

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ

**MİKRODALGA YÜZEY EMPEDANSI YÖNTEMİYLE BEYİN KANAMASI
GÖRÜNTÜLENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Nergis ERDEM

İletişim Sistemleri Anabilim Dalı

Uydu Haberleşmesi ve Uzaktan Algılama Programı

MAYIS 2014

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ

**MİKRODALGA YÜZEY EMPEDANSI YÖNTEMİYLE BEYİN KANAMASI
GÖRÜNTÜLENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Nergis ERDEM
(705121009)**

İletişim Sistemleri Anabilim Dalı

Uydu Haberleşmesi ve Uzaktan Algılama Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. İbrahim AKDUMAN

MAYIS 2014

İTÜ, Bilişim Enstitüsü'nün 705121009 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Nergis ERDEM**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “**MİKRODALGA YÜZEY EMPEDANSI YÖNTEMİYLE BEYİN KANAMASI GÖRÜNTÜLENMESİ**” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. İbrahim AKDUMAN**

İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Ali YAPAR**

İstanbul Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Ertuğrul KARAÇUHA

İstanbul Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : **05 Mayıs 2014**

Savunma Tarihi : **26 Mayıs 2014**

Desteğini Esirgemeyen Tüm Sevdiklerime,

ÖNSÖZ

Tezimi hazırlama aşamasında yardımlarını, bilgi ve ilgilerini eksik etmeyen değerli danışman hocam Prof.Dr. İbrahim Akduman' a teşekkür ederim.

Çalışmalarımda, yardıma ihtiyaç duyduğum her anda sorularımı cevaplayan Onan Güren'e ve İstanbul Teknik Üniversitesi Elektromanyetik Araştırma Grubu çalışanlarına teşekkür ederim.

Son olarak, bu süreçte her zaman yanımda olan benden desteğini ve ilgisini esirgemeyen aileme teşekkür ederim.

Mayıs 2014

Nergis ERDEM
(Elektronik Mühendisi)

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	v
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xv
ÖZET.....	xvii
SUMMARY	xix
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Amacı	2
1.2 Literatür Çalışması	2
2. BEYİNDE GERÇEKLEŞEN KANAMANIN TESPİTİ İÇİN ÇÖZÜM	5
2.1 Düz Problemin Geometrisi ve Formülasyonu	5
2.2 Moment Metodu (MoM) ile Saçılan Alanın Hesaplanması	9
2.3 Ters Problem Çözümü	11
3. İÇ ÇARPIM ve YÜZEY EMPEDANS BİLGİSİNİN İÇ ÇARPIMI	15
3.1 İç Çarpım Yöntemi.....	15
3.2 Kanamanın Tespiti İçin İç Çarpım Yönteminin Kullanılması	16
4. BEYİN KANAMASININ TESPİTİ İÇİN KULLANILAN BİYOLOJİK MODEL.....	19
5. SAYISAL SONUÇLAR.....	23
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	37
KAYNAKLAR	39
ÖZGEÇMİŞ.....	41

KISALTMALAR

CT	: Computed Tomography
MRI	: Magnetic Resonance Imaging
MoM	: Method of Moments
SIBC	: Standard Impedance Boundary Condition
FDTD	: Finite Difference Time Domain

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 4.1 : 1 Ghz Frekansta kafa modelinde kullanılan biyolojik dokuların elektromanyetik parametreleri.....	21
---	----

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : Düz saçılım probleminin geometrisi	6
Şekil 2.2 : MoM ile sayısallaştırma yapılırken kullanılan hücre yapısı	9
Şekil 4.1 : (a) Kafa kesitinin dielektrik sabitini gösteren profil (b) Kafa kesitinin iletkenlik katsayısını gösteren profil	20
Şekil 5.1 : Oluşturulan iki boyutlu istatikselsel kafa kesiti.....	24
Şekil 5.2 : Şekil 5.1 teki istatikselsel model kullanımıyla (-2,-2) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu	24
Şekil 5.3 : Şekil 5.1 teki istatikselsel model kullanımıyla (0,0) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu.....	25
Şekil 5.4 : Şekil 5.1 teki istatikselsel model kullanımıyla (3,2) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu.....	25
Şekil 5.5 : Gerçekçi beyin kesitine benzetilerek oluşturulan iki boyutlu istatikselsel kafa kesiti.	26
Şekil 5.6 : Şekil 5.5' teki istatikselsel model kullanımıyla (-2,2) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu	26
Şekil 5.7 : Şekil 5.5' teki istatikselsel model kullanımıyla (0,0) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu	27
Şekil 5.8 : Şekil 5.5' teki istatikselsel model kullanımıyla (3,2) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu	27
Şekil 5.9 : Şekil 5.5'in median filtreden geçirilmesiyle oluşturulan iki boyutlu istatikselsel kafa kesiti	28
Şekil 5.10 : Şekil 5.9'daki istatikselsel model kullanımıyla (-2,2) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu	28
Şekil 5.11 : Şekil 5.9'daki istatikselsel model kullanımıyla (0,0) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu	29
Şekil 5.12 : Şekil 5.9'daki istatikselsel model kullanımıyla (3,2) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu.....	29
Şekil 5.13 : Oluşturulan iki boyutlu istatikselsel kafa kesiti.....	30
Şekil 5.14 : Şekil 5.13'daki istatikselsel model kullanımıyla (-2,2) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu.....	30
Şekil 5.15 : Şekil 5.13'daki istatikselsel model kullanımıyla (0,0) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu	31
Şekil 5.16 : Şekil 5.13'daki istatikselsel model kullanımıyla (3,2) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu	31
Şekil 5.17 : Oluşturulan iki boyutlu istatikselsel kafa kesiti	32
Şekil 5.18 : Şekil 5.17'daki istatikselsel model kullanımıyla (-2,2) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu	32
Şekil 5.19 : Şekil 5.17'daki istatikselsel model kullanımıyla (0,0) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu	33

Şekil 5.20 : Şekil 5.17'daki istatistiksel model kullanımıyla (3,2) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu	33
Şekil 5.21 : Oluşturulan iki boyutlu istatistiksel kafa kesiti	34
Şekil 5.22 : Şekil 5.21'daki istatistiksel model kullanımıyla (-2,2) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu	34
Şekil 5.23: Şekil 5.21'daki istatistiksel model kullanımıyla (0,0) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu	35
Şekil 5.24 : Şekil 5.21'daki istatistiksel model kullanımıyla (3,2) merkezli kanama için $ \sigma_m $ sonucu	35

MİKRODALGA YÜZEY EMPEDANSI YÖNTEMİYLE BEYİN KANAMASI GÖRÜNTÜLENMESİ

ÖZET

Bu tez çalışmasında, beyin kanamasının tespit edilmesi ve yerlerinin belirlenmesi için bir yöntem önerilmiştir. Bu yöntem için hastanın gerçekçi beyin kesitleri elektromanyetik parametreleriyle oluşturulmuş ve yüzey empedans bilgisi hesaplanmıştır. Ardından istatikselsel bir beyin modeli oluşturularak içine kanamalar yerleştirilmiş ve bu kanamaların herbiri için yüzey empedansı hesaplanmıştır. Ele alınan yöntem, hesaplanan bu iki empedans bilgilerinin birbirleriyle iç çarpım yöntemini temel alan bir metotla çarpılmasına dayanır.

Yüzey empedansı, doğrudan standart empedans sınır koşulu ile hesaplanır. Problemin çözümünde empedans sınır koşulunun kullanılmasının sebebi, beyindeki kafa kesitinde oluşan kanamaların yüzey empedansı üzerinde etkisinin olması ve bu katkılar yardımıyla kanamaların algılanıp, yerlerinin bulunabilmesidir. Empedans sınır koşulu için gerekli bilgiler ise yüzeydeki elektrik alan ve türevi bilgisidir.

Elektromanyetik saçılma çalışmalarında ele alınan problemler düz ve ters saçılma problemi olarak ikiye ayrılmıştır. Düz saçılma problemlerinde dalga kaynağının, ortamın ve cismin tüm fiziksel özellikleri bilinir ve saçılan alan hesaplanır. Tek bir çözümü vardır ve “well posed” problem olarak adlandırılır. Ters saçılma problemi ise, dalga kaynağı ve ilgilenilen bölgedeki alan dağılımının bilinip, ortamın ya da cismin fiziksel ve geometrik özelliklerinin bulunmasına dayanır. Saçılma problemleri, medikal görüntüleme, uzaktan algılama ve elektromanyetik çalışmalarda oldukça önemli bir yere sahiptir.

Bu çalışmada yüzey empedansına dayanarak kafa yüzeyinde oluşan empedans değerini temel alan nitel bir yöntem ile kanama bölgesi tespit edilmeye çalışılmıştır. Yöntem temel olarak kanamanın olduğu ve kanamanın olmadığı durumdaki yüzey üzerinde oluşan empedans farkını temel alır. Hastaya özel belirlenen istatikselsel bir model üzerinde çeşitli konumlara kanamalar yerleştirilerek düz saçılma problem çözümü ile bu kanamalara ait empedans farkları ile bir baz seti oluşturulur. Daha sonra hastanın kanamalı beyin kesitinden saçılan alan yardımıyla ters problem çözümü yapılarak yüzey üzerindeki empedans fonksiyonu bulunur. Kanamasız istatikselsel model ile empedans farkı alınır. Baz seti içindeki empedanslar ile hastanın empedansı arasındaki benzerlik iç çarpım yöntemi ile belirlenir, baz setine en çok benzeyen bölge kanama bölgesi olarak seçilir. Yapılan test denemeleri ile en iyi görüntülemenin istatikselsel modellerin gerçekçi modellere benzer olması durumunda görülmüştür.

BRAIN STROKE DETECTION VIA MICROWAVE SURFACE IMPEDANCE

SUMMARY

In this thesis study, a new approach is presented for detection and localization of cerebral hemorrhage. In the first step of this study, an realistic brain model has been built, with its electromagnetic properties, and surface impedance data has been evaluated for. Then, a reference statistical model has been selected and surface impedance data have been calculated for each position of cerebral hemorrhages. The approach is based on the multiplication of these two impedance data by a method called inner product.

Surface impedance is directly acquired from impedance boundary conditions. The reason for the utilization of impedance boundary conditions in the solution of the presented problem is cerebral hemorrhage affect the surface impedance of brain profile and this contribution can be used to detect and localize the cerebral hemorrhages. The necessary information for the impedance boundary conditions are the electric field and the its normal derivative, on the surface.

The scattering problems in the context of electromagnetic theory is classified in two categories: direct and inverse scattering problems. In a direct scattering problem, all the physical attributes of the wave source, the medium and the objects are known and the scattered field is calculated. These type of problems have a single solution and are called "well-posed" problems. On the other hand, in an inverse scattering problem, the wave source and the electric field in the region under investigation is known and the physical and geometrical attributes of the medium or the objects are calculated. These scattering problems play an important role in the electromagnetic and remote sensing studies. Detection of plastic landmines, imaging of underground tunnels, through wall imaging, pipe line maintenance, and geophysics are some examples of the application areas.

In the presented study, both direct scattering and inverse scattering problem is considered when calculating solutions for the detection and locationing of cerebral hemorrhage. We have achieved in the solution of these problems total electric field of our realistic brain profile and statistical brain profile. With the help of these solutions surface impedance is calculated both realistic brain model and statistical model. For calculation of impedance of statistical brain profile we used direct scattering problem solutions and inverse scattering problem solution is used for patient brain profile namely our realistic brain model profile.

Direct scattering solution is used for calculating statistical brain profile's total electric field. Simplification of total electric field expression into a linear equation system is achieved by a well known numerical scheme called Method of Moments(MoM). The main formulation of the method is the integral equations derived by using Green function. First, the Green function for the investigated

geometry must be derived analytically. Then, the surface current on the this structure is calculated numerically. The structure is divided into small parts (called segments) and surface currents are solved after embedded to a matrix system. In this study, the dimensions of each segment is assumed to be $\lambda/20$. The data of the electric field and its normal derivative on the surface is calculated by the method of moments for every position of the cerebral hemorrhage. Using the electric field data which was computed on the surface, and implementing standard surface boundary conditions, the surface impedance can be calculated. This calculation is performed for both the configuration where cerebral hemorrhage are present and not present. Subtracting the surface impedance of these results gives us the effect of cerebral hemorrhage.

Inverse scattering solution is used for calculating realistic brain profile's total electric field. In this case the brain profile electrical profiles are unknown and only the scattering field in measurement points are known. To calculate total electric field and its derivative is based on single potential representation of the electric field in term of unknown sources located on the brain surface.

Realistic brain model with the help of previous studies have been developed for the modelling the patient brain with using Zubal phantom. This three dimensional phantom is created by Yale University. They have created a high resolution software phantom of the human brain which is applicable to voxel-based radiation transport calculation yielding nuclear medicine simulated or as in our study this model can be used in microwave imaging for biomedical applications. Researchers developed Zubal phantom gives the indices that brain tissues matched in the three dimensional model. Our solution is two dimensional, so we created a two dimensional profile of brain model by 20 mm above cutting three dimensional Zubal head phantom. Then in this profile we have installed to this brain tissues electromagnetic parameters like dielectric constants and conductivity coefficients from dielectric properties of body tissues at 1 Ghz.

Brain model profile, for both realistic and statistical model is illuminated with a set of time harmonic line sources positioned on a circular arc L with radius 6 cm and the total field due to brain profile is measured on the same arc. The incident electric field is polarized along Oz-direction. All measurement system is assumed to be placed in liquid that its dielectric constant $\epsilon_r = 20$ and conductivity coefficient $\sigma = 0.4$.

Our imaging process requires a statistical brain profile so, many statistical profiles have been developed in order to obtain best imaging of cerebral hemorrhage in the brain. We have placed 35 cerebral hemorrhage to this statistical profiles for testing possible location of cerebral hemorrhage in the brain profile. In the realistic patient brain profile cerebral hemorrhage was placed on the three different position. These simulations was performed separately for these three different cerebral hemorrhage. For each cerebral hemorrhage we find each of its surface impedance of realistic and statistical brain profile. First radius 4 mm cerebral hemorrhage is positioned at (-2,-2), second radius 4 mm cerebral hemorrhage is positioned at (0,0), third radius 2 mm cerebral hemorrhage is positioned at (-2,-2) in the realistic brain profile. In the first statistical brain profile that we create, brain tissues is formed like nested ellipse, each ellipse indicates different tissues. The other statistical profiles that we unknowingly created the realistic brain profiles did not give the desired position and localization of cerebral hemorrhage thus, we create new statistical brain profiles. In these profiles we assume that we have a priori knowledge of human brain. We use three different median filter that have different degrees like 15,30,50 on realistic

brain profiles to create new statistical brain profiles. These new statistical brain profiles gives us more expected results for detecting and locating cerebral hemorrhage.

In results section, base sets have been developed for statistical brain models then, been calculated surface impedances for each of them. Impedances of the base-set similarities between the patient's impedance is determined by the inner product method, most analogous to the base-set is selected as the region of bleeding.

The performed test runs have shown that it is possible to determine the locations of the cerebral hemorrhage, but must be known priori information about patient realistic brain.

1. GİRİŞ

Beyin kanaması, beyni besleyen damarlardan bir veya birkaçından dışarı kan sızması sonucu, kanla beslenen bölgenin çalışamaz duruma gelmesidir. Beyin dokusu böyle bir durumun ardından beyin fonksiyonlarındaki yaşanabilecek kayıpla oksijen ve glikoz alımını reddedilmekte ve böyle bir durum da kalıcı hasarlara ya da sıklıkla ölüme neden olabilmektedir. Beyin kanamasına bağlı inmeler yetişkin sakatlıklarının başlıca nedeni iken, dünyada ölüme neden olan ikinci olay olarak görülmektedir [1].

Beyin kanamasının belirtilerinden bazıları şunlardır; çığneme güçlüğü, halsizlik, konuşma bozukluğu, okumada güçlük, baş dönmesi. Acil müdahale gerektiren bir durum olup, kanama olan hastada bu belirtiler de görülmeyebilir. Doktorlar kanamayı tespit edebilmek için CT veya MRI gibi görüntüleme teknikleri kullanmaya güvenmektedirler. Bu yüzden beyin kanaması tespitinde bu görüntüleme teknikleri hayati öneme sahiptir. Bu tip görüntüleme tekniğine sahip cihazlar maliyetlidir, hızlı ve taşınabilir değildir, buna ek olarak kırsal alanlardaki sağlık kliniklerinde veya ilk müdahalenin yapıldığı ambulanslarda bu tip cihazlar bulunmamaktadır. Bu doğrultuda beyin kanamasının daha hızlı teşhis edilebileceği yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır. Mikrodalga görüntüleme yöntemi kullanabilecek görüntüleme cihazları CT ve MRI görüntüleme tekniğine sahip cihazlara göre düşük maliyetli olması, hızlı, taşınabilir olması ve diğer görüntüleme yöntemlerinden farklı olarak iyonize olmayan radyasyon ışınları yayması ile şu anki tanı yöntemlerine ek olarak iyi bir alternatif olarak düşünülmektedir [2].

Bu tez çalışmasının birinci bölümünde tezin amacı ve tez süresi boyunca yapılan literatür araştırmalarına yer verilecektir. Bölüm 2’de düz saçılma probleminin geometrisi verilerek, problemi çözmek için gerekli olan, problem lineer olmayan integral denklem çözümüne indirgenecektir. Bu denklemler moment metoduyla (MoM) doğrusal denklem sistemine indirgenerek çözülecek ve empedans sınır koşuluna ait bilgiler verilecektir. Ayrıca ters saçılma problemi çözümü de verilerek cisim fonksiyonunun bilinmediği durumlar için de çözümler oluşturulmuş. Bölüm 3’te kanamanın tespit edildiği yöntem anlatılacaktır. Bölüm 4’te, beyin kanamasının

modellenebilmesi için kullanılan phantom ve bu phantomun elektriksel özelliklerinden bahsedilecektir. Bölüm 5'te de sayısal sonuçlara yer verilecektir.

Tüm çalışmalar boyunca zaman faktörü olarak $e^{-i\omega t}$ alınmıştır.

1.1 Tezin Amacı

Bu tez çalışmasının amacı, beyin için standart yüzey empedansı koşulları kullanılarak iç çarpım yöntemi ile kanamanın konumunu belirlemektir. Önerilen yöntem sayesinde, elektromanyetik özellikleri bilinen beyin dokusunun içindeki kanamanın konum bilgileri tespit edilebilecektir.

Bu amaç için, Yale Üniversitesi'nin hazırladığı Zubal phantom kafa modeli kullanılmış, kafa modeline elektromanyetik parametreler dokulara göre yüklenmiştir [3]. Çizgisel kaynaklarla aydınlatılan iki boyutlu kafa kesitinden hesaplanan elektrik alan bilgileri yardımıyla yüzey empedansı verileri hesaplanmıştır. Yüzey empedasına dayanarak kafa üzerinde oluşan empedans değerini temel alan nitel bir yöntem ile kanama bölgesi tespit edilecektir.

1.2 Literatür Çalışması

Elektromanyetik problemlerde medikal görüntüleme çalışmalarına bakıldığında, biyomedikal sağlık alanında yapılan çalışmalar son on yıllık dönemde yoğun bir şekilde ele alınmıştır. Hem mühendislik uygulamalarında hem de temel bilimlerde bir çok araştırmaya konu olmuştur. Bunun sebebi, problem sonuçlarının doğrudan uygulama alanlarına sahip olmasıdır: petrol yataklarının tespiti, duvar arkası görüntüleme, tıbbi görüntüleme, güvenlik v.b.

Mikrodalga görüntüleme özellikle birbirine benzer yaklaşımla çözülen beyin kanaması yeri tespiti ve meme tümörlerinin tespiti konularında literatür araştırması yapıldığında bu kapsamda genel olarak, problemlerin simule edilebilmesi için gerçekçi biyolojik modellere ve bu modellere ait dokulardaki dielektrik parametrelere gereksinim olmaktadır. Bu modellerin bilgisayar ortamında üretilmesi ile ilgili çalışmalar yapılmıştır.

Beyin kanamasının yerinin mikrodalga görüntülemeyle belirlenebilmesi ile ilgili çalışmalar kısa bir geçmişe sahip olup geliştirilmeye açık bir alandır ve bu konudaki çalışmalar halen güncelliğini korumaktadır. Genel olarak yapılan çalışmalar beyin

içerisindeki elektrik alan dağılımlarının buluşuBu konuda yapılan ilk çalışmalar 1989 yılına dayanmaktadır.Lin ve Clark, [4] ilkel bir kafa modeline 2.4 Ghz sinyal uygulayarak beyindeki ödemin tespitini deneysel olarak bulmayı denemiştir.2000 yılında, bu uygulama geliştirilerek yine ilkel bir kafa modeli üzerinde ultra geniş bantlı sinyaller kullanılarak beyindeki kanamayı belirlemek amacıyla bir sistem geliştirilmiştir [5].Son zamanlarda yapılan çalışmalara, uygun anten ve anten dizileri; anatomik gerçekçi kafa modelleri; ultra geniş bantlı radar tekniği ile görüntüleme ve tomografi; ve gerçek zamanlı görüntüleme uygulamaları dahil olmuştur. MRI datalarından türetilmiş gerçekçi modeller olmadığı için, beyin kesitindeki doku yapısı çok basit bir gösterimle üretilmiştir. Bu çalışmaların büyük çoğunluğu geometrisi basit beyin dokularını taklit edilip üretilen sınırlı sayıdaki doku materyalleri kullanan kafa modelleri kullanılarak yapılmıştır. Kullanılan basit kafa modelleri nedeniyle bu yöntemlerin beyin kanaması tespiti için uygulanabilirliğinden kuşku duyulmaktadır ve anatomik olarak gerçekçi olan kafa modelleri kullanılarak görüntülemenin yapılacağı sistemlere ihtiyaç duyulmaktadır.

Genel olarak, elektromanyetik problemlerde medikal görüntüleme (imaging) alanında çalışmalar fazlaca görülmektedir. Ters problem çözümünde kullanılan farklı algoritmalarla (Born yaklaşımı, Newton İterasyonu, Confocal Algoritma) performans değerlendirilmeleri yapılmış, çözünürlükleri, hızları, kullanılan frekanslar v.b. karşılaştırılmış; bu yöntemlerle kanamanın fiziksel ve elektromanyetik özelliklerinin elde edilip edilemeyeceğini anlamaya yönelik çalışmalarda bulunulmuştur. [6-8]

Objelerin yüzeyde oluşturduğu empedans yardımıyla konum bilgisinin elde edilmesi daha önce, iki katmanlı gömülü cisim uygulamalarında kullanılmış ve başarılı sonuç vermiştir.Bu çalışmalardan yola çıkarak benzer bir şekilde memedeki tümörün veya bu tezde olduğu gibi beyindeki kanamanın konumunun belirlenebileceği düşünülmüştür.

Bir sonraki bölümde problemin düz ve ters saçılma çözümü için gerekli olan ifadelerin çıkartılarak problemin integral denklemlerine indirgenmesi , bu denklemlerin Moment metodu ile çözümü verilmiştir.

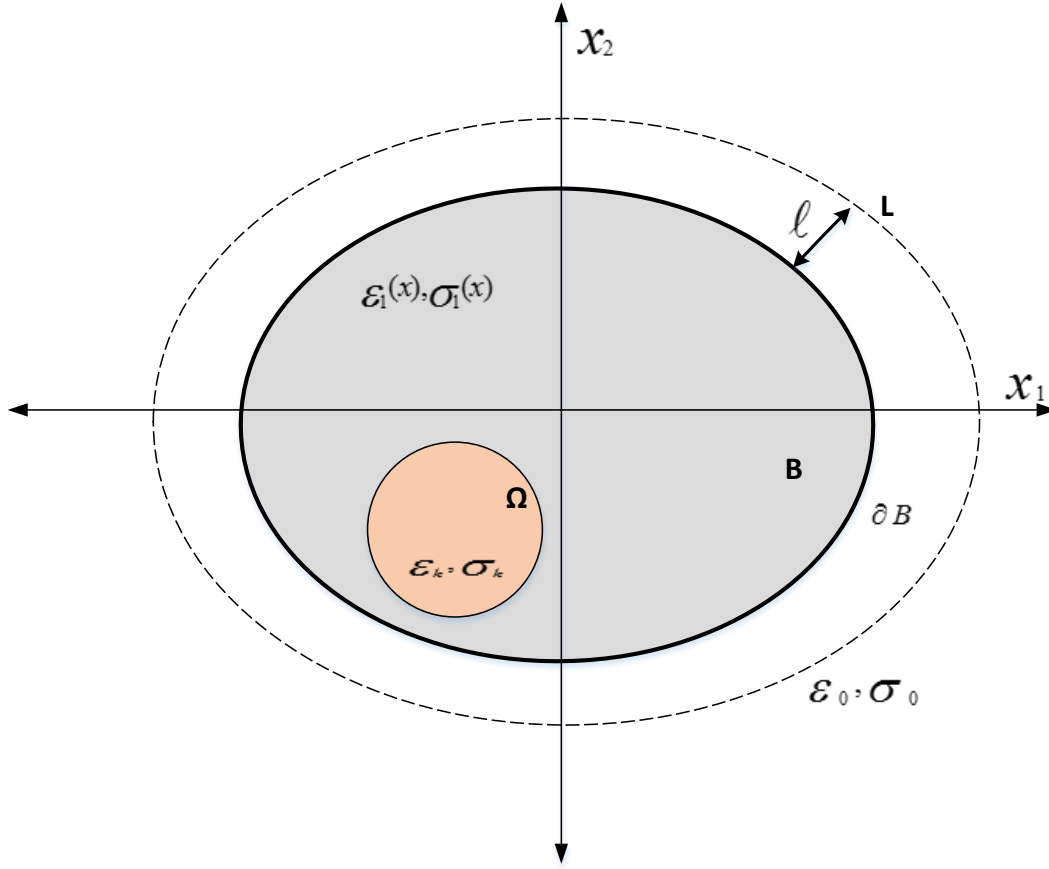
2. BEYİNDE GERÇEKLEŞEN KANAMANIN TESPİTİ İÇİN ÇÖZÜM

2.1 Problem Geometrisi ve Düz Problem Formülasyonu

İki boyutlu, düz saçılma problemine ilişkin geometri Şekil 2.1 'de verilmiştir. Kafa kesiti homojen olmayan B bölgesi ile gösterilen alandır ve dielektik katsayısı ve iletkenlik katsayısı sırasıyla $\varepsilon_1(x), \sigma_1(x)$ ile gösterilmiştir. Problemin amacı, elektromanyetik özellikleri bilinen kanamalı kafa kesitinden saçılan alanın bulunmasıdır. $B \in R^2$ bölgesi, ∂B sınırı ile kapalıdır. Standart empedans sınır koşulu [9,10].

$$\frac{\partial u}{\partial n} + \frac{ik}{\eta(x)} u(x) = 0, \quad x \in \partial B \quad (2.1)$$

(2.1) eşitliğindeki ifadede görülen $\eta = \frac{Z}{Z_0}$ normalize edilmiş yüzey empedansıdır, Z cismin ya da beyin yüzeyinin yüzey empedansı olup, Z_0 ise $Z_0 = \sqrt{\frac{\mu_0}{\varepsilon_0}}$ şeklinde ifade edilebilen problem yüzeyi için boş uzay eşdeğer empedans değeridir. Z_0 yüzey empedansı ifadesinde görülen ε_0 problem yüzeyinde boş uzayın dielektrik sabiti olup bu sabitin değeri $8.854187817 \cdot 10^{-12}$ Farad/m dir. μ_0 ise problem yüzeyinde boş uzayın manyetik geçirgenliği olarak bilinen katsayıdır, bu manyetik geçirgenlik katsayısının değeri ise $4 \cdot \pi \cdot 10^{-7}$ Henry/m dir. n ile gösterilen değişken kafa kesiti yüzeyinin dışa doğru uzanan yüzey normalini göstermektedir. u ve $\frac{\partial u}{\partial n}$ değerlerinin bilinmesiyle beraber ∂B eğrisi üzerinde yüzey empedansı (2.1) yardımıyla hesaplanabilir. Bunun devamında bunların hesaplanabilmesi için (2.1)'de ifadeden de anlaşılacağı üzere gerekli olan elektrik alan $u(x)$ ve elektrik alanın türev değeri $\frac{\partial u}{\partial n}$ adım adım belirlenecektir.



Şekil 2.1 : Düz saçılım probleminin geometrisi.

Problem Ox_3 eksenini boyunca sonsuz uzunluktadır. Yüzeyden l kadar uzaklıkta bir çember üzerine yerleştirilmiş N tane anten tarafından sırasıyla biri verici, diğerleri alıcı olmak üzere sistemin J_0 genlikli çizgisel kaynaklar ile aydınlatıldığı varsayılması durumunda i . kaynağın elektrik alan vektörü

$$\vec{E}_i = (0, 0, u_i(x_1, x_2)) \quad i = 1 \dots N \quad (2.2)$$

şeklindedir. Ox_3 eksenine paralel olan kaynağın elektrik alan vektörü dolayısıyla toplam elektrik alan vektörü de aynı doğrultuda olacaktır. $x = (x_1, x_2)$ olmak üzere toplam elektrik alan,

$$\vec{E} = (0, 0, u_i(x)) \quad (2.3)$$

biçimindedir. $u_i(x)$ toplam elektrik alan ifadesi olmak üzere, (2.4) Helmholtz dalga denklemini sağlar. ∂B boyunca süreklidir.

$$\Delta u + k^2 u = -i\omega\mu_0 J_0 \quad (2.4)$$

Kanamamanın olduğu durumdaki toplam alan \bar{u} ile gösterilmek üzere Helmholtz denklemindeki dalga sayısı \bar{k} ,

$$\bar{k}^2(x) = \begin{cases} k_1^2 = \omega^2 \varepsilon_0 \mu_0 + i\omega\mu_0 \sigma_0 & x \notin B \\ k_2^2 = \omega^2 \varepsilon_1 \varepsilon_0 \mu_0 + i\omega\mu_0 \sigma_1 & x \in B \cup x \notin \Omega, \\ k_k^2 = \omega^2 \varepsilon_k \varepsilon_0 \mu_0 + i\omega\mu_0 \sigma_k & x \in \Omega \end{cases} \quad (2.5)$$

şeklinde belirlenir.

Kanamamanın olmadığı durumdaki toplam alan $u(x)$ ile gösterilmek üzere, dalga sayısı, k ,

$$k^2(x) = \begin{cases} k_1^2, & x \notin B \\ k_2^2, & x \in B \end{cases} \quad (2.6)$$

şeklinde ifade edilir. Her iki durumdaki gelen alan ifadesi u_i^{inc} olmak üzere toplam alan ifadeleri

$$u(x) = u_i^{inc}(x) + u^s(x) \quad (2.7)$$

$$\bar{u}(x) = u_i^{inc}(x) + \bar{u}^s(x) \quad (2.8)$$

şeklinde yazılabilir. \bar{u}^s sadece kanamalı beyinden saçılan alanı gösterirken, u^s kanamamanın olmadığı durumdaki kafadan saçılan elektrik alanıdır. u_i^{inc} ifadesi y noktasındaki çizgisel kaynağın boş uzayda oluşturduğu elektrik alanı göstermek üzere

$$u_i^{inc}(x) = \frac{i\omega\mu_0}{4} H_0^1(k_1|x-y|) \quad (2.9)$$

İle ifade edilir. Uygun radyasyon koşulu ve Green teoremi yardımıyla kanamalı ve kanamasız durum için saçılan alan ifadeleri aşağıda (2.10) ve (2.11) denklemlerinde görüleceği gibi birinci tür Fredholm integral denklemleri şeklinde yazılabilir.

$$\bar{u}^s(x) = k_1^2 \int_B G(x; y) \bar{v}(y) \bar{u}(y) ds(y) \quad (2.10)$$

$$u^s(x) = k_1^2 \int_B G(x; y) v(y) u(y) ds(y) \quad (2.11)$$

Yukarıdaki (2.10) ve (2.11) 'deki denklemlerde

$$\bar{v}(y) = \begin{cases} \frac{\bar{k}^2}{k_1^2} - 1, & x \in B \\ 0, & x \notin B \end{cases} \quad (2.12)$$

$$v(y) = \begin{cases} \frac{k^2}{k_1^2} - 1, & x \in B \\ 0, & x \notin B \end{cases} \quad (2.13)$$

Şeklinde ifade edilir. Bu ifadelerdeki G

$$G(x; y) = \frac{i}{4} H_0^1(k|x - y|) \quad (2.14)$$

Eşitliğindeki gibi boş uzaydaki Green fonksiyonu ifadesidir. (2.1)'deki empedans ifadesi için gereken alanların yüzey yönündeki normalleri de

$$\frac{\partial \bar{u}}{\partial n} = \frac{\partial u^{inc}}{\partial n} + \frac{\partial \bar{u}^s}{\partial n} \quad (2.15)$$

$$\frac{\partial u}{\partial n} = \frac{\partial u^{inc}}{\partial n} + \frac{\partial u^s}{\partial n} \quad (2.16)$$

şeklinde hesaplanır.

Saçılan alan ifadeleri analitik olarak hesaplanamayacağından Bölüm 2.2 'de anlatılan Moment yöntemi ile doğrusal olmayan denklem sistemine dönüştürülerek çözümü yapılır.

$$\bar{Z} = i\omega\mu_0 \frac{\bar{u}}{\frac{\partial \bar{u}}{\partial n}} \quad (2.17)$$

$$Z = i\omega\mu_0 \frac{u}{\frac{\partial u}{\partial n}} \quad (2.18)$$

Şeklinde kanamalı ve kanamasız empedans değerleri (2.1)'deki standart empedans sınır koşulu ifadesinden (2.17) ve (2.18) eşitlikleri yazılabilir, kanamalı ve kanamasız durumlar için empedans değerleri elde edilir. Böylece kanamalı ve kanamasız durumdaki empedans değerleri farkına bakılarak

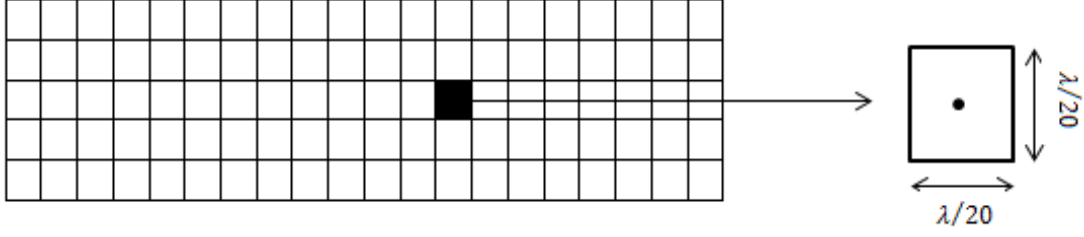
$$Z^{stroke} = \bar{Z} - Z \quad (2.19)$$

bulunur.

2.2 Moment Metodu (MoM) ile Saçılan Alanın Hesaplanması

Bölüm 2.1'de anlatılan düz problem çözümünde (2.10) ve (2.11) formüllerinde belirtilen u^s ve \bar{u}^s ifadeleri lineer olmayan ifadelerdir. Bunları doğrusal denklemler haline getirip çözümlenebilmek için MoM yöntemi kullanılmaktadır. MoM yöntemi karmaşık integral denklemlerinin doğrusal denklem sistemine indirgenip çözülmesi prensibine dayanır. Yöntemin ana formülasyonu, Green fonksiyonları kullanılarak elde edilen integral denklemdir. Ele alınan yapıya ait Green fonksiyonları olarak bulunur ve bu yapı üzerinde oluşan yüzey akımları sayısal olarak hesaplanır. Yapı, Şekil 2.2'de görüldüğü gibi küçük parçalara(segment) ayrılır ve yüzey akımları matris sistemi şeklinde yazılıp çözülür [11].

MoM yöntemi ile sayısallaştırma yapılırken, kafanın iç kısmındaki hücreler küçük kare eş parçalara bölünür. Hücre boyutları için seçilen değerler $\lambda/20$, $\lambda/30$ civarlarındadır.



Şekil 2.2 : MoM ile sayısallaştırma yapılırken kullanılan hücre yapısı.

Genel olarak ifade edilen saçılan alan denklemini, MoM metoduyla $n = 1,2 \dots M$ olmak üzere, B_n bölgesinin, M parçaya bölüdüğü düşünülürse, cismin içinde oluşan alan elde edilir [11,12].

$$u_s(x_m) = \sum_{n=1}^M k_1^2 \int_{B_n} G(x; x_n) v(x_n) u(x_n) dx_n \quad m, n = 1,2 \dots M. \quad (2.20)$$

$$u_s(x_m) = k_1^2 \sum_{n=1}^M v(x_n) u(x_n) \int_{B_n} G(x; x_n) dx_n \quad m, n = 1,2 \dots M. \quad (2.20a)$$

(2.20a), (2.7) ya da (2.8)'da yerine konursa,

$$u(x_m) = u_0(x_m) + k_1^2 \sum_{n=1}^M v(x_n) u(x_n) \int_{B_n} G(x; x_n) dx_n \quad m, n = 1,2 \dots M. \quad (2.21)$$

elde edilir. Oluşan lineer denklem sisteminin çözümü, matris formunda yazılıp,

$$[g_{mn}] \begin{bmatrix} u(x_1) \\ u(x_2) \\ \vdots \\ u(x_M) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_0(x_1) \\ u_0(x_2) \\ \vdots \\ u_0(x_M) \end{bmatrix} \quad (2.22)$$

katsayılar bulunur.

$$u = g_{mn}^{-1} u_0 \quad (2.23)$$

$$g_{mn} = \begin{cases} 1 - k_1^2 v(x_n) \iint_{B_n} G(x; x_n) dx_n & n = m \\ k_1^2 v(x_n) \iint_{B_n} G(x; x_n) dx_n & n \neq m \end{cases}, \quad m, n = 1, 2 \dots M \quad (2.24a)$$

$$\iint_{B_n} G(x; x_n) dx_n = \begin{cases} \frac{i}{2k_1^2} [\pi k_1 a H_1^{(1)}(k_1 a) + 2i] & n = m \\ \frac{i\pi a}{2k_1} J_1(k_1 a) H_0^{(1)}(k_1 |x_n - x_m|) & n \neq m \end{cases} \quad (2.24b)$$

$$n, m = 1, 2 \dots M$$

2.3 Ters Problem Çözümü

Problemin bu kısmında kanamalı ve kanamasız durumdaki v ve \bar{v} nın bilinmediği ve ölçüm çizgisi üzerindeki saçılan alan ifadelerinin bilindiği durumdaki yüzey üzerindeki empedans hesabı anlatılacaktır. Kanamalı durumdaki saçılan alan $\bar{f}(x)$, kanamasız durumdaki saçılan alan $f(x)$ olmak üzere empedans hesabı için gerekli olan ∂B üzerindeki alan ve alanın normal yöndeki türev değerleri u ve $\frac{\partial u}{\partial n}$ tekil katman potansiyeli yöntemi ile hesaplanabilir [13]. Bu yöntemde saçılan alanı oluşturacak yüzey üzerindeki φ akımları φ_1 ve φ_2 aşağıdaki (2.25) ve (2.26) formülleriyle hesaplanabilir. Bu yöntemde ∂B yüzeyi ayrıklaştırılarak Tikhonov düzenlemesi yöntemi ile φ akımları hesaplanır.

$$f(x) = \int_{\partial B} G(x, y) \varphi_1(y) dl(y), \quad x \in B, y \in \partial B \quad (2.25)$$

$$\bar{f}(x) = \int_{\partial B} G(x, y) \varphi_2(y) dl(y), \quad x \in B, y \in \partial B \quad (2.26)$$

(2.25) ve (2.26) ifadeleriyle beraber u_2 kanamalı durumdaki hesaplanan alan, kanamasız durumdaki u_1 olmak üzere $x, y \in \partial B$ olmak üzere toplam alan,

$$u_1(x) = u_i^{inc}(x) + f(x) \quad (2.27)$$

$$u_2(x) = u_i^{inc}(x) + \bar{f}(x) \quad (2.28)$$

şeklinde bulunur.

(2.28) ve (2.27) eşitliklerini açık halde yazarsak,

$$u_1(x) = u_i^{inc}(x) + \int_{\partial B} G(x, y) \varphi_1(y) dl(y), \quad x, y \in \partial B \quad (2.29)$$

$$u_2(x) = u_i^{inc}(x) + \int_{\partial B} G(x, y) \varphi_2(y) dl(y), \quad x, y \in \partial B \quad (2.30)$$

şeklinde bulunur. (2.1)'de yazdığımız standart empedans sınır koşulu ifadesinde empedans ifadesi için toplam alanın türevi de gerekliydi. Dolayısıyla (2.29) ve (2.30) denklemlerinin türevlerini alırsak,

$$\frac{\partial u_1(x)}{\partial n} = \frac{\partial u_i^{inc}(x)}{\partial n} + \int_{\partial B} \frac{\partial G(x, y)}{\partial n} \varphi_1(y) dl(y) - \frac{1}{2} \varphi_1(x) \quad x, y \in \partial B \quad (2.31)$$

$$\frac{\partial u_2(x)}{\partial n} = \frac{\partial u_i^{inc}(x)}{\partial n} + \int_{\partial B} \frac{\partial G(x, y)}{\partial n} \varphi_2(y) dl(y) - \frac{1}{2} \varphi_2(x) \quad x, y \in \partial B \quad (2.32)$$

şeklinde bulunur. (2.31) ve (2.32) denklemlerinin çözümünde $x = y$ olduğu durumda Hankel fonksiyonundan dolayı Green fonksiyonu ifadesinde tekillik oluşmaktadır. Tekillikğin aşılması için yüzey $(0, 2\pi)$ arasında eşit parçalara bölünerek [14]'de anlatılan Nystrom yöntemiyle çözüm bulunur, kanamalı ve kanamasız durumların alanları ve alanlarının türevleri elde edilerek Z_1 ve Z_2 empedansları elde edilmiş olur.

$$Z_1 = i\omega\mu_0 \frac{u_1}{\frac{\partial u_1}{\partial n}} \quad x \in \partial B \quad (2.33)$$

$$Z_2 = i\omega\mu_0 \frac{u_2}{\frac{\partial u_2}{\partial n}} \quad x \in \partial B \quad (2.34)$$

Hastaya ait kanamanın yüzey empedansına etkisi (2.33) ve (2.34) eşitlikleriyle bulunan empedansların farkı ile belirlenir.

$$Z = Z_2 - Z_1 \quad (2.35)$$

Böylece düz ve ters saçılma problemleri çözümleriyle yüzey üzerinde empedansın nasıl hesaplanacağı anlatılmıştır. Bölüm 3'te anlatılacak nitel yöntemde bu iki çözüm kullanılacaktır.

3. İÇ ÇARPIM ve YÜZEY EMPEDANS BİLGİSİNİN İÇ ÇARPIMI

3.1 İç Çarpım Yöntemi

Matematikte, nokta çarpım veya iç çarpım, değer olarak iki vektör alan ve sonuç olarak skaler bir değer döndüren işleme denir.

Eğer $x, y \in R$ olmak üzere, x ve y

$$x = [x_1, x_2, \dots, x_n], \quad y = [y_1, y_2, \dots, y_n] \quad (3.1)$$

olsun. Bu iki vektörün iç çarpımı

$$\langle x, y \rangle = \sum_{i=1}^n x_i y_i = x_1 y_1 + x_2 y_2 + \dots + x_n y_n \quad (3.2)$$

şeklinde tanımlanır.

Kompleks elemanları olan vektörler için, iç çarpım, oldukça değişik sonuçlar vermektedir. Örneğin, kompleks bir vektörün kendisi ile olan nokta çarpımı vektör sıfır vektörü olmadığı halde sıfıra eşit olabilir. Bu karışıklıkları aşmak için y vektörünün eşleniği alınmaktadır. Böylece vektörlerin kendileriyle iç çarpımları, vektör sıfıra eşit olmadıkça, sıfırdan farklı pozitif bir sayı olacaktır [15].

Dolayısıyla, $x, y \in C$ olarak tanımlanırsa, x ve y vektörlerinin iç çarpımı

$$\langle x, y \rangle = \sum_{i=1}^n x_i \bar{y}_i = x_1 \bar{y}_1 + x_2 \bar{y}_2 + \dots + x_n \bar{y}_n \quad (3.3)$$

olur.

Bu yöntemin yüzey empedans bilgilerinin çarpımında kullanılması, kafa kesitinde bulunan fiziksel ya da elektromanyetik özellikleri bilinmeyen kanın tespitinde işe yarayacaktır.

3.2 Kanamanın Tespiti İçin İç Çarpım Yönteminin Kullanılması

Bu tezde kullanılan nitel yöntem daha önce açıklandığı gibi istatistiksel olarak hastanın beyin iç yapısına benzer bir modelin yüzey empedansı ile bu model içerisine beyinde kanamanın olabileceği olası konumlara yerleştirilen kanamalı yapıyla beraber yüzeyde oluşan empedansın farkını temel alır.

Hastanın gerçek kafa modelinde ölçüm noktalarında yalnızca saçılan alanı bilmemiz dolayısıyla kanamalı olan bu modeldeki empedans değeri Bölüm 2.3'teki ters problem çözümüyle elde edilir. Aynı şekilde kanamanın olmadığı durumdaki empedans değerleri hesaplanır.

$$Z_i^{stroke} = \Delta_i(\bar{Z}_i - Z_i^{kafa}), \quad i=1,\dots,n \text{ e aydınlatma} \quad (3.4)$$

Burada $\Delta_i = \Delta(\theta_i)$ Gauss filtresi gibi bir ağırlıklandırma filtresi olup, kanamanın bulunma oranını arttırmak amacıyla (3.4)'deki ifadede kullanılmıştır ve ,

$$\Delta(\theta_i) = \frac{1}{\zeta\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{\varphi-\theta_i}{\zeta}\right)^2} \quad (3.5)$$

şeklinde ifade edilir.

İstatistiksel modelde $m=1,\dots,M$ 'e kadar noktaya yerleştirilen aynı boyuttaki farklı konumdaki kanamalar için Bölüm 2.1'teki düz problem çözümünde anlatıldığı gibi empedans değerleri $\eta_{m,i}$ hesaplanır. Aynı şekilde kanamanın olmadığı η_i^{kafa} değerleri hesaplanır. Bu empedans değerlerini, $i=1,\dots,n$ kadar aydınlatma için de η_i^{stroke} empedans değerleri

$$\eta_{m,i}^{stroke} = \eta_{m,i} - \eta_i^{kafa}, \quad i=1,\dots,n \text{ e aydınlatma} \quad (3.6)$$

şeklinde bulunur.

Sonuç olarak istatistiksel modele yerleştirilen M tane baz empedansı $\eta_{m,i}^{stroke}$ ile hastanın empedansı Z_i^{stroke} arasındaki iç çarpım değeri,

$$\sigma_m = \sum_{n=1}^N \left\langle \frac{z_i^{stroke}}{\|z_i^{stroke}\|}, \frac{\eta_{m,n}^{stroke}}{\|\eta_{m,n}^{stroke}\|} \right\rangle \quad (3.7)$$

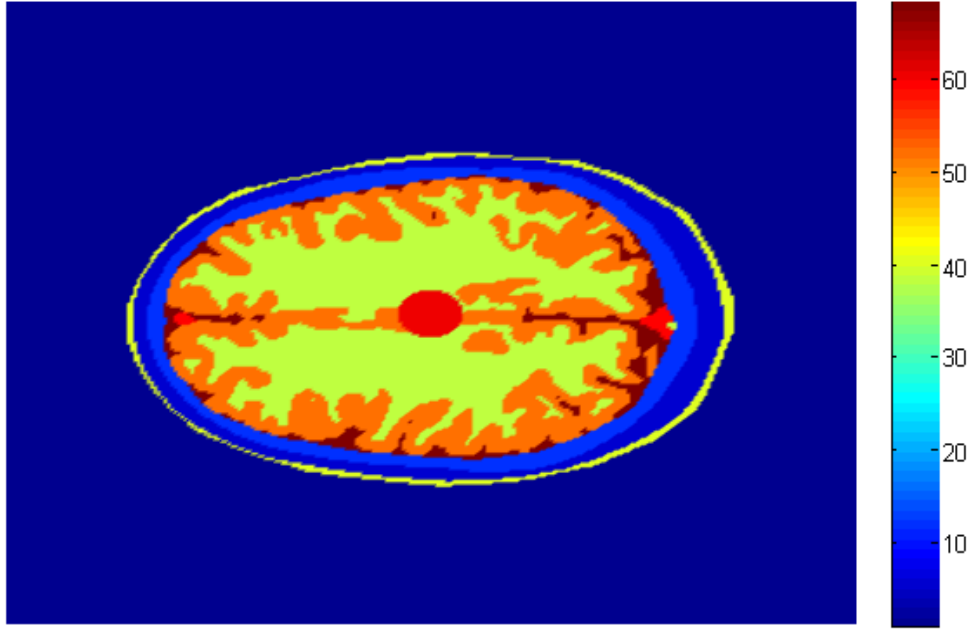
şeklinde bulunur. Yerleştirilen M baz konumundan kanamaya en yakın olanı σ_m in değerinin en büyük olduğu olası konumdur.

4. BEYİN KANAMASI TESPİTİ İÇİN KULLANILAN BİYOLOJİK MODEL

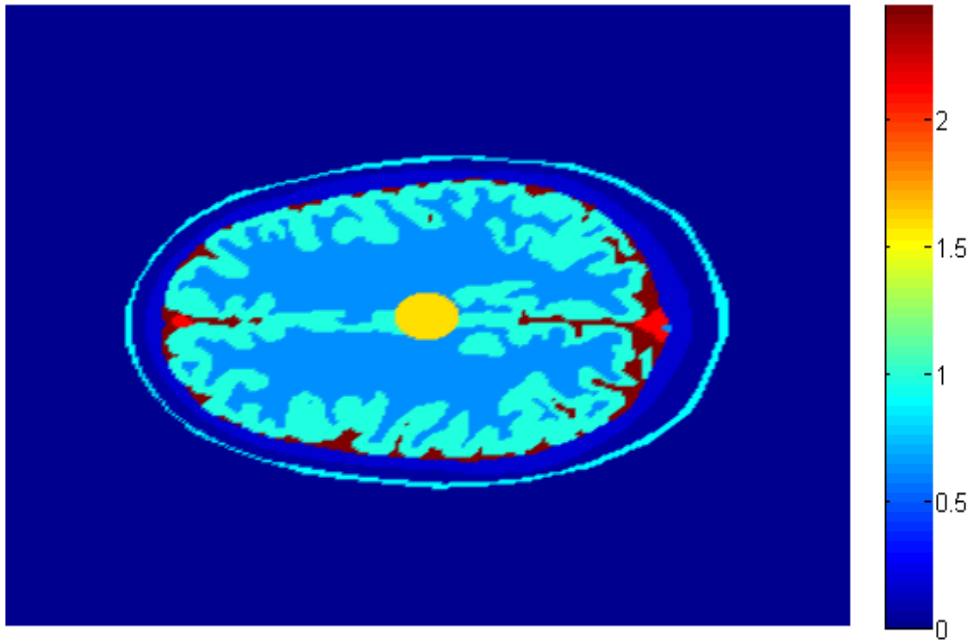
Ele alınan problemin amacı yüzey empedansı yöntemi ile kafadaki kanamayı tespit etmek ve kanamanın yerini belirlemektir. Bu bölümde , Bölüm 2’de sayısal olarak çözülen problem için üretilen gerçekçi kafa modellerinin nasıl oluşturulduğu ve bu kafa modellerinin elektromanyetik özelliklerinin nasıl belirlendiği açıklanacaktır.

Bu çalışmada yüzey empedansına dayanarak kafa yüzeyinde oluşan empedans değerini temel alan nitel bir yöntem ile kanama bölgesi tespit edilmeye çalışılmıştır. Yöntem temel olarak kanamanın olduğu ve kanamanın olmadığı durumdaki yüzey üzerinde oluşan empedans farkını temel alır. Hastaya özel belirlenen istatistiksel bir model üzerinde çeşitli konumlara kanamalar yerleştirilerek düz saçılma problem çözümü ile bu kanamalara ait empedans farkları ile bir baz seti oluşturulur. Daha sonra hastanın kanamalı beyin kesitinden saçılan alan yardımıyla ters problem çözümü yapılarak yüzey üzerindeki empedans fonksiyonu bulunur. Hastaya özel belirlenen istatistiksel modeller ve hastanın gerçekçi modelinin oluşturulum temeli bu bölümde anlatılacaktır.Öncelikle bu tez çalışmasının temelinde gerçekçi bir beyin modelinin kullanılarak kanamanın yerinin tespit edilmesi amaçlanmıştır. Bu model detaylı MRI taramasıyla oluşturulmuş [3] ten alınmıştır. Model hücre ölçüsü 1.1 mm x 1.1 mm x 1.1 mm olan 256x256x128 tane hücreden oluşmaktadır. Modelde yedi farklı doku türü bulunmaktadır; deri, kemik, beyin sıvısı (CSF), yağ, kan, beyaz ve gri maddeler.Bu tezde iki boyutlu bir çalışma gerçekleştirilmiş ve Şekil 4.1 de görülebileceği gibi bu kafa modelinin üst bölümünden (yaklaşık 20 mm) yukarisından bir kesit alınarak iki boyutlu bir kafa modeli oluşturulmuştur.

Bu modeli oluşturan araştırmacılar hangi dokunun modelde hangi hücreye denk geldiğini açıklayan bir data seti paylaşmışlardır[3]. Mikrodalga görüntülemenin yapılabilmesi için gerekli olan bu dokuların dielektrik özellikleri modele eklenmiştir.[16] .Çizelge 4.1 de yedi farklı dokuya tabloda karşılık gelen bu dielektrik parametreler görülmektedir.



(a)



(b)

Şekil 4.1 : (a) Kafa kesitinin dielektrik sabitini gösteren profil. (b) Kafa kesitinin iletkenlik katsayısını gösteren profil.

Çizelge 4.1 : 1 Ghz Frekansta kafa modelinde kullanılan biyolojik dokuların elektromanyetik parametreleri.

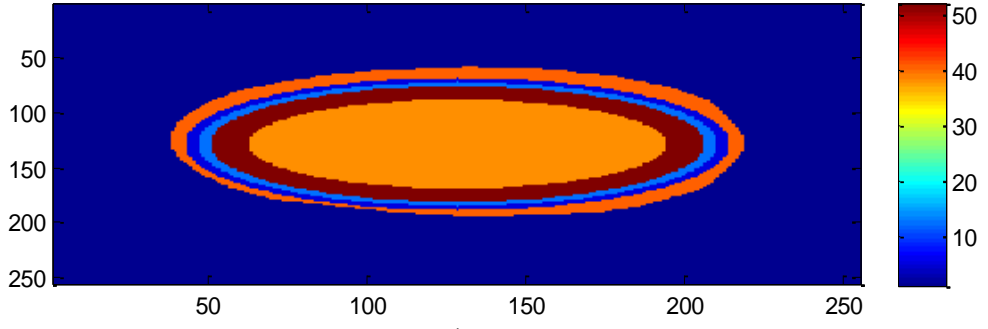
Doku	ϵ_r	σ
Deri	40.936	0.899
Kemik	12.363	0.15
Beyin Sıvısı(CSF)	68.439	2.4552
Beyaz Madde	38.577	0.62
Gri Madde	52.28	0.985
Yağ	5.447	0.053
Kan	61.065	1.583

5. SAYISAL SONUÇLAR

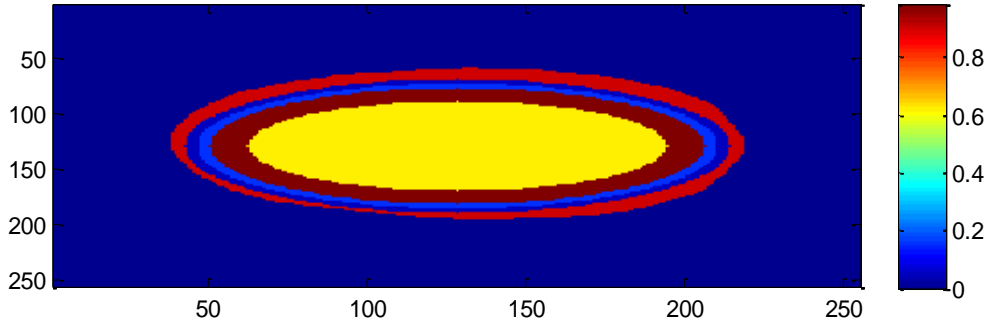
Bu bölümde kullanılan görüntüleme yönteminin ne ölçüde uygulanabilir olduğunu belirlemek için birçok sayısal sonuç oluşturuldu. Sayısal sonuçlar için dielektrik ve iletkenlik parametreleri üçüncü bölümde anlatıldığı gibi 1 Ghz'de oluşturulan gerçekçi üç boyutlu kafa modelinden oluşturulan iki boyutlu kafa kesiti ve dördüncü bölümde kanamanın yerinin belirlenmesi için ifade edilen istatistiksel kafa kesitleri oluşturulmuştur.

Kafa kesiti, hem gerçek model için hem de istatistiksel model için kesitten 6 cm uzaklıkta eşit aralıklarla bir daire olan L nin içine yerleştirilmiş $i=1, \dots, 100$ e çizgisel kaynakla aydınlatılmıştır. Tüm ölçüm sistemi dielektrik sabiti $\epsilon_r = 20$, iletkenlik katsayısı $\sigma = 0.4$ olan bir sıvı içerisine yerleştirildiği varsayılmıştır. Görüntüleme yöntemimiz bölüm 3'te anlatıldığı gibi bir istatistiksel kafa kesiti de gerektirmekte olup bunlar farklı varsayımlara dayanılarak en iyi sonuç elde edilene kadar oluşturulmuştur. Görüntüleme yönteminin gerekliliğinden dolayı kafa kesitinin dış yüzeyinin tam olarak bilindiği varsayılmıştır. Bu istatistiksel kesitlere 35 tane test kanamaları yerleştirilmiştir. Hastanın gerçekçi kafa modeli kesitinde üç farklı konuma yerleştirilen kanamalar için bu simülasyonlar ayrı ayrı yapılmıştır. İlk kanama (-2,-2) merkezli olup yarıçapı 4 mm dir. İkinci kanama (0,0) merkezli olup yarıçapı 4 mm dir. Üçüncü kanama (3,2) merkezli olup yarıçapı 2 mm olan daire şeklinde seçilmiştir. Başlangıçta istatistiksel kesitler, kafa kesitinin şekli dışında hiçbir bilgi bilmediğimizi varsayarak oluşturuldu ve buna göre görüntüleme yöntemi uygulandı.

İlk örneğimizde istatistiksel kesitte kafa kesitinin şekli korunarak kafa kesitinin içine kendi varsayımımızla Tablo 3.1 deki kafa dokularını Şekil 5.1 deki gibi yerleştirdik. Şekil 5.1'de görüldüğü gibi kemik, deri, yağ dokuları korunmaya çalışılmış, kesitin iç kısmı ise beyaz madde ile doldurulmuştur. Şekil 5.5'de görülmektedir ki kafa kesitinde iç kısmı sadece beyaz madde ile doldurmak istenen sonucu vermemiş ve yöntemle bulunan kanamalar kafa kesitinin merkezinde yoğunlaşmıştır.

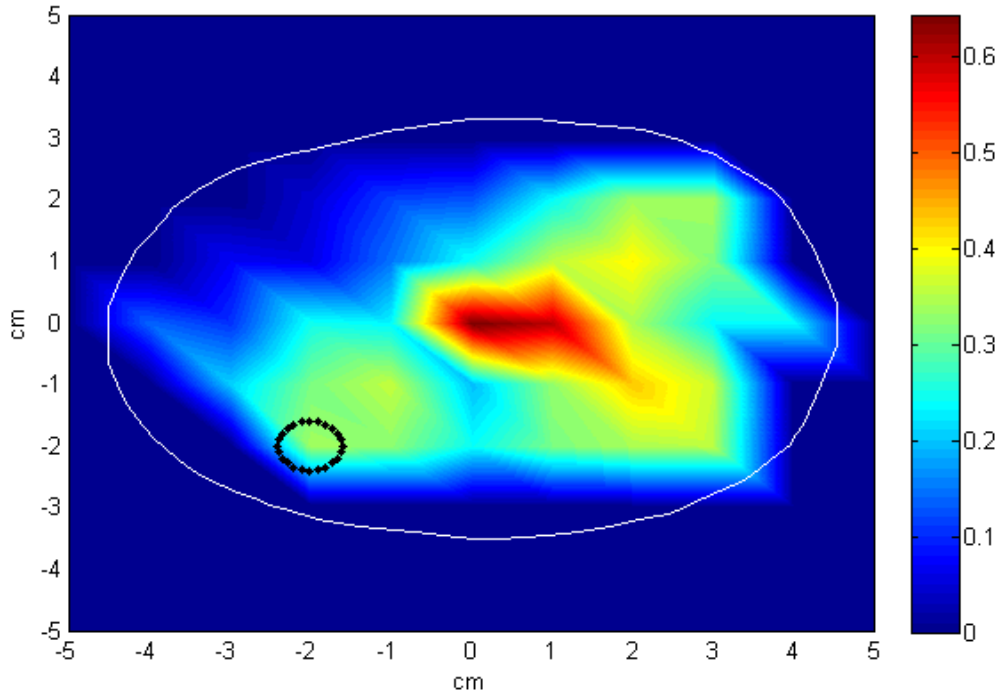


a)

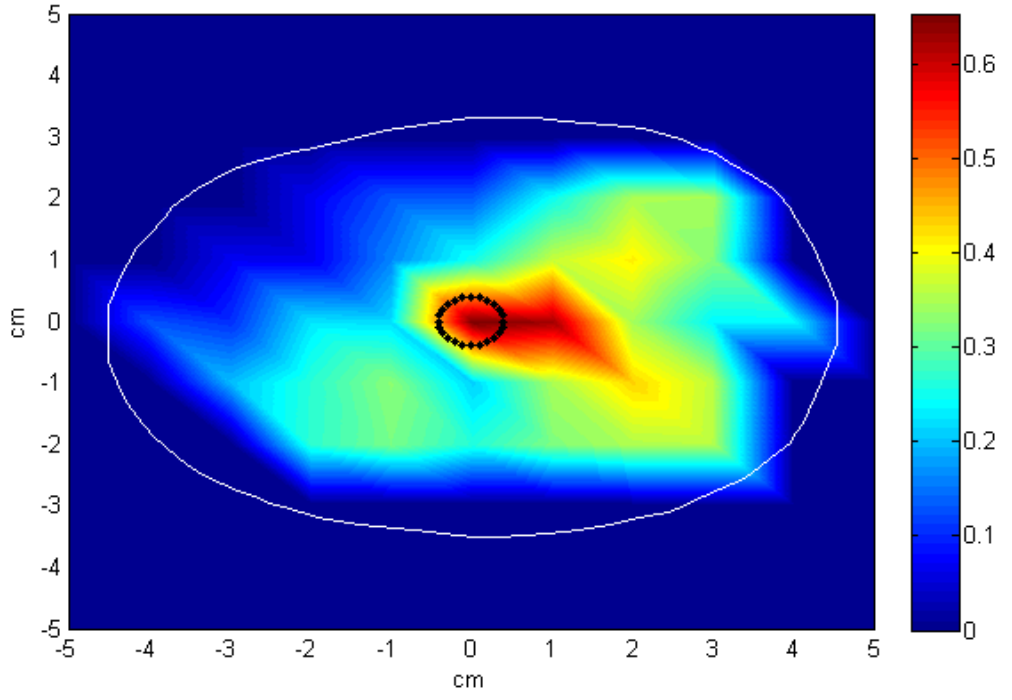


b)

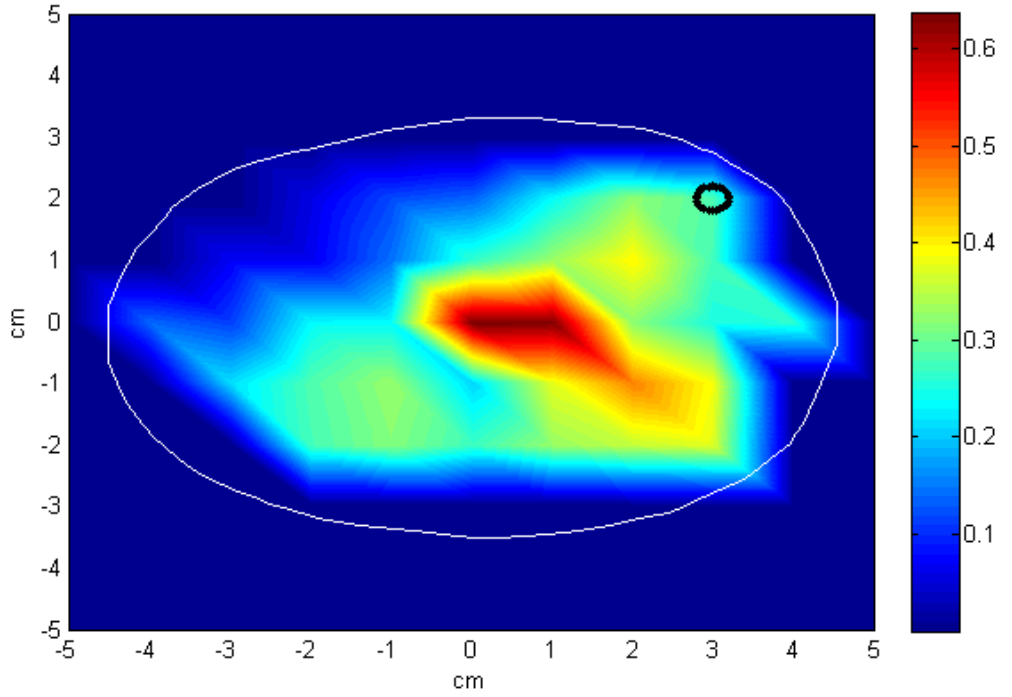
Şekil 5.1 : Oluşturulan iki boyutlu istatistiksel kafa kesiti.



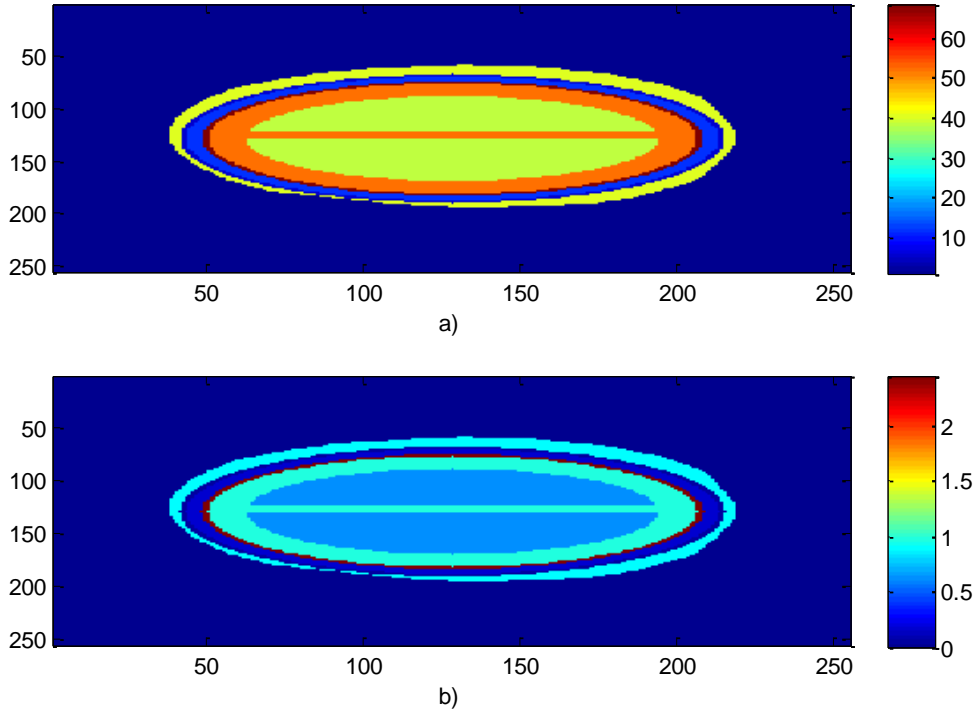
Şekil 5.2 : Şekil 5.1 teki istatistiksel model kullanımıyla (-2,-2) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.



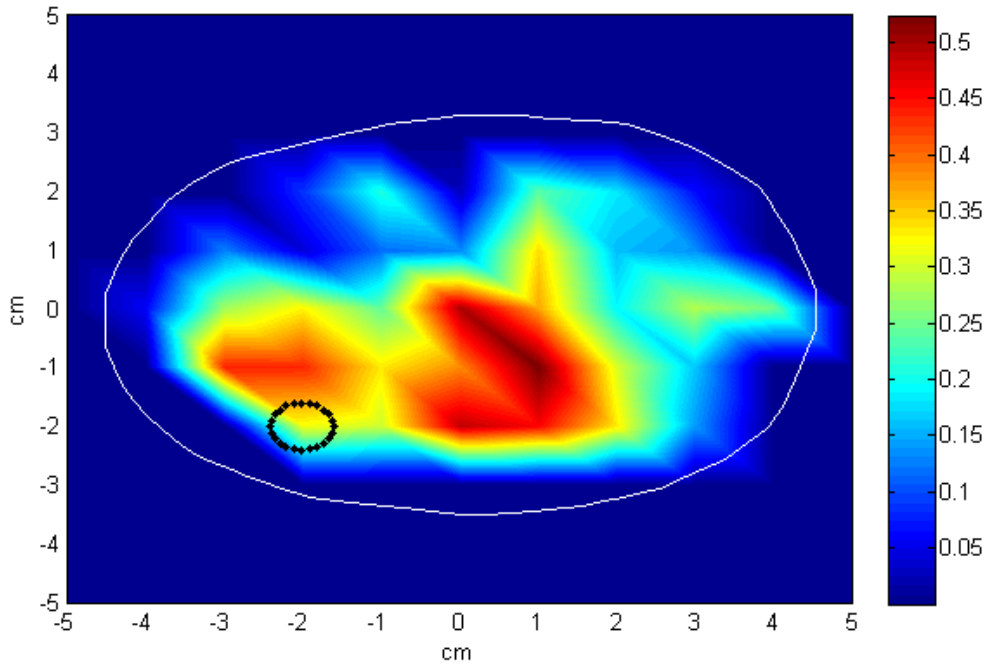
Şekil 5.3 : Şekil 5.1 teki istatikselsel model kullanımıyla (0,0) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu .



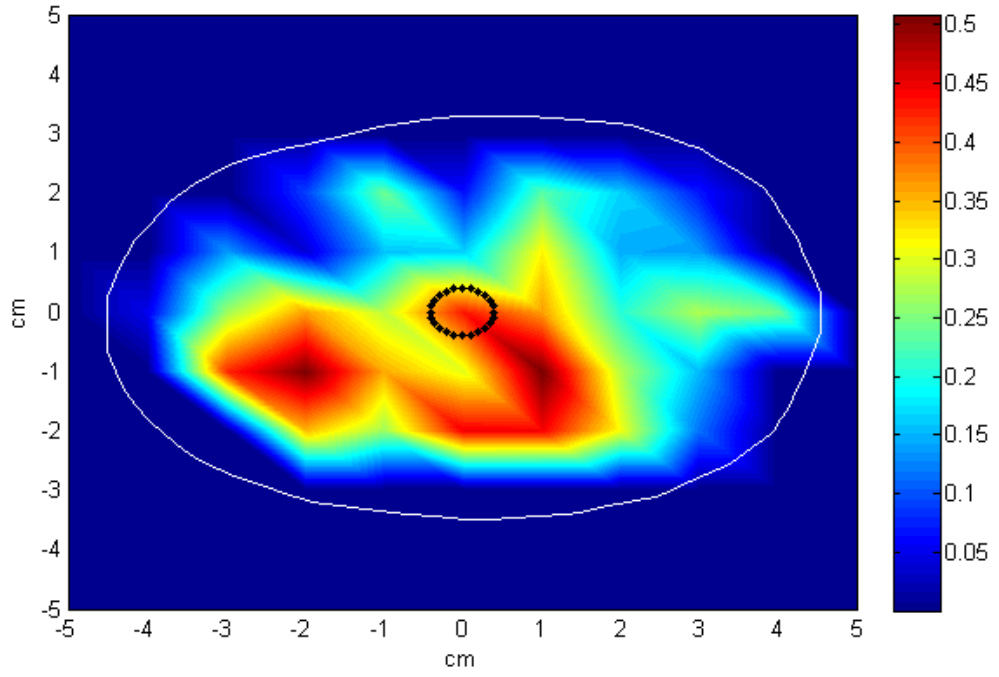
Şekil 5.4 : Şekil 5.1'deki istatikselsel model kullanımıyla (3,2) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.



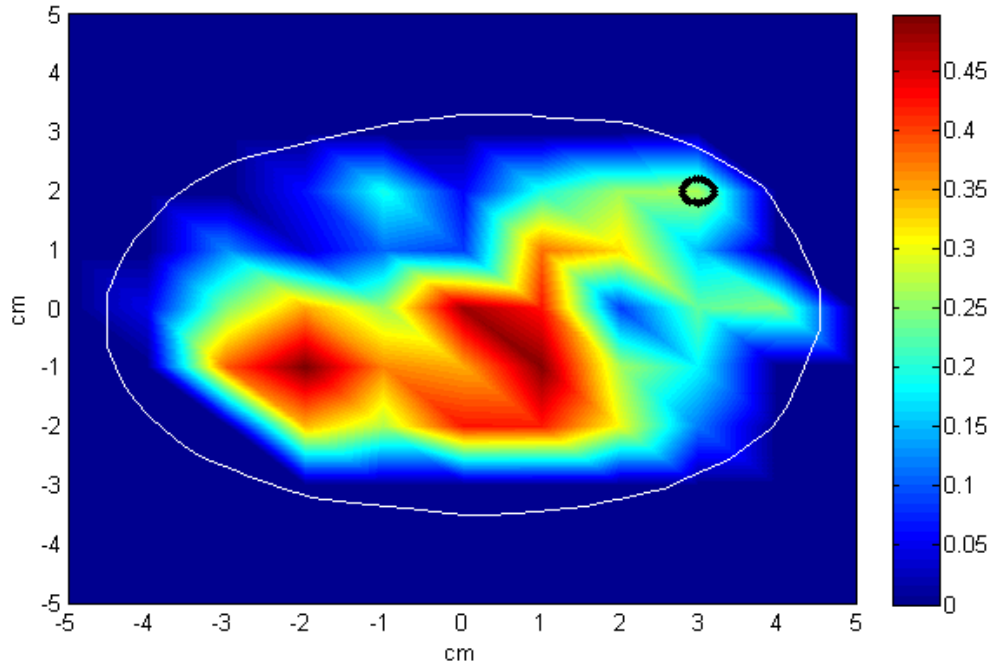
Şekil 5.5 : Gerçekçi beyin kesitine benzetilerek oluşturulan iki boyutlu istatistiksel kafa kesiti.



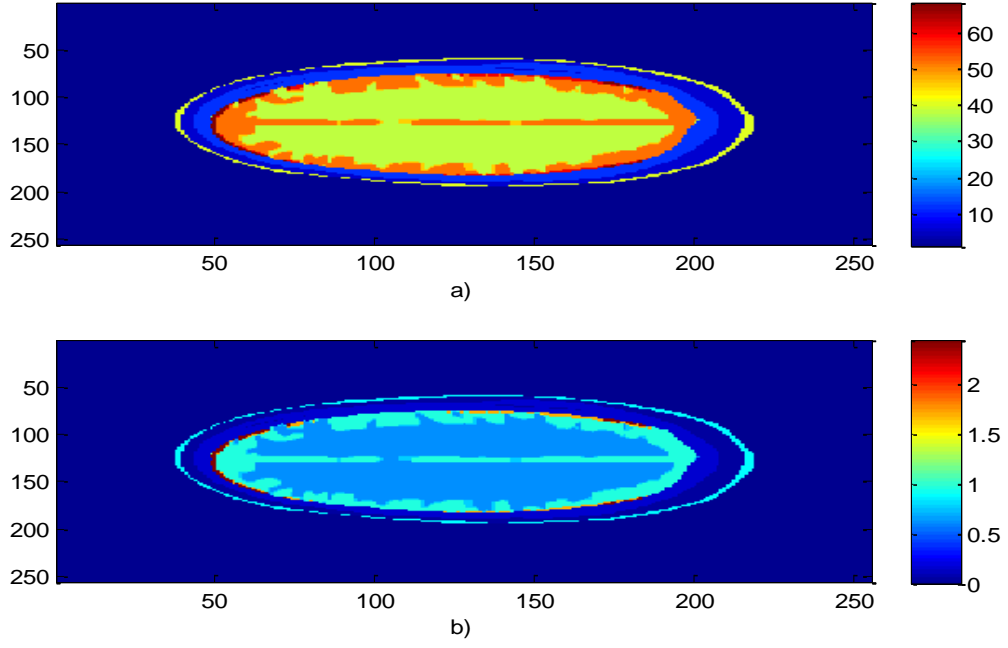
Şekil 5.6 : Şekil 5.5' teki istatistiksel model kullanımıyla (-2,2) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.



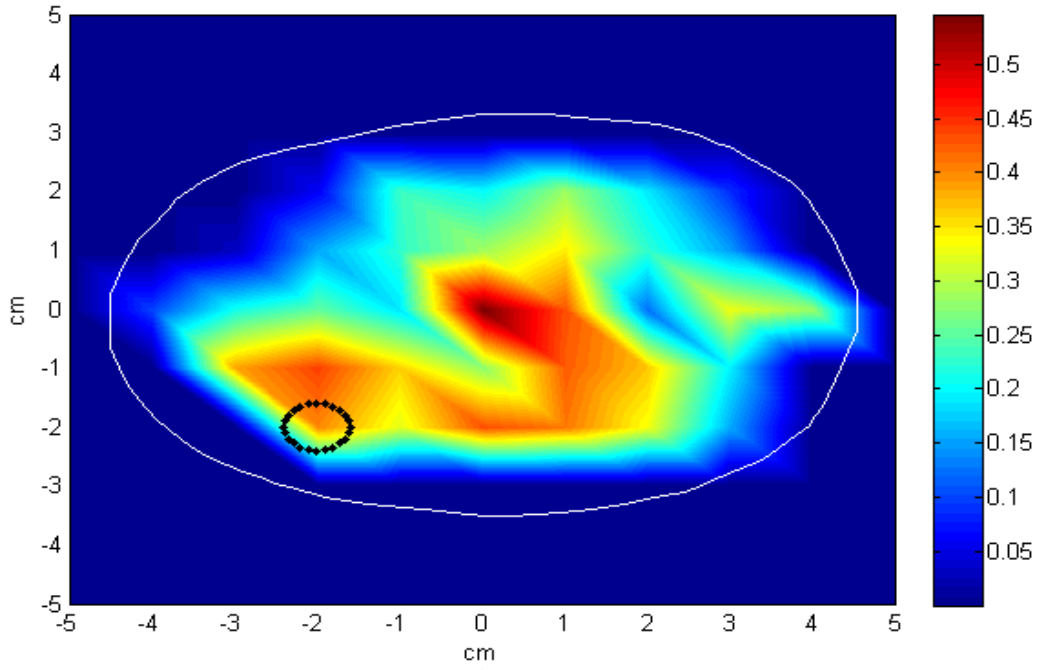
Şekil 5.7 : Şekil 5.5’ teki istatikselsel model kullanımıyla (0,0) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.



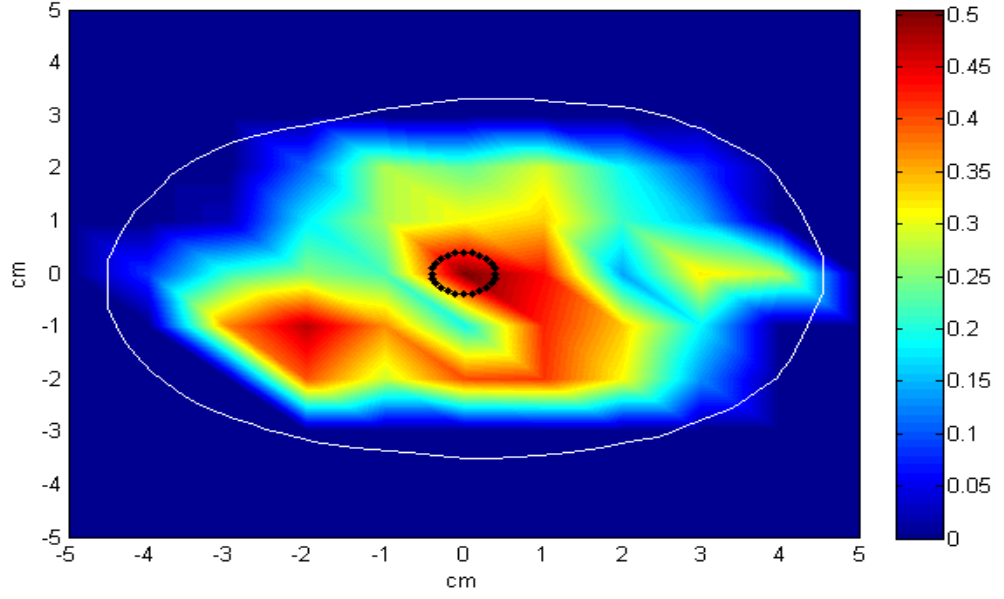
Şekil 5.8: Şekil 5.5’ teki istatikselsel model kullanımıyla (3,2) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.



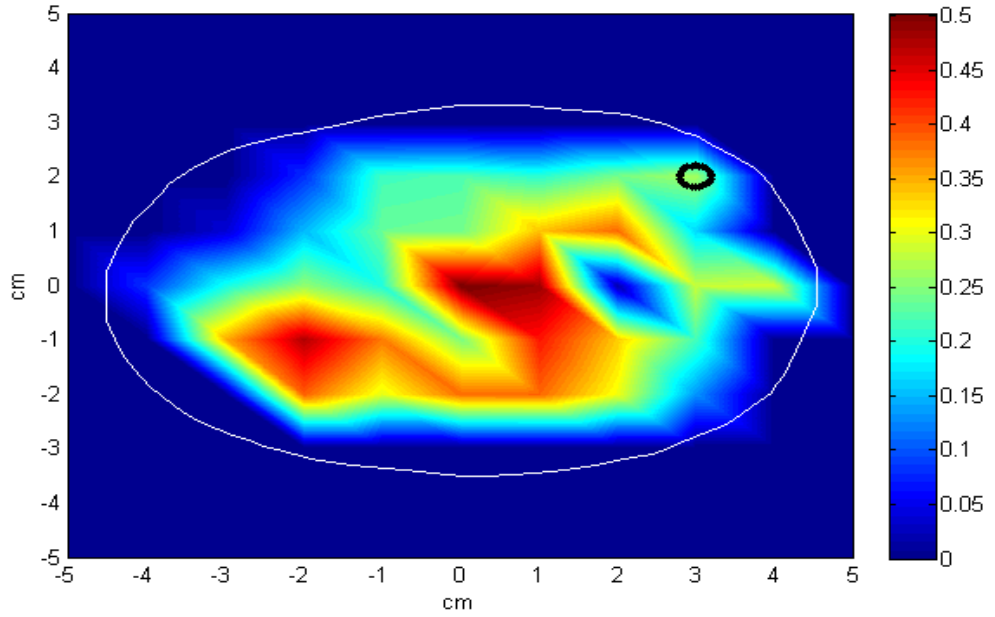
Şekil 5.9 : Şekil 5.5'in median filtreden geçirilmesiyle oluşturulan iki boyutlu istatistiksel kafa kesiti.



Şekil 5.10 : Şekil 5.9'daki istatistiksel model kullanımıyla (-2,2) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.

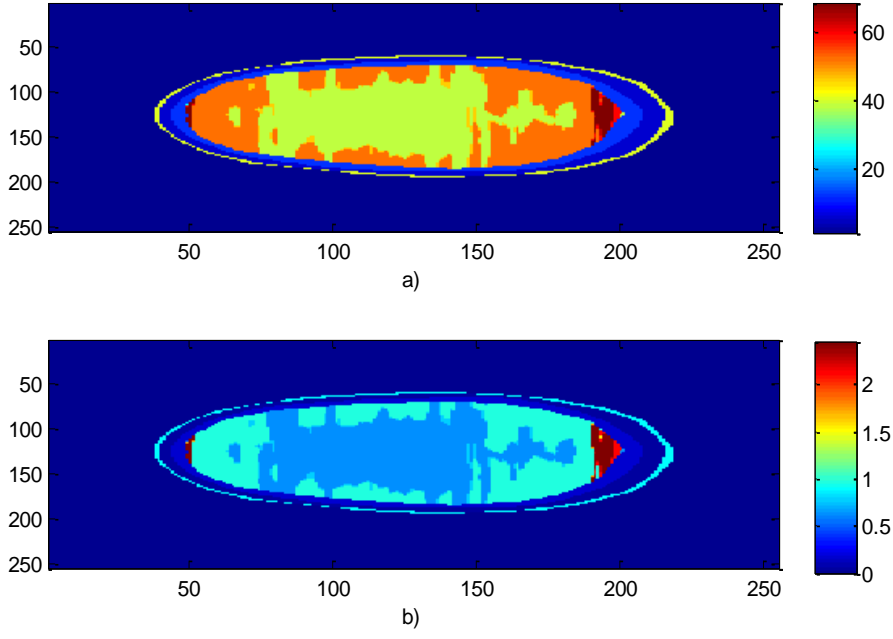


Şekil 5.11 : Şekil 5.9'daki istatikselsel model kullanımıyla (0,0) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.



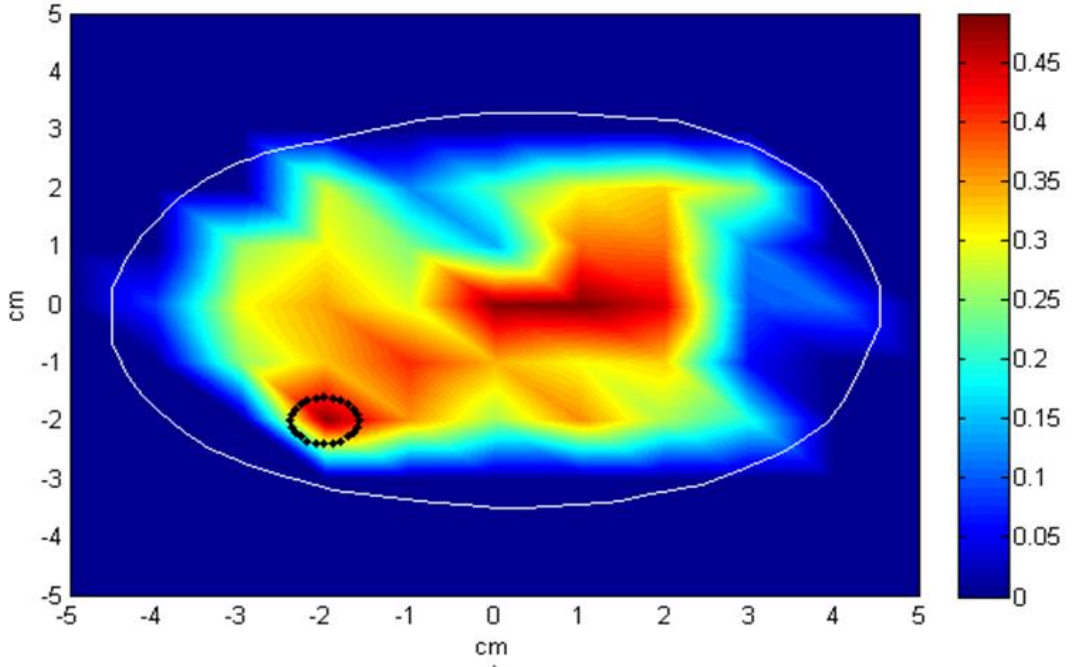
Şekil 5.12: Şekil 5.9'daki istatikselsel model kullanımıyla (3,2) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.

Sonuçlardan da görülebileceği üzere orijinal kafa kesitindeki dokuların yerleri bilinmeden doğru bir görüntüleme sonucuna ulaşamamıştır. Kafa kesitinin şeklinin yine bilindiği ve insanlardaki kafa dokularının benzerliğinden yola çıkarak gerçekçi kafa kesiti kullanılarak yeni istatikselsel kafa kesitleri oluşturulmuştur.

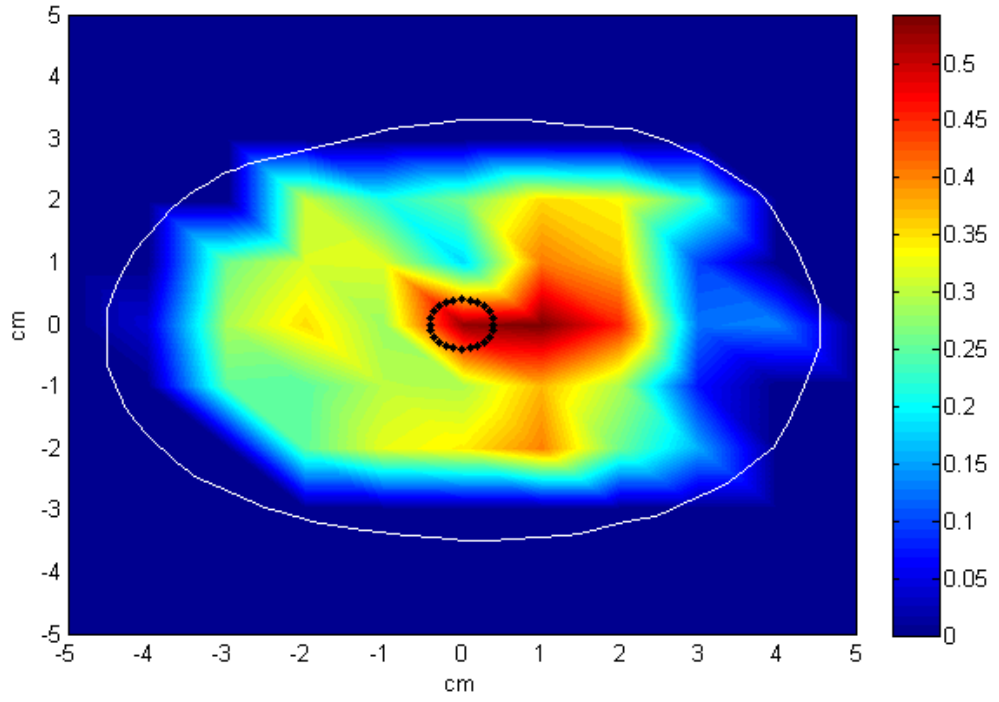


Şekil 5.13: Oluşturulan iki boyutlu istatistiksel kafa kesiti.

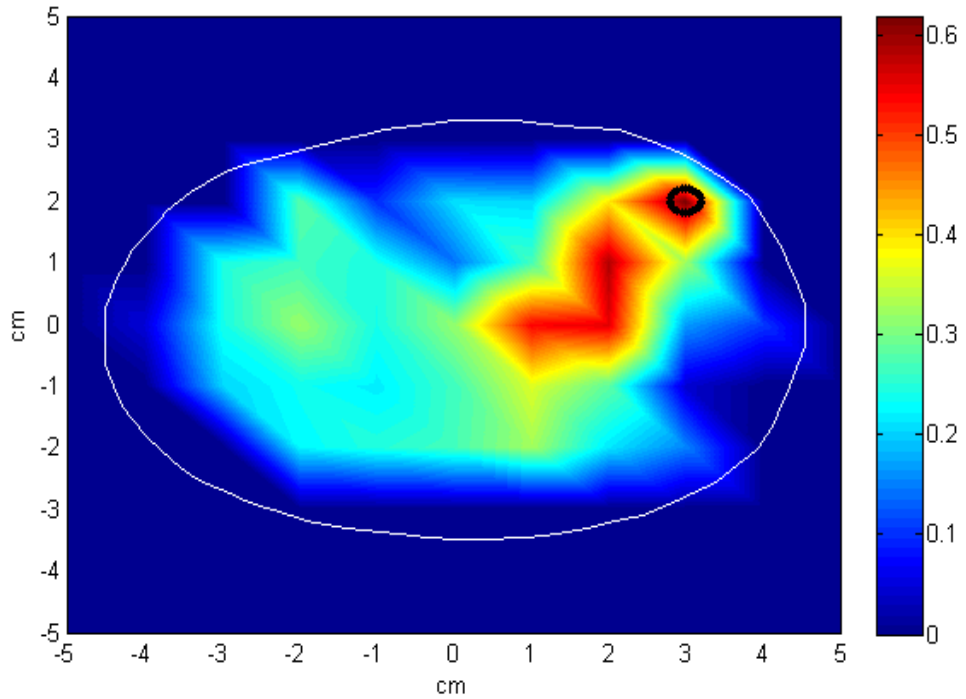
İlk olarak gerçekçi kafa kesiti üst limit olarak 50 dereceli bir median filtreden geçirilerek Şekil 5.13'deki istatistiksel kafa kesiti oluşturulmuştur.



Şekil 5.14 : Şekil 5.13'deki istatistiksel model kullanımıyla (-2,2) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.

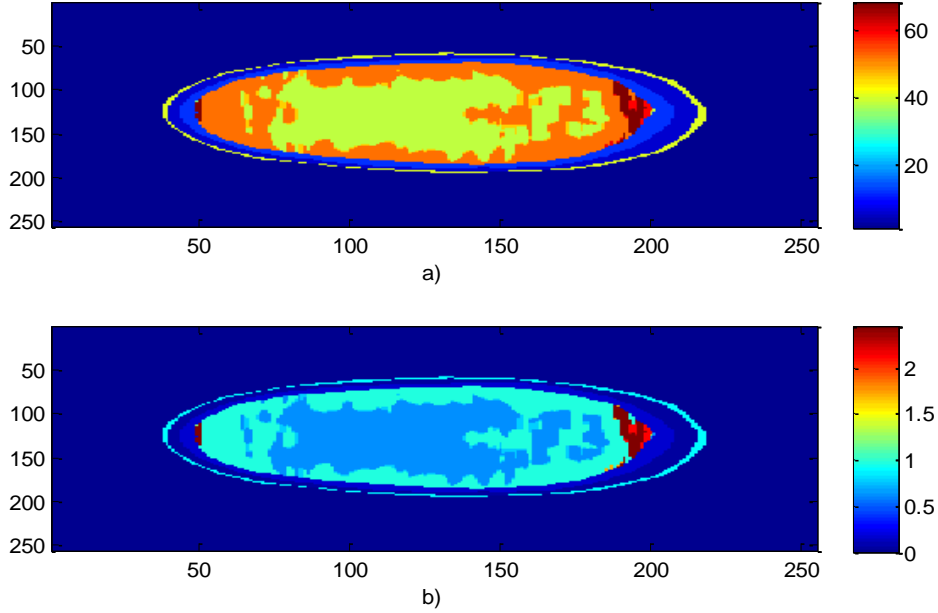


Şekil 5.15 : Şekil 5.13'deki istatikselsel model kullanımıyla (0,0) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.

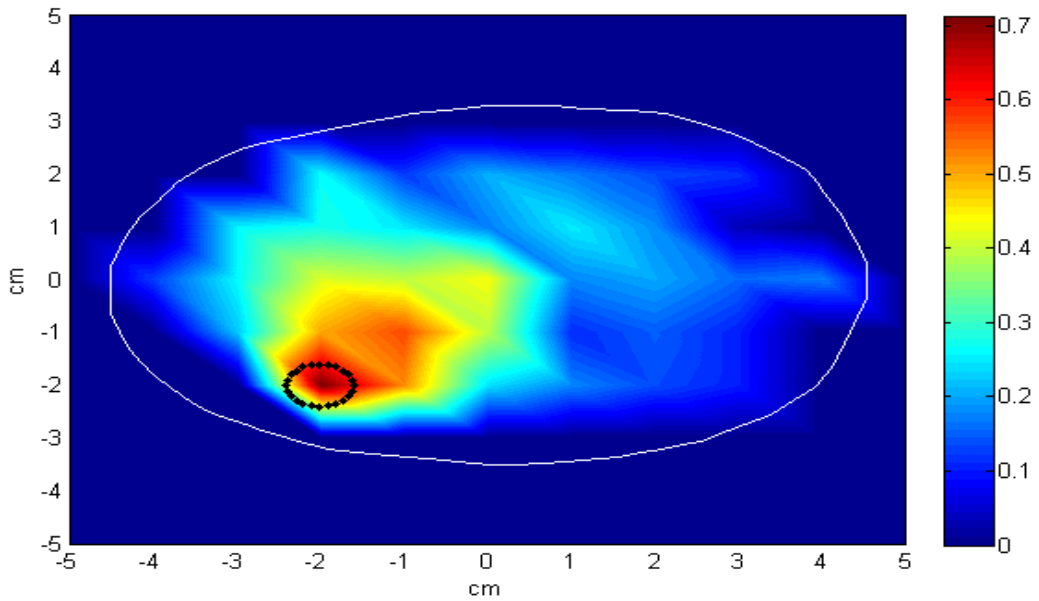


Şekil 5.16 : Şekil 5.13'deki istatikselsel model kullanımıyla (3,2) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.

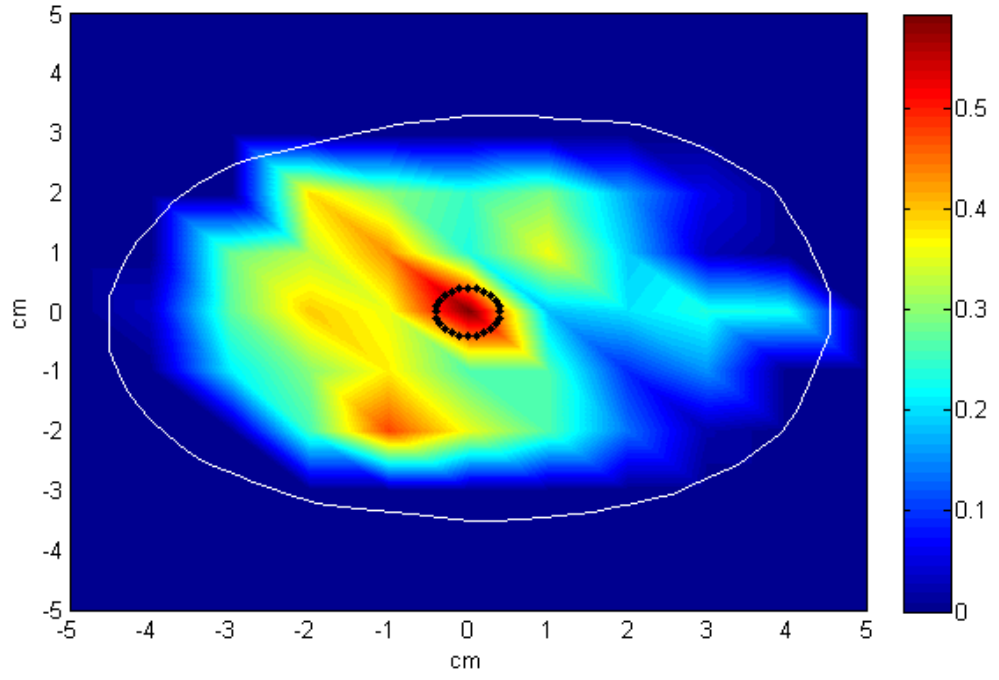
Derecenin biraz daha düşürülerek gerçek modele daha yakın bir istatistiksel model Şekil 5.17'deki gibi oluşturulmuştur. Oluşturulan model Şekil 4.1'deki gerçekçi beyin kesitinin 30 dereceli median filtreden geçirilmesiyle oluşturulmuştur. Bu istatistiksel model için sonuçlar Şekil 5.18, Şekil 5.19, Şekil 5.20 de görülmektedir.



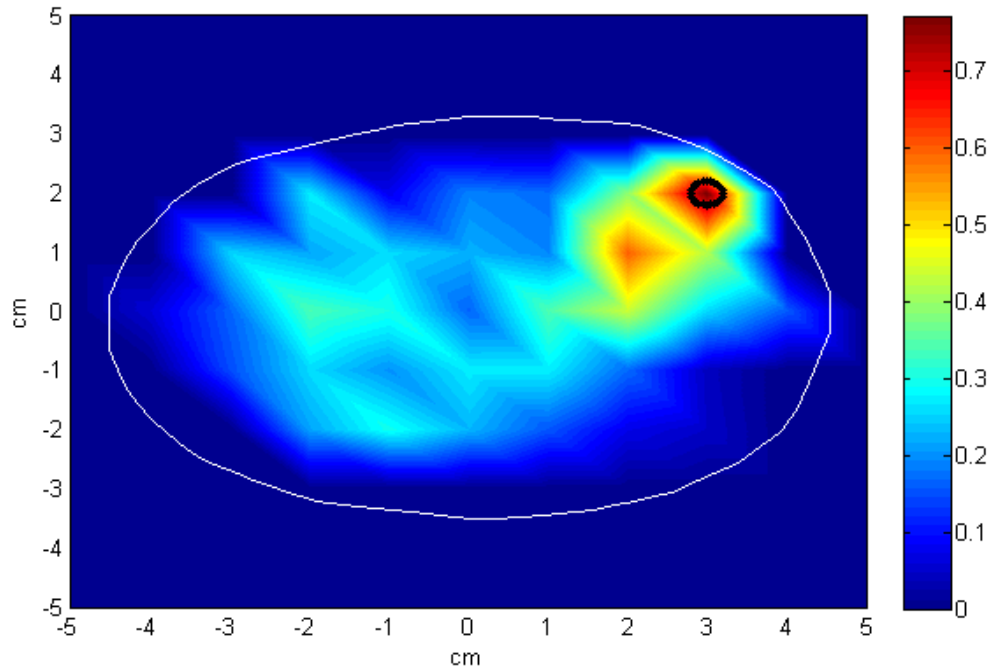
Şekil 5.17 : Oluşturulan iki boyutlu istatistiksel kafa kesiti.



Şekil 5.18 : Şekil 5.17'deki istatistiksel model kullanımıyla (-2,2) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.

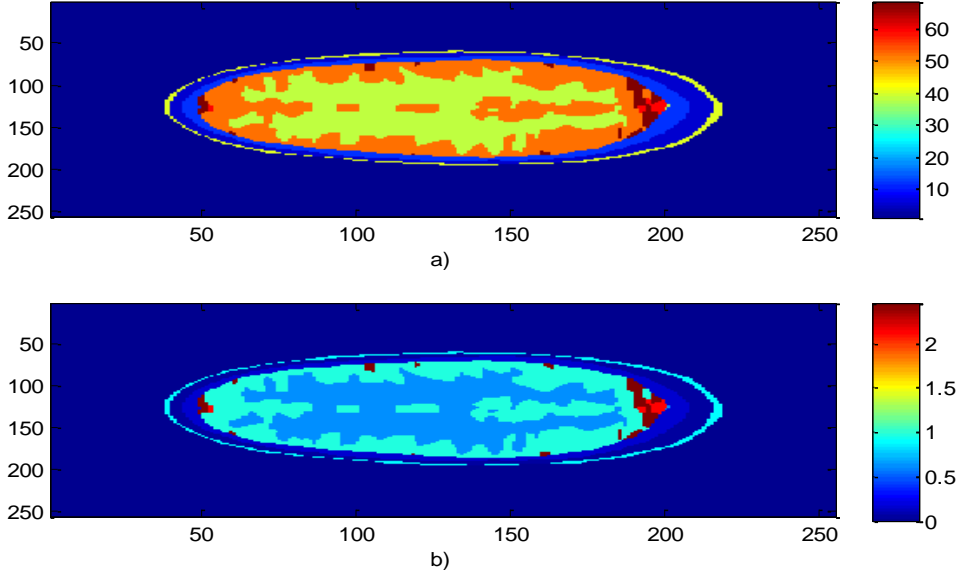


Şekil 5.19 : Şekil 5.17'deki istatistiksel model kullanımıyla (0,0) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.

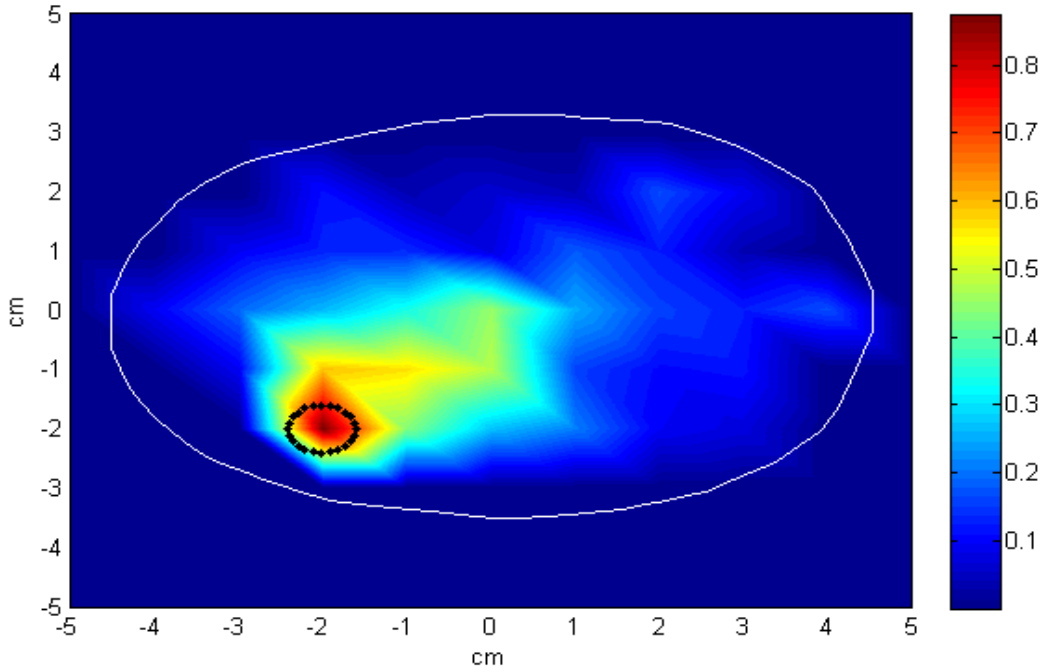


Şekil 5.20 : Şekil 5.17'deki istatistiksel model kullanımıyla (3,2) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.

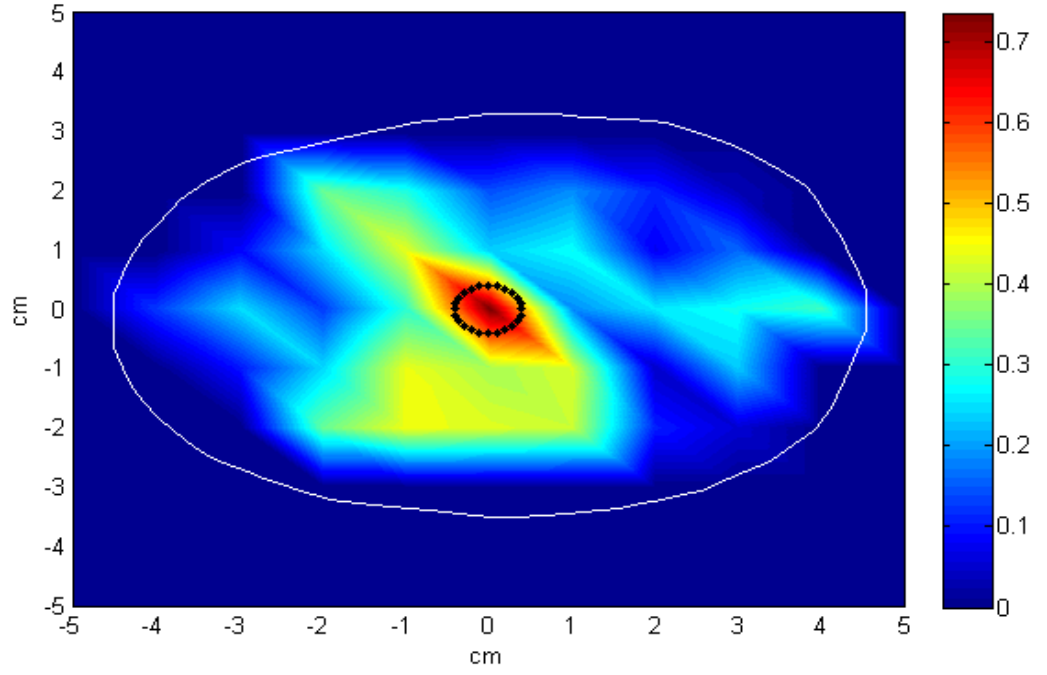
Derecenin bundan sonra düşürülmesi görüntüleme sonucunu iyileştirmemektedir. Şekil 5.21’de median filtre derecesi olarak 15 kullanılarak yeni bir istatistiksel kafa kesiti oluşturulmuştur. Bunun sonuçları ise Şekil 5.22, Şekil 5.23, Şekil 5.24’de görüldüğü gibidir.



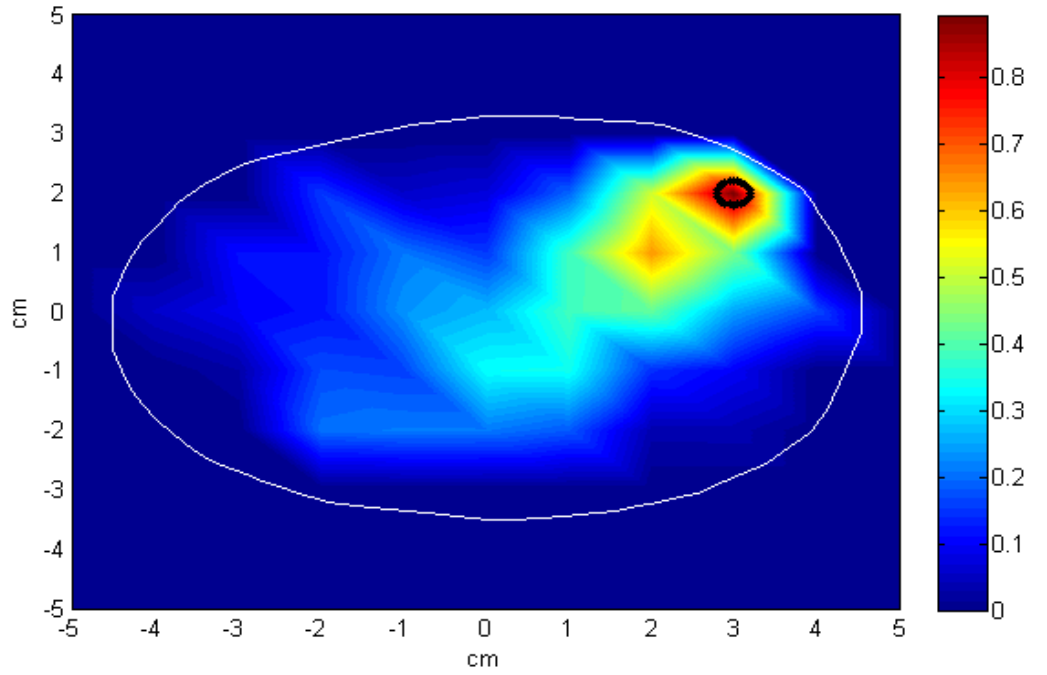
Şekil 5.21 : Oluşturulan iki boyutlu istatistiksel kafa kesiti.



Şekil 5.22 : Şekil 5.21’deki istatistiksel model kullanımıyla (-2,2) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.



Şekil 5.23 : Şekil 5.21'deki istatikselsel model kullanımıyla (0,0) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.



Şekil 5.24 : Şekil 5.21'deki istatikselsel model kullanımıyla (3,2) merkezli kanama için $|\sigma_m|$ sonucu.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, insan beyninde meydana gelen elektromanyetik ve fiziksel özellikleri bilinen kanamanın konum bilgilerini tespit etmek için iç çarpım yöntemini temel alan bir yöntem önerilmiştir. Önerilen yöntem anlatıldığı gibi gerçekçi bir kafa kesiti modeli ve bu kanamanın konumunu önerdiğimiz yöntemle belirleyebilmemiz için istatistiksel bir kafa kesiti modeline ihtiyaç duymaktadır.

İlk önce hastaya ait olduğunu düşündüğümüz gerçek beyin kesitinde gözlem noktalarında saçılan alan bilgisinin bilinmesine dayalı ters problem çözümü ile toplam elektrik alan bilgisi elde edilir. Alan ve alanın türev bilgisi ile standart empedans sınır koşulundan hem kanamalı hem de kanamasız durum için yüzey empedansları hesaplanır ve bu iki durum için farkları elde edilir. Ardından hastaya ait istatistiksel beyin kesitleri bu kesitte çeşitli konumlara kanamalar konularak bu sefer de düz problem çözümüyle bu kanamalara ait empedans farkları ile bir baz seti oluşturulur. İç çarpım yöntemi ile birlikte bu oluşturulan baz seti ile hastanın empedansı arasındaki benzerlik iç çarpım yöntemi ile belirlenir, baz setine en çok benzeyen bölge kanama bölgesi olarak seçilir.

Bölüm 5'te sayısal simülasyonlar sonuçlarında, ilk aşamalarda oluşturulan istatistiksel beyin kesitleriyle yöntemin doğru çalışmadığı tespit edilmiştir. Beyin dokularının dielektrik ve iletkenlik sabitlerinin ilk oluşturulan istatistiksel beyin modellerinde Çizelge 4.1'de görülebileceği gibi birbirinden sayısal olarak büyük fark göstermesi nedeniyle gelen alan beyin dokuları içine nüfuz edememekte ve girememektedir, bu durumda anlamlı geri saçılan alanda bir azalmaya neden olacaktır. Yöntemin daha etkili olması için oluşturulan istatistiksel beyin modellerinin gerçekçi beyin modellere benzerliği sağlanmalıdır. Yani beyin kesitinde bulunan dokuların özellikle de beyin sıvısı, beyaz ve gri maddenin de dağılımının yer alacağı istatistiksel modellere ihtiyaç olmaktadır. İnsanların beyin yapılarının benzerliğinden dolayı istatistiksel beyin modelini gerçekçi modelin filtrelenmesiyle oluşturulmaya çalışılmıştır. Gerçekçi beyin kesitinden yola çıkılarak üretilen istatistiksel kesitlerde kanamanın yerinin ve konumunun iyi ölçüde bulunduğu Bölüm 5'teki sonuçlarda görülebilmektedir.

Bu tez çalışmasının sonucunda beyin kanamasının mikrodalga görüntüleme yöntemiyle ile simüle edilebilmesi için gerçekçi beyin modellerinin kullanılması gerekliliği ortaya çıkmıştır. Bu çalışmanın devamında yöntemin çalışılabilirliğinin belirlenebilmesi için istatistiksel modelin başka bir insanın beyin modeli kesit olarak seçildiğinde nasıl bir sonuç elde edileceğine bakılabilir.

KAYNAKLAR

- [1] Feigin V. (2005),” *Stroke epidemiology in the developing World*”,
The Lancet, Vol. 365, No. 9478, 2160-2161.
- [2] Serguei Y., Y. Semenov, and D. R. Corfield,(2008) ,“Microwave tomography
for brain imaging: Feasibility assessment for stroke detection”,
International Journal of Antennas and Propagation, Vol. 2008, Article
ID 254830
- [3] Zubal I. G., C. R. Harrell E. O. Smith, Z. Rattner, G. Gindi, P. B. Hoffer, (1994)
“*Computerized three-dimensional segmented human anatomy*,”
Medical Physics, Vol. 21, No. 2, 299-302.
- [4] Lin J., Clarke M.: ‘*Microwave imaging of cerebral edema*’, IEEE Proc., 1989,
36, pp. 849–855.
- [5] Haddad, W., Chang, J., Rosenbury, T., et al.: ‘*Microwave hematoma detector
for the rapid assessment of head injuries*’. Lawrence Livermore
National Laboratory Technical Report UCRL-ID-137901. February
2000
- [6] Ireland D., Bialkowski K., Abbosh A.,(2013), “*Microwave
imaging for brain stroke detection using Born iterative method*”, IET
Microwaves, Antennas & Propagation.
- [7] Ireland D., Bialkowski M. (2011),”*Microwave head imaging for stroke
detection*”,Progress In Electromagnetics Research M, Vol.21, 163-175
- [8] Scapatucci R., Bucci O. M., Catapano I., and Crocco L.,(2014),” *Differential
Microwave Imaging for Brain Stroke Followup*”, International Journal
of Antennas and Propagation.
- [9] Altuncu Y., Akduman I. ve Yapar A. (2005). “*On the Scattering of
Electromagnetic Waves by Bodies Buried in a Half-space with Locally
Rough Interface*”, International Conference on Electromagnetics in
Advanced Applications, Torino-Italy.
- [10] Yuferev S.,N.Ida,(2010), ”*Surface Impedance Boundary Conditions:A
Comprehensive Approach*”, CRC Press/Taylor & Francis, Boca Raton
- [11] Ishimaru, A. (1991). *Electromagnetic Wave Propagation, Radiation and
Scattering*, Prentice Hall, New Jersey.

- [12] **Harrington, RF.** (1968). *Field Computation by Moment Methods*, Macmillan, Newyork.
- [13] **Akduman I., Kress R.** (2003), "*Direct and inverse scattering problems for inhomogeneous impedance cylinders of arbitrary shape*", *Radio Science*, vol. 38, no. 3, 1055.
- [14] **Colton, D., and R. Kress,** (1983) "*Integral Equation Methods in Scattering Theory*", John Wiley, New York.
- [15] **Riley K. F. , Hobson M. P., Bence S. J.** (2006). *Mathematical Mehods for Physics and Engineering*, Third Edition, Cambridge University Press, New York.
- [16] "*Dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz-100 GHz,*" <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/> (2 Nisan 2014)

ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad: Nergis ERDEM

Doğum Yeri ve Tarihi: Bursa/ 08.10.1990

E-Posta: nergiserdem16@gmail.com

Lisans: Uludağ Üniversitesi

Mesleki Deneyim ve Ödüller: Mitos Medikal A.Ş (Mühendis) (07.2013-09.2013)

İTÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
(Araştırmacı) (09.2013-01.2014)

Uludağ Üniversitesi
(Araştırma Görevlisi) (01.2014-halen)

Tubitak Yurt İçi Doktora Bursiyer Adayı (04.2014-halen)