

EGE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**RF KONTROLLÜ NÖROMODÜLATÖR
TASARIMI**

Mücahid CANDAN

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Aydoğan SAVRAN

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Sunuş Tarihi: 14.08.2015

Bornova-İZMİR

2015

Mücahid CANDAN tarafından Yüksek Lisans tezi olarak sunulan “RF Kontrollü Nöromodülatör Tasarımı” başlıklı bu çalışma E.Ü. Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği ile E.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Eğitim ve Öğretim Yönergesinin ilgili hükümleri uyarınca tarafımızdan değerlendirilerek savunmaya değer bulunmuş ve 14.08.2015 tarihinde yapılan tez savunma sınavında aday oybirliği ile başarılı bulunmuştur.

Jüri Üyeleri:

İmza

Jüri Başkanı	: Prof. Dr. Aydoğan SAVRAN	
Raportör Üye	: Yrd. Doç. Dr. Nükhet ÖZBEK	
Üye	: Prof. Dr. Uğur ÇAM	

EGE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**ETİK KURALLARA UYGUNLUK BEYANI**

E.Ü. Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin ilgili hükümleri uyarınca Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “RF Kontrollü Nöromodülatör Tasarımı” başlıklı bu tezin kendi çalışmam olduğunu, sunduğum tüm sonuç, doküman, bilgi ve belgeleri bizzat ve bu tez çalışması kapsamında elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara atıf yaptığımı ve bunları kaynaklar listesinde usulüne uygun olarak verdiğimi, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya diğer bir üniversitede başka bir tez çalışması içinde sunmadığımı, bu tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda bilimsel etik kurallarına uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul edeceğimi beyan ederim.

10 /08 / 2015

İmzası

Mücahid CANDAN

ÖZET**RF KONTROLLÜ NÖROMODÜLATÖR TASARIMI**

CANDAN, Mücahid

Yüksek Lisans Tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof Dr. Aydoğan SAVRAN

Ağustos 2015, 52 sayfa

Dünyada pek çok insan migren, epilepsi gibi hayat kalitesini düşüren pekçok hastalıkla yaşamak zorunda kalmaktadırlar. Bu hastalıklardan kaynaklı felç, sağırlık, idrar kaçırma, gayta kaçırma, inme, horlama gibi hastalıklar nedeniyle ömürlerinin sonuna kadar zor günler geçirmektedirler. Bu hastalıklara mevcut çözüm olarak kimyasal içerikli sinir ilaçları doktorlar tarafından verilmektedir. Bu ilaçların etkisi %20'yi geçmemekte ve çoğu hastalık üzerine etki edememektedir. Dünyada nöromodülatörler ile yapılan tedavilerde, kimyasal ilaçlara göre daha iyi sonuç alındığı, %70'lere varan tedavi başarı oranına kadar ulaşıldığı belirtilmiştir. Nöromodülatörler mevcut teknolojiye genellikle deri altına ameliyat ile yerleştirilmektedir ve güç ihtiyaçlarını karşılayan bataryaları bittiğinde tekrar ameliyatla batarya değişimleri yapılmaktadır. Bu da insanların hayat standardını düşüren bir başka etmen olarak göz önüne alınmaktadır. Yukarıda sayılan sorunların çözümü için nöromodülatörlerin tasarımlarının geliştirilmesi çok önemlidir.

Bu tez çalışmasında nöromodülatör tasarımında kullanılacak olan elektronik devrelerin tasarım faaliyetleri yürütülmüştür. Bu kapsamda yapılan çalışmalarda 13.56 MHz taşıyıcı frekanslı bir AM modülasyon verici ve alıcı devresi tasarlanmıştır. Ayrıca 2.4 GHz taşıyıcı frekanslı, frekans modülasyonlu bir modül de kullanılmıştır. Alternatif iletim gerçekleştirilmiştir. Sinir uyartımında kullanılacak genlik ve genişliğe sahip darbeler modüle edilerek, alıcıya iletilmiştir. Alıcıda doku benzeri ortamda uyartım performansı test edilmiştir.

Anahtar Sözcükler: Nöromodülatör, Darbe Genişlik Modülasyonu, Radyo Frekans Haberleşmesi, Kuvvetlendirici, Osilatör, Modülatör, Demodülatör.

ABSTRACT**DESIGN OF A RF CONTROLLED NEUROMODULATOR**

CANDAN, MÜCAHİD

MSc in Electrical-Electronics Eng.

Supervisor: Prof. Dr Aydoğan SAVRAN

August 2015, 52 pages

Globally, many people have to live with the neurological diseases such as migraine, epilepsy that reduces their life qualities. Further, illnesses, such as paralysis, deafness, incontinence, stroke and snore; make them live uncomfortably through their life. Chemical pills treat those illnesses at a percent of %20. Treatments with neuromodulator, which has %70 successful treatment rate, is much more effective than the treatments with chemical drugs. Today, neuromodulators can be implanted under skin with the surgery operations. The power needed, is supplied from batteries, which needs surgery to place them under skin. When a battery consumed away, it is replaced with another surgery. The life quality of people is decreased. In order to solve problem mentioned above, neuromodulator design must be improved.

In this thesis, electronic circuits which are used in neuromodulators have been designed. Firstly, the transmitter and receiver circuits of an AM neuromodulator with a frequency of 13.56 MHz, have been designed. Alternatively a RF module with the frequency modulator is also used. The stimulation pulses are applied to tissue like solution, in order that their performances are tested.

In experiments for tissue stimulation, digital RF module at 2.4 GHz signal and a novel design analogue transmitter and receiver prototype circuit whose carrier is at 13.56 MHz, which is generated by crystal oscillator part, and whose modulation type is OOK (On/Off Shift Keying). Consequently; the novel analogue circuit is found better.

Keywords: Neuromodulator, Pulse Width Modulation, Radio Frequency Communication, Amplifier, Oscillator, Modulator, Demodulator.

TEŞEKKÜR

Çalışmalarımda bana yardımcı olan danışmanım Prof. Dr. Aydoğan SAVRAN'A, tıbbi konularda desteklerini esirgemeyen Prof. Dr. İsmail ORAN'A, Prof. Dr. Tayfun DALBASTI'YA, tez sürecinde sorunlarımı çözen hocam Yrd. Doç. Dr. Nükhet ÖZBEK'E, deneylerimde yanımda olan arkadaşlarım Demet ŞEN'E, Alican ALPKAYA' YA, Nail AKÇURA' YA, Ekrem YAVUZ'A, Erman SELİM'E, Tuğçe TEKİN'E ve öğrencimiz Doğancan KARATAŞ'A teşekkürü borç bilirim.

Eğitim hayatımın her anında yanımda olan maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen anneme, babama ve kardeşime sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	Vİİ
ABSTRACT	İX
TEŞEKKÜR.....	Xİ
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XV
ÇİZELGELER DİZİNİ	XVİİ
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	XVİİİ
1. GİRİŞ	1
1.1 Nöromodülasyon	1
1.2 Tezin Ana Hatları	3
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1 Sinir Uyartımı.....	5
2.1.1 Beyin uyartımı.....	5
2.1.2 Derin beyin uyartımı	5
2.1.3 Spinal kord uyartımı.....	6
2.1.4 Transkranyel manyetik uyartım	6
2.2 Sinir Uyartım Metotlarının Kullanıldığı Uygulama Örnekleri	6
2.2.1 Koklear implantlar.....	6
2.2.2 Görsel protezler	7
2.2.3 Kalp elektro-stimülatörleri	8
2.3 Nöromodülatör Tasarımı	8
3. YÖNTEM.....	13
3.1 Nöromodülatör Devreleri Ön Çalışmaları.....	13
3.2 RF Modüller Kullanılarak Tasarlanan Nöromodülatör.....	25

İÇİNDEKİLER (devam)

Sayfa

3.2.1 NRF24L01 RF alıcı verici modül.....	25
3.2.2 RF modül ile tasarlanan nöromodülatör deneyi	25
3.2.3 Küçültülebilir analog nöromodülatör prototipi tasarımı ve deneyleri	32
3.3 Tez Kapsamında Yapılan Diğer Çalışmalar	42
3.3.1 Kablosuz enerji transferi çalışmaları	42
4. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME	45
5. GELECEK ÇALIŞMALAR	47
KAYNAKLAR DİZİNİ.....	48
ÖZGEÇMİŞ.....	50

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 1.1 Vucüt içine implant edilebilir nöromodülatör.....	3
Şekil 2.1. Görme Bölgesi Stimülatörü	7
Şekil 2.2 Nöromodülatör Tasarım Şeması	12
Şekil 3.1. Nöromodülatör Devre Diyagramı	14
Şekil 3.2. Osilatör Devresi	15
Şekil 3.3. Kristal Eşdeğer Devresi ve Frekans Karakteristiği	15
Şekil 3.4. Kristalli osilatör, osiloskop çıktısı	17
Şekil 3.5. Vce Ib grafiği	19
Şekil 3.6. Osilatör ve OOK modülatörü.....	20
Şekil 3.7 Baskı Devre ve Deneyi	21
Şekil 3.8 Örnek elektrot eşdeğer devresi.....	23
Şekil 3.9 Örnek elektrot eşdeğer devrelerinin simülasyon çıktıları	24
Şekil 3.10. RF Modüllü Deney Platformu.....	27
Şekil 3.11. Arayüz Yazılımları.....	28
Şekil 3.12. Serum İzotonik ve Elektrotlu Deney Platformu.....	28
Şekil 3.13 Doku Eşdeğer Devresi Osiloskop Çıktısı	29
Şekil 3.14. Deney Platformundaki ölçümler V/mm.....	31
Şekil 3.15. Küçültülebilir Nöromodülatör Tasarımı	33
Şekil 3.16 Simülatörde Devrenin Osiloskop Çıktısı	34
Şekil 3.17. C sınıfı kuvvetlendiricinin AC küçük sinyal eşdeğer devresi....	35

ŞEKİLLER DİZİNİ(devam)ŞekilSayfa

Şekil 3.18. BJT Pi Eşdeğer Devresi.....	36
Şekil 3.19. Deney Devresi Üzerindeki Osiloskop Ölçümleri.....	39
Şekil 3.20. Tüm deney düzeneği	41
Şekil 3.21. İkili Endüktans Şeması.....	42
Şekil 3.22. MATLAB programıyla hesaplanan bobinler	44

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Çizelge</u>	<u>Sayfa</u>
Tablo 1.1.Nöromodülasyonda hedef alanlar	2
Tablo 2.1. Nöromodülatör için en iyi tasarım parametreleri tablosu	9
Tablo 3.1. Uzaklık Gerilim Tablosu	30

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
RF	Radyo Frekansı
PWM	Darbe Genişlik Modülasyonu
ARM	Acorn RISC Makineleri
LCD	Akışkan Kristal Ekran
MICS	Medikal İmplant Haberleşme Servisi
PC	Kişisel Bilgisayar
FM	Frekans Modülasyonu
AM	Genlik Modülasyonu
PSK	Faz Modülasyonu
GFSK	Gauss Frekans Kaydırmalı Anahtarlama
ASK	Genlik Modülasyonu
OOK	Aç/kapat Modülasyonu
ESR	Seri Eşdeğer Direnç
ISM	Endüstriyel Özel Medikal Bant
SPI	Seri Periferel Ara yüz
WiFi	Kablosuz Bağlantı
TX	Verici

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (devam)

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
RX	Alıcı
UDP	Kişisel Veri Protokolü
FPU	Kayar Noktalı Sayıların Birimi
RAM	Rastgele Erişimli Bellek
DMA	Doğrudan Erişimli Bellek
ADC	Analog Dijital Çevirici
DAC	Dijital Analog Çevirici
UART	Birimler Arası Asenkron Alıcı/Verici
CEC	Kontrol Elemanları Devresi
USB	Donanımlar Arası Seri Veri yolu
CAN	Kontrolcü Alan Ağı
LQFP	Küçük Profilli İkili Düz Paket
TI	Texas Instrument
FIFO	İlk Giren İlk Çıkar Saklayıcısı
QFN	Kurşunsuz İkili Düz Paket
CE	İzin

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (devam)

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
PLL	Fazı Kilitli Döngü
ACK	Doğrulama
CRC	Döngüsel Fazlalık Kontrol
MICS	Medical İmplant Haberleşme Servisi
Liİ	Lityum-İyon
FET	Alan Etkili Transistör
BJT	İki Kutuplu Jonksyonlu Transistör

1. GİRİŞ

Sinir iletimlerinden kaynaklanan hastalıkların tedavisi, sinirlerin kendini yenilememesi nedeniyle diğer organların hastalıklarına nazaran daha zordur. Elektriksel uyartım ile çalışan sinirlerin, kimyasal ilaçlarla uyarılması, hastalığı iyileştirecek kadar büyük bir etkiye sahip olamamakla birlikte, ilaç tedavisinin bırakılması akabinde hastalığın şiddetlenmesine neden olmaktadır. Son yıllarda kimyasal ilaçların yerini nöromodülatörlerin alması, sinirlerden kaynaklanan hastalıkların tedavisinde daha iyi sonuçlar vermekte, iyileşme ihtimalini arttırmaktadır.

1.1 Nöromodülasyon

Sinir hücrelerinin, sinir sisteminin bir tarafından diğer tarafına bilgi taşıması elektriksel bir olaydır. Sinir hücresi membranında iyon kanalları vasıtasıyla oluşan ve sürdürülen aksiyon potansiyeli, bu elektriksel olayın oluşumunda temel rol oynar. Aksiyon potansiyelindeki değişiklik, domino taşı etkisiyle sinir hücresinden bir diğer sinir hücresine sinapslar (bağlantılar) yoluyla aktarılır. Sinir hücresi, iyon kanallarını aktif olarak çalıştırarak ve aksiyon potansiyelini hızla normalize ederek bir sonraki uyarıya kendini hazır eder.

Eğer sinir hücresi yakınına elektrotlar yerleştirir ve bu elektrotlardan özel bir dış gerilim uygulanırsa, sinir hücresi membranındaki gerilime hassas iyon kanalları aktive olur ve sinir hücresinin aksiyon potansiyeli değişir. Bu değişim sinapslar yoluyla diğer sinir hücrelerinin aksiyon potansiyellerini değiştirerek bir sinir aktivasyonu meydana getirebilir. Bunun tersi de doğrudur: elektrotlara uygulanan başka bir özel gerilim, oluşmuş aksiyon potansiyelinin bir sinir hücresinden diğer sinir hücresine geçmesini engelleyebilir. Buna da sinir inhibisyonu denir. Merkezi ya da çevresel sinir sistemini oluşturan anatomik elemanların içine, yüzeyine ya da yakınına yerleştirilen elektrotlar ve bu elektrotlardan uygulanan özel elektrik gerilimi aracılığıyla, ilgili sinirsel alanda aktivasyon ya da inhibisyon oluşturulmasına nöromodülasyon adı verilir. Elde edilen nöromodülasyon etkisi ile sinir sistemi öncü hastalıklarının (Parkinson hastalığı, omurilik incinmesi, vs.) ya da sinir sisteminin ikincil olarak etkilendiği ya da hastalığı oluşturan parçalardan biri

olduğu klinik durumların (migren, nöropatik ağrı, vs.) tedavi edilmesi ya da hastalık belirtilerinin giderilmesi son yılların ilgi çekici tıp alanlarından biri olmuştur. (Peckham et. al., 2005).

Tablo 1.1.Nöromodülasyonda hedef alanlar

YER	ENDİKASYON
Omurilik	Ağrıyı giderme
Beyin bazal gangliyonları	Parkinson ve benzeri hastalıklar
Vagal sinir	Epilepsi, Migren, Depresyon
Frenik sinir	Solunum paralizi
Oksipital sinir	Baş ağrısı, Migren
Sfenopalatin gangliyon	İnme, Vazospazm, Migren
Otik gangliyon	Migren
Hipoglossal sinir	Horlama, Uyku apnesi sendromu
Gastrik sinirler	Morbid obezite, Tembel mide
Sakral sinirler	İdrar/Gayta kaçırma
Pudental sinir	İdrar/Gayta kaçırma
Kohlear sinir	Sağırılık
Kol/Bacak sinirleri	Felce bağlı hareketsizlik

Bu tabloya her geçen yıl yeni sinir modülasyonları ve yeni tedavi alanları eklenmektedir. Tıbbi kullanımda da hızlı bir artış olmaktadır. Amerika’da 2005-2010 yılları arasında nörostimülatör pazarı 800 milyon \$’dan 2 milyar \$’a yükselmiştir. Amerika pazarında bu cihazlar 15.000-30.000 \$ civarında (hastane masrafları hariç) işlem görmektedir (Panescu, 2008).

İmplant edilebilir tipik bir nöromodülatör cihazı, ilgili sinir sistemi alanına yerleştirilen elektrot-kablo sistemi ve pil-elektronik devreleri içeren bir hazneden oluşur. Elektrotlar ilgili alana cerrahi bir operasyonla yerleştirilir. Hazne kısmı cilt

altında bir cebe konur (vücut dışında parça kalmaz). Bu amaçla beyin, yüz boşlukları, boyun, göğüs boşluğu, batin, pelvik ve kasık bölgelerinde bazen oldukça büyük ve riskli ameliyatlara yapılma zorunluluğu vardır.

İmplant edilebilir nöromodülatörler son 10-15 yılda teknolojik olarak daha da gelişmiştir. Bunun nedenlerinden biri yerleştirme esnasındaki cerrahi işlemleri ve riskleri azaltarak hasta konforunu arttırmaktır. Diğer önemli neden ise tıpta nöromodülasyon tedavilerinin giderek yaygınlaşması ve kullanıldığı (iyileştirici etkilerinin saptandığı) hastalık durumlarının sayısının hızla artmasıdır. Günümüzde son teknoloji implant edilebilir nöromodülatörler RF ile dışarıdan enerji transferi sistemlerini kullanarak oldukça küçük boyutlara ulaşmayı başarmıştır (Şekil 1.1).



Şekil 1.1 Vücut içine implant edilebilir nöromodülatör

1.2 Tezin Ana Hatları

İkinci bölümde, literatür taraması tartışılmıştır. Dünyada yapılan mevcut uygulamalar değerlendirilmiştir. Nöromodülatörün tasarımı ve nöromodülatörün uzaktan kontrol edilmesi ile ilgili konular ele alınmıştır.

Üçüncü Bölümde, nöromodülatörün şematik tasarımının nasıl yapıldığı anlatılmıştır. RF alıcının ve vericinin çalışma şeması incelenmiştir. Buna bağlı olarak nöromodülatör tasarımı yapılmıştır. Üretilen prototip deney düzeneğine, deney bloklarına ve deney sonuçlarına yer verilmiştir. Alternatif tasarımlardan olan analog alıcılı nöromodülatörün tasarımı, üretilen deney prototipi, deney düzeneği, deney blokları ve deney sonuçlarına yer verilmiştir. Ayrıca dışarıdan enerji

transferi teknolojisinin kullanıldığı yeni nöromodülatörler için bobin tasarımı denemeleri yapılmıştır. Sonuçlar, hesaplamalarıyla birlikte tekrar incelenip, yorumlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Sinir Uyartımı

Sinir uyartımı; sinir sisteminin bir parçasının, mikro elektrotlar kullanılarak terapötik olarak aktif edilmesidir. Elektrotlar burada kaybedilen algıyı geri kazandırma amacıyla dokuyu uyartmakta kullanılır (Koklear implantı, kalp pili) (Lovell et al., 2010).

Sinir uyarısıyla, kısmi olarak algısını kaybeden canlıların algıları geri kazandırılarak, hayat kalitesi artırılmaktadır. Sinir uyartımı için genellikle elektriksel, nadir olarak manyetik sinyaller kullanılmaktadır. (Hallet, 2000)

Sinir uyartım çeşitleri beyin uyartımı, derin beyin uyartımı, spinal kord uyartımı, transkranyel manyetik uyartım olarak alt başlıklara ayrılmaktadır.

2.1.1 Beyin Uyartımı

Epilepsi gibi bozuklukların tedavisinde kullanılır. Bu yöntem genellikle önceden planlanmış terapiler şeklinde düzenli olarak uygulanır. Kortikal ve alt kortikal bölgelere uyartım yapılarak uygulanır. Mevcut ticari ürünler bulunmaktadır.

2.1.2 Derin beyin uyartımı

Parkinson hastalığı, depresyon, kronik ağrılar ve obsesif-komplesif bozuklukların tedavisinde kullanılır. Derin beyin uyartımı yapan uyartıcıların iki kısmı bulunur. Bunlardan biri beyinin içine yerleştirilen mikro elektrotlardan oluşur. İkinci kısmı uyartımı sağlayacak olan darbenin üreticidir. Uyartım parametrelerini beyindeki fizyolojik özellikler ve hastalığın ilerleme miktarı etkilemektedir. Konu üzerinde henüz kesin bir kanıya varılmamıştır ve hakkındaki bilimsel tartışmalara devam etmektedir (Kringelbach et al., 2007).

2.1.3 Spinal kord uyartımı

Spinal kord uyartımı kronik ve inatçı hastalıklar için efektif bir terapidir. Diyabetik nöropati ve karmaşık bölgesel ağrı sendromları gibi hastalıkların tedavisinde kullanılır. Spinal kord uyartımı, spinal kordun elektriksel uyartılmasıyla gerçekleştirir. Amacı; spinal kord tarafından aktarılan ağrının maskelenmesidir. Kapı teorisi (Melzack et al., 1965) olarak ortaya atılan çalışmada, spinal kordun uyartılarak tedavinin yapılabileceği belirtilmiştir. Günümüzde kliniklerde kullanılmakta ve bütünüyle implant edilebilen çok kanallıları mevcuttur. Burada uyartım frekansı ve darbe genişliği çok önemlidir. Bunlar genellikle 400 μ s darbe süresinde, 8-200 Hz frekansında gerçekleştirilir (Greenbaum and Elias et al., 2009).

2.1.4 Transkranyel manyetik uyartım

Elektriksel uyartımlarla karşılaştırılırsa, kısa süreli yüksek gerilimli elektrik şoklarıyla ağrıyan bağları uyartır. Bu yöntem 1985'te Baker tarafından bulunmuştur. Psikiyatri ve epilepsi hastalıklarının tedavisinde kullanılır. Konuşma, motor fonksiyonları gibi bozukluklarda kullanılmaktadır. Bu yöntem epilepsiyi iyileştirmek için 8-25 Hz darbeyi 10sn boyunca uygular (Pape et al., 2009).

2.2 Sinir Uyartım Metotlarının Kullanıldığı Uygulama Örnekleri

2.2.1 Koklear implantlar

Koklear implantlar kısmi işitme kaybı olan dünya çapında 120.000 kişi tarafından kullanılmaktadır. Koklear implantlar içlerinde dış ses işleyici, RF aktarım hattı, iç alıcı, stimülatör ve elektrot dizilerini barındırırlar.

İlk çok kanallı sesi ileten koklear implant 1984 yılında piyasaya sürülmüştür (House et al., 1973). Koklear implantların kulak içinde kalan kısmında batarya bulunmaz. İndüktif kuplajlı şekilde yerleştirilirler; güç ve veri ihtiyaçlarını böylece karşılamaktadırlar. Kulak içindeki yongada uyartım şeklini seçmek için ihtiyaç duyulan parametreler; darbe süresi, boşluk süresi, aktif elektrot ve dönüş elektrotudur. Bu parametrelere göre iki fazlı darbe ve uyartım modu tanımlanır.

2.2.2 Görsel protezler

Teorik ve deneysel kanıtlar, retinasında ışık algılayıcı özelliklerini kaybetmiş kişiler için direk elektrik uyarımıyla görsel objelerin oluşturulabileceğini gösterilmiştir. Böylece görsel protezler, görüşü eski haline getirmek için elektriksel uyarımı kullanabilir. Bu uyarım metodu hangi görme yolunun hedeflendiğine göre değişir. Burada optik sinir, retinal sinir ve görsel korteks uyarımı adları altında üç adet farklı uyarım yöntemi ve ilgili protezi vardır (Weiland et al., 2008).

Beynin arka kısmında bulunan görme bölgesinin uyarılması görevini yerine getirmek için tasarlanmış olan nöromodülatör örneği Şekil 2.1’de görülebilir. Bu implant derin beyin uyarımı yapmaktadır. Beynin içine implant edilmesi gerektiğinden; ameliyat riski nedeniyle; daha nadir kullanılmaktadır (Pezaris et al., 2007).



Şekil 2.1. Görme Bölgesi Stimülatörü

2.2.3 Kalp elektro-stimülatörleri

1959 yılında ilk kez kalp pili fikri ortaya atılmış, günümüze kadar çok daha karmaşık hale gelmiştir. Kalp pilleri ritim bozukluğu, hızlı kalp atışları ve kalp krizi hastalıkları için terapatik özelliklere sahiptir. Eski teknolojide kalp pilleri sürekli olarak indüktif link ile şarj edilmek zorundaydı fakat günümüzde darbe üreteçleri ve RF teknolojisi yardımıyla programlanabilmektedir. Hasta hakkındaki tüm verileri anlık olarak gözlenebilmekte ve batarya olarak LiI (Lityum İyon) hücre kullanılabilmektedir (Warren et al., 2000).

2.3 Nöromodülatör Tasarımı

Nöromodülatör tasarımı yapabilmek için öncelikle, işlemin nereye uygulanacağı hakkında detaylı bilgi sahibi olmak gerekmektedir. Tasarımı aşamalarının daha iyi anlaşılması için nöromodülasyon tarihinin iyi anlaşılması gerekmektedir.

Nöromodülasyon konusu dünyada binlerce yıldır, elektrikli balıklar ile tedavi yöntemi olarak kullanılmaktadır. 1800'lü yılların ortalarında elektriğin depolanıp kontrol edilmesiyle, popülaritesi çok artmıştır. Modern nöromodülasyon 1960'larda başlamıştır ve arkasından uyartım işlemi takip etmiştir. 1967 yılında derin beyin uyartımı, spinal kord uyartımı yapılmıştır. Kronik hastalıkların iyileştirilmesinde nöromodülatörler çokça kullanılmaktadır. Derin beyin uyartımı 1980'lerden beri yaygınlaştığından beri hareket bozukluklarının tedavisinde de kullanılmaya başlamıştır. Parkinson gibi motor sinir hastalıklarında nöromodülasyon, çözüm olarak görülmektedir.

Derin beyin uyartımının yanında periferik sinir uyartımının ağrı azaltışında kullanılması dikkat çekmeye başlamıştır. Günümüzde pek çok tedavide kullanılmaktadır (Thomson, 2010) (Tablo 1.1).

Nöromodülatör tasarımında Colyer 1960'lı yıllardaki patentinde darbeli uyartımın gerekliliğini ispatlamış ve bu konuyla ilgili ilk çalışmalardan birini yapmıştır (Colyer, 1969). Nöromodulatörün uyartma sinyalinin darbe-genişlik

modülasyonlu sinyal olmasının gerekliliği, doku üzerinde yapılan deneylerde, doku yıkımının engellenmesi için olduğu belirtilmiştir (Willet, 2011).

Parametrelerin seçiminde sinirlerin elektrik sinyallerini ilettiği frekanslar seçilmelidir. Uyarım yapılacak hastanın durumuna ve anatomisine göre uzman tarafından uyarım parametrelerinin bazıları belirlenmelidir. Bunun mümkün olabilmesi için nöromodülatör tasarımı yapılırken, parametreleri ayarlanabilir olmalıdır. Bir başka deyişle dışarıdan programlanabilir bir tasarımın yapılması gerekmektedir.

Tasarım kısıtlarının seçiminde MICS (Medical Implant Communication Service) frekanslarının kullanılması insan sağlığının korunması açısından çok önemlidir. Kontrol kumandası ile uyarım cihazı arasındaki haberleşmenin, insana implant edilmiş bir cihaz ile yapılması, dokunun radyasyondan zarar görmemesini sağlayacak frekanslarda olmasını gerektirmektedir. Bu açıdan tasarım aşamasında haberleşme elemanları seçilirken, MICS frekanslarına uygun frekansların seçilmesi ve insanın yapısına zarar vermeyecek malzemelerin seçilmesi gerekmektedir.

Nöromodülatör tasarım parametreleri, tüm gerekleriyle birlikte Tablo 2.1’de gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Nöromodülatör için en iyi tasarım parametreleri tablosu

Sinyal Tipi	Frekans	Darbe Şekli	Modülasyon	Akım (mA)	Gerilim (V)	Güç (mW)
Sinire iletilecek sinyal	0-200 Hz	Kare	Darbe Genişlik	0.1 - 5	1 - 5 V	0.1- 25

Tablo 2.1’de verilen değerler (Hannan, 2014) (Yuan, 2011) (Tucker, 2011) (Olivo, 2011) nöromodülatörün uyarıcı kısmının ve kontrol kısmının sahip olması gereken özellikleri kapsamaktadır. Uyarım frekansı elektrotlara iletilecek olan uyarıcı sinyalin frekansıdır. Darbe şekli, kontrol kumandası tarafından üretilmesi gereken darbe şeklini belirtir. Modülasyon olarak farklı seçimler yapılabilmektedir.

En az maliyetli olanı ise PWM olduğundan, en iyiler tablosuna eklenmiştir. Dokuya elektrotlar üzerinden aktarılması gereken akımın değeri, gerilimin değeri ve güç miktarı da tabloda verilmiştir.

İnsan dokusu üzerinden sinirin iletme geçirilmesi için 1-20 Hz arası sinyal gereklidir. 20-200 Hz arasındaki frekans değerleri sinirlerin iletiminin durdurulması için kullanılmaktadır. Bu parametreler aralıkları korunacak şekilde, insandan insana farklılık göstermektedir. Bu nedenle tasarlanan nöromodülatör, her zaman kontrol kumandası ile yukarıda belirtilen parametreleri seçilebilecek şekilde olmalıdır.

İnsan dokusunun karakteristik özellikleri de çok önemlidir. Genellikle insan doku empedansının milimetre başına düşen payı 600 - 1200 Ω arasında değişmektedir.

Uyartım sinyali, sonraki adımda şekli bozulmadan belirlenen frekansta taşıyıcı ile birlikte modüle edilmelidir. Seçilen modülasyon tipi, alıcı devreyi basitleştirecek şekilde olmalıdır. Bunun nedeni ise, insanın içine implant edilecek olan cihazın boyutlarının olabildiğince küçük olmasının gerekmesidir. Belirtilen kısıtlara göre tasarım için en iyi taşıyıcı sinyali modülasyonu çeşitleri AM (Amplitude Modulation), OOK (On Off Keying) ve ASK (Amplitude Shift Keying)'dir. Özellikle OOK, üç elemanlı devre ile modüle edilip, üç elemanlı devre ile demodüle edilebildiğinden en basit ve küçültülebilir olanıdır.

Modüle edilen sinyal içeriğine gürültü eklenmeden kuvvetlendirilmelidir. Bunun için kademeli olarak yükselteçlerden geçirilmelidir. Anten katına gelindiğinde belirlenen taşıyıcı frekansına odaklandırılıp, sinyalin gücü C-sınıfı bir güç kuvvetlendiricisi ile kuvvetlendirilerek, aktarım için hazır hale getirilmelidir. Anten seçimi nöromodülatör tipine göre değişkenlik gösterebilmektedir. Havadan enerjilendirilen nöromodülatörler için kuplajlanmış bobinler, alıcısı bataryalı olan sistemler için taşıyıcı sinyalin dalga boyuna bağlı anten seçimi yapılmalıdır.

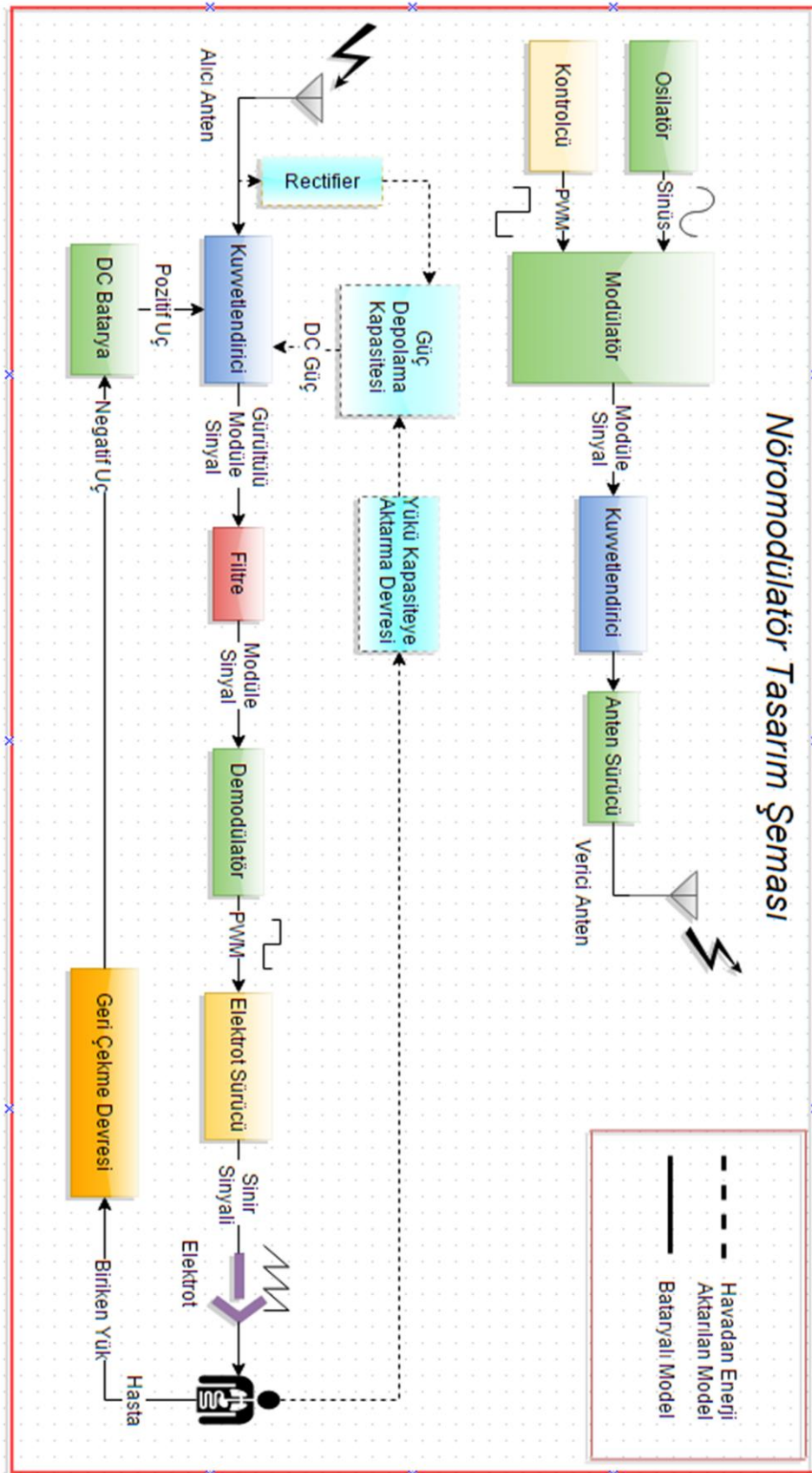
Alıcı kısımda, alıcı anten için kritik konu anten boyutudur. Nöromodülatör boyuna uygun olan anten yapısı seçilmelidir. Çoğu zaman tüm tasarım parametreleri, anten seçimi kısmında belirlenmektedir. Çünkü antenin çalışacağı

frekans, aktaracağı güç, alacağı veri kapasitesi, empedansı, tüketeceği güç gibi parametreler devreye girmektedir.

Bataryalı sistemlerde alınan sinyal demodülasyon işleminden önce kuvvetlendiricide gürültüyle birlikte kuvvetlendirilir. Filtrelenip demodüle edilerek, vericide üretilen darbe şekli elde edilir. Havadan enerjilendirilen sistemlerde ise antenden alınan sinyal direkt olarak katlayıcı devre (rectifier) üzerinden DC (Direct Current) gerilime çevrilerek, kapasitöre doldurulur. Paralel olarak, elde edilen güç ile alınan sinyal kuvvetlendirilir ve diğer aşamalar için hazır hale getirilir. Filtreleme ve demodülasyon işlemlerinden sonra bataryalı sistemlerdeki gibi süreç devam ettirilir (Şekil 2.2).

PWM (Pulse Width Modulation) darbesi elektrotlar üzerinden dokuya aktarılırken, elektrot sürücü devre dokuyu koruma amacıyla, dokuya aktardığı miktarda yükü geri çekecek şekilde tasarlanmalıdır.

Elektrot insan dokusuna zarar vermeyen platin, titanyum gibi metallerden üretilmiş olmalıdır. Elektrot ve doku seri RC (Direnç-Kapasite) devresi gibi davrandığından bir diyot yardımıyla bile basılan gücün geri çekilebileceği deneyler sonucunda ortaya çıkmıştır. Burada kritik olan nöromodülatörün havadan enerji aktarımlı veya batarya beslemeli olmasıdır. Bataryalı sistemlerde çekilen yük direkt olarak bataryanın negatif pinine aktarılır. Havadan enerjilendirilen sistemlerde ise geri basma devresine de ihtiyaç duyulmaktadır. Bunun nedeni, besleme havadan alınan sinyallerden elde edildiğinden, katlama devresiyle DC sinyale çevrilmiş, kapasite üzerinden elektrot sürücü devreye aktarılmaktadır ve bataryalı sistemde olduğu gibi bir negatif uca sahip değildir. Enerjinin tekrar geri basılması için kapasitenin tekrar doldurulması gerekir. Bunun sağlanması da aktif yük şeklinde davranan FET (Field Effect Transistor) veya BJT (Bipolar Junction Transistor) devreleri ile mümkün olabilmektedir. Anlatılan tüm kısımların birlikte gösterimi Şekil 2.2’de verilmiştir.



Şekil 2.2 Nöromodülör Tasarım Şeması

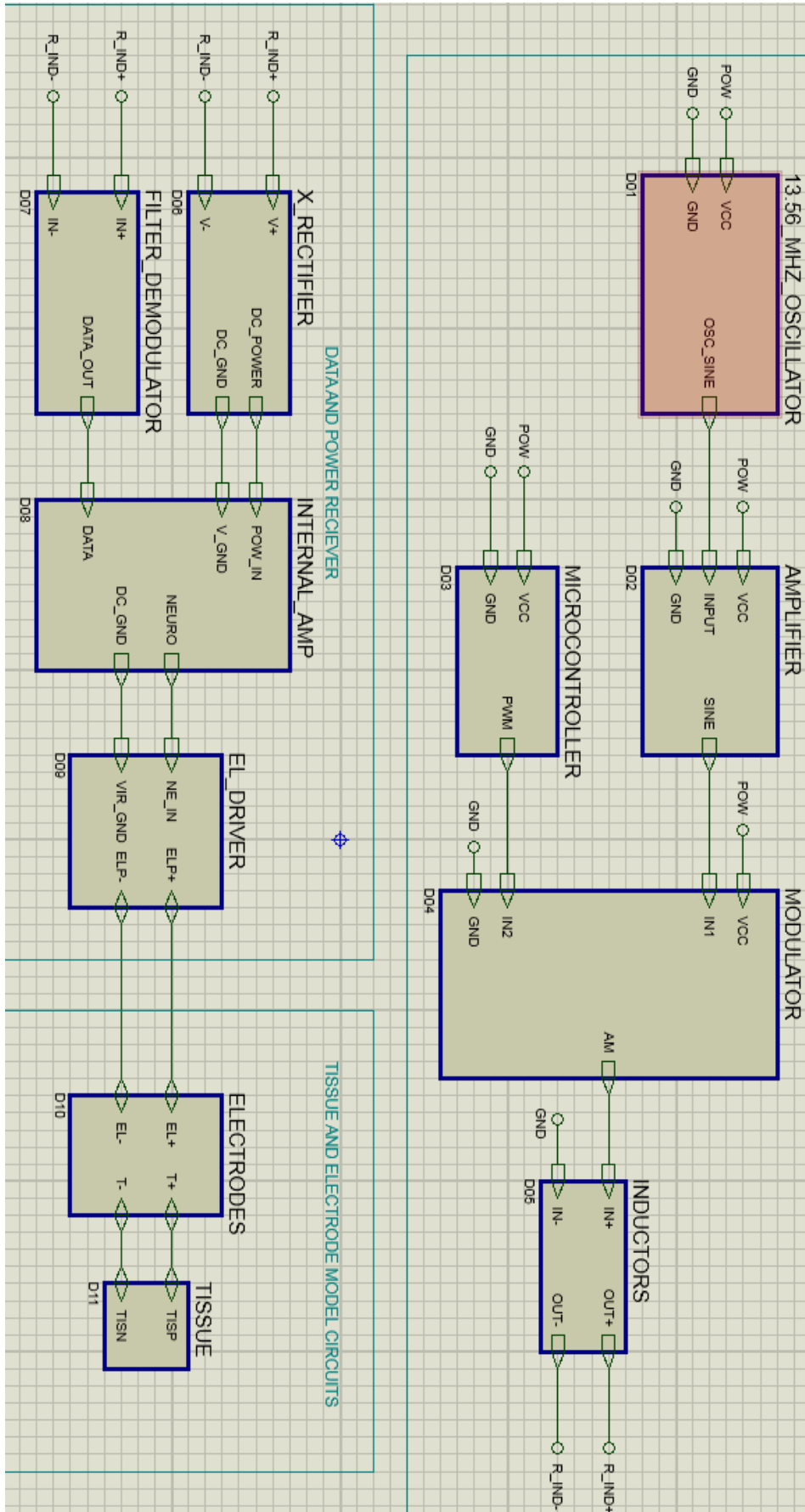
3. YÖNTEM

Bu bölümde yapılan tüm tasarımlar, deneyler, deney sonuçları ve çıktılar değerlendirilecektir.

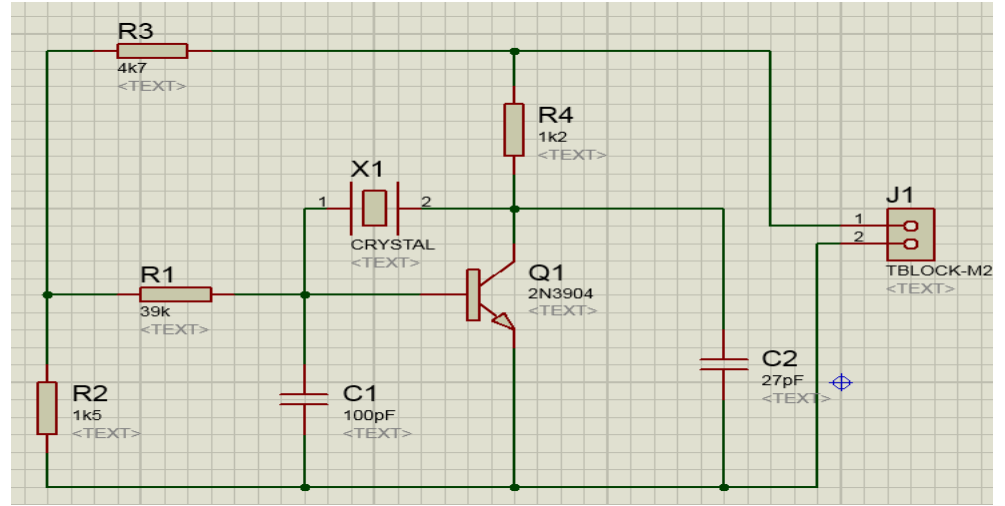
3.1 Nöromodülatör Devreleri Ön Çalışmaları

Nöromodülatör devre şeması genel olarak aşağıdaki gibi devre parçalarına ayrılabilir (Şekil 3.1). Bu çalışma, nihai tasarım çalışmalarından önce ve literatürün incelenmesinin ardından, devrelerin tasarımlarının belirlenmesi için ön çalışma olarak yapılmıştır.

Şekil 3.1’de 13.56 MHz güç aktarımı için en iyi frekans (Hannan et al., 2011) olduğundan seçilmiştir. Simülasyon için gereken tüm tasarımlar Labcenter Electronics Proteus 8.1 ISIS ve Electronics WorkBench Multisim 12 devre tasarım ve simülasyon programları üzerinde yapılmıştır ve test sonuçları kaydedilmiştir.

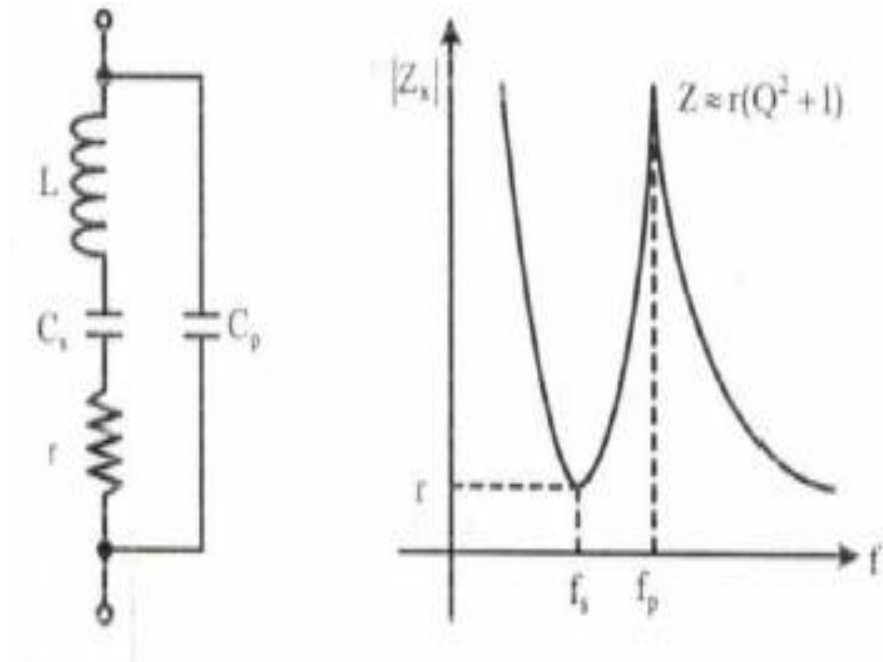


Şekil 3.1. Nöromodülatör Devre Diyagramı



Şekil 3.2. Osilatör Devresi

Kristalli osilatör kararlılık açısından en iyidir. Devre elemanlarının seçimini yapabilmek için kristalin eşdeğer şemasından faydalanılmıştır. Şekil 3.3'te görüldüğü üzere kristal aslında bir RLC devresidir. Bunun analizi de rezonans frekansının belirlenmesiyle yapılabilir.



Şekil 3.3. Kristal Eşdeğer Devresi ve Frekans Karakteristiği

$$f_p = \frac{1}{2\pi \sqrt{L \left(\frac{C_s}{C_s + C_p} \right)}}$$

formülüyle osilatörün rezonans frekansı (üretilecek olan sinüsün frekansı) hesaplanabilir. Seçilen kristal için hesaplamalar şu şekildedir.

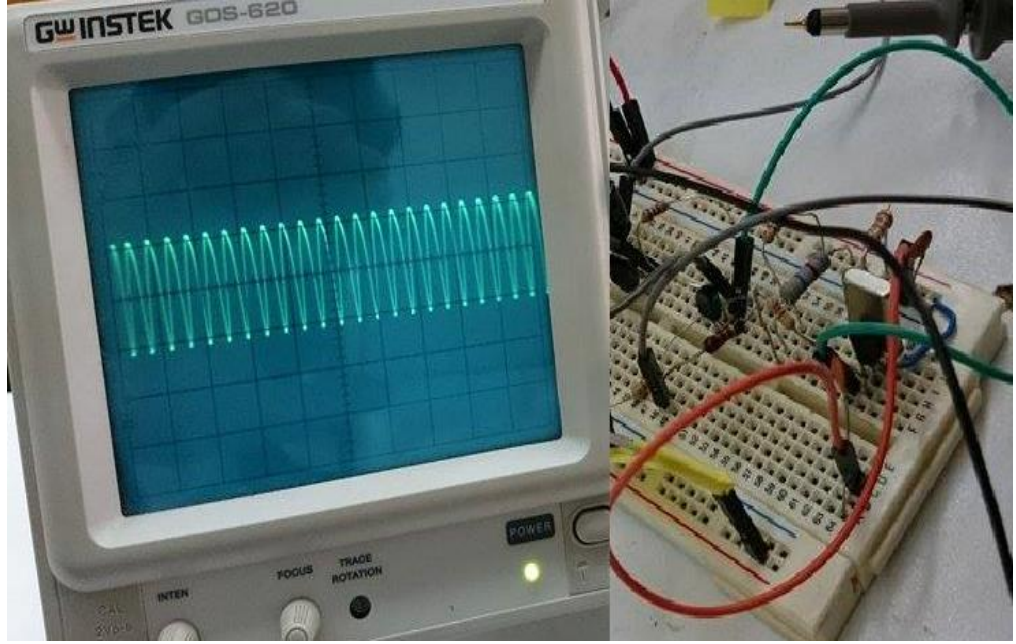
$$f_p = \frac{1}{2\pi \sqrt{10^{-12} \left(\frac{27}{31}\right)}} = 13.56 \text{ MHz}$$

katalog değerleri yerine konulduğunda bulunur. ESR (Equivalent Series Resistance) değeri 25Ω olarak verilmiştir.

Osilasyon frekansı doğrulandıktan sonra osilasyon prensibi uygulanırsa devrenin istenilen frekansta salınım yapması sağlanabilir.

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{A}{1 + \beta A}$$

şeklinde transfer fonksiyonuna sahip bir sistemde, A ileri gerilim kazancı, β ise geri besleme gerilim kazancıdır. Osilasyon prensibi $1 + A\beta = 0$ yani $A\beta = -1$ 'dir. Buna Barkhausen prensibi denir. Geri besleme devresine kristal yerleştirildiğinde fazı -180 derece öteleyecek şekilde 2 adet kapasite biri girişe diğeri ise çıkışa bağlanarak -180 faz kaydırmasıyla geri besleme devresinin kazancı 1 olarak ayarlanır. Böylece 1 kazançlı ve -180 fazlı yani $A\beta = -1$ kriterine uygun tasarım yapılmış olur. Kapasite seçimleri kristal osilatörler için kataloglarında verilmiştir. Buradaki değerlerden kapasite seçimleri yapılır. Şekil 3.2'de simüle edilip ve Şekil 3.4'de hesaplanan ve tasarlanan kristalli bir osilatör devresinin deneyi görülmektedir.



Şekil 3.4. Kristalli osilatör, osiloskop çıktısı

Osilatörün çıkışındaki taşıyıcı sinüs sinyalinin, OOK modülasyonuna tabi tutulması için anahtarlamalı iletici devre tasarlanmıştır (Şekil 3.6).

Taşıyıcı sinyal ile mesaj sinyalini modüle edebilmek için doğru değerlere sahip modülatör tasarlamak gerekmektedir. Taşıyıcı sinyali

$$C(t) = C \cdot \sin(\omega \cdot t + \varphi)$$

Mesaj sinyali ise

$$m(t) = M \cdot \sin(\omega \cdot t + \varphi)$$

olsun. Bu durumda modüle edilmiş sinyal

$$y(t) = [A + m(t)] \cdot c(t)$$

olur. Yerlerine konulup, trigonometrik denklemler yardımıyla açılırsa sinyal

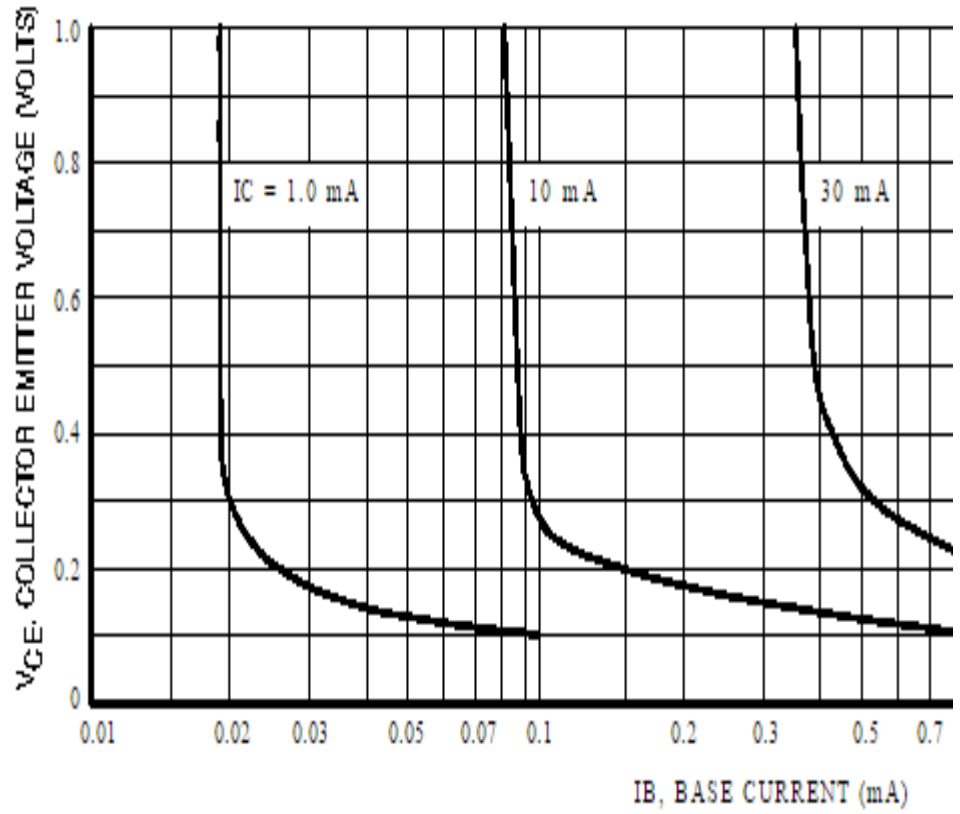
$$y(t) = A \cdot \sin(\omega c t) + \frac{M}{2} [\sin((\omega c + \omega m) \cdot t + \varphi) + \frac{M}{2} \sin((\omega c - \omega m) \cdot t - \varphi)]$$

şeklinde bulunur. Burada taşıyıcı sinyal $A \cdot \sin(\omega c t)$ olur diğerleri ise yan bantlar olarak frekans domeninde yer alırlar. Buradan da görüldüğü üzere taşıyıcı sinyal ile mesaj sinyalinin çarpımı modülasyon olarak yeterli olacaktır. Devrede kullanılacak

olan modülasyon genlik modülasyonuna benzer olarak, darbelerin içini sinüs doldurma olarak adlandırılabilen OOK modülasyonudur. Bu modülasyon literatürde “emitter follower” olarak geçen ve motor sürücü devrelerde kullanılan prensip ile tasarlanabilir. Bunun için taşıyıcı sinyalin transistörün kolektöründen DC üzerine bindirilmiş şekilde ayarlanır. Kontrol sisteminden sağlanan darbeler ile transistör anahtarlanarak, darbelerin zarfına sahip sinüsler modüle edilmiş olur.

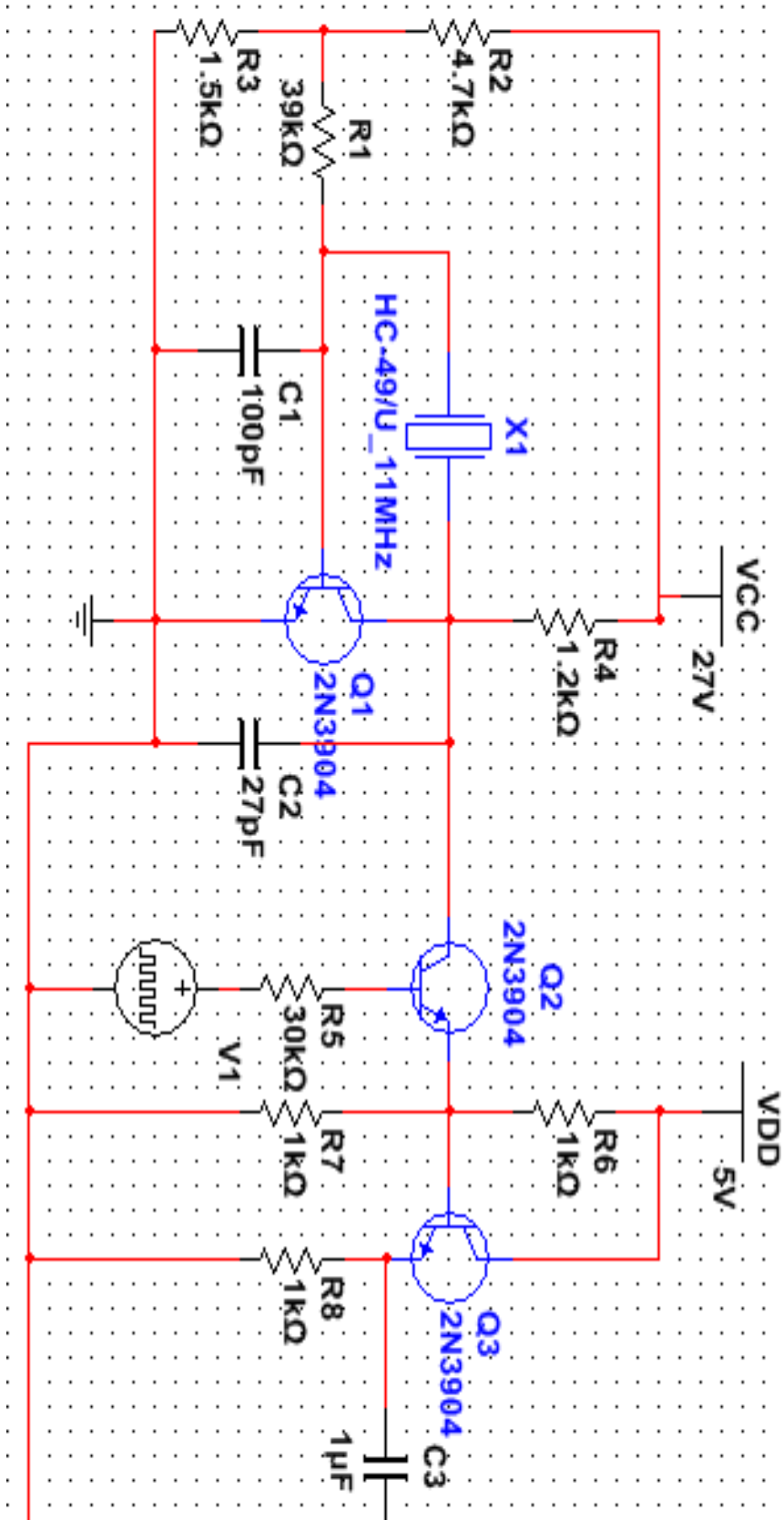
Anahtar açık konumundayken, DC üzerindeki sinüs sinyali $V_{CE(sat)}$ kadar kayıba uğrayarak çıkışa aktarılır. Burada transistörün kolektör emetör direnci R_{CE} çok düşük olduğundan bir diyot gibi davranır. Kritik nokta ise transistörün jonksiyonundaki kapasitenin oluşturduğu RC sabitinin, sinüs darbesinin şeklini bozmamasıdır. Bu verilere de transistöre ait veri yaprağından ulaşılabilir. Osilatör çıkışında 5 V DC üzerine oturtulmuş 1,5 V sinüs darbesi bulunmaktadır. Transistör üzerinden geçerken $V_{CE(sat)} = 0,2 V$ olduğundan, küçük bir gerilim düşümüyle sonraki bloğa iletilir.

Mesaj sinyali ise baza akım olarak iletilir. Bunun için baza kolektör akımını, transistörün katalog değerleri içinde tutacak bir direnç koyulmuştur. Bu direnç 5 V maksimum gerilim için 30 k Ω olarak hesaplanmıştır. Baz akımı 160 μA değerini geçmemesi sağlanmıştır. Veri yaprağı grafiğinden bakıldığında kolektör akımının bu durumda 10 mA olduğu görülmektedir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Vce Ib grafiği

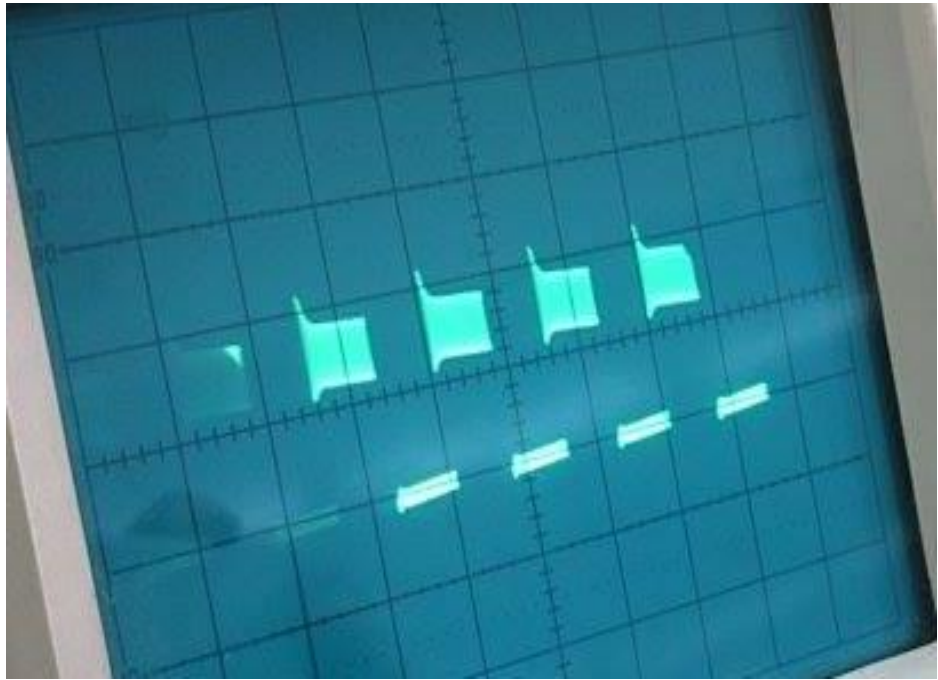
Hesaplara göre osilatör ve modülatör aşağıdaki gibi birleştirildiğinde, basit bir modülatör tasarımı tamamlanmış olur. Bu modülatör devresi için simülatör üzerinde Şekil 3.6'da gösterilmiştir. Tasarlanan devrenin baskılı devresi ve üretilmiş hali Şekil 3.7'de görülmektedir. Bu devrenin kontrol yazılımı Ek 1'de verilmiştir.



Şekil 3.6. Osilatör ve OOK modülatörü



a



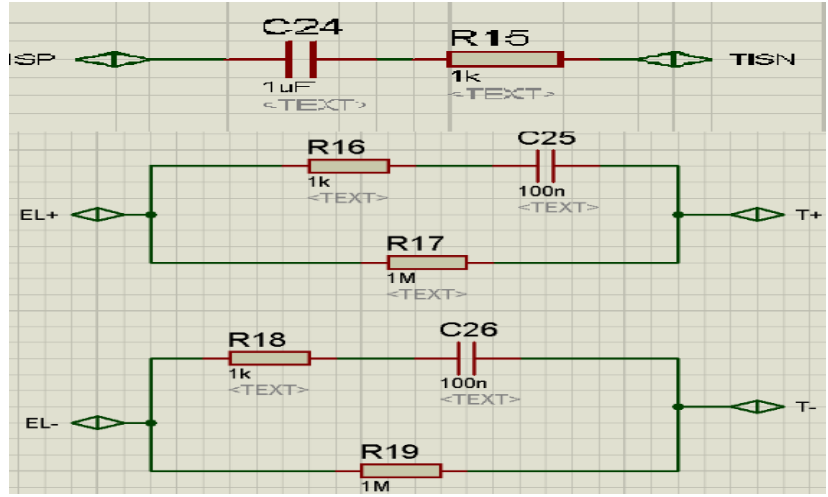
b

Şekil 3.7 Baskı Devre ve Deneyi

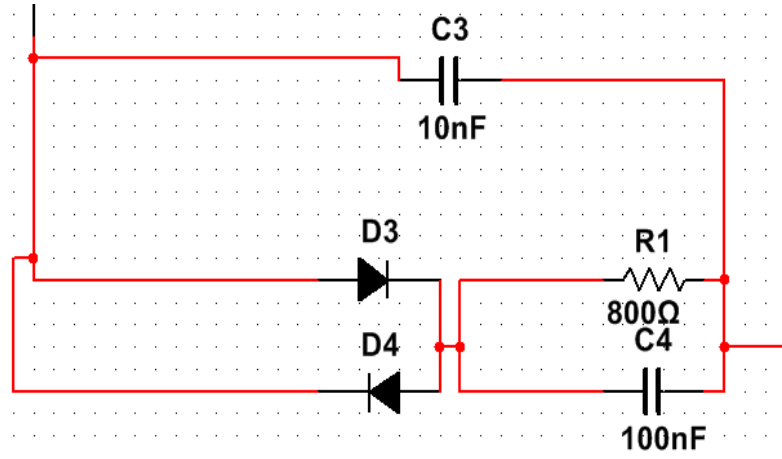
Baskılı devre kontrol kartıyla birlikte denendiğinde, modülasyonu sağladığı görülmüştür. Baskılı devre nöromodülatörler için verici olarak çalışabilecek halde hazırlanmıştır. Bu amaçla programlanan ARM M3 çekirdekli Arduino Due kartı ve LCD ekran kiti ile kumanda sağlanmıştır. Ekran üzerinde Hz ve Duty Cycle değerleri girilerek, istenilen darbe şekli elde edilmiş ve modülasyona tabi tutulacak sinyal girişinden devreye aktarılmıştır. Kontrol sinyali olarak darbe boşluk oranı ve frekansları adaptif olarak ayarlanabilen darbe genişlik modülasyon sinyali kullanılmıştır.

Verici kısmının anten bölümü hariç diğer bölümleri yukarıda gösterildiği gibi tasarlanmış ve teste tabi tutulmuştur. Bu denemelerde hesaplanan ve simülasyonda ölçülen güç değeri 2.5 W iken, devre çıkışında 500 mW görülmüştür. Bunun nedenleri ise NPN transistor üzerinde harcanan gücün kaçak akımının hesaba katılmaması, tasarımın kart üzerinde veri yolu kalınlığı ve elemanların iç dirençlerinin hesaplarda olmaması ve elemanların simülatörde ideal olmasıdır. Uygulanan sinyallerin çoğu daha kablolardan geldiğinde büyük gerilim düşüşlerine uğramıştır.

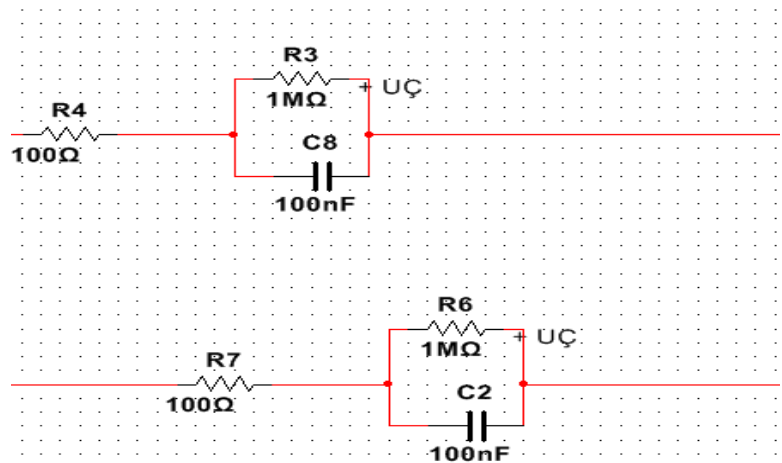
Kullanılan elektrotların eşdeğer devre örnekleri ve simülasyon çıktıları aşağıda (Şekil 3.8 ve Şekil 3.9) gösterilmiştir (Sit 2007) (Merrill 2005) (Fonter 2012).



a

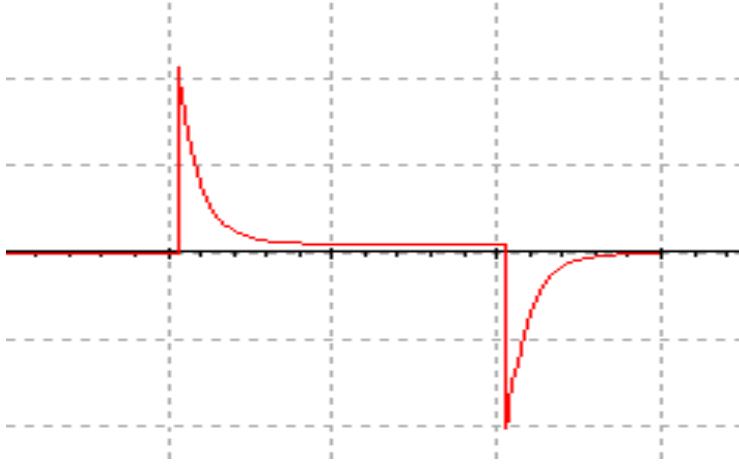


b

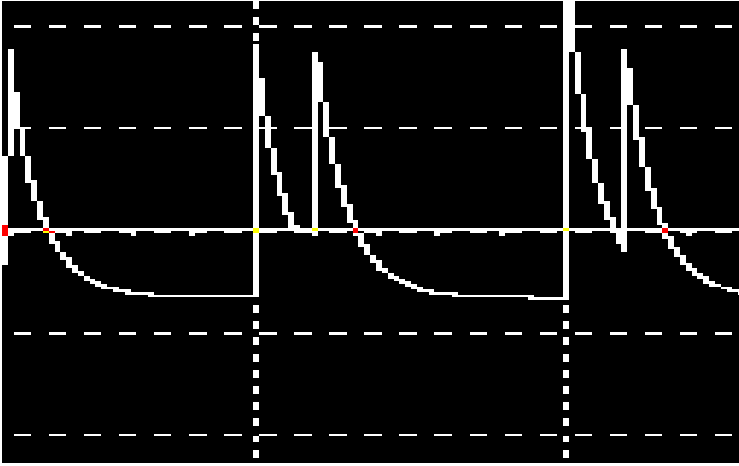


c

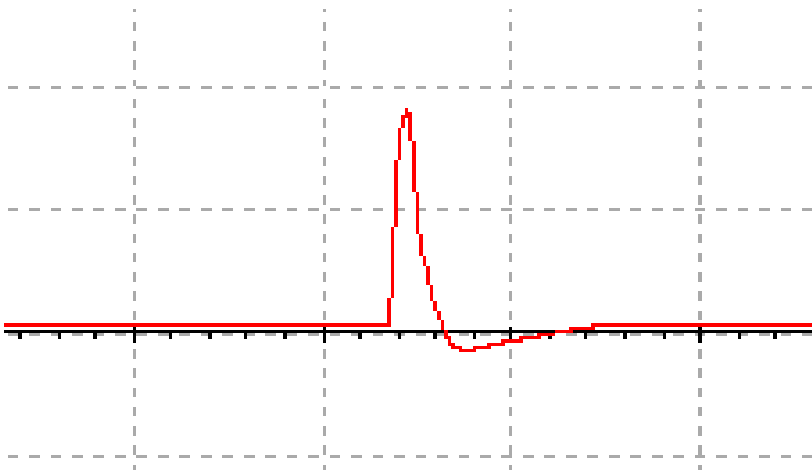
Şekil 3.8 Örnek elektrot eşdeğer devresi



a



b



c

Şekil 3.9 Örnek elektrot eşdeğer devrelerinin simülasyon çıktıları

Şekil 3.8c ve 3.9c’de görülen devre ve simülasyon çıktısı, seçilen EEG elektrotu için en yakın özellikleri barındırmaktadır.

3.2 RF Modüller Kullanılarak Tasarlanan Nöromodülatör

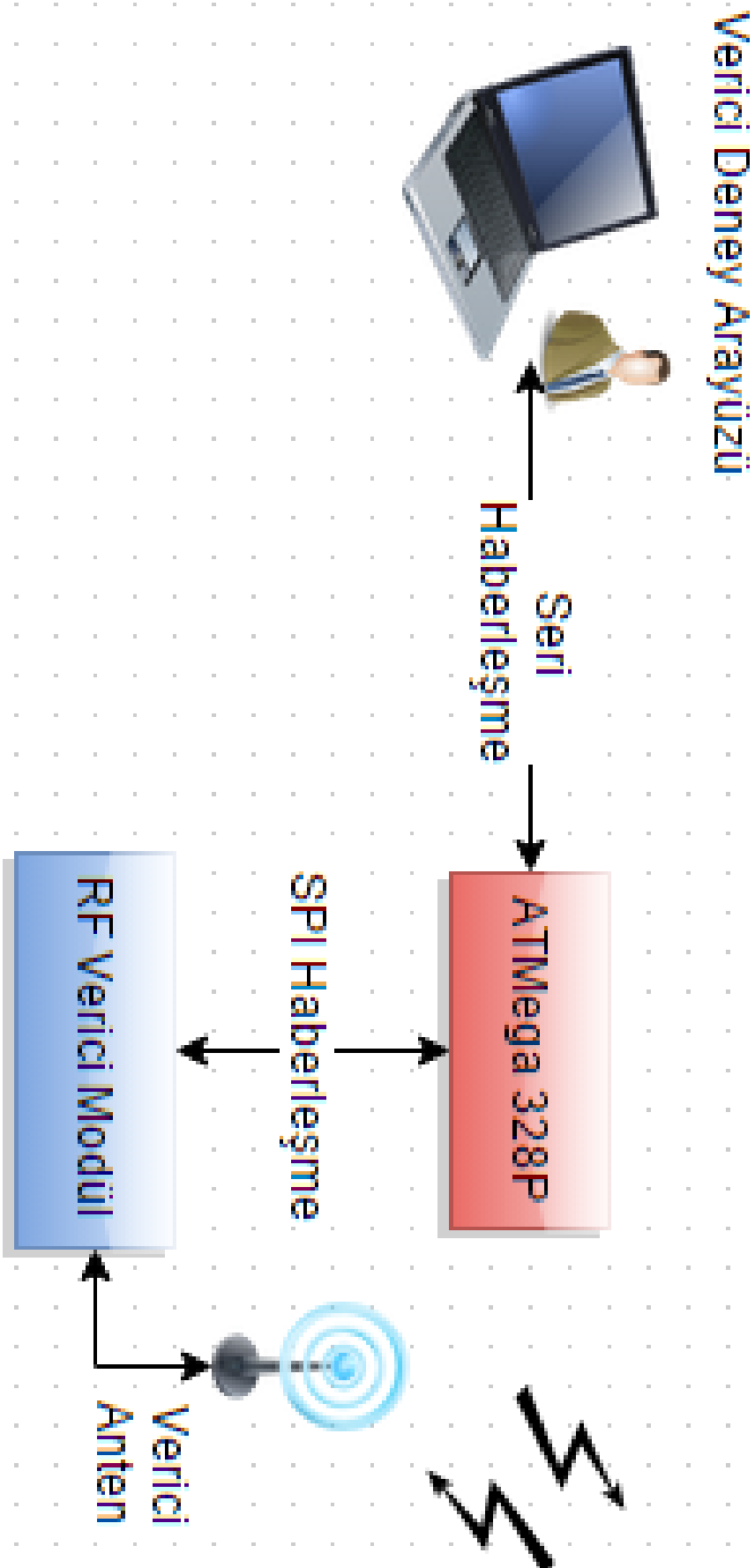
NRF24L01 kodlu 2.4 GHz frekansında haberleşen RF alıcı-verici modülleri yardımıyla haberleşme işlemleri yapılarak, prototip ürün ve deney platformu da ayrıca tasarlanmıştır.

3.2.1 NRF24L01 RF alıcı verici modül

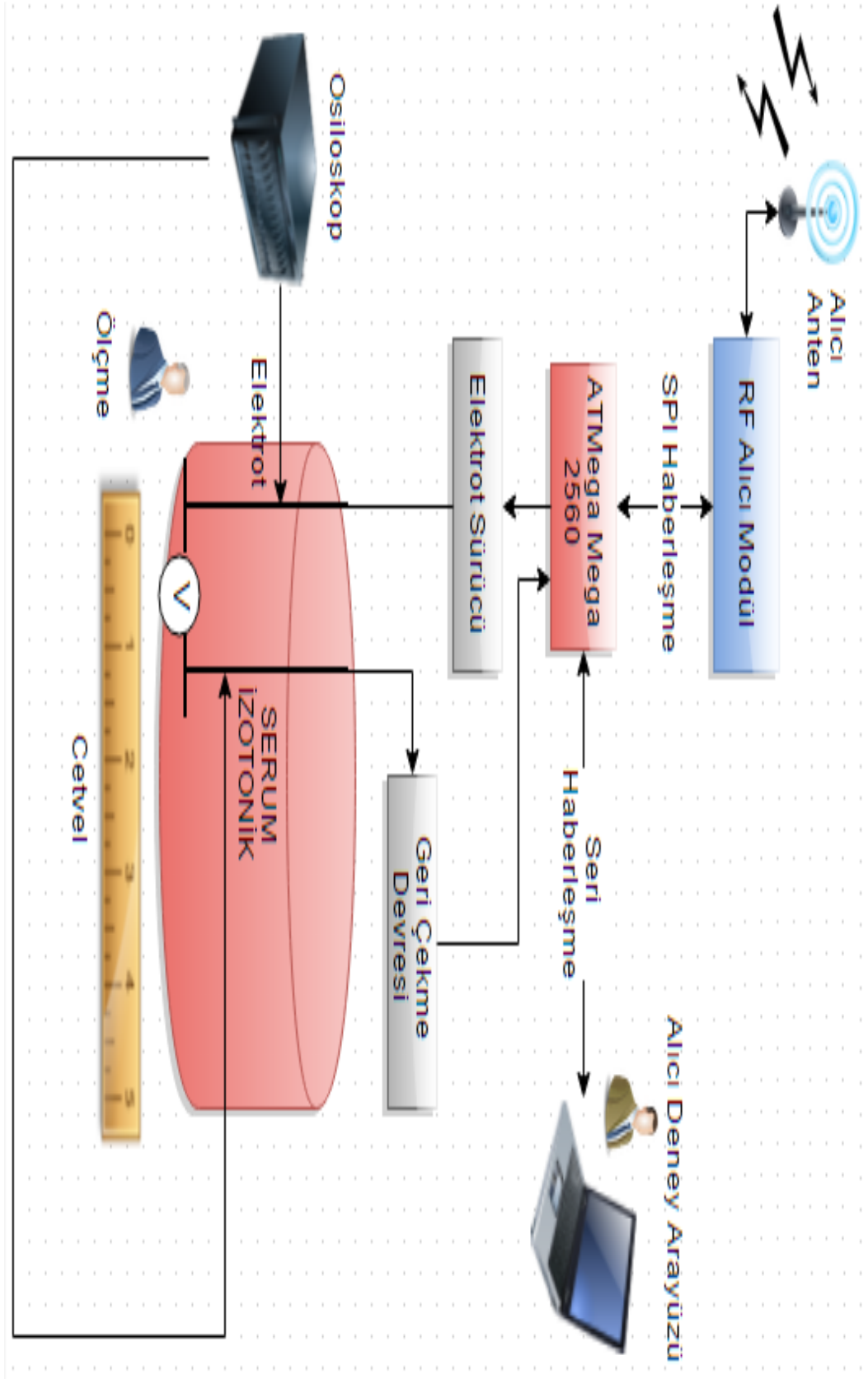
Radyo kontrollü nöromodülatörün sınırları uyartacağı parametreleri uzaktan gönderecek olan verici birim ile alıcı birim arasındaki kablosuz haberleşmeyi en iyi modellemek için, çok yaygın kullanılan NORDIC SEMICONDUCTOR firmasına ait NRF24L01 modülü kullanılmıştır. Bu modül 2.4 GHz (ISM (Industrial Scientific and Medical) bandında) taşıyıcı frekansında haberleşen, düşük güç tüketimli bir cihazdır. SPI kullanılarak NRF24L01 kontrol edilebildiğinden basit bir mikroişlemci bu iş için yeterli olmaktadır. Bu NRF24L01 yongasının üzerindeki saklayıcıların tümüne SPI ile erişilebilir. Böylece kullanım kılavuzunda verilen çalışma kiplerinin seçimi yapılmaktadır.

3.2.2 RF modül ile tasarlanan nöromodülatör deneyi

NRF24L01 RF alıcı verici modülüyle yapılan tasarımda verici ve alıcı kısımda kullanılmak üzere iki adet kontrol yazılımı oluşturulmuştur. Verici kısımda kontrol parametreleri olan darbe genişliği, boşluk süresi, frekans ve darbe uygulanma süresi girişleri yapılmıştır (Şekil 3.11). Alıcı kısımda buna karşılık, dinamik olarak girilen parametreler kablosuz olarak okunmakta ve darbe üretim onayı verildiğinde darbe üretimi başlamaktadır. Üretilen darbeler, biriken yükü geri çeken devre ile birlikte hazırlanmamış, serum izotonik üzerine uygulanmıştır. Geri çekme devresine ihtiyaç olmamasının nedeni uyartımın pozitif (elektrot) ve negatif (toprak) olmak üzere iki adet uç ile yapılması, dolayısıyla sinyalin pozitif uçtan çıkıp, negatif uca geri dönmesidir. Gerçek uyartım elektrotu ile uyartılan serum izotonik üzerinden 1 mm aralıklarla ölçümler alınmış ve darbeler doku üzerine uygulandığında hangi uzaklıkta ne kadar genliğe sahip olacağı belirlenmiştir. Alıcı ve verici yazılımları Ek 6’da, modülün veri yaprağı’da Ek 5’te verilmiştir.

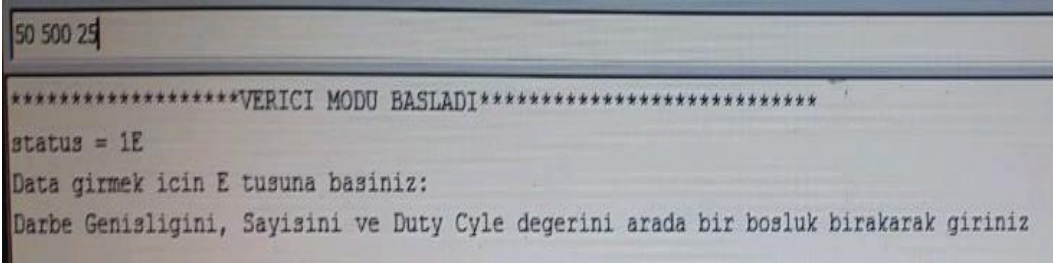


a. Verici

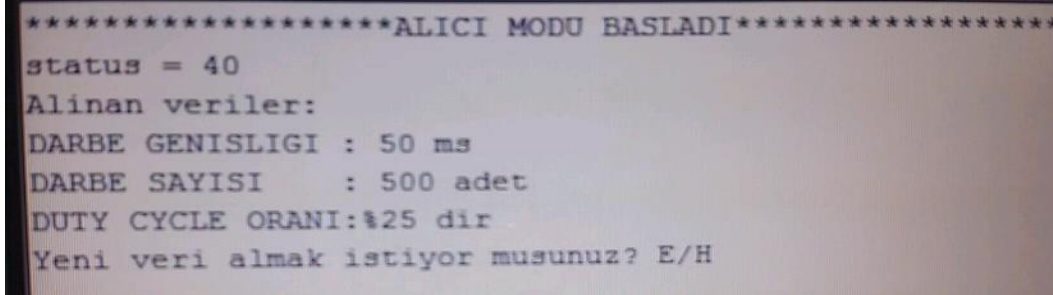


b. Alıcı

Şekil 3.10. RF Modüllü Deney Platformu



a. Verici Ara yüz Yazılımı

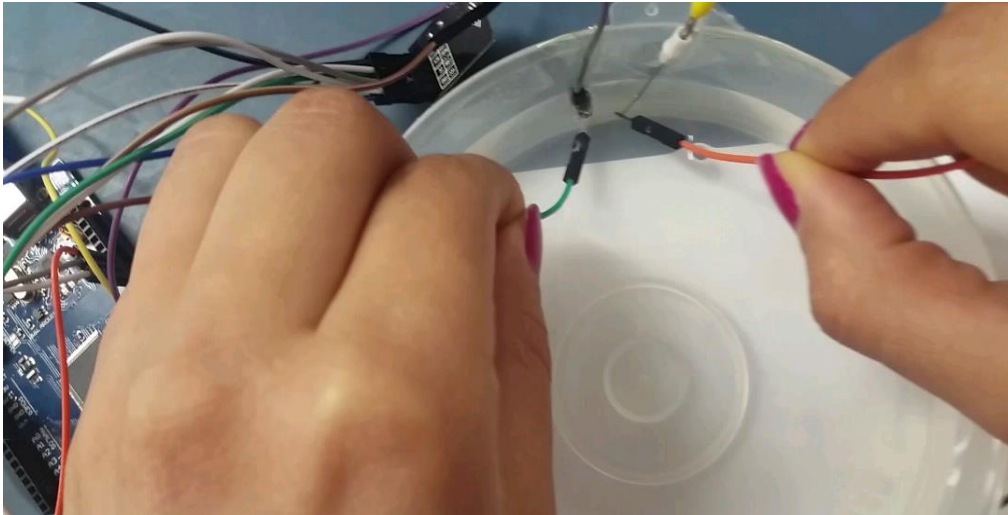


b. Verici Ara yüz Yazılımı

Şekil 3.11. Ara yüz Yazılımları

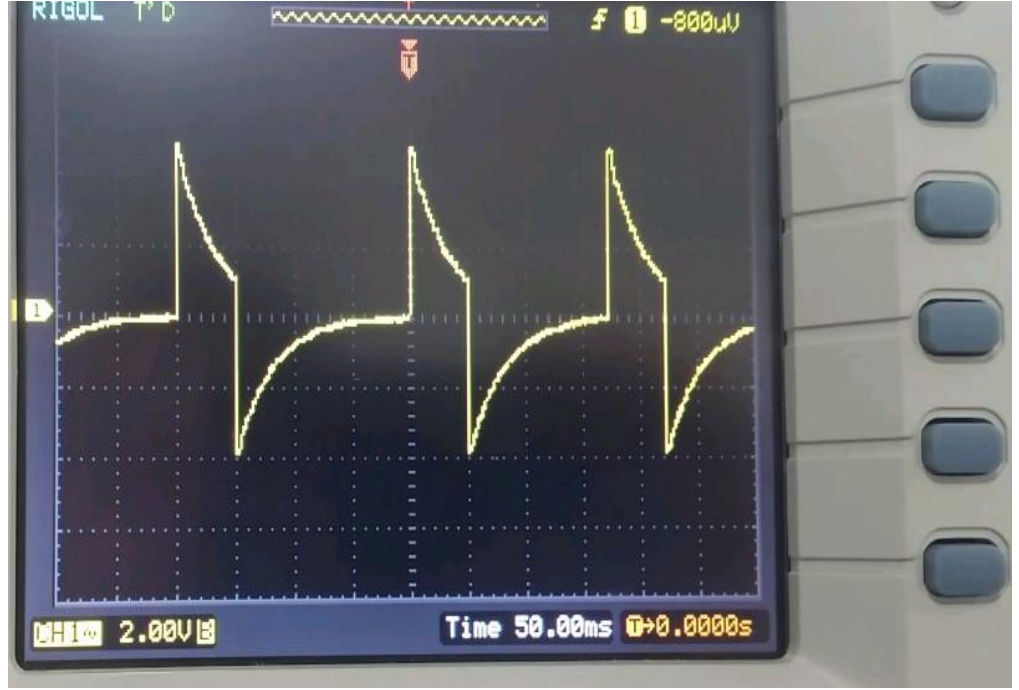
Şekil 3.11a'da ms cinsinden darbe genişliği, toplamda ürettirilecek darbe sayısı ve darbe/boşluk oranı olan duty cycle değerleri girilmektedir. Sonrasında NRF24L01 modüle SPI haberleşmesi ile aktarılıp, gönderim işlemi sürekli tekrar etmektedir. Bu tekrarlar vericiden alıcıya alındı ve doğrulandı mesajı iletilene kadar devam etmektedir.

Vericiden gönderilen veriler, alıcıda ekrana basılarak, yeni veri istenip istenmediği sorulur (Şekil 3.11b). Ardından darbe üretimi otomatik olarak başlar.



Şekil 3.12. Serum İzotonik ve Elektrotlu Deney Platformu

Şekil 3.12’de alıcı kısımda dokuya eşdeğer olan serum izotonik sıvı içerisinde yerleştirilmiş bir adet elektrot ve bir adet toprak pini bulunmaktadır. Gönderilen sinyaller belirli uzaklık aralıklarıyla okunarak, doku üzerinde sinyalin uzaklığa göre değişimi grafiği elde edilmiştir. Bu grafiğin önemi, damara veya deri altına yerleştirilen implantlara ait elektrotların sinirlerin en fazla ne kadar uzağında olabileceğinin belirlenebilmesidir.



Şekil 3.13 Doku Eşdeğer Devresi Osiloskop Çıktısı

Şekil 3.13’de dokunun özellikleri anlaşılmaktadır. Doku seri bir RC devresi gibi davranmaktadır; uyartım noktasından uzaklaştıkça kapasitif etki artacağından ve direnç büyüyeceğinden dolup boşalma darbe formu gitgide genliğini kaybedecektir. Bunu göstermek için belirli uzaklıkta aralıklarda ölçümler alınarak ölçüm yapıldı. İlgili yazılım Ek 6’da verilmiştir.

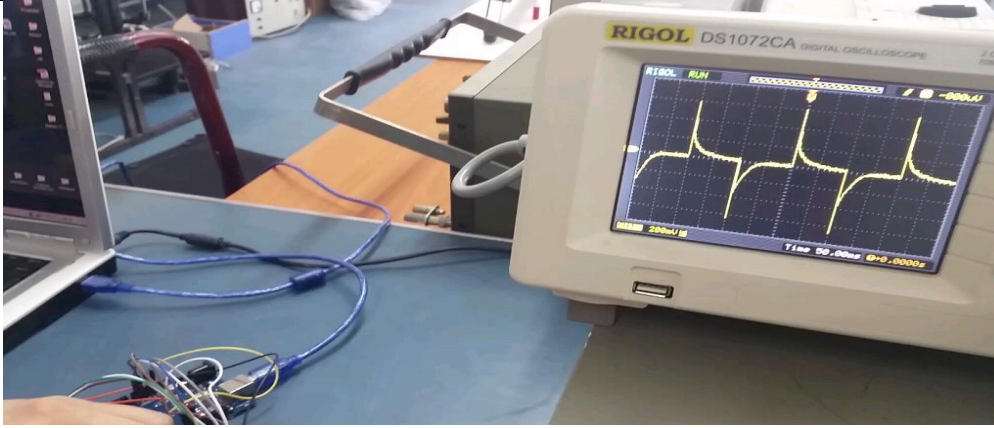
Tablo 3.1. Uzaklık Gerilim Tablosu

1 mm için



2 V

3 mm

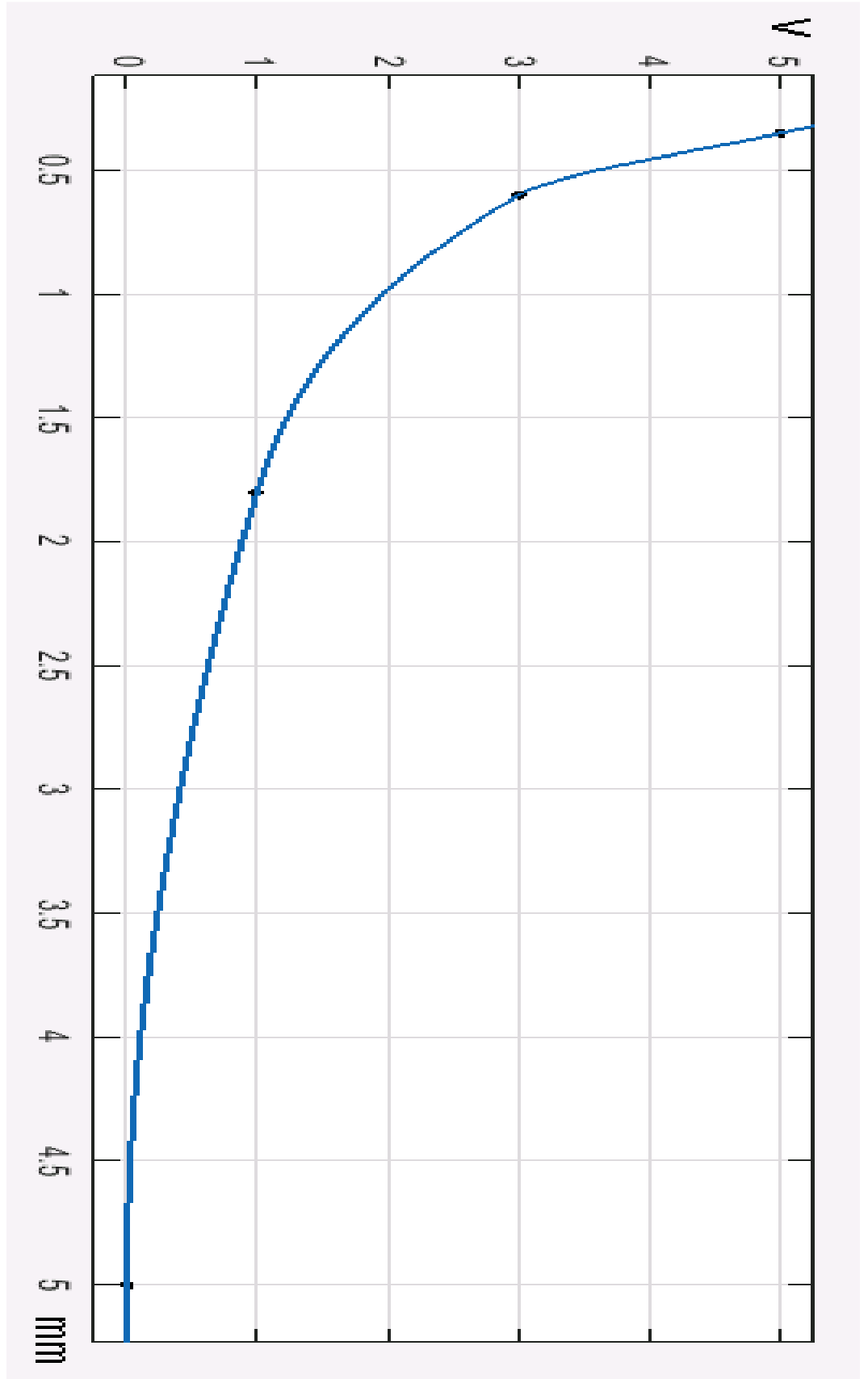


0.6 V

5 mm



0.3 V



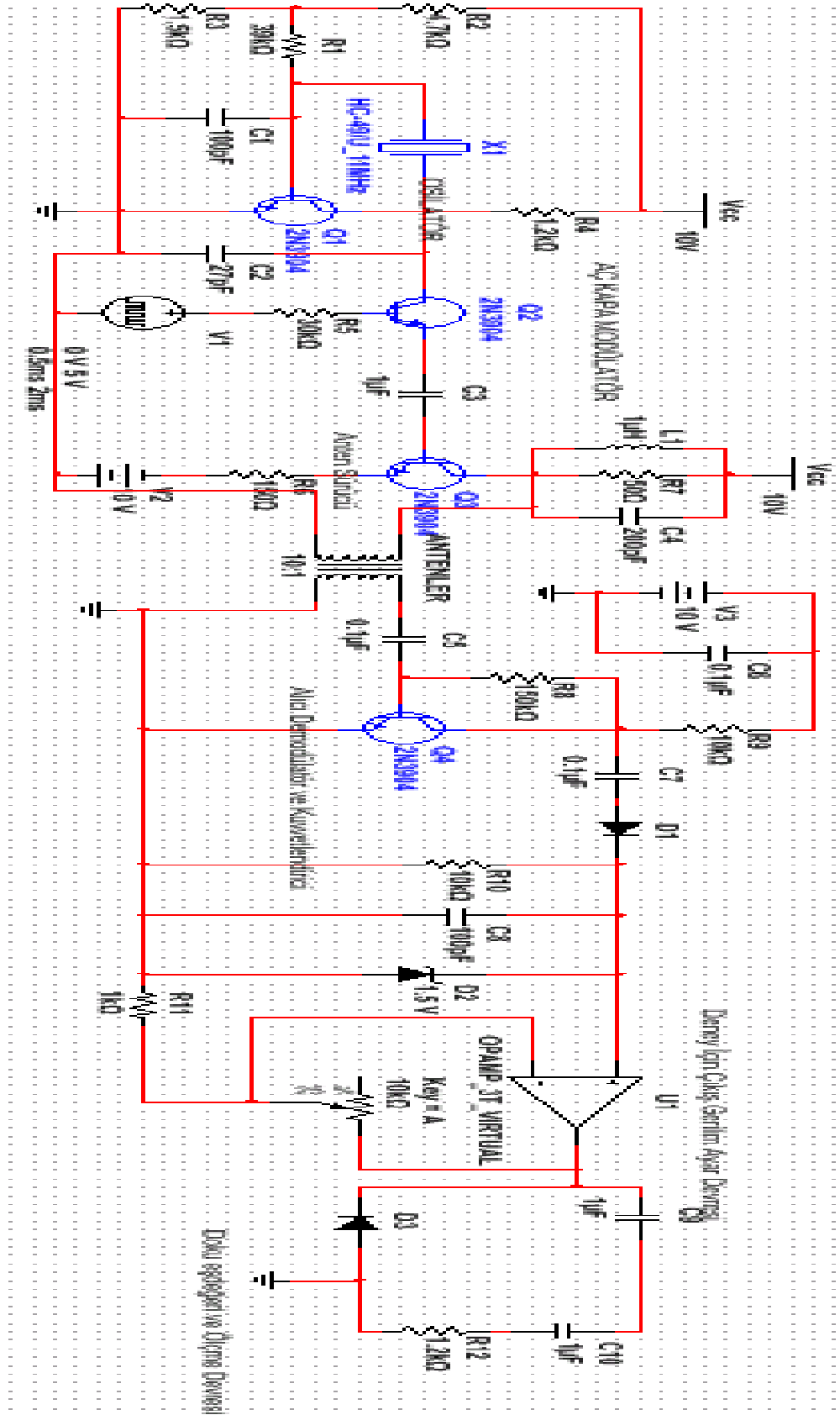
Şekil 3.14. Deney Platformundaki ölçümler V/mm

Gerçekten de doku eşdeğer devresi üzerinde yapılan tahminlere paralel olarak, Tablo 3.1’de gösterilen; alınan ölçümler bir grafikte ifade edildiğinde aşağıdaki (Şekil 3.14) gibi olur.

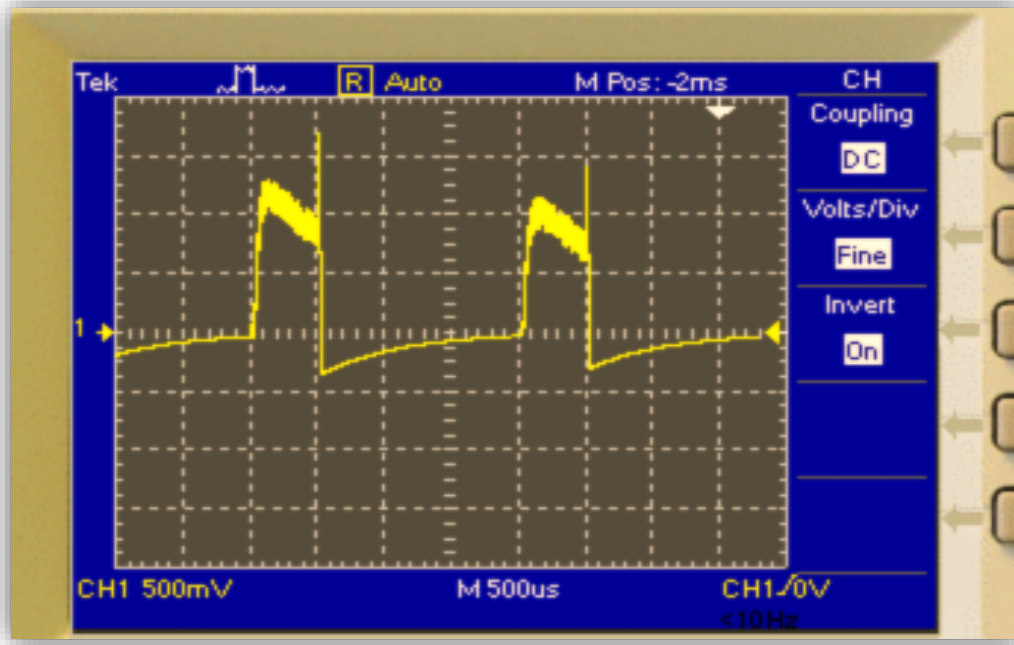
Şekil 3.15’teki grafikte görüldüğü üzere, sinirden uzaklaştıkça uygulanması gereken sinyalin geriliminin artması gerekmektedir. Ancak bu durumda; literatürde açıklanan kriterlere bağlı olarak gerilimin arttırılması, dokunun hasar görmesine neden olmaktadır. Bu nedenle implant edilecek olan elektrotların sinirlerden belirli bir mesafe uzaklıkta olması gerekmektedir. Deney sonucunda göre elektrot sinirden en fazla 3 mm uzakta olmalıdır. Böylece uyarımın 3 mm mesafeye ulaşması, vücuda enjeksiyon ile enjekte edilebilir bir implantın tasarlanabilirliğini ispatlamaktadır.

3.2.3 Küçültülebilir analog nöromodülatör prototipi tasarımı ve deneyleri

Nöromodülatörlerin küçültülebilir olması, implant edilebilirliği açısından çok önemlidir. Ayrıca, eğer nöromodülatör bir batarya yerine, havadan enerjilendirilebilir birime sahipse, o zaman hastaların batarya değişim ameliyatlarına girmelerine gerek kalmayacaktır. Bu amaçla öncelikle küçültülebilir bir nöromodülatör prototipi tasarlanıp, simülasyon verileri incelenmiş ve devre model olarak kurulup, doku eşdeğer devresi üzerinde denenmiştir.



Şekil 3.15. Küçültülebilir Nöromodülatör Tasarımı



Şekil 3.16 Simülâtörde Devrenin Osiloskop Çıktısı

Devre katmanlarıyla incelenecek olursa, sinüs osilatörü, OOK modülatörü, kuvvetlendirici, anten sürücü, antenler, alıcı kuvvetlendiricisi, demodülatör, gerilim ayarlı deney devresi, elektrot ve doku eş değeri olarak ayrılmaktadır.

Osilatör ve modülatör için gereken hesaplamalar ön çalışma devresinde yapılmıştı. C-sınıfı kuvvetlendirici ve RLC devresi AC (Alternate Current) analizi yapılmalıdır. Burada kolektör gerilimi (Şekil 3.17)

$$V_c = V_{cc} - \beta \cdot i_b R_{anten} \cos(2\pi 13.56 \cdot 10^6 t)$$

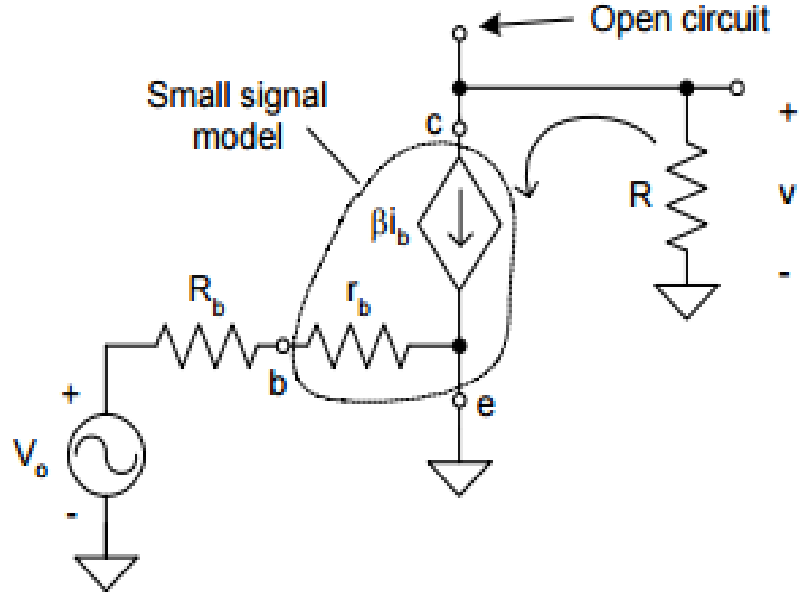
olarak hesaplanır. Baz akımı için ön çalışma bölümünde hesap yapılp, 10 mA olarak bulunmuştu. Formülde 13.56 MHz için katalogdan kolektör akımı 80 mA olarak okunur.

$$\beta = \frac{i_c}{i_b} = 8$$

olarak bulunur ve antenin direnci 50Ω olarak alınırsa, anten üzerindeki gerilim

$$V_{c_{maks}} = 8 - 4 = 4 V$$

olarak bulunur. Şekil 3.19b'deki osiloskop görüntüsünde gerilimin maksimum değeri 2 V olarak ölçülmüştür. Burada teoriden sapma 2 V olarak bulunmuştur. %50 olarak doğruluk payı vardır. Board üzerine amatörce kurulan bir devredeki kayıplar ve modülatör üzerindeki kaçak akım da göz önüne alınırsa sonuç tatmin edicidir.



Şekil 3.17. C sınıfı kuvvetlendiricinin AC küçük sinyal eşdeğer devresi

RLC devre elemanları seçilirken taşıyıcı frekansı, RLC devresinin rezonans frekansı olarak seçilmiştir. Rezonans frekansı hesabı

$$F_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

formülüyle yapılır. Burada L değeri çalışma esnasında hazır bulunan $1\mu H$ bobin ve direncin anten direncine yakın olması amacıyla $R = 50 \Omega$ seçilirse, ihtiyaç duyulan kondansatör değeri

$$C = \frac{1}{4F_0^2\pi^2L} [F]$$

formülüyle hesaplanır. Bu değerler yerine konulursa, $C = 137 \text{ pF}$ bulunur. Standart malzemeler içinden 100 pF olanı yani, en yakını seçilmiştir.

Anten seçimi için

$$\lambda = \frac{300 [m/s]}{frekans [MHz]}$$

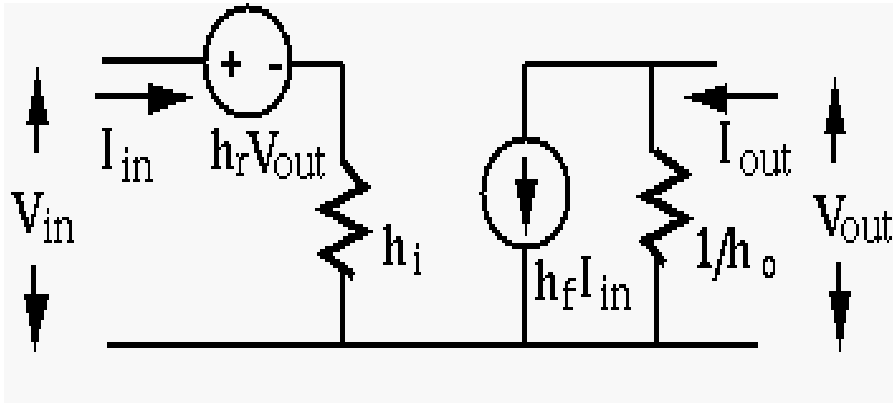
formülü yardımıyla, dalga boyunun ikiye ve kuvvetlerine bölünmesiyle ortaya çıkan uzunluklar kullanılmıştır. Tam dalga anten için 22 m uzunluk gerektiğinden anten olarak kullanılan çubuk radyo antenleri

$$\frac{\lambda}{32} = 0.66 \text{ m}$$

olarak seçilmiştir. Çubuk radyo antenleri 66 cm açılarak anten şartı da sağlanmıştır.

Böylece idealde ve teoride hesaplanan değerlerde oluşan sapmanın nedenlerinden birinin daha kondansatörün seçiminin değerin olmaması olduğu ortaya çıkmıştır. Ayrıca empedans uyumu konusuna deney içinde değinilmemiştir ve devrelerde bulunmamaktadır. Bu da dalgaların geri yansımaya; yani gerilim düşümüne neden olmuştur. %50'lik sapmanın nedenleri böylece tespit edilmiştir.

Alıcı anten için Şekil 3.15'deki devrede olmayan RLC devresi eklenmiştir. Alıcı antenin çıkışında osiloskopta 200 mV civarında bir gerilim okunmuştur. Devamındaki kuvvetlendiricinin hesabı için h eşdeğer (Şekil 3.18) devresinden faydalanılmıştır.



Şekil 3.18. BJT Pi Eşdeğer Devresi

Alıcıdaki kuvvetlendiricide analiz yapmak için DC kaynaklar kısa devre edilmeli, kapasiteler kısa devre kabul edilmeli ve çıkış gerilimi buradan hesaplanmalıdır. Baz akımını bulmak için transistörün giriş direnci olan h_{ie} değerine ihtiyaç duyulmaktadır. Katalogda bu değer 1,5 mA kolektör akımı için 4

$k\Omega$ olarak verilmiştir. Kolektör ile baz arasındaki $150\ k\Omega$ ve kolektör ile batarya arasına bağlanmış olan $10\ k\Omega$ 'luk dirençler toprağa seri olarak bağlanır ve bunlara paralel olarak h_{ie} bulunur. Burada düğüme girin akımların çıkan akımlara eşitliği yazılırsa,

$$i_{anten} = i_b + i_{seri}$$

formülünden hesaplamalar yapılabilir. Burada akımların hesabı için anten gerilimi $50\ \Omega$ 'luk iç direnci yok sayılarak yapılırsa,

$$i_b = \frac{V_{anten}}{h_{ie}} = \frac{200.10^{-3}}{4.10^3} = 50\ \mu A$$

olarak bulunur. Buradan

$$i_c = i_b \cdot h_{fe}$$

denklemlerle kolektör akımını hesaplanabilmektedir. Katalogda h_{fe} değeri 50 olarak verilmiştir. Yerine koyulursa $i_c = 2,5\ mA$ olarak bulunur. Buradan çıkış gerilimi

$$V_0 \cong i_c \cdot R_o \cong 2,5\ V$$

olur. Gerçekte bu değer 1 V civarında simülasyonda ise 1,5 V civarında ölçülmüştü. Sonuçların tutarlılığı sevindirici olmakla birlikte, hataların yüksek olması, kaçak akımın demodülatöre kadar ulaşması ve sinyal filtrelerinin eksikliği devrenin kazancındaki azalmaya ve sapmaya neden olmuştur.

Demodülatör tasarımı aşamasında ise, demodülatör prensibi olarak bilinen

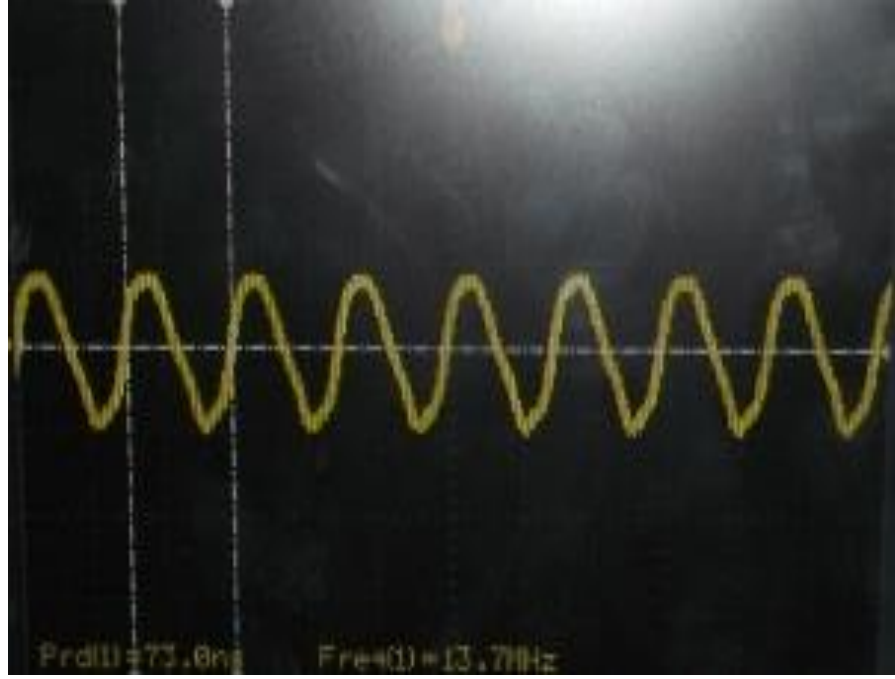
$$\frac{1}{f_m} > RC > \frac{1}{f_c}$$

formülü kullanılarak, $10\ k\Omega$ değerinde direnç için C değeri için

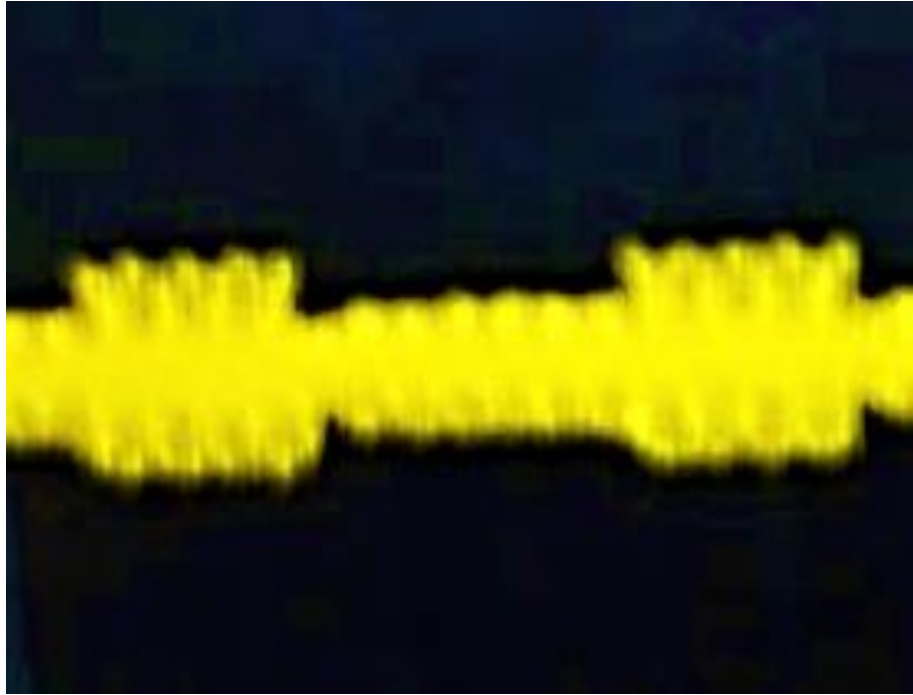
$$500\ pF > C > 7.37\ pF$$

aralığı bulunmuştur. Standart üretilenlerden $100\ pF$ seçimi yapılmıştır.

Simülasyonda demodülatör çıkışında 1,5 V görülmüştür. Ancak hesaplarda bu 1,3 V, gerçek devrede ise 300 mV olarak görülmüştür. Opampli deney düzeneği gerilim değişiminin etkisini görmek üzerine tasarlanmıştır. Ancak bu 300 mV'luk bir giriş sinyali gürültülerden arındıramadığı için düzgün çalışmamıştır. Yerine sökülüp, direkt olarak doku eşdeğer devresine ve sürücüsüne bağlantı yapılmıştır. Burada elektrot için temsili bir kapasite konulmuş, doku için ise seri RC devresi konulmuştur. Devredeki R değeri dokunun Ω olarak direnç değerini C ise kapasitif etkisini temsil etmektedir. Burada 1 mm uzaklık için R değeri yaklaşık 1 k Ω ve kapasite 1 μ F olarak literatürden seçilmiş ve ayrıca önceki bölümde serum izotonik üzerinden bu şekilde olduğu ispatlanmıştır. Böylece doku eşdeğer devresi üzerindeki gerilim demodülatör çıkış gerilimi olarak hesaplanmıştır. Bu ayrıca demodülatörün çıkışında simülatörde 1,5 V gerilim görüldüğü Şekil 3.16'da gösterilmiştir. Gerçekte ise bu gerilim 220 mV olarak ölçülmüş ve darbe şekli de Şekil 3.19d'de gösterilmiştir. Deney düzeneğindeki tüm kısımların adım adım osiloskop çıktıları aşağıda (Şekil 3.19.a-d) sırasıyla gösterilmiştir.



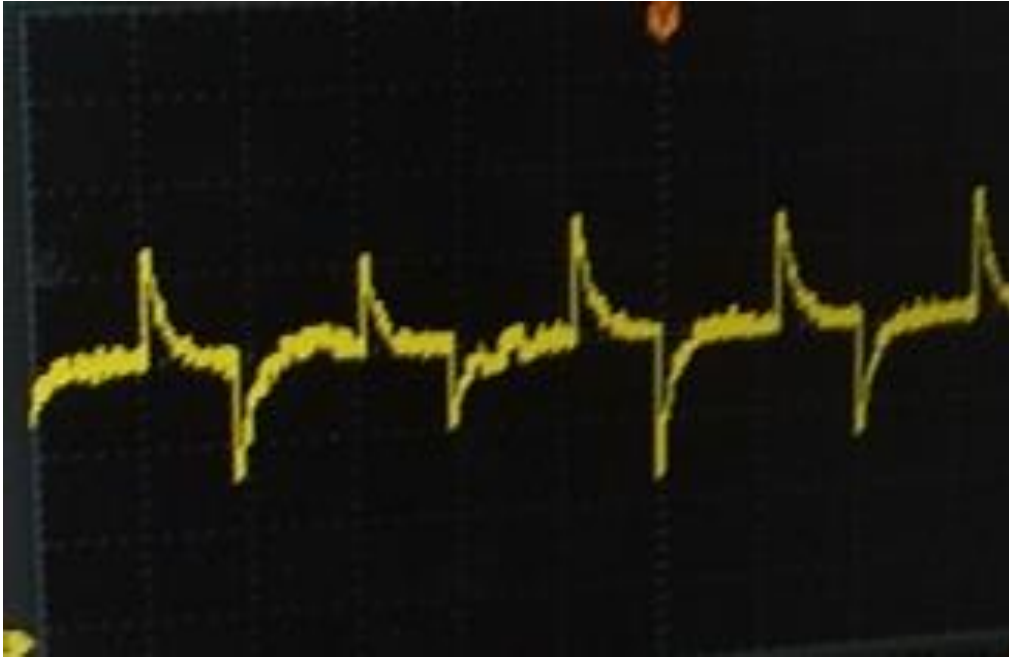
a. Osilatör Çıkışı



b. Verici Anten Sinyali

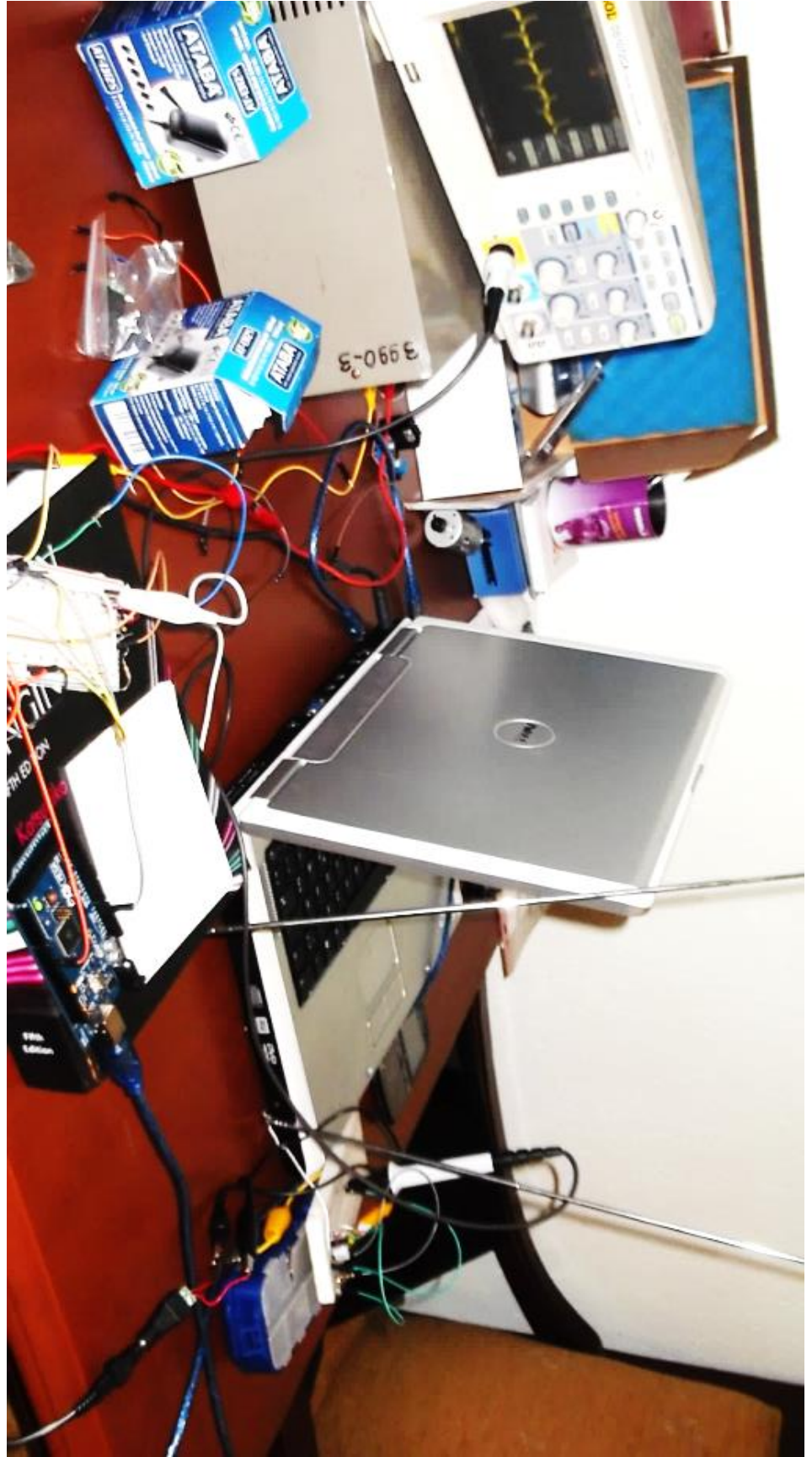


c. Alıcı Anten Sinyali



d. Doku Eşdeğeri Üzerindeki Sinyal

Şekil 3.19. Deney Devresi Üzerindeki Osiloskop Ölçümleri.



Şekil 3.20. Tüm deney düzeneği

Yapılan devrenin simülasyon, analiz ve gerçekleştirme hata oranlarını bağıl olarak hesaplayacak olursak;

$$n_{\frac{\text{simülasyon}}{\text{gerçek}}} = \frac{0.12}{1.5} \cong \% 80$$

$$n_{\frac{\text{analiz}}{\text{simülasyon}}} = \frac{0.2}{1.5} \cong \% 13$$

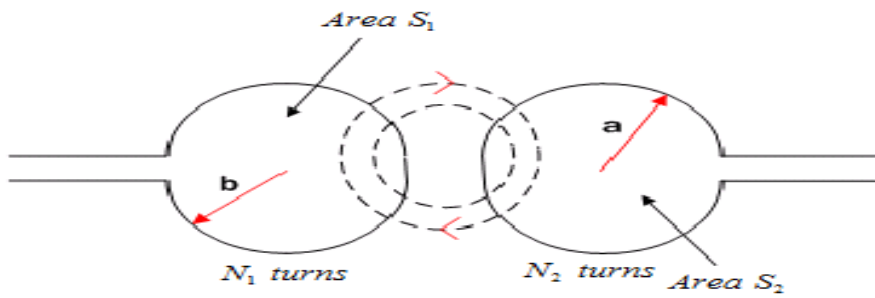
$$n_{\frac{\text{analiz}}{\text{gerçek}}} = \frac{1}{1.3} \cong \% 76$$

olarak bulunur.

3.3 Tez Kapsamında Yapılan Diğer Çalışmalar

3.3.1 Kablosuz enerji transferi çalışmaları

Bu bölümde testlerde elde edilen verilerden de bahsedilecek olup sonrasında yapılan deneyler ve hesaplar anlatılacaktır. Sistemin çalışması için Tablo 2.1’de belirtilen en az %0.4-%1 arası verimin elde edilmesi gerekmektedir. Güç aktarımının en verimli ve en küçük boyutta tasarıma uygun olarak yapılabilmesi için mutual inductance (ikili endüktans) (Şekil 3.21) yöntemiyle gerçekleştirilmesi gerektiği literatür çalışmalarından anlaşılmaktadır.



Şekil 3.21. İkili Endüktans Şeması

Burada ikili endüktans

$$M_{21} = \frac{B(I_1)N_2A_2}{I_1} = \frac{\mu_0 N_1 b^2}{2(R^2 + b^2)^{\frac{3}{2}}} (N_2 \pi a^2)$$

formülüyle hesaplanabilir. A sarmal alanı N'ler sarım sayısı, I'lar akımlar, R bobinler arası uzaklık, a ve b ise yarıçaplardır. Kuplaj faktörü

$$k = \frac{M}{\sqrt{L_1 L_2}} \quad (0 \leq k \leq 1)$$

olarak hesaplanır. Buradan k R'ye bağlı olarak hesaplanırsa

$$k(R) \cong \frac{a^2 b^2}{(R^2 + b^2) \sqrt{ab}} \quad (b \geq a)$$

formülü elde edilir. Bu k kuplajına bağlı endüklenen gerilimin hesabı ise

$$V_2 = \frac{d\Psi_2}{dt} = -\frac{d}{dt} \int B(I_1) ds_2$$

şeklinde olur. Verilen gerilim ile endüklenen gerilim fazörlerle ifade edilirse formüller

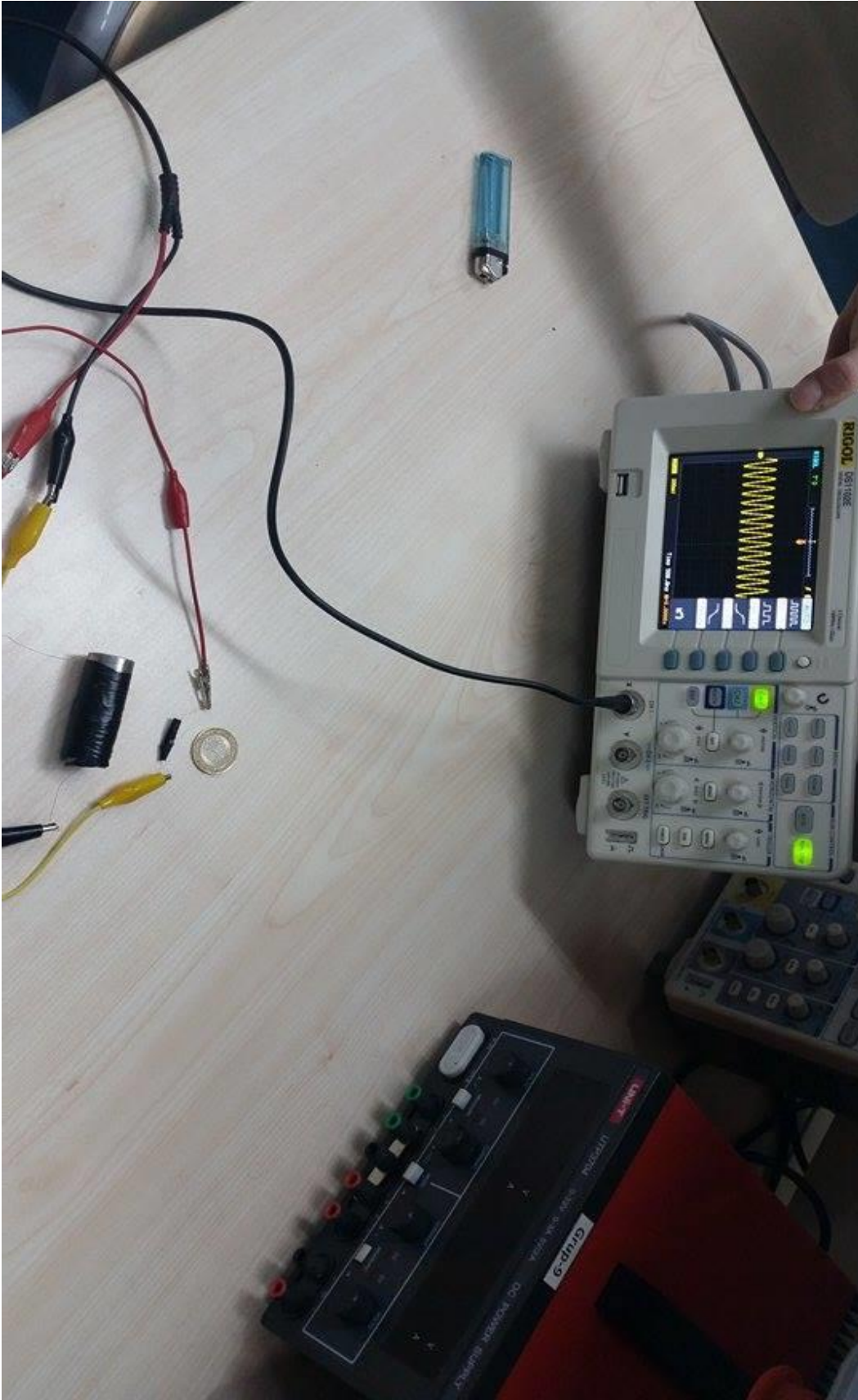
$$V_2 = j\omega M i_1 - j\omega L_2 i_2 - i_2 R_2 = \frac{j\omega M i_1}{1 + \frac{j\omega L_2 + R_2}{R_L}}$$

haline gelir. Kalite faktörü

$$Q = \frac{1}{\frac{R_2}{j\omega L_2} + \frac{j\omega L_2}{R_L}} = \frac{\omega R_L R_2}{R_L R_2 + \omega^2 L_2^2}$$

olur. Bu denklemlerin hepsine tek tek değer koyarak elle hesap yapmak çok uzun sürdüğünden MATLAB yardımıyla gereken bobin değerleri (Ek 2) hesaplanmıştır.

MATLAB hesaplarıyla alıcı bobin 3mm çapında, 15mm uzunluğunda ve 21 sarımdan oluşmaktadır, endüktansı 1 μ H olarak hesaplanmıştır. Verici bobin 20 mm çapında 50 mm uzunluğunda ve 41 sarımdan oluşmaktadır, endüktans değeri 53 μ H olarak hesaplanmıştır. Yazılımda bobinler arası uzaklık girildiğinde ayrıca kuplaj faktörünü endüklenen gerilimi de hesaplamaktadır. Burada kuplaj faktörü $k=0.02$ ve ortak endüktans 90 μ H olarak hesaplanmıştır. Bu değerler 113S080 projesi kapsamında tasarlanacak olan kablosuz enerji transferi bobini için önceden belirlenmiş kıstasları sağlamaktadır. Yukarıdaki hesaplara göre elle sarılan iki bobin Şekil 3.22'de görülmektedir.



Şekil 3.22. MATLAB programıyla hesaplanan bobinler

4. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

Yapılan iki deneyin sonuçlarına bakılacak olursa, hazır modüllerle yapılan nöromodülatörün daha kararlı ve doğru, sıfırdan tasarlananın ise hatalı ve verimsiz olduğu görülmüştür. Bu nedenle nöromodülatör gibi hassas bir cihazın tasarımı profesyonel donanım kullanarak, küçültülebilir formatta yani analog elle tasarlanan şekilde tasarımı yapılmalıdır. Böylece hatalar ve verim arttırılıp, hazır modüllü deney sonucuna benzer aynı zamanda da insan vücuduna implant edilebilir bir cihaz yapılabilir. Şekil 3.14'te verilen grafikte 1,5 V gerilim için uzaklık yaklaşık olarak 1.25 mm olarak gösterilmişti. Bu değer simülasyon çıkışı ve hesaplarla örtüşmektedir. Ancak gerçek deney devresinde sanki doku eşdeğer devresi 3mm uzaklıktaymış gibi davranmaktadır. Bu da doku direncinin yaklaşık 3 k Ω olduğu anlamına gelmektedir. Ancak devre üzerinde bu değer 1 k Ω 'dur.

Hazır modüllü deney ile tasarlanan AM modülasyonlu devrenin ile tasarlanan deney sonuçlarını karşılaştırmak için bu deneyin simülasyon sonucundaki gerilimler karşılaştırılacak olursa ve analog tasarımlı devrenin RF modüllü devreye göre hata oranı

$$\eta_{\frac{AM_{sim}}{RF_{modül}}} = \frac{0.5}{2} = \% 40$$

olarak bulunur. Buradaki verilere göre simülatör üzerinde bile hata % 40 olması, yonga devrelerin, nöromodülatör tasarımı için gerekliliğini gösterir niteliktedir. Ancak küçültülebilir ve sağlığa daha az etki eden tasarım için AM modülasyonlu devre daha rdürz olacaktır. Tek ihtiyaç ise devrelerin yongalar üzerine çizilmesidir.

Ayrıca gerçekte yapılan iki deneyin sonuçları karşılaştırılırsa Şekil 3.19d ile Şekil 3.13'teki darbe şekillerinin birbirine benzerliği ortaya çıkmaktadır. Bu da yapılan deneylerin sonuçlarında elde edilen sinyallerin ve darbe şekillerinin, nöromodülasyon işlemi yapabileceğini doğrular niteliktedir.

Güç aktarım konusunda yapılan çalışmada, bobinlerle yapılan deney 3 MHz için aktarılan gerilim oranı %1,7 civarında çıkmıştır. Uygulanan 3 MHz 20 V sinüs gerilime karşılık alıcı bobin üzerinde 350 mV 3 MHz sinüs gerilim endüklendiği görülmüştür. Bu da 13.56 MHz'de aynı şartlarda Ek 2'de verilen MATLAB teorik hesaplarına göre %7'ye yakın verim elde edileceğini kanıtlar niteliktedir.

Profesyonel malzemeler ve metotlar kullanılarak, RF kontrollü nöromodülatör tasarımının Şekil 2.2’de verilen şemaya göre yapılabilir olduğu gösterilmiştir. İnsan vücuduna elektromanyetik sinyallerin zararı konusunda

SAR (Specific Absorbtion Rate) hesabı Ek 3’te yapılmıştır. Alınan sonuçlar RF modüle göre daha düşüktür.

Güç tüketimleri konusunda Ek 4’te hesaplamalar yapılmıştır. Güç tüketimlerinin makul seviyelerde olduğu görülmüştür.

5. GELECEK ÇALIŞMALAR

RF kontrollü nöromodülatör tasarımı için yapılan çalışmaların doğrultusunda tasarlanan devreler, nano teknoloji kullanılarak bir yonga üzerinde gerçekleştirilebilir, intravasküler kanallardan enjektör ile enjekte edilebilir hale getirilebilir. Ayrıca güç aktarımı konusunda yapılan bobinler profesyonel imkanlarla yapılırsa yüksek verimde, daha uzun mesafeli güç aktarımları sağlanabilir haldedir.

Bu çalışmadaki yaklaşımlar ile kablosuz implant edilebilir, havadan enerjilendirilebilir sensorların tasarımında da değerlendirilecektir.

Nanoteknoloji alanında da çalışmalar yapılabilir. Tüm devre elemanlarının, elektrotların, antenlerin nanoteknolojiyle tekrar üretilmesiyle, belki gözle bile görülemeyen boyutta nöromodülatör yapılabilme imkanını göz önüne koymaktadır.

Ayrıca tıp alanında, kopan sinirlerin ya da ezilen yerine nöromodülatör benzeri cihazlar ile sinyallerin tekrar kuvvetlendirilip iletilmesi amaçlı tasarımlarda da benzer yaklaşımlar kullanılacaktır.

Gelecekte birçok uygulamada nöromodülasyonu kullanılacağı konusunda şüphe yoktur.

KAYNAKLAR DİZİNİ

- Ahmadi M. M. et al.** “A Wireless-Implantable Microsystem for Continuous Blood Glucose Monitoring” IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL CIRCUITS AND SYSTEMS, VOL. 3, NO. 3, JUNE 2009 169
- Colyer, E.** “Peripheral Nerve Stimulator” (1969) United States Patent 3,612,060
- Daniel R. Merrill et al.** “Electrical stimulation of excitable tissue: design of efficacious and safe protocols”, Journal of Neuroscience Methods 141 (2005) 171–198
- Greenbaum, Elias S.; David Zhou.** “Implantable Neural Prostheses 1: Devices and Applications” Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering. Berlin: Springer. ISBN 0-387-77260-X 2009
- Hallett M.** "Transcranial magnetic stimulation and the human brain". Nature 406 (6792): 147–50 July 2000
- Hannan A., Mutashar S., Samad A., Hussain A.** “Energy harvesting for the implantable biomedical devices: issues and challenges” et al. BioMedical Engineering OnLine 2014, 13:79
- House WF, Urban J.** "Long term results of electrode implantation and electronic stimulation of the cochlea in man". Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. **82** (4): 504–17. 1973
- Ji-Jon Sit et al.** ”A Low-Power Blocking-Capacitor-Free Charge-Balanced Electrode-Stimulator Chip With Less Than 6 nA DC Error for 1-mA Full-Scale Stimulation”, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL CIRCUITS AND SYSTEMS, VOL. 1, NO. 3, SEPTEMBER 2007
- Kringelbach ML, Jenkinson N, Owen SL, Aziz TZ.** "Translational principles of deep brain stimulation". Nat. Rev. Neurosci. 8(8): 623–35 August 2007.
- L. Patricia, M.D. et al.** “Electrical Stimulation Of The Subthalamic Nucleus In Advanced Parkinson’s Disease” (1998) Vol. 339, Num. 16, The New England Journal of Medicine.
- Lovell N.H., Morley J.W., Chen S.C., Hallum L.E., Suaning G.J.** "Biological-machine systems integration: engineering the neural interface". Proceedings of the IEEE 98 (3): 418–431 March 2010.
- M.B.A. Fontes,** “Electrodes for bio-application: recording and stimulation”, 8th Ibero-American Congress on Sensors (Ibersensor 2012)

KAYNAKLAR DİZİNİ(devam)

Medtronic. Minneapolis, MN, U.S.A

Melzack R, Wall PD. "Pain mechanisms: a new theory". Science 150 (3699): 971–9. November 1965

Olivo J. et al. “Energy Harvesting and Remote Powering for Implantable Biosensors”, IEEE SENSORS JOURNAL, VOL. 11, NO. 7, JULY 2011

Panescu D. Implantable neurostimulation devices. IEEE Eng Med Biol Mag 2008; Sept/Oct: 100-105.

Pape T, Rosenow J, Lewis G, Ahmed G, Walker M, Guernon A, Roth H, Patil V. “Repetitive transcranial magnetic stimulation-associated neurobehavioral gains during coma recovery”, Brain Stimul, 2(1):22-35. Epub 2008 Oct 23

Peckham PH, Knutson JS. Functional electrical stimulation for neuromuscular application. Annu Rev Biomed Eng 2005; 7: 327-60.

Pezaris JS, Reid RC. "Demonstration of artificial visual percepts generated through thalamic microstimulation". Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A. 104 (18): 7670–5. May 2007

Thomson S. “A Brief History of Neuromodulation” President, International Neuromodulation Society, 2009 – 2015 Basildon & Thurrock University Hospital, U.K. Sept 16, 2010

Tucker C.A. et al. “Efficient wireless power delivery for biomedical implants”, Published in IET Wireless Sensor Systems, doi: 10.1049/iet-wss.2011.0168

Warren J., Nelson J. "Pacemakers and ICD pulse generator circuitry". In Ellenbogen KA, Kay GN, Wilkoff BL. Clinical cardiac pacing and defibrillation (2nd ed.). Philadelphia: WB Saunders. pp. 194–216. 2000

Weiland J.D., Humayun M.S. "Visual prosthesis". Proceedings of the IEEE **96** (7): 1076–84. July 2008

Yuan, F. “CMOS Circuits for Passive Wireless Microsystems”, DOI 10.1007/978-1-4419-7680-2_2, Springer Science Business Media, LLC 2011

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Mücahid Candan

Doğum tarihi : 06.10.1989

Doğum yeri : Bursa (TR)

Adres : İnönü mah. 977 sok. No:8 D:1 Bornova/İzmir Türkiye

Telefon :(+90) 5363293955

E-mail : mucahidcandan@gmail.com

Eğitim :

- 2007–2011 Uludağ Üniversitesi Elektronik Mühendisliği
Bölümü CGPA: 2.83/4
- 2003–2007 Bursa Malcılar Lisesi Grade: 4.98/5

Çalışmalar :

- M. Candan, E. Uyar, N. Akçura and S. Arıkan et. all, Modeling,
Simulation and Cascade Navigation Control of a Prototype Cargo Vessel
at VIII Triennial International Conference “Heavy Machinery-HM
2014”, Zlatibor, Serbia 24-28 June 2014 D1-6
- M. Candan, E. Uyar, E. Yavuz ve N. Akçura, Düzlemsel Elektro-
Pnömatik Robot Tasarımı ve Kontrolü HPKON 2014 ULUSLAR ARASI
KATILIMLI VII. ULUSAL HİDROLİK PNÖMATİK KONGRESİ ve

SERGİSİ 22-25 Ekim 2014 Askeri Müze ve Kültür Sitesi İstanbul-Türkiye

- M. Candan, E. Uyar, N. Akçura ve E. Yavuz, 3 Eksenli CNC Makine Tasarımı ve Kontrolü, TOK2014 2014 OTOMATİK KONTROL ULUSAL TOPLANTISI, Kocaeli Üniversitesi, Umuttepe Yerleşkesi, Kocaeli, Türkiye 11-13 Eylül 2014 16 Sf:71
- M. Candan, N. Akçura, E. Uyar ve E. Yavuz Çevre Haritalandırma ve Obje Geçme Algoritması Entegreli Bir Mobil Aracın Bulanık Mantık ile İç Mekan Navigasyonu TOK2014 2014 OTOMATİK KONTROL ULUSAL TOPLANTISI, Kocaeli Üniversitesi, Umuttepe Yerleşkesi, Kocaeli, Türkiye 11-13 Eylül 2014 122 Sf:114
- M. Candan, N. Akçura, E.Uyar and E. Yavuz, ““Remote Controlled Electro-Pneumatical Climbing Robot For Cleaning Of Skyscrapers”, International Journal of Computer and Information Technology (ISSN: 2279 – 0764), Volume 04– Issue 02, March 2015
- Düzlemsel Elektro-pnömatik Manipülatör Tasarımı ve Kontrolü (MÜHENDİS ve MAKİNA Dergisi MART 2015 Sayı:662 ISSN 1300-3402)

EKLER

Ek 1 Nöromodulator Verici Kontrol ve Telemetry Yazılımı

Ek 2 MATLAB Bobin Hesaplama Yazılımı

Ek 3 Sar Değeri Hesabı

Ek 4 Güç Tüketimlerinin Hesabı

Ek 5 RF Modülün Veri Yaprakının Özeti

Ek 6 RF Modüllü Deney Yazılımları

Ek 1 Nöromodülatör Verici Kontrol ve Telemetry Yazılımı

```
#include <DueTimer.h>
#include <LiquidCrystal.h>
#include <SPI.h>
#include <ADF4350.h>
#define COM_PIN 10 // sets pin 10 to be the slave-select pin for PLL
ADF4350 PLL(COM_PIN); // declares object PLL of type ADF43(50/51). Will initialize it
below.
float Td=0, Tp=0, freq=0, potmax1=790, potmax2=740, Tb;
float dc=0, hzmax=100, k_f=0;
int lcd_freq=0, lcd_Td=0, Tb_delay=0;
LiquidCrystal lcd(8,9,4,5,6,7);
void ZamanKesmesi()
{
    int sensorValue1 = analogRead(A1);
    int sensorValue2 = analogRead(A2);
    //Serial.println(sensorValue1);
    if (sensorValue2<3)
    {   sensorValue2=3;   }
    dc=sensorValue1/potmax1; // duty cycle= okunan pot değeri/ maksimum pot değeri
    k_f=sensorValue2/potmax2; // frekans katsayısı= Okunan pot değeri/Maksimum pot
    değeri
    freq=k_f*hzmax; //Frekans=Maximum Frekans * frekans katsayısı
    Tp=1000/freq; // Periyot=1/Frekans   ms birimi
    Td=dc*Tp; // Darbe süresi= DutyCycle*Periyod ms
    Tb=Tp-Td; // ms cinsinden boşluk süresi
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("FREKANS= ");
    //lcd.setCursor(9,0);
    lcd_freq=floor(freq);
    if(freq<100)
    {
        lcd.print(lcd_freq);
        lcd.print(" ");
    }
    else
    lcd.print(lcd_freq);
    lcd.setCursor(14,0);
    lcd.print("Hz");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("DARBEGEN= ");
    lcd_Td=floor(Td); // ekransda ms olarak yazdırmak için
    if(lcd_Td<100)
    {
        lcd.print(lcd_Td);
        lcd.print(" ");
    }
    else
    lcd.print(lcd_Td);
    Tb_delay=floor(Tb);
```

```

    lcd.setCursor(14,1);
    lcd.print("ms");
}

void setup()
{
    Serial.begin(9600);
    lcd.begin(16, 2);
    Timer3.attachInterrupt(ZamanKesmesi);
    Timer3.start(1000000); // 1000ms kurduk
    SPI.begin();          // for communicating with DDS/PLLs
    SPI.setClockDivider(4); // 42 mhz
    SPI.setDataMode(SPI_MODE0);
    delay(500); // give it a sec to warm up
    PLL.initialize(403, 42); // initialize the PLL to output 400 Mhz, using an
    PLL.setRfPower(3);
}

void loop()
{
    PLL.rfEnable(1);
    delay(Td);

    PLL.rfEnable(0);
    delay(Tb);
}

```

Ek 2 MATLAB Bobin Hesaplama Yazılımı

```
% Bobin hesaplama programı
durum=0;
while(~durum)
clear;clc;
mu0=4*pi*10^-7;
disp('*****
');
disp('*****VERİCİ BOBİN HESABI*****');
disp('*****
');
rt=input('- Bobinin yarı çapını giriniz (mm) : ');
dt=input('- Bobinin tel kalınlığını giriniz(mm): ');
Nt=input('- Bobinin sarım sayısını giriniz : ');disp('');
rt=rt/1000;dt=dt/1000;
Lt=mu0*Nt^2*rt*log(2*rt/dt);
dispval(Lt);disp('');
disp('*****
');
disp('*****ALICI BOBİN HESABI*****');
disp('*****
');
rr=2;%input('1. Bobinin çapını giriniz (mm) : ');
disp('- Bobinin yarı çapını giriniz (mm) :2');
dr=0.1;%input('2. Bobinin uzunluğunu giriniz (mm) : ');
disp('- Bobinin tel kalınlığını giriniz (mm) :1');
Nr=input('- Bobinin sarım sayısını giriniz : ');disp('');
rr=rr/1000;dr=dr/1000;
Lr=mu0*Nr^2*rr*log(2*rr/dr);
dispval(Lr);disp(' ');
disp('*****
');
disp('*****ORTAK
ENDÜKTANS*****');
disp('*****
');
distance=input('Bobinler arası uzaklığı giriniz(cm):');
%mur=1.25663753*10^-6; % havanın permabilitesi
distance=distance/100;fprintf('Ortak ');
Mtr=mu0*Nr*rt^2*Nt*pi*rr/(2*(distance^2+rt^2)^(3/2));
dispval(Mtr);
%Mrt=mu0*Nr*rt^2*Nt*pi*rr/(2*(distance^2+rt^2)^(3/2));
k=(rr^2*rt^2)/sqrt(rr*rt)*1/(distance^2+rt^2)^1.5;yaz(k);

disp('Alıcıda endüklenen gerilim: ');
i1=5*10^-3;
R2=10;
C2=5*10^-9;
w=2*pi*11.7*10^6;
M=Mtr;
```

```

L2=Lr;
Rload=10^3;
V=w*k*sqrt(Lr*Lt)*i1/( (w*Lr/Rload+w*R2*C2)^2 + (1-w^2*Lr*C2+R2/Rload)^2 )^0.5
disp('Kalite faktörü');
Q=1/((R2/(w*Lr))+(w*Lr/Rload))
disp('Vericiye takılması gereken kapasite');
Ct=sqrt(1/(Lt^2*w^2))
disp('Alıcıya takılması gereken kapasite');
Cr=sqrt(1/(Lr^2*w^2))
if k>=0.01
    disp('Bobin seçimleri uygundur!');
    st=input('Tekrar denemek ister misiniz ? E=1/H=0 :');
    if st==0
        durum=1;
    else
        durum=0;
    end
else
    disp('Bobinler işimizi görmüyor!');
    st=input('Tekrar denemek ister misiniz ? E=1/H=0 :');
    if st==0
        durum=1;
    else
        durum=0;
    end
end
end
end
function displayhenry(L)
    X=['Endüktans degeri ',num2str(L),' Henrydir'];
    disp(X);
end
function displaymic(L)
    L=L*10^6;
    X=['Endüktans degeri ', num2str(L) , ' mikro Henrydir'];
    disp(X);
end
function displaymili(L)
    L=L*10^3;
    X=['Endüktans degeri ',num2str(L),' mili Henrydir'];
    disp(X);
end
function displaynano(L)
    L=L*10^9;
    X=['Endüktans degeri ',num2str(L),' nano Henrydir'];
    disp(X);
end
function displaypico(L)
    L=L*10^12;
    X=['Endüktans degeri ',num2str(L),' pico Henrydir'];
    disp(X);
end
function dispval(Lr)

```

```
if (Lr>=10^-12 && Lr<10^-9)
    displaypico(Lr);
end
if (Lr<10^-6 && Lr>=10^-9)
    displaynano(Lr);
end
if (Lr<10^-3 && Lr>=10^-6)
    displaymic(Lr)
end
if (Lr<1 && Lr>=10^-3)
    displaymili(Lr)
end
if Lr>=1
    displayhenry(Lr)
end
function yaz(k)
x=['Kuplaj faktörü k=',num2str(k),' olarak bulunur'];
disp(x);
end
end
```

Ek 3 SAR Değeri Hesabı

SAR hesabı $SAR = \frac{1}{V} \int \frac{\sigma(r)|E(r)|^2}{\rho(r)} dr$ ile hesaplanır. Burada σ elektriksel iletkenlik ρ yoğunluk, V hacim ve E 'de rms olarak elektriksel alandır. Ortalama olarak hesaplamak gerekmektedir. Bu amaçla formül basitleştirilse $SAR = J^2/\sigma\rho$ burada J değeri elektrik akım yoğunluğudur. *Dokunun elektriksel iletkenliği* = $0.2 S/m$, yoğunluğu $1.04 g/m^3$ 'tür. Elektrik akım yoğunluğu da $J = \frac{\sigma E}{\sqrt{2}}$ olur. Antenin elektrik alan şiddeti V/m cinsinden $E = \frac{V}{\lambda} \left(\frac{1}{G_t L_t} \right)^{0.5}$ formülüyle hesaplanır. Burada G_t verici anten kazancı, L_t ise verici anten yol kaybıdır. Verici anten kazancı 20 mW tahmin edilirse, kaybı da yaklaşık olarak 150 mW yol kaybı bulunduğu öngörülebilir. Dalga boyu daha önce 44m olarak hesaplanmıştı. Gerilim olarak da 500mV değeri önceden hesaplanmıştı. Tüm değerler yerine konulursa $E = \frac{0.5}{44} \left(\frac{1}{0.15*0.02} \right)^{\frac{1}{2}} = 0.2 \frac{V}{m}$ olarak bulunur. Tüm değerler yerine yazılırsa $J = \frac{0.2^2}{\sqrt{2}} = 28 \frac{mA}{m^2}$ olarak hesaplanır. Tüm değerler hesaplandığına göre sistemin SAR değeri $\frac{0.028^2}{0.2*0.00104} = 3.7 \frac{W}{kg}$ olarak hesaplanmıştır.

Ek 4 Güç Tüketim Hesapları

Güç tüketimi nöromodülatör için hayati öneme sahiptir. Özellikle alıcı devresinin tükettiği gücün hesaplanması gerekmektedir. Bu amaçla tüm devrelerin güç tüketimleri incelenecektir.

Osilatörün anlık güç tüketimi hesaplamak için öncelikle ESR değerini hesaplamak gerekir. Eşdeğer seri direnç değeri hesabı $R_s \left(1 + \frac{C_0}{CL}\right)^2$ formülüyle yapılır. Buradan güç tüketimine geçilirse $P = \frac{1}{2} ESR (2\pi f V_{pp} (C_0 + CL))^2$ şeklinde hesaplanır. V_{pp} değeri rezonans frekansındaki tepeler arası genliktir. Bu devrede kristalin tükettiği güç $P = 0,5 * 25(2\pi * 13.56 * 10^6 * 0,5(127 * 10^{-12}))^2 = 365 \mu W$ olarak bulunur. Transistörlü devrenin harcadığı güç ise 115 mW civarındadır.

Modülatörün güç tüketimi kristalli osilatörün çıkışında harcadığı güç üzerine transistörün geçirme direnci üzerinde harcadığı gücün toplamıdır. Transistörün harcadığı güç dokümandan okunabilir. Burada harcanan güç bu kez grafikten bakıldığında 500 mW civarında olduğu görülmektedir.

RLC devresinin harcadığı güç aynen osilatörün harcadığı gücün hesabını yaptığımız gibi yapılabilir. Düşük güç tüketimleri nedeniyle çok önemli de değildir.

Antenlerin tükettiği güçler empedans uyumsuzluğu ve antenin katalog verileri ile bulunabilir (Uygulanan güç – Yayılan güç). Aktarılan güç hesabı yapılırsa, anten üzerine uygulanan sinüs V_{rms} değeri 1 V civarındadır. Kolektör akımı da 1mA civarında olduğundan yaklaşık 1mW gibi bir güç anten üzerine basılmakta ve karşılığında alıcıda 300 μW gibi bir değer alınmaktadır.

Alıcıda harcananları hesaplamak daha önemlidir. Bu nedenle güç harcamalarını minimize etmek için akımlar düşük tutulmak zorundadır. 5 V değerinde toplam güç harcamaları, $P_{Tmaks} = R_{r/rlc} \cdot I_{alıcı}^2 + P_{dsnpn} + I_R^2 \cdot R_{zarf} + I_{doku}^2 \cdot R_{doku/elek} = 150 * 10^{-12} + 700 * 10^{-6} + 10^3 * 10^{-6} + 10^{-6} * 2 * 10^3 = 3.7 \text{ mW}$ güç elemanlar üzerinde harcanmaktadır.

Ek 5 NRF24L01 RF Modülü Veri Yaprağı Özeti

Radio özellikleri: Dünya çapında ISM bandını kullanır. 126 adet RF kanalı vardır. Alıcı ve verici ucu aynıdır. GFSK yöntemiyle modülasyon yapar. Havada veri oranı 250 kbps, 1 Mbps ve 2 Mbps'dir. 1 Mbps oranında 1 MHz örtüşmeyen kanal aralığına sahiptir. 2 Mbps oranında 2 MHz örtüşmeyen kanal aralığına sahiptir.

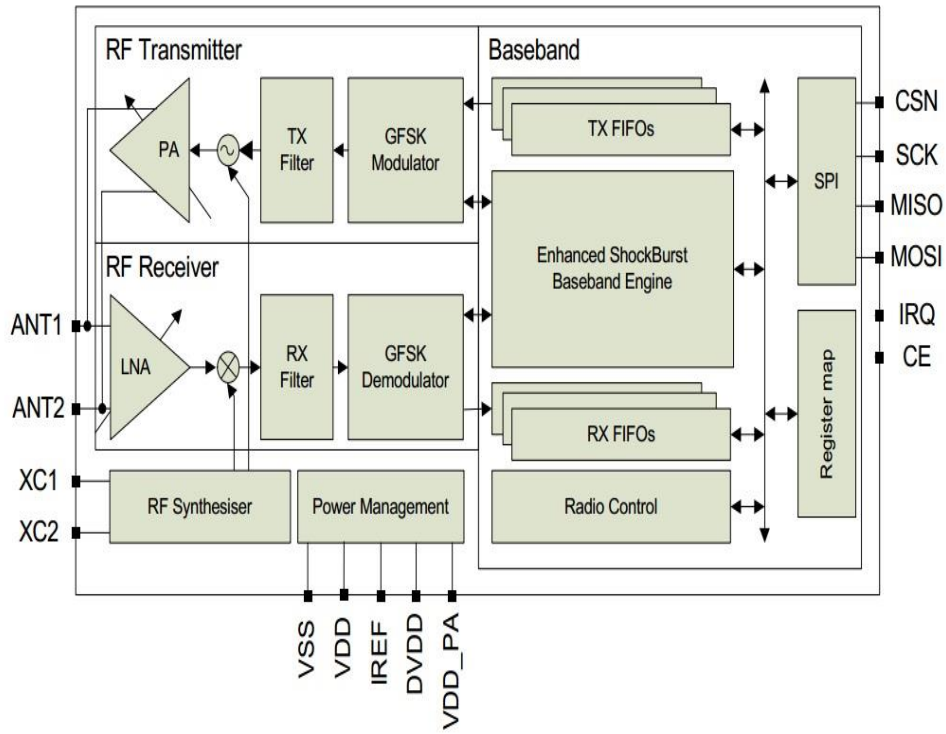
Verici özellikleri: Programlanabilen çıkış gücü özelliği sağlar (0, -6 , -12 veya -18 dBm). 0 dBm seçeneğinde 11.3 mA çıkış akımı vardır.

Alıcı özellikleri: Değişen bir aralıkta hızlı otomatik kazanç kontrolü sağlar. Entegre kanal filtreleri vardır. 2 Mbps için 13.5 mA, 2 Mbps için -82 dBm hassasiyet, 1 Mbps için -85 dBm hassasiyet, 250 kbps için -94 dBm hassasiyet sağlar.

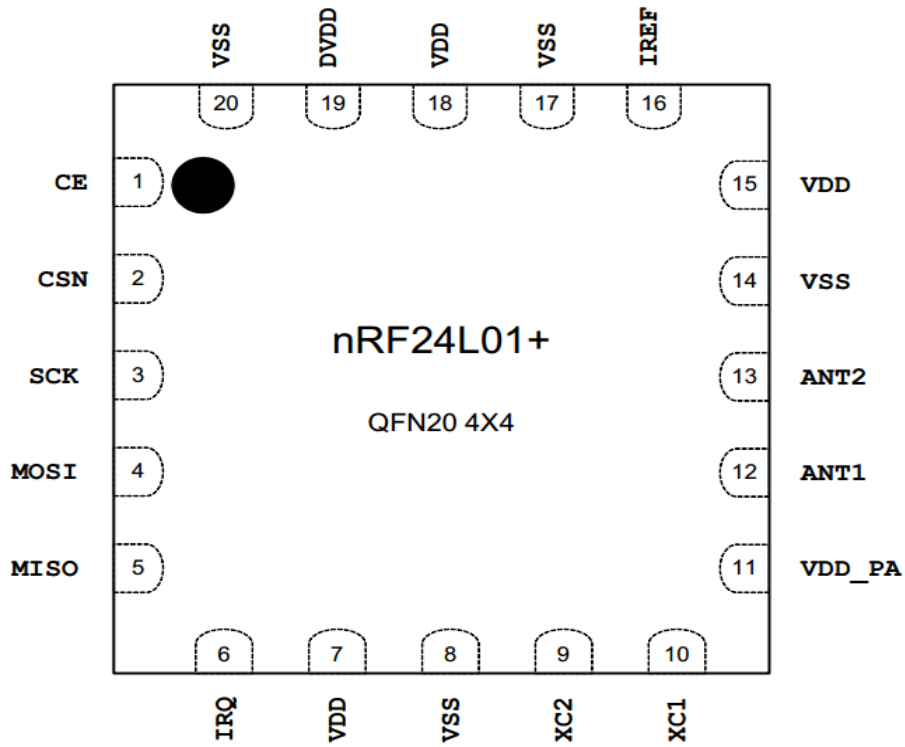
RF birleştirici: Tam olarak entegre birleştirici. Döngü dışı süzgeç, gerilim kontrollü osilatörün varaktör diyotu veya rezonatör yok. 16 MHz kristal ile ± 60 ppm düşük maliyeti onaylar.

Geliştirilmiş ShockBurst protokolü: 1 ile 32 bayt arasında değişebilen yük (gönderilen/alınan veri) uzunluğu. Otomatik paket yönetimi ve paket akışı yönetimi. 1:6 yıldız ağlarda 6 MultiCeiver veri yolu barındırmaktadır.

Güç Yönetim Birimi: Entegre gerilim regülatörü. 1.9 - 3.6 V besleme aralığındadır. Hızlı uyanma ve gelişmiş güç yönetimine sahiptir. Başlangıçtan kapanma kipine 1.5 ms süre almaktadır. Başlangıçtan bekleme kipine 130 μ s sürmektedir. Sunucu ara yüzü: 4-pin donanım SPI birimine sahiptir. Azami 10 Mbps hıza sahiptir. 3 ayrı 32 byte'lık TX ve RX FIFO'ları bulunmaktadır. 5v toleranslı girişleri vardır. Kompakt 4x4 mm QFN paketi şeklindedir.



NRF24L01 Blok Şeması



NRF24L01 Bacak Şeması

NRF24L01 Bacak İşlevleri

Bacak Numarası	Adı	İşlevi	Açıklama
1	CE	Dijital Giriş	Alıcı veya verici kipi seçer
2	CSN	Dijital Giriş	SPI yonga seçimi
3	SCK	Dijital Giriş	SPI saat darbesi
4	MOSI	Dijital Giriş	SPI bağımlı veri girişi
5	MISO	Dijital Çıkış	SPI bağımlı veri çıkışı (3 hal seçeneğiyle)
6	IRQ	Dijital Çıkış	Maskelenebilir kesme girişi(0 aktif)
7	VDD	Güç	Besleme (1.9V 3.6V DC)
8	VSS	Güç	Toprak (0 V)
9	XC2	Analog Çıkış	Kristal bacağı 2
10	XC1	Analog Giriş	Kristal bacağı 1
11	VDD_PA	Güç Çıkış	Besleme çıkışı (1.8 V) iç NRF24L01 + Güç kuvvetlendiricisi için ANT1 ve ANT2'ye bağlı olmalı
12	ANT1	RF	Anten ara yüzü 1
13	ANT2	RF	Anten ara yüzü 2
14	VSS	Güç	Toprak (0 V)
15	VDD	Güç	Besleme
16	IREF	Analog Giriş	Referans akımı(Toprak ile arasına 22kohm direnç)
17	VSS	Güç	Toprak(0 V)
18	VDD	Güç	Besleme
19	DVDD	Güç Çıkış	Ayrıştırma için iç dijital besleme
20	VSS	Güç	Toprak(0 V)

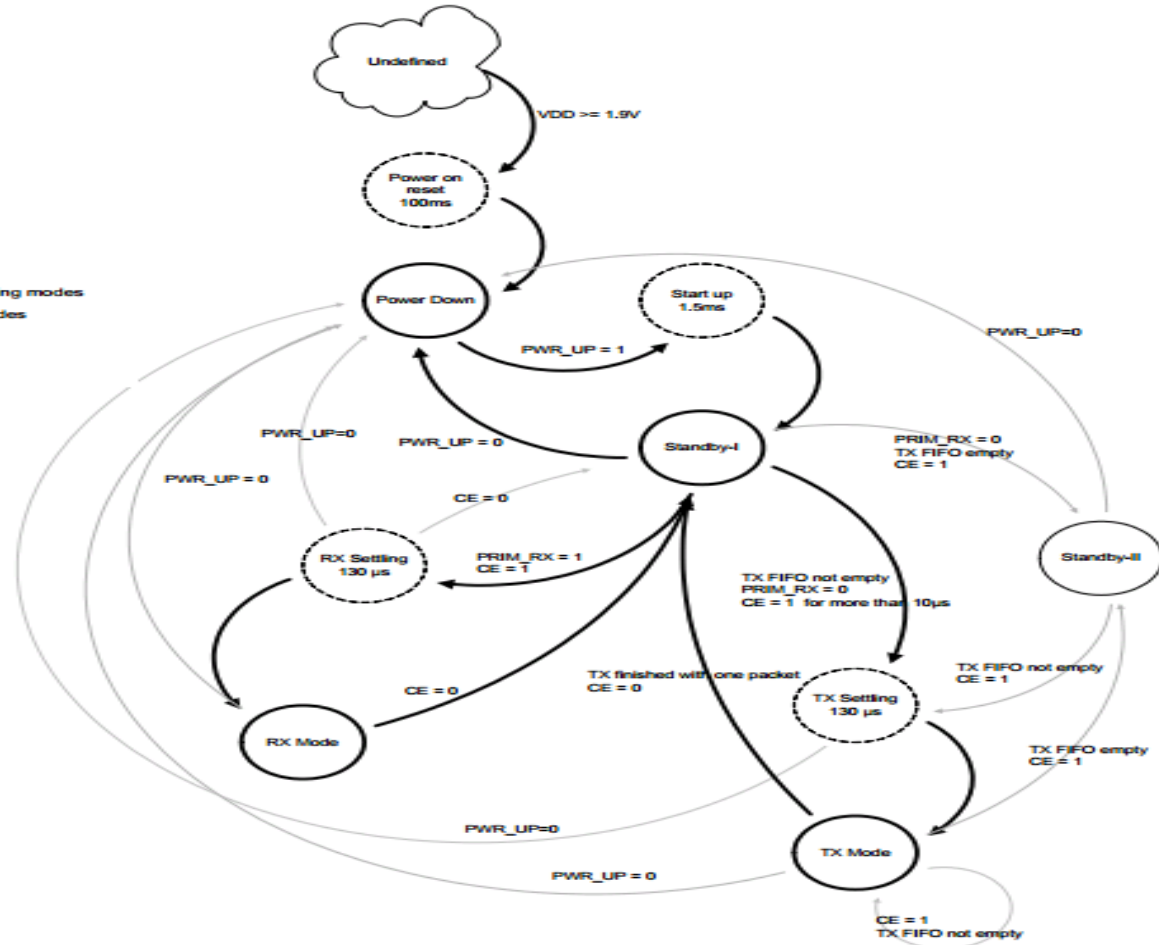
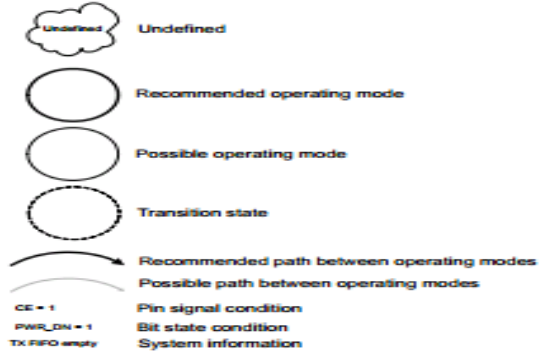
NRF24L01 Mutlak Asgari Değerler

Çalışma Koşulları	Asgari	Azami	Birimler
Besleme gerilimleri			
VDD	-0.3	3.6	V
VSS		0	V
Giriş gerilimi			
Vi	-0.3	5.25	V
Çıkış gerilimi			
Vo	VSS VDD'ye	VSS VDD'ye	
Toplam Güç Sarfıyatı			
Pd(Ta=85° C)		60	mW
Sıcaklıklar			
Çalışma sıcaklıkları	-40	+85	°C
Saklama sıcaklıkları	-40	+125	°C

NRF24L01 Çalışma Koşulları

Sembol	Parametre	Azami	Tipik	Asgari	Birimler
VDD	Besleme gerilimi	1.9	3.0	3.6	V
VDD	Giriş işareti >3.6 için besleme gerilimi	2.7	3.0	3.3	V
TEMP	Çalışma sıcaklıkları	-40	+27	+85	°C

Legend:



Radyo kontrol birimi durum diyagramı

CİHAZA AİT KİPLER

Power Down Kipi: Bu kipte asgari güç tüketimi için modül devre dışı bırakılır. Tüm saklayıcıların değerleri ve SPI aktif tutulur. Saklayıcılara değer ataması ve özellik ayarlaması aktiftir. Power Down kipe, CONFIG saklayıcısının düşük değerlikli kısmında PWR_UP bitini set ederek geçilir.

Standby Kipleri: Standby-I kipi: CONFIG saklayıcısındaki PWR_UP saklayıcısını 1 yaparak cihaz bu kipe geçer. Standby-I kipi kısa başlangıç sürelerinde ortalama güç tüketimini minimum hale getirmek için kullanılır. Bu kip içinde sadece kristal kısmı aktiftir. Sadece CE 0 iken 1 yapılırsa kip aktif olur. CE 0 yapıldığında gönderici ve alıcı kiplerde Standby-I kipine geçiş yapılır.

Standby-II kipi: Bu kip içinde fazladan saat ara saklayıcıları aktiftir ve Standby-I kipine göre daha çok güç kullanılır. Cihazın gönderici kip içinde, boş gönderici FIFO'ları boşken CE 1 tutulursa geçer. Eğer yeni bir paket yüklendiyse, iç osilatör aniden çalışmaya başlar ve paket normal osilatör oturma zamanı gecikmesinin(PLL settling delay 130us) ardından gönderilir.

Alıcı Kipi: Alıcı kipine girebilmek için PWR_UP biti, PRIM_RX biti ve CE ucu bir konumuna getirilmelidir. Bu kipte RF kanalından gelen sinyali alıcı alıp çözer (demodülasyon). Çözülen veri sürekli temel bant protokol motoru kısmına sunulur. Bu yapı geçerli paketi sürekli arar. Eğer geçerli bir paket bulunursa(adres doğrulama ile), paket içinde veri boş olan alıcı FIFO'suna basılır. Eğer FIFO'lar dolu ise, alınan paket atılır.

Cihaz alıcı kipini standby-I kipi veya Power Down kipi gelene kadar korur. Eğer temel bant protokol motorundaki otomatik protokol özelliklerine izin verilmişse, cihaz protokolünü yürütmek için diğer kiplere giriş yapabilir.

Alıcı kipinde alınan güç algılayıcı sinyali aktiftir. Bu sinyal; RF sinyali -64 dBm'den daha büyük olduğu alıcı frekans kanalı içinde algılandığında 1'e çekilir. İç güç algılayıcı sinyali, RPD saklayıcısına yazılmadan önce süzgeçlenir. RF sinyalinin sunulmasından en kötü 40 µs öncesinde RPD 1 yapılmalı.

Verici Kipi: Bu kipe girebilmek için PWR_UP 1, PRIM_RX ise 0 olmalı ve aynı zamanda verici FIFO'sunda veri olmalı ve CE girişine en azından 10 µs süreyle lojik 1 sinyal uygulanmalı.

Cihaz verici modunda paketi gönderene kadar kalır. Eğer CE=0 ise, cihaz standby-I moduna girer. Eğer CE=1 ise, verici FIFO'sunun durumu gelecek davranışı belirler. Eğer verici FIFO'su boş değilse, cihaz verici modunda kalır ve gelecek paketi gönderir. Eğer verici FIFO'su boş ise, cihaz standby-II moduna giriş yapar. Cihazın verici osilatörü verici modunda açık çevrim çalışır. Cihazı 4 ms'den fazla verici modunda asla tutmamanız çok önemlidir.

NRF24L01 Kip Ayarlama Tablosu

Kip	PWR _UP	PRIM_ RX	CE	FIFO
Alıcı	1	1	1	-
Verici	1	0	1	Veri verici FIFOlarında. Tüm seviyelerde boşaltılacak(a)
Verici	1	0	En az 10us lojik 1 darbe	Veri verici FIFOlarında. Tüm seviyelerde boşaltılacak(b)
Standby- II	1	0	1	Verici FIFOları boş
Standby- I	1	-	0	Devam eden paket iletimi yok
Power Down	0	-	-	-

ÖZELLİKLER**Zamanlama**

NRF24L01 Zamanlama Tablosu

Adı	Cihazdaki işlevi	Azami	Asgari	Açıklama
Tpd2s tby	Power Down->Standby kipi	1.5ms		İç kristal osilatör
Tdp2s tby	Power Down->Standby kipi	150us		Dış saat darbeleri ile
Tstby 2a	Standby kipleri-> Alıcı/Verici Modu	130us		
Thce	Asgari CE = 1		10us	
Tpece 2csn	CE'nin yükselen kenarından CSN'nin lojik 0 arasındaki gecikme		4us	

Havadaki Veri Oranı: Bu oran kiplenmiş sinyal oranıdır. 250 kps, 1 Mbps veya 2 Mbps olabilir. Düşük değer kullanımı alıcı hassasiyetini artırır. Fakat yüksek oran seçimi ortalama güç tüketimini azaltır ve veri bozulma olasılığını düşürür.

Havadaki veri oranı RF_SETUP saklayıcısındaki RF_DR bitiyle ayarlanır. Birbirleriyle haberleşen alıcı ve vericiler aynı oranlarda olmalıdırlar.

RF kanal frekansı: Kanal frekansı kullanılacak kanalın merkezini belirler. Bu kanal 250 kbps ve 1Mbps 1MHzden daha az bant genişliği kapsar. 2 MHz ile arasındaki bantlar ise 2Mbps için kullanılır. Cihaz 2.4 GHz ile 2.525 GHz arasında çalışabilir. RF kanalının programla ayarlama çözünürlüğü 1 MHz'dir

2 Mbps veri oranında kanal yukarıda bahsedilen çözünürlükten daha geniş bir yer kaplar. Kanalin diğer kanallarla karışmadığından emin olmak için, kanal boşluğu 2 MHz veya daha fazla olmalıdır. 1 Mbps ve 250 kbps için kanal genişlikleri bahsedilen çözünürlükten daha düşük olur.

RF kanal frekansı RF_CH saklayıcısında aşağıdaki formüle göre hesaplanır.

$$F_0 = 2400 + RF_{CH} [MHz].$$

Haberleşen birimler arasında kanal frekansı aynı ayarlanmalıdır.

Alınan Güç Algılayıcısının Ayarı: Alınan güç algılayıcısı saklayıcı 09'da konumlandırılmıştır. 0. bit alınan gücün -64 dBm'den daha büyük olanlarını tetikler. Eğer alınan veri -64 dBm'den küçükse RDP=0 olur.

RDP alıcı kipte herhangi bir anda okunabilir. Bu da kanaldaki gücü sürekli olarak takip edebilme olanağı sağlar. RDP'nin gösterdiği değer alıcı mod aktifken ve Tstby2a+Tdelay_AGC=130 µs +40 µs zaman gecikmesinden sonra ancak doğrudur. Ayrıca RDP eşiği ısıya göre değişir. RDP eşik değeri -40 °C için 5dBm azalır ve 85 °C için 5 dBm artar.

Güç Kuvvetlendiricisi Kontrolü: Güç kuvvetlendiricisi kontrolü çıkış gücünü ayarlamak için kullanılır. Verici modunda bu işlem 4 adımda gerçekleştirilir

Güç kuvvetlendiricisi RF_SETUP saklayıcısındaki RF_PWR bitleri ile kontrol edilir.

NRF24L01 Güç Çıkışı Ayarları(VDD=3 V VSS=0 Ta=27°C ve yük empedansı 15+j88 iken)

RF_PWR	RF çıkış gücü	DC güç tüketimi
11	0dBm	11.3mA
10	-6dBm	9.0mA
01	-12dBm	7.5mA
00	-18dBm	7.0mA

Alıcı/Verici Kontrolü

Alıcı/Verici kontrolü CONFIG saklayıcısı içindeki PRIM_RX bitiyle yapılır. Bu seçim cihazı alıcı veya verici moda çalıştırmayı sağlar.

Gelişmiş ShockBurst: Gelişmiş ShockBurst otomatik paket montajı ve zamanlaması yapan, otomatik doğrulama yapan ve paketleri tekrar gönderebilen, paket tabanlı veri yolu katmanıdır. ShockBurst çok düşük güç tüketimine ve yüksek performansı ucuz mikro işlemciler ile yapabilmeyi sağlar. Ayrıca ShockBurst iki yönlü, tek yönlü, çok yönlü haberleşen sistemler için, sunucu kontrol kısmına karmaşıklık katmadan önemli miktarda güç verimliliği sağlar.

Özellikleri: Temel özellikleri şu şekilde sıralanabilir. 1-32 byte dinamik yük uzunluğu. Otomatik paket yönetimi, otomatik paket iletim yönetimi (Yük ile otomatik doğrulama, otomatik tekrar gönderme). 1:6 yıldız ağlar için, 6 veri yolu çoklu MultiCeiver (alma/gönderme).

Genel Bakış : Bu katman paket yönetimi ve zamanlaması için ShockBurst protokolünü kullanır. Gönderim aşamasında ShockBurst veri paketleri içindeki bitlerle paketleri birleştirir ve saat darbelerini ayarlar. Alma aşamasında ise doğru adresi arar. Doğrulanmış bir adres bulunduğunda, paketin kalan kısmını işler ve döngüsel fazlalık kontrolüyle doğrular. Eğer paket doğrulandıysa, yükü boş olan alıcı FIFOsuna yerleştirir. Tüm hızlı bit yönetimi ve zamanlaması ShockBurst tarafından kontrol edilir.

Gelişmiş ShockBurst otomatik paket akışı yönetimi ve güvenilir çok yönlü veri yolları özelliklerini verir. Gelişmiş ShockBurst paket akışı, bir alıcının öncelikli alıcı(PRX) olarak görev aldığı ve diğerinin öncelikli verici(PTX) olarak görev aldığı, iki alıcı verici arasında paket değişimidir. Gelişmiş ShockBurst her zaman PTX tarafından başlatılır ve iletim ancak PTX doğrulama paketini aldığı anda son bulur. PRX kişisel bilgiyi doğrulama paketine(ACK) ekleyerek, çok yönlü iletişim yolu oluşturabilir.

Otomatik paket akışı yönetimi aşağıdaki gibi çalışır.

Akış verinin PTX tarafından PRX tarafına aktarılmasıyla başlar. Gelişmiş ShockBurst PTX tarafını alıcı moduna geçirerek doğrulama verisinin gelmesini bekler.

Eğer paket PRX tarafından alındıysa, gelişmiş ShockBurst otomatik olarak paketi birleştirir ve doğrulama paketini(ACK) tekrar alıcı moda geçmeden önce gönderir.

Eğer PTX doğrulama (ACK) paketini hemen almazsa, gelişmiş ShockBurst otomatik olarak veri paketini bir miktar programlanabilir gecikme ile tekrar gönderir ve PTX tarafını alıcı moduna geçirir ve ACK paketini tekrar bekler.

Gelişmiş ShockBurst içindeki parametreler (Tekrar gönderme sayısı, göndermeler arası gecikmeler gibi) programlanabilir. Tüm otomatik yönetim, mikroişlemci tarafını işin içine katmadan yapılmaktadır.

Paket Formatı : Gelişmiş ShockBurst paketleri içeriğinde, Girizgah (Preamble), Adres, Paket Kontrol, Yük ve Döngüsel Fazlalık alanlarını içerir

Preamble 1 byte	Address 3-5 byte	Packet Control Field 9 bit	Payload 0 - 32 byte	CRC 1-2 byte
-----------------	------------------	----------------------------	---------------------	--------------

NRF24L01 Paket Yapısı

Girizgah, gelen bitler ile alıcıdaki çözücü arasındaki senkronizasyonu sağlayan bir bit akışıdır. Girizgah sadece bir bayttan oluşur ve bu bayt 01010101 veya 1010101'dir. Eğer adresteki ilk bit 1 ise girizgah 10101010, 0 ise 01010101 olur. Bu alıcıyı kararlı halde tutmak için yeteri kadar akışın olduğundan emin olmak için yapılır.

Bu adres alıcı içindir. Adres verinin doğru alıcı tarafından algılanıp, alındığından emin olmayı sağlar ve farklı cihazlara verinin gitmesini engeller. Adres alanı genişliğini AW saklayıcısından ayarlayabilir, 3 4 veya 5 byte olarak seçebilirsiniz.

Paket kontrol alanı alan 3 kısımda gösterilir

Payload length 6bit	PID 2bit	NO_ACK 1bit
---------------------	----------	-------------

NRF24L01 Paket Kontrol Alanı

Yük uzunluğu: En değerli 6 bitten oluşan kısımdır. Yükün uzunluğunu belirler. Yük uzunluğu 0-32 arasında olabilir. Kodlama 000000=0 bayt(sadece boş doğrulama paketlerinde kullanılır) 100000= 32 bayt belirtir, 100001 = Dikkate alınmaz şeklinde gerçekleşir. Bu alan sadece değişken yük uzunluğu işlevi aktif iken aktiftir.

Paket doğrulama: 2 bit paket doğrulama kısmı, alınan paketin yeni bir veri mi yoksa tekrar gönderilmiş veri mi olup olmadığını anlamak içindir. Paket doğrulama alıcının aynı veriyi çok kez almasını engeller. Bu kısım her gönderilecek yeni paket için verici tarafında bir arttırılır. Böylece alıcı paketin yeni olup olmadığını anlar. Eğer alınan iki paketin paket doğrulama kısımları eşitse, her iki paket için döngüsel fazlalık toplamaları karşılaştırılır. Bu toplamalar da eşitse ilk gönderilen paketin kopyasının tekrar geldiği anlaşılır ve kopya paket yok edilir.

Doğrulama bayrağı: Seçilebilir otomatik doğrulama NO_ACK bayrağını kontrol eder. Bu bayrak sadece otomatik doğrulama özelliği kullanıldığında kullanılır. Bayrağın 1 olması paketin otomatik doğrulanmayacağını gösterir.

Yük: Yük kişi tarafından gönderilecek olan özel veriyi içerir. Bu veri 0-32 byte uzunluğunda olabilir ve havadan aktarılır.

Döngüsel Fazlalık Kontrolü (CRC): Döngüsel fazlalık kontrolü paketler içinde zorunlu bir hata algılama mekanizmasıdır. Paket Kontrol Alanı ve Yük için bu 1 veya 2 bayt kullanılarak, adres üzerinden hesaplanır.

1 Baytlık toplam $X^8 + X^2 + X + 1$ şeklindedir ve ilk değeri 0xFF'dir.

2 Baytlık toplam $X^{16} + X^{12} + X^5 + 1$ şeklindedir ve ilk değeri 0xFFFF'dir.

CRC hata yaparsa, hiçbir paket kabul edilmez.

Otomatik Paket Yönetimi

Sabit ve değişken paket uzunluğu: Varsayılan olarak sabit uzunluk alınır. Sabit uzunluklu yükler ile alıcı ve verici arasındaki tüm paketler aynı uzunluktadır. Sabit uzunluklu yükün uzunluğu RX_PW_Px saklayıcıları ile alıcı tarafında ayarlanır. Verici tarafta ise TX_FIFO içine dolan bayt uzunluğu RX_PW_Px'deki değere eşit olmalıdır.

Değişken yük uzunluğu bir alternatif olarak sunulmuştur. Değişken yük uzunluğu vericinin alıcıya değişken uzunlukta paket gönderebilmesine olanak sağlamaktadır. Bu da sistemin farklı uzunluktaki veriler için yer işgalini eniyileştirir. Değişken uzunluk özelliği ile cihaz yük uzunluğunu otomatik olarak çözebilir, RX_PW_Px saklayıcısına bakmak yerine. Mikro işlemci alınan paket uzunluğunu R_RX_PL_WID komutunu kullanarak okuyabilir.

Değişken uzunluğu aktif etmek için FEATURE saklayıcısı içindeki EN_DPL bitine izin verilmelidir. Alıcı mod için DYNPD saklayıcısı 1 yapılmalı. Alıcıya veri gönderen kısımda DPL aktif olması için DYNPD saklayıcısı içindeki DPL_P0 biti 1 olmalıdır.

Ek 6 RF Modüllü Deney Yazılımları

TX İÇİN:

```
#include <SPI.h>
#include "API.h"
#include "nRF24L01.h"
#define TX_ADR_WIDTH 5
#define TX_PLOAD_WIDTH 32
int veri1, veri2, veri3;
void Serial_input(void)
{
    int i;
    char state='H';
    Serial.println("Data girmek için E tusuna basiniz:");
    while(1)
    {
        if(state=='E')
            break;
        state=Serial.read();
    }
    while(state=='E')
    {
        Serial.println("Darbe Genisligini, Sayisini ve Duty Cyle degerini arada bir bosluk birakarak giriniz");
        delay(50);
        while(!Serial.available());
        veri1=Serial.parseInt();
        veri2=Serial.parseInt();
        veri3=Serial.parseInt();
        state='H';
    }
}

unsigned char TX_ADDRESS[TX_ADR_WIDTH] =
{
    0x34,0x43,0x10,0x10,0x01
};
unsigned char rx_buf[TX_PLOAD_WIDTH] = {0};
unsigned char tx_buf[TX_PLOAD_WIDTH] = {0};
void setup()
{
    Serial.begin(9600);
    pinMode(CE, OUTPUT);
    pinMode(CSN, OUTPUT);
    pinMode(IRQ, INPUT);
    SPI.begin();
    delay(50);
    init_io();
    unsigned char sstatus=SPI_Read(STATUS);
    Serial.println("*****VERICI MODU
    BASLADI*****");
    Serial.print("status = ");
    Serial.println(sstatus,HEX);
    TX_Mode();
}
void loop()
{
```

```

char tv1[8],tv2[8],tv3[8];
Serial_input();
itoa(veri1,tv1,10); String v1(tv1);
itoa(veri2,tv2,10); String v2(tv2);
itoa(veri3,tv3,10); String v3(tv3);
String tv=v1+' '+v2+' '+v3;
unsigned char* valChar = (unsigned char*) tv.c_str();
const int x=tv.length();
for(int i=0;i<x;i++)
    tx_buf[i]=valChar[i];
while(1)
{
    unsigned char sstatus = SPI_Read(STATUS);
    if(sstatus&TX_DS)
    {
        SPI_RW_Reg(FLUSH_TX,0);
        SPI_Write_Buf(WR_TX_PLOAD,tx_buf,32);
    }
    if(sstatus&MAX_RT)
    {
        SPI_RW_Reg(FLUSH_TX,0);
        SPI_Write_Buf(WR_TX_PLOAD,tx_buf,32);
    }
    SPI_RW_Reg(WRITE_REG+STATUS,sstatus);
    delay(1000);
}
}

void init_io(void)
{
    digitalWrite(IRQ, 0);
    digitalWrite(CE, 0);           // chip enable
    digitalWrite(CSN, 1);         // Spi disable
}

unsigned char SPI_RW(unsigned char Byte)
{
    return SPI.transfer(Byte);
}

unsigned char SPI_RW_Reg(unsigned char reg, unsigned char value)
{
    unsigned char status;
    digitalWrite(CSN, 0);
    SPI_RW(reg);
    SPI_RW(value);
    digitalWrite(CSN, 1);
    return(status);
}

unsigned char SPI_Read(unsigned char reg)
{
    unsigned char reg_val;
    digitalWrite(CSN, 0);
    SPI_RW(reg);
    reg_val = SPI_RW(0);
    digitalWrite(CSN, 1);
    return(reg_val);
}

```

```

unsigned char SPI_Read_Buf(unsigned char reg, unsigned char *pBuf, unsigned char bytes)
{
    unsigned char sstatus,i;
    digitalWrite(CSN, 0);
    sstatus = SPI_RW(reg);
    for(i=0;i<bytes;i++)
    {
        pBuf[i] = SPI_RW(0);
    }
    digitalWrite(CSN, 1);
    return(sstatus);
}

```

```

unsigned char SPI_Write_Buf(unsigned char reg, unsigned char *pBuf, unsigned char bytes)
{
    unsigned char sstatus,i;
    digitalWrite(CSN, 0);
    sstatus = SPI_RW(reg);
    for(i=0;i<bytes; i++)
    {
        SPI_RW(*pBuf++);
    }
    digitalWrite(CSN, 1);
    return(sstatus);
}

```

```

void TX_Mode(void)
{
    digitalWrite(CE, 0);
    SPI_Write_Buf(WRITE_REG + TX_ADDR, TX_ADDRESS, TX_ADR_WIDTH);
    SPI_Write_Buf(WRITE_REG + RX_ADDR_P0, TX_ADDRESS, TX_ADR_WIDTH);
    SPI_RW_Reg(WRITE_REG + EN_AA, 0x01);
    SPI_RW_Reg(WRITE_REG + EN_RXADDR, 0x01);
    SPI_RW_Reg(WRITE_REG + SETUP_RETR, 0x1a);
    SPI_RW_Reg(WRITE_REG + RF_CH, 40);
    SPI_RW_Reg(WRITE_REG + RF_SETUP, 0x07);
    SPI_RW_Reg(WRITE_REG + CONFIG, 0x0e);
    SPI_Write_Buf(WR_TX_PLOAD,tx_buf,TX_PLOAD_WIDTH);
    digitalWrite(CE, 1);
}

```

RX İÇİN

```

#include <SPI.h>
#include "API.h"
#include "nRF24L01.h"

#define darbe      2
#define TX_ADR_WIDTH  5
#define TX_PLOAD_WIDTH 32
unsigned char TX_ADDRESS[TX_ADR_WIDTH] =
{
    0x34,0x43,0x10,0x10,0x01
};
String mucostr = "          ";
unsigned char rx_buf[TX_PLOAD_WIDTH] = {0};
unsigned char tx_buf[TX_PLOAD_WIDTH] = {0};
char mucostr2[TX_PLOAD_WIDTH] = {0};

void DARBE_URET(int dg ,int ds ,int dc)

```

```

{
  int T=(dg/dc)*100;
  int bosluk=(T-dg);
  for(int x=1;x<=ds;x++)
  {
    digitalWrite(darbe,1);
    delay(dg);
    digitalWrite(darbe,0);
    delay(bosluk);
  }
}

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  pinMode(CE, OUTPUT);
  pinMode(CSN, OUTPUT);
  pinMode(IRQ, INPUT);
  pinMode(darbe,OUTPUT);
  SPI.begin();
  delay(50);
  init_io();
  unsigned char sstatus=SPI_Read(STATUS);
  Serial.println("*****ALICI MODU
BASLADI*****");
  Serial.print("status = ");
  Serial.println(sstatus,HEX);
  RX_Mode();
}

void loop()
{
  int veri1, veri2, veri3,data = 1;
  const char s[2] = " ";
  char *tok,a='H';
  while(1)
  {
    unsigned char status = SPI_Read(STATUS);
    if(status&RX_DR)
    {
      SPI_Read_Buf(RD_RX_PLOAD, rx_buf, TX_PLOAD_WIDTH);
      SPI_RW_Reg(FLUSH_RX,0);
      for(int i=0; i<32; i++)
      {
        mucostr[i]=rx_buf[i];
        mucostr2[i]=rx_buf[i];
      }
      tok = strtok(mucostr2, s);
      while( tok != NULL )
      {
        if (data==4) data=1;
        switch (data)
        {
          case 1: veri1 = atoi(tok); break;
          case 2: veri2 = atoi(tok); break;
          case 3: veri3 = atoi(tok); break;
        }
        tok = strtok(NULL, s);
        data++;
      }
      Serial.println("Alinan veriler: ");
    }
  }
}

```

```

        Serial.print("DARBE GENISLIGI : ");Serial.print(veri1);Serial.println(" ms");
        Serial.print("DARBE SAYISI  : ");Serial.print(veri2);Serial.println(" adet");
        Serial.print("DUTY CYCLE ORANI:%");Serial.print(veri3);Serial.println(" dir");
        Serial.println("Yeni veri almak istiyor musunuz? E/H");
        while(!Serial.available());
        a=Serial.read();
        if(a=='E')
            continue;
    }
    SPI_RW_Reg(WRITE_REG+STATUS,status);
    delay(1000);
    if(veri1>0&&veri2>0&&veri3>0)
        break;
}
//noInterrupts();
//delay(1000);
Serial.println("DARBE URETILIYOR...");
DARBE_URET(veri1,veri2,veri3);
Serial.println("DARBE URETIMI TAMAMLANDI!");
delay(20);
Serial.println("DEVAM ETMEK ISTIYOR MUSUNUZ(E/H): ");
char b='H';
while(!Serial.available());
b=Serial.read();while(b=='H');
}

```

```

void init_io(void)
{
    digitalWrite(IRQ, 0);
    digitalWrite(CE, 0);
    digitalWrite(CSN, 1);
}

```

```

unsigned char SPI_RW(unsigned char Byte)
{
    return SPI.transfer(Byte);
}

```

```

unsigned char SPI_RW_Reg(unsigned char reg, unsigned char value)
{
    unsigned char status;

    digitalWrite(CSN, 0);
    SPI_RW(reg);
    SPI_RW(value);
    digitalWrite(CSN, 1);

    return(status);
}

```

```

unsigned char SPI_Read(unsigned char reg)
{
    unsigned char reg_val;

    digitalWrite(CSN, 0);
    SPI_RW(reg);
    reg_val = SPI_RW(0);
    digitalWrite(CSN, 1);
}

```

```

    return(reg_val);
}

unsigned char SPI_Read_Buf(unsigned char reg, unsigned char *pBuf, unsigned char bytes)
{
    unsigned char sstatus,i;

    digitalWrite(CSN, 0);
    sstatus = SPI_RW(reg);

    for(i=0;i<bytes;i++)
    {
        pBuf[i] = SPI_RW(0);
    }

    digitalWrite(CSN, 1);

    return(sstatus);
}

unsigned char SPI_Write_Buf(unsigned char reg, unsigned char *pBuf, unsigned char bytes)
{
    unsigned char sstatus,i;

    digitalWrite(CSN, 0);
    sstatus = SPI_RW(reg);
    for(i=0;i<bytes; i++)
    {
        SPI_RW(*pBuf++);
    }
    digitalWrite(CSN, 1);
    return(sstatus);
}

void RX_Mode(void)
{
    digitalWrite(CE, 0);

    SPI_Write_Buf(WRITE_REG + RX_ADDR_P0, TX_ADDRESS, TX_ADR_WIDTH);
    SPI_RW_Reg(WRITE_REG + EN_AA, 0x01);
    SPI_RW_Reg(WRITE_REG + EN_RXADDR, 0x01);
    SPI_RW_Reg(WRITE_REG + RF_CH, 40);
    SPI_RW_Reg(WRITE_REG + RX_PW_P0, TX_PLOAD_WIDTH);
    SPI_RW_Reg(WRITE_REG + RF_SETUP, 0x07);
    SPI_RW_Reg(WRITE_REG + CONFIG, 0x0f);
    digitalWrite(CE, 1);
}

```

KÜTÜPHANELER:

API KÜTÜPHANESİ:

```

#ifndef API_H
#define API_H
//*****

#define READ_REG      0x00
#define WRITE_REG     0x20
#define RD_RX_PLOAD   0x61

```

```

#define WR_TX_PLOAD    0xA0
#define FLUSH_TX       0xE1
#define FLUSH_RX       0xE2
#define REUSE_TX_PL    0xE3
#define NOP            0xFF
/*****
#define RX_DR          0x40
#define TX_DS          0x20
#define MAX_RT         0x10
/*****/

```

```

#define CONFIG          0x00
#define EN_AA          0x01
#define EN_RXADDR       0x02
#define SETUP_AW        0x03
#define SETUP_RETR      0x04
#define RF_CH           0x05
#define RF_SETUP        0x06
#define STATUS          0x07
#define OBSERVE_TX      0x08
#define CD              0x09
#define RX_ADDR_P0      0x0A
#define RX_ADDR_P1      0x0B
#define RX_ADDR_P2      0x0C
#define RX_ADDR_P3      0x0D
#define RX_ADDR_P4      0x0E
#define RX_ADDR_P5      0x0F
#define TX_ADDR         0x10
#define RX_PW_P0        0x11
#define RX_PW_P1        0x12
#define RX_PW_P2        0x13
#define RX_PW_P3        0x14
#define RX_PW_P4        0x15
#define RX_PW_P5        0x16
#define FIFO_STATUS     0x17

```

```

/*****
#endif

```

NRF24L01 KÜTÜPHANESİ:

```

#ifndef NRF24L01_h
#define NRF24L01_h
#include "API.h"

```

```

#define TX_ADR_WIDTH    5

```

```

#define TX_PLOAD_WIDTH  1

```

```

#define CE              8

```

```

#define CSN             9

```

```

#define IRQ            10

```

```

#endif

```