

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MANYETİK ALANIN SEREBRAL ŞANTLAR ÜZERİNE
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

BÜŞRA ÖZGÖDE

YÜKSEK LİSANS TEZİ

OCAK 2018

MANYETİK ALANIN SEREBRAL ŞANTLAR ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

INVESTIGATION OF EFFECT ON MAGNETIC FIELD ON CEREBRAL SHUNTS

BÜŞRA ÖZGÖDE

Başkent Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin
BİYOMEDİKAL Mühendisliği Anabilim Dalı İçin Öngördüğü
YÜKSEK LİSANS TEZİ
olarak hazırlanmıştır.

2018

“Manyetik Alanın Serebral Şantlar Üzerine Etkisinin İncelenmesi” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından, 17/01/2018 tarihinde, **BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan

:

Doç. Dr. Barbaros Çetin

Üye (Danışman)

:

Yrd. Doç. Dr. Hüseyin Kurtuldu

Üye

:

Yrd. Doç. Dr. Erdem Haberal

ONAY

....../....../.....

Prof. Dr. Emin AKATA
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde, değerli bilgilerini benimle paylaşan, kıymetli zamanını ayırıp sabırla sorularımı yanıtlayan, güler yüzü ve samimiyetiyle desteklerini esirgemeyen ve gelecekteki meslek hayatımda da yol gösterici yönlendirmeler yapan değerli danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Hüseyin KURTULDU'ya,

Lisans ve yüksek lisans eğitimim boyunca ilminden faydalandığım, insani ve ahlaki değerleri ile de örnek edindiğim, yanında çalışmaktan onur duyduğum ve ayrıca tecrübelerinden yararlanırken göstermiş olduğu hoşgörü ve sabırdan dolayı değerli hocam Sayın Öğr. Gör. Dr. Onur KOÇAK'a,

Tez çalışmamın ilk aşamasından itibaren fikirsel ve kliniksel açıdan katkı sağlayan değerli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Sait ÖZTÜRK'e,

Tez çalışmam sırasında Laboratuvar imkânlarını kullanmama izin veren, ayrıca değerli vakitlerini ayırarak bilgi ve tecrübesini paylaşmayı esirgemeyen değerli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Göksel DURKAYA'ya ve Laboratuvar ekibinden Hakan KAPLAN'a,

Çalışmalarım süresince desteklerini her zaman hissettiğim, birlikte çalışmaktan zevk aldığım değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve hocalarıma,

Bu günlere gelmemde büyük pay sahibi olan ve hayattaki en büyük şansım olan aileme ve dostlarıma,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

ÖZ

MANYETİK ALANIN SEREBRAL ŞANTLAR ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Büşra ÖZGÖDE

Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Beyin omurilik sıvısının (BOS) üretimi ve emilimi arasındaki dengesizlik nedeni ile ventriküllerde BOS birikmesi sonucu hidrosefali ortaya çıkmaktadır. Hastaların çoğunluğunda BOS dolaşımını eski haline getirmek mümkün olmadığı için sıvının beyinden başka bir vücut boşluğuna aktarımı şant adı verilen sistemlerle sağlanmaktadır. Nöroşirurji uygulamalarında pek çok şant valfi kullanılmaktadır. Bunlardan en çok tercih edilenleri konvansiyonel sabit basınçlı şantlar ve programlanabilen şantlardır. Programlanabilen şant valflerinin basınç ayarları; hastanın klinik ve radyolojik bulguları göz önünde tutularak herhangi bir cerrahi veya girişimsel işlem gerektirmeden yapılabilmektedir. Manyetik alan prensibi ile ayarlanan valflerin, çok yüksek manyetik alan bulunan ortamlarda istenmeden ve çoğu zaman da farkına varılmadan basınç ayarlarında değişiklik olabilmektedir.

Literatürdeki birçok çalışma, programlanabilir valflerde istenmeyen açılış basıncı değişikliklerinin en sık MR görüntüleme esnasında ortaya çıktığını göstermektedir. Ancak günlük hayatımızda kullanılan cihazların çeşitliliğindeki artışa paralel olarak özellikle son yıllarda yapılan çalışmalarda MR görüntüleme dışında farklı cihazların da bu etkiyi yaptıkları rapor edilmiştir. Bu çalışmada, akıllı cep telefonu, kulaklık gibi iyonize olmayan manyetik alan üreten cihazların programlanabilir serebral şantlar üzerine etkisi incelenmiştir.

ANAHTAR SÖZCÜKLER: Hidrosefali, serebral şant, programlanabilir şant, manyetik alan, Hall etki sensörü

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Hüseyin KURTULDU, Başkent Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü.

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF MAGNETIC FIELD ON CEREBRAL SHUNTS

Büşra ÖZGÖDE

Başkent University Institute Of Science And Engineering

The Department Of Biomedical Engineering

Hydrocephalus is the result of cerebrospinal fluid (CSF) accumulation in the ventricles due to the imbalance between the production and absorption of CSF. Since it is not possible to restore the circulation of CSF in the majority of patients, transfer to another body cavity from the brain of the fluid is provided by systems called shunts. Many shunt valves are used in neurosurgical applications. The most preferred of these are conventional constant pressure shunts and programmable shunts. The pressure settings of the programmable shunt valves can be made without any surgical or interventional procedures, taking into account the clinical and radiological findings of the patient. Valves with a magnetic field principle can change in pressure settings without undue and often unnoticed in environments with very high magnetic fields.

Many studies in the literature show that unwanted opening pressure changes in programmable valves occur most often during MR imaging. However, in parallel with the increase in the diversity of devices used in our daily lives, it has been reported that different devices, besides MR imaging, performed this effect especially in recent years. In this study, the effects of non-ionizing magnetic field producing devices such as smartphones, headphones, etc. on the programmable cerebral shunts were investigated.

KEYWORDS: Hydrocephalus, cerebral shunt, programmable shunt, magnetic field, Hall-effect sensor

Advisor: Asst. Assoc. Dr. Hüseyin KURTULDU, Başkent University, Department Of Biomedical Engineering.

İÇİNDEKİLER LİSTESİ

ÖZ	i
ABSTRACT.....	ii
ŞEKİLLER LİSTESİ	v
ÇİZELGELER LİSTESİ	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Elektromanyetik Alanlar Hakkında Genel Bilgiler	3
2.2 Hidrosefali ve Tedavisi Hakkında Genel Bilgiler	5
2.2.1 Beyin omurilik sıvısı (BOS).....	5
2.2.2 Hidrosefali	6
2.2.3 Hidrosefali tedavisi	7
2.2.4 Hidrosefali tedavisinde yaygın yöntem: ŞANT	8
2.2.5 Şant türleri	9
2.2.5.1 <u>Ventrikülo-peritoneal (VP) şant</u>	9
2.2.5.2 <u>Ventrikülo-atrial (VA) şant</u>	10
2.2.5.3 <u>Ventrikülo-plevral (VPL) şant</u>	10
2.2.5.4 <u>Lumbo-peritoneal (LP) şant</u>	11
2.3 Şant Akış Dinamiği ve Mekanizmaları.....	12
2.3.1 Sabit basınçlı farksal basınç (DP) valfleri	15
2.3.2 Antisifon mekanizmalı farksal basınç (DP) valfleri	15
2.3.3 Programlanabilir farksal basınç (DP) valfleri.....	16
2.3.4 Antisifon mekanizmalı programlanabilir farksal basınç (DP) valfleri.....	16
2.4 Programlanabilir Şantlara Manyetik Alan Etkisi	18
3. MATERYAL & YÖNTEM.....	23
3.1 Codman Certas Programlanabilir Şant Valfi	23
3.2 Hall Etki Sensörleri	28
3.1.1 A1301 Hall etki sensörü.....	28
3.1.2 A1363 Hall etki sensörü.....	29
3.1.3 SS49E Hall etki sensörü	30
3.3 Kulaklık Ölçüm Düzenekleri	32
3.3.1 Apple EarPods mikrofonlu kulaklık	32

3.3.2 Philips SHE1350 kulaklık.....	33
3.4 Üç Boyutlu Tarama Sistemi ile Manyetik Akı Yoğunluğu Ölçümleri.....	34
3.4.1 iPhone 6 Plus akıllı cep telefonu	35
3.5 Manyetik Alan Engelleyici Tabaka (MuShield)	37
4. BULGULAR	39
4.1 Programlanabilir Şant Valfinin Basınç Karakteristikleri	39
4.2 Manyetik Alan Ölçümü İçin Sensörlerin Kalibrasyonu.....	46
4.3 Derinin Manyetik Alan Geçirgenliğinin Ölçülmesi.....	47
4.4 Kulaklıkların Manyetik Akı Yoğunluğu Ölçümü	48
4.4.1 Apple EarPods mikrofonlu kulaklık	48
4.4.2 Philips SHE1350 kulaklık.....	50
4.5 Iphone 6 Plus Akıllı Cep Telefonu Manyetik Akı Yoğunluğu Ölçümü	52
4.5.1 iPhone 6 Plus akıllı cep telefonunun manyetik akı yoğunluğuna manyetik alan engelleyici tabaka etkisi	58
4.5.2 Ölçümlerin tekrarlanabilirliği	61
5. TARTIŞMA	63
5.1 Programlanabilir Şant Valfine Manyetik Alan Etkisi	63
5.2 Kulaklıkların Manyetik Akı Yoğunluğunun Şant Valfleri Üzerine Etkisi.....	64
5.3 Iphone Akıllı Cep Telefonunun Manyetik Akı Yoğunluğunun Şant Valfleri Üzerine Etkisi.....	65
6. SONUÇ.....	67
KAYNAKLAR LİSTESİ	69

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1	Elektromanyetik dalga	3
Şekil 2.2	Elektromanyetik spektrum	4
Şekil 2.3	BOS'un üretildiği beyin boşlukları ve dolanım yolları	6
Şekil 2.4	Hidrosefalide ventriküllerin genişlemesi.....	7
Şekil 2.5	Ventrikülo-peritoneal şant	9
Şekil 2.6	Ventrikülo-atrial şant.....	10
Şekil 2.7	Ventrikülo-plevral şant	11
Şekil 2.8	Lumbo-peritoneal şant	11
Şekil 2.9	Antisifonlu şant a) Yatay pozisyonda gravitasyonel etki ve drenaj yok, b) Yatay pozisyonda drenaj var fakat gravitasyonel etki yok, c) Dikey pozisyonda gravitasyonel etki varken drenaj yok, d) Dikey pozisyonda gravitasyonel etki ve drenaj var.	14
Şekil 2.10	Medtronik delta valfi ve açılış basınçları	16
Şekil 2.11	Strata II ayarlanabilir valf çalışma prensibi	17
Şekil 2.12	Strata II valf açılış basınçları.....	17
Şekil 3.1	Codman Certas Programlanabilir Valf	23
Şekil 3.2	Valf Açılış Basıncı Seviyeleri	24
Şekil 3.3	a) Yüksekliği ayarlanabilir konumlandırma aracı b) Düşük seviye konumlandırma aracı	24
Şekil 3.4	Konumlandırma aracının valf üzerine yerleştirilmesi.....	25
Şekil 3.5	Codman Certas gösterge aracı.....	25
Şekil 3.6	Codman Certas ayarlama aracı	26
Şekil 3.7	Valf görüntüsü alma düzeneği	26
Şekil 3.8	A1301 sensörü fonksiyonel blok diyagramı ve bağlantı şeması ..	29
Şekil 3.9	A1301 sensörü hassasiyet eğrisi	29
Şekil 3.10	A1363 sensörü fonksiyonel blok diyagramı ve bağlantı şeması ..	30
Şekil 3.11	SS49E sensörü fonksiyonel blok diyagramı ve bağlantı şeması..	31
Şekil 3.12	SS49E sensörü performans karakteristiği.....	31
Şekil 3.13	Apple EarPods mikrofonlu kulaklık	32
Şekil 3.14	Apple kulaklık ölçüm düzeneği	33
Şekil 3.15	Philip SHE1350 kulaklık.....	33
Şekil 3.16	Philips kulaklık ölçüm düzeneği	34
Şekil 3.17	Üç boyutlu tarama sistemi	34
Şekil 3.18	IPhone 6 Plus manyetik akı yoğunluğu ölçümü	35

Şekil 3.19 iPhone 6 Plus kamera kısmı taranan bölgeler a) ön b) arka yüzler	36
Şekil 3.20 iPhone 6 Plus hoparlör kısmı taranan bölgeler a) arka b) ön yüzler	36
Şekil 3.21 Manyetik alan engelleyici tabaka ile ölçüm alınması.....	37
Şekil 3.22 iPhone 6 Plus tekrarlı ölçüm alınan bölge	37
Şekil 3.23 a)Engelleyici tabaka öncesi manyetik alan, b)Engelleyici tabaka sonrası manyetik alan.....	38
Şekil 4.1 Valf performans seviyelerine göre mıknatıs açıları	39
Şekil 4.2 Valfin farklı performans seviyelerinde zoom lens kullanılarak alınan görüntüler.....	40
Şekil 4.3 Referans görüntüler ile ölçülen görüntülerin açı karşılaştırması ..	40
Şekil 4.4 İnterpolasyon ile lineer eğri fonksiyonlarının elde edilmesi	41
Şekil 4.5 Dördüncü performans seviyesinde (110mmH ₂ O) a)0G b)30G c)90G manyetik alan etkisi	42
Şekil 4.6 Beşinci performans seviyesinde (145mmH ₂ O) a)0G b)30G c)90G manyetik alan etkisi	43
Şekil 4.7 Dördüncü ve beşinci performans seviyelerinde manyetik alan etkisi ile oluşan açılar	43
Şekil 4.8 Üçüncü ve dördüncü performans seviyelerinin karşılaştırılması ..	44
Şekil 4.9 Üçüncü ve dördüncü performans seviyelerinin açılış basınçları karşılaştırılması	44
Şekil 4.10 Dördüncü ve beşinci performans seviyelerinin karşılaştırılması ..	45
Şekil 4.11 Dördüncü ve beşinci performans seviyelerinin açılış basınçları karşılaştırılması	45
Şekil 4.12 Farklı sensörlerden alınan manyetik akı yoğunluklarını karşılaştırma	47
Şekil 4.13 Şant ve manyetik alan üreten cihaz arasındaki mesafe	47
Şekil 4.14 Apple kulaklık iç yüzeyindeki manyetik akı yoğunluğu	49
Şekil 4.15 Apple kulaklıktaki manyetik akı yoğunluğunun mesafeye göre değişimi ve manyetik alan engelleyici etkisi.....	50
Şekil 4.16 Philips kulaklık iç yüzeyindeki manyetik akı yoğunluğu	51
Şekil 4.17 Philips kulaklıktaki manyetik akı yoğunluğunun mesafeye göre değişimi ve manyetik alan engelleyici etkisi.....	51
Şekil 4.18 iPhone 6 Plus hoparlör kısmı ön yüzü farklı uzaklıklardaki manyetik haritaları	52
Şekil 4.19 Hoparlör kısmı ön yüzü 1mm ve 8 mm mesafelerde manyetik akı yoğunluğu haritaları	53
Şekil 4.20 iPhone 6 Plus hoparlör kısmı arka yüzü farklı uzaklıklardaki manyetik haritaları	54

Şekil 4.21 Hoparlör kısmı arka yüzü 1mm ve 8 mm mesafelerde manyetik akı yoğunluğu haritaları	54
Şekil 4.22 iPhone 6 Plus kamera kısmı ön yüzü farklı uzaklıklardaki manyetik haritaları	55
Şekil 4.23 Kamera kısmı ön yüzü 1mm ve 8 mm mesafelerde manyetik akı yoğunluğu haritaları	56
Şekil 4.24 iPhone 6 Plus kamera kısmı arka yüzü farklı uzaklıklardaki manyetik haritaları	57
Şekil 4.25 Kamera kısmı arka yüzü 1mm ve 8 mm mesafelerde manyetik akı yoğunluğu haritaları	57
Şekil 4.26 Cep telefonunun arka hoparlör kısmında farklı mesafelerde manyetik alan engelleyici tabaka etkisi	58
Şekil 4.27 Manyetik alan engelleyici tabakanın engelleme seviyesini belirlemek için hoparlör kısmında seçilen bölge	59
Şekil 4.28 Cep telefonunun arka hoparlör kısmında farklı mesafelerde manyetik alan engelleyici tabakanın zayıflatma miktarları	59
Şekil 4.29 Cep telefonunun arka kamera kısmında farklı mesafelerde manyetik alan engelleyici tabaka etkisi	60
Şekil 4.30 Manyetik alan engelleyici tabakanın engelleme seviyesini belirlemek için kamera kısmında seçilen bölge	60
Şekil 4.31 Cep telefonunun arka kamera kısmında farklı mesafelerde manyetik alan engelleyici tabakanın zayıflatma miktarları	60
Şekil 4.32 1 mm mesafede tekrarlı ölçümler.....	61
Şekil 4.33 1mm mesafeden alınan 5 tekrarın standart sapma değerleri.....	62
Şekil 4.34 5 farklı mesafeden alınan 5 ölçümün standart sapma değerleri ..	62

ÇİZELGELER LİSTESİ

Çizelge 2.1 Valfleri etkileyen minimum manyetik akı yoğunlukları.....	18
Çizelge 2.2 Cep telefonlarının ürettiği statik manyetik akı yoğunlukları	19
Çizelge 2.3 Oyuncak mıknatıslar için ayrı ayrı ve kombinasyon halinde manyetik akı yoğunluklarının özeti	20
Çizelge 2.4 Üç farklı Codman ve Strata programlanabilir valfin başlangıç ve son basınç ayarlarının özeti.....	20
Çizelge 4.1 Performans seviyelerine karşılık gelen basınçlar, açılar ve tolerans payları	41
Çizelge 4.2 Silindirik neodyum mıknatısın farklı uzaklıklarda sensörlerden okunan voltaj değerleri ve manyetik alan yoğunluğu karşılıkları	46
Çizelge 4.3 Apple kulaklık iç yüzeyindeki manyetik akı yoğunlukları	48
Çizelge 4.4 Apple kulaklık üzerinde mesafeye göre manyetik akı yoğunluğu ve manyetik alan engelleyici etkisi	49
Çizelge 4.5 Philips kulaklık iç yüzeyindeki manyetik akı yoğunlukları	50
Çizelge 4.6 Philips kulaklık üzerinde mesafeye göre manyetik akı yoğunluğu ve manyetik alan engelleyici etkisi	51
Çizelge 5.1 Farklı mesafelerdeki ölçümlerin ortalama standart sapma değerleri	66

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

BOS	Beyin Omurilik Sıvısı
DB	Distal Kateter Basıncı
DP	Farksal Basınç
EM	Elektromanyetik
EMA	Elektromanyetik Alan
ETV	Endoskopik Üçüncü Ventrikülostomi
H	Yükseklik
İVB	İntraventriküler Basınç
I	Uzunluk
LP	Lumbo-peritoneal
MÖ	Milattan Önce
MR	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MS	Milattan Sonra
PL	Performans Seviyesi
Q	Laminar Akış
R	Şant Direnci
r	Yarıçap
T	Birim Zaman
TMS	Transkraniyal Manyetik Stimülasyon
V	Birim Zaman Başına Bir Noktadan Geçen Sıvı Hacmi
VA	Ventrikülo-atrial
VAB	Valf Açılış Basıncı
VCC	Besleme Voltajı
VNS	Vagus Sinir Uyarıcısı
VP	Ventrikülo-peritoneal
VPL	Ventrikülo-plevral
ΔP	Basınç Farkı
η	Viskozite

1. GİRİŞ

Günümüzde özellikle çocuklarda hidrosefali görülme sıklığının 1/500 olduğu bilinmektedir. Hastaların çoğunda tanı doğum sırasında, doğumdan önce veya erken bebeklik dönemlerinde konulmaktadır. Hastalık ayrıca 60 yaş üstü yaşlılarda da beyin omurilik sıvısının emiliminin azalması sonucu ortaya çıkabilmektedir. Hidrosefali vakaları, Hippocrates, Galen ve bu hastalığın aşırı serebral birikimden kaynaklandığına inanan erken ve ortaçağ Arap hekimleri tarafından düzenli olarak tanımlanmıştır. Hidrosefali hakkındaki en eski bilimsel tanım, baş ağrısı, kusma, görme bozukluğu ve diplopi gibi belirtilerden bahseden Hipokrat'a (M.Ö. 466-377) atıf yapmaktadır ve hastalığı epilepsi nöbetlerinden kaynaklanan beyindeki sivilaşma olarak açıklamaktadır. Eski anlamı bugünkünden önemli ölçüde farklı olmasına rağmen, Hipokrat'ın çalışması ilk kez "hidrosefali" teriminin kullanımını içermektedir [1]. Hidrosefali günümüzde ise ventriküllerde Beyin Omurilik Sıvısının (BOS) artması sonucu ventriküllerin genişlemesi olarak tanımlanmaktadır.

Hidrosefali hastalığının ilaçlarla tedavisi mümkün değildir. Hidrosefali mekanik, hidrolik bir bozukluk olarak tanımlandıktan sonra, tedavisinin teorik olarak üç yoldan herhangi biriyle gerçekleştirilebileceği anlaşılmıştır:

1. Cerrahi uzaklaştırma, farmakoterapi veya radyasyon ile koroid pleksusun etkisiz hale getirilmesiyle BOS üretiminin azaltılması
2. İntraserebral bloklu sıvı yollarını lezyonun baypas veya cerrahi olarak çıkarılması ile yeniden açma
3. Reseptif kapasitenin arttırılması, örneğin BOS'un normalde düşük basınçlı vücut boşluklarına götürülmesi (şant sistemleri veya endoskopik üçüncü ventrikülostomi (ETV))

Yüzlerce farklı şant tipi tanımlanmasına rağmen, başlıca tercih edilen şantlar; konvansiyonel sabit basınçlı şantlar ve programlanabilen şantlardır. Programlanabilen şant valflerinin basınç ayarları; hastanın klinik ve radyolojik bulguları göz önünde tutularak herhangi bir cerrahi veya girişimsel işlem gerektirmeden yapılabilmektedir. Manyetik alan prensibi ile ayarlanan valflerin, çok yüksek manyetik alan bulunan ortamlarda istenmeden ve çoğu zaman da farkına varılmadan basınç ayarlarında değişiklik olabilmektedir.

Bu çalışmada, basınç ayarı değişikliklerine neden olabilecek cihazların manyetik akı yoğunluklarını ölçmek ve belirli seviyelerdeki manyetik akı yoğunluklarının programlanabilir bir valf üzerindeki etkilerini gözlemlemek amaçlanmıştır. Valf üzerindeki EMA etkilerinin gözlemlenmesinin ardından bu etkileri azaltmak için önlemler üzerine araştırmalar da gerçekleştirilmiştir.

Hidrosefali tedavisinde kullanılan şantlarla ilgili biyolojik ve akışkan mekaniği kavramlarının daha iyi anlaşılmasına yardımcı olmak için, beyinde BOS birikimi, hidrosefali tedavisi, şantların akış dinamiği ve mekanizmaları; manyetik etkilerini kavramak için ise elektromanyetik alanlar hakkında genel bilgiler ve programlanabilir şantlara manyetik alan etkilerinin literatür araştırmaları ‘Genel Bilgiler’ başlığı altında paylaşılmıştır. Programlanabilir şant valfinin manyetik alan etkileşimlerini tespit etmek için kullanılan test düzenekleri, kullanılan sensörler ve diğer materyaller ‘Materyal & Yöntem’ başlığı altında anlatılmıştır. ‘Bulgular’ başlığı altında ise gerçekleştirilen tüm ölçümlerin sonuçları çeşitli izelge ve grafiklerle sunulmuştur. Bulgular bölümünde oluşturulan izelge ve grafikler ‘Tartışma’ bölümünde ayrıntılı olarak tartışılmıştır. ‘Sonuç’ bölümünde ise çalışmanın genel değerlendirmesi yapılarak, literatüre ve gelecek çalışmalara olan katkısı belirtilmiştir.

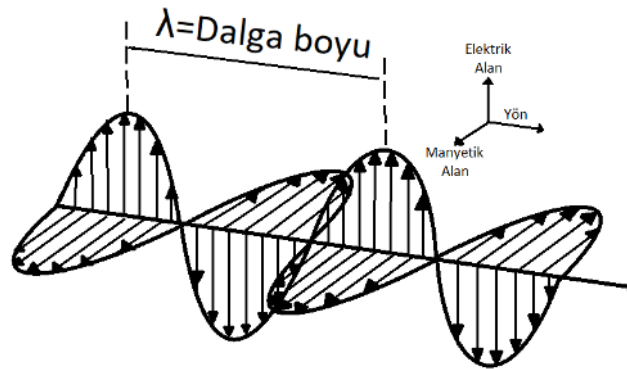
2. GENEL BİLGİLER

2.1 Elektromanyetik Alanlar Hakkında Genel Bilgiler

Elektromanyetizmanın temel kanunları ilk olarak İskoç fizikçi James Clerk Maxwell (1831 - 1879) tarafından keşfedilmiştir. Maxwell Denklemleri, Elektromanyetik (EM) dalganın davranışını anlama ve kullanma amacıyla elektrik ve manyetizma alanlarını birleştirilerek ortaya çıkmıştır [2].

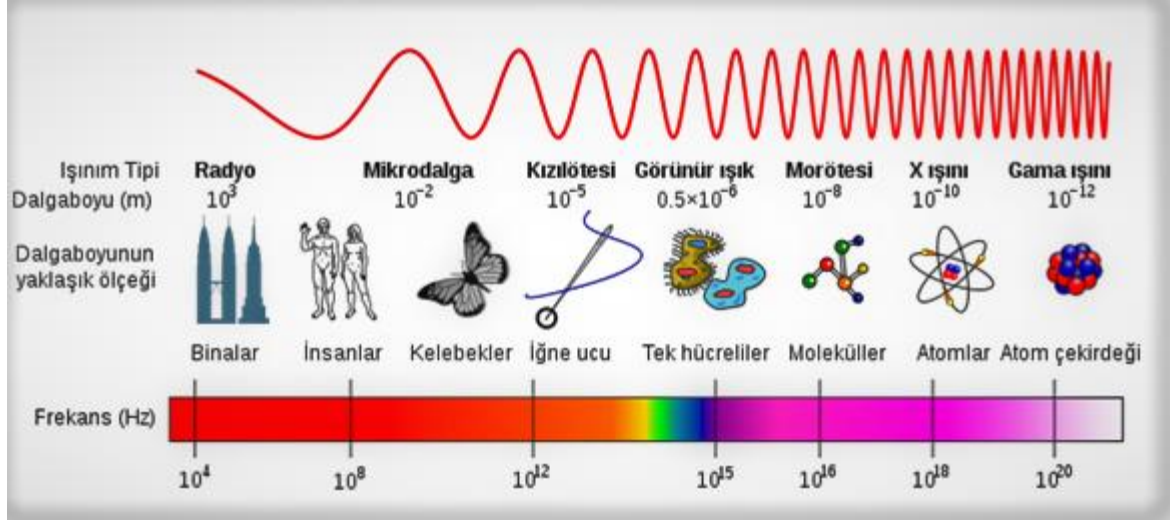
Elektrik ve manyetik alanların etkileri doğal ya da yapay olarak sürekli çevremizde bulunmaktadır. Elektrik alan ve manyetik alan birbiri ile sürekli iç içe olan kavramlardır. Elektrik alan birim yüke etki eden elektriksel kuvvet şeklinde tanımlanırken, manyetik alan ise hareketli elektrik yükleri tarafından, zamanla değişen elektrik alanlardan veya temel parçacıklar tarafından üretilen alan olarak ifade edilmektedir. Elektrik alan birim alana etki eden gerilim (V/m) şeklinde vektörel bir büyüklük olarak hesaplanmakta ve "E" harfi ile gösterilmektedir. Manyetik alan ise yine vektörel bir büyüklük olup, "H" harfi ile gösterilmekte ve birim alanda ölçülen akım (A/m) şeklinde hesaplanmaktadır. Manyetik akı yoğunluğu ise "B" ile gösterilmekte ve Tesla (T) ya da Gauss (G) birimleri kullanılmaktadır. 1 Tesla 10^4 Gauss'a eşittir ve genellikle Manyetik akı yoğunluğu birimi olarak mikrottesla (μT) kullanılmaktadır [3].

Elektromanyetik alanlar ise elektrik alan ve manyetik alanın bir arada var olduğu durumu ifade etmekte kullanılmaktadır. EM dalga havada elektrik alan ve manyetik alan bileşenleri sıfır olacak şekilde dalga halinde yayılır. Bu doğrultuda titreşimli elektrik alan ve salınımlı manyetik alan bileşenleri birbirlerine diktir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1 Elektromanyetik dalga

Elektromanyetik Spektrum Şekil 2.2’de görüldüğü gibi ışınlamaların davranışları ve özellikleri hakkında detaylı bir özetir. Bir ışınlamın dalga boyu arttıkça frekansı azalır, frekansın azalması ise enerjinin azalmasına neden olur. Elektromanyetik spektrumda görüldüğü gibi dalga boyu soldan sağa doğru azalmaktadır. Frekansın azaldığı ve dalga boyunun küçüldüğü Gama ışınları en yüksek enerjili ışınlamı göstermektedir [4].



Şekil 2.2 Elektromanyetik spektrum [5]

Radyasyon bir diğer ifadeyle ışınlam, enerjinin bir ortamda dalga veya tanecik halinde yayılması olarak tanımlanmaktadır. Elektromanyetik radyasyon, elektromanyetik dalganın herhangi bir ortamda yayılmasıdır. Elektromanyetik yayılım spektrumu; Radyo dalgaları, mikrodalgalar, kızılötesi ışınlam, görünür ışık, morötesi, x ışınlam, gama ışınlam olarak düşük frekanstan yüksek frekansa göre sıralanmaktadır. Elektromanyetik spektrumda x ve gama ışınlamından itibaren elektromanyetik dalgalar iyonize radyasyon özelliğindedir. İyonize radyasyon, insan hücrelerinin değişimine neden olduğu, kanser oluşturduğu ve kromozomları değiştirdiği için tehlikelidir. İyonize olmayan dalgalar ise morötesi ışık, görünür ışık, kızılötesi ışık, mikrodalgalar ve radyo dalgalarıdır.

Günümüzde cep telefonlarından, radyo ve televizyonlara, kişisel bilgisayarlarımızdan kapalı devre güvenlik sistemlerine, kablosuz internetten sağlık sektörüne kadar birçok alanda bu teknolojinin ürünleriyle karşı karşıyayız. Elektromanyetizma konusunun tüm bunlara ek olarak da askeri sektördeki yeri tartışılmayacak derece önemlidir. Bu çalışmamızda da manyetik dalgaların tüm

bu sektörlerdeki kullanımları sonucu serebral şant implantı olan hastalar üzerindeki etkileri ve davranışları incelenecektir.

2.2 Hidrosefali ve Tedavisi Hakkında Genel Bilgiler

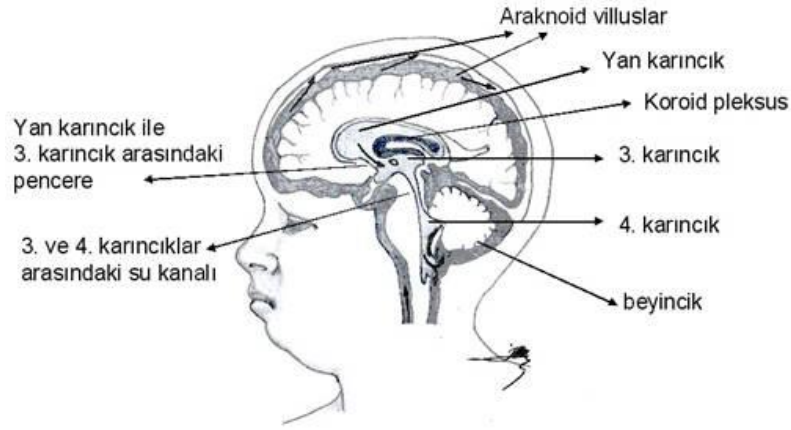
2.2.1 Beyin omurilik sıvısı (BOS)

Beyin omurilik sıvısı (BOS), ventriküller içinde oluşup belli kanallardan geçip tüm nöral dokların etrafını saran renksiz, kokusuz ve berrak bir sıvıdır [6]. Yetişkin beyni yaklaşık olarak 1500 gr. civarında olup kanallardan geçen BOS sayesinde askıya alınarak etkin ağırlığı yaklaşık 50 gr. olmaktadır. Bu sayede beynin kafatası ile teması da engellenmiş olur. BOS bu sayede travmalarda beynin kafatasına çarpmasını da engellemektedir.

Kafa içi basıncı arttığında bu durumu kompanse edebilmek için bir miktar BOS Foramen Magnum'dan aşağıya kanalize olarak kafa içi basıncın düşürülmesinde rol oynamaktadır. Ayrıca spinal bölgeye giden BOS, buradaki kapaksız venleri komprese ederek kendine yer kazandırmaktadır. Bu mekanizmaya hacim tamponu mekanizması (Volume buffer) denilmektedir [7].

BOS'un yaklaşık olarak % 50-80'i koroid pleksus tarafından, %30'u ependimden, %10'u da kapillerler tarafından üretilmektedir. İleri derecede vaskülarize bağ dokudan oluşan bir çekirdeğin etrafındaki epitel ile döşeli villöz katlantılardan oluşan koroid pleksus, üçüncü ve dördüncü ventriküllerin tavanlarında, lateral ventriküllerin medial duvarlarında bulunmaktadır [7]. Koroidal epitel hücreleri karbonik anhidraz bağımlı aktif transport yolu ile BOS üretmektedir. Bu nedenle üretim bir karbonik anhidraz inhibitörü olan asetozolamid ile bloke edilebilmektedir. BOS'un geri kalanı serebral doku tarafından üretilmektedir. Parankim dokusu BOS'u doğrudan ekstraselüler boşluğa salarak ve ependim katmanını geçerek serebral ventriküllere veya spinal santral kanala aktarmaktadır. Kafa içi basıncı çok yüksek seviyelere ulaşmadıkça BOS üretim miktarı fizyolojik sınırlar içerisinde sabittir. Dolayısıyla BOS hacmini sabit tutmak için BOS emilimi ve üretimi gün içinde aynı orandadır. Yetişkinlerde BOS üretim hızı yaklaşık 20 ml/saattir. Bu da günde üç ya da dört kez BOS'un tamamen yenilenmesini sağlar. BOS'un öz ağırlığı 37 °C'de 1,006 gr/cm³, pH'ı ise 7,32'dir [8]. Çalışmalar BOS üretiminin 0,1

ml/saatten 26,5 ml/saate, yaş ve kilo ile birlikte logaritmik bir şekilde arttığını göstermektedir [9].

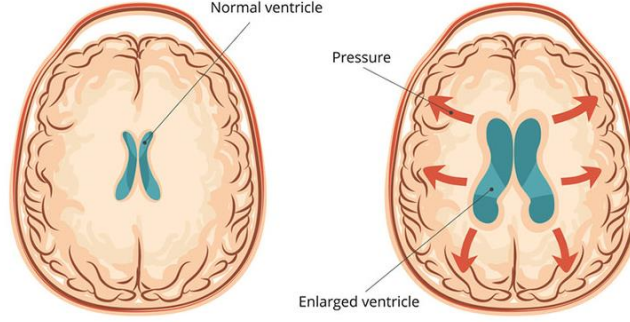


Şekil 2.3 BOS'un üretildiği beyin boşlukları ve dolanım yolları [10]

BOS emilimi basınç farkı prensibine göre gerçekleşmektedir ve metabolik olarak aktif bir süreç değildir. Kafaiçi basıncı belirli bir seviyenin üzerine çıkarsa emilim olmaktadır ve bu seviyenin altında emilim görülmemektedir. BOS üretimi ise aslen kafaiçi basınca duyarlı değildir, ancak kafaiçi basıncın arttığı durumlarda üretimin kısmen azaldığı da gösterilmiştir [11]. Kafaiçi basıncın artması Hidrosefaliye neden olmaktadır.

2.2.2 Hidrosefali

Hidrosefali, “hydro” (su) ve “kefale” (kafa) kelimelerinin birleşmesi ile meydana gelmiştir. Hidrosefalik kafataslarına ait atıflar MÖ 2500’den MS 500’e kadar olan zamanı kapsayan tıbbi kayıtlarda bulunmaktadır [12]. Hidrosefali, BOS üretim ve emilimindeki dengenin bozulmasıyla birlikte BOS’un ventriküler sistem içinde birikmesi ve ventrikülleri genişletmesi ile ortaya çıkmaktadır. BOS dolaşım yollarında tıkanıklık oluşması, aşırı BOS üretimi, venöz drenajın ve emilimin bozulması hidrosefalinin temel nedenleridir. Eğer ventriküler sistemde tıkanıklık oluşursa “nonkomünike hidrosefali”, subaraknoid aralıkta tıkanıklık oluşursa “komünike hidrosefali” ismi verilmektedir [13]. Aşırı BOS üretimi ise genellikle koroid pleksus papillomlarında görülmektedir. Venöz drenajın bozulması ise araknoid granülasyonlardaki basıncın artmasına ve dolayısıyla emilimin bozulması yoluyla hidrosefaliye neden olmaktadır [14].



Şekil 2.4 Hidrosefalide ventriküllerin genişlemesi [15]

Hidrosefali, oluşum şekline göre 4 farklı grupta incelenmektedir. Bunlardan ilki olan konjenital hidrosefali, fetal gelişim sırasında çevresel ve genetik faktörlerin etkileşimi sonucu oluşmaktadır. Konjenital hidrosefali genellikle doğumdan önce rutin ultrason tetkiklerinde teşhis edilebilmektedir. Bir diğer hidrosefali türü Dengeli (Compensated) hidrosefali, yetişkinlerde teşhis edilen hidrosefali olup, doğumdan itibaren var olabilmektedir. Edinilmiş (Acquired) hidrosefali ise, kafa travması, beyin tümörü, kist, intraventriküler kanama veya merkezi sinir sistemi enfeksiyonu gibi nörolojik rahatsızlıkların bir sonucu olarak gelişmektedir. Diğer bir hidrosefali türü ise normal basınçlı hidrosefalidir. Normal basınçlı hidrosefali, daha yaşlı erişkinlerde beyindeki ventriküller büyüdüğünde ortaya çıkar ancak ventriküllerdeki basınçta çok az artış olur veya hiç artış görülmez. Bazen nedeni bilinmemektedir ancak çoğunlukla idiyopattır.

2.2.3 Hidrosefali tedavisi

Hidrosefali her yaşta görülebilmekle birlikte, sıklıkla çocuklarda ve 60 yaş üzeri kişilerde görülmektedir. Hidrosefalinin görülme sıklığı 1/500 olarak bilinmektedir. Bu hastaların çoğunda tanı doğum sırasında, doğumdan önce veya erken bebeklikte konulmaktadır. Hidrosefalinin erken dönemde belirlenmesi tedavi açısından önem taşımaktadır.

Hidrosefali hastalığında farmakolojik bir tedavi henüz mümkün değildir. Sadece beyin ve sinir cerrahisi uzmanları tarafından yapılacak cerrahi girişimlerle hidrosefali düzeltilebilmektedir. Seçilecek cerrahi girişim şekilleri hidrosefalinin altta yatan sebebine göre farklılık göstermektedir. Günümüzde tedavi planlamalarında tıkanma nedeni tümör, kist vb. ise buna uygun olan cerrahi tedavi

uygulanabilmekte ya da toplanan fazla sıvı, vücudun başka bir yerine gönderilerek beyin içi dolaşım yolları yönlendirilmektedir. Hidrosefalide 3 farklı tedavi şekli uygulanmaktadır. Bunlardan ilki toplanan sıvıyı yönlendirme işlemi olarak bilinen “şant” adı verilen cihazlar sayesinde yapılmaktadır. Hidrosefali için ikinci bir tedavi seçeneği, endoskopik üçüncü ventrikülostomi (ETV) adı verilen bir cerrahi prosedürdür. ETV prosedüründe, üçüncü ventrikül tabanındaki bir zarın delinmesi için bir endoskop kullanılmakta ve beyindeki boşluklardaki BOS akışına bir yol oluşturulmaktadır. Üçüncü tedavi seçeneği, ETV’den çok farklı olmamakla birlikte koroid pleksus koterizasyonu ilavesiyle aynı prosedür bebekler için kullanılabilir.

2.2.4 Hidrosefali tedavisinde yaygın yöntem: ŞANT

Hidrosefalide kullanılan şantlar, aşırı biriken BOS’un dışarı veya vücut boşluklarından herhangi birine (periton, plevra, atrium) boşaltan ve silikon içeren malzemelerdir.

Şantlar temel olarak üç ana bileşenden oluşmaktadır. Bunlar;

- Ventrikül Kateteri (Giriş Kateteri), BOS’u ventriküllerden veya subaraknoid boşluktan boşaltmaktadır. Kateter, kafatasına açılan bir burr-hole deliği ile ventrikül içine yerleştirilmektedir. BOS drenajı ventrikül kateterinin ucundaki deliklerden sağlanmaktadır.
- Valf Mekanizması, şant sistemindeki diferansiyel basıncı regüle ederek akışı kontrol etmektedir. Valf mekanizması şantları birbirinden ayıran en temel bileşendir. Genellikle basınç kontrollü ve akım kontrollü olarak iki tip valf bulunmaktadır. Basınç kontrollü şantlarda valf sistemi belli bir seviye basınca ayarlanmıştır ve valfin proksimalindeki hidrostatik basınç valfin açılış basıncını geçerse BOS akımı gerçekleşmektedir [16]. Eğer proksimal basınç eşik değeri aşmaz ise BOS akımı gerçekleşmemektedir. Bu tez kapsamında programlanabilir basınç kontrollü bir şant ile çalışılmıştır.
- Distal Kateter, cildin altından geçerek BOS’u valften karın (veya peritoneal) boşluğuna, kalbe veya diğer uygun drenaj alanına yönlendiren kateterdir.

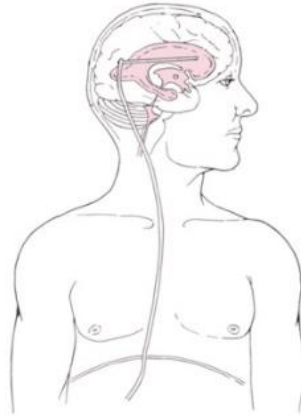
Valf fonksiyonunu değiştirmek için şant sistemine ilave cihazlar eklenebilmektedir. Örneğin yerçekimi kuvvetlerine karşı koymak için bir hasta ayakta iken BOS'un fazla drenajını en aza indirmek için bir anti-sifon cihazı valf ile birlikte takılabilmektedir. Buna ek olarak, kabarcık benzeri bir rezervuar BOS'un değerlendirilmesi veya basınç ölçümleri için şant sistemine dışardan erişim sağlayabilmektedir.

2.2.5 şant türleri

şant sistemlerinin tipi genellikle BOS'un sisteme giriş ve çıkış yerlerine göre isimlendirilmektedir. Bu şekilde 4 farklı şant tipi bulunmaktadır. Bunlar Ventrikülo-peritoneal (VP) şant, Ventrikülo-atrial (VA) şant, Ventrikülo-plevral (VPL) şant ve Lumbo-peritoneal (LP) şant olarak isimlendirilmektedir.

2.2.5.1 Ventrikülo-peritoneal (VP) şant

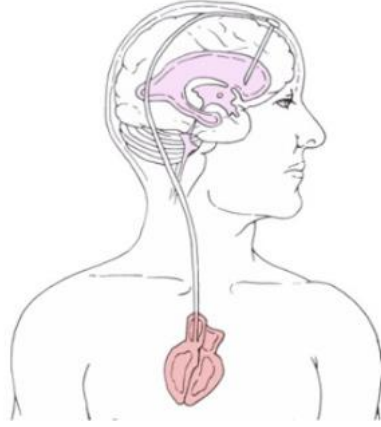
Proksimal kateterin ventrikülde, distal kateterin ise peritoneal boşlukta olduğu şantlara ventrikülo-peritoneal şant ismi verilmektedir. En yaygın kullanılan şant tipidir. Tüm mevcut şant valfleri VP şant ile kullanılabilir. Membran tipi anti-sifon mekanizmaları dışındaki tüm valfler, VP şantların herhangi bir yerine implante edilebilmektedir.



şekil 2.5 Ventrikülo-peritoneal şant [17]

2.2.5.2 Ventrikülo-atrial (VA) şant

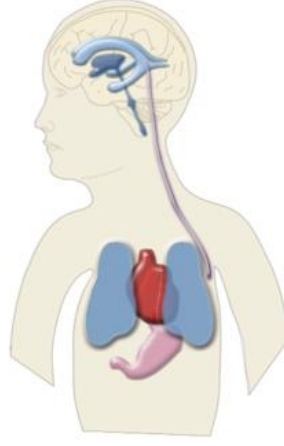
Proksimal kataterin ventrikülde, distal kateterin ise kalbin sağ atriumunda bulunduğu şantlara ise ventrikülo-atrial şant ismi verilmektedir. VA şantlar için tüm valf tipleri uygundur. Damarlardaki kanın geri gelmesini önlemek amacıyla, tek yönlü valf sistemi mevcuttur ve valften sonra devam eden ince bir plastik tüp kalbe giden bir toplardamar içinde kalbin sağ kulakçığına kadar ilerletilmektedir. Komplikasyonlarının VP şanta göre daha ciddi olması (bağlantı yapılan damarda yaralanma, tıkanma, kronik enfeksiyon) ve yenilenmesinin oldukça zor olması nedeniyle daha az tercih edilmektedir. Günümüzde eğer karın içinde bir problem var ise VP şanta bir seçenek olarak VA şant kullanılmaktadır.



Şekil 2.6 Ventrikülo-atrial şant [17]

2.2.5.3 Ventrikülo-plevral (VPL) şant

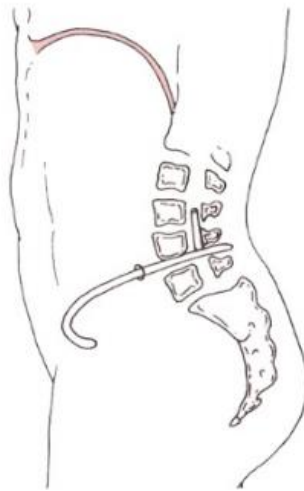
Bu yöntemde BOS valf ve kateterler aracılığı ile akciğerin etrafında bulunan plevra zarının iki yaprağı arasına boşaltılmaktadır. VP şantın uygulanamadığı durumlarda ventrikülo-plevral şant uygulaması alternatif olarak kullanılmaktadır. VPL şant 5 ya da 6 yaşından daha küçük çocuklarda uygulanmamaktadır. Çünkü biriken sıvı akciğerlere bası yapıp solunum sıkıntısı yaratabilmektedir. Bu yöntem göğüs boşluğunda sıvı birikiminden dolayı solunum sorunu olanlar, göğüs kafeslerinin küçük ve emilim alanının az olmasından dolayı çocuklar ve kalp-böbrek yetmezliği olan hastalar için uygun değildir.



Şekil 2.7 Ventrikülo-plevral şant [18]

2.2.5.4 Lumbo-peritoneal (LP) şant

Beldeki omurlar arasındaki omurilik zarı içindeki BOS'un bu zar içine yerleştirilen kateter yoluyla karın boşluğuna aktarıldığı şantlara lumbo-peritoneal şant denilmektedir. LP şantlar, komünike (bağlantının korunduğu) hidrosefalilerin tedavisinde kullanılabilir. Özellikle normal basınçlı hidrosefali tedavisinde LP şantlarının kullanımı dikkat çekici şekilde artmaktadır. Membran tipi anti-sifon mekanizmasına sahip valfler haricindeki tüm valfler LP şantlarının herhangi bir yerine implante edilebilir. Membran tipi anti-sifon mekanizmaları olan valflerin kullanımı gereksizdir çünkü LP şantlarında sifon etkisi önemsizdir [19].



Şekil 2.8 Lumbo-peritoneal şant [17]

2.3 Şant Akış Dinamiği ve Mekanizmaları

Akış (Q), birim zaman (t) başına bir noktadan geçen sıvı hacmi (V), $Q = V / t$ 'dir. Akış, laminar veya türbülanslı olabilmektedir. Şant kateterindeki BOS akımının, sürtünme nedeniyle akışkan hızının merkezde en yüksek olduğu ve sürtünmeden dolayı kateter kenarlarında daha yavaş olduğu için akış laminardır. Bir şant valfinin dar deliklerinden geçen akış türbülanstır, bu da şant sisteminde direncin artmasına neden olmaktadır [20].

Şanttan geçen akım;

$$Q = \Delta P / R \quad (2.5)$$

Q: BOS akımı

ΔP : Basınç farkı

R: Şant direnci

Ayağa kalkıldığında bu formüle genellikle yükseklik(H) de eklenmektedir;

$$Q = (\Delta P + H) / R \quad (2.6)$$

Portnoy, İVB (intraventriküler basınç) ve hidrostatik basınç (ρgh) toplamı ile valf açılış basıncının (VAB) ve distal kateter basıncının (DB) toplamı arasındaki fark olarak, BOS'u valfe doğru iten basınç gradyanını (ΔP) tanımlamıştır [21]:

$$\Delta P = \text{İVB} + \rho gh - \text{VAB} - \text{DB} \quad (2.7)$$

Laminer akış Poiseuille kanunuyla (2.9) tanımlanmıştır. Böylece akış, bir kateterin yarıçapına (dördüncü güç) büyük ölçüde bağlıdır. Bir BOS şant sisteminde olduğu gibi yarıçap ve viskozite sabit olduğunda, akış ve direnç arasındaki ilişki şu şekilde tanımlanabilmektedir [8]:

$$R = \frac{8\eta l}{\pi r^4} \quad (2.8)$$

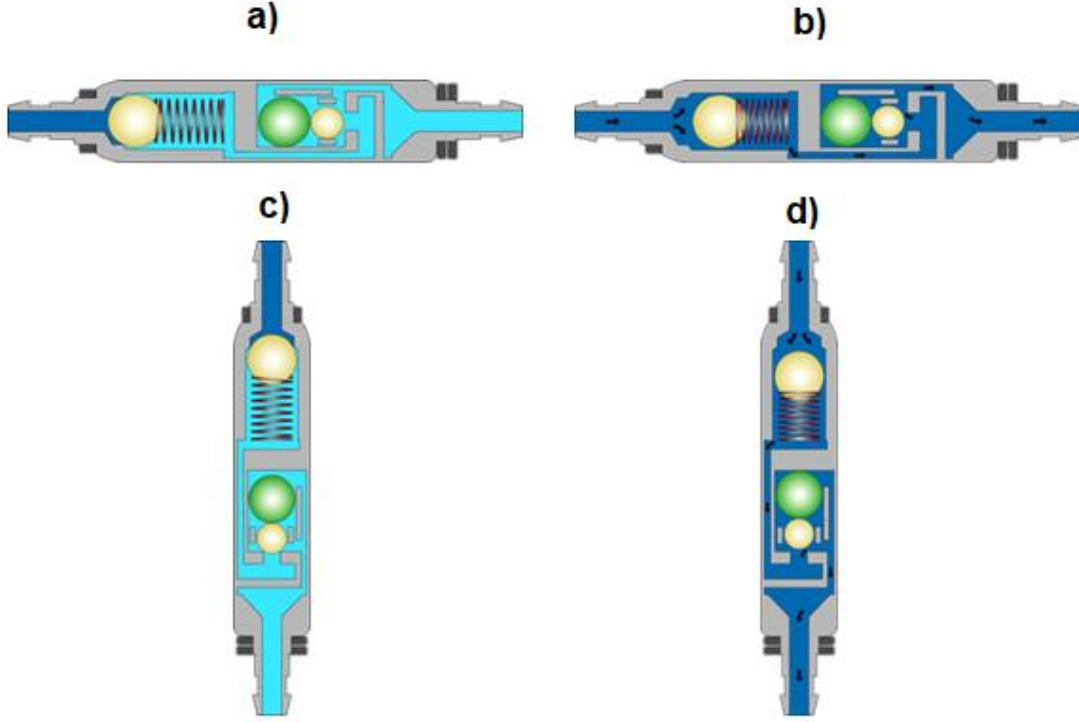
$$Q = \frac{\Delta P \pi r^4}{8\eta l} \quad (2.9)$$

η : Viskozite, l : Uzunluk, r : Yarıçap

Formülden görüldüğü gibi hasta ayağa kalktığında H artmakta ve dolayısıyla Q 'da artmaktadır. Bu durumda aşırı drenaj gelişmektedir. Buna sifon etkisi denilmektedir. Bu problemin önüne geçmek için geliştirilen şantlara sifon etkisini önlemeye yönelik anti-sifon sistemleri eklenmiştir.

Antisifon cihazı bulunan şantlarda iki tip valf yapısı bir arada bulunmaktadır. Bunlardan ilki ball-in-cone valfi ikincisi ise gravitasyonel valftir. Şant hastanın vücut eksenine paralel olarak implante edildiğinden, hasta yatar pozisyonunda iken ball-in-cone valfi ile intraventriküler basınç kontrol edilmektedir (Şekil 2.9a). Gravitasyonel valf bu esnada yapısı gereği açık pozisyonundadır ve karşı bir kuvvet uygulamamaktadır. Bu durumda BOS akışı yalnızca ball-in-cone valfi ile sağlanmaktadır. İntraventriküler basıncı artması ile birlikte, konik valfin yayına uygulanan kuvvet ile yayı iterek valfin açılmasına neden olmakta ve drenaj başlamaktadır (Şekil 2.9b).

Hasta dikey duruma geçtiğinde ise gravitasyonel valf kısmında bulunan topun ağırlığı yerçekiminin etkisiyle ekstra bir kuvvet yaratmaktadır ve gravitasyonel valf otomatik olarak akış deliğini kapatmaktadır (Şekil 2.9c). Eğer intraventriküler basınç ve ayakta duruş nedeni ile oluşan hidrostatik basınçların toplamı artar ve oluşan basınç kuvveti hem ball-in-cone valfindeki yayın hem de gravitasyonel valfteki topun ağırlığını yenerse BOS drenajı oluşmaktadır (Şekil 2.9d). Bu durumda her iki valf de açık hale gelmektedir. Drenaj sonrası basınç istenilen seviyeye düştüğünde valfler tekrar kapanacaktır [22].



Şekil 2.9 Antisifonlu şant a) Yatay pozisyonda gravitasyonel etki ve drenaj yok, b) Yatay pozisyonda drenaj var fakat gravitasyonel etki yok, c) Dikey pozisyonda gravitasyonel etki varken drenaj yok, d) Dikey pozisyonda gravitasyonel etki ve drenaj var [22].

Anti sifon mekanizmasına sahip şantlar sayesinde, ventriküler ve peritoneal uçlar arasındaki diferansiyel basınç artışı nedeniyle oluşan fazla drenaj engellenebilmektedir.

Nöroşirurji uygulamalarında temelde 4 farklı şant valfi kullanılmaktadır. Bunlar basınç farkı ile çalışan standart valfler (DP), standart basınç farkı ile çalışan ve sifon etkisini azaltan kombine valfler, programlanabilir farksal basınç valfleri ve antisifon mekanizmasına sahip programlanabilir farksal basınç valfleri olarak ayrılmaktadır. Basınç farkı ile çalışan birinci kuşak standart valfler günümüzde ilk şekilleri ve modifikasyonları ile halen kullanılmaktadır. Görülen aşırı drenaj sorununa karşı ikinci kuşak valfler geliştirilmiştir: Antisifon cihazı ve modifikasyonlarını kullanan çeşitli birinci kuşak basınç ayarlı valfler, akım ayarlı valfler, son yıllarda geliştirilen programlanabilir manyetik valfler ve yerçekimine karşı koyan valfler.

2.3.1 Sabit basınçlı farksal basınç (DP) valfleri

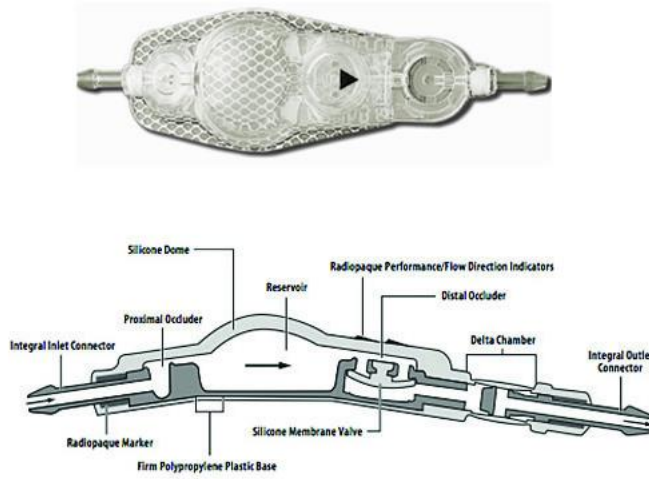
Birinci nesil valf olarak kabul edilen sabit basınçlı valfler, genellikle üç farklı basınç ayarına (düşük, orta ve yüksek) sahiptir. Farksal basınç valfleri, proksimal ve distal kateterler arasındaki basınç farkı mekanik direnci aştığında açılmaktadır; bu valf açılış basıncı olarak bilinmektedir. Farksal basınç valfleri intrakranial basıncı sabit tutmak için tasarlanmıştır. Sabit basınçlı valfler hastalar için değişen koşullara uygun basınç ayarı sağlayamadığından yetersiz oldukları düşünülmektedir. Dolayısıyla uygun olmayan sabit basınçlı bir valf seçimi genellikle tekrar şant değişimine, yani yeni bir operasyona sebep olmaktadır.

2.3.2 Antisifon mekanizmalı farksal basınç (DP) valfleri

Bu valf yüksek ve alçak basınç odacıklarına sahiptir. Dik konumda, yerçekimi ile düşen bir tantal top tarafından düşük basınç devresinin bloke edilmesi ile yüksek basınç devresi etkinleştirilir. Her bir oda için üç tip çalışma basıncı (düşük, orta, yüksek) belirlenmiştir.

Orbis-Sigma valfi, antisifon mekanizmalı DP valflere örnek olarak gösterilebilmektedir. Bu valf sabit bir DP (8-35 cmH₂O) aralığında sabit bir akış (20-30 ml / saat) üretmek üzere tasarlanmıştır.

Delta valfi, membran tipi bir antisifon aygıtı olan bir delta odasına sahip bir DP valfinden oluşmaktadır. DP valfi, PL0.5, PL1.0, PL1.5 ve PL2.0 arasında değişen performans seviyeleri (PL) olarak tanımlanan dört basınç aralığına sahiptir; bunlar sırasıyla 1,5-2,5, 3,5-5,5, 7-9 ve 10,5-12,5 cmH₂O seviyelerine denktir. Delta odası, dik konumda ek bir direnç kaynağı (yaklaşık 1,5 cmH₂O) sağlamaktadır. Drenaj odasındaki giriş ve çıkış alanlarının oranı, drenajdan kaçınmak için 20:1 olarak tasarlanmıştır. Şekil 2.10'da Medtronic firmasına ait Delta modeli valf tipi, mekanizması ve açılış basınçları görülmektedir [23].



Valve Performance Level	Opening Pressure (cm H ₂ O)	Opening Pressure (cm H ₂ O)
	 Lying	 Standing
0.5	1.5	3.0
1.0	3.5	5.0
1.5	7.0	8.5
2.0	10.5	12.0

Şekil 2.10 Medtronic delta valfi ve açılış basınçları

2.3.3 Programlanabilir farksal basınç (DP) valfleri

Programlanabilir valflerle, hastanın değişen klinik gereksinimlerini karşılamak için, açılış basıncının noninvaziv olarak ayarlanması mümkündür. Dünyadaki ilk programlanabilir valf, Sophysa firması tarafından üretilmiştir. Bu valf, girişinde yayla sıkıştırılmış bir topun şant direnci görevi gördüğü bir koni içinde top valf mekanizmasına sahiptir. Yayın gücü, bir rotor konumu ile sekiz adımda manyetik olarak değiştirilebilmektedir [19]. Sophysa firması daha sonra 3T MR çekimlerinden etkilenmeyen Polaris model valfi geliştirmiştir.

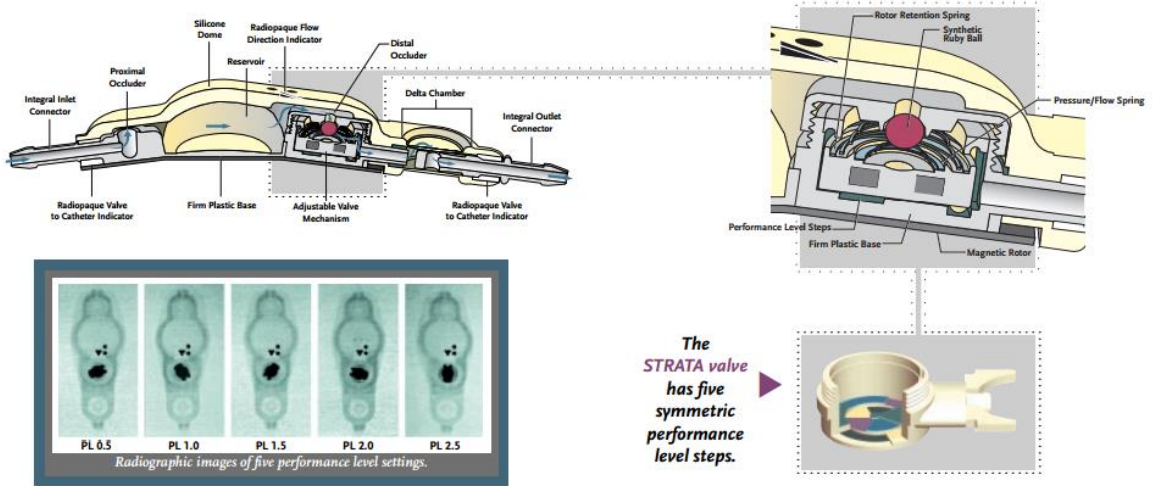
Bunlar dışında Codman Hakim Programlanabilir Valf ve Strata NSC valfi de programlanabilir DP valflerine örnek olarak gösterilebilmektedir.

2.3.4 Antisifon mekanizmalı programlanabilir farksal basınç (DP) valfleri

Bu ayarlanabilir basınç valfleri, aşırı drenaj koruması ve avuç içi ayarlama takımları kullanarak invaziv olmayan performans seviyesi ayarlamalarını sağlayan bir ayarlanabilir valf mekanizmasını içermektedir.

Patentli Delta® Chamber sifon kontrol cihazı, pozitif ventriküler basınca tepki olarak açılan, ancak negatif distal basınca tepki olarak kapalı kalan normalde kapalı bir mekanizmadır. Bu mekanizmaya sahip olan verilebilecek şant

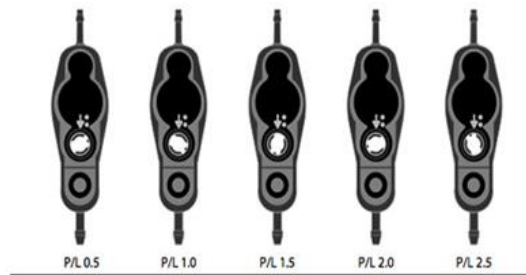
örneklerinden biri Medtronic firmasına ait Strata ayarlanabilir valfidir. Bu valf beş adımda (PL0.5, PL1.0, PL1.5, PL2.0 ve PL 2.5) manyetik olarak programlanabilmektedir. Her PL, sırasıyla 1,5-2,5, 3,5-5,5, 7-9, 10,5-12,5 ve 13,5-15,5 cmH₂O'ya eşittir. Delta odası, dikey konumda her bir PL için ek direnç (yaklaşık 1,5 cmH₂O) sağlar. Valf basıncı ayarları Varius sistemi ile ayarlanabilmektedir.



Şekil 2.11 Strata II ayarlanabilir valf çalışma prensibi [24]

Şekil 2.11'de Strata II Programlanabilir valfin çalışma prensibi, Şekil 2.12'de ise valfin açılış basınçları gösterilmiştir [25]. Ayrıca Codman Hakim firmasının sifon korumalı programlanabilir valfi, MIETHKE firmasının proGAV ve proSA modelleri de antisifon mekanizmalı programlanabilir DP valflere örnek olarak gösterilebilmektedir.

Valve Performance Level	Opening Pressure (cm H ₂ O)	Opening Pressure (cm H ₂ O)
	 Lying	 Standing
0.5	1.5	3.0
1.0	3.5	5.0
1.5	7.0	8.5
2.0	10.5	12.0
2.5	13.5	14.7



Şekil 2.12 Strata II valf açılış basınçları [24]

2.4 Programlanabilir Şantlara Manyetik Alan Etkisi

Programlanabilir valfler, tipik olarak, bu cihazların ayarlanabilir bileşenleri ile manyetik olarak eşleştirmek için harici olarak uygulanan bir programlayıcı araç kullanılarak ayarlanmaktadır [26]. Bununla birlikte, programlanabilir valflerdeki istenmeyen basınç değişiklikleri, harici manyetik alanlardan da kaynaklanabilmektedir. Valf ayarlarındaki değişiklikler yaygın olarak MR görüntüleme ile ilgili olanlar gibi güçlü manyetik alanlara maruz kaldıktan sonra görülmektedir. MR görüntülemeden sonra valf basınç ayarının yeniden yapılması ihtiyacı nörocerrahi ve nöroradyolojik literatürde vurgulanmıştır [25-27].

Nomura ve ark. [26], 6 farklı telefon modelinin manyetik alanının 3 adet programlanabilir şant valfi üzerine etkilerini incelemiştir. Test edilen cep telefonlarının 3,0 ila 40,0 mT'lık bir manyetik akı yoğunluğu ürettiğini belirten Nomura ve ark. [26], Strata valfinin etkilendiği yoğunluğun 6,0 mT, Hakim valfinin etkilendiği yoğunluğun 17,5 mT, Sophy valfinin ise etkilendiği yoğunluğun 40,0 mT olduğunu bildirmişlerdir (Çizelge 2.1).

Çizelge 2.1 Valfleri etkileyen minimum manyetik akı yoğunlukları

Valf	Manyetik Akı Yoğunluğu (G)
Hakim	175
Sophy	400
Strata	60

Çalışmada cep telefonlarının manyetik akı yoğunlukları bir teslametre ile ölçülmüş ve her telefonda en yüksek akı yoğunlukları hoparlörlerde gözlenmiştir (Çizelge 2.2). Yazarlar, scalp kalınlığının 5mm ve şant valfinin dış haznesine olan uzaklığının 20 mm olduğunu belirtmişlerdir. Akı yoğunluğunun mesafenin karesi ile azalması prensibine dayanarak, bu mesafede (yaklaşık 25 mm) 40 mT'lık manyetik akı yoğunluğunun bile 0,2 mT'ya kadar zayıflayacağını savunmuşlar ve bu yoğunluktan Strata valfinin bile etkilenmeyeceğini bildirmişlerdir [26].

Çizelge 2.2 Cep telefonlarının ürettiği statik manyetik akı yoğunlukları

İncelenen Telefonlar	Manyetik Akı Yoğunluğu (G)	
	Kulaklık Hoparlörü	Zil Sesi Hoparlörü
D251iS	264	418
F212i	195	253
F504iS	333	393
F671i	30	146
N504iS	845	257
P504iS	115	92
Mean ± SD	198 ± 103	260 ± 130

Utsuki ve ark. [27], 7 yaşında Codman Hakim programlanabilir valf implantlı bir kızın valf basıncı ayarının bir televizyondan dolayı 60 mmH₂O'dan 40 mmH₂O'ya değiştiğini bildirmişlerdir. Televizyondan yayılan manyetik akı yoğunluğunun 2-10 G kadar küçük olmasına rağmen uzun süre maruz kalma sonucu valf basıncının etkilendiğini savunmuşlardır.

Guilfoyle ve ark. [28], hidrosefali ve epilepsi öyküsü olan ve programlanabilir şantla birlikte vagus sinir uyarıcısı (VNS) implante edilen 14 yaşında bir kızın valf basınç ayarının beklenmedik bir şekilde 0.5'ten 2.5'e yükseldiğini belirtmişlerdir. Hem BOS şantı hem de VNS gerektirebilen epilepsi ve hidrosefali öyküsü olan hastaların basınç ayarını hasta bileğine takılan mıknatıslı bant dolayısıyla yanlışlıkla değişme riski taşıdıklarını belirtmişlerdir. Bu nedenle kullanılan programlanabilir valf tipine dikkat edilmesi gerektiğini vurgulamışlardır.

Lefranc ve ark. [29], Transkraniyal Manyetik Stimülasyon(TMS) cihazının dört farklı programlanabilir şant üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Yaklaşık 2T'ya kadar fokal yoğun manyetik alan oluşturabilen TMS'nin in vitro koşullarda programlanabilir valflerle açıkça etkileşime girdiğini göstermişlerdir.

Anderson ve ark. [30], piyasada bulunan mıknatıslı oyuncaklarla oynayan bir çocuğun, implante edilen valfin basınç ayarını değiştirdiği ve kalıcı arızalara neden olabileceği bir vaka sunmuşlardır. Çalışmada 4 mıknatıslı oyuncağın tek tek ve kombinasyon halinde oluşturdukları manyetik akı yoğunlukları ölçülmüştür (Çizelge 2.3). Basıncı 70 cmH₂O'ya ayarlanan bir valfin basıncının oyuncaklardan dolayı 100 cmH₂O'ya yükseldiğini bildirmişlerdir. Özdeş mıknatısların çeşitli farklı valflerle daha fazla test edilmesi, valf ayarlarında önemli değişiklikler meydana getirmiştir (Çizelge 2.4). Bunun ardından Zuzak ve ark. [31], 9 adet mıknatıslı oyuncağın

manyetik alanlarının etkilerini 3 farklı programlanabilir valf (Strata II Small, Codman Hakim ve Sophysa Polaris) üzerinde test etmişlerdir. Oyuncakların manyetik akı yoğunlukları 17 mT ila 540 mT arasında farklılık göstermiştir. Strata ve Codman Hakim valfleri tüm oyuncaklardan etkilenirken Sophysa Polaris valfinin ters yönde ayarlanmış iki mıknatıslı mimarisi nedeniyle herhangi bir mesafeden herhangi bir oyuncaktan etkilenmediğini belirtmişlerdir.

Çizelge 2.3 Oyuncak mıknatıslar için ayrı ayrı ve kombinasyon halinde manyetik akı yoğunluklarının özeti

Mıknatıslı Oyuncak Numarası	Manyetik Akı Yoğunluğu (G)
1	82
2	80
3	67
4	67
1&2*	130
1-4*	180

*Oyuncaklar çoklu olarak test edilmiştir.

Çizelge 2.4 Üç farklı Codman ve Strata programlanabilir valfin başlangıç ve son basınç ayarlarının özeti

Valf tipi	Ayarlamalar*	
	Başlangıç Değeri	Elde Edilen Değer**
Codman Valf Numarası		
1	50	70
	120	140
2	50	50
	120	100
3	50	30
	120	100
Strata Valf Numarası		
1	1.0	1.5
	2.5	2.5
2	1.0	2.5
	2.5	2.5
3	1.0	1.5
	2.5	2.5

*Ölçümler, gerçek basıncın yalnızca yaklaşık tahminidir. Codman valfi, 30 (en düşük basınç) ila 200 (en yüksek basınç) arasında değişen 18 programlanabilir ayara sahiptir. Strata valfi, 0.5 (en düşük) ile 2.5 (en yüksek) arasında değişen beş basınç seviyesine sahiptir.

**Elde edilen değer, valften 2 cm uzaklıkta bir oyuncak mıknatısının (67 Militesla) üç kez geçmesinden sonra oluşan basıncı göstermektedir.

Gegg ve ark. [32], hidrocefali şantlı bir çocuğun bir roller coaster sürüşü sırasında G kuvvetlerine maruz kaldıktan sonraki şant vakasını bildirmişlerdir. Hastada ventriküler kateterin muhtemelen roller coaster sürüşü sırasında G kuvvetinden dolayı gerginleşen koroid pleksustan kaynaklanan kan pıhtısı tarafından tıkanıldığını ileri sürmüşlerdir.

Nakashima ve ark. [33], Nintendo DS taşınabilir oyun makinesinin manyetik akı yoğunluğunun 4 valf tipi (Sophysa Polaris, Miethke ProGAV, Codman Hakim ve Strata II Small valf) üzerine etkilerini incelemiştir. Oyun makinesine maruz kaldıktan sonra Codman Hakim ve Strata valflerinde önemli basınç değişiklikleri gözlemlemişlerdir.

Strahle ve ark. [34], 4 aylık hidrocefali öyküsü olan bir kız çocuğuna yerleştirilen bir programlanabilir valfin basınç ayarının bir tablet bilgisayar (iPad2) ile değiştiğini bildirmişlerdir. Bunun üzerine 10 farklı programlanabilir valfi test etmişlerdir. Gerçekleştirilen testlerin %67'sinde valf performans değişikliği bildirilmiştir. Yizheng ve ark. [35], akıllı kapaklı bir iPad3'ün serebrospinal valf ayarlarını değiştirebileceğini floroskopik görüntüleme yöntemleri kullanarak ex vivo olarak test etmişlerdir. Çalışmada 6 farklı türde valf test edilmiştir. Kapaklı iPad3'ün sol ön kenarında yaklaşık 1200 G manyetik akı yoğunluğu ölçülmüş ve bu seviyenin valf ayarını değiştirebildiğini savunmuşlardır. Bu nedenle bu tip cihazların valf implantından en az 5 cm uzaklıkta tutulmasını önermişlerdir.

Öztürk ve ark. [36], 2 farklı akıllı cep telefonunun (iPhone 5S ve Samsung Galaxy S5) 2 adet programlanabilir şant (Strata II ve Codman Certas) üzerine elektromanyetik alan etkisini yüksek hassasiyetli optik mikroanaliz metodlarıyla incelemişlerdir. Optik görüntüleme esnasında, valf ile farklı değerlerde (0, 30, 60, 90 ve tekrar 0 Gauss) manyetik alan oluşturan jeneratör arasında 3 cm mesafe konularak valf içerisinde basıncı ayarlayan küre ile rezervuarın distal çıkışı arasındaki mesafe (h) mikron cinsinden kayıt edilmiştir. iPhone 5S'in maksimum manyetik akı yoğunluğu 62 ± 4 G, Samsung Galaxy S5'in maksimum manyetik akı yoğunluğu ise 61 ± 3 G bulunmuştur. Cep telefonu ile konuşma esnasında ortamda oluşan 60 G manyetik akı yoğunluğunun; h yüksekliğini 320 mikrondan 190 mikrona geriletmediği ve bu h yüksekliğinin 200 mmH₂O açılış basıncına eşdeğer olduğu görülmüştür.

Literatür taramasından elde edilen bu sonuçlar harici manyetik alanların özellikle daha sık tercih edilen geleneksel programlanabilir şantların açılış basınç seviyesinde istenmeyen değişikliklere yol açabileceğini göstermektedir. Şant teknolojilerinin gelişmesiyle birlikte 3T MR uyumlu şantlar geliştirilmiş ve böylece bu istenmeyen değişikliklerin önüne geçilmeye çalışılmıştır.

Bu tez çalışmasında özellikle üreticisi tarafından 3T MR uyumlu olduğu belirtilen Codman Certas Plus programlanabilir valfi üzerinde ölçümler gerçekleştirilmiştir. Günlük hayatımızın büyük bir parçasını oluşturan yeni teknoloji kulaklıklar ve telefonların önceki çalışmalarda kullanılan emsallerine göre daha fazla geliştiği, daha kaliteli ses ve görüntü özellikleri için daha kuvvetli hoparlörler, mikrofonlar ve optik zoom lenslerin kullanıldığı bilinmektedir. Bu nedenle iki farklı kulaklık modeli ve bir akıllı cep telefonunun yaydıkları manyetik alanlar tespit edilmiştir. Ortaya çıkan manyetik alanlar programlanabilir valf üzerinde test edilerek, valfin açılma basıncındaki değişiklikler gözlemlenmiştir.

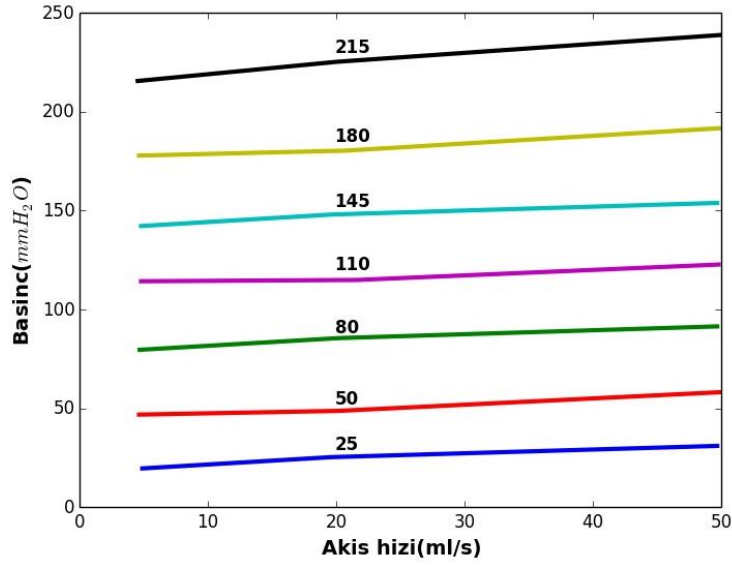
3. MATERYAL & YÖNTEM

3.1 Codman Certas Programlanabilir Şant Valfi

Nöroşirurjide sıklıkla kullanılan valflerden olan Codman Certas programlanabilir valfi 8 farklı performans seviyesine ayarlanabilir bir valftir (Şekil 3.1). Codman Certas valflerindeki döner yapının ve mıknatısların şeffaf olması sayesinde radyolojik değerlendirme gerektirmeden valfin basınç akışı performans özelliklerinin optik olarak ölçülmesi mümkündür. Bu nedenle incelemeler için bu valf seçilmiştir. Valfin 8 farklı performans seviyesi Şekil 3.2’de görüldüğü şekildedir [37]. Valf gravitasyon yönünden bağımsız olarak Şekil 3.2’deki grafikte görülen basınç değerlerinde 1.,2. ve 3. performans seviyeleri için ± 20 mmH₂O, 4. performans seviyesi için ± 25 mmH₂O, 4.,5. ve 6. performans seviyeleri için ± 35 mmH₂O tolerans aralığında çalışmaktadır. 8. performans seviyesi, valf içerisindeki akışın sınırlanması için tasarlanmıştır ve minimum 400 mmH₂O basınca sahiptir.

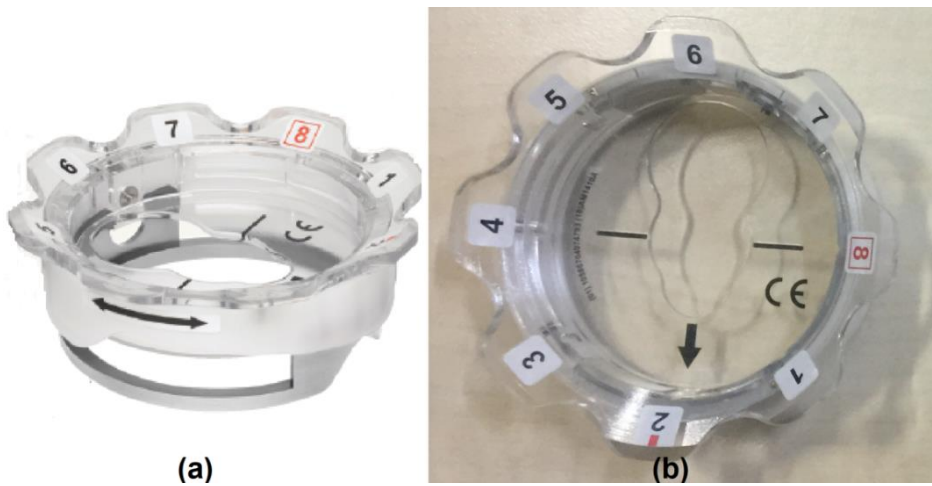


Şekil 3.1 Codman Certas Programlanabilir Valf



Şekil 3.2 Valf Açılış Basıncı Seviyeleri

Codman Certas programlanabilir valfinin performans seviyesi ayarlamaları 2 farklı konumlandırma aracı, bir gösterge aracı ve bir ayarlama aracı ile birlikte yapılmaktadır. Doku kalınlığına göre ayrı olarak kullanılan 2 farklı konumlandırma aracı vardır (Şekil 3.3). Bunlardan yüksekliği ayarlanabilir konumlandırma aracı 10 mm'nin üzerindeki doku kalınlıkları için kullanılmaktadır. Düşük seviye konumlandırma aracı ise 10 mm'ye kadarki doku kalınlıklarında kullanılmaktadır. Çalışmada şant üzerinde herhangi bir doku olmadan ayarlama gerçekleştirildiğinden düşük seviye konumlandırma aracı kullanılmıştır.



Şekil 3.3 a) Yüksekliği ayarlanabilir konumlandırma aracı b) Düşük seviye konumlandırma aracı [38]



Şekil 3.4 Konumlandırma aracının valf üzerine yerleştirilmesi [38]

Konumlandırma aracı üzerindeki siyah çizgiler valf mekanizmasının işaretli merkezi ile hizalanacak şekilde valf üzerine yerleştirilir. Valf üzerindeki akış yönü ile konumlandırma aracı üzerindeki okun aynı yöne gelmesine dikkat edilir (Şekil 3.4). Mevcut valf ayarını gözlemlemek için Şekil 3.5'teki gösterge aracı kullanılır. Valf ayarını gözlemlemek için gösterge aracı konumlandırma aracı üzerine kırmızı çizgileri aynı hizaya gelecek şekilde oturtulur. Şekil 3.5'te görülen gösterge aracına bakıldığında valfin 2. performans seviyesine ayarlandığı görülmektedir.



Şekil 3.5 Codman Certas gösterge aracı [38]

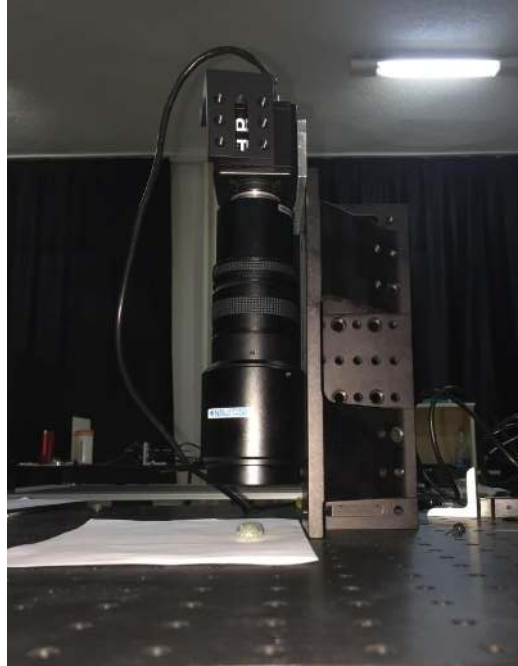
Mevcut performans ayarını değiştirmek için ise Şekil 3.6'daki ayarlama aracı kullanılmaktadır. Performans ayarını değiştirmek için ayarlama aracı konumlandırma aracı üzerine yerleştirilir ve ayarlama aracı üzerindeki ok ayarlanmak istenen performans seviyesinin olduğu yere gelene kadar ayarlama

aracı döndürölerek hareket ettirilir. Şekil 3.6'da ayarlama aracı ile valfin 5. Performans seviyesine ayarlandığı görölmektedir. Ayarlama işlemi tamamlandıktan sonra ayarlama aleti konumlandırma cihazından yukarı doğru en az 3 cm kaldırılmalı ve daha sonra valf ayarını yanlışlıkla değıştirmemek için yatay olarak uzağa hareket ettirilmelidir.



Şekil 3.6 Codman Certas ayarlama aracı

Codman Certas valfinin performans seviyelerine göre mıknatıs yönünün değışimini inceleyebilmek için bir düzenek hazırlanmıştır. Valfi net olarak görüntüleyebilmek için kamerayla birlikte zoom lens kullanılmıştır (Şekil 3.7).



Şekil 3.7 Valf görüntüsü alma düzeneği

Daha sonra alınan görüntülerde referans nokta ve tantal bilyeli mıknatıstan merkeze çizilen doğrular ile açı hesaplamaları gerçekleştirilmiştir. Çizilen doğruların merkez (başlangıç) ve bitiş noktaları bilindiğinden, denklem (3.1)'e göre vektörler elde edilmiştir. Vektörlerin büyüklüğü ise denklem (3.2) ile hesaplanmaktadır.

$$\vec{a} = \Delta x \hat{i} + \Delta y \hat{j} \quad (3.1)$$

$$|\vec{a}| = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2} \quad (3.2)$$

Eğer a ve b vektörleri sırasıyla a ve b büyüklüklerine sahipse ve aralarında θ açısı varsa, a ve b'nin skaler çarpımı,

$$\vec{a} \cdot \vec{b} = ab \cos \theta \quad (3.3)$$

olarak bulunur.

Buradan, Δx_0 :ilk vektörün x bileşeni, Δy_0 : ilk vektörün y bileşeni, Δx_1 :ikinci vektörün x bileşeni, Δy_1 : ikinci vektörün y bileşeni, θ iki vektör arasındaki açı olmak üzere,

$$\cos \theta = \frac{\Delta x_0 \cdot \Delta x_1 + \Delta y_0 \cdot \Delta y_1}{\sqrt{\Delta x_0^2 + \Delta y_0^2} \cdot \sqrt{\Delta x_1^2 + \Delta y_1^2}} \quad (3.4)$$

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{\Delta x_0 \cdot \Delta x_1 + \Delta y_0 \cdot \Delta y_1}{\sqrt{\Delta x_0^2 + \Delta y_0^2} \cdot \sqrt{\Delta x_1^2 + \Delta y_1^2}} \right) \quad (3.5)$$

Elde edilebilmektedir. Denklem 3.4 ve 3.5 kullanılarak başlangıç ve bitiş noktaları bilinen doğruların arasındaki açı(θ) hesaplanmıştır. Böylece mıknatısın maruz kaldığı manyetik akı yoğunluklarına karşılık mıknatıs açısının referans noktaya göre değişim miktarı izlenebilecektir.

Valfi üreten firma, valfin harici manyetik etkilere (3T MR dâhil) bağlı olarak istenmeyen basınç ayar değişikliklerine dayanacak şekilde tasarlandığını iddia etmektedir. Yine de MR görüntülemeyen sonra hekimin valf ayarını onaylaması gerektiğini vurgulamışlardır [38].

3.2 Hall Etki Sensörleri

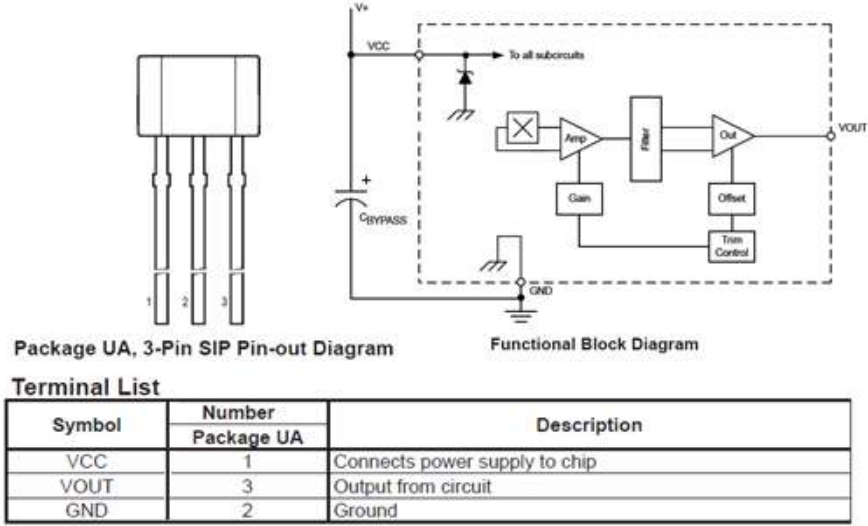
Bu çalışmada manyetik alan etkisini gözlemlemek için Hall etki sensörleri ile manyetik alan ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Hall etki sensörü maliyetinin ucuz olması ve hassasiyetinin yüksek olması sebebiyle endüstride çeşitli alanlarda kullanılmaktadır [39] [40]. Günümüzde bilinen birçok Hall etki sensörü bulunmaktadır. Fakat Hall etki sensörlerinin gürültülerden fazla etkilenmeleri bu kullanım alanlarını sınırlamaktadır. Hall etki sensörü kullanılarak ölçülen manyetik alanlarda hall etkisi düzlemi önemlidir [41] [42]. Hall etki sensörleri manyetik alan ölçümlerinin yanı sıra pozisyon algılama sistemlerinde kullanım için de idealdir.

Bu çalışmada 3 farklı Hall etki sensörü kullanılmıştır. Kullanılan sensörlerin çalışma prensibi, akım sabit tutulduğunda gerilimin manyetik alana göre lineer değişmesidir. Manyetik alan değiştiğinde sensörlerin ürettiği gerilim de değişecektir. Sensörlerin ürettiği gerilimden faydalanarak manyetik alanın değeri ölçülebilmektedir [43].

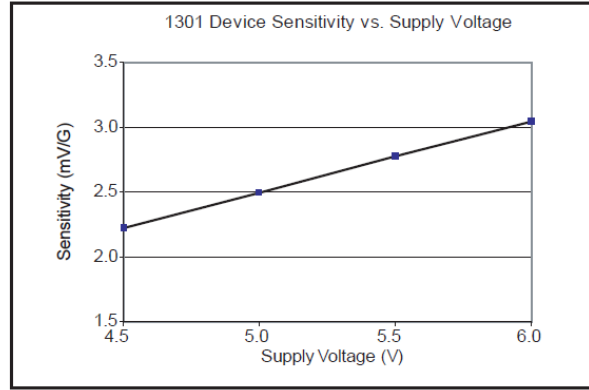
Literatürdeki pek çok sensör araştırılmış ve ölçüm hassasiyetini arttırmak için çalışma aralığına en uygun 3 sensör seçilmiştir. Bu sensörler Allegro MicroSystems firmasının ürettiği A1301 ve A1363 ve Honeywell firmasının ürettiği SS49E modeli Hall etki sensörleridir.

3.1.1 A1301 Hall etki sensörü

Allegro MicroSystems firması tarafından üretilen A1301 Hall etki sensörü, sürekli zamanlı, rasiyometrik doğrusal bir entegredir. Uygulanan bir manyetik alanla orantılı olan gerilimi doğru bir şekilde sağlamak için optimize edilmiştir. Bu sensörün hassasiyeti tipik olarak 2,5 mV/G olarak bildirilmiştir. Sensör, -40 °C ila 25 °C arasındaki sıcaklık aralıklarında endüstriyel uygulamalar için uygundur [44]. Sensörün montaj için uygun 3 pinli ultramini SIP paketi kullanılmıştır.



Şekil 3.8 A1301 sensörü fonksiyonel blok diyagramı ve bağlantı şeması [44]



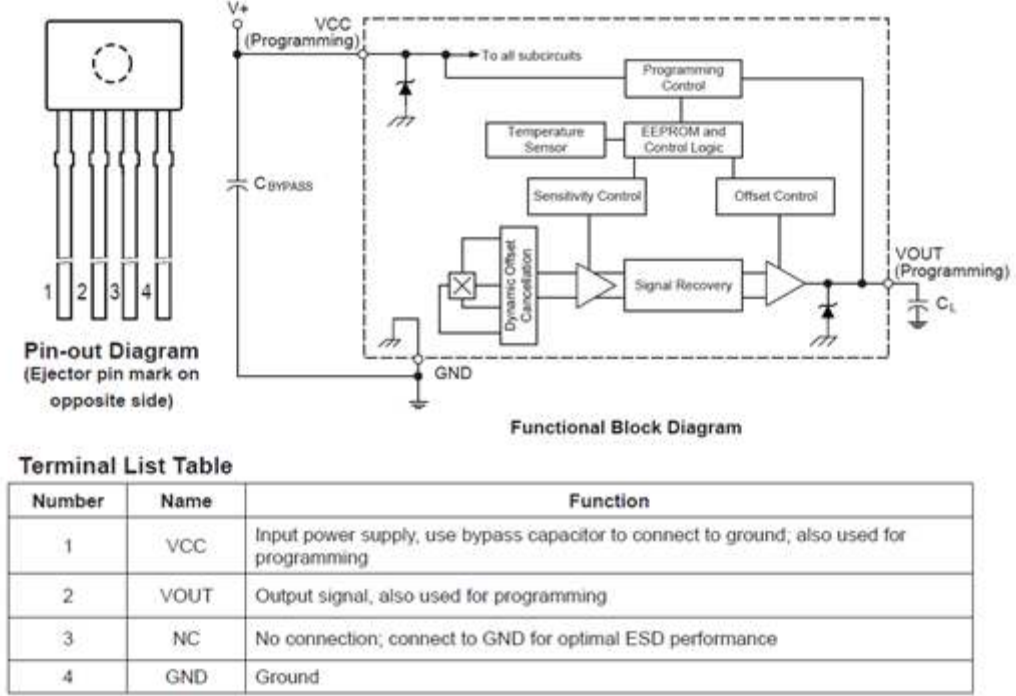
Şekil 3.9 A1301 sensörü hassasiyet eğrisi [44]

Sensörün fonksiyonel blok diyagramı Şekil 3.8’de görülmektedir. Sensör beslemesinde 5V kullanıldığı için hassasiyet 2,5 mV/G alınmıştır (Şekil 3.9). Sensörün ölçüm aralığı ± 1000 G’dir.

3.1.2 A1363 Hall etki sensörü

Allegro firmasına ait A1363 programlanabilir lineer Hall etki sensörü, bant genişliğinden ödün vermeden yüksek doğruluk ve çözünürlük elde etmek üzere tasarlanmıştır. Bu rasiyometrik Hall etki sensörü, uygulanan manyetik alanla orantılı bir çıkış voltajı sağlamaktadır. Kullanıcı, son uygulamadaki performansı optimize etmek için VCC ve çıkış pinleri üzerinde programlama yoluyla hassasiyet ve durgun (sıfır alan) çıkış voltajını ayarlayabilmektedir. Durgun çıkış voltajı,

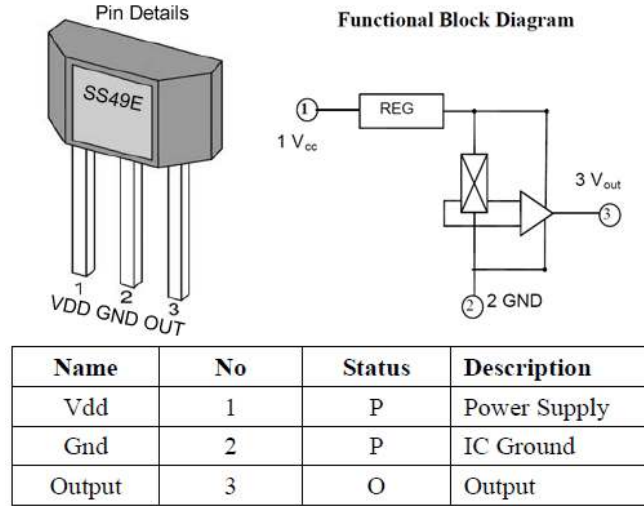
besleme voltajının (VCC) yaklaşık %50 oranında kullanıcı tarafından ayarlanabilmekte ve çıkış hassasiyeti 0,6 ila 14 mV/G aralığında ayarlanabilmektedir [45]. Sensöre ait fonksiyonel blok diyagram Şekil 3.10'da görülmektedir. Sensörün programlanmamış başlangıç hassasiyeti (9,6 mV/G) ile çalışılmıştır. ± 260 G ölçüm aralığı bulunmaktadır.



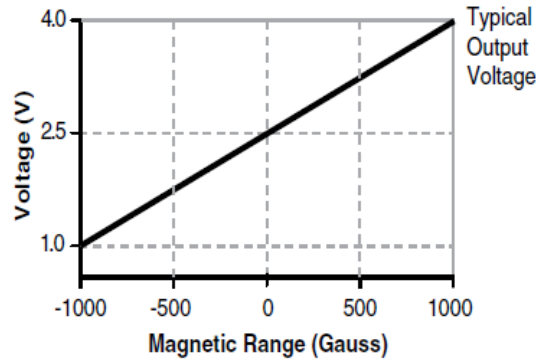
Şekil 3.10 A1363 sensörü fonksiyonel blok diyagramı ve bağlantı şeması [45]

3.1.3 SS49E Hall etki sensörü

Honeywell firmasının ürettiği SS49E, kalıcı mıknatıs veya bir elektromıknatısın manyetik alanı ile çalışan küçük, çok yönlü doğrusal Hall etki sensörüdür. Doğrusal kaynaklı çıkış voltajı, besleme voltajı ile ayarlanmakta ve manyetik alanın şiddetiyle orantılı olarak değişmektedir. Tasarımındaki ince film dirençler sıcaklık hassasiyetini azaltmaktadır. Doğrusal Hall etki sensörü, ticari, tüketici ve endüstriyel ortamlar için -40 °C ila 85 °C arası bir çalışma sıcaklığı aralığına sahiptir. Sensörün veri sayfasından alınan fonksiyonel blok diyagramı Şekil 3.11'de, performans karakteristiği ise Şekil 3.12'de görülmektedir [46]. Performans karakteristiği grafiğinden görüldüğü üzere sensörün hassasiyeti 1.5 mV/G 'tur. Ölçüm aralığı ise ± 1000 G'dir.



Şekil 3.11 SS49E sensörü fonksiyonel blok diyagramı ve bağlantı şeması [46]



Şekil 3.12 SS49E sensörü performans karakteristiği [46]

Hall etki sensörlerin devreleri oluşturularak bir tabaka üzerine belirli bir düzenle yerleştirilmiştir. Daha sonra bir L tabaka ile kızaklara monte edilecek şekle getirilmiştir. Sensör verileri Arduino programlama platformu kullanılarak kullanıcı dostu bir programlama dili ve arayüz ile mikrodenetleyici programlamayı pratik bir hale getirdiği ve bilgisayara bir USB bağlantısı ile kolayca veri aktarımı yapılabildiği için Arduino platformu tercih edilmiştir. Daha sonra Arduino'dan alınan verilerin işlenmesi Python dili ile gerçekleştirilmiştir. Python tamamen açık kaynak kodlu bir dil olduğundan lisanssız olarak rahatça kullanılabilir. Ayrıca Python, web geliştirme, bilimsel ve matematiksel hesaplama ve masaüstü grafik kullanıcı arayüzleri arasında geniş bir kullanım alanına sahiptir.

3.3 Kulaklık Ölçüm Düzenekleri

Kulaklıklar kulağın içine girerek şant implantlarına oldukça yakın mesafede kullanılmaktadır. Kulaklıkların içinde bulunan sabit mıknatısların da implante edilen şantlar üzerinde etkisi olabileceği düşünülmektedir. Bu nedenle çalışmamızda piyasada yoğun olarak kullanılan birkaç farklı kulaklığın manyetik akı yoğunlukları ölçülmüştür. Kulaklık ölçümlerinde, kulaklık yüzeyi incelenerek maksimum manyetik akı yoğunluklarına ulaşılan bölgeler tespit edilmiş ve maksimum yoğunluk görülen bölge enine bir çizgi üzerinde test edilmiştir. Ayrıca maksimum manyetik akı yoğunluğu görülen bölgeden belirli mesafelerde uzaklaşarak ölçümler yapılmış, böylece mesafeyle oluşan değişiklikler tespit edilmiştir. Bu esnada manyetik alan engelleyici tabaka sensör ile kulaklık arasına konularak manyetik akımı ne kadar engellediği gözlemlenmiştir. Ölçüm sonuçları Bulgular bölümünde sunulmuştur.

3.3.1 Apple EarPods mikrofonlu kulaklık

İlk olarak ‘Apple EarPods Mikrofonlu Kulaklık’ test edilmiştir. 15 mm yüzeye sahip kulaklıkta test edilen bölge Şekil 3.13’te görülmektedir. Apple kulaklığa ait test düzeneği de Şekil 3.14’te görülmektedir.



Şekil 3.13 Apple EarPods mikrofonlu kulaklık



Şekil 3.14 Apple kulaklık ölçüm düzeneği

3.3.2 Philips SHE1350 kulaklık

İkinci olarak ‘Philips SHE1350 Kulaklık’ modeli test edilmiştir. 17 mm yüzeye sahip kulaklıkta test edilen bölge Şekil 3.15’te görülmektedir. Philips kulaklık ölçüm düzeneği de Şekil 3.16’da görülmektedir.



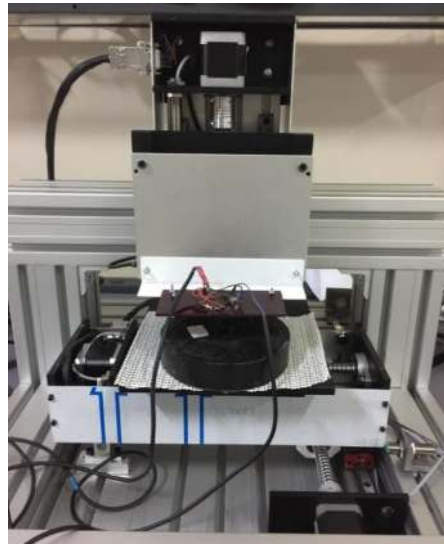
Şekil 3.15 Philip SHE1350 kulaklık



Şekil 3.16 Philips kulaklık ölçüm düzeneği

3.4 Üç Boyutlu Tarama Sistemi ile Manyetik Akı Yoğunluğu Ölçümleri

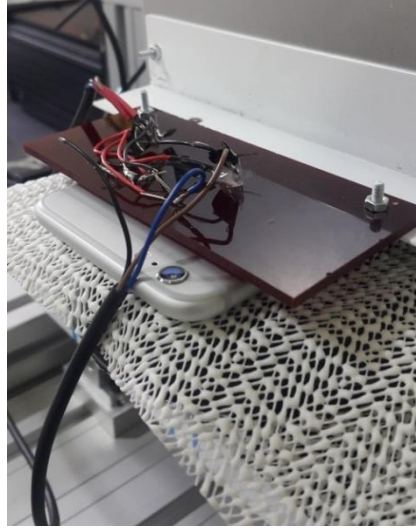
Üç boyutlu tarama, mikro hassasiyetli kızaklara monte edilen sensör tabakası sayesinde telefon yüzeyinden 1 mm den 8 mm ye kadar 0,5 milimetre aralıklarla yapılmıştır. Cep telefonları üzerindeki üç boyutlu taramaların gerçekleştirildiği sistem Şekil 3.17’de görülmektedir. Sisteme monte edilen sensör tabakası altına cep telefonu yerleştirilerek telefon üzerinde seçilen bölgeler farklı yüksekliklerde (z eksen) x - y düzleminde taranarak manyetik akı yoğunluğu ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Üç boyutlu tarama sistemi ile iPhone 6 Plus akıllı cep telefonu test edilmiştir. Cep telefonu taramalarında ölçüm aralığı yeterli genişlikte olan SS49E Hall etki sensörü tercih edilmiştir.



Şekil 3.17 Üç boyutlu tarama sistemi

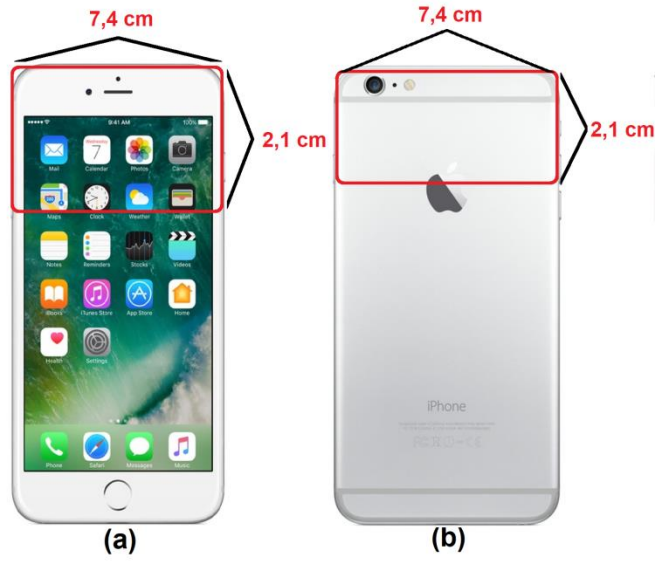
3.4.1 iPhone 6 Plus akıllı cep telefonu

iPhone 6 Plus akıllı cep telefonu incelenirken tüm yüzeyi taramak yerine 4S modelindeki sonuçlarda açıkça yoğunluk görülen bölgelerin (kamera ve hoparlör bölgeleri) taraması gerçekleştirilmiştir. Ayrıca farklılıklar olabileceği düşünülerek cep telefonun hem ön yüzeyindeki hem arka yüzeyindeki manyetik akı yoğunlukları ölçülmüştür. iPhone 6 Plus manyetik akı yoğunluğu ölçüm düzeneği Şekil 3.18’de görülmektedir.



Şekil 3.18 iPhone 6 Plus manyetik akı yoğunluğu ölçümü

Cep telefonunun kamera kısmındaki sabit mıknatısların manyetik akı yoğunluğunu gözlemlemek için cep telefonunun Şekil 3.19’da görülen ön ve arka yüzlerindeki bölgeler taranmıştır. Cep telefonunun hoparlör kısmındaki sabit mıknatısın manyetik akı yoğunluğunu gözlemlemek için ise ilk olarak cep telefonunun arka yüzeyinin Şekil 3.20 (a)’da görülen bölgesi, daha sonra ise cep telefonunun ön yüzeyinin Şekil 3.20 (b)’de görülen bölgesi taranmıştır.

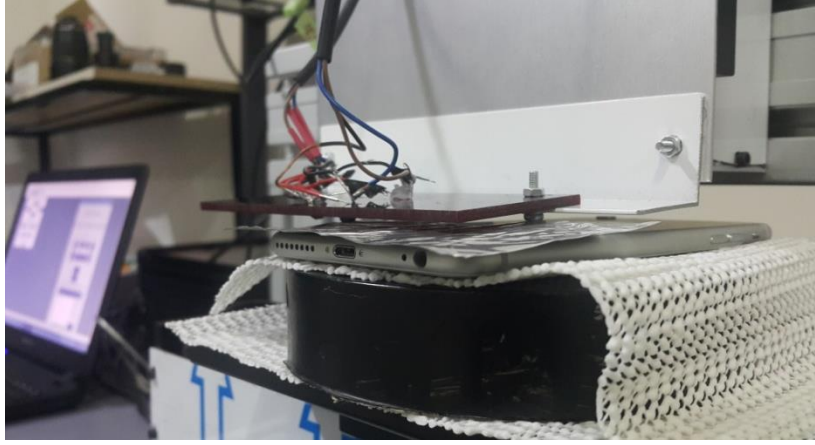


Şekil 3.19 iPhone 6 Plus kamera kısmı taranan bölgeler a) ön b) arka yüzler



Şekil 3.20 iPhone 6 Plus hoparlör kısmı taranan bölgeler a) arka b) ön yüzler

Şekil 3.19 ve Şekil 3.20'deki bölgelerin manyetik akı yoğunluklarının ölçümünün ardından cep telefonunun Şekil 3.19 (b)' de ve Şekil 3.20 (a)'da görülen arka yüzündeki bölgeleri üzerine manyetik alan engelleyici tabaka yerleştirilerek ölçümler tekrar edilmiştir. Bu sayede manyetik alan engelleyici tabakanın cep telefonu üzerindeki manyetik akı yoğunluğu nasıl değiştirdiği gözlemlenmiştir. Manyetik alan engelleyici koyularak alınan ölçüm Şekil 3.21'de görülmektedir.



Şekil 3.21 Manyetik alan engelleyici tabaka ile ölçüm alınması

Ölçümlerin tekrarlanabilirliğini tespit etmek için manyetik akı yoğunluğunun en fazla görüldüğü bölgede (hoparlör kısmı ön yüzünde yaklaşık -218 G) Şekil 3.22’de görülen bölgeden 5 kez tekrarlı olarak ölçüm alınmıştır.

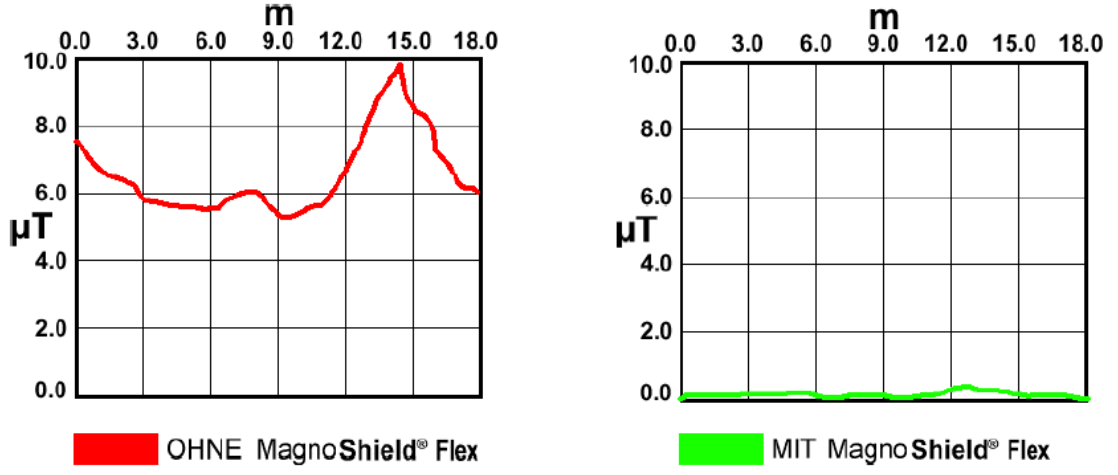


Şekil 3.22 iPhone 6 Plus tekrarlı ölçüm alınan bölge

3.5 Manyetik Alan Engelleyici Tabaka (MuShield)

Güçlü manyetik alanların etkilerini engellemek ve/veya azaltmak amacıyla manyetik alan engelleyici tabakalar üretilmiştir. Bu çalışmada, bu tip bir tabaka kullanılarak cep telefonları ve kulaklıkların manyetik akı yoğunluklarının düşürülmesi ve böylelikle programlanabilir şantlar üzerindeki etkisini azaltması yönünde incelemeler yapılmıştır. Bu amaçla, Aaronia isimli bir Alman firmasının ürettiği Aaronia MagnoShield® FLEX isimli manyetik alan engelleyici tabaka

kullanılmıştır. Ürünün veri sayfasında verilen, bir trafonun engelleyici tabaka öncesi ve sonrasında iletim sönümleme grafikleri Şekil 3.23'te görülmektedir.

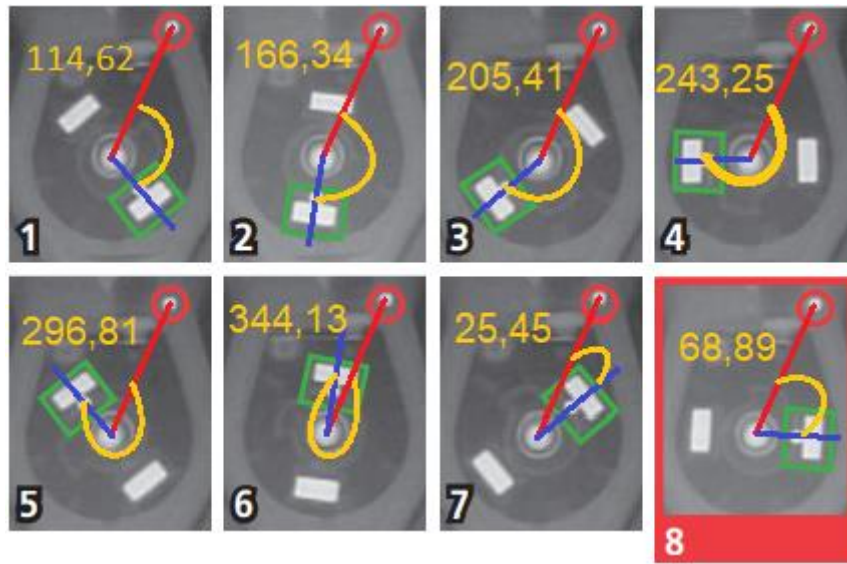


Şekil 3.23 a)Engelleyici tabaka öncesi manyetik alan, b)Engelleyici tabaka sonrası manyetik alan

4. BULGULAR

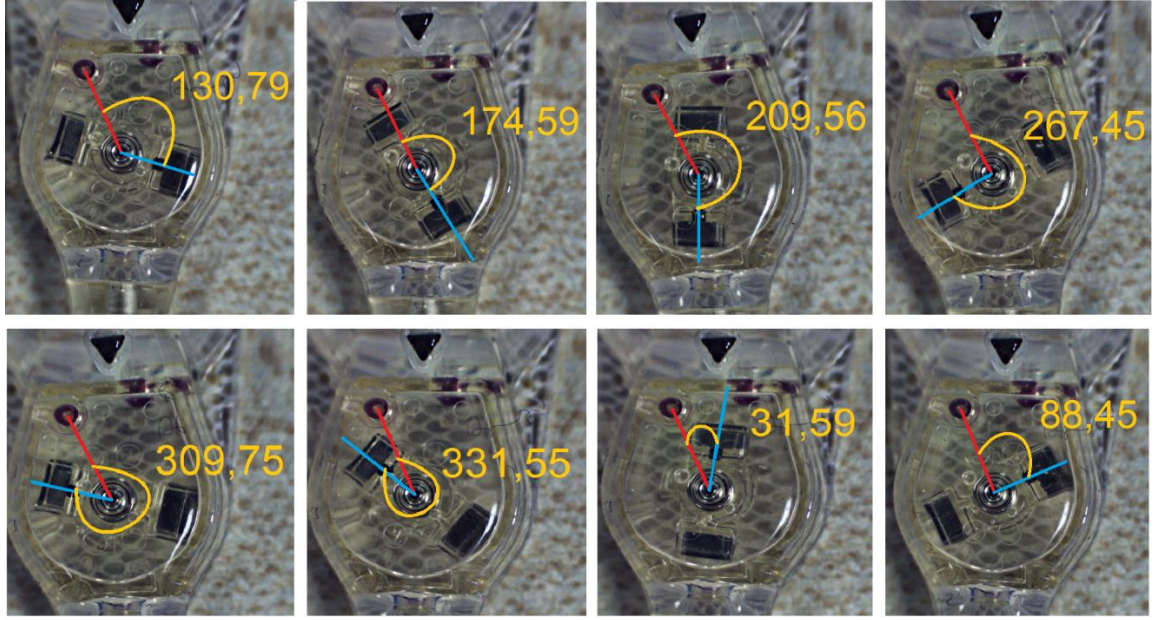
4.1 Programlanabilir Şant Valfinin Basınç Karakteristikleri

Bu çalışmada manyetik alanın programlanabilir şantlar üzerine etkilerini incelemek için mıknatıs konumunun gözle görülebileceği şekilde şeffaf olarak üretildiği Codman Certas Plus programlanabilir valfi kullanılmıştır. Valfin açılış basınçları 8 farklı performans seviyesine göre ayarlanabilmektedir. Bu performans seviyeleri Şekil 3.2’de gösterilmiştir.

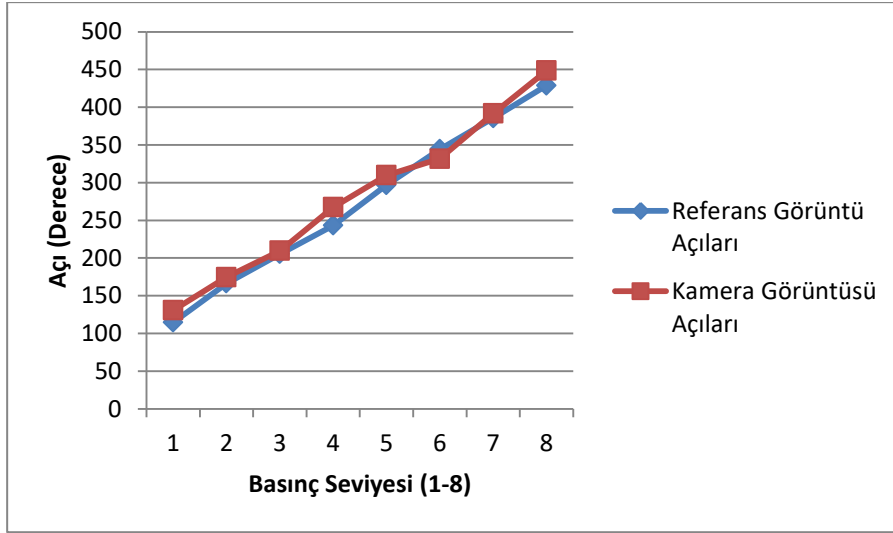


Şekil 4.1 Valf performans seviyelerine göre mıknatıs açıları

Şekil 4.1’de görüldüğü gibi Codman Certas valfinin veri sayfasından alınan görüntülerinden 8 farklı performans seviyesine göre mıknatısın konumları elde edilmiştir. Şekilde farklı performans seviyelerine göre sabit bir referans noktası ile tantal bilyalı mıknatısın arasında ölçülen açılar görülmektedir. Aynı valf, 8 farklı performans seviyesine ayarlanarak zoom lens kullanarak kamera görüntüleri elde edilmiştir (Şekil 4.2). Şekil 4.2’de görüldüğü gibi yine 8 farklı performans seviyesine göre sabit bir referans noktası ile tantal bilyalı mıknatıs arasındaki açılar ölçülmüştür. Şekil 4.3’te valfin veri sayfasından alınan görüntülerinden elde edilen açılar ile kamerayla alınan görüntülerden elde edilen açılar karşılaştırma grafiği görülmektedir. Ölçümlerin birbirine oldukça yakın çıkması kamerayla mıknatıs konumu ölçümünün doğru bir yöntem olduğunu göstermektedir.



Şekil 4.2 Valfin farklı performans seviyelerinde zoom lens kullanılarak alınan görüntüler



Şekil 4.3 Referans görüntüler ile ölçülen görüntülerin açı karşılaştırması

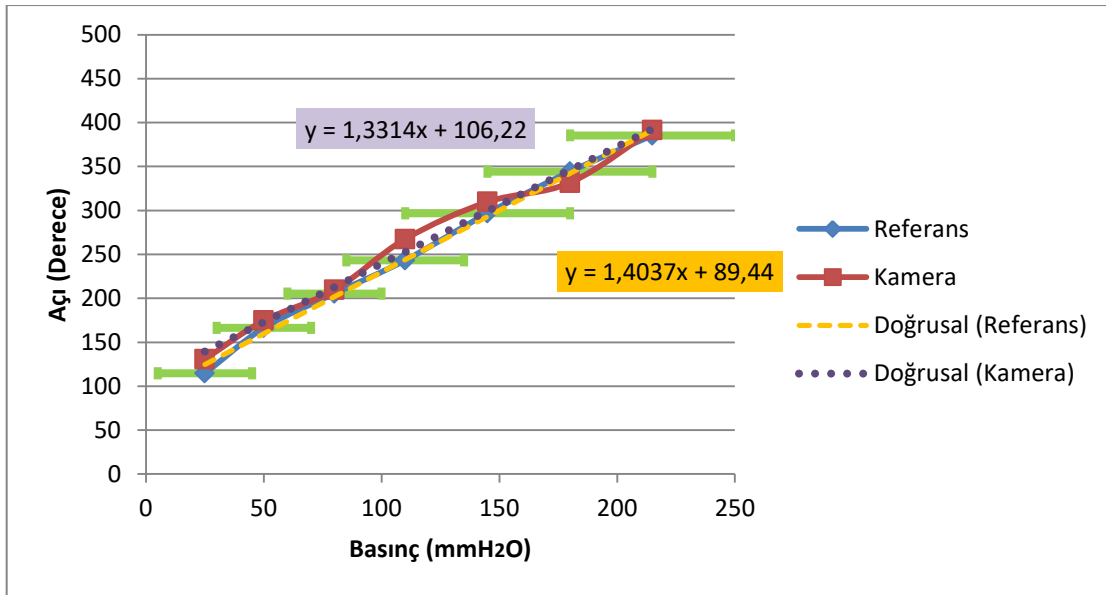
Çizelge 4.1’de ayarlanan performans seviyesine karşılık gelen referans ve kamera görüntüsü açıları, tolerans payları ile birlikte görülmektedir. Grafiklere interpolasyon uygulanarak elde edilen lineer eğri fonksiyonları Şekil 4.4’te görülmektedir. Kamera görüntülerinden elde edilen açıların lineer eğri fonksiyonu,

$$y = 1,3314x + 106,22 \quad (4.1)$$

olarak bulunmuştur. Burada y, miknatısın referans nokta ile arasındaki açıyı; x ise valfin açılış basıncını ifade etmektedir.

Çizelge 4.1 Performans seviyelerine karşılık gelen basınçlar, açılar ve tolerans payları

Performans Seviyesi Ayarı	Basınç (mmH ₂ O)	Referans Açılar (Derece)	Kamera Görüntüsü Açıları (Derece)	±Basınç Tolerans Payı (mmH ₂ O)
1	25	114,62	130,79	20
2	50	166,34	174,59	20
3	80	205,41	209,56	20
4	110	243,25	267,45	25
5	145	296,81	309,75	35
6	180	344,14	331,55	35
7	215	385,45	391,59	35
8	-	428,89	448,45	-



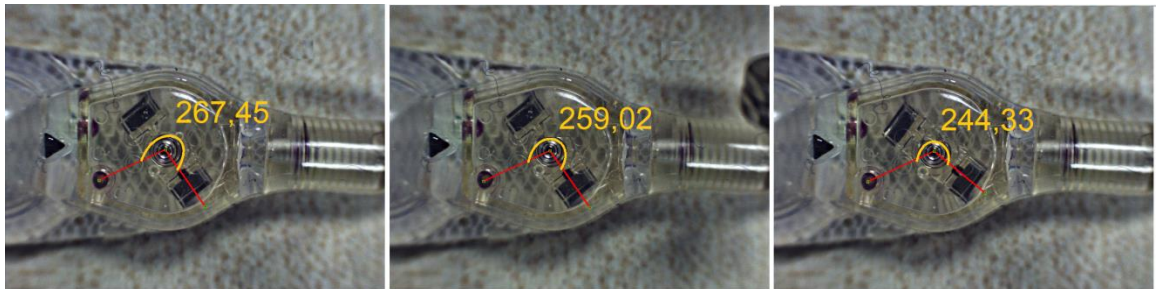
Şekil 4.4 İnterpolasyon ile lineer eğri fonksiyonlarının elde edilmesi

Daha sonra valfe sabit mıknatısın etkisini incelemek üzere valf 4. performans seviyesine (110 mmH₂O) ayarlanarak, 30G ve 90G manyetik alanlara maruz bırakılmıştır. Bu manyetik alanlar silindirik neodyum mıknatıs belirli bir uzaklıkta valfe yaklaştırılarak elde edilmiştir. Silindirik neodyum mıknatısın Şekil 4.10'da

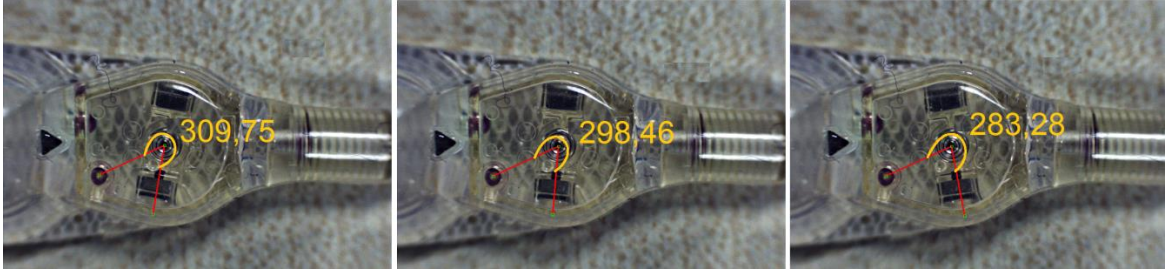
alınan ölçümleri için bir lineer eğri denklemi elde edilmiş ve 30 G ve 90 G elde edebilmek için gerekli mıknatıs mesafeleri hesaplanmıştır. Valfe 30 G manyetik alan uygulayabilmek için mıknatısın 40,5 mm mesafeye, 90 G manyetik alan uygulayabilmek için ise 33,5 mm mesafeye yerleştirilmesi gerektiği Şekil 4.12'deki manyetik akı yoğunluğu eğrisinden hesaplanmıştır.

Valf manyetik alana maruz bırakıldıktan hemen sonra tekrar kamera ile görüntüsü alınarak referans noktaya göre tantal bilyalı mıknatısın konum değişimi gözlemlenmiştir. Uygulanan farklı manyetik alanlara göre elde edilen kamera görüntüleri Şekil 4.5'te görülmektedir. Ardından aynı işlemler valf 5. performans seviyesine (145 mmH₂O) ayarlanarak tekrar edilmiştir (Şekil 4.6).

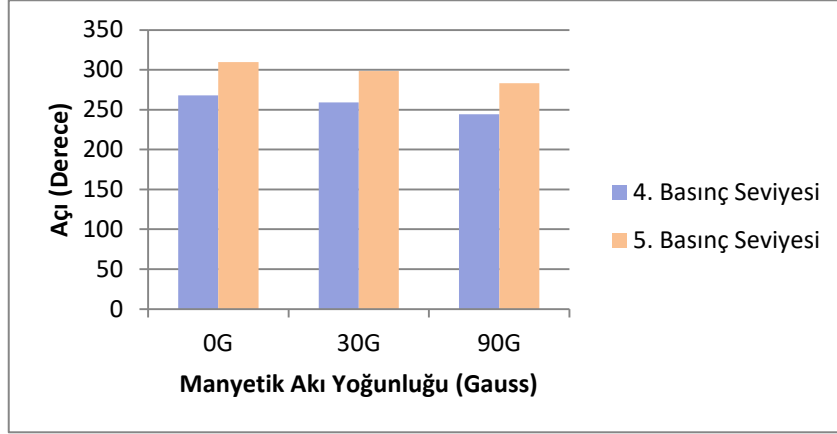
Uygulanan manyetik alana bağlı olarak, 4. ve 5. performans seviyelerindeki açı farklılıkları Şekil 4.7'de karşılaştırmalı olarak görülmektedir. 4. performans seviyesinde hiçbir manyetik etki yokken, tantal bilyalı mıknatısın referans noktayla 267,45 derece açı yaptığı görülürken, 30G manyetik alan uygulandığında bu değer 259,02 dereceye, 90G manyetik alan uygulandığında ise 244,33 dereceye düştüğü görülmektedir. Uygulanan manyetik alan arttıkça bu açının azalarak valfin 3. performans seviyesi açı aralığına yaklaştığı görülmektedir. Aynı şekilde 5. performans seviyesinde hiçbir manyetik etki yokken, tantal bilyalı mıknatısın referans noktayla 309,75 derece açı yaptığı görülürken, 30G manyetik alan uygulandığında bu değer 298,46 dereceye, 90G manyetik alan uygulandığında ise 283,28 dereceye düştüğü gözlemlenmiştir. Bu kez uygulanan manyetik alan arttıkça bu açının azalarak valfin 4. performans seviyesi açı aralığına yaklaştığı görülmektedir.



Şekil 4.5 Dördüncü performans seviyesinde (110mmH₂O) a)0G b)30G c)90G manyetik alan etkisi



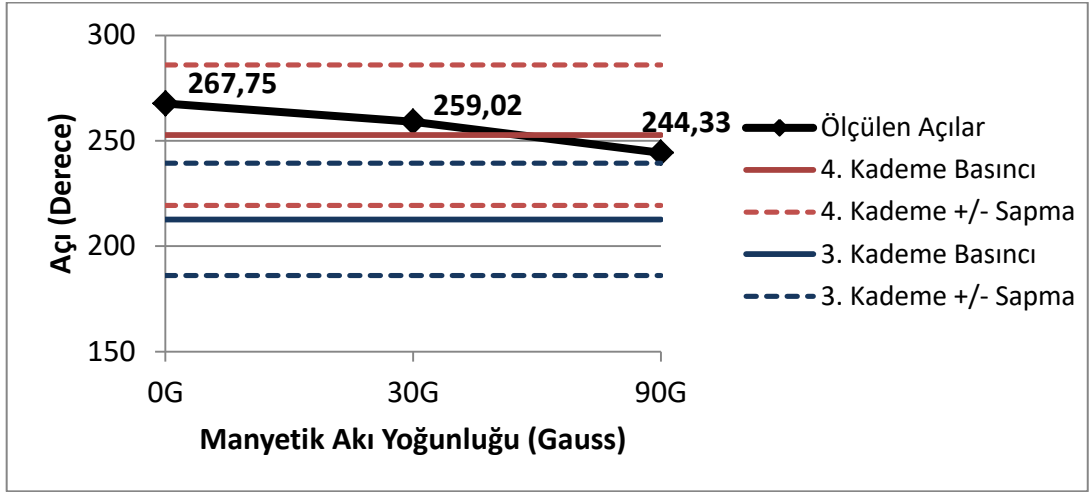
Şekil 4.6 Beşinci performans seviyesinde (145mmH₂O) a)0G b)30G c)90G manyetik alan etkisi



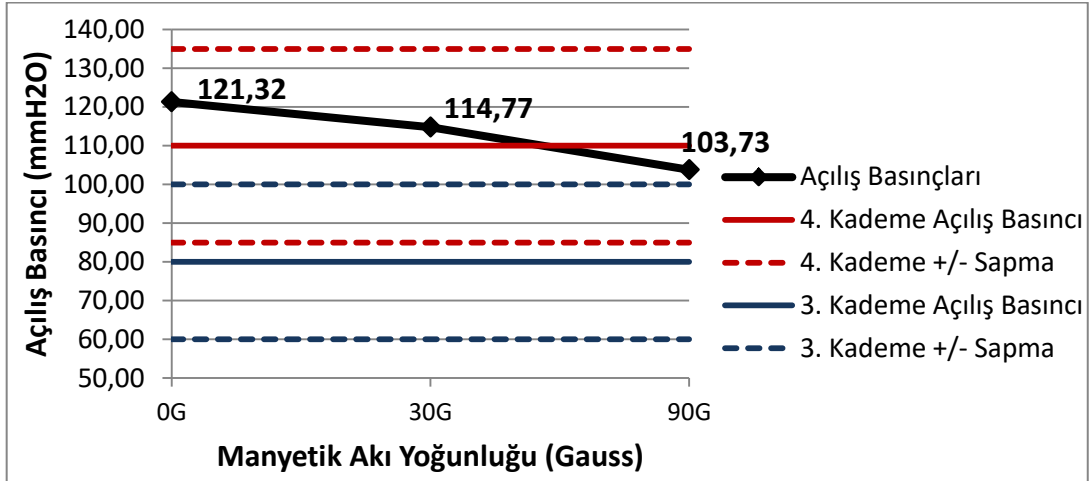
Şekil 4.7 Dördüncü ve beşinci performans seviyelerinde manyetik alan etkisi ile oluşan açılar

Şekil 4.7’de görülen açı değişimlerinin valfin performans seviyesini değiştirip değiştirmeyeceğini tespit edebilmek için test edilen performans seviyesinin bir düşük seviyesi ile karşılaştırmalar yapılmıştır. Şekil 4.7’de görülen 4. performans seviyesindeki açı değişiklikleri Şekil 4.8’de ‘Ölçülen Açılar’ etiketiyle görülmektedir. ‘3. Kademe basıncı’ ve ‘4.Kademe basıncı’ etiketleriyle ise elde edilen lineer eğri fonksiyonuna (denklem 4.1) göre 3. Ve 4. Kademe basıncına karşılık gelen açı değerleri gösterilmiştir. Grafiğe Çizelge 4.1’de görülen tolerans paylarına göre $\pm$ toleranslar eklenmiştir. Şekil 4.8’deki grafikte görüldüğü gibi, valf 30G ve 90G manyetik alana maruz kaldığında açı değeri düşmesine rağmen bir önceki kademenin performans seviyesine fazla yaklaşmamaktadır. Hatta 3. Seviyenin $\pm$ tolerans aralığına kadar bile düşmemiştir. 4. performans seviyesinde valfin açılış basıncının 110 ± 25 mmH₂O olması gerektiği bilinmektedir. Valfin açılış basıncındaki değişimi gösteren Şekil 4.9’a bakıldığında 4. performans seviyesinde 30 G manyetik alan etki ettiğinde valfin açılış basıncının 114,77 G, 90 G manyetik

alan etki ettiğinde ise valfin açılış basıncının 103,73 mmH₂O seviyesine düştüğü görülmektedir.



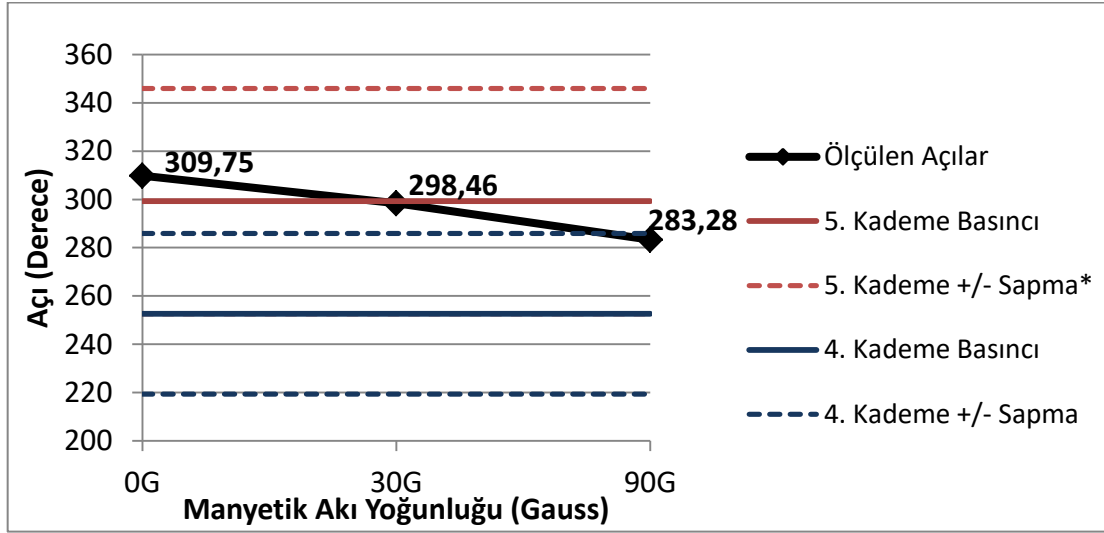
Şekil 4.8 Üçüncü ve dördüncü performans seviyelerinin karşılaştırılması



Şekil 4.9 Üçüncü ve dördüncü performans seviyelerinin açılış basınçları karşılaştırılması

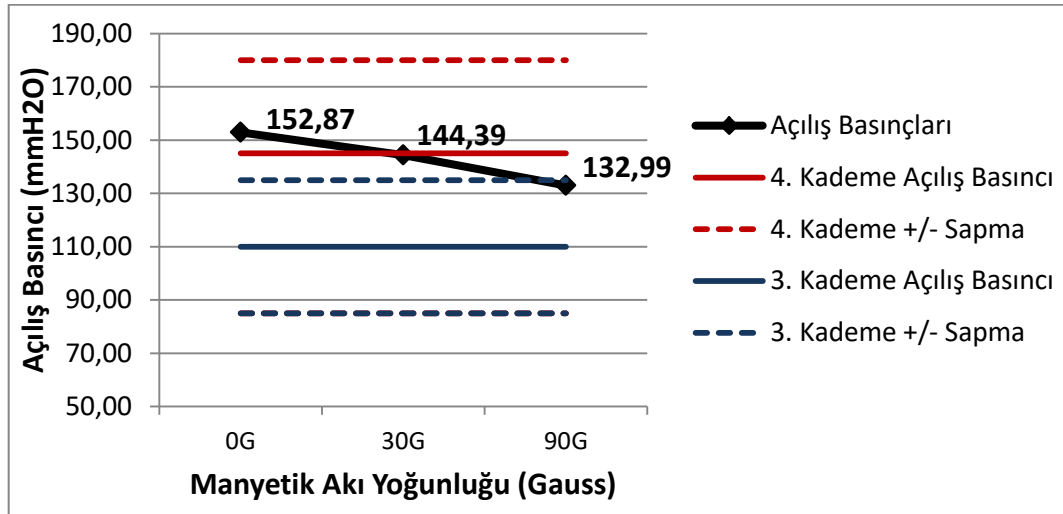
Şekil 4.7’de görülen 5. performans seviyesindeki açı değişiklikleri Şekil 4.10’da ‘Ölçülen Açılar’ etiketiyle gösterilmiştir. ‘4. Kademe basıncı’ ve ‘5. Kademe basıncı’ etiketleriyle ise elde edilen lineer eğri fonksiyonuna (denklem 4.1) göre 4. Ve 5. Kademe basıncına karşılık gelen açı değerleri gösterilmiştir. Grafiğe Çizelge 4.1’de görülen tolerans paylarına göre $\pm$ toleranslar eklenmiştir. Şekil 4.10’da görüldüğü gibi 5. performans seviyesinde 30G manyetik alan uygulandığında açı değeri azalmasına rağmen 4. performans seviyesi aralığına ulaşmamıştır. Fakat 90G manyetik alan uygulandığında 4. performans seviyesinin $\pm$ tolerans aralığına girdiği görülmektedir. 5. performans seviyesinde valfin açılış basıncının 145 ± 35

mmH₂O olması gerektiği bilinmektedir. Valfin açılış basıncındaki değişimi gösteren Şekil 4.11'e bakıldığında 5. performans seviyesinde 30 G manyetik alan etki ettiğinde valfin açılış basıncının 144,39 mmH₂O, 90 G manyetik alan etki ettiğinde ise valfin açılış basıncının 132,99 mmH₂O olduğu görülmektedir. Bu seviyeler hala aynı performans seviyesinin açılış basıncı aralığında olduğundan performans seviyesi ayarını tam olarak değiştirdiğini söyleyemeyiz. Yani 5. performans seviyesinin tolerans aralığında kaldığı gözlemlenmiştir.



*252 derece seviyesinde 5. Kademenin -sapması ile 4. Kademe basıncı üst üste geldiği için 5. kademe – sapması gözükmemektedir.

Şekil 4.10 Dördüncü ve beşinci performans seviyelerinin karşılaştırılması



*110 mmH₂O seviyesinde 5. Kademenin -sapması ile 4. Kademe basıncı üst üste geldiği için 5. kademe – sapması gözükmemektedir.

Şekil 4.11 Dördüncü ve beşinci performans seviyelerinin açılış basınçları karşılaştırılması

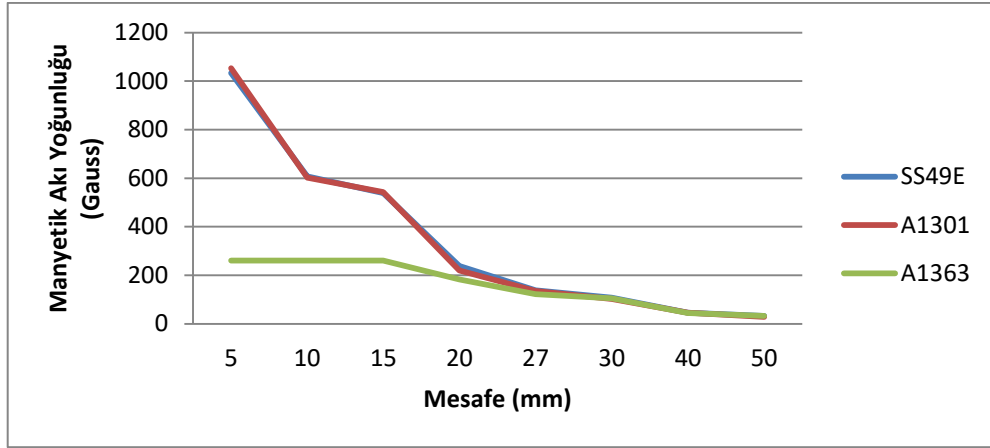
4.2 Manyetik Alan Ölçümü İçin Sensörlerin Kalibrasyonu

Materyal & Yöntem bölümünde açıklanan 3 sensörün (A1301,A1361,SS49E) devreleri kurulup bir tabaka üzerine monte edildikten sonra kalibrasyon işlemleri tamamlanarak ilk manyetik akı yoğunluğu ölçüm sonuçları alınmıştır. Sensörlerin kalibrasyonlarının ardından bir neodyum mıknatıstan farklı uzaklıklarda okunan değerler Çizelge 4.2’de görülmektedir.

Şekil 4.12’de sensörlerden okunan manyetik alan yoğunluklarının karşılaştırılması görülmektedir. SS49E ve A1301 sensörlerinin ölçüm aralıkları ± 1000 G iken A1363 sensörünün ölçüm aralığı ± 260 G olduğu için, 260 G üzerindeki manyetik alanlarda A1363 sensörü kullanılamamaktadır.

Çizelge 4.2 Silindirik neodyum mıknatısın farklı uzaklıklarda sensörlerden okunan voltaj değerleri ve manyetik alan yoğunluğu karşılıkları

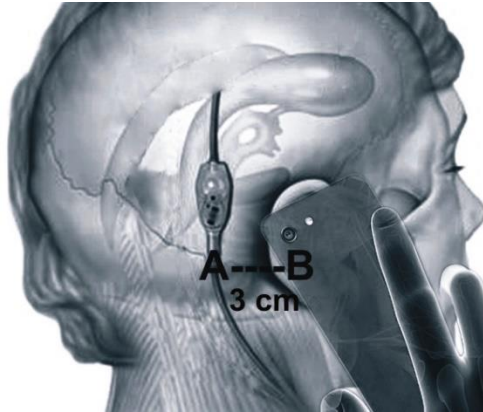
Sensör	Mesafe(mm)	Voltaj değeri (mV)	Manyetik Akı Yoğunluğu (Gauss)
SS49E	5	4106,20	1032,80
SS49E	10	3469,20	608,13
SS49E	15	3366,25	539,50
SS49E	20	2915,50	239,00
SS49E	27	2763,55	137,70
SS49E	30	2719,50	108,33
SS49E	40	2626,39	46,26
SS49E	50	2606,80	33,20
A1301	5	4047,40	1052,65
A1301	10	3386,00	602,72
A1301	15	3297,70	542,65
A1301	20	2822,40	219,32
A1301	27	2699,90	135,99
A1301	30	2650,90	102,65
A1301	40	2567,60	45,99
A1301	50	2543,10	29,32
A1363	5	4997,92	260,20
A1363	10	4997,92	260,20
A1363	15	4997,92	260,20
A1363	20	4262,94	183,64
A1363	27	3674,08	122,30
A1363	30	3513,28	105,55
A1363	40	2925,28	44,30
A1363	50	2817,47	33,07



Şekil 4.12 Farklı sensörlerden alınan manyetik akı yoğunluklarını karşılaştırma

4.3 Derinin Manyetik Alan Geçirgenliğinin Ölçülmesi

Cep telefonu, kulaklık gibi cihazlar, ventrikül içine yerleştirilen şanta yaklaşık olarak 2-3 cm kadar yaklaşmaktadırlar (Şekil 4.13) [36]. Hidrosefali hastalığı daha çok bebeklerde ve çocuklarda görülmektedir. Çocuklarda bu mesafe daha da azalmakta yaklaşık 1-2 cm seviyesine düşmektedir. Sırt vücutta derinin en kalın olduğu bölgelerden biridir ve burada bile bu kalınlık en fazla 5mm olarak bilinmektedir. Şant ve manyetik akı üreten cihaz arasındaki 2-3 cm'lik mesafenin en fazla 5mm'lik kısmının scalp (kafa derisi) olduğunu söyleyebiliriz. Scalpin manyetik alan geçirgenliği şanta ulaşan manyetik alanı değiştirebileceği düşüncesiyle tavuk derisi üzerinde bir takım testler gerçekleştirilmiştir. İnsan derisi ile tavuk derisinin yaklaşık olarak aynı etkiyi göstereceği tahmin edilmektedir.



Şekil 4.13 Şant ve manyetik alan üreten cihaz arasındaki mesafe

Silindirik bir neodyum mıknatıs üzerine tavuk derisi koyularak farklı mesafelerden manyetik akı yoğunluğu ölçümleri yapılmıştır. Ölçümlerde yaklaşık olarak 5 mm kalınlığında tavuk derisi kullanılmıştır. 0,5 cm mesafeden başlayarak 0,5 cm aralıklarla 10 cm'ye kadar ölçümler tekrar edilmiştir. Aynı mesafede tavuk derisinin manyetik akı yoğunluğu üzerinde hiçbir etkisinin olmadığı, mıknatıs üzerine tavuk derisi serildiğinde ölçüm sonuçlarını değiştirmedeği gözlemlenmiştir. Böylelikle tavuk derisinin manyetik alan geçirgenliğinin %100 olduğu söylenebilir.

4.4 Kulaklıkların Manyetik Akı Yoğunluğu Ölçümü

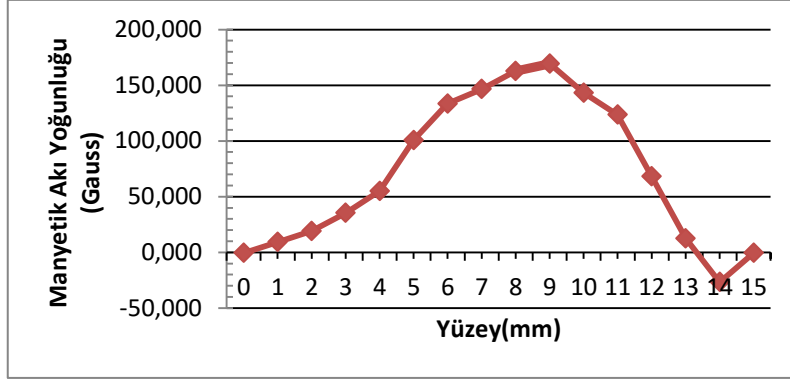
Kulaklıkların manyetik akı yoğunluklarının ölçüm düzenekleri Materyal & Yöntem bölümünde açıklanmıştır. 2 farklı kulaklık test edilmiştir (Apple EarPods, PhilipsSHE1350).

4.4.1 Apple EarPods mikrofonlu kulaklık

Apple EarPods kulaklık yüzeyindeki manyetik akı yoğunlukları Çizelge 4.3'te görülmektedir. Şekil 4.14'teki grafikte de görüldüğü gibi manyetik akı yoğunluğu kulaklığın orta hizalarında 169 Gauss'a kadar yükselmektedir.

Çizelge 4.3 Apple kulaklık iç yüzeyindeki manyetik akı yoğunlukları

Yüzey(mm)	Kulaklık (Gauss)
0	-0,533
1	9,267
2	19,067
3	35,400
4	55,000
5	100,733
6	133,400
7	146,467
8	162,800
9	169,333
10	143,200
11	123,600
12	68,067
13	12,533
14	-26,667
15	-0,530

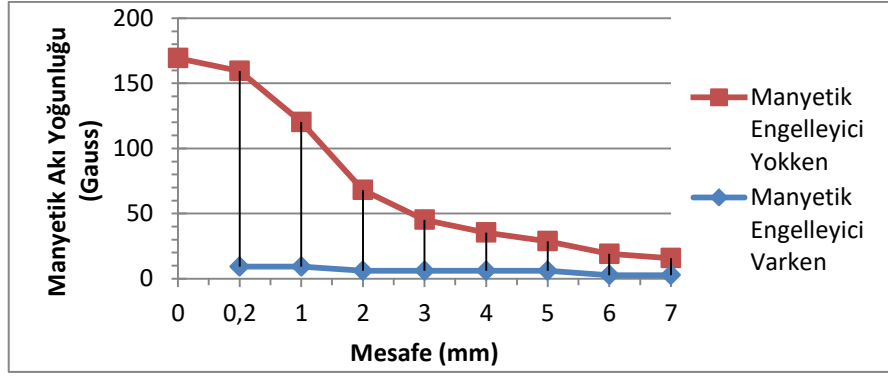


Şekil 4.14 Apple kulaklık iç yüzeyindeki manyetik akı yoğunluğu

Şekil 4.14'te görüldüğü gibi Apple kulaklıkta maksimum manyetik akı yoğunluğu 9mm sağında 169,3 Gauss olarak görülmektedir. Manyetik akı yoğunluğunun mesafeyle değişimini gözlemlemek için tam bu noktadan itibaren sensör uzaklaştırılarak ölçümler yapılmıştır. Bu ölçümler ve manyetik alan engelleyici tabaka (Aaronia MagnoShield® FLEX) kullanılarak alınan sonuçlar Çizelge 4.4'te ve Şekil 4.15'te görülmektedir.

Çizelge 4.4 Apple kulaklık üzerinde mesafeye göre manyetik akı yoğunluğu ve manyetik alan engelleyici etkisi

Mesafe(mm)	Manyetik Akı Yoğunluğu (Gauss)	Manyetik Alan Engelleyici (Gauss)
0,0	169,30	-
0,2	159,50	9,26
1,0	120,33	9,26
2,0	68,06	6,00
3,0	45,20	6,00
4,0	35,40	6,00
5,0	28,80	6,00
6,0	19,06	2,73
7,0	15,80	2,73



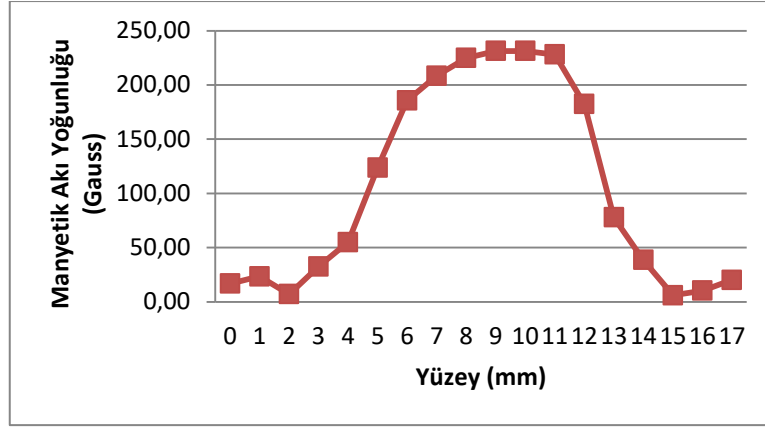
Şekil 4.15 Apple kulaklıktaki manyetik akı yoğunluğunun mesafeye göre değişimi ve manyetik alan engelleyici etkisi

4.4.2 Philips SHE1350 kulaklık

Kulaklık yüzeyindeki manyetik akı yoğunlukları Çizelge 4.5'te görülmektedir. Şekil 4.16'daki grafikte de görüldüğü gibi manyetik akı yoğunluğu kulaklığın orta hizalarında 231,4 Gauss'a kadar ulaşmaktadır. Manyetik akı yoğunluğunun mesafeyle değişimini gözlemlemek için tam bu noktadan itibaren sensör 7 mm'ye kadar uzaklaştırılarak ölçümler yapılmıştır. Bu ölçümler ve manyetik alan engelleyici tabaka (Aaronia MagnoShield® FLEX) kullanılarak alınan sonuçlar Çizelge 4.6'da ve Şekil 4.17'de görülmektedir.

Çizelge 4.5 Philips kulaklık iç yüzeyindeki manyetik akı yoğunlukları

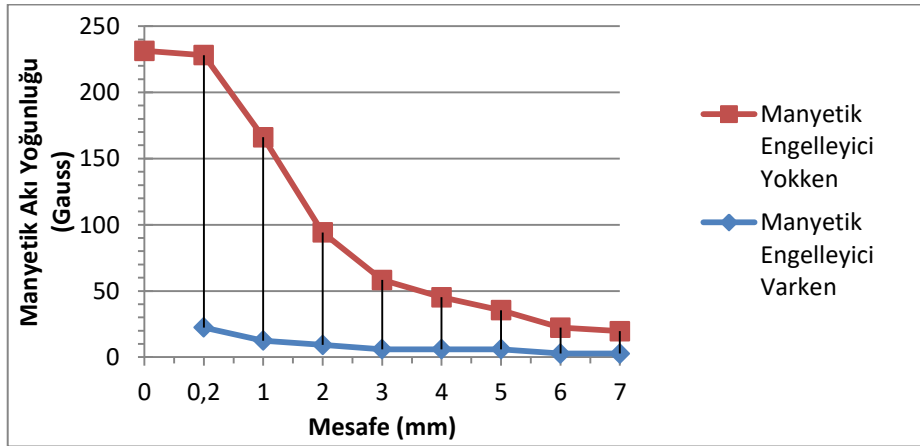
Yüzey(mm)	Philips Kulaklık (Gauss)
0	16,80
1	23,40
2	7,06
3	32,50
4	55,00
5	123,60
6	185,60
7	208,53
8	224,86
9	231,40
10	231,40
11	228,13
12	182,40
13	77,86
14	38,66
15	6,00
16	10,33
17	20,18



Şekil 4.16 Philips kulaklık iç yüzeyindeki manyetik akı yoğunluğu

Çizelge 4.6 Philips kulaklık üzerinde mesafeye göre manyetik akı yoğunluğu ve manyetik alan engelleyici etkisi

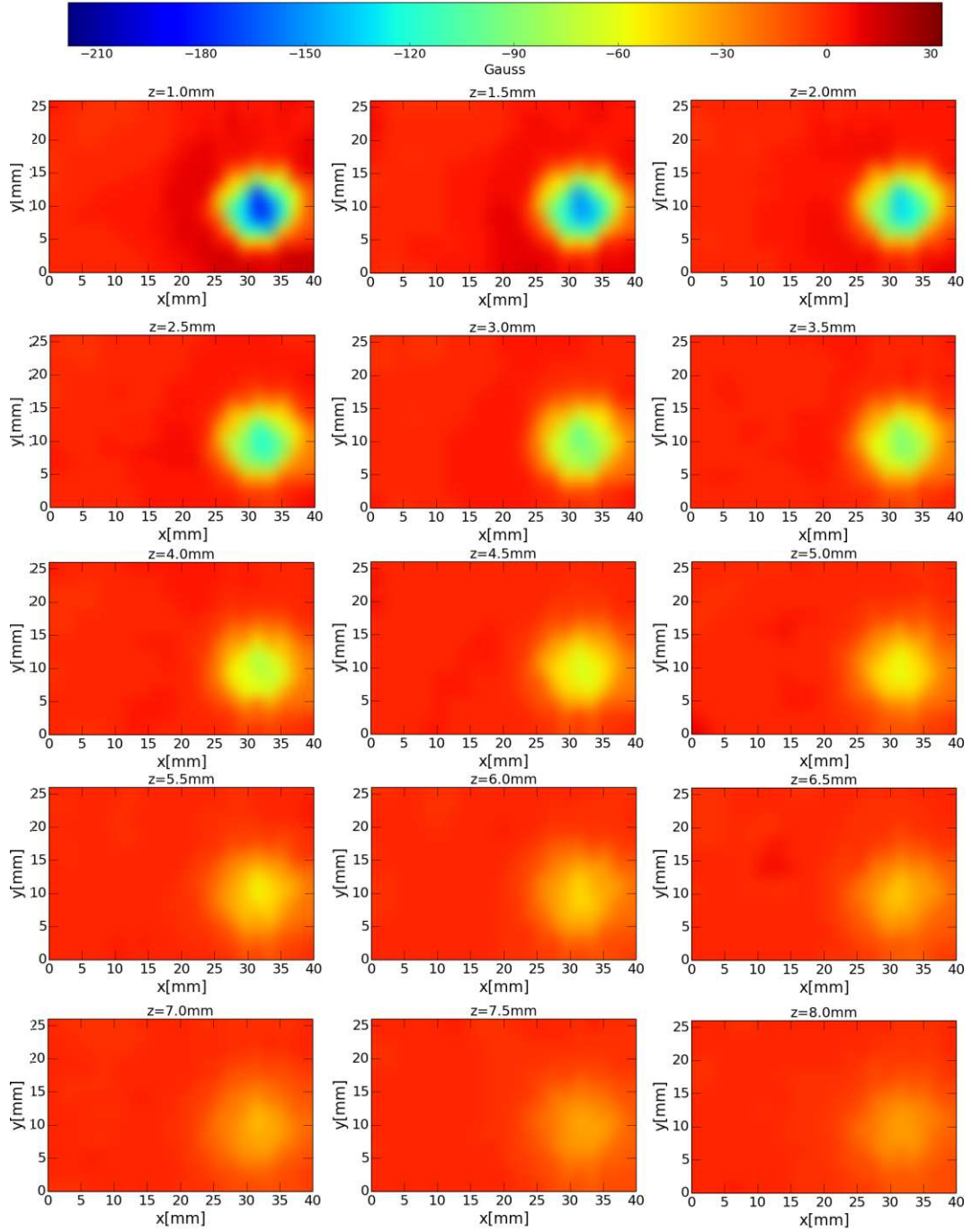
Mesafe(mm)	Manyetik Akı Yoğunluğu (Gauss)	Magnetic Shield (Gauss)
0,0	231,40	-
0,2	228,13	22,33
1,0	166,06	12,53
2,0	94,20	9,26
3,0	58,26	6,00
4,0	45,20	6,00
5,0	35,40	6,00
6,0	22,30	2,73
7,0	19,66	2,73



Şekil 4.17 Philips kulaklıktaki manyetik akı yoğunluğunun mesafeye göre değişimi ve manyetik alan engelleyici etkisi

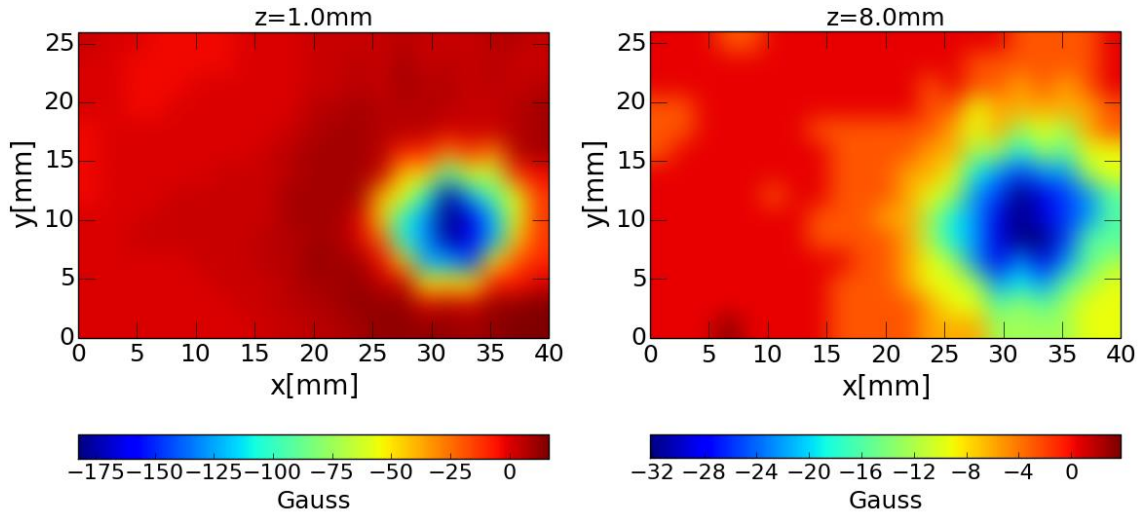
4.5 Iphone 6 Plus Akıllı Cep Telefonu Manyetik Akı Yoğunluğu Ölçümü

IPhone 6 Plus akıllı cep telefonunun hoparlör kısmının ön yüzünden (41x26 mm) (Şekil 3.20(b)) ölçülen manyetik akı yoğunluklarıyla oluşturulan manyetik haritalar Şekil 4.18’de görülmektedir. Şekil 4.18’de görüldüğü gibi manyetik alan üreten kaynağa olan mesafe arttıkça manyetik akı yoğunluğu azalmaktadır.



Şekil 4.18 iPhone 6 Plus hoparlör kısmı ön yüzü farklı uzaklıklardaki manyetik haritaları

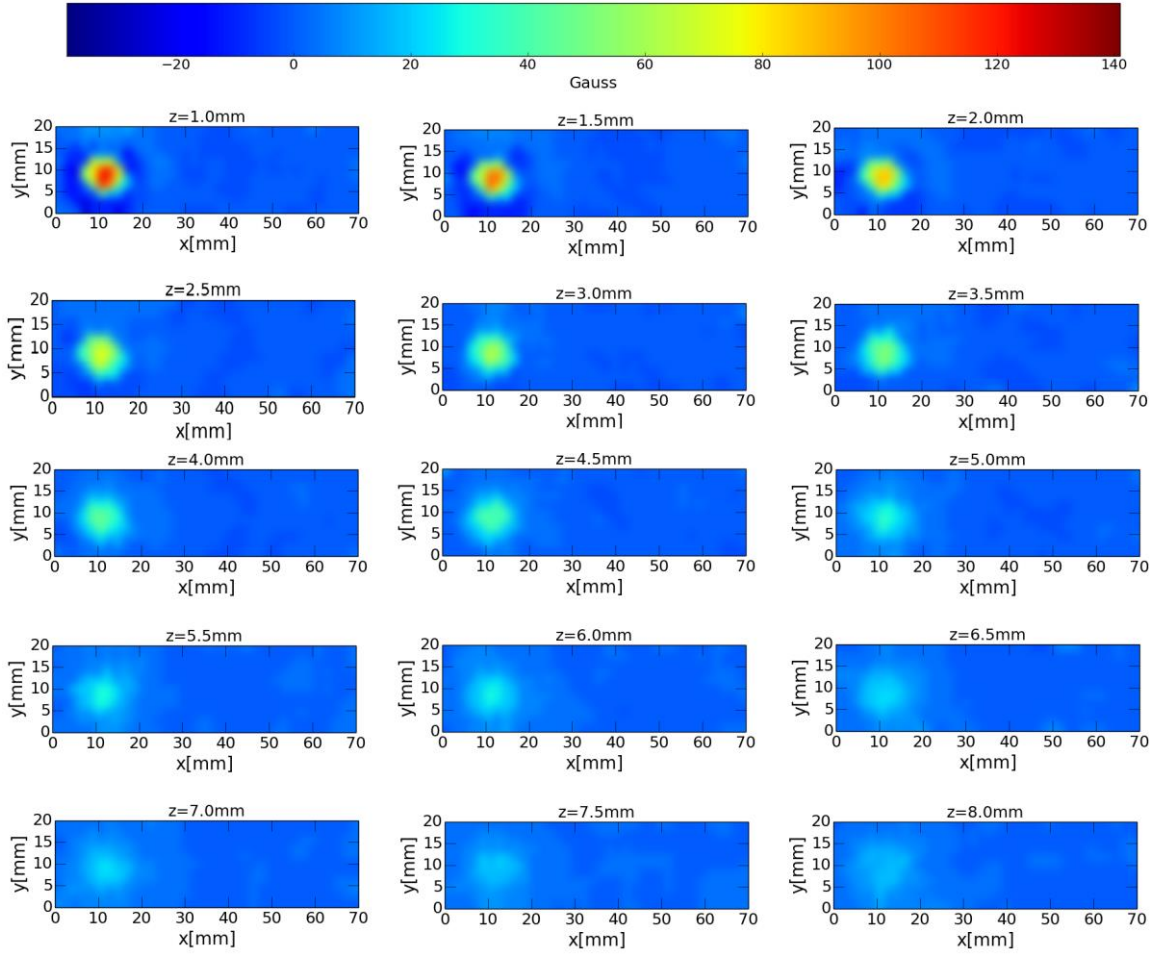
Şekil 4.19’da farklı uzaklıklardaki ölçümler kendilerinin maksimum ve minimum değerlerine uygun skalada renklendirilerek haritalar oluşturulmuştur. Hoparlör kısmının ön yüzünde hoparlöre en yakın noktadan (1mm) alınan ölçümlerde maksimum manyetik akı yoğunluğu -218 G olarak ölçülmüştür. 8 mm mesafeden ölçüm alındığında ise bu değer -32 G seviyesine kadar düşmüştür. Ölçümlerdeki negatif değerler manyetik akı yoğunluğunun kuzey kutuptan etki ettiğini, pozitif değerler ise güney kutuptan etki ettiğini ifade etmektedir. Manyetik alan kaynağından uzaklaştıkça manyetik akı yoğunluğu yayılarak azalmaktadır.



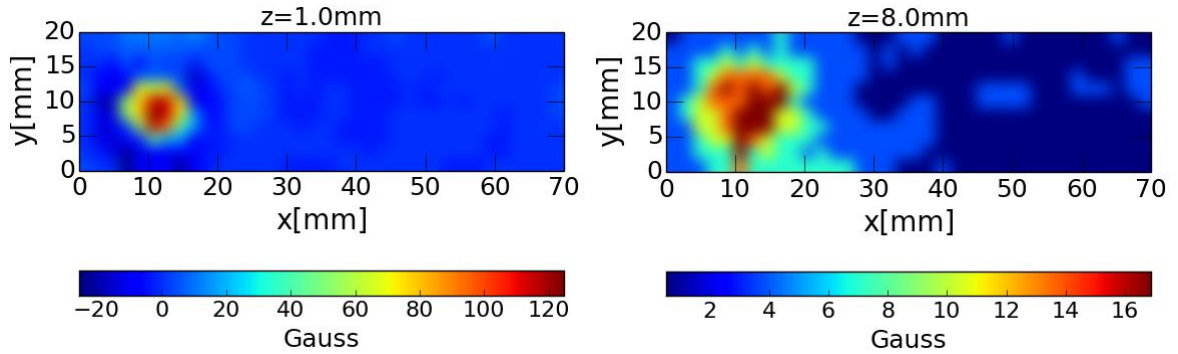
Şekil 4.19 Hoparlör kısmı ön yüzü 1mm ve 8 mm mesafelerde manyetik akı yoğunluğu haritaları

Cep telefonunun hoparlör kısmı arka yüzünde Şekil 3.20 (a)’da görülen bölgeden (70x20 mm) alınan manyetik akı yoğunluklarıyla oluşturulan haritalar Şekil 4.20’de görülmektedir. Bu bölgede ölçüm alınan en yakın mesafede (1mm) maksimum akı yoğunluğu 140 G seviyelerine kadar ulaşmaktadır. Maksimum akı yoğunluğu telefonun hoparlöründen kaynaklanmaktadır.

Şekil 4.21’de farklı uzaklıklardaki ölçümler kendilerinin maksimum ve minimum değerlerine uygun skalada renklendirilerek haritalar oluşturulmuştur. Hoparlör kısmının ön yüzünde en yakın noktadan (1mm) alınan ölçümlerde maksimum manyetik akı yoğunluğu 125 G olarak ölçülmüştür. 8 mm mesafeden ölçüm alındığında ise bu değer 17 G seviyesine kadar düşmüştür. Manyetik alan kaynağından uzaklaştıkça manyetik akı yoğunluğu yayılarak azaldığı görülmektedir.



Şekil 4.20 iPhone 6 Plus hoparlör kısmı arka yüzü farklı uzaklıklardaki manyetik haritaları

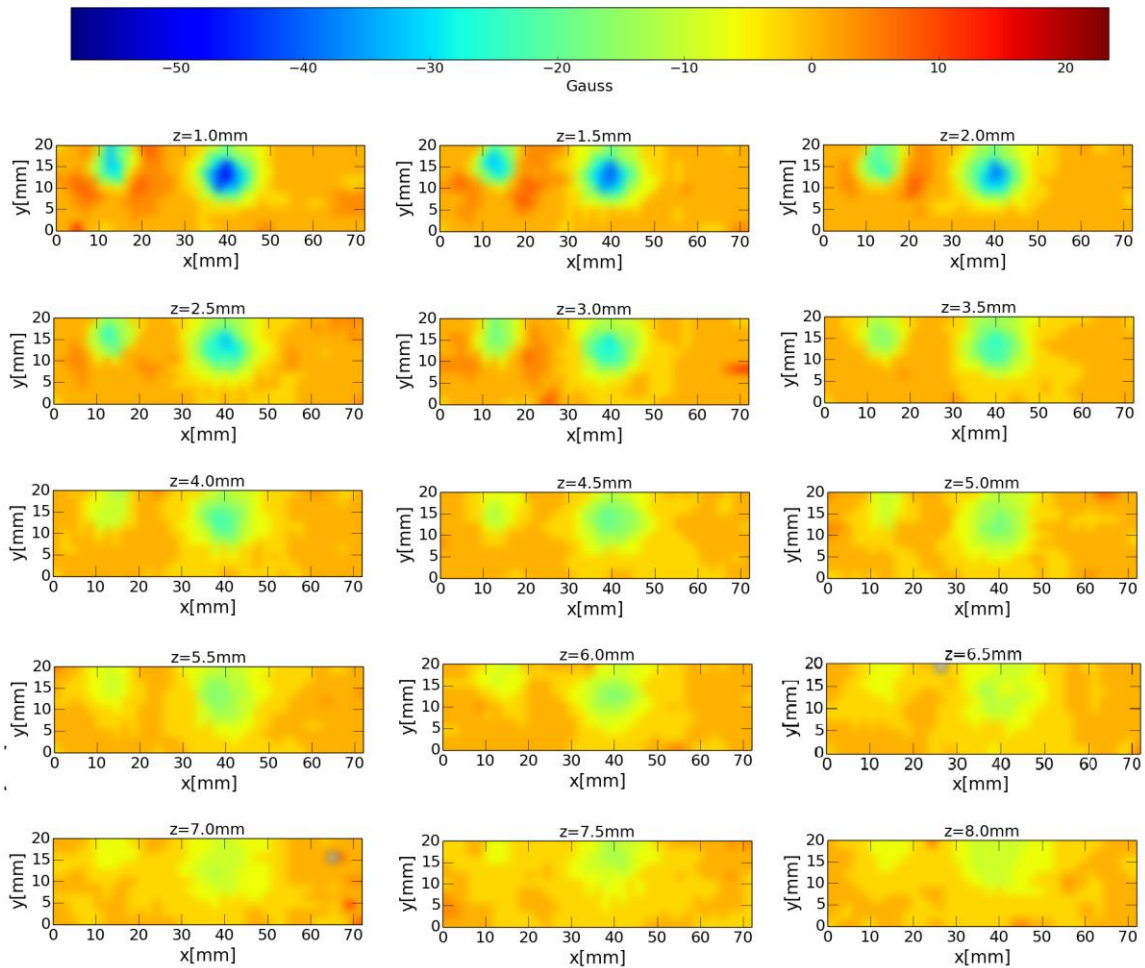


Şekil 4.21 Hoparlör kısmı arka yüzü 1mm ve 8 mm mesafelerde manyetik akı yoğunluğu haritaları

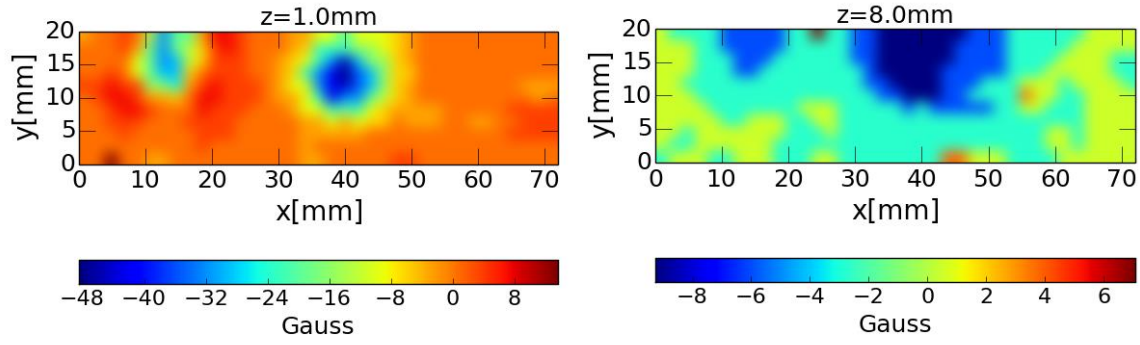
Şekil 4.22'de cep telefonunun kamera kısmının ön yüzünün Şekil 3.19 (a)'da görülen bölgesinden (74x21 mm) alınan ölçümlerin manyetik haritaları görülmektedir. Yine mesafe arttıkça manyetik akı yoğunluklarının azaldığı hatta

yavaş yavaş manyetik etkinin yok olduğu görülmektedir. Kamera bölgesinin ön tarafında manyetik akı yoğunluğunun kuzey kutupta baskınlık gösterdiği görülmektedir. En yakın mesafedeki ölçümde (1 mm) maksimum akı yoğunluğunun -58 G seviyesinde olduğu görülmektedir.

Şekil 4.23'te ise cep telefonunun kamera kısmının ön yüzünde farklı skalalarda 1 mm ve 8 mm'deki maksimum akı yoğunluğu haritaları görülmektedir. Mesafe arttığında manyetik akı yoğunluğunun dağıldığı görülmüştür. Maksimum manyetik akı yoğunluğu 1 mm'de yaklaşık -50 G seviyesinde iken 8 mm'de -9 G seviyesine kadar düşmüştür.



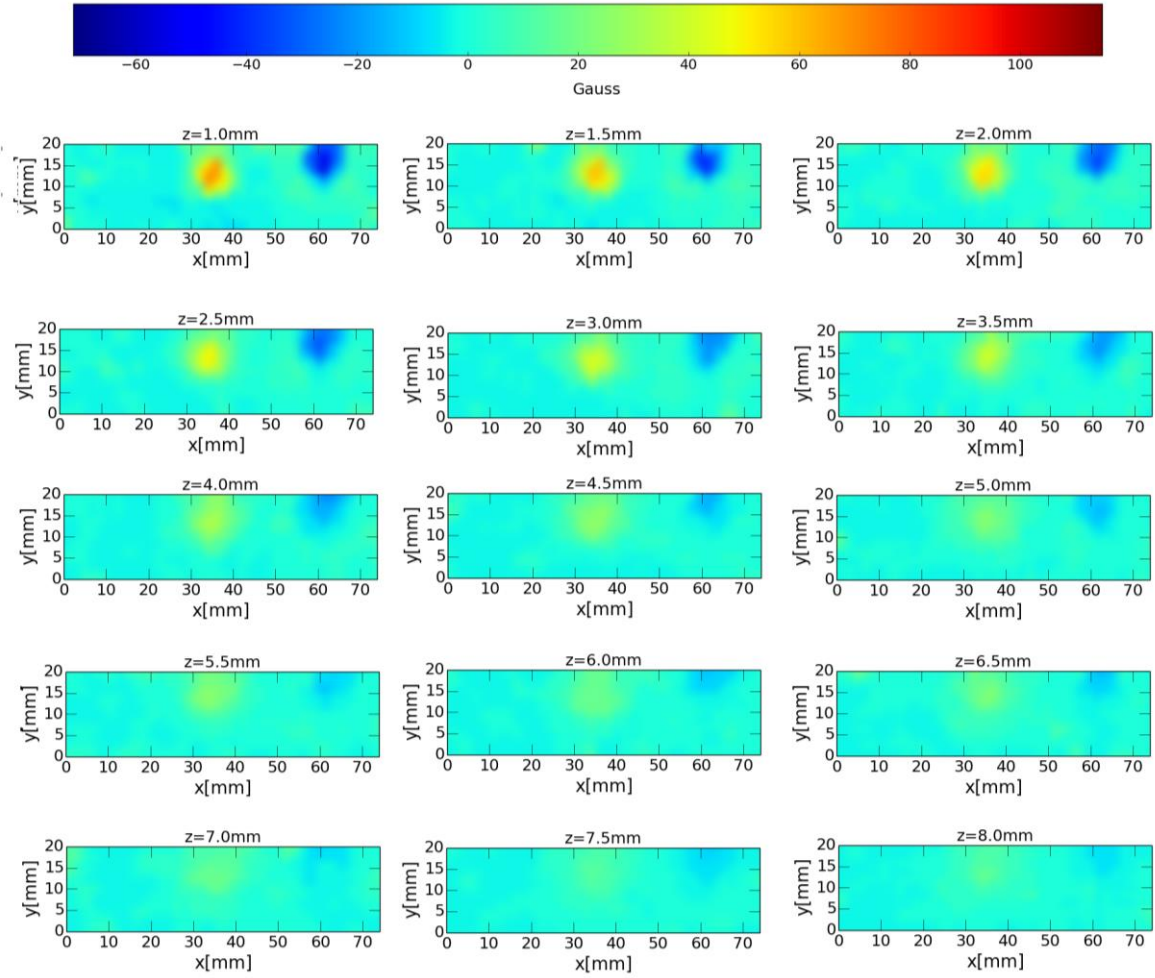
Şekil 4.22 iPhone 6 Plus kamera kısmı ön yüzü farklı uzaklıklardaki manyetik haritaları



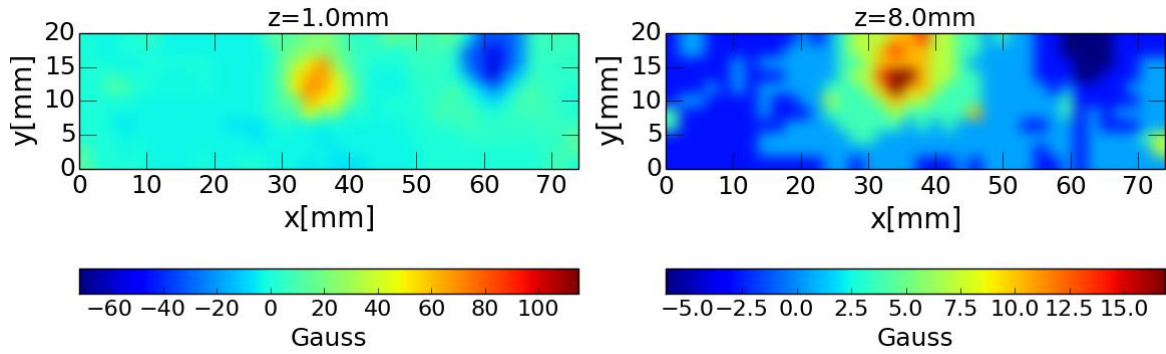
Şekil 4.23 Kamera kısmı ön yüzü 1mm ve 8 mm mesafelerde manyetik akı yoğunluğu haritaları

Cep telefonunun kamera kısmının Şekil 3.19 (b) 'de görülen arka yüzünde seçilen bölge (74x21 mm) taranarak farklı mesafelerde aynı skalada çizdirilen manyetik haritalar Şekil 4.24'te görülmektedir. Kamera bölgesinin arka tarafında manyetik akı yoğunluğunun pozitif kutupta baskınlık gösterdiği görülmektedir. Telefonun kamera kısmı arka yüzünde en yakın mesafeden (1 mm) ölçülen maksimum akı yoğunluğu 114 G seviyelerindedir. Bununla birlikte negatif kutupta da yaklaşık -71 G kadar manyetik akı yoğunluğu görülmektedir.

Cep telefonunun kamera kısmının arka yüzünde 1 mm ve 8 mm mesafede alınan ölçümlerin farklı skalalarda çizdirilmiş manyetik haritaları Şekil 4.25'te görülmektedir. Maksimum manyetik akı yoğunluğu 1 mm mesafede yaklaşık 114 G seviyesindeyken, 8 mm mesafede 17 G seviyelerine düştüğü görülmektedir.



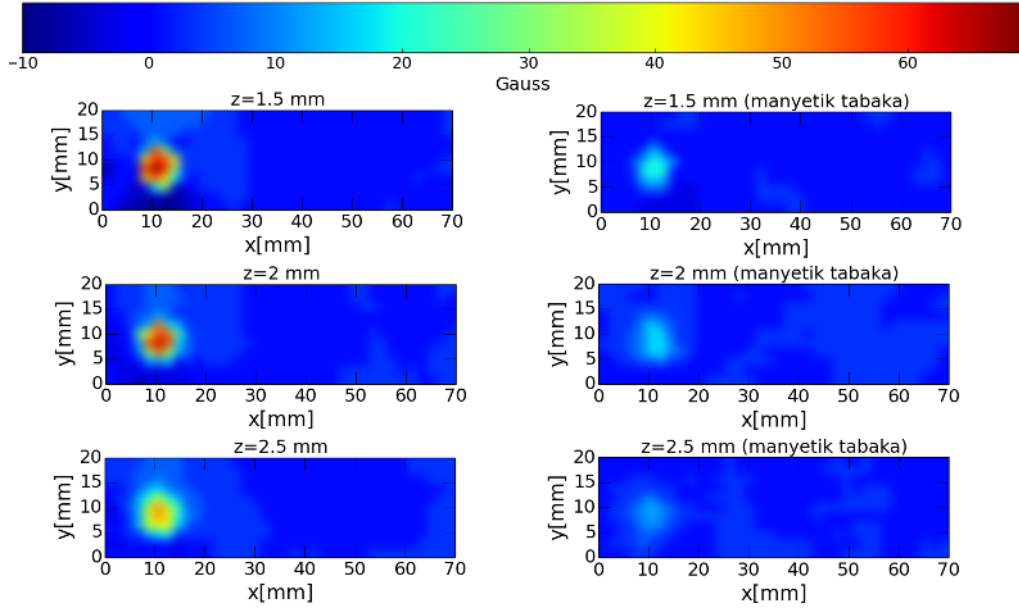
Şekil 4.24 iPhone 6 Plus kamera kısmı arka yüzü farklı uzaklıklardaki manyetik haritaları



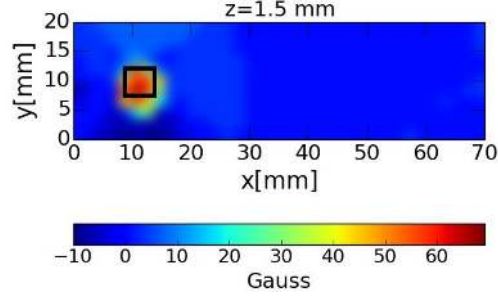
Şekil 4.25 Kamera kısmı arka yüzü 1mm ve 8 mm mesafelerde manyetik akı yoğunluğu haritaları

4.5.1 iPhone 6 Plus akıllı cep telefonunun manyetik akı yoğunluğuna manyetik alan engelleyici tabaka etkisi

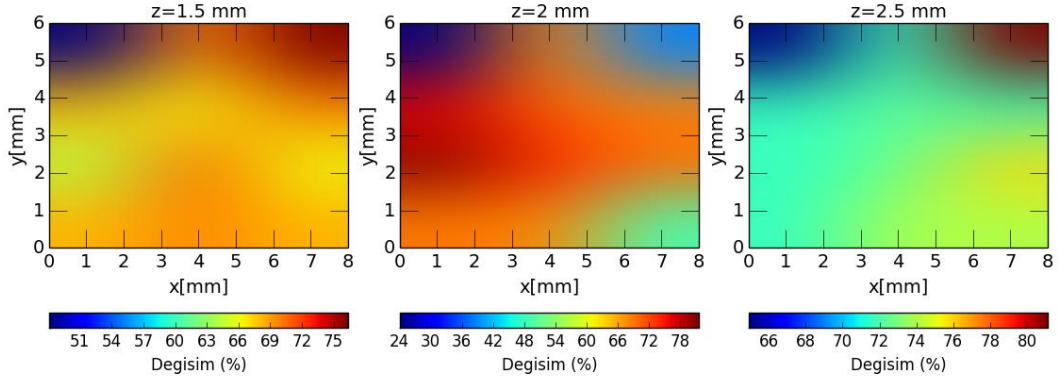
iPhone 6 Plus akıllı cep telefonunun arka hoparlör kısmında belirli mesafelerde (1.5 mm, 2 mm, 2.5 mm) manyetik alan engelleyici tabaka yokken ve engelleyici tabaka koyularak manyetik akı yoğunlukları ölçülmüştür (Şekil 4.26). Manyetik engelleyici tabakanın telefon üzerindeki manyetik akı yoğunluğunu ne kadar zayıflattığını tespit edebilmek için yoğunluğun maksimum olduğu Şekil 4.27’de gösterilen bölgedeki (8 mm x 6 mm) manyetik alan engelleyici tabaka varlığı ve yokluğundaki değerler karşılaştırılmıştır. Şekil 4.28 üç farklı mesafedeki ölçümler için değişim miktarlarını göstermektedir. Her üç mesafede de manyetik alan engelleyici tabakanın manyetik akı yoğunluğunu ortalama %70 seviyesinde düşürdüğü görülmüştür.



Şekil 4.26 Cep telefonunun arka hoparlör kısmında farklı mesafelerde manyetik alan engelleyici tabaka etkisi

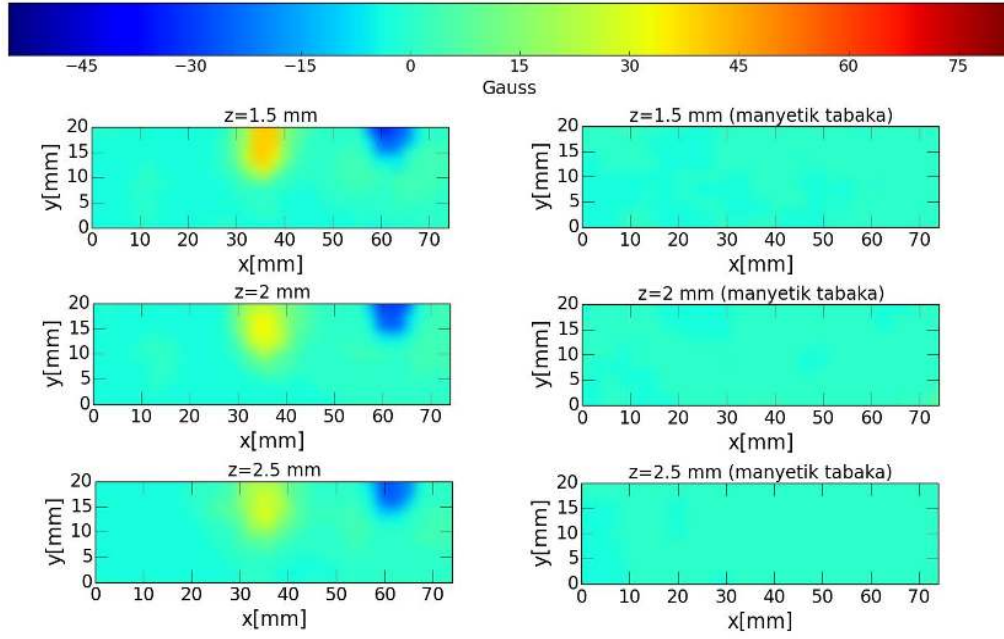


Şekil 4.27 Manyetik alan engelleyici tabakanın engelleme seviyesini belirlemek için hoparlör kısmında seçilen bölge

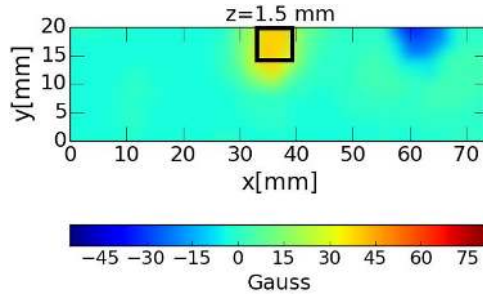


Şekil 4.28 Cep telefonunun arka hoparlör kısmında farklı mesafelerde manyetik alan engelleyici tabakanın zayıflatma miktarları

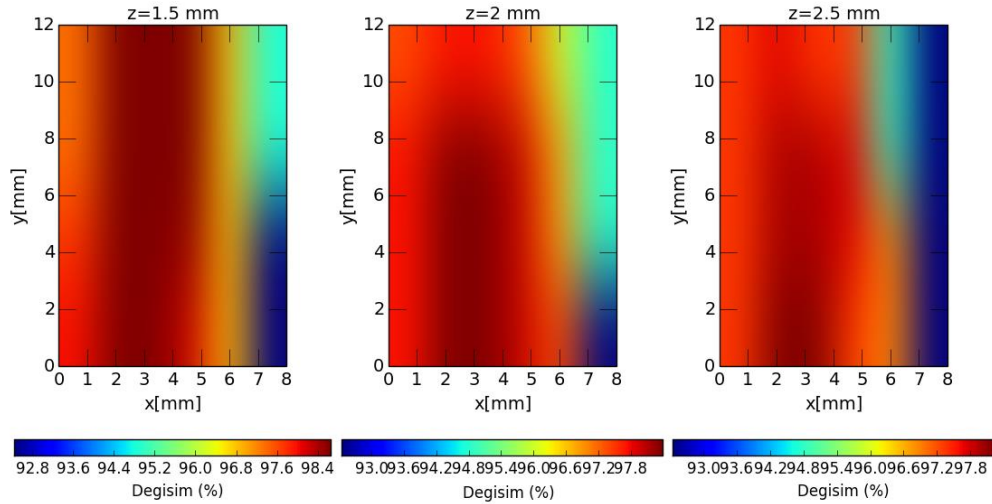
Cep telefonunun arka hoparlör kısmı için yapılan işlem arka kamera kısmı için de tekrar edilmiştir. Yine farklı mesafelerde (1.5 mm, 2 mm, 2.5 mm) manyetik alan engelleyici tabaka yokken ve engelleyici tabaka koyularak manyetik akı yoğunlukları ölçülmüştür (Şekil 4.29). Manyetik engelleyici tabakanın telefon üzerindeki manyetik akı yoğunluğunu ne kadar zayıflattığını tespit edebilmek için yoğunluğun maksimum olduğu Şekil 4.30'da gösterilen bölgedeki (8 mm x 12 mm) manyetik alan engelleyici tabaka varlığı ve yokluğundaki değerler karşılaştırılmıştır. Şekil 4.31 üç farklı mesafedeki ölçümler için değişim miktarlarını göstermektedir. Her üç mesafede de manyetik alan engelleyici tabakanın manyetik akı yoğunluğunu ortalama %90'ın üzerinde düşürdüğü görülmüştür.



Şekil 4.29 Cep telefonunun arka kamera kısmında farklı mesafelerde manyetik alan engelleyici tabaka etkisi



Şekil 4.30 Manyetik alan engelleyici tabakanın engelleme seviyesini belirlemek için kamera kısmında seçilen bölge

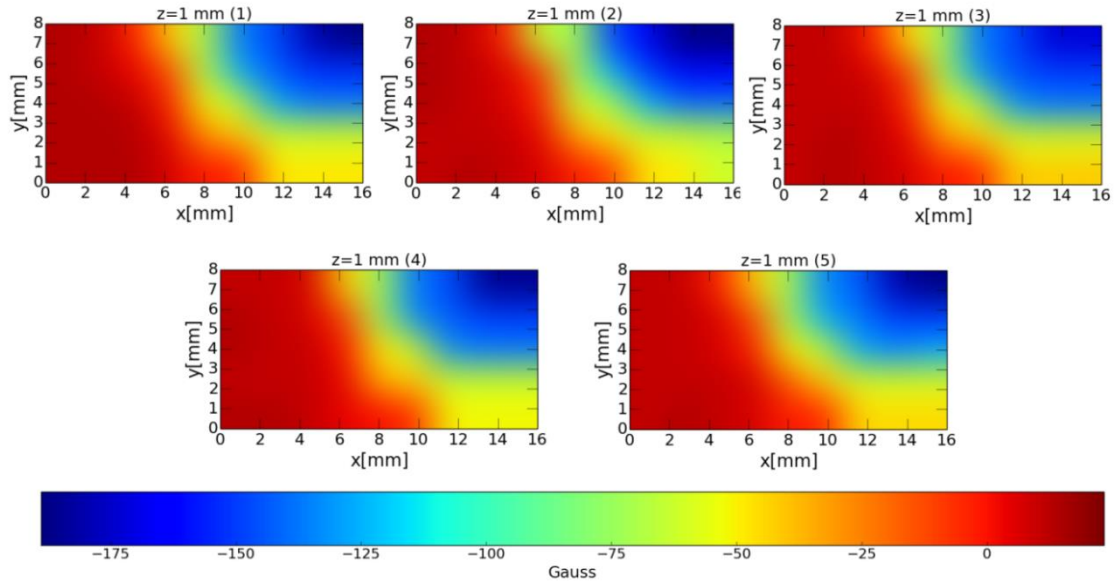


Şekil 4.31 Cep telefonunun arka kamera kısmında farklı mesafelerde manyetik alan engelleyici tabakanın zayıflatma miktarları

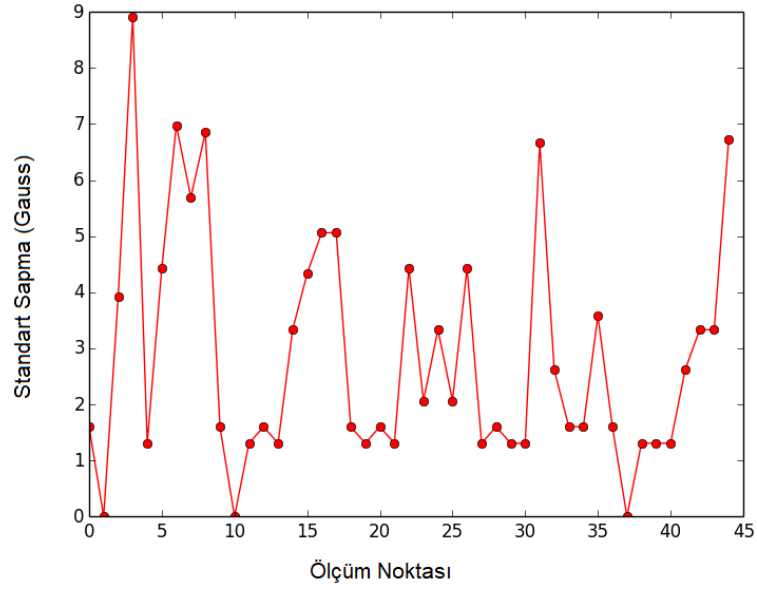
4.5.2 Ölçümlerin tekrarlanabilirliği

Ölçümlerin tekrarlanabilirliğinin tespit edilmesi için farklı mesafelerdeki (1 mm, 1.5mm, 2 mm, 2.5 mm, 3 mm) bölgeler 5'er kez taranmıştır. Tekrarlanabilirlik testleri için manyetik akı yoğunluğunun en yüksek olduğu bölge (cep telefonunun hoparlör kısmı ön yüzü) (Şekil 3.22) seçilmiştir. Tekrar ölçümleri tek bir skala üzerinden renklendirilip karşılaştırılmıştır.

Şekil 4.32'de görüldüğü gibi 1 mm mesafede tekrar eden haritalar arasında gözle ayırt edilebilir farklar oluşmamıştır. Farkların net olarak görülebilmesi için her bir ölçüm noktasındaki 5 değerın standart sapma değeri hesaplanmıştır (Şekil 4.33).

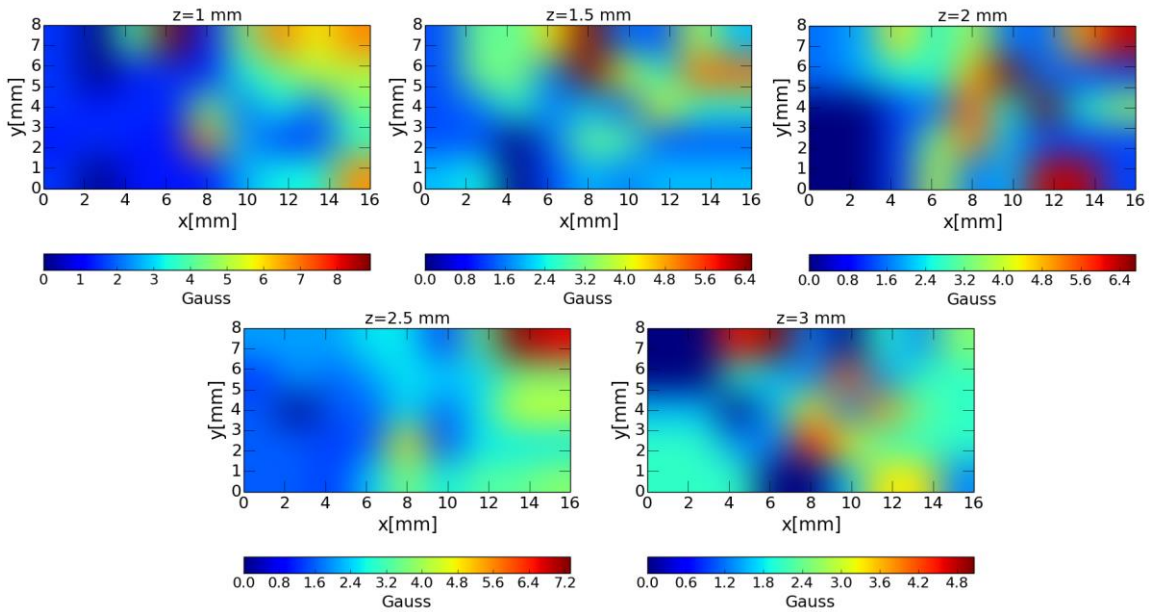


Şekil 4.32 1 mm mesafede tekrarlı ölçümler



Şekil 4.33 1mm mesafeden alınan 5 tekrarın standart sapma değerleri

5 farklı mesafeden alınan ölçümlerin her bir nokta için hesaplanan standart sapma değerleri Şekil 4.34'te renkli haritalar ile gösterilmiştir. Bu haritalardaki kırmızı yoğunluklu bölgeler tekrarlı ölçümlerdeki farklılıkların daha fazla olduğu bölgelerdir.



Şekil 4.34 5 farklı mesafeden alınan 5 ölçümün standart sapma değerleri

5. TARTIŞMA

5.1 Programlanabilir Şant Valfine Manyetik Alan Etkisi

Bu çalışmada çevresel manyetik alanların programlanabilir şant valfleri üzerine etkilerini incelemek için ilk olarak Codman Certas valf içerisindeki mıknatısların performans seviyesine göre konum değişimleri incelenmiştir. Codman Certas valfinin veri sayfasında üretici tarafından belirtilen konumlar ile kamera görüntüsünden elde edilen konumlar büyük oranda örtüşmektedir. Dolayısıyla manyetik etki uyguladıktan sonra alınan görüntülerin de gerçekçi sonuçları yansıtacağı düşünülmektedir.

Mıknatıs konumlarının referans noktaya göre açılarının hesaplanmasıyla birlikte performans seviyelerine karşılık gelen açılar belirlenmiş ve bu açılarla çizilen eğrinin interpolasyonu ile lineer eğri fonksiyonları elde edilmiştir. Böylelikle etkiyen manyetik akı yoğunluğunun neden olduğu konum değişikliği açılış basıncı değişikliği cinsinden ifade edilebilmiştir. Bu basınç değişikliklerinin tespiti için valf 4. ve 5. performans seviyelerinde 30 G ve 90 G manyetik alan etkisine maruz bırakılmıştır. Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da bu etkilerin neden olduğu açı değişiklikleri gözlemlenmiştir.

4. performans seviyesinde manyetik alan etkisi arttıkça valf mıknatısının konumunun 3. performans seviyesine doğru yaklaştığı gözlemlenmiştir. Bu nedenle 4. ve 3. performans seviyelerinin açı toleransları tek bir grafik (Şekil 4.8) üzerinde karşılaştırılmış ve uygulanan manyetik alan etkileriyle birlikte valf açılış basıncına etkileri de farklı bir grafik (Şekil 4.9) üzerinde gösterilmiştir. Grafiklerde görüldüğü gibi 4. performans seviyesinde uygulanan manyetik alanların etkisinden sonra elde edilen mıknatıs açıları ve açılış basınçları 4. performans seviyesinin alt ve üst limitleri dışına çıkmadığı gibi 3. performans seviyesi üst limitine yaklaşmış fakat bu seviyenin tolerans aralığına girmemiştir. Elde edilen lineer eğri fonksiyonuna göre açılış basıncının 30 G manyetik etki uygulandığında 114,77 mmH₂O, 90 G manyetik etki uygulandığında ise 103,73 mmH₂O seviyesine düştüğü görülmüştür.

5. performans seviyesinde yine manyetik alan etkisi arttıkça valf mıknaatıs konumunun 4. performans seviyesine doğru yaklaştığı görülmektedir. Bu nedenle 4. ve 5. performans seviyelerinin açılma aralıkları Şekil 4.10'daki grafik üzerinde karşılaştırılmış ve uygulanan manyetik alan etkileriyle birlikte valf açılış basıncına etkileri de Şekil 4.11'deki grafik üzerinde gösterilmiştir. Grafiklerde 5. performans seviyesinde 90 G manyetik alan etkisinden sonra elde edilen mıknaatıs açısı 5. performans seviyesinin alt limitini aşmamasına rağmen, 4. performans seviyesinin üst limitini aştığı görülmektedir. Bu durumda 90 G ve üzeri manyetik alan kaynaklarının 5. performans seviyesindeki valf ayarını 4. performans seviyesine çekebileceği yani, açılış basıncı 145 mmH₂O olarak ayarlanan valfin 110 mmH₂O açılış basıncına çevrilmesine neden olarak olması gerekenden daha az BOS drenajı yaratacağı düşünülebilir. Elde edilen lineer eğri fonksiyonuna göre açılış basıncının 30 G manyetik etki uygulandığında 144,39 mmH₂O, 90 G manyetik etki uygulandığında ise 132,99 mmH₂O seviyesine düştüğü görülmüştür. 5. performans seviyesinin ideal açılış basıncı olan 145 mmH₂O ile 132,98 mmH₂O açılış basınçları arasındaki farkın hasta açısından önemli değişikliklere yol açabileceği düşünülmektedir. Buna rağmen açılma değişimi tam olarak 5. performans seviyesinin tolerans aralıkları dışına çıkmadığından bu valfin performans seviyesi ayarını kesin olarak değiştirdiği söylenememektedir.

5.2 Kulaklıkların Manyetik Akı Yoğunluğunun Şant Valfleri Üzerine Etkisi

Kulaklıklar kulağın iç kısmına kadar sokularak kullanılmasından dolayı şant valfine cep telefonuna göre daha fazla yaklaşacağı düşünülmektedir. Test edilen kulaklıklardan iPhone kulaklıkta maksimum manyetik akı yoğunluğu 169,3 G, Philips kulaklıkta ise 231,4 G bulunmuştur. Ölçümler sonucunda kulaklıklardaki manyetik akı yoğunluklarının da azımsanamayacak kadar yüksek seviyelerde olduğu görülmektedir. Valf üzerinde test edilen 90 G'luk bir manyetik etkinin bile yol açabileceği açılış basıncı değişikliği düşünüldüğünde bu etkinin 2 katından daha fazla etki yaratabilecek kulaklıkların açılış basıncı seviyelerinde ciddi oranda değişikliklere sebep olacağı düşünülmektedir. Bu nedenle programlanabilir şant kullanan hastalarda kulaklık kullanımına dikkat edilmesi konusunda hastalar bilinçlendirilmelidir. Ayrıca Şekil 4.15 ve Şekil 4.17'de manyetik engelleyici tabaka

kullanıldığında manyetik akı yoğunluğu seviyelerinin herhangi bir açılış basıncı değişikliğine yol açmayacak seviyelere kadar düştüğü görülmüştür.

5.3 Iphone Akıllı Cep Telefonunun Manyetik Akı Yoğunluğunun Şant Valfleri Üzerine Etkisi

Akıllı cep telefonunun ön ve arka yüzünden elde edilen ölçüm sonuçlarında görüldüğü gibi telefonda yüksek manyetik akı yoğunluğu yaratan üç bölge bulunmaktadır. Bunlardan ikisi kamera bölgesi diye isimlendirdiğimiz bölgede olup kulaklık hoparlörü ve mikrofondan kaynaklanmaktadır. Üçüncüsü ise telefonun güçlü hoparlöründen kaynaklandığı için o bölge de hoparlör bölgesi olarak isimlendirilmiştir. Maksimum manyetik akı yoğunluğu (-218 G) bu güçlü hoparlör kısmında görülmüştür. Manyetik akı yoğunluklarının mesafeyle birlikte dağılarak azaldığı görülmüştür. Elde edilen bulgulara göre test edilen cep telefonunun yaydığı manyetik akı yoğunluğunun şant valfine çok yakın mesafelerde etki etmediği sürece basınç ayarında farklılıklar yaratmayacağı, fakat çok yakın mesafelerde (2 mm ve daha az) manyetik akı yoğunluğunun hala 90 G üzerinde olabildiği ve basınç ayarı değişikliğine yol açabileceği söylenebilir.

Literatürde daha önce cep telefonlarının etkisini inceleyen Nomura ve ark. [26], 3T manyetik alan koruması olmayan 3 farklı valfle çalışmışlardır. Bunlardan Strata valfinin etkilendiği yoğunluğun 60 G, Hakim valfinin etkilendiği yoğunluğun 175 G, Sophy valfinin ise etkilendiği yoğunluğun 400 G olduğunu bildirmişlerdir (Çizelge 2.1). Strata valfi ülkemizde hekimlerin en sık tercih ettiği valftir. 60 G seviyesindeki manyetik akı yoğunluğu cep telefonunun 4-5 mm uzaklığında bile görülebildiğinden özellikle bu valflerde, valf ile cep telefonları arasındaki mesafeye önem gösterilmelidir. Ayrıca teknoloji arttıkça akıllı cep telefonlarının daha iyi ses ve daha iyi görüntü elde edebilmek için daha güçlü sabit mıknatıslara sahip zoom lens ve hoparlör gibi materyaller kullanıldığı, dolayısıyla yeni teknolojilerde manyetik akı yoğunluklarının daha yüksek seviyelerde görülebileceği unutulmamalıdır.

Ayrıca, akıllı cep telefonunda da manyetik alan engelleyici tabaka kullanılarak ölçümler yapılmıştır. Manyetik engelleyici tabakanın cep telefonunun yaydığı manyetik alan etkisini büyük oranda (%70-%98) yok ettiği tespit edilmiştir.

Ölçümlerin tekrarlanabilirliğini gözlemlemek için 5 farklı mesafeden (1 mm, 1.5mm, 2 mm, 2.5 mm, 3 mm) alınan her değerin standart sapmaları hesaplanarak Şekil 4.30'daki renkli haritalar oluşturulmuştur. Şekil 4.30'da görüldüğü gibi ölçüm noktalarının standart sapmaları arasında da farklılıklar söz konusudur. Bu nedenle her mesafe için ortalama standart sapma değerleri hesaplanmıştır. Bu değerler Çizelge 5.1'de görülmektedir.

Çizelge 5.1 Farklı mesafelerdeki ölçümlerin ortalama standart sapma değerleri

Mesafe (mm)	Ortalama Standart Sapma (Gauss)
1	2,85±2,08
1,5	2,44±1,44
2	2,57±1,96
2,5	2,58±1,36
3	1,90±1,27

6. SONUÇ

Bu çalışmada, kulaklık ve cep telefonu gibi günlük yaşamın bir parçası haline gelen cihazların yaydıkları manyetik alanların programlanabilir bir şant valfine olan etkisi incelenmiştir. Çalışma için seçilen valfin üreticileri 3T MR görüntülemeye bile valfin açılış basınçlarının değişmeyeceğini ileri sürmelerine rağmen cep telefonu ve kulaklıkların yaydıkları manyetik alanların bu basınç seviyelerinde değişiklikler oluşturabileceği sonucuna varılmıştır.

Klinik vakalar takip edildiğinde, çevresel etkilere kaynaklı valf açılış basıncı değişikliklerinin çok sık görüldüğü ortaya çıkmaktadır. Örneğin; şant implantlı bir bebek annesinin kucağındayken, anne tarafından kullanılan telefonun ya da tabletin şanta çok yakın mesafelere yaklaştığı görülmektedir. Bir başka örnek de şantlı bir hastanın kulaklıkla müzik dinlerken veya telefon ya da tabletiyle oyun oynarken uyuyakalması sonucu bu cihazların şant üzerine gelerek çok yakından etki ettiği durumlar söz konusu olabilmektedir. Bu gibi durumlar uç örnekler gibi görünse de kısa süreli ciddi problemlere yol açabilmektedir.

Ülkemizde çoğu vakada 3T MR uyumlu yeni nesil şant valfleri kullanılmadığı, daha çok eski tip (manyetik alana daha fazla duyarlı) şant valfleri kullanıldığı bilinmektedir. Dolayısıyla, bu tip cihazların programlanabilir şantlar üzerinde radyolojik bir bulgu oluşturmaksızın geri dönüşümlü etkileri olduğu akılda tutulmalı ve bu valfleri implante eden her cerrah ve bunları taşıyan her hasta olası tehlikelerin farkında olmalıdır. Hastaların evlerinde kullanılan kritik düzeyde manyetik alan yayan cihazlar daha düşük manyetik alana sahip cihazlarla değiştirilmelidir. Manyetik alan korumalı valflerin gelecekteki yapısı, açılış basıncı ayar değişikliklerinin daha yüksek manyetik akı yoğunluğu gerektireceği şekilde değiştirilmelidir. Böylece, valfler çevresel manyetik alanlardan kaynaklı istenmeyen etkilere karşı daha az duyarlı hale gelecektir.

Özellikle şant implantlı olan hastalar, cep telefonları kullanımında implant olmayan tarafı kullanılmalıdır. Böylelikle şant valfi ile telefon arasındaki mesafe daha fazla olacak ve manyetik alan daha düşük seviyede olacağından valf üzerine etkisi azalacaktır.

Ayrıca, çalışmada kullanılan manyetik alan engelleyici tabakalar şant implantlı hastaların kafatasları için ergonomik olarak tasarlanıp hastaların çevresel manyetik etkilere karşı daha az duyarlı hale gelmesi sağlanabilir.

KAYNAKLAR LİSTESİ

- [1] A. Aschoff, P. Kremer, B. Hashemi ve S. Kunze, The scientific history of hydrocephalus and its treatment, *Neurosurgical Review*, cilt 22, no. 2-3, pp. 67-93, 1999.
- [2] D. Fleisch, A student's guide to Maxwell's equations, Cambridge University Press, 2008.
- [3] A. Bozbıyık, Ç. Özdemir ve İ. H. Hancı, Radyasyon Yaralanmaları ve Korunma Yöntemleri, *Sürekli Tıp Eğitim Dergisi*, cilt 11, no. 7, pp. 272-274, 2002.
- [4] F. Kerçek, Elektromanyetik Alanların Sinir Hücreleri ile Etkileşiminin Sayısal Yöntemlerle İncelenmesi, M. Sc. thesis, Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul, p. 89p, 2013.
- [5] N. Inductiveload, commons.wikimedia.org, 2017. [Çevrimiçi]. Available: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:EM_Spectrum_Properties_edit.svg.
- [6] I. Johnston ve T. Charles, Disorders of CSF hydrodynamics, *Child's Nervous System*, cilt 16, no. 10-11, pp. 776-799, 2000.
- [7] K. E. Çalışkan, Endoskopik Üçüncü Ventrikülostominin Başarısını Etkileyen Faktörler, M. Sc. thesis, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi, İzmir, p. 77p, 2015.
- [8] Y. İzci, Şant Fizyolojisi, *Türk Nöroşirürji Dergisi*, cilt 23, no. 2, pp. 195-201, 2013.
- [9] T. Yasuda , T. Tomita, D. McLone ve M. Donovan, Measurement of cerebrospinal fluid output through external ventricular drainage in one hundred infants and children: correlation with cerebrospinal fluid production, *Pediatric Neurosurgery*, cilt 36, no. 1, pp. 22-28, 2002.
- [10] Hidrosefali, Rehabilitasyon, 2017 [Çevrimiçi]. Available: <https://www.rehabilitasyon.com/hastaliklar/detay/Hidrosefali>.
- [11] N. P. Symss ve S. Oi, Theories of cerebrospinal fluid dynamics and hydrocephalus: historical trend, *Journal of Neurosurgery: Pediatrics*, cilt 11, no. 2, pp. 170-177, 2013.
- [12] A. Aschoff, P. Kremer, B. Hashemi ve S. Kunze, The scientific history of hydrocephalus and its treatment, *Neurosurgical Review*, cilt 22, no. 2-3, pp. 67-93, 1999.
- [13] S. Oi ve S. Matsumoto, Pathophysiology of nonneoplastic obstruction of the foramen of Monro and progressive unilateral hydrocephalus, *Neurosurgery*, cilt 17, no. 6, pp. 891-896, 1985.
- [14] C. PH., Hydrocephalus in childhood, Youmans JR, ed. *Neurological surgery*, Philadelphia:WB Saunders, 1990.
- [15] S. Moyle, Ausmed Education Pty Ltd, 2017 [Çevrimiçi]. Available: <https://www.ausmed.com/articles/hydrocephalus-and-shunts/>.

- [16] Z. Czosnyka, M. Czosnyka, H. Richards ve J. Pickard, Hydrodynamic Properties of Hydrocephalus Shunts, Acta Neurochirurgica Supplements, 1998.
- [17] University of Maryland School of Medicine , Cerebrospinal Fluid (CSF) Shunts, 2015 [Çevrimiçi]. Available: https://umem.org/educational_pearls/2817/.
- [18] Fetal Hydrocephalus Shunts, 2017 [Çevrimiçi]. Available: <http://fetalhydrocephalus.com/hydro/Shunts.aspx>.
- [19] H. Miyake, Shunt Devices for the Treatment of Adult Hydrocephalus: Recent Progress and Characteristics, Neurologia medico-chirurgica, cilt 56, no. 5, pp. 274-283, 2016.
- [20] D. Farahmand, The adjustable shunt valve in the treatment of adult hydrocephalus-Effect on clinical symptoms, intracranial pressure and complications, University of Gothenburg. Sahlgrenska Academy, 2014.
- [21] H. D. Portnoy, L. Tripp ve P. D. Croissant, Hydrodynamics of shunt valves, Pediatric Neurosurgery, cilt 2, no. 4, pp. 242-256, 1976.
- [22] Argi Group, Pediatrik VP Şant Sistemleri, 2017 [Çevrimiçi]. Available: <http://www.argigrup.com/tr/58/Pediatrik-VP-Sant-Sistemleri-paedi-GAV>.
- [23] Medtronic Delta® valve is a Registered Trademark of Medtronic PS Medical, Inc., The ISPN Guide to Pediatric Neurosurgery, 2017 [Çevrimiçi]. Available: <https://www.ispn.guide/hydrocephalus-and-other-anomalies-of-csf-circulation-in-children/the-ispn-shunt-guide/medtronic-ps-medical-delta-valves/>.
- [24] Medtronic , STRATA, the Adjustable Delta Valve, California.
- [25] P. Fransen, Transcutaneous Pressure-adjustable Valves and Magnetic Resonance Imaging: An Ex Vivo Examination of the Codman-Medos Programmable Valve and the Sophy Adjustable Pressure Valve, Neurosurgery, cilt 42, no. 2, p. 430, 1998.
- [26] S. Nomura, H. Fujisava ve M. Suzuki, Effect of cell phone magnetic fields on adjustable cerebrospinal fluid shunt valves, Surgical Neurology, cilt 63, no. 5, pp. 467-468, 2005.
- [27] S. Utsuki, S. Shimizu, H. Oka, S. Suzuki ve K. Fujii, Alteration of the pressure setting of a Codman-Hakim programmable valve by a television, Neurologia medico-chirurgica, cilt 46, no. 8, pp. 405-407, 2006.
- [28] M. R. Guilfoyle, H. Fernandes ve S. Price, In vivo alteration of Strata valve setting by vagus nerve stimulator-activating magnet, British Journal of Neurosurgery, cilt 21, no. 1, pp. 41-42, 2007.
- [29] M. Lefranc, J. Y. L. Ko, J. Peltier, A. Fichten, D. Christine, J.-M. Macron, P. Toussaint, D. L. Gars ve M. Petitjean, Effect of transcranial magnetic stimulation on four types of pressure-programmable valves, Acta neurochirurgica, cilt 152, no. 4, pp. 689-697, 2010.

- [30] R. C. E. Anderson, M. L. Walker, J. M. Viner ve J. R. W. Kestle, Adjustment and malfunction of a programmable valve after exposure to toy magnets: case report, *Journal of Neurosurgery*, cilt 101, no. 2, pp. 222-225, 2004.
- [31] T. J. Zuzak, B. Balmer, D. Schmidig, E. Boltshauser ve M. A. Grotzer, Magnetic toys: forbidden for pediatric patients with certain programmable shunt valves?, *Child's Nervous System*, cilt 25, no. 2, p. 161, 2009.
- [32] C. Gegg, G. Olavarria ve J. V. Pattisapu, Shunt malfunction after roller coaster ride, *Child's Nervous System*, cilt 25, no. 4, p. 509, 2009.
- [33] K. Nakashima, T. Nakajo, M. Kawamo, A. Kato, S. Ishigaki, H. Murakami, Y. Imaizumi ve H. Izumiyama, Programmable Shunt Valves: In Vitro Assessment of Safety of the Magnetic Field Generated by a Portable Game Machine, *Neurologia medico-chirurgica*, cilt 51, no. 9, pp. 635-638, 2011.
- [34] J. Strahle, B. J. Selzer, K. M. Muraszko, H. J. Garton ve C. O. Maher, Programmable shunt valve affected by exposure to a tablet computer, *Journal of Neurosurgery*, cilt 10, no. 2, pp. 118-120, 2012.
- [35] Y. He, R. K. J. Murphy, J. L. Roland ve D. D. Limbrick, Interactions between programmable shunt valves and the iPad 3 with Smart Cover, *Child's Nervous System*, cilt 29, no. 4, pp. 531-533, 2013.
- [36] S. Öztürk, H. Cakin, H. Kurtuldu, O. Koçak, F. S. Erol ve M. Kaplan, Smartphones and Programmable Shunts: Are These Indispensable Phones Safe and Smart?, *World Neurosurgery*, cilt 112, pp. 518-525, 2017.
- [37] Codman Neuro DePuy Synthes, Codman Certas Plus Programmable Valve.
- [38] Codman Neuro DePuy Synthes, Post-Operative Programming and X-Ray Procedure Guide.
- [39] P. Leroy, C. Coillot, A. F. Roux ve G. M. Chanteur, High magnetic field amplification for improving the sensitivity of hall sensors, *IEEE Sensors Journal*, cilt 6, no. 3, pp. 707-713, 2006.
- [40] A. Qasimi, C. Dolabdjian, D. Bloyet ve V. Mosser, Improvement of the μ -Hall Magnetic Sensor Sensitivity at Low Frequency, *IEEE Sensors Journal*, cilt 4, no. 1, pp. 106-166, 2004.
- [41] M. Morvic ve J. Betko, Planar Hall effect in Hall sensors made from InP/InGaAs heterostructure, *Sensors and Actuators A: Physical*, cilt 120, no. 1, pp. 130-133, 2005.
- [42] C. Schott, P. Besse ve R. Popovic, Planar Hall effect in the vertical Hall sensor, *Sensors and Actuators A: Physical*, cilt 85, no. 1, pp. 111-115, 2000.
- [43] S. Akkaya Oy, M. Demirtaş ve O. Aydın, Manyetik Alan Ölçümleri için Hall Effect Sensörlü Gaussmetre Tasarımı ve Uygulaması, *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, pp. 8-12, 2015.
- [44] Allegro MicroSystems LLC, A1301 and A1302 Datasheet, 2005.
- [45] Allegro MicroSystems LLC, A1363 Datasheet, 2015.

- [46] Honeywell International Inc, SS39ET/SS49E/SS59ET Series Linear Hall-effect sensor IC's Datasheet, 2015.
- [47] T. Inoue, Y. Kuzu, K. Ogasawara ve A. Ogawa, Effect of 3-tesla magnetic resonance imaging on various pressure programmable shunt valves, Journal of Neurosurgery, cilt 103, no. 2, pp. 163-165, 2005.
- [48] T. Schneider, U. Knauff, J. Nitsch ve R. Firsching, Electromagnetic field hazards involving adjustable shunt valves in hydrocephalus, Journal of Neurosurgery, cilt 116, no. 5, pp. 331-334, 2012.
- [49] F. G. Shellock, S. F. Wilson ve C. P. Mauge, Magnetically programmable shunt valve: MRI at 3-Tesla, Magnetic Resonance Imaging, cilt 25, no. 7, pp. 1116-1121, 2007.