

**dsPIC MİKRODENETLEYİCİ TABANLI TEKRARLANAN
TRANSKRANİYAL MANYETİK UYARIM
CİHAZININ TASARIMI VE YAPIMI**

Sadık YILDIZ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

TEMMUZ 2009

ANKARA

**dsPIC MİKRODENETLEYİCİ TABANLI TEKRARLANAN
TRANSKRANİYAL MANYETİK UYARIM
CİHAZININ TASARIMI VE YAPIMI**

Sadık YILDIZ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

TEMMUZ 2009

ANKARA

Sadık YILDIZ tarafından hazırlanan dsPIC MİKRODENETLEYİCİ TABANLI TEKRARLANAN TRANSKRANİYAL MANYETİK UYARIM CİHAZININ TASARIMI VE YAPIMI adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

.....
Yrd. Doç. Dr. Mustafa BURUNKAYA

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında Yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. İnan Güler

Üye : Yrd. Doç. Dr. Mustafa Burunkaya

Üye : Yrd. Doç. Dr. Derya Yılmaz

Tarih : 22/07/2009

Bu tez, Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Sadık YILDIZ

**dsPIC MİKRODENETLEYİCİ TABANLI TEKRARLANAN
TRANSKRANİYAL MANYETİK UYARIM CİHAZININ TASARIMI VE
YAPIMI**

(Yüksek Lisans Tezi)

Sadık YILDIZ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ

Temmuz 2009

ÖZET

Günümüzde hızla gelişen teknolojiye bağlı olarak tıp bilimi alanında hastalıkların teşhis ve tedavisinde yeni teknik ve yöntemler denenmektedir. Bu tez çalışmasında, beyin fonksiyonlarının araştırılmasında ve beyinde oluşan hastalıkların tedavisinde kullanılabilecek cerrahi müdahale gerektirmeyen ve acısız bir yöntem olan dsPIC mikrodenetleyici tabanlı tekrarlanan transkraniyal manyetik uyarım (rTMS) cihazının tasarımı ve yapımı gerçekleştirilmiştir. dsPIC mikrodenetleyici kullanılmasının nedeni sistem fonksiyonlarının yazılım yolu ile etkin bir şekilde kontrol edilmesidir. Bu amaçla ilk olarak uyarım devresi için anahtarlama sinyali üreten dsPIC kontrol kartının tasarımı gerçekleştirilmiştir. Daha sonra uyarım devresi ve uyarım bobinin tasarımı ve yapımı gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen sistem 1 KV DC gerilim ile çalışabilecek ve 1-10 Hz' lik aralıklar ile rTMS sinyalleri üretebilecek şekilde gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen rTMS sistemi 250 V DC gerilim ile test edilmiştir ve başarılı sonuçlar alınmıştır.

Bilim Kodu : 704.3.013
Anahtar Kelime : Tekrarlanan transkraniyal manyetik uyarım, rTMS
dsPIC, uyarım bobini, uyarım devresi.
Sayfa Adedi : 69
Tez Yöneticisi : Yrd. Doç. Dr. Mustafa BURUNKAYA

**DESIGN AND CONSTRUCTION OF REPETITIVE TRANSCRANIAL
MAGNETIC STIMULATION BASED ON dsPIC MICROCONTROLLER**

(Master Graduate Thesis)

Sadık YILDIZ

GAZİ UNIVERSITY

INSTITUTE OF INFORMATIC

July 2009

ABSTRACT

Today, new techniques and methods are tested for diagnosis and treatment of diseases in the field of medical sciences depending on the rapidly developing technology. In this thesis, dsPIC microcontroller-based repetitive transcranial magnetic stimulation device's design and construction was performed. This device could be used to investigate brain function and to determine the brain diseases. It is not require surgical intervention and it uses the painless method. The reason for using the dsPIC microcontroller is to control the system functions with software. In the circuit design, dsPIC control card, which generates switching signals for the stimulating circuit, was designed firstly. After that the design and construction of stimulating circuit and coil were performed. This system could be worked with 1 KV DC voltage and it produces 1-10 Hz stimulating signals. The constructed system was tested with 250 V DC voltage and the successful results were obtained.

Science Code : 704.3.013
Key Words : Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation, rTMS
dsPIC, stimulation coil, stimulation circuit.
Page Number : 69
Adviser : Yrd. Doç. Dr. Mustafa BURUNKAYA

TEŐEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca çok değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren, her zaman yüreklendirici telkinleriyle beni çalışmaya teővik eden ve böyle bir konuda tez çalıőması yürütölmesi hususunda sürekli destek olan danıőmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Mustafa BURUNKAYA hocama ve manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan aileme teőekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iv
ABSTRACT	vi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
TABLOLARIN LİSTESİ.....	xiv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. TRANSKRANİYAL MANYETİK UYARIM.....	3
2.1. Transkraniyal Manyetik Uyarımın Tarihi Gelişimi.....	3
2.2. Manyetik Uyarımın Temel Prensipleri.....	6
2.2.1. Uyarım sinyalinin temel özellikleri.....	6
2.2.2. Manyetik alan ve elektrik alanın temel özellikleri	8
2.2.3. Uyarım sinyali şekilleri.....	10
2.3. Tekrarlanan Manyetik Uyarımın Fizyolojisi ve Güvenliği	12
2.3.1. rTMS tekniğinin uygulandığı hastalıklar	13
2.3.2. rTMS tekniğinin etkileri.....	15
2.3.3. TMS tekniği ile ilgili güvenlik standartları	17
2.4. Uyarım Bobini	18
2.4.1. Bobin endüktansının hesaplanması.....	19
2.4.2. Bobinin oluşturduğu manyetik alanın hesaplanması.....	20
2.4.3. Bobin şeklinin manyetik alan odağına etkisi.....	23
2.5. TMS VE rTMS Düzenlerinde Kullanılan Kontrol Birimleri	24
2.5.1. TMS sisteminde bilgisayar kullanımı.....	25
2.5.2. TMS sisteminde MCU kullanımı.....	25
2.5.3. TMS sisteminde dsPIC kullanımı	26
3. GERÇEKLEŞTİRİLEN TRANSKRANİYAL MANYETİK UYARIM SİSTEMİ	29

3.1. Donanım	30
3.1.1. dsPIC kontrol kartı.....	30
3.1.2. Uyarım devresi	31
3.1.2.1. Enerji depolama kondansatörünün şarj edilmesi.....	31
3.1.2.2. Enerji depolama kondansatörünün deşarj edilmesi.....	34
3.1.3. Gerçekleştirilen rTMS devresi	36
3.2. Yazılım	43
4. GERÇEKLEŞTİRİLEN rTMS SİSTEMİ ÜZERİNDE YAPILAN ÖLÇÜMLER.....	46
4.1. rTMS Devresindeki Ölçümler	46
4.2. Uyarım Bobini ve Uyarım Sinyalinin Ölçümleri	49
4.3. rTMS Sisteminde Uyarım Frekansı Ölçümleri	52
4.4. DC Güç Ölçümleri.....	52
4.5. rTMS Sisteminde Güç Hesapları.....	55
4.6. rTMS Sisteminde Manyetik Alan Hesapları	56
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	57
KAYNAKLAR	59
EKLER.....	63
EK-1. rTMS Sisteminin yazılımı	64
ÖZGEÇMİŞ	69

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil 2. 1. Transkraniyal manyetik uyarım ile dokularda elektrik alanının oluşması..	3
Şekil 2. 2. Silvanus P. Thomson'ın kendi beynini manyetik uyarım cihazı ile uyarması 1910 [4]	4
Şekil 2. 3. İlk klinik manyetik uyarım cihazının Barker tarafından kullanılması	5
Şekil 2.4. TMS Devresi	6
Şekil 2. 5. Transkraniyal manyetik uyarım akımının karakteristiği.....	7
Şekil 2. 6. 100 μ s'lik TMS döngüsü içerisinde sekiz şeklindeki bobinin tuzlu çözelti ile dolu beyin modelinde oluşturduğu elektrik alan sinyali	9
Şekil 2. 7. Motor ve duysal sinirlerin eşik değerde uyarılmasının zamanla değişimi	10
Şekil 2. 8. TMS da kullanılan uyarıcı sinyaller.....	11
Şekil 2. 9. Beyin bölgeleri.....	14
Şekil 2. 10. Bobin üzerinden geçen akımın oluşturduğu manyetik alan ile dokularda elektrik alanın oluşturulması	18
Şekil 2. 11. Çok katmanlı halka şeklindeki bir bobinin boyutları.....	20
Şekil 2. 12. Dairesel iletkenin merkezindeki manyetik alan (a) ve manyetik alan kuvvet çizgileri (b)	21
Şekil 2. 13. Dairesel iletkenin simetri eksenindeki bir noktadaki manyetik alan	21
Şekil 2. 14. Dairesel iletken üzerinden geçen akımın oluşturduğu manyetik alan çizgileri .	22
Şekil 2. 15. Sekiz şeklindeki (sol) ve dairesele (sağ) bobinin oluşturduğu elektrik alanın üç boyutlu gösterimi	23
Şekil 2. 16. Çeşitli şekillerde üretilmiş uyarım bobinleri.....	23
Şekil 2. 17. Sekiz şeklindeki ve dairesele bobinin indüklediği elektrik alanın dağılımı	24
Şekil 2. 18. TMS sisteminde bilgisayar kullanımı	25
Şekil 3. 1. Gerçekleştirilen Transkraniyal Manyetik Uyarım Sisteminin Blok Yapısı	29
Şekil 3. 2. dsPICPRO3 üzerindeki rTMS kontrol kartı devre şeması.....	30
Şekil 3. 3. MOSFET'in terminaller arası kapasite modeli	32
Şekil 3. 4. MOSFET sürücü devresi.....	33

Şekil 3. 5. MOSFET Sürücü devresinin dalga şekillerinin karakteristikleri.....	33
Şekil 3. 6.Yüksek voltajda MOSFET'lerin anahtarlanması.....	35
Şekil 3. 7. Tristör tetikleme devresi	35
Şekil 3. 8. Tristör tetikleme devresinin Thevenin eşdeğeri.....	36
Şekil 3. 9. rTMS devresi	37
Şekil 3. 10. RC snubber devresi	38
Şekil 3. 11. Enerji depolama kondansatörü bağlantı şeması.....	39
Şekil 3. 12. Anahtarlama sinyalleri programının akış şeması.....	44
Şekil 3. 13. $f_1 = 5$ KHz ve $f_2 = 1$ Hz anahtarlama sinyallerinin üretilme döngüsü.....	45
Şekil 4. 1. Seri bağlı iki MOSFET' in kesimde iken gerilim paylaşımı	46
Şekil 4. 2. Kondansatör şarj devresi.....	47
Şekil 4. 3. Şarj devresinin DC tarama analizi (DC Sweep Analysis)	48
Şekil 4. 4. Tristör ateşleme devresi	48
Şekil 4. 5. Ateşleme devresinin analog analizi	49
Şekil 4. 6. Fosfor osilaskopta uyarım sinyali değerlerinin ölçülmesi	51
Şekil 4. 7. 5 Hz'lik uyarın frekansının ölçümü	53

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim 3. 1. rTMS devresi	40
Resim 3. 2. Kondansatör birimi kartı	40
Resim 3. 3. Daire şeklinde sarılan uyarım bobini	42
Resim 3. 4. Sekiz şeklinde sarılan uyarım bobini	42
Resim 4. 1. CRT osilaskopta uyarım sinyali değerlerinin ölçülmesi.....	51

TABLOLARIN LİSTESİ

Tablo 2. 1. PC ve mikrodenetleyici karşılaştırması	26
Tablo 2. 2. dsPIC30F genel amaçlı mikrodenetleyici ailesi.....	27
Tablo 2. 3. dsPIC'lerin saniyede komut işleme sayısının karşılaştırılması.....	28
Tablo 3. 1. LCD ekran bacak bağlantıları	31
Tablo 3. 2. 4x4 tuş takımının bacak bağlantıları	31
Tablo 3. 3. IRFP450 MOSFET'in elektriksel özellikleri.....	37
Tablo 3. 4. 30TPS16 tristörünün elektriksel özellikleri	39
Tablo 3. 5. Bobin parametreleri ve hesaplanan endüktans değerleri	41
Tablo 3. 6. Bobin değerlerinin hesaplanması.....	41
Tablo 4. 1. rTMS devresinde seri bağlı MOSFET' ler üzerinde yapılan ölçüm sonuçları	47
Tablo 4. 2. Ölçülen bobin endüktans değerleri	49
Tablo 4. 3. Uyarım sinyalinin ölçülen ve hesaplanan frekansları	50
Tablo 4. 4. Bobin şekline ve endüktans değerine göre uyarım sinyalinin tepe değerleri.....	52
Tablo 4. 5. Anahtarlama frekansı ve uyarım sinyalinin V_{P-P} değeri	54
Tablo 4. 6. Enerji depolama kondansatörü için 5τ 'luk süre.....	54
Tablo 4. 7. Uyarım bobinlerindeki maksimum güç değerleri	55
Tablo 4. 8. Uyarım bobinlerinin merkezindeki maksimum manyetik alan.....	56

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
μ_0	Havanın geçirgenlik katsayısı
$A(r)$	Elektrik alanın vektörel potansiyeli
B	Manyetik alan (Amper/Metre)
C	Kondansatör kapasitesi (Farad)
E	Elektrik alan (Volt/metre)
$E_{(A)}$	Bobinin oluşturduğu elektrik alan
$E_{(th)}$	Nöron cevabı için gerekli olan eşik elektrik alanı
$E_{(\Phi)}$	Beyin dokularındaki elektrik şarjından dolayı oluşan elektrik alan
L	Bobin endüktansı (Henry)
L_P	Paralel endüktans değeri (Henry)
L_S	Seri endüktans değeri (Henry)
X_L	Bobinin endüktif reaktansı (Ω)
τ	Kondansatör şarj olma süresi (Saniye)
ϵ	Elektro Motor Kuvveti
Φ_B	Manyetik akı (Weber)

Kısaltmalar	Açıklama
A	Anot
ADC	Analog to Digital Converter (Analog Sayısal Çevirici)
CISC	Complex Instruction Set Computer (Komplek bilgisayar komut kümesi)
D	Drain
DAC	Digital to Converter Analog (Sayısal Analog Çevirici)
DSP	Digital Signal Processing (Sayısal Sinyal İşleme)
dsPIC	Digital Signal Controller PIC (Sayısal Sinyal Denetleyici PIC)
ECT	Electroconvulsive Therapy
EEPROM	Electronically Erasable Programmable Read-Only Memory (Elektrikle silinip programlanabilen ROM)
G	Gate
ISA	Industry Standard Architecture
K	Katot
LCD	Liquid Crystal Display
MCU	Microcontroller Unit (Mikrodenetleyici)
PC	Personal Computer (Kişisel Bilgisayar)
PLL	Phase Locked Loop (Faz kitle döngüsü)
PWM	Pulse Width Modulation (Darbe Genlik Modülasyonu)
RAM	Random Access Memory (Rastgele erişimli bellek)
RISC	Reduced Instruction Set Computer (Azaltılmış bilgisayar komut seti)
ROM	Read Only Memory (Sadece okunabilir Bellek)
rTMS	Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation
S	Source
TMS	Transcranial Magnetic Stimulation

1. GİRİŞ

İnsan sağlığı söz konusu olduğunda hiçbir özveriden ve harcamadan kaçınılmamasının gerekliliği tartışma götürmez bir gerçektir. Günümüzde tıp bilimi alanında hastalıkların tedavileri konusunda gerektiğinde diğer disiplinler ile çok yoğun çalışmalar yürütölmektedir. Bütün bunlara karşın tıbbi araştırmalara ayrılan kaynaklar son derece sınırlı kalmaktadır. Sağlık konusunda yapılması gerekli olan maddi harcamalar insanların sahip oldukları maddi olanakları oldukça aşmaktadır. Ayrıca tıp alanındaki teknolojiye dışa bağımlı olunması da ölkelerin bütçelerinde çok büyük harcamalara neden olmaktadır.

Tıpta uygulanan birçok araştırma ve tedavi edici yöntem cerrahi müdahale gerektirmektedir. Bu sırada hastalara büyük rahatsızlıklar verilmekte ve hastaların iyileşme süreleri uzamaktadır. Bu araştırma ve tedavi edici yöntemlerin uygulandığı organlardan birisi de beyindir. Beyin bütün kontrol ve düşünsel faaliyetlerin gerçekteştiği organdır. Ayrıca sağlık boyutunun yanı sıra, beyin fonksiyonlarının birçoğunun halen tam olarak çözülememiş olmasından dolayı beyin ve hastalıkları üzerinde yeni çalışmalar yapılması gerekmektedir. Beyin en hayati organlardan birisidir. Bu nedenle beyin fonksiyonlarının araştırılması ile beyinsel rahatsızlıkların tedavisinde kullanılacak ve geliştirilecek yöntemler cerrahi müdahale gerektirmeyen acısız yöntemler olmalıdır. Bu konudaki çalışmalar, geliştirilen yöntemler ve cihazlar yerli kaynaklar kullanılarak gerçekteştirildiğinde ölkelerin ekonomisine büyük katkılar sağlanabilir.

Bu tez çalışmasında, beyin fonksiyonlarının araştırılmasında ve beyinde oluşan depresyon, şizofreni, parkinson gibi hastalıkların teşhis ve tedavisinde kullanılabilen, cerrahi müdahale gerektirmeyen ve acısız bir yöntem olan dsPIC mikrodenetleyici tabanlı tekrarlanan transkranial manyetik uyarım (rTMS) cihazının tasarımı ve yapımı gerçekteştirilmiştir.

Elektromanyetik uyarım, bir kondansatörün şarj edilerek bir bobin üzerinden deşarj edilmesi ile oluşan değişken manyetik alanın beynin dokularında bir elektrik alanı oluşturması ilkesine dayanır. Uygun genlikte ve sürede elektrik akımı oluşturulduğunda dokular uyarılır [1].

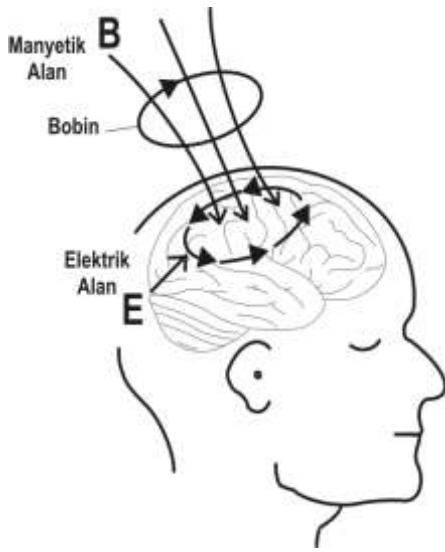
Gerçekleştirilen sistem dsPIC (Digital Signal Controller PIC) mikrodenetleyici tabanlı olarak tasarlanmıştır. rTMS (repetitive Transcranial Magnetic Stimulation) sistem fonksiyonları yazılım yolu ile kontrol edilerek daha esnek bir sistem elde edilebilmiştir. Bu durum ile kontrol işlemleri için uzaktan kumanda gibi diğer ilave çalışmalara da imkan sağlanmıştır. Kontrol işlemleri uzaktan kumanda kullanılarak gerçekleştirildiğinde hasta dışında manyetik alana maruz kalma riski de ortadan kalkacaktır. Sonraki çalışmalar için de sistemin geliştirilebilir olma özelliğini artırmaktadır. Mikrodenetleyici ve dsPIC mikrodenetleyici tabanlı sistemler, bilgisayar tabanlı kontrol sistemlerine göre daha ucuz olan sistemlerdir. Tasarlanan sistemde kullanılan dsPIC mikrodenetleyicilerin sinyal işleme özelliği sayesinde sayısal veriler işlenebilmektedir. Bu özellik daha düşük maliyetli gömülü sistemler oluşturulabilmesine imkan vermektedir [2].

Çalışma beş bölümden oluşmaktadır. Çalışmanın ikinci bölümünde transkraniyal manyetik uyarımın temel prensipleri ile birlikte manyetik uyarımın tarihi gelişimi verilmiş ve tedavisinde kullanılan hastalıklar açıklanmıştır. Tekrarlanan transkraniyal manyetik uyarımın fizyolojisi, güvenliği ve uyarım bobini hakkında açıklamalar yapılmıştır. Son olarak bu bölümde analog sistemler, PC ve mikrodenetleyici ile oluşturulmuş gömülü sistemlerin karşılaştırması yapılmış bu çalışmada dsPIC mikrodenetleyici kullanılmasının nedeni açıklanmıştır. Üçüncü bölümde gerçekleştirilen dsPIC mikrodenetleyici tabanlı rTMS cihazının tasarımına yer verilmiştir. Çalışma donanım ve yazılım olmak üzere iki bölümden oluşmaktadır. Donanım kısmı dsPIC kontrol kartı ve yapımı gerçekleştirilen uyarım devresinden oluşmaktadır. Sistemin yazılım kısmında ise dsPIC donanım kartı kullanılarak üretilen anahtarlama sinyallerinin yazılımı açıklanmıştır.

Çalışmanın dördüncü bölümünde tasarımı yapılan rTMS sistemi üzerinde yapılan ölçümler ve ulaşılan sonuçlar verilmiştir. Ölçümler üç temel başlık altında incelenmiştir. Bu ölçümler uyarım devresi, uyarım bobini ve DC güç ölçümleri olarak gerçekleştirilmiştir. Yapımı gerçekleştirilen rTMS devresi üzerinde yapılan ölçümler ve yapılan simülasyon sonuçları karşılaştırılmış ve değerlendirmeler yapılmıştır. Sonuç bölümünde ise gerçekleştirilen çalışmanın genel değerlendirmeleri yapılmış ve bu konuda ilave olarak yapılabilecek çalışmalara ait öneriler verilmiştir.

2. TRANSKRANİYAL MANYETİK UYARIM

Transkraniyal Manyetik Uyarım (TMS) temel olarak elektromanyetik endüksiyon prensibine dayanmaktadır [3]. Dairesel şekildeki bir iletkenin değişken elektrik akımı geçirildiğinde bir manyetik alan oluşur. Oluşan bu manyetik alan beyin dokuları üzerine uygulandığında dokularda bir elektrik akımı oluşturur. Bu elektrik akımı ile beyin dokularının uyarılması yöntemi Transkraniyal Manyetik Uyarım olarak adlandırılır (Şekil 2.1).



Şekil 2. 1. Transkraniyal manyetik uyarım ile dokularda elektrik alanının oluşması

Şekil 2.1’de uyarım bobininden geçen $I(t)$ akımı bir manyetik alan oluşturur (B), bu manyetik alan da dokularda bir elektrik alanı indükler (E) [3]. Dokuların zamanla değişen manyetik alan ile uyarılarak hastalıkların tedavisinde kullanılmasının bazı avantajları vardır. Çünkü herhangi bir cerrahi müdahale gerektirmeyen acısız bir yöntemdir.

2.1. Transkraniyal Manyetik Uyarımın Tarihi Gelişimi

Günümüzde popüler olan transkraniyal manyetik uyarım yöntemi ile ilgili çalışmalar 19. yüzyılın sonlarında başlamıştır. Michael Faraday 1 Ekim 1831 yılında, zamanla değişen manyetik alan içerisindeki iletkenin elektrik akımı indüklendiğini bulmuştur. Bu buluş manyetik uyarımın temelini oluşturmaktadır. Zamanla değişen manyetik alan dokulara uygulandığında dokularda bir elektrik akımı oluşmaktadır [4].

1800'lerin başında İtalyan Felice Fontana voltaik hücreleri seri bağlayarak bilinen ilk insan beyni hücrelerinin uyarımını gerçekleştirmiştir. Yeni ölmüş kişilerde, beynin belirli bölgelerinde, voltaik hücre uygulaması ile yüzeysel spazmlar oluşturulmuştur [5]. 1896 yılında hekim ve fizikçi olan Arsenne d'Arsonvel ilk defa değişen manyetik alanla dokuların uyarılabileceğini göstermiştir. D'Arsonvel gönüllülerin kafalarını zamanla değişen manyetik alan içersine yerleştirdiğinde gönüllülerin ışık titreşimleri gördüklerini belirlemiştir. Bu çalışmasıyla d'Arsonvel retina ve beynin görsel korteksini uyarmıştır. Bu işlem sırasında d'Arsonvel uyarım bobinine 42 Hz, 110 volt ve 30 amperlik bir sinyal uygulamıştır [4]. Silvanus P. Thompson 1910 yılında gönüllülerin kafalarını 50 Hz de 140 mT (Mili Tesla) üzerindeki manyetik alana yerleştirdiğinde gönüllülerin nefes alış-verişlerinin arttığını ve gözlerinde titreşen aydınlanmaların olduğunu belirlemiştir (Şekil 2.2) [4].



Şekil 2. 2. Silvanus P. Thomson'ın kendi beynini manyetik uyarım cihazı ile uyarması 1910 [4]

Thomson ve d'Arsonvel'in çalışmalarının öncülüğünde neromasküler uyarımda bazı metotlar denenmiştir. Bickford ve Fremming 1965 yılında sönümlü 500 Hz sinüzoidal manyetik alan kullanarak insanlar ve hayvanlar üzerinde masküler uyarımı gerçekleştirmişlerdir. Öberg 1973 yılında sinir dokuları üzerinde manyetik uyarımı

gerçekleştirmiştir [6]. Bu çalışmalardan bağımsız olarak Anthony Barker manyetik alan ile sinirler uyarıldığında sinirlerin ve kasların hareketlerini kaydetmek için bir fizibilite raporu hazırlamıştır. Bu amaçla 1977 yılında Sheffield Üniversitesinde Anthony Barker ve grubu tarafından çalışmalara başlanmıştır. Bu çalışmalar neticesinde 1982 yılında kısa süreli tek sinyallerin oluşturduğu manyetik alan ile yüzeysel periferik sinirlerin (çevresel sinir sistemi) uyarılması gerçekleştirilmiştir [4].

12 Şubat 1985’de, Sheffield Üniversitesindeki grup tarafından geliştirilen manyetik uyarım cihazı ile ilk defa insan beyni uyarılmıştır (Şekil 2.3) [4]. Bu teknik ile transkraniyal manyetik uyarım tekniği geliştirilmiştir [6]. İnsan beyninin uyarılması ile ilgili ilk rapor 1985 yılında yayınlanmıştır. Bu teknik Temmuz 1985 yılında fizyoloji derneğinin toplantısında ve Ağustos 1985’de de 11. uluslar arası elektroensefalografi ve klinik nörofizyoloji kongresinde tanımlanmıştır. Manyetik uyarım kullanılarak yapılan yayınlanmış ilk klinik araştırmada MS (Multiple Sclerosis) ve motor nöron hastalığına sahip hastalarda olumlu sonuçlar elde edildiği ifade edilmiştir [4].



Şekil 2. 3. İlk klinik manyetik uyarım cihazının Barker tarafından kullanılması [4]

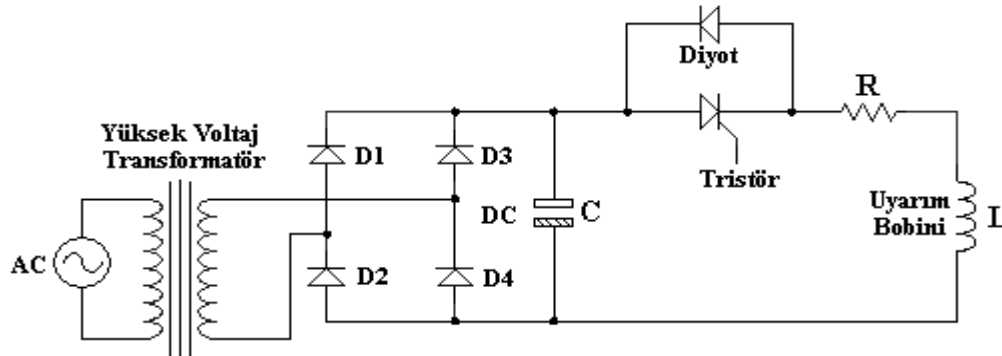
TMS, elektrikle beyin uyarımı yönteminden daha acısız olduğu için birçok nörolojik uygulamalarda tercih edilmektedir. TMS belirli beyin bölgelerinin fonksiyonlarını

veya insan hareketlerini kontrol etmek için kullanılabilir. TMS depresyon, Parkinson, epilepsi gibi birçok nöropsikiyatrik ve merkezi sinir sistemi hastalıkları için çözüm olabileceği düşünülen bir tedavi yöntemidir [7].

2.2. Manyetik Uyarımın Temel Prensipleri

TMS devresi yüksek-voltaj gerilim kaynağı, kondansatör ve bobinden oluşmaktadır. Yüksek-voltaj gerilim kaynağı kondansatörü şarj eder, şarj olan kondansatör de bobin üzerinden deşarj olarak değişken bir manyetik alan oluşturur [8].

TMS devresinde (Şekil 2.4) düşük-voltaj AC gerilim yüksek-voltaj DC gerilime dönüştürülerek doğrultulmaktadır. Elde edilen yüksek voltaj DC gerilim C kondansatörünü şarj etmektedir. Şarj olan kondansatör tristörün anahtarlanması ile uyarım bobini üzerinden deşarj olmaktadır [9].



Şekil 2.4. TMS Devresi

2.2.1. Uyarım sinyalinin temel özellikleri

TMS devresi ile üretilen sinyal bifazik (İki Fazlı) karakteristiğe sahiptir. Kondansatörün deşarjı süresince TMS devresi basit RLC rezonans devresi gibi davranmaktadır. Deşarj anında devreden $I(t)$ akımı (Eş. 2.1) geçmektedir [9].

$$I(t) = \frac{V}{\omega L} e^{(-\alpha t)} \sin(\omega t) \quad (2.1)$$

Bu eşitlikte;

$$\alpha = \frac{R}{2L} \quad (2.2)$$

$$w = \sqrt{\frac{1}{LC} - \alpha^2} \quad (2.3)$$

V =Kondansatör gerilimi (Volt)

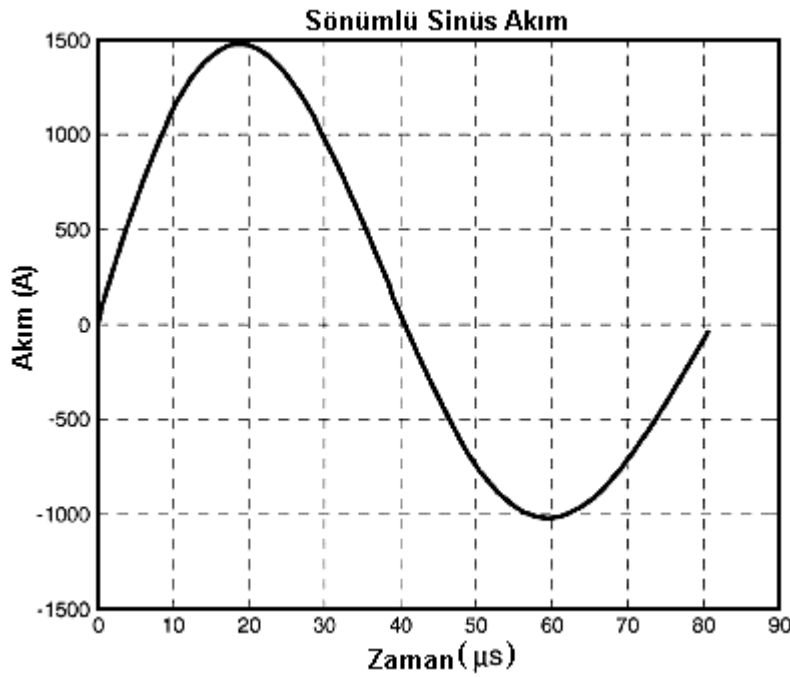
w =Açısal hız ($2\pi f$)

L =Uyarım bobinin endüktansı (Henry)

C =Kondansatörün kapasitesi(Farad)

R =Bobin ve tristörün toplam direnç etkisi (Ohm)

Eşitlik 2.1 sönümlü sinüs sinyal için kullanılmaktadır. Bu eşitlikte $V=1.5$ kV, $C=15\mu\text{F}$, $L=11\mu\text{H}$ ve $R=0.2\Omega$ olarak alındığında Şekil 2.5 deki bifazik sinyal elde edilmektedir [9].



Şekil 2. 5. Transkraniyal manyetik uyarım akımının karakteristiği [9]

Uyarım devresinde (Şekil 2.4) bobin ve tristörün toplam direnç etkisi R direnci ile ifade edilmiştir [8].

2.2.2. Manyetik alan ve elektrik alanın temel özellikleri

TMS devresinde uyarım bobininden geçen $I(t)$ akımı zamanla değişen bir manyetik alan oluşturmaktadır. Bu manyetik alan beyin dokularına uygulandığında beyin dokularında bir elektrik alan indüklenmektedir. Dokularda oluşan elektrik alan bobinden geçen akımın zamana göre değişimi ile orantılıdır (dI/dt).

Kısa süreli ve güçlü bobin akımları zamanla değişen manyetik alan (B) oluşturmaktadır. Elektrik alan (E) bu manyetik alana dik olarak oluşur. Elektrik alanın genliği, vektör potansiyeli $A(r)$ 'nin zamana göre değişim oranı ile orantılıdır. Vektör potansiyeli $A(r)$ bobin üzerindeki r konumu ve bobinden geçen I akımı ile ilişkilidir [8].

$$A(r) = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \int \frac{dl'}{|r-r'|} \quad (2.4)$$

Bu eşitlikte;

$\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ Tm/A boşluğun iletkenlik katsayısı

$\int dl'$ = Bobin üzerindeki noktanın uzunluğu

r' = Bobin elemanının konum vektörü

Manyetik alanlar (B_A) ve elektrik alanları (E_A) vektör potansiyeline bağlıdır [10].

$$B_A = \nabla \times A \quad (2.5)$$

$$E_A = \frac{-\partial A}{\partial t} \quad (2.6)$$

Sadece bobinden geçen akım zamanla değiştiği için elektrik alanı (E_A) Eşitlik 2.7 deki gibi yazılabilmektedir [8].

$$E_A = \frac{-\mu_0}{4\pi} \frac{\partial I}{\partial t} \int \frac{dl'}{|r-r'|} \quad (2.7)$$

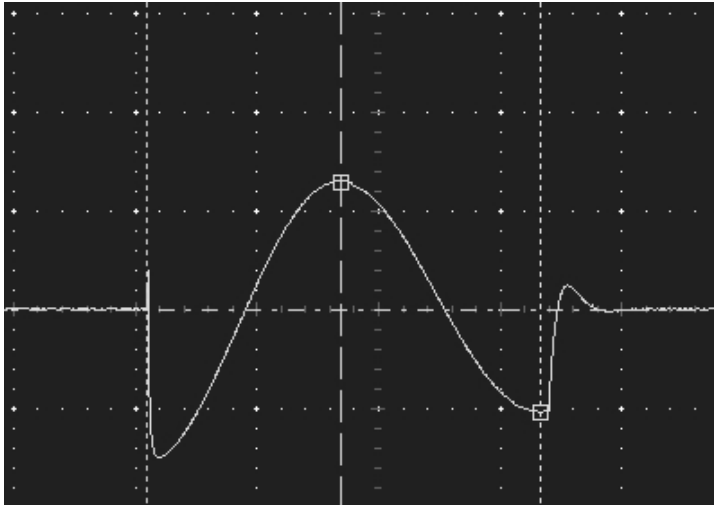
Manyetik uyarım esnasında beyin dokuları iletkenlik özelliği gösterirken hava ile kafatası tamamen yalıtıcıdır. Manyetik alanın beyin yüzeyinde oluşturduğu elektrik alanın vektörel potansiyeli beyin yüzeyinde elektrik şarjı oluşmaktadır. Beyin yüzeyi üzerinde oluşan bu elektrik şarj diğer bir elektrik alan kaynağıdır (Eş. 2.8).

$$E_{\phi} = -\nabla\Phi \quad (2.8)$$

Burada Φ yüzeysel elektrostatik şarj tarafından üretilen potansiyeldir. Beyin dokularındaki toplam elektrik alanı (E) bu iki elektrik alanın vektörel toplamına eşittir. (Eş. 2.9).

$$E = E_A + E_{\phi} \quad (2.9)$$

Elektrostatik alan E_{ϕ} nin etkisi indüklenen elektrik alanı E_A 'ya zıt yönlüdür. Dolayısıyla bu durum toplam elektrik alanı E ' yi azaltmaktadır. Beyin yüzeyinde oluşan elektrik alanın miktarı ve dolayısıyla E_{ϕ} 'nin büyüklüğü bobin konfigürasyonuna ve kafatası üzerindeki yönlendirilmesine bağlıdır. Şekil 2.6'da sekiz şekilli bobin tarafından, içerisi fizyolojik konsantrasyon özelliği olan tuzlu çözelti ile dolu beyin modelinde oluşturulan elektrik alan sinyali gösterilmektedir. 1 ve 20 Hz arasındaki rTMS sinyalleri ile benzer elektrik alan sinyalleri oluşturabilmektedir [8].



Şekil 2. 6. 100 μ s'lik TMS döngüsü içerisinde sekiz şeklindeki bobinin tuzlu çözelti ile dolu beyin modelinde oluşturduğu elektrik alan sinyali [9]

Bu elektrik alan nöron hücrelerinde aksiyon potansiyeli oluşturmaktadır. Bu aktivite elektrik alan nöron devrelerinin eşik değerinin üzerinde olduğunda gerçekleşmektedir. Nöron tepkileri sadece elektrik alanına bağlı değil, aynı zamanda elektrik alanın sinyal süresine de bağlıdır ve şöyle ifade edilebilir [8].

$$E_{th} = b(1 + c/\tau) \quad (2.10)$$

Bu eşitlikte;

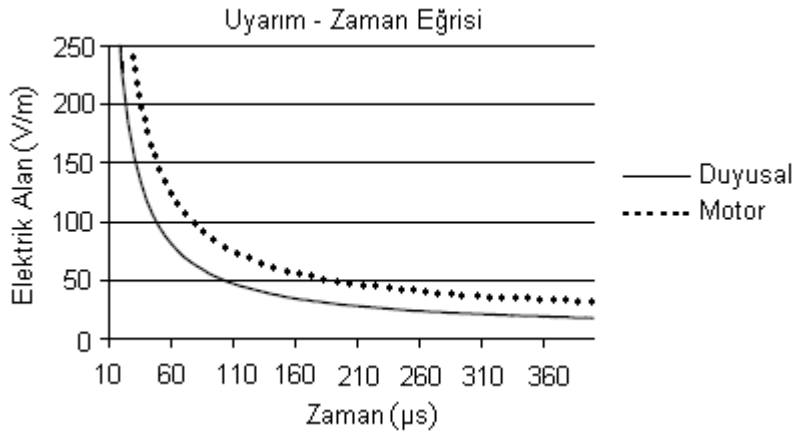
E_{th} = Nöron cevabı için gerekli olan eşik elektrik alanı

τ = Eşik değeri üzerindeki elektrik alanın süresi

b = Reobaz-nöron uyarılması için gerekli minimum elektrik potansiyeli (V/m)

c = Kronaksi-elektrik akımının nöronu uarması için gerekli olan minimum süre (μ s)

Motor ve duyuşal sinirlerin eşik değerde uyarılmasının zamanla değışim eğriş Bourland [1996] tarafından belirlenmiştir (Şekil 2.7). Bu eğri sadece reobaz potansiyeli ve kronoksi süresi ile ilgili değildir. Bu eğri aynı zamanda deneysel faktörlere de bağılıdır. Deneysel faktörler; sinirlerin mayelin maddesi ile kaplı olup olmaması gibi çevresel faktörler ve rTMS sinyalinin frekansını içermektedir. Bu frekans uyarım için gerekli olan eşik değerinini düşürülmesinde etkilidir [8].



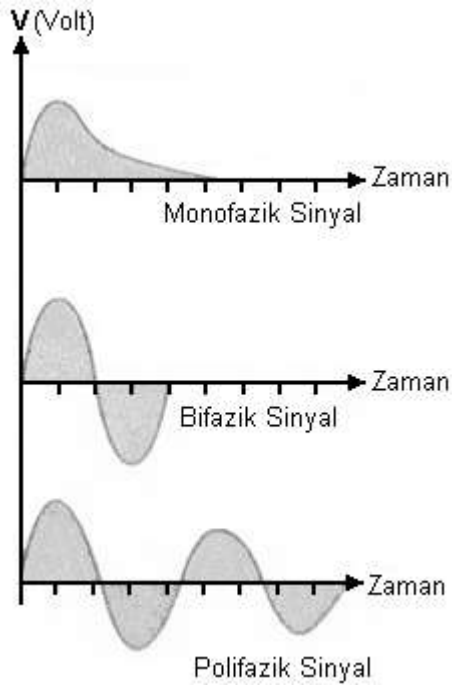
Şekil 2. 7. Motor ve duyuşal sinirlerin eşik değerde uyarılmasının zamanla değışimi [9]

2.2.3. Uyarın sinyal şekilleri

Manyetik uyarıcılar sinyal şekline göre üç grupta toplanabilmektedir. Bu sinyaller monofazik, bifazik ve polifazik sinyallerdir (Şekil 2.8).

Monofazik sinyal üreten cihazlar çok yavaştır ama sinir veya beyin hücrelerinin transkraniyal manyetik uyarımın da detaylı ve doğru çalışmaya izin vermektedir. Monofazik cihazlar kolaylıkla paralel bağlanabilmektedir. Böylece aynı anda birçok cihaz deşarj olarak yüksek güçlü çıkış sağlanır ve çok kısa aralıklarla iki uyarın

oluşturulur. Bu uyarın eşleşmiş-darbeleri TMS olarak adlandırılır [11]. Ayrıca daha az ısı ve ses (gürültü) üretmektedir. Fakat monofazik uyarınlar ile bilateral (iki taraflı) kortikal yanıt almak kolay değildir. Bu uyarıcılar dejeneratif (harap olmuş) sinir hastalıklarının (MS, ALS gibi hastalıklar) tanısında sinir iletimi, sinir hızı ölçümleri ile daha erken tanı ve tahmin (prognoz) amacıyla kullanılmaktadır [5].



Şekil 2. 8. TMS da kullanılan uyarıcı sinyaller [5]

Bifazik sinyal üreten cihazlar daha hızlıdır. Bu durumda yüksek oranlarda tekrarlanan uyarın sinyalleri üretilebilmektedir. Bu uyarın tekrarlanabilen TMS (rTMS) olarak adlandırılır [11]. Bifazik uyarın ile bilateral kortikal uyarım gerçekleştirilmektedir. Monofazik cihazlara göre daha fazla ısı ve gürültü üretirler ve monofazik cihazlara göre daha az hassastırlar. Bifazik uyarın veren cihazlar iki tipte sınıflandırılabilir. Birinci tip; tek bir uyarın bobini ile uyarın sağlayan sistemdir. Bu cihaz birbirinden bağımsız ve programlanabilen iki ayrı üniteden oluşmuş bir cihazdır. Bu cihaz eşik altı ve eşik üstü şartlayıcı ve test uyarını sunmaktadır. Bu uyarınlar inhibitör (metabolizmayı yavaşlatan) ve fasilitatör (metabolizmayı hızlandıran) devrelerinin incelenmesine olanak vermektedir. İkinci tip cihaz monofazik sinyal üreterek iki ayrı kapasitörü şarj eder ve bu kapasitörlerin tek bir bobin üzerinden deşarj olmasını sağlayarak bifazik sinyal oluşturulmaktadır. Bu tip

cihazlar nöromusküler (sinir-kas) dokunun manyetik uyarımında kullanılmaktadır [5].

Polifazik sinyal üreten cihazlar nadir olarak kullanılmaktadır. Çünkü deşarj sırasında yüksek ses ve uyarım bobininde yüksek ısılar oluşmaktadır. Deşarj enerjisi bir sonraki uyarım sinyalinde korunamaz, bu durum da rTMS'nin tekrarlanmasını sınırlandırmaktadır [11].

2.3. Tekrarlanan Manyetik Uyarımın Fizyolojisi ve Güvenliği

Faraday kanuna göre iletken bir telden geçen akımın oluşturduğu manyetik alan içersindeki iletkenlerde de elektrik akımı indüklenmektedir. TMS sisteminde kapasitör şarj edilerek bir bobin üzerinden deşarj edilmektedir ve bobin etrafında zamanla değişen bir manyetik alan oluşmaktadır. Bu manyetik alan nöron gibi iletkenlerde bir elektrik akımı indüklemektedir. Kafa derisi üzerindeki TMS deşarjları bobin altında kalan iletken nöron dokularının depolarizasyonuna (pozitif yönde hücrenin iç potansiyelinin dış potansiyeli ile orantılı olarak değişmesi) neden olmaktadır. Manyetik alan beyine uygulandığında bobin ve korteks arasında kalan dokulardan (kafa derisi, kafatası v.b.) geçer çünkü bobin ve korteks arasında kalan dokular büyük ölçüde iletken değildirler. Bobinden uzaklaştıkça elektrik alan ve manyetik alan azalır. Uyarım bobini küçüldükçe dokularda indüklenen elektrik akımı daha iyi odaklanmaktadır. rTMS manyetik darbe serileri ile beyin korteksini düzenli ve tekrarlanan bir şekilde uyarılmasını içermektedir [12].

rTMS uygulamalarında uygulama frekansı da çok önemlidir. 1 Hz'in üzerindeki frekanslar yüksek-frekans rTMS, 1 Hz ve altındaki frekanslar ise düşük-frekans rTMS olarak kabul edilmektedir [12]. İlk psikiyatrik uygulamalarda 5-10 Hz arası frekanslar kullanılmıştır. Daha sonraki uygulamalarda 20 Hz frekans kullanılmıştır. 20 Hz'in üzerindeki uygulamalarda daha kuvvetli motor etkilerinin bildirilmesi üzerine, daha derin yapılarında etkilenebileceği kabul edilerek yüksek frekans düşüncesi oluşmuştur. Bunun yanında epileptik nöbet riski açısından yüksek frekanslar daha riskli kabul edilmektedir. Düşük frekans (1 Hz) rTMS ile beyin metabolizması (enerji tüketimi) geçici olarak azaltılmaktadır. Özellikle

metabolizmanın (enerji tüketimi) arttığı klinik durumlarda, düşük frekans uygulamanın yararlı olabileceği düşünülmektedir. Bununla birlikte obsesif-kompulsif bozukluk (takıntı hastalığı) gibi metabolizmanın arttığı bir durumda yüksek frekans (20 Hz) ile kompulsiyonlarda (tutku) geçici iyilikler ortaya çıkmıştır [13].

Yüksek frekanstan yarar gören hastaların düşük frekanstan, düşük frekanstan yarar gören hastaların yüksek frekanstan zarar görebileceği düşünülmektedir. Buradan düşük ve yüksek frekansların nöral aktiviteyi zıt etkiledikleri kabul edilmektedir [13]. rTMS tekniği MRI (Magnetic Resonance Imaging) gibi görüntüleme teknikleri ile birleştirildiğinde düşük frekanstaki (1 Hz) ve yüksek frekanstaki (10-20 Hz) rTMS sinyalleri ile beyin kan akışının veya metabolizmasının bastırılabilirdiği ve artırılabilirdiği belirlenmiştir. Bununla birlikte motor uyarı eşik değerinin altında rTMS uygulandığında görüntüleme bir sonuç elde edilememiştir. rTMS uygulaması sonucu oluşan kortekse ait uyarılmanın modülasyonunun mekanizması hala belirsizdir [14].

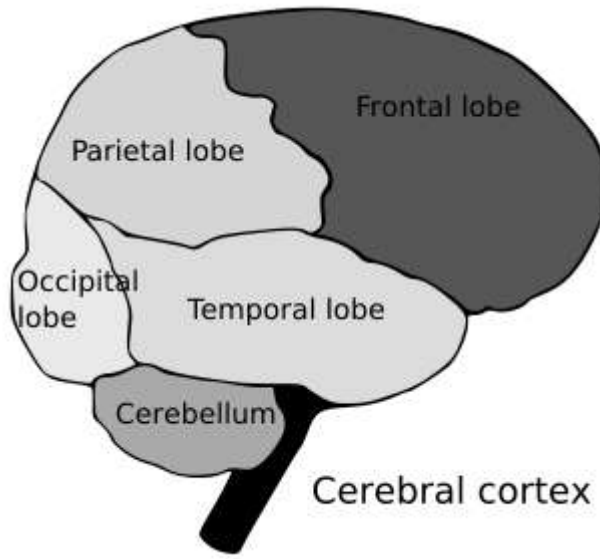
2.3.1. rTMS tekniğinin uygulandığı hastalıklar

Depresyon: rTMS tekniği depresyon tedavisinde 1993'den beri denenmektedir [15]. Yapılan birçok kontrollü ve kontrolsüz çalışmanın sonucu rTMS tekniğinin antidepresan etkisi olduğu yönündedir. Özellikle dirençli depresyon olgularında rTMS tekniğinin etkili olması umut vericidir. Bununla birlikte bu yararlı etkiler genellikle kısa sürelidir. Çoğu zaman iki haftadan uzun sürmemektedir. TMS tekniğinin depresyon üzerindeki etkinliği tam olarak kanıtlanamamıştır [13].

Sizofreni: rTMS tekniği kullanılarak şizofreni hastalığının tedavisi için çalışmalar yapılmış ve ilginç sonuçlar elde edilmiştir. Hoffman ve arkadaşları (1999) işitsel halüsinasyonları olan üç şizofreni hastasına düşük frekans rTMS uygulamışlar ve bu kontrollü çift kör çalışmada iki hastada halüsinasyonların tamamen düzeldiklerini belirlemişlerdir [13].

Obsesif-kompulsif bozukluk: Obsesif-kompulsif bozukluk (takıntı hastalığı) hastaları üzerinde yapılan çift kör kontrollü bir çalışmada 20 Hz rTMS sağ prefrontal, sol prefrontal ve orta oksipital (ense bölgesi) bölgelere (Şekil 2.9) farklı

günlerde uygulanmış, uygulama sonrası denekler 8 saat izlenmişlerdir. Sadece sağ prefrontal bölgeye yapılan uygulama sonucunda kompulsiyonların (tutku) şiddetinde belirgin azalma belirlenmiştir. İyileşme orta derecede olup anksiyete (kaygı) ve obsesyonlarda (takıntı) değişiklik görülmemiştir. Bu orta derecedeki yarar TMS tekniğinin obsesif-kompulsif bozuklukda kullanılabilme olasılığının araştırılmasında yarar olabileceğini göstermektedir [13].



Şekil 2. 9. Beyin bölgeleri

Posttravmatik stres bozukluğu: Posttravmatik (travma sonrası) stres bozukluğu hastalarında travma ile ilgili yaşantılar canlandığı zaman sağ limbik (duyguların belirlendiği bölge), paralimbik (limbik bölgenin etrafı) ve frontal kortikal yapılarda kan akışı veya metabolizma artışı olması nedeniyle, McCann ve arkadaşları iki hastada sağ frontal bölgeye 20 dakika 1 Hz rTMS uygulamışlar ve posttravmatik stres bozukluğu belirtilerinde olumlu gelişme sağlamışlardır. Bu iyilik durumu bir ay sonra kaybolmuştur. Grisar ve arkadaşları 10 posttravmatik stres bozukluğu hastası üzerinde yaptıkları kontrolsüz çalışmada sağ ve sol motor kortekse birer dakika ara ile 15 Hz TMS uygulamışlar ve belirtilerde birkaç gün içinde kaybolan belirgin iyileşme belirlemişlerdir [13].

Mani: Speer ve Wassermann iki mani hastasında orta prefrontal kortekse 1Hz rTMS uygulamanın orta ile iyi derecede etkileri olduğunu saptamışlardır. Grisar ve

arkadaşları 16 mani hastası üzerinde gerçekleştirdikleri çift kör bir çalışmada 14 gün sağ ve sol prefrontal kortekse 20 Hz rTMS uygulamışlar ve sağ tarafa uygulamanın anlamlı şekilde yararlı olduğunu bildirmişlerdir. Depresyonda sol tarafa uygulamanın yararlı etkileri göz önüne alındığında manide karşıt lateral (sağ ve sol bölge) yanıt dikkati çekmektedir [13].

Parkinson: Parkinson hastalığının tedavisi için rTMS tekniği kullanılarak yapılan çalışmalarda olum sonuçlar alınmasına karşın bu sonuçlar kalıcı olmamıştır. Bazı çalışmalarda da olumlu sonuçlar alınamamıştır [13]. rTMS tekniğinin Parkinson hastalığı üzerindeki etkileri gelişme gösterse de TMS tekniğinin korteksi uyarmadaki mekanizması belirsizdir. Genelde düşük frekans rTMS'nin engelleyici, yüksek frekans rTMS'nin kolaylaştırıcı bir etkisi vardır [16].

Epilepsi: TMS tekniği beynin elektriksel aktivitelerinin bozulduğu epilepsi hastalarında da kullanılmaktadır. Fakat epileptik hastalarda yapılan çalışmalarda elde edilen veriler birbiri ile farklılık göstermektedir. Hoşver tarafından 2005 yılında juvenil myoklonik epilepsi hastaları (kasılma gibi bulguları olan) ve asemptomatik kardeşleri (Bulguları olmayan) üzerine TMS tekniği kullanılarak bir çalışma yapılmıştır[17].

2.3.2. rTMS tekniğinin etkileri

Kriz geçirme: Korteksin uyarılması amacı ile yapılan ilk çalışmalarda beyin dokularının gerekli olandan fazla uyarılması nedeni ile hastalarda kriz olmuştur. Dhun ve meslektaşları temporal lope epilepsi hastalarına yüksek frekans rTMS uygulandıktan sonra ilk defa krizi belirlemişlerdir. rTMS'nin neden olduğu kriz sensorimotor korteks (beyindeki istemli hareket bölgesi) ve somatotopik (beyindeki vücut hareketlerine ait bölge) yapılaraya doğru yayılır. Motor korteksin uyarılmasında bu risk muhtemelen yüksektir. Çünkü bu alan beynin epilepsi oluşturmaya en yatkın yeridir. rTMS krize neden olduğunda korteks neronlarının aşırı uyarımı gerçekleşir. Bu uyarım kortekse paralel komşu aksonlara doğru yayılır ve risk faktörü bilinmeyen krizle karşılaşmaktadır [12].

Bilişsel bozukluklar: rTMS potansiyel olarak kalıcı bilişsel bozulmaya yol açabilir, potansiyel zararlı bilişsel etkileri konusundaki endişeler de araştırılmalıdır. Diğer tedavi yöntemleri uygulanmış olan 10 depresyon hastasına 2 hafta boyunca motor eşiğinin %80 kadar 1 veya 20 Hz rTMS sol prefrontal kortekse uygulanmıştır ve bu küçük çalışmada zararlı bilişsel değişiklikler gözlemlenmiştir. Ayrıca Koren ve arkadaşlarının sağlıklı 46 gönüllü üzerinde yaptıkları araştırmada düşük ve yüksek frekanslı rTMS sağ ve sol kortekse uygulanmıştır, Bu gönüllüler sahte rTMS alan kişilerle karşılaştırıldığında işlem yapma hızları ve etkinliği gelişmiştir fakat zararlı bilişsel değişiklik olmamıştır [12].

Nörotoksisite ve yapısal beyin değişiklikleri: rTMS tekniğinin nöron bozulmasına neden olabileceği olasılığı araştırılıyor çünkü rTMS ile korteks nöronları uyarılmaktadır. Zyss ve ekibinin fare beyni dokuları üzerinde yaptıkları nöroanatomik araştırmada uzun süreli rTMS ve standart ECT'nin (Electroconvulsive therapy) etkileri araştırılmıştır. Elektron mikroskopu ve ışık mikroskopunda yapılan incelemede fare beyinde nörotoksisiteye (Sinir sistemine zarar veren madde) rastlanmamıştır. Bunun dışında yapılan diğer araştırmalarda da beyinde yapısal değişikliklere rastlanmamıştır [12].

Nöroendokrin eksen (Sinir sistemini etkileyen hormonlar): ilk çalışmaların gösterdiğine göre rTMS prolaktin hormonu, adrenokortikotropin hormonu (ACTH), tiroit-uyarım hormonu (TSH), luteojenik hormon ve folikül-uyarıcı hormon (FSH) üzerinde sürekli değişiklikler yapmamaktadır. Beklendiği gibi kriz anındaki bir kişinin serum prolaktin seviyesi artmıştır. Wassermann ve arkadaşları rTMS'nin 1Hz ve 20 Hz de serum prolaktin seviyesine etkisi olmadığını göstermişlerdir. George ve meslektaşları 5-Hz rTMS'nin sağ prefrontal kortekse uygulandığında tiroit-uyarım hormon seviyesinin arttığını tespit etmişlerdir. Bu değişim ile depresyon hastalarının duygusal gelişimi arasında bir bağ kurulmuştur. Evers ve meslektaşları depresyon hastalarında sağ ve sol dorsolateral (arka yan bölge) prefront kortekse 10 Hz ve 20 Hz rTMS uygulandığında serum kortisol, prolaktin, FSH ve TSH üzerinde ihmal edilebilir bir etkisi olmuştur [12].

Acı ve baş ağrısı: TMS'nin çok sık belirlenen yan etkisi baş ağrısıdır [12]. Uygulama esnasında etraftaki yüz ve kafa derisi ile ilgili kasların etkilenmesi sonucunda %3 ile %20 oranında kas gerginliği baş ağrısı görülebileceği ve bu baş ağrısının parasetamol (ağrı kesici) veya asetil salisilik asit (aspirin) ile düzelebileceği belirlenmiştir [13]. Manyetik uyarım kafatasındaki sinir ve kas hücrelerinin uyarılması ile sonuçlanmaktadır. Özellikle tekrarlanan uyarım (rTMS) uygulandıktan sonra gerginlik-türü baş ağrısı meydana gelmektedir. Bu tür baş ağrısı ve acılar uyarımın yoğunluğuna ve frekansına göre değişmektedir. Bu tür rahatsızlıklarda ağrıya karşı hafif ağrı kesici ilaçlar kullanılabilir [12].

Duyuma: Uyarım devresinde kapasitörün deşarjı esnasında bobin tıkırtı sesi oluşturmaktadır. Özellikle yüksek frekans ve yoğunluktaki uyanları hastalar rahatsız edici bulmaktadır [12]. Cihazın çıkardığı yüksek frekanslı ses, işitme eşiğinde kısa süreli değişikliklere yol açabilmektedir, bunun denekler ve doktorlar üzerindeki olumsuz etkileri kulak tıkacıları kullanılarak önlenmektedir [13].

2.3.3. TMS tekniği ile ilgili güvenlik standartları

TMS cihazının yapımında ve uygulanmasında medikal cihazların yapımı ve kullanımı konusunda uyulması gerekli olan standartlara (IEC 60601) uyulması gereklidir. rTMS olumsuz etkileri dikkate alınarak uygulanmalıdır. Yüksek frekanslarda (20 Hz ve üzeri) beynin daha derin bölgelerinin olumsuz etkileneceği düşünülmektedir. Bundan dolayı yüksek frekanslarda daha dikkatli olunmalıdır. Beyin bölgeleri farklı eşik değerlerde uyarılmaktadır. Uyarın sinyalinin yoğunluğu (frekansı) beynin uygulandığı bölgesine göre seçilmelidir. Uygulama sırasında uyarım bobini yüksek voltajlarda ısınmaktadır. Bu ısının hastalara zarar vermemesi için uyarım bobini soğutulmalıdır. Uyarım devresinde kapasitörün deşarjı esnasında bobin tıkırtı sesi oluşturmaktadır bu sesin hastaları rahatsız etmesi önlenmelidir. Nöron dokularının depolarizasyonu için 450 J ve üzerinde bir enerji gereklidir. Bu enerjiyi oluşturan manyetik alan çok yüksektir. rTMS uygulaması esnasında bu manyetik alan manyetik materyalleri kendine çeker buda hastaların zarar görmesine neden olur. Bundan dolayı rTMS uygulaması sırasında manyetik materyaller sistemden uzak tutulmalıdır [4, 5, 12, 13].

2.4. Uyarım Bobini

Uyarım bobinleri bakır tellerden yapılır ve plastik bir muhafazaya sahiptir. Bu bobinler uygun pozisyonlarla kafatası üzerine yerleştirilir. Uyarıcı sinyaller bobin üzerinden geçirildiğinde bir manyetik alan oluşmaktadır. Bu manyetik alan ile beyin dokularının uyarılmaları sağlanmaktadır (Şekil 2.10) [6].

Faraday yasasına göre dairesel şekildeki bir bobin zamanla değişen bir manyetik akı (F) içerisinde geçirilirse üzerinde bir elektrik akımı oluşur. Bu elektrik akımı manyetik akının neden olduğu elektromotor kuvvetinin (emk) sonucudur. Elektromotor kuvvetinin büyüklüğü manyetik akının zamana göre değişim miktarına (Eş. 2.11) bağlıdır. Oluşan emk'nın yönü manyetik alan ile ters yönlüdür [6].

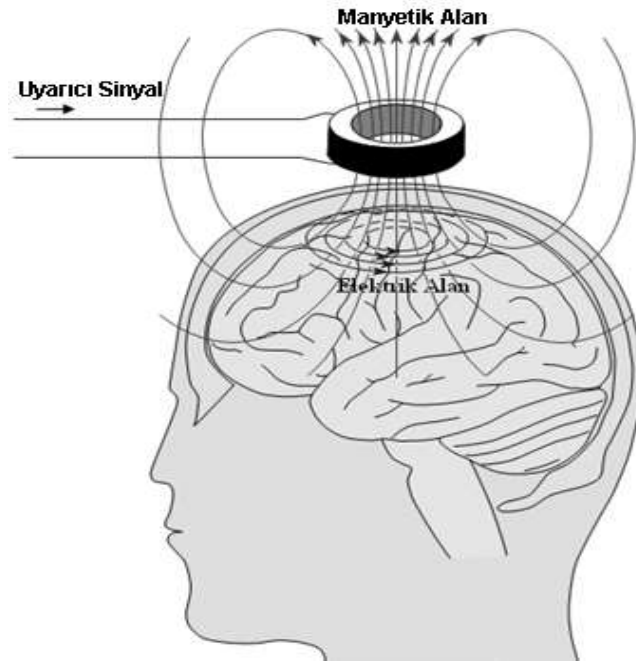
$$\varepsilon = - \frac{d\Phi_B}{dt} \quad (2.11)$$

Bu eşitlikte;

ε = Elektromotor kuvveti (emk) [V-Volt]

Φ_B = Manyetik akı [Wb-Weber]

t = Zaman [s-saniye]



Şekil 2. 10. Bobin üzerinden geçen akımın oluşturduğu manyetik alan ile dokularda elektrik alanın oluşturulması [6]

Manyetik akı (Φ_B) herhangi bir yüzey üzerindeki manyetik alan miktarıdır [6].

$$\Phi_B = \int \vec{B} \cdot d\vec{S} \quad (2.12)$$

Bobin üzerinden geçen akımdan dolayı oluşan manyetik akı,

$$\Phi_B = LI \quad (2.13)$$

olarak tanımlanır [6]. Bu eşitlikte;

L = Bobin endüktansı [H-Henry]

I = Bobin üzerinden geçen akım [A-Amper]' dir.

Elektromotor kuvveti Eşitlik 2.14'deki gibi yazılmaktadır [6].

$$\varepsilon = -\frac{d\Phi_B}{dt} = -L \frac{dI}{dt} \quad (2.14)$$

Eşitlik 2.14'de görüldüğü gibi emk değeri ($d\Phi_B/dt$) oranının değişimi dışında L değeri ile orantılıdır. ($d\Phi_B/dt$) oranı kondansatörün deşarj olma hızına bağlıdır. Bu hız yarı iletken anahtarlama elamanları ve bobinde minimum sarım sayısı değiştirilerek artırılabilir [6].

2.4.1. Bobin endüktansının hesaplanması

Çok katmanlı halka şeklindeki bir bobinin endüktansı Eşitlik 2.15'de verildiği gibi hesaplanmaktadır (Şekil 2.11)[6].

$$L = \mu N^2 \left(\frac{\pi r^2}{l+0.9r} - \frac{0.3rs}{l} \right) \quad (2.15)$$

Bu eşitlikte;

L = Bobin endüktansı (H-Henry)

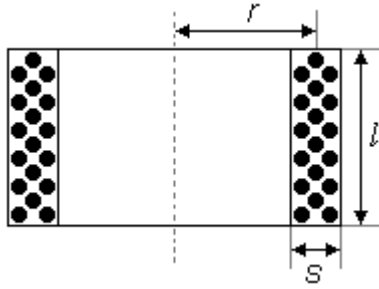
N = Bobinin sarım sayısı

μ = Ortamın geçirgenlik katsayısı (Henry/metre)

s = Bobin çekirdeğinin kesiti (m)

r = Bobin yarıçapı (m)

l = Bobin uzunluğu (m)



Şekil 2. 11. Çok katmanlı halka şeklindeki bir bobinin boyutları [6]

2.4.2. Bobinin oluşturduğu manyetik alanın hesaplanması

Halka şeklindeki tek sarımlı bir bobinden geçen akım ve bu bobinin yarıçapı biliniyorsa bobin merkezindeki ve eksenüzerindeki herhangi bir noktadaki manyetik alan hesaplanabilmektedir. Bu bobinin yarıçapı R ve üzerinden geçen akım I olsun. Bu dairesel bobinin merkezindeki manyetik alan Eşitlik 2.16 daki gibi hesaplanmaktadır. Dairesel iletkenin sonsuz küçük dI akım elemanlarından oluştuğunu kabul edersek, her elemanın dairesel iletkenin merkezinde oluşturduğu dB manyetik alanları aynı yön ve doğrultulu olacaklardır (Şeki 2.12) [18]. Her eleman için $r=R$ ve $\theta=90^\circ$ olacağından Ampere yasasına göre;

$$B = \oint dB = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{I}{R^2} \int_0^{2\pi R} dI = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{I}{R^2} (2\pi R) \quad (2.16)$$

Bu eşitlikte;

dB = Diferansiyel manyetik alan şiddeti (Amper/metre)

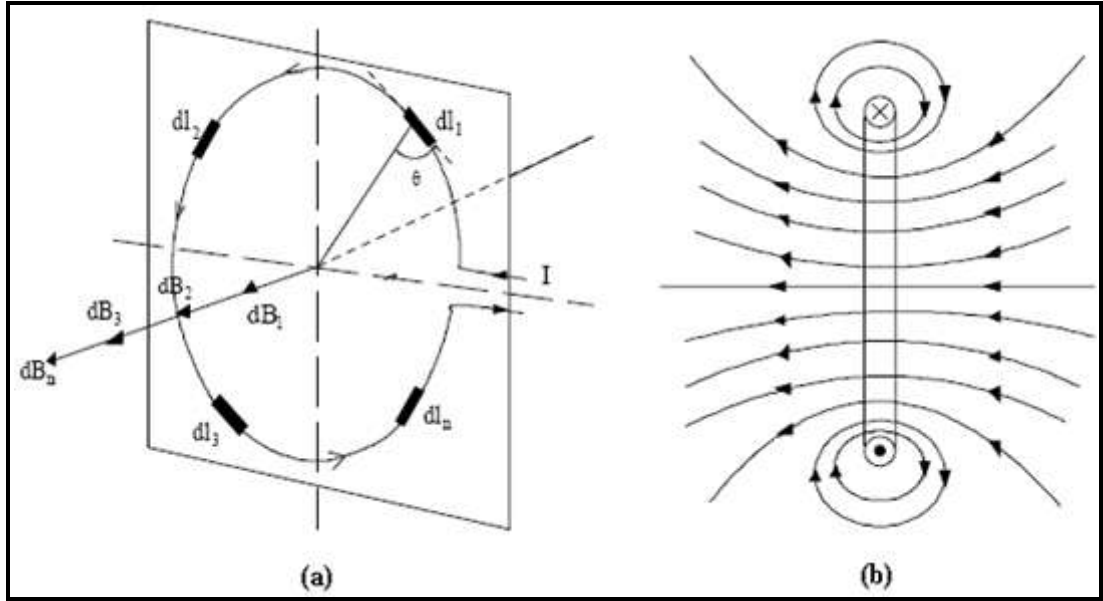
dI = İletkenden geçen diferansiyel akım (Amper)

μ_0 = Havanın geçirgenlik katsayısı (Henry/metre)

R =İletkenin yarıçapı

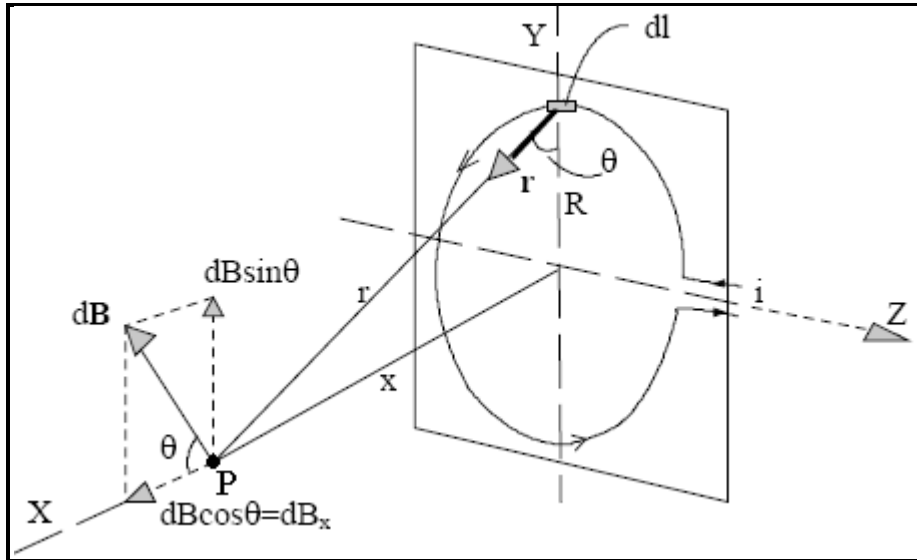
Dairesel iletkenin sarım sayısı N ise bu bobinin merkezinde oluşan manyetik alan Eşitlik 2.17 deki gibi hesaplanmaktadır [18, 19].

$$B = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{I}{R^2} (2\pi R) N = \frac{\mu_0}{2} \frac{IN}{R} \quad (2.17)$$



Şekil 2. 12. Dairesel iletkenin merkezindeki manyetik alan (a) ve manyetik alan kuvvet çizgileri (b)

Dairesel iletkenin merkezinden geçen ve daireSEL iletken düzlemine dik simetri eksenini üzerindeki bir P noktasındaki manyetik alan da hesaplanabilmektedir (Şekil 2.13).



Şekil 2. 13. Dairesel iletkenin simetri eksenini üzerindeki bir noktadaki manyetik alan

Dairesel iletkenden geçen dI akımının bir P noktasında oluşturduğu manyetik alan dB olsun (Şekil 2.13). Buna göre dI ile r arasındaki θ açısı 90° olacaktır. Oluşan manyetik alan dI ve P düzlemi içerisinde r 'ye dik olacaktır. Bu durumda manyetik

alan dB , biri akımın üzerindeki yatay bileşen $dB\sin\theta$ ve eksene dik bileşen $dB\cos\theta$ olmak üzere iki bileşene ayrılmaktadır. P noktasında oluşan manyetik alana bu bileşenlerden yalnızca yatay olanın katkısı vardır, dikey bileşenin $dB\sin\theta$ değerleri toplandıkları zaman ikiye ikiye birbirlerini yok ederler. Manyetik alanın yatay $dB_x = dB\sin\theta$ bileşenleri bütün akım elemanları için aynı doğrultulu ve aynı yönlü olduklarından bunların P noktasındaki bileşkesi bir tek sarımlı iletken için Eşitlik 2.18'deki gibidir [18,19].

$$B = \oint dB \cos \theta = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{I}{r^2} \cos \theta \int_0^{2\pi R} dI = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{I}{r^2} \cos \theta (2\pi R) \quad (2.18)$$

Eşitlik 2.18 sadeleştirildiğinde P noktasındaki manyetik alan Eşitlik 2.19 da görüldüğü gibi ifade edilmektedir.

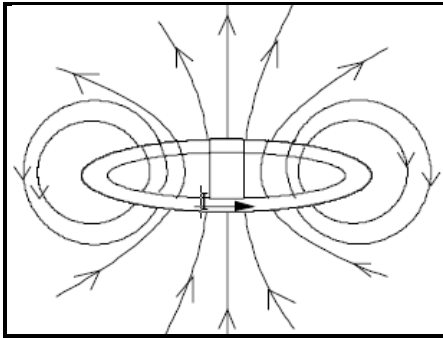
$$B = \frac{\mu_0}{2} \frac{IR}{r^2} \cos \theta \quad (2.19)$$

Şekil 2.13'de $\cos \theta = \frac{R}{r}$ ve $r^2 = R^2 + x^2$ olduğundan Eşitlik 2.19 Eşitlik 2.20 gibi yazılabilmektedir.

$$B = \frac{\mu_0}{2} \frac{IR}{r^2} \cos \theta = \frac{\mu_0}{2} \frac{IR^2}{(R^2+x^2)^{3/2}} \quad (2.20)$$

Merkezdeki manyetik alan hesaplanırken $x=0$ olacağından merkezdeki manyetik alan Eşitlik 2.21 deki gibi hesaplanmaktadır [19].

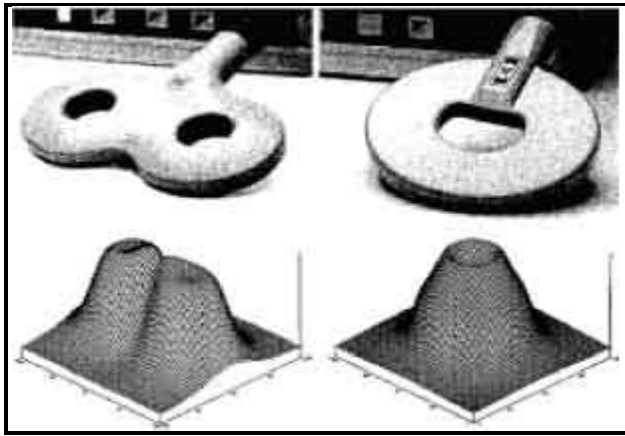
$$B = \mu_0 \frac{I}{2R} \quad (2.21)$$



Şekil 2. 14. Dairesel iletkenin üzerinden geçen akımın oluşturduğu manyetik alan çizgileri

2.4.3. Bobin şeklinin manyetik alan odağına etkisi

TMS tekniğinde en önemli konulardan birisi de beyinde uyarılan yerin konumu ve büyüklüğüdür. Bu nedenle uygulanan manyetik alanın geometrisi bobin şekli ile belirlenmektedir [20]. Diğer bir ifadeyle manyetik alanın odağı bobin şekli ile belirlenmektedir (Şekil 2.15). En sık kullanılan bobin şekilleri dairesel ve sekiz (kelebek) şeklindeki bobinlerdir (Şekil 2.16). Sekiz şeklindeki bobin daha merkezi bir etki alanına sahiptir. Merkezden uzaklaştıkça etki alanı azalır. Dairesel bobinin etki alanı daha geniştir ama tam merkezindeki oluşturulan elektrik alanı sıfırdır [5].

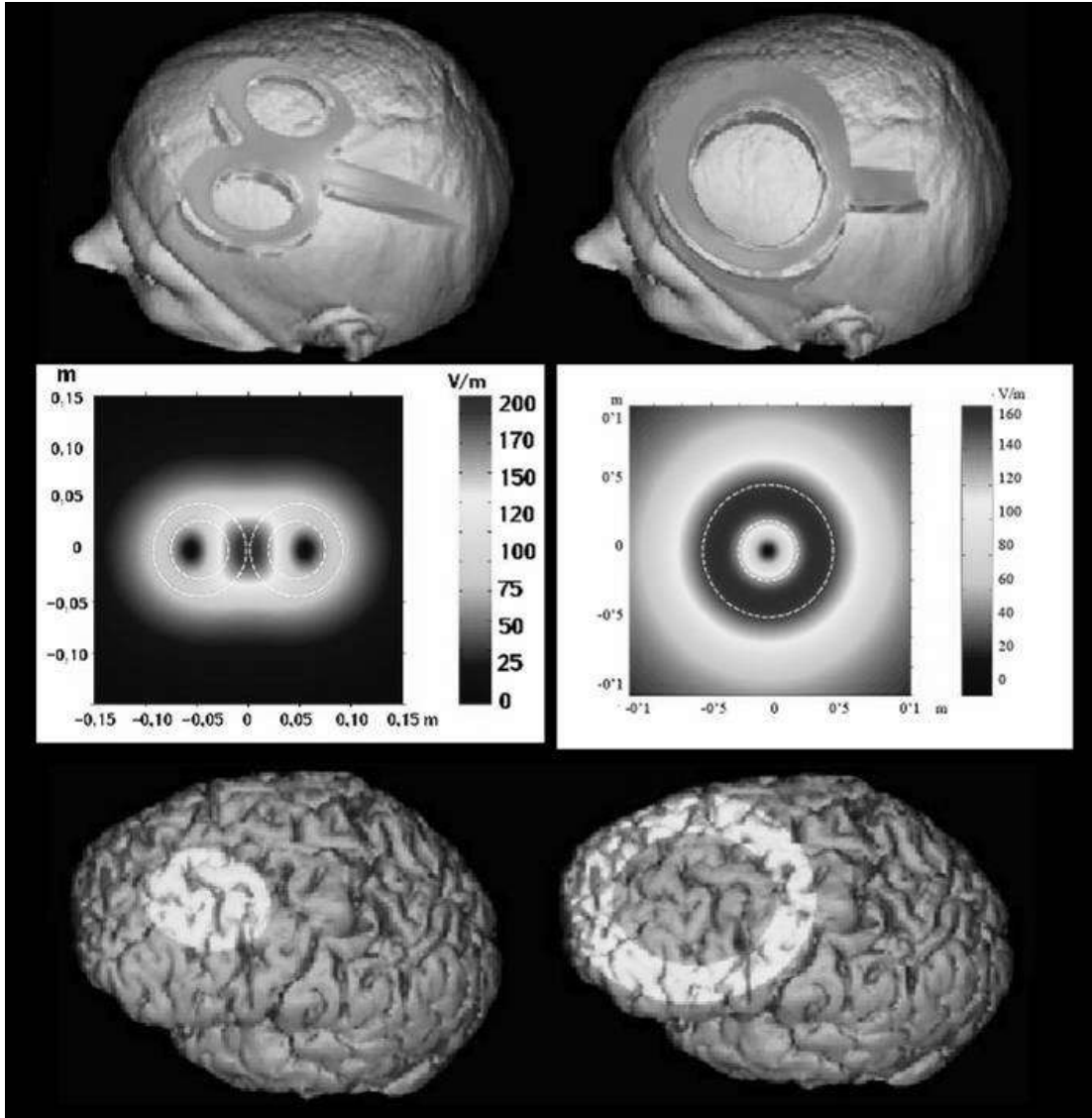


Şekil 2. 15. Sekiz şeklindeki (sol) ve dairesel (sağ) bobinin oluşturduğu elektrik alanının üç boyutlu gösterimi [5]



Şekil 2. 16. Çeşitli şekillerde üretilmiş uyarım bobinleri [5]

Uyarım bobinin endüktansı ile beyne uygulanan uyarım sinyalinin frekansı da kontrol edilebilir. Böylece uyarım sinyalinin etkisi bobin ile ayarlanmış olmaktadır. Şekil 2.17 de sekiz şeklindeki ve dairesel bobinin beyinde indüklediği elektrik alan gösterilmiştir. Bu elektrik alanlar bobinlerin 20 mm altındaki düzlemde oluşmuştur [5].



Şekil 2. 17. Sekiz şeklindeki ve dairesel bobinin indüklediği elektrik alanın dağılımı [5]

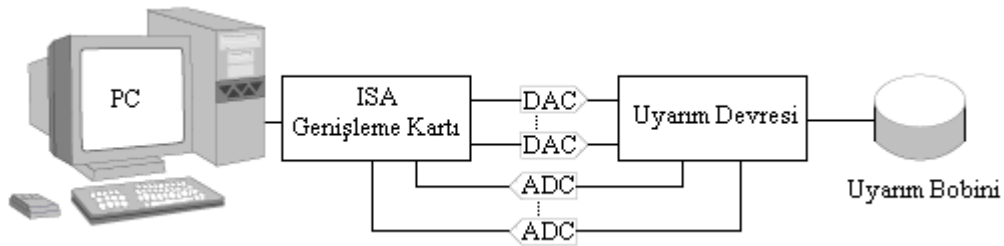
2.5. TMS VE rTMS Düzenlerinde Kullanılan Kontrol Birimleri

Beynin belirli bölgelerini uyarmak amacıyla TMS sinyali, kafatasının üzerine yerleştirilmiş uyarım bobini ile beyne uygulanmaktadır [11]. TMS prensibi çok basit

olmasına rağmen kontrol fonksiyonları karmaşıktır. TMS sinyali beynin farklı bölgelerinde, farklı sürelerde ve sayılarda uygulanmalıdır [21]. Ayrıca uyarım bobininin oluşturduğu yüksek ses duyma sistemini etkilemektedir [22]. Bu nedenlerden dolayı TMS sisteminin kontrol işlemleri için analog devreler, kişisel bilgisayarlar (PC) veya mikrodenetleyici (MCU) sistemler kullanılmaktadır [23]. Fakat analog sistemlerin ve MCU sistemlerin performansları gelişmiş kontrol işlemleri için yeterli değildir. PC fiyatları oldukça yüksektir ve gömülü kontrol sistemi oluşturmak için uygun değildir. Etkili ve maliyeti düşük bir TMS sistemi tasarlamak için sinyal işleme özelliği olan dsPIC mikrodenetleyicilerin kullanımı bir çözüm olabilir.

2.5.1. TMS sisteminde bilgisayar kullanımı

TMS sisteminde sürücü devrelerinin kontrol işlemi PC ile yapıldığında kontrol işlemlerinin sayısına göre giriş/çıkış (I/O) portlarının sayısının artırılması gerekebilmektedir (Şekil 2.18). Bu amaçla PC ISA genişleme kartları kullanılmaktadır. Bu genişleme kartı bir programlama dili tarafından programlanmaktadır [24].



Şekil 2. 18. TMS sisteminde bilgisayar kullanımı [25]

TMS sisteminde kontrol işlemleri için PC kullanıldığında ISA genişleme kartından başka analog dijital çevirici (ADC) ve dijital analog çevirici (DAC) kartlar da kullanılmaktadır. Bu gibi kartlar sistemin maliyetini ve karmaşıklığını artırmaktadır [25, 26].

2.5.2. TMS sisteminde MCU kullanımı

PC' ler binlerce farklı programı çalıştırabilmektedirler. Mikrodenetleyiciler ise özel amaçlı bilgisayarlar olarak adlandırılırlar ve genellikle tek bir programı çok hassas

olarak çalıştırmak için kullanılmaktadırlar. Mikrodenetleyici sistemler gömülü sistemlerde sıklıkla kullanılmaktadır [26]. Mikrodenetleyiciler PC'lere göre yüksek hızlara ve düşük güç tüketimine sahiptirler ve maliyetleri oldukça düşüktür (Tablo 2.1).

Tablo 2. 1. PC ve mikrodenetleyici karşılaştırması [26]

Özellik	PC	Mikrodenetleyici
Program belleği ve veri Belleği	Aynı bellek bloğu içerisinde	Farklı bellek bloklarında
Hız	Düşük	Yüksek
Saat çevirimi	1 komut için 1'den fazla komut çevirimi	1 komut için 1 komut çevirimi
Komut sayısı	100'den fazla	50'den az
Güç tüketimi	Fazla	Az
Harici donanım desteği	Gerektirir (RAM, ROM, ADC,DAC, I/O gibi)	Çok az sayıda gerektirir (Harici EEPROM gibi)
Mimari	Çoğunlukla CISC	Çoğunlukla RISC
Fiyat	Pahalı	Ucuz

Mikrodenetleyiciler cipleri üzerindeki arayüz devreleriyle birlikte tasarlanmışlardır. Bu özellik sayesinde mikrodenetleyiciler giriş/çıkış portu, zamanlama yeteneği, analog/dijital çevirici, senkronize/asenkronize arayüz, çeşitli hafıza türleri gibi özelliklere sahiptirler. Bu gibi özelliklerin tek bir cip üzerinde olması, tasarlanan sistemlerin birleşik bir yapıda olmalarını ve daha az çevresel donanımın kullanılmasını sağlamaktadır. Bu özellikler sayesinde maliyet düşmektedir [27]. Daha önceki çalışmalarda TMS sisteminde XMC60HC11, MC68HC811, AT89S8252, PIC16C54 gibi mikrodenetleyiciler kullanılmıştır [21, 28, 29, 30, 31].

2.5.3. TMS sisteminde dsPIC kullanımı

dsPIC Microchip firmasının sayısal sinyal işleme (DSP) özelliği olan 16 bitlik denetleyici ailesidir. dsPIC mikrodenetleyiciler kontrol özelliği ve sayısal sinyal işleme özelliklerine sahiptirler [32]. dsPIC ailesi üç grupta incelenmektedir. Birinci grup genel amaçlı dsPIC'ler, ikinci grup motor kontrolü ile güç dönüşümü sağlayan dsPIC'ler üçüncü ve son grup ise sensör görevi gören dsPIC'lerdir [33]. dsPIC 30F6014 genel amaçlı dsPIC'lere aittir. dsPIC mikrodenetleyiciler kullanıldıkları sistemlerin maliyetini düşürürler, güvenilirliğini ve esnekliğini artırır [32]. dsPIC geliştirilmiş mimarisi ile C derleyici kullanımına izin vermektedir.

Böylece komut seti kullanımı kolaylaşmaktadır. dsPIC'ler ayrıca esnek adresleme moduna, PLL (faz kilitleme döngüsü) desteği (4X, 8X, 16X) ile 4 MHz ve 10 MHz osilatör girişine, 41 adet kesme kaynağına sahiptirler [34]. dsPIC'ler her bir komut satırında, veri hafızasını (veya program verisi) okuma, çalışan kayıt defterini okuma, veri hafızasını yazma ve program hafızasını okuma işlemlerini gerçekleştirebilir. Bu işlemlerden üç tane işlem komutu aynı anda gerçekleştirilebilmektedir [32]. Genel amaçlı dsPIC mikrodenetleyiciler ve özellikleri Tablo 2.2' de verilmiştir [33].

Tablo 2. 2. dsPIC30F genel amaçlı mikrodenetleyici ailesi [33,34]

dsPIC30F	3014	4013	5011	6011	6012	5013	6013	6014
Pin Sayısı	40	40	64	64	64	80	80	80
Flash KB	24	48	66	132	144	66	132	144
SRAM Bytes	2048	2048	4096	6144	8192	4096	6144	8192
EE Bytes	1024	1024	1024	2048	4096	1024	2048	4096
Timer 16-bit	3	5	5	5	5	5	5	5
Input Capture	2	4	8	8	8	8	8	8
Compare PWM	2	4	8	8	8	8	8	8
A/D 12Bit 100ksps	14 kanal	14 kanal	16 kanal	16 kanal	16 kanal	16 kanal	16 kanal	16 kanal
UART	2	2	2	2	2	2	2	2
SPI	1	1	2	2	2	2	2	2
I ² C	1	1	1	1	1	1	1	1
CAN	-	1	2	2	2	2	2	2
Codec (AC97, I ² S)	-	var	var	-	var	var	-	var
I / O Sayısı	31	31	52	52	52	68	68	68

dsPIC mikrodenetleyiciler komut işleme performansı yönünden diğer MCU ve DSP'ler ile karşılaştırıldığında daha yüksek performansa sahiptirler (Tablo 2.3). Bu karşılaştırmada genel bir komut kümesi için 1 saniyede milyon olarak ortalama işlenen komut sayısı (MIPS) kullanılmıştır. dsPIC komutları tek saykılta işleyebildiğinden hızlı rakiplerinden daha fazla komut işleyebilmektedir [35].

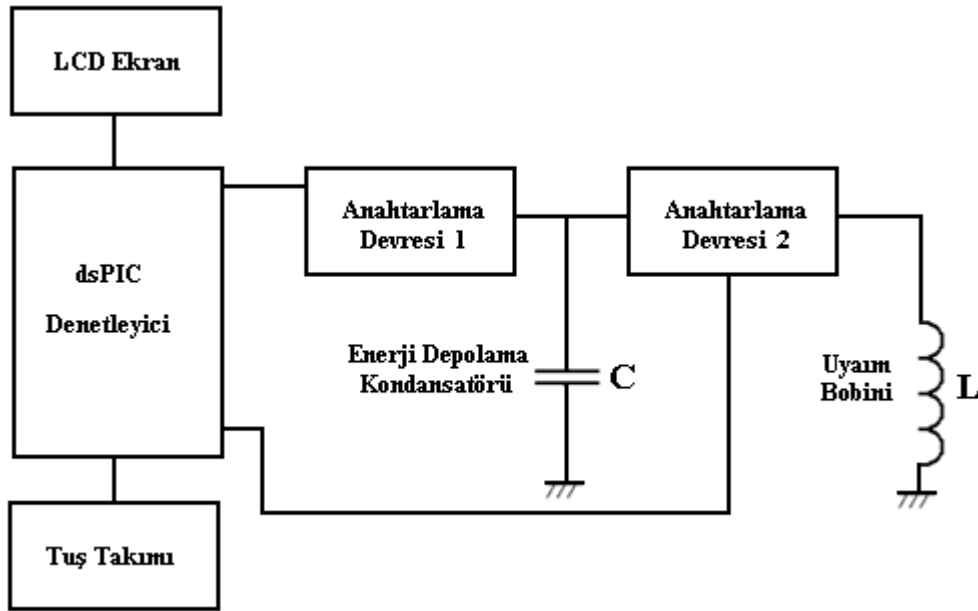
Tablo 2. 3. dsPIC'lerin saniyede komut işleme sayısının karşılaştırılması

Üreticiler	MCU, DSP, dsPIC	Komut Saykılı (Osc/4)	Komut İşleme Saykıl Sayısı	İşlenen Ortalama Komut Adedi (MIPS)
Microchip	dsPIC30F	30 MHz	1-2	28
Infineon	XC161/166	40 MHz	1-6	28
TI	320LF240x	40 MHz	1-4	21
Motorola	56F80x	40 MHz	1-8	19
Hitachi	H8S/26xx	33 MHz	1-7	15
Mitsubishi	M16C	20 MHz	1-8	9

Tasarlanan rTMS sisteminde bu performans özelliklerinden dolayı dsPIC 30F6014 mikrodeneleyici kullanılmıştır. Bu da sistemin esnek ve geliştirilebilir olmasını sağlamıştır.

3. GERÇEKLEŞTİRİLEN TRANSKRANİYAL MANYETİK UYARIM SİSTEMİ

Gerçekleştirilen rTMS sisteminde şarj edilen enerji depolama kondansatörü C, uyarım bobini L üzerinden deşarj edilerek manyetik alan oluşturulmaktadır. Enerji depolama kondansatörünün şarj edilmesi ve uyarım bobini üzerinden deşarj edilmesi için gerekli olan anahtarlama sinyalleri dsPIC 30F6014 mikrodenetleyici tarafından sağlanmıştır (Şekil 3.1).



Şekil 3. 1. Gerçekleştirilen Transkraniyal Manyetik Uyarım Sisteminin Blok Yapısı

Gerçekleştirilen transkraniyal manyetik uyarım sisteminde (Şekil 3.1) dsPIC tarafından üretilen anahtarlama sinyallerinin değerleri tuş takımından girilmektedir. Girilen değerler LCD ekranda görüntülenmektedir. Anahtarlama devresi 1’de enerji depolama kondansatörünün şarjı için gerekli olan anahtarlama işlemi gerçekleşmektedir. Anahtarlama devresi 2’de ise enerji depolama kondansatörünün uyarım bobini üzerinden deşarjı için anahtarlama işlemi yapılmaktadır.

Gerçekleştirilen sistem donanım ve yazılım olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Donanım kısmı anahtarlama sinyallerinin oluşturulduğu kontrol kartı, uyarım devresi

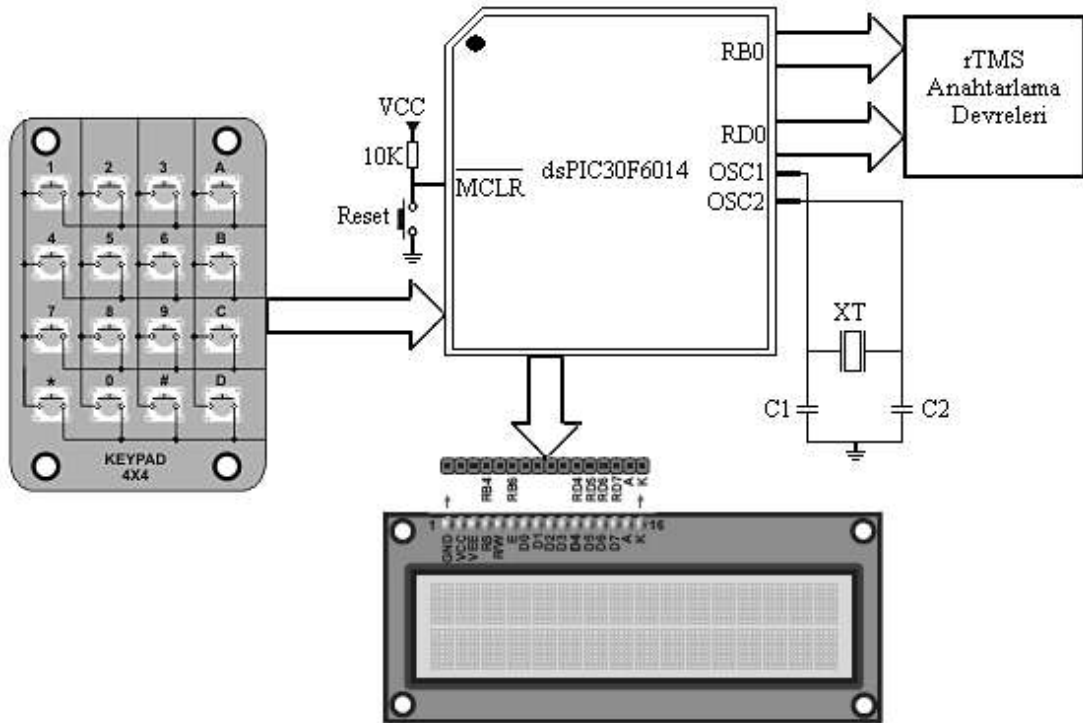
ve yüksek gerilim kaynağından oluşmaktadır. Yazılım kısmı ise kontrol kartında anahtarlama sinyallerinin üretilmesini sağlayan programdan oluşmaktadır.

3.1. Donanım

3.1.1. dsPIC kontrol kartı

Donanım kartı geliştirilirken Mikro Elektronik firmasının dsPICPRO3 isimli geliştirme kartı kullanılmıştır. dsPICPRO3 geliştirme kartı üzerinde bulunan hazır donanım modülleri kullanılarak birçok uygulama kısa sürede ve kolaylıkla gerçekleştirilmiştir.

Kontrol kartı üzerinden anahtarlama için gerekli olan sinyaller alınmaktadır. Enerji depolama kondansatörünün şarjı için kullanılan anahtarlama sinyali dsPIC 30F6014'ün PWM (darbe genişliği modülasyonu) özelliği kullanılarak üretilmiştir. Enerji depolama kondansatörünün uyarım bobini üzerinden deşarjı için gerekli olan anahtarlama sinyali ise portun ON/OFF (açma/ kapama) özelliği kullanılarak elde edilmiştir. dsPICPRO3 deneme kartı üzerinde donanım kartı için kullanılan devrenin bağlantı şeması Şekil 3.2 de görülmektedir.



Şekil 3. 2. dsPICPRO3 üzerindeki rTMS kontrol kartı devre şeması [36, 37]

Kontrol kartında kullanılan LCD ekranın bacak bağlantıları Tablo 3.1’de ve 4x4 tuş takımı için bacak bağlantıları Tablo 3.2’de verilmiştir.

Tablo 3. 1. LCD ekran bacak bağlantıları

LCD Pinleri	Data0	Data1	Data2	Data3	Data4	Data5	Data6	Data7	E	R/W	RS
dsPIC30F4013	GND	GND	GND	GND	RD4	RD5	RD6	RD7	RB6	GND	RB4

Tablo 3. 2. 4x4 tuş takımının bacak bağlantıları

1 RF0-RF4	2 RF1-RF4	3 RF2-RF4	A RF3-RF4
4 RF0-RF5	5 RF1-RF5	6 RF2-RF5	B RF3-RF5
7 RF0-RF6	8 RF1-RF6	9 RF2-RF6	B RF3-RF6
* RF0-RF7	0 RF1-RF7	# RF2-RF7	D RF3-RF7

Kontrol kartında dsPIC 30F6014 ile PWM sinyali üretilmiştir ve PORT D’nin 0. bitinden (RD0) alınmıştır. Bu PWM sinyalinin frekansı tuş takımından girilmektedir ve girilen frekans LCD ekranda görüntülenmektedir. PWM sinyali enerji depolama kondansatörünün şarjında anahtarlama sinyali olarak kullanılmaktadır. Enerji depolama kondansatörünün uyarım bobini üzerinden deşarj edilmesi için kullanılan anahtarlama sinyali ise PORT B’nin 0. biti (RB0) açılıp kapatılarak elde edilmiştir. Bu frekans da tuş takımından girilmektedir ve girilen frekans LCD ekranda görüntülenmektedir

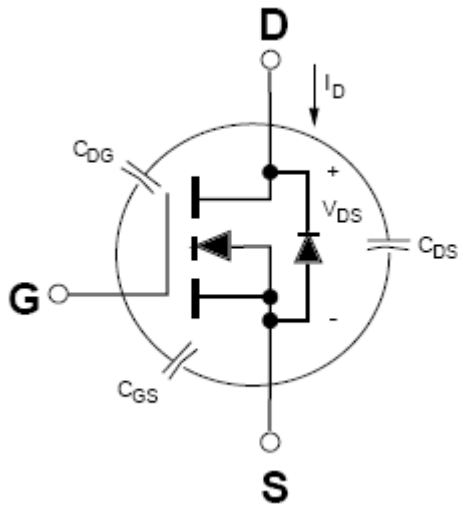
3.1.2. Uyarım devresi

3.1.2.1. Enerji depolama kondansatörünün şarj edilmesi

Uyarım devresinde yüksek voltaj DC gerilim kaynağı dsPIC 30F6014 tarafından üretilen PWM sinyali ile anahtarlansak enerji depolama kondansatörü şarj edilmiştir. Anahtarlama elemanı olarak güç MOSFET’ i kullanılmıştır. MOSFET yüksek voltajlarda hızlı anahtarlama için kullanılır. MOSFET’ in verimi, yüksek

frekanslarda daha fazladır [38]. Bipolar transistörlerin akım kontrollü elemanlar olmalarına karşın, MOSFET' ler gerilim kontrollü elemanlardır. Ana terminalleri drain ve source'dır. Drain ve source arasında akan akım gate kaynak gerilimi ile kontrol edilir [39].

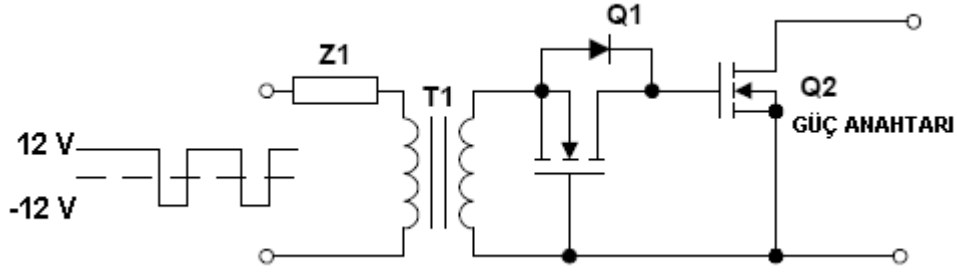
MOSFET'ler anahtarlama elemanı olarak kullanıldıklarında en önemli parametreleri terminaller arasında oluşan kapasitelerdir (Şekil 3.3). C_{GS} gate source arasındaki kapasite, C_{GD} gate drain arasındaki kapasite ve C_{DS} ise drain source arasında oluşan kapasitedir [38].



Şekil 3. 3. MOSFET'in terminaller arası kapasite modeli

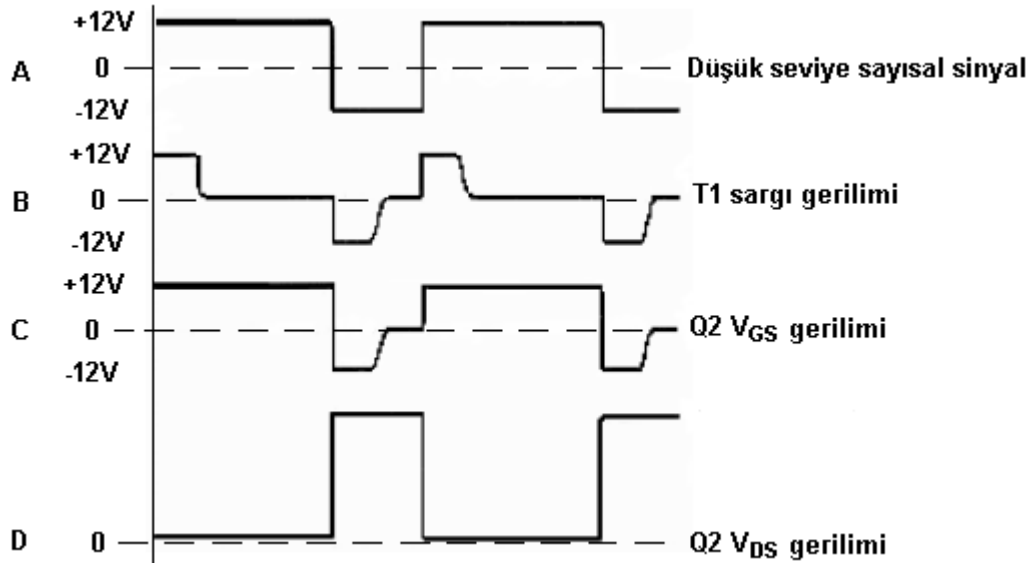
MOSFET'lerin giriş uçları yüksek empedanslıdır. C_{GS} ve C_{GD} kapasitelerinden dolayı giriş empedansı kapasitiftir. MOSFET' de anahtarlama işleminin gerçekleşebilmesi için girişe uygulanan gerilimin eşik değeri aşması gerekir. Giriş gerilimi, n kanallı MOSFET' de pozitif, p kanallı MOSFET' de ise negatiftir. Giriş empedansı kapasitif olduğundan, MOSFET sürücü devresinin iletim süresinde bu kapasiteyi doldurması, kesime giderken boşaltması gerekir [38].

MOSFET'lerin bu kapasitif etkilerinden dolayı etkili bir şekilde sürülmeleri gereklidir. Şekil 3.4'de kullanılan MOSFET sürücü devresi görülmektedir. Bu sürücü devresi MOSFET'in iletime geçmesi esnasında düşük giriş empedansı, minimum sinyal genişliği (yaklaşık 1 mikro saniye) ve elektriksel izolasyon sağlamaktadır [40].



Şekil 3. 4. MOSFET sürücü devresi [40]

Sürücü devresinde Q1 MOSFET 'i Q2 MOSFET' inin sürülmesi için kullanılmaktadır. T1 transformatörü elektriksel yalıtım sağlayarak sürücü devresini ve anahtarlama devresini birbirine bağlamaktadır. Şekil 3.5' deki dalga şekilleri sürücü devresinin çalışmasını açıklamaktadır.



Şekil 3. 5. MOSFET Sürücü devresinin dalga şekillerinin karakteristikleri [40]

Dalga şekli A Q2'nin sürülmesinde kullanılan sayısal sinyali göstermektedir. Bu sinyal T1 transformatörünün primer ucuna uygulandığında doyum anına kadar çekirdek akısının değişmesiyle dalga şekli B oluşmaktadır. Bu anda sargı voltajı sıfıra düşer. Dalga şekli A tarafından çekirdek akısı terslenene kadar da sıfırda kalır. Eğer uygulanan negatif sinyal çekirdeğin volt-saniye oranını aşarsa tekrar doyuma oluşur [40].

Pozitif alternans süresince T1'in seconder ucunda primerdeki sinyalin formunda sinyal oluşur. Q1' e ait olan diyot ileri yönde iletimdedir ve Q2 pozitif gate sürücü sinyali almaktadır. Bu sinyal uygulanırken kaynak direnci (Z1) ve Q1'e ait diyotun ileri yönde iletimdeyken oluşturduğu direncin toplamının oluşturduğu direnç üzerinden uygulanır. Bu direncin toplamı pratikte 10 ohmdan çok küçüktür. Sonuç olarak Q2'nin ilettime geçme süresi yaklaşık 75 nano saniyedir [40].

T1 doyuma gittiğinde, Q1'e ait diyot kendisinin gate ucundan ve giriş kapasitesinden (C_{iss}) dolayı oluşan gerilimi bastırmaktadır. Q1'in C_{iss} giriş kapasitesi, Q2 gate sızıntı akımının sınırladığı zaman içerisinde, Q2'nin gate kutuplamasını sağlamaktadır (C dalga şekli). Dalga şekli A -12 volta gittiğinde Q1 doyuma gitmektedir ve Q2 de kesime gitmektedir. Q2 nin kesime gitmesi 100 nano saniyeden azdır. Q2'nin drain gerilimi dalga şekli D gibi giriş geriliminin terslenmiş şeklinde olmaktadır [40].

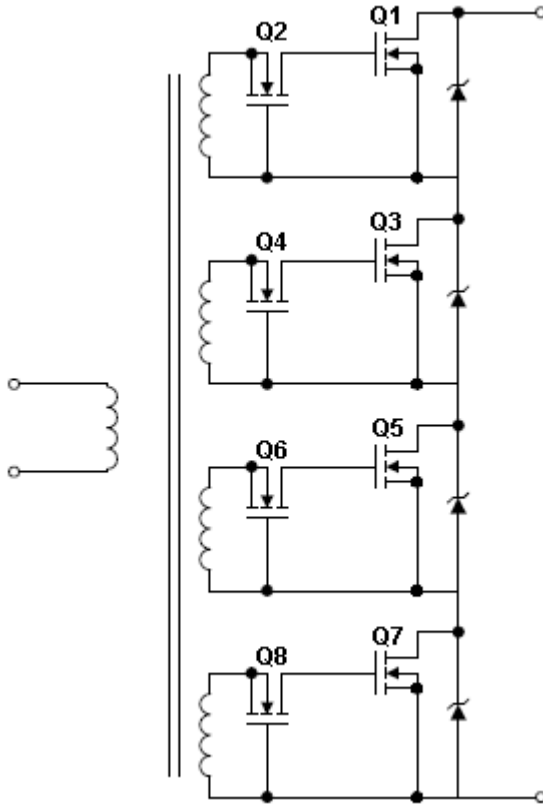
Bir tane MOSFET ile sürebilecek DC gerilim seviyesi sınırlı kalmaktadır. Sürülmek istenen DC gerilim seviyesini artırabilmek için MOSFET'lerin çıkışları seri bağlanarak kullanılabilir (Şekil 3.6).

Şekil 3.6'daki devrede her bölüm 500V 14A gerilimi sürebilmektedir. Toplamda 2 kV'luk bir gerilim sürülebilir. Bu devre ile yüksek frekanslarda ve yüksek gerilimlerde anahtarlama yapılabilir [40].

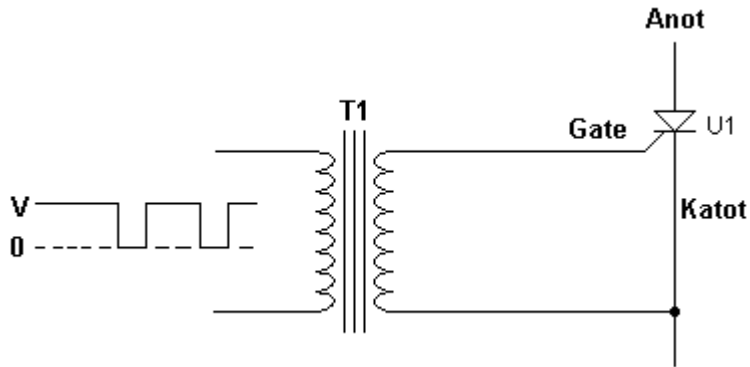
3.1.2.2. Enerji depolama kondansatörünün deşarj edilmesi

Enerji kondansatörünün uyarım bobini üzerinden deşarj edilebilmesi için gerekli olan anahtarlama işlemi için tristör kullanılmıştır. Tristörler yüksek anahtarlama performansına sahiptirler. Yüksek anahtarlama performanslarına karşın anahtarlama kayıpları çok azdır. Bu nedenle tristörler yüksek voltaj DC anahtarlama sıklıkla tercih edilir [41].

Tristör anahtarlama elemanı olarak kullanıldığında anot katot arası doğru kutuplanıp gate ucuna verilen gerilim ile ilettime geçirilir. Tristörün ilettime geçirilmesi için gate ucundan uygulanan gerilim anot ucundan uygulanan gerilimden büyük olmalı. Bu nedenle tristörün ilettime geçirilmesi için Şekil 3.7'de görüldüğü gibi tetikleme devresi kullanılmıştır (Şekil 3.7) [39].



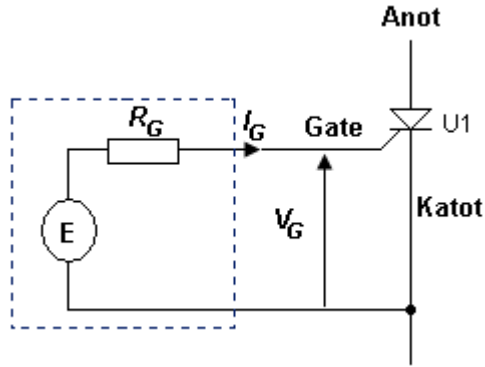
Şekil 3. 6.Yüksek voltajda MOSFET'lerin anahtarlanması [40]



Şekil 3. 7. Tristör tetikleme devresi [39]

Şekil 3.7'deki tetikleme devresinde gate sinyali izolasyon transformatörü ile uygulanmaktadır. Gate sinyalinin uygulanması ile anot katot arası iletme geçmektedir. Gate sinyali uygulandıktan sonrada tristör iletimde kalmaktadır. Tristör, anot katot arasındaki gerilimin kesilmesi ile kesime gitmektedir.

Tetikleme devresinin Thevenin eşdeğeri Şekil 3.8 de görülmektedir. Bu eşdeğer devredeki E ve R_G değerlerinden dolayı I_G ve V_G değerleri oluşmaktadır. Bu değerler de tristörü ilettime geçirmektedir. E değeri 5 V ile 10 V arasında olduğunda maksimum I_G değeri 0.5 ile 1 A arasındadır [39].



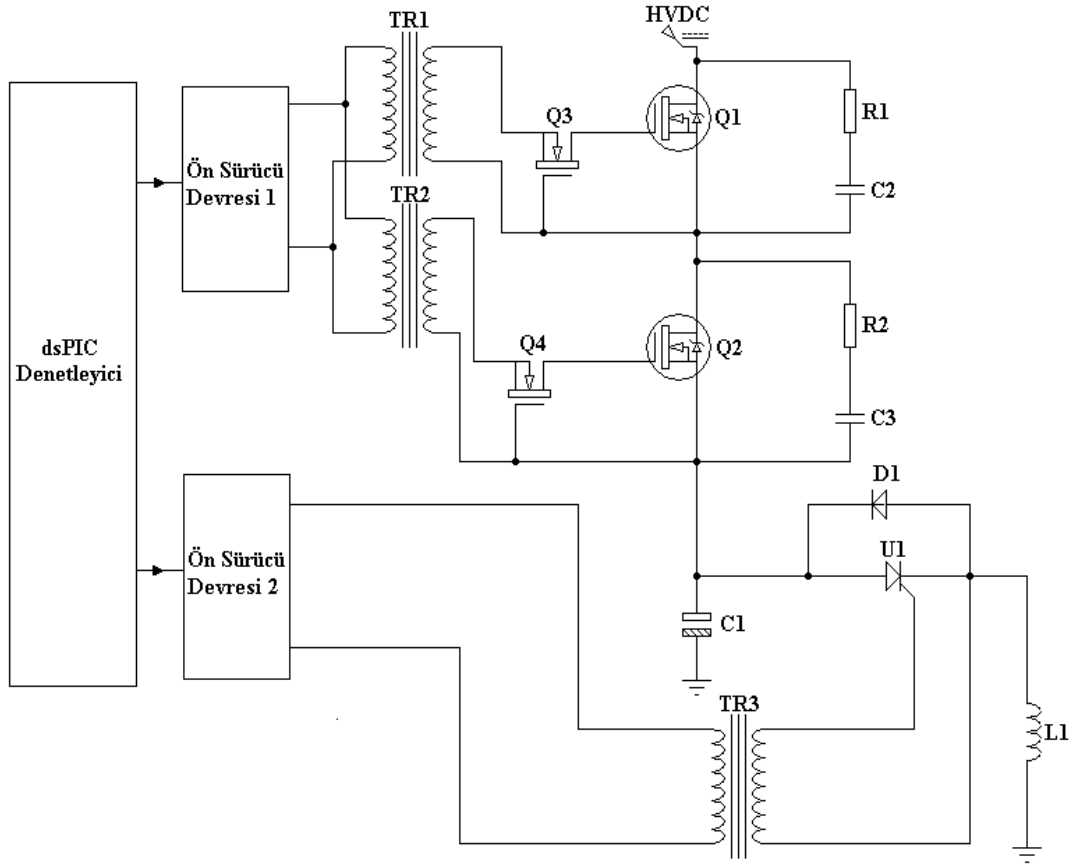
Şekil 3. 8. Tristör tetikleme devresinin Thevenin eşdeğeri [39]

3.1.3. Gerçekleştirilen rTMS devresi

Gerçekleştirilen rTMS devresi (Şekil 3.9) dört bölümden oluşmaktadır. Birinci bölüm anahtarlama sinyallerinin üretildiği dsPIC 30F6014 kontrol kartı , ikinci bölüm uyarım devresi, üçüncü bölüm enerji depolama kondansatör kartı, dördüncü ve son bölüm ise uyarım bobininden oluşmaktadır.

Gerçekleştirilen devrede Q1 ve Q2 MOSFET' lerinin her biri 500V, 14A DC gerilim sürebilmektedir. Toplam 1 kV DC gerilim sürülebilmektedir. Q1 ve Q2 MOSFET' leri için IR firmasının IRFP450 MOSFET'i kullanılmıştır. Bu MOSFET'in özellikleri Tablo 4.3'de verilmiştir.

Q1 ve Q2 MOSFET'leri için gate sürücü devresinde izolasyon transformatörü ve bir başka MOSFET kullanılmıştır. Q1 ve Q2'nin anahtarlama işlemi sırasında aynı anda ilettime geçebilmeleri ve açma kapama işlemi sırasında oluşabilecek aşırı gerilimlere karşı koruma sağlamak amacıyla RC snubber devresi kullanılmıştır.



Şekil 3. 9. rTMS devresi

Tablo 3. 3. IRFP450 MOSFET'in elektriksel özellikleri [42]

Sembol	Parametre	Değer	Birim
V_{DSS}	Drain-Source Gerilimi	500	V
V_{DS}	Drain-Source Gerilimi ($V_{GS}=0$)	500	V
V_{DGR}	Drain-Gate Gerilimi ($R_{GS}=20\text{ k}\Omega$)	500	V
V_{GS}	Gate-Source Gerilimi	± 20	V
I_D	Drain Akımı (Sürekli) ($25\text{ }^\circ\text{C}$)	14	A
I_D	Drain Akımı (Sürekli) ($100\text{ }^\circ\text{C}$)	8.7	A
dV/dt	Tepe Diyot İyileşme Gerilimi	3.5	V/ns

RC snubber devresinde (Şekil 3.10) R ve C değerleri anahtarlama süresine göre belirlenir (Eş. 3.1).

$$T \geq R \times C \quad \dots\dots\dots(3.1)$$

Bu eşitlikte;

T = Anahtarlama süresi (Saniye)

R = Snubber devresindeki direnç değeri (Ohm)

C = Snubber devresindeki Kondansatör değeri (Farad)

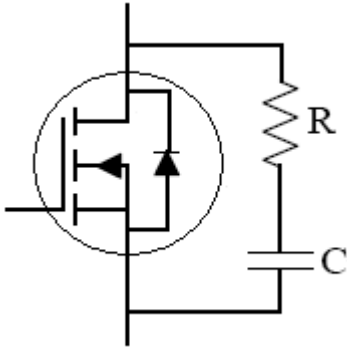
Anahtarlama süresi MOSFET anahtarlama frekansına bağlı olarak belirlenir (Eş. 3.2).

$$T = \frac{1}{f} \quad (3.2)$$

Bu eşitlikte;

T = Anahtarlama süresi (Saniye)

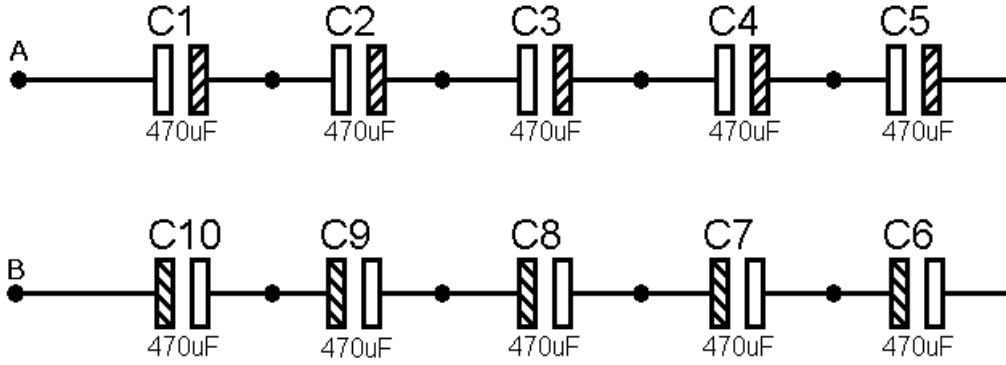
f = MOSFET anahtarlama frekansı (Hertz)



Şekil 3. 10. RC snubber devresi

Gerçekleştirilen rTMS devresinde $R=100\Omega$ ve $C=22$ nF olarak alınmıştır. Eşitlik 3.1 kullanılarak anahtarlama süresi $T=2.2$ μ s olarak hesaplanmıştır. Sonra Eşitlik 3.2’de T değeri yerine konarak MOSFET anahtarlama frekansı $f= 454.5$ KHz olarak hesaplanmıştır. Gerçekleştirilen sistemde MOSFET anahtarlama için maksimum 5 KHz sinyal kullanılmaktadır.

Enerji depolama kondansatörü on tane 470 μ F 450 Volt kondansatörün seri bağlanmasından oluşmuştur (Şekil 3.11). $C1$ ’in A ve B noktaları arasındaki toplam değeri 47 μ F 4500 Volt olmuştur.



Şekil 3. 11. Enerji depolama kondansatörü bağlantı şeması

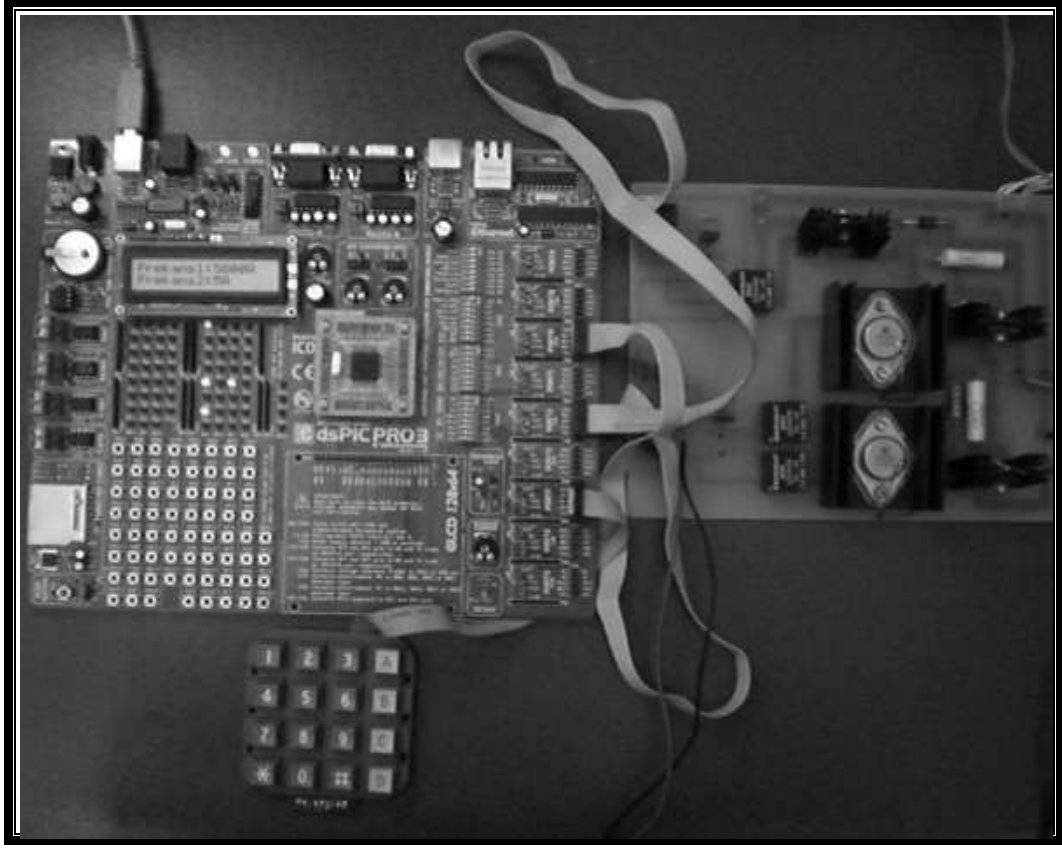
Kondansatörün uyarım bobini L1 üzerinden deşarjını sağlamak için anahtarlama elemanı olarak IR firmasının 30TPS16 yüksek voltaj tristörü kullanılmıştır. Bu tristörün özellikleri Tablo 3.4' de verilmiştir. Deşarj esnasında tristör sadece pozitif alternansı geçirir. Bifazik uyarım sinyalinin negatif alternanslarında geçirilmesi için 30TPS16 tristöre paralel BY255 diyotu bağlanmıştır. BY255'in ters tepe gerilimi 1300V dur.

Tablo 3. 4. 30TPS16 tristörünün elektriksel özellikleri [43]

Sembol	Parametre	Değer	Birim
V_{RRM}	Maksimum tekrarlanan tepe gerilimi	1600	V
V_{RMS}	Maksimum tekrarlanmayan ters tepe gerilimi	1700	V
I_T	ON konumundaki maksimum ortalama akım	20	A
I_{TMS}	Tekrarlı olmayan maksimum dalgalama akımı	250	A
dV/dt	Tepe Diyot İyileşme Gerilimi	500	V/ μ s
dI/dt	Tepe Diyot İyileşme Akımı	150	A/ μ s

Tristörün anahtarlamasında Şekil 3.7'deki tristör tetikleme (ateşleme) devresi kullanılmıştır.

rTMS devresinin baskı devresi ve kondansatör kartının baskı devresi ARES v7.1 programı kullanılarak hazırlanmıştır. Resim 3.1 de rTMS devresi, Resim 3.2'de kondansatör kartı verilmiştir.



Resim 3. 1. rTMS devresi



Resim 3. 2. Kondansatör birimi kartı

rTMS devresinde son bölüm olan uyarım bobini için daire şeklinde (Resim 3.3) ve sekiz şeklinde (Resim 3.4) bobinler sarılmıştır. Bobinlerin endüktansları Eşitlik 2.15 kullanılarak hesaplanmıştır. Tablo 3.5’de bobin hesaplanması için gerekli parametre değerleri ve hesaplama sonuçları verilmiştir. Tablo 3. 6’da ise bobin değerlerinin hesaplanması verilmiştir. Bobin değerlerinin ölçüm sonuçları dördüncü bölümde verilmiştir.

Tablo 3. 5. Bobin parametreleri ve hesaplanan endüktans değerleri

Bobin	μ_0	N	r (cm)	l (cm)	s (cm)	L (μH)
Daire Şeklinde	$4\pi \times 10^{-7}$	15	0.5	0.5	0.4	25
Sekiz Şeklinde	$4\pi \times 10^{-7}$	20	0.5	0.5	0.5	78

Tablo 3. 6. Bobin değerlerinin hesaplanması

Bobin	Hesaplama	Sonuç
Eşitlik 2.15	$L = \mu N^2 \left(\frac{\pi r^2}{l + 0.9r} - \frac{0.3rs}{l} \right)$	
Daire	$L = (4\pi \times 10^{-7})(15)^2 \left(\frac{\pi(3.25 \times 10^{-2})^2}{(0.5 \times 10^{-2}) + 0.9(3.25 \times 10^{-2})} \right)$	25 μH
Sekiz	$L = (4\pi \times 10^{-7})(20)^2 \left(\frac{\pi(3 \times 10^{-2})^2}{(0.5 \times 10^{-2}) + 0.9(3 \times 10^{-2})} \right)$	78 μH



Resim 3. 3. Daire şeklinde sarılan uyarım bobini



Resim 3. 4. Sekiz şeklinde sarılan uyarım bobini

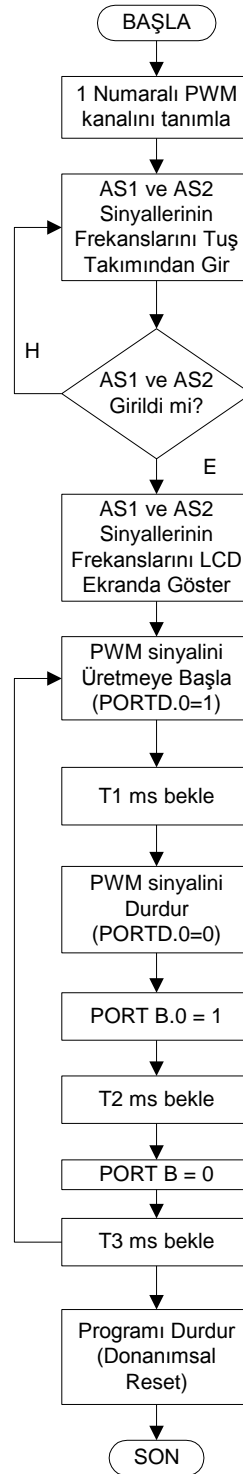
3.2. Yazılım

rTMS sistemi için gerekli olan anahtarlama sinyalleri dsPIC donanım kartında yazılım yolu ile üretilmektedir ve I/O (Input/Output) portlarından alınmaktadır. Yazılım geliştirmek için Mikro Elektronik firmasının Micro C derleyicisi kullanılmıştır. dsPIC programında enerji depolama kondansatörünün şarjı için üretilen PWM anahtarlama sinyali (AS1) dsPIC 30F6014'de PORT D' nin 0. bitinden alınmaktadır. Enerji depolama kondansatörünün deşarjı için ise anahtarlama sinyali (AS2) PORT B' nin 0. bitinin açılıp kapatılmasıyla elde edilmektedir. Bu anahtarlama sinyallerinin elde edildiği programa ait akış şeması Şekil 3.12'de verilmiştir.

Anahtarlama sinyallerinin elde edilmesinde PWM yöntemi ve ON/OFF yöntemi kullanılmıştır. PWM ile görev döngüsü (duty cycle) ayarlanabilen anahtarlama sinyali üretilmektedir fakat dsPIC'lerde 250 Hz'in altındaki frekanslarda PWM sinyali üretilmemektedir. Bu nedenle 1-10 Hz arasındaki anahtarlama sinyali portların açma /kapama (ON/OFF) özelliği kullanılarak elde edilmektedir.

Anahtarlama sinyallerinin elde edildiği bu programda ilk olarak tuş takımından anahtarlama sinyallerinin frekansları girilir. Tuş takımından girilen birinci frekans (f_1) değeri enerji depolama kondansatörünün şarjı için üretilen PWM anahtarlama sinyalinin frekansıdır. İkinci frekans (f_2) değeri enerji depolama kondansatörünün deşarjı için gerekli olan anahtarlama sinyalinin frekansıdır. Bu girilen frekans değerleri LCD ekranda da görüntülenmektedir.

Girilen Frekans değerine göre T_1 ms (Eş. 3.3) süreyle PWM sinyali üretilmektedir daha sonra T_2 ms (Eş. 3.4) süreyle PORT B' nin 0. biti ON konumuna gelmektedir. T_2 ms'nin hemen arkasından OFF konumuna gelmektedir ve T_3 ms (Eş. 3.5) sonra döngü başa dönerek anahtarlama sinyalleri tekrardan üretilmeye başlamaktadır. Bu işlem döngüsü ile rTMS için anahtarlama sinyalleri üretilmektedir. Enerji depolama kondansatörünün deşarjı için PORT B'nin 0. bitinden alınan sinyalin duty cycle oranı %5'dir.



Şekil 3. 12. Anahtarlama sinyalleri programının akış şeması

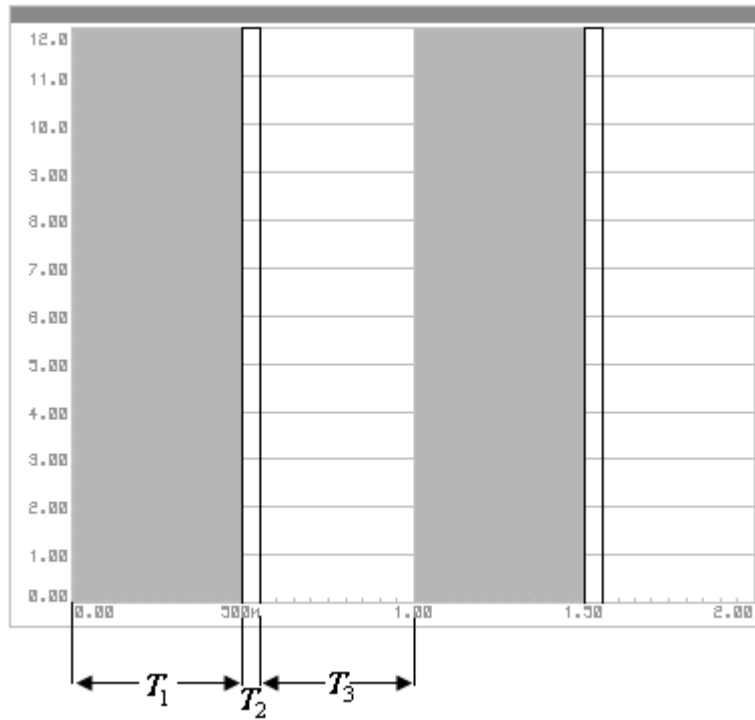
$$T_1 = \frac{1}{2f_2}$$

(3.3)

$$T_2 = \frac{T_1}{10} \quad (3.4)$$

$$T_3 = T_1 - T_2 \quad (3.5)$$

Tuş takımından girilen f_2 frekansı rTMS' nin frekansıdır. Programda 1 döngülük sürede f_2 frekans değeri kadar sinyal üretilmektedir. Bu programda rTMS frekansı 1-10 Hz arasında üretilebilmektedir. Örneğin tuş takımından $f_1 = 5$ KHz ve $f_2 = 1$ Hz olarak girildiğinde Şekil 3.13'deki dalga şekili elde edilmektedir. İlk 500 ms (T_1) süre içerisinde 5 KHz anahtarlama ile kondansatör şarj edilmekte. Daha sonra 50 ms (T_2) sürede kondansatör uyarım bobini üzerinden deşarj olarak rTMS sinyali üretilmektedir. Son 450 ms (T_3) de ise sistem beklemektedir. 450 ms'nin bitiminde döngü tekrar başa dönmektedir.



Şekil 3. 13. $f_1 = 5$ KHz ve $f_2 = 1$ Hz anahtarlama sinyallerinin üretilme döngüsü

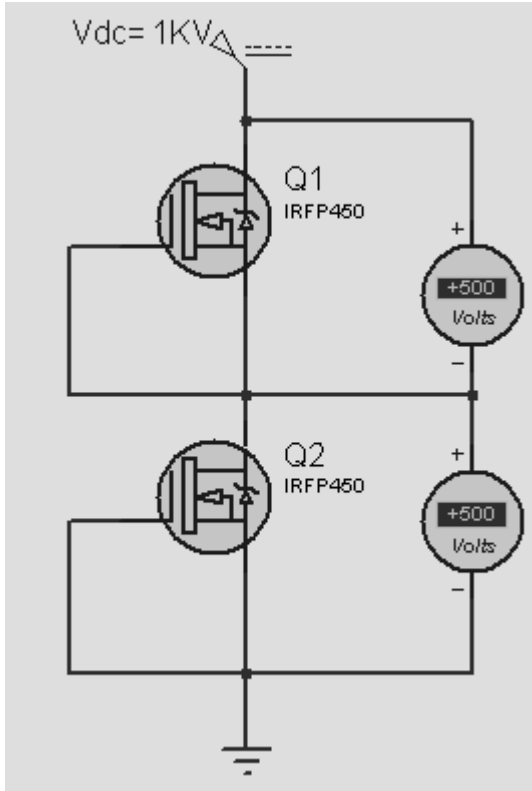
dsPIC 30F6014 için micro C kullanılarak yazılan anahtarlama sinyallerinin programı Ek-1'de verilmiştir.

4. GERÇEKLEŞTİRİLEN rTMS SİSTEMİ ÜZERİNDE YAPILAN ÖLÇÜMLER

rTMS devresi tasarımı için öncelikle ISIS v7.1 programı kullanılarak devrenin alt bölümlerinin simülasyonları yapılmıştır. Hesaplama ve simülasyon değerlerine göre devreler tasarlanıp gerçekleştirildikten sonra bunların üzerinde ölçümler yapılmıştır. Simülasyon değerleri ve ölçüm değerleri birbirleri ile karşılaştırılmıştır.

4.1. rTMS Devresindeki Ölçümler

İlk olarak rTMS devresinde yüksek voltaj DC gerilimin anahtarlaması için MOSFET'lerin seri bağlantısı incelenmiş ve devre üzerinde ölçümler yapılmıştır. MOSFET'ler seri bağlandığında bağlantıya uygulanan gerilim aralarında eşit olarak paylaşılmıştır. İki IRPF450 seri bağlanarak ISIS programında simülasyon yapılmıştır. Bağlantıya 1KV gerilim uygulanmış ve MOSFET'ler kesimdeyken 1KV gerilim MOSFET'ler üzerinde 500 volt olarak ölçülmüştür (Şekil 4.1).



Şekil 4. 1. Seri bağlı iki MOSFET' in kesimde iken gerilim paylaşımı

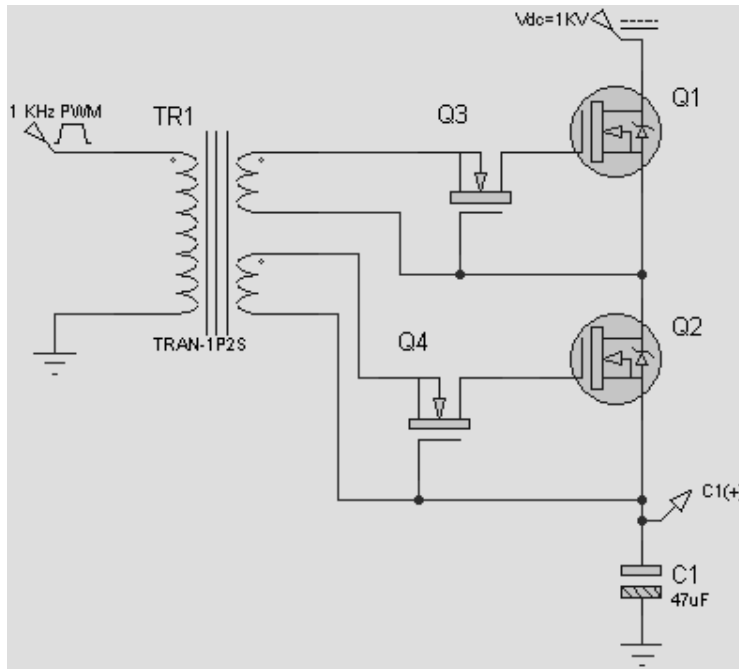
30 Volt ve 60 Volt değerlerine sahip güç kaynakları bir birine seri bağlanarak toplamda 249 Volt DC gerilim elde edildi. Şekil 3.9'da görülen rTMS devresine 249 volt DC gerilim uygulanarak Q1, Q2 ve C1 kondansatörü üzerinde ölçümler yapılmıştır (Tablo 4.1).

Tablo 4. 1. rTMS devresinde seri bağlı MOSFET' ler üzerinde yapılan ölçüm sonuçları

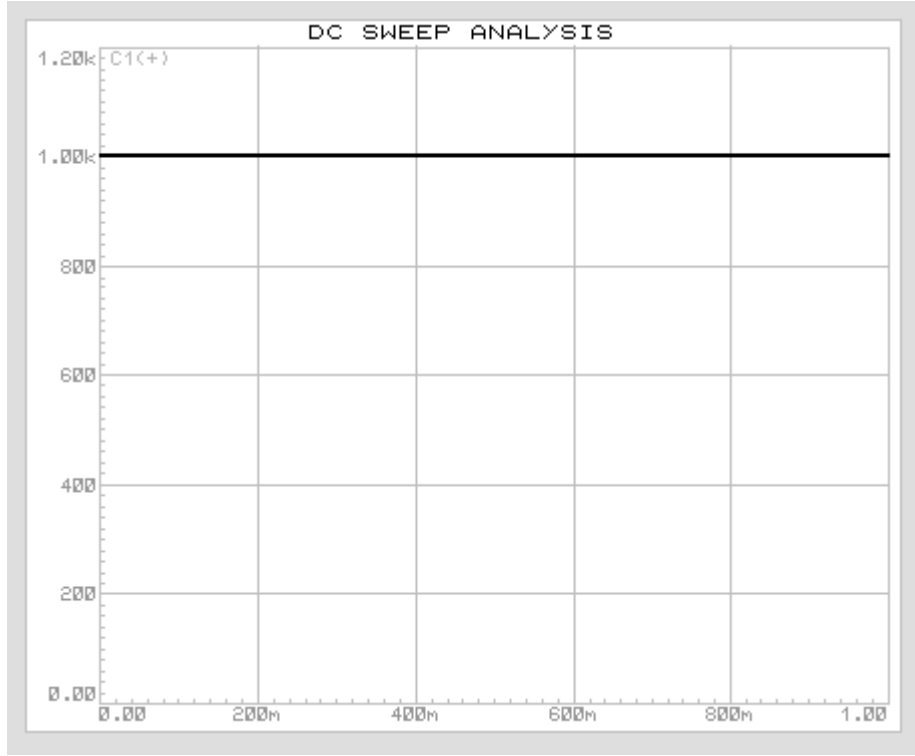
Uygulanan Gerilim	$V_{DS(Q1)}$	$V_{DS(Q2)}$	V_{C1}
249 Volt	48 Volt	182 Volt	19V

Tablo 4.1'de rTMS devresi çalışırken dinamik şartlarda yapılan ölçüm sonuçları verilmiştir. Bu değerlerin toplamı devreye uygulanan gerilim değerine eşittir. Burada seri bağlı MOSFET' lerin enerji depolama kondansatörünü şarj ederken uygulanan gerilimi paylaştıkları görülmektedir.

C1 Kondansatörünün şarjı için ISIS programında şarj devresi (Şekil 4.2) kurularak DC tarama (DC sweep) analizi yapılmıştır (Şekil 4.3). ISIS programında şarj devresine 1 KV DC gerilim uygulanmış ve enerji depolama kondansatörünün 1KV'a şarj olduğu görülmüştür.

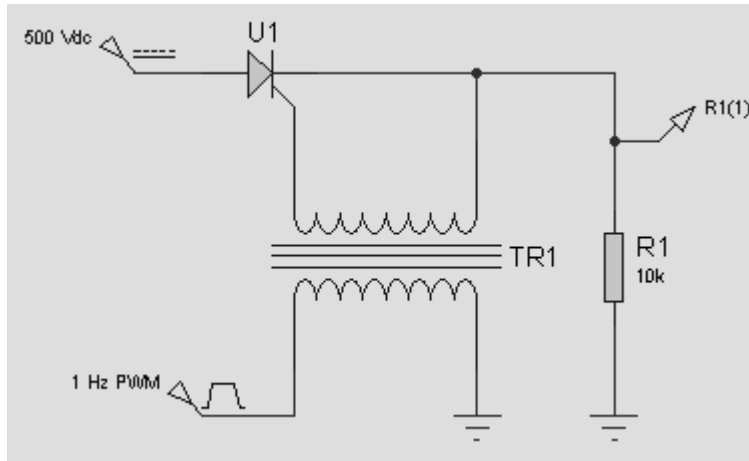


Şekil 4. 2. Kondansatör şarj devresi



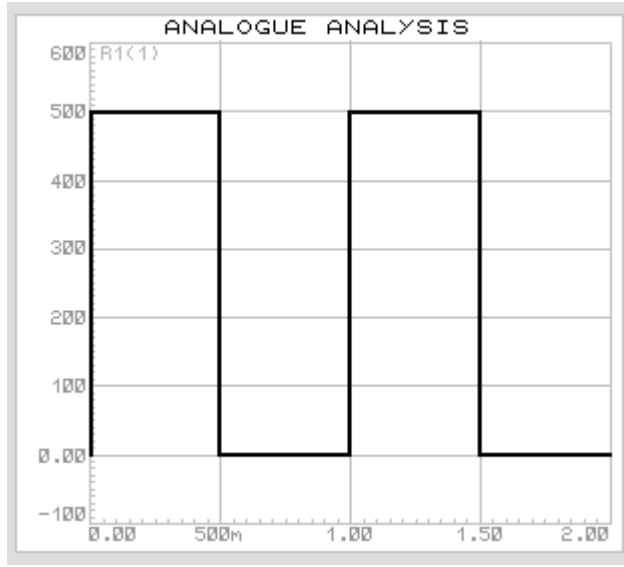
Şekil 4. 3. Şarj devresinin DC tarama analizi (DC Sweep Analysis)

rTMS devresinde enerji depolama kondansatörünün deşarjı için tristör ateşleme devresinin (Şekil 4.4) ISIS programında analog analizi (Şekil 4.5) yapılmıştır.



Şekil 4. 4. Tristör ateşleme devresi

Ateşleme devresinde tristörün girişine 500 volt DC gerilim uygulanmıştır. İzolasyon trafosunun girişine de 1 Hz PWM sinyal uygulanmıştır. PWM sinyalinin 1 olduğu konumlarda R1 direncinin üzerindeki gerilim 500 volt olarak ölçülmüştür.



Şekil 4. 5. Ateşleme devresinin analog analizi

4.2. Uyarım Bobini ve Uyarım Sinyalinin Ölçümleri

Daire şeklindeki ve sekiz şeklindeki bobinlerin endüktans değerleri FLUKE PM6303A RLC metre ile ölçülmüştür (Tablo 4.2). Kondansatör kartındaki 10 adet seri bağlı 470 μF değerindeki kondansatörün eşdeğer kapasitesi de 41.8 μF olarak ölçülmüştür.

Tablo 4. 2. Ölçülen bobin endüktans değerleri

Bobin	L_P	L_S
Daire Şeklinde	7.1 mH	18.6 μH
Sekiz Şeklinde	1.8 mH	67 μH

Ölçülen bobin ve kondansatör değerleri kullanılarak uyarım sinyalinin frekansı hesaplanmıştır. Bu hesaplama bobin endüktansının L_S değerleri ile yapılmıştır. Uyarım sinyalinin frekansı hesaplanırken Eşitlik 4.1 kullanılmıştır. Ayrıca her iki bobin kullanılarak rTMS devresi üzerinde uyarım sinyalinin frekansı ölçülmüştür. Uyarım sinyalinin ölçülen ve hesaplanan frekans değerleri Tablo 4.3 de verilmiştir.

$$F = \frac{1}{2\pi\sqrt{LxC}} \quad (4.1)$$

Bu eşitlikte;

F = Uyarım sinyalinin frekansı [Hz-Hertz]

L = Uyarım bobinin endüktansı [H-Henry]

C= Enerji depolama kondansatörünün kapasitesi [F-Farat]

Tablo 4. 3. Uyarım sinyalinin ölçülen ve hesaplanan frekansları

Bobin	Hesaplanan Frekans (Hertz)	Ölçülen Frekans - Fosfor Osilaskop (Hertz)	Ölçülen Frekans - CRT Osilaskop (Hertz)
Daire Şeklinde	5707.88	5814	5550
Sekiz Şeklinde	3007.42	3125	2950

Uyarım bobinleri üzerinde oluşan uyarım sinyallerinin ölçümleri Tetronix marka CRT osilaskopta ve Tetronix marka fosfor osilaskopta gerçekleştirilmiştir. Hesaplanan ve ölçülen uyarım sinyali frekansları arasındaki fark ölçüm hatalarından ve ortamın geçirgenlik katsayısının değişmesiyle bobin endüktanslarının değişmesinden meydana gelmiştir. Sekiz şeklindeki bobinde oluşan uyarım sinyalinin frekansı CRT osilaskopta 2.95 KHz olarak ölçülmüştür (Resim 4.1). Fosfor osilaskopta ise 3.125 KHz olarak ölçülmüştür (Şekil 4.6) .

Bobin üzerinde oluşan uyarım sinyalinin gerilim değeri bobinin endüktansına bağlı olarak, bobin üzerinden geçen akımın zamanla değişmesiyle hesaplanabilir (Eş. 4.2).

$$V_L = L \frac{di}{dt} \quad (4.2)$$

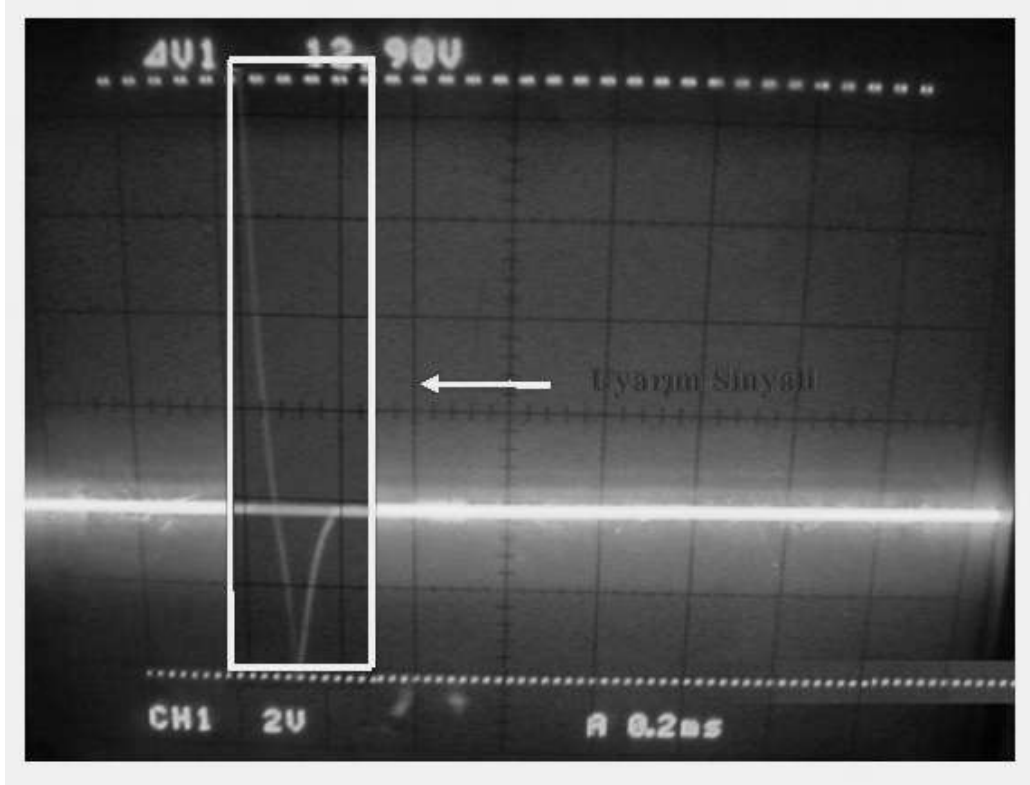
Bu eşitlikte;

L = Bobin endüktansı [H-Henry]

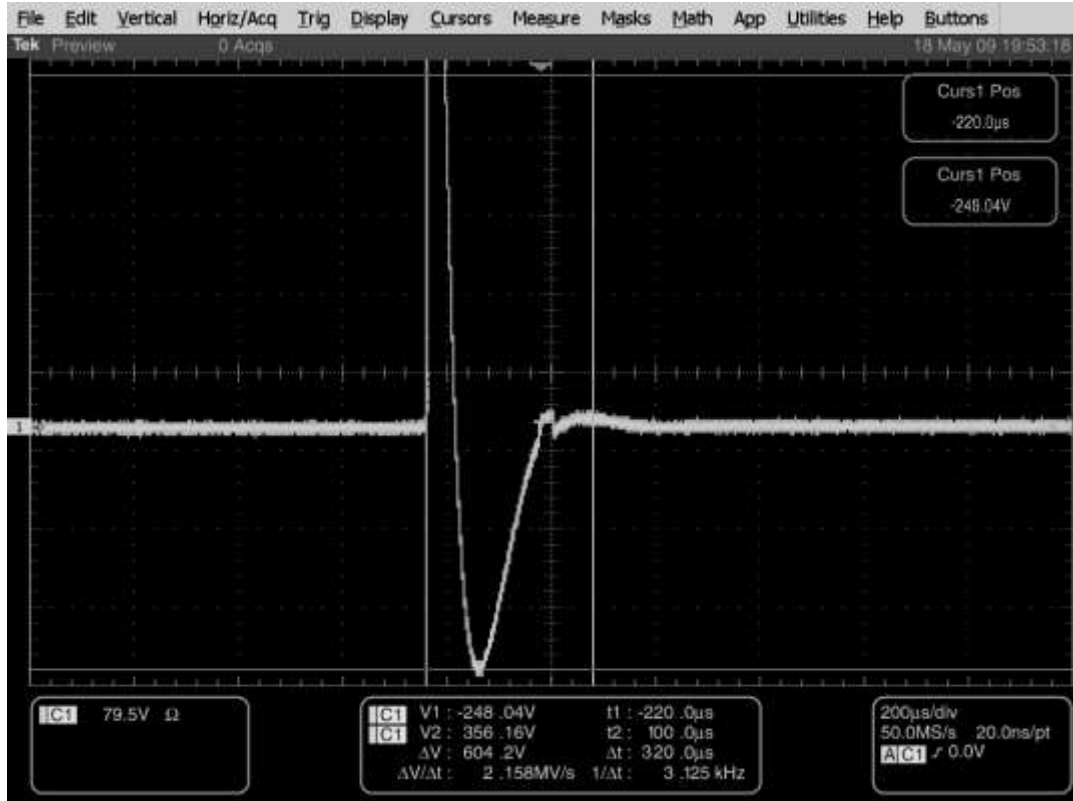
I = Bobin üzerinden geçen akım [A-Amper]

t = Zaman [s-saniye]

Eşitlik 4.2 'ye göre bobin endüktansına bağlı olarak uyarım sinyalinin $+V_{\text{mak}}$, $-V_{\text{mak}}$ değerleri değişmektedir.



Resim 4. 1. CRT osilaskopta uyarım sinyali değerlerinin ölçülmesi



Şekil 4. 6. Fosfor osilaskopta uyarım sinyali değerlerinin ölçülmesi

30 voltluk ve 60 voltluk DC güç kaynaklarının seri bağlanması ile elde edilen 249 Volt DC gerilim uyarım devresine uygulandığında daire şeklindeki ve sekiz şeklindeki bobinlerin endüktanslarının farklı olmasından dolayı tepe değerleri farklı değerlerde ölçülmüştür (Tablo 4.4). Bu ölçümler CRT osiloskop kullanılarak yapılmıştır. Eşitlik 4.2' ye göre di ve dt değerleri sabit tutulduğunda endüktans değeri büyüdükçe bifazik uyarım sinyalinin tepe değerlerinin arttığı görülmektedir (Tablo 4.4).

Tablo 4. 4. Bobin şekline ve endüktans değerine göre uyarım sinyalinin tepe değerleri

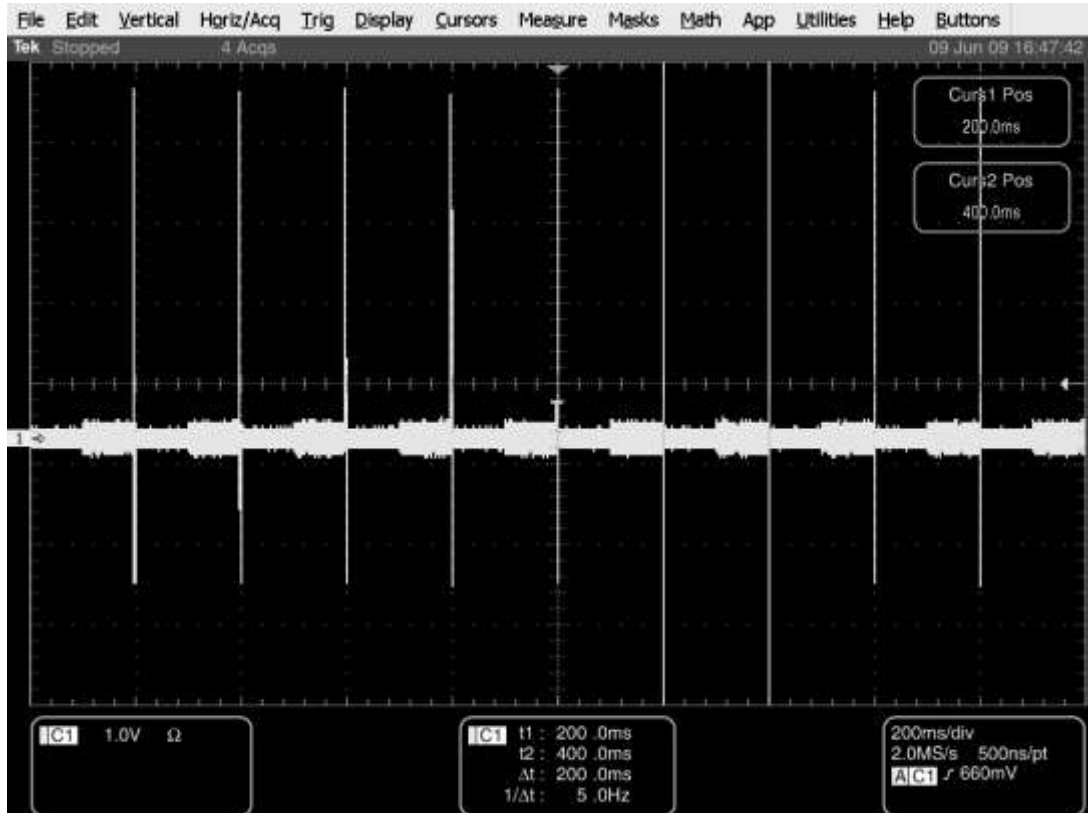
Bobin Şekli	V_{DC} (V)	Bobin Endüktansı	V_{mak} (V)	$-V_{mak}$ (V)	V_{p-p} (V)
Daire	249	18.6 μ H	187	-62	249
Sekiz	249	67 μ H	212	-76.5	288.5

4.3. rTMS Sisteminde Uyarım Frekansı Ölçümleri

Yapımı gerçekleştirilen rTMS sisteminde uyarım frekansı yazılım yolu ile ayarlanmaktadır. Kontrol kartında tuş takımından girilen f_2 frekansı uyarım frekansını belirlemektedir. f_2 frekans değeri 1-10 Hz aralığında ayarlanabilmektedir. Uyarım frekansı ölçümleri Tetronix marka fosfor osiloskop kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 4. 7).

4.4. DC Güç Ölçümleri

rTMS sisteminde enerji depolama kondansatörünü şarj etmek amacıyla 220-24 Volt dönüştürme transformatörü kullanılmıştır. 24 volt AC doğrultulmuştur Bu gerilim rTMS sistemine uygulanmıştır. rTMS sisteminde enerji depolama kondansatörü uyarım bobini üzerinden deşarj olurken, sistem anlıkta olsa kısa devre özelliği göstermektedir. Bu kısa devre özelliğinden dolayı gerçekleştirilen sistemdeki anahtarlama elemanları üzerinde ısınma problemi meydana gelmiştir. Aynı şekilde doğrultmaç devresindeki doğrultma elemanları da ısınmıştır.



Şekil 4. 7. 5 Hz'lik uyarın frekansının ölçümü

Bu problemi çözebilmek için kısa devre koruması olan 30 volt ve 60 volt DC güç kaynakları seri bağlanarak 250 ve 120 volt DC gerilimler elde edilmiştir ve sisteme bu gerilimler uygulanmıştır. Enerji depolama kondansatörü uyarım bobini üzerinden deşarj olduğu sırada seri bağlı güç kaynaklarının kısa devre korumaları güç kaynaklarındaki akımı kesmişlerdir. Böylece rTMS devresindeki anahtarlama elemanları üzerindeki ısınma problemi çözülmüştür.

Daha sonra enerji depolama kondansatörünün deşarjı için uygulanan sinyalin anahtarlama frekansı artırıldığında kısa devre koruması olan seri bağlı güç kaynaklarının kısa devre korumalarının devreye girmedeği gözlemlenmiştir. Anahtarlama frekansı 1 KHz den başlanarak kademeli olarak artırılmıştır. Güç kaynaklarının kısa devre korumaları 5 KHz anahtarlama sinyalinde devreye hiç girmemiştir. Frekans 5 KHz'den sonrada yavaş yavaş artırılmaya devam edilmiş 8 KHz den sonra uyarım bobinindeki sinyalin maksimum değeri düşmeye başlamıştır (Tablo 4.5).

Tablo 4. 5. Anahtarlama frekansı ve uyarım sinyalinin V_{P-P} değeri

Anahtarlama Frekansı	rTMS devresine uygulana DC gerilim	Uyaran sinyalin ölçülen değeri
5 KHz	124.28 V	124.28 V_P
8 KHz	124.28 V	120.50 V_P
10 KHz	124.28 V	120.50 V_P

Enerji depolama kondansatörünün tepe değerine tamamen şarj olması için 5τ 'luk bir süre gereklidir (Eş. 4.3). Anahtarlama frekansı 5τ 'luk süreden az olduğunda rTMS sisteminde uyarım sinyalinin tepe değeri azalmaktadır.

$$\tau = R \times C \quad (4.3)$$

Bu eşitlikte;

R = Enerji depolama kondansatörüne bağlı seri direnç (Ohm- Ω)

C = Enerji depolama kondansatörü (Farat-F)

Gerçekleştirilen rTMS sisteminde enerji depolama kondansatörüne bağlı seri direnç olmadığı için enerji depolama kondansatörüne seri bağlı IRFP450 MOSFET'lerin ON konumunda drain source arasındaki direnç değeri (R_{DS-ON}) hesaba katılarak τ değeri hesaplanmıştır (Eş. 4.3). Bu hesaplamada IRFP450'nin R_{DS-ON} değerinin normal değeri 0.33Ω ve maksimum değeri 0.4Ω kullanılmıştır [42]. İki IRFP450'nin R_{DS-ON} değeriyle birlikte τ için iki ayrı değer hesaplanmıştır (Tablo 4.6).

Tablo 4. 6. Enerji depolama kondansatörü için 5τ 'luk süre

5τ (μs)	R_{DS-ON} (Ω)	R_{Toplam} (Ω)
167.2	$2 \times 0.4 = 0.8$	0,8
137.9	$2 \times 0.33 = 0.66$	1

Tablo 4.6'dan da görüldüğü gibi kondansatörün maksimum tepe değerine şarj olabilmesi için gerekli olan süre kondansatörün şarjı esnasında devrenin ve anahtarlama elemanlarının sahip oldukları toplam direnç değeri ile ilişkilidir.

Anahtarlama frekansı 5 KHz olduğunda enerji depolama kondansatörünün tepe değerine şarj olması için $100 \mu s$ süre ayrılmaktadır. Anahtarlama frekansı 8 KHz

olduğunda ise 62.5 μ s süre ayrılmaktadır. 100 μ s'de enerji depolama kondansatörü tepe değerine şarj olabilmektedir. Fakat 62.5 μ s'de enerji depolama kondansatörü tepe değerine şarj olamamaktadır.

4.5. rTMS Sisteminde Güç Hesapları

Enerji depolama kondansatörünün deşarjı esnasında uyarım bobinindeki maksimum güç hesabı daire şeklindeki ve sekiz şeklindeki bobinler için yapılmıştır (Eş. 4.4).

$$P_{mak} = \frac{V_{mak}^2}{X_L} \quad (4.4)$$

Bu eşitlikte;

P_{mak} = Uyarım bobininde harcanan maksimum güç (Volt Amper)

V_{mak} = Uyarım bobini üzerindeki maksimum gerilim değeri (Volt)

X_L = Uyarım bobininin endüktif reaktansı (Ohm)

Güç hesabı için ilk önce bobinlerin endüktif dirençleri (X_L) hesaplanmıştır (Eş. 4.5).

$$X_L = 2\pi \times f \times L \quad (4.5)$$

Bu eşitlikte;

f = Uyarım sinyalinin Frekansı (Hertz)

L = Uyarım bobininin endüktansı (Henry)

Daire şeklindeki ve sekiz şeklindeki bobinlerin endüktif reaktans değerleri kullanılarak uyarım bobinleri üzerinde harcanan maksimum güç değerleri (Eş. 4.4) hesaplanmıştır (Tablo 4.7).

Tablo 4. 7. Uyarım bobinlerindeki maksimum güç değerleri

Bobin	V_{DC} (V)	f (Hz)	L (μ H)	X_L (Ω)	V_{mak} (V)	P_{mak} (VA)
Daire	249	5814	18	0.65	187	53798
Sekiz	249	3125	67	1.3	212	34572

4.6. rTMS Sisteminde Manyetik Alan Hesapları

Daire şeklindeki ve sekiz şeklindeki uyarım bobinlerinin merkezinde oluşan maksimum manyetik alan Eşitlik 2.17 kullanılarak hesaplanmıştır. Hesaplanan değerler Tablo 4.8’de verilmiştir. Bu tablodaki I_{mak} değerleri Tablo 4.7’deki X_L ve V_{mak} değerleri kullanılarak hesaplanmıştır.

Tablo 4. 8. Uyarım bobinlerinin merkezindeki maksimum manyetik alan

Bobin	I_{mak} (A)	N	R (m)	μ_0	B_{mak} (A/m)
Daire	288	15	0.5×10^{-2}	$4\pi \times 10^{-7}$	0.54
Sekiz	163	20	0.5×10^{-2}	$4\pi \times 10^{-7}$	0.41

Tablo 4.9’da daire ve sekiz şeklindeki bobinler için merkezlerinde oluşan manyetik alanın hesaplanması gösterilmiştir.

Tablo 4.9. Uyarım bobinlerinin merkezindeki manyetik alanın hesaplanması

Bobin	Hesaplama	Sonuç
Eşitlik 2.17	$B = \frac{\mu_0}{2} \frac{IN}{R}$	
Daire	$B = \frac{(4\pi \times 10^{-7})}{2} \frac{288 \times 15}{0.5 \times 10^{-2}}$	0.54 A/m
Sekiz	$B = \frac{(4\pi \times 10^{-7})}{2} \frac{163 \times 20}{0.5 \times 10^{-2}}$	0.41 A/m

Eşitlik 2.17’de;

N = Bobinin sarım sayısı

I = Bobin üzerinden geçen akım (Amper)

μ_0 = Havanın geçirgenlik katsayısı (Henry/metre)

R = Bobinin yarıçapı (metre)

Eşitlik 4.9’ da görüldüğü gibi bobinde oluşan manyetik alan bobin üzerinden geçen akıma bağlıdır. Diğer parametrelerin sabit kaldığını düşünürsek bobin üzerinde oluşan manyetik alan bobinden geçen akımla doğru orantılıdır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, beyin fonksiyonlarının araştırılmasında ve beyinde oluşan hastalıkların tedavisinde kullanılabilecek dsPIC mikrodenetleyici tabanlı tekrarlanan transkraniyal manyetik uyarım cihazının tasarımı ve yapımı gerçekleştirilmiştir.

Kontrol işlemleri için dsPIC mikrodenetleyici kullanılmıştır. Böylece ileriki çalışmalarda da kullanılabilecek daha esnek ve geliştirilebilir bir sistem elde edilmiştir. Güvenli ve etkili çalışma için katlar arasına izolasyon yapılmıştır. Anahtarlama işlemleri için MOSFET kullanılmıştır. MOSFET'lerin çalışma gerilimleri sınırlı olduğundan bu sorun MOSFET'ler seri bağlanarak giderilmiştir. Bu çalışmada 250 V çalışma gerilimine ulaşılmıştır. MOSFET'ler seri bağlandığında anahtarlama işlemi sırasında aynı anda ilettime geçebilmeleri ve açma kapama işlemi sırasında oluşabilecek aşırı gerilimlere karşı koruma sağlamak için RC snubber devreleri kullanılmıştır.

Enerji depolama kondansatörlerinin deşarjı için tristör kullanılmıştır. Tristörün anot katot arasını ilettime geçirmek için de izolasyon trafosu ile oluşturulan ateşleme devresi kullanılmıştır. Uyarım bobininde oluşan bifazik sinyalin negatif alternanslarını geçirebilmesi için tristöre paralel ve ters yönde hızlı bir diyot bağlanmıştır.

Uyarım bobini için daire ve sekiz şeklinde iki ayrı bobin sarımı yapılmıştır. Sarımı yapılan bu bobinlerin endüktansları ölçülerek ve hesaplanarak karşılaştırıldı ve aralarında fark olamadığı görülmüştür.

Yapımı gerçekleştirilen dsPIC mikrodenetleyici tabanlı tekrarlanan transkraniyal manyetik uyarım devresinde DC voltaj uygulamasında kademeli geçiş yapmak amacıyla 220-24 Volt transformatörün çıkışı doğrultularak sisteme uygulanmıştır fakat rTMS sisteminde uyarım bobininin anlık kısa devre oluşturmasından dolayı anahtarlama elemanlarında ve DC güç kaynağında ısınma meydana gelmiştir. Bu nedenle kısa devre koruması olan 30 volt ve 60 volt DC güç kaynakları seri bağlanarak 250 ve 120 volt DC gerilimler elde edilmiştir. Elde edilen bu gerilimler sisteme uygulanmıştır. Enerji depolama kondansatörünün bobin üzerinden deşarjı

sırasında oluşan kısa devre anında güç kaynaklarının kısa devre korumaları aktif olmuştur. Kısa devre probleminin çözülmesi ile anahtarlama elemanları üzerindeki ısınma sorunu çözülmüştür. Ayrıca kondansatörün şarj edilmesi için geçen süre hesaba katılarak anahtarlama frekansı artırılmış ve uyarım bobini üzerinde oluşan anlık kısa devrenin etkisi tamamen ortadan kaldırılmıştır.

Yapımı gerçekleştirilen sistemin kontrol işlemleri gerektiğinde radyo frekansları yolu ile oluşturulmuş uzaktan kumanda kullanılarak gerçekleştirilebilir. Böylece hasta dışında manyetik alana maruz kalma riski de ortadan kaldırılmış olur.

1 KV ve üzerinde değere sahip kısa devre koruması olan güç kaynağı tasarımı gerçekleştirilerek daha yüksek gerilim değerlerine ulaşılabilir. Bu uygulama sırasında seri bağlı olan MOSFET sayısı da artırılmalıdır. Ayrıca oluşturulan baskı devre yolları bu yüksek voltajlara göre tasarlanmalıdır. Uyarım bobinleri yüksek voltajlarda ısınma problemine sahip olduklarından soğutma sistemi olan bir uyarım bobini tasarımı yapılmalıdır. Gerçekleştirilen sistemde şu andaki devre elemanlarının çalışabileceği maksimum voltaj 1 kV'dur. Devre, kat sayısı artırılarak kolaylıkla daha yüksek voltajlarda çalıştırılabilir.

Sistem tasarımı yapılırken medikal cihazların yapımı ve kullanımı konusunda uyulması gerekli olan standartlara riayet edilmesi gereklidir. Bu standartlar doğrultusunda sistem tasarımı tamamlanıp, elektronik devrelerin montajı yapıp gerekli performans testleri yapıldıktan sonra bilimsel etik kuralları çerçevesinde canlı hayvanlar üzerinde yapılacak olan deneylere geçilebilir. Daha sonra fizyologlar ile işbirliği yapılarak insanlar üzerinde çalışmalara geçilebilir.

Yapımı gerçekleştirilen bu sistem ile yerli kaynaklar kullanılarak ülke ekonomisine katkı sağlamanın ve aynı zamanda Elektronik-Manyetik-Tıp Bilimleri arasında disiplinler arası bir bilimsel çalışma olanağının yolu da açılmıştır.

Böylece bu çalışmanın amacına uygun olarak, beyinle ilgili hastalıkların teşhisi ve tedavisi için yeni ve gelişen bu alanda insanların sağlıklarına kavuşmalarına yardımcı olunabilecektir.

KAYNAKLAR

1. Pehlivan, F., “Biyoelektrik Uygulama Araçları ”, Biyofizik, *Hacettepe Taş Yayıncılık*, Ankara, 215-221 (2004).
2. Arslan, S., Köse, K., Engin, M., Engin E. Z., Korürek, M., “A Design of dsPIC Based SignL Monitoring and Processing Systems”, *İstanbul University Journal of Electrical and Electronics Engineering*, 9 (1): 921-927 (2009).
3. Sack, A. T., Linden, D. E. J., “Combining transcranial magnetic stimulation and functional imaging in cognitive brain research: possibilities and limitations”, *Brain Research Reviews*, 43: 41–56 (2003).
4. Chockroverty, S., “Magnetic Stimulation in Clinical Neurophysiology”, *Butterworths*, USA, 45-53,55-72 (1990).
5. Tatlıdede, A. D., “İnme Olgularında Prognoz Değerlendirmesinde Transkranyal Manyetik Uyarım”, Nöroloji Uzmanlık Tezi, *T. C. Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi II. Nöroloji Kliniği*, İstanbul, 16-31 (2006).
6. Malmivuo, J., Plonsey, R., “Magnetic Stimulation of Neural Tissue”, Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields (Web-version), *Oxford University Press*, New York, (1995).
7. Lee, C., Im, C. H., Jung, H. K., “Analysis and Design of Whole-Head Magnetic Brain Stimulators: A Simulation Study”, *International Journal of Control, Automation, and Systems*, 5(3): 337-342 (2007).
8. Roth, Y., Zangen A., “Transcranial Magnetic Stimulation of Deep Brain Regions”, Biomedical Engineering Fundamentals, Taylor & Francis 3rd ed., *CRC Press*, New York, (37): 1–25, (2006).
9. Davey, K. *Fellow, IEEE*, and Riehl M., “Designing Transcranial Magnetic Stimulation Systems”, *IEEE Transactions On Magnetics*, 40 (3): 1142-1148 (2005).
10. Hoeft, F., Wu, D. A., Hernandez, A, Glover, G. H., Shimojo, S., “Electronically Switchable Sham Transcranial Magnetic Stimulation”, *Plos One*, 3 (4): 1-10 (2008).

11. Leone, A. P. , Faz, D. B., Keenan, J. P., “Transcranial magnetic stimulation: studying the brain – behavior relationship by induction of ‘virtual lesion’”, *The Royal Society*, 354: 1229-1238 (1999).
12. Hallett, M., Chokroverty, S., “Magnetic Stimulation in Clinical Neurophysiology Second Edition”, *Elsevier Butterworth Heinemann*, New Jersey, 17-30, 61-76, (2005).
13. Yöney, H., “Transkraniyal Manyetik Stimulasyonun Psikiyatrik Uygulamaları”, *Türk Psikiyatri Dergisi*, 12 (4): 293-300 (2001).
14. Koboyashi, M., Leone, A. P., “Transcranial Magnetic Stimulation in Neurology”, *The Lancet Neurology*, 2:145-154, (2003).
15. Doksat, K. M., Aslan, S., “Tekrarlanan Transkraniyal Manyetik Stimulation (rTMS) ve Depresyon Tedavisi”, *New/Yeni Symposium Journal*, 4(2): 92-99 (2006).
16. Pahma, R., Lyons, K. E., Koller W. C., “Therapy Parkinson’s Disease Third Edition”, *Marcel Dekker*, Newyork, 367-373, (2004).
17. Hoşver, Y., “Juvenil Myoklonik Epilepsili Hastalar ve Asemptomatik Kardeşlerinde Transkraniyal Magnetik Stimülasyon Yöntemi ile Kortikal Eksitabilitenin Araştırılması”, Uzmanlık Tezi, *T.C. Sağlık Bakanlığı Bakırköy Prof. Dr. Mazhar Osman Ruh ve Sinir Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi 1. Nöroloji Kliniği*, İstanbul, 24-29 (2005).
18. Edminister, J. A., “Elektromanyetik”, Aydemir, M. T., Afacan, E., Nakiboğlu, C., *Mc Graw Hill*, Ankara, 135-142, (2000)
19. Lee, Y., “RFID Coil Design”, *Microchip Tech. Inc., AN678*, 1-12 (1998)
20. Thielscher, A., Kammer, T., “Electric field properties of two commercial figure-8 coils in TMS: calculation of focality and efficiency”, *Elsevier Clinical Neurophysiology*, 115, 1697-1708 (2004).
21. Choi, A. S.V., Laszlo, C. A., Hershler, C., “The Design of A Flexible Magnetic Stimulator”, *Engineering In Medicine & Biology Society 11th Annual International Conference*, Canada, 2070:238-239 (1989)
22. Ruohonen, J., Ollikainen, M., Nikouline, V., Virtanen, J., Ilmoniemi, R. J., “Coil Design for Real and Sham Transcranial

- Magnetic Stimulation”, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 47(2): 145-148 (2000).
23. Burunkaya, M., “Design and Construction of a Low Cost dsPIC Controller Based Repetitive Transcranial Magnetic Stimulator (rTMS)”, *Springer Journal of Medical Systems*, Online, 3 : 1-10 (2008).
 24. Wangl, X., Chenl, Y., Guo, M., Wangl, M., “Design of Multi-channel Brain Magnetic Stimulator and ANSYS Simulation”, *IJBEM*, 7(1): 259-263 (2005).
 25. Blum, R. A., “An Electronic System For Extracellular Neural Stimulation And Recording”, The Degree Doctor, *Institute of Technology*, Georgia, 16-30 (2007).
 26. Altınbaşak, O., “Mikrodenetleyiciler ve PIC Programlama”, *Altaş yayıncılık ve Elektronik*, İstanbul, 11-20 (2005).
 27. Dhaper, A., “Integrated hardware and software for the development of microcontroller-based systems”, *Elsevier Microprocessors and Microsystems*, 25 : 217-328 (2001).
 28. Sauvage, R. C., Dondon, P., Martin, C., Donkin, J., Veyret, B., “Design of a fast, high power magnetic generator for the stimulation of living tissues: A biomedical engineering application of electromagnetism and power electronics”, *Wseas Transactions on Circuits & Systems*, 10(7): 890-899 (2008).
 29. Cheng, B., Abdalla, A. N., Huang, X., Lan, T. H., Lin, J., “Design of CHWHG Type Low Frequency Magnetic Fields Generator”, *Journal of Computer Science*, 3 (2): 81-83, (2007).
 30. Burunkaya, M., Güler, İ., “Design and Construction of a Microcontroller Based Transcranial Magnetic Stimulator”, *Taylor and Francis Instrumentation Science and Technology*, 36: 32–42, (2008).
 31. Dennis, R. G., Dow, D. E., Faulkner, J. A., “An implantable device for stimulation of denervated muscles in rat”, *Elsevier Medical Engineering & Physics* 25: 239–253 (2003).
 32. Microchip Technology Incorporation, “dsPIC30F Family Reference Manual”, *Microchip, DS70046D*, Arizona, 22-23, 126-127,(2004).

33. Microchip Technology Incorporation, “dsPIC High Performance 16-bit Digital Signal Controller Family Overview”, *Microchip, DS70043D, Arizona* 1-10 (2003).
34. Microchip Technology Incorporation, ”dsPIC30F6011/6012/6013/6014 Data Sheet”, *Microchip, DS70117F, Arizona* 1-25 (2006).
35. Microchip Technology Incorporation, “What is dsPIC DSC”, *Microchip, Web Seminars, Arizona*, 1-20 (2004).
36. Mikro Elektronika, “dsPICPRO Users Manual”, *Mikroe, dsPICPRO3, Belgrade*, 1-36 (2007).
37. Mikro Elektronika, “MicroC for dsPIC30/33 and PIC24”, *Mikroe, MicroC, Belgrade*, 372-382 (2007)
38. Kutman, H. H. , “Endüstriyel Elektronik”, *Birsen Yayınevi, İstanbul*, 235-273, (1998).
39. Lander, C. W., “Power Electronics Second Edition”, *Mc Graw Hill, England*, 4-27, (1987).
40. International Rectifier, “Transformer-Isolated Gate Driver Provides very large duty cycle ratios”, *IR, AN950, California*, 1-4, (1995).
41. Alnasseir, J., “Theoretical and Experimental Investigations on Snubber Circuits for High Voltage Valves of FACTS-Equipment for Over-voltage Protection”, The Degree Doktor-Ingenieur, *The Faculty of Engineering at the Friedrich-Alexander University of Erlangen*, Nuremberg, 15-20 (2007)
42. International Rectifier, “IRFP450 Power Mesh MOSFET”, *IR, PD-9.458C, California*, 1019-1024, (1998).
43. Vishay High Power Products Company, “30TPS16 High Voltage Series”, *Vishay, 93925, Germany*, 1-3, (2008).

EKLER

EK-1. rTMS Sisteminin yazılımı

```

int a=10,b=10,x=0,kp;
long frekans1=0,old1=0,frekans2=0,old2=0;
unsigned long int t1,t2,t3;
char txtfrekans1[15],txtfrekans2[15];
unsigned pwm_period1, pwm_period2;
void main()
{
    ADPCFG = 0xFFFF;
    Keypad_Init(&PORTF); // portb.0 to portb.7
    Lcd_Custom_Config(&PORTD, 7,6,5,4, &PORTB, 4,5,6);
    Lcd_Custom_Cmd(LCD_CLEAR); // Clear display
    Lcd_Custom_Cmd(LCD_CURSOR_OFF);
    Lcd_Custom_Out(1, 1, "Frekans1:");
    Lcd_Custom_Out(2, 1, "Frekans2:");
    do {
        kp = 0;
        do {
            kp = Keypad_Key_Click();
        } while (!kp);
        //--- Çıkış için değerin hazırlanması
        switch (kp) {
            case 1: kp = 49;x=1; break; // 1
            case 2: kp = 50;x=2; break; // 2
            case 3: kp = 51;x=3; break; // 3
            case 4: kp = 65;x=0; break; // A
            case 5: kp = 52;x=4; break; // 4
            case 6: kp = 53;x=5; break; // 5
            case 7: kp = 54;x=6; break; // 6
            case 8: kp = 66;x=0; break; // B // keypad4x4
            case 9: kp = 55;x=7; break; // 7
            case 10: kp = 56;x=8; break; // 8
            case 11: kp = 57;x=9; break; // 9
            case 12: kp = 67;x=0; break; // C
            case 13: kp = 42;x=0; break; // *
            case 14: kp = 48;x=0; break; // 0
            case 15: kp = 35;x=0; break; // #
            case 16: kp = 68;x=0; break; // D
        }

        Lcd_Custom_Chr(1, a ,kp);
        a++;
        if(kp==65){
            LongToStr(frekans1,txtfrekans1);
            Lcd_Custom_Out(1, a, txtfrekans1);
            goto f2;
        }
        else if(kp==66||kp==67||kp==42||kp==35||kp==68)
        { Lcd_Custom_Out(1, a, "Error");
            a--;
        }
    }
}

```

EK-1. (Devam) rTMS Sisteminin yazılımı

```

else
{
    frekans1=(old1*10)+x;
    old1=frekans1;
}
}while (1);
f2:
do {
    kp = 0;
    do {
        kp = Keypad_Key_Click();
    } while (!kp);
    //--- Çıkış için değerin hazırlanması
    switch (kp) {
        case 1: kp = 49;x=1; break; // 1
        case 2: kp = 50;x=2; break; // 2
        case 3: kp = 51;x=3; break; // 3
        case 4: kp = 65;x=0; break; // A
        case 5: kp = 52;x=4; break; // 4
        case 6: kp = 53;x=5; break; // 5
        case 7: kp = 54;x=6; break; // 6
        case 8: kp = 66;x=0; break; // B // keypad4x4
        case 9: kp = 55;x=7; break; // 7
        case 10: kp = 56;x=8; break; // 8
        case 11: kp = 57;x=9; break; // 9
        case 12: kp = 67;x=0; break; // C
        case 13: kp = 42;x=0; break; // *
        case 14: kp = 48;x=0; break; // 0
        case 15: kp = 35;x=0; break; // #
        case 16: kp = 68;x=0; break; // D
    }
    Lcd_Custom_Chr(2, b ,kp);
    b++;
    if(kp==65){
        LongToStr(frekans2,txtfrekans2);
        Lcd_Custom_Out(2, b, txtfrekans2);

        goto pwm;
    }
    else if(kp==66||kp==67||kp==42||kp==35||kp==68)
    { Lcd_Custom_Out(2, b, "Error");
      b--;
    }
    else
    {
        frekans2=(old2*10)+x;
        old2=frekans2;
    }
}while (1);

```

EK-1. (Devam) rTMS Sisteminin yazılımı

```
pwm:
LATB = 0;
TRISB = 0;
while(1) {
switch(frekans2){
case 1:
pwm_period1 = Pwm_Init(frekans1, 1, 1, 2);
Pwm_Start(1);
Pwm_Set_Duty(pwm_period1/2, 1);
Delay_ms(500);
Pwm_Stop(1);
PORTB=1;
Delay_ms(50);
PORTB=0;
Delay_ms(450);
break;

case 2:
pwm_period1 = Pwm_Init(frekans1, 1, 1, 2);
Pwm_Start(1);
Pwm_Set_Duty(pwm_period1/2, 1);
Delay_ms(500/2);
Pwm_Stop(1);
PORTB=1;
Delay_ms(50/2);
PORTB=0;
Delay_ms(450/2);
break;

case 3:
pwm_period1 = Pwm_Init(frekans1, 1, 1, 2);
Pwm_Start(1);
Pwm_Set_Duty(pwm_period1/2, 1);
Delay_ms(500/3);
Pwm_Stop(1);
PORTB=1;
Delay_ms(50/3);
PORTB=0;
Delay_ms(450/3);
break;

case 4:
pwm_period1 = Pwm_Init(frekans1, 1, 1, 2);
Pwm_Start(1);
Pwm_Set_Duty(pwm_period1/2, 1);
Delay_ms(500/4);
Pwm_Stop(1);
PORTB=1;
Delay_ms(50/4);
```

EK-1. (Devam) rTMS Sisteminin yazılımı

```
PORTB=0;
Delay_ms(450/4);
break;

case 5:
pwm_period1 = Pwm_Init(frekans1, 1, 1, 2);
Pwm_Start(1);
Pwm_Set_Duty(pwm_period1/2, 1);
Delay_ms(500/5);
Pwm_Stop(1);
PORTB=1;
Delay_ms(50/5);
PORTB=0;
Delay_ms(450/5);
break;

case 6:
pwm_period1 = Pwm_Init(frekans1, 1, 1, 2);
Pwm_Start(1);
Pwm_Set_Duty(pwm_period1/2, 1);
Delay_ms(500/6);
Pwm_Stop(1);
PORTB=1;
Delay_ms(50/6);
PORTB=0;
Delay_ms(450/6);
break;

case 7:
pwm_period1 = Pwm_Init(frekans1, 1, 1, 2);
Pwm_Start(1);
Pwm_Set_Duty(pwm_period1/2, 1);
Delay_ms(500/7);
Pwm_Stop(1);
PORTB=1;
Delay_ms(50/7);
PORTB=0;
Delay_ms(450/7);
break;

case 8:
pwm_period1 = Pwm_Init(frekans1, 1, 1, 2);
Pwm_Start(1);
Pwm_Set_Duty(pwm_period1/2, 1);
Delay_ms(500/8);
Pwm_Stop(1);
PORTB=1;
Delay_ms(50/8);
PORTB=0;
```

EK-1. (Devam) rTMS Sisteminin yazılımı

```
Delay_ms(450/8);
break;

case 9:
pwm_period1 = Pwm_Init(frekans1, 1, 1, 2);
Pwm_Start(1);
Pwm_Set_Duty(pwm_period1/2, 1);
Delay_ms(500/9);
Pwm_Stop(1);
PORTB=1;
Delay_ms(50/9);
PORTB=0;
Delay_ms(450/9);
break;

case 10:
pwm_period1 = Pwm_Init(frekans1, 1, 1, 2);
Pwm_Start(1);
Pwm_Set_Duty(pwm_period1/2, 1);
Delay_ms(500/10);
Pwm_Stop(1);
PORTB=1;
Delay_ms(50/10);
PORTB=0;
Delay_ms(450/10);
break;
}
}
} //~!
```

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : YILDIZ, Sadık
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 17.02.1979 Ankara
Telefon : 0 (505) 454 67 15
e-mail : sadikyildiz06@gmail.com.tr

Eğitim

Derece Eğitim Birimi Mezuniyet tarihi

Lisans Marmara Üniversitesi / Elektronik ve Haberleşme Öğretmenliği Bölümü 2003
Lise Yıldırım Beyazıt Anadolu Meslek Lisesi 1997

İş Deneyimi

Yıl Yer Görev

2004- Milli Eğitim Bakanlığı - Bilişim Teknolojileri Alanı Öğretmeni

Yabancı Dil

İngilizce