



T.C.
KONYA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



HAYATİ SİNYALLERİN TEMASSIZ TESPİTİ
İÇİN BİR BİYORADAR SİSTEMİNİN
GELİŞTİRİLMESİ

İbrahim ŞEFLEK

DOKTORA TEZİ

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Şubat-2021
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

TEZ BİLDİRİMİ

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

DECLARATION PAGE

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all material and results that are not original to this work.

İbrahim ŞEFLEK

Tarih:03/02/2021

ÖZET

DOKTORA TEZİ

HAYATİ SİNYALLERİN TEMASSIZ TESPİTİ İÇİN BİR BİYORADAR SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ

İbrahim ŞEFLEK

Konya Teknik Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ercan YALDIZ

2021, 112 Sayfa

Jüri

Prof. Dr. Ercan YALDIZ

Doç. Dr. Rahime CEYLAN

Doç. Dr. Levent SEYFİ

Dr. Öğr. Üyesi Muhammed Fahri ÜNLERŞEN

Dr. Öğr. Üyesi Muhammet Üsame ÖZİÇ

Nesnelerin temassız uzaktan algılanması insanlığın yaklaşık yüzyıldan beri üzerinde çalıştığı konular arasında yer almaktadır. Son yirmi yılda artık nesnenin algılanmasının ötesinde, belirlenen nesnenin özelliklerinin de çıkarılması amaçlanmaktadır. Radarın özellikleri sayesinde bugün araç hız ölçümlerinden yer altında bulunan nesnelerin sınıflandırılmasına hatta engel arkasındaki canlıyı tanıma ve meteorolojik olayların takibi gibi pek çok konuda uygulamalar yapılabilmektedir. Ayrıca radar kendisine tıp alanında da yer bulmaktadır. Özellikle geleneksel olarak hastaya temasla elde edilen bilgilerin radar vasıtasıyla temassız bir şekilde alınabilmesi onu son derece cazip yapmaktadır. Çünkü bu durum hastanın rahat bir şekilde hareket etmesini sağlamak ve fazladan yaralanmasını önlemektedir. Ayrıca uzmanların işini de kolaylaştırmaktadır. Dolayısıyla radarın hayati sinyallerin tespiti, uyku takibi, zihinsel yorgunluğun tespiti gibi durumlarda kullanılabileceğini göstermektedir. Bu amaçlar için kullanılan radarlar biyoradar olarak adlandırılmaktadır.

Bu tez çalışmasında, iki farklı radar tipine göre biyoradar sistemi geliştirilmektedir. İlk olarak biyoradardaki için simülasyon çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Ardından Sürekli Dalga (SD, Continuous Wave) biyoradar yapısı oluşturularak çalışma prensibi açıklanmıştır. Oluşturulan biyoradar yapısı ile deneysel çalışmalar sonucu iki farklı algoritma ile hayati sinyaller elde edilmiştir. SD radarın menzil yetersizliğinden ötürü Frekans Modüleli Sürekli Dalga (FMSD, Frequency Modulated Continuous Wave) biyoradar yapısı oluşturularak menzil dezavantajı ortadan kaldırılmıştır. Deneysel çalışmalar neticesinde hem insan denegin yeri tespit edilmiş hem de hayati sinyaller çıkarılmıştır. Çoklu insan denek ölçümleri de gerçekleştirilerek oluşturulan FMSD biyoradardaki performansı sunulmuştur. Çalışmalarda mesafenin hayati sinyallerin tespitindeki doğruluğa etkisi gözlemlenmiştir. Her iki biyoradar yapısı içinde solunum hızı yaklaşık bir atım hata oranı ile belirlenerek yüksek doğruluk elde edilmiştir. Ancak kalp atış hızının tespitinde elde edilen sonuçlar kalp atışına bağlı göğüs duvar hareketinin son derece küçük olmasından dolayı referans değerlere göre yeterince tutarlı değildir. Elde edilen sonuçlara göre gelecekte biyoradardaki tıp alanında vücuda temasla ölçümleri yapan cihazların yerini alabileceği öngörülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Biyoradar, SD radar, FMSD radar, Hayati sinyal tespiti, Kalp atış hızı, Radar sinyal işleme, Solunum hızı, Temassız ölçüm

ABSTRACT

PhD THESIS

DEVELOPMENT OF A BIO-RADAR SYSTEM FOR NON-CONTACT DETECTION OF VITAL SIGNS

İbrahim ŞEFLEK

**Konya Technical University
Institute of Graduate Studies
Department of Electrical-Electronics Engineering**

Advisor: Prof. Dr. Ercan YALDIZ

2021, 112 Pages

Jury

Prof. Dr. Ercan YALDIZ

Assoc. Prof. Dr. Rahime CEYLAN

Assoc. Prof. Dr. Levent SEYFİ

Asst. Prof. Dr. Muhammed Fahri ÜNLERŞEN

Asst. Prof. Dr. Muhammet Üsâme ÖZİÇ

Non-contact remote sensing of objects is among the topics that humanity has been working on for nearly a century. In the last two decades, beyond the sensing of the object, it is aimed to extract the properties of the determined object. Thanks to the features of the radar, many applications can be made today such as vehicle speed measurements, classification of underground objects, even identification of living things behind obstacles and tracking meteorological events. In addition, radar also finds itself a place in the medical field. Especially traditionally, the fact that information obtained by contact with the patient can be received via radar in a contactless manner makes it extremely reasonable. Because this situation allows the patient to move comfortably and prevents extra injury. It also makes the job of experts easier. Therefore, it shows that the radar can be used in situations such as the vital signs detection, sleep tracking and mental stress detection. Radars used for these purposes are called bio-radar.

In this thesis study, a bio-radar system is developed according to two different radar types. First, simulation studies have been carried out for bio-radars. Then, Continuous Wave (CW) bio-radar structure was constituted and its working principle has been explained. As a result of experimental studies with the constituted bio-radar structure, vital signs have been obtained with two different algorithms. Due to the lack of range of the CW radar, the frequency modulated continuous wave (FMCW) bio-radar structure has been also generated to eliminate the range disadvantage. In consequence of experimental studies, both the range of the human subject has been determined and vital signs is obtained. The performance of the FMCW bio-radar generated by performing multiple human subject measurements has been presented. In studies, the effect of range on the accuracy of detecting vital signs has been observed. High accuracy has been achieved by determining the respiration rate with almost one beat error rate within both bio-radar structures. However, the results obtained in determining the heart rate are not sufficiently consistent compared to the reference values due to the extremely small chest wall motion due to heart rate. According to the obtained results, it is foreseen that in the future, bio-radars will replace the devices that make measurements performed by body contact in the field of medicine.

Keywords: Bio-radar, CW radar, FMCW radar, Vital signs detection, Heartbeat rate, Radar signal processing, Respiration rate, Non-contact measurement

ÖNSÖZ

Bütün çalışmalarında değerli bilgi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren, gerekli araştırma ve uygulamalarda yardımlarını esirgemeyen danışmanım Konya Teknik Üniversitesi Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi sayın Prof. Dr. Ercan YALDIZ'a, Tez İzleme Komitesi üyeleri Doç. Dr. Rahime CEYLAN ve Dr. Öğr. Üyesi Muhammed Fahri ÜNLERŞEN hocalarıma, çalışmalar esnasında birlikte mesai harcadığım değerli arkadaşım Arş. Gör. Yunus Emre ACAR'a, Bölümümüzün değerli tüm öğretim elemanlarına, her türlü maddi manevi katkılarını esirgemeyen aileme ve öğrenci arkadaşlarıma teşekkür ederim.

İbrahim ŞEFLEK
KONYA-2021

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vi
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Tez Organizasyonu.....	4
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI	5
2.1 Literatür Taraması.....	5
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	20
3.1. SD Doppler Radar.....	20
3.1.1. Dördün alıcılı SD Doppler radar.....	22
3.1.2. Karmaşık sinyal demodülasyonu	23
3.1.3. Arktanjant demodülasyonu	24
3.1.4. Frekans etkisi	26
3.1.5. Sinyal işleme.....	27
3.1.6. SD Doppler radarın dezavantajları	28
3.2. FMSD Radar	29
3.2.1. Sinyal işleme.....	32
3.2.2. FMSD radar parametreleri	35
3.2.3. FMSD radarın dezavantajları.....	37
3.3. Biyoradar Sistem Bileşenleri	38
3.3.1. K-LC6 radar modülü.....	38
3.3.2. Sahada programlanabilir kapı dizisi (SPKD).....	40
3.3.3. Veri Edinim (VE) kartı	41
3.3.3.1. VTK 1050	41
3.3.3.2. MC-USB1608G	42
3.3.4. AD620 mikrovolt sinyal modülü	43
3.3.5. Veron 501 nabız oksimetre	44
3.4. SD Tabanlı Biyoradar Sistemi	45
3.5. SD Tabanlı Biyoradar Sistemi için Kullanılan Sinyal İşleme Yöntemleri	48
3.5.1. Hızlı Fourier dönüşümü (HFD) tabanlı yöntem	49
3.5.2. Çoklu çözünürlük analizi (ÇÇA) tabanlı yöntem	51
3.6. FMSD Tabanlı Biyoradar Sistemi	53
3.7. FMSD Tabanlı Biyoradar Sistemi için Kullanılan Sinyal İşleme Yöntemi.....	60

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA.....	63
4.1. SD Tabanlı Biyoradar Simülasyon Çalışması	63
4.2. FMSD Tabanlı Biyoradar Simülasyon Çalışması.....	65
4.3. SD Tabanlı Biyoradar Sistemi Kullanılarak Gerçekleştirilen Deneyler	70
4.4. FMSD Tabanlı Biyoradar Sistemi Kullanılarak Gerçekleştirilen Deneyler	84
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	104
5.1 Sonuçlar	104
5.2 Öneriler	106
KAYNAKLAR	108



SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

a	: Öteleme faktörü
A_A	: FMSD radar tarafından alınan sinyal genliği
A_B	: Vuru sinyalinin genliği
A_G	: FMSD radar tarafından gönderilen sinyal genliği
A_R	: SD radar tarafından alınan sinyal genliği
A_T	: SD radar tarafından gönderilen sinyal genliği
B	: Bant genişliği
c	: Işık hızı
d_0	: Nominal mesafe
d_{max}	: Maksimum menzil
f_b	: Vuru sinyali frekansı
$f_{başlangıç}$	: Chirp sinyalinin başlangıç frekansı
$f_{bitiş}$	: Chirp sinyalinin bitiş frekansı
f_{bmax}	: Maksimum vuru frekansı
f_{bmin}	: Minimum vuru frekansı
f_c	: Radar merkez frekansı
f_s	: Örnekleme frekansı
f_{max}	: İşlemsel kuvvetlendiricinin kararlı çalışabileceği maksimum frekans
F_{chirp}	: Darbe tekrarlama frekansı
G_V	: Voltaj kazancı
I	: Aynı fazlı sinyal
I_{norm}	: Normalize edilmiş aynı fazlı sinyal
J_k	: Bessel fonksiyonu
M	: Çerçeveedeki sütun sayısı
N	: Çerçeveedeki satır sayısı
Q	: Dik fazlı sinyal
Q_{norm}	: Normalize edilmiş dik fazlı sinyal
$R[n]$	: Menzil-yer değiştirme geçmişi
R_{min}	: Minimum menzil
s	: Ölçek faktörü
$S(t)$	: Karmaşık sinyal
$T_{adım}$	: Sayısal analog dönüştürücüdeki iki adım arasındaki süre
$T_{çerçeve}$	: Çerçevenin oluşma süresi
T_{chirp}	: Darbe tekrarlama periyodu
T_s	: Örnekleme süresi
T_{tdisi}	: Testere dişi sinyal periyodu
$T_{uçuş}$	: Sinyal uçuş süresi
$x(t)$	: Göğüs duvar hareketi
v	: Hız
v_{max}	: Maksimum hız
ΔR	: Menzil çözünürlüğü
Δv	: Hız çözünürlüğü
$\Delta\phi(t)$	: Rezidual faz gürültüsü
$\Delta\omega$	: İki hedef arasındaki faz farkı
θ	: Nominal mesafeye bağlı faz kayması
λ	: Sinyal dalga boyu

$\phi(t)$	: Sinyal kaynağı faz gürültüsü
$\phi_u(t)$	: SD radar için fazı açılmış faz sinyali
$\phi_{ub}(n)$	: FMSD radar için fazı açılmış faz sinyali
Ψ	: Ana dalgacık fonksiyonu
ω	: Açısall frekans

Kısaltmalar

AA	: Alternatif akım (<i>Alternative Current</i>)
ADD	: Analog dijital dönüştürücü (<i>Analog Digital Converter</i>)
BMOYİ	: Bütünleyici metal oksit yarı iletken (<i>Complementary Metal Oxide Semiconductor</i>)
BREB	: Blok rasgele erişim belleği (<i>Block Random Access Memory</i>)
ÇÇA	: Çoklu çözünürlük analizi (<i>Multiresolution Analysis</i>)
ÇGÇÇ	: Çoklu giriş çoklu çıkış (<i>Multiple Input Multiple Output</i>)
ÇMR	: Çok modlu radar (<i>Multimode radar</i>)
ÇÜS	: Çip üzerinde sistem (<i>System on chip</i>)
ÇVH	: Çift veri hızı (<i>Double Data Rate</i>)
DA	: Doğru akım (<i>Direct Current</i>)
DAD	: Dijital analog dönüştürücü (<i>Digital Analog Converter</i>)
DAS	: Dakikadaki atım sayısı (<i>Beat Per Minute</i>)
DÇÇ	: Diferansiyel ve çapraz çarpma (<i>Differentiate And Cross Multiply</i>)
DGY	: Düşük gürültülü yükseltici (<i>Low Noise Amplifier</i>)
DK	: Detay katsayısı (<i>Detail Coefficient</i>)
DR-UGB	: Dürtü radyo ultra geniş bant (<i>Impulse Radio-Ultra Wide Band</i>)
EAAV	: Evrensel asenkron alıcı verici (<i>Universal Asynchronous Receiver-Transmitter</i>)
EBM	: Endüstriyel bilimsel medikal (<i>Industrial Scientific Medical</i>)
EKG	: Elektrokardiyografi (<i>Electrocardiography</i>)
ESV	: Evrensel seri veri yolu (<i>Universal Serial Bus</i>)
FASD	: Frekans adımlı sürekli dalga (<i>Stepped Frequency Continuous Wave</i>)
FMSD	: Frekans modüleli sürekli dalga (<i>Frequency Modulated Continuous Wave</i>)
HFD	: Hızlı Fourier dönüşümü (<i>Fast Fourier Transform</i>)
KBG	: Kazanç bant genişliği (<i>Gain Bandwidth</i>)
MDR	: Mikrogüç dürtü radar (<i>Micropower impulse radar</i>)
OF	: Orta frekans (<i>Intermediate Frequency</i>)
OUA	: Obstrüktif uyku apnesi (<i>Obstructive sleep apnea</i>)
SD	: Sürekli Dalga (<i>Continuous Wave</i>)
SDY	: Sonlu dürtü yanıtı (<i>Finite Impulse Response</i>)
SGO	: Sinyal gürültü oranı (<i>Signal-to-Noise Ratio</i>)
SPKD	: Sahada programlanabilir kapı dizisi (<i>Field-Programmable Gate Array</i>)
SSİ	: Sayısal sinyal işleme (<i>Digital Signal Processing</i>)
TİS	: Tutarlı işlem süresi (<i>Coherent Processing Interval</i>)
UGB	: Ultra geniş bant (<i>Ultra wide band</i>)
VE	: Veri edinim (<i>Data Acquisition</i>)
VGD	: Video grafik dizisi (<i>Video Graphics Array</i>)
VKO	: Voltaj kontrollü osilatör (<i>Voltage Controlled Oscillator</i>)
YK	: Yaklaşım katsayısı (<i>Approximation Coefficient</i>)
YME	: Yüzeye monte eleman (<i>Surface-Mount Device</i>)

1. GİRİŞ

Elektromanyetik dalgaların keşfedilmesiyle insanoğlunun bir nesnenin varlığını temassız uzaktan algılama fikri ortaya çıkmıştır. Bu algılamayı gerçekleştirme amacıyla elektromanyetik dalgaları kullanan cihazlar Radar (Radio Detection and Ranging) olarak adlandırılmaktadır. İlk olarak 1900'lü yılların başında Alman mühendis Hülsmeyer tarafından bir geminin temassız uzaktan algılanması denenmiştir. Birinci Dünya Savaşı'nın ardından Amerika Deniz Kuvvetleri Araştırma Laboratuvarı'ndan Taylor ve Young, radarla gemilerin tespit edilebilirliğini göstermiştir. İkinci Dünya savaşına kadar hava araçlarının tespiti ve çeşitli radar tiplerinin üretilmesi dünya genelinde birçok ülke tarafından gerçekleştirilmiştir. Savaş sırasında yoğun olarak kullanılan radarlar savaşın seyrini etkileyecek kadar önemli cihazlar olmuştur. Savaşın bitmesiyle radarlar 1960'ların sonuna kadar askeri amaçlar için kullanılmaya devam etmiştir (Skolnik, 1980). 1970'li yıllardan itibaren ticari amaçla kullanılmaya başlanan radarlar özellikle elektronik devre tasarım teknolojisinin gelişmesiyle büyük hantal yapıdan çok küçük boyutlara indirgenmiştir. Bu durum radarların iç ortamlarda kullanılmasına imkân sağlamıştır. Günümüzde radarlar birçok uygulama alanı bularak hayatın her alanında karşılaşılabileceğimiz cihazlar haline gelmiştir. Radarın hedef olarak canlıyı ve insanı kullanımı tıbbi uygulamalarda da başlamıştır.

Radardan yayılan sinyalin insan vücuduna çarparak geri alınmasından elde edilen sinyalde çeşitli değişiklikler söz konusudur. Bu sinyal değişikliklerinin temel sebepleri kalp atışı, damarların kasılmaları, uzuvların hareketleri, göğüs duvarının ve karın bölgelerinin solunumdan kaynaklı hareketleridir. Bu durumda radar tarafından alınan sinyallerin insanın hayati (fizyolojik) parametreleriyle ilişkili olması hayati sinyallerin temassız olarak elde edilebileceği fikrinin doğmasına sebep olmuştur. Hayati sinyallerin algılanma fikri ilk olarak 1970'lerde ortaya atılmıştır (Lin, 1975). Ancak o dönemde teknolojinin yeterince gelişmemiş olması ve yüksek maliyetler, tıp alanındaki radar çalışmalarının hızlanmasını engellemiştir.

Son yirmi yılda yüzeye monte elemanların (YME) kullanımı ve gelişen üretim teknolojisi; sürekli dalga (SD) radarı, ultra geniş bant (UGB) darbe radarı, frekans modüleli sürekli dalga (FMSD) radarı ve frekans adımlı sürekli dalga (FASD) radarı tekniklerine dayanan ucuz ve kompakt radar sistemlerinin gelişimine imkân tanımıştır. 1996 yılında McEwan hayati bulguların algılanması için ilk UGB radar patentini almıştır (McEwan, 1996). UGB radarlar özel ya da ticari amaçlı olarak tasarlanmışlardır.

Tasarlanan radarlar ayırık parçaların (discrete component) bir araya getirilmesi ile ya da birleşik (assembled) yapılar halinde üretilmektedir. Özellikle son dönemde çok küçük boyutlarda yonga mertebesinde radarlar piyasada görülmektedir.

SD radarı hayati sinyallerin elde edilmesi için kullanılan en temel radar tipidir. Temel olarak, üretilen elektromanyetik dalga, bir verici anten yardımıyla ortama yayılır. Tespit edilmesi amaçlanan hedeften yansıyan dalga, alıcı anten vasıtasıyla alındıktan sonra çeşitli sinyal işleme teknikleri uygulanarak hedefin hız bilgisine ulaşılır. Basit yapısı ve düşük maliyeti bu radar tipini ön plana çıkarmaktadır. Ancak ortamda bulunan nesnelerin tek bir sinüzoid olarak algılanmasından dolayı menzil tespitini gerçekleştirememesi, çok yollu yansıma, doğru akım (DA) ofsetin varlığı onun dezavantajları arasında yer almaktadır. SD radarların dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla UGB darbe radarları kullanılmıştır. Menzil ve hız tespitine imkân sağlayan bu radar tipi yüksek uzaysal çözünürlük elde eder, ancak çok kısa darbe süresine sahiptir. Bu nedenle, bir menzili tespit etmek için yüksek bir tepe noktasına sahip sinyal gönderme ihtiyacı duyar. Bu durum sinyal üretilmesini zorlaştırır ve radar maliyetinin artmasına sebep olmaktadır.

SD radarının çeşitli formları geliştirilmiştir. FMSD radar, SD radarın avantajlarına sahip olduğu gibi menzil tespitini de yapabilir. FMSD radar sürekli olarak frekans içeriği zamanla değişen periyodik sinyaller göndermektedir. Darbeli radardan daha yüksek bir ortalama güce sahiptir. FMSD radarda, frekans spektrumundaki değişim yani alınan ve gönderilen radar sinyalleri arasındaki frekans farkı hedef menzili ile doğrudan orantılıdır. Ancak bu radar tipinde, menzil ölçüm doğruluğu ve menzil çözünürlüğü, frekans tarama hızı (sweeping rate) doğruluğuna önemli ölçüde bağlıdır. Pratikte bunu başarabilmek önemli ve oldukça zordur. Çok yollu yansımaların varlığından etkilenen FMSD radar, dezavantajlara sahip olsa da farklı mesafelerdeki yansımaları ayırabilmesinden dolayı farklı menzillerde bulunan çoklu hedeflerin saptanması ve izlenmesinde kullanılabilir.

FASD radar, FMSD radar gibi sürekli dalga formlarını kullanarak hedef menzil bilgilerini alır. FASD radar her sinyal gönderim aralığında, taşıyıcı frekansın farklı olduğu SD sinyalleri hedefe göndermektedir. Bu radarın temel avantajı menzil çözünürlüğüdür. Yüksek menzil çözünürlüğü, birbirine yakın hedefleri ayırt edebilmenin yanı sıra, menzil doğruluğunu iyileştirir, dağınıklığın (clutter) ortadan kaldırılmasını sağlar ve çok yollu yansımaların azalmasına sebep olur. Bu radar tipleri özellikle iç ortam uygulamalarında kullanılmalarının yanı sıra hayati sinyallerin elde edilmesinde de yoğun olarak kullanılmaktadır (Amin, 2017).

Hayati sinyalleri elde eden radarlar ‘biyoradar’ olarak adlandırılmaktadır. Biyoradar vasıtasıyla kablosuz olarak uzaktan elde edilebilen bu sinyaller günlük hayatta karşılaşılan özellikle tıp alanında birçok problemin de ortadan kalkmasına sebep olmaktadır. Hasta gözetiminde alınması gereken sinyallerin insan vücuduna bağlanan problar olmaksızın tespiti hasta rahatlığını sağlarken uzmanların işlerini de kolaylaştırmaktadır. Yanık ve yeni doğan vakalarında hayati fonksiyonların takip edilmesi problemlerin hastalara temas ettirilmesiyle mevcut durumu daha da zorlaştırmaktadır. Bu durum hem hastaların hareketini sınırlandırmakta hem de çeşitli yaralara sebebiyet vermektedir. Özellikle salgın hastalık durumunda hastalığın sağlık çalışanlarına bulaşmaması ve salgın yayılımının artmasını önlemede hayati sinyallerin radar yolu ile temassız elde edilmesi çok kullanışlı olabilmektedir. Hastaların uyku kalitesi ve uyku bozukluğu rahatsızlıklarının tespitinde de birçok prob vücuda bağlanmakta ve hastanın neredeyse hareket yeteneği sınırlandırılmaktadır. Bu sebeple ölçüm kalitesi düşmektedir. Temassız şekilde radar ile elde edilen veriler hastalık tespitinde kullanılarak hem hastanın hem de uzmanın işini kolaylaştırabilmektedir (Qi ve ark., 2016). Çığ, heyelan ve deprem gibi doğal afetlerde toprak altında canlı varlığının tespiti o andaki psikolojik durumda oldukça zordur. Ancak radarların hayati sinyalleri algılama yeteneğiyle canlıların tespiti gerçekleştirilerek can kaybı sayısını azaltmak mümkün olabilmektedir (Chen ve ark., 2000).

Dünya nüfusu her geçen gün yaşlanmakta ve yaşlı bireylerin yaşam ortamlarında sağlıklarının gözetim altında tutulması gereği ortaya çıkmaktadır. Gözetim altında temassız bir şekilde elde edilecek sinyaller yaşlı bireylerin yaşam kalitesini düşürmekte ve günlük faaliyetlerini sınırlamaktadır. Bu durum temassız hayati sinyalleri algılayabilen radarlara ilginin artacağını göstermektedir (Dremina ve Anishchenko, 2016). Dünya genelinde artan terör saldırıları rehine vakalarının da ortaya çıkmasına sebep olmaktadır. Böyle bir ortamda mevcut canlıların varlığını tespit edebilmek güvenlik açısından önem kazanmaktadır. Bu ise hayati sinyalleri tespit edebilen radarın değerini bir kat daha artırmaktadır (Droitcour ve ark., 2001). Ayrıca savaş esnasında patlayıcıların bulunduğu bir bölgede ölü ve yaralıların tespiti oldukça önemlidir. Bu hem savaş ortamında can kaybına sebep olabilir hem de süre bakımından zahmetli bir iştir. Bu nedenle bu amaç için üretilmiş bir radarın varlığı savaş sırasında birey kaybını önleyici ve zaman kazandırıcı etkiye sahip olmaktadır (Boric-Lubecke ve ark., 2008). Bu gibi durumlarda radarın hayati sinyalleri temassız tespit edebilmesi onu oldukça önemli kılmaktadır.

Bu tez kapsamında hayati sinyallerin benzetimi yapılarak farklı radar tipleri ile elde edilmesi sağlanmıştır. Ayrıca piyasada mevcut olan düşük maliyetli ve çok modlu özelliği olan (SD, FMSD) radar ile gerekli devre yapılarının üretilmesi sonucu bir biyoradar sistemi gerçekleştirilmiştir. Çeşitli sinyal işleme teknik ve algoritmaları kullanılarak öncelikle hareketli bir hedefin varlığı tespit edilmiş ardından canlı hedefler kullanılarak hayati sinyallerinin ortaya çıkarılması sağlanmıştır.

1.1. Tez Organizasyonu

Bu tez 5 ana bölümden meydana gelmektedir.

- Birinci bölümde radarın tarihsel olarak süregelen durumu ve hayati sinyallerin temassız tespitinin önemi vurgulanarak bir giriş yapılmaktadır.
- İkinci bölümde hayati sinyallerin temassız tespiti ve buna bağlı olarak gerçekleştirilen önceki bilimsel çalışmalar ayrıntılı bir şekilde sunulmaktadır.
- Üçüncü bölümde tez kapsamında hayati sinyallerin tespitinde kullanılan radarlar ve oluşturulan biyoradar yapısı detaylı bir şekilde açıklanmaktadır. Ayrıca hayati sinyallerin elde edilmesi için kullanılan algoritma ve sinyal işleme teknikleri bu bölümün kapsamı içerisinde.
- Hayati sinyallerin tespiti için oluşturulan deneysel çalışmaların ve sonuçlarının sunulduğu kısım dördüncü bölümü oluşturmaktadır.
- Tezin son bölümü, bu çalışmalarda elde edilen sonuçların genel bir değerlendirmesini ve gelecekteki çalışmalar için önerileri içermektedir.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

Bu bölümde hayati sinyallerin temassız biyoradar ile elde edilmesi konusunda gerçekleştirilen literatürdeki çalışmalar sunulmaktadır.

2.1 Literatür Taraması

Hayati sinyal varlığının temassız eldesi için temel kabul edilen Lin'in (1975) çalışmasında insan ve hayvanın solunum hareketlerini ölçmek için bir mikrodalga tekniği sunulmuştur. Teknik sürekli dalga ışımasının geri yansımaya dayanmaktadır ve denekle herhangi bir temas gerçekleştirilmez. Sunulan tekniğin hayvan ve insan denek için yararlılığına ilişkin ön sonuçlar bu çalışmada gösterilmiştir. Ancak çalışmanın gerçekleştiği dönemde teknolojinin yetersizliği belirli bir süreçte bu çalışmalara yoğunluğu azaltmıştır. YME ve bütünleyici metal oksit yarı iletken (BMYOI) teknolojisinin ortaya çıkması ile konu tekrar popüler hale gelmiştir. Azevedo ve McEwan (1997) tarafından LLNL'de (Lawrence Livermore Ulusal Laboratuvarı) icat edilen ve geliştirilen ucuz ve yüksek hassasiyetli radar sistemi sunulmuştur. Radar sistemi, kısa darbeler üretip örneklemektedir. Sunulan çalışmayla radarlar birçok yeni kullanım alanı bulmuştur. Araştırmacılar kompakt, düşük güçlü ve hesaplı bir şekilde geliştirdikleri radara Mikrogüç Dürtü Radar (MDR-MIR) adını vererek patent almışlardır. Sürekli dalga gönderen geleneksel radarın aksine, MDR çok kısa elektromanyetik darbeler kullanmakta ve nesneleri çok daha kısa mesafelerde algılayabilmektedir.

2000'li yılların başından itibaren biyoradar çalışmaları farklı senaryolar da eklenerek oldukça hız kazanmıştır. Deprem yıkıntılarının ya da çeşitli engellerin arkasına gizlenmiş insanları tespit etmek amacıyla kullanılabilecek yeni bir mikrodalga hayati sinyal algılayan sistem sunulmuştur. 1150 MHz veya 450 MHz'de çalışan bu sistem, bir deprem yıkıntısı veya yaklaşık 10 ft kalınlığında bir engelden insan deneklerin nefes ve kalp atışı sinyallerini algılayabilmektedir. Sabit arka plandan yansıyan dalganın oluşturduğu parazit tamamen ortadan kaldırılabilen ve insan vücudundan yansıyan dalgadan, nefes ve kalp atışı sinyalleri çıkarılabilmektedir. Böylece, deprem yıkıntısı altında kalan veya bariyerlerin arkasına saklanmış bir insan tespit edilebilmektedir. Gerçekleştirilen sistem simüle edilerek gerçekçi deprem yıkıntılarında da test edilmiştir (Chen ve ark., 2000).

BMOYİ teknolojisi kullanılarak gerçekleştirilen bir diğer çalışmada 1.6 ve 2.4 GHz'de çalışan doğrudan dönüşümlü vericili mikrodalga Doppler radar tasarlanmıştır. 50 cm'lik mesafeden kalp atışı ve solunuma bağlı olan hareketi tespit edebilmesi, bebek ve yetişkin apne takibinde faydalı olabileceğini göstermiştir. Doğrudan dönüşümlü bir alıcıda, alınan sinyal ile yerel osilatör arasındaki faz ilişkisinin demodülasyon hassasiyeti üzerinde önemli bir etkisi gösterilerek, boş (null) noktalar bir dördün (quadrature) alıcısı ile önlenmiştir. Dördün alıcının performans üstünlüklerini vurgulayan ölçümler sunulmuştur. Tek kanal ile ölçülen kalp hızının doğruluğu %40 ile %100 arasında değişirken, konumlamaya bağlı olarak, dördün yapının doğruluğunun her zaman %80'den daha iyi olduğu vurgulanmıştır (Droitcour ve ark., 2004). Venkatesh ve ark. (2005) denekle UGB radar antenleri arasında fiziksel engellerin olduğu durumu göz önüne alarak göğüs boşluğunun hareketiyle solunum ve kalp atış hızlarının dürtü (impulse) tabanlı radar tarafından elde edilmesini amaçlamıştır. Çalışmalarının literatüre temel katkısı, solunum ve kalp atış hızlarının hesabında sinyal işleme algoritmalarının geliştirilmesi ve tekniklerin ölçümlerle doğrulanması için analitik bir çerçeve sunması olmuştur. Ayrıca, solunum ve kalp atış hızlarını belirlemede tekniklerinin doğruluğunu göstermek için çeşitli durumlarda birkaç gerçek zamanlı deneyin sonuçlarını da sunmuşlardır.

Bir diğer çalışmada ise solunumdan kaynaklı vücut hacim değişikliğinin kantitatif olarak ölçümü gerçekleştirilmiştir. Sürekli dalga radar sensörü kullanılarak, on yedi sağlıklı gönüllü ile deneyler yapılmıştır. Verici olarak 2.42 GHz taşıyıcı frekanslı bir faz kilitli döngü (Phase Locked Loop) sentezleyici kullanılmıştır. Bu çalışma frekansı endüstriyel bilimsel medikal (EBM-ISM) bandındadır ve kullanımı belirli bir lisansa ihtiyaç duymamaktadır. Heterodin bir mimariye dayanan alıcı, geri saçılan sinyalin aynı fazlı (I) ve dik fazlı (Q) bileşenlerini algılamaktadır. Uygun olmayan koşullarda (çok yollu yansıma, düzensiz hareketler) alınan solunum ölçümlerinin çoğunu reddedebilecek uygun bir veri işleme sistemi geliştirilmiştir (Dei ve ark., 2009). TNO laboratuvarlarında üretilen kompakt X-bant FMSD radarla gerçekleştirilen bir çalışmada hayati sinyalleri gözlemlemek için, bant genişliği kullanılabilirliği ve diğer sistemlerle girişim gibi tasarım faktörleri de dikkate alınarak optimum bir frekans seçilmiştir. Çalışmada solunum hızının geleneksel sinyal işleme teknikleri kullanılarak doğru bir şekilde çıkarılabileceği gösterilmektedir. Kalp atışı sinyali, tek başına ölçüldüğünde açıkça görülebildiği ancak solunum sinyalinin varlığında kalp atış hızını tahmin etmenin daha zor olduğu

vurgulanmıştır. Sonraki çalışmalarında temel bileşenler analizi kullanılarak denemelerin gerçekleştirileceği ifade edilmiştir (Anitori ve ark., 2009).

Mostov ve ark. (2010) tarafından sunulan bir çalışmada düşük güçlü bir FMSD radar prototipi kullanılarak hayati sinyallerin tespiti amaçlanmıştır. Çalışmada farklı senaryolara dayanan deneyler gerçekleştirilmiştir. İnsan denekle gerçekleştirilen çalışmada 1 dakikalık ölçümde solunum ve kalp atışı oranları referans değerleriyle uyumlu olarak tespit edilmiştir. Ayrıca insan deneğin varlığında radarın menzil yeteneğini test etmek için 1 m ve 2 m uzaklığına sarkaç konularak gerçekleştirilen deneyde hem sarkacın salınım hızı hem de hayati sinyaller tespit edilmiştir. Son olarak radarın zayıf sinyallere karşı duyarlılığı test edilmiştir. Deneğin vücudu eli haricinde 1 mm ince bakır örgü ekran arkasında bulunmaktadır. Deneğin elinden yansıyan sinyal kullanılarak düzensiz solunumun izlenmesi gerçekleştirilmiştir.

Çip üzerinde sistem (ÇÜS) teknolojisinin ortaya çıkmasıyla bu yenilik radar tasarımlarına da yansımıştır. Solunum hızının izlenmesi için UGB ÇÜS radar sensörü 90 nm BMOYİ teknolojisi ile gerçekleştirilerek çalışma performansı testlerle gösterilmiştir. Radar sensörü yetişkin ve bebek solunum aktivitesinin temassız tespiti için kullanılmıştır. Yapılan testler sonucu, UGB radar sensörünün cm altı göğüs hareketlerini tespit ederek, test altındaki kişinin solunum hızını tespit ettiği gösterilmiştir. Bu durum hastaların ve gözlem altında bulunan bireylerin hayati sinyallerinin temassız olarak izlenmesini sağlamaktadır (Zito ve ark., 2011). 4 GHz bandında çalışan sürekli dalga radarı ile yaşamsal belirtilerin tespiti için bir fizibilite çalışması gerçekleştirilmiştir. Solunum ve kalp atışı aktivitesinin frekans davranışını karakterize etmek için iki farklı veri işleme yaklaşımı kullanılmıştır. Bu iki yaklaşım, yaşamsal belirti aktivitesinin doğru ve güvenilir bir şekilde izlenebilme olasılığını ana amaç olarak kullanmaktadır (Anishchenko ve ark., 2013).

Laboratuvar ortamında engellerin arasında yer alan bir insanın kalp ve solunum sinyalleri vasıtasıyla yaşamsal belirtilerini FASD radar tekniğiyle tespit etmek için bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Deneyler, insanlardan veri toplanarak çeşitli algılama senaryolarıyla düzenlenmiştir. Deneylerle engellerin değişen kalınlıklarının, insan deneklerinin duruşlarının, solunum durumunun, radar anteninin insan göğsüne göre pozisyonunun ve ölçüm sürelerinin etkisi araştırılmıştır. Deneysel sonuçlar, birincil hayati işaret olarak solunumun çok yüksek doğruluk ile tespit edilebildiğini ve deprem gibi afet mağdurlarının arama kurtarma çalışmalarında radar sistemlerinin kullanımı için geliştirilmesi gerektiğini göstermiştir. Solunum sinyalinin tespiti için minimum kayıt

süresinin 5 saniye olması gerektiği ve 30 saniyelik sürenin yüksek sinyal/gürültü oranına (SGO-SNR) sahip solunum sinyalini yakalamak için yeterli olduğu belirtilmiştir (Liu ve Liu, 2014). FMSD radar kullanılarak gerçekleştirilen bir başka çalışmada radarın çalışma prensibi ve tutarlılığın korunması için önemli yönlerin açıklanmasını da içeren hayati sinyallerin (solunum) çıkarılması bağlamında matematiksel analiz ayrıntılı olarak açıklanmaktadır. Ayrıca bir faz tabanlı menzil izleme algoritması da sunulmaktadır. Önerilen radar yapısının öncelikle çeşitli senaryolarla simüle edilerek dağınıklığa, gürültüye ve çoklu saçılmalara karşı uygunluğu incelenmiştir. Ayrıca, metal plaka ve nefes alan kişilerle deneyler gerçekleştirilerek sonuçlar sunulmuştur (Wang ve ark., 2014). 80 GHz çalışma frekansı ve 10 GHz UGB genişliğine sahip FMSD radar ile çalışma gerçekleştiren Wang ve ark. (2015) solunum ve kalp atış hızının temassız izlenmesi amacıyla deri yüzeyinin fizyolojik yer değiştirmesinin milimetre altı doğrulukla tespit edilmesini amaçlamışlardır. Çalışma radar sistemi simülasyonu ile doğrulanarak ve deneysel ölçümlerle, farklı radar sensör konumları ve yönleri ile gerçekleştirilmiştir.

Son yıllarda farmakolojik çalışmalara destek vermek amacıyla (ilaç uygulamaları) laboratuvar hayvanlarının solunum aktivitelerinin tespiti deneylerinde de radarlar kullanılmaktadır. Radarların kullanımından önce solunum aktiviteleri, hayvan vücuduna sensörlerin uygulanmasını gerektiren pahalı ve hantal prosedürlerle gerçekleştirilmiştir. Anishchenko ve ark. (2015) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada canlı kemirgenlerin solunum ritminin temassız izlenmesi için biyoradar cihazlarının olası kullanımı üzerine bir fizibilite çalışması sunulmuştur. Deneyler, 13.8 GHz’de çalışan sürekli dalga Doppler radarı kullanılarak uyuyan fareler üzerinde laboratuvar koşullarında gerçekleştirilmiştir. Kaydedilen sinyaller, yeni bir harekete bağlı yapay bozukluk (artefact) filtreleme prosedürüne dayanan veri işleme stratejisi vasıtasıyla işlenmiştir. Temel amaç uyku fazları sırasında solunum düzeni değişkenliğini karakterize etmektir. Elde edilen sonuçlar, standart izleme yöntemleriyle biyoradar ölçümlerinin tutarlı olduğunu göstermiştir.

Radar sinyalini dış ortama yansıtmayan alüminyum kaplanmış yüzeylere sahip gelişmiş bir test odasındaki deneğin varlığını, hayati belirtilerini ve aktivitesini belirlemek için Doppler radar-tabanlı yöntem bir diğer çalışmada sunulmaktadır. On denek üzerinde gerçekleştirilen çalışmada dört farklı pozisyonda yatış, odanın farklı iki noktasında oturarak normal nefes alışverişi ve nefes tutmaya dayalı radar ölçüm çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Radar sinyali tarafından, elektrokardiyografi ve solunum

referans sinyallerine kıyasla belirlenen ortalama oranlar %110 (solunum) ve %99 (kalp atışı) olarak aktarılmaktadır. Ortalama dolu ve boş oda radar sinyali varyans oranları 608 (nefes alma) ve 20 (nefes tutma) olduğu ifade edilmektedir. Bir deneğe ait aktivite izleme testinde yürüyüş, ayakta durma ve uzanma aktiviteleri radar sinyalinden başarılı bir şekilde elde edilmiştir. Önerilen radar sisteminin, elde edilen test sonuçlarıyla bakım evlerinde yaşlıların veya polis gözetiminde sarhoş kişilerin konumdan bağımsız sağlık ve etkinlik izlemesinde kullanılabileceği rapor edilmiştir (Kuutti ve ark., 2015). Otomatik olarak hasta izleme ve hareket algılama algoritması kullanılan başka bir çalışmada uzun süreli hayati bulguları izleyebilen faz dizili Doppler radar sensör geliştirilmiştir. Radar sensörü ile tipik bir ofis ortamında haftanın bazı günlerinde toplanan çok sayıda veriyle (yani, dakikada ± 5 atımlı bir referans sensörü ile karşılaştırıldığında) %90'ın üzerinde doğrulukla temassız bir şekilde kalp atışının izlenebildiği bildirilmiştir (Hall ve ark., 2016).

Radar ile alınan sinyallerde hedefin duruşuna bağlı olarak güçlü yüksek harmoniklerle birlikte solunum bilgisi de bulunmaktadır. Mabrouk ve ark. (2016) tarafından gerçekleştirilen çalışmada tepe değeri algılama tabanlı algoritmaların tahmin hatalarını düzeltmek için bir çözüm önerilmektedir. Önerilen yöntem, olası tüm solunum frekanslarının bir kümesi üzerinde harmonikler için tarak (comb) filtrelerini kullanmaya dayanmaktadır. Yöntem, farklı pozisyonlar (uzanma, oturma, ayakta), radar ve denek arasındaki farklı mesafeler ile UGB ve faz modüli SD (PM-SD) radarlar için test edilmiştir. Gerçek zamanlı uygulama için daha uygun basitleştirilmiş algoritmalar da önerilmiş, doğruluk ve hesaplama karmaşıklığı karşılaştırılmıştır. Ayrıca solunum hızı tahmin algoritmaları, UGB ve PM-SD radarları için en güçlü tepe değeri saptamayı kullanan geleneksel Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) tabanlı yöntemlere kıyasla, ortalama mutlak solunum hızı hatası için sırasıyla yaklaşık %81 ve %80'lik bir azalma sağlamıştır.

Obstrüktif uyku apnesinin (OUA) varlığına karar verme ve erken tehlike uyarısı, uyku hastalığının tanısında oldukça önemlidir. Biyoradar tarafından solunum sinyalinde apne varlığını belirlemek için dalgacık bilgi entropi spektrumuna dayanan yeni bir yöntem önerilmiştir. Apne sırasında, düşük hava akımı ile beyin uyarımından kaynaklanan güçlü düzensizlik ve solunum sinyali bozukluğu gözlemlenir. Biyoradlarla elde edilen hayati sinyaller vasıtasıyla bu rahatsızlığın tespit edilebileceği gösterilmeye çalışılmıştır. Deney sonuçları, önerilen yöntemin uyku apnesinin oluşumunu tespit etmek için etkili olduğunu ve aynı zamanda enerji spektrumunun yakalayamadığı bazı apne vakalarını da belirlediğini göstermiştir. 10 adet OUA verisiyle yapılan kapsamlı

çalışmada %93.1 oranında doğruluğa ulaşılmıştır. Bu sonuç OUA'nın temassız tanısının radarlar ile gerçekleştirilebileceğini göstermektedir (Qi ve ark., 2016). Bir klinik doğrulama çalışması olarak temassız sürekli solunum izleme FMSD radar ile gerçekleştirilmiştir. Radarın ameliyat sonrası (postoperatif) hastalarda solunum hızını güvenilir bir şekilde ölçüp ölçemeyeceği test edilmiştir. Hastalar radar ve referans monitör (mekanik solunum sırasında pnömotakograf ve doğal solunum sırasında kapnografi) ile izlenmiştir. Sekiz hasta ile yapılan çalışmada mekanik solunum sırasında 796 dakika ve doğal solunum sırasında 521 dakika gözlem sağlanmıştır. Radar, mekanik olarak suni solunum verilen hastalarda solunum hızını doğru bir şekilde tespit ederken, doğal solunum sırasında doğruluğunun azaldığı ifade edilmiştir (Van Loon ve ark., 2016).

Bazı çalışmalarda birden çok radar tek bir yapı üzerinde oluşturulmuştur. Her bir radar tipi için ayrı platformlar kullanmak yerine, hem SD hem de FASD Doppler radarlarının işlevlerini içeren yeniden yapılandırılabilir merkez frekanslı bir Çok Modlu Radar (ÇMR) bu çalışmalardan bir tanesidir. Bu ÇMR, bir mikrodenetleyici tarafından kontrol edilir ve birden fazla denegin uzak mesafeden hayati bulgularını saptamak için iç ortamda kullanılabilir. Radar hem yakın hem de uzak mesafe kalp atış hızını izlemek için gerçekleştirilmiş ve deneysel olarak kullanılmıştır. Sinyallerin HFD ile frekansları belirlenmiştir. Uzun mesafe ölçümleri FASD moduna göre hassasiyetin daha yüksek olduğu SD modunda gerçekleştirilmiş olup %97'nin üzerinde doğruluğa ulaşılmıştır (Quaiyum ve ark., 2017). Dalgacık dönüşümüne dayalı bir çalışmada, insanın eko sinyali ile gölgenmiş bölgedeki gürültü arasında frekans bakımından önemli farklar olmasından dolayı dalgacık entropi yöntemine dayalı bir algoritma, çoklu hedeflerin tespiti için sunulmuştur. UGB radar ile çalışma gerçekleştirilmiş, bulgular hedefteki insanın entropi değerinin gürültününkinden oldukça düşük olduğunu göstermiştir. Adaptif filtreleme ve enerji spektrum metotları ile karşılaştırıldığında dalgacık entropinin insan tespitinde daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir. (Xue ve ark., 2017).

Solunum ve kalp atış hızını tespit etmek için sunulan çalışmaların çoğu frekans domeni analizi kullanmıştır. Ancak bu işlemler yüksek çözünürlüklü bir spektrum eldesi için uzun periyot zamanı gerektirir. Bu sebeple Yang ve ark. (2017) bir nefes alışı verisi döngüsü içinde solunum ve kalp atışının hızlı toplanması için bir zaman domeni tepe değeri algılama algoritması sunmuştur. Solunum ve kalp atış sinyallerini çıkaran bir analog bant geçiren filtre kullanılarak sinyal ön işleme gerçekleştirilmiştir. Ardından kalp atış ve solunum hızları LabVIEW programı yardımıyla bir tepe değeri algılama metodu ile hesaplanmıştır. Sonuçların doğruluğunu karşılaştırmak için laboratuvarında yedi denek

ile elektrokardiyografi (EKG) ve solunun bandı kullanılarak ölçüm yapılmış, sonuçlar radar değerleri ile karşılaştırılmıştır. Doppler radara dayanan zaman domeni tepe değer algılama algoritması, kalp atış ve solunum hızları için referans değerlerle sırası ile 0.92 ve 0.99 korelasyon katsayısı ortaya koyduğu rapor edilmiştir.

Dürtü radyo ultra geniş bant (DR-UGB) radar yoluyla hayati sinyallerin izlenmesi konusunda gerçekleştirilen bir diğer çalışmada, hayati sinyallerden ölçüm gürültüsünü azaltmak için Kalman filtresi kullanılmıştır. Kalp atış sinyalini solunum harmoniklerinden arındırmada kullanılan bir algoritma sunulmuştur. Ölçüm işlemi sırasında rastgele vücut hareketlerini tespit etmek amacıyla bir otokorelasyon tabanlı teknik kullanılmıştır. Algoritmanın geçerliliğini göstermek için farklı senaryolarda deneyler gerçekleştirilmiştir. Hesaplamalar göğüs kafesinden yansıyan sinyallerin yanı sıra vücudun arkasından yansıyan sinyaller için de farklı deneylerle yapılmıştır. Her iki senaryonun sonuçları solunum ve kalp atışı hesap doğruluğu için karşılaştırılmıştır (Khan ve Cho, 2017). Uyku sorunu probleminin radarla tespiti için gerçekleştirilen çalışmada SleepSense adında temassız ve fiyat bakımından cazip bir uyku izleme sistemi gerçekleştirilmiştir. SleepSense uyku durumunu (yatakta hareket, yataktan çıkış ve nefes alış veriş olarak) sürekli olarak tanıma için sunulmuştur. Uyku izleme sistemi Doppler radar tabanlı sensör, geliştirilmiş ve otomatik radar demodülasyon modülü ve durum tanıma çerçevesi şeklinde üç bölümden meydana gelmiştir. Zaman domeni ve frekans domeni özellikleri, uyku tanıma çerçevesinden çıkarılmıştır. Kısa dönemli kontrollü deneyde uyku statüsü belirlemede %95.1 doğruluk sağlanmıştır. 75 dakikalık uyku çalışması, gerçek hayattaki geniş kullanılabilirliği göstermiştir. Deneyde solunum hata oranı %6.65 olarak hesaplanmıştır (Lin ve ark., 2017).

Hayati bulguların izlenmesi ile ilgili uygulamalar için ÇÜS yapısıyla doğrudan RF darbe tabanlı bir radar sistemi sunulmuştur. Verici, 7.29 ve 8.748 GHz’de merkezlenmiş 1.4 ve 1.5 GHz’lik -10 dB bant genişlikleri ile Federal Haberleşme Komisyonu (Federal Communications Commission), Avrupa Telekomünikasyon Standartları Enstitüsü (European Telecommunications Standards Institute) ve Kore Haberleşme Komisyonu (Korea Communications Commission) gibi düzenleyici kurumların sundukları standartlarla uyumludur. Alıcı, 9.9 m’lik ardışık menzili kapsayan, 23.328 GS/s’de yansıyan sinyali örneklemektedir. Ölçülen ön uç gürültü değeri, 7.29 GHz’de -14,7 dB kazanç ile 6.3 dB’dir. Bir insan denekten solunum ve kalp atışından kaynaklı göğüs hareketleri sırasıyla 9 ve 5 m’de tespit edilmiştir. Gerekli tüm güç yönetimi ve zaman fonksiyonları çip üzerine entegre edilmiştir. ÇÜS 55 nm BMOYİ’ye

uygulanmıştır. Aktif modda, sistem 1.8 V'lık güç kaynağından 118 mW güç tüketmektedir (Andersen ve ark., 2017).

Göğüs duvarı periyodik titreşim bilgisini temel alarak, çoklu insan hedeflerinin yaşamsal belirtilerinin sürekli ve zamanında izlenmesi için FMSD radar kullanılan bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Geleneksel olarak hedeflerin menzil ve titreşim bilgisi, bir Fourier dönüşümü ve demodülasyon işlemi ile elde edilmektedir. Bu durumda solunum sinyali birkaç önemli harmoniğe ve değişken frekansa sahiptir. Çalışmada titreşim fazı sinyalinden solunum ve kalp atışı sinyallerini daha iyi çıkarabilmek için, çift parametrelili en küçük ortalama kare (LMS) filtresine dayanan yeni bir yöntem sunulmaktadır. Düşük SGO altında bant geçiren filtreleme (BPF) yöntemi ve dalgacık dönüşümü (DD) yöntemi ile karşılaştırıldığında, sunulan çift parametrelili LMS filtresine dayanan yöntemin daha doğru solunum ve kalp atışı sinyalleri elde edebileceği ifade edilmektedir (He ve ark., 2017). Vasireddy ve ark. (2018) bir çift kanallı K-bant Doppler radar ile solunum ve kalp aktivitesi nedeniyle oluşan göğüs duvarı hareketini yakalamıştır. Dalgacık dönüşümüne dayalı çoklu çözünürlük analiz (ÇÇA) yöntemiyle demodüle edilmiş sinyalden uzuv hareketleri, solunum ve kalp atış sinyalleri çıkarılır. Bir test ortamı kurularak göğüs hareketinin simule edildiği bir prototip oluşturulmuştur. Prototip sırasıyla %88.9 ve %76.8 hassasiyetle kol hareketlerini başarıyla sınıflandırmıştır. Solunum için dakikada 1 nefes ve kalp atışı için dakikada 3 atım mutlak hatalarla solunum ve kalp atışı ölçüm performansı sağlanmıştır. K-bant Doppler radar ve dalgacık dönüşüm tabanlı ÇÇA'nın gece uyku izleme ve değerlendirilmesinde kullanılabileceği gösterilmiştir.

Son birkaç yıldır yüksek frekanslı milimetre dalga radarları da hayati sinyallerin temassız tespiti için kullanılmaya başlanmıştır. Bu çalışmalardan biri Ahmad ve ark. (2018) tarafından gerçekleştirilmiştir. 77 GHz frekanslı çoklu giriş çoklu çıkış (ÇGÇÇ) yapısına sahip olan FMSD radar, menzil azimut düzlemindeki nesneleri ayırmak için FMSD dalga formlarının ve çoklu alım kanallarının doğal menzil geçitleme kabiliyetini kullanmaktadır. Menzil geçitleme ve hızla şekillendirme teknikleri, ilgilenilen sinyalin çevredeki dağınıklıklardan izole edilmesini sağlamaktadır. Çalışmada çoklu deneklerin hayati sinyallerinin çıkarılması sağlanmıştır. 60 GHz Doppler radarı kullanarak gerçekleştirilen bir çalışmada insan vücudunun fizyolojik verilerini (nabız ve solunum hızı) tahmin etmek için, sınırlandırılmış bir optimizasyon algoritması uygulanmıştır. Solunum ve kalp atışı arasındaki karşılıklı faz etkisi teorik bir çerçevede analiz edilmiştir. Optimizasyon algoritmalarının, aralarındaki intermodülasyon etkilerine rağmen hem solunum hem de kalp atışı hızlarını doğru bir şekilde tespit edebildiği kanıtlanmıştır. Alıcı

gürültüsüne ve rastgele vücut hareketinin yapaylıklarına karşı farklı optimizasyon prosedürleri karşılaştırılarak, doğrudan spektrum analizine göre önerilen algoritmanın daha sağlam olduğu gösterilmiştir. Büyük ölçekli kısıtlı bir sınır durumunda, daha kısa bir zaman diliminde doğru saptamayı gerçekleştirecek alt aralıklarda yürütülen paralel bir optimizasyon prosedürü çalışmada önerilmektedir (Zhang ve ark., 2018).

Duvar arkası ya da engel arkasındaki bir canlının hayati sinyallerinin tespiti de çalışmalarda oldukça popüler hale gelmiştir. Liang ve ark. (2018) çalışmalarında UGB dürtü radar kullanarak farklı ortamlar için deneylerle hayati sinyallerin varlığını tespit etmiştir. Çalışma, hayati sinyalleri doğru bir şekilde çıkarmak için, alınan UGB dürtülerinin çarpıklık (skewness) karakteristiğini analiz ederek yeni bir şema sunmaktadır. İnsan denekten radar antenine olan mesafe, çarpıklıkta ayırık kısa süreli Fourier dönüşümü (AKFD) gerçekleştirilerek hesaplanmaktadır. İnsan solunum hareketinin frekansı, harmonikleri etkili bir şekilde yok etme amacıyla geliştirilen topluluk ampirik mod ayrıştırma (EEMD) tabanlı birikim tekniğine dayalı olarak tespit edilmektedir. Elde edilen sonuçların, dağınıklığı (clutter) giderme ve SGO'yu iyileştirme becerisi gösterdiği bildirilmiştir.

İnsan hayati sinyallerinin tespiti amacıyla elektromanyetik model üzerine bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Çalışmada insan deneğin bir dielektrik modeli üzerine gelen düzlem dalgaların dağınık alanlarını kullanarak kalp atış hızı ve solunum hızı tespiti için bir elektromanyetik model geliştirilmiştir. Model, gövdeye eşdeğer bir homojen dielektrik katman ve hesaplamayı hızlandırmak amacıyla çok seviyeli hızlı çok kutuplu algoritmanın hızlandırılmış paralel bir versiyonunu kullanmaktadır. Modeli deneysel olarak doğrulamak için ultra geniş bantlı (1 GHz) bir FASD radar kullanılmaktadır. Model, geleneksel temaslı referans sensör ile karşılaştırıldığında % 5 hata payı içinde hem kalp atış hızı hem de solunum hızı tespiti için doğru olduğunu kanıtlamıştır. Ölçülen ve simüle edilen sonuçlar arasındaki uyum, 3 m'ye kadar olan mesafeler için ve radar görüş alanına göre çeşitli denek yönelimlerinde başarı göstermiştir. Ayrıca birden fazla deneğin varlığında, bir deneğin bir diğerine engel oluşturmadığında, hafif bir bozulma gözlemlenmektedir (Nahar ve ark., 2018). Lv ve ark. (2018) büyük ölçekli rastgele vücut hareketlerinin varlığında hayati sinyallerin algılanması üzerine bir çalışma gerçekleştirmiştir. Çalışmada yüksek dinamik aralıklı radar mimarisinin ve doğrusallaştırılmış Doppler faz demodülasyon algoritmalarının kapsamlı kullanımına dayalı olarak, büyük ölçekli vücut hareketlerinin neden olduğu geniş bant gürültü tabanı altında tamamen gizlenmiş olan solunum ve kalp atışı spektrumlarını almak için uyumlu

filtreler (matched filters) sunulmaktadır. Bir 5.8 GHz Doppler radar sistemi ve 24 GHz’de çalışan entegre Doppler radar sistemi ile kullanılan mimari ve algoritmaların etkinliği doğrulanmaktadır. Elde edilen sonuçlar, rastgele vücut hareketlerinin varlığında da insanın temassız hayati belirtilerinin tespiti için pratik biyoradar sistemlerinin uygulama potansiyelini gösterdiği bildirilmiştir.

Mercuri ve ark. (2019) birden fazla kişinin hem hayati sinyallerini izlemek hem de yürüme ve ayakta durma gibi hareketlerini takip etmek amacıyla bir çalışma gerçekleştirmiştir. İki anten (bir verici ve bir alıcı), 7.3 GHz başlangıç frekansı ve 750 MHz bant genişliğine sahip FMSD radar kullanılan çalışmada rastgele vücut hareketlerinin tespiti, reddi ve hedef takibi için algoritmalar sunulmaktadır. Deneyler laboratuvar ve gerçek hayata uygun olması adına bir çalışma odası ortamında gerçekleştirilmiştir. Önerilen algoritmalarda ılımlı rastgele vücut hareketlerine sahip bölümlerin (uzuv hareketleri ve masa çalışması) atılması yerine yararlı bir şekilde kullanılabileceği gösterilmiştir. Kuvvetli hareketler esnasında (yürüme ve ayakta durma) hedefin takip edilebildiği ancak fizyolojik sinyallerin kaybolduğu belirtilmiştir. Ayrıca aktivite durduktan sonra fizyolojik sinyallerin tekrar alındığı ve doğru tespitlerin yapılabildiği ifade edilmiştir.

Hayati sinyallerin eldesi için gerçekleştirilen bir diğer çalışmada 77 GHz’de çalışan ve 4 GHz bant genişliğine sahip tek verici tek alıcı anten kullanan FMSD milimetre (mm) dalga radar kullanılmaktadır. Radarın mm dalga boyunda çalışması, mikron yer değiştirmesine duyarlı olma avantajına sahiptir. Deneyler yatmakta olan bir hastanın solunum ve kalp atış hızlarını çıkarmak için yatak odası ortamında gerçekleştirilmektedir. Çalışmada önerilen sinyal işleme yöntemi, gelişmiş faz açma (unwrapping) yöntemini içermektedir. Solunum ve kalp atışı için elde edilen sonuçlar referans sensör ile karşılaştırılmıştır. Sensör ile radar arasındaki ilişkinin solunum ve kalp atış hızları için sırasıyla %94 ve %80 olduğu gösterilmektedir. Çalışma, özellikle uyku apnesi gibi kronik hastalığı olan bir hastanın uzun süreli izlenmesinde radarların kullanılabileceğini göstermiştir. Ayrıca önerilen algoritmanın FMSD radar lokalizasyonunu kullanarak çoklu hedeflerin hayati belirtilerini izlemek için de kullanılabileceği belirtilmektedir (Alizadeh ve ark., 2019). Farklı bir yaklaşım olarak 24 GHz frekansında 250 MHz bant genişliğine sahip bir FMSD radarın, hayati sinyal tespitinde kullanımı amacıyla çözünürlüğünün geliştirilmesi üzerine bir çalışma sunulmaktadır. Sınırlı bant genişliğine sahip, sabit ışınlı sistemler, tek bir özne ile sınırlandırılmıştır, çünkü çok sayıda bitişik deneğin yaşamsal belirtilerini tespit etmek

için yüksek çözünürlük gerekmektedir. Menzil çözünürlüğü frekans bant genişliği ile belirlendiği için, çalışmada modifiye edilmiş bir dalga formu kullanılarak etkili frekans bant genişliğini iki katına çıkaran yeni bir yöntem önerilmektedir. Önerilen yöntem çözünürlük, dağınıklık ve hesaplama yükü üzerine yoğunlaşmaktadır. Bitişik çoklu denekleri ayırt etmek ve hayati belirtilerini tespit etmek için önerilen yöntem faz bilgisini kullanmakta ve sonuçta çözünürlük artışı sağlamaktadır. Çözünürlük basit bir hesaplama kullanılarak iyileştirildiğinden, hesaplama yükü düşüktür. Ayrıca, sabit dağınıklığın varlığından kaynaklanan parazit, faz bilgisi kullanılarak kolayca azaltılabilmektedir. Önerilen yöntemin performansını doğrulamak için, yatakta yan yana yatan iki denekle deneyler gerçekleştirilmiştir. Deneylerin sonuçlarından önerilen yöntemin, gelişmiş menzil tespiti ve yüksek algılama doğruluğu ile iyi bir performans gösterdiği belirtilmiştir. (Lee ve ark., 2019).

Nosrati ve ark. (2019) tarafından bir fazlı dizi Doppler radar, iki eşzamanlı hüzmeye üretmek için hibrit bir hüzmeye mimarisiyle tasarlanarak çok hedefli hayati işaretlerin izlenmesi için kullanılmaktadır. Bir prototip çift hüzmeli fazlı dizi sürekli dalga Doppler radarı 2.4 GHz'de uygulanmaktadır. Çalışmada çok hüzmeli sistemlerin teorisi hakkında kapsamlı tartışmalar ve ayrıntılı simülasyonlar sunulmaktadır. Çift hüzmeli ışımanın uzay çeşitliliğinden yararlanarak birden fazla hedefin varlığında faz çarpışma sorununu önemli ölçüde azalttığı gösterilmektedir. Bu nedenle, birden fazla denegin yaşamsal belirtileri basit bir SD radar alıcısı vericisi kullanılarak aynı anda ve aynı frekansta tespit edilerek ayırt edilebilmektedir. Önerilen yaklaşım çözünürlüğü değil sistem kapasitesini geliştirmektedir. Bu ise bir hüzmeye içindeki girişimin (interference) yok olmadığı anlamına gelmektedir. Kullanılan yaklaşım uzamsal filtrelemeden yararlanarak hüzmeler arası girişimin etkisini azaltmaktadır. Yeni doğanlarda yaşamsal belirti izleme amacıyla yeni doğan ünitesinde gerçekleştirilen bir çalışmada DR-UGB radar kullanılarak solunum hızının tespit edilmesi amaçlanmaktadır. Yeni doğanlarda solunum desteği olmaksızın radar ölçümlerinin doğruluğu ve güvenilirliği, geleneksel empedans pnömografi ölçümleri ile karşılaştırılmaktadır. Yeni doğanın istemli hareketleri, radar sensörü kullanılarak üç seviyede (düşük, orta ve yüksek) kategorize edilmektedir. Radar ölçümleriyle empedans pnömografi ölçümleri oldukça uyumludur. Düşük hareketler durumunda başarılı sonuçlar elde edilmektedir. Ancak orta ve yüksek hareket için elde edilen sonuçlarda empedans pnömografi ölçümlerine radar ölçümlerinin uyumunun düşük olduğu belirtilmektedir. Radar ölçümlerinin performansının, yeni doğanın hareketinden etkilendiği gözlemlenmiştir. Radarların geleneksel yöntemlere alternatif

olarak solunum izleme için umut verici bir seçenek olacağı çalışmada ifade edilmektedir (Kim ve ark., 2019).

Milimetre dalga boylu 77 GHz frekansında çalışan FMSD radar ile bir çalışma daha gerçekleştirilmiştir. Çalışma sistematik olarak radar veri sinyali işleme akışını ve parametre yapılandırmasını ele almaktadır. Faz bilgisindeki DA ofseti, çember merkezi dinamik izleme algoritması kullanılarak düzeltilmektedir. Genişletilmiş diferansiyel ve çapraz çarpma (DÇÇ) algoritması ile faz açma işlemi gerçekleştirilmektedir. Solunum ve kalp atış sinyallerini ayırmak ve yeniden yapılandırmak için ortogonal eşleştirme takibi (CS-OMP) algoritmasına dayalı sıkıştırılmalı algılama ve ayırık dalgacık dönüşümü (RA-AYDD) algoritmasına dayalı hassas uyarlanabilir yumuşak eşik gürültü azaltma algoritmaları önerilmektedir. Ayrıca solunum ve kalp atışı hızlarını hesaplamak için frekans domeninde HFD ve zaman domeninde otokorelasyon tahmin algoritması da sunulmaktadır. Temas yöntemli referans sensörle karşılaştırma sonucu sabit denekler için solunum ve kalp atış hızının tespit doğruluğunun %93'ün üzerinde olduğu belirtilmektedir (Wang ve ark., 2020). 5.8 GHz'de çalışan bir FMSD radar sistemi ile gerçekçi kapalı ortamlarda bir deneğin konumunu ve hayati belirtilerini (solunum ve kalp hızı) tespit etme amacıyla bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Sunulan çalışmada, ölçümler için kullanılan antenler özel olarak tasarlanmıştır. Antene doğru göğüs kafesi yönünün tipik olarak bilinmediği ortam destekli yaşam (AAL) uygulamaları için gerçekçi bir konfigürasyon simüle edilerek dört farklı senaryo oluşturulmuştur. Sırasıyla göğüs, sol, arka ve sağ taraf antene bakacak şekilde konumlandırılan beş denek üzerinde 1.5 m uzaklıkta ölçümler yapılmıştır. Ayrıca deneklerden biri için, ölçümler 1m'den 3m'ye kadar tekrarlanmıştır. Ölçümlerden elde edilen sinyaller, bir fotopletizmograf ve solunum kemeri sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Sonuçlar radarın, radar antenine doğru göğüs oryantasyonundan bağımsız olarak, hem solunum hem de kalp atış hızını yüksek doğrulukla ölçebildiğini ortaya koymaktadır. Dakikadaki atım sayısı (DAS) açısından maksimum hata, solunum ve kalp atış hızı için sırasıyla 0.8 DAS ve 3.1 DAS olarak elde edilmiştir (Sacco ve ark., 2020).

Algoritma tabanlı bir diğer çalışmada Sun ve ark. (2020) FMSD radar kullanarak hayati sinyalleri tespit etmişlerdir. FMSD tabanlı hayati belirti izleme amacıyla çerçeve (frame) başına yalnızca bir gönderim işareti (chirp) kullanılmaktadır. Hayati sinyal, HFD dönüşümünün yalnızca bir menzil bölmesinden çıkarılmaktadır. Bu durum uzun sistem boşa kalma süresinden tam olarak yararlanamayan ve diğer menzil bölmelerine dağıtılan gücün kaybolmasına neden olmaktadır. Çalışmada solunum ve kalp atışı titreşimleri

arasındaki ilişkiden yararlanılarak, kalp atış hızını ölçmede birleştirilmiş menzil spektral kestirim için uyarlanabilir bir tanımlayıcı gömülü topluluk ampirik mod ayrıştırma (EEMD) yöntemi önerilmektedir. FMSD tabanlı hayati belirti ölçümünün performansını iyileştirmek için birden çok chirp sinyali ve çok menzilli ortak işleme planı önerilmektedir. Gerçekleştirilen deneylerin sonucunda 1 m - 2.5 m algılama aralığı içerisinde önerilen yöntemin, kalp atışı bileşenini solunum ve harmoniklerinden etkili bir şekilde ayırt edebileceği ve kalp atış hızını 6 das'den daha az bir karesel ortalama hata kare kökü (RMSE) hatasıyla doğru bir şekilde tahmin edebileceği gösterilmiştir.

BMOYİ yapısında tasarlanan X-bant fazlı dizi radar sensörü ile hem denek yer tespiti hem de hayati belirti tespitini gerçekleştiren bir çalışma sunulmaktadır. Radar, 65 nm BMOYİ teknolojiyle üretilmiş olup 5.8 mm² silikon alanı kaplamakta ve 740.7 mW güç tüketmektedir. Çalışmada, vericide hem gerçek zamanlı gecikme hem de faz kayması ile gerçekleştirilen doğru hüzme yönlendirme (ABS) tekniği kullanılmaktadır. Radar sensörü, hedeflenen nesnelerin ince hüzme yönlendirme hassasiyeti ile konumlandırılması ve izlenmesi için 60° yönlendirme kapsamı sağlamaktadır. Alınan sinyale uygulanan interferometrik zaman-faz analizi (ITPA) algoritması ile hayati belirtiler ve düşmeler radar tarafından tespit edilmektedir. Radarın deneklerin konum tespiti, hayati belirtileri ayırt etme ve geniş bir görüş alanında (FoV) düşüşü tespit etme yeteneklerini gösteren deneyler yapılarak sonuçları sunulmuştur. (Fang ve ark., 2020). Islam ve ark. (2020), 76-81 GHz frekans aralığında çalışan tek kanallı mimariye sahip FMSD otomotiv radarını kullanarak, hem tekli hem de çoklu denek senaryoları için hayati belirtilerin çıkarılmasının bu radar tipiyle gerçekleştirilebileceğini gösteren çalışma sunmaktadır. Chirp parametreleri ve sinyal işleme adımları, bir deneğin göğüs yüzeyindeki küçük hareketlerden yansıyan sinyallerin faz bilgilerini çıkarmak için geliştirilmiştir. Hüzme yönlendirme teknikleri, bireysel denekler için solunum izlerini birden çok denekten aynı anda yansıtılan radar sinyallerinden izole etmek için kullanılmaktadır. Gerçekleştirilen deneyler sonucu bağımsız solunum izlerinin izole edilebileceğini ve 30° açısal ayrım sınırı ile ayrılan denekler için ölçülebileceğini göstermektedir.

FASD radar kullanılarak gerçekleştirilen bir diğer çalışmada birden fazla hedefin solunum hızlarını tespit etmenin yanı sıra maksimum menzil ve menzil çözünürlüğünü iyileştirmek amaçlanmaktadır. Önerilen algoritma ile periyodik olarak hareket eden plakalar ve insan hedeflerin konum ve yer değiştirmeleri tespit edilmiştir. 30 cm menzil çözünürlüğü ile hareketli plaka ve insan hedeflerinin menzilleri sırasıyla 7 m ve 6.3 m

olarak bulunmaktadır. Hareketli hedefler için elde edilen yer değiştirme frekansının doğruluğu %98'in üzerindedir. İnsan deneylerinden elde edilen solunum hızı sonuçları tek hedef için %96.58 doğrulukla bulunurken çoklu hedefler için bu değer %94.44 olarak hesaplanmıştır (Acar ve ark., 2021). Çizelge 2.1 biyoradar yapıları kullanılarak hayati sinyallerin tespiti için araştırmacılar tarafından önerilen çeşitli radarların çalışma frekansları, radar tiplerini ve ölçüm doğruluklarını özetlemektedir.

Çizelge 2.1. Literatürde gerçekleştirilen biyoradar yapıları ve özellikleri

Araştırmacı	Radar Tipi	Çalışma Frekansı/Bant Genişliği	Ölçüm	İlgilenilen Hayati Sinyal	Menzil (m)	Referans Sensör	Tespit Doğruluğu/Hata
(Lin, 1975)	SD	10 GHz	İnsan/Hayvan	Solunum	0.3	Mevcut Değil	Mevcut Değil
(Droitcour ve ark., 2004)	SD	1.6 GHz 2.4 GHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	0.5	Parmak Nabız Sensörü	>%80/-
(Park ve ark., 2007)	SD	2.4 GHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	1	Parmak Nabız Sensörü	-/< dakikada 1 atım
(Anitori ve ark., 2009)	FMSD	9.6 GHz/800 MHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	2.48	Elektrokardiyografi (EKG), Video kamera	%55.2 Kalp atışı/
(Mostov ve ark., 2010)	FMSD	10 GHz/1GHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	2	Nabız oksimetresi /Solunum Kemer	-/<%1
(Zito ve ark., 2011)	Darbe	3 GHz/ 2GHz	İnsan/Bebek	Solunum	0.3	Mevcut Değil	Mevcut Değil
(Wang ve ark., 2014)	FMSD	5.72 GHz/160 MHz	İnsan	Solunum	3.5	Mevcut Değil	Mevcut Değil
(Liu ve Liu, 2014)	SFSD	300 MHz/1GHz	İnsan	Solunum	1.2	Mevcut Değil	Mevcut Değil
(Wang ve ark., 2015)	FMSD	75 GHz/10 GHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	2	EKG	-/% 5.52 Solunum %14.58 Kalp atışı
(Hall ve ark., 2016)	SD	2.457 GHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	1.5	piezoelektrik parmak sensörü	-/<%1 Solunum <%10 Kalp Atışı
(Mabrouk ve ark., 2016)	FMSD	4.3 GHz/ 2.2 GHz 24.125 GHz/500 MHz	İnsan	Solunum	1-3	Mevcut Değil	Mevcut Değil
(Khan ve Cho, 2017)	DR-UGB	6.8 GHz/2.3 GHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	1-2	Mevcut Değil	-/1 m-0.006/0.372 -/2 m-0.029/0.487

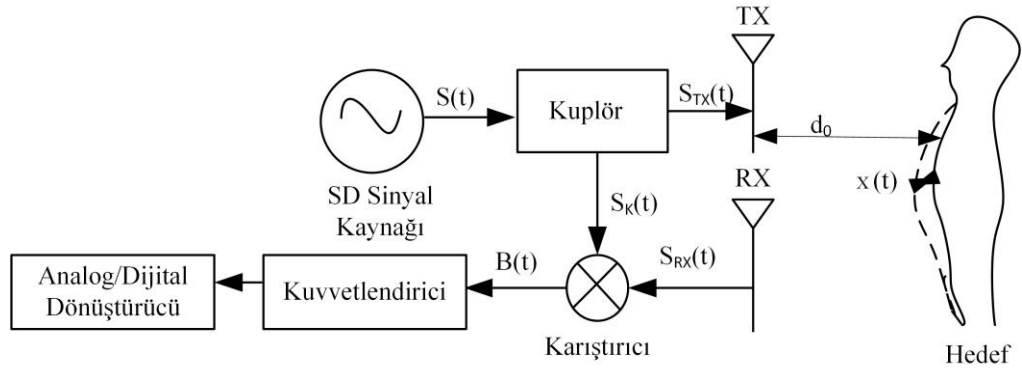
Araştırmacı	Radar Tipi	Çalışma Frekansı/Bant Genişliği	Ölçüm	İlgilenilen Hayati Sinyal	Menzil (m)	Referans Sensör	Tespit Doğruluğu/Hata
(Andersen ve ark., 2017)	DR-UGB	7.29 ve 8.748 GHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	5-9	Mevcut Değil	Mevcut Değil
(Quaiyum ve ark., 2017)	FASD-SD	2 GHz/2 GHz 2.4 GHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	0.75-20	Solunum kemeri Nabız sensörü	/1.95 Solunum %0.33 Kalp atışı <%3
(Lin ve ark., 2017)	SD	2.4 GHz	İnsan	Solunum	1	Hava akış sensörü	-/%6.65
(Nahar ve ark., 2018)	FASD	2 GHz/1 GHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	<3	Mevcut Değil	-/<%5
(Vasireddy ve ark., 2018)	SD	24 GHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	0.4	Polisomnografi	-/dakikada 1 atım Solunum -/dakikada 3 atım Kalp atışı
(Kim ve ark., 2019)	DR-UGB	7.29 GHz/1.5 GHz	İnsan/Bebek	Solunum	0.35	Empedans pnömografi	-/dakikada 1-3 atım
(Lee ve ark., 2019)	FMSD	24 GHz/ 250 MHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	1.5-2.6	piezoelektrik sensör	-/<%2
(Alizadeh ve ark., 2019)	FMSD	77 GHz/3.99 GHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	1.7	Hexoskin Akıllı Gömlek	%94 Solunum- %80 Kalp atışı/-
(Mercuri ve ark., 2019)	FMSD	7.3 GHz /750MHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	2.6-5.4	Solunum kemeri Fotopletismogram	-/<dakikada 6 atım
(Wang ve ark., 2020)	FMSD	77 GHz/4 GHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	0.6-0.9	Hava akış sensörü Akıllı bilezik	>%93/-
(Sacco ve ark., 2020)	FMSD	5.8 GHz/150 MHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	1-3	Solunum kemeri Fotopletismograf	-/Dakikada 0.8atım Solunum Dakikada 3.1atım Kalp atışı
(Sun ve ark., 2020)	FMSD	77 GHz/4 GHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	1.-2.5	Akıllı saat	-/<dakikada 6 atım
(Islam ve ark., 2020)	FMSD	76 GHz/5 GHz	İnsan	Solunum Kalp atışı	0.5-1	Nabız oksimetresi	%93 Solunum %95 Kalp atışı/-
(Acar ve ark., 2021)	FASD	2 GHz/2 GHz	İnsan	Solunum	2.6-6.3	Nabız oksimetresi	%94.44 Solunum/-

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu bölümde ilk olarak hayati sinyallerin temassız tespitinde tez kapsamında kullanılan radar tipleri ayrıntılı bir şekilde sunulmaktadır. Biyoradar sistemini oluşturan malzemeler ve devre yapıları incelenmektedir. Ardından elde edilen sinyallerden hayati bulguları ortaya koymak için kullanılan sinyal işleme yöntemleri ve algoritmalar açıklanmaktadır.

3.1. SD Doppler Radar

Hayati sinyallerin uzaktan temassız tespitinde kullanılan en temel yapı SD Doppler radardır ve blok diyagramı Şekil 3.1’de gösterilmektedir.



Şekil 3.1. Hayati sinyallerin temassız tespitinde kullanılan SD Doppler radar temel blok diyagramı
(Anishchenko ve ark., 2015)

Radar verici kısmında sabit frekansta sinyal üreten bir osilatör kullanılmaktadır. Üretilen sinyalin küçük bir kısmı kuplör vasıtasıyla alıcıda kullanılmak üzere karıştırıcıya (mixer) iletilmektedir. Ölçüm mesafesine göre verici anten öncesinde güç kuvvetlendiricisi kullanılabilmektedir. Verici anten vasıtasıyla sinyal iletim ortamına gönderilmektedir. Gönderilen sinyal (3.1) eşitliği ile temsil edilir.

$$S_{TX}(t) = A_T \cos(2\pi f_c t + \phi(t)) \quad (3.1)$$

Eşitlik (3.1)’de A_T gönderilen sinyalin genliğini, f_c gönderilen sinyalin frekansını, $\phi(t)$ ise sinyal kaynağından üretilen faz gürültüsünü göstermektedir. Hedeften yansıyan ve hedefe ait bilgileri içeren yansıyan sinyal radyo frekans (RF) faz modüledir ve alıcı anten vasıtasıyla alınmaktadır. Alınan sinyal (3.2) eşitliği ile ifade edilir.

$$S_{RX}(t) = A_R \cos(2\pi f_c t - \frac{4\pi d_0}{\lambda} - \frac{4\pi x(t)}{\lambda} - \phi(t - \frac{2d(t)}{c})) \quad (3.2)$$

Eşitlik (3.2)'de A_R alınan sinyalin genliğini ifade etmektedir. λ verici sinyalin dalga boyunu, d_0 radar anteni ile hedef arasındaki mesafeyi, $x(t)$ hayati sinyallerin sebep olduğu göğüs duvarı hareketinin zamanla değişimini ve $\phi(t - \frac{2d(t)}{c})$ ise gecikmiş faz gürültüsünü göstermektedir.

Alıcı anten vasıtasıyla elde edilen sinyal, kuplör aracılığıyla alıcıya iletilen sinyalle ($S_K(t)$) karıştırıcıda düşürülür (down-conversion). Düşürme işlemi esnasında kullanılan sinyal kaynağı alıcının yapısını etkilemektedir. Şekil 3.1'de gösterildiği gibi bu işlem için gönderilen sinyalle $S_{TX}(t)$ alıcıda kullanılan sinyal $S_K(t)$ aynı frekansta ise bu tip alıcılar homodin alıcı (homodyne receiver) olarak adlandırılmaktadır. Ancak $S_{TX}(t)$ ile alıcıda kullanılan sinyalin farklı frekansta olması durumunda yani kuplör yerine alıcıda farklı frekanslı bir yerel osilatör kullanılması durumunda alıcı yapısı heterodin alıcı (heterodyne receiver) olarak nitelendirilmektedir. Karıştırıcı çıkışında ortaya çıkan sinyal temel bant (baseband) sinyal olarak ifade edilmekte ve Eşitlik (3.3)'te gösterilmektedir (Lee ve ark., 2014).

$$B(t) = \cos(\theta + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t)) \quad (3.3)$$

Yukarıdaki eşitlikte θ radar verici anteni ile hedef arasındaki mesafe (nominal mesafe) olan d_0 'a bağlı faz kayması olup $\theta = \frac{4\pi d_0}{\lambda}$ ile ifade edilir. $\Delta\phi(t) = \phi(t) - \phi(t - \frac{2d(t)}{c})$ ifadesi artık (residual) faz gürültüsüdür. Homodin alıcı yapılarında verici ve alıcıda kullanılan sinyal kaynağı aynı olduğundan aynı faz gürültü davranışına sahiptirler. Bunun sebebi hayati sinyal uygulamalarında hedefle radar mesafesinin kısa olmasıdır. Dolayısıyla uçuş süresi $\frac{2d(t)}{c}$ oldukça küçüktür ve temel bantta birbirlerini götürürler. Bu durum menzıl korelasyon etkisi olarak adlandırılmaktadır.

Temel bant çıkışını ifade eden Eşitlik (3.3)'te radarın tespit hassasiyeti nominal mesafeye bağlı olmaktadır. Eğer θ ifadesi $\pi/2$ 'nin tek katlarında olursa ve $x(t)$ göğüs kafesi hareketi λ 'ya kıyasla oldukça küçükse Eşitlik (3.4) yaklaşımı ile ifade edilebilir.

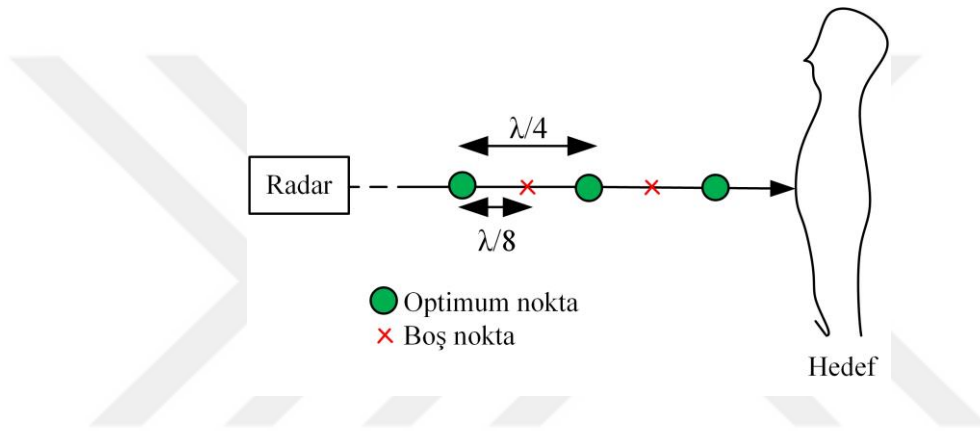
$$B(t) \approx \frac{4\pi x(t)}{\lambda} \quad (3.4)$$

Bu durumda temel bant çıkışı göğüs duvar hareketi ile uyumlu olup optimum faz demodülasyon hassasiyetine sahiptir ve hayati sinyallerin tespiti sağlanabilir. θ ifadesinin

$\pi/2$ 'nin çift katlarında olduğu diğer durumda ise Eşitlik (3.5) yaklaşımı ortaya çıkmaktadır.

$$B(t) \approx \left[1 - \left(\frac{4\pi x(t)}{\lambda} \right)^2 \right] \quad (3.5)$$

Eşitlik (3.5)'e göre radar hassasiyeti oldukça düşüktür ve çıkış göğüs kafes hareketi ile uyumsuzdur. Bu durum sonucu boş noktalar (null points) oluşmakta ve ölçümde elde edilen hayati sinyallerin yanlış algılanmasına sebep olmaktadır. Hedef ve radar arasındaki mesafede $\lambda/4$ aralıklarla bu noktalar oluşmaktadır. Optimum ve boş noktalar arası mesafe ise $\lambda/8$ 'dir (Pisa ve ark., 2016). Şekil 3.2 bu ilişkiyi göstermektedir.

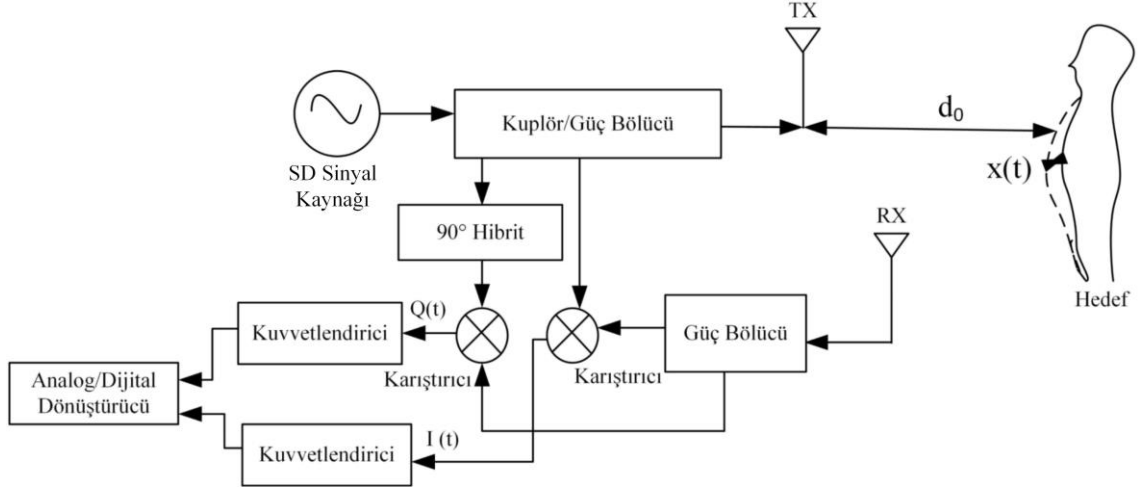


Şekil 3.2. Optimum ve boş noktalar arasındaki ilişki

Radar alıcı yapısında bir değişiklikle bu boş nokta sorunun ortadan kaldırılması mümkün olmaktadır. Bu alıcı yapısı dördün alıcı (quadrature receiver) olarak adlandırılmaktadır.

3.1.1. Dördün alıcılı SD Doppler radar

Dördün alıcı yapısında zaman domeninde gecikme sağlanır ve frekans domeninde faz kayması oluşturulmaktadır. Hayati sinyallerin eldesi için kullanılan alıcı yapılarında faz farkı 90° olacak şekilde ayarlanmaktadır. Böylece temel bant çıkışında elde edilen birbirinden 90° faz farklı iki sinyalin ortaya çıkması sağlanmaktadır. Şekil 3.3 bir dördün alıcılı SD Doppler radarın blok diyagramını göstermektedir.



Şekil 3.3. Dördün alıcılı SD Doppler radarın blok diyagramı (Cerasuolo ve ark., 2017)

Dördün alıcılı SD Doppler radarın karıştırıcı çıkışlarında oluşan temel bant sinyaller $B_I(t)$ ve $B_Q(t)$ olarak isimlendirilmekte ve Eşitlik (3.6) ile ifade edilmektedir.

$$\begin{aligned} B_I(t) &= A_I \cos\left(\theta + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t)\right) \\ B_Q(t) &= A_Q \sin\left(\theta + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t)\right) \end{aligned} \quad (3.6)$$

Eşitlik (3.6)'da A_I ve A_Q sembolleri sinyallerin genliklerini temsil etmektedir. Alıcı yapısının avantajı birbirinden 90° faz farklı iki sinyalden birisinin mutlaka optimum sonucu üretebilmesidir. Böylece boş nokta sorunu ortadan kaldırılır. Bu yapıda en kötü durum θ 'nın $\pi/4$ 'ün tam katları halinde olduğu durumdur. Bu durumda, I/Q kanallarından hiçbirisi optimum algılama noktasında değildir (Park ve ark., 2007). Boş nokta sorununu ortadan kaldırmak ve kanal seçimini gerektirmeyen otomatik algılama üzerine yöntemler geliştirilmiştir. Bunlardan en yoğun kullanılanlar doğrusal karmaşık sinyal demodülasyonu (KSD) (Li ve Lin, 2008) ve doğrusal olmayan arktanjan demodülasyon yöntemleridir (Anishchenko ve ark., 2015).

3.1.2. Karmaşık sinyal demodülasyonu

Doğrusal yaklaşım, hedef hareketi dalga boyundan çok küçük olduğu durumlarda söz konusudur ve küçük yer değiştirmeler için başarılı sonuçlar vermektedir. Karmaşık sinyal demodülasyonu dördün alıcılı SD Doppler radarın temel bant çıkışlarını birleştirir. $x(t)$ hareket sinyalinin Fourier açılımı sonrası Bessel fonksiyonu kullanılarak sonuca

ulaşılmaktadır. I kanalı sinyalin reel kısmını ve Q kanalı imajiner kısmı oluşturmaktadır. $x(t)$ hareket sinyali $x(t) = m \sin \omega t$ ise Eşitlik (3.7) karmaşık sinyali ifade etmektedir.

$$S(t) = I(t) + jQ(t) = \exp \left\{ j \left(\frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t) \right) \right\} \quad (3.7)$$

$$= \sum_{k=-\infty}^{\infty} J_k \left(\frac{4\pi m}{\lambda} \right) \cdot e^{jk\omega t} \cdot e^{j\Delta\phi}$$

J_k terimi Bessel fonksiyonunu ifade etmektedir. $e^{j\Delta\phi}$ terimi sinyal genliği üzerine etki oluşturmamaktadır. Spektral analiz için $S(t)$ sinyaline karmaşık Fourier dönüşümü uygulandığında, artık faz $\Delta\phi$, tek-sıralı ve çift-sıralı frekans bileşenleri arasındaki göreceli gücü etkilemeyecektir. Ayrıca bu yöntemde DA ofsetin varlığı, istenen frekans değerlerinin bilgisinin elde edilmesini etkilemez. Uygulamada, hareketten kaynaklı değişim ile DA ofsetin toplamı olan artık temel bant DA seviyesi, daima zaman domeni kayan pencerede sinyallerin ortalaması olarak kolayca çıkarılabilir ve böylece güvenli bir şekilde kaldırılabilir. Dolayısıyla yöntem boş nokta sorununu çözerken DA ofset konusunda da oldukça başarılıdır (Li ve Lin, 2013).

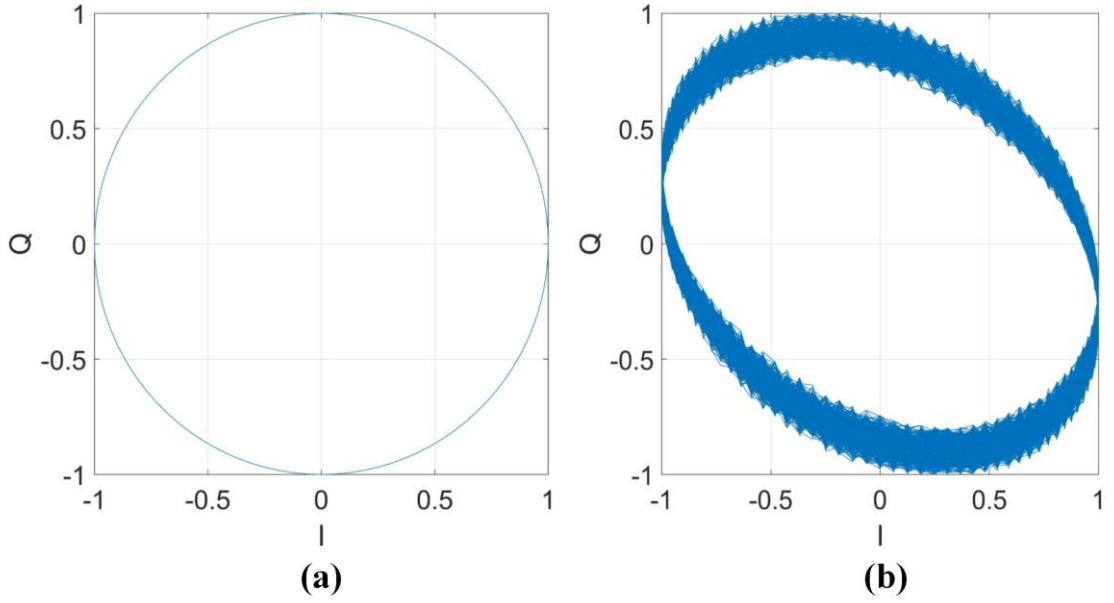
3.1.3. Arkatanjant demodülasyonu

Boş nokta sorununu çözen bir diğer yöntem arkatanjant demodülasyon yöntemidir. Arkatanjant demodülasyon doğrusal olmayan bir demodülasyon türüdür. Ayrıca faz tahmin tabanlı yöntemlerin küçük yer değiştirmeleri tespit edebilmelerinin aksine lineer olmayan sinüzoidal sinyallerin tüm faz bilgilerini çıkarabilmektedir. Yöntem I ve Q sinyalinin arkatanjantını alarak faz bilgisini çıkarmaktadır. Eşitlik (3.8) bu yöntemin matematiksel ifadesini vermektedir.

$$\Phi(t) = \arctan \left(\frac{B_Q(t)}{B_I(t)} \right) = \theta + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t) \quad (3.8)$$

Menzil korelasyon etkisi ile $\Delta\phi(t)$ terimi yok edilmektedir. Ayrıca sabit faz kayması θ hedefin nominal mesafesine bağlıdır, bu yüzden kolayca çıkarılabilen bir DA değeridir. Dalgaboyu bilinen sinyal ile $x(t)$ arkatanjant demodülasyonu ile kolayca tespit edilebilir. Harmonik ve intermodülasyon girişimini ortadan kaldırma, yöntemin avantajları arasındadır. Ancak yöntem DA ofsetten oldukça etkilenmektedir. DA ofset radar yapısından (antenler arası kuplaj ve devre kusurları) kaynaklanmasının yanı sıra ölçüm çevresindeki sabit nesnelerden yansıma ile de oluşmaktadır. Bu yöntemin faz bilgisini

uygun şekilde ortaya koyabilmesi için DA ofsetin doğru kalibrasyonu gereklidir. Dolayısıyla DA ofsetin ölçümünden önce kalibre edilmesi ve ölçüm ortamı değiştiği takdirde tekrar kontrol edilmesi gerekir. Bu ise DA ofset kalibrasyonunu zorlaştırmaktadır. Kalibreli I/Q sinyalleri sinyal grafiğinde birim çember üzerine oturmaktadır. I/Q kanallarında temel bant DA ofsetlerinin varlığı, sinyal grafiğinde kaymış bir yörüngeye sebep olmaktadır. Şekil 3.4 kalibreli ve kalibreli olmayan simüle edilmiş I/Q sinyallerini göstermektedir.

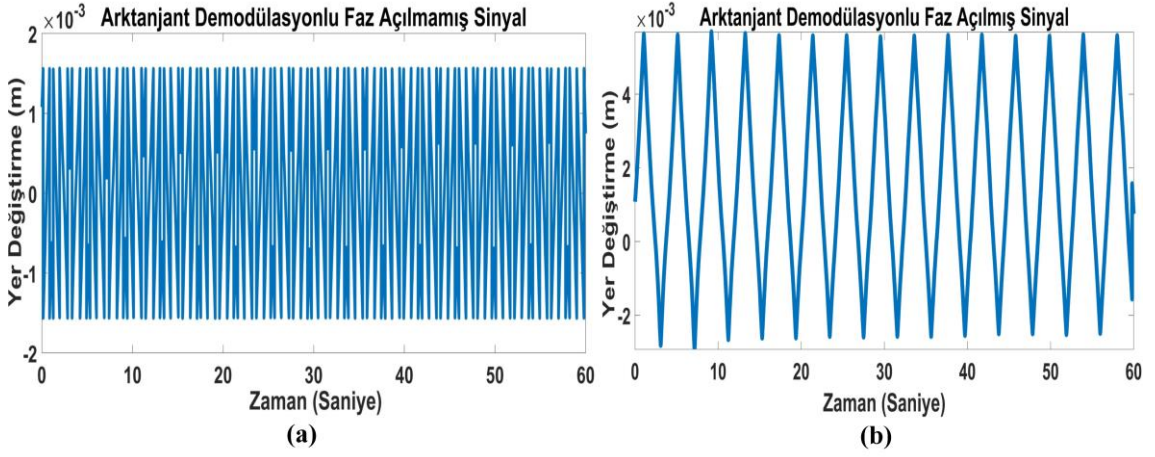


Şekil 3.4. (a) Kalibreli, (b) Kalibre edilmemiş simüle edilmiş I/Q sinyali (Seflek ve ark., 2020)

I/Q kanallarına ait DA ofset değerleri birim çemberde yörünge oturuncaya kadar manuel olarak ayarlanabilmektedir. Bunun olumsuz tarafı manuel çember uydurma metodu verimsiz olabilmektedir. Çünkü çevre değişikliklerine hassas ve bazen yanlış olmaktadır. Dahası manuel metotta kalibrasyon parametreleri tahmini sübjektif bir yaklaşımdır ve kaçınılmaz hatalara sebep olabilmektedir. Bu sebeple otomatik çember uydurma algoritmaları kullanılmaktadır.

Arktanjan demodülasyon yöntemi için dezavantaj olarak görülebilecek bir husus da faz açma (unwrapping) işlemidir. Arktanjan fonksiyonunun matematiksel doğası gereği $(\pi/2, -\pi/2)$ arasında değerler almaktadır. Hedef hareketi büyük, yani taşıyıcı dalgaboyuyla kıyaslanabilir durumda ise demodülasyon arktanjan fonksiyonun sınır değerlerini aşmakta ve bu sebepten dolayı faz süreksizliği oluşmaktadır. Örneğin $x(t)$ sinyali $\lambda/2$ 'ye kıyasla daha büyükse, demodülasyon sınır değerlerini aşabilir ve faz

süreksizlikleri meydana gelir. $\lambda/2$ uzunluğundaki bir hareket, sinyal fazında 2π 'lik bir değişikliğe karşılık gelir. Böylece faz sinyali doğru şekilde tespit edilemeyecektir. Bu süreksizliklerin ortadan kaldırılabilmesi sayısal sinyal işlemede π 'nin bir tamsayı ile çarpılmasına dayanmaktadır. Genellikle $\pm 2\pi$ ilave edilerek durum kompanze edilebilir. Ancak yer değiştirme ve çevresel dağınıklığın büyük olması halinde, yani ciddi süreksizlik durumu ve süreksiz noktaların oluşumunda π 'nin farklı tamsayılar ile çarpımıyla kompanze edilmesi söz konusudur. Bu durumda otomatik faz düzenleme (açma) algoritmaları kullanılarak sorunun çözümü sağlanabilir. Şekil 3.5 elde edilen bir faz sinyaline bağlı yer değiştirme hareketinin faz sinyali açılmamış ve açılmış halini göstermektedir.



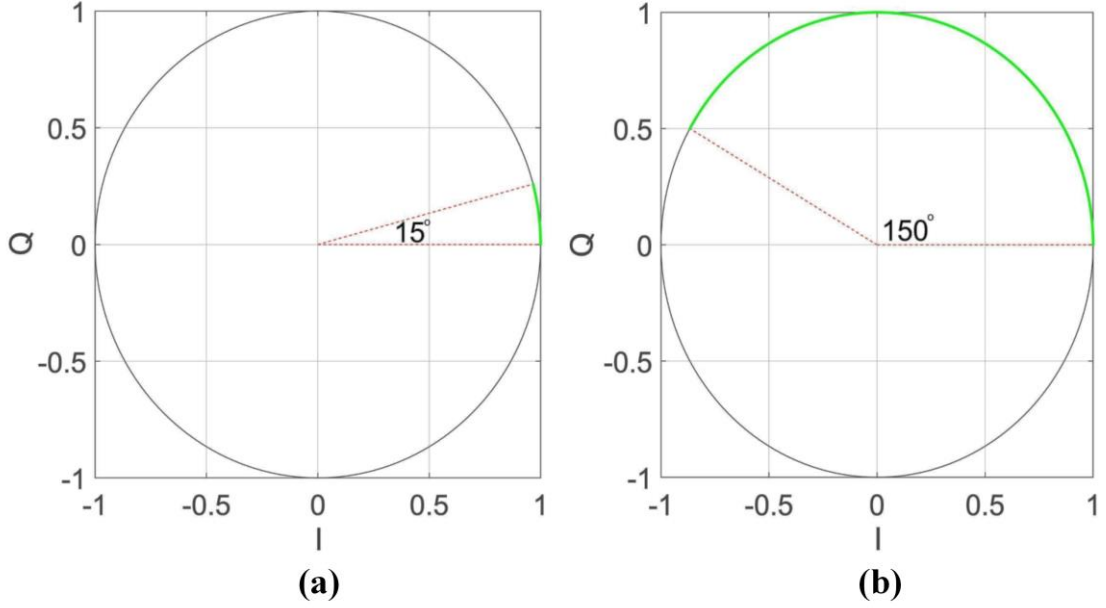
Şekil 3.5. (a) Faz açılmamış hareket Sinyali

(b) Faz açılmış hareket sinyali

3.1.4. Frekans etkisi

SD sürekli dalga radarları birkaç kHz'den 10'larca GHz frekansa kadar kullanılmaktadır. Frekansın artması hedef hareketlerinin tespiti için çözünürlüğü de artırmaktadır. I/Q sinyallerinin grafiğinde çember yarıçapı radara göre hedefin konumu ile ilgili bilgiler içermektedir. Belirli çalışma frekansında (küçük frekanslar için) yay uzunluğu radar önündeki hareketin miktarını belirlemektedir. Yani geniş yay ya da çember büyük hareketlerle ilişkilendirilmektedir. Eşitlik (3.8)'de belirtildiği gibi faz miktarının büyüklüğü $\frac{4\pi x(t)}{\lambda}$ ifadesi ile belirlenmektedir. İfadeden çıkarılacak sonuç ise daha yüksek frekans ya da daha düşük dalga boyu kullanılacak olursa daha büyük faz değişiminin meydana geleceğidir. Dolayısıyla radarın çalışma frekansı, hareketin tespiti

anlamında çözünürlük için önemli bir faktördür. Şekil 3.6 bir hareket için simüle edilmiş I/Q sinyallerinin iki farklı frekansta oluşturduğu yay miktarlarını göstermektedir.



Şekil 3.6. (a) 2.4 GHz için, (b) 24 GHz için simüle edilmiş hareketin I/Q grafiği (Seflek ve ark., 2020)

3.1.5. Sinyal işleme

SD Doppler radar hareketli hedefin hızını tespit edebilmektedir. Bu durum Doppler kayması olarak bilinen ve hedeften yansıyan sinyalin frekansının değişmesiyle gerçekleşmektedir. Sinyal kaynağından üretilen sinyal GHz'ler mertebesinde olmasına rağmen bu kayma Hz düzeyindedir. Hayati sinyallerin neden olduğu göğüs kafesi yer değiştirmesi solunum için 5-15 mm ve kalp atışı içinse 0.45-0.7 mm'dir. Frekans aralığı genellikle sırasıyla 0.1-0.5 Hz ve 0.8-2 Hz olmaktadır (Evteeva ve ark., 2019). Bu sinyallerin elde edilebilmesi için karıştırıcı çıkışına genellikle bir alçak geçiren filtre uygulanması gereklidir. Ayrıca sinyal seviyesinin düşük olması durumunda sinyaller kuvvetlendirilerek sayısallaştırılmalıdır.

Demodülasyon işlemi gerçekleştirilerek elde edilen faz sinyalinden hayati sinyallerin tespiti için; zirve tespiti, otokorelasyon metodu, hızlı Fourier dönüşümü, çoklu çözünürlük analizi, dalgacık dönüşümü gibi yöntemler kullanılmaktadır (Boric-Lubecke ve ark., 2016). Bu yöntemlerin kullanılma amacı dakikadaki solunum ve kalp atış hızını hesaplamaktır. Zirve tespiti iki peşpeşe zirve arasındaki zamanı ortaya çıkaran yöntemdir. Sinyal gürültü oranının yüksek ve zirvelerin keskin olduğu durumlarda etkilidir. Ancak gürültüye karşı oldukça hassas olması yanlış tespitlere yol açabilmektedir. Otokorelasyon

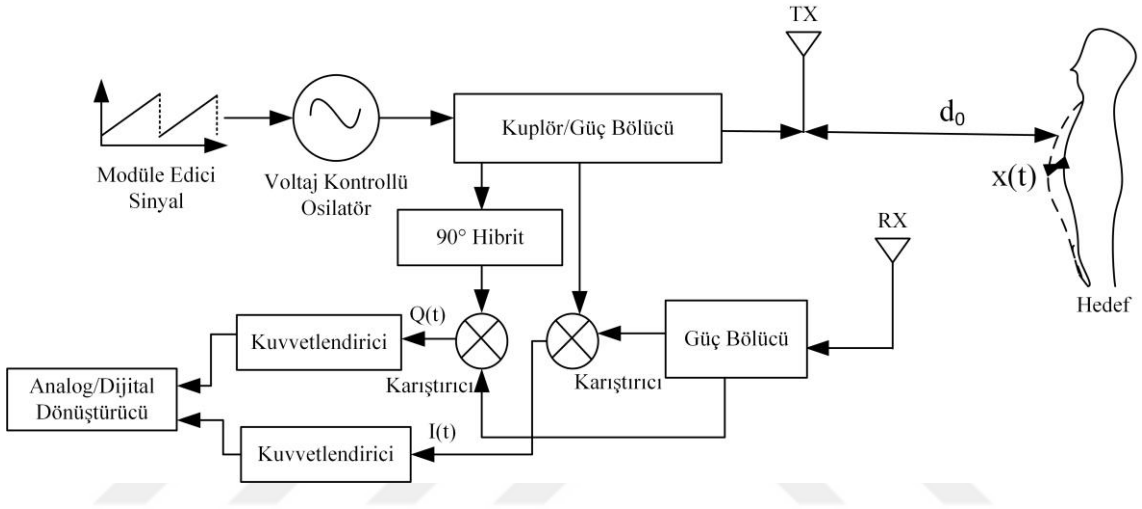
yöntemi ise sinyallerin tekrarlama modellerini tespit etmek için kullanılır. Sinyal ile gecikmiş versiyonunun korelasyonu işlemidir. Pencereleme yöntemi ile pencereler arasındaki benzerlikleri ortaya koymaktadır. Otokorelasyon dizisindeki zirvelerin belirlenmesiyle kalp atış hızı zamanın bir fonksiyonu olarak hesaplanabilir. Hızlı Fourier dönüşümü, dalgacık dönüşümü ve dalgacık dönüşümü tabanlı çoklu çözünürlük analizi yöntemleri periyodik durumlarda frekans domeninde hayati sinyallerin hızlarını tespit etmede kullanılmaktadır. Zaman domenindeki sinyalin frekans domenine dönüşümü sağlanarak frekans bileşenleri tespit edilir. Frekans domeni yöntemlerinde ilgilenilen hayati sinyallerin frekansları belirli bir aralıkta olduğu için istenmeyen uzuv hareketleri ve çevreden yansıyan dağınıklık gibi durumların ayrıştırılması sağlanabilmektedir.

3.1.6. SD Doppler radarın dezavantajları

Hayati sinyallerin temassız tespiti için düşük güçlü, basit, ucuz ve küçük yapılmış olma avantajlarına sahip olan SD Doppler radar, çeşitli durum ve senaryolarda dezavantaja sahiptir. Özellikle DA ofsetin varlığı radarın doğru tespit yapabilmesini önemli ölçüde etkilemektedir. Verici ve alıcı anten arasındaki kuplajın varlığında bu durumdan etkilenen temel bant sinyalinin DA seviyesi değişir. Bu durumu sabit bir nesneden yansıma olarak algılamaktadır ve ölçüm doğruluğu etkilenmektedir. Bu sebeple verici alıcı antenler arasında izolasyonun gerekliliği kaçınılmazdır. Ölçüm ortamındaki sabit nesnelerden yansıma da DA seviye etkilemektedir. Bu durum ölçüm ortamı değiştiğinde ortaya çıkarak radar ölçüm hassasiyetini etkilemektedir. Böylece radarın sürekli kalibrasyonu gerekmektedir. Osilatörden kaynaklı (verici ve alıcı yolundaki izolasyon eksikliği) kendi kendine karışma etkisi (self-mixing effect) de SD Doppler radarın diğer dezavantajları arasındadır. Çalışmalarımız esnasında da karşılaştığımız bu durum, herhangi bir nesne olmaksızın radarın bir çıkış üretmesine, taşıyıcı frekansına bağlı bir DA ofsetin oluşmasına sebep olmaktadır. Girişim de bir diğer DA ofset kaynağıdır. Menzil tespitinin gerçekleştirilemediği SD Doppler radarda ayrıca birden çok hedefin tespiti de gerçekleştirilememektedir. Dolayısıyla birden çok kişinin aynı anda hayati sinyal tespiti bu radar ile gerçekleştirilemez. Bu da onun önemli dezavantajları arasında yer almaktadır.

3.2. FMSD Radar

SD Doppler radarın hedef menzilini tespit ve çoklu hedefleri ayırt edememesi gibi dezavantajları, bu radarın verici sinyal modülasyonu sonucu değişik formda radar tipleri ortaya çıkarmıştır. FMSD radarda hedefe gönderilen dalganın frekansı; üçgen, testere dişi ve sinüzoidal gibi dalga biçimlerinin modüle edici sinyal olarak kullanılması sonucu belirli bir süre boyunca sürekli olarak değiştirilir. Bir dördün alıcılı FMSD radarın blok diyagramı Şekil 3.7’de gösterilmektedir.

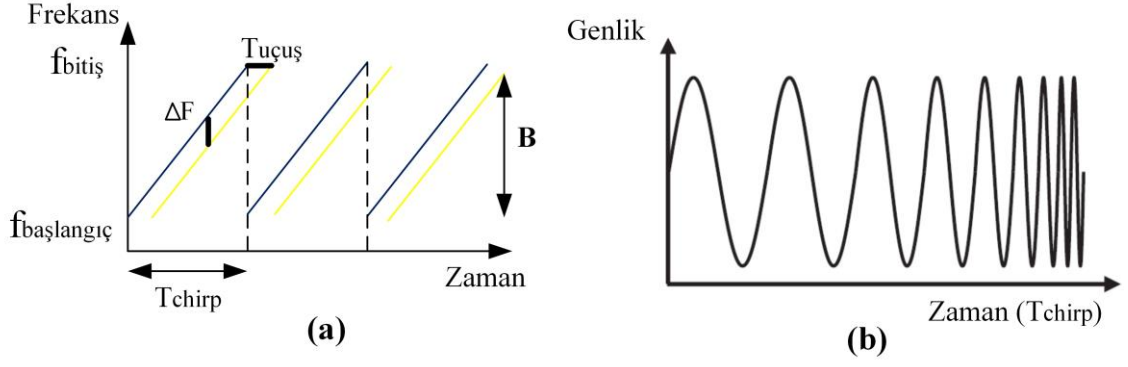


Şekil 3.7. Dördün alıcılı FMSD radarın blok diyagramı

Basit yaklaşımı açısından testere dişi sinyalle uyartım bu radar tipinde daha sık kullanılmaktadır. Testere dişi sinyalin voltaj kontrollü osilatörü belirli süre uyarmasıyla chirp olarak adlandırılan sinyal doğrusal olarak artan frekansla ($f_{başlangıç}$ - $f_{bitiş}$) üretilmektedir. SD radar yapısına benzer şekilde, alıcıda kullanılması için işaretin bir kısmı karıştırıcıya iletilmektedir. Sinyalin büyük bir kısmı verici anten tarafından hedefe gönderilmektedir. Hedefe gönderilen sinyal Eşitlik (3.9) ile ifade edilebilir.

$$S_G(t) = A_G \cos \left(2\pi f_{başlangıç} t + \pi \frac{B}{T_{chirp}} t^2 + \phi(t) \right) \quad (3.9)$$

(3.9) eşitliğinde A_G gönderilen sinyalin genliğini ifade ederken $f_{başlangıç}$ chirp sinyalinin başlangıç frekansını, B radarın kullandığı bant genişliğini, T_{chirp} chirp sinyalinin uygulanma süresini ve $\phi(t)$ ise faz gürültüsünü göstermektedir. FMSD radarın hedefe gönderdiği sinyalin frekans ve genlik için zamana göre değişimi Şekil 3.8 ile sunulmaktadır.



Şekil 3.8. FMSD radarın (a) Frekans- zaman grafiği (b) Genlik-zaman grafiği

Radardan d_0 mesafede bulunan hedeften yansıyarak hedef hakkında bilgiler içeren sinyal, alıcı anten vasıtasıyla alınmaktadır. Alınan sinyal ifadesi Eşitlik (3.10)'da verilmiştir.

$$S_A(t) = A_A \cos \left(2\pi f_{başlangıç}(t - t_{uçuş}) + \pi \frac{B}{T_{chirp}} (t - t_{uçuş})^2 + \phi(t - t_{uçuş}) \right) \quad (3.10)$$

Eşitlik (3.10)'da; A_A alınan sinyalin genliğini, $t_{uçuş}$ radar anteni ile hedef arasındaki mesafede ($R(t) = d_0 + x(t)$) sinyalin uçuş (gidiş-dönüş) süresini tanımlamaktadır. Uçuş süresi Eşitlik (3.11) ile ifade edilir.

$$t_{uçuş} = \frac{2R(t)}{c} \quad (3.11)$$

Eşitlik (3.11) ifadesinde c ışık hızını göstermektedir. Alınan sinyal vericiden gönderilen sinyal ile karıştırıcı vasıtasıyla karıştırılır. Bu işlem FMSD radar için deramping olarak adlandırılmaktadır. Karıştırıcı çıkışında ortaya çıkan sinyal vuru (beat) sinyali olup orta frekans bölgesinde yer almaktadır. Bu sinyal orta frekans (OF-IF) sinyali olarak da ifade edilebilir. Vuru sinyali hedef hakkında önemli bilgileri içermektedir. Vuru sinyali (3.12)'de verilen eşitlik ile gösterilmektedir.

$$S_B(t) = A_B \cos \left(2\pi \left[\frac{B}{T_{chirp}} t_{uçuş} \right] t + 2\pi f_{başlangıç} t_{uçuş} + \pi \frac{B}{T_{chirp}} t_{uçuş}^2 + \Delta\phi(t) \right) \quad (3.12)$$

(3.12) eşitliğinde A_B vuru sinyalinin genliğini ifade etmektedir. $\frac{B}{T_{chirp}}$ eğim ifadesi olup gönderim işaret hızını göstermektedir. Zamanla değişen tek terim ifadedeki birinci terimdir ve vuru frekansını içermektedir. Vuru frekansı f_b 'nin bağıntısı Eşitlik (3.13)'te sunulmaktadır.

$$f_b = \frac{B}{T_{Chirp}} t_{uçuş} = \frac{2BR(t)}{cT_{Chirp}} \quad (3.13)$$

Diğer terimler faz bileşenlerini oluşturur. Uçuş süresinin çok küçük olmasından ötürü kareli terim ve menzil korelasyon etkisi ile artık faz ihmal edilebilir. $R(t)$ ifadesindeki $x(t)$ hareket sinyali hayati sinyal ölçümleri için hedef nominal mesafesine göre oldukça düşük olduğundan vuru frekansını içeren ilk terim de ihmal edilebilir. Eşitlik (3.12) şu şekilde ifade edilebilir.

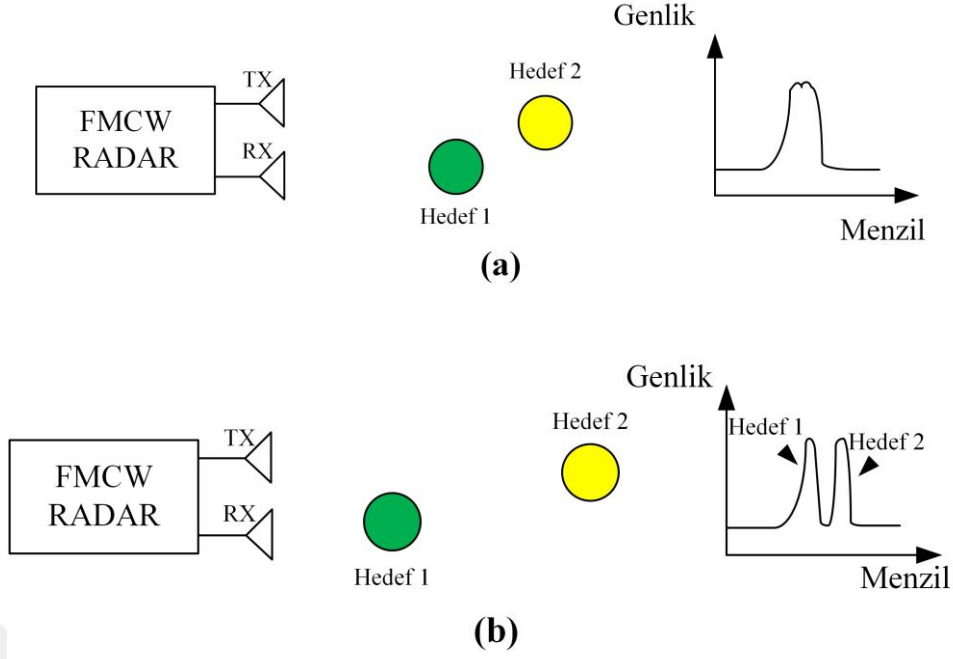
$$S_B(t) \cong A_B \cos \left(2\pi \left[\frac{2Bd_0}{cT_{Chirp}} \right] t + \frac{4\pi R(t)}{\lambda} \right) \quad (3.14)$$

Eşitlik (3.14); sabit bir hedef için ortaya çıkan sinüzoidal sinyalin frekansının (vuru frekansı), hedefin nominal mesafesine bağlı olarak $\frac{2Bd_0}{cT_{Chirp}}$ ifadesi ile değişeceğini ve fazının ise $\frac{4\pi R(t)}{\lambda}$ ile ifade edileceğini göstermektedir. Vuru frekansı hedefin mutlak mesafesini belirlemek için kullanılmaktadır. $\frac{4\pi R(t)}{\lambda}$ ifadesi 2π ile periyodiktir. Hayati sinyal tespiti için göğüs kafesi hızı düşünüldüğünde gönderim işaret süresi T_{chirp} küçük seçilirse, chirpdeki tüm anlık frekansların aynı d_0 'daki hedef tarafından yansıtıldığı varsayılabilir. Bu, T_{chirp} süresince hedefin sabit olduğu anlamına gelmektedir. Bunun sonucunda, chirp sinyallerinin zaman aralıklarındaki yer değiştirmelerden hız bilgisi (hayati sinyaller) elde edilmektedir. Yani sabit bir mesafede faz bilgisi, λ ve $x(t)$ göğüs kafesi hareketi ile değişmektedir.

FMSD radarın SD radara göre en önemli özelliği menzil tespittir. Bu özelliğin en önemli parametresi ise menzil çözünürlüğüdür. Menzil çözünürlüğü radarın iki hedefi ayırt edebileceği minimum mesafe olarak tanımlanır. Diğer bir ifade ile radarın hedefleri ayırt etme yeteneğidir. Menzil çözünürlüğü Eşitlik (3.15) ile bulunur.

$$\Delta R = \frac{c}{2B} \quad (3.15)$$

Eşitlik (3.15) incelendiğinde çözünürlüğün bant genişliği ile ilişkili olduğu ve bant genişliği arttıkça radarın hedefleri daha iyi ayırt edeceği görülmektedir. Bant genişliğinin yeterince büyük olmaması çoklu hedeflerin ayırt edilememesine sebep olmaktadır. Bu durum Şekil 3.9'da gösterilmektedir. Tespit doğruluğu ise tespit edilen menzil ile gerçek menzil arasındaki hatayı tanımlayan bir terimdir. SGO bu terimi etkileyen temel faktördür.



Şekil 3.9. FMSD radarın menzil çözünürlük etkisi (a) Yetersiz çözünürlük (b) Yeterli çözünürlük
(Rao, 2017)

3.2.1. Sinyal işleme

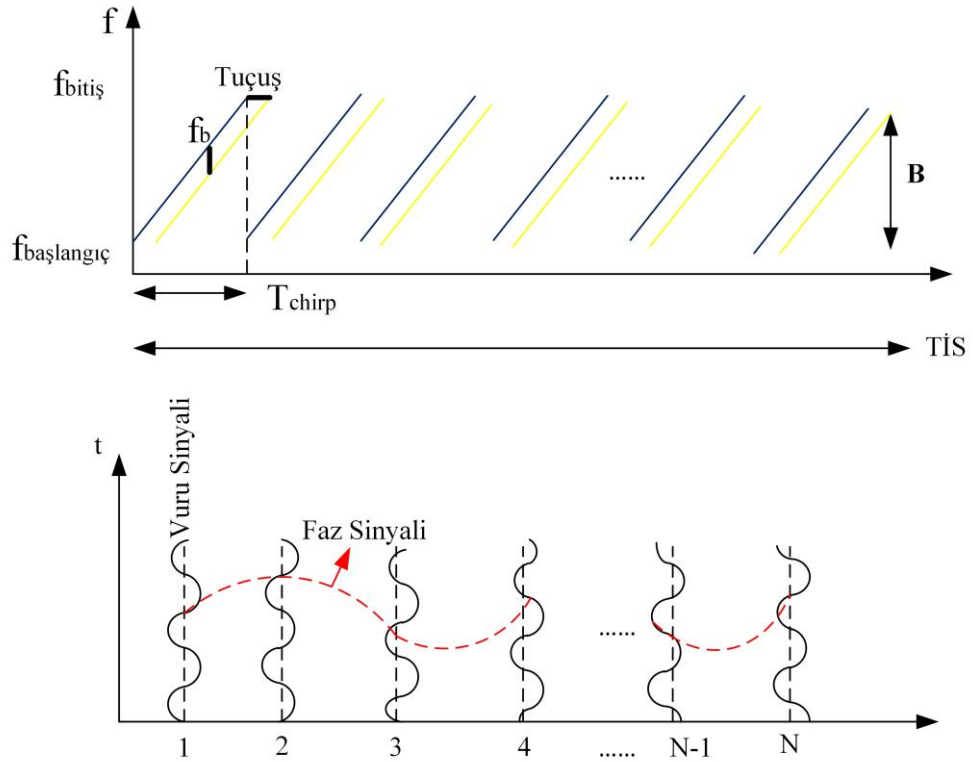
FMSD radarda uygulamaya bağlı olarak genellikle karıştırıcı çıkışında oluşan vuru sinyali alçak geçiren filtreden geçirilir ve sayısallaştırılarak işlemeye hazır hale getirilir. Vuru sinyalinden tek bir chirp ile hedefin menzilini tespit etmek mümkündür. Ancak net bir menzil ve hız profilinin çıkarılması için Doppler etkisi ile hedefin hız bilgisi ve takibinde birden çok chirp sinyali göndermek gerekmektedir. Burada iki önemli zaman parametresi ortaya çıkmaktadır. İlk zaman parametresi ‘hızlı zaman’ olarak adlandırılan T_{chirp} süresi ve analog/dijital dönüştürücü (ADD) ile ilişkisi olan parametredir. ADD maksimum vuru frekansını içine alacak şekilde yeterli örnekleme sağlamalıdır. Nyquist kriterine göre en yüksek vuru frekansının en az iki katı değerinde örnekleme frekansına sahip olması gereklidir. Ayrıca ADD örnekleme oranı (F_s) FMSD radarın maksimum menzilini de sınırlayabilmektedir. Çünkü maksimum vuru frekansı (f_{bmax}) ile maksimum menzil d_{max} doğrudan bağlantılıdır. Bu bağıntı Eşitlik (3.16) ile gösterilir.

$$f_{bmax} = \frac{2Bd_{max}}{cT_{chirp}} \quad (3.16)$$

Dolayısıyla bu eşitlikten d_{max} Eşitlik (3.17) ile ifade edilir.

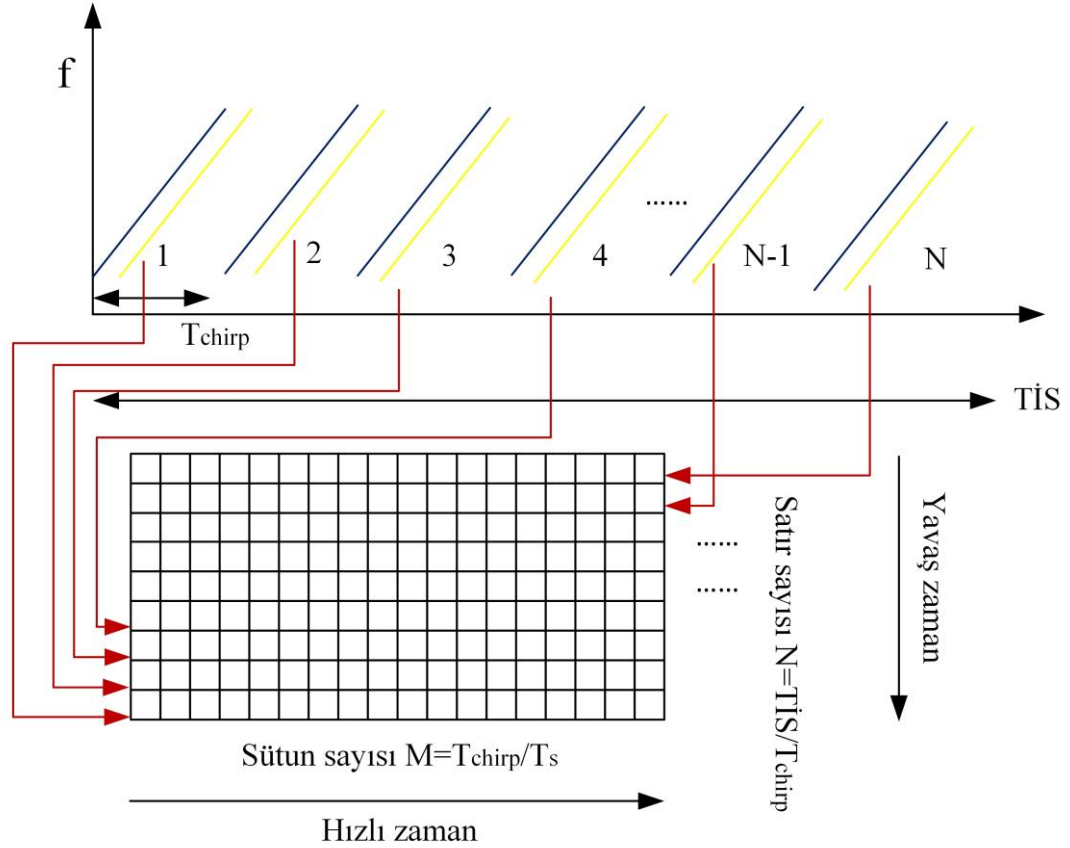
$$\frac{F_s c T_{chirp}}{2B} \geq d_{max} \quad (3.17)$$

Yeterli örnekleme ile sayısallaştırılan sinyal bir pencere fonksiyonuna uygulanarak pencerelenir. Ardından sıfır doldurma (zero padding) işlemi yapılmaktadır. Bu işlem özellikle menzil çözünürlüğü düşük olan radarlar için iyileşme sağlar. Ardından Hızlı Fourier Dönüşümü uygulanarak hedef menzili tespit edilmektedir. Çünkü vuru sinyali frekansları hedef menzili ile bire bir ilişkilidir. Bu HFD işlemine ‘menzil HFD’ adı verilmektedir. İkinci zaman parametresi ‘yavaş zaman’ olarak adlandırılan tutarlı işlem süresi (TİS)’dir. Bu süre radarla ölçüm sırasında gönderilen chirp işaretleri sürelerinin toplamı ile ilişkilidir. Birden çok sayıda gönderilen chirp sinyali vasıtasıyla alınan sinyalin fazındaki değişiklik hedefin hızı ile ilişkilendirilir. Menzil HFD ile belirlenen hedef sinyalinin ikinci bir HFD’ye tabi tutulmasıyla yavaş zaman aralığında değişen faza bağlı olarak hız ifadesi elde edilir. Şekil 3.10 vuru ve faz sinyalinin nasıl oluştuğunu ayrıca menzil ve hızın nasıl elde edilebileceği hakkında fikir vermektedir.



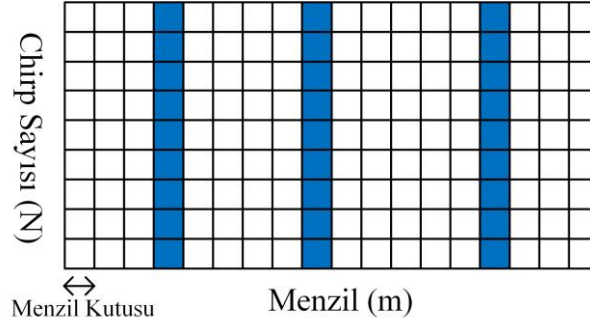
Şekil 3.10. FMSD radardan elde edilen vuru ve faz sinyali oluşumu (Jin ve ark., 2018)

Sinyal işleminin radar veri matrisi ile gerçekleştirilmesi daha yaygındır. Bu durum için sayısallaştırılan vuru sinyali, her bir chirpin bir satıra karşılık geldiği ve N tane satırdan oluşan matris oluşturur. Matrisin satırları yavaş zamanı oluşturmaktadır ve çoğu durumda gözlem süresi T_{IS} ile ilişkilendirilir. Matrisin sütunları ise hızlı zaman değerlerini oluştururlar. ADD örnekleme süresine (T_s) bağlı olarak sütun sayısı oluşmaktadır. Oluşan matris literatürde ‘çerçeve (frame)’ olarak adlandırılmaktadır. Şekil.3.11 FMSD radar sinyal işleme için oluşturulan bir matris yapısını göstermektedir.



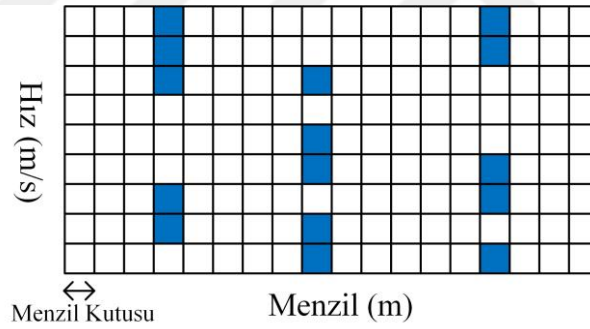
Şekil 3.11. FMSD radar sinyal işleme için oluşturulan matris

Oluşturulan matrisin satırları boyunca (hızlı zaman ekseninde) alınan HFD ile menzil içindeki hedeflerin varlığı tespit edilmektedir. Bu HFD işlemine menzil HFD adı verilmektedir. Peş peşe gelen her bir sütun menzil çözünürlüğü mesafesi ile birbirinden ayrılmaktadır ve ‘menzil kutusu’ (range bin) olarak adlandırılmaktadır. Yani menzil çözünürlüğü 0.5 metre olan bir radar için ilk sütun 0.5 m içindeki hedefleri gösterirken ikinci sütunda hedefin varlığı onun 0.5-1 m arasında olduğunu göstermektedir. Oluşan matris menzil matrisi ya da profili adını almaktadır. Şekil 3.12 menzil matrisini göstermektedir.



Şekil 3.12. Menzil matrisi

Hedeflerin menzillerinin çözümlenmesinin ardından hareketli olma durumlarının tespiti için başka bir ifade ile hız bilgilerini belirlemek için bir HFD daha gerçekleştirilmektedir. Bu ise Doppler HFD olarak adlandırılmaktadır ve sütunlar boyunca gerçekleştirilmektedir. Böylece hedeflerin hız bilgisine ulaşılmaktadır. Oluşan matris menzil-Doppler (hız) matrisi olarak isimlendirilmektedir. Şekil 3.13 menzil-hız matrisini göstermektedir.



Şekil 3.13. Menzil-hız matrisi

Menzil-hız matrisi hedeflerin yer tespitinin yanı sıra aynı menzilde bulunan farklı hızlardaki hedeflerin belirlenmesi ve hızlarının elde edilmesini de sağlamaktadır.

3.2.2. FMSD radar parametreleri

FMSD radar için bazı tasarım parametrelerini belirlemek oldukça önemlidir. Gerçekleştirilecek uygulamaya göre değişkenlik gösteren bu parametreler ölçüm sonuçlarını etkilemektedir. Bu parametreler; menzil çözünürlüğü, maksimum menzil, maksimum hız ve hız çözünürlüğüdür.

Eşitlik (3.15)'te ifade edilen menzil çözünürlüğü özellikle birbirine yakın hedeflerin olduğu dar alanlarda gerçekleştirilen ölçümler için son derece önemlidir. Çünkü hedeflerin ayırt edilebilmesi için yüksek çözünürlüğe ihtiyaç duyulmaktadır. Bundan dolayı bant genişliğinin yeterince yüksek olması gerekmektedir. Bir diğer parametre olan ve Eşitlik (3.17)'de gösterilen maksimum menzil ADD'nin örnekleme hızı ve frekansı ile ilişkilidir. Yeterli örnekleme hızına sahip olmayan ya da vuru frekans bandını kapsamayan bir ADD, menzil bakımından yanlış değerlendirmelere sebep olarak radarın kabiliyetlerini sınırlayacaktır.

Hız ölçümleri için birden fazla chirp gönderilmektedir. Peş peşe iki chirp hedefe gönderildiğinde hedeften yansıyan sinyallerin HFD'si alınarak benzer sonuçlar elde edilir. Ancak alınan sinyallerin fazları farklıdır. Hareketten kaynaklı faz farkı Eşitlik (3.18)'de gösterilmektedir.

$$\omega = \frac{4\pi v T_{chirp}}{\lambda} \quad (3.18)$$

Hız ifadesi v Eşitlik (3.18)'den çekilirse Eşitlik (3.19)'daki gibi ifade edilebilir.

$$v = \frac{\lambda \omega}{4\pi T_{chirp}} \quad (3.19)$$

Hızın net ölçümünün radyan karşılığı $|\omega| < \pi$ olarak ifade edilirse ve $|\omega|$ yerine Eşitlik (3.18) yazılırsa Eşitlik (3.20) elde edilmektedir (Rao, 2017).

$$\frac{4\pi v T_{chirp}}{\lambda} < \pi \longrightarrow v < \frac{\lambda}{4T_{chirp}} \quad (3.20)$$

Eşitlik (3.20) ile maksimum hız belirlenmektedir. FMSD radarın maksimum hızı dalga boyu ve chirp süresi ile ilintilidir ve Eşitlik (3.21) ile ifade edilir.

$$v_{max} = \frac{\lambda}{4T_{chirp}} \quad (3.21)$$

Hız çözünürlüğü radarın aynı menzildeki iki hedefin hızlarını ayırt edebileceği minimum hız olarak ifade edilmektedir. Bunu tespit edebilmek için birden çok chirp gönderilmelidir. Bir çerçevenin oluşacağı kadar chirp gönderilsin ve (N adet chirp gönderildiği durumda) aynı menzil içinde iki farklı hızda hareket eden hedefler mevcut olsun. Bu hedeflerin vuru frekansları aynı iken hızları farklı olduğu için fazları birbirinden farklıdır.

Dolayısıyla aralarında bir faz farkı mevcuttur. N uzunluğundaki chirpin iki frekansı birbirinden HFD ile ayırabilmesi için $\Delta\omega > \frac{2\pi}{N}$ olması gerekmektedir. Eşitlik (3.22) iki hedefin hızları arasındaki fark sebebiyle oluşan faz farkını ifade etmektedir (Rao, 2017).

$$\Delta\omega = \frac{4\pi\Delta v T_{chirp}}{\lambda} \quad (3.22)$$

Eşitlik (3.22)'de $\Delta\omega$ yerine $\frac{2\pi}{N}$ ifadesi yazılır ve Δv çekilirse Eşitlik (3.23) elde edilir.

$$\Delta v > \frac{\lambda}{2NT_{chirp}} \quad (3.23)$$

Sonuç olarak hız çözünürlüğü Eşitlik (3.24)'teki gibi bulunur.

$$\Delta v = \frac{\lambda}{2NT_{chirp}} \longrightarrow \Delta v = \frac{\lambda}{2T_{çerçeve}} \quad (3.24)$$

$T_{çerçeve}$ süresi tek çerçeveye sahip sinyal işleme yapısı için TİS süresi ile eşittir. Ancak bazı durumlarda birden çok çerçeve yapısı oluşturulabilir.

3.2.3. FMSD radarın dezavantajları

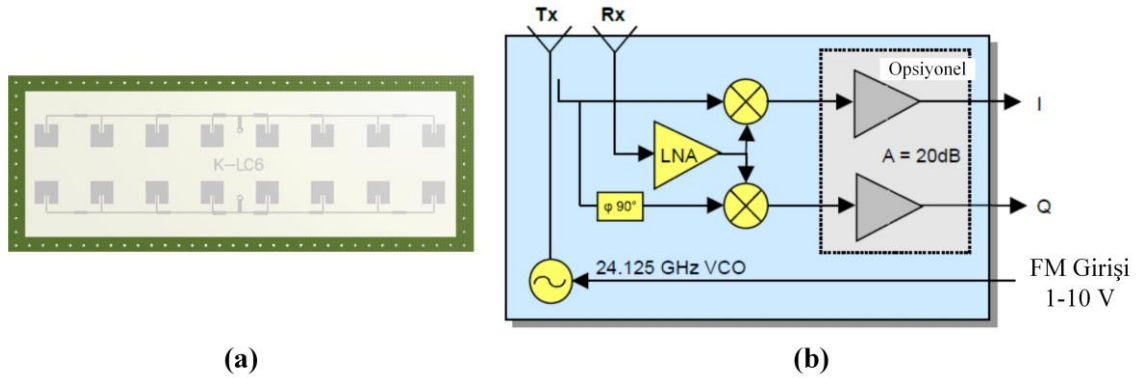
FMSD radar için verici ve alıcı anten arasındaki izolasyon oldukça önemlidir. Bu durum SD radarda da gözlenmektedir. Eğer izolasyon yetersiz ise bu durum minimum menzil sınırlamasına neden olur. Vericiden gönderilen chirp sinyalinin alıcı hattında görülmesi durumunda verici sinyalinin ortadan kaldırılması için filtrelemeye ihtiyaç duyulur. Bu durumda oluşturulan filtre vuru sinyalinin frekansı ile çakışması durumunda çakışan frekansa karşılık gelen menzildeki hedeflerin varlığının tespiti oldukça zordur. Tarama hızını ayarlamak da bu radar için son derece önemlidir. Chirp sinyalinin gönderilme ve alınmasını etkileyen tarama hızı iyi ayarlanamadığı takdirde elde edilen sinyaller tam olarak işlenememekte ve ölçümlerden doğru sonuçlar elde edilememektedir. Chirp gönderiminin başlangıç ve bitiş süreleri iyi ayarlanmalı, gerekirse art arda iki chirp gönderimi sırasında zaman boşlukları bırakılmalıdır. Ayrıca gönderilen chirp işaretinin istenilen bant genişliğini taradığı da kontrol edilmelidir. DA ofset sorunları bu radar tipinde de istenmeyen durumlara yol açmaktadır.

3.3. Biyoradar Sistem Bileşenleri

Bu bölümde geliştirilen biyoradar sistemi için kullanılan temel bileşenler incelenmektedir.

3.3.1. K-LC6 radar modülü

RFbeam Microwave GmbH tarafından kısa ve orta mesafe radar uygulamaları için üretilen K-LC6, düşük maliyetli ve kompakt bir radar modülüdür. Bir verici ve bir alıcı antene sahip modül, asimetrik dar hüzmeli çift kanallı Doppler radar özelliği göstermektedir. Kişi ve araç hareketinin tespiti için tasarlanmıştır. Modül beş bağlantı noktasına sahiptir. Bunlar, toprak, +5V besleme kaynağı, voltaj kontrollü osilatör (VCO) girişi, I ve Q çıkışlarıdır. Modül, iyi bir sinyal-gürültü performansı için alıcı kısmında düşük gürültülü yükselteç (DGY) içermektedir. İki orta frekans I ve Q çıkışları, hareket yönü algılamaya ve yüksek performanslı sinyal işlemeye izin vermektedir. Şekil-3.14 K-LC6 ve blok diyagramını göstermektedir.



Şekil 3.14. (a) K-LC6 radar önden görünüş, (b) K-LC6 radar modülü blok diyagramı (Microwave, 2012)

Modülün genel özellikleri ve uygulama alanları Çizelge 3.1’de listelenmiştir.

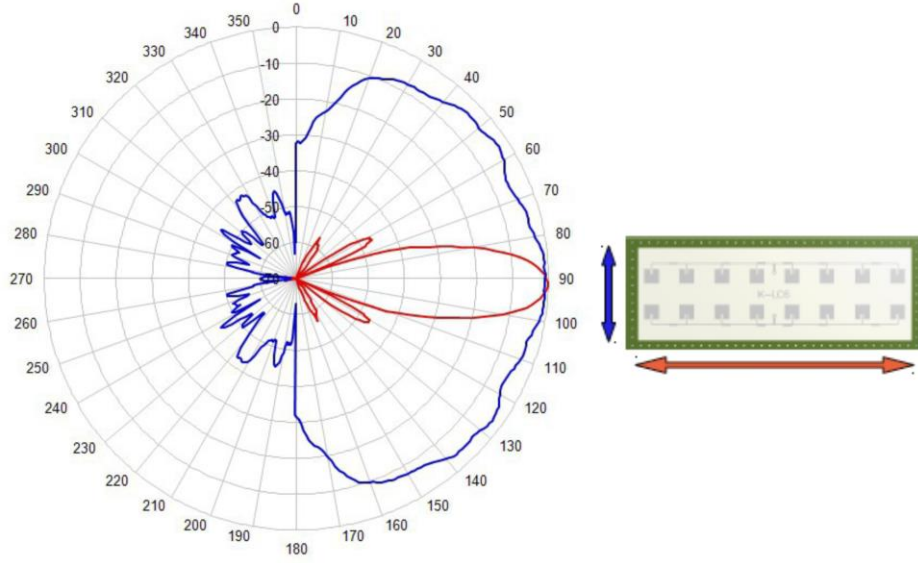
Çizelge 3.1. K-LC6 radar özellikleri ve uygulama alanları

Özellikler	Uygulama Alanları
• 24 GHz kısa menzilli alıcı-verici • Dar-geniş asimetrik alan deseni • 80°/12° hüzmeye açıklığı • Yüksek duyarlılıklı DGY alıcısı • 250 MHz tarama aralıklı FM girişi • I/Q OF çıkışlar • Kompakt boyut: 66mm x 25mm x 6mm	• Menzil algılama • Nesne hızı ölçümü • Trafik denetimi ve sayımı • İç ve dış aydınlatma kontrolü • Endüstriyel

Şekil 3.14'te verilen radar blok diyagramından modülün dördün alıcıya sahip olduğu görülmektedir. Alıcı antende elde edilen sinyal düşük gürültülü yükselteç ile yükseltilmektedir. I ve Q sinyallerinin karıştırıcıları menzildeki nesnelerin hareket yönüne bağlı olarak $+90^\circ$ veya -90° faz kaydırılır ve OF'ye indirgenerek vuru sinyali elde edilir. Radarın farklı versiyonunda dâhili yükselteç (kuvvetlendirici) mevcuttur. Ancak bu yükselteç 10 Hz ve üstü frekansları yükseltmek için tasarlandığından, SD biyoreadar uygulamalarına uygun olmadığı için tercih edilmemiştir. Radarın temel karakteristikleri Çizelge 3.2'de listelenmiştir.

Çizelge 3.2. K-LC6 radar temel karakteristikleri

Parametre	Değer	Birim	Açıklama
Besleme gerilimi	4.75-5.25	V	
Besleme akımı	50-70	mA	
VKO giriş voltajı	1-10	V	
Çalışma sıcaklığı	-20 - +80	°C	
Verici frekansı	24.050-24.250	GHz	5V, -20 - +60°C
Verici çıkış gücü	+16-+20	dBm	
Anten kazancı	12.5	dB	$F_{TX}=24.125\text{GHz}$
DGY kazancı	10	dB	$F_{RX}=24.125\text{GHz}$
Karıştırıcı dönüşüm kaybı	-6	dB	$F_{OF}=500\text{Hz}$
Alıcı hassasiyeti	-108	dBm	$F_{OF}=500\text{Hz}$, $B=1\text{kHz}$, $S/N=6\text{dB}$
I/Q faz kayması	80-100	°	$F_{IF}=500\text{Hz}$
OF frekans aralığı	0-50	MHz	-3dB Bant genişliği
Anten yatay -3dB ışın genişliği	12	°	Elektrik alan düzlemi
Anten dikey -3dB ışın genişliği	80	°	Manyetik alan düzlemi



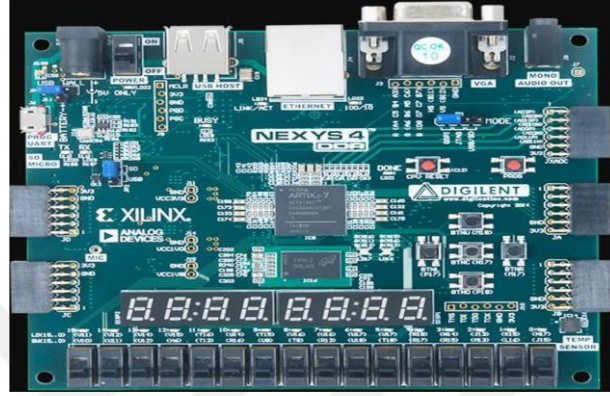
Şekil 3.15. Anten ışıma deseni (logaritmik ölçek)

K-LC6 radar modülünün en dikkat çekici özelliği çok modlu olarak kullanılabilmesidir. Radar +5V'luk besleme gerilimi ile SD modunda çalışmaktadır. FMSD modunda çalıştırılmak istendiğinde VKO girişi uyarılarla modülasyon gerçekleştirilebilmektedir. Şekil-3.15 K-LC6 modülünde kullanılan antenin ışıma desenini göstermektedir. Bu desen, hem azimut hem de yükseklik yönlerinde modül hassasiyetini (çıkış voltajı) göstermektedir. Modülün geniş tarafı, 8 anten elemanı nedeniyle 12° dar hüzmeye üretmektedir. OF çıkışları, FMSD uygulamalarında kullanım için yüksek bant genişliği sağlamaktadır. Bant genişliğini düşürmek için harici filtreler kullanılmaktadır. Bant genişliği ne kadar düşükse SGO o kadar iyi olmaktadır. Doygunluğu önlemek için yükseltici sınırlandırılmalıdır. Tam FMSD taramasıyla, OF çıkışında yaklaşık 20 mVpp'lik bir besleme gerilimi mevcut olacaktır. Ancak gerçekleştirilen ölçümlerde bu değerin 5 mVpp değerini geçmediği gözlenmiştir.

3.3.2. Sahada programlanabilir kapı dizisi (SPKD)

FMSD tabanlı biyoradar sistemi oluşturmak için modüle edici sinyal üretilmesi gerekmektedir. Modüle edici sinyal için testere dişi sinyal SPKD kartı ile üretilmektedir. Kullanılan SPKD kartı, Digilent firmasına ait Nexys4 ÇVH ve Xilinx firmasının ürettiği 7. nesil SPKD ailelerinden biri olan Artix7 tabanlı bir SPKD'dir. SPKD kartı, 4.860 kbit

hızlı BREB, 450 MHz üzeri dâhili saat hızı, 240 SSİ bloğu, dâhili analog-sayısal dönüştürücü gibi özelliklere sahiptir. Ayrıca kart üzerinde 16 adet anahtar, 16 adet LED, 2 adet 4 basamaklı 7 segment display, sıcaklık sensörü, ESV-EAAV köprüsü, 2 adet 3-renk LED, 128 MiB ÇVH2, mikro güvenli sayısal hafıza kart konnektörü, seri flaş, 12-bit VGD çıkışı, Ethernet ve 3 eksenli ivmeölçer gibi donanımlar barındırmaktadır (Digilent, 2016). Şekil 3.16 SPKD geliştirme kartını göstermektedir.



Şekil 3.16. SPKD geliştirme kartı

3.3.3. Veri Edinim (VE) kartı

Biyoradar sisteminden elde edilen sinyallerin bilgisayara aktarımı için iki farklı VE kartı kullanılmaktadır. Düşük örnekleme frekansı gerektiren ölçümlerde VTK 1050 VE kartı, yüksek örnekleme frekansı için MC-USB1608G VE kartı tercih edilmektedir.

3.3.3.1. VTK 1050

VTK 1050 Ludre firması tarafından üretilen 3 kanal analog girişe sahip farksal ölçüm yapabilen 1050 örnek/s hızla veri toplayan bir VE kartıdır. VTK 1050 ürününün bilgisayarla haberleşmesi evrensel seri veri yolu (ESV) ile gerçekleşmektedir. VTK 1050'nin özellikleri ve uygulama alanları Çizelge 3.3'te verilmektedir.

Çizelge 3.3. VTK 1050'nin özellikleri ve uygulama alanları

Özellikler	Uygulama Alanları
• 3 kanal analog giriş • Farksal ölçüm • 16 bit çözünürlük • 1050 örnek/s • ESV 2.0 haberleşme • 12V maksimum gerilim • -10V, +10 V çalışma aralığı • %0.15 maksimum gerilimde hata oranı • -1.25V, +1.25 V minimum çalışma gerilimi • %0.34 minimum gerilimde hata oranı • 1.25/2.5/5/10 V ölçüm aralığı • Eşzamanlı örnekleme	• Voltaj ölçümü • Basınç ölçümü • Sıcaklık ölçümü • Işık şiddeti ölçümü • Ses şiddeti ölçümü • Sıvı basıncı ölçümü • Sıvı seviyesi ölçümü • Manyetik alan ölçümü

LabVIEW uyumlu olan ve kart kütüphanesinde mevcut ara yüzle, verileri anlık olarak görüntülemektedir ve istendiğinde Microsoft Office ortamında kayıt edebilmektedir (Ludre, 2019). Şekil 3.17 ile VTK 1050 VE kartı gösterilmektedir.



Şekil 3.17. VTK 1050 VE kartı

3.3.3.2. MC-USB1608G

USB1608G VE kartı, Measurement Computing firması tarafından üretilen düşük maliyetli, yüksek hızlı, analog ve sayısal giriş/çıkışa sahip VE kartıdır. Bu kart, sekiz farksal veya 16 tek uçlu analog giriş, sekiz sayısal giriş/çıkış kanalı, iki sayaç girişi ve bir zamanlayıcı çıkışı sunmaktadır. Bu kart, yazılımla seçilebilen kanal başına ± 10 V, ± 5 V, ± 2 V ve ± 1 V giriş aralıklarını da desteklemektedir. Ayrıca kartta harici bir sayısal tetik girişi bulunur. Tetik modu, kenar veya seviye duyarlı mod için yazılımla seçilebilmektedir. Kart ile tekrarlayan analog giriş tetikleme olayları ayarlanabilir. Tetik,

etkinleştirildikten sonra otomatik olarak yeniden kurulur. Analog/Dijital tetikleme sayısı (tetikleme başına istediğiniz örnek sayısı) yazılımla yapılandırılabilir. MC-USB 1608G'nin özellikleri Çizelge 3.4'te verilmiştir.

Çizelge 3.4. MC-USB 1608G'nin özellikleri

Özellikler	
• 8 kanal analog farksal giriş • 8 kanal sayısal giriş-çıkış • 250000 örnek/s • İki 32 bitlik sayaç girişi • -10V, +10 V çalışma aralığı • % 0.024 maksimum gerilimde hata oranı	• 16 kanal analog giriş • 16 bit çözünürlük • 2 analog çıkış • Bir zamanlayıcı çıkışı • -25V, +25V çalışma gerilimi • % 0.024 minimum gerilimde hata oranı

Kart Windows, Linux ve Android gibi işletim sistemlerine uyumludur. Şekil 3.18'de MC-USB1608G VE kartı gösterilmektedir (Computing, 2018).



Şekil 3.18. MC-USB1608G VE kartı

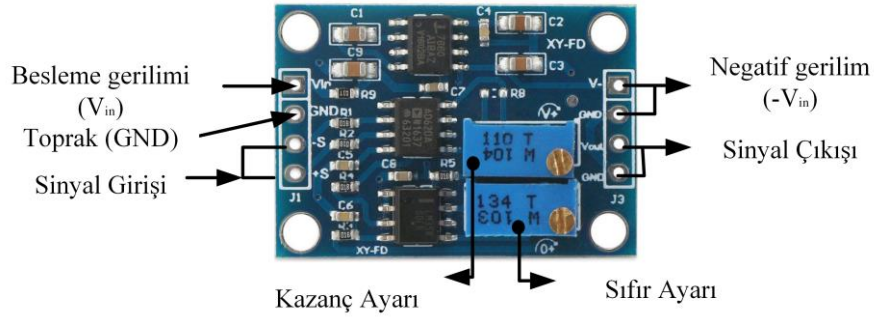
3.3.4. AD620 mikrovolt sinyal modülü

SD tabanlı biyoradar sistemde kullanılan AD620 mikrovolt sinyal modülü karıştırıcı çıkışlarından elde edilen temel bant I ve Q sinyallerini yükseltmektedir. Modül, μV -mV genliğindeki sinyalleri yükseltebilen AD620'yi ana yükseltici olarak kullanmaktadır. Yükseltme 1.5-1000 kat aralığında olabilmektedir. Yüksek hassasiyete, iyi bir doğrusallığa ve düşük ofsete sahip olan modül, ayrıca doğruluğu arttırmak amacıyla ayarlanabilen sıfır seviyesine sahiptir. Alternatif akım (AA) ve DA sinyalleri

yükseltmek üzere tasarlanmıştır. Yükseltme ve sıfır noktasını ayarlamak için iki potansiyometre kullanılmaktadır. Ayrıca modül çift güç yüklerini sürmek için 7660A yongası ile negatif çıkış da verebilmektedir (Noyito, 2018). Çizelge 3.5'te AD620 mikrovolt sinyal modülü özellikleri sunulmaktadır. Şekil 3.19 ise AD620 mikrovolt sinyal modülünü ve bağlantı şeklini göstermektedir.

Çizelge 3.5. AD620 mikrovolt sinyal modülü özellikleri

Özellikler	
• 3-12V DA (V_{in}) giriş voltajı	• 1.5-1000 kat kuvvetlendirme
• Sıfır seviyesi ayarlama	• $100\mu V$ -300mV sinyal giriş voltajı
• Sinyal çıkış aralığı: $\pm (V_{in} - 2V)$	• Negatif çıkış
• $50\mu V$ ofset voltajı	• Küçük boyut 32*22mm



Şekil 3.19. AD620 mikrovolt sinyal modülü

3.3.5. Veron 501 nabız oksimetre

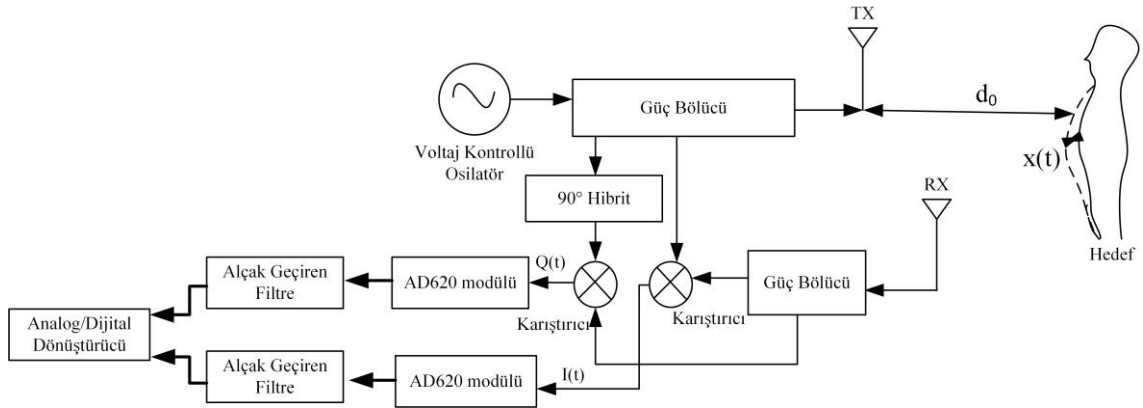
Literatürde referans ölçümleri için EKG cihazı, solunum kemeri ve hatta akıllı saat bile kullanılmaktadır. Kullanım kolaylığı ucuz ve hafif olmasından dolayı nabız oksimetrelerde tercih edilmektedir. Veron 501 parmak ucu nabız oksimetresi gelişmiş SSİ (sayısal sinyal işleme) algoritması özelliği ile hemoglobininin işlevsel oksijen saturasyon ölçümünü gerçekleştirebilmektedir. SSİ algoritması ile hareket etkisini azaltarak, daha doğru ölçümler gerçekleştirebilmektedir. Düşük perfüzyonu sayesinde ölçüm doğruluğunu da artırmaktadır (Veron, 2017). Cihaz kalp atışı ve solunum değerini gösterebilmektedir. Şekil 3.20 Veron 501 nabız oksimetresini göstermektedir.



Şekil 3.20. Veron 501 nabız oksimetresi

3.4. SD Tabanlı Biyoradar Sistemi

K-LC6 radar modülünün çok modlu yapısı sayesinde SD tabanlı biyoradar sistemi oluşturulmuştur. Radarın +5V besleme girişi VKO'yu uyararak 24 GHz'de sabit frekansta sinyal üretilmektedir. Gerçekleştirilen SD tabanlı biyoradar sisteminin blok diyagramı Şekil 3.21'de gösterilmektedir.

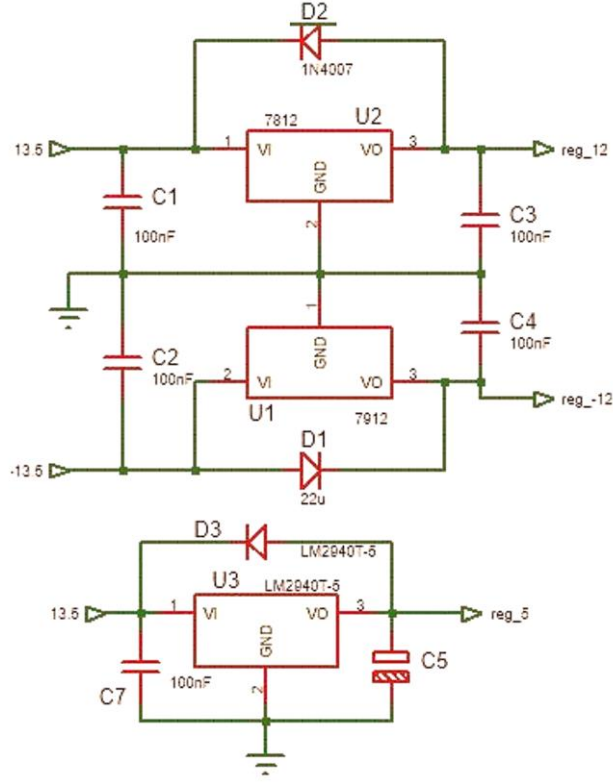


Şekil 3.21. SD tabanlı biyoradar sisteminin blok diyagramı

Radar modülünden çıkan temel bant sinyaller AD620 yükseltici modülü ile yükseltilmekte ve ofset ayarı yapılabilmektedir. İlgilenilen hayati sinyaller oldukça düşük frekanslı olmalarından dolayı 4. dereceden 30 Hz'lik kesim frekansına sahip aktif alçak geçiren Butterworth filtre ile sinyaller filtrelenmektedir. Filtrelenen sinyaller sayısallaştırılarak bilgisayara gönderilmektedir.

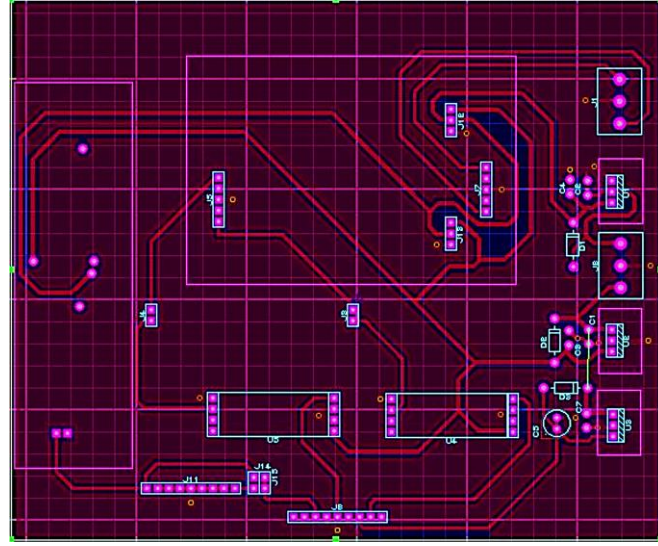
Gerçekleştirilen SD tabanlı biyoradar sistemin donanımı modüler bir yapıya sahiptir. Birden çok baskı devre kartı oluşturularak, sistemin tek bir yapıda olması sağlanmaktadır. Tüm kartların bağlı olduğu ve üzerinde güç hattının bulunduğu bir ana

kart tasarlanmaktadır. Ana kart üzerinde besleme ve sinyal hatları bulunmaktadır. Besleme hatları birden çok gerilim seviyesinden oluşmaktadır. Radar, AD620 modülü ve filtre devresi için +5V, +12V ve -12V DA besleme gerilimi kullanılmaktadır. Bu voltaj değerlerini elde edebilmek için sırasıyla LM2940T, LM7812 ve LM7912 entegreleri tercih edilmiştir. Şekil 3.22 besleme devrelerinin devre şemasını göstermektedir.



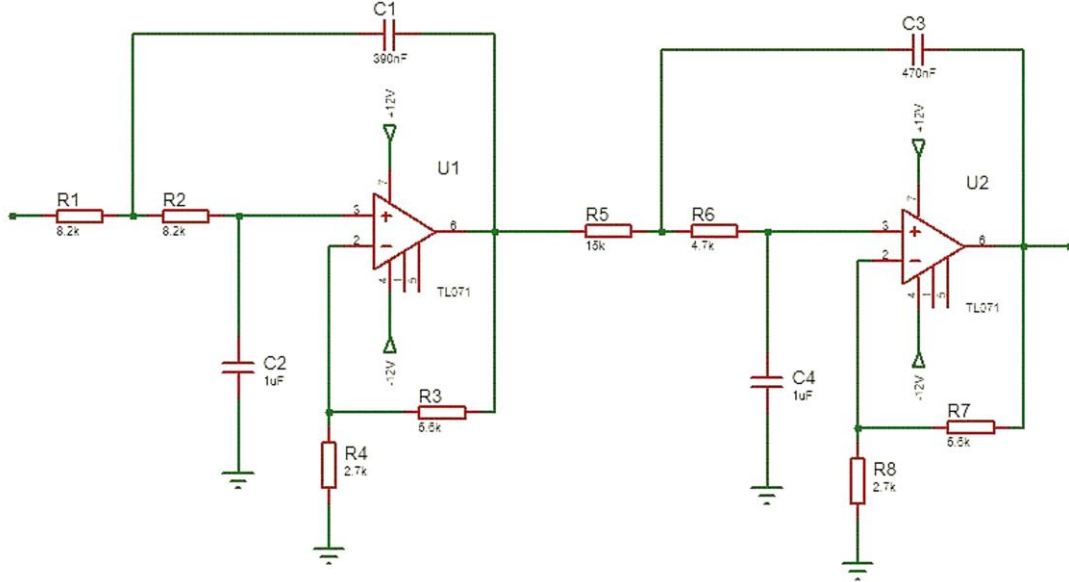
Şekil 3.22. Besleme devre şeması

AD620 mikrovolt sinyal modülü çizilerek ana kart üzerine yerleştirilmiştir. Ayrıca filtrenin mevcut olduğu kısım da belirlenerek ana kart üzerinde belirtilmektedir. Oluşturulan SD tabanlı biyoreadar sistemi ana kart devre şeması Şekil 3.23'te gösterilmektedir. Devre hem SD hem FMSS modunda tasarlanmaktadır.



Şekil 3.23. SD tabanlı biyoradar sistemi ana kart devre şeması

AD620 modülü ile yükseltilen sinyallerin, örtüşmesini (aliasing) önlemek ve istenilen bant aralığını geçirmek amacıyla alçak geçiren filtreleme gerekmektedir. Sinyaller 30 Hz kesim frekansına sahip alçak geçiren filtreye tabi tutulmaktadır. 4. dereceden Butterworth filtresi olarak tasarlanan alçak geçiren filtre devre şeması Şekil 3.24'te gösterilmektedir.

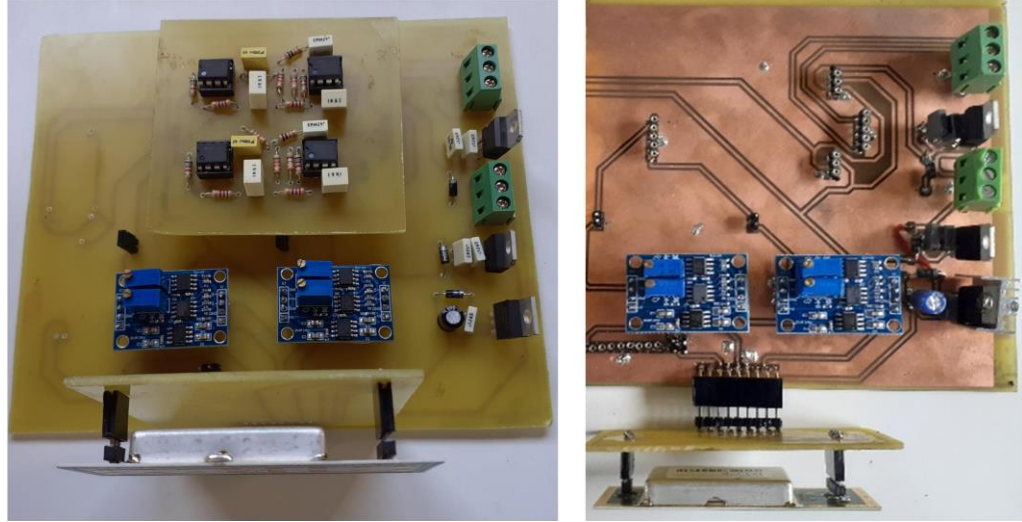


Şekil 3.24. 4. dereceden Butterworth alçak geçiren filtre devre şeması

Devre şemalarının tasarlanmasından sonra baskı devre işlemleri gerçekleştirilmiştir. Baskı devre işleminde göz önünde bulundurulmuş hususlar şunlardır:

- Sinyaller arası paraziti önlemek için mümkünse analog ve sayısal kısımların ayrılması,
- Radar sisteminin doğru çalışıp çalışmadığını kontrol etmek amacıyla I/Q sinyalleri için test noktalarını oluşturulması,
- Güç girişi ve sinyal çıkışı için konektörlerin, kolayca bağlanıp çıkarılması ve olası hasarlardan kaçınma amacıyla PCB sınırlarına yerleştirilmesi,
- Isınan voltaj regülatörlerine soğutucu yerleştirilmesi,
- PCB boyutunun küçültülmesi.

Bu hususlar göz önünde bulundurularak tek taraflı baskı devre ve çift taraflı baskı devreye sahip SD tabanlı biyoreadar sistemi gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen sistem Şekil 3.25'te gösterilmektedir.



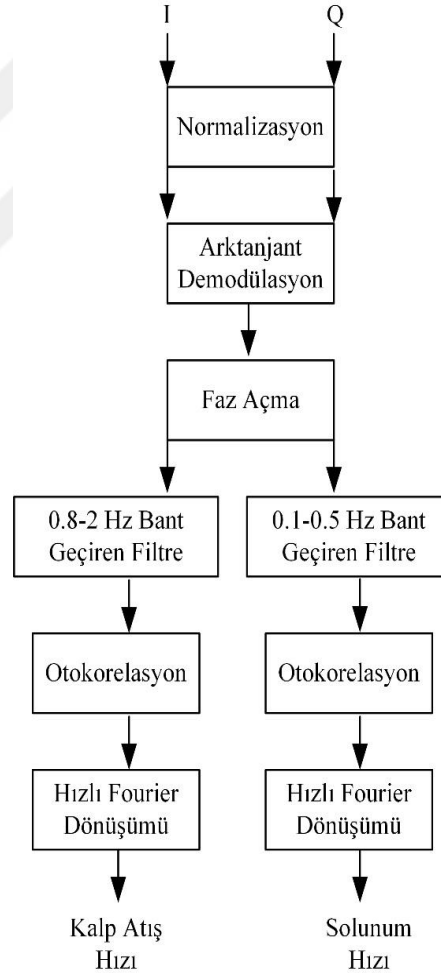
Şekil 3.25. SD tabanlı biyoreadar sistemi

3.5. SD Tabanlı Biyoreadar Sistemi için Kullanılan Sinyal İşleme Yöntemleri

Hayati sinyallerin tespiti için literatürde birden fazla sinyal işleme yöntemi sunulmuştur. Bunlardan en çok kullanılan iki yöntemden birincisi HFD'ye dayanan ve filtreler kullanan yöntemdir. İkinci yöntem ise dalgacık dönüşümü tabanlı yöntemlerdir. Dalgacık dönüşümü tabanlı çoklu çözünürlük analizi bu kapsamda kullanılan bir yöntemdir. Her iki yöntem tez çalışmasında SD tabanlı biyoreadar sistemden elde edilen sinyallerin işlenmesi için kullanılmıştır.

3.5.1. Hızlı Fourier dönüşümü (HFD) tabanlı yöntem

Tek kanallı alıcı sistemlerinde mevcut olan boş nokta sorunu hayati sinyallerin tespitinde doğruluğu oldukça düşürmektedir. Dördün alıcı sayesinde kanallardan birinin daima hayati sinyallerle uyumlu olması sonucuna ulaşılmaktadır. Elde edilen sinyallerin pencerelenerek HFD'sinin alınmasının sonuç verdiği ancak doğruluğunun düşük olduğu ortaya konmuştur (Droitcour ve ark., 2004). Ancak iki kanalın birleştirilerek demodülasyona tabi tutulması ölçüm doğruluğunu artırmıştır. (Park ve ark., 2007). Elde edilen sinyaller HFD yöntemi ile frekans domenine aktarılmaktadır. Oluşturulan algoritma ile hayati sinyallerin dakikadaki atım sayıları hesaplanarak tespit edilmektedir. HFD tabanlı yöntemde kullanılan algoritma Şekil 3.26 ile gösterilmektedir.



Şekil 3.26. HFD tabanlı yöntem algoritması

İlk olarak DA ofsetin giderilmesi için sayısallaştırılan sinyallere ortalama çıkartma ve normalizasyon işlemleri uygulanmıştır. DA ofsetten arındırılan sinyaller arktanjan demodülasyonuna tabi tutulmuştur. Demodüle edilen sinyallere arktanjanın doğası gereği faz açma işlemi uygulanmalıdır. Çünkü solunum kaynaklı göğüs duvarı yaklaşık 1 cm'lik bir harekete sahiptir. Bu durumda 1.25 cm'lik dalga boyuna sahip radar ile yapılan ölçümlerde dalga boyunun yarısı 6.25 mm'e karşılık gelmektedir. Faz sinyalinde süreksizlik noktaları oluşması faz açma işlemini zorunlu kılmaktadır. Faz açma işlemi önce manuel olarak gerçekleştirilmektedir. Hareketin büyüklüğünden dolayı birim çember üzerinde gerçekleştirilen tur sayısı tespit edilerek faz süreksizliklerinin olduğu noktalar tespit edilmiştir. Faz değerlerinin 0.99π 'den büyük olduğu noktaların bir tamsayı değerine sahip $\pm \pi$ değerleri eklenerek faz açma işlemi uygulanmıştır. Ayrıca faz açma işlemini otomatik olarak gerçekleştiren genişletilmiş diferansiyel ve çapraz çarpma (DÇÇ) algoritması da tez kapsamında kullanılmaktadır. DÇÇ algoritması arktanjan fonksiyonunu bir türev işlemine dönüştürür. Yöntem Eşitlik (3.25) ile ifade edilebilir.

$$\frac{d}{dt} [\phi(t)] = \frac{d}{dt} \left[\arctan \frac{Q(t)}{I(t)} \right] = \frac{I(t)Q(t)' - I(t)'Q(t)}{I(t)^2 + Q(t)^2} \quad (3.25)$$

Eşitlik (3.25)'te $Q(t)'$ ve $I(t)'$ $I(t)$ ve $Q(t)$ 'nin diferansiyel formlarını temsil etmektedir. İfadenin ayrık gösterimi Eşitlik (3.26) ile verilir.

$$[\phi(l)] = \sum_{l=2}^n \frac{I[l]\{Q[l]-Q[l-1]\} - Q[l]\{I[l]-I[l-1]\}}{I[l]^2 + Q[l]^2} \quad (3.26)$$

Faz açma için iki yöntem karşılaştırılmıştır ve elde edilen sonuçların aynı olduğu belirlenmiştir.

Fazı açılan sinyaller daha sonra yüksek dereceli bant geçiren filtrelere uygulanmıştır. Aynı faz sinyalinden solunum sinyalini çıkarmak için 0.1-0.5 Hz (6-30 atım) kesim frekansına ve sonlu dürtü yanıtına (SDY) sahip filtre tercih edilmiştir. Benzer şekilde kalp atış sinyalini çıkartmak amacıyla 0.8-2 Hz (48-120 atım) kesim frekansına sahip filtre kullanılmaktadır. Filtrelenen sinyallerin periyodikliğini artırmak amacıyla otokorelasyon uygulanmaktadır. Sinyallerin frekansını belirlemek ve dakikadaki atım sayısını tespit etmek amacıyla HFD uygulanmaktadır.

3.5.2. Çoklu çözünürlük analizi (ÇÇA) tabanlı yöntem

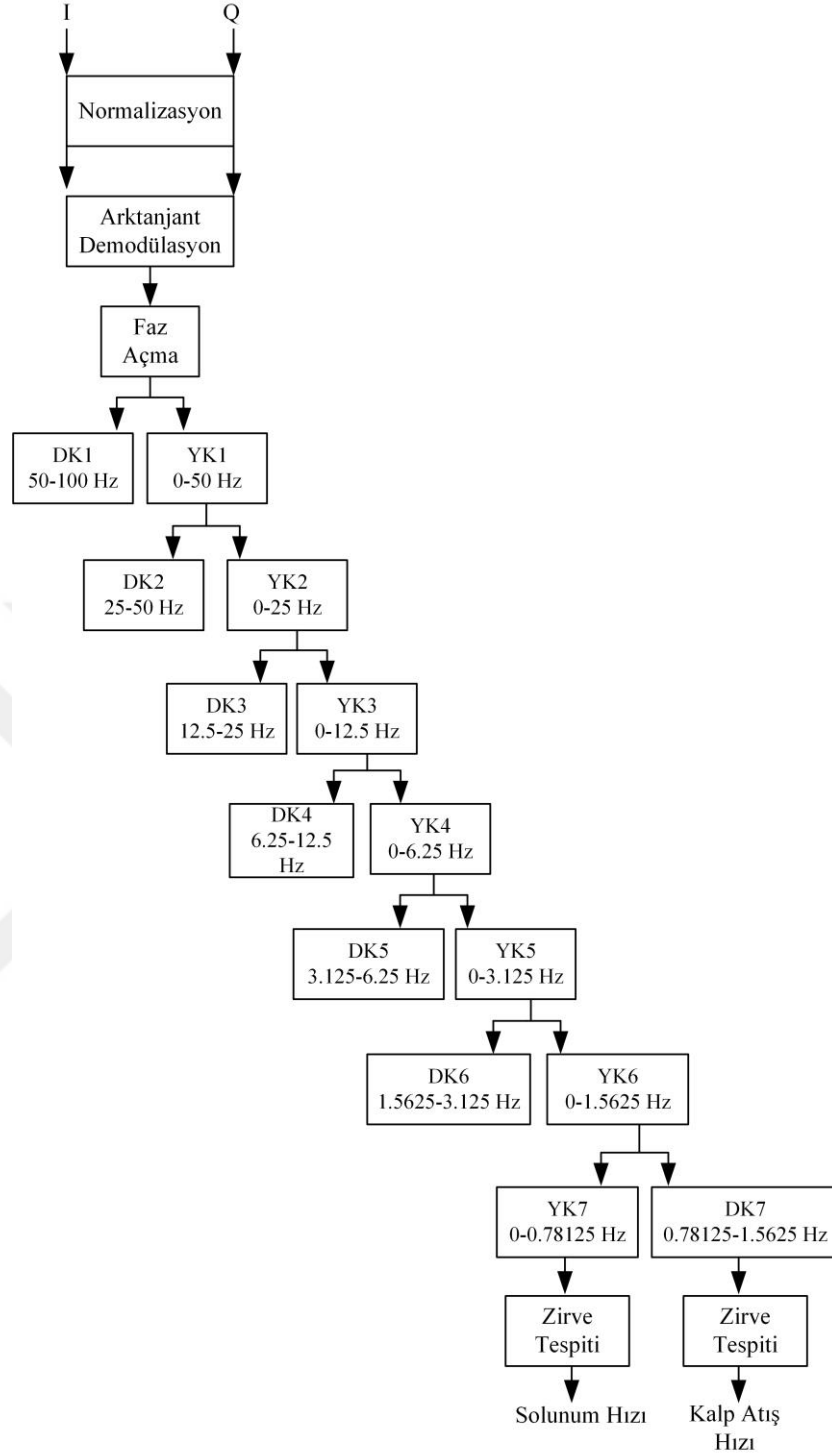
Dalgacık dönüşümüne dayanan çoklu çözünürlük analizi tabanlı yöntem ile de hayati sinyallerin elde edilmiştir. Bir x sinyalinin dalgacık dönüşümü Eşitlik (3.27) ile temsil edilir.

$$W_s x(a) = 1/s \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-a}{s}\right) dt \quad (3.27)$$

Eşitlik (3.27)'de s ve a değerleri ana dalgacık fonksiyonu ψ 'nin ölçek ve öteleme faktörlerini ifade etmektedir. Bu ifadelerin doğrusal kombinasyonu $x(t)$ 'nin genişleme ve ötelemelerini ifade etmektedir. ÇÇA ayrık örneklenmiş bir sinyalin çok seviyeli ayrışması olarak ifade edilmektedir. ÇÇA'da, düzenli aralıklarla örneklenen ayrık bir $x(t)$ sinyali için, s ve a faktörleri ayrıklaştırılır. $s = 2^j$ ve $a = 2^j k$ şeklinde gösterilirse dalgacık fonksiyonu Eşitlik (3.28) ile gösterilebilir.

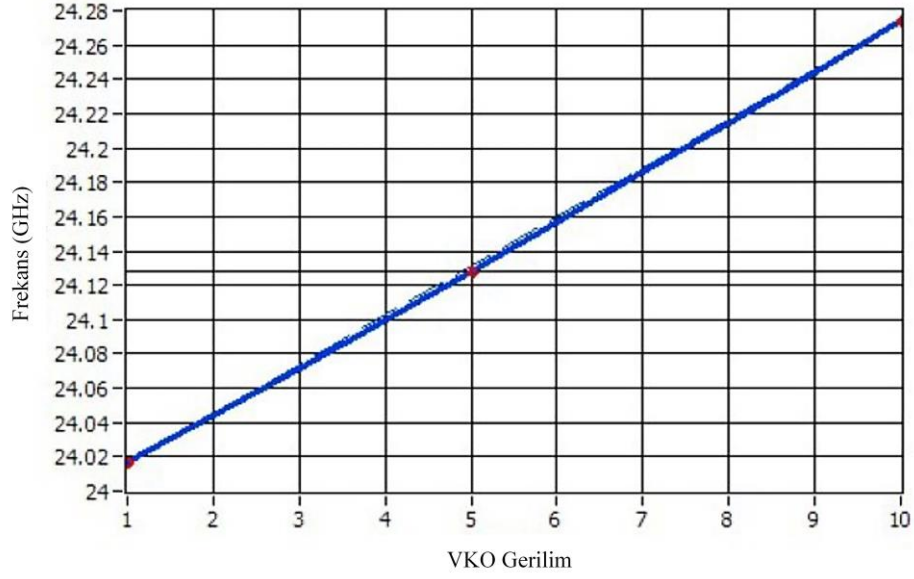
$$\psi_{j,k}(t) = 2^{-\frac{j}{2}} \psi(2^{-j}t - k) \quad j, k \in \mathbb{Z} \quad (3.28)$$

Eşitlik (3.28)'de $\mathbb{Z}$ tamsayılar kümesi olarak tanımlanmaktadır. ÇÇA, sinyali yaklaşım (YK) ve detay katsayılarına (DK) ayırmaktadır. Bu durum sinyalin değişken çözünürlükteki ikili frekans bantlarında ele alınmasını sağlamaktadır. Ayrışma seviyesi n ile ifade edilirse, YK_n , 0'dan $fs/2^{n+1}$ 'e kadar olan frekansları içermektedir. DK_n , ise $fs/2^n - fs/2^{n+1}$ arasındaki frekansları kapsamaktadır. fs , ayrıştırılan sinyalin $x(t)$ örnekleme hızı olarak tanımlanmaktadır (Mallat, 1989; Vasireddy ve ark., 2018). Hayati sinyallerin tespiti için kullanılan dalgacık dönüşümüne dayanan ÇÇA tabanlı algoritma Şekil 3.27'de gösterilmektedir.



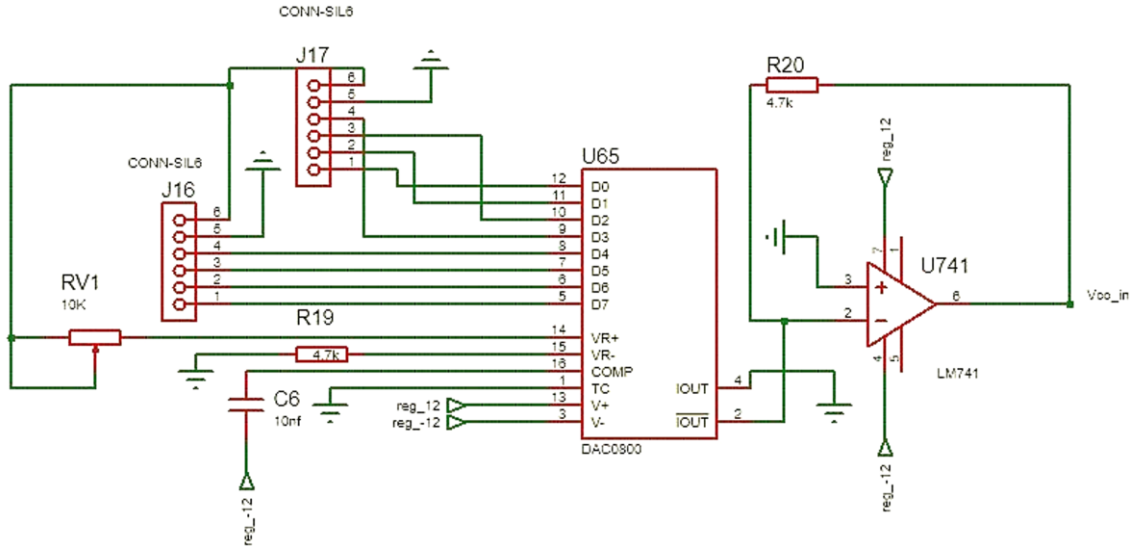
Şekil 3.27. ÇÇA tabanlı yöntem algoritması

HFD tabanlı yöntemle benzer şekilde sayısallaştırılan sinyaller öncelikle DA ofsetten kurtarılması için ortalama çıkartma ve normalizasyon işlemine tabi tutulmaktadır. Sinyallerin arktanjanant demodülasyonu ile birleştirilmesinin ardından faz açma işlemi gerçekleştirilmektedir. ÇÇA için ana dalgacık fonksiyonu olarak Symlet 7 kullanılarak detay ve yaklaşım katsayıları elde edilmektedir. 7 seviyeli ÇÇA ayrışımı sonucu solunum



Şekil 3.29. K-LC6 VKO gerilimine bağlı frekans üretimi

Testere dişi sinyal sayısal olarak üretilmekte olup sinyalin analog hale dönüştürülmesi gerekmektedir. Bu nedenle sayısal/analog dönüşüm gerçekleştirilmiştir. DAC 0800 entegresi bu amaçla kullanılmaktadır. Testere dişi sinyalin VKO girişi sınırlarına (1-10V) çekilmesi amacıyla ayrıca sinyal yükseltilmektedir. Dijital/analog dönüşüm(DAD-DAC) ve yükseltme işlemleri için tasarlanan devre şeması Şekil 3.30 ile gösterilmektedir.

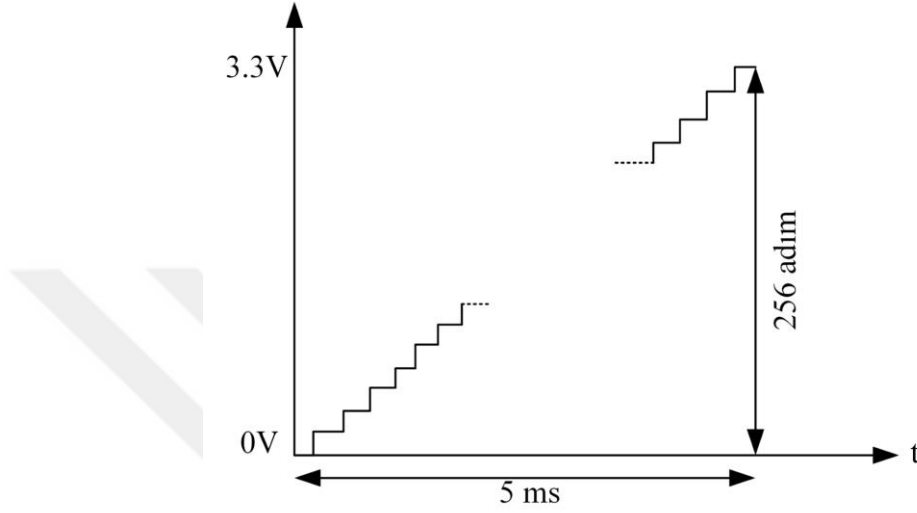


Şekil 3.30. DAD ve yükseltici devre şeması

SPKD modülünden gelen sinyal 0-3.3V aralığında olup DAD devresinin bu sinyali 1-10 V aralığına çekmesi gerekmektedir. DAC0800 entegresi 8 bit olup $2^8=256$ adıma sahiptir. Üretilen testere dişi sinyalin frekansı 200 Hz ise sinyalin periyodu Eşitlik (3.29) ile ifade

edilmektedir. Testere dişi sinyalinin periyot gerilim değişimi Şekil 3.31’de gösterilmektedir.

$$T_{tdisi} = \frac{1}{F_{chirp}} = \frac{1}{200} = 5ms \quad (3.29)$$

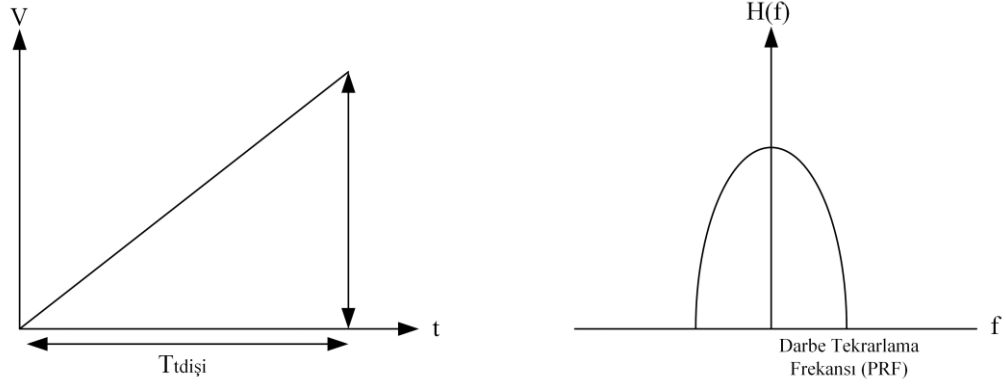


Şekil 3.31. Testere dişi sinyalinin periyot boyunca gerilim değişimi

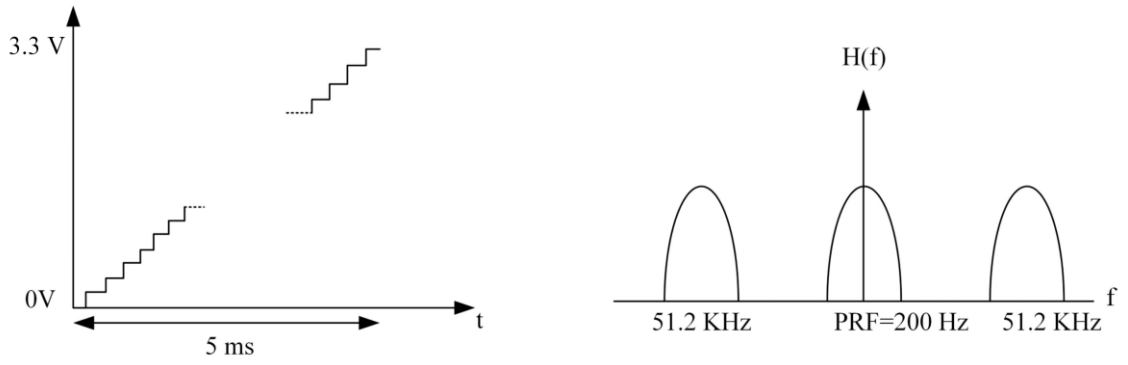
Şekil 3.31, her bir adım için DAD’ın belirli bir örnekleme frekansı olması gerektiğini göstermektedir. Bu örnekleme frekansı şu şekilde tespit edilir.

$$T_{adım} = \frac{5ms}{256} = 19.53\mu s \quad \longrightarrow \quad F_{SDAC} = \frac{1}{T_{adım}} = 51.2 kHz \quad (3.30)$$

Eşitlik (3.30), her bir 51.2 kHz’de bu sinyalin frekans spektrumunda görüleceğini göstermektedir. İdeal bir testere dişi sinyalinin frekans spektrum cevabı Şekil 3.32 ile sunulmaktadır. Ancak testere dişi sinyal sayısal olarak oluşumunun doğası gereği adımlardan oluşmaktadır. Dolayısıyla ideal bir frekans çıkışına sahip olmamaktadır. Her bir F_{SDAC} aralığında frekans cevabı tekrar etmektedir. Böylece örtüşme oluşacaktır. Sayısal olarak üretilen testere dişi sinyal ve frekans cevabı Şekil 3.33 ile gösterilmektedir.

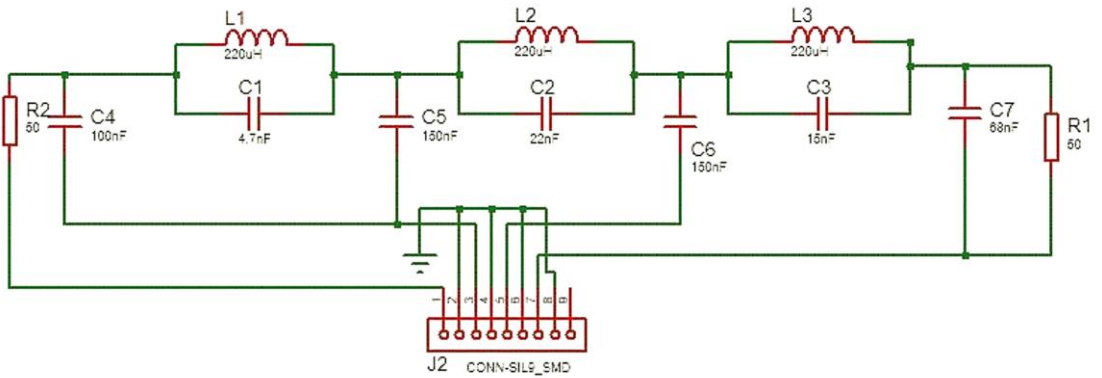


Şekil 3.32. İdeal bir testere dişi sinyal ve frekans spektrum cevabı



Şekil 3.33. Sayısal olarak üretilen testere dişi sinyal ve frekans spektrum cevabı

Örtüşmenin önlenmesi amacıyla 7. dereceden Eliptik bir alçak geçiren filtre tasarımı gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan filtre 40 kHz kesim frekansına sahip olup örtüşmeyi önlemektedir. Tasarlanan filtrenin devre şeması Şekil 3.34’de gösterilmektedir.



Şekil 3.34. 7. dereceden Eliptik alçak geçiren filtre devre şeması

1-10 V gerilimin elde edildiği DAD devresi ve örtüşmeyi önlemek için kullanılan alçak geçiren filtrenin çıkışında istenen analog sinyal elde edilmektedir. Testere dişi sinyal radarın VKO girişini uyarmak için hazır hale getirilmiştir. Bu aşamadan sonra chirp sinyalleri üretilmekte ve hedefe gönderilmektedir. Hedeften yansıyan sinyaller dördün alıcı devresinde karıştırıldıktan sonra vuru frekansına sahip OF sinyaller elde edilmektedir.

K-LC6 radar modülü, çıkış sinyalinin 20 mV_{pp} genliğe sahip olacak şekilde tasarlanmıştır. Ancak gerçekleştirilen ölçümlerde modülün maksimum 5 mV_{pp} sinyaller ürettiği gözlenmektedir. Dolayısıyla sinyallerin yükseltilmesine ihtiyaç duyulmaktadır. AD620 yükselticisi öncelikle yükseltme için tercih edilmiştir. Ancak bu yükselticinin kullanılması sonucu kendi kendine karışma etkisi gözlemlenmiş ve alıcıda elde edilen sinyalde chirp sinyalini uyaran testere dişi sinyal varlığı tespit edilmiştir. Bu sebepten ötürü AD620, FMSD tabanlı sistem için kullanılmamaktadır. Yükseltme ve filtreleme işlemi aktif bant geçiren filtre tarafından sağlanmaktadır. Kendi kendine karışma etkisini ortadan kaldırmak amacıyla chirp sinyalinin tekrarlama periyodunun (200 Hz) 5 katı fazlası alt kesim frekansı olan aktif bant geçiren filtre tasarlanmıştır. Bu durum yakında bulunan hedeflerin tespitini zorlaştırmaktadır. 250 MHz bant genişliğine sahip ve 5 ms darbe tekrarlama periyodu olan bir FMSD radar için maksimum vuru frekansı Eşitlik 3.31 ile gösterilmektedir.

$$f_{bmax} = \frac{2 \times 250 \times 10^6 \times (14.5)}{3 \times 10^8 \times 5 \times 10^{-3}} = 4833 \text{ Hz} \quad (3.31)$$

Maksimum vuru frekansı bant geçiren filtrenin üst kesim frekansını oluşturmaktadır. 1000 Hz'lik alt kesim frekansı sonucu algılanabilecek minimum menzil şu şekilde gösterilmektedir.

$$R_{min} = \frac{10^3 \times 3 \times 10^8 \times 5 \times 10^{-3}}{2 \times 250 \times 10^6} = 3 \text{ m} \quad (3.32)$$

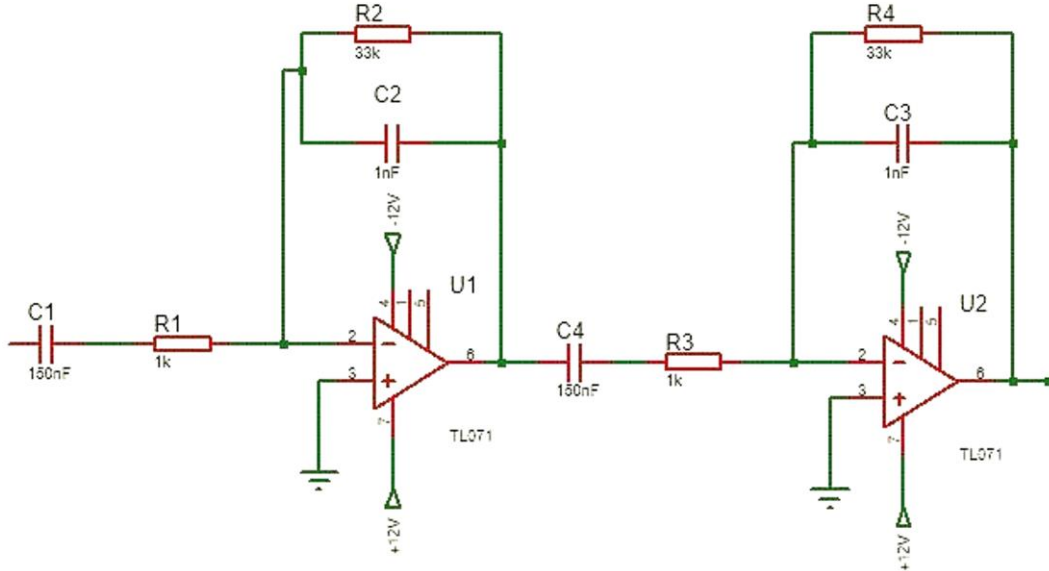
Minimum ve maksimum menzil aralıkları ve bant geçiren filtrenin kesim frekansları belirlendikten sonra filtre tasarlanmaktadır. Filtrenin alt kesim frekansını oluşturmak için piyasada mevcut elemanların kullanılması gerekmektedir. 1 kΩ'luk direnç kullanılmak için seçildiğinde kapasite değeri;

$$C = \frac{1}{2\pi R f_{bmin}} \approx 159 \text{ nF} \quad (3.33)$$

159 nF değeri piyasada mevcut olmadığından kapasitör 150 nF olarak seçilmektedir. Benzer şekilde üst kesim frekansını oluşturmak için 1 nF'lık kapasitör tercih edildiğinde kullanılması gereken direnç değeri;

$$R = \frac{1}{2\pi C f_{bmax}} \approx 32.93 \text{ k}\Omega \quad (3.34)$$

32.93 k Ω değerinin mevcut olmamasından ötürü 33 k Ω direnç üst kesim frekansını oluşturmak için kullanılmaktadır. Tasarlanan bant geçiren filtrenin devre şeması Şekil 3.35 ile sunulmaktadır.

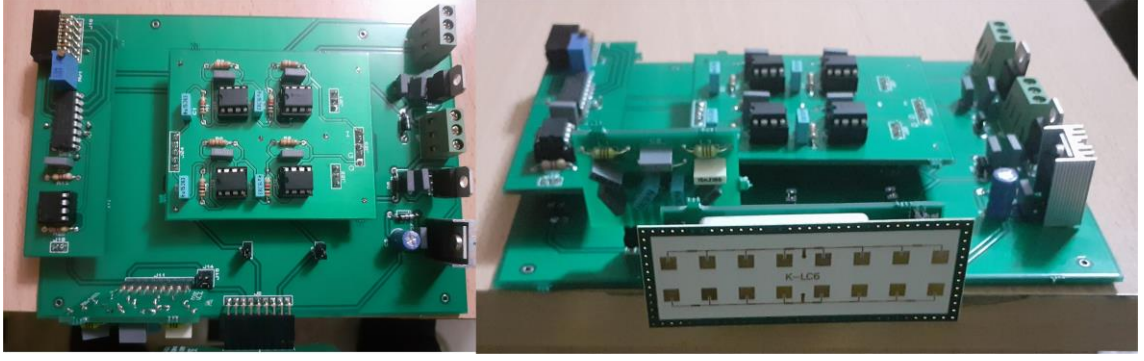


Şekil 3.35. Bant geçiren filtre devre şeması

I ve Q kanalları için aynı devreler üretilmektedir. Filtrelerde yükseltme için TL071 işlemsel yükseltici kullanılmaktadır. Düşük gürültülü ve kazanç bant genişliğinin (KBG-GBW) 3 MHz olması bu entegrenin tercih edilme sebeplerindendir (Instrument, 2020). Yükseltme işleminde gerilim kazancı şu şekilde bulunmuştur.

$$G_V = G_{V1} \times G_{V2} \longrightarrow G_{V1} = G_{V2} = \sqrt{G_V} = 33 = \frac{33k}{1k} \quad (3.35)$$

Eşitlik (3.35) bant geçiren filtre ile elde edilecek kazanç miktarını göstermektedir. Ayrıca entegrenin kazanç bant genişliğinin radar menziline de sınırlamaması istenmektedir. Bu sebepten dolayı bunun göz önünde tutulması önemlidir. Eşitlik (3.36) maksimum vuru



Şekil 3.37. FMSD tabanlı biyoradar sistemi

3.7. FMSD Tabanlı Biyoradar Sistemi için Kullanılan Sinyal İşleme Yöntemi

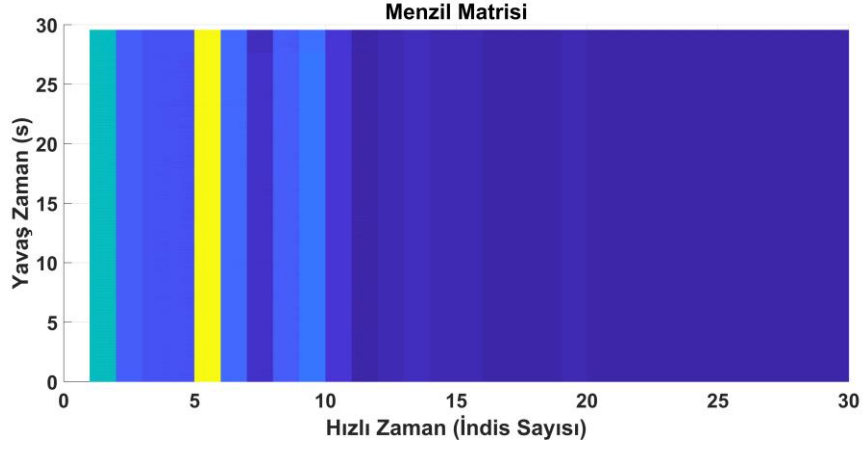
FMSD biyoradar için temelde FMSD radar sinyal işlemede kullanılan HFD yöntemi uygulanmaktadır. I ve Q sinyalleri sayısallaştırıldıktan sonra Hann penceresi ile pencerelenmektedir. Ardından sinyaller bir araya getirilerek karmaşık veriler oluşturulmaktadır. Her bir chirp sinyali için elde edilen I ve Q verileri sırasıyla satırlara yerleştirilerek karmaşık veri matrisi elde edilmektedir. Oluşturulan matris Şekil 3.38’de gösterilmektedir.

	1	2		M
N	$I+jQ$	$I+jQ$	$I+jQ$	$I+jQ$
...	$I+jQ$	$I+jQ$	$I+jQ$	$I+jQ$
2	$I+jQ$	$I+jQ$	$I+jQ$	$I+jQ$
1	$I+jQ$	$I+jQ$	$I+jQ$	$I+jQ$

Şekil 3.38. Karmaşık I/Q veri matrisi

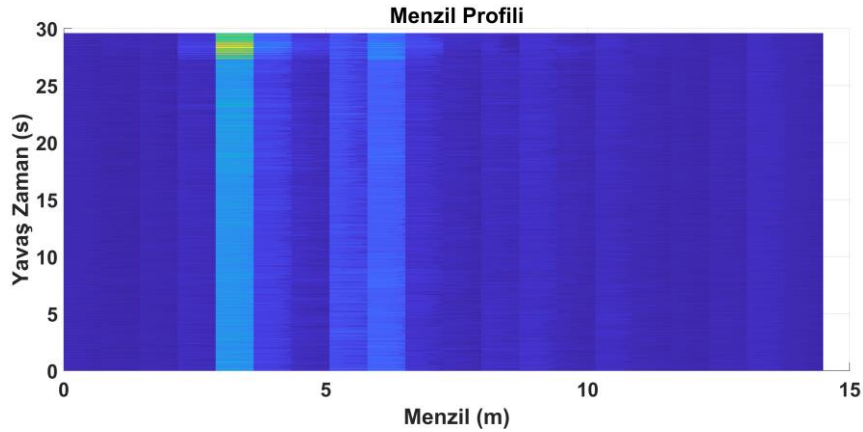
Karmaşık I/Q veri matrisinin satırları boyunca HFD işlemi uygulanarak hedeflerin hangi menzilde oldukları tespit edilmektedir. Menzil matrisinin elde edilmesi sırasında örnekleme hızı oldukça önemlidir. Uygun hizalama için yüksek örnekleme önerilir ve böylece hatalar azaltılabilmektedir. Menzil matrisinin anlamlı kısımları alınmalıdır, diğer kısımlar herhangi bir anlam ifade etmemektedir. Yani f_b ile f_s arasındaki oran kullanılacak

menzil bölgelerini belirlemektedir. HFD alınmasının ardından elde edilen menzil matrisi Şekil 3.39’da görülmektedir.



Şekil 3.39. Menzil matrisi

Elde edilen menzil matrisinde hızlı zamanda bulunan değerler indis sayılarını göstermektedir. Bu ifadenin menzile (metre cinsinden) dönüştürülmesi gerekmektedir. Daha sonra dağınıklığı ve DA seviyeyi gidermek amacıyla ortalama çıkarma işlemi uygulanmaktadır. Bu işlemler gerçekleştirildikten sonra elde edilen menzil profili Şekil 3.40’deki gibidir.



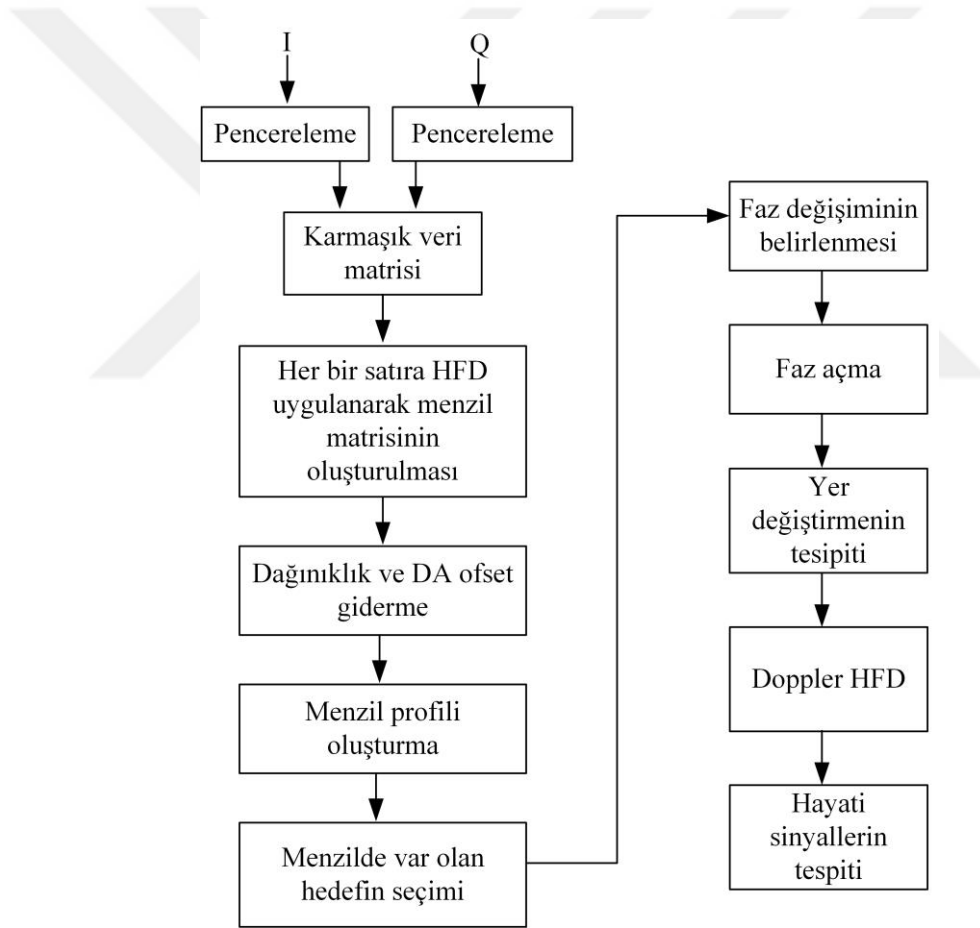
Şekil 3.40. Dağınıklık ve DA seviyeden arındırılmış menzil profili

Ölçüm bölgesinde mevcut hedeflerin belirlenmesinin ardından, hareketli hedeflerin belirlenmesi ya da tez çalışması kapsamında göğüs duvar hareketinden hayati sinyallerin tespit edilmesi amacıyla, Doppler kaymasından sinyallerin çıkarılması hedeflenmektedir. İlgili menzilde bulunan faz değişimi, hedefin hayati sinyalleri ile ilişkilendirilmektedir. Menzil kutusunda hedefin belli olduğu sütun sinyali alınmaktadır. Sinyalin faz değişimi, yavaş zaman boyunca Arktanjan demodülasyonu ya da faz açısının belirlenmesi ile

çıkarılmaktadır. Çıkarılan faz sinyaline faz açma işlemi uygulanmaktadır. Fazı açılmış sinyalin menzil-yer değiştirme geçmişi hesaplanmaktadır. Menzil-yer değiştirme geçmişi Eşitlik (3.37) ile ifade edilmektedir.

$$R[n] = \frac{c \phi_{ub}(n)}{4\pi f_{başlangıç}} \quad (3.37)$$

Eşitlik (3.37)'de $\phi_{ub}(n)$ sembolü fazı açılmış faz sinyalini göstermektedir. Elde edilen sinyale yavaş zaman boyunca HFD uygulanır. Bu HFD, Doppler HFD olarak adlandırılmaktadır. Gerçekleştirilen HFD ile hayati sinyallerin frekans bileşenleri tespit edilerek hayati sinyal parametrelerine ulaşılmaktadır. FMSD tabanlı biyoradar sistemi için kullanılan sinyal işleme yöntemi algoritması Şekil 3.41 ile gösterilmektedir.



Şekil 3.41. FMSD tabanlı biyoradar sistemi için kullanılan sinyal işleme yöntemi algoritması

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

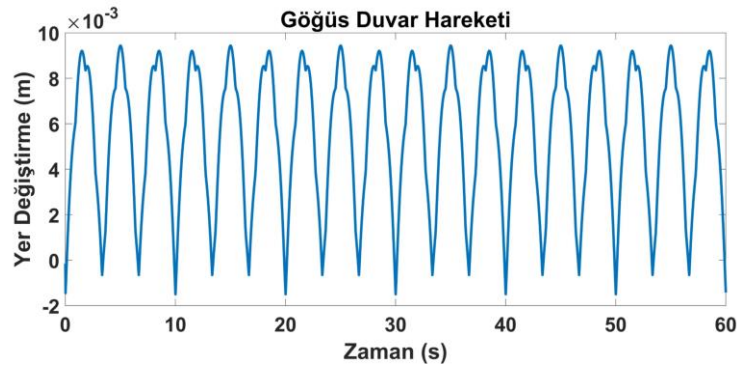
Bu bölümde, oluşturulan biyoradar sistemlerin deneysel çalışmaları ve sonuçları sunulmaktadır. Öncelikle simülasyon çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Ardından sistemlerin çalışmaları deneysel olarak doğrulanarak elde edilen sonuçlar açıklanmıştır.

4.1. SD Tabanlı Biyoradar Simülasyon Çalışması

SD tabanlı biyoradar simülasyon çalışması bir insanın hayati sinyallerini çıkarmak için gerçekleştirilmiştir. Simülasyon 1 m mesafede bulunan bir insan denek için 60 saniye ölçüm alınmak üzere tasarlanmıştır. Radar ve hedefin simülasyon parametreleri Çizelge 4.1’de görülmektedir. Simülasyon parametrelerinin belirlenmesinin ardından sinyallerin işlenmesi için Şekil 3.26 ile gösterilen HFD tabanlı yöntem kullanılmıştır. Oluşturulan I/Q sinyalleri normalizasyona ve arktanjan demodülasyonuna tabi tutulur. Ardından DÇÇ algoritması ile faz açma işlemi uygulanmış ve göğüs duvar hareketi elde edilmiştir. Elde edilen göğüs duvar hareketi yer değiştirmesi Şekil 4.1 ile gösterilmektedir.

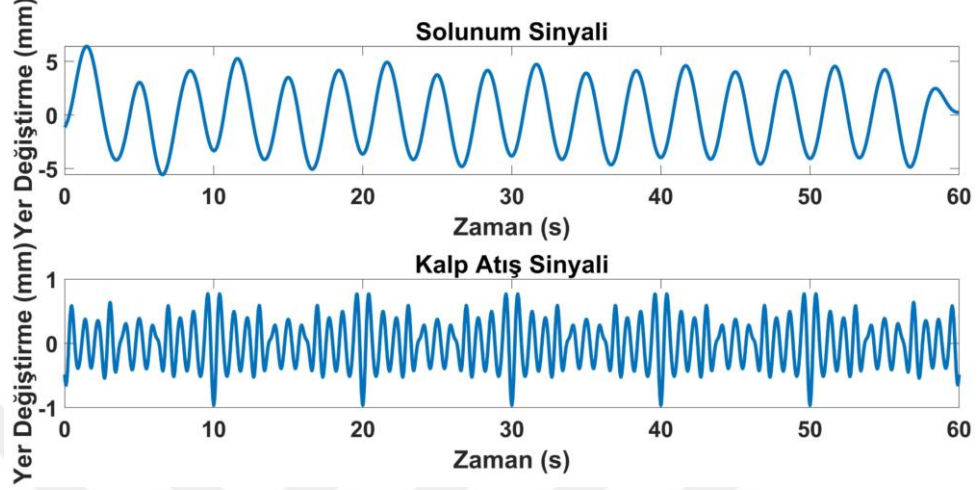
Çizelge 4.1. Radar ve hedefin simülasyon parametreleri

Parametre	Değer
Radar merkez frekansı (f_c)	24 GHz
Ölçüm süresi	60 s
Örnekleme frekansı	500 Hz
Menzil	1 m
Solunum hareketi	1 cm
Solunum frekansı	0.3 Hz
Kalp atış hareketi	1 mm
Kalp atış frekansı	1.1 Hz



Şekil 4.1. Göğüs duvar hareketinden elde edilen yer değiştirme

Göğüs duvar hareketinin elde edilmesinin ardından faz sinyali hayati sinyalleri kapsayan bant geçiren filtrelemeye tabi tutulmuştur. Bant geçiren filtreleme sonucu elde edilen solunum ve kalp atış sinyali Şekil 4.2’de sunulmaktadır.



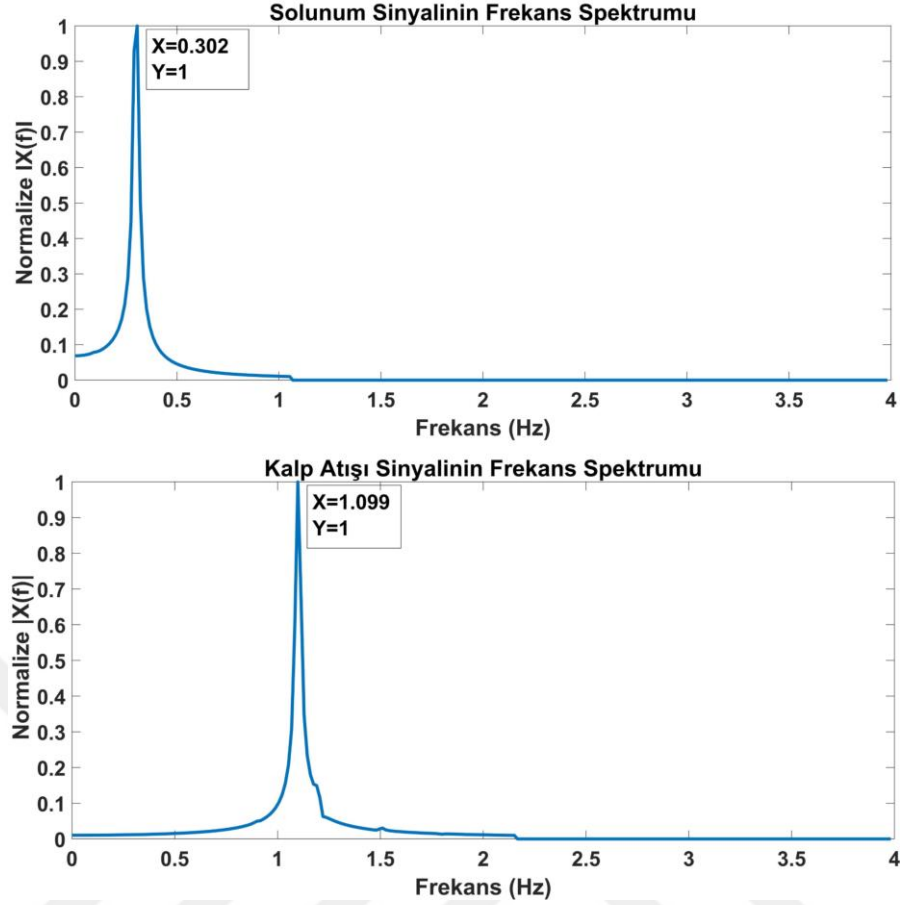
Şekil 4.2. Solunum ve kalp atış sinyali

Hayati sinyallerin elde edilmesinin ardından solunum ve kalp atış sinyalleri için frekans spektrumlarının elde edilmesi gerekmektedir. Sinyallere otokorelasyon uygulanarak periyodikliği artırılmıştır. Periyodikliği artırılan sinyaller HFD’ye tabi tutulmuştur. HFD sonucu sinyaller için oluşan frekans spektrumları Şekil 4.3 ile gösterilmektedir. Elde edilen frekanslar 60 ile çarpılarak solunum ve kalp atış sinyallerinin dakikadaki atım sayıları hesaplanmaktadır.

Solunum sayısı senaryo gereği 18 olarak belirlenmiş; simülasyon sonucu hesaplanan solunum sayısı 18.12 bulunmuştur. Benzer şekilde kalp atış sayısı ise 66 atım olarak düzenlenmiş; simülasyon sonucu bu değer 65.94 bulunmuştur. Ortaya çıkan hatalar genellikle bağıl yüzde hata olarak Eşitlik (4.1)’deki gibi ifade edilir.

$$\text{Bağıl Yüzde Hata} = \frac{|\text{Ölçülen değer} - \text{Gerçek değer}|}{\text{Gerçek değer}} \times 100 \quad (4.1)$$

Eşitlik (4.1) kullanılarak hesaplanan ölçüm sonuçlarından solunum ve kalp atışı için bağıl yüzde hata değerleri sırasıyla %0.66 ve %0.09 bulunmuştur. Bu değerler belirlenen parametrelere oldukça yakındır ve kullanılan algoritmanın hayati sinyalleri tespit edebileceğini göstermektedir.



Şekil 4.3. Solunum ve kalp atışı sinyallerinin frekans spektrumları

4.2. FMSSD Tabanlı Biyoradar Simülasyon Çalışması

FMSSD tabanlı biyoradar simülasyon çalışması için öncelikle tek bir hedefin varlığı belirlenerek hayati sinyallerinin tespit edilmesi amaçlanmıştır. Çalışmada hedefin 4 m’de olduğu varsayılan hayati sinyallerinin tespiti simülasyonunda seçilen radar parametreleri Çizelge 4.2’de sunulmaktadır.

Çizelge 4.2. Radarın simülasyon parametreleri

Parametre	Değer
Radar merkez frekansı (f_c)	24.125 GHz
Bant genişliği (B)	250 MHz
Darbe tekrarlama periyodu (T_{Chirp})	5 ms
Tutarlı işlem süresi (TIS)	30 s
Örnekleme frekansı (f_s)	120 kHz
Toplam sütun sayısı (M)	600
Toplam satır sayısı (N)	6000

Simülasyonda kullanılan hedefin parametreleri Çizelge 4.3’de gösterilmektedir.

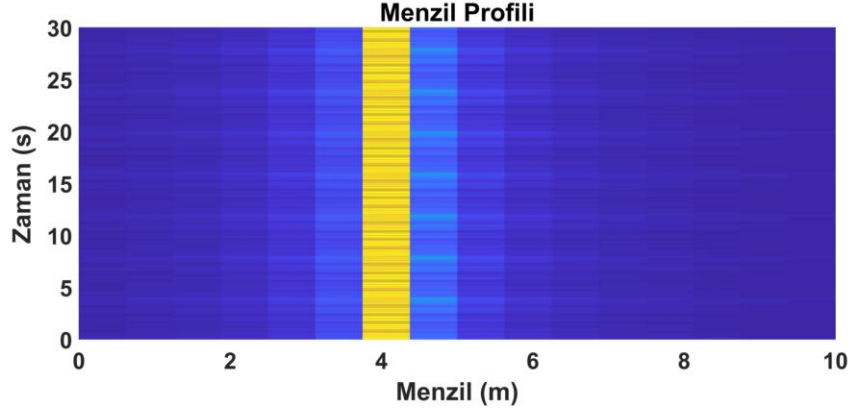
Çizelge 4.3. Hedef simülasyon parametreleri

Parametre	Hedef
Menzil	4 m
Solunum hareketi	1 cm
Solunum frekansı	0.45 Hz
Kalp Atış hareketi	1 mm
Kalp atış frekansı	1.35 Hz

Parametrelerin belirlenmesinin ardından uygulanan sinyal işleme, Bölüm 3.7’de verilen yönteme oldukça benzemektedir. Hayati sinyallerin elde edilmesinde sinyal işleme adımları aşağıdaki gibidir:

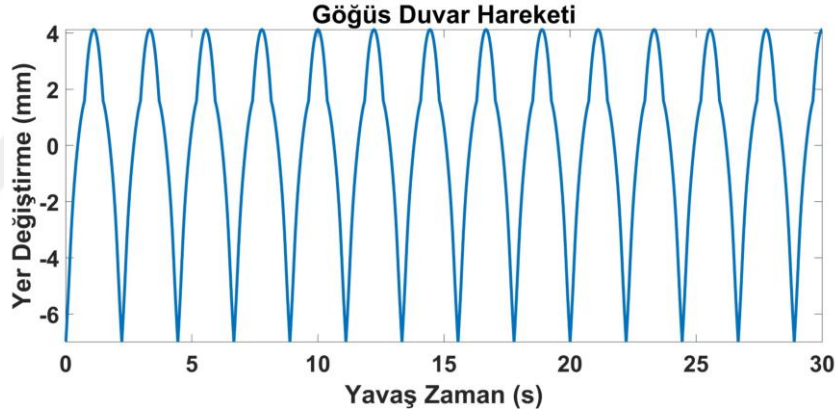
- I ve Q sinyalleri için elde edilen vuru sinyalleri birleştirilerek (I+jQ) kompleks ham veri matrisi oluşturulur.
- Satırlar boyunca ham veri matrisinin HFD’si alınarak menzil profili elde edilir.
- Menzil profili matrisinde menzil kutucuklarındaki zirveler hedeflerin bulunduğu menzillere karşılık gelir. İlgili menzildeki faz değişimi hayati sinyallerle ilişkilendirilir.
- Menzil profilinde hedefin bulunduğu sinyaller alınarak faz açısı bulunur ve faz açma işlemi uygulanarak faz açılmış sinyal elde edilir.
- Menzil-yer değiştirme geçmişi hesap edilerek son olarak hayati sinyalleri elde etmek için Doppler HFD uygulanır. Böylece hayati sinyaller için frekans bileşenleri tespit edilir ve dakikadaki atım sayısına dönüştürülür.

Çizelge 4.2 ve 4.3’de belirlenen parametrelere göre simülasyonda elde edilen menzil profili Şekil 4.4 ile gösterilmektedir. Parametrelere göre menzil çözünürlüğünün 0.6 metre olmasından dolayı 4 m’de bulunan hedef 7. menzil kutusu içerisinde tespit edilmiştir.

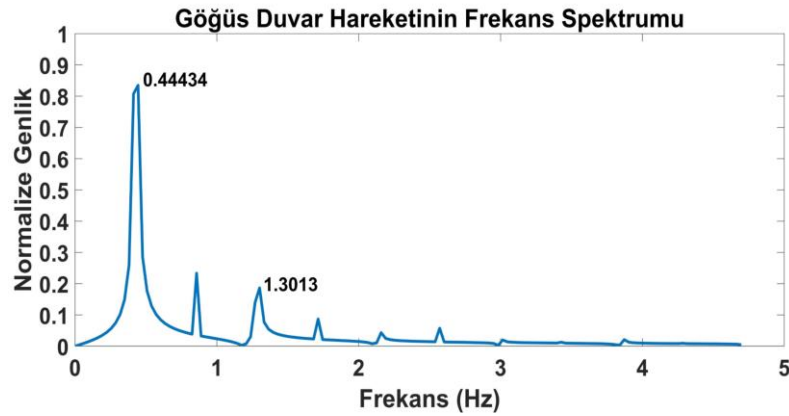


Şekil 4.4. Belirlenen parametrelere göre elde edilen menzil profili

Hedef konumu beklenen menzil kutusunda olmasından dolayı hatasız bir şekilde tespit edilmiştir. Sinyal işleme adımları uygulanarak elde edilen göğüs duvar hareketi yer değiştirmesi Şekil 4.5'te, bu sinyale Doppler HFD uygulanması sonucu hayati sinyallerin atım sayısı frekans bileşenleri Şekil 4.6'da sunulmaktadır.



Şekil 4.5. Göğüs duvar hareketinden elde edilen yer değiştirme



Şekil 4.6. Göğüs duvar hareketinden elde edilen hayati sinyal frekans bileşenleri

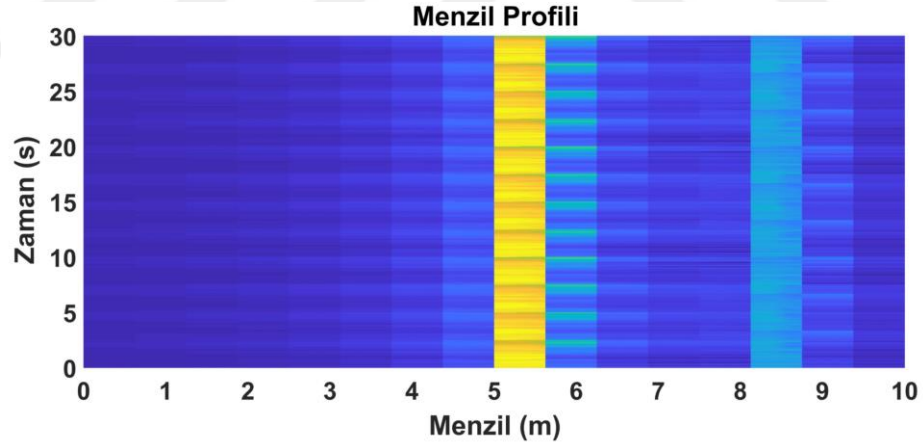
Elde edilen frekans bileşenlerine göre solunum sayısı dakikada 26.66, kalp atış sayısı ise 78.078 olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlara göre elde edilen dakikadaki solunum ve kalp atışı hataları sırasıyla 0.33 atım ve 2.92 atımdır. Bu sonuçlardan solunum ve kalp atışı için bağıl yüzde hata oranları sırasıyla %1.259 ve %3.6 olmaktadır.

Tek hedefle gerçekleştirilen çalışmanın ardından iki hedef kullanılarak çoklu hedefler için simülasyonun performansı incelenmiştir. Seçilen hedef simülasyon parametreleri Çizelge 4.4'te gösterilmektedir.

Çizelge 4.4. Çoklu hedef simülasyon parametreleri

Parametre	Hedef 1	Hedef 2
Menzil	5 m	8 m
Solunum hareketi	1 cm	1 cm
Solunum frekansı	0.4 Hz	0.3 Hz
Kalp Atış hareketi	1 mm	1 mm
Kalp atış frekansı	1.3 Hz	1.2 Hz

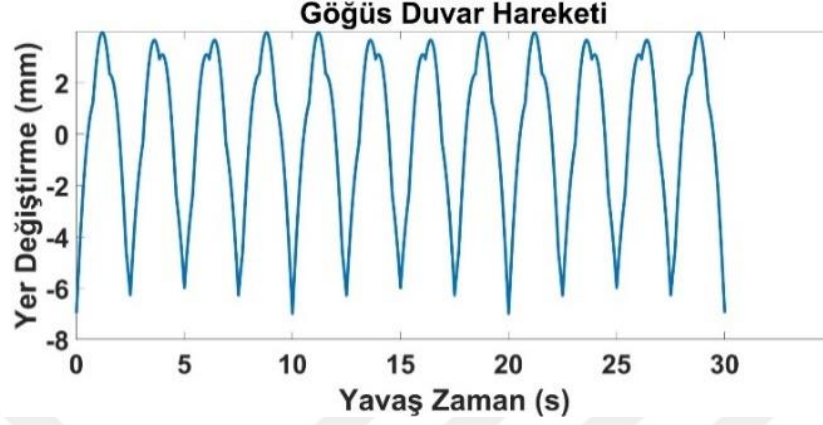
Seçilen hedef parametrelerine göre ilk olarak menzil profili oluşturulmuştur. Çoklu hedef için oluşan menzil profili Şekil 4.7'de gösterilmektedir.



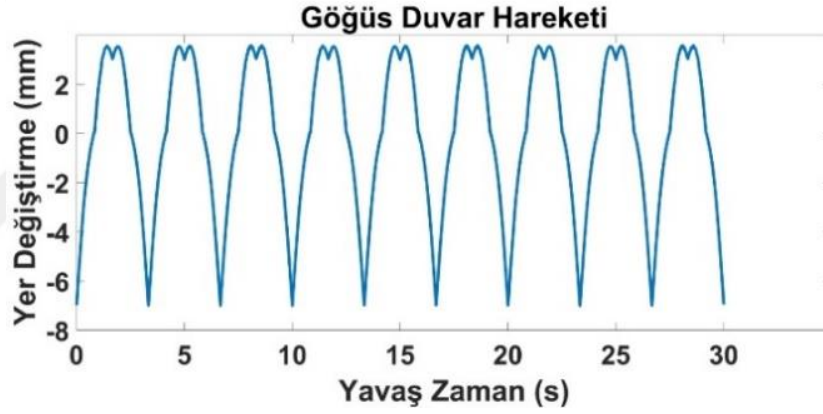
Şekil 4.7. Çoklu hedef için menzil profili

5 m'de mevcut olan hedef, menzil profilinde 9. menzil kutusunda tespit edilmiştir. Bu menzil kutusu 4.8-5.4 m aralığındaki hedeflerin varlığını göstermektedir. Dolayısıyla hedef-1 için menzil doğru tespit edilmiştir. İkinci hedef için tespit 14.menzil kutusunda olmaktadır. Bu menzil kutusu 7.8-8.4 metre aralığı kapsamaktadır. Hedef 2 için doğru menzil kutusu bulunmuştur ancak konum %1.56 hata ile 8.125 m'de tespit edilmiştir.

Tek hedefte kullanılan sinyal işleme adımları izlenerek öncelikle göğüs duvar hareketi hesaplanmıştır. Hedef-1 için elde edilen göğüs duvar hareketi ile oluşan yer değiştirme Şekil 4.8; hedef-2 için ise bu yer değiştirme Şekil 4.9’da sunulmaktadır.

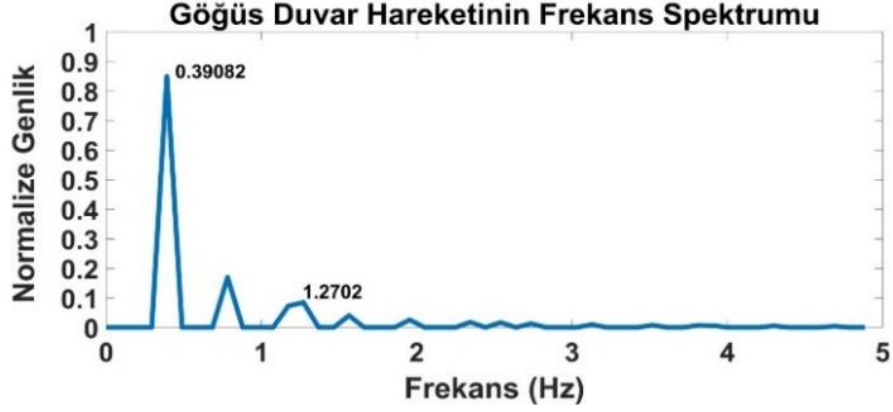


Şekil 4.8. Hedef-1 için göğüs duvar hareketinden elde edilen yer değiştirme

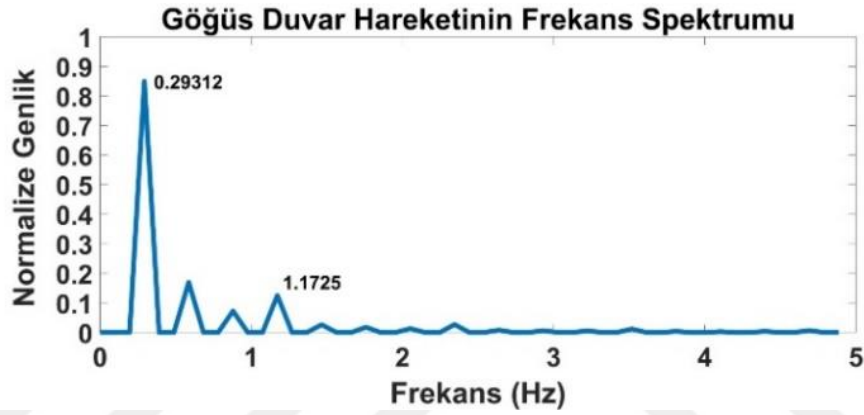


Şekil 4.9. Hedef-2 için göğüs duvar hareketinden elde edilen yer değiştirme

Tespit edilen yer değiştirmelere bağlı olarak hayati sinyallerin frekans bileşenleri Doppler HFD alınarak her bir hedef için hesaplanmıştır. İki hedef için göğüs duvar hareketinin frekans spektrumları Şekil 4.10 ve Şekil 4.11’de gösterilmektedir.



Şekil 4.10. Hedef-1 için göğüs duvar hareketinden elde edilen frekans spektrumu



Şekil 4.11. Hedef-2 için göğüs duvar hareketinden elde edilen frekans spektrumu

Hayati sinyallerin tespiti için elde edilen göğüs duvar hareketlerinin frekans spektrumu incelendiğinde her iki hedef için elde edilen solunum hata oranları %2.29 olarak hesaplanmıştır. Kalp atışı için hesaplanan hata oranları da solunum değerleri ile aynıdır. Simülasyon sonuçları incelendiğinde kullanılan algoritmanın hayati sinyallerin tespiti için başarılı olduğu gözlemlenmektedir (Seflek ve Yaldiz, 2020).

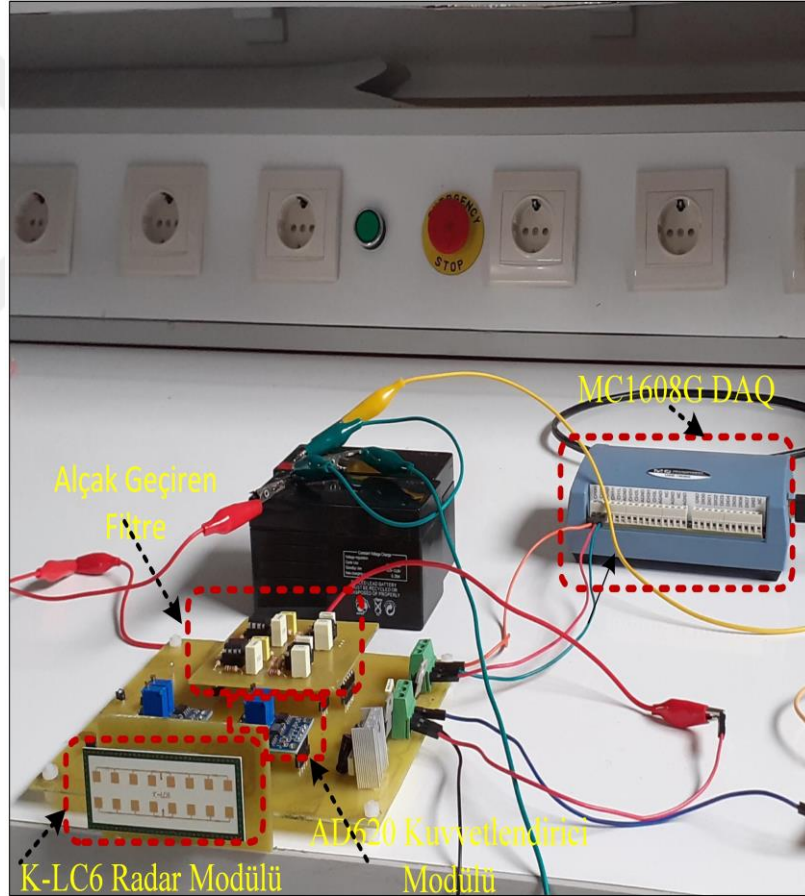
4.3. SD Tabanlı Biyoradar Sistemi Kullanılarak Gerçekleştirilen Deneyler

SD tabanlı biyoradar sistem ile ilk çalışmada kullanılan radar çalışma frekansının hayati sinyallerin tespiti üzerine etkisi araştırılmıştır. İki farklı radar kullanılmıştır. Tasarlanan 24 GHz frekanslı SD tabanlı biyoradarın yanı sıra, 2.4 GHz’de çalışmak üzere ayrı parçaların bir araya getirilmesiyle oluşturulan radar kullanılmıştır. Her iki radar

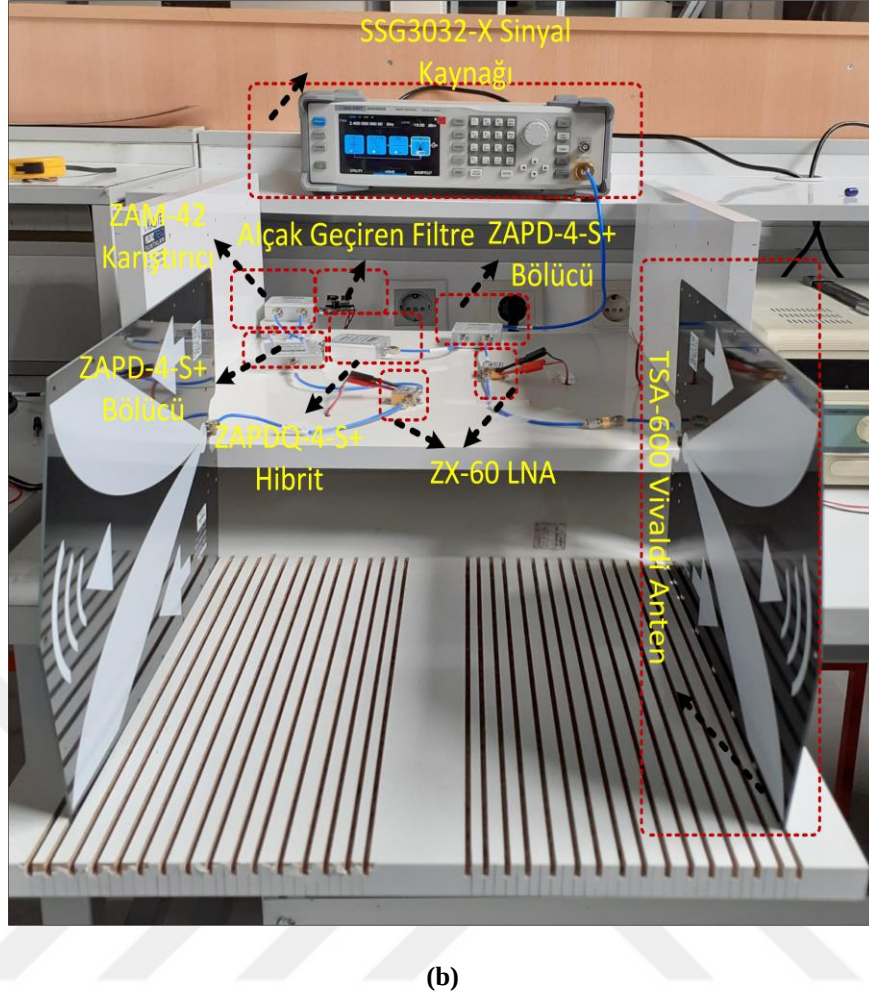
sistemi için kullanılan bileşen listesi Çizelge 4.5’te gösterilmektedir. Oluşturulan her iki radar yapısına ait görseller Şekil 4.12’de sunulmaktadır.

Çizelge 4.5. Radarlar için kullanılan bileşen listesi

Radar 1 (24 GHz)	Radar 2 (2.4 GHz)
K-LC6 Radar modülü	Siglent SSG3032X Sinyal kaynağı
AD620 mikrovolt sinyal modülü	ZAPD-4-S+ Bölücü
30 Hz kesim frekanslı alçak geçiren aktif filtre	ZAPDQ-4-S+ Hibrit
MC1608G VE kartı	ZAM-42 Karıştırıcı
-	ZX-60 DGY
-	Alçak geçiren filtre
-	TSA-600 Vivaldi anten
-	MC1608G VE kartı



(a)



Şekil 4.12. (a) 24 GHz SD biyoradar yapısı, (b) 2.4 GHz SD radar yapısı

Oluşturulan radar yapıları dördün alıcı mimarisine sahiptir. 24 GHz radar için I/Q kanal çıkışları düşük genliklere sahip olmasından dolayı her iki kanal için temel bant yükseltici kullanılmıştır. Tasarlanan 4. derece Butterworth alçak geçiren aktif filtreler ile kanallar filtrelenmiştir. Her iki kanaldaki özdeş filtrelerin kesim frekansı 30 Hz ve kazancı 10'dur. Ayrıca filtreleme işleminden önce her iki kanal AD620 mikrovolt yükseltici modülü ile yaklaşık 100 kat yükseltilmiştir. Kanallar arasındaki DA ofset bu yapı ile manuel olarak giderilmiştir. 2.4 GHz radarda ise sinyal kaynağı olarak SIGLENT marka SSG3032X modeli tercih edilmiştir. Sinyal kaynağından üretilen sinyal bir bölücüye gönderilir. İkiye bölünen sinyalin bir kısmı verici antene gönderilirken, diğer kısmı alıcıda bulunan karıştırıcıda frekans düşürme işlemi için kullanılmaktadır. Alınan sinyal, karıştırma işlemi ile temel banda düşürülür ve alçak geçiren filtreye tabi tutularak I/Q sinyalleri, istenilen frekans aralığına çekilir. Her iki radar yapısı için elde edilen I ve Q sinyalleri

500 Hz örnekleme frekansı ile sayısallaştırılarak bilgisayara kaydedilir (Seflek ve ark., 2020). Sayısallaştırılan ham veriler Şekil 3.26 ile algoritması sunulan HFD tabanlı yöntemle sinyal işlemeye tabi tutulmuştur.

İlk olarak 24 GHz biyoradardan alınan ham verilere normalizasyon uygulanır. 2.4 GHz radar yapısından alınan veriler için normalizasyona gerek duyulmamaktadır. Normalizasyon işlemi Eşitlik (4.2) ile gösterilmektedir.

$$I_{norm} = \frac{I - I_{min}}{I_{max} - I_{min}} \quad (4.2)$$

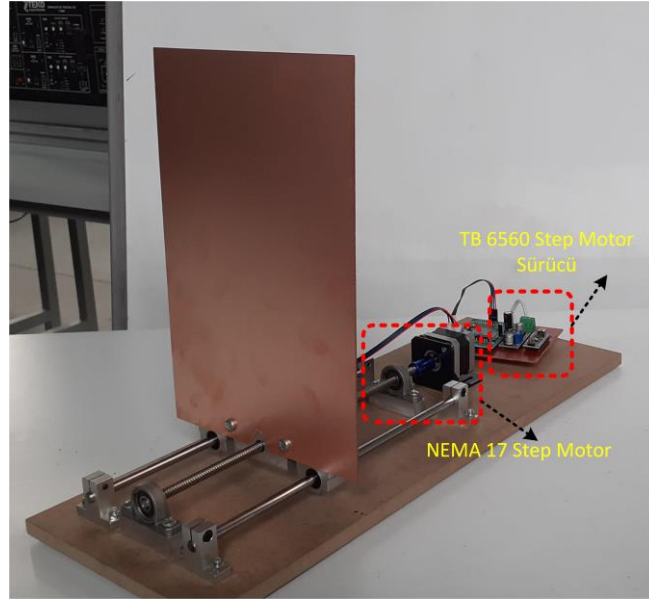
$$Q_{norm} = \frac{Q - Q_{min}}{Q_{max} - Q_{min}}$$

Eşitlik (4.2)'de I_{norm} ve Q_{norm} sembolleri normalize edilmiş sinyalleri gösterirken, I ve Q anlık radar sinyallerini, I_{min} , Q_{min} ve I_{max} , Q_{max} simgeleri sırasıyla 60 saniyelik ölçümler sırasında elde edilen minimum ve maksimum genlikli radar sinyallerini göstermektedir. Normalizasyonun ardından sinyallere arktanjan demodülasyonu uygulanmaktadır. Sinyallere faz açma işlemi süreksizlik noktalarına $\pm\pi$ 'nin katları eklenerek gerçekleştirilmiştir. Fazı açılmış sinyalden hedef hareketini tespit etmek için Eşitlik (4.3) kullanılmaktadır.

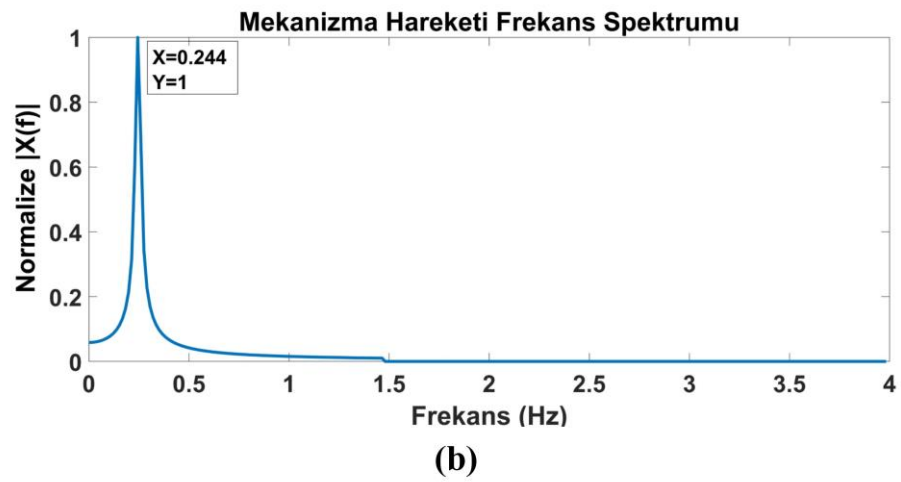
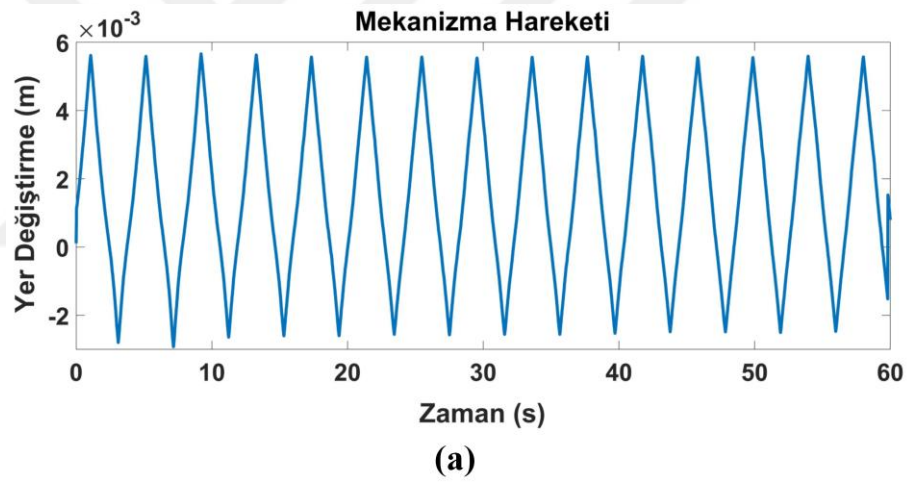
$$x(t) = \frac{\phi_u(t)\lambda}{4\pi} \quad (4.3)$$

Hareketin tespit edilmesinin ardından hayati sinyalleri kapsayan bant geçiren filtreleme işlemi gerçekleştirilir. Sinyallerin periyodikliği otokorelasyon işlemi ile artırılarak HFD uygulanır ve hayati sinyallerin dakikadaki atım sayısı belirlenir.

Ölçümler ilk olarak sabit bir mesafede küçük salınım gerçekleştiren bir hedef test mekanizması ile gerçekleştirilmiştir. Mekanizma, sürücülü (TB 6560 step motor sürücü) step motor (NEMA 17 step motor) kullanarak 20 cm×30 cm bakır plakayı hareket ettirmektedir. Mekanizmanın hareketi 8.5 mm'ye ayarlanarak göğüs duvar hareketini simüle etmek için kullanılır. Salınım frekansı 0.25 Hz olarak belirlenmiştir. Hedef test mekanizması Şekil 4.13'te gösterilmektedir. Radar-1 ve Radar-2 ile yapılan ölçümler için mekanizma, radarlardan 1 m mesafeye yerleştirilmiştir. Ölçüm süreleri 60 s olarak ayarlanmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda Radar-1 için hareket 8.28 mm ve salınım frekansı 0.244 Hz olarak belirlenmiştir. Radar-1 için ölçüm sonuçlarından elde edilen yer değiştirme ve salınım frekansı Şekil 4.14 ile gösterilmektedir.

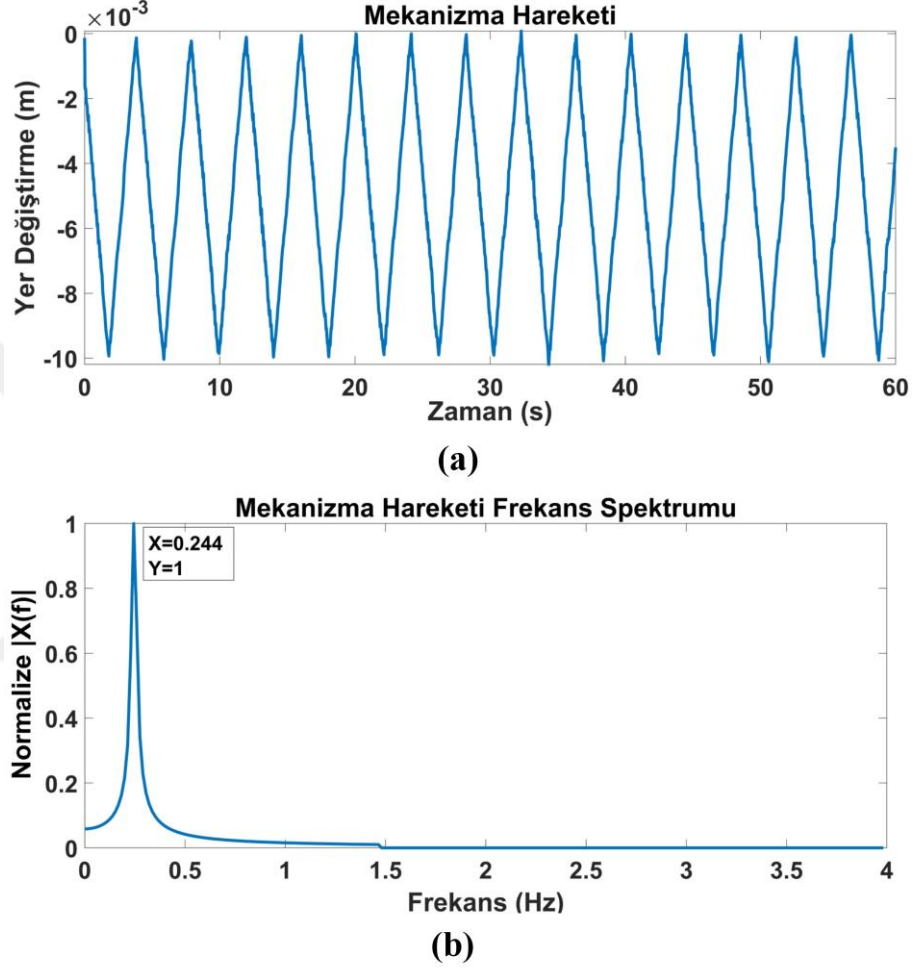


Şekil 4.13. Hedef test mekanizması



Şekil 4.14. Radar-1 ile ölçülen (a) Zamana göre mekanizma yer değiştirmesi (b) Mekanizma hareketi salınım frekansı

Radar-2 ile gerçekleştirilen ölçümde Radar-1 ile aynı salınım frekansı bulunurken; yer değiştirme 9.03 mm olarak tespit edilmiştir. Radar-2 için elde edilen sonuçlar Şekil 4.15’de sunulmaktadır. Hedef test mekanizması ile her iki radardan elde edilen sonuçların bağıl yüzde hatası Çizelge 4.6’da verilmektedir.



Şekil 4.15. Radar-2 ile ölçülen (a) Zamana göre mekanizma yer değiştirmesi (b) Mekanizma hareketi salınım frekansı

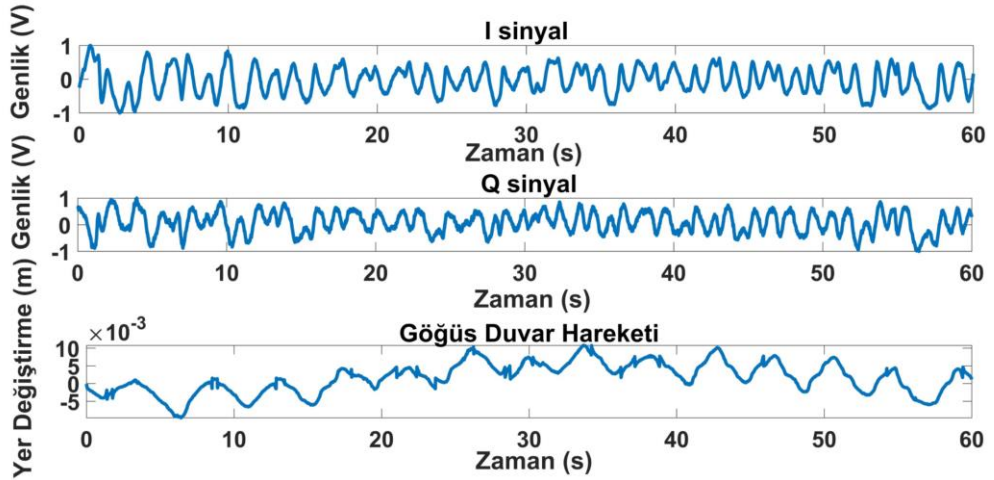
Çizelge 4.6. Hedef test mekanizması için ölçüm hataları

Referans	Radar 1 (24 GHz)	Radar 2 (2.4 GHz)
Yer değiştirme için hata	%2.58	%6.23
Salınım frekansı için hata	%2.4	%2.4

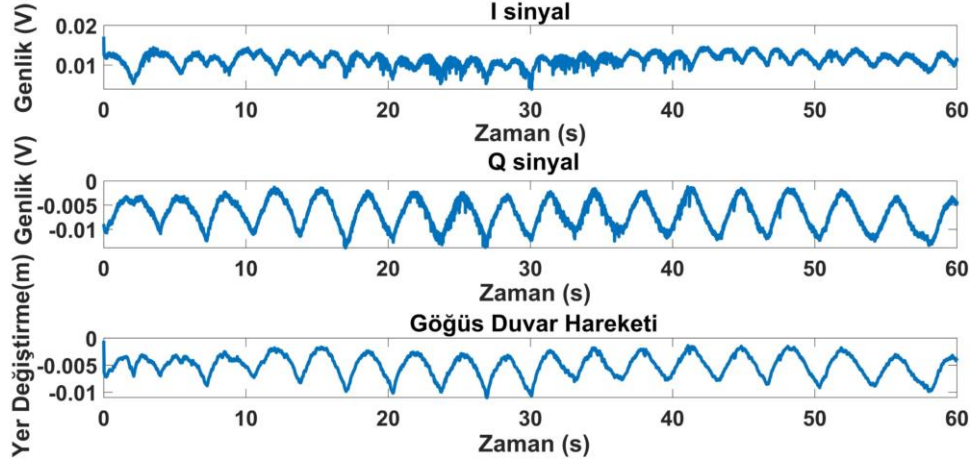
Hedef test mekanizması ölçümlerinin ardından her iki radar ile sağlıklı bir insan denek üzerinde ölçümler yapılmaktadır. Her iki radar için de denek, radarı doğrudan göreceği şekilde radar anteninden 1.5 m uzağa oturtulmuş; 60 saniye boyunca ölçümler gerçekleştirilmiştir. Veron VRN 501 nabız oksimetresi, solunum ve kalp atışı için referans olarak kullanılmıştır. Solunum ölçümleri için kullanılan bir başka referans ise ölçüm sırasında solunumun sayılmasıdır. Her iki radar için ölçüm ortamı Şekil 4.16’da gösterilmektedir. Radar-1 için bir ölçümden elde edilen I ve Q radar sinyalleri ve denek tarafından gerçekleştirilen göğüs duvar hareketi Şekil 4.17’de sunulmaktadır. Radar 2 için bu sinyaller Şekil 4.18 ile verilmektedir.



Şekil 4.16. Ölçüm ortamı

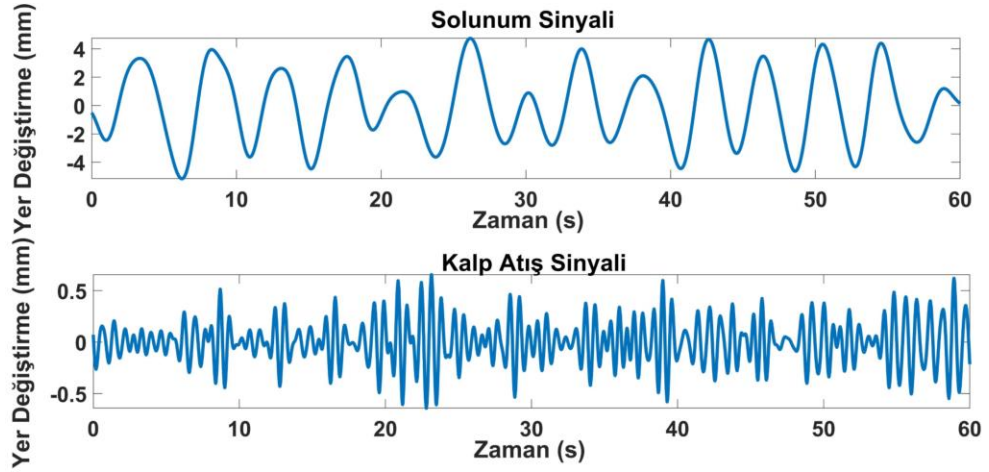


Şekil 4.17. Radar 1 için I/Q sinyalleri ve göğüs duvar hareketi

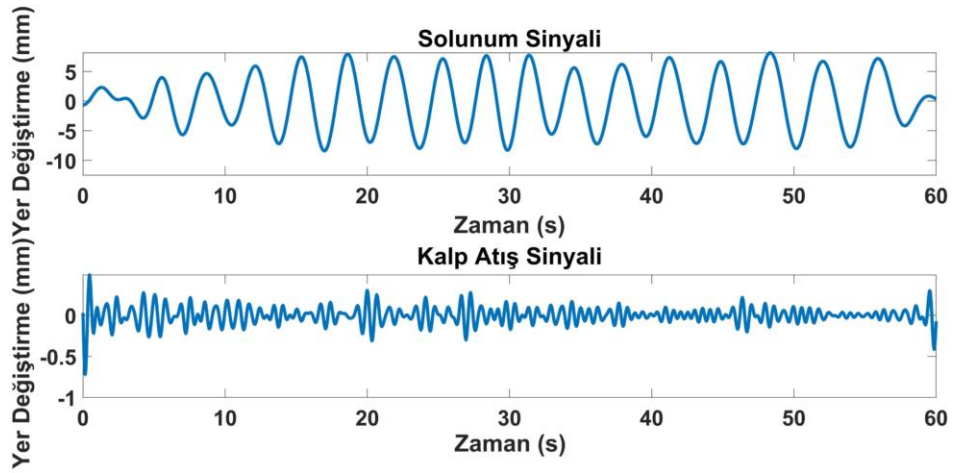


Şekil 4.18. Radar 2 için I/Q sinyalleri ve göğüs duvar hareketi

Radar-1 ve Radar-2 tarafından ölçülen denneğin göğüs duvar hareketlerinin birbirinden farklı olmasının sebebi ölçümlerin aynı denekle farklı zamanlarda gerçekleştirilmiş olmasındandır. Solunum ve kalp atış sinyallerinin elde edilmesi amacıyla faz sinyali sırasıyla 0.1-0.5 Hz ve 0.8-2 Hz frekans aralıklarına sahip bant geçiren filtrelere uygulanmaktadır. Filtrelemenin ardından Radar-1 için elde edilen solunum ve kalp atış sinyali Şekil 4.19 ile gösterilmektedir. Benzer adımlar Radar-2 için de uygulanmaktadır. Radar-2 kullanılarak tespit edilen solunum ve kalp atış sinyali Şekil 4.20’de sunulmaktadır.

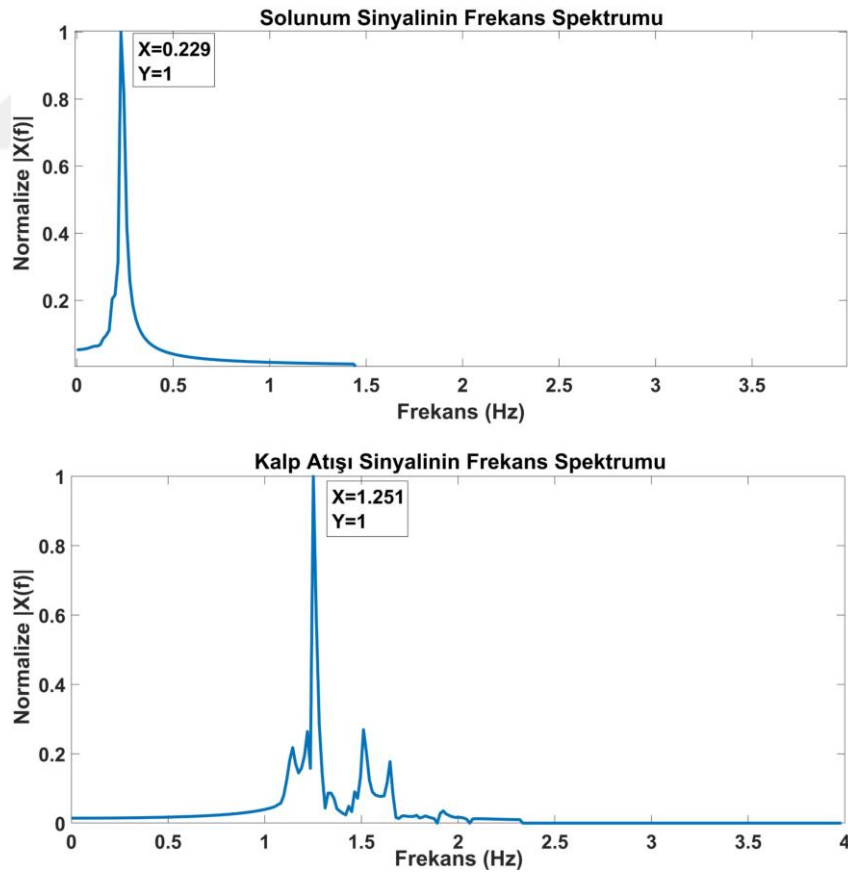


Şekil 4.19. Radar-1 için solunum ve kalp atış sinyali

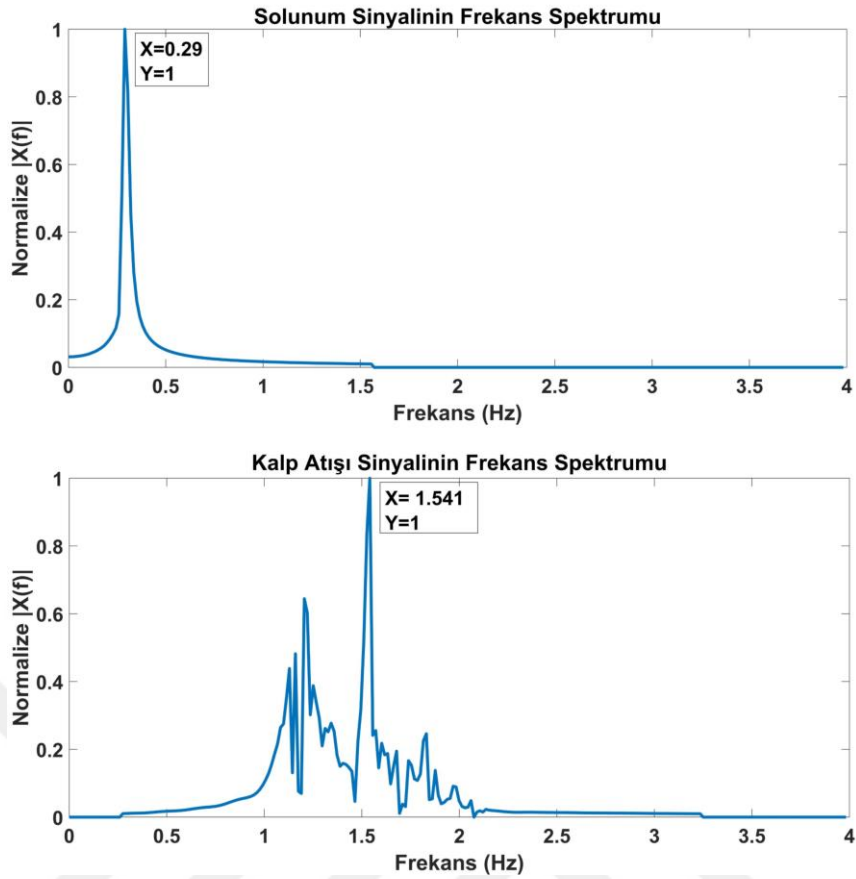


Şekil 4.20. Radar-2 için solunum ve kalp atış sinyali

Hayati sinyallerin elde edilmesinin ardından sinyallerin periyodikliği otokorelasyon ile artırılmıştır. Dakikadaki atım sayılarını belirlemek için sinyallere HFD uygulanmıştır. HFD işlemi sonucu Radar-1 için tespit edilen hayati sinyallerin frekans spektrumu Şekil 4.21’de, Radar 2’den alınan sinyallerin frekans spektrumu Şekil 4.22’de sunulmaktadır.



Şekil 4.21. Radar-1 için solunum ve kalp atışı sinyallerinin frekans spektrumları



Şekil 4.22. Radar-2 için solunum ve kalp atışı sinyallerinin frekans spektrumları

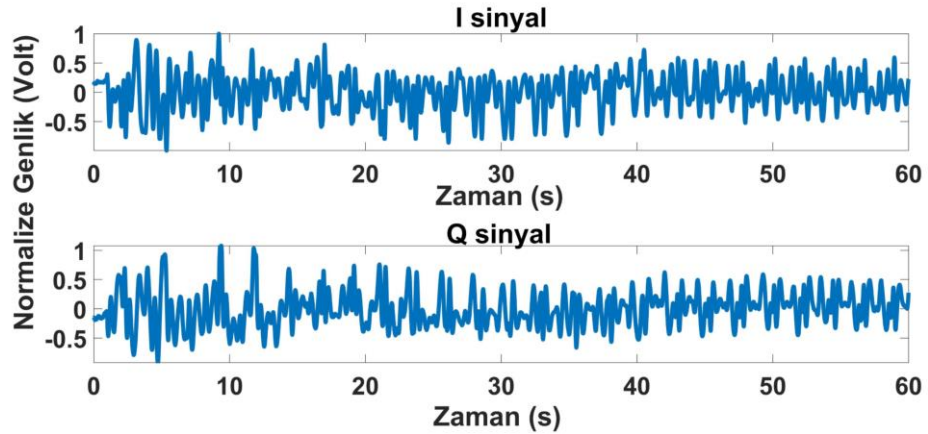
Her iki radar için insan denek ile yapılan ölçümlerden elde edilen sonuçlar referans değerleri ve hata oranları ile Çizelge 4.7’de verilmektedir.

Çizelge 4.7. İnsan denek ile yapılan ölçümlerden elde edilen sonuçlar

Radar-1 (24 GHz)		Referans	Referans	Referans	Hata	Hata
Solunum	Kalp Atışı	Veron Solunum	Sayma Solunum	Veron Kalp Atışı	Solunum (%)	Kalp Atışı (%)
13.74	75.06	14	14	80	1.85	6.17
14.4	87	15	14	81	4	7.40
9.54	63.6	10	9	70	4.6	9.14
19.2	88.8	20	19	95	4	6.52
24.3	96.4	25	25	103	2.8	6.4
Radar-2 (2.4 GHz)		Referans	Referans	Referans	Hata	Hata
Solunum	Kalp Atışı	Veron Solunum	Sayma Solunum	Veron Kalp Atışı	Solunum %	Kalp Atışı %
17.4	92.46	17	18	84	2.35	9.15
14.76	81.62	14	14	90	5.43	9.31
11.34	75.24	11	12	82	3.09	8.24
16.38	82.8	16	16	91	2.37	9.01
20.37	88.14	21	20	98	3	9.13

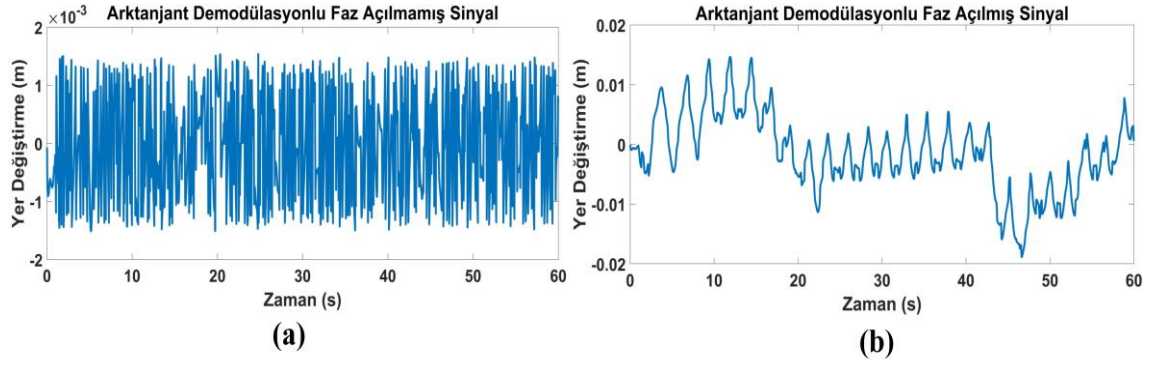
SD tabanlı biyoradarlar (Radar-1 24 GHz ve Radar-2 2.4 GHz) ile gerçekleştirilen çalışmada test mekanizmasının hareketinin algılanmasında hata oranları sırasıyla %2.58 ve %6.23 olarak hesaplanmıştır. Salınım frekans tespitinde ise iki radarın hata oranları eşit ve %2.4'tür. Hayati sinyallerin tespitinde ise SD 24 GHz biyoradar için en iyi solunum ve kalp atış sonuçları sırasıyla %1.85 ve %6.17 hata oranlarıyla belirlenmektedir. 2.4 GHz radarda bu hata değerleri solunum için %2.35 ve kalp atışı içinse %8.24 olmaktadır. Ölçüm sonuçlarından, yüksek frekanslı SD tabanlı biyoradarın çözünürlüğünün, düşük frekanslı radarın çözünürlüğünden daha iyi olduğu görülmekte ve sonuçları etkilediği değerlendirilmektedir. Ayrıca tasarlanan 24 GHz SD tabanlı biyoradar sisteminin ve önerilen algoritmanın hayati sinyallerin tespiti için kullanılabileceğini göstermektedir.

SD tabanlı biyoradar sistemi kullanılarak gerçekleştirilen ikinci çalışmada kısım 3.5'te sunulan iki algoritma (HFD tabanlı yöntem algoritması ve ÇÇA tabanlı yöntem algoritması) uygulanmıştır. Çalışmada sağlıklı bir birey radar ile doğrudan görüşe sahip olacak şekilde 1 m mesafede konumlandırılmıştır. Sabit şekilde duran denekten ölçüm alınarak hayati sinyallerinin çıkarılması sağlanmıştır. 24 GHz çalışma frekansına sahip biyoradardan elde edilen I ve Q sinyalleri AD620 yükseltici modülü ile yükseltilmiştir. Ayrıca DA ofsetin ayarlanmasına imkan veren modül ile DA ofset ayarlanmıştır. Hayati sinyallerin elde edilmesi için aktif alçak geçiren filtre ile filtrelenen sinyaller, VTK 1050 veri edinim kartı kullanılarak 200 Hz örnekleme frekansı ile sayısallaştırılmıştır. Sayısallaştırılan sinyaller bilgisayara kaydedilir. Şekil 3.26 ile algoritması sunulan HFD tabanlı yöntem kullanıldığında ilk olarak sinyallere normalizasyon uygulanmaktadır. Normalize edilmiş I ve Q sinyalleri Şekil 4.23 ile gösterilmektedir.



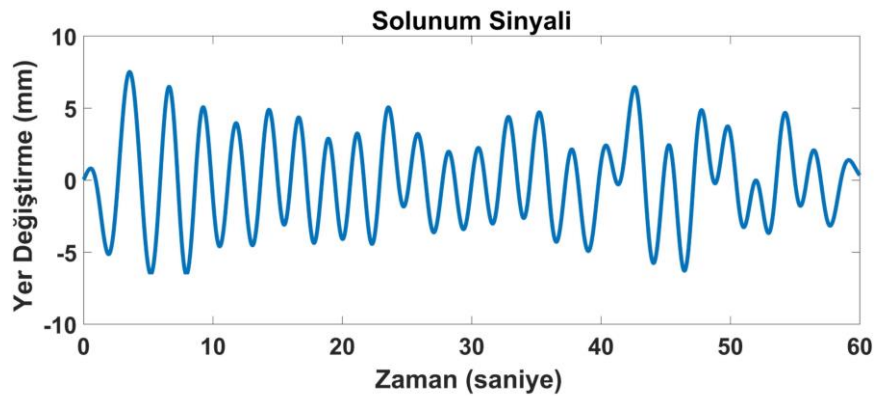
Şekil 4.23. Normalize edilmiş I ve Q sinyalleri

Devre aşamasında ve normalizasyon yardımıyla DA ofsetten arındırılmış sinyaller arktanjan demodülasyonu kullanılarak birleştirilir. Arktanjan demodülasyonu sonucu elde edilen faz sinyali radar dalga boyu ve göğüs kafesi hareketi göz önünde bulundurulduğunda faz süreksizlikleri içermektedir. Faz süreksizlikleri hem genel süreksizlik noktaları belirlenerek $\pm\pi$ 'nin katları eklenerek hem de DÇÇ algoritması kullanılarak ortadan kaldırılmaktadır. İki yöntem de benzer sonuçlar üretmektedir. Faz süreksizliği olan ve faz süreksizliği giderilmiş göğüs duvarı hareketi Şekil 4.24 ile gösterilmektedir.

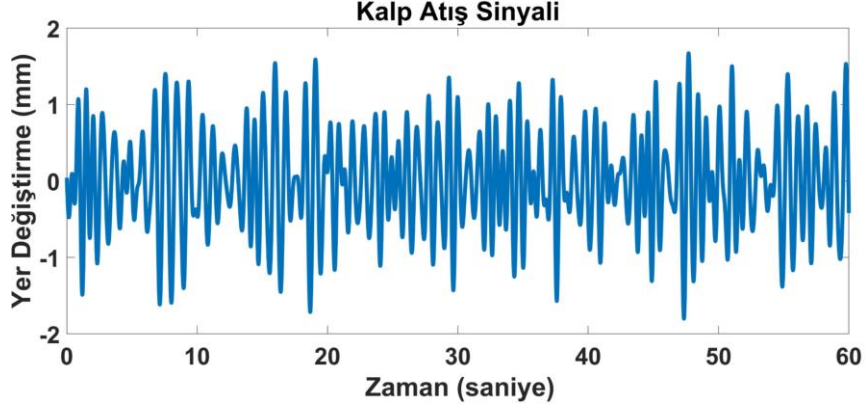


Şekil 4.24. (a) Faz açılmamış göğüs duvar hareketi (b) Faz açılmış göğüs duvar hareketi

Fazı açılmış sinyal solunum ve kalp atışının çıkarılması için filtrelemeye ihtiyaç duymaktadır. Sinyal, solunum (0.1-0.5 Hz) ve kalp atış (0.8-2 Hz) frekans bantlarını kapsayan iki ayrı bant geçiren filtreye uygulanmaktadır. Filtre çıkışı sonucu elde edilen solunum sinyali Şekil 4.25 ile ve kalp atış sinyali Şekil 4.26 ile sunulmaktadır.

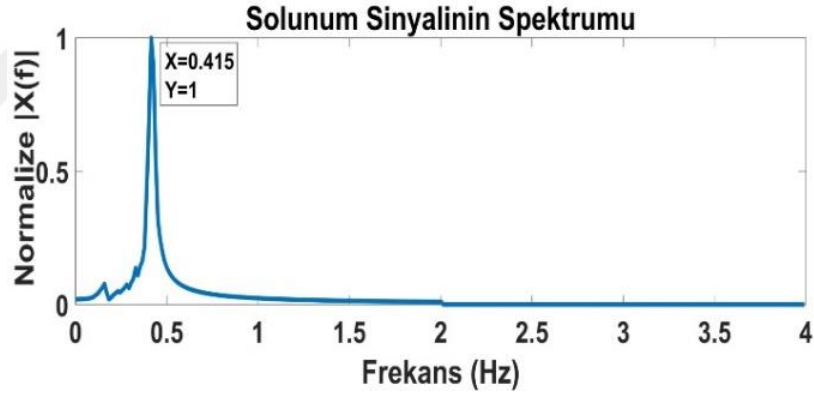


Şekil 4.25. Filtre çıkışı sonucu elde edilen solunum sinyali

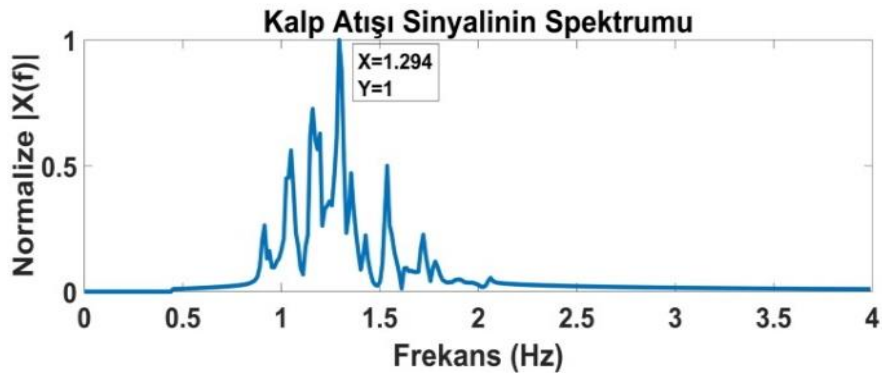


Şekil 4.26. Filtre çıkışı sonucu elde edilen kalp atış sinyali

Hayati sinyallerin elde edilmesi sonucu sinyallerin periyodikliğini artırmak amacıyla otokorelasyon işlemi uygulanmıştır. Periyodikliği artan sinyallere HFD uygulanarak frekans spektrumları tespit edilmiştir. Böylece dakikadaki atım sayıları hesaplanmaktadır. Solunum ve kalp atış sinyalleri için elde edilen frekans spektrumları Şekil 4.27 ve Şekil 4.28’de gösterilmektedir.

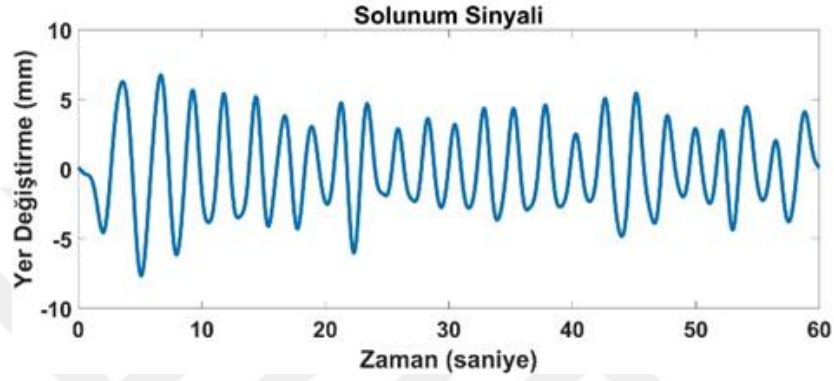


Şekil 4.27. Solunum sinyalinin frekans spektrumu

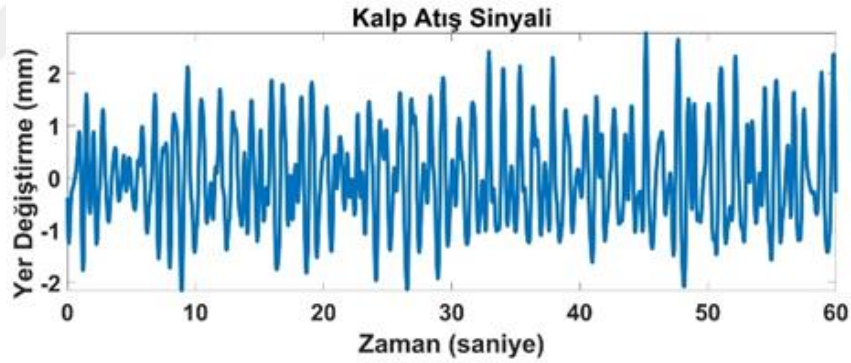


Şekil 4.28. Kalp atışı sinyalinin frekans spektrumu

Aynı ölçüm için algoritması Şekil 3.27 ile sunulan dalgacık dönüşümüne dayanan ÇÇA tabanlı yöntem uygulanmaktadır. Normalizasyon, arktanjan demodülasyon ve faz açma işlemleri HFD tabanlı yöntemdeki ile aynıdır. Sinyal detay ve yaklaşım katsayılarına ayrılarak 7. seviyeye kadar indirgenmiştir. Ana dalgacık fonksiyonu olarak Symlet-7 kullanılmaktadır. Bu derece istenilen hayati sinyallerin elde edileceği frekans aralığını kapsamaktadır. Ayrışma sonucu elde edilen solunum ve kalp atış sinyali Şekil 4.29 ve Şekil 4.30'da sunulmaktadır.



Şekil 4.29. 7. seviye ayrışım sonucu yaklaşım katsayılarından elde edilen solunum sinyali



Şekil 4.30. 7. seviye ayrışım sonucu detay katsayılarından elde edilen kalp atış sinyali

Hayati sinyallerin tespiti sonrası atım sayısının belirlenmesi amacıyla zirve tespit algoritması kullanılmaktadır.

Ölçüm sonuçlarının doğruluğunun karşılaştırılması için Veron 501 nabız oksimetresi referans alınmıştır. Ayrıca solunum sayısı ölçüm sırasında denek tarafından da sayılmaktadır. Solunum için referans değer 24 olurken, kalp atışı için bu değer 71 atımdır. HFD tabanlı yöntemde elde edilen sonuçlar solunum için %3.75 hata ile 24.9 solunum sayısı, kalp atışı için ise %9.35 hata ile 77.64 atım olarak hesaplanmıştır. ÇÇA

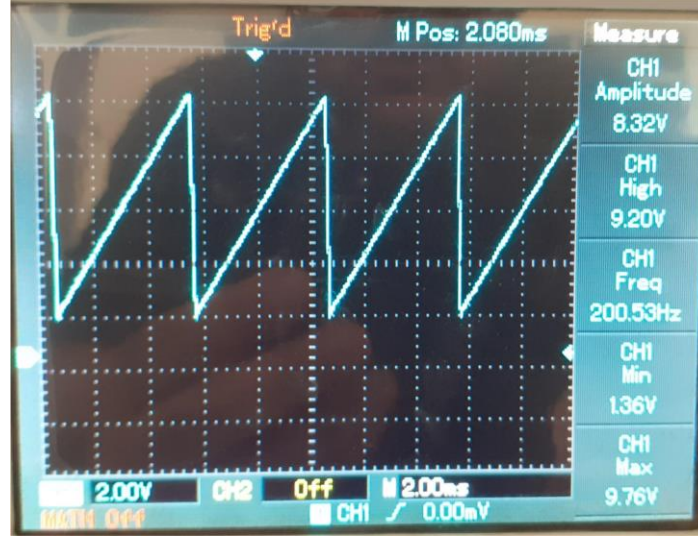
tabanlı yöntemde ise bu değerler %0 hata ile 24 solunum sayısı ve %8.45 hata ile 65 atım olarak bulunmuştur. Sonuçlar karşılaştırıldığında çoklu çözünürlük analizinin kullanıldığı yöntemin daha başarılı olduğu görülmektedir.

4.4. FMSD Tabanlı Biyoradar Sistemi Kullanılarak Gerçekleştirilen Deneyler

FMSD tabanlı biyoradar sistemi kullanarak ilk olarak bir test mekanizmasının farklı mesafelerde menzili, yer değiştirmesi ve salınım frekansı tespit edilmiştir. Daha sonra mekanizma sayısı artırılarak sistemin başarısı gözlemlenmiştir. Test mekanizmasının ardından, sağlıklı bir insan deneğin hayati sinyallerinin tespiti ile deneyler sürdürülmüştür. Son aşamada denek sayısı ikiye çıkartılarak çoklu hedefler için gerçekleştirilen biyoradar sisteminin performansı incelenmiştir. FMSD tabanlı biyoradarın parametreleri Çizelge 4.8’de gösterilmektedir. FMSD radarın VKO’sunu uyarmak için 200 Hz darbe tekrarlama frekansına sahip testere dişi sinyal SPKD tarafından üretilerek DAD devresine iletilmektedir. DAD devresinde yükseltilecek sinyal radarın 5. bağlantı noktası yoluyla VKO’ya uygulanan testere dişi sinyal Şekil 4.31’de sunulmaktadır.

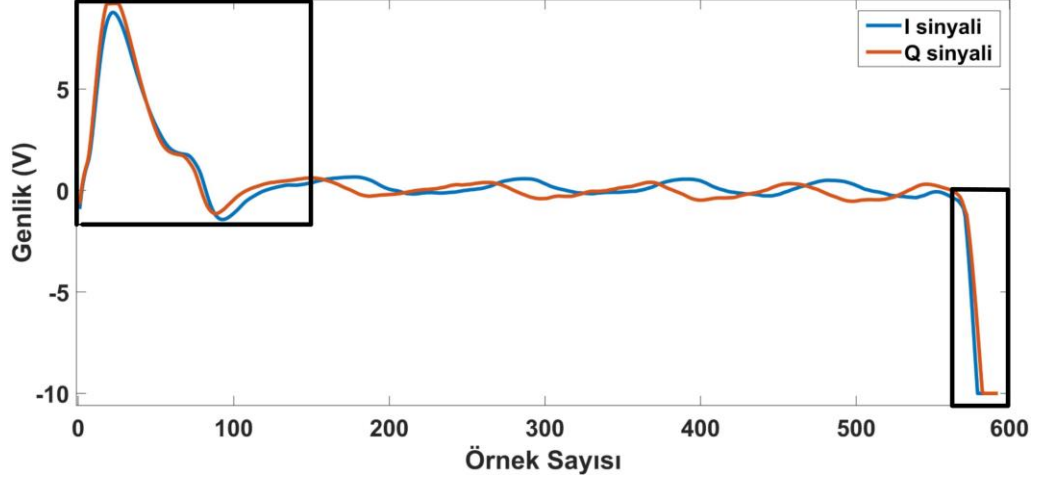
Çizelge 4.8. FMSD tabanlı biyoradar parametreleri

Parametre	Değer
Radar merkez frekansı (f_c)	24.125 GHz
Bant genişliği (B)	250 MHz
Darbe tekrarlama periyodu (T_{Chirp})	5 ms
Tutarlı işlem süresi (TİS)	60 s
Örnekleme frekansı (f_s)	120 kHz
Toplam sütun sayısı (M)	600
Toplam satır sayısı (N)	12000
Menzil çözünürlüğü (ΔR)	0.6 m
Maksimum menzil (d_{max}) (Teorik)	360 m
Hız çözünürlüğü (Δv)	1.04×10^{-4} m/s
Maksimum hız (v_{max})	0.625 m/s

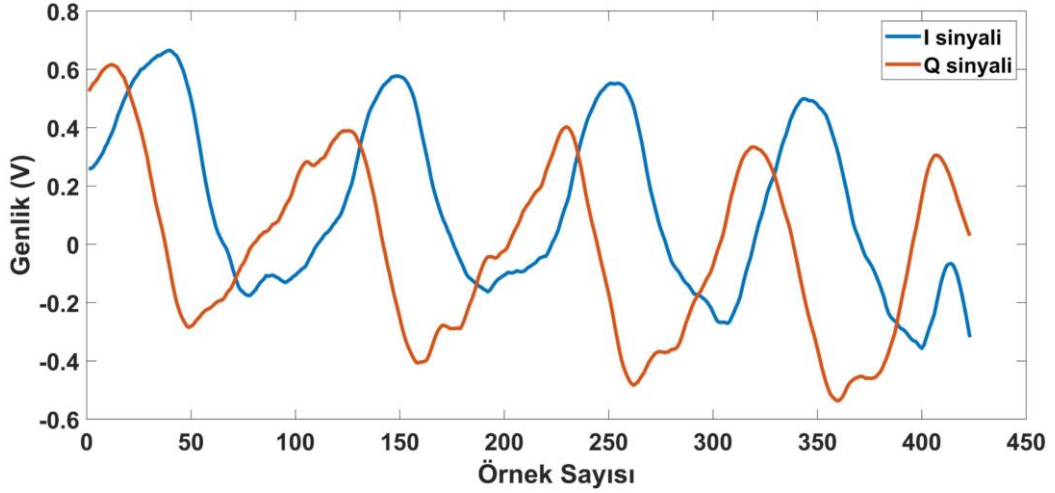


Şekil 4.31. VKO'ya uygulanan testere dişi sinyal

VKO'ya uygulanan testere dişi sinyal ile teorik olarak 235 MHz'lık bir bant genişliği beklenmektedir. Ancak deneyler sonucu sinyal işleme kısmında kullanılan bant genişliğinin 210 MHz olduğu tespit edilmiştir. Hedeften yansıyan sinyaller karıştırılarak I ve Q sinyalleri oluşturulmuştur. Daha sonra sinyaller filtrelenerek yükseltilmiştir. MC-USB1608G VE kartı ile 120 kHz örnekleme frekansında sayısallaştırılarak bilgisayara kaydedilmiştir. Kaydedilen sinyaller incelendiğinde testere dişi sinyalinin başlangıç ve bitiş kısmında genlikler normal genlik değerlerini aşmaktadır. Bunun nedeni modülasyon bant genişliğinin yüksek olmasından kaynaklanmaktadır. Bu aşma sinyallerin o kısmının kullanışsız olmasına sebep olmaktadır. Bu sorunun çözümü için, ya testere dişi sinyal başladıktan çok kısa süre (ms) sonra örneklemeye başlamalı ve geri dönüş işleminden önce bitirilmelidir ya da sinyallerin bu kısmı kesilerek atılmalıdır. Bu çalışmada sinyallerin kesilerek atılması tercih edilmiştir. Şekil 4.32, kaydedilen I/Q sinyallerini ve kesilecek kısımlarını göstermektedir. Aşırı genlikli sinyallerin kesilmesi sonrası sinyal işleme için kullanılan I/Q sinyalleri Şekil 4.33'de sunulmaktadır.



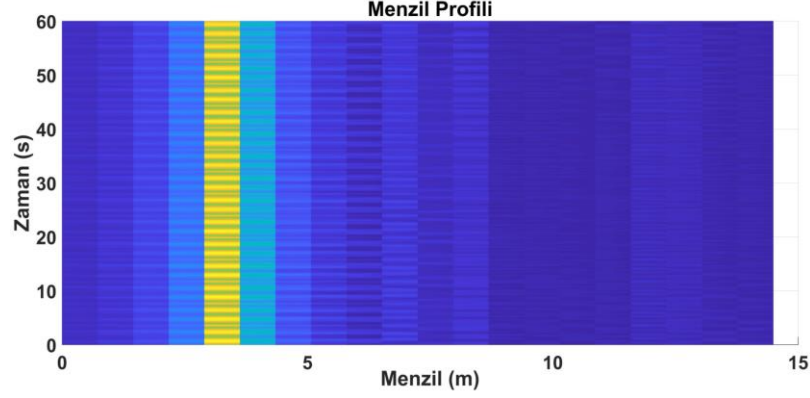
Şekil 4.32. Kaydedilen I/Q sinyalleri



Şekil 4.33. Sinyal işleme için kullanılan I/Q sinyalleri

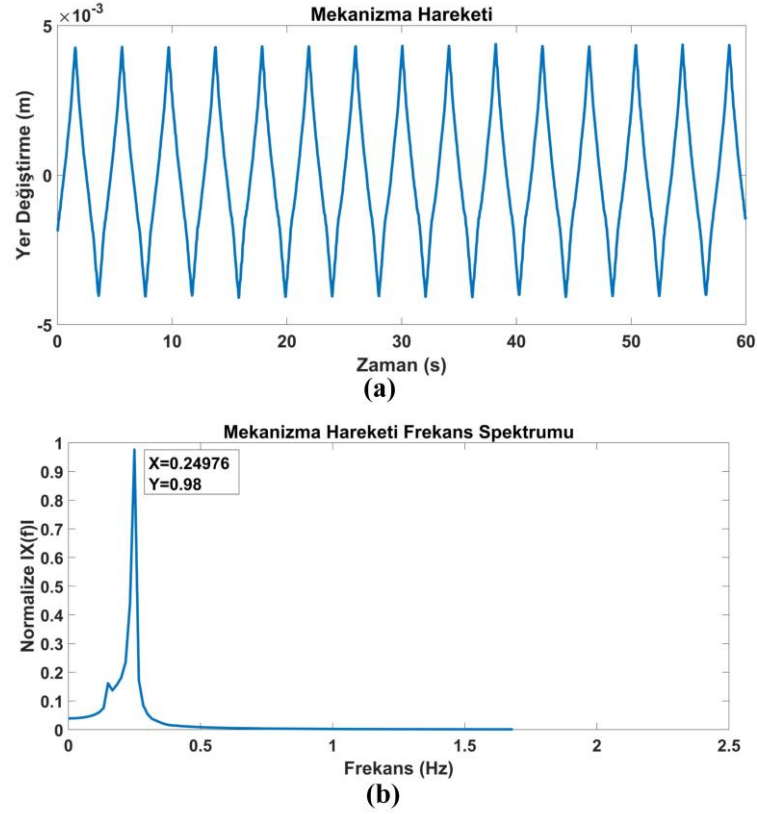
Elde edilen I/Q sinyalleri daha sonra sinyal işleme algoritması kullanılarak işlenmiştir. Deneyler için ilk olarak 3.5 m mesafeye hedef test mekanizması yerleştirilmiştir. Test mekanizması 0.25 Hz ile salınım yapacak ve 8.5 mm hareket edecek şekilde ayarlanmıştır. Ölçüm süresi 60 saniye olarak belirlenmiştir. Şekil 3.41’de verilen FMSSD biyoreadar algoritması kullanılarak hedefin bilgileri elde edilmiştir. Şekil 4.34 hedefin ölçümde elde edilen menzil profilini göstermektedir. Menzil profili için her bir menzil kutusu menzil çözünürlüğü değerinde olmaktadır. 210 MHz bant genişliği olan bir radar için çözünürlük değeri yaklaşık 0.715 m’dir. Bu durum göz önüne alındığında hedef test mekanizması 5. menzil kutusunda olması beklenmektedir. Şekil 4.34 incelendiğinde

hedefin 2.86-3.575 m aralığına karşılık gelen menzil kutusunda olduğu görülmüştür. Dolayısıyla menzil doğru bir şekilde tespit edilmektedir.



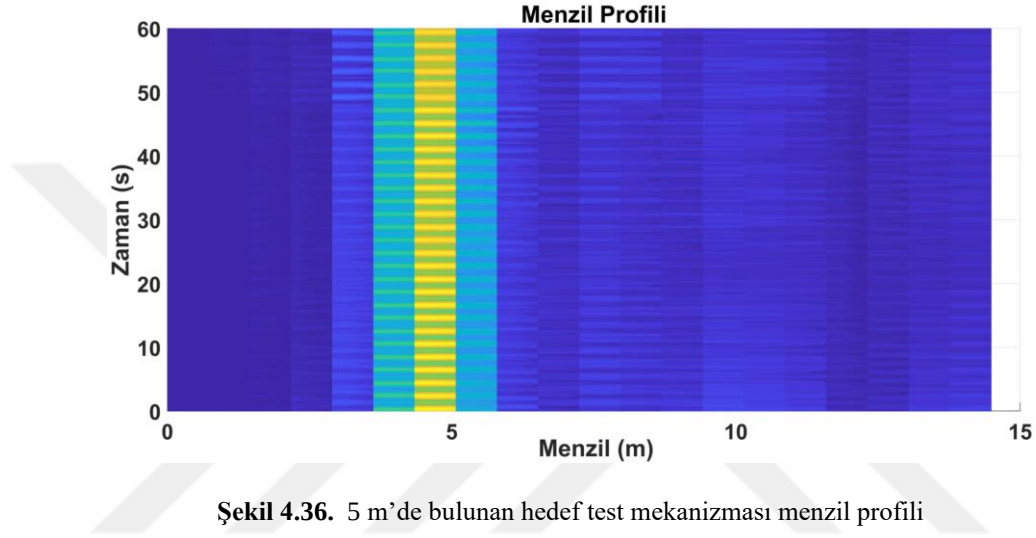
Şekil 4.34. 3.5 m’de bulunan hedef test mekanizması menzil profili

Menzil tespitinin ardından mekanizma hareketi ve salınım frekansının tespiti gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.35 ile mekanizma hareketi ve salınımının frekansı sunulmaktadır. Mekanizmanın hareketi 8.32 mm olarak hesaplanmıştır. Salınım frekansı ise 0.24976 Hz olarak bulunmuştur. İki değer için hata oranları sırasıyla %2.11 ve %0.09 olarak tespit edilmiştir.



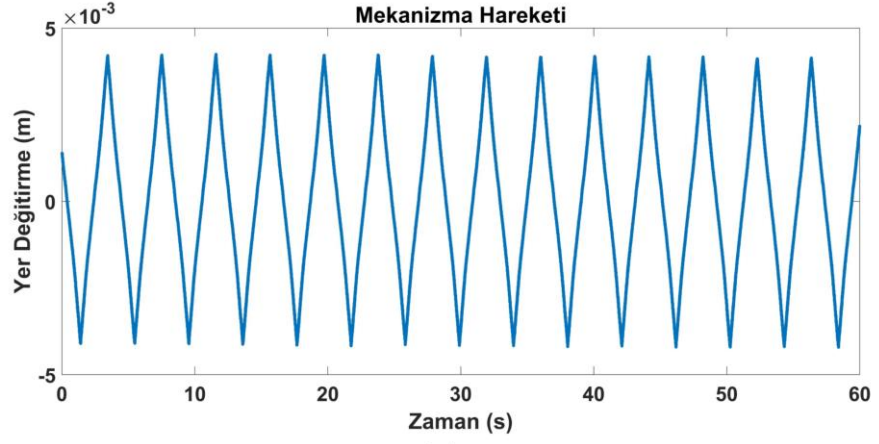
Şekil 4.35. (a) Zamana göre mekanizma yer değiştirmesi (b) Mekanizma hareketi salınım frekansı

Ardından aynı hedef test mekanizması 5 m mesafeye konulmuş, aynı hedef parametreleri (hareket, salınım frekansı) ile çalıştırılmıştır. Hedef 7. menzil kutusunda doğru şekilde tespit edilmiştir. Mekanizma hareketi ve salınım frekansı için tespit edilen hata oranları sırasıyla %2.11 ve %1.06'dır. Dolayısıyla mekanizma hareketi hata oranları 3.5 m ölçümü ile aynı olmaktadır. 5 m'deki hedef test mekanizmasının menzil profili Şekil 4.36'da, bu hedefin mekanizma hareketi ve salınım frekansı Şekil 4.37'de sunulmaktadır.

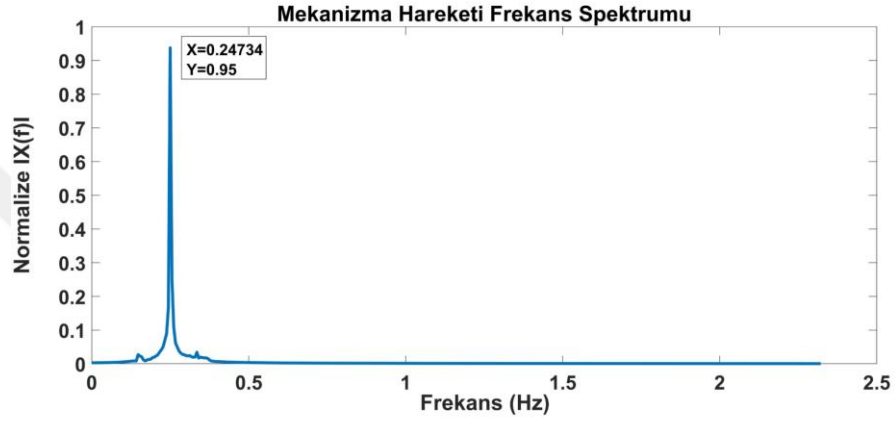


Şekil 4.36. 5 m'de bulunan hedef test mekanizması menzil profili

İki farklı mesafede hedef test mekanizmasının menzil ve harekete dair bilgilerinin belirlenmesinin ardından tasarlanan FMSD tabanlı biyoradarın çoklu hedef üzerine performansı incelenmiştir. Bu amaç için iki adet hedef test mekanizması kullanılmıştır. Test mekanizmasının biri radar ile arasında 3.5 m mesafe olacak şekilde yerleştirilmiştir. Mekanizma 8.5 mm yer değişimi gerçekleştirmekte ve dakikada 3.75 kez (0.0625 Hz salınım frekansı ile) hareket etmektedir. Diğer test mekanizması ise 5 m mesafeye yerleştirilmiştir. Bu mekanizmanın hareket parametreleri ise 8.5 mm yer değişimi ile dakikada 15 kez (0.25 Hz salınım frekansı ile) hareket etmektedir. Bu durumda iki hedef için elde edilen menzil profili Şekil 4.38 ile sunulmaktadır. Menzil profiline göre ilk hedef 5. menzil kutusunda ikinci hedef ise 7. menzil kutusunda doğru bir şekilde bulunmuştur.

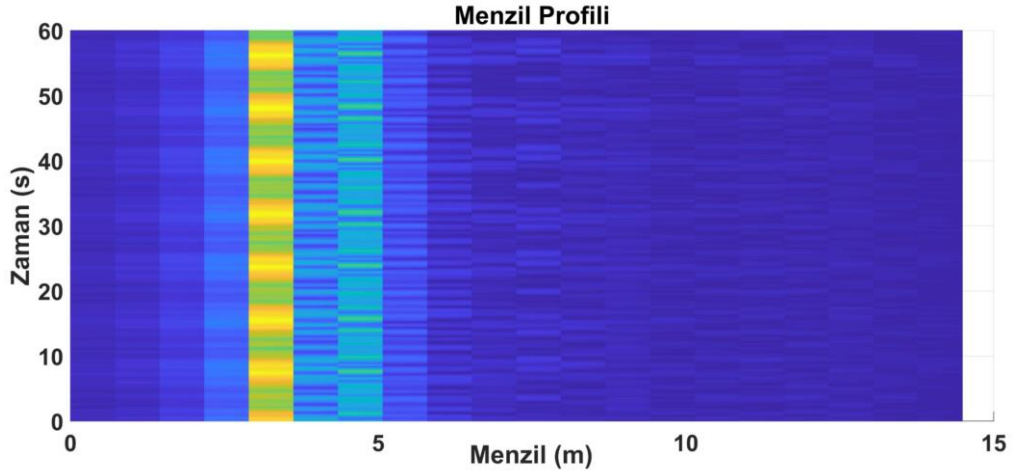


(a)



(b)

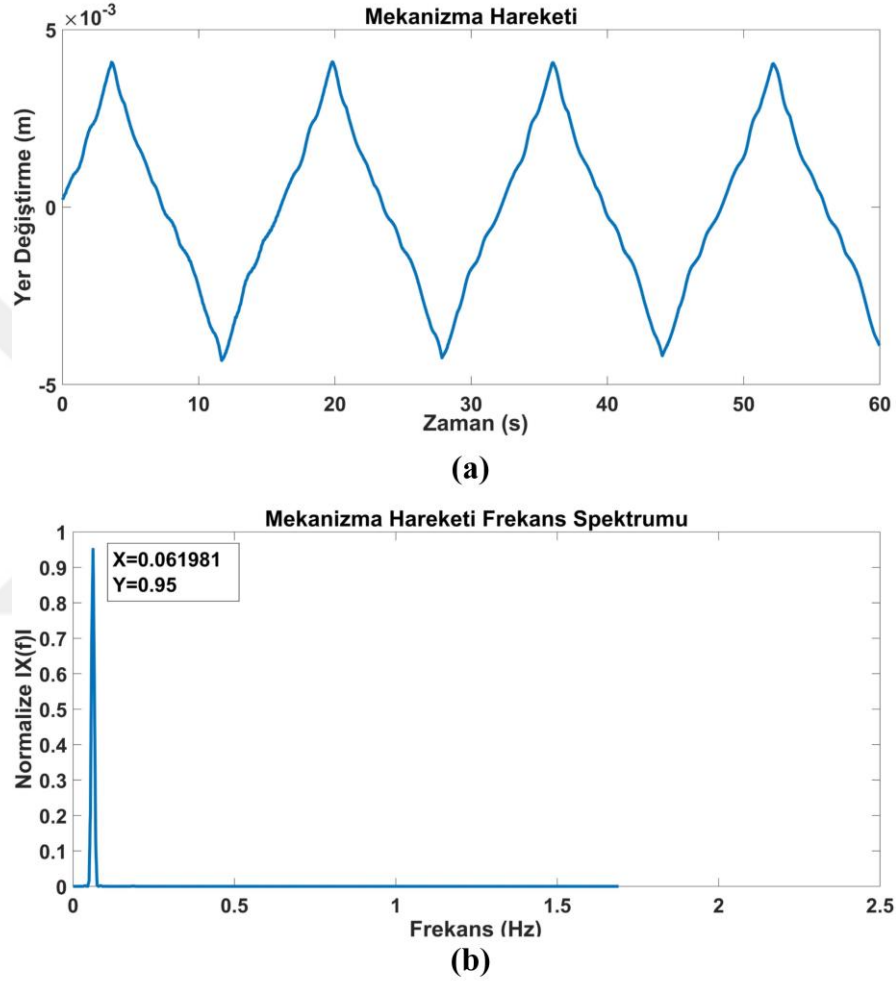
Şekil 4.37. (a) Zamana göre mekanizma yer değiştirmesi (b) Mekanizma hareketi salınım frekansı



Şekil 4.38. 3.5 ve 5 m’de bulunan hedef test mekanizmalarının menzil profili

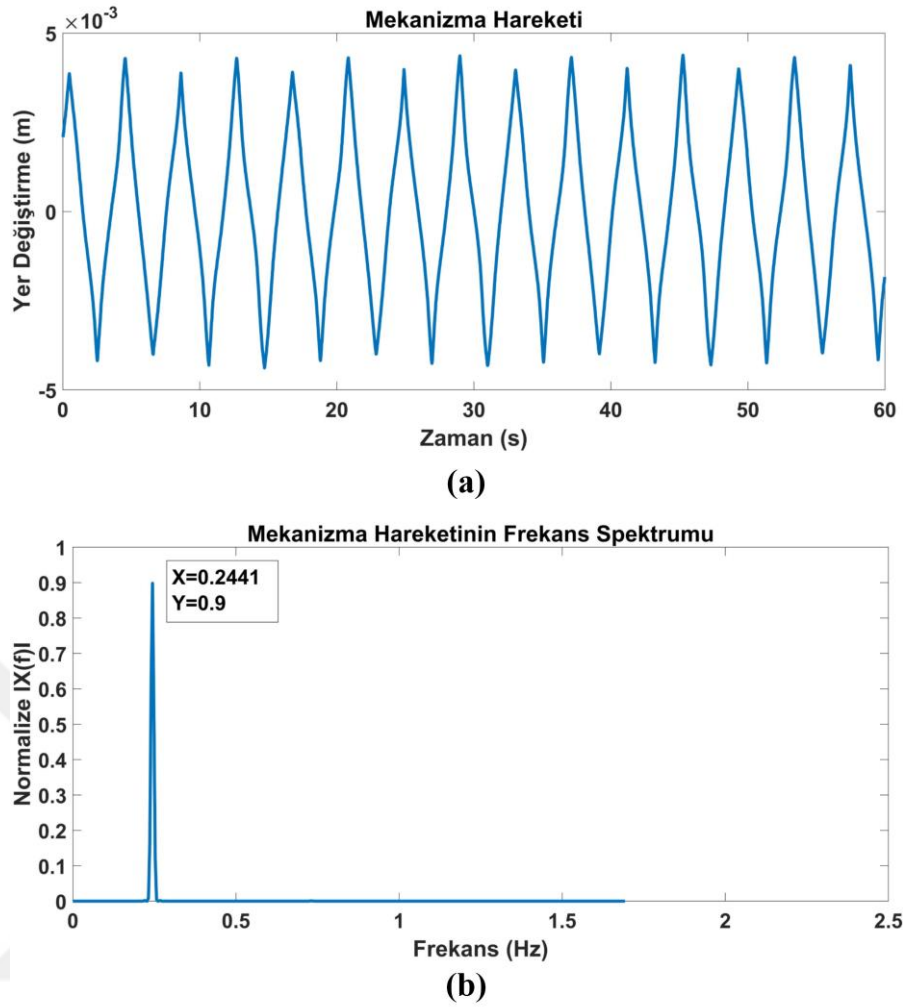
FMSD biyoradar için menzil profilleri incelendiğinde komşu menzil kutularında hedef yansımaları görülmektedir. Özellikle iki hedefle çalışıldığında bant genişliğinin sınırlı olmasından dolayı menzil çözünürlüğü arttırılamamaktadır. Dolayısıyla problemin

üstesinden gelebilmek için chirp süresi 20 ms olarak ayarlanarak (HFD'nin doğası gereği daha iyi çözünürlük) sorunun çözümü hedeflenmiştir (Rao, 2017). Ayrıca doğru hareket ve salınım frekanslarını elde edebilmek için Doppler HFD'den önce sinyale bant geçiren filtreleme ve otokorelasyon uygulanmaktadır. İlk hedef test mekanizması için (3.5 m) elde edilen zamana göre mekanizma yer değiştirmesi ve mekanizma hareketi salınım frekansı Şekil 4.39 ile sunulmaktadır.



Şekil 4.39. İlk hedef (3.5 m) için (a) Zamana göre mekanizma yer değiştirmesi (b) Mekanizma hareketi salınım frekansı

İlk hedef test mekanizması için 8.32 mm yer değiştirme hareketi ve 0.06198 Hz salınım frekansı tespit edilmektedir. Yer değiştirme hareketi için hata oranı %2.11, salınım frekansı için bu değer %0.83 olarak belirlenmiştir. 5 m mesafede bulunan diğer test mekanizması için zamana göre mekanizma yer değiştirmesi ve mekanizma hareketi salınım frekansı Şekil 4.40'da gösterilmektedir.



Şekil 4.40. İkinci hedef (5 m) için (a) Zamana göre mekanizma yer değiştirmesi (b) Mekanizma hareketi salınım frekansı

5 m’de bulunan hedef için mekanizma yer değiştirmesi 8.17 mm, salınım frekansı ise 0.2441 olarak hesaplanmıştır. Yer değiştirme ve salınım frekansı için hata oranları sırasıyla % 3.88 ve % 2.33 olmaktadır. Test mekanizması deneyleri için ölçüm ortamı Şekil 4.41’de sunulmaktadır.



Şekil 4.41. Test mekanizması deneyleri için ölçüm ortamı

Test mekanizması ölçümlerinin ardından insan denek ölçümleri gerçekleştirilmiştir. İnsan denek ölçümlerinde tek ve çoklu hedefler kullanılmıştır. Ölçümler 60 saniye sürecek şekilde ayarlanmıştır. Ölçüm sonuçları için referans olarak Veron 501 nabız oksimetresi kullanılmaktadır. Ayrıca solunum sayısı denek(ler) tarafından da sayılmaktadır. Ölçüm için belirlenen tabanlı FMSD biyoradar parametreleri Çizelge 4.9 ile verilmektedir.

Çizelge 4.9. FMSD tabanlı biyoradar parametreleri

Parametre	Değer
Radar merkez frekansı (f_c)	24.125 GHz
Bant genişliği (B)	250 MHz
Darbe tekrarlama periyodu (T_{Chirp})	20 ms
Tutarlı işlem süresi (TIS)	60 s
Örnekleme frekansı (f_s)	120 kHz
Toplam sütun sayısı (M)	2400
Toplam satır sayısı (N)	3000
Menzil çözünürlüğü (ΔR)	0.6 m
Maksimum menzil (d_{max}) (Teorik)	1440 m
Hız çözünürlüğü (Δv)	1.04×10^{-4} m/s
Maksimum hız (v_{max})	0.156 m/s

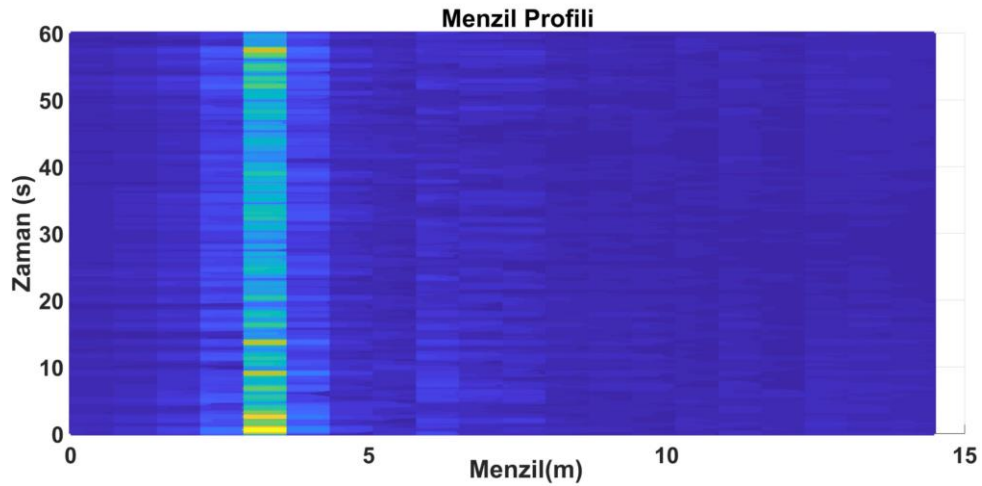
SPKD tarafından üretilen testere dişi sinyali önceki deneylerde de ifade edildiği gibi DAD tarafından istenilen gerilim seviyesine çekilerek radarın VKO girişine uygulanmaktadır. VKO girişine uygulanan testere dişi sinyali Şekil 4.42’de gösterilmektedir.



Şekil 4.42 VKO girişine uygulanan testere dişi sinyal

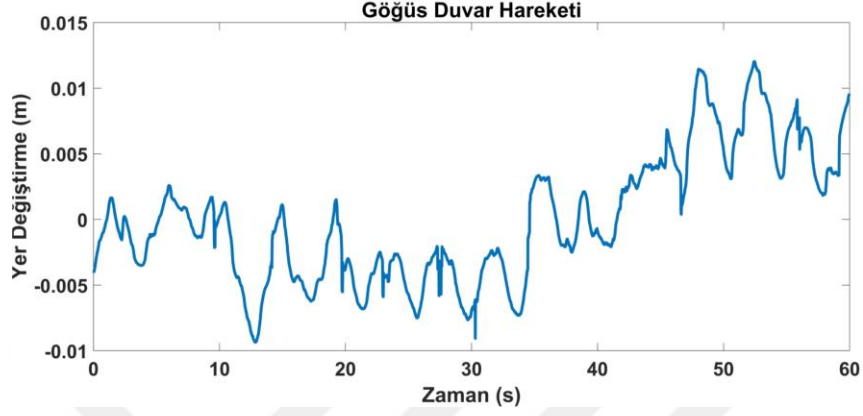
Test mekanizması ölçümlerinde elde edilen bant genişliği insan denek ölçümlerinde de elde edilmiştir. Veri edinim kartı olarak yine aynı kart kullanılmıştır. I ve Q sinyallerinin uygun olmayan kısımları atılarak sinyal işlemeye dâhil edilmemiştir.

Deneyler test mekanizması ile gerçekleştirilen senaryoyla örtüşmektedir. İlk olarak sağlıklı bir insan denek radardan 3.5 m uzaklıkta radar görüş açısına doğrudan bakacak şekilde oturtulmakta, ardından ölçüm işlemi başlamaktadır. Şekil 3.41 ile verilen FMSD biyoradar algoritmasına ek olarak ölçümlerden kazanılan tecrübe ile sinyal, Doppler HFD'den önce hayati sinyallerin kapsadığı frekans aralıklarına uygun bant geçiren filtrelerle filtrelenmekte ve otokorelasyon uygulanmaktadır. 3.5 metre mesafede yer alan hedef için elde edilen menzil profili Şekil 4.43'te sunulmaktadır.



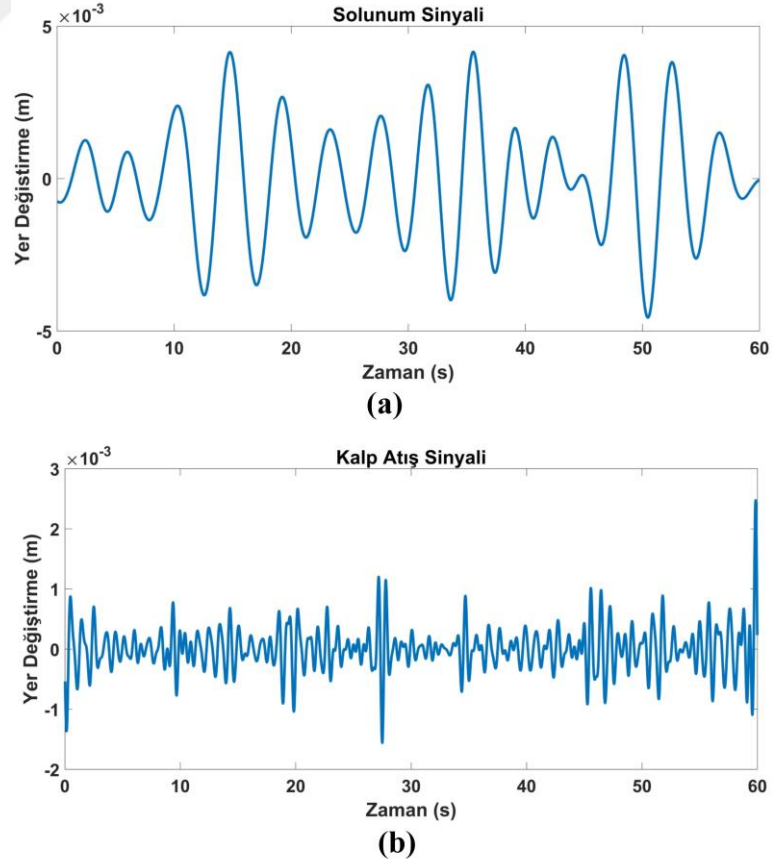
Şekil 4.43. 3.5 m'de bulunan insan denek için menzil profili

Menzil profili incelendiğinde insan göğüs duvarının hedef test mekanizmasına göre radar sinyalinin yansıtma kapasitesinin daha düşük olduğu görülmektedir. İnsan denek 5. menzil kutusunda başarılı bir şekilde tespit edilmiştir. İnsan denekten yansıyan göğüs duvar hareketi Şekil 4.44 ile sunulmaktadır.



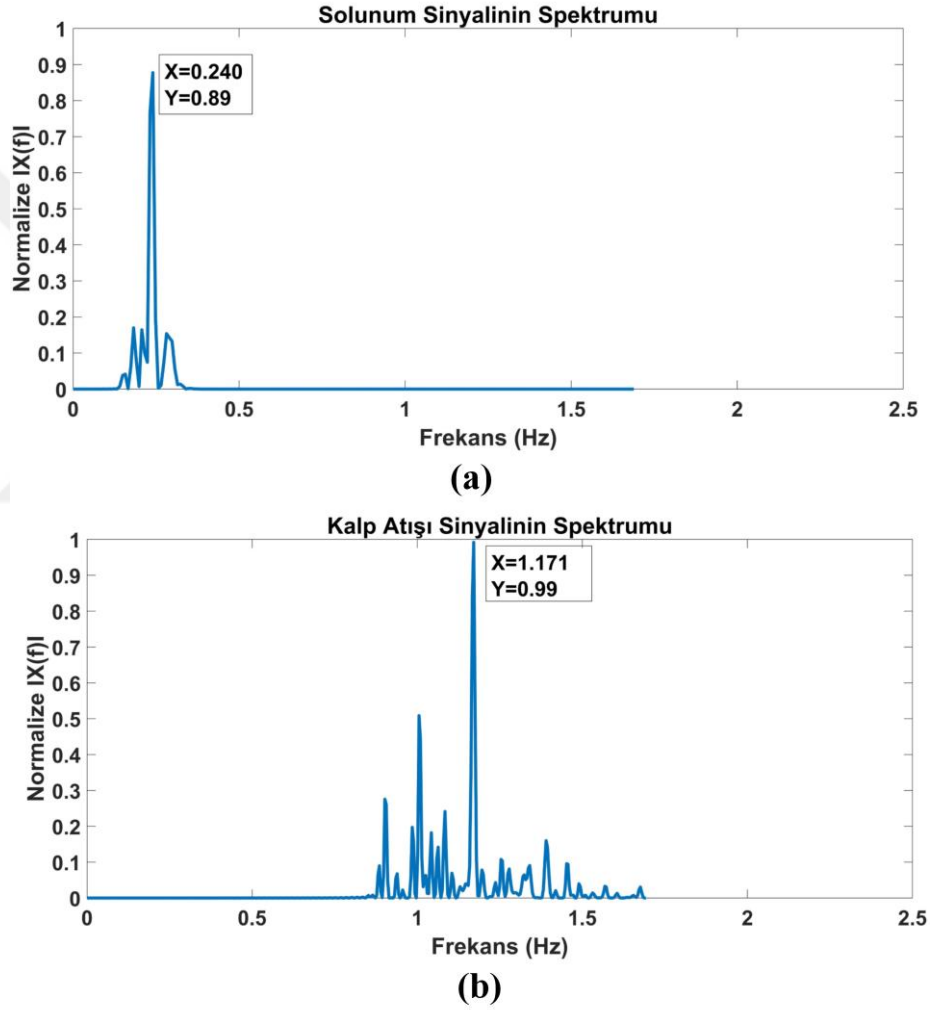
Şekil 4.44. 3.5 m’de bulunan insan denek için göğüs duvar hareketi

Göğüs duvar hareketi insan deneğin vücut hareketlerine karşı oldukça hassastır. Göğüs duvar hareketi ile elde edilen solunum ve kalp atış sinyalleri Şekil 4.45’te sunulmaktadır.



Şekil 4.45. 3.5 m’deki insan deneğin (a) Solunum sinyali (b) Kalp atış sinyali

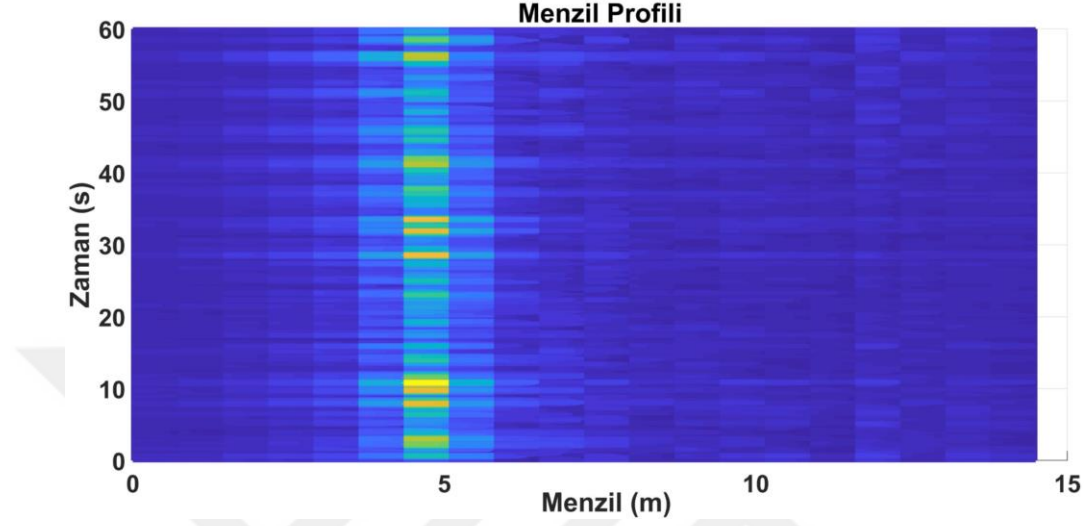
Tespit edilen sinyallerin frekans bileşenleri HFD (Doppler) alınarak ortaya çıkarılmaktadır. Şekil 4.46 solunum ve kalp atış sinyallerinin frekans spektrumunu sunmaktadır. Frekans bileşenlerinin elde edilmesi ile dakikadaki atış hızları bulunmaktadır. Solunum hızının referans cihaz ve deneğin sayımı sonucu 15, referans kalp atış hızının 81 olduğu tespit edilmiştir. FMSD tabanlı biyoradar ölçümleri sonucu frekans spektrumlarına göre solunum hızı 14.4 ve kalp atış hızı ise 70.26 olarak bulunmuştur. Solunum ve kalp atış hızlarının hata oranları sırasıyla %4 ve %13.25 olarak hesaplanmıştır.



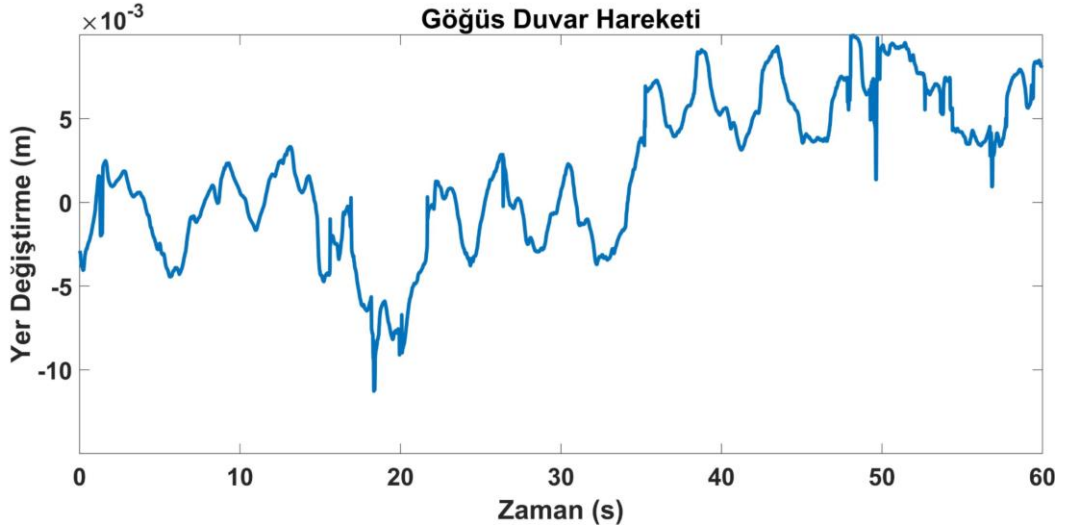
Şekil 4.46. 3.5 m'deki insan deneğin (a) Solunum sinyalinin frekans spektrumu (b) Kalp atışı sinyalinin frekans spektrumu

İkinci ölçümde insan denek 5 m mesafede radar görüş alanı içerisinde olacak şekilde oturtulmuştur. Önceki insan denek ölçümü ile aynı parametreler kullanılmıştır. Bu mesafede gerçekleştirilen ölçüm için oluşturulan menzil profili Şekil 4.47'de sunulmaktadır. İnsan denek 7. menzil kutusunda tespit edilmiştir. Dolayısıyla hedefin

bulunduğu menzil kutusu ile gerçek mesafesi örtüşmektedir. Bu durum FMSD tabanlı biyoradarın menzil tespiti başarılı olduğunu doğrulamaktadır. Menzil tespitinin ardından 7. menzil kutusunda bulunan göğüs duvar hareketi çıkarılmıştır. Şekil 4.48 hedeften yansıyan göğüs duvar hareketini göstermektedir.

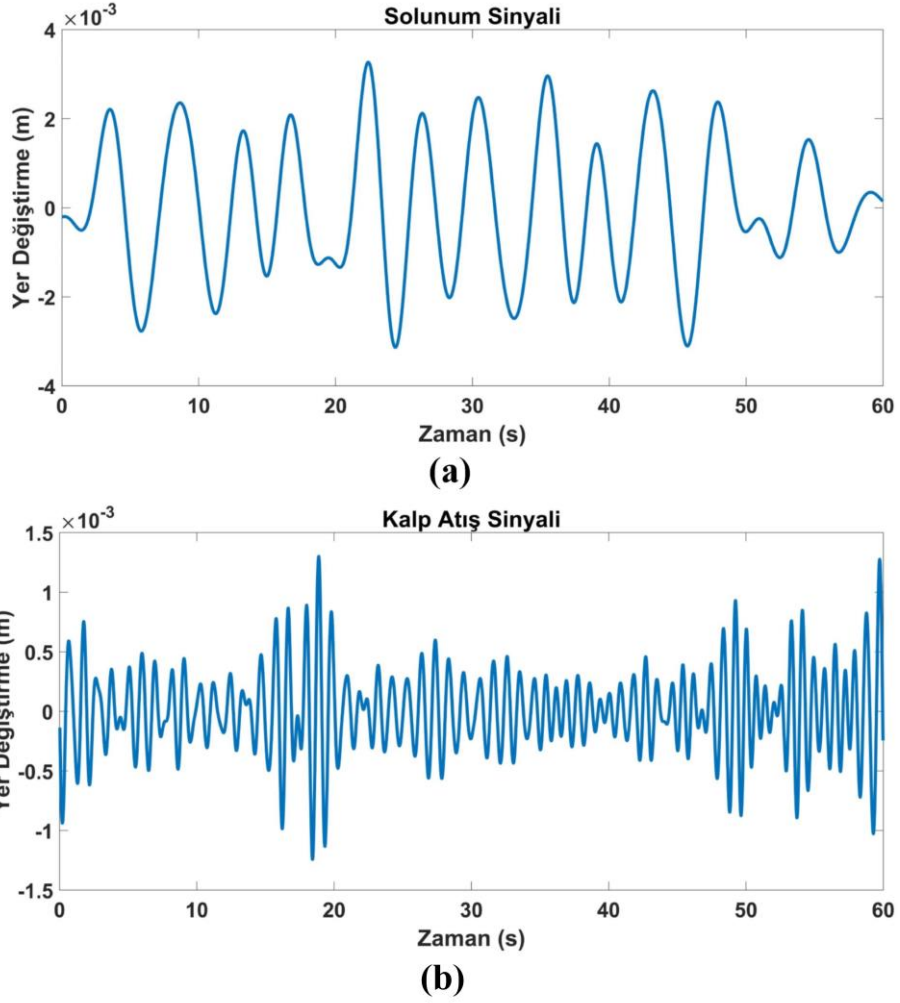


Şekil 4.47. 5 m'de bulunan insan denek için menzil profili



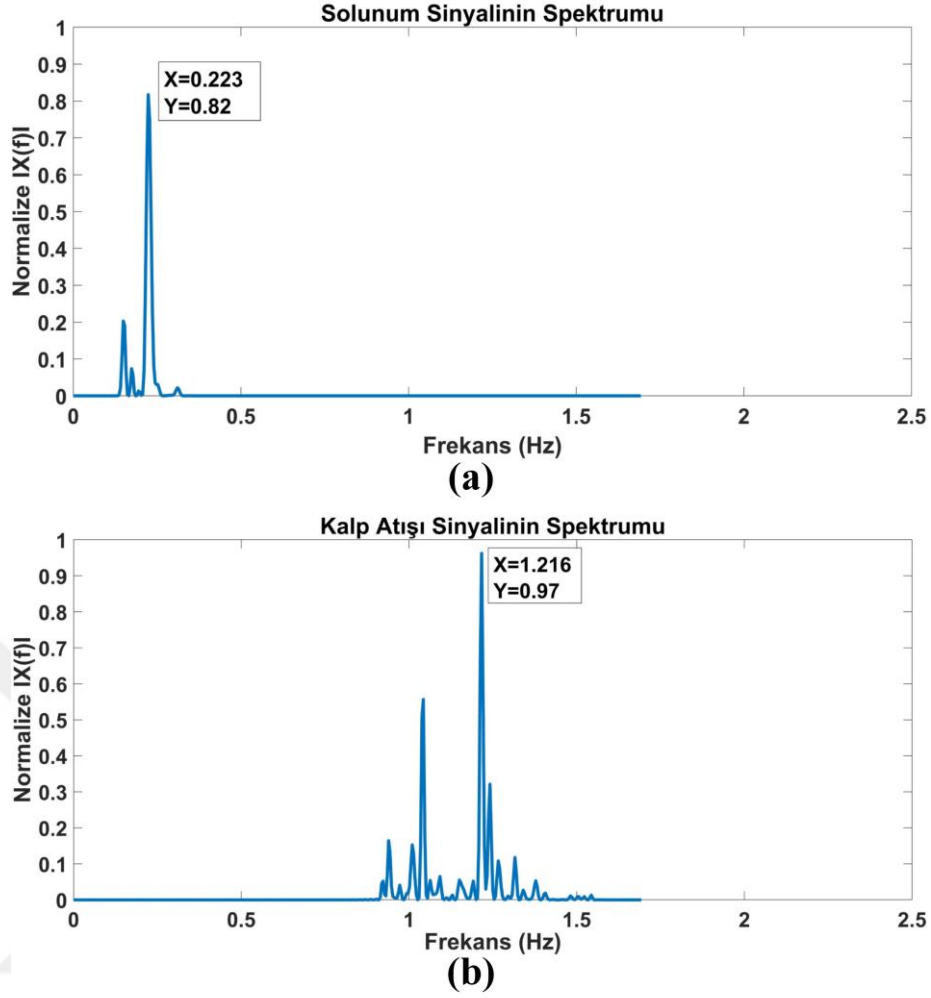
Şekil 4.48. 5 m'de bulunan insan denek için göğüs duvar hareketi

Göğüs duvar hareketine bağlı olarak hayati sinyaller algoritmaya uygun şekilde çıkarılmaktadır. Harekete bağlı olarak elde edilen solunum ve kalp atış sinyalleri Şekil 4.49'da gösterilmektedir.



Şekil 4.49. 5 m’de bulunan insan deneğin (a) Solunum sinyali (b) Kalp atış sinyali

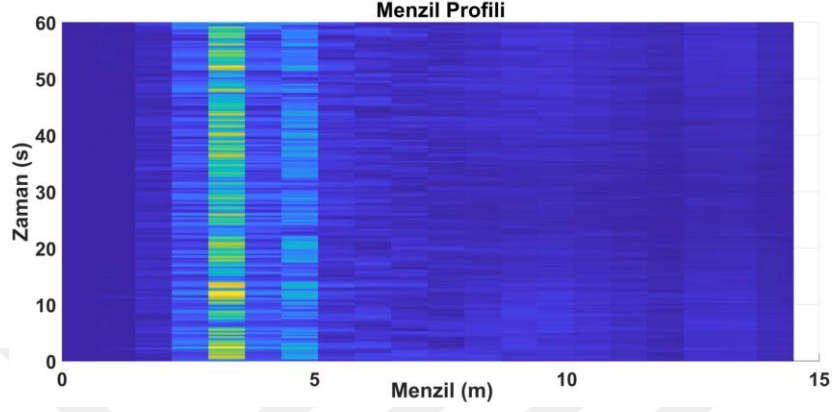
Sinyallerin frekans bileşenlerinin bulunmasının dakikadaki atış hızları hesaplanmıştır. Solunum ve kalp atış sinyalinin frekans spektrumları Şekil 4.50’de gösterilmektedir. Referans değer solunum hızı için dakikada 14 atım, kalp atış hızı için bu değer 86 olarak ölçülmüştür. Solunum ve kalp atış sinyallerinin spektrumları incelendiğinde FMSD biyoradar ile tespit edilen solunum hızı 13.38 atım ve kalp atış hızı ise 72.96 atım olarak tespit edilmiştir. Solunum ve kalp atış hızları için hata oranları sırasıyla %4.42 ve %15.16’dır. 3.5 m ölçümleri ile kıyaslandığında solunum hızı hata oranı yaklaşık %10, kalp atış hızında ise %15 değerinde artmaktadır. Bu durum mesafenin hayati sinyallerin tespiti için oldukça önemli bir etken olduğunu doğrulamaktadır. Ayrıca kalp atış sinyalinin tespitinin oldukça zor olduğu ve mesafenin artmasıyla sonuçların gerçek değerlerden uzaklaştığı görülmektedir.



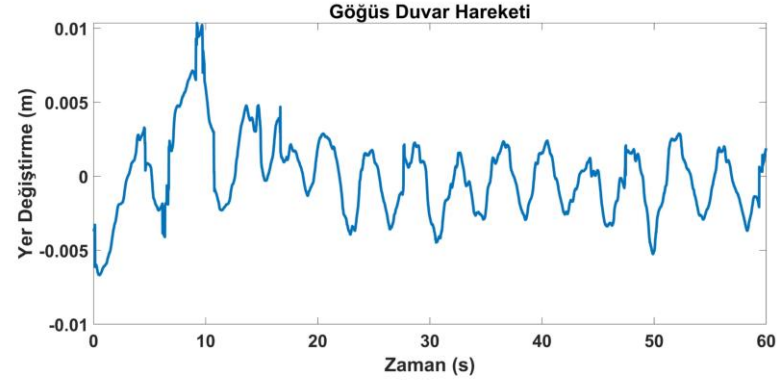
Şekil 4.50. 5 m’de bulunan insan deneğin (a) Solunum sinyalinin frekans spektrumu (b) Kalp atışı sinyalinin frekans spektrumu

Tekli insan denek deneylerinin ardından çoklu insan denek deneylerine geçilmiştir. Benzer FMSD tabanlı biyoradar parametreleri kullanılarak ölçümler yapılmıştır. Ölçümler için iki insan denek radardan 3.5 m ve 5 m mesafede radar görüş alanı içerisinde yüzleri radara dönük şekilde oturtulmaktadır. Her bir deneğin hayati sinyalleri referans alınan cihaz ile tespit edilmektedir. Ölçüm süresi 60 s olarak belirlenmiştir. Sinyal işleme için daha önce bahsedildiği gibi Şekil 3.41’de verilen algoritma kullanılmaktadır. Ayrıca çoklu hedefler ve insan denek deneylerinde kullanılan bant geçiren filtreleme ve otokorelasyon çoklu insan deneklerden elde edilen sinyallere de uygulanmaktadır. Şekil 4.51 ile çoklu insan deneklerinden alınan vuru sinyallerinden elde edilen menzil profili sunulmaktadır. Oluşan menzil profiline göre ilk hedef 5. menzil kutusunda ikinci hedef ise 7.menzil kutusunda tespit edilmiştir. Menzil kutularının menzil çözünürlüğü değerlerine göre değiştiği göz önünde bulundurulduğunda, hedeflerin 3.5 m

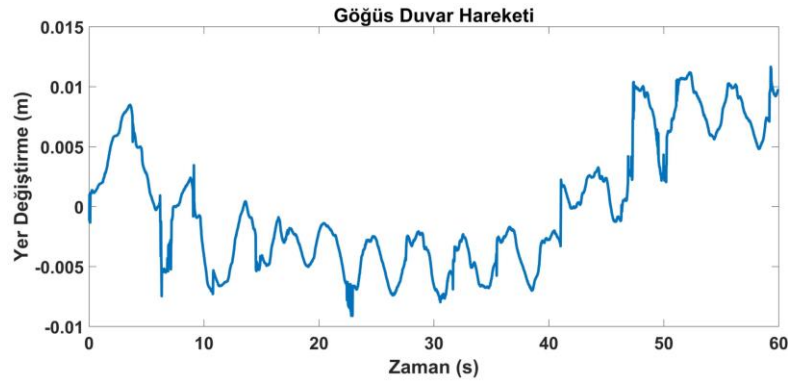
ve 5 m’de olduğu görülmektedir. Tespit edilen menzil değerleri sonuçların doğruluğunu ortaya koymaktadır. Algoritmadaki adımlar takip edilerek iki hedef için göğüs duvarı hareketleri çıkarılmıştır. İki hedef için belirlenen göğüs duvarı hareketleri Şekil 4.52 ile gösterilmektedir.



Şekil 4.51. 3.5 m ve 5 m’de bulunan insan denekler için menzil profili



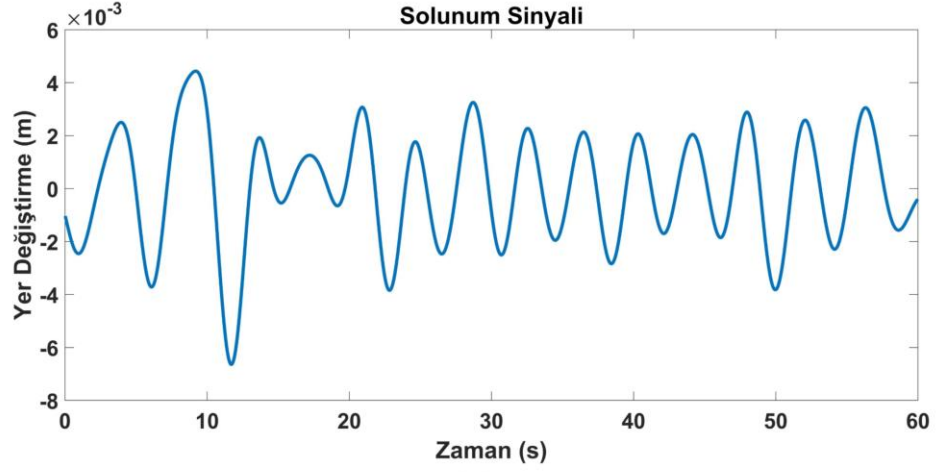
(a)



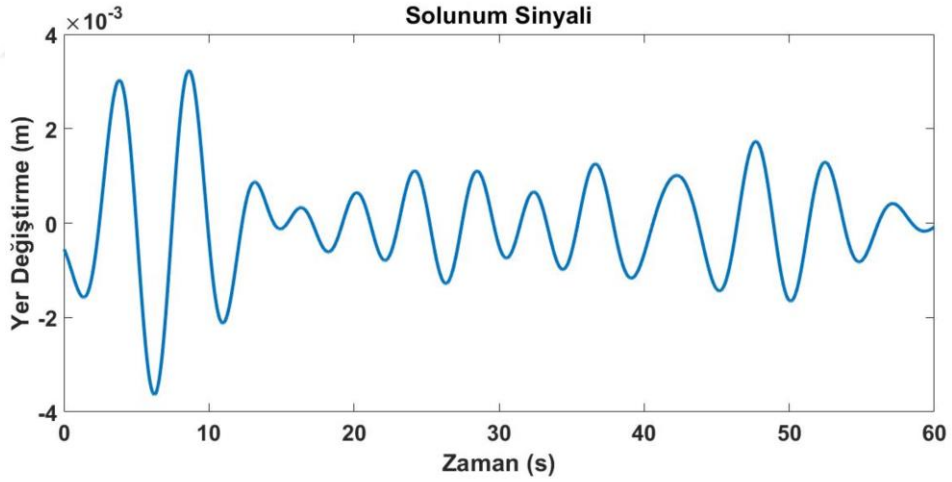
(b)

Şekil 4.52. (a) 3.5 m’de bulunan (b) 5 m’de bulunan insan denekler için göğüs duvar hareketleri

Göğüs duvar hareketlerinin elde edilmesinin ardından hayati sinyalleri kapsayacak şekilde (0.1-0.5 Hz ve 0.8-1.7 Hz) bant geçiren filtreleme ve periyodiklik için otokorelasyon uygulanarak solunum ve kalp atış sinyalleri tespit edilmiştir. İki hedef için tespit edilen solunum sinyalleri Şekil 4.53'te gösterilmektedir. Şekil 4.54'te hedeflerin kalp atış sinyalleri verilmektedir.

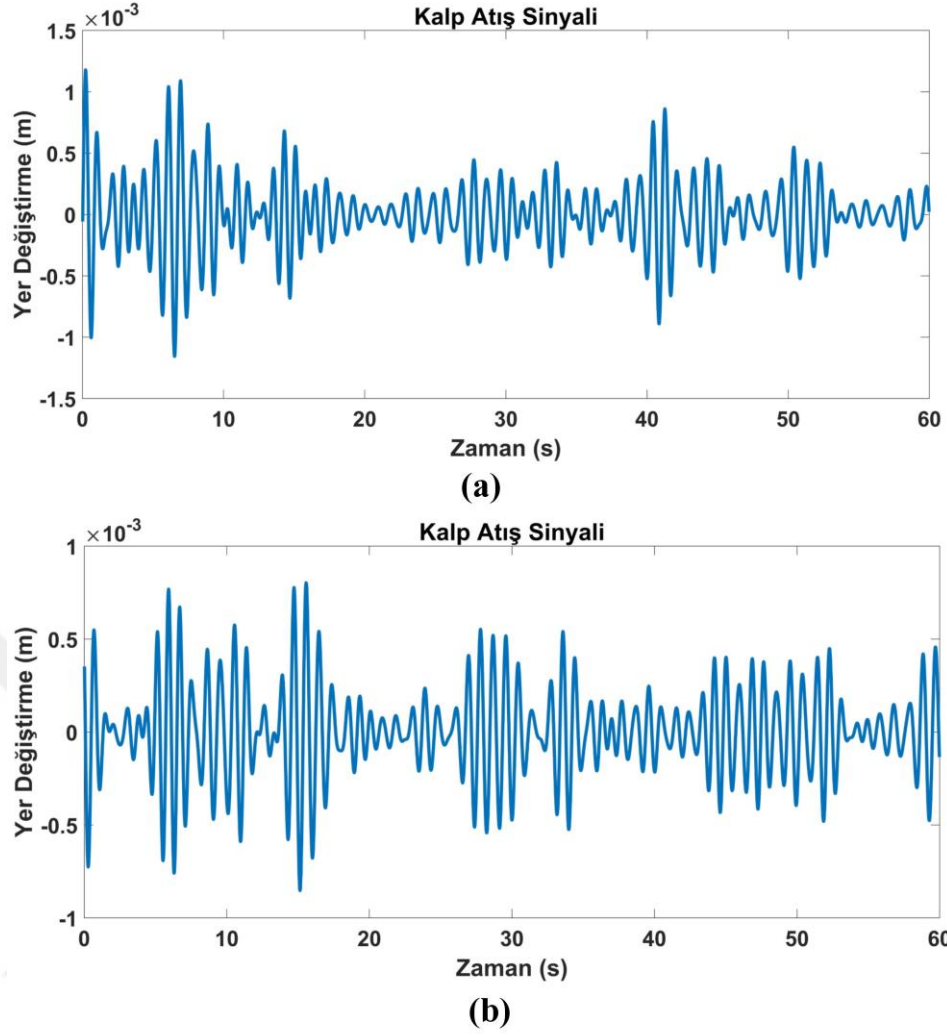


(a)



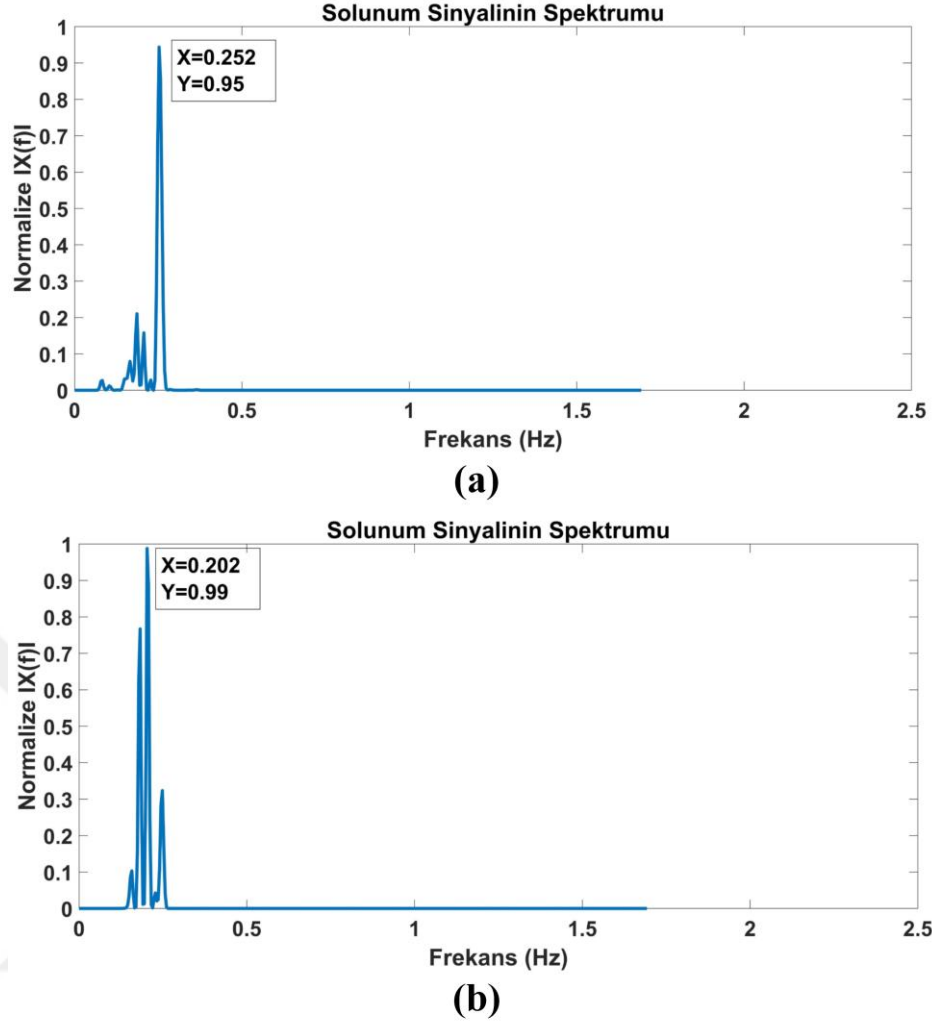
(b)

Şekil 4.53. (a) 3.5 m’de bulunan (b) 5 m’de bulunan insan denekler için solunum sinyalleri



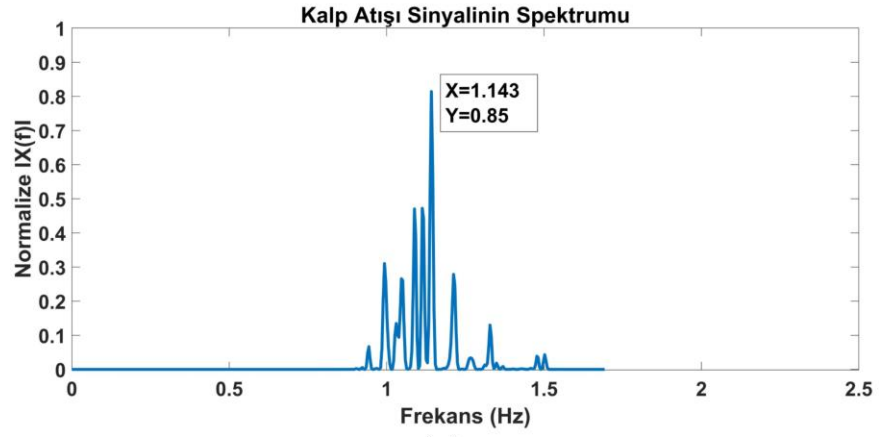
Şekil 4.54. (a) 3.5 m’de bulunan (b) 5 m’de bulunan insan denekler için kalp atış sinyalleri

Hayati sinyallerin tespit edilmesinin ardından her iki hedefin solunum sinyalinin frekansları belirlenmiştir. Solunum hızı için 3.5 m’de bulunan hedefin referans değeri 16 atım, 5 m’deki hedef için ise 13 atım ölçülmüştür. Şekil 4.55, iki hedefin solunum sinyallerinin frekans spektrumlarını göstermektedir. 3.5 m’de bulunan hedefin solunum sinyalinin frekansı 0.252 Hz olup 15.12 solunum sayısına karşılık gelmektedir. Bu deneğin solunum sayısı için hesaplanan hata değeri %5.5’tir. 5 m’de bulunan hedefin solunum sinyalinin frekansı ise FMSD biyoradar tarafından 0.202 Hz ve solunum sayısı 12.12 ölçülmüştür. Deneğin tespit edilen solunum sayısı referans değerle karşılaştırıldığında %6.76’lık bir hata elde edilmektedir. Çoklu insan denek ölçümlerinde tekli hedeflere kıyasla solunum hata oranında bir artış gözlemlenmiştir.

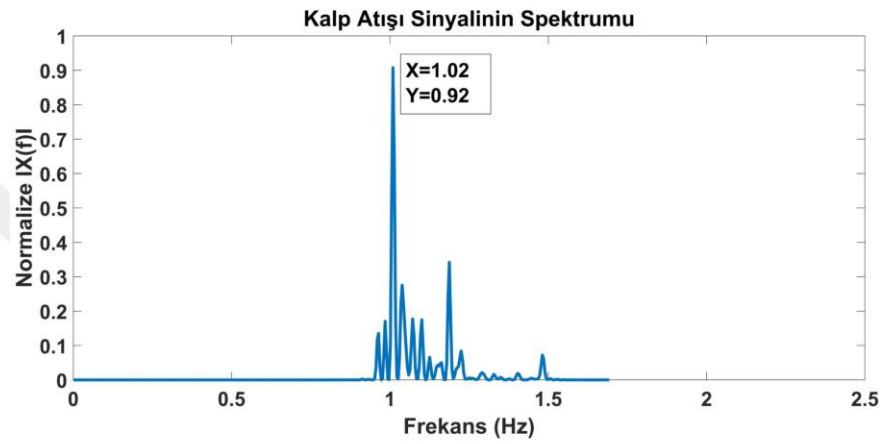


Şekil 4.55. (a) 3.5 m’de bulunan (b) 5 m’de bulunan insan denekler için solunum sinyalinin frekans spektrumları

Her iki hedef için kalp atışı sinyallerinin frekans spektrumu Şekil 4.56’da gösterilmektedir. İlk hedef için kalp atış hızı referans değeri 82, 5 m’de bulunan hedef için değer 75 atım ölçülmüştür. İlk hedefin FMSD biyoradar tarafından kalp atış frekansı 1.143 Hz ölçülmekte ve dakikada 68.58 atıma karşılık gelmektedir. Bu hedef için hesaplanan hata oranı %16.36’dır. 5 m’de olan insan denek için bulunan atış frekansı 1.02 Hz ve dakikadaki kalp atış hızı 61.2 atım olmaktadır. Referans değer ile karşılaştırıldığında %18.4 oranında bir hata oluşmaktadır. Elde edilen sonuçlar tek hedefin kullanıldığı deney sonuçları ile karşılaştırıldığında hata oranları artmaktadır. Ayrıca çok hedefin kullanıldığı insan deneylerinde kalp atış hızının referans değerlerden oldukça uzak olduğu görülmektedir. İnsan deneylerinin gerçekleştirildiği ölçüm ortamı Şekil 4.57’de sunulmaktadır.



(a)



(b)

Şekil 4.56. (a) 3.5 m’de bulunan (b) 5 m’de bulunan insan denekler için kalp atışı sinyalinin frekans spektrumları



Şekil 4.57. İnsan deneyleri için ölçüm ortamı

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

5.1 Sonuçlar

Günümüzde teknolojinin hızla gelişmesi ve insan hayatını kolaylaştıracak yönde ilerlemesi günlük hayatta yapılan birçok rutin uygulamanın daha basit bir hale dönüşmesine sebep olmaktadır. Özellikle bu rutinlerin temassız bir şekilde gerçekleştirilebilmesi yaşam kalitesini arttırmaktadır. Temassız olarak bir nesnenin varlığının algılanması; güvenlik uygulamaları, endüstriyel uygulamalar, tıbbi uygulamalar ve hatta uzay araştırmalarında bile kendisine yer bulmaktadır. Algılama çeşitli sensörlerle gerçekleştirilebilirken elektromanyetik dalga ile bu algılamayı sağlayan radarlar da öne çıkmaktadır. Radar vasıtasıyla tıbbi uygulamalar kapsamında insanın fizyolojik parametrelerinin tespit edilmesi hastaların temaslı cihazlara göre daha rahat olmalarını ve uzmanların işlerinin kolaylaşmasını sağlamaktadır. Ayrıca bu parametrelerin temassız tespiti için radarların doğal afet (deprem, çığ vb.) ve savaş gibi durumlarda insanlara erişimi sağlayarak can kaybının azaltılabileceği düşünülmektedir.

Bu tez kapsamında, ilk olarak hayati sinyallerin elde edilmesinde kullanılan biyoradarların tarihsel gelişimi ve hangi uygulamalar için kullanılabileceği sunulmaktadır. Literatürde mevcut biyoradar yapılarının çeşitleri, kullandıkları frekans bantları, sinyal işleme yöntemleri ve elde edilen başarı oranları detaylı bir şekilde verilmektedir.

Tez çalışmasında kullanılan radar tiplerinin genel yapısı ve biyoradar olarak kullanılması durumunda gerçekleştirilen değişiklikler aktarılmıştır. Gerçekleştirilen biyoradar sistemini oluşturan bileşenler ve işlevleri anlatılmıştır. Kullanılan SD ve FMSSD radarların genel sinyal işleme yöntemleri sunulmuştur. Bu radarların biyoradar olarak kullanımı durumunda hayati sinyallerin tespiti için gereken algoritma ve sinyal işleme yöntemleri ifade edilmiştir. Ayrıca hayati sinyallerin tespiti için hem simülasyon çalışmaları hem de deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir.

Hayati sinyallerin temassız tespiti amacıyla gerçekleştirilen bu tez çalışmasında öncelikle SD biyoradar simülasyon çalışması gerçekleştirilmiştir. Kullanılan biyoradara uygun şekilde radar parametreleri belirlenmiştir. Ayrıca hedefin bir insanın hayati sinyal parametrelerine uygun olarak düzenlenmesi sağlanmıştır. Önerilen sinyal işleme algoritmasına dayalı olarak hesaplanan hayati sinyaller hemen hemen hatasız olarak tespit edilmiştir.

Diğer simülasyon çalışması biyoradarın FMSD modunda çalıştırılması durumu üzerine gerçekleştirilmiştir. Biyoradar parametreleri belirlenerek öncelikle tek bir hedefin tespiti ve hayati sinyallerinin çıkartılmasına odaklanılmıştır. 4 m mesafede bulunduğu varsayılan hedef başarıyla tespit edilmiştir. Göğüs duvar hareketi tespit edilerek solunum ve kalp atış hızı belirlenen değerlere göre sırasıyla %1.259 ve %3.6 hata oranları ile bulunmuştur. Daha sonra hedef sayısı ikiye çıkarılarak çalışma genişletilmiştir. 5 m ve 8 m’de bulunan hedeflerin konumları sırasıyla %0 ve %1.56 hata oranları ile elde edilmiştir. Hayati sinyaller ise her iki hedef içinde %2.29 hata ile ortaya çıkarılmıştır.

Biyoradar sistemi gerçekleştirilerek SD modunda deneysel çalışmalar yapılmıştır. İlk olarak yer değiştirme miktarı ve salınım frekansı belirlenen bir hedef test mekanizması ile biyoradarın çalışması test edilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre yer değiştirme miktarı %2.58 hata ile bulunurken salınım frekansının hata oranı %2.4 olmuştur. İnsan denek ölçümleri için 1.5 m mesafede gerçekleştirilen deneylerde en başarılı sonuçlar solunum için %1.85 ve kalp atışı için %6.17 hata oranlarıyla belirlenmiştir. Bir diğer SD tabanlı biyoradar deneysel çalışmasında iki farklı algoritma karşılaştırılmıştır. 1 m mesafede bulunan insan denekten alınan sinyaller için HFD tabanlı sinyal işleme yöntemi ve dalgacık dönüşüm tabanlı çoklu çözünürlük analizi yöntemi uygulanmıştır. HFD tabanlı yöntemle elde edilen solunum ve kalp atış oranları sırasıyla %3.75 ve % 9.35 hata oranları ile tespit edilmiştir. Çoklu çözünürlük analizi yöntemi ile bu sonuçlar solunum için %0 ve kalp atışı içinse %8.45 olmuştur. ÇÇA’nın daha başarılı olduğu görülmüştür.

Son olarak FMSD tabanlı biyoradar için kapsamlı deneyler yapılmıştır. SD tabanlı biyoradar deneylerine benzer şekilde öncelikle hedef test mekanizması ile çalışılmıştır. İlk olarak tekli hedefler için ölçümler gerçekleştirilmiştir. 3.5 m mesafede bulunan hedef test mekanizması doğru şekilde algılanmıştır. Mekanizmanın yer değiştirmesi %2.11 ve salınım frekansı %0.09 hata oranları ile tespit edilmiştir. Aynı hedef 5 m mesafeye konularak çalışma sürdürülmüştür. Bu durumda menzil tespiti yine başarıyla gerçekleştirilmiştir. Yer değiştirme ve salınım frekansları sırasıyla %2.11 ve %1.06 hata oranları ile bulunmuştur. Deneyler iki hedef test mekanizması için devam etmiştir. İki hedef test mekanizması farklı salınım frekanslarında aynı yer değiştirmeye sahip olacak şekilde çalıştırılmıştır. Hedefler 3.5 ve 5 m’ye yerleştirilmiştir. İki hedef içinde menziller başarılı bir şekilde tespit edilmektedir. 3.5 m’de bulunan hedefin yer değiştirme ve salınım frekansları sırasıyla %2.11 ve %0.83 hata oranı ile bulunmuştur. 5 m’deki hedef için bu sonuçlar sırasıyla %3.88 ve %2.33’tür. Bu sonuçlar çoklu hedefler için uzak mesafede bulunan hedefin hata oranında artma olduğunu göstermektedir.

FMSD tabanlı biyoradar için insan deneyleri hedef test mekanizması deneyleri ile aynı senaryoda gerçekleştirilmiştir. İlk olarak tek bir insan denek radardan 3.5 m mesafeye oturtturularak hayati sinyallerinin çıkarılması amaçlanmıştır. Yapılan deneylerle solunum ve kalp atış hızı için elde edilen sonuçlar referans ölçümlerle elde edilen değerlerle karşılaştırıldığında sırasıyla %4 ve %13.25 hata oranı ile bulunmuştur. Denegin 5 m mesafeye yerleştirilmesi ile tespit edilen hayati sinyallerin hata oranları solunum için %4.42 iken, kalp atışı için bu değer %15.16'dır. Son olarak iki sağlıklı insan denek 3.5 ve 5 m mesafeye oturtularak FMSD tabanlı biyoradarın çoklu hedefler için hayati sinyalleri elde etmesi üzerine performansı incelenmiştir. 3.5 m'de bulunan hedefin solunumu %5.5 hata ile kalp atışı ise %16.36 hata ile tespit edilmiştir. 5 m'de bulunan hedef için solunum ve kalp atış hata oranları sırasıyla %6.76 ve %18.4 olmuştur.

Hayati sinyallerin tespiti için gerçekleştirilen çalışmalar sonucunda solunum hızı tespitinin daha başarılı olduğu görülmektedir. Bunun sebebinin göğüs duvar hareketinin büyük bir bölümünün solunum kaynaklı olmasındandır. Kalp atış hızının tespiti ise özellikle yakın mesafede gerçekleştirilen deneylerde daha doğru sonuçlar üretmektedir. FMSD tabanlı biyoradar ölçümlerinde özellikle kalp atış hızlarının hata oranı oldukça yüksektir. Bunun nedeni hem mesafenin fazla olması hem de kalp atış hızının göğüs duvar hareketine etkisinin oldukça küçük olmasıdır. Ayrıca çoklu hedef çalışmalarında hata oranları artmaktadır. Bunun etkisinin radarın performansından kaynaklandığı değerlendirilmektedir. Elde edilen sonuçlar biyoradarların tıbbi uygulamalarda temaslı cihazların yerini alabilmek için gelecek vadettiğini göstermektedir.

5.2 Öneriler

Bu tez kapsamında gerçekleştirilen çalışmalar tek giriş tek çıkışlı radar yapısı ile gerçekleştirilmiştir. Ayrıca FMSD biyoradar için düşük bant genişliğine sahip ucuz maliyetli bir radar kullanılmıştır. Ancak çoklu giriş ve çıkışa sahip radarlar kullanılarak ve bant genişliği de artırılarak hem konum tespitinin yapılabileceği hem de daha yüksek doğrulukta hayati sinyallerin belirlenebileceği düşünülmektedir.

Hayati sinyallerin tespit edilmesine yönelik aynı senaryolara bağlı kalmak koşulu ile farklı radar tipleri kullanılarak üretilebilecek yeni algoritmalarla tespit doğruluğunu artırmaya yönelik çalışmalar gerçekleştirilebilir. Son dönemde hayati sinyallerin tespit edilmesi ile sınıflandırma teknikleri ve derin öğrenme metotları kullanılarak kişi tespiti (tanıma) çalışmaları zihinsel yorgunluk çalışmaları gerçekleştirilmektedir. Benzer

Çalışmaların yapılabilceği öngörölmektedir. Ayrıca biyoradar yapısının temel elemanı olan radar verici/alıcı modöünün üretimine yönelik çalışmalar yapılabilir. Uyku takibi, yaşlı düşme tespiti gibi uygulamalar da hayati sinyallerin elde edilmesine dayalı olmasından dolayı alışılabilcek diğer konular arasındadır.



KAYNAKLAR

- Acar, Y. E., Saritas, I. ve Yaldiz, E., 2021, An experimental study: Detecting the respiration rates of multiple stationary human targets by stepped frequency continuous wave radar, *Measurement*, 167, 108268.
- Ahmad, A., Roh, J. C., Wang, D. ve Dubey, A., 2018, Vital signs monitoring of multiple people using a FMCW millimeter-wave sensor, *2018 IEEE Radar Conference (RadarConf18)*, 1450-1455, Oklahoma City, OK, USA.
- Alizadeh, M., Shaker, G., De Almeida, J. C. M., Morita, P. P. ve Safavi-Naeini, S., 2019, Remote monitoring of human vital signs using mm-wave FMCW radar, *IEEE Access*, 7, 54958-54968.
- Amin, M., 2017, Radar for indoor monitoring: detection, classification, and assessment, *CRC Press*, p.
- Andersen, N., Granhaug, K., Michaelsen, J. A., Bagga, S., Hjortland, H. A., Knutsen, M. R., Lande, T. S. ve Wisland, D. T., 2017, A 118-mw pulse-based radar SoC in 55-nm CMOS for non-contact human vital signs detection, *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 52 (12), 3421-3433.
- Anishchenko, L., Ivashov, S., Soldovieri, F., Catapano, I. ve Crocco, L., 2013, Comparison study of two approaches for bioradar data processing. *IET International Radar Conference*, 57, Xi'an, China.
- Anishchenko, L., Gennarelli, G., Tataraidze, A., Gaysina, E., Soldovieri, F. ve Ivashov, S., 2015, Evaluation of rodents' respiratory activity using a bioradar, *IET Radar, Sonar & Navigation*, 9 (9), 1296-1302.
- Anitori, L., de Jong, A. ve Nennie, F., 2009, FMCW radar for life-sign detection, *2009 IEEE Radar Conference*, 1-6, Pasadena, CA, USA.
- Azevedo, S. ve McEwan, T. E., 1997, Micropower impulse radar, *IEEE Potentials*, 16 (2), 15-20.
- Boric-Lubecke, O., Lin, J., Park, B.-K., Li, C., Massagram, W., Lubecke, V. M. ve Host-Madsen, A., 2008, Battlefield triage life signs detection techniques, *Radar Sensor Technology XII*, 69470J.
- Boric-Lubecke, O., Lubecke, V. M., Droitcour, A. D., Park, B.-K. ve Singh, A., 2016, Doppler radar physiological sensing, Wiley Online Library, p.
- Cerasuolo, G., Petrella, O., Marciano, L., Soldovieri, F. ve Gennarelli, G., 2017, Metrological characterization for vital sign detection by a bioradar, *Remote Sensing*, 9 (10), 996.
- Chen, K.-M., Huang, Y., Zhang, J. ve Norman, A., 2000, Microwave life-detection systems for searching human subjects under earthquake rubble or behind barrier, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47 (1), 105-114.
- Computing, M., 2018, USB-1608G Series 16-Bit High-Speed Multifunction DAQ Devices, <https://www.mccdaq.com/usb-data-acquisition/USB-1608G-Series.aspx>: [Ziyaret Tarihi: 28 Aralık 2020].
- Dei, D., Grazzini, G., Luzi, G., Pieraccini, M., Atzeni, C., Boncinelli, S., Camiciottoli, G., Castellani, W., Marsili, M. ve Lo Dico, J., 2009, Non-contact detection of breathing using a microwave sensor, *Sensors*, 9 (4), 2574-2585.
- Digilent, 2016, Nexys4 DDR™ FPGA Board Reference Manual, https://reference.digilentinc.com/_media/nexys4-ddr:nexys4ddr_rm.pdf: [Ziyaret Tarihi: 3 Mart 2020].
- Dremina, M. ve Anishchenko, L., 2016, Contactless fall detection by means of CW bioradar, *2016 Progress in Electromagnetic Research Symposium (PIERS)*, 2912-2915, Shanghai, China.

- Droitcour, A., Lubecke, V., Lin, J. ve Boric-Lubecke, O., 2001, A microwave radio for Doppler radar sensing of vital signs, *2001 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest (Cat. No. 01CH37157)*, 175-178, Phoenix, AZ, USA.
- Droitcour, A. D., Boric-Lubecke, O., Lubecke, V. M., Lin, J. ve Kovacs, G. T., 2004, Range correlation and I/Q performance benefits in single-chip silicon Doppler radars for noncontact cardiopulmonary monitoring, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52 (3), 838-848.
- Evteeva, K., Turetskaya, A. ve Anishchenko, L., 2019, Sensing of human breathing and heart beating at different orientation angles by CW Doppler radar, *2019 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBREIT)*, 36-39, Yekaterinburg, Russia.
- Fang, Z., Lou, L., Tang, K., Wang, W., Wang, Y., Guo, T., Yang, C. ve Zheng, Y., 2020, Wide field-of-view locating and multimodal vital sign monitoring based on X-band CMOS-integrated phased-array radar sensor, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 68(9), 4054-4065.
- Guzmán, T. ve Parra, Y., 2015, A Short-range, low-cost radar system development to measure speed and distance, Master of Science Thesis, *Universidad Politécnica de Madrid*.
- Hall, T., Malone, N. A., Tsay, J., Lopez, J., Nguyen, T., Banister, R. E. ve Lie, D. C., 2016, Long-term vital sign measurement using a non-contact vital sign sensor inside an office cubicle setting, *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 4845-4848, Orlando, Florida, USA.
- He, M., Nian, Y. ve Gong, Y., 2017, Novel signal processing method for vital sign monitoring using FMCW radar, *Biomedical Signal Processing and Control*, 33, 335-345.
- Instrument, T., 2020, TL071 Low-noise operational amplifiers datasheet, <https://www.ti.com/product/TL071>: [Ziyaret Tarihi: 22 Ağustos 2020].
- Islam, S. M., Motoyama, N., Pacheco, S. ve Lubecke, V. M., 2020, Non-contact vital signs monitoring for multiple subjects using a millimeter wave FMCW automotive radar, *2020 IEEE/MTT-S International Microwave Symposium (IMS)*, 783-786, Los Angeles, California, USA.
- Jin, Y., Kim, B., Kim, S. ve Lee, J., 2018, Design and implementation of FMCW surveillance radar based on dual chirps, *Elektronika ir Elektrotechnika*, 24 (6), 60-66.
- Khan, F. ve Cho, S. H., 2017, A detailed algorithm for vital sign monitoring of a stationary/non-stationary human through IR-UWB radar, *Sensors*, 17 (2), 290.
- Kim, J. D., Lee, W. H., Lee, Y., Lee, H. J., Cha, T., Kim, S. H., Song, K.-M., Lim, Y.-H., Cho, S. H. ve Cho, S. H., 2019, Non-contact respiration monitoring using impulse radio ultrawideband radar in neonates, *Royal Society Open Science*, 6 (6), 190149.
- Kuutti, J., Paukkunen, M., Aalto, M., Eskelinen, P. ve Sepponen, R. E., 2015, Evaluation of a Doppler radar sensor system for vital signs detection and activity monitoring in a radio-frequency shielded room, *Measurement*, 68, 135-142.
- Lee, H., Kim, B.-H., Park, J.-K., Kim, S. W. ve Yook, J.-G., 2019, A resolution enhancement technique for remote monitoring of the vital signs of multiple subjects using a 24 GHz bandwidth-limited FMCW radar, *IEEE Access*, 8, 1240-1248.

- Lee, Y. S., Pathirana, P. N., Steinfort, C. L. ve Caelli, T., 2014, Monitoring and analysis of respiratory patterns using microwave doppler radar, *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 2, 1-12.
- Li, C. ve Lin, J., 2008, Complex signal demodulation and random body movement cancellation techniques for non-contact vital sign detection, *2008 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, 567-570, Atlanta, Ga, USA.
- Li, C. ve Lin, J., 2013, Microwave noncontact motion sensing and analysis, *John Wiley & Sons*, p.
- Liang, X., Deng, J., Zhang, H. ve Gulliver, T. A., 2018, Ultra-wideband impulse radar through-wall detection of vital signs, *Scientific Reports*, 8 (1), 1-21.
- Lin, F., Zhuang, Y., Song, C., Wang, A., Li, Y., Gu, C., Li, C. ve Xu, W., 2017, SleepSense: A noncontact and cost-effective sleep monitoring system, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 11 (1), 189-202.
- Lin, J. C., 1975, Noninvasive microwave measurement of respiration, *Proceedings of the IEEE*, 63 (10), 1530-1530.
- Liu, L. ve Liu, S., 2014, Remote detection of human vital sign with stepped-frequency continuous wave radar, *IEEE Journal of Selected Topics in Applied Earth Observations and Remote Sensing*, 7 (3), 775-782.
- Ludre, Y., 2019, VTK 1050 - Analog Veri Toplama Kartı, <http://www.ludre.com.tr/ludre-vtk-1050/10>: [Ziyaret Tarihi: 20 Aralık 2019].
- Lv, Q., Chen, L., An, K., Wang, J., Li, H., Ye, D., Huangfu, J., Li, C. ve Ran, L., 2018, Doppler vital signs detection in the presence of large-scale random body movements, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 66 (9), 4261-4270.
- Mabrouk, M., Rajan, S., Bolic, M., Forouzanfar, M., Dajani, H. R. ve Batkin, I., 2016, Human breathing rate estimation from radar returns using harmonically related filters, *Journal of Sensors*, 2016.
- Mallat, S. G., 1989, A theory for multiresolution signal decomposition: The wavelet representation, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 11 (7), 674-693.
- McEwan, T. E., 1996, Body monitoring and imaging apparatus and method, Google Patents.
- Mercuri, M., Lorato, I. R., Liu, Y.-H., Wieringa, F., Hoof, C. V. ve Torfs, T., 2019, Vital-sign monitoring and spatial tracking of multiple people using a contactless radar-based sensor, *Nature Electronics*, 2 (6), 252-262.
- Microwave, R., 2012, K-LC6 Radar Transceiver, <https://www.rfbeam.ch/product?id=13>: [Ziyaret Tarihi : 18 Mayıs 2019].
- Mostov, K., Liptsen, E. ve Boutchko, R., 2010, Medical applications of shortwave FM radar: Remote monitoring of cardiac and respiratory motion, *Medical Physics*, 37 (3), 1332-1338.
- Nahar, S., Phan, T., Quaiyum, F., Ren, L., Fathy, A. E. ve Kilic, O., 2018, An electromagnetic model of human vital signs detection and its experimental validation, *IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems*, 8 (2), 338-349.
- Nosrati, M., Shahsavari, S., Lee, S., Wang, H. ve Tavassolian, N., 2019, A concurrent dual-beam phased-array Doppler radar using MIMO beamforming techniques for short-range vital-signs monitoring, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 67 (4), 2390-2404.

- Noyito, 2018, AD620 Signal Amplifier User Manual, <https://www.amazon.sg/NOYITO-Amplifier-Microvolt-100%CE%BCV-300mV-Transmitter/dp/B07CR89WBW>: [Ziyaret Tarihi: 27 Temmuz 2019].
- Park, B.-K., Boric-Lubecke, O. ve Lubecke, V. M., 2007, Arctangent demodulation with DC offset compensation in quadrature Doppler radar receiver systems, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 55 (5), 1073-1079.
- Pisa, S., Pittella, E. ve Piuze, E., 2016, A survey of radar systems for medical applications, *IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine*, 31 (11), 64-81.
- Qi, F., Li, C., Wang, S., Zhang, H., Wang, J. ve Lu, G., 2016, Contact-free detection of obstructive sleep apnea based on wavelet information entropy spectrum using bio-radar, *Entropy*, 18 (8), 306.
- Quaiyum, F., Ren, L., Nahar, S., Foroughian, F. ve Fathy, A. E., 2017, Development of a reconfigurable low cost multi-mode radar system for contactless vital signs detection, *2017 IEEE MTT-S International Microwave Symposium (IMS)*, 1245-1247. Honolulu, HI, USA.
- Rao, S., 2017, Introduction to mmWave sensing: FMCW radars, *Texas Instruments (TI) mmWave Training Series*.
- Sacco, G., Piuze, E., Pittella, E. ve Pisa, S., 2020, An FMCW radar for localization and vital signs measurement for different chest orientations, *Sensors*, 20 (12), 3489.
- Seflek, I., Acar, Y. E. ve Yaldiz, E., 2020, Small motion detection and non-contact vital signs monitoring with continuous wave Doppler radars, *Elektronika ir Elektrotechnika*, 26 (3), 54-60.
- Seflek, I. ve Yaldiz, E., 2020, Frekans modüleli sürekli dalga radarıyla simüle edilen hayati sinyallerin temassız tespiti, *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi, (EJOSAT) Special Issue 2020 (ICCEES)*, 72-77.
- Skolnik, M. I., 1980, Introduction to radar systems, *McGraw-hill New York*, p.
- Sun, L., Huang, S., Li, Y., Gu, C., Pan, H., Hong, H. ve Zhu, X., 2020, Remote measurement of human vital signs based on joint-range adaptive EEMD, *IEEE Access*, 8, 68514-68524.
- Van Loon, K., Breteler, M., Van Wolfwinkel, L., Leyssius, A. R., Kossen, S., Kalkman, C., van Zaane, B. ve Peelen, L., 2016, Wireless non-invasive continuous respiratory monitoring with FMCW radar: a clinical validation study, *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 30 (6), 797-805.
- Vasireddy, R., Roth, C., Mathis, J., Goette, J., Jacomet, M. ve Vogt, A., 2018, K-band Doppler radar for contact-less overnight sleep marker assessment: a pilot validation study, *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 32 (4), 729-740.
- Venkatesh, S., Anderson, C. R., Rivera, N. V. ve Buehrer, R. M., 2005, Implementation and analysis of respiration-rate estimation using impulse-based UWB, *MILCOM 2005-2005 IEEE Military Communications Conference*, 3314-3320. Atlantic City, NJ, USA.
- Veron, 2017, VRN -501 Nabız Oksimetresi, http://www.veronsaglik.com/index.php?route=product/product&path=61&product_id=65: [Ziyaret Tarihi: 18 Ekim 2019].
- Wang, G., Munoz-Ferreras, J.-M., Gu, C., Li, C. ve Gomez-Garcia, R., 2014, Application of linear-frequency-modulated continuous-wave (LFMCW) radars for tracking of vital signs, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 62 (6), 1387-1399.
- Wang, S., Pohl, A., Jaeschke, T., Czaplik, M., Köny, M., Leonhardt, S. ve Pohl, N., 2015, A novel ultra-wideband 80 GHz FMCW radar system for contactless monitoring

- of vital signs, *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 4978-4981, Milan, Italy.
- Wang, Y., Wang, W., Zhou, M., Ren, A. ve Tian, Z., 2020, Remote monitoring of human vital signs based on 77-GHz mm-wave FMCW radar, *Sensors*, 20 (10), 2999.
- Xue, H., Liu, M., Zhang, Y., Liang, F., Qi, F., Chen, F., Lv, H. ve Wang, J., 2017, An Algorithm based wavelet entropy for shadowing effect of human detection using ultra-wideband bio-radar, *Sensors*, 17 (10), 2255.
- Yang, X., Sun, G. ve Ishibashi, K., 2017, Non-contact acquisition of respiration and heart rates using doppler radar with time domain peak-detection algorithm, *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2847-2850.
- Zhang, T., Sarrazin, J., Valerio, G. ve Istrate, D., 2018, Estimation of human body vital signs based on 60 GHz Doppler radar using a bound-constrained optimization algorithm, *Sensors*, 18 (7), 2254.
- Zito, D., Pepe, D., Mincica, M., Zito, F., Tognetti, A., Lanatà, A. ve De Rossi, D., 2011, SoC CMOS UWB pulse radar sensor for contactless respiratory rate monitoring, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 5 (6), 503-510.