

BEYİN KANAMALARININ TESPİTİNDE MİKRODALGA BANDI GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ ÜZERİNE

Burak POLAT (*burakpolat@beykent.edu.tr*)

Beykent Üniversitesi, Mühendislik – Mimarlık Fakültesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü, İstanbul, Türkiye

ÖZET

Bu çalışmada beyin kanamalarının tespitinde literatürde kullanılan mikrodalga bandı görüntüleme teknikleri gözden geçirilmiş ve bunlarla bağlantı olarak beyin dokuları içerisinde monokromatik elektromanyetik dalgaların yayılımı ve düzlemsel tabakalı model özel durumu için saçılma mekanizması dört ayrı ölçüt üzerinden analitik olarak ele alınmıştır.

Anahtar Kelimeler: *Kafa travması, anevrizma, beyin kanaması, müdahaleci olmayan görüntüleme, elektromanyetik alanlar, kırınım tomografisi*

ON MICROWAVE TOMOGRAPHY TECHNIQUES FOR BRAIN STROKE DETECTION

Burak POLAT (*burakpolat@beykent.edu.tr*)

Beykent University, Faculty of Engineering & Architecture, Department of Electronics and Communications Engineering, Istanbul, Turkey

ABSTRACT

The microwave tomography techniques for brain stroke detection in literature are reviewed. This is followed by an analytical investigation of monochromatic electromagnetic wave attenuation in different tissues of the brain and reflection mechanism from the brain when modelled as a planar stratified medium based on four different criteria.

Keywords: *Head trauma, aneurysm, hematoma, noninvasive tomography, electromagnetic fields, diffraction tomography.*

1. GİRİŞ: BEYİN ANEVRIZMALARI

Beyindeki atardamar duvarlarının zayıflaması sonucu ortaya çıkan balonlaşma ve genişlemelere anevrizma adı verilmektedir. Böyle durumlarda, anevrizmanın görüldüğü damar çeperi normal damar çeperlerine göre dayanıksız hale gelir ve devamında yırtılarak beyin içine kanamaya yol açabilir. Bu kanama sonucunda hasta komaya girebilir ve hatta ileri derecede kanamalarda hasta kaybedilebilir. Anevrizmaların oluşma sebepleri; damarda doğuştan gelen gelişme bozukluğu, yüksek tansiyon, damar sertliği (ateroskleroz) ve enfeksiyonlar (damarın itihaplanması) olarak sıralanabilir. Ayrıca, beyin işlevlerinin kafaya alınan bir darbe, penetran yaralanma veya bir sarsılma ile bozulması durumu olarak adlandırılan kafa travması sonrası da sıklıkla anevrizma görülmektedir. Anevrizma çeşitleri incelendiğinde en çok görülen anevrizma tipi olan sakküler (kese biçimli) anevrizmalar ön plana çıkmaktadır. Sakküler anevrizmalarda, beyin tabanındaki büyük damarların çatallanma bölgelerindeki yüksek basınçtan dolayı zamanla damar duvarlarında balonlaşmalar olmaktadır. Bir diğer önemli anevrizma çeşidi de fuziform (iğ biçimli) anevrizmalardır. Fuziform anevrizmalarda damar iğ biçiminde bir genişleme göstermektedir. Her iki anevrizma durumunda da bu baloncuklar zamanla büyümekte ve ilerleyen yaşla beraber yırtılmalara sebep vermektedir. Ayrıca büyük fuziform anevrizmalar, çevresindeki beyin dokusunda baskıya yol açarak sinirsel zarara sebep verebilir. Fuziform anevrizmalarda görülebilecek diğer tehlikeli bir durum ise, anevrizma içinde oluşan pıhtılaşmadan koparak normal beyin damarlarında tıkanmaya yol açabilen, emboli adını verdiğimiz kalıntıların sebep olduğu ve görülen tüm inmelerin %85'ini oluşturan iskemik inmedir. (ör.bkz.[1]). Ayrıca anevrizmalardaki yırtılmalardan dolayı intraserebral ve subaraknoid hemarajik inme durumu da oluşabilir. Amerikan Kalp Derneğinin 2015 yılı verilerine göre Amerika Birleşik Devletleri'nde (ABD'de) ölüm sebepleri sıralamasında

inme sebebi ölümler beşinci sıradadır ve ABD’de yılda ortalama 129.000 kişi inme sebebiyle ölmektedir [2]. Ayrıca inme, ABD’de sakat kalma sebeplerinde birinci sıradadır [3]. İnme genellikle 60 yaş sonrası görülmektedir (60-79 yaş arası prevalansı: %6.1 erkek ve %5.2 kadın, 80+ yaş prevalansı: %15.8 erkek ve %14 kadın). İnme vakalarında en büyük sorun, tedaviye başlarken vakit kaybedilmesidir. İskemik inme vakalarında beyindeki hücrelerin canlılıklarını kaybetmemeleri için ilk 3 saat içerisinde müdahale edilmelidir ve hasta zamanında hastaneye ulaştırılabilirse fibrinolitik tedavi alan hasta oranı 7 katına kadar çıkabilmektedir [4]. Üçüncü önemli anevrizma çeşidi ise travmatik (kaza sonucu gelişen) anevrizmalardır. Travmatik anevrizmalarda travma bölgesinde hasar gören damar duvarı zayıflar ve sonrasında yırtılarak beyin kanamasına sebep verebilir. Beyin travmasında iki tür hasar süreci vardır: İlk olarak, doğrudan mekanik travmanın yol açtığı birincil hasar oluşur (ör. beyin kanaması). Birincil hasarın ardından ise, travma sonrası dönemde gelişen olaylar sonucunda oluşan ikincil hasar görülür. Ülkemizde trafik kazaları ve düşmeler kafa travmasına en fazla yol açan nedenlerdir [5]. Kafa travmalarında tedavi, ikincil hasarı önlemeye yönelik olup ikincil beyin hasarının önlenmesi morbidite ve mortaliteyi önemli ölçüde azaltmaktadır.

Beyin anevrizmalarının ve bunlardan dolayı oluşan kanamaların tanısında $H_2^{15}O$ pozitron emisyon tomografisi (PET), beyin anjiyografisi, bilgisayarlı tomografi-anjiyografisi (BTA), manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve manyetik rezonans anjiyografi (MRA) başlıca kullanılan görüntüleme yöntemleridir (bkz.[6]). Fakat bu yöntemlerin hepsinde hasta öncelikle hastaneye getirilmelidir ve bu tekniklerin uygulanması sırasında uzun bir süre geçmektedir. Örneğin, beyin anjiyografisinin uygulanması üç saati bulabilmektedir. Bu yöntemlerin hepsi, konusunda uzmanlaşmış kişiler tarafından uygulanmalıdır. Ayrıca bazı birinci ve ikinci basamak sağlık kuruluşlarında bu görüntüleme imkânları bulunmamaktadır. Ek olarak, görüntü yöntemlerinin teşhis sürecini

zorlaştıran kendilerine özgü problemleri vardır. Örneğin, anjiyografide müdahaleci (invazif) bir girişim olduğundan, düşük oranlarda da olsa damar duvarına hasar, hastanın inme geçirmesi ve kullanılan boyaya karşı alerjik reaksiyon riski vardır. BTA'da ise kullanılan boyar maddenin yol açabileceği alerji ve böbreklerde oluşturabileceği potansiyel hasar risk faktörü oluşturmaktadır. MRG'de kapalı yerde bulunma korkusu (klostrofobi) olan ve manyetik alana girmesi sakıncalı olan kişilerde (koroner stendi veya vücudunda manyetik protezi olanlar gibi) problemlerle karşılaşılabilir.

2. BEYİN KANAMALARININ TESPİTİNDE MİKRODALGA TEKNOLOJİLERİ

Beyin anevrizmalarının tespitinde son on yıl içerisinde mikrodalga teknolojileri ön plana çıkmıştır. Mikrodalga bantlarının kullanımının yukarıda bahsedilen yöntemlere kıyasla üç temel üstünlüğü bulunmaktadır:

- a) Habis tümör, oksijen yetmezliği, akut iskemi ve kronik damar tıkanıklığı gibi rahatsızlıklar durumunda dokuların elektriksel özelliklerinde, sağlıklı dokularınkinden ayırt edilebilen değişiklikler oluşur (Bkz.[7-12]). Bunları, dokuların elektriksel özelliklerindeki farklılıkları ortaya çıkarma ilkesine göre çalışan mikrodalga görüntüleme teknikleri ile tespit etmek mümkündür.
- b) Diğer teknolojilerin aksine, mikrodalgalar iyonize olmayan ışıma yaptıkları için hastaların sürekli ve güvenilir şekilde görüntülenebilmesini olanaklı kılar.
- c) Mikrodalga teknolojileri ile taşınır, dayanıklı ve düşük maliyetli cihazlar geliştirmek ve dolayısıyla hastaya hemen olay yerinde veya acil servis ünitesinde müdahale etmek mümkündür.

Mikrodalga bantlarının kullanımı ile ilgili bazı zayıf yönler de şu şekilde özetlenebilir:

A. Biyolojik dokular ile elektromanyetik dalgaların etkileşiminin formülasyonu için Devaney tarafından geliştirilen ve analitik olarak son derece karmaşık bir teknik olan kırınım tomografisi kullanılır [13,14]. Bu yöntemin yakınsama ölçütü olan “düşük kırıcılık” yaklaşıklığı, ilgilenilen bölgenin (bu inceleme için kanamalı bölgenin) elektriksel özelliklerinin o bölgeyi içine alan (kuşatan) dış bölgeninkine yakın değerlerde olmasını gerekli kılar. Böylelikle dışarıdan gelen elektromanyetik enerji büyük ölçüde ilgilenilen bölgeye nüfus edebilecek ve bilgi toplanabilmesi mümkün olacaktır. Bu açıdan bakıldığında kafatasının çok düşük su içerikli kemik yapısı (1-23GHz aralığında bağıl dielektrik sabiti $\epsilon_r \sim 6-8$, elektriksel iletkenlik $\sigma \sim 0.15-1.4 S/m$) ile beyinin $37^\circ C$ sıcaklıktaki yüksek su içerikli yumuşak dokusu ($\epsilon_r \sim 26-51$, $\sigma \sim 1-23 S/m$) arasında yüksek bir kontrast bulunmaktadır. Bu durum dışarıdan gelen enerjinin büyük ölçüde geriye yansımaya neden olmaktadır. Bu sorunu ortadan kaldırmaya yönelik olarak literatürde [15,16] simülasyon çalışmalarında dış ortam olarak hava yerine elektriksel özellikleri çalışma frekansında kafa derisinininkine çok yakın olan uyumlaştırma bölgesi kurgulanmıştır. Çalışmada bununla ilgili herhangi bir detay verilmemekle beraber, bu durum pratikte, sabit frekansta çalışan antenlerin içinde gömülü olduğu bir kayıplı dielektrik malzemenin (kaskın) hastanın başına giydirilmesi şeklinde yorumlanabilir. Bunun mümkün olmadığı durumlarda ise, ölçümlerin antenin kafa derisine uygun şekilde bastırılarak gezdirilmesi düşünülebilir.

B. Kafatası içersinde $37^\circ C$ sıcaklıkta 1-10GHz aralığında insan kanının bünye parameterleri ($\epsilon_r \sim 64-45$, $\sigma \sim 1.5-10.8 S/m$) aralığında değişirken kanın içinde bulunduğu gri maddeninki ($\epsilon_r \sim 51-38$, $\sigma \sim 1.0-10.9 S/m$) aralığında, beyaz maddeninki de ($\epsilon_r \sim 36-26$, $\sigma \sim 0.8-7.0 S/m$) aralığında yaklaşık doğrusal değişim gösterir. Bu elektriksel değerlerin birbirlerine çok yakın

olmaları nedeniyle kanamalı bölgenin gelen enerjiyi kafatasından dışarı yansımaya katkısı çok küçük olmakta, kafatasından dışarı saçılan elektrik alana ilişkin işaret gürültü oranına yükseltici bir katkı sağlayamamaktadır. Bu durum aynı zamanda kanamalı bölgenin görüntüleme çözünürlüğünü düşürmekte, yani bölgenin beyin içindeki konum ve genişliğinin tespitini zorlaştırmaktadır.

C. Tomografik tekniklerin bir diğer temel sorunu da ters saçılma problemlerinin (yani geri yansıyan elektromanyetik dalganın frekans ve/veya zaman uzayında ayrık noktalarda alınan ölçümlerle saçıcı cismin konum ve/veya elektriksel özelliklerinin ortaya çıkartılmasının) nonlinear ve “kötü konumlanmış” (*ill-posed*) bir doğaya sahip olmasıdır. “Kötü konumlanmış” olmak, bir sınır değer probleminin “iyi konumlanmış” (*well-posed*) olmaması, yani

- en az bir çözümün var olması (varlık teoremi)
- çözümün tek olması (teklik teoremi)
- çözümün problemin tüm parametreleriyle düzgün/sürekli değişim göstermesi

özelliklerinin toplu olarak sağlanmaması anlamına gelmektedir. Bunun temel kaynağı ise, bir cismin tüm fiziksel ve geometrik özelliklerini ortaya çıkartabilmek üzere kuramsal olarak frekans ve/veya konum uzayında her noktada ölçüm yapılması gerekirken gerçekte ölçümlerin sınırlı sayıda kalmasıdır [17]. Bu durum özellikle kafa içi gibi yüksek iletkenlikli bölgelerde ciddi hatalara neden olabilir. Bu sorunlarla mücadele etmek üzere mikrodalga tomografisinin biyomedikal uygulamaları içerisinde 1990’lı yılların başından itibaren literatürde ileri regülarizasyon ve işaret işleme teknikleri, yeni bir çalışma alanı olarak yer almıştır. (Beyin kanamalarının tespitine yönelik uygulamalar için bkz. [15,18-24]).

3. SAYISAL UYGULAMALAR

Bu kısımda kafa içerisinde mikrodalga bandında elektromanyetik dalga yayılımına ilişkin temel unsurlar incelenecektir. Şekil 1’de literatürden ay şeklinde hiperyoğun subdural beyin kanamalı MRG örneği verilmiştir [25].



Şekil 1. Hiperyoğun subdural beyin kanamalı MRG örneği

Şekil 1’deki karmaşık bir yapı içerisinde elektromanyetik dalga yayılımını analitik olarak modellemek için ilk basamak olarak kabul edilmek üzere tabakalı düzlemsel model ele alınacaktır. Hematomsuz (sağlıklı) ve subdural hematomlu (beyin kanamalı) düzlemsel modellere örnekler Şekil 2’de sunulmuştur. Bu modellerin gerçek yapıdan temel farkları şu şekilde sıralanabilir:

1) Kaynak düzlemsel dalga olarak modellenmekle beraber uygulamada etkin bir enerji aktarımı için antenin, kafatasına çok yakın tutulması gerekmesi nedeniyle bir yakın alan ışımaya deseni söz konusudur. O nedenle gelen alanın genlik ve faz yapısı son derece karmaşık olup analitik incelemeye uygun değildir. Yine de düzlemsel dalga modelinin verdiği sonuçlar, karmaşık alanların harmonik analizi açısından önem taşımaktadır.

- 2) Cisim üç boyutlu olduğundan, düzlemsel katmanlı modelin aksine, saçılan elektromanyetik dalganın polarizasyonu gelen dalganınkinden farklı olacaktır.
- 3) Cismin eğriselliği ve neden olduğu kırınım mekanizmalarının elektromanyetik dalganın yayılımına etkisi göz ardı edilmektedir.
- 4) Cisim homojen tabakalı yapıda modellenmiştir. Oysaki beyinin gri ve beyaz maddeleri içiçe karmaşık bir desene sahiptir.

hava		hava	
kafa derisi	4mm	kafa derisi	4mm
yağ tabakası	4mm	yağ tabakası	4mm
kafatası	7mm	kafatası	7mm
serebrospinal sıvı	3mm	hematom kan tabakası)	H=10mm, 20mm,30mm
gri madde	55mm	gri madde	55mm-H
beyaz madde	56mm	beyaz madde	56mm
gri madde	55mm	gri madde	55mm
serebrospinal sıvı	3mm	serebrospinal sıvı	3mm
kafatası	7mm	kafatası	7mm
yağ tabakası	4mm	yağ tabakası	4mm
kafa derisi	4mm	kafa derisi	4mm
hava		hava	

Şekil 2. Sağlıklı ve kanamalı beyinlerin düzlem tabakalı modeli

Bu düzlem tabakalı model, sahip olduğu tüm kısıtlamalara rağmen yine de farklı dokuların mikrodalga bandındaki elektriksel davranışları ve elektromanyetik dalgaların beyin ile etkileşimi hakkında önemli ipuçları verecektir. Bu amaçla analiz için dört temel ölçüt kullanacağız.

Tanjant Kaybı: Kayıplı bir dielektrik içerisindeki iletkenlik akımlarının deplasman akımlarına oranının ifade eden tanjant kaybı

$$\tan \delta = \frac{\sigma}{2\pi f \epsilon_0 \epsilon_r} = \frac{18 \cdot \sigma [S/m]}{f [GHz] \cdot \epsilon_r}$$

ile verilir. $\tan \delta \ll 1$ için ortam (iletkenlik akımlarının/kayıplarının ihmal edilebileceği) iyi yalıtkan, $\tan \delta \gg 1$ için ortam (iletkenlik akımlarının baskın olduğu) iyi iletken davranış gösterir. Bu büyüklük, ilgili ortamda elektromanyetik dalgaların ne ölçüde zayıflama göstereceğini işaret etmesi yönünden önemlidir.

Zayıflama Katsayısı: Monokromatik elektromanyetik dalgalar kayıplı bir basit ortama girdiklerinde genlikleri ilerleme (+x) yönünde $e^{-\alpha x}$ şeklinde zayıflar. Bu ortamın manyetik özelliği olmayan kayıplı bir dielektrik olması durumunda zayıflama katsayısı

$$\alpha = \frac{2\pi f}{c} \sqrt{\frac{\sqrt{1 + \tan^2 \delta} - 1}{2}} = \frac{20\pi f[\text{GHz}] \cdot \sqrt{\epsilon_r}}{3} \sqrt{\frac{\sqrt{1 + \tan^2 \delta} - 1}{2}} [\text{Np}/\text{m}]$$

ve $c = \frac{c_0}{\sqrt{\epsilon_r}} [m/s]$, $c_0 = 3 \cdot 10^8 [m/s]$ ile verilir. Elektromanyetik

dalga d kalınlığındaki bir düzlemsel tabaka boyunca ilerlediğinde ise güç seviyesinde $L = 10 \log_{10} e^{-2\alpha d} = -8.686\alpha d$ [dB] düzeyinde bir zayıflama meydana gelecektir. Bünye parametreleri için [26] kaynağındaki kapsamlı şekilde raporlanan hassas ölçüm değerleri ve Şekil 2'deki gerçekçi tabaka kalınlık değerleri kullanılarak elde edilen zayıflama değerleri Tablo 1 ile sunulmuştur.

Tablo 1. Kafatası içerisindeki tabakalara ait elektriksel bünye parametreleri ve elektromanyetik zayıflama değerleri

Bünye	$f[\text{GHz}]$	ϵ_r	$\sigma[S/m]$	$\tan \delta$	$\alpha[\text{Np}/\text{m}]$	$d[\text{mm}]$	$L[\text{dB}]$
Kuru deri (dry skin)	1	34	0.7	0.37	22.2	4	-0.77
	10	30	7	0.42	235.9		-8.20
	20	20	19	0.85	740.4		-25.72
Yağ tabakası (fat) 37°C	1	5.96	0.085	0.26	0.085	4	-0.003
	10	4.85	1.014	0.38	1.014		-0.035
	20	3.82	1.65	0.39	1.650		-0.057

Tablo 1.(Devam) Kafatası içerisindeki tabakalara ait elektriksel bünye parametreleri ve elektromanyetik zayıflama değerleri

Bünye	$f[GHz]$	ϵ_r	$\sigma[S/m]$	$\tan \delta$	$\alpha[Np/m]$	$d[mm]$	$L[dB]$
Kafatası (bone- cortical) 37°C	1.8	8.4	0.15	0.18	9.8	7	-0.56
	9.4	7.6	0.75	0.19	51.3		-3.12
	23	6.3	6.3	0.17	102.4		-6.22
Serebrospinal Sıvı (CSF) 37°C	1	70	2.5	0.56	47.4	3	-1.24
	10	52	15	0.52	380.8		-9.93
	20	32	32	0.90	984.7		-25.66
Kan (blood) 37°C	4	50	3.03	0.27	79.3	10	-6.89
	10	45	10.81	0.43	295.6		-25.68
	30	24	40.45	1.01	1412.8		-122.72
Gri Madde (grey matter) 37°C	1	50.50	1.10	0.39	28.5	55	-13.61
	10	37.60	10.87	0.52	323.8		-154.69
	20	26.63	23.17	0.78	791.6		-378.17
Beyaz Madde (white matter) 37°C	1	35.48	0.69	0.35	21.2	56	-10.31
	10	25.93	6.99	0.49	254.2		-123.65
	20	19.89	13.47	0.61	546.8		-265.97

Yansıma Katsayısı: Şekil 2’deki çok tabakalı yapı birim genlikli ve dik gelişli bir monokromatik düzlemsel dalga ile uyarıldığında yansıyan dalganın R yansıma katsayısının hesabı için [27] kitabının 2. Bölümünde verilen formülasyona ilişkin bir kod yazılarak elde edilen sayısal sonuçlarda yansıma katsayısının modülünün $|R| \geq 0.8$ olduğu, frekansla doğru orantılı şekilde yükseldiği ve hematoma kalınlığındaki değişimlere karşı duyarsız kaldığı gözlenmiştir. Böyle durumlarda sinüzoidal sürekli halde tam dalga teknikleri yerine zaman domeni teknikleri daha elverişli tercihlerdir. Her tabakanın elektromanyetik dalga yayılımına etkisini ayrı ayrı görebilmek için ışın izleme (*ray tracing*) yöntemlerine başvurulmalıdır. Bu amaçla ilk olarak Tablo 2’de her bir tabakaya bir bölge numarası verelim ve Şekil 2’deki frekans değerlerine karşı düşen n kırılma indisi değerlerini sıralayalım. Dış bölgenin (havanın) numarası 0 olsun ($n_0 = 1$). Hematomlu senaryo göz önüne alındığı için serebrospinal

sıvı tabakasına bölge numarası verilmemiştir. Fazör büyüklüklerin zamana bağlılığı $e^{-i2\pi ft}$ şeklinde olduğu varsayılmıştır.

Tablo 2. Kafatası içerisindeki tabakalara ait kırılma indisi değerleri

Bünye	Bölge No.	$f[GHz]$	ϵ_r	$\tan \delta$	$n = \sqrt{\epsilon_r (1 + i \tan \delta)}$
Kuru deri (dry skin)	1	1	34	0.37	5.9267+i1.0613
		10	30	0.42	5.5919+i1.1266
		20	20	0.85	4.8088+i1.7676
Yağ tabakası (fat) 37°C	2	1	5,96	0.26	2.4615+i0.3148
		10	4.85	0.38	2.2404+i0.4113
		20	3.82	0.39	1.9900+i0.3743
Kafatası (bone- cortical) 37°C	3	1.8	8.4	0.18	2.9099+i0.2598
		9.4	7.6	0.19	2.7691+i0.2607
		23	6.3	0.17	2.5190+i0.2126
Serebrospinal Sıvı (CSF) 37°C		1	70	0.56	8.6669+i2.2615
		10	52	0.52	7.4367+i1.8180
		20	32	0.90	6.1258+i2.3507
Kan (blood) 37°C	4	4	50	0.27	7.1341+i0.9462
		10	45	0.43	6.8551+i1.4114
		30	24	1.01	5.3903+i2.2485
Gri Madde (grey matter) 37°C	5	1	50.50	0.39	7.2355+i1.3610
		10	37.60	0.52	6.3238+i1.5459
		20	26.63	0.78	5.4956+i1.8898
Beyaz Madde (white matter) 37°C	6	1	35.48	0.35	6.0444+i1.0272
		10	25.93	0.49	5.2348+i1.2136
		20	19.89	0.61	4.6470+i1.3055

Buna göre birbirine komşu olan j. ve k. bölgeler arasındaki yansıma

ve iletim katsayıları $R_{jk} = \frac{n_k - n_j}{n_k + n_j}$, $T_{jk} = 1 - R_{jk} = \frac{2n_j}{n_k + n_j}$ şeklini alır.

Şimdi gelen dalganın güç seviyesi 0dB kabul ederek tabakanın sıralı arayüzlerinden dışarı (havaya) geri yansıyan normalize güç miktarlarını inceleyelim. Bağlı değerlerle ilgilendiğimiz için her bir tabakadan sadece birincil (en yüksek değerli) yansımaları dikkate alacağız.

Tablo 3. Hava-kafa derisi arayüzeyinden geri yansıyan güç miktarı

$f[GHz]$	$20\log_{10} R_{01} $ [dB]
1	-2.86
10	-3.01
20	-3.20

Tablo 3'te görüldüğü üzere mikrodalga bandındaki bu 3dB civarındaki güç kaybı, elektromanyetik dalganın gücünün hemen ilk çarpmada (yağ tabakasına geçmeden) geri yansıdığını ifade etmektedir. Şekil 2'deki beyin kanamalı durumda hematoma tabakasına giriş yapan en yüksek genlikli elektromanyetik dalganın sahip olduğu güç seviyesi değerinin mikrodalga bandında aldığı sayısal değerleri ise Tablo 4'te sunulmuştur.

Tablo 4. Hematom tabakasına giriş yapan en yüksek güç seviyesi

$f[GHz]$	$20\log_{10} T_{01}T_{12}T_{23}T_{34}e^{-\alpha_1d_1-\alpha_2d_2-\alpha_3d_3} $ [dB]
1	-14.74
10	-24.53
20	-43.80

Şimdi de hematoma tabakasına çarparak dışarı (havaya) geri yansıyan en yüksek genlikli elektromanyetik dalgaların sahip oldukları güç seviyelerini hesaplayalım.

Tablo 5. Hematom tabakasından yansıyarak dışarı çıkan en yüksek güç seviyesi

$f[GHz]$	$20\log_{10} T_{01}T_{12}T_{23}T_{34}R_{34}T_{32}T_{21}T_{10}e^{-2\alpha_1d_1-2\alpha_2d_2-2\alpha_3d_3} $ [dB]
1	-18.10
10	-37.62
20	-78.39

Son olarak hematoma tabakasına girerek gri maddeden yansıyarak dışarı (havaya) geri yansıyan en yüksek genlikli elektromanyetik dalgaların sahip oldukları güç seviyelerini hesaplayalım.

Tablo 6. Hematom tabakasından geçip gri maddeden yansıyarak dışarı çıkan en yüksek güç seviyesi

$f[GHz]$	$20 \log_{10} T_{01}T_{12}T_{23}T_{34}R_{45}T_{43}T_{32}T_{21}T_{10}e^{-2\alpha_1d_1-2\alpha_2d_2-2\alpha_3d_3-2\alpha_4d_4} $ [dB]
1	-56.76
10	-111.34
20	-347.56

Cisim Fonksiyonu: Beyin kanaması halinde kan kesesinin hem geometrik hem de fiziksel olarak kırınım tomografisiyle tespiti, yani içinde bulunduğu gri/beyaz maddeden ayırt edilebilmesi için karşı düşen cisim fonksiyonunun modülünün

$$|O| = \left| \frac{k_{kan}^2}{k_{gri\ madde}^2} - 1 \right| = \left| \frac{\omega^2 \epsilon_{kan} \mu_0 + i\omega \sigma_{kan} \mu_0}{\omega^2 \epsilon_{gri\ madde} \mu_0 + i\omega \sigma_{gri\ madde} \mu_0} - 1 \right|$$

$$= \sqrt{\frac{(\epsilon_{r,kan} - \epsilon_{r,gri\ madde})^2 + (\sigma_{kan} - \sigma_{gri\ madde})^2 / (f[GHz]/18)^2}{\epsilon_{r,gri\ madde}^2 + \sigma_{gri\ madde}^2 / (f[GHz]/18)^2}} \gg 1$$

kriterini sağlaması gerekir (ör.bkz.[28]). Bu sayısal değerler [26] kaynağındaki eğrilerden hassas okumalarla Tablo 7’de sunulmuştur.

Tablo 7. Gri madde ile kuşatılmış kan kesesine ilişkin cisim fonksiyonu

$f[GHz]$	$\epsilon_{r,gri\ madde}$	$\epsilon_{r,kan}$	$\sigma_{gri\ madde}$	σ_{kan}	$ O $
1	50.50	60	1.10	1.10	0.17
10	37.60	45	10.87	10.81	0.17
20	26.63	30	23.17	23	0.10

Mikrodalga bandındaki bu sayısal sonuçları değerlendirmek gerekirse;

I. Beyin dokularının Tablo 1 ile sunulan yüksek zayıflama katsayıları elektromanyetik dalgaların beyin içerisinde çok güçlü şekilde zayıflayarak ısı şeklinde harcanmasına neden olur. Bu fiziksel gerçek, mikrodalga frekanslarındaki tüm uygulamaların ortak zaafıdır.

II. Gri ve beyaz maddelerin Tablo 2 ile sunulan elektriksel davranışlarını birbirine çok yakındır. Bu durum beyin modellemelerinde bu iki bölgenin bünye parametrelerinin ortalamaları üzerinden homojen fantomlar kullanılmasını olası kılar.

III. Kafatası iyi bir yansıtıcı özelliği göstermektedir. Tablo 3'ten anlaşılmaktadır ki kafatası ile dış ortam arasındaki kontrast, dışarıdan gönderilen enerjinin çok büyük ölçüde geri yansımaya neden olur. Bu nedenle uygulamada empedans uyumu açısından ölçüm yapılırken gerekli tedbirlerin alınması önem içermektedir.

IV. Tablo 4-6'dan net olarak görülmektedir ki 10GHz üzerindeki frekanslarda beyin kanamalı bölgeden dışarıya yansıyan elektromanyetik dalganın güç seviyesinin algılanması çok zor olacak değerlere düşmektedir.

V. Tablo 7'den anlaşılmaktadır ki beyin içindeki kan ile gri madde arasındaki kontrastın çok düşük olması, beyin kanamalarının yerinin ve kalınlığının kırınım tomografisi ile tespitini son derece zorlaştıran bir durumdur.

4. SONUÇ

Sağlık sektörü insan hayatını doğrudan etkisinden dolayı ülkemiz için kritik öneme sahiptir. Türkiye'de, TÜİK verilerine göre, 2013 yılında sağlık sektörüne 84 milyar 390 milyon TL harcanmıştır (bkz. [29]). 2012 yılı verilerine göre, Türkiye'de 18.666 adet medikal görüntüleme cihazı (MRI 921 ve CT 1142) bulunmaktadır ve milyon kişiye düşen MR ve CT sayısı birçok gelişmiş ülkeninkinden yüksektir [4]. Fakat ülkemizde yerli medikal cihaz üretimi bulunmamaktadır ve bu dışa bağımlılık ülkemize çok büyük bir ekonomik yük getirmektedir. Bu sebeplerle mikrodalga teknolojilerine dayalı tomografi teknikleri 2. kısımda sıralanan üstün

yönleri ile son yıllarda önemli bir araştırma konusu haline gelmiştir. Literatürde, henüz yukarıda belirtilen anevrizma tiplerinden dolayı oluşabilecek beyin kanamalarını belirlemeye yönelik, sert dokuda kullanılabilir, müdahaleci olmayan ve taşınabilen bir cihaz bulunmamaktadır. [30-32]'de beyindeki epidural ve subdural hematomların tespitini sağlamak amacıyla ön çalışmalar yapılmıştır. Bu ön çalışmalarda ultra geniş bant (UWB) radar ve impuls radar ile beyinde hematom olup olmadığı anlaşılmaya çalışılmış ve umut verici sonuçlar elde edilmiştir. Alternatif bir teknoloji ise impuls radarlara göre çok daha yüksek çözünürlük sağlayabilen ve sürekli dalgalı modda çalışan holografik radarlardır [33].

Mevcut çalışmada beyin anevrizmalarının tespitinde literatürde kullanılan mikrodalga bantı görüntüleme teknikleri gözden geçirilmiş ve bu amaçla tasarlanacak olan cihazların çalışma ilkelerindeki temel sıkıntıları göz önüne sermek üzere beyinin dokuları içerisinde monokromatik elektromanyetik dalgaların yayılma ve düzlemsel tabakalı model özel durumu için saçılma mekanizması dört ayrı ölçüt üzerinden analitik olarak ele alınmıştır.

Teşekkür: Bu çalışmanın hazırlanmasında sağladığı tıbbi bilgiler ve içerik nedeniyle Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Bölümü öğretim üyesi Prof.Dr. İsmain ORAN'a teşekkürlerimi borç bilirim.

REFERENCES

- [1] H. P. Adams Jr., G. del Zoppo, M. J. Alberts, et al. "Guidelines for the early management of adults with ischemic stroke," *Stroke*, vol. 38, no. 5, pp. 1655–1711, (2007).
- [2] Jauch EC, Saver JL, Adams HP Jr, Bruno A, Connors JJ, Demaerschalk BM, Khatri P, McMullan PW Jr, Qureshi AI, Rosenfield K, Scott PA, Summers DR, Wang DZ, Wintermark M, Yonas H; on behalf of the American Heart Association Stroke Council, Council on Cardiovascular Nursing, Council on Peripheral Vascular Disease, and Council on Clinical Cardiology. Guidelines for the early management of patients with acute ischemic stroke: a guideline for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke* 44 (3):870-947 (2013).
- [3] Rosamon, W., et al. "Heart disease and stroke statistics. 2007 update: A report from the American heart association statistics committee and stroke statistics subcommittee," *Circulation*, Vol. 115, e69-e171 (2007).
- [4] Taşgetiren, S., Yuran, A.F., Özmen, N., Özkan, N. "2015 İtibariyle Türkiye’de Biyomedikal Teknolojileri Alanında Yapılan Araştırma Faaliyetlerinin Mevcut Durumu", ISBN: 978-605-65472-0-1 (2015)
- [5] Korkmaz Dilmen Ö., Tunali Y., Yentür E. "Kafa Travmalarında Yoğun Bakım Tedavisi", *Yoğun Bakım Sorunları ve Tedavileri*, Şahinoğlu A.H., Ed., Nobel Tıp Kitapevi, İstanbul, ss.691-700 , (2011).
- [6] K. W. Muir, A. Buchan, R. von Kummer, J. Rother, and J.-C. Baron. "Imaging of acute stroke," *Lancet Neurology*, vol. 5, no. 9, pp. 755–768 (2006).
- [7] S. Y. Semenov, R. H. Svenson, and G. P. Tatsis. "Microwave spectroscopy of myocardial ischemia and infarction. 1. Experimental study," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 28, no.1, pp. 48–54 (2000).

- [8] S. Y. Semenov, R. H. Svenson, V. G. Posukh, et al. "Dielectrical spectroscopy of canine myocardium during acute ischemia and hypoxia at frequency spectrum from 100 kHz to 6GHz," IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 21, no. 6, pp. 703–707 (2002).
- [9] W. T. Joines, Y. Zhang, C. Li, and R. L. Jirtle. "The measured electrical properties of normal and malignant human tissues from 50 to 900 MHz," Medical Physics, vol. 21, no. 4, pp. 547–550 (1994).
- [10] A. J. Surowiec, S. S. Stuchly, J. R. Barr, and A. Swarup. "Dielectric properties of breast carcinoma and the surrounding tissues," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.35, no. 4, pp. 257–263 (1988).
- [11] E. C. Fear, S. C. Hagness, P.M.Meaney, M. Okoniewski, and M. A. Stuchly, "Enhancing breast tumor detection with nearfield imaging," IEEE Microwave Magazine, vol. 3, no. 1, pp. 48–56 (2002).
- [12] S. Y. Semenov, J. Kellam, P. Althausen, et al. "Microwave tomography for functional imaging of extremity soft tissues: feasibility assessment," Physics in Medicine and Biology, vol. 52, no. 18, pp. 5705–5719 (2007).
- [13] J. Devaney. "A filtered backpropagation algorithm for diffraction tomography", Ultrasonic Imaging, vol. 4, pp. 336–350 (1982).
- [14] J. Devaney. "Current research topics in diffraction tomography," in Inverse Problems in Scattering and Imaging, M. Bertero and E. R. Pike, Eds., pp. 47–58, Adam Hilger, New York, NY, USA (1992).
- [15] Semenov, S. Y. and D. R. Corfield. "Microwave tomography for brain imaging: Feasibility assessment for stroke detection," Int. J. Antennas Propag., Article ID 254830, 8 pages, (2008).
- [16] R. Scapatucci, L. Di Donato, I. Catapano and L. Crocco, A Feasibility Study on Microwave Imaging for Brain Stroke Monitoring, Progress In Electromagnetics Research B, Vol. 40, 305-324 (2012).
- [17] Bertero, M. and P. Boccacci. "Introduction to inverse problems in imaging," Inst. Phys., Bristol, UK (1998).

- [18] Ireland, D. and M. Bialkowski. "Feasibility study on microwave stroke detection using a realistic phantom and the FDTD method," Proc. of Asia Pacific Microwave Conference, Singapore (2010).
- [19] Ireland, D. and M. Bialkowski. "Microwave head imaging for stroke detection," Progress In Electromagnetics Research M, Vol. 21, 163{175 (2011)
- [20] Mesri, H. Y., M. K. Najafabadi, and T. McKelvey. "A multidimensional signal processing approach for classification of microwave measurements with application to stroke type diagnosis," 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Boston (2011).
- [21] Fhager, A. and M. Persson. "A microwave measurement system for stroke detection," Antennas and Propagation Conference (LAPC) , Loughborough, UK, Nov. 14-15 (2011).
- [22] Sultana, E., A. Khwaja, K. Mansetaa, Y. Mallalaha, Q. Zhang, L. Najafizadehc, A. Gandjbakhche, K. Pourrezad, and A. S. Daryoush. "Comparison of tethered and untethered helmet mounted fNIR systems for TBI application," IEEE Wireless and Microwave Technology Conference (2011).
- [23] Gilmore, C., A. Abubakar, W. Hu, T. M. Habashy, and P. M. van den Berg. "Microwave biomedical data inversion using the finite-difference contrast source inversion method," IEEE Trans. Antenn. Propag. , Vol. 57, 1528-1538 (2009).
- [24] Mohammed, B. J., A. M. Abbosh, D. Ireland, and M. E. Bialkowski. "Compact wideband antenna for microwave imaging of brain stroke," Progress In Electromagnetics Research C, Vol. 27, 27-39 (2012).
- [25] M.T. Verdú; J.F. Martínez-Lage; B. Alonso; J.L. Sánchez-Ortega and A. Garcia-Cande. "Non-surgical management of intracranial subdural hematoma complicating spinal Anesthesia", Neurocirugía, 18: 40-43, (2007).

- [26] Gabriel, C. "Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies" AFOSR-TR-96, Dept of Physics, King's College London (1996).
- [27] Wait, J.R. *Electromagnetic Waves in Stratified Media*, Pergamon Press (1962).
- [28] Malcolm S., Avinash C. K., and Lawrence E. L. "Limitations of Imaging with First-Order Diffraction Tomography", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. MIT-32, No. 8 (1984).
- [29] TÜİK. Sağlık Harcamaları İstatistikleri.
http://www.tuik.gov.tr/PreTablo.do?alt_id=1084
- [30] Sanchez, S. "Phantom Studies of Micro-Impulse Radar Detection of Cranial Hematomas", M.Sc. Thesis, Dept. of Electrical and Electronic Engineering, State University, Sacramento. (2013)
- [31] Priidel E., Mikola A. , Gordon R., Martsepp M., Kenkre P., Taros T. and Pärenson T. Bridging the Gap between Technology and Usability for Portable Brain Trauma Scanning Device. *Proceedings of The 10th International Conference on Bioelectromagnetism (ICBEM)* (2015),
- [32] Chang, J., Paulson, C., Welsh, P. "Development of micropower ultrawideband impulse radar medical diagnostic systems for continuous monitoring applications and austere environments, *IEEE Radar Conference (RADAR)*, (2012) pp:0699 - 0704 ISBN: 978-1-4673-0656-0
- [33] S.I. Ivashov, V.V. Razevig, I.A. Vasiliev, A.V. Zhuravlev, T.D. Bechtel, and L. Capineri. *Holographic Subsurface Radar of RASCAN Type: Development and Applications*, *IEEE Journal of Selected Topics in Applied Earth Observations and Remote Sensing*, Vol. 4, No. 4, 763-778, (2011).