T.C.

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

BİYOTELEMETRİ SİSTEMLERİ İÇİN MİNYATÜR RF DEVRE KARTI VE YAZILIMININ GELİŞTİRİLMESİ

Bahadır AYDINOĞLU

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

OCAK 2026

ANTALYA

T.C.

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

BİYOTELEMETRİ SİSTEMLERİ İÇİN MİNYATÜR RF DEVRE KARTI VE YAZILIMININ GELİŞTİRİLMESİ

Bahadır AYDINOĞLU

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

OCAK 2026

ANTALYA

T.C.

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOTELEMETRİ SİSTEMLERİ İÇİN MİNYATÜR RF DEVRE KARTI VE YAZILIMININ GELİŞTİRİLMESİ

Bahadır AYDINOĞLU

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez ARDEB-1001 programı kapsamında Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu tarafından 121E369 nolu proje ile desteklenmiştir.

OCAK 2026

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOTELEMETRİ SİSTEMLERİ İÇİN MİNYATÜR RF DEVRE KARTI VE YAZILIMININ GELİŞTİRİLMESİ

Bahadır AYDINOĞLU

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 12/01/2026 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Sıddık Cumhur BAŞARAN

Prof. Dr. Övünç POLAT

Dr. Öğretim Üyesi Gürkan BİLGİN

ÖZET

BİYOTELEMETRİ SİSTEMLERİ İÇİN MİNYATÜR RF DEVRE KARTI VE YAZILIMININ GELİŞTİRİLMESİ

Bahadır AYDINOĞLU

Yüksek Lisans Tezi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Sıddık Cumhur BAŞARAN

Ocak 2026; 48 sayfa

Bu tez çalışmasında, tıbbi operasyonlar sonrasında hastaların uzun süreli ve güvenilir biçimde izlenmesini mümkün kılacak minyatür bir biyotelemetri sisteminin donanım ve yazılım tasarımı gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın temel amacı, özellikle organ nakilleri sonrası anastomoz edilen damarların basınç takibine yönelik olarak, implant edilebilir ve kablosuz veri iletimi sağlayan bir sistem geliştirmektir. Bu yaklaşım ile hastaların klinik ortama bağımlılığının azaltılması, hasta konforunun artırılması ve sağlık personelinin daha etkin bir izleme süreci yürütmesi hedeflenmiştir.

Geliştirilen implant sisteminde, 16 bit çözünürlüklü Sigma-Delta ADD'ye sahip MSP430F2013 mikrodenetleyicisi kullanılmış; sensör verilerinin yüksek çözünürlükte sayısal ortama aktarılması sağlanmıştır. Analog veri için basınç algılama amacıyla DRV5056 hall etkisi sensörü tercih edilmiş ve sensör çıkışları yazılım tabanlı ortalama alma yöntemleri ile işlenmiştir. Kablosuz veri iletimi, ZL70323 RF modülü kullanılarak 403 MHz MICS bandında FSK modülasyonu ile gerçekleştirilmiş; modülün düşük güç tüketimli uyku modu özellikleri aktif olarak kullanılmıştır. İmplanttan elde edilen veriler, Zarlink BADA geliştirme kiti aracılığıyla baz istasyonunda toplanmış ve analiz edilmiştir. Sistemin performansı, dolaşım sistemini taklit eden ex-vivo deney düzenekleri üzerinden değerlendirilmiştir. Bu kapsamda lateks boru ve insan kadavrasından alınan gerçek damar kullanılarak farklı basınç seviyelerinde ölçümler gerçekleştirilmiştir. In-vivo deneyler ise domuz kullanılarak tamamlanmıştır.

Bu tez, ARDEB-1001 programı kapsamında desteklenen 121E369 numaralı TÜBİTAK projesinin üçüncü iş paketi kapsamında gerçekleştirilmiş olup, implant edilebilir biyotelemetri sistemlerinin klinik uygulanabilirliğine yönelik mühendislik temelli bir çözüm sunmaktadır. Elde edilen bulgular, geliştirilen sistemin damar basıncı takibi gibi kritik tıbbi uygulamalar için yeterli hassasiyet, güvenilirlik ve enerji verimliliği sağladığını ortaya koymaktadır.

ANAHTAR KELİMELER: Biyotelemetri Sistemi, Düşük Güçte RF Haberleşme, MICS ve ISM Bantları, Tıbbi İmplant,

JÜRİ: Prof. Dr. Sıddık Cumhur BAŞARAN

Prof. Dr. Övünç POLAT

Dr. Öğretim Üyesi Gürkan BİLGİN

ABSTRACT

DEVELOPMENT OF A MINIATURE RF CIRCUIT BOARD AND SOFTWARE FOR BIOTELEMETRY SYSTEMS

Bahadır AYDINOĞLU

MSc Thesis in Electrical-Electronics Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Sıddık Cumhur BAŞARAN

January 2026; 48 pages

In this thesis, the hardware and software design of a miniature biotelemetry system enabling long-term and reliable monitoring of patients following medical procedures is presented. The primary objective of the study is to develop an implantable system with wireless data transmission capability, particularly aimed at monitoring the pressure of anastomosed blood vessels after organ transplantation. Through this approach, it is intended to reduce patients' dependence on clinical environments, improve patient comfort, and enable healthcare professionals to conduct more efficient monitoring processes.

In the developed implant system, the MSP430F2013 microcontroller, which features a 16-bit Sigma-Delta analog-to-digital converter, was utilized to ensure high-resolution digitization of sensor data. For pressure sensing, the DRV5056 hall-effect sensor was selected, and the sensor outputs were processed using software-based filtering and averaging techniques. Wireless data transmission was achieved using the ZL70323 RF module operating in the 403 MHz MICS band with FSK modulation, while the module's low-power sleep mode features were actively employed. Data obtained from the implant were collected and analyzed at the base station using the Zarlink BADA development kit. The performance of the system was evaluated through ex-vivo experimental setups designed to emulate the circulatory system. In this context, measurements were conducted at various pressure levels using plexiglass tubing, latex tubing, and real blood vessels obtained from a human cadaver.

This thesis is derived from the third work package of the TÜBİTAK project numbered 121E369, supported under the ARDEB-1001 program, and presents an engineering-based solution toward the clinical applicability of implantable biotelemetry systems. The obtained results demonstrate that the developed system provides sufficient sensitivity, reliability, and energy efficiency for critical medical applications such as vascular pressure monitoring.

KEYWORDS: Biotelemetry System, Low-Power RF Communication, Medical Implant, MICS and ISM Bands,

COMMITTEE: Prof. Dr. Sıddık Cumhur BAŞARAN

Prof. Dr. Övünç POLAT

Asst. Prof. Dr. Gürkan BİLGİN

ÖNSÖZ

Modern tıbbın günümüzde ulaştığı ileri düzey, yalnızca klinik bilgi ve cerrahi tekniklerdeki gelişmelerle değil; aynı zamanda elektronik mühendisliği başta olmak üzere mühendislik disiplinlerinin sağladığı teknolojik katkılarla mümkün olmuştur. Özellikle tanı, tedavi ve hasta takibi süreçlerinde kullanılan medikal cihazlar; hassas ölçüm, güvenilir veri iletimi ve düşük güç tüketimi gibi mühendislik çözümleri sayesinde sağlık hizmetlerinin etkinliğini ve erişilebilirliğini önemli ölçüde artırmıştır. Bu bağlamda elektronik mühendisliği, modern tıbbın vazgeçilmez bir bileşeni hâline gelmiştir.

Bu tez çalışması, tıbbi operasyonlar sonrasında belirli bir süre gözetim altında tutulması gereken hastaların, bu süreci günlük yaşamlarını kısıtlamadan geçirebilmelerine katkı sağlamayı amaçlamaktadır. Geliştirilen biyotelemetri tabanlı sistem ile, hem hastaların konforunun artırılması hem de sağlık personelinin daha etkin ve sürdürülebilir bir izleme süreci yürütebilmesi hedeflenmiştir. Özellikle organ nakilleri sonrasında anastomoz edilen damarların basınç takibi gibi hayati öneme sahip uygulamalarda, erken dönemde meydana gelebilecek komplikasyonların tespit edilebilmesi için söz konusu takip sürecinin kablosuz, sürekli ve güvenilir bir biçimde gerçekleştirilebilmesine yönelik mühendislik temelli bir çözüm ortaya konmuştur.

Bu tez, ARDEB-1001 programı kapsamında desteklenen ve 121E369 numaralı TÜBİTAK projesinin üçüncü iş paketinden türetilmiştir. Sağladığı maddi ve manevi desteklerden dolayı, öncelikle Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu'na (TÜBİTAK) teşekkür ederim. Tez çalışmam boyunca bilgi birikimi, yol gösterici yaklaşımı ve değerli katkılarıyla her aşamada yanımda olan danışman hocam Prof. Dr. Sıddık Cumhur Başaran'a en içten teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım. Hayvan deneylerinin gerçekleştirilmesi sürecinde verdikleri destek ve gösterdikleri özveri için Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi'nin değerli doktorlarına ve Akdeniz Üniversitesi Deney Hayvanları Laboratuvarı birimine teşekkür ederim. Son olarak, bu uzun ve zorlu süreçte her zaman yanımda olan; sabırları, anlayışları ve destekleriyle bana güç veren anneme, babama, eşime ve biricik kızıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Onların desteği olmadan bu çalışmanın tamamlanması mümkün olmazdı.

İÇİNDEKİLER

ÖZET i
ABSTRACT ii
ÖNSÖZ iii
AKADEMİK BEYAN vi
SİMGELER VE KISALTMALAR viii
ŞEKİLLER DİZİNİ x
ÇİZELGELER DİZİNİ xi
1. GİRİŞ 1
2. KAYNAK TARAMASI 3
3. MATERYAL VE METOT 5
3.1. Sistem Tasarımı ve Genel Blok Diyagramı 5
3.2. MSP430F2013 Mikrodenetleyicisi 5
3.2.1. Sigma-Delta ADD yapısı ve avantajları 6
3.3. DRV5056 Hall Etkisi Sensörü 7
3.4. Zarlink ZL70323 RF Modülünün Özellikleri 8
3.4.1. SPI haberleşmesi ve ZL70323 SPI özellikleri 10
3.4.2. FSK modülasyonlu RF veri aktarımı 12
3.4.3. İletim ve uyandırma frekansları 14
3.4.4. Uyku modu 14
3.5. Çift Bant Düzlemsel Anten 15
3.6. ZL70120 BADA Baz İstasyonu 16
3.7. Donanım Tasarımı 17
3.7.1. Şematik tasarım süreci 17
3.7.2. PCB tasarımı 19
3.7.3. Güç yönetimi ve enerji tüketimi 20
3.8. Gömülü Yazılımın Geliştirilmesi 20
3.8.1. Sensör verisinin ADD ile okunması 21
3.8.2. SPI haberleşme fonksiyonlarının oluşturulması ve ADD verisinin RF tamponuna iletilmesi 21
3.8.3. FSK modülasyonlu RF veri aktarımı 22
3.8.4. Sistemin gömülü yazılım algoritması 22

4. BULGULAR VE TARTIŞMA 25
5. SONUÇLAR 38
6. KAYNAKLAR 40
7. EKLER 42
ÖZGEÇMİŞ

AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Biyotelemetri Sistemleri İçin Minyatür Rf Devre Kartı ve Yazılımının Geliştirilmesi” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

12/01/2026

Bahadır AYDINOĞLU

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

B	: Bayt
°C	: Celsius
cm	: Santimetre
GHz	: Gigahertz
Hz	: Hertz
KB	: Kilobayt
kHz:	: Kilohertz
m	: Metre
mA	: Miliamper
mAh	: Miliamper saat
MHz	: Megahertz
mm	: Milimetre
mmHg	: Milimetre civa
mV	: Milivolt
nF	: Nanofarad
Ω	: Ohm
Σ-Δ	: Sigma-delta
V	: Volt

Kısaltmalar

AC	: Alternatif Akım
ADD	: Analog-Dijital Dönüştürücü

ADK : Uygulama Geliştirme Kiti (Application Development Kit)

ARDEB : Araştırma Destek Programları Başkanlığı

BER : Bit Hata Oranı (Bit Error Rate)

BFSK : İkili Frekans Kaydırmalı Anahtarlama (Binary Frequency Shift Keying)

BJT : Bipolar Eklemli Transistör (Bipolar Junction Transistor)

BLE : Bluetooth Low Energy

CPHA : Saat Fazı (Clock Phase)

CPOL : Saat Kutuplanması (Clock Polarity)

CS : Çip Seçimi (Chip Select)

DAD : Dijital-Analog Dönüştürücü

EDA : Elektronik Tasarım Otomasyonu (Electronic Design Automation)

FET : Alan Etkili Transistör (Field Effect Transistor)

FSK : Frekans Kaydırmalı Anahtarlama (Frequency Shift Keying)

ISM : Endüstriyel, Bilimsel ve Tıbbi (Industrial, Scientific and Medical)

Li-Po : Lityum Polimer

MEMS : Mikro Elektro-Mekanik Sistem (Micro-Electro-Mechanical Systems)

MC-FSK : Manchester FSK

MICS Service) : Tıbbi İmplant Haberleşme Servisi (Medical Implant Communication

MISO : Master Giriş Slave Çıkış (Master In Slave Out)

MOSI : Master Çıkış Slave Giriş (Master Out Slave In)

PCB : Basılmış Devre Kartı (Printed Circuit Board)

PLL : Faz Kilitlemeli Döngü (Phase Lock Loop)

RF : Radyo Frekansı

RFID : Radyo Frekansı ile Tanımlama (Radio-frequency Identification)

SAR : Ardışık Yaklaşım (Successive-approximation)

SCLK : Seri Saat (Serial Clock)

SMA : Subminiature A

SoC : Yongada Sistem (System on Chip)

SPI : Seri Çevresel Arayüz (Serial Peripheral Interface)

TÜBİTAK : Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu

USART : Evrensel Senkron-Asenkron Alıcı Verici (Universal Synchronous and Asynchronous Receiver-Transmitter)

Tezde ondalık yazım kullanılmıştır, ondalık ayıracı olarak “.” kullanılmıştır.

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. Biyotelemetri Sistemi Genel Blok Diyagramı 5

Şekil 3.2. 16-QFN Paket MSP430F2013 Mikrodenetleyicisinin Temsili Görseli 6

Şekil 3.3. Sigma-Delta ADD İç Yapısı 7

Şekil 3.4. Hall Etkisi Sensörünün Anastomoz Edilmiş Damara Mıknatıs ile Bağlanması 8

Şekil 3.5. ZL70323 RF İmplant Modülü 9

Şekil 3.6. ZL70323 RF Modülün Pinleri 10

Şekil 3.7. ZL70323 SPI Operasyonları; **a)** Yazma Operasyonu; **b)** Okuma Operasyonu 12

Şekil 3.8. Kare Dalga Sinyaline FSK Modülasyonun Uygulanması 13

Şekil 3.9. Tez Çalışmasında Kullanılan Çift Bant Düzlemsel Anten 15

Şekil 3.10. Veri Transferi Esnasında ADK Uygulamasına Ait Ekran Görüntüsü 17

Şekil 3.11. ZL70323 RF Modülün Örnek Bağlantı Şeması 18

Şekil 3.12. Minyatür Biyotelemetri Sisteminin İmplant Kartının Şematiği 19

Şekil 3.13. RF İmplant Modülünün PCB Görselleri; **a)** Üst Katman; **b)** Alt Katman 20

Şekil 3.14. Sistemin Gömülü Yazılım Algoritması Akış Şeması 24

Şekil 4.1. Ex-vivo Deney Düzeneği; **a)** Blok Diyagramı; **b)** Görseli 25

Şekil 4.2. Hall Etkisi Sensörünün İnsan Damarı Üzerine Adapte Edilmesi 26

Şekil 4.3. Lateks Boru ile Alınan Ölçümler; **a)** 0 mmHg; **b)** 40 mmHg; **c)** 80 mmHg; **d)** 120 mmHg; **e)** 160 mmHg; **f)** 200 mmHg 28

Şekil 4.4. Hall Etkisi Sensörünün İnsan Damarı Üzerine Adapte Edilmesi 30

Şekil 4.5. İnsan Kadavrasından Alınan Damar ile Alınan Ölçümler; **a)** 0 mmHg; **b)** 40 mmHg; **c)** 80 mmHg; **d)** 120 mmHg; **e)** 160 mmHg; **f)** 200 mmHg 31

Şekil 4.6. Domuz Deneyine Ait Görseller; **a)** Kapsüle Edilmiş İmplant Kart; **b)** Sensörün Damara Takılması; **c)** Sensör ve Kapsülün Domuz İçerisindeki Konumları 33

Şekil 4.7. Domuz Damarının Çeşitli Kan Basınçlarında Alınan Ölçümler; **a)** 114-118 mmHg; **b)** 105 mmHg; **c)** 99 mmHg; **d)** 96 mmHg; **e)** 90 mmHg; **f)** 72mmHg 35

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. SPI Modları 11

Çizelge 3.2. ZL70323 Modülünün Bulunduğu Modlara Bağlı Olarak Çektiği Akımlar 15

Çizelge 4.1. Lateks Boru ile Yapılan Deneyin Sayısal Sonuçları 27

Çizelge 4.2. İnsan Damarı ile Yapılan Deneyin Sayısal Sonuçları 32

Çizelge 4.3. Domuz ile Yapılan Deneyin Sayısal Sonuçları 36

1. GİRİŞ

Biyotelemetri sistemleri, insanlarda ve diğer canlı organizmalarda temel fizyolojik verilerin uzaktan izlenmesine olanak sağlayarak hastalıkların teşhis ve tedavisinde önemli katkılar sunan bir teknoloji alanıdır. Bu alanda amaç, biyolojik sinyallerin incelenip işlenebilmesi için erişimi güç ortamlardan güvenilir biçimde elde edilmesi ve parazit etkilerinden arındırılarak iletilmesidir (Oktay 2019). 1960'ların başında implant edilebilir kalp pillerinin geliştirilmesiyle tıp uygulamalarında kullanılmaya başlanan bu sistemler, sağlık hizmetleri açısından giderek artan bir değer kazanmıştır. Günümüzde kandaki glikoz düzeyinin, nabız hızının ve vücut sıcaklığının izlenmesi, insülin pompalarının kullanımı, derin beyin stimülasyonu ve endoskopik işlemler biyotelemetri sistemlerinin sunduğu önemli uygulama örnekleri arasında yer almaktadır.

Bu sistemlerin yaygınlaşmasıyla birlikte, özellikle taşınabilirlik, düşük güç tüketimi, güvenilir veri iletimi ve hasta konforu gibi unsurlar araştırmacılar için temel odak noktaları hâline gelmiştir. Sağlık teknolojilerinde yaşanan hızlı ilerleme, biyotelemetriyi yalnızca klinik ortamlarda değil, günlük yaşamda da uygulanabilir kılmakta; kronik hastalıkların takibinden erken teşhis yöntemlerine kadar geniş bir kullanım alanı sunmaktadır. Bu bağlamda, geliştirilecek yeni nesil biyotelemetri çözümleri, hem sağlık hizmetlerinin etkinliğini artırma hem de bireylerin yaşam kalitesini iyileştirme potansiyeline sahiptir.

Kan akış hızına bağlı olarak damar basıncının dinamik biçimde izlenebilmesi, biyotelemetri uygulamalarının bir diğer önemli boyutunu oluşturmaktadır. Canlılığın sürdürülebilmesi büyük ölçüde dolaşım sisteminin etkinliğine bağlıdır. Organlara giden kan akımının cerrahi komplikasyonlar veya çeşitli hastalıklar nedeniyle yetersiz kalması, iskemiye ve bunun sonucunda organ yetmezliği ya da doku nekrozuna yol açabilmektedir. Bu nedenle kan akışının sürekli ve güvenilir biçimde izlenmesi, hem tanı hem de tedavi süreçleri açısından kritik bir gereklilik taşımaktadır.

Kan damarları arasında bağlantı kurulmasını sağlayan cerrahi yöntem olan damar anastomozu, kardiyovasküler, vasküler ve transplantasyon ameliyatlarının en hassas aşamalarından biridir (Boutry vd. 2019). Anastomoz hattında oluşabilecek kanama, pıhtı veya tıkanma gibi komplikasyonların erken tespiti, operasyonun başarısını doğrudan etkileyen bir faktördür. Bu bağlamda, damar basıncı ve akış parametrelerinin biyotelemetri yoluyla gerçek zamanlı izlenmesi, cerrahi sonrası komplikasyonların önlenmesinde ve hasta güvenliğinin artırılmasında büyük bir potansiyele sahiptir ve belirli aralıklarla yapılan biyokimyasal testler ve hepatik doppler ultrasonografi ile gerektiğinde dinamik bilgisayarlı tomografi gibi radyolojik yöntemler tanı ve takipte kullanılmaktadır (Uller vd. 2013). Bu yöntemlerin birçoğu doğru ve önleyici bilgiler sağlayabilmesine rağmen, maliyetli ve karmaşıktır ve operasyon için yüksek eğitimli klinisyenlere ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu ihtiyaçtan hareketle, bu tez kapsamında geliştirilmiş olan biyotelemetri sistemi, damar basıncı ve akış parametrelerinin güvenilir ve düşük güç tüketimiyle uzaktan izlenmesini sağlamaktadır. Geliştirilmiş olan sistemde, implant edilebilir medikal cihazlarla uyumlu olacak şekilde 2.45 GHz bandında uyarıcı bir sinyal ile cihaz aktif hâle getirilmekte ve sonrasında 400 MHz bandında veri iletişimi

gerçekleştirilmektedir. Bu yaklaşım sayesinde hem enerji verimliliği artırılmakta hem de veri aktarımının güvenilirliği sağlanmaktadır. Ayrıca, 400 MHz bandının dokular içerisindeki yayılım özellikleri, biyotelemetri uygulamaları için önemli bir avantaj sunmaktadır. Böylece damar anastomozu gibi yüksek hassasiyet gerektiren cerrahi uygulamalarda, operasyon sonrası dönemde kan akışının ve damar basıncının kesintisiz izlenmesi mümkün hâle gelmektedir. Bu da komplikasyonların erken dönemde tespit edilmesine, tedavi sürecinin hızlanmasına ve hasta güvenliğinin artırılmasına katkı sağlamaktadır.

Bu tez çalışması üç ana bölümden oluşmaktadır. İlk bölümde, hasta vücuduna yerleştirilecek implantın elektronik devre ve baskı devre kartı tasarımı ele alınmaktadır. İkinci bölümde, bu kart üzerinde yer alan mikrodenetleyici için gömülü yazılımın geliştirilmesi ve RF haberleşmeyi sağlayan entegre devrenin yazmaçlarının programlanması gerçekleştirilmiştir. Son bölümde ise, implanttan elde edilen verilerin işlenmesi ve yorumlanmasına yönelik çalışmalar sunulmaktadır.

2. KAYNAK TARAMASI

Son yıllarda tıbbi yöntemlerdeki hızlı gelişmeler ve ileri teknolojik donanıma sahip biyomedikal cihazların etkin kullanımı, organ nakli operasyonlarının hem çeşitliliğini hem de yoğunluğunu önemli ölçüde artırmıştır. Günümüzde böbrek, karaciğer, kalp, akciğer ve pankreas başta olmak üzere birçok organ nakli başarıyla gerçekleştirilebilmektedir. Özellikle karaciğer nakli, son dönem karaciğer yetmezliği bulunan hastalar için yaşam kurtarıcı bir tedavi yöntemi olarak öne çıkmaktadır (Saidi 2013; Akbulut 2014).

Literatürde, biyotelemetri temelli damar basıncı izleme sistemlerine yönelik çeşitli çalışmalar sunulmuştur. Bu çalışmaların ortak noktası, vücut içerisinde aktif olarak ölçülen hemodinamik verilerin RF tabanlı iletişim yöntemleriyle dış ortama aktarılması ve harici bir alıcı istasyon tarafından dinamik olarak izlenebilmesidir (Theodor vd. 2014a, 2014b; Unadkat vd. 2015; Caldara vd. 2016). Theodor ve çalışma arkadaşları tarafından önerilen ilk sistemde, iki tanesi doğrudan damar üzerine ve bir tanesi referans amaçlı damar yakınına yerleştirilen üç adet ivme sensörü kullanılmış; kan akış hızından türetilen basınç datası dahili bir RF verici aracılığıyla dışarıya iletilmiştir. Aynı araştırma grubu tarafından sunulan diğer çalışmada ise damar üzerine yerleştirilen dört elektrot ile empedans pletismografisi yöntemi kullanılarak damar basıncı ölçülmüş, fark yükselteci devresi ile işlenen AC sinyal 403 MHz'de çalışan bobin sarımlı bir anten aracılığıyla iletilmiş ve harici alıcı bobin ile faz kilitlemeli amplifikatör devresi üzerinden izlenmiştir. Unadkat ve ekibi tarafından geliştirilen sistemde ise 20 MHz piezoelektrik transdüserler yardımıyla ölçülen basınç verisi dahili RF modülü tarafından işlendikten sonra 915 MHz frekansında dış ortama aktarılmış ve harici alıcı devre üzerinden değerlendirilmiştir. Caldara ve çalışma arkadaşlarının önerdiği sistem RFID prensibine dayanmakta olup, sensör ve elektronik devreden oluşan vücut içi RFID etiketi aracılığıyla basınç verisi harici bir RFID okuyucu tarafından alınabilmektedir. Ancak bu yöntemde basınç bilgisinin anlamlandırılabilmesi için ek bir harici referans sensöre gereksinim duyulmaktadır.

Wright ve çalışma arkadaşları geliştirdikleri piezorezistif basınç sensör sistemi için MICS ve BLE iletişimine dayanan iki farklı biyotelemetri sistemini önermişlerdir (Wright vd. 2024). MICS tabanlı implant sistem 3 cm çapında bir PCB üzerine kurulmuş olup harici anten ile çalışmaktadır. Açık görüş hattında maksimum 1.8 m haberleşme mesafesi elde edilmiş ve düşük güç tüketimi odağında tasarlanan sistem veri toplama sırasında ortalama 1.8 mA akım çekmiştir. Baz istasyonu ile bağlantı ve veri aktarımı sırasında tüketim 5 mA seviyesine ulaşmış, kısa süreli anlarda ise 17 mA değerleri gözlenmiştir. Dahili bellek tamponu iki kanalda toplam 3710 veri noktasını saklayabilmekte olup, 0.5 Hz örnekleme hızıyla yaklaşık iki saatlik veri depolama kapasitesi sunmaktadır. 750 mAh batarya ile teorik çalışma süresi yaklaşık 16 gün olarak hesaplanmıştır. Sistemin haberleşme menzilinin anten tasarımı veya çıkış gücü artırılarak iyileştirilebileceği belirtilmiştir.

Aynı donanım platformu kullanılarak geliştirilen BLE tabanlı versiyon ise gerçek zamanlı 8 Hz örnekleme hızında çalışmış ve ortalama 2.8 mA akım tüketmiştir. 750 mAh batarya ile yaklaşık 11 günlük sürekli çalışma süresi öngörülmüş; açık koridorda yapılan menzil testlerinde ise en az 40 m bağlantı mesafesine ulaşılmıştır. BLE prototipi 30 × 25 mm^2 boyutlarında daha kompakt bir PCB üzerinde tasarlanmış, Nordic Semiconductor nRF5340 SoC tabanlı MOKOBlue MK13A modülü iletişim birimi olarak kullanılmıştır. Ölçüm biriminde ise 16 bit çözünürlüğe sahip ADS1100 ADD entegresi tercih edilmiş ve veriler nRF52840DK geliştirme kiti aracılığıyla toplanmıştır.

Rothfuss ve çalışma arkadaşları ise Doppler tabanlı akış sensöründe veri elde etmek için pilsiz ve kapsüle edilmemiş haliyle 1.70 cm^3 hacme sahip bir implant sistemi tasarlamışlardır (Rothfuss vd. 2016). Çalışmada Texas Instruments'ın CC1110F32 sistem-on-chip mikrodenetleyicisi kullanılmıştır. Bu birim, 315/433/868/915 MHz MICS bantlarında RF iletişim kabiliyetine sahip olup, Doppler tabanlı akış sensöründen elde edilen damar verileri MCU'nun ADD birimi ile işlenmiştir. Ölçümler 1.25 V referans gerilimi, 10 bit çözünürlük ve diferansiyel giriş konfigürasyonu ile gerçekleştirilmiş; 2.5 V tam ölçek aralığında 1024 seviyelik kuantizasyon elde edilmiştir. ADD tampon kapasitesi 122 örnek olup, bu tampon yaklaşık 7.74 ms'de dolmaktadır. Kablosuz iletim için 915 MHz taşıyıcı frekans tercih edilmiştir. Güç kaynağı olarak 3.7 V, 400 mAh kapasitesinde bir Li-Po pil kullanılmış; pilin toplam hacmi 4.4 cm^3 (5 mm × 25 mm × 35 mm) olarak raporlanmıştır.

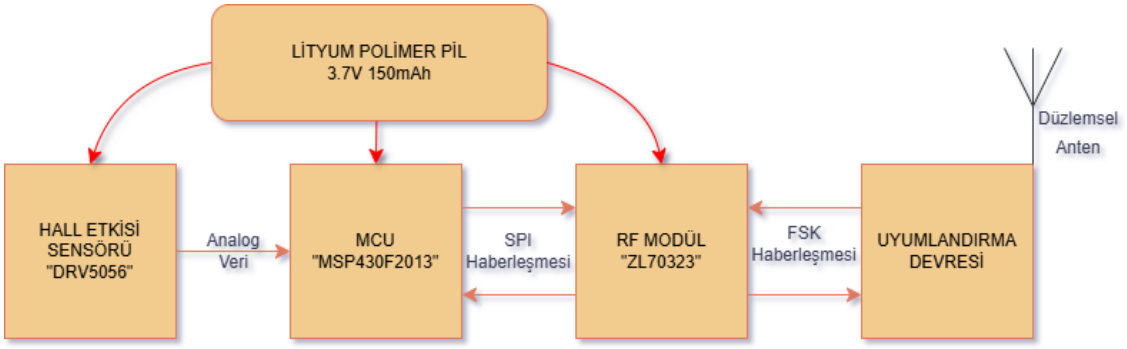
Bonfanti ve çalışma arkadaşları raporladıkları çalışmada dijital veri sıkıştırma ve kablosuz telemetriye sahip çok kanallı bir nöral spike kayıt sistemi tasarlamışlardır (Bonfanti vd. 2012). Tasarlanan sistemde 16 adet yükselteç, 1 adet analog zaman bölmeli çoklayıcı, 8 bitlik SAR ADD modülü, dijital sıkıştırma ünitesi ve kablosuz verici bulunmaktadır. Manchester kodlu frekans kaymalı anahtarlama (MC-FSK) modülatörü kullanan bu sistemin taşıyıcı frekansı 400 MHz olup, tasarlanan PCB'nin boyutları ise 3x3 cm'dir.

Tantin ve çalışma arkadaşları da her ne kadar kan basıncı ölçümü yerine mesane basıncı ölçümü üzerine çalışmış olsalar da bu çalışmada ZL70323 modülünü kullanmışlar ve baz istasyonu olarak da ZL70120 modülüne sahip bir kart tasarlamışlardır. (Tantin vd. 2017). 30 mm yarıçapta tasarlanan implant ile MEMS (Mikro-Elektro-Mekanik Sistem) bir sensör kullanılarak alınan analog veri 12 bit çözünürlükte ADD ile dijitale çevrilerek baz istasyonuna gönderilmiştir. Bu veriler baz istasyonundan da USART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter) ile PC'ye aktarılmışlardır.

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Sistem Tasarımı ve Genel Blok Diyagramı

Implant sisteminin tasarımında mikrodenetleyici olarak Texas Instruments ürünü MSP430F2013, RF haberleşmesi için Microsemi ürünü Zarlink ZL70323, sensör olarak Texas Instruments ürünü DRV5056 hall etkisi sensörü kullanılmıştır. Güç kaynağı olarak ise 3.7V 150mAh kapasiteye sahip lityum-polimer pil tercih edilmiştir. Sistemin genel blok diyagramı Şekil 3.1'de gösterilmiştir.

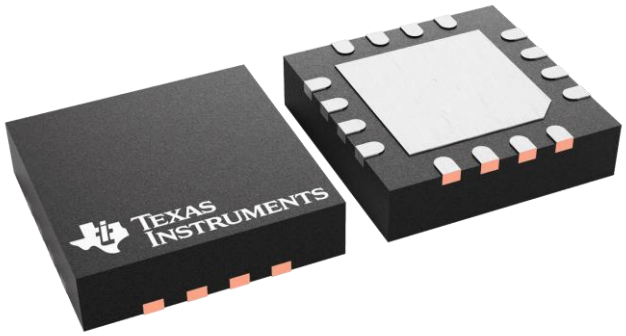


Şekil 3.1. Biyotelemetri Sistemi Genel Blok Diyagramı

3.2. MSP430F2013 Mikrodenetleyicisi

İmplant sisteminde kullanılacak mikrodenetleyicinin hem fiziksel olarak küçük bir paket yapısına sahip olması hem de gelişmiş teknik özellikler sunması gerekliliği göz önünde bulundurulmuştur. Bu doğrultuda öncelikle yüksek performanslı ve entegre modülleri gelişmiş olan mikrodenetleyiciler değerlendirilmiştir. Özellikle analog–dijital dönüştürücü (ADD) modülünün çözünürlüğü kritik bir tasarım kriteri olarak ele alınmış; piyasada yaygın olarak kullanılan genel amaçlı mikrodenetleyicilerin çoğunlukla 10 bit veya 12 bit ADD çözünürlüğü sunduğu tespit edilmiştir.

Daha yüksek doğruluk gereksinimi nedeniyle 16 bit ADD çözünürlüğüne sahip mikrodenetleyiciler araştırıldığında ise bu cihazların genellikle daha büyük paket yapıları ile sunulduğu görülmüştür. Buna karşın MSP430F2013 modeli, hem 16-bit ADD çözünürlüğü hem de implant uygulamaları için uygun olan kompakt 16-QFN paket seçeneği ile öne çıkmıştır (MSP430F2013, Datasheet). Bu nedenle sistem gereksinimlerini en etkin şekilde karşılayan MSP430F2013 mikrodenetleyicisinin implant yapısında kullanılmasına karar verilmiştir. 4 x 4 mm^2 boyutlara sahip bu mikrodenetleyicinin 16-QFN pakete sahip temsili görseli Şekil 3.2'de gösterilmiştir.



Şekil 3.2. 16-QFN Paket MSP430F2013 Mikrodenetleyicisinin Temsili Görseli (MSP430F2013, Datasheet)

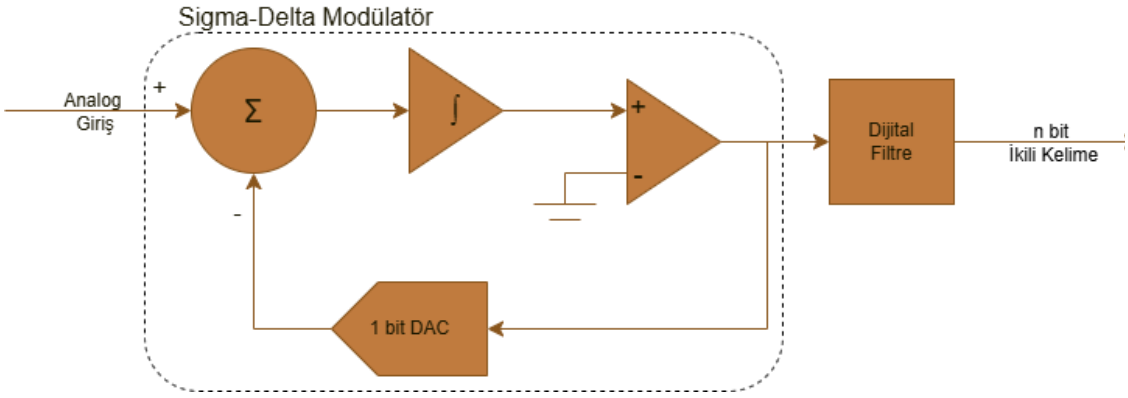
MSP430F2013, düşük güç tüketimli sistemler için optimize edilmiş 16-bit RISC mimarisi üzerine kurulmuştur. 2 KB program hafızası ve 256 B veri belleği ile sınırlı yerleşimlere uygun bir yapı sunarken, 1.8 V ile 3.6 V arasındaki geniş çalışma gerilimi aralığı sayesinde implant uygulamalarında tercih edilen enerji yönetim stratejilerini desteklemektedir.

Bu mikrodenetleyiciyi benzerlerinden ayıran temel unsur, bünyesinde barındırdığı 16 bit Sigma-Delta analog-sayısal dönüştürücü (SD16_A) modülüdür. Birçok genel amaçlı mikrodenetleyici 10 bit veya 12 bit çözünürlük sunarken, MSP430F2013'ün Sigma-Delta mimarisi sayesinde 16 bit etkili çözünürlük elde edilebilmekte ve bu da özellikle düşük genlikli biyolojik sinyallerin ölçümünde kritik bir avantaj oluşturmaktadır.

Ayrıca mikrodenetleyicinin 0.6 V dahili referans gerilimine sahip olması, dar bir giriş gerilim aralığı üzerinde yüksek çözünürlüklü ölçüm yapılmasına imkân tanımaktadır. Bu referans ile 0.6 V'luk analog sinyal aralığı 65535 seviyeye bölünebilmekte; bu da ölçüm duyarlılığını anlamlı derecede artırarak implant sisteminin basınç algılama performansını güçlendirmektedir. Bu özellikler, MSP430F2013'ü kompakt boyut, düşük güç tüketimi ve yüksek ölçüm hassasiyeti gerektiren biyotelemetri uygulamaları için uygun bir çözüm haline getirmiştir.

3.2.1. Sigma-Delta ADD yapısı ve avantajları

Sigma-Delta (Σ-Δ) analog–dijital dönüştürücüler, özellikle düşük frekanslı ve yüksek hassasiyet gerektiren ölçüm uygulamalarında tercih edilen bir dönüştürme mimarisidir. Şekil 3.3'de iç yapısı gösterilen bu mimari yapısal olarak bir bütünleşik integratör, bir karşılaştırıcı, bir 1 bit dijital-analog dönüştürücü (DAD) ve bir geri besleme döngüsünden oluşmaktadırlar. Sigma-Delta ADD'ler, yüksek çözünürlüklerini "oversampling" ve "noise shaping" adı verilen iki temel prensip üzerinden gerçekleştirirler.



Şekil 3.3. Sigma-Delta ADD İç Yapısı

Bu mimaride giriş sinyali yüksek bir örnekleme frekansı ile sürekli olarak izlenir ve analog sinyalle geri besleme sinyalinin farkı integratör tarafından toplanarak dijital bir bit akışı oluşturulur. Ardından bu bit akışı, dijital filtreleme ve örnek altı azaltma işlemlerinden geçirilerek yüksek çözünürlüklü bir dijital veriye dönüştürülür. Böylece düşük genlikli sinyallerde bile hassas ölçüm mümkün hale gelir (Kester 2011).

Sigma-Delta ADD'lerin en önemli avantajlarından biri, yapı itibarıyla gürültüyü yüksek frekans bölgesine iterek ölçüm bant genişliğinde düşük gürültülü bir sinyal oluşturmasıdır. Bu "noise shaping" etkisi, özellikle biyomedikal sinyaller gibi düşük frekanslı ve düşük genlikli sinyallerde büyük bir kazanım sağlar. Ayrıca oversampling sayesinde giriş sinyalinin ayrıntıları daha iyi yakalanır ve kuantalama gürültüsü efektif olarak azaltılır.

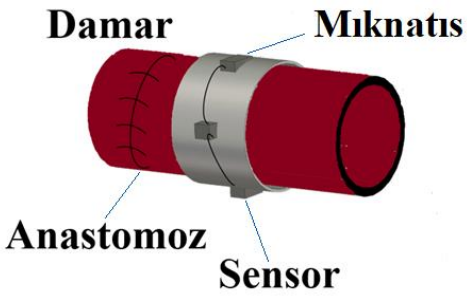
Diğer ADD mimarilerinde (örneğin SAR) yüksek çözünürlüğe ulaşmak, devre karmaşıklığının artmasına ve daha büyük bir silikon alanına ihtiyaç duyulmasına sebep olurken, Sigma-Delta ADD'ler yüksek çözünürlüğü görece daha küçük devre yapısı ve düşük güç tüketimiyle sunabilir. Bu nedenle Sigma-Delta mimarisi hem düşük güç hem de yüksek hassasiyet gerektiren implant sistemleri gibi uygulamalarda ideal bir çözüm olarak öne çıkmaktadır.

3.3. DRV5056 Hall Etkisi Sensörü

DRV5056, Texas Instruments tarafından geliştirilen, doğrusal çıkış verebilen ve düşük güç tüketimli bir hall etkisi manyetik alan sensörüdür. Bu sensör, özellikle akım ölçümü, konum tespiti, temassız anahtarlama ve manyetik alan değişimlerinin hassas şekilde izlenmesi gibi uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. DRV5056, içeriğinde bulunan hall elemanı aracılığıyla sensör yüzeyine dik bir manyetik alanı algılar ve ölçülen manyetik akı yoğunluğuna karşılık gelen analog bir çıkış üretir. Bu özellik, sistemlerde hareketli mekanik parçalarla temas gereksinimini ortadan kaldırarak uzun ömürlü ve güvenilir bir ölçüm mekanizması sağlar.

Sensörün en önemli avantajlarından biri, geniş manyetik alan ölçüm aralığına ve yüksek doğrusallığa sahip olmasıdır. DRV5056 ailesi, farklı manyetik alan aralıklarına duyarlı çeşitli modeller içermekte olup, uygulamanın gereksinimine bağlı olarak uygun hassasiyet düzeyi seçilebilmektedir. Ayrıca sensör, 3.3 V ve 5 V besleme seviyeleri ile uyumlu çalışabilmesi sayesinde gömülü sistem tasarımlarında esnek bir entegrasyon imkânı sunar (DRV5056, Datasheet). Çıkış sinyalinin düşük gürültülü olması, analog-dijital dönüştürücülerle yapılan ölçümlerde yüksek kararlılık ve tekrar edilebilirlik sağlamaktadır.

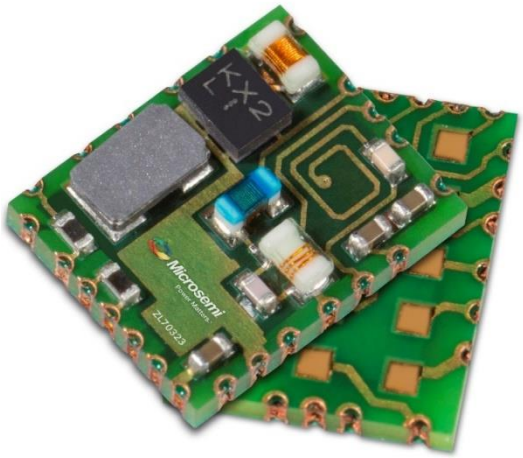
DRV5056 hall etkisi sensörü Şekil 3.4'te gösterildiği üzere bir mıknatısla aynı eksende olacak şekilde anastomoz edilecek damara bağlanması planlanmış, manyetik alandaki değişime göre damar çapının invaziv olmayacak halde ölçülmesi düşünülmüştür (Ruhhammer vd. 2013).



Şekil 3.4. Hall Etkisi Sensörünün Anastomoz Edilmiş Damara Mıknatıs ile Bağlanması

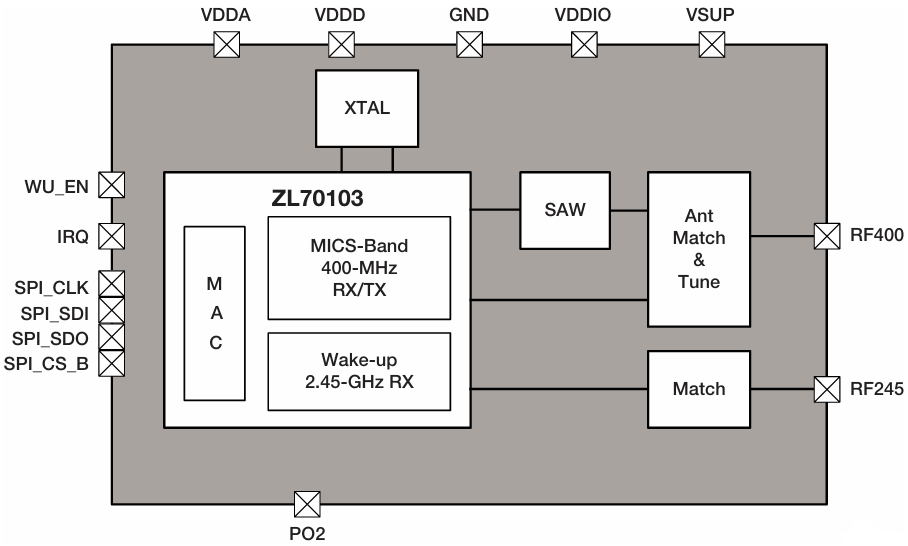
3.4. Zarlink ZL70323 RF Modülünün Özellikleri

Bu çalışmada kullanılacak implant devresinin temel iletişim birimini, medikal uygulamalar için özel olarak tasarlanmış Zarlink Semiconductor üretimi ZL70323 alıcı/verici modülü oluşturmaktadır. Modül boyutları (4.4 x 5.4 x 1.56 mm^3) sayesinde implantasyon için uygun bir form faktörü sunan bu modül, 403 MHz MICS bandında veri iletimini sağlamakta; aynı zamanda 2.45 GHz ISM bandı üzerinden harici bir kontrol sinyalini alarak düşük güç tüketimli uyku moduna veya uyku modunda ise çalışma moduna geçebilmektedir. Modülün 2.05–3.5 V besleme aralığında çalışabilmesi ve 37–55 °C sıcaklık toleransı, vücut içi uygulamalara uyumluluğunu artırmaktadır. ZL70323 RF modülün görseli Şekil 3.5'te gösterilmiştir.



Şekil 3.5. ZL70323 RF İmplant Modülü (ZL70323, Features)

İmplante edilebilir devrede kullanılan ZL70323 modülü, içerisinde ZL70103 haberleşme entegresini barındırmaktadır. ZL70103 entegresi hem implant tarafında hem de harici baz istasyonlarında kullanılabilecek şekilde tasarlanmıştır. Entegrenin implant modunda çalışabilmesi için IBS pininin lojik-0 seviyesine çekilmesi gerekmektedir. ZL70323 modülünde söz konusu pin donanımsal olarak lojik-0 seviyesinde yapılandırıldığından, modül herhangi bir ek ayar gerektirmeden implant birimi olarak kullanılabilmektedir. ZL70323 modülünün pinleri Şekil 3.6'da gösterilmiştir.



Şekil 3.6. ZL70323 RF Modülün Pinleri (ZL70323, Datasheet)

Ayrıca modülün RF arayüzü iki farklı empedans yapısına sahiptir: 2.45 GHz ISM çıkışı 50 Ω uyumlu iken, 403 MHz MICS bandı için gereksinim 100 + 150j Ω kompleks

empedanstır. Bu nedenle, her iki frekans bandındaki RF sinyallerini ortak bir 50 Ω anten yapısına yönlendirmek amacıyla çift bantlı bir uyumlandırma devresinin tasarlanması gerekmektedir. ISM bandı için tasarlanması gereken uyumlandırma devresi RF245 pini ile anten arasında, MICS bandı için tasarlanması gereken uyumlandırma devresi ise RF400 pini ile anten arasında konumlandırılmalıdır.

ZL70323 modülü çeşitli değişken parametrelere sahiptir. Bu parametreler modülün yazmaçları üzerinden erişilebilir olup bu erişim SPI arayüzü aracılığıyla gerçekleşmektedir.

3.4.1. SPI haberleşmesi ve ZL70323 SPI özellikleri

Seri Çevresel Arayüz olarak tanımlanan bu haberleşme türü senkron bir seri veri bağlantısı standardıdır. 1980'lerin başında Motorola tarafından tasarlanmıştır. Gömülü sistemlerde kısa mesafelerde entegreler arasında kablolu haberleşmeyi sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. SPI, usta (master) ve çırak (slave) mimarisi üzerine kurulmuştur. Bu mimariye göre usta aygıt, veri çerçevesini başlatan taraftır. Çırak miktarı çoklu sayıda olabilmektedir.

Usta, konuşmak istediği çırak aygıtını çırak seçim (çip seçim) teliyle seçerek veri çerçevesini başlatabilmektedir.

SPI veriyolu 4 lojik sinyal içermektedir (Wei vd. 2021).

- SCLK: Seri Saat
- MOSI: Usta çıkış çırak aygıt giriş
- MISO: Usta giriş, çırak aygıt çıkış
- CS : Çırak seçimi

Haberleşme, usta aygıt tarafından çırak aygıtın seçim pini olan CS pini lojik-0 konumuna çekilmesi ile başlatılmaktadır. Bu durumda usta aygıtın sorgusuna sadece seçim pini lojik-0'da olan çırak aygıt cevap vermektedir. SCLK piminden gönderilen her saat darbesinde MOSI pimi üzerinden çırak aygıta sorgu ya da kaydedicilere yazma içeren bir veri paketi gönderilmektedir. Bu gönderilen veri paketinin ardından yine SCLK piminden gönderilen her saat darbesine bağlı olarak çırak aygıt MISO pimi üzerinden cevap veri paketi göndermektedir. Gönderim tamamlandığında usta aygıt tarafından CS pini tekrar lojik-1 konumuna çekilmekte ve haberleşme tamamlanmaktadır.

SPI haberleşmesinde verinin MOSI/MISO pimlerinden saat darbelerinin hangi durumlarında gönderileceğinin bilinmesi gerekmektedir. Bu bilgiler SPI haberleşmesine sahip entegrelerin veri sayfalarında CPOL ve CPHA değerleriyle belirtilmektedir.

- CPOL 0 Durumu: Haberleşmenin olmadığı durumlarda saat darbesi lojik-0 konumundadır.

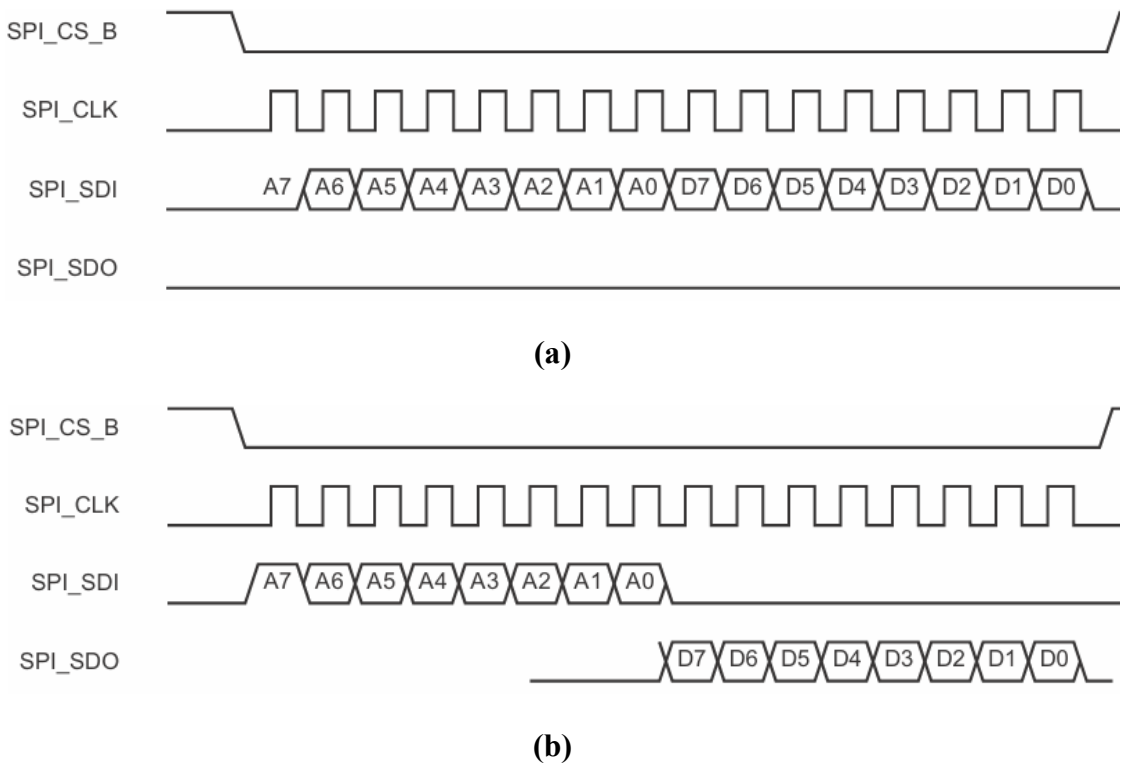
- CPOL 1 Durumu: Haberleşmenin olmadığı durumlarda saat darbesi lojik-1 konumundadır.
- CPHA 0 Durumu: MOSI/MISO pinlerinden ilk veri ilk saat darbesi ile alınır.
- CPHA 1 Durumu: MOSI/MISO pinlerinden ilk veri ikinci saat darbesi ile alınır.

Bu değerler sayesinde oluşan kombinasyonlarla ortaya SPI modları çıkmaktadır. Bu SPI modları aşağıda Çizelge 3.1'de belirtilmiştir.

Çizelge 3.1. SPI Modları

SPI Mod	Saat Yönü (CPOL)	Saat Fazı (CPHA)	Verinin Kaydırılması	Verinin Örneklenmesi
0	0	0	Düşen SCK Kenarı ve CS Aktifken	Yükselen SCLK Kenarı
1	0	1	Yükselen SCLK Kenarı	Düşen SCLK Kenarı
2	1	0	Yükselen SCLK Kenarı ve CS Aktifken	Düşen SCLK Kenarı
3	1	1	Düşen SCLK Kenarı	Yükselen SCLK Kenarı

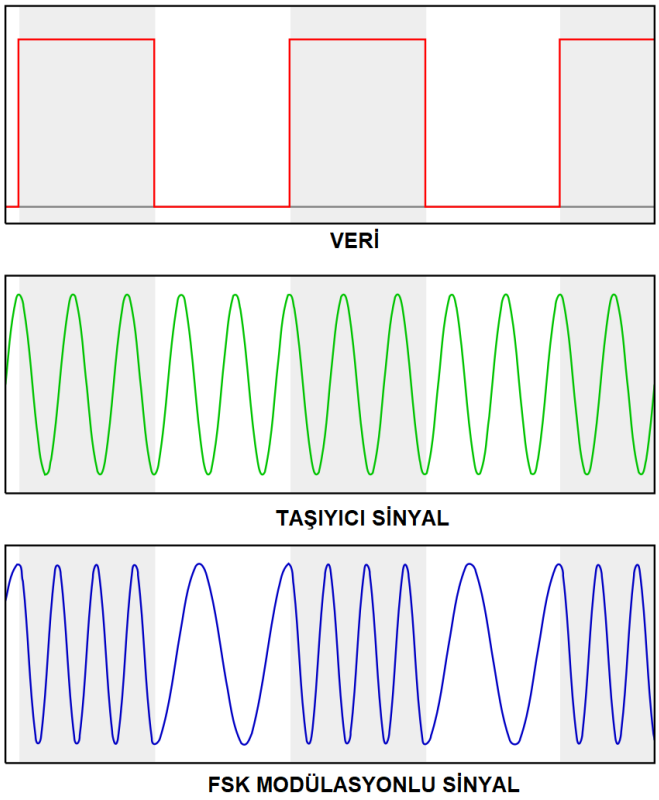
ZL70323 RF modülü "datasheet" dosyasında belirtildiği üzere SPI Mod 0'da haberleşmektedir. Haberleşme esnasında 7 bit adresleme yöntemi kullanılarak yazma ve okuma operasyonları gerçekleştirilmektedir. Bu adresleme yöntemine göre SPI haberleşmesi ile master tarafından MOSI pini üzerinden gönderilen ilk bit, operasyonun okuma ya da yazma olacağını belirtmekte ve belirlemekte, ardından gönderilen 7 bit ise yazmaç adres bilgisini içermektedir. Eğer haberleşme operasyonu yazma operasyonu ise son 8 bit yazmaca yazılması istenen verileri içermekte olup MOSI pini üzerinden önceki okuma ve yazma biti ile adres bilgisini içeren verilerin ardından gönderilmektedir. Eğer haberleşme operasyonu okuma operasyonu ise, adres bilgisinin gönderilmesinin ardından ilgili adresin verisi slave cihaz tarafından MISO pini üzerinden gönderilmektedir. Bu operasyonların görselleştirilmiş halleri aşağıda Şekil 3.7'de gösterilmiştir.



Şekil 3.7. ZL70323 SPI Operasyonları; **a)** Yazma Operasyonu; **b)** Okuma Operasyonu (ZL70103, Datasheet)

3.4.2. FSK modülasyonlu RF veri aktarımı

Frekans Kaydırmalı Anahtarlama (Frequency Shift Keying – FSK), dijital verinin iki veya daha fazla frekans seviyesinin seçilmesiyle temsil edildiği bir modülasyon tekniğidir. En basit formuyla ikili FSK (BFSK), dijital "0" ve "1" bitlerini iki ayrı taşıyıcı frekans üzerinden ifade eder. Bu yaklaşım, genlik değişimlerine duyarlı olmayan bir yapı sunduğundan, özellikle gürültülü ortamlarda veri bütünlüğünü koruma açısından büyük avantaj sağlar. Şekil 3.8'de kare dalga sinyalinin FSK modülasyonu yapılmış hali gösterilmiştir.



Şekil 3.8. Kare Dalga Sinyaline FSK Modülasyonun Uygulanması (Wikipedia, Page)

RF tabanlı biyotelemetri sistemlerinde FSK modülasyonu, düşük güç tüketimi, yüksek kararlılık ve dar bant genişliği gereksinimleri nedeniyle yaygın şekilde tercih edilmektedir. Taşıyıcılar arasındaki frekans farkı, hem sistemin bant genişliği ihtiyacını hem de bit hata oranını (BER) doğrudan etkilemektedir. Frekanslar arasındaki mesafe arttıkça alıcı tarafındaki ayrıştırma kolaylaşmakta, ancak toplam bant genişliği gereksinimi büyümektedir. Bu nedenle implant uygulamalarında, modülasyon indeksi ve taşıyıcı frekans farkı enerji verimliliği, tıbbi iletişim bandı kuralları ve anten boyutları göz önüne alınarak optimize edilmektedir.

FSK modülasyonu, genlik tabanlı modülasyonlarda karşılaşılan parazit, doku zayıflatımı ve elektromanyetik girişim kaynaklı bozulmalara karşı doğal bir direnç sunar. Taşıyıcı sinyalin bilgi taşımak için sadece frekans değiştiriyor olması, biyolojik dokuların neden olduğu genlik zayıflamasının iletişim kalitesini olumsuz etkilemesini büyük ölçüde engeller. Bu özellik, özellikle MICS bandında güç kısıtları ile çalışan implant cihazlarında büyük bir avantaj oluşturmaktadır.

FSK demodülasyonu ise alıcı birim içerisinde, gelen sinyalin enerji yoğunluğunun farklı frekans kanallarında değerlendirilmesiyle gerçekleştirilir. Modern alıcı/verici entegreleri, bu işlemi düşük güç tüketimli sayısal PLL yapıları veya frekans ayrıştırıcı filtre bankaları aracılığıyla otonom olarak yapabilmektedir. Bu sayede implant cihazı, dış üniteye güvenilir ve kararlı veri iletimi sağlayabilir.

3.4.3. İletim ve uyandırma frekansları

ZL70323 implant modülü, veri iletimini 403 MHz MICS bandı üzerinden gerçekleştirmektedir. Uyku moduna girme özelliği bulunduğundan dolayı uyku modundan çalışma moduna geçirilmesi 2.45 GHz ISM bandı üzerinden gerçekleştirilmektedir.

3.4.4. Uyku modu

ZL70323 modülü, implant edilebilir tıbbi cihazlarda enerji verimliliğini maksimize etmek amacıyla gelişmiş bir uyku modu mimarisine sahiptir. Haberleşme bağlantısı kesildiğinde modül otomatik olarak düşük güç moduna geçerek sistemin toplam enerji tüketimini belirgin şekilde azaltır. Bu özellik, özellikle pil kapasitesi sınırlı olan uzun süreli implant uygulamalarında kritik bir avantaj sağlar.

ZL70323 modülünü uyku modundan uyandırmanın 2 yöntemi bulunmaktadır. Bu yöntemlerden ilki, yazmaçlar üzerinden yapılandırılan parametrelere bağlı olarak modülü periyodik şekilde sniff durumuna geçirip, çevrede bir 2.45 GHz uyandırma sinyali olup olmadığının taranmasıdır. Bu tarama işlemi, modülün dahili 25 kHz strobe osilatörü kullanılarak son derece düşük güç tüketimiyle gerçekleştirilir. Eğer uyandırma sinyali algılanmazsa cihaz tekrar uyku moduna dönerek enerji tasarrufunu sürdürür. Uyandırma sinyali algılandığında ise modül hızlıca aktif moda geçerek 403 MHz MICS bandında haberleşme bağlantısını kurar. RF modülü uyandırmanın diğer yöntemi ise WU_EN pinine 1.5 ms'den fazla darbe sinyali uygulamaktır.

Pil ömrünün kritik olduğu implant uygulamalarında, bu yapı sayesinde cihaz yalnızca gerekli olduğunda aktif hale gelir; geri kalan süre boyunca minimum güç harcayarak toplam operasyon süresini ciddi ölçüde uzatır. Böylece hem hastaya hem de sisteme uzun vadede büyük bir konfor ve güvenilirlik sağlar.

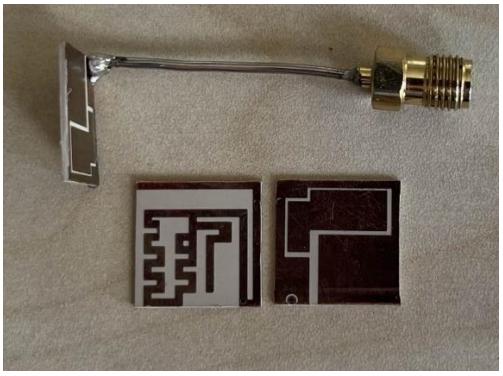
Çizelge 3.2'de ZL70323 modülünün uyku modu ve diğer modlarda çektiği akım miktarları belirtilmiştir.

Çizelge 3.2. ZL70323 Modülünün Bulunduğu Modlara Bağlı Olarak Çektiği Akımlar

Operasyon Durumu	Durum	Çekilen Akım
Uyku Modu	Beklemede	10nA
	25-kHz Strobe Osilatörü Aktif	320nA
Boşta	Boşta	0.95mA
RF	400-MHz Alım	4.3mA
	400-MHz Gönderim	4.3mA
	400-MHz RSSI Sniff	4.0mA
Sniff 2.45 GHz	2.45 GHz Sniff	1.4mA

3.5. Çift Bant Düzlemsel Anten

Bu tez çalışması kapsamında Şekil 3.9'da görseli verilen çift bant düzlemsel anten, TÜBİTAK projesi çerçevesinde farklı bir araştırma ekibi tarafından tasarlanmış olup, bu çalışmada geliştirilen implant biyotelemetri kartı ile uyumlu olacak şekilde kullanılmıştır. Anten, 403 MHz MICS bandı ve 2.45 GHz ISM bandında çalışacak biçimde tasarlanmış olup, fiziksel boyutları 14 x 14 x 0.635 mm³'tür (Çiftlik vd. 2023). Besleme, antenin köşesinden 50 Ω karakteristik empedansa sahip koaksiyel prob kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu tez çalışmasında anten tasarım detaylarına girilmemiş, anten performansı mevcut haliyle değerlendirilerek sistem bütünlüğü içerisinde kullanılmıştır.



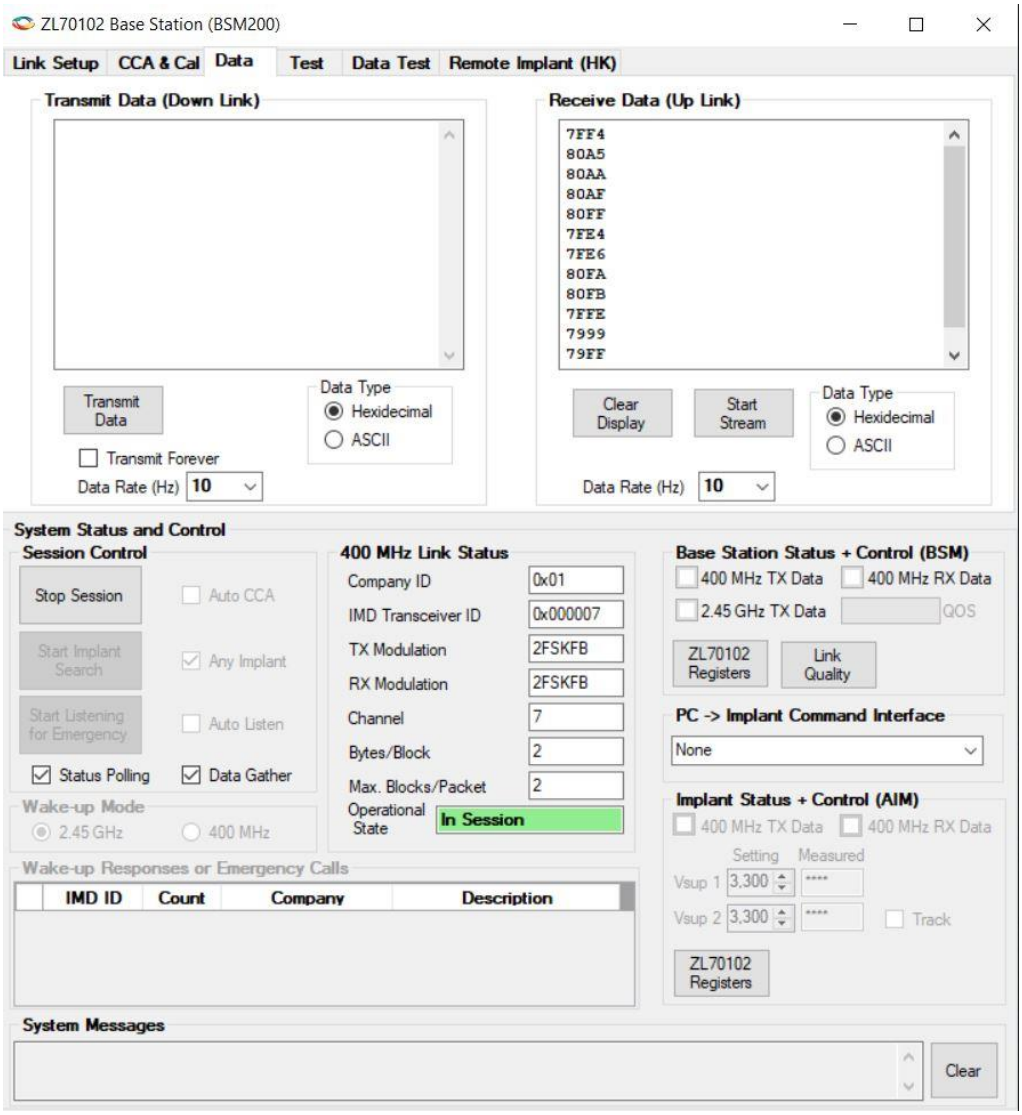
Şekil 3.9. Tez Çalışmasında Kullanılan Çift Bant Düzlemsel Anten

3.6. ZL70120 BADA Baz İstasyonu

BADA baz istasyonu kiti, ZL70120 RF modülünü içeren bir deneme kartı olarak kullanılmaktadır. Bu elektronik kart, implant modülleri ile kablosuz haberleşmenin sağlanması amacıyla tasarlanmıştır (ZL70103 Applications Development Kit, Features). Baz istasyonu kartı üzerindeki yazmaçlara, ADK (Application Development Kit) isimli yazılım uygulaması aracılığıyla çeşitli konfigürasyon parametreleri yazılmaktadır.

Bu parametreler arasında, kullanılan haberleşme protokolü, implant modülüne ait kimlik bilgisi ve veri iletimine ilişkin yapılandırma ayarları yer almaktadır. Söz konusu ayarlar doğrultusunda, baz istasyonu ile herhangi bir implant modülü arasında bağlantı kurulabilmekte ve RF üzerinden çift yönlü veri transferi gerçekleştirilebilmektedir. Böylece implanttan gönderilen ölçüm verileri baz istasyonu tarafından alınarak üst seviye sistemlere aktarılabilmektedir.

ADK uygulamasının arayüzünün implanttan veri alma anına ait görsel Şekil 3.10'da gösterilmiştir.



Şekil 3.10. Veri Transferi Esnasında ADK Uygulamasına Ait Ekran Görüntüsü

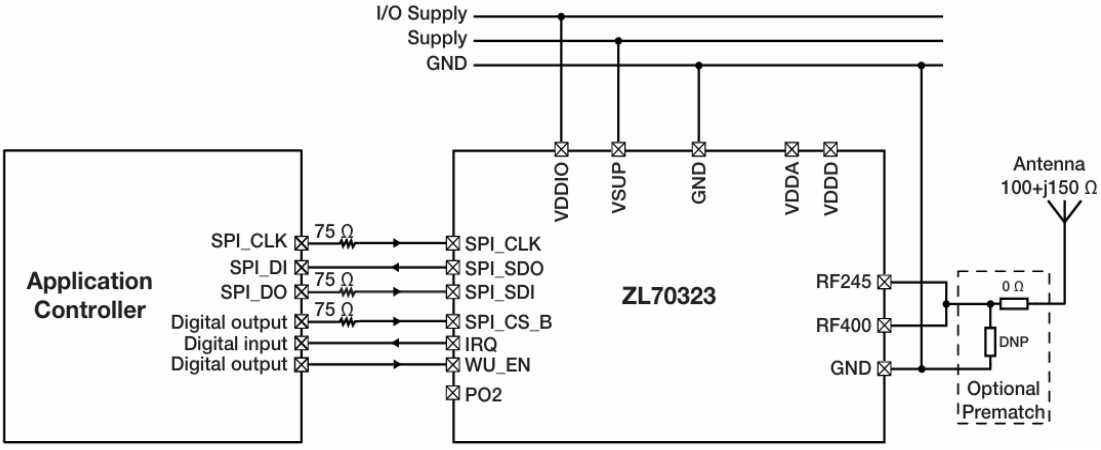
3.7. Donanım Tasarımı

RF implant modülün donanımı Kicad EDA programı ile tasarlanmış ve PCB haline getirilmiştir. Şematik ve PCB tasarımı esnasında RF implant modülün pin bağlantıları ve yardımcı elektronik bileşenleri için "ZL70323 Datasheet" belgeleri esas alınmıştır.

3.7.1 Şematik tasarım süreci

RF implant modülün şematik tasarımında kritik olan bileşenler MSP430F2013 mikrodenetleyicisi, ZL70323 RF implant modülü, çift bantlı anten uyumlandırma devresi ve güç yönetimi olmaktadır. Bu kritik bileşenlerle birlikte şematik tasarım süreci önce RF

implant modül pin bağlantıları ile başlamıştır. Aşağıdaki Şekil 3.11'de ZL70323 modülünün datasheet belgesinden alınmış örnek bağlantı şeması gösterilmiştir.

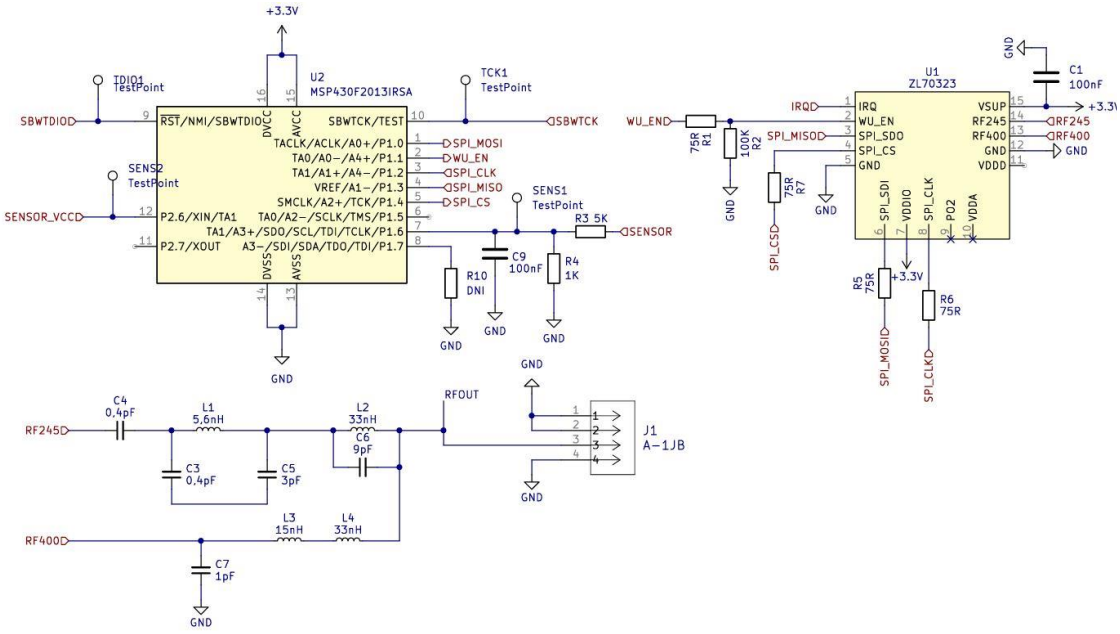


Şekil 3.11. ZL70323 RF Modülün Örnek Bağlantı Şeması (ZL70323, Datasheet)

Bu şekle göre MSP430F2013 mikrodenetleyicisi ile ZL70323 RF implant modülün SPI pinlerinin bağlantısı gerçekleştirilmiştir. Bununla birlikte modüle başlangıç parametrelerinin SPI arayüzü ile gönderilebilmesi isteğiyle modülü uyandırmak amacıyla WU_EN pini de mikrodenetleyiciye bağlanmıştır. Şematikten farklı olarak sadece IRQ pini kullanılmamıştır.

Anten uyumlandırma devresi için MICS ve ISM bantlarında çalışmaya uygun bobin ve kondansatörlerden oluşan bir devre tasarlanmıştır. Bu tasarlanan devre ile modülün RF245 ve RF400 pinleri PCB üzerinde yer alacak SMA konnektörün canlı ucuna bağlanmıştır.

MSP430F2013 mikrodenetleyicisinin programlama pinleri 4 pin ile programlanacak şekilde belirlenmiştir. Bununla birlikte ADD girişinin referans geriliminin 0.6V olması nedeniyle, DRV5056 hall etkisi sensöründen gelecek analog veri 5k Ω ve 1k Ω dirençleri ile 6'ya bölünmüş, mikrodenetleyicinin ilgili pinine paralel 100nF kondansatör konulmuştur. Bu sayede ADD verisinin işlem sırasında doyuma ulaşmaması ve oluşabilecek gürültülerin önlenerek ölçümlerin gerçekleşmesi amaçlanmıştır. Tasarımı tamamlanmış şematiğin bütün görünümü Şekil 3.12'de gösterilmiştir.



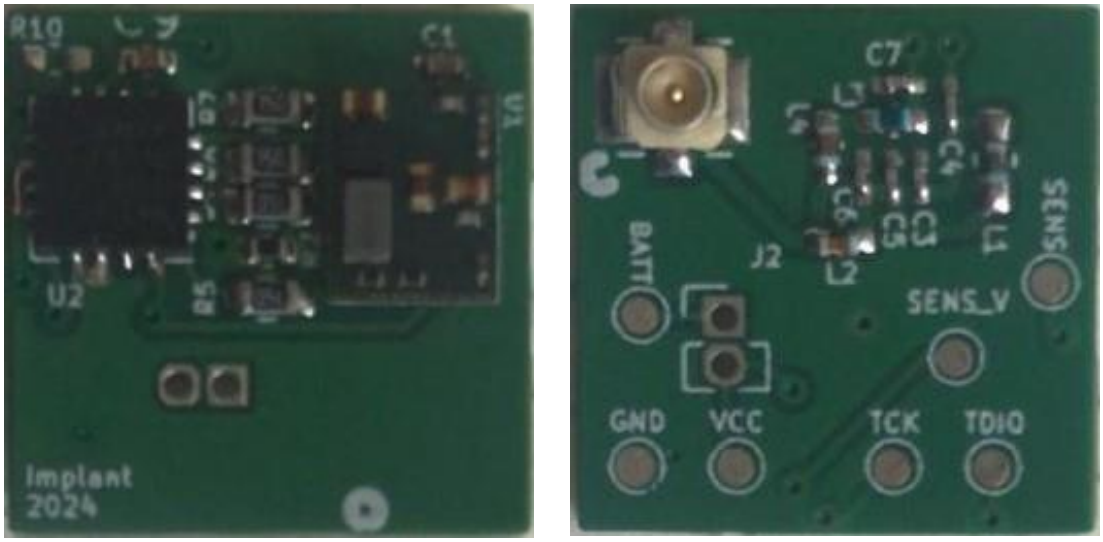
Şekil 3.12. Minyatür Biyotelemetri Sisteminin İmplant Kartının Şematiği

3.7.2. PCB tasarımı

RF implant için PCB boyutları 14 x 14 mm^2 olarak belirlenmiş ve elektronik bileşenler bu boyutlara göre PCB üzerine yerleştirilmiştir. Tasarım sürecinde gerek SPI, gerekse RF haberleşme kullanan bileşenlerin birbirlerine yakın olmaları dikkate alınmış ve bu nedenle mikrodenetleyici ile RF modül bir katmanda, uyumlandırma devresi ile SMA konnektör diğer katmana yerleştirilmiştir. Bu yaklaşımdaki en önemli amaç haberleşme esnasında oluşabilecek herhangi bir kayıp olasılığını asgari seviyeye indirgemek olmuştur.

Mikrodenetleyici programlama, pil, sensör pinleri için kart boyutu düşünülerek herhangi bir konnektör kullanılmamış, bunun yerine PCB üzerinde padler konumlandırılmıştır. Yalnızca pilin pozitif pini için yapılan pad ile besleme hattı arasına pil kablolarının lehimlenmesi esnasında herhangi bir problem yaşanmaması için 1.27 mm aralıklı konnektör kullanılmıştır.

RF implant modülün tasarlanmış PCB'sinin üst katman ve alt katman görselleri Şekil 3.13'de gösterilmiştir.



(a) **(b)**

Şekil 3.13. RF İmplant Modülünün PCB Görselleri; **a)** Üst Katman; **b)** Alt Katman

3.7.3. Güç yönetimi ve enerji tüketimi

RF implant kartı, çalışma prensibi gereği belirli periyodlarla sniff moduna geçip etrafında 2.45 GHz'lik sinyal aramaktadır. Bu mod esnasında uyku durumunda çektiği akımdan daha fazla akım çekmektedir. Herhangi bir sinyal bulamadığında tekrar uyku konumuna dönmektedir. Bu modlar arasında sürekli geçiş halinde bulunan implant kartının ortalama 2.68 mA çektiği hesaplanmıştır.

3.8. Gömülü Yazılımın Geliştirilmesi

RF implant kartının MSP430F2013 temelli mikrodenetleyici gömülü yazılımı, Eclipse tabanlı Code Composer Studio geliştirme ortamı kullanılarak oluşturulmuş ve tüm yazılım kodları bu platform üzerinde geliştirilmiştir. Yazılım, yazmaç seviyesinde programlama yaklaşımıyla tasarlandığından, ilk aşamada mikrodenetleyicinin dijital çıkış pinlerini lojik-1 ve lojik-0 seviyelerine ayarlayan temel kontrol fonksiyonları oluşturulmuştur. Bunu takiben, dijital giriş pinlerinden veri okumaya yönelik fonksiyonlar geliştirilmiştir.

Mikrodenetleyici ile ZL70323 modülü arasında SPI (Serial Peripheral Interface) protokolü üzerinden haberleşmenin sağlanabilmesi amacıyla, SPI veri gönderme, veri alma ve analog-dijital dönüştürücü tarafından sayısal ortama aktarılan verilerin iletimine yönelik yazılım fonksiyonları tanımlanmıştır.

3.8.1. Sensör verisinin ADD ile okunması

DRV5056 hall etkisi sensöründen elde edilen analog çıkış sinyali, MSP430F2013 mikrodenetleyicisinin 16 bit çözünürlüklü Sigma-Delta analog-dijital dönüştürücü (ADD) modülü kullanılarak sayısal ortama aktarılmıştır. Mikrodenetleyici sistem saat frekansı 8 MHz olarak yapılandırılmış; ADD modülünün saat sinyali ise bu frekansın 48'e bölünmesiyle elde edilmiştir. Bu yapılandırma sonucunda ADD saat frekansı yaklaşık 166 kHz mertebesinde oluşmuştur. ADD örnekleme frekansı, seçilen saat bölme oranı ve dönüştürücü yapılandırmasına bağlı olarak belirlenmiştir.

Analog-dijital dönüştürme işlemi sırasında ADD sonuçları, MSP430F2013 mikrodenetleyicisine ait SD16_VECTOR kesme vektörü aracılığıyla alınmıştır. Bu kesme tabanlı yapı sayesinde, her bir dönüştürme işlemi tamamlandığında ADD çıktısı güvenilir ve zaman uyumlu bir şekilde okunabilmiştir. Ölçüm gürültüsünün azaltılması ve daha kararlı veri elde edilmesi amacıyla, ardışık olarak alınan 20 ADD örneğinin ortalaması hesaplanmıştır.

Elde edilen ortalama ADD değeri, mikrodenetleyici ile ZL70323 modülü arasında kurulan SPI haberleşme protokolü üzerinden modüle iletilmiştir. Bu yaklaşım sayesinde hem anlık ölçüm dalgalanmalarının etkisi azaltılmış hem de RF haberleşme hattı üzerinden daha kararlı ve temsil gücü yüksek verilerin aktarılması sağlanmıştır. Özellikle implant uygulamalarında, bu tür yazılım tabanlı filtreleme yöntemleri ölçüm güvenilirliğini artırarak sistem performansına önemli katkı sağlamaktadır.

3.8.2. SPI haberleşme fonksiyonlarının oluşturulması ve ADD verisinin RF tamponuna iletilmesi

ZL70323 RF modülü ile MSP430F2013 mikrodenetleyicisi arasında gerçekleştirilen veri alışverişi, SPI protokolü kullanılarak sağlanmıştır. Bu kapsamda geliştirilen SPI haberleşme kütüphanesi; yazmaçlara veri yazma, yazmaçlardan veri okuma ve RF tampon bölgesine 16 bitlik veri gönderme işlemlerini gerçekleştirecek şekilde yapılandırılmıştır.

ZL70323 modülünün yazmaç erişim yapısı doğrultusunda, yazmaçlara veri yazma ve yazmaçlardan veri okuma işlemleri ortak bir çerçeve üzerinden gerçekleştirilmiştir. Bu çerçevede, SPI_MOSI hattı üzerinden gönderilen veri paketinin ilk biti işlemin okuma veya yazma olduğunu belirlemektedir. İlk bitten sonra gelen 7 bit adres alanı, erişilecek yazmacın adres bilgisini taşımaktadır. Adres bilgisini takiben, yazma işlemlerinde 8 bitlik veri SPI_MOSI hattı üzerinden modüle iletilirken; okuma işlemlerinde ilgili yazmaca ait 8 bitlik veri SPI_MISO hattı üzerinden mikrodenetleyici tarafından okunmaktadır.

RF veri aktarımı için kullanılan tampon bölgesine veri yazma işlemi ise, yazmaç erişimlerinden farklı bir veri uzunluğuna sahip olduğundan ayrı bir fonksiyon yapısı ile gerçekleştirilmiştir. Bu işlem sırasında, SPI veri çerçevesinin ilk biti yazma biti, ardından gelen 7 bit adres alanı ve sonrasında 16 bitlik veri alanı olacak şekilde oluşturulmuştur.

RF tamponuna yazılacak verinin 16 bit uzunluğunda olması nedeniyle bu işlem, standart yazmaç yazma fonksiyonlarından bağımsız olarak harici bir yapı içerisinde ele alınmıştır.

Bu şekilde oluşturulan SPI haberleşme kütüphanesi, ZL70323 modülünün yazmaç tabanlı kontrol yapısı ile RF veri aktarım gereksinimlerini kapsayacak şekilde esnek ve modüler bir yazılım altyapısı sunmaktadır. Ayrıca, yazılımın okunabilirliğini ve genişletilebilirliğini artırarak sistemin ilerleyen aşamalarında yapılabilecek fonksiyonel güncellemelere olanak sağlamaktadır.

3.8.3. FSK modülasyonlu RF veri aktarımı

ZL70323 RF modülü, veri iletim sürecini yazmaç tabanlı bir yapı üzerinden gerçekleştirmektedir. Modül içerisinde yer alan ve 0x05 adresine sahip reg_txbuff_maxpacksize isimli yazmaç, RF iletiminde gönderilecek maksimum paket boyutunu bayt cinsinden belirlemektedir. Bu çalışmada, söz konusu yazmaca 2 değeri yazılarak RF üzerinden iletilecek veri uzunluğu 2 bayt (16 bit) olarak yapılandırılmıştır.

Bu yapılandırma doğrultusunda, RF tampon yazmacına 2 bayt uzunluğunda bir veri yazılması durumunda, ZL70323 modülü herhangi bir ek tetikleme veya kontrol sinyaline ihtiyaç duymaksızın, veriyi otomatik olarak FSK (Frequency Shift Keying) modülasyonu kullanarak baz istasyonuna iletmektedir. Böylece veri iletim süreci, mikrodenetleyici tarafından yalnızca tampon yazmacının doldurulması ile başlatılmakta ve RF modülü tarafından donanımsal olarak yönetilmektedir.

Sistem kapsamında, MSP430F2013 mikrodenetleyicisinin 16 bit çözünürlüklü Sigma-Delta ADD'den elde edilen analog veriler, her çevrimde örneklenmekte ve 20 ardışık ölçümün ortalaması alınarak tek bir 16 bitlik dijital veri oluşturulmaktadır. Bu ortalama alma işlemi, ölçüm gürültüsünü azaltmak ve sistem kararlılığını artırmak amacıyla uygulanmıştır. Elde edilen 16 bitlik ortalama değer, SPI haberleşmesi aracılığıyla ZL70323 modülünün RF tampon yazmacına yazılmakta ve modül tarafından FSK modülasyonlu RF sinyali şeklinde baz istasyonuna iletilmektedir.

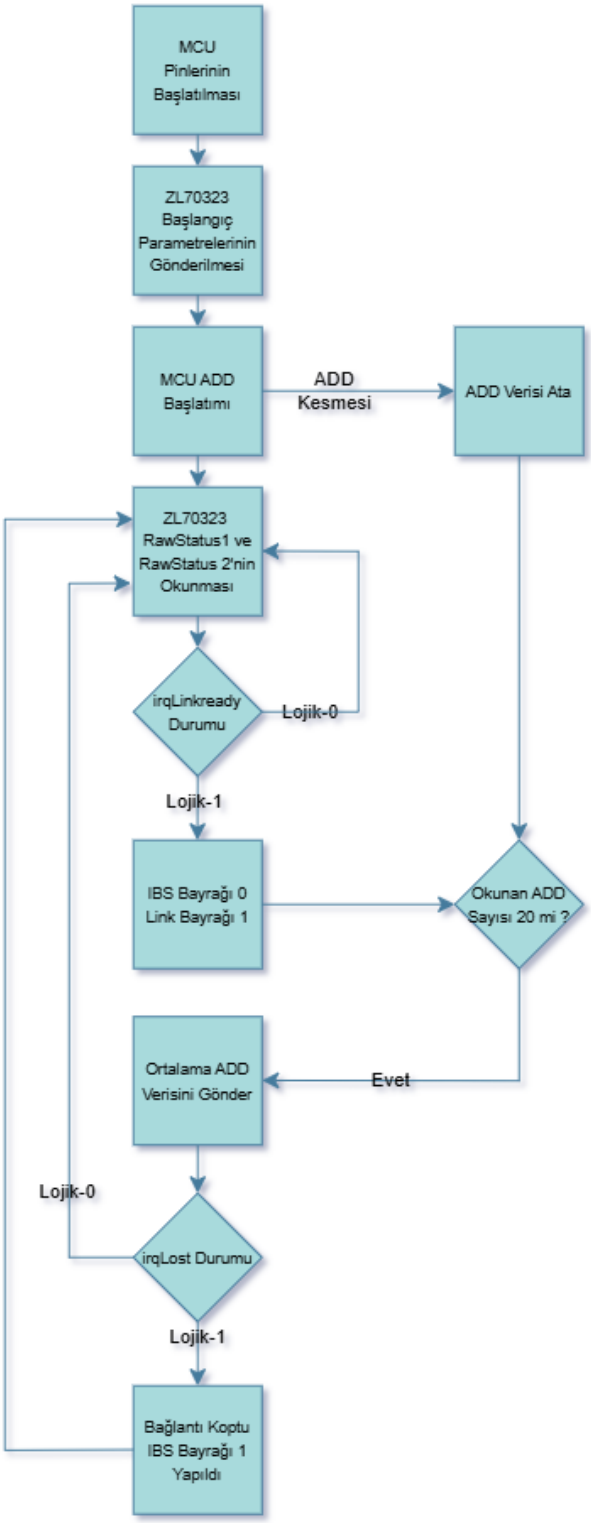
3.8.4 Sistemin gömülü yazılım algoritması

Sistemde kullanılan MSP430F2013 mikrodenetleyicisine ait gömülü yazılım, yazmaç seviyesinde geliştirilmiştir. SPI haberleşmesi ve ZL70323 modülünün kullanıcı talepli uyandırma işlemleri sırasında çok sayıda dijital giriş ve çıkış pininin kullanılması gerektiğinden, her işlemde bit düzeyinde operatörler kullanmak yerine, genel amaçlı giriş, çıkış ve başlatma fonksiyonları tanımlanmıştır. Bu fonksiyonların oluşturulmasının ardından, Şekil 3.14'te verilen ve yazılımın genel işleyişini gösteren akış şemasına uygun olarak gömülü yazılım geliştirme sürecine başlanmıştır.

İlk aşamada, mikrodenetleyici üzerinde kullanılacak pinler için gerekli başlatma fonksiyonları çağrılmış ve özellikle SPI haberleşmesinde kullanılan pinler uygun başlangıç durumlarına ayarlanmıştır. Ardından, ZL70323 RF modülünün başlangıç yapılandırma parametrelerinin SPI üzerinden gönderilebilmesi amacıyla, modül WU_EN pini kullanılarak kullanıcı talepli biçimde uyandırılmıştır. Bu aşamada, SPI haberleşmesi aracılığıyla modüle implant kimliği 0x07, kanal numarası 0x07, şirket kimliği 0x07 ve RF tamponuna 16 bitlik veri gönderileceğinden tampon büyüklüğü parametresi olarak 2 değeri iletilmiştir.

ZL70323 modülünün başlangıç parametrelerinin gönderilmesini takiben, mikrodenetleyicinin ADD modülü yapılandırılmış ve 166 kHz örnekleme frekansı ile gerçekleştirilen her ölçümün bir kesme mekanizması aracılığıyla alınması sağlanmıştır. Her kesmede elde edilen ölçüm değeri, tanımlanan bir indeks değişkenine bağlı olarak ölçüm dizisinin ilgili elemanına atanmış ve indeks değeri bir artırılmıştır. İndeks değeri 20'ye ulaştığında, dizideki tüm ölçümlerin ortalaması alınarak nihai ölçüm değeri oluşturulmuş ve RF modülüne gönderilmeye hazır hâle getirilmiştir.

Yazılımın ana döngüsünde ise, ZL70323 modülüne ait statü yazmaçları SPI üzerinden okunmuş ve irq_linkready bitinin lojik-1 olması durumuna göre baz istasyonu ile aktif bir haberleşmenin olup olmadığı kontrol edilmiştir. Haberleşmenin mevcut olduğu durumda, modülün IBS bayrağı lojik-0 seviyesine çekilmiş, bağlantı durumu bayrağı lojik-1 yapılmış ve bu bayrağın durumu denetlenerek ortalaması alınmış ADD verisi RF modülüne iletilmiştir. Bağlantının kaybedilmesi durumunda ise, IBS bayrağı lojik-0 seviyesine getirilmiş, ZL70323 modülüne yeniden başlatma parametreleri SPI üzerinden gönderilmiş ve baz istasyonu ile bağlantının tekrar kurulması beklenmiştir.

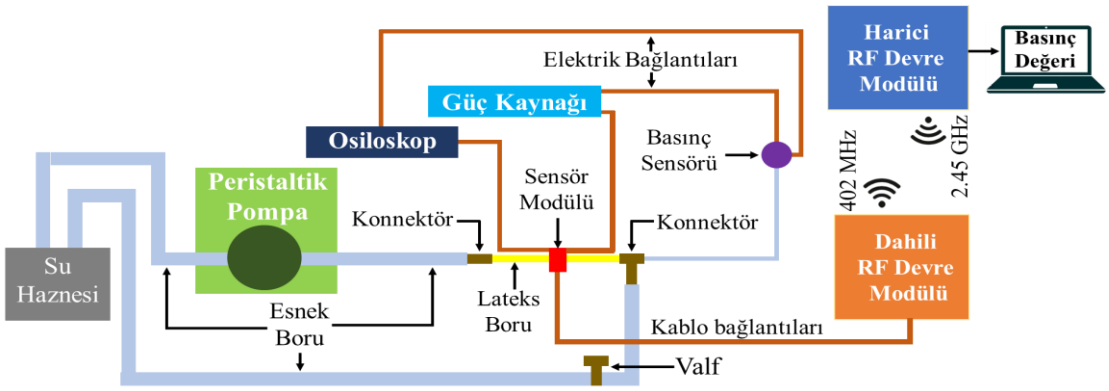


Şekil 3.14. Sistemin Gömülü Yazılım Algoritması Akış Şeması

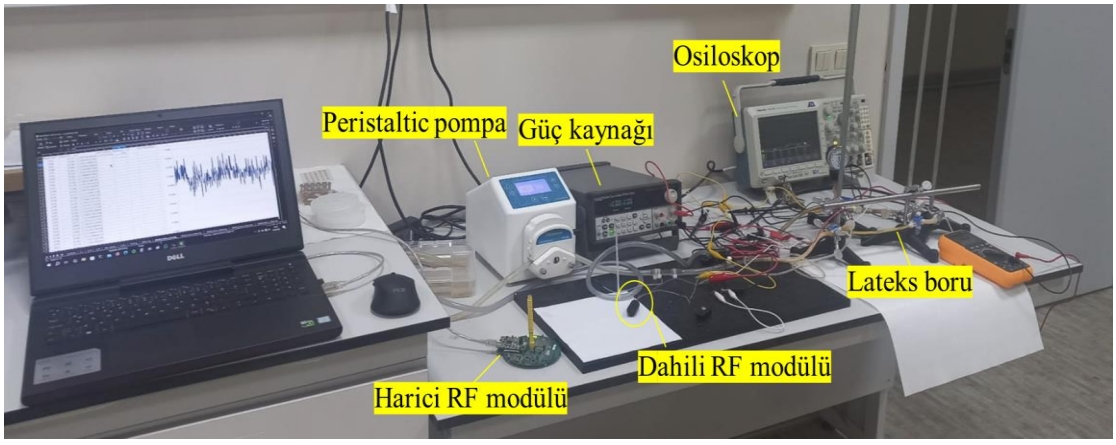
4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Proje kapsamında geliştirilen minyatür biyotelemetri kartının, 16 bit çözünürlüklü ADD'ye sahip MSP430F2013 mikrodenetleyicisi ve buna ait gömülü yazılımların performansının değerlendirilmesi amacıyla bir deney düzeneği oluşturulmuştur. Deneysel çalışmalarda, DRV 5056 hall etkisi sensörü ve tek mıknatıslı bir basınç ölçüm aygıtı kullanılarak ölçülen basınç değerleri, mikrodenetleyici tarafından 16 bit çözünürlüklü ADD ile dijital ortama aktarılmıştır.

Oluşturulan basınç ölçüm düzeneği, nihai hedef olan damar içi basınç ölçüm sistemini temsil edecek şekilde tasarlanmış ve bu sayede sistemin gerçek uygulamaya yakın koşullar altında test edilmesi sağlanmıştır. Basınç sensöründen elde edilen analog çıkış sinyalleri, MSP430F2013 mikrodenetleyicisinin dahili 16 bit ADD kullanılarak yüksek çözünürlükte sayısallaştırılmıştır. Elde edilen dijital veriler üzerinden yapılan değerlendirmeler ile biyotelemetri kartının ölçüm hassasiyeti, kararlılığı ve genel sistem performansı doğrulanmıştır. Deney düzeneğinin diyagramı ve görseli Şekil 4.1'de gösterilmiştir.



(a)

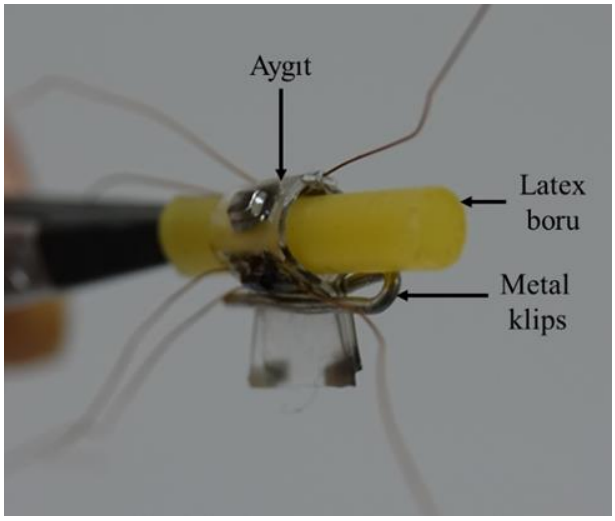


(b)

Şekil 4.1. Ex-vivo Deney Düzeneği; **a)** Blok Diyagramı; **b)** Görseli

İmplant modülünden elde edilen dijital verilerin Zarlink BADA geliştirme kiti aracılığıyla toplanması ve işlenmesine olanak sağlayan dijital düzenek oluşturulduktan sonra, ex-vivo deneylere ilk aşamada lateks boru kullanılarak başlanmıştır. Bu aşamada, lateks boru içerisine uygulanan ve mmHg birimi cinsinden ölçülen sabit basınç değerleri altında sistemin ölçüm performansı değerlendirilmiştir. Sabit basınç koşullarında gerçekleştirilen deneylerde, uygulanan mmHg cinsinden basınç değerlerine karşılık sensörden elde edilen dijitale dönüştürülmüş veriler, sensör çıkışından eş zamanlı olarak dijital multimetre ile ölçülen gerilim değerleri ile karşılaştırılmıştır. Bunun yanı sıra, belirli bir sabit basınç altında elde edilen dijital verilerinin azami ve asgari değerleri incelenerek ölçüm tekrarlanabilirliği ve sistem kararlılığı gözlemlenmiştir.

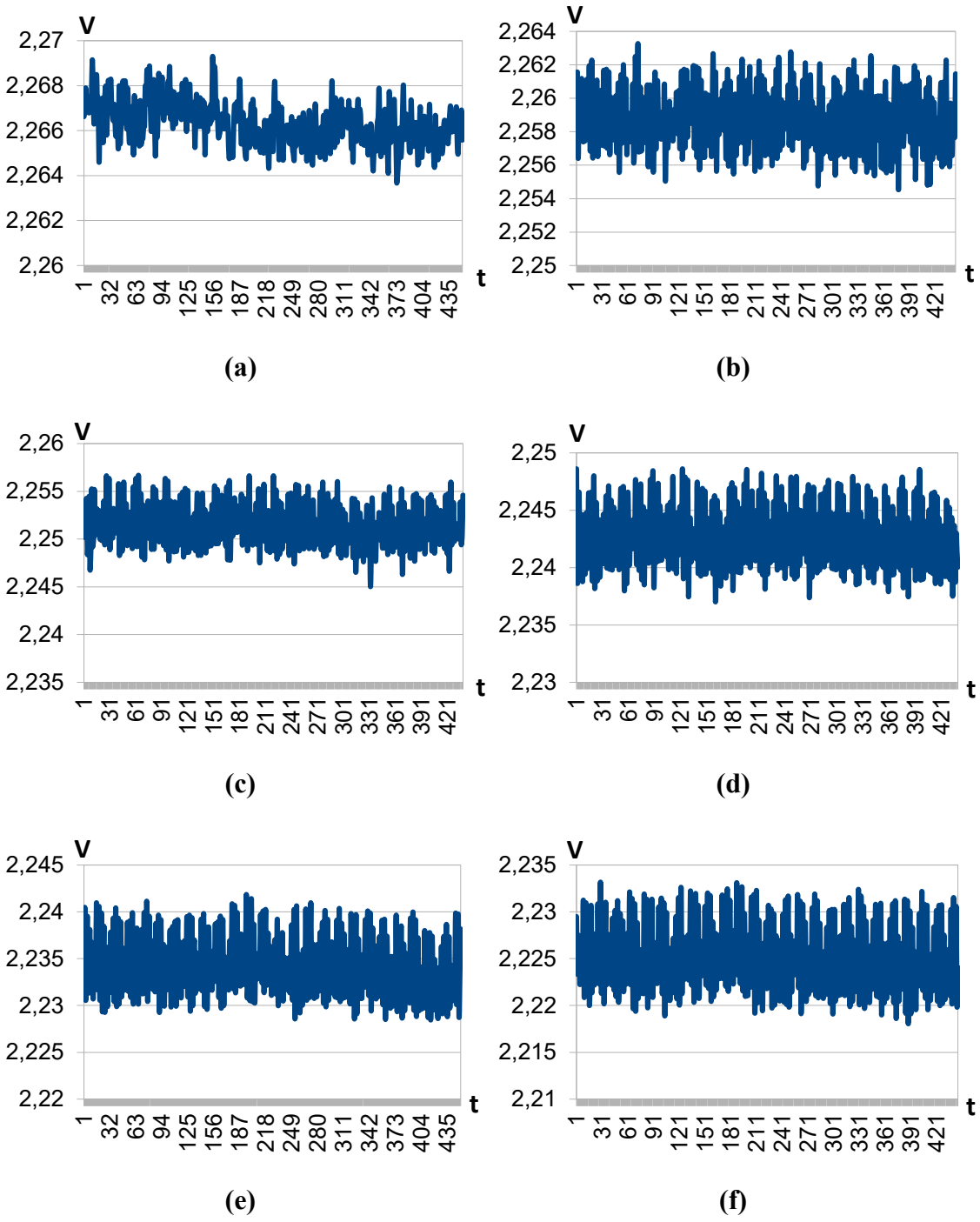
Deney düzeneği, peristaltik pompa kullanılarak lateks boru içerisinden kapalı çevrim bir sıvı sirkülasyonu oluşturulacak şekilde tasarlanmıştır. DRV5056 hall etkisi sensörü Şekil 4.2'de gösterildiği üzere lateks borunun etrafına sarılmıştır. Boru içerisindeki basınç seviyesi, hat üzerine yerleştirilen ayarlanabilir bir vana aracılığıyla kontrol edilmiştir. Deneyler kapsamında sırasıyla 0 mmHg, 40 mmHg, 80 mmHg, 120 mmHg, 160 mmHg ve 200 mmHg basınç değerleri lateks boru içerisinde oluşturulmuş ve her bir basınç seviyesinde ölçümler yaklaşık 1 dakika süreyle gerçekleştirilmiştir. Bu süre boyunca, her bir basınç seviyesi için daha önce belirtildiği üzere 440–450 aralığında veri paketi toplanmıştır. İmplant kartı tarafından gönderilen her bir ADD verisi, 20 ardışık ADD ölçümünün ortalaması alınarak oluşturulduğundan, her bir dakika içerisinde implant kartı tarafından yaklaşık 8800–9000 ham ADD verisi okunmuş ve işlenerek baz istasyonuna iletilmiştir. Lateks boru kullanılarak gerçekleştirilen ex-vivo deneyler kapsamında, belirtilen basınç seviyelerinde elde edilen ölçüm sonuçları Çizelge 4.1'de, ölçüm grafikleri de Şekil 4.3'te sunulmuştur.



Şekil 4.2. Hall Etkisi Sensörünün Lateks Boru Üzerine Takılması

Çizelge 4.1. Lateks Boru ile Yapılan Deneyin Sayısal Sonuçları

Basınç Değerleri (mmHg)	Ortalama ADD	Ortalama ADD->mV	Multimetre (mV)	Asgari mV	Azami mV
0	41256	2266	2301	2264	2269
40	41117	2259	2292	2254	2263
80	40984	2251	2285	2245	2256
120	40824	2242	2275	2237	2248
160	40669	2234	2265	2228	2241
200	40502	2224	2257	2218	2233



Şekil 4.3. Lateks Boru ile Alınan Ölçümler; **a)** 0 mmHg; **b)** 40 mmHg; **c)** 80 mmHg; **d)** 120 mmHg; **e)** 160 mmHg; **f)** 200 mmHg

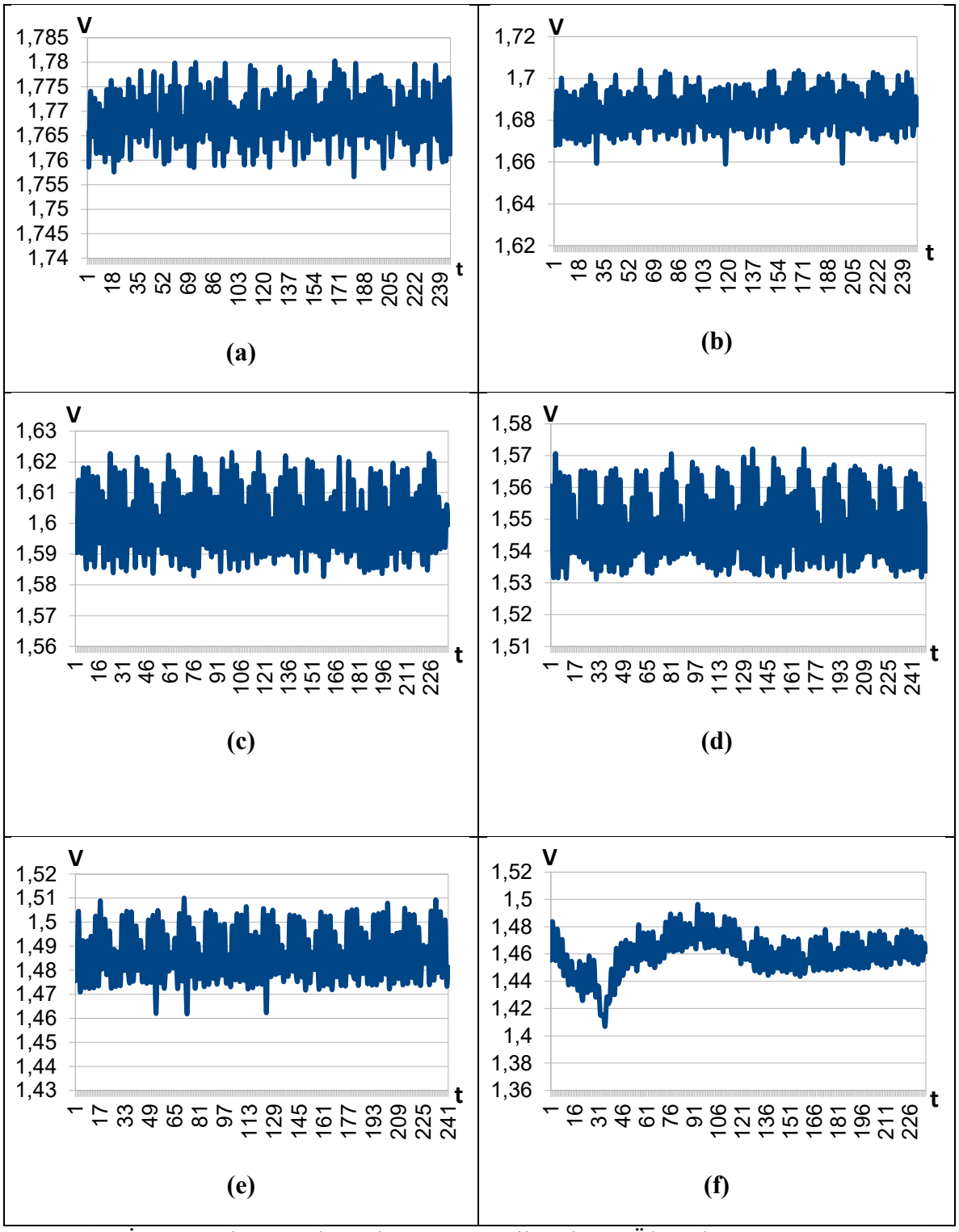
Ölçümler sonunda mikrodenetleyicinin ölçtüğü ADD verilerinin mV karşılıkları ile multimetreden mV değerleri arasında sırasıyla 35 mV, 33 mV, 34 mV ,33 mV, 31 mV ve 33 mV farklar tespit edilmiştir. Bu farkın basınç değerinin arttırılması durumunda eser miktarda değişikliğe uğrasa da ihmal edilebilecek düzeyde sabit kaldığı gözlemlenmiştir. Bu gözlem sonucunda ölçümlerin doğrusal olduğu kanısına varılmıştır. Gözlemlenmesi amaçlanan son olgu kapsamında, altı farklı sabit basınç seviyesinde gerçekleştirilen ölçümler sırasında elde edilen asgari ve azami gerilim değerleri arasındaki farklar sırasıyla 5 mV, 9 mV, 11 mV, 11 mV, 13 mV ve 15 mV olarak belirlenmiştir. 40 mmHg aralıklarla uygulanan her bir basınç seviyesinde, ölçülen ortalama gerilim değerleri arasındaki farkın yaklaşık 7–10 mV aralığında değişim gösterdiği gözlemlenmiştir. Buna karşın, özellikle 200 mmHg basınç seviyesinde asgari ve azami mV değerleri arasındaki farkın 15 mV'a kadar çıkması, anlık ölçümlerde oluşabilecek dalgalanmaların sistem çıktısını etkileyebileceğini ortaya koymuştur. Bu durum, ADD verilerinin çoklu örnekleme ile ortalamasının alınarak RF üzerinden iletilmesinin, ölçüm kararlılığını artırmak ve gürültü etkilerini azaltmak açısından ne derece kritik olduğunu açıkça göstermektedir.

Lateks boru kullanılarak gerçekleştirilen ex-vivo deneyler, aynı deney düzeneği korunarak insan kadavrasından elde edilen bir damar üzerinde tekrarlanmıştır. Deney öncesinde yapılan öngörülerden biri, gerçek damarın lateks boruya kıyasla daha esnek ve biyomekanik olarak uyumlu bir yapıya sahip olması nedeniyle, 0 mmHg ile 200 mmHg basınç aralığında elde edilen ADD verilerinin gerilim karşılıkları arasındaki farkın daha yüksek olacağı yönündeydi. Lateks boru kullanılarak gerçekleştirilen ex-vivo deneylerde, söz konusu basınç aralığına karşılık gelen gerilim farkı 42 mV olarak ölçülmüştür. İnsan kadavrasından elde edilen damar ile yapılan deneyler, bu öngörünün doğrulanmasına yönelik olarak gerçekleştirilmiştir. Deneylerde kullanılan insan damarı ve bu damarın test düzeneğine adapte edilmiş hali Şekil 4.4'de gösterilmiştir.



Şekil 4.4. Hall Etkisi Sensörünün İnsan Damarı Üzerine Adapte Edilmesi

Deneyin gerçekleştirilmesi, lateks boru kullanılarak yapılan ex-vivo deneylere kıyasla daha yüksek düzeyde zorluk içermiştir. Lateks boru, mekanik yapısı ve standart ölçüleri sayesinde test düzeneğine kolaylıkla entegre edilebilirken, insan kadavrasından elde edilen damar, esnek ve heterojen yapısı nedeniyle deney düzeneğine entegrasyon aşamasında çeşitli zorluklar ortaya çıkarmıştır. Tüm bu zorluklara rağmen insan kadavrasından alınan damar test düzeneğine entegre edilmiş ve 0 mmHg ile 200 mmHg basınç seviyeleri arasında 40 mmHg aralıklarla yapılan ölçümlerle deney gerçekleştirilmiştir. Bu koşullar altında elde edilen ölçüm sonuçları Çizelge 4.2'de, ölçüm grafikleri de Şekil 4.5'te sunulmuştur.



Şekil 4.5. İnsan Kadavrasından Alınan Damar ile Alınan Ölçümler; **a)** 0 mmHg; **b)** 40 mmHg; **c)** 80 mmHg; **d)** 120 mmHg; **e)** 160 mmHg; **f)** 200 mmHg

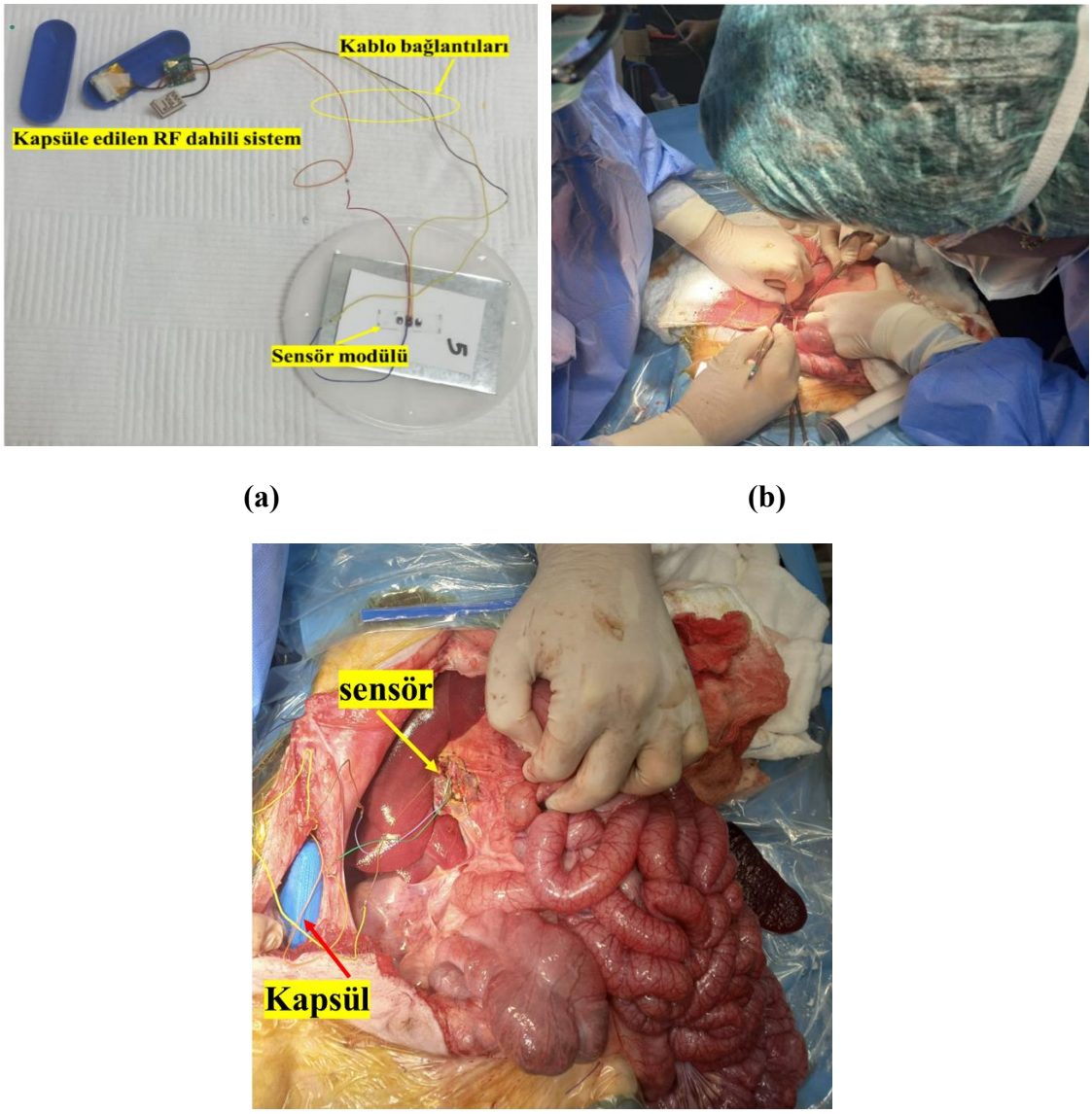
Çizelge 4.2. İnsan Damarı ile Yapılan Deneyin Sayısal Sonuçları

Basınç Değerleri (mmHg)	Ortalama ADD	Ortalama ADD->mV	Multimetre (mV)	Asgari mV	Azami mV
0	32192	1768	1855	1756	1780
40	30653	1684	1770	1659	1704
80	29121	1600	1701	1583	1623
120	28158	1547	1642	1532	1572
160	27040	1485	1592	1462	1510
200	26560	1459	1558	1407	1496

Gerçek damar kullanılarak gerçekleştirilen deneyler sonucunda, mikrodenetleyici tarafından ölçülen ADD verilerinin gerilim (mV) karşılıkları ile dijital multimetre üzerinden ölçülen gerilim değerleri arasında sırasıyla 86 mV, 86 mV, 101 mV, 95 mV, 106 mV ve 98 mV farklar tespit edilmiştir. Bu farkların, lateks boru kullanılarak gerçekleştirilen deneylerde elde edilen değerlerde olduğu gibi birbirine yakın olması, ölçümlerin doğrusallığını göstermektedir.

Lateks boru ile yapılan deneylerde gözlemlenen, sabit basınç seviyesinde ölçüm alınırken ortaya çıkan asgari ve azami mV değerleri arasındaki farklar, gerçek damar ile gerçekleştirilen deneylerde de gözlemlenmiş ve bu farklar sırasıyla 23 mV, 44 mV, 39 mV, 40 mV, 47 mV ve 89 mV olarak ölçülmüştür. Özellikle 200 mmHg basınç seviyesinde, lateks boru kullanılarak yapılan deneylerde 15 mV olarak ölçülen bu farkın, gerçek damar deneyinde yaklaşık altı kat artarak 89 mV seviyesine ulaşması, damarın esnek ve biyolojik yapısının ölçüm çıktısı üzerindeki belirgin etkisini ortaya koymuştur. Bununla birlikte, 0 mmHg – 200 mmHg basınç aralığında ölçülen ADD verilerinin gerilim karşılığı, lateks boru ile gerçekleştirilen deneylerde 42 mV olarak belirlenmişken, gerçek damar kullanılarak yapılan deneylerde bu değerin 309 mV'a yükseldiği gözlemlenmiştir. Yaklaşık 7 katlık bu artış, proje ekibi tarafından olumlu bir sonuç olarak değerlendirilmiştir. Ölçüm aralığındaki bu belirgin gerilim artışı, damar içerisinde oluşabilecek ani ve lokal basınç değişimlerinin daha net, ayırt edilebilir ve güvenilir bir şekilde algılanabilmesine olanak sağlamaktadır.

Proje kapsamında sistem performansını gerçek koşullar altında ölçebilmek adına implant kart kapsüle edilmiş ve Akdeniz Üniversitesi Deney Hayvanları Laboratuvarında bir domuza cerrahi müdahale ile entegre edilmiş ve ölçümler yapılmıştır. Kapsüle edilmiş implant kart, cerrahi müdahale ve sensörün domuz içerisindeki pozisyonlarını gösteren görseller Şekil 4.6'da gösterilmiştir.



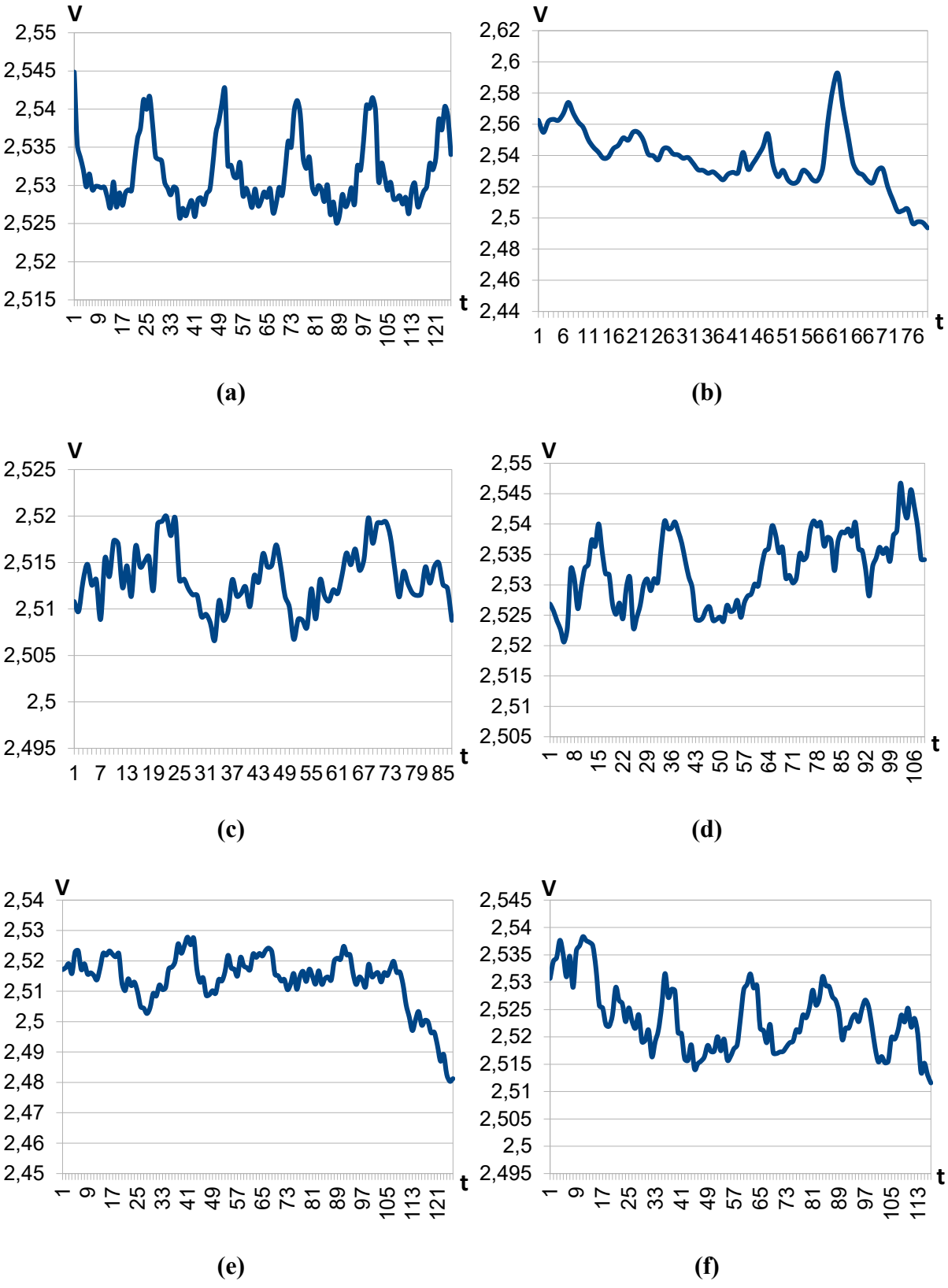
Şekil 4.6. Domuz Deneyine Ait Görseller; **a)** Kapsüle Edilmiş İmplant Kart; **b)** Sensörün Damara Takılması; **c)** Sensör ve Kapsülün Domuz İçerisindeki Konumları

Proje kapsamında geliştirilmiş olan RF dahili devre kartı, çift bant düzlemsel anten ve 3.7V 150mAh pilden oluşmakta olan RF dahili sistem, biyouyumlu olarak kapsüle edilmiştir. RF dahili sistem kapsülü domuzun cilt altına yerleştirilmiş, anastomoz edilmiş damara takılan sensör de yeterli uzunlukta kablolarla RF dahili sisteme bağlanmıştır. Cerrahi işlemlerin ardından domuz ameliyat bölgesi kapatılmadan önce sistemin ilk testleri gerçekleştirilmiş, dahili sistem ile BADA baz istasyonu arasında veri akışının teyit edilmesinin ardından ameliyat bölgesi kapatılmıştır. Bu aşamadan sonra anastomoz yapılan damarın basıncı yeterli sürede izlenmiş ve veriler kayıt edilmiştir.

Deney esnasında sensörden alınan veriler için referans olması açısından arter monitörize cihazı da aynı damara takılmış ve anbean takip edilmiştir.

Deneylerde kullanılan domuzun yaşça küçük olması nedeniyle, anastomoz edilen damarın çapı ölçülmüş ve damar çapının yaklaşık 4 mm olduğu belirlenmiştir. Deney için hazırlanan sensörler arasında en küçük boyutlu olanının 5 mm çapındaki damarlar için uygun olması, sensörün anastomoz edilen damara yerleştirilmesini zorlaştırmış ve basınç artışı sırasında ölçümlerin sağlıklı şekilde alınamayabileceği yönünde endişe oluşturmuştur. Buna rağmen, sensörün anastomoz edilen damara yerleştirilmesi uzman veteriner hekim tarafından gerçekleştirilmiş ve sensörün uygun pozisyonda sabitlenmesinin ardından ölçümlere başlanmıştır.

Arter basınç monitörizasyon cihazından elde edilen referans değerlere göre, deney sırasında sırasıyla 72 mmHg, 96 mmHg, 99 mmHg ve 106 mmHg seviyelerinde sabit basınç ölçümleri alınmıştır. Son aşamada ise 114–118 mmHg aralığında değişken basınç koşulları altında ölçümler gerçekleştirilmiştir. Ancak, damar yüzeyinin kaygan yapısı nedeniyle ölçümler sırasında sensörün zaman zaman yer değiştirdiği gözlemlenmiş; bu durum, elde edilen ölçümlerin kararlılığını ve doğruluğunu olumsuz yönde etkilemiştir. Yapılan 6 ölçümden alınan verilerin Excel programında işlenmesinin ardından çıkan gerilim-zaman grafikleri Şekil 4.7’de gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Domuz Damarının Çeşitli Kan Basınçlarında Alınan Ölçümler; **a)** 114-118 mmHg; **b)** 105 mmHg; **c)** 99 mmHg; **d)** 96 mmHg; **e)** 90 mmHg; **f)** 72mmHg

Gerçekleştirilen 6 ölçüm seti sonucunda, ilgili basınçlarda yapılan ölçümlerin ADD değerlerinin ortalamalarının alınıp gerilime çevrilmesi ile oluşan sonuçlar Çizelge 4.3'te verilmiştir.

Çizelge 4.3. Domuz ile Yapılan Deneyin Sayısal Sonuçları

Arter Basınç Monitörizasyon (mmHg)	Ortalama Gerilim Değerleri (V)
114-118	2.5315
105	2.5379
99	2.5132
96	2.5326
90	2.5136
72	2.5234

Geliştirilen sistem tasarımında, implant modülü üzerinde yer alan dahili elektronik kart ve sensör birimi, lityum polimer pil üzerinden doğrudan beslenmiştir. Bu yaklaşım, sistemin basit ve güvenilir bir yapıda çalışmasını sağlamış olsa da, sensörün sürekli aktif durumda kalması nedeniyle güç tüketimi açısından belirli sınırlamalar barındırmaktadır. Gelecek çalışmalarda, sensör beslemesinin bir BJT veya FET tabanlı anahtarlama devresi üzerinden kontrol edilmesiyle, sensörün yalnızca ölçüm veya haberleşme anlarında aktif hâle getirilmesi mümkün olabilir. Bu sayede sensör tarafından çekilen ortalama akım azaltılabilir ve implant modülünün vücut içerisinde kesintisiz çalışma süresi anlamlı ölçüde arttırılabilir.

Buna ek olarak, ZL70323 RF modülünün sniff periyodunu belirleyen yazmaç değerlerinin optimize edilmesi, sistemin güç tüketimi üzerinde doğrudan etkili bir diğer parametre olarak öne çıkmaktadır. Sniff aralıklarının uzatılması veya uygulamaya özgü olarak yeniden yapılandırılması, modülün düşük güç modunda daha uzun süre kalmasına olanak tanıyacak ve böylece toplam enerji tüketiminin daha da azaltılmasını sağlayacaktır.

Bu tez çalışması kapsamında, baz istasyonu birimi olarak BADA geliştirme kiti kullanılmış ve implanttan elde edilen veriler Excel yazılımı aracılığıyla işlenmiştir. Bu yaklaşım, sistemin işlevselliğinin hızlı ve güvenilir biçimde doğrulanmasına olanak sağlamış olsa da, kullanılan kitin sunduğu yazılımsal sınırlar veri işleme esnekliğini kısıtlamaktadır. İlerleyen çalışmalarda, ZL70123 RF modülü temel alınarak özgün bir baz istasyonu donanımı ve buna ait yazılım altyapısı geliştirilebilir. Böyle bir yapı sayesinde,

verilerin daha esnek, ölçeklenebilir ve uygulamaya özgü bir biçimde toplanması ve işlenmesi mümkün olacaktır. Ayrıca, BADA kitinin getirdiği ön tanımlı yapılandırma ve kısıtların da ortadan kaldırılması sağlanabilecektir.

5. SONUÇLAR

ARDEB-1001 programı kapsamında desteklenen ve 121E369 numaralı TÜBİTAK projesinin üçüncü iş paketini oluşturan bu tez çalışması, tıbbi bir operasyon sonrasında belirli bir süre gözetim altında bulunması gereken hastaların, bu gözetim süresi boyunca günlük yaşamlarını mümkün olduğunca normal şekilde sürdürebilmelerini hedeflemiştir. Geliştirilen sistem sayesinde, hastaların hareket kabiliyetini kısıtlayan, sürekli klinik ortamda bulunmayı gerektiren veya sık aralıklarla uzman personel müdahalesi gerektiren izleme yöntemlerine olan bağımlılık azaltılmıştır. Böylece hasta konforu arttırılırken, aynı zamanda gözetim sürecinin sürekliliği ve güvenilirliği sağlanmıştır.

Özellikle TÜBİTAK projesi kapsamında odaklanılan organ nakli sonrası anastomoz edilen damarların basınç takibi problemine yönelik olarak geliştirilen bu biyotelemetri sistemi, mevcut klinik uygulamalarda karşılaşılan önemli bir kısıtı ortadan kaldırmayı amaçlamıştır. Normal koşullarda, her kontrol sırasında ultrason cihazının hastanın yanına taşınması ve ölçümlerin uzman personel tarafından gerçekleştirilmesi gerekmekte; bu durum hem sık aralıklı takibi zorlaştırmakta hem de hasta açısından önemli bir yük oluşturmaktadır. Bu tez çalışması ile, yalnızca bir baz istasyonu yardımıyla implanttan elde edilen verilerin kablosuz olarak toplanabildiği ve değerlendirilebildiği bir sistem tasarımı ortaya konmuştur.

Literatürde implant edilebilir biyotelemetri sistemlerine yönelik gerçekleştirilen çalışmalar incelendiğinde, ölçüm hassasiyeti, kart boyutları ve haberleşme altyapıları açısından farklı yaklaşımlar benimsendiği görülmektedir. Örneğin, Theodor'un 2013 yılında gerçekleştirdiği çalışmada örnekleme frekansı 10 kHz ile sınırlı tutulurken, Andrea Bonfanti'nin 2012 yılındaki çalışmasında 8 bit çözünürlüklü ADD kullanılmış ve 30 x 30 mm² boyutlarında bir PCB üzerinde 400 MHz verici ile haberleşme sağlanmıştır. Jignesh V. Unadkat'ın çalışmasında ise 32 mm çapında dairesel bir PCB tercih edilmiş ve iletişim 915 MHz MICS bandında gerçekleştirilmiştir. Benzer şekilde, Michael A. Rothfuss'un 2016 yılındaki çalışmasında 915 MHz MICS bandı kullanılmış ve ADD tampon büyüklüğü 122 örnek olarak belirlenmiştir.

Michele Caldara'nın 2016 yılında sunduğu sistemde PCB boyutları 34 × 30 mm² seviyesinde kalırken, Daniel Nilsen Wright'ın 2024 tarihli çalışmasında MICS bandı için geliştirilen dairesel PCB'nin çapı 3 cm, BLE tabanlı çözümde ise kart boyutları 30 × 25 mm² olarak rapor edilmiştir. Wright'ın çalışmasında ayrıca verilerin 16 bit çözünürlüklü ADD ile okunduğu belirtilmiştir. Bu çalışmalar, implant edilebilir sistemlerin fonksiyonel olarak başarılı olduğunu göstermekle birlikte, kart boyutları ve örnekleme parametreleri açısından belirli sınırlamalar barındırmaktadır.

Bu tez çalışmasında geliştirilen biyotelemetri sistemi ise, literatürdeki çalışmalardan ayrışan önemli özellikler sunmaktadır. Sistem tasarımında 16 bit çözünürlüklü Sigma-Delta ADD kullanılmış; 166 kHz örnekleme frekansı ile yüksek

zaman çözünürlüğü elde edilmiştir. ADD tampon büyüklüğü 20 örnek olarak belirlenerek, hem ölçüm kararlılığı sağlanmış hem de veri iletiminde gecikme ve güç tüketimi minimize edilmiştir. Ayrıca geliştirilen implant kartının PCB boyutları 14 x 14 mm^2 ile literatürde raporlanan birçok çalışmaya kıyasla belirgin biçimde küçültülmüştür. Haberleşme altyapısında ise 403 MHz MICS bandı ve 2.45 GHz ISM bandının birlikte kullanılması, hem vücut içi haberleşme güvenilirliğini hem de enerji verimliliğini artıran hibrit bir yaklaşım sunmuştur.

Bu yönleriyle tez kapsamında geliştirilen sistem, literatürdeki mevcut çözümlere kıyasla daha yüksek örnekleme hızı, daha küçük kart boyutu ve klinik uygulamalara daha uygun bir haberleşme mimarisi sunarak implant edilebilir biyotelemetri sistemleri alanında önemli bir mühendislik katkısı sağlamaktadır.

Gerçekleştirilen tüm testlerde, mmHg cinsinden uygulanan basınç aralıklarına karşılık elde edilen analog sensör çıkışları, 16 bit çözünürlüklü ADD kullanılarak sayısal ortama aktarılmıştır. Bu sayede, basınç seviyeleri arasındaki farklar yüksek çözünürlükte temsil edilebilmiş; küçük basınç değişimlerinin dahi güvenilir biçimde tespit edilebildiği gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlar, geliştirilen sistemin hassasiyet ve çözünürlük açısından damar basıncı takibi gibi kritik uygulamalar için yeterli performansı sunduğunu ortaya koymuştur.

Bununla birlikte, sistemin hem yazılımsal hem de donanımsal düzeyde uyku modu özelliğinin etkin şekilde çalıştığı yapılan testlerle doğrulanmıştır. RF modülünün ve mikrodenetleyicinin yalnızca gerekli durumlarda aktif hâle gelmesi, güç tüketimini önemli ölçüde azaltmış ve implantın vücut içerisinde daha uzun süre güvenle çalışabilmesine olanak sağlamıştır. Bu özellik, uzun süreli biyotelemetri uygulamaları açısından sistemin klinik uygulanabilirliğini güçlendiren önemli bir kazanım olarak değerlendirilmiştir.

6. KAYNAKLAR

Akbulut, S., Sevmis, S., Karakayali, H., Bayraktar, N., Unlukaplan, M., Oksuz, E., Dagdeviren, A. 2014. Amifostine enhances the antioxidant and hepatoprotective effects of UW and HTK preservation solutions. *World Journal of Gastroenterology*, 20(34): 12292-12300.

Anonymous 1: ZL70323 datasheet file online. https://static6.arrow.com/aropdfconversion/93fd5c13654f8207a467aa15951342bc9b74e386/11240135307-zl70323-datasheet.pdf [Son erişim tarihi: 27.12.2025].

Anonymous 2: MSP430F2013 datasheet file online. https://www.ti.com/lit/gpn/msp430f2013 [Son erişim tarihi: 27.12.2025].

Anonymous 3: DRV5056 datasheet file online. https://www.ti.com/lit/gpn/drv5056 [Son erişim tarihi: 27.12.2025].

Anonymous 4: ZL70323 features file online. https://www.scientistlive.com/content/radio-module-aids-implantable-medical-device-designers [Son erişim tarihi: 28.12.2025].

Anonymous 5: ZL70103 datasheet file online. https://static6.arrow.com/aropdfconversion/5e0a0f4419030430df91f4c5cacbb09d811b2467/134304-zl70103-datasheet.pdf [Son erişim tarihi: 29.12.2025].

Anonymous 5: FSK Modulation Signal Demonstration file online. https://en.wikipedia.org/wiki/Frequency-shift_keying [Son erişim tarihi: 29.12.2025].

Anonymous 6: ZL70103 Applications Development Kit features online. https://www.microchip.com/en-us/development-tool/ZLE70103BADA [Son erişim tarihi: 07.01.2026].

Bonfanti, A. et al. 2012. A Multi-Channel Low-Power System-on-Chip for in Vivo Recording and Wireless Transmission of Neural Spikes. *Journal of Low Power Electronics and Applications*, 2(4): 211–241.

Boutry, C. M., Beker, L., Kaizawa, Y., Vassos, C., Tran, H., Hinckley, A. C., Pfattner, R., Niu, S., Li, J., Claverie, J., Wang, Z., Chang, J., Fox, P. M. ve Bao, Z. 2019. Biodegradable and Flexible Arterial-Pulse Sensor for the Wireless Monitoring of Blood Flow. *Nature Biomedical Engineering*, 3(1): 47-57.

Caldara, M., Nodari, B., Re, V., Bonandrini, B. 2016. Miniaturized Blood Pressure Telemetry System with RFID Interface. *Electronics*, 5(3): 51.

Ciflik, M., Basaran, S.C. 2023. Dual-Band Compact Antenna Design for Capsule Biotelemetry Applications. *2023 14th International Conference on Electrical and Electronics Engineering (ELECO)*. IEEE 2017: 1-3.

Kester, W. 2011. ADC Architectures III: Sigma-Delta ADC Basics https://www.analog.com/media/en/training-seminars/tutorials/MT-022.pdf [Son erişim tarihi: 07.01.2026]

Oktay, M. 2019. Ekg olay kaydedici ve hekim telemetri sistemi tasarımı. Yüksek lisans tezi, Akdeniz Üniversitesi, Antalya, 50 s.

Rothfuss, M.A., Franconi, N.G., Unadkat, J.V., Gimbel, M.L., STAR, A., Mickle, M.H., and Sejdic, E. 2016. A System for Simple Real-Time Anastomotic Failure Detection and Wireless Blood Flow Monitoring in the Lower Limbs. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 4: 1–15.

Ruhhammer, J., Herbstritt, T., Foerster, K., Heilmann, C., Beyersdorf, F., Seifert, A., Goldschmidtboeing, F., Woias, P. 2013. *Magnetic Sensor for Monitoring of Arterial Strain. The 17th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS & EUROSENSORS XXVII)*, ss. 1667-1670, 16-20 Haziran, Barcelona.

Saidi, R. F. 2013. Utilization of expanded criteria donors in liver transplantation. *International Journal of Organ Transplantation Medicine*, 4(2): 46-59.

Tantin, A., Letourneau, A., Zgaren, M., Hached, S., Clausen, I., Sawan, M. 2017. Implantable MICS-Based Wireless Solution for Bladder Pressure Monitoring. *IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference*, ss. 1–4, 19-21 Ekim, Turin.

Theodor, M., Ruh, D., Fiala, J., Förster, K., Heilmann, C., Manoli, Y., Beyersdorf, F., Zappe, H., Seifert, A. 2013. Subcutaneous Blood Pressure Monitoring with an Implantable Optical Sensor. *Biomedical Microdevices*, 15(5): 811-820.

Theodor, M., Fiala, J., Ruh, D., Förster, K., Heilmann, C., Beyersdorf, F., Manoli, Y., Zappe, H., Seifert, A. 2014a. Implantable Accelerometer System for The Determination of Blood Pressure Using Reflected Wave Transit Time. *Sensors and Actuators A: Physical*, 206: 151-158.

Theodor, M., Ruh, D., Ocker, M., Spether, D., Förster, K., Heilmann, C., Beyersdorf, F., Manoli, Y., Zappe, H., Seifert, A. 2014b. Implantable Impedance Plethysmography. *Sensors*, 14(8): 14858-14872.

Uller, W., Knoppke, B., Schreyer, A. G., Heiss, P., Schlitt, H. J., Melter, M., Stroszczynski, C., Zorger, N., Wohlgemuth, W. A. 2013. Interventional radiological treatment of perihepatic vascular stenosis or occlusion in pediatric patients after liver transplantation. *CardioVascular and Interventional Radiology*, 36(6): 1562-1571.

Unadkat, J. V., Rothfuss, M., Mickle, M. H., Sejdic, E., Gimbel, M. L. 2015. The Development of a Wireless Implantable Blood Flow Monitor. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 136(1): 199-203.

Wei, H.; Mei, J.; Liu, J.; Wang, Z.; Fang, S.; Wang, L. 2021. Application Research on Data Reliability of SPI Bus between Microprocessors. *IEEE 4th International Conference on Electronics Technology (ICET)*, ss. 347–351, 7-10 Mayıs, Chengdu.

Wright, D. N., Züchner, M., Annavini, E., Escalona, M. J., Hammerlund Teige, L., Whist Tvedt, L. G., Lervik, A., Haga, H. A., Guiho, T., Clausen, I., Glott, T., & Boulland, J. L. 2024. From wires to waves, a novel sensor system for in vivo pressure monitoring. *Scientific reports*, 14(1): 7570

7. EKLER

EK-1 MSP430F2013 GPIO Fonksiyonlarının Kodları

```
#include <msp430.h>
#include <msp430_gpio.h>
void GPIO_Init(int PORTx, int Pin, int Status)
{
	if (Status == 1)
	{
		if (PORTx == PORT1)
			P1DIR &= ~(1 << Pin);
		if (PORTx == PORT2)
			P2DIR &= ~(1 << Pin);
	}
	if (Status == 0)
	{
		if (PORTx == PORT1)
			P1DIR |= 1 << Pin;
		if (PORTx == PORT2)
			P2DIR |= 1 << Pin;
	}
}
void GPIO_InputPullup(int PORTx, int Pin)
{
	if (PORTx == PORT1)
		P1REN |= (1 << Pin);
}
void GPIO_SetPin(int PORTx, int Pin)
{
	if (PORTx == PORT1)
		P1OUT |= 1 << Pin;

	if (PORTx == PORT2)
		P2OUT |= 1 << Pin;
}
void GPIO_ResetPin(int PORTx, int Pin)
{
	if (PORTx == PORT1)
		P1OUT &= ~(1 << Pin);

	if (PORTx == PORT2)
		P2OUT &= ~(1 << Pin);
}
int GPIO_ReadPin(int PORTx, int Pin)
{
	int State;
	if (PORTx == PORT1)
```

```
                State = P1IN & (1 << Pin);
        return State;
}
```

EK-2 Sistem Gömülü Yazılımının Kodları

```
#include <msp430.h>
#include <stdint.h>
#include <msp430_gpio.h>
#include <stdbool.h>

unsigned int Rx = 0x00; // Rx_1 = 0x00, Rx_2 = 0x00;
unsigned int OnceLinkEstablished = 0, LinkEstablished = 0, LinkLost = 0;
unsigned int rawstatus2 = 0;
unsigned int rawstatus1 = 0;
unsigned int initcom = 0;
volatile uint16_t Veri = 0;
volatile uint16_t OrtalamaVeri = 0;
volatile uint16_t SonVeri = 0;
volatile uint16_t VeriDizisi[20];
volatile uint8_t Index = 0;
bool ready = 0;

void DelayMs(unsigned long int time)
{
        int t = 0;
        for (t = 0; t < time; t++)
                __delay_cycles(10000);
}
unsigned int SPITransmitReceiveData(unsigned int TxData)
{
        unsigned int RxData = 0;
        TxData |= 0x80;
        GPIO_ResetPin(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin);
        GPIO_ResetPin(SPI_CS_GPIO_Port, SPI_CS_Pin); // SPI_CS Low
        __delay_cycles(5000);
        for (int k = 0; k < 8; k++)
        {
                if (TxData & 0x80)
                        GPIO_SetPin(SPI_MOSI_GPIO_Port, SPI_MOSI_Pin);
                else
                        GPIO_ResetPin(SPI_MOSI_GPIO_Port, SPI_MOSI_Pin);
                __delay_cycles(5000);
                GPIO_SetPin(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin);
                __delay_cycles(5000);
                GPIO_ResetPin(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin);
                __delay_cycles(5000);
```

```
            TxData = TxData << 1;
        }
        GPIO_ResetPin(SPI_MOSI_GPIO_Port, SPI_MOSI_Pin);
        __delay_cycles(5000);
        for (int j = 0; j < 8; j++)
        {
            if (GPIO_ReadPin(SPI_MISO_GPIO_Port, SPI_MISO_Pin))
            {
                RxData |= 0x01;
                RxData = RxData << 1;
            }
            else
            {
                RxData |= 0x00;
                RxData = RxData << 1;
            }
            GPIO_SetPin(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin);
            __delay_cycles(5000);
            GPIO_ResetPin(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin);
            __delay_cycles(5000);
        }
        RxData = RxData >> 1;
        GPIO_ResetPin(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin);
        GPIO_SetPin(SPI_CS_GPIO_Port, SPI_CS_Pin); // SPI_CS High

        return RxData;
}
void TransmitWriteData(unsigned int address, unsigned int Tx)
{
        GPIO_ResetPin(SPI_CS_GPIO_Port, SPI_CS_Pin); // SPI_CS Low
        __delay_cycles(5000);
        for (int k = 0; k < 8; k++)
        {
            if (address & 0x80)
                GPIO_SetPin(SPI_MOSI_GPIO_Port, SPI_MOSI_Pin);
            else
                GPIO_ResetPin(SPI_MOSI_GPIO_Port, SPI_MOSI_Pin);
            GPIO_SetPin(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin);
            __delay_cycles(5000);
            GPIO_ResetPin(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin);
            __delay_cycles(5000);
            address = address << 1;
        }
        for (int k = 0; k < 8; k++)
        {
            if (Tx & 0x80)
                GPIO_SetPin(SPI_MOSI_GPIO_Port, SPI_MOSI_Pin);
            else
```

```
                GPIO_ResetPin(SPI_MOSI_GPIO_Port, SPI_MOSI_Pin);
                GPIO_SetPin(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin);
                __delay_cycles(5000);
                GPIO_ResetPin(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin);
                __delay_cycles(5000);
                Tx = Tx << 1;
        }
        address = address >> 8;
        Tx = Tx >> 8;
        GPIO_SetPin(SPI_CS_GPIO_Port, SPI_CS_Pin);
}
void TransmitWriteBuffer(unsigned int address, uint32_t Tx)
{
        GPIO_ResetPin(SPI_CS_GPIO_Port, SPI_CS_Pin);
        __delay_cycles(5000);
        for (int k = 0; k < 8; k++)
        {
                if (address & 0x80)
                        GPIO_SetPin(SPI_MOSI_GPIO_Port, SPI_MOSI_Pin);
                else
                        GPIO_ResetPin(SPI_MOSI_GPIO_Port, SPI_MOSI_Pin);
                GPIO_SetPin(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin);
                __delay_cycles(5000);
                GPIO_ResetPin(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin);
                __delay_cycles(5000);
                address = address << 1;
        }
        for (int k = 0; k < 16; k++)
        {
                if (Tx & 0x8000)
                        GPIO_SetPin(SPI_MOSI_GPIO_Port, SPI_MOSI_Pin);
                else
                        GPIO_ResetPin(SPI_MOSI_GPIO_Port, SPI_MOSI_Pin);
                GPIO_SetPin(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin);
                __delay_cycles(5000);
                GPIO_ResetPin(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin);
                __delay_cycles(5000);
                Tx = Tx << 1;
        }
        address = address >> 8;
        Tx = Tx >> 8;
        GPIO_SetPin(SPI_CS_GPIO_Port, SPI_CS_Pin);

}
void Init_Zarlink(void)
{
        __delay_cycles(500000);
        GPIO_SetPin(WU_EN_PORT, WU_EN_Pin);
```

```
        __delay_cycles(100000);
        GPIO_ResetPin(WU_EN_PORT, WU_EN_Pin);

        TransmitWriteData(0x13, 0x07); // IMD Transceiver ID
        TransmitWriteData(0x1A, 0x00); // Disabled the WatchdogTimer
        __delay_cycles(100000);
        TransmitWriteData(0x19, 0x07); //Channel 7 selected
        TransmitWriteData(0x02, 0x02);
        TransmitWriteData(0x04, 0x02);
        TransmitWriteData(0x05, 0x02);
        TransmitWriteData(0x06, 0x00);
        TransmitWriteData(0x11, 0x7A);
        TransmitWriteData(0x12, 0x2E);
        TransmitWriteData(0x16, 0x01); // CompanyID
        TransmitWriteData(0x21, 0xFF);
        TransmitWriteData(0x22, 0x02);
        TransmitWriteData(0x23, 0x08);
        TransmitWriteData(0x2A, 0x00);
        TransmitWriteData(0x2B, 0x20);
        TransmitWriteData(0x2C, 0x20);
        TransmitWriteData(0x2D, 0x88);
        __delay_cycles(100000);
        TransmitWriteData(0x2F, 0x1F);
        TransmitWriteData(0x30, 0x00);
        TransmitWriteData(0x33, 0x3F);
        TransmitWriteData(0x34, 0x00);
        TransmitWriteData(0x3C, 0x02);
}
void main(void)
{
        WDTCTL = WDTPW + WDTHOLD; // Watchdog timer kapatılıyor
// Çalışma frekansı 8MHz

        GPIO_Init(SENSOR_POWER_Port, SENSOR_POWER_Pin, OUTPUT);
        GPIO_Init(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin, OUTPUT);
        GPIO_Init(SPI_MOSI_GPIO_Port, SPI_MOSI_Pin, OUTPUT);
        GPIO_Init(SPI_CS_GPIO_Port, SPI_CS_Pin, OUTPUT);
        GPIO_Init(WU_EN_PORT, WU_EN_Pin, OUTPUT);
        GPIO_Init(SPI_MISO_GPIO_Port, SPI_MISO_Pin, INPUT);

        GPIO_SetPin(SPI_CS_GPIO_Port, SPI_CS_Pin);

        GPIO_SetPin(SPI_CS_GPIO_Port, SPI_CS_Pin); // SPI_CS HIGH
        GPIO_ResetPin(SPI_MOSI_GPIO_Port, SPI_MOSI_Pin);
        GPIO_ResetPin(SPI_CLK_GPIO_Port, SPI_CLK_Pin);

        Init_Zarlink();
        BCSCTL1 = CALBC1_8MHZ;
```

```
	DCOCTL = CALDCO_8MHZ;
	BCSCTL3 = LFXT1S_2;

	SD16CTL = SD16XDIV1 | SD16XDIV0 | SD16SSEL_1 | SD16REFON;
	SD16INCTL0 = SD16INCH_3;

	SD16CCTL0 = SD16UNI | SD16IE;
	SD16AE = 0;

	SD16CCTL0 |= SD16SC;
	_EINT();	// Enter LPM0 w/ interrupt
	initcom = SPITransmitReceiveData(0x2A);
	DelayMs(10);

	while (1)
	{
		rawstatus2 = SPITransmitReceiveData(0x32);
		rawstatus1 = SPITransmitReceiveData(0x2E);

		if (rawstatus2 == 0x0E || rawstatus2 == 0x2E)
		{
			LinkEstablished = 1;
			TransmitWriteData(0x2A, 0x00);  // IBS flag 0 yapılıyor.
		}
		else
			LinkEstablished = 0;
		if (rawstatus1 & 0x02)
		{
			LinkLost = 1;
			LinkEstablished = 0;
		}

		if (LinkEstablished)
		{
			TransmitWriteBuffer(0x2D, Veri);
		}
		if (LinkLost || !LinkEstablished)
		{
			TransmitWriteData(0x2A, 0x00);
			Init_Zarlink();
			LinkLost = 0;
		}

		Rx = SPITransmitReceiveData(0x4A);

	}
}
```

```
// SD16 kesme vektörü
#pragma vector = SD16_VECTOR
__interrupt void SD16ISR(void)
{
        Veri = SD16MEM0;
        VeriDizisi[Index] = Veri;
        Index++;
        if (Index == 20)
        {
                for (unsigned int k = 0; k < 20; k++)
                {
                        OrtalamaVeri += VeriDizisi[k] / 20;
                }
                SonVeri = OrtalamaVeri;
                OrtalamaVeri = 0;
                Index = 0;
        }
        SD16CCTL0 &= ~SD16IFG;                  // Kesme bayrağı temizleniyor
}
```

ÖZGEÇMİŞ

Bahadır AYDINOĞLU

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans 2023-2026	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya
Lisans 2008-2014	Karadeniz Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Trabzon

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Gömülü Yazılım Mühendisi 2025-Devam Ediyor	Bihl ve Wiedemann Otomasyon Sanayi ve Ticaret LTD.ŞTİ. Antalya
Gömülü Yazılım Mühendisi 2024-2025	Anzatsan Mühendislik A.Ş. Antalya
Gömülü Yazılım Mühendisi 2022-2024	Desird Tasarım Arge A.Ş. Antalya
Gömülü Yazılım Mühendisi 2015-2022	Enelsa Endüstriyel Elektronik LTD.ŞTİ. Antalya