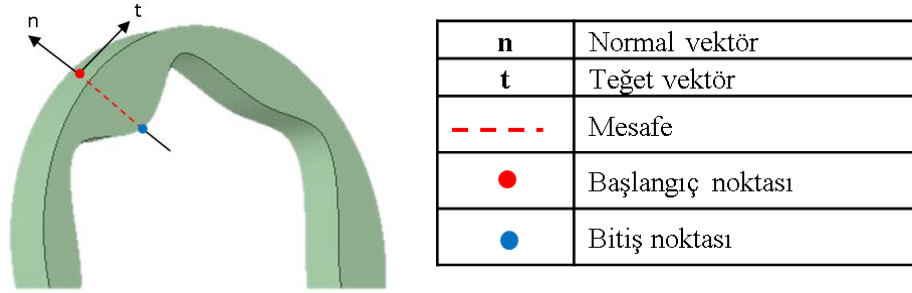
Şekil 4.9’da görüldüğü gibi çocuk kafataslarında da yetişkin kafataslarında olduğu gibi 16 adet jeodezik eğri bulunmaktadır. Ancak çocuk kafataslarının üst kısmında sert doku oluşumu tamamlanmamıştır. Bu durumda başın tepe noktasında yetişkinlerde tek olan landmark sayısı, çocuklarda 4 adet olarak yerleştirilmektedir. Tepe noktasındaki her landmark kendisine yakın çevre landmarklara jeodezik eğriler ile bağlanmaktadır. Böylece kalınlık hesaplaması yapılacak jeodezik eğriler kafatasını bir ağ şeklinde örmüştür.

4.3 Kafatası Kalınlığı Hesaplaması

Bu bölümde öncelikle önerilen kalınlık hesaplama yönteminin teorisi ifade edilmektedir. Ardından kafatası yüzeyine yerleştirilen jeodezik eğriler boyunca önerilen yöntem uygulanmaktadır. Böylece her eğri hattı boyunca kalınlık değerleri elde edilmektedir. Öncelikle önerilen kalınlık hesaplama yaklaşımı 3 boyutlu katı nesneler üzerinde tanıtılmaktadır. Önerilen yaklaşımın çalışma prensibi Şekil 4.10’da gösterilmektedir. Yöntem, 3 boyutlu nesneler üzerinde başarılı bir mesafe ölçümü yapmaktadır. Mesafe değeri, bir çevre başlangıç noktası ile normal vektörün ters yönünde karşılık gelen bitiş noktası arasındaki öklid mesafesine eşittir. Bu yaklaşım üç aşamadan oluşmaktadır:

1. Nesnenin dış yüzeyindeki başlangıç noktaları (periferik) bulunur.
2. Her başlangıç noktasından geçen yüzey teğet vektörü, daha sonra ona dik normal vektör hesaplanır.

3. Başlangıç noktalarına karşılık gelen bitiş noktaları, normal vektörlerin yönleri kullanılarak bulunur.



Şekil 4.10 : Önerilen kalınlık hesaplama yaklaşımının 3 boyutlu katı nesneler üzerindeki gösterimi.

Çalışmada önerilen kalınlık hesaplama yönteminde 3-B ikili hacim matrisi, izosurface verilerine (köşeler ve üçgen yüzeyler) dönüştürülmektedir. Köşelerden gönderilen ışının üçgen yüzeylerinde kesişme noktalarını bularak, kalınlık değerleri hesaplanmaktadır.

4.3.1 Işın-üçgen kesişim tabanlı uygulama

Kalınlık değerleri hesaplanacak nesneler ikili değere sahip 3B matriste ifade edilmektedir. Öncelikle matris, grafiklere dönüştürülmektedir. Böylece, nesnelerin köşeleri ve üçgen yüzeyleri ile yeni modeli oluşmaktadır. Daha sonra grafikteki her tepe noktasının yüzeyine dik vektör hesaplanmaktadır. Son aşamada, köşeler ışın merkezleri olarak kabul edilir ve ışınlar ile üçgen yüzeyler arasındaki kesişim noktaları normal vektörün tersi yönünde bir ışın gönderilerek hesaplanmaktadır.

Bu tez çalışmasında, Işın Üçgeni Kesişim (Ray-Triangle Intersection) algoritmasının son derece vektörleşmiş bir versiyonu kullanılmaktadır [65,66]. Bu algoritmaya göre, üçgen yüzeydeki bir ray $R(t)$ ve bir point $T(u, v)$ sırasıyla Denklem 4.11 ve Denklem 4.12’de açıklanmaktadır.

$$R(t) = O + tD \quad (4.11)$$

$$T(u, v) = (1 - u - v)V_0 + uV_1 + vV_2 \quad (4.12)$$

O ve D , ışının kökenini ve yönünü temsil ederken V_0 , V_1 ve V_2 üçgen noktalarını göstermektedir. (u, v) barisentrık koordinatları ifade etmektedir. Işın ve üçgenin kesişim noktasında $R(t) = T(u, v)$ denklemi sağlanır. Bu denklemde bilinmeyenler ayrıldığında Denklem 4.13’ün elde edildiği görülmektedir.

$$\underbrace{[-D, V_1 - V_0, V_2 - V_0]}_A \underbrace{\begin{bmatrix} t \\ u \\ v \end{bmatrix}}_x = \underbrace{O - V_0}_b \quad (4.13)$$

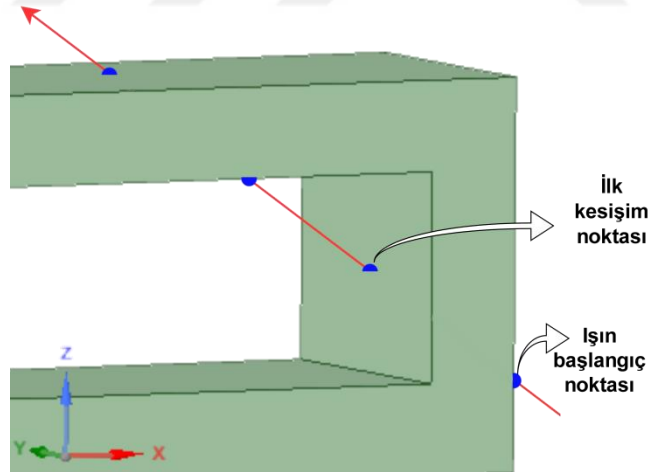
$Ax = b$ denklem sistemi çözüldüğünde, bilinmeyenler Denklem 4.14'teki gibi hesaplanmaktadır.

$$\begin{bmatrix} t \\ u \\ v \end{bmatrix} = \frac{1}{P \times (V_1 - V_0)} \begin{bmatrix} Q \cdot (V_2 - V_0) \\ P \cdot (O - V_0) \\ Q \cdot D \end{bmatrix} \quad (4.14)$$

Burada $P = D \times (V_2 - V_0)$ ve $Q = (O - V_0) \times (V_2 - V_0)$. u ve v değişkenleri hesaplandıktan sonra, kesişim noktaları Denklem 4.15 ile hesaplanmaktadır.

$$IPs = V_0 + uV_1 + vV_2 \quad (4.15)$$

Dikkat edilmesi gereken noktalardan biri, ışının birden fazla yüzey ile kesişme durumudur (Şekil 4.11). Birçok kesişme durumunda, ilk kesişme noktasına (nesneden çıkış noktası) göre kalınlık hesaplaması yapılmaktadır. Kesişme yokluğunda ise kalınlık değeri 0 olarak alınmaktadır.

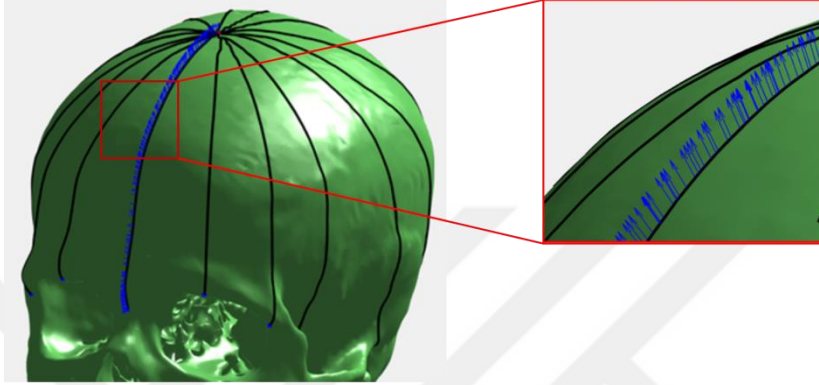


Şekil 4.11 : Başlangıç noktasından üçgen yüzeylere gönderilen ışının kesişme noktaları hesaplanmaktadır. Başlangıç noktası hariç, üç kesişme noktası bulunmaktadır. Başlangıç ve ilk kesişme noktası arasındaki mesafe kalınlık değerini temsil etmektedir. (Kırmızı ok: Işın, Mavi noktalar: Kesişme noktaları).

Son olarak, kafatası noktaları (VP_s) ve kesişim noktaları (IPs) arasındaki öklid mesafeleri ($L^2 - norm$) Denklem 4.16'daki gibi hesaplanmaktadır.

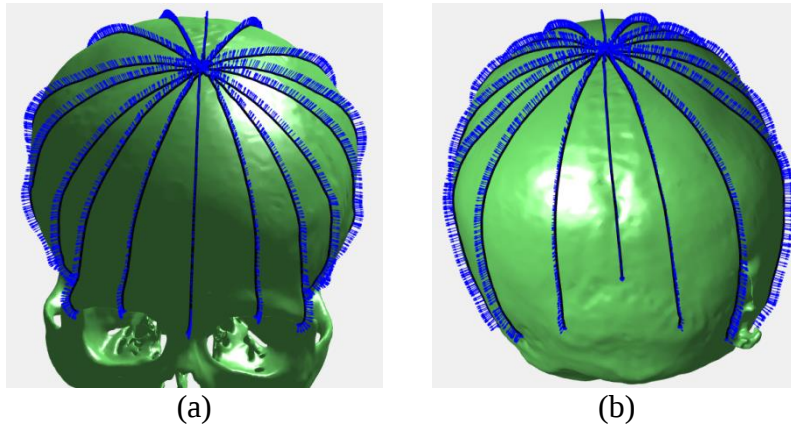
$$Thickness = |VP_s - IPs|_2 \quad (4.16)$$

Çalışmada her kafatası yüzeyine otomatik olarak 16 adet jeodezik eğri yerleştirilmektedir. Önerilen kalınlık hesaplama yöntemi bu eğriler üzerindeki tüm koordinat noktalarına yüzeyin tersi yönünde uygulanmaktadır. Böylece jeodezik eğriler boyunca dik vektörler oluşturulmaktadır. Şekil 4.12’de iki göz çukuru arasındaki 1 nolu landmark ile başın tepe noktasında yer alan 10 nolu landmarkı birleştiren jeodezik eğri üzerindeki dik vektörler gösterilmektedir. Bu eğri aynı zamanda 16 adet eğriden 1 numaralı eğri olarak isimlendirilmektedir.



Şekil 4.12 : Jeodezik-1 eğrisi üzerine konumlanmış dik vektörler ve bir kesiti.

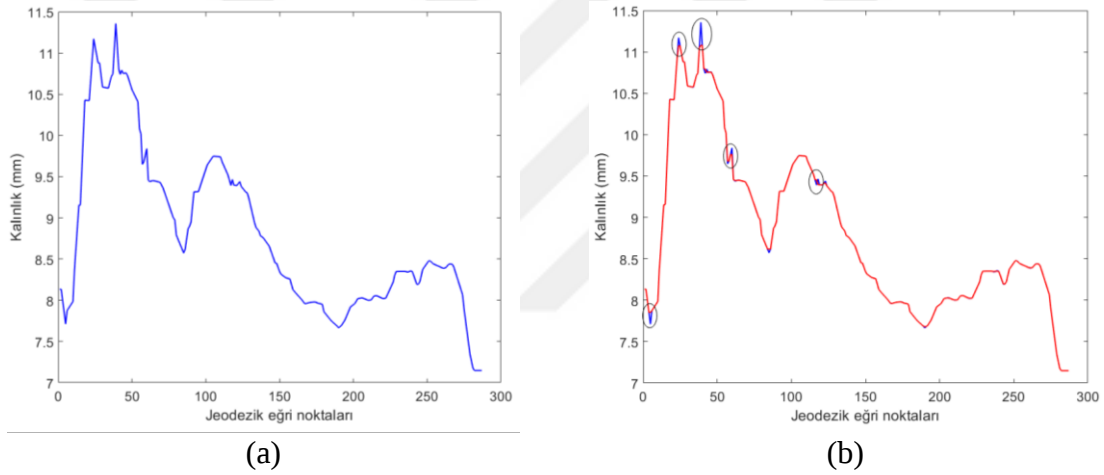
Dik vektörleri yerleştirme işlemi kafatası yüzeyindeki tüm jeodezik eğriler boyunca yapılmaktadır. Dik vektörler ile örülü örnek kafatası Şekil 4.13’te görünmektedir.



Şekil 4.13 : Jeodezik eğrilere konumlanmış dik vektörler a) kafatası ön yüzeyi, b) kafatası arka yüzeyi.

Başın tepe noktasındaki 10 nolu landmarkdan kafatası çevresindeki 16 tane landmarka çizilen jeodezik eğriler boyunca tüm dik vektörlerdeki kalınlık değerleri bir veri tabanı oluşturmaktadır. Bu veritabanı oluşturulurken aşağıdaki adımlar uygulanmaktadır:

1. Her kişiye ait 16 adet jeodezik eğrinin uzunlukları farklı olduğu için öncelikle tüm kişilerin 16'şar yol uzunlukları eşitlenmektedir. Böylece yaş grubuna göre tüm kişilerin Jeodezik-1, Jeodezik-2, ... , Jeodezik-16 eğrileri eşit uzunluklara getirildi.
2. Bazı dik vektörlerin kalınlık değeri 0 olarak çıkmaktadır. Burada uygulanan çözüm şöyledir: Kalınlık değeri 0 çıkan koordinattaki nokta, diğer yakın iki noktanın kalınlık değerlerinin ortalaması ile doldurulmaktadır (Şekil 4.14 (a)).
3. Kalınlık değeri 0 çıkan vektörler olduğu gibi aşırı büyük (uç) değerler üreten vektörler de mevcuttur. Burada oluşan uç değerler ise tek boyutlu bir medyan filtresi uygulanarak kaldırılmaktadır (Şekil 4.14 (b)).
4. Her gruptaki tüm hastaların jeodezik yollarının uzunlukları en uzun yolun boyutuna eşitlendi.



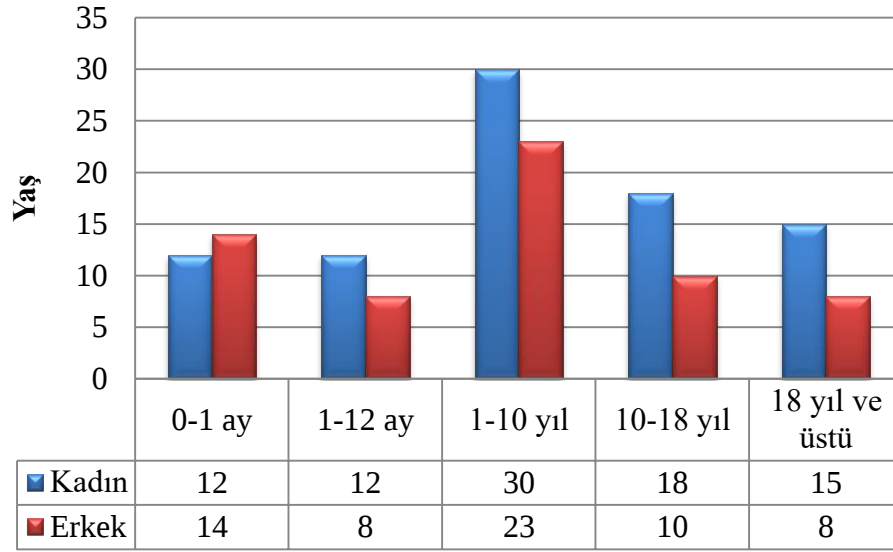
Şekil 4.14 : (a) Kalınlık değeri 0 çıkan vektörlerin ortalama değerler ile doldurulması.
(b) Aşırı uç noktaların kaldırılması.

Şekil 4.13'te Jeodezik-1 eğri uzunluğu 287 noktadan oluşan bir kafatasının kalınlık değerlerinin grafiği verilmektedir. Daire içerisine alınan bölgeler aşırı uç noktaların kaldırıldığı alanlardır.

4.4 Deneyisel Sonuçlar

Bu bölümde jeodezik eğri ve dik vektörler yöntemleri birlikte kullanılarak hesaplanan kafatası kalınlık değerlerinin istatistiksel analizleri yapılmıştır. Deneyisel sonuçlarda analiz için kullanılacak kafatası MRI tarama sayılarının yaş ve cinsiyete göre dağılımı Şekil 4.15'te verilmiştir. Yaş dağılımı tamamen uzman doktor tarafından kararlaştırılmıştır. Bu dağılımdan Grup1 olarak adlandırılan 0-1 ay yaş aralığındaki kişilerin MRI tarama

görüntüleri kullanılamamaktadır. Çünkü bu yaş aralığındaki yenidoğan bireylerin kafatası kemik dokuları henüz oluşmamıştır. Bu yaş aralığındaki kişilerin kafatası kemik dokusu henüz kıkırdak aşamasındadır. Bu durum kafatasının sert dokusunu yumuşak dokusundan ayırt etme işlemi olan eşikleme adımının yapılamaması ile sonuçlanmaktadır. Şekil 4.14'teki dağılımdan da görüleceği gibi grupların cinsiyet dağılımı birbirine yakındır. Ayrıca gruplardaki birey sayısının birbirine yakın olması yöntemin farklı yaş ve cinsiyetlerdeki çalışma güvenilirliğini ve geçerliliğini göstermek açısından önemlidir.



Şekil 4.15 : Çalışma popülasyonunun yaş ve cinsiyet dağılımı.

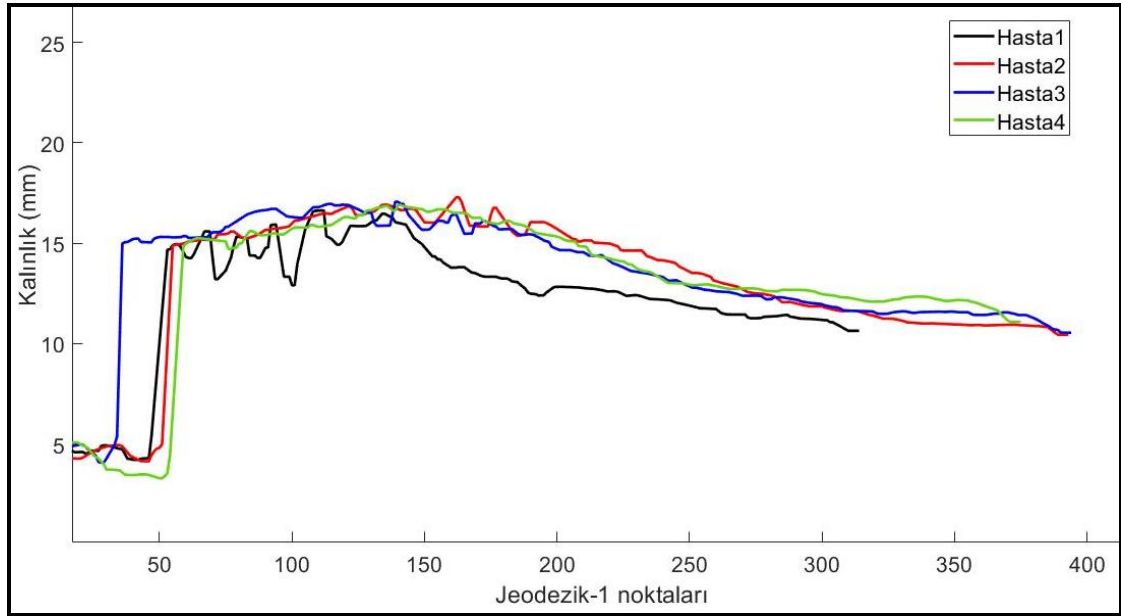
0-1 ay yaş aralığına sahip yenidoğan bireylerin deneysel sonuçlardan çıkarılması ile kalan 124 birey üzerinden çalışma sürdürülmüştür. Bu bireylerin yaşlarının grup bazında ve toplamdaki standart sapma, ortalama ve tepe değerleri Çizelge 4.4'te verilmektedir.

Çizelge 4.4 : Çalışma popülasyonunun özellikleri.

Grup No	Standart sapma	Ortalama	Tepe değer
2	0.2	0.7	0.75
3	2.61	5.41	7
4	2.24	14.25	11
5	17.08	41.13	72

Çizelge 4.4'te görüleceği üzere grup3 ve grup5'te bireylerin yaş aralığı fazla alındığı için standart sapma değeri yüksek çıkmaktadır. Yine elde edilen ortalama yaş bilgisi gruplardaki yaş dağılımını yansıtmaktadır. Son sütündaki 7 ve 11 değerleri çocuk yaşlarını, 72 ise yetişkin birey yaşlarını gösterdiği için, bu çağıdaki bireylerde meydana gelebilecek kafatası travmalarında kafatası kemik analizinin önerilen yöntem ile etkili bir şekilde yapılabileceği anlaşılmaktadır.

18 yaş ve üstünü oluşturan yetişkin grubu olan grup5'te 23 hasta bulunmaktadır. Tüm hastaların kalınlık değerlerini aynı şekil üzerinde çizdirdiğimizde görsel olarak anlamlandırmak zor olacaktır. Bu nedenle grup5'ten rastgele seçilen dört hastanın Jeodezik-1 yolu üzerindeki kafatası kalınlık değerleri Şekil 4.16'da gösterilmektedir. Seçilen hastaların demografik özellikleri incelendiğinde yaş olarak 2, 3 ve 4 nolu hastaların birbirine çok yakın olduğu ancak 1 nolu hastanın kafa yapısının fiziki olarak daha küçük olduğu tespit edilmiştir. 1 nolu hastanın jeodezik-1 uzunluğunun 2, 3 ve 4 nolu hastaların jeodezik-1 uzunluklarından daha kısa olması, kafa yapısının küçük olmasından kaynaklanmaktadır. Bununla beraber aynı yaş grubundaki bu bireylerin kafatası kalınlık değerleri beklenildiği gibi birbirine yakındır.



Şekil 4.16 : Grup5'ten rastgele seçilen 4 hastanın Jeodezik-1 noktalarının kalınlık değerleri.

Gruptaki tüm hastaların jeodezik-1 değerleri elde edildikten sonra analiz için yol uzunlukları eşitlenmelidir. Bu eşitleme işleminde gruptaki en uzun jeodezik yola sahip kişinin değeri baz alınmış ve diğer kişilerin yol uzunlukları buna eşitlenmiştir. Bu grupta en uzun jeodezik yola sahip olan hastanın yol uzunluğu 394 jeodezik noktadır. Grupta geriye kalan 22 bireyin jeodezik yol uzunlukları da 394'e eşitlenmiştir. Böylece elde edilen yeni uzunluk değerlerinin analiz işlemleri daha sağlıklı bir şekilde yapılabilecektir.

Grup5'teki 23 hastanın jeodezik-1 yol boyunca elde edilen kafatası kalınlık değerlerinin ortalamaları Çizelge 4.5'te verilmiştir. Şekil 4.14(a)'da görüldüğü üzere bazı kalınlık değerleri 0 olarak bulunmuştur. Kafatası kalınlık değerinin hiçbir yerde 0 olmayacağı bilindiğine göre bu değerler komşu değerlerin ortalamaları ile doldurulmuş ve Ortalama-1

bilgisi her hasta için elde edilmiştir. Böylece çıkan ortalama, bize jeodezik yolun kalınlık ortalamasını vermektedir (Ortalama-2). Son olarak bazı yolların kalınlık değerlerinin aşırı tepe noktaları barındırdığı görülmüş ve bu noktalara medyan filtre uygulanarak bu kalınlık değerleri normal dağılıma yakınlaştırılmıştır (Ortalama-3).

Çizelge 4.5 : Grup5'teki tüm hastaların jeodezik-1 eğrilerinin kalınlık değerlerinin ortalamaları.

Hasta No	Ortalama-1	Ortalama-2	Ortalama-3
1	4.225	8.808	8.808
2	6.418	12.762	12.763
3	5.790	12.72	12.719
4	6.721	13.15	13.156
5	6.227	12.88	12.853
6	6.761	12.33	12.336
7	3.879	7.514	7.514
8	3.125	6.506	6.506
9	3.140	6.431	6.432
10	3.213	6.716	6.716
11	3.416	6.918	6.917
12	3.618	7.073	7.073
13	3.484	6.669	6.669
14	3.777	7.275	7.276
15	4.609	10.286	10.296
16	4.862	9.741	9.726
17	3.938	8.476	8.459
18	4.990	9.11	9.106
19	3.307	6.462	6.420
20	7.179	14.601	14.602
21	4.124	7.683	7.684
22	3.728	8.019	8.019
23	3.635	7.154	7.152
Tüm hastaların jeodezik-1 yollarının ortalama değerleri			
	4.529	9.099	9.095

Çizelge 4.5'in Ortalama-3 sütunu grup5'teki her hastanın jeodezik-1 yolunun ortalamasını vermektedir. Çizelgenin son satırı ise gruptaki tüm hastaların jeodezik-1 yolu boyunca elde edilen ortalama kalınlık değerlerini vermektedir. Böylece yetişkin bireylerdeki jeodezik-1 yolunun ortalama 9.095 mm kalınlığa sahip olduğu söylenebilir. Grup5'teki hastaların tamamının tüm jeodezik yol (1-16) uzunluklarının kalınlık değerleri Çizelge 4.6'da gösterilmektedir. Buradan yola çıkılarak diğer gruplardaki hastaların tamamının tüm jeodezik yol (1-16) uzunluklarının kalınlık değerleri Çizelge 4.7, Çizelge 4.8 ve Çizelge 4.9'da gösterilmiştir.

Çizelge 4.6 : Grup5'in tüm kişilerine ait jeodezik yol kalınlık ortalamaları.

Jeodezik yol numarası	Eşitlenmiş yol uzunluğu	Kalınlık ortalaması
1	394	9.095
2	358	8.85
3	344	7.626
4	412	7.826
5	352	7.486
6	370	8.362
7	381	7.847
8	412	7.571
9	468	7.114
10	350	7.906
11	450	7.836
12	350	8.867
13	411	7.356
14	448	7.543
15	362	7.759
16	426	7.686

Çizelge 4.7 : Grup4'ün tüm kişilerine ait jeodezik yol kalınlık ortalamaları.

Jeodezik yol numarası	Eşitlenmiş yol uzunluğu	Kalınlık ortalaması
1	429	9.21
2	360	8.099
3	427	7.696
4	423	7.122
5	351	7.937
6	362	8.109
7	431	7.23
8	425	7.695
9	482	6.545
10	387	8.671
11	499	7.456
12	453	9.721
13	397	7.675
14	514	6.4
15	410	8.842
16	436	7.351

Çizelge 4.8 : Grup3’ün tüm kişilerine ait jeodezik yol kalınlık ortalamaları.

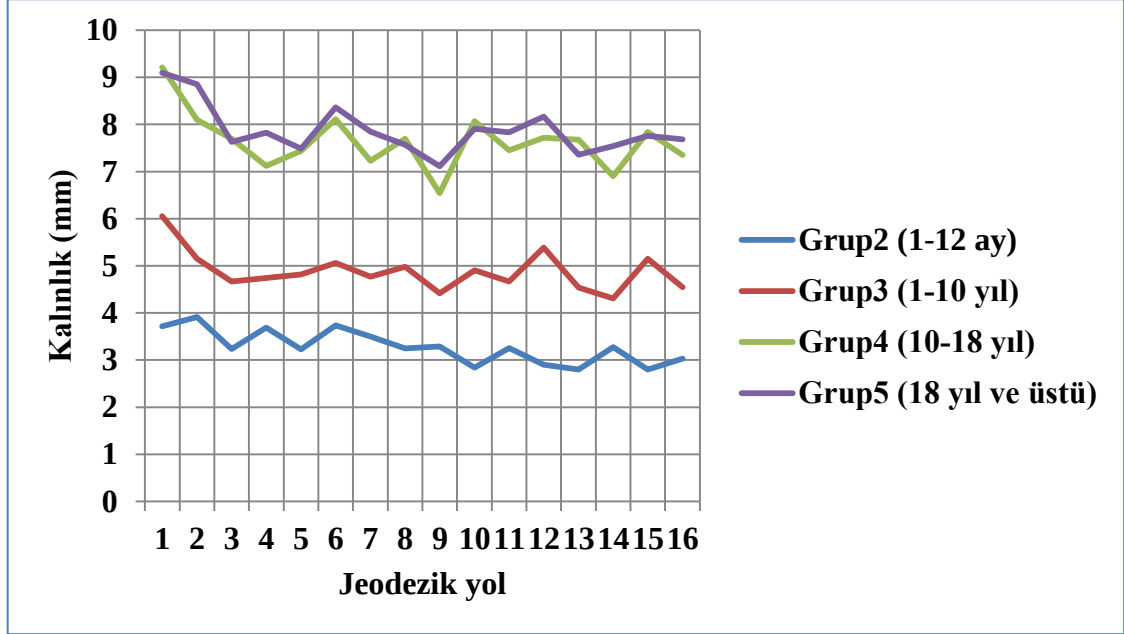
Jeodezik yol numarası	Eşitlenmiş yol uzunluğu	Kalınlık ortalaması
1	388	6.052
2	300	5.151
3	297	4.668
4	344	4.744
5	287	4.815
6	334	5.064
7	351	4.766
8	498	4.979
9	441	4.417
10	471	4.904
11	460	4.664
12	365	5.39
13	482	4.541
14	420	4.31
15	406	5.151
16	425	4.546

Çizelge 4.9 : Grup2’nin tüm kişilerine ait jeodezik yol kalınlık ortalamaları.

Jeodezik yol numarası	Eşitlenmiş yol uzunluğu	Kalınlık ortalaması
1	291	3.716
2	361	3.914
3	304	3.232
4	433	3.689
5	259	3.225
6	317	3.735
7	388	3.501
8	430	3.245
9	370	3.29
10	354	2.839
11	434	3.251
12	382	2.903
13	435	2.799
14	437	3.275
15	375	2.796
16	436	3.031

Çalışmada kullanılan grup 2, 3, 4 ve 5’teki tüm bireylerin sahip olduğu 16 adet jeodezik eğrinin kalınlık ortalamaları bizlere grup bireylerinin kafatası kalınlık değerleri ile ilgili bilgiler sunmaktadır. Şekil 4.17’de tüm grupların jeodezik yol ortalamaları görülmektedir. Buradan yola çıkılarak 1-12 ay yaş aralığına sahip grup2’deki bireylerin kafatası kalınlık değerlerinin en düşük olduğu görülmektedir. Grup3’teki bireyler 1-10 yıl yaş aralığındaki

bireyleri göstermektedir. Grup4'teki bireyler yetişkinliğe geçişi oluştururken grup5 ise yetişkin bireyleri göstermektedir. Her iki grubun kafatası kalınlık değerleri birbirine yakın görünmektedir. Ancak grup5'te elde edilen kafatası kalınlık ortalamaları grup4'ten kısmen fazladır. Bu durum kafatası kemik kalınlığı gelişiminin 18 yaşına kadar hızlı, bu yaştan sonra ise oldukça yavaşlayıp durağan hale geçtiğini göstermektedir.



Şekil 4.17 : Tüm grupların ortalama kalınlık değerleri.

5. SONUÇLAR

Kafatası kemik kalınlığının ölçülmesi ile ilgili çalışmalar her dönem güncel bir araştırma konusu olmuştur. Çünkü kafatasını oluşturan 4 ana kemiğin herhangi bir noktasındaki kalınlık bilgisinin ölçülebilmesi, cerrahi işlemlerin uygulanmasına ve medikal ürünlerin tasarım ve üretimine yardımcı olmaktadır. Genel olarak çalışmalarda diploe mesafesi ile birlikte kafatasının iç ve dış tablalarının ölçümüne odaklanılmıştır. Fakat mevcut çalışmalarda en belirgin eksiklik tüm yüzeyin kemik kalınlığının ölçülmemesidir. Ayrıca girişimsel yapılan kemik kalınlık ölçümü hastanın konforuna zarar verebilmektedir. Bu noktalardan hareketle, tez çalışmasında mevcut yöntemlerin üstün/eksik yönleri belirlenmiş ve üç farklı kafatası kemik kalınlığı ölçme yöntemi geliştirilerek bu alandaki literatüre önemli katkılar sağlanmıştır.

Tez çalışması kapsamında yaş ve cinsiyete bağlı olmaksızın MRI'dan elde edilen insan kafatası görüntüleri kullanılarak kafatasının tamamının veya istenilen herhangi bir noktasının kemik kalınlığını tamamen matematiksel olarak hesaplayan özgün yöntemler geliştirilmiştir. Geliştirilen yöntemler literatürde bulunan mevcut yaklaşımlar ile doğruluk ve performans gibi kriterlerle karşılaştırılmış ve elde edilen sonuçlar bilimsel dergilerde makale şeklinde yayınlanmıştır. Kafatası kemik kalınlığını hesaplama için geliştirilen her bir yöntemi barındıran akademik çalışma tezin farklı bir bölümünde sunulmuştur.

Buna göre yapılan ilk çalışmada, 3 boyutlu kafatası MR görüntülerinde kemik kalınlığı ölçümü yapan ve aynı zamanda tüm yaş gruplarında kullanılabilen yöntem önerilmiştir. Önerilen yöntem ile kafatasının belirli bir renk ölçeği aralığında renk haritası oluşturulmuştur. Elle yapılan geleneksel kemik kalınlığı ölçme yöntemleri kafatası üzerinde belirli alanların ölçümünü yaparken, önerilen yöntem ile tüm alanların ölçüm değerleri hakkında bilgi sahibi olunabilir. Önerilen yöntemin sonuçlarının doktor tarafından yapılan manuel ölçüm sonuçları ile doğrulandığı görülmüştür. Uygulanan işlem, cerrahi olmadığı için standart bir laboratuvarla kolayca yapılabilir. Böylece hastaya zarar verebilen girişimsel teknikler yerine termal analiz yardımıyla MR görüntülerinden kemik kalınlığı hesaplanabilmektedir. Ayrıca kafatası kemiklerinin anatomik karmaşıklığı da yöntemin ölçüm almasına engel olmamaktadır.

Yapılan ikinci çalışmada, geliştirilen yöntem, klasik kalınlık hesaplama yöntemleri ile kıyaslanmıştır. Nesne kalınlığını hesaplamada klasik yaklaşımlar ölçülecek nesnenin içerisine küre yerleştirilerek, küre çapından yola çıkılarak kalınlık hesaplama yapılmaktadır. Önerilen yöntemde ise nesnenin dış yüzeyi üzerinde dik vektörler alınarak, bu dik vektörlerin nesne içerisindeki giriş ve çıkış noktaları arasındaki öklid mesafesi hesaplanarak kalınlık ölçümü yapılmaktadır. Geliştirilen yöntemin iki farklı uygulaması yapılmaktadır. İlk olarak, 3 boyutlu ikili hacim verileri, köşelere ve üçgen yüzey alanlarına aktarılmaktadır. Her köşe bir ışın kaynağı olarak kabul edilmekte ve ışının yüzeylerle kesiştiği noktalar hesaplanmaktadır. İkinci uygulamada ise Bresenham'ın çizgi algoritması kullanılarak doğrudan 3 boyutlu ikili hacim matrisleri üzerinde çalışılmıştır. Geliştirilen yöntemin hem sentetik nesneler hem de gerçek kafatası görüntüleri üzerindeki deneysel sonuçları değerlendirildiğinde, ikili hacim yaklaşımının daha doğru ve hızlı sonuçlar verdiği açıkça görülmüştür. Geliştirilen yöntem, insan kafatasının kemik dokusunu çıkarmak ve kalınlık haritalarını hesaplamak gibi genel bir şemaya uygulanmıştır. CPU ve GPU paralelleştirme teknikleri kullanılarak hem sentetik nesneler üzerinde hem de gerçek kafatası görüntüleri üzerinde kıyaslamalar gerçekleştirilmiştir. Bu kıyaslama işlemleri farklı hastaların MR görüntülerine de uygulanmıştır. Kafatası piksel sayısının işlem süreleri ile ters orantılı olduğu görülmüştür. Paralelleştirme teknikleri kıyaslamasında en iyi zamanlamanın dört çekirdekli CPU+GPU ile elde edildiği görülmüştür.

Tez çalışması sürecinde geliştirilen üçüncü yöntemde ise kafatası kemik kalınlığını ölçmek için tamamen modelden bağımsız geometrik temellere dayalı bir yöntem geliştirilmiştir. Geliştirilen yöntem ile uzman doktor tarafından kafatası MRI taramaları üzerine minimum sayıda (23 adet) landmark yerleştirilmiştir. Bu noktaların dağılımından yola çıkılarak jeodezik eğriler çizilmekte ve bu eğriler boyunca dik vektörler kullanılarak kafatası kalınlığı sayısal olarak hesaplanmıştır. Bu bağlamda, bölgesel kafatası kalınlığına göre dinamik bir derinlik kontrolüne sahip olmakla birlikte, güvenilir ve hızlı bir yöntem geliştirilmiştir. Böylece kafatası kalınlıklarının yaşla birlikte nasıl değiştiğini değerlendirmek de kolaylaşacaktır. Ayrıca geliştirilen yöntem sayesinde cinsiyet ve yaşın bağımsız olarak insan kafatasının istenilen tüm noktalarının kemik kalınlıkları geometrik hesaplamalar ile etkili bir şekilde elde edilebilmektedir.

Tez çalışmasında geliştirilen yöntemler ile kafatasında kırılan kemiği birleştirmek / onarmak için gerekli malzeme kalınlığına karar vermede doktorlara kolaylık ve hız

sağlanacaktır. Ayrıca oluşabilecek kafatası yaralanmalarında kemiklerin durumu ile ilgili ayırt edici tanı belirlemede yardımcı bilgiler sağlanabilecektir.



KAYNAKLAR

- [1] **Leslie, A. & Christopher, D.** (2002). The Bones of the Skull. Leslie, A. & Christopher, D., *An Introduction to Human Evolutionary Anatomy* (Vol. 1, pp. 33-53). Retrieved from <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/C2009002515X>
- [2] **Bhattarai, M.** (2013). Radiological Mapping Of Nepalese Calvaria, *Journal of Nobel Medical College*, 2(1), 31–35. <https://doi.org/10.3126/jonmc.v2i1.7670>
- [3] **Idriz, S., Patel, J. H., Ameli Renani, S., Allan, R. & Vlahos, I.** (2015). CT of Normal Developmental and Variant Anatomy of the Pediatric Skull: Distinguishing Trauma from Normality, *Radiographics*, 35(5), 1585–1601. <https://doi.org/10.1148/rg.2015140177>
- [4] **Donald, H. E. & Mark, G. H.** (2000). *Essentials of Facial Growth*. W.B. Saunders Company.
- [5] **Standring, S.** (2008). *Gray's Anatom. The Anatomical Basis of Clinical Practice, 40th Ed.* Churchill Livingstone: 1185–6. Retrieved from <https://www.yumpu.com/xx/document/read/55652992/grays-anatomy-the-anatomical-basis-of-clinical-practice-40th-ed-pdf-tahir99-vrg>
- [6] **Webb, S.** (1990). Cranial Thickening in an Australian Hominid as a Possible Palaeoepidemiological Indicator. *American journal of physical anthropology*, 82(4), 403–411. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330820402>
- [7] **Lynnerup, N.** (2013). Forensic Anthropology and Human Identification, *Scandinavian Journal of Forensic Science*, 19(1), 16–38. <https://doi.org/10.2478/sjfs-2013-0005>
- [8] **Anderson, R. J.** (2014). Observations on the Thickness of the Human Skull, *Dublin Journal of Medical Science*, 74(4), 270–280. <https://doi.org/10.1007/BF02967147>
- [9] **Wingate, T. T.** (1924). Thickness of the Male White Cranium, *The Anatomical Record*, 27(5), 245–256. <https://doi.org/10.1002/ar.1090270504>
- [10] **Weidenreich, F.** (1941). The Brain and Its Role in the Phylogenetic Transformation of the Human Skull, *American Philosophical Society*, 31(5), 320–442.
- [11] **Hellman, M.** (1927). Changes in the Human Face Brought about by Development, *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography*, 13(6), 475–516. [https://doi.org/10.1016/S0099-6963\(27\)90222-1](https://doi.org/10.1016/S0099-6963(27)90222-1)
- [12] **Lasker, G. W.** (1953). The Age Factor in Bodily Measurements of Adult Male and Female Mexicans, *Human Biology*, 25(1), 50-63.
- [13] **Baer, M. J.** (1956). Dimensional Changes in the Human Head and Face in the Third Decade of Life, *American journal of physical anthropology*, 14(4), 557–575. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330140403>

- [14] **Adeloye, A., Kattan, K. R. & Silverman, F. N.** (1975). Thickness of the Normal Skull in the American Blacks and Whites, *American Journal of Physical Anthropology* 43(1), 23–30. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330430105>
- [15] **Kurlander, G. I., Norman, W. L. & Campbell, J. A.** (1966). Roentgen Differentiation of the Oculodentodigital Syndrome and the Hallermann-Streiff Syndrome in Infancy, *Radiology*, 86(1), 77–86. <https://doi.org/10.1148/86.1.77>
- [16] **Cruz-Orive, L. M. & Weibel, E. R.** (1990). Recent Stereological Methods for Cell Biology: A Brief Survey, *Lung cellular and molecular physiology*, 258(4), 148–156. <https://doi.org/10.1152/ajplung.1990.258.4.L148>
- [17] **Domenech-Fernandez, P., Yamane, J., Domenech, J., Barrios, C., Soldado-Carrera, F., Knorr, J. & Canavese, F.** (2021). Analysis of Skull Bone Thickness during Growth: An Anatomical Guide for Safe Pin Placement in Halo Fixation, *European Spine Journal*, 30(2), 410–15. <https://doi.org/10.1007/s00586-020-06367-x>
- [18] **Zaafrane, M., Khelil, M. B., Naccache, Ines., Ezzedine, Ekbel., Savall, F., Telmon, N., Mnif, N. & Hamdoun, M.** (2017). Sex Determination of a Tunisian Population by CT Scan Analysis of the Skull, *International Journal of Legal Medicine*, 132(3), 853–862. <https://doi.org/10.1007/s00414-017-1688-1>
- [19] **Fahrni, S., Campana, L., Dominguez, A., Uldin, T., Dedouit, F., Delémont, O. & Grabherr, Silke.** (2017). CT-Scan vs. 3D Surface Scanning of a Skull: First Considerations Regarding Reproducibility Issues, *Forensic Sciences Research*, 2(2), 93–99. <https://doi.org/10.1080/20961790.2017.1334353>
- [20] **Botwe, B. O., Sule, D. S. & Ismael, A. M.** (2017). Radiologic Evaluation of Orbital Index among Ghanaians Using CT Scan, *Journal of Physiological Anthropology*, 36(1), 1–6. <https://doi.org/10.1186/s40101-017-0145-7>
- [21] **Bhavsar, T. & Prakash, S.** (2020). 3D-Printing of Skull Bone from CT Scan Data, *Materials Today: Proceedings*, 28(4), 2447–2451. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.04.789>
- [22] **Moreira-Gonzalez, A., Papay, F. & Zins, J. E.** (2006). Calvarial Thickness and Its Relation to Cranial Bone Harvest, *Plastic and Reconstructive Surgery*, 117(6), 1964–1971. <https://doi.org/10.1097/01.prs.0000209933.78532.a7>
- [23] **Lynnerup, N.** (2001). Cranial Thickness in Relation to Age, Sex and General Body Build in a Danish Forensic Sample, *Forensic Science International*, 117(1–2), 45–51. [https://doi.org/10.1016/S0379-0738\(00\)00447-3](https://doi.org/10.1016/S0379-0738(00)00447-3)
- [24] **Chimmalgi, M., Kulkarni, Y. & Sant, S. M.** (2007). Sexing of Skull by New Metrical Parameters in Western India, *Journal of the Anatomical Society of India*, 56(1), 1–6.
- [25] **Nagaishi, M., Fujii, Y., Sugiura, Y. & Suzuki, K.** (2021). Skull Shape Abnormalities in Ischemic Cerebrovascular and Mental Diseases in Adults, *Scientific Reports*, 11(1), 1–7. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-97054-4>
- [26] **Dong, Y., Huang, L., Feng, Z., Bai, S., Wu, G. & Zhao, Y.** (2012). Influence of Sex and Body Mass Index on Facial Soft Tissue Thickness Measurements of the Northern Chinese Adult Population, *Forensic Science International*, 222(1–

3), 1-7. <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2012.06.004>

- [27] **Urban, J. E., Weaver, A. A., Lillie, E. M., Maldjian, J. A., Whitlow, C. T. & Stitzel, J. D.** (2016). Evaluation of Morphological Changes in the Adult Skull with Age and Sex, *Journal of Anatomy*, 229(6), 838–846. <https://doi.org/10.1111/joa.12247>
- [28] **Yin, X. & Hynynen, K.** (2005). A Numerical Study of Transcranial Focused Ultrasound Beam Propagation at Low Frequency, *Physics in Medicine & Biology*, 50(8), 1821–1836. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/50/8/013>
- [29] **Hildebrand, T. & Ruegsegger, P.** (1997). A New Method for the Model-Independent Assessment of Thickness in Three-Dimensional Images, *Journal of Microscopy*, 185(1), 67–75. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2818.1997.1340694.x>
- [30] **Calisan, M., Talu, M. F., Pimenov, D. Y. & Giasin, K.** (2021). Skull Thickness Calculation Using Thermal Analysis and Finite Elements, *Applied Sciences*, 11(21), 10483(1-20). <https://doi.org/10.3390/APP112110483>
- [31] **Lillie, E. M., Urban, J.E., Lynch, S. K., Weaver, A. A. & Stitzel, J. D.** (2016). Evaluation of Skull Cortical Thickness Changes with Age and Sex from Computed Tomography Scans, *Journal of Bone and Mineral Research*, 31(2), 299–307. <https://doi.org/10.1002/jbmr.2613>
- [32] **Kidder, J. H. & Durband, A. C.** (2004). A Re-Evaluation of the Metric Diversity within Homo Erectus, *Journal of Human Evolution*, 46(3), 297–313. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2003.12.003>
- [33] **Ebraheim, N. A., Liu, J., Patil, V., Sanford, C. G., Crotty, M. J., Haman, S.P. & Yeasting, R. A.** (2007). Evaluation of Skull Thickness and Insertion Torque at the Halo Pin Insertion Areas in the Elderly: A Cadaveric Study, *Spine Journal*, 7(6), 689–693. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2006.09.007>
- [34] **Sommer, H. J., Eckhardt, R. B. & Shiang, T. Y.** (2006). Superquadric Modeling of Cranial and Cerebral Shape and Asymmetry, *American Journal of Physical Anthropology*, 129(2), 189–195. <https://doi.org/10.1002/ajpa.20269>
- [35] **Antonakakis, M., Schrader, S., Aydin, Ü., Khan, A., Gross, J., Zervakis, M., Rampp, S. & Wolters, C. H.** (2020). Inter-Subject Variability of Skull Conductivity and Thickness in Calibrated Realistic Head Models, *NeuroImage*, 223, 117353. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2020.117353>
- [36] **Harvey, L. A. & Close, J. C. T.** (2012). Traumatic Brain Injury in Older Adults: Characteristics, Causes and Consequences, *Injury*, 43(11), 1821–1826. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2012.07.188>
- [37] **Hollensteiner, M. Fürst, D., Augat, P., Schrödl, F., Esterer, B., Gabauer, S., Hunger, S., Malek, M., Stephan, D. & Schrempf, A.** (2018). Characterization of an Artificial Skull Cap for Cranio-Maxillofacial Surgery Training, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 29(9), 135(1-10). <https://doi.org/10.1007/s10856-018-6143-4>
- [38] **Smith, K., Politte, D., Reiker, G., Nolan, T. S., Hildebolt, C., Mattson, C., Tucker, D., Prior, F., Turovets, S. & Larson-Prior, L. J.** (2012). Automated Measurement of Pediatric Cranial Bone Thickness and Density from

Clinical Computed Tomography, *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, (pp. 4462–4465). San Diego, California USA, 28 August -1 September.

- [39] **Calderbank, T., Morgan, B., Rutty, G. N. & Brough, A.** (2016). An Investigation of Juvenile Cranial Thickness-Analysis of Skull Morphometrics across the Complete Developmental Age Range, *Journal of Forensic Radiology and Imaging*, 4, 70–75. <https://doi.org/10.1016/j.jofri.2015.12.002>
- [40] **Delye, H., Clijmans, T., Mommaerts, M. Y., Sloten, J.V. & Goffin, J.** (2015). Creating a Normative Database of Age-Specific 3D Geometrical Data, Bone Density, and Bone Thickness of the Developing Skull: A Pilot Study. *Journal of Neurosurgery: Pediatrics*, 16(6), 687–702. <https://doi.org/10.3171/2015.4.PEDS1493>
- [41] **Wang, H., Yang, M. & Stufken, J.** (2019). Information-Based Optimal Subdata Selection for Big Data Linear Regression, *Journal of the American Statistical Association*, 114(525), 393–405. <https://doi.org/10.1080/01621459.2017.1408468>
- [42] **Masood, M. S., Ahmad, A. & Mufti, R. A.** (2013). Unconventional Modeling and Stress Analysis of Femur Bone under Different Boundary Condition, *International Journal of Scientific & Engineering Research*, 4(12), 293–296.
- [43] **Coats, B. & Margulies, S. S.** (2006). Material properties of human infant skull and suture at high rates, *Journal of Neurotrauma*, 23(8), 1222–1232. <https://doi.org/10.1089/neu.2006.23.1222>
- [44] **Baumer, T. G., Passalacqua, N. V., Powell, B. J., Newberry, W. N., Fenton, T. W. & Haut, R. C.** (2010). Age-dependent fracture characteristics of rigid and compliant surface impacts on the infant skull—a porcine model, *Journal of forensic sciences*, 55(4), 993–997. <https://doi.org/10.1111/j.1556-4029.2010.01391.x>
- [45] **Gzik, M., Wolański, W., Tejszerska, D., Gzik-Zroska, B., Koźlak, M., Larysz, D. & Mandera, M.** (2009). Application of 3D modeling and modern visualization technique to neurosurgical trigonocephaly correction in children. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, (pp. 68–71). Munich, Germany. Springer, Berlin, Heidelberg. September 7–12.
- [46] **Ramadan, A. N., Jing, P., Zhang, J. & Zohny, H. N. E. D.** (2021). Numerical analysis of additional stresses in railway track elements due to subgrade settlement using FEM simulation, *Applied Sciences*, 11(18), 8501. <https://doi.org/10.3390/app11188501>
- [47] **Giuliano, G. & Polini, W.** (2021). Strain state in metal sheet axisymmetric stretching with variable initial thickness: Numerical and experimental results, *Applied Sciences*, 11(17), 8265. <https://doi.org/10.3390/app11178265>
- [48] **Li, W., Chen, X., Wang, H., Chan, A. H. & Cheng, Y.** (2021). Evaluating the Seismic Capacity of Dry-Joint Masonry Arch Structures via the Combined Finite-Discrete Element Method, *Applied Sciences*, 11(18), 8725. <https://doi.org/10.3390/app11188725>

- [49] **Chen, Y., Pani, M., Taddei, F., Mazzà, C., Li, X. & Viceconti, M.** (2014). Large-scale finite element analysis of human cancellous bone tissue micro computer tomography data: a convergence study, *Journal of biomechanical engineering*, 136(10), 101013. <https://doi.org/10.1115/1.4028106>
- [50] **Tiede, U., Bomans, M., Höhne, K. H., Pommert, A., Riemer, M., Schiemann, T. & Lierse, W.** (1993). A computerized three-dimensional atlas of the human skull and brain, *American Journal of Neuroradiology*, 14(3), 551-559. https://doi.org/10.1007/978-1-4899-1701-0_9
- [51] **Semeniuk, B. P., Göransson, P. & Dazel, O.** (2019). Dynamic equations of a transversely isotropic, highly porous, fibrous material including oscillatory heat transfer effects, *The Journal of the Acoustical Society of America*, 146(4), 2540-2551. <https://doi.org/10.1121/1.5129368>
- [52] **Duffie, J. A. & Beckman, W. A.** (2013). *Solar Engineering of Thermal Processes*. Hoboken, New Jersey.
- [53] Ansys 2020 Release Highlights. (2020). Retrieved October 7, 2021. Available from <https://www.ansys.com/products/release-highlights>
- [54] **Sagar, M. V. & Suresh, N.** (2017). Thermal analysis of engine cylinder with fins by using ANSYS workbench, *International Journal of Engineering Research & Technology (IJERT)*, 6(06), 2278-0181.
- [55] **Shafiq-ul-Hassan, M., Zhang, G. G., Latifi, K., Ullah, G., Hunt, D. C., Balagurunathan, Y. & Moros, E. G.** (2017). Intrinsic dependencies of CT radiomic features on voxel size and number of gray levels, *Medical physics*, 44(3), 1050-1062. <https://doi.org/10.1002/mp.12123>
- [56] **Grothe, T., Brockhagen, B. & Storck, J. L.** (2020). Three-dimensional printing resin on different textile substrates using stereolithography: A proof of concept. *Journal of Engineered Fibers and Fabrics*, 15. <https://doi.org/10.1177%2F1558925020933440>
- [57] RadiAnt DICOM Viewer. (2020). Retrieved October 28, 2021. Available from <https://www.radiantviewer.com/>
- [58] **Eksi, M. S., Güdük, M. & Usseli, M. I.** (2021). Frontal bone is thicker in women and frontal sinus is larger in men: A Morphometric Analysis, *Journal of Craniofacial Surgery*, 32(5), 1683-1684. <https://doi.org/10.1097/SCS.00000000000007256>
- [59] **Li, Z., Park, B. K., Liu, W., Zhang, J., Reed, M. P., Rupp, J. D. & Hu, J.** (2015). A statistical skull geometry model for children 0-3 years old, *PloS one*, 10(5), e0127322. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0127322>
- [60] **Dougherty, R. & Kunzelmann, K. H.** (2007). Computing local thickness of 3D structures with ImageJ, *Microscopy and Microanalysis*, 13(S02), 1678-1679. <https://doi.org/10.1017/S1431927607074430>
- [61] **Saito, T. & Toriwaki, J. I.** (1994). New algorithms for euclidean distance transformation of an n-dimensional digitized picture with applications, *Pattern recognition*, 27(11), 1551-1565. [https://doi.org/10.1016/0031-3203\(94\)90133-3](https://doi.org/10.1016/0031-3203(94)90133-3)

- [62] **Remy, E. & Thiel, E.** (2005). Exact medial axis with euclidean distance, *Image and Vision Computing*, 23(2), 167-175.
- [63] **Hildebrand, T. & Rügsegger, P.** (1997). A new method for the model-independent assessment of thickness in three-dimensional images, *Journal of microscopy*, 185(1), 67-75. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2818.1997.1340694.x>
- [64] **Jones, S. E., Buchbinder, B. R. & Aharon, I.** (2000). Three-dimensional mapping of cortical thickness using Laplace's equation, *Human brain mapping*, 11(1), 12-32. [https://doi.org/10.1002/1097-0193\(200009\)11:1%3C12::AID-HBM20%3E3.0.CO;2-K](https://doi.org/10.1002/1097-0193(200009)11:1%3C12::AID-HBM20%3E3.0.CO;2-K)
- [65] **Möller, T. & Trumbore, B.** (1997). Fast, minimum storage ray-triangle intersection, *Journal of graphics tools*, 2(1), 21-28. <https://doi.org/10.1145/1198555.1198746>
- [66] **Jaroslav, T.** (2020). Triangle/Ray Intersection - File Exchange - MATLAB Central. Retrieved August 22, 2021. Available from <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/33073-triangle-ray-intersection>
- [67] **Shen, J.** (2020). 3D Bresenham's Line Generation - File Exchange - MATLAB Central. Retrieved August 22, 2021. Available from <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/21057-3d-bresenham-s-line-generation>
- [68] **Nielsen, J. D., Madsen, K. H., Puonti, O., Siebner, H. R., Bauer, C., Madsen, C. G. & Thielscher, A.** (2018). Automatic skull segmentation from MR images for realistic volume conductor models of the head: Assessment of the state-of-the-art, *Neuroimage*, 174, 587-598. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2018.03.001>
- [69] **Geniş, B. & Hocaoglu, Ç.** (2019). Psychiatric aspect of traumatic brain injury (tur), *Journal of Clinical Psychiatry*, 22(4), 472-486. <https://dx.doi.org/10.5505/kpd.2019.48039>
- [70] **Peterson, J. & Dechow, P. C.** (2003). Material properties of the human cranial vault and zygoma, *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology: An Official Publication of the American Association of Anatomists*, 274(1), 785-797. <https://doi.org/10.1002/ar.a.10096>
- [71] **Yoganandan, N., Gennarelli, T. A., Zhang, J., Pintar, F. A., Takhounts, E. & Ridella, S. A.** (2009). Association of contact loading in diffuse axonal injuries from motor vehicle crashes, *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 66(2), 309-315. <https://doi.org/10.1097/ta.0b013e3181692104>
- [72] **De Boer, H. H., Van der Merwe, A. L. & Soerdjbalie-Maikoe, V. V.** (2016). Human cranial vault thickness in a contemporary sample of 1097 autopsy cases: relation to body weight, stature, age, sex and ancestry, *International journal of legal medicine*, 130(5), 1371-1377. <https://dx.doi.org/10.1007%2Fs00414-016-1324-5>
- [73] **Tornberg, A. & Jacobsson, L.** (2018). Care and consequences of traumatic brain injury in Neolithic Sweden: A case study of ante mortem skull trauma and

brain injury addressed through the bioarchaeology of care, *International journal of osteoarchaeology*, 28(2), 188-198.
<https://doi.org/10.1002/oa.2646>

- [74] **Yellinek, S., Cohen, A., Merkin, V., Shelef, I. & Benifla, M.** (2016). Clinical significance of skull base fracture in patients after traumatic brain injury, *Journal of Clinical Neuroscience*, 25, 111-115.
- [75] **Ishida, H. & Dodo, Y.** (1990). Cranial Thickness of Modern and Neolithic Populations in Japan, *Human Biology*, 62(3), 389–401.
- [76] **Le Blanc-Louvry, I., Thureau, S., Duval, C., Papin-Lefebvre, F., Thiebot, J., Dacher, J. N. & Proust, B.** (2013). Post-mortem computed tomography compared to forensic autopsy findings: a French experience, *European radiology*, 23(7), 1829-1835.
- [77] **Arntsen, T., Kjær, I., Sonnesen, L. & Mølsted, K.** (2010). Skull thickness in patients with clefts, *Orthodontics & craniofacial research*, 13(2), 75-81.
- [78] **Antonakakis, M., Schrader, S., Aydin, Ü., Khan, A., Gross, J., Zervakis, M. & Wolters, C. H.** (2020). Inter-subject variability of skull conductivity and thickness in calibrated realistic head models, *Neuroimage*, 223, 117353.
- [79] **Liberati, A., Altman, D. G., Tetzlaff, J., Mulrow, C., Gøtzsche, P. C., Ioannidis, J. P. & Moher, D.** (2009). The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate health care interventions: explanation and elaboration, *Journal of clinical epidemiology*, 62(10), e1-e34.
- [80] **Zhang, D., Chen, J., Han, K., Yu, M. & Hou, L.** (2017). Management of penetrating skull base injury: a single institutional experience and review of the literature, *BioMed research international*, 2017.
- [81] **Deng, C., Wang, D., Chen, J., Li, K., Yang, M., Chen, Z. & Chen, F.** (2020). Facial soft tissue thickness in Yangtze River delta Han population: Accurate assessment and comparative analysis utilizing Cone-Beam CT, *Legal Medicine*, 44, 101693.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Mücahit ÇALIŞAN

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2007, Fırat Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi, Elektronik-Bilgisayar Eğitimi Bölümü
- **Yüksek Lisans** : 2013, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik-Bilgisayar Eğitimi ABD

MESLEKİ DENEYİM:

- 2010-Devam Bingöl Üniversitesi – Öğretim Görevlisi
- 2007-2010 Bilgisayar Teknolojileri Bölümü (MEB) / Muş

TEZ SÜRECİNCE TÜRETİLEN BİLİMSEL YAYINLAR

SCI

1. **Çalışan, M., Talu, M.F., Pimenov, D.Y., & Giasin, K. (2021).** Skull Thickness Calculation using Thermal Analysis and Finite Elements. Applied Sciences, 2021.
2. **Talu, M.F., Çalışan, M., & Ozturk, S. (2021).** A New Method for Brain Skull Thickness Calculation: Vertical Ray. Optics and Laser Technology (Editörde)(Gönderim tarihi: 05/10/2021)
3. **Çalışan, M., & Talu, M.F. (2021).** A New Approach to Calculating Skull Thickness with Vertical Ray Based Geodesic Curve. Expert systems with applications (Editörde)(Gönderim tarihi: 17/11/2021)

ESCI

1. **Çalışan, M., & Talu, M.F. (2021).** Comparison of methods for determining activity from physical movements. Journal of Polytechnic, 24(1): 17-23, (2021).

TR DİZİN

1. **Çalışan, M., & Talu, M.F. (2020).** Boyut İndirgeme Yöntemlerinin Karşılaştırmalı Analizi. Türk Doğa ve Fen Dergisi, 2020. Cilt 9, Sayı 1, 107-113.
2. **Çalışan, M., & Talu, M.F. (2021).** Estimation of Upper Extremity Movement Performance in Stroke Patients with Artificial Learning Techniques. Türk Doğa ve Fen Dergisi, 2021. Cilt 10, Sayı 1, 245-253.

ULUSLARARASI KONFERANS (Bildiriler)

1. **Çalışan, M., & Talu, M.F. (2017, Eylül).** Oto-kodlayıcının temel parametrelerinin kodlama başarımı üzerindeki etkisinin incelenmesi. International Artificial Intelligence and Data Processing Symposium (IDAP) (pp. 1-5). IEEE.

