

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**GIYİLEBİLİR ALGILAYICILAR İLE YAŞAMSAL VERİLERİN
ÖLÇÜLMESİ İLETİLMESİ VE GÖRÜNTÜLENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
Mak. Müh. Murat GÜLER**

**Anabilim Dalı: DİSİPLİNLERARASI
Programı: MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ**

OCAK 2007

**GİYİLEBİLİR ALGILAYICILAR İLE YAŞAMSAL VERİLERİN
ÖLÇÜLMESİ İLETİLMESİ VE GÖRÜNTÜLENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mak. Müh. Murat GÜLER

518031019

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 01 Mart 2007

Tezin Savunulduğu Tarih : 30 Ocak 2007

Tez Danışmanı : Doç.Dr. Şeniz ERTUĞRUL (İ.T.Ü.)

Diğer Jüri Üyeleri : Prof.Dr. Ahmet KUZUCU (İ.T.Ü.)

Doç.Dr. Nuray UÇAR (İ.T.Ü.)

OCAK 2007

ÖNSÖZ

Bu çalışmada mikro elektro mekanik (MEMS) tabanlı ivmeölçer kullanılarak vücut duruşu, solunum hızı ve vücut hareketlerinin ölçülmesi, iletilmesi ve görüntülenmesine çalışılmıştır.

Çalışmamda değerli bilgileri ile bana yol gösteren sayın hocam Doç. Dr. Şeniz ERTUĞRUL'a, hocam Bülent POLAT'a, yaptığım denemelerde yardımcı olan arkadaşlarıma ve desteklerini esirgemeyen sevgili aileme teşekkürü zevkli bir görev bilirim.

Ocak, 2007

Murat GÜLER

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR	iv
TABLO LİSTESİ	v
ŞEKİL LİSTESİ	vi
SEMBOL LİSTESİ	viii
ÖZET	ix
SUMMARY	xiv
1. GİRİŞ	1
1.1. Literatür Özeti	4
1.2. Tezin Amacı	5
2. SİSTEMİN YAPISI	7
3. ARF-GİYSİNİN OLUŞTURULMASI	10
4. ARF-GİYSİ SİSTEM ELEMANLARI	12
4.1. Besleme Devresi	13
4.2. MEMS Tabanlı Algılayıcılar	14
4.2.1. Mikro Elektro Mekanik Sistemler	14
4.2.2. MEMS İvmeölçer	16
4.2.3. ADXL202E İvmeölçer ve Devresi	21
4.3. ATX-34 RF Verici Modül	27
4.4. ARX-34 RF Alıcı Modül	30
4.5. NI PCI-6024E Veri Toplama Kartı	32
4.6. Bilgisayar ve Uygulama Programı	34
5. VERİLERİN İŞLENMESİ VE GÖRÜNTÜLENMESİ	37
5.1. Solunum Hızının Analizi	39
5.2. Vücut Duruş Pozisyonlarının Belirlenmesi	41
5.3. Yürüme Hareketinin Analizi	43
5.4. Koşma Hareketinin Analizi	45
5.5. Sistem Performansının İncelenmesi	52
6. SONUÇLAR VE TARTIŞMA	60
KAYNAKLAR	62
ÖZGEÇMİŞ	65

KISALTMALAR

MEMS	: Mikro Elektro Mekanik Sistemler
DGM	: Darbe Genişlik Modülasyonu (PWM: Pulse Width Modulation)
EKG	: Elektro Kardiyo Grafi
MST	: Mikro Sistem Teknolojisi
RF	: Radyo Frekans
ADÇ	: Analog-Dijital Çevirici (ADC: Analog to Digital Converter)
DA	: Doğru Akım
ESPYOH	: Elektronik Olarak Silinip Programlanabilir Yalnızca Okunabilir Hafıza (EEPROM: Electronically Erasable Programmable Read Only Memory)
TPR	: Toprak (GND: Ground)
HFD	: Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT: Fast Fourier Transform)
UYF	: Ultra Yüksek Frekans (UHF: Ultra High Frequency)
GKA	: Genlik Kaydırmalı Anahtarlama (ASK: Amplitude Shift Keying)

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 4.1. Günümüzdeki MEMS Uygulama Alanları.....	16
Tablo 4.2. ADXL202E Bağlantı Özellikleri.....	23
Tablo 4.3. T2 Periyodunun R_{SET} Değerleri İle Değişimi.....	24
Tablo 4.4. Band Genişliğinin C2 ve C3 Değerleri İle Değişimi.	24
Tablo 4.5. ADXL202E Devre Bağlantıları.....	26
Tablo 4.6. ADXL202E Devre Parçaları Listesi.....	26
Tablo 4.7. ATX-34 RF Verici Bağlantı Özellikleri.....	29
Tablo 4.8. ATX-34 RF Verici Teknik Özellikleri.....	29
Tablo 4.9. ARX-34 RF Alıcı Bağlantı Özellikleri.....	31
Tablo 4.10. ARX-34 RF Alıcı Teknik Özellikleri.....	32
Tablo 5.1. Solunum Hızı İçin 0–100 s. Boyunca İnceleme.....	39
Tablo 5.2. Solunum Hızı 35–60 s. Arası İnceleme.....	40
Tablo 5.3. Yürüme Hareketi 0–20 s. Boyunca İnceleme	44
Tablo 5.4. Yürüme Hareketi 4–8 s. Arası İnceleme.....	44
Tablo 5.5. Koşma Hareketi 0–9 s. Boyunca İnceleme.....	46
Tablo 5.6. Koşma Hareketi 4–8 s. Arası İnceleme.....	47
Tablo 5.7. Tüm Hareketler İçin 7–90 s. Boyunca İnceleme.....	49
Tablo 5.8. Tüm Hareketlerin Yapıldıkları Periyotta İncelenmesi.....	49
Tablo 5.9. Hareketlerin Ölçülen Genlik ve Frekansları.....	50
Tablo 5.10. Yapılan Denemelerin Ayrıntılı Sonuçları.....	59
Tablo 5.11. Hareketlerin Genlik ve Frekans Sınır Değerleri.....	59

ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1.1 : Giyilebilir Ana Kart®.....	2
Şekil 1.2 : Sensatex-Smart Shirt®.....	2
Şekil 1.3 : Kumaş Dokusu İçine Yerleştirilmiş İletken Teller.....	3
Şekil 2.1 : Sinyalleri RF Yöntemle Görüntüleyen Sistem.....	8
Şekil 2.2 : ARF-Giysi Yaşamsal Veri Görüntüleme Sistemi.....	9
Şekil 3.1 : ARF-Giysi.....	10
Şekil 3.2 : Elektronik Donanımın Ayrık ve Yerleşik Halleri.....	11
Şekil 4.1 : Sistemin Blok Diyagramı.....	12
Şekil 4.2 : Düzenleyici Devresi Şeması.....	14
Şekil 4.3 : Planet Dişli Mekanizması ve Elektro-Statik Mikro Motor Sistemi....	15
Şekil 4.4 : Üç Eksenli (mikro) İvmeölçer.....	17
Şekil 4.5 : Kütle Üzerindeki Bir Tırnağın Boyutları.....	18
Şekil 4.6 : ADXL202E Blok Yapısı.....	19
Şekil 4.7 : Yay süspansiyon Sistemi.....	19
Şekil 4.8 : Kapasitif İvmeölçer Sistemi.....	20
Şekil 4.9 : ADXL202E Blok Diyagramı.....	20
Şekil 4.10 : ADXL202E MEMS İvmeölçer ve Devresi.....	21
Şekil 4.11 : ADXL202E Bağlantı Yapısı (Üstten Görünüm).....	22
Şekil 4.12 : ADXL202E İvmeölçer Devre Şeması.....	23
Şekil 4.13 : ADXL202E Devre Elemanları (Üstten Görünüm).....	25
Şekil 4.14 : DGM Sinyali.....	27
Şekil 4.15 : ATX-34 UYF GKA Verici Modül.....	28
Şekil 4.16 : ATX-34 RF Verici Modül Boyutları.....	28
Şekil 4.17 : ARX-34 UYF GKA Alıcı Modül.....	31
Şekil 4.18 : ARX-34 RF Alıcı Modül Boyutları.....	31
Şekil 4.19 : RF Sinyal İletiminin Bağlantı Şeması.....	32
Şekil 4.20 : NI PCI-6024E Veri Toplama Kartı ve SC-2075 Bağlantı Bloğu.....	33
Şekil 4.21 : ARF-Giysi Sistemi Bağlantı Şeması.....	34
Şekil 4.22 : Alınan Sinyalin Akış Diyagramı.....	36
Şekil 5.1 : ADXL202E'den Elde Edilen İvme-Zaman Grafiği.....	38
Şekil 5.2 : ADXL202E'nin Vücuttaki Konumu.....	38
Şekil 5.3 : Solunum Hızı İçin İvme-Zaman Grafiği.....	39
Şekil 5.4 : Solunum Hızı 35-60 s. Arası İvme-Zaman Grafiği.....	40
Şekil 5.5 : İvme-Zaman Grafiğinden Solunum Hızının Belirlenmesi.....	41
Şekil 5.6 : 1 g Ölçümü İçin ADXL202E Pozisyonu.....	42
Şekil 5.7 : Vücut Pozisyonlarının Belirlenmesi İçin İvme-Zaman Grafiği.....	42
Şekil 5.8 : Yürüme Hareketi.....	43
Şekil 5.9 : Yürüme Hareketi İçin İvme-Zaman Grafiği.....	43
Şekil 5.10 : Yürüme Aktivitesi 4-8 s.Aralığı İvme-Zaman Grafiği.....	44
Şekil 5.11 : Koşma Hareketi.....	45
Şekil 5.12 : Koşma Hareketi İçin İvme-Zaman Grafiği.....	46

Şekil 5.13	: Koşma Hareketi 4–8 s. Arası İvme-Zaman Grafiği.....	47
Şekil 5.14	: Tüm Hareketler İçin İvme-Zaman Grafiği.....	49
Şekil 5.15	: 4 Adım Yürüme ve Durma Hareketleri.....	50
Şekil 5.16	: 6 Adım Yürüme ve Durma Hareketleri.....	51
Şekil 5.17	: Yürüme-Durma-Koşma-Durma Hareket Dizisi.....	51
Şekil 5.18	: 1. Kişiden Alınan Solunum Hızı Ölçümü.....	53
Şekil 5.19	: 2. Kişiden Alınan Solunum Hızı Ölçümü.....	53
Şekil 5.20	: 3. Kişiden Alınan Solunum Hızı Ölçümü.....	54
Şekil 5.21	: 4. Kişinin Gerçekleştirdiği Yürüme Hareketi.....	54
Şekil 5.22	: 5. Kişinin Gerçekleştirdiği Yürüme Hareketi.....	55
Şekil 5.23	: 6. Kişinin Gerçekleştirdiği Yürüme Hareketi.....	55
Şekil 5.24	: 7. Kişinin Gerçekleştirdiği Yürüme Hareketi.....	56
Şekil 5.25	: 8. Kişinin Gerçekleştirdiği Yürüme Hareketi	56
Şekil 5.26	: 9. Kişinin Gerçekleştirdiği Koşma Hareketi.....	57
Şekil 5.27	: 10. Kişinin Gerçekleştirdiği Koşma Hareketi	57
Şekil 5.28	: 11. Kişinin Gerçekleştirdiği Koşma Hareketi.....	58
Şekil 5.29	: 12. Kişinin Gerçekleştirdiği Koşma Hareketi.....	58

SEMBOL LİSTESİ

a	: İvme
g	: Yerçekimi ivmesi
T1	: Kare dalga sinyalde yükselen kenarın gelme süresi
T2	: Kare dalga sinyalin periyodu
F	: Kuvvet
m	: Kütle
k	: Yay katsayısı
x	: Yayın uzama miktarı
C_x, C_y	: Band genişliğinin ayarlanmasını sağlayan kapasiteler
R_{set}	: T2 periyodunun ayarlanmasını sağlayan direnç

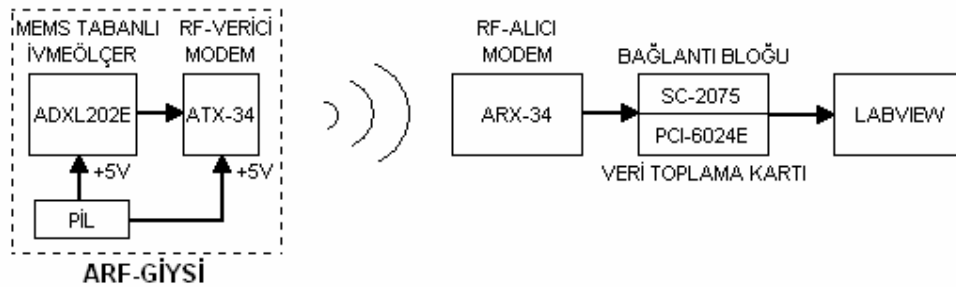
GIYİLEBİLİR ALGILAYICILAR İLE YAŞAMSAL VERİLERİN ÖLÇÜLMESİ, İLETİLMESİ VE GÖRÜNTÜLENMESİ

ÖZET

Bilim ve teknoloji dünyasındaki hızlı gelişme ile elektronik parçalar ve algılayıcıların boyutları giderek küçülmüş ve mikro boyutlarla ifade edilebilir hale gelmiştir. Nanoteknoloji ve malzeme bilimlerindeki yeni keşiflerin, algılayıcı teknolojilerine uygulanması ile MEMS (Mikro Elektro Mekanik Sistemler) algılayıcıların kullanım alanları oldukça artmıştır. Bu elverişli durum, bilim adamlarının ve araştırmacıların, algılayıcıları, kumaş dokusu ile birleştirmelerine olanak tanımıştır. Bu yeni teknolojiye literatürde “Elektronik Tekstiller/e-Tekstiller”, “Akıllı Tekstiller”, “Smart Tekstil” vb. adlar verilmiştir. İnsanı üzerinde iken rahatsız etmeyecek kadar küçülen algılayıcılar ve elektronik devreler ile dokularında iletkenler barındıran tekstil malzemeleri sayesinde birçok konuda ekonomik, verimli ve faydalı çözümlere ulaşılmıştır. “Akıllı Tekstillerin” yaygın olarak üç farklı alanda uygulamaları mevcuttur: Sağlık uygulamaları, spor-eğlence uygulamaları ve askeri uygulamalar.

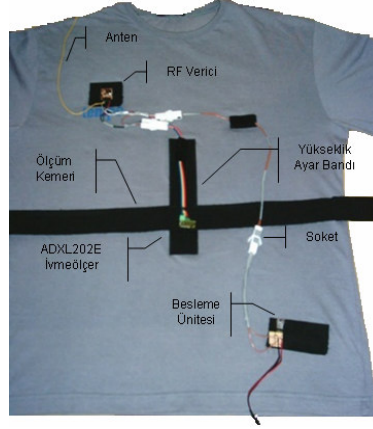
Tezin genel amacı, MEMS tabanlı ivmeölçer kullanarak, insan vücudunun öne eğilme, dik durma, sırt üstü yatma pozisyonları, yürüme ve koşma hareketlerinin belirlenmesi ile hayati önem taşıyan solunum hızının ölçülmesidir. Bu veriler RF yöntemiyle kablosuz olarak iletilecek ve yapılan hareketler ışıklı göstergeler ile bildirilerek, solunum hızı da görüntülenecektir. Gerçek zamanlı olarak yapılacak bu görüntüleme işleminde algılayıcının ve elektronik donanımın giysiye yerleştirilmesi de sağlanacaktır.

Şekil 1’de, ARF-Giysi yaşamsal veri görüntüleme sisteminin genel yapısı ve sistemi oluşturan birimler görülmektedir.



Şekil 1: ARF-Giysi Yaşamsal Veri Görüntüleme Sistemi.

Şekil 2’de görülen ARF-Giysinin giyilip çıkartılması esnasında elektronik donanımların zarar görmemesi ve kişinin giysiyi daha rahat giyebilmesi için yapışkan bantlar kullanılmıştır.



Şekil 2: ARF-Giysi.

ARF-Giysi sistemi, üzerine yerleştirilmiş olan ADXL202E MEMS kapasitif ivmeölçer, 5V besleme ünitesi ve ATX-34 RF verici modülden oluşan hareketli kısım ile ARX-34 RF alıcı modül, SC-2075 bağlantı bloğu, NI PCI-6024E veri toplama kartı ve P4 işlemcili bilgisayarın yer aldığı sabit kısımdan oluşmaktadır. Sinyallerin işlenmesi için kullanılan program ise Labview 7.0'dır. ADXL202E MEMS ivmeölçer tarafından üretilen kare dalga sinyali ATX-34 RF verici modüle gönderilir. ADXL202E ivmeölçer ile ATX-34 RF verici modül, 5V DA ile çalışmaktadır. Gereken güç 9V'luk bir pil ve LM7805 ile oluşturulmuş bir besleme devresinden sağlanmaktadır. ADXL202E içerisinde bulunan ve analog sinyalleri kare dalga sinyale çeviren yaklaşık 14 bit çözünürlüğe sahip bir analog-dijital çevirici mevcuttur. ADXL202E çok yüksek ivmelerin ölçülebileceği bir uygulamada kullanılmadığı için %12,5/g'lik hassasiyeti ile uygun bir ivmeölçerdir. Bu durum kare dalga sinyalinin çözülmesi ve ivme değerinin hesaplanabilmesi için de yüksek sayıcı hızlarına gereksinim duyulmamasını sağlamaktadır.

ADXL202E'den üretilen kare dalga sinyali RF iletişimin sağlanması amacı ile kare dalga iletebilen ATX-34 RF verici modüle gönderilmektedir. ATX-34 RF verici 434 MHz bandında 2400 bps (bit per second) hızında veri göndermektedir. ARX-34 RF alıcı modül tarafından alınan sinyaller NI PCI-6024E veri toplama kartının analog girişine gönderilir. NI PCI-6024E veri toplama kartı 12 bit çözünürlükte 16 tane single-ended analog girişe sahiptir. Veri toplama kartının analog girişine bağlanan kare dalga sinyali 200 KHz örnekleme frekansı ile ve 4000 örnek alınarak gerçek sinyalin özelliklerini gösterecek kadar iyi örneklenmiştir.

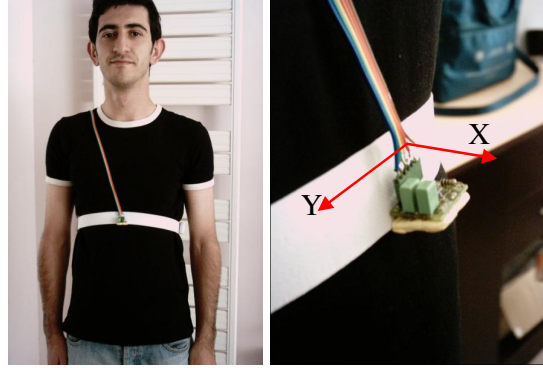
Bilgisayarda Labview 7.0 programında, veri toplama kartından alınan kare dalga sinyali üzerinde yapılan ölçümler ile dalga genişliğinin periyoda oranı olan, doluluk boşluk oranı (duty cycle) belirlenmekte ve aşağıdaki bağıntı ile g cinsinden ivme hesaplanmaktadır.

$$a(g) = \frac{T_1 / T_2 - T_1 / T_2 \big|_{a=0g}}{T_1 / T_2 \big|_{a=1g}} \quad (1)$$

$$a(g) = \frac{(T_1 / T_2) - 0.50}{0.125} \quad (2)$$

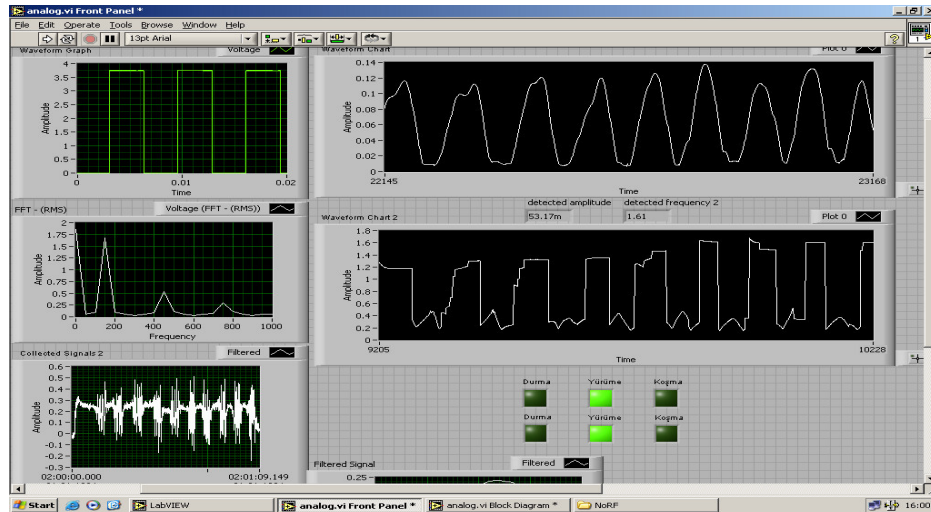
Gerçek zamanlı olarak görüntülenen ivme değerleri üzerinde yapılan analizler sonucu, vücut duruşu, durma anı ve bu durumdaki solunum hızı, yürüme ve koşma hareketleri için karakteristik özellikler ortaya konularak, elde edilen ivme grafiklerinden, kişinin o anki hareket bilgisi ve durma anındaki solunum hızı bilgileri elde edilmektedir.

ADXL202E ivmeölçerin x ve y eksenleri Şekil 3’de görüldüğü gibi yere paralel ve x eksenini insan vücuduna dik duracak şekilde yerleştirilmektedir.

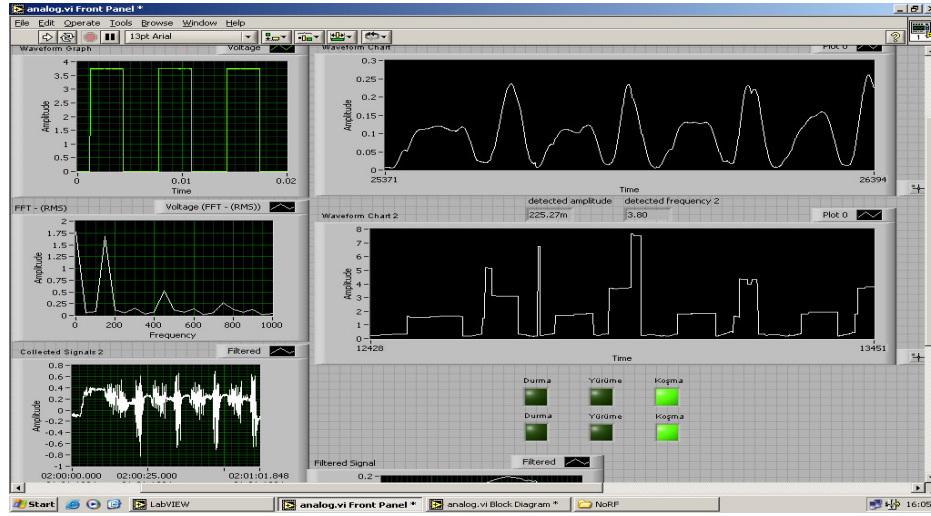


Şekil 3: ADXL202E’nin Vücuttaki Konumu.

ARF-Giysi yaşamsal veri görüntüleme sistemi ile durma, yürüme ve koşma hareketleri değişik sıralarla tekrarlanmış ve Şekil 4 ve Şekil 5’de görülen grafikler elde edilmiştir. Grafiklerde, örneklenen kare dalga sinyali, bu sinyalin HFD analizi, elde edilen ivme-zaman grafiği, bu grafikten ölçülen genlik (sağ üstte) ve frekans (sağ altta) değerleri ile o anda yapılan hareketin bildirildiği ışıklı göstergeler görülmektedir.



Şekil 4: 4 Adım Yürüme ve Durma Hareketlerinin Tekrarlanması.



Şekil 5: Yürüme, Durma ve Koşma Hareketlerinin Tekrarlanması.

Çalışmada daha sağlıklı sonuçlar elde edilmesi ve hareketlere ait genlik ve frekans aralıklarının daha güvenilir bir şekilde oluşturulması amacıyla, 18–25 yaş grubundan 10 kişi üzerinden farklı hareketler için yürüme bandı kullanılarak ölçümler yapılmıştır. Alınan 12 ölçümden, 3’ü solunum hızı ölçümü, 5’i yürüme hareketi ve 4’ü de koşma hareketinin belirlenmesine yöneliktir. Kişilere yaptırılan hareketler, bu hareketler esnasında elde edilen genlik ve frekans değerleri ve kişilere ait yaş, ağırlık, cinsiyet bilgileri Tablo 1’de gösterilmiştir.

Tablo 1: Yapılan Ölçümlerin Ayrıntılı Sonuçları.

Ölçüm No	Kişiyeye Ait Bilgiler			Yapılan Hareket	Genlik Aralığı (g)	Frekans Aralığı (Hz)	Ölçülen Değer
	Yaş	Ağırlık (Kg)	Cst.				
1	25	55	E	Solunum	0.0067~0.023	0.36~0.52	25 tnfs./dk.
2	22	65	E	Solunum	0.0089~0.051	0.27~0.37	22 tnfs./dk.
3	19	48	B	Solunum	0.0048~0.017	0.17~0.66	27 tnfs./dk.
4	25	80	E	Yürüme	0.042~0.078	0.93~1.16	
5	23	70	E	Yürüme	0.087~0.127	1.28~1.59	
6	20	50	B	Yürüme	0.119~0.161	1.65~1.83	
7	25	55	E	Yürüme	0.146~0.227	1.79~2.10	
8	23	62	E	Yürüme	0.120~0.163	1.55~1.78	
9	18	52	B	Koşma	0.173~0.410	2.30~2.59	
10	21	63	E	Koşma	0.156~0.258	2.55~2.87	Cst: Cinsiyet E:Erkek B:Bayan
11	22	56	E	Koşma	0.136~0.349	2.74~3.04	
12	19	48	B	Koşma	0.191~0.524	3.07~3.56	

Elde edilen sonuçlar kullanılarak, diyafram hareketi, yürüme ve koşma hareketinin belirlenmesini sağlayan genlik ve frekans aralıkları oluşturulmuş ve Tablo 2’de gösterilmiştir.

Tablo 2: Hareketlerin Genlik ve Frekans Sınır Değerleri.

Hareket	Genlik (g)	Frekans (Hz)
Diyafram Hareketi	<0.055	<1
Yürüme Hareketi	0.055~0.165	1~2.20
Koşma Hareketi	>0.165	>2.20

Tablo 2’de görülen genlik ve frekans değer aralıkları kullanılarak gerçekleştirilen ölçümlerde, sistemin yapılan hareketlerle uyumlu cevap vermesi büyük oranda sağlanmıştır. Genlik değer aralıkları %75 oranında doğru sonuç verirken bu oran frekans değer aralıklarında %100’e ulaşmaktadır.

Bu tez çalışması ile MEMS tabanlı ivmeölçer kullanılarak, insan vücudunun öne eğilme, dik durma, sırt üstü yatma pozisyonları, yürüme ve koşma hareketleri belirlenmiş ve hayati önem taşıyan solunum hızı ölçülmüştür. İnsan vücudundan alınan veriler RF yöntemle kablosuz olarak iletilmiş ve bu veriler gerçek zamanlı olarak görüntülenmiştir. Elektronik donanım ve algılayıcı, giysiye yapışkan bantlar vasıtasıyla yerleştirilerek ARF-Giysi oluşturulmuştur.

RF yöntemle gerçekleştirilen veri taşınması işleminde antenlerin kalitesi ve pil durumu iletimin kalitesini önemli ölçüde etkilemektedir. Yapılan çalışmada, laboratuvar ortamında 8 saat boyunca kesintisiz olarak sorunsuz ve kaliteli veri taşınması sağlanmaktadır. Sürenin uzaması, hem iletim mesafesini düşürmekte hem de sinyallerin bozulmasına yol açmaktadır. Ortaya konulan süre, ARF-Shirt’ün askeri alanda kullanımı da göz önüne alındığında uygun bir süre olarak düşünülebilir.

MEMS tabanlı ADXL202E ivmeölçerin ürettiği kare dalga sinyalin frekansı bir anlamda hareketlerin de örneklenme frekansıdır. Bu frekans yükseltilerek hareketlerin daha iyi örneklenmesi sağlanabilir.

Çalışmada kullanılan Labview programı gerçek zamanlı uygulamalar için çok uygun bir program değildir. Yapılan çalışmada yeterli bir performans göstermesine karşın sistemin daha sağlıklı çalışabilmesi için daha hızlı bir program kullanılabilir.

Tez çalışmasında insan vücuduna ait veriler, ADXL202E ivmeölçerin yalnızca x eksenini kullanılarak ölçülmüştür. Burada RF iletimde kullanılan alıcı/verici modüllerin tek kanallı olması da bu durumun ortaya çıkmasına sebep olmuştur. 3 eksenli ivmeölçer ve çok kanallı RF modüller ile birçok veri ölçülebilir ve aynı anda iletilir.

Daha ileri çalışmalarda insan vücudundan, çok önemli bir yaşamsal veri olan vücut sıcaklığının da ölçülmesi sağlanmalıdır. Giysi ile daha bütünleşik bir yapı ile daha rahat ve işlevsel giyilebilir ölçüm sistemleri oluşturulabilir.

MEASURING, TRANSMITTING AND MONITORING OF VITAL BODY SIGNS WITH WEARABLE SENSORS

SUMMARY

With the advancements in technology and science, electronics have been getting smaller and smaller, which enables researchers and scientist to weave the MEMS based sensors and interconnections into the fabric. This new technology causes to establish a new concept called “*Electronic-Textiles (e-Textiles)*”, which allows cost-effective and efficient solutions for various applications. Although the number of potential applications for e-textiles is tremendous, they are mainly used in three different areas: medical monitoring, athletics and military uses. In military, the e-textiles are used to comfort the soldier by regulating the temperature and by supplying necessary conditions, to provide technical superiority over the enemies and the monitor the soldier’s health. The use of e-textiles for medical purposes has become also very popular in the last decade, as they can be worn in regular, everyday life. Thus they can provide information about the desired parameters throughout the day and alert the person if some anomaly in these parameters occurs.

The aim of the study is to detect the human body posture, walking and running activities and to measure one of the most important vital body sign, respiration rate by using MEMS based accelerometer. Then to transmit the data by using RF method and to show the activities with the LED and number indicators. In this real-time application, the integration of the electronic components and garments have been realised.

The ARF-Shirt vital body signs monitoring system is shown in Figure 1.

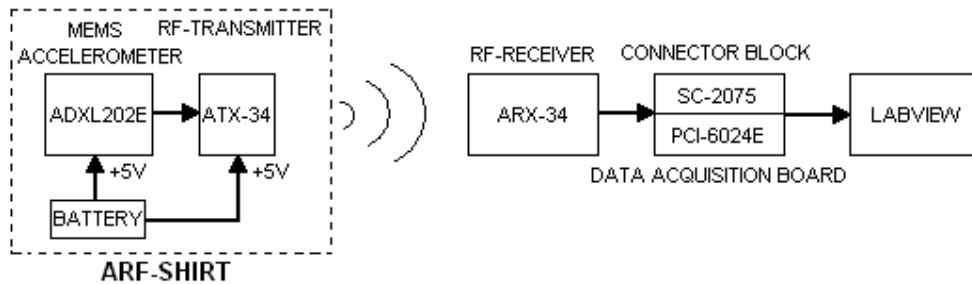


Figure 1: ARF-Shirt Vital Body Signs Monitoring System.

On the ARF-Shirt in Figure 2, the electronic components mounted with velcro to make it easier to wear and protecting the electronic components from damage while wearing the shirt.

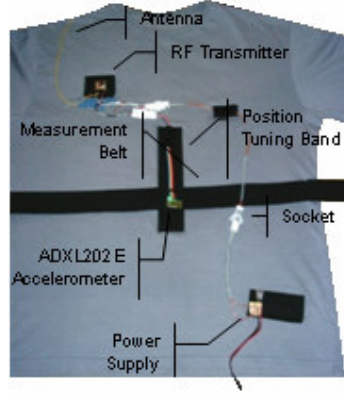


Figure 2: ARF-Shirt.

The ARF-Shirt system contains mainly two parts. One of them is the mobile part on the ARF-Shirt which contains ADXL202E MEMS based accelerometer, 5V power supply unit and ATX-34 RF-transmitter, the second and fixed part of it contains ARX-34 RF-receiver, SC-2075 connector block, NI PCI-6024E data acquisition board and a computer with P4 processor. The signals have been processed in LabVIEW. The produced PWM signals from the MEMS accelerometer have been sent to the RF-transmitter module. The accelerometer and RF-transmitter module have been supplied with 5V DC. The required power has been obtained from a circuit containing a 9V battery and LM7805 regulator. ADXL202E has an approximately 14 bit analog to digital converter. The measured signals from the body have not got the high frequencies so ADXL202E is an appropriate sensor with its %12,5/g to use in this project.

The PWM signals produced from the accelerometer have been sent to DAQ Card by RF-transmission. The ATX-34 and ARX-34 RF modules transmit the data in the 434 MHz bandwidth with the 2400 bps data rate. The digital output of the RF-receiver module has been connected to the analog input of the DAQ Card by using connector block. NI PCI-6024E DAQ Card has 16 single-ended analog inputs with a 12 bit resolution. The PWM signal has been sampled at the 200 KHz sampling frequency and acquiring 4000 samples.

In Labview 7.0, the sampled signals have been monitored and its duty cycle has been measured to calculate the acceleration in real-time. The acceleration has been calculated with the expressions below.

$$a(g) = \frac{T_1 / T_2 - T_1 / T_2 \big|_{a=0g}}{T_1 / T_2 \big|_{a=1g}} \quad (1)$$

$$Acceleration(g) = \frac{(T_1 / T_2) - 0.50}{0.125} \quad (2)$$

After the monitoring and storing acceleration data in real-time, the characteristic amplitude and frequency values were obtained for each activity by analyzing the data. Then the amplitude and frequency ranges have been formed for respiration rate and body activities like walking and running.

The ADXL202E MEMS based accelerometer has been placed onto body as its x and y axes are parallel to ground and perpendicular to human body as in Figure 3.

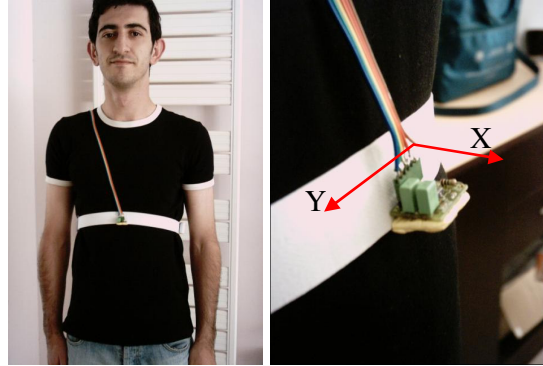


Figure 3: The Placement of the ADXL202E onto Body.

With the ARF-Shirt vital body signs monitoring system, standing, walking and running activities have been repeated. The Figure 4 and Figure 5 have been obtained after these activities. In figures, the sampled square wave signal, the FFT analysis of this signal, the obtained acceleration-time signal, the measured amplitude (upper right) and frequency (lower right) values of the signal and LED indicators showing the activity have been seen.

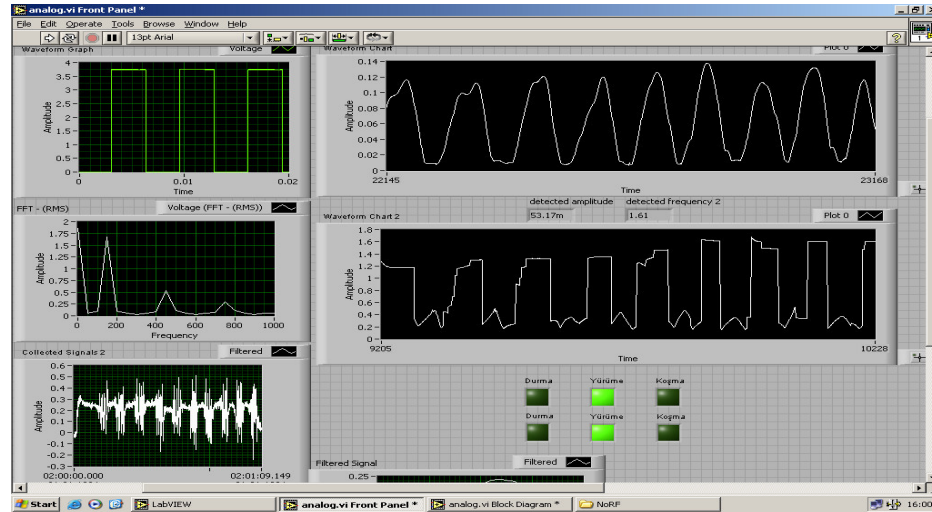


Figure 4: The Repeat of 4 Steps Walking and Standing Activities.

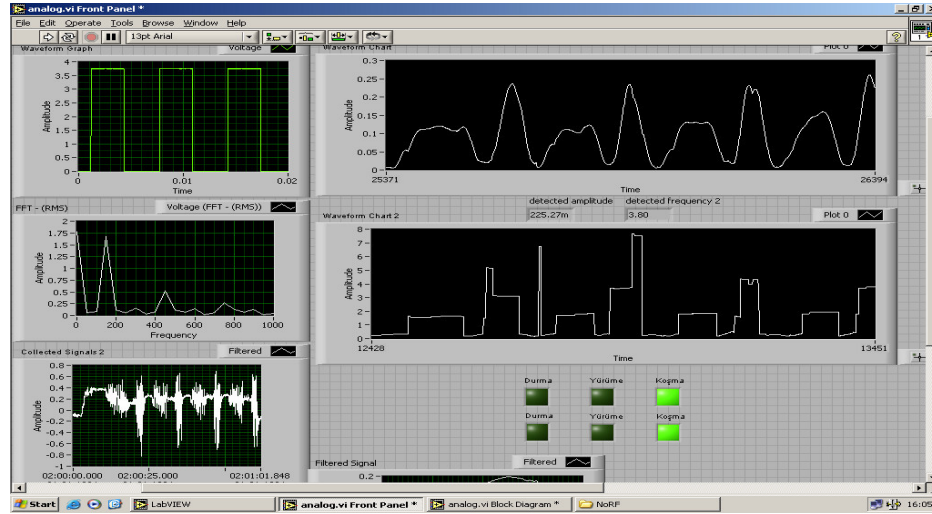


Figure 5: The Repeat of Walking, Standing and Running Activities.

To achieve more reliable results and to form suitable amplitude and frequency ranges belongs to activities, the different measurements for the activities have been verified from the 10 subjects between 18–25 age group by using a walking band. From the 12 measurements, 3 of them belongs to respiration rate measurements, 5 of them is walking and 4 of them belongs to running activity detections. In Table 1, the activity type, the measured amplitude and frequency values for these activities, the age, weight and gender information of subjects have been given.

Table 1: The Detailed Results of The Measurements.

Meas. No	Subject's Info			Activity	Amplitude Range (g)	Frequency Range (Hz)	Measured Value
	Age	Weight (Kg)	Gender				
1	25	55	M	Resp.Rate	0.0067~0.023	0.36~0.52	25 resp./min
2	22	65	M	Resp.Rate	0.0089~0.051	0.27~0.37	22 resp./min
3	19	48	F	Resp.Rate	0.0048~0.017	0.17~0.66	27 resp./min
4	25	80	M	Walking	0.042~0.078	0.93~1.16	
5	23	70	M	Walking	0.087~0.127	1.28~1.59	
6	20	50	F	Walking	0.119~0.161	1.65~1.83	
7	25	55	M	Walking	0.146~0.227	1.79~2.10	
8	23	62	M	Walking	0.120~0.163	1.55~1.78	
9	18	52	F	Running	0.173~0.410	2.30~2.59	
10	21	63	M	Running	0.156~0.258	2.55~2.87	M:Male F:Female
11	22	56	M	Running	0.136~0.349	2.74~3.04	
12	19	48	F	Running	0.191~0.524	3.07~3.56	

Using these results, the boundary values or ranges of the amplitude and frequency have been obtained for diaphragm movement, walking and running activities as given in Table 2.

Table 2: The Boundary Values of the Amplitude and Frequency for Activities.

Activity	Amplitude (g)	Frequency (Hz)
Diaphragm Movement	<0.055	<1
Walking Activity	0.055~0.165	1~2.20
Running Activity	>0.165	>2.20

With the obtained values after the experiments on subjects, it has been seen that the response of system and the real activities are the same. While the obtained amplitude ranges have yielded 75% correct results, the frequency ranges have yielded 100% correct results.

In this study, the human posture, walking and running activities have been detected and a very important vital body sign, respiration rate has been measured by using a MEMS based accelerometer. The data has been transmitted RF technology and monitored in real-time. The electronic components and sensor have been put into the garment by forming the ARF-Shirt.

During the transmission of the data with RF technology, the antenna quality and battery power effect the quality of the data transmission. In this study, the high quality and prolonged data transmission has been obtained along 8 hours in the laboratory environment. The extension of the time causes the reduction of the transmission distance and the quality of the signal. The given time period is enough to use the ARF-Shirt in an military application.

Frequency of the square wave signal produced from the MEMS based accelerometer expresses the sampling frequency of the activities. The frequency of the ADXL202E accelerometer should be increased. Labview application program is not suitable for the real-time applications. Its performance was not bad in this study but there is a need for a faster application program.

Since one channel RF receiver/transmitter was available for this study, only one axes of the two-axis accelerometer has been used. The number of the axis and channels should be increased.

In the further studies, another important vital body sign, the body temperature should also be measured. The integration level of the electronic components and textile can be improved so that more flexible, more comfortable and more functional garments can be designed.

1. GİRİŞ

Bilim ve teknoloji dünyasındaki hızlı gelişme ile elektronik parçalar ve algılayıcıların boyutları giderek küçülmüş ve mikro boyutlarla ifade edilebilir hale gelmiştir. Nanoteknoloji ve malzeme bilimlerindeki yeni keşiflerin, algılayıcı teknolojisine uygulanması ile MEMS (Mikro Elektro Mekanik Sistemler) algılayıcıların kullanım alanları oldukça artmıştır. Bu elverişli durum, bilim adamlarının ve araştırmacıların, algılayıcıları, kumaş dokusu ile birleştirmelerine olanak tanımıştır. Bu yeni teknolojiye literatürde “Elektronik Tekstiller/e-Tekstiller”, “Akıllı Tekstiller”, “Smart Tekstil” vb. adlar verilmiştir. İnsanı üzerinde iken rahatsız etmeyecek kadar küçülen algılayıcılar ve elektronik devreler ile dokularında iletkenler barındıran tekstil malzemeleri sayesinde birçok konuda ekonomik, verimli ve faydalı çözümlere ulaşılmıştır. “Akıllı Tekstillerin” yaygın olarak üç farklı alanda uygulamaları mevcuttur: Sağlık uygulamaları, spor-eğlence uygulamaları ve askeri uygulamalar.

Sağlık sektöründe etkin olarak kullanılmaya başlanan bu teknoloji ile hastaların tüm yaşamsal verileri, evlerinde dahi doktorları tarafından takip edilmekte ve olumsuz durumlar zamanında tespit edilmektedir. Bebeklerde sıkça rastlanan solunum durmasına bağlı ölümlerin önüne geçmek amacıyla, bebeklerin ilk dönemlerinde sürekli takipleri bu sayede gerçekleşmektedir [3, 12, 13, 14].

Bu uygulamalar askeri alanda da sıkça kullanılmaktadır. Askerlerin konum bilgileri ve bütün yaşamsal verileri görüntülenmekte, girilen ortamlardaki kimyasal maddelerin tanınması ve miktarlarının belirlenmesi sağlanmaktadır [15, 19, 20].

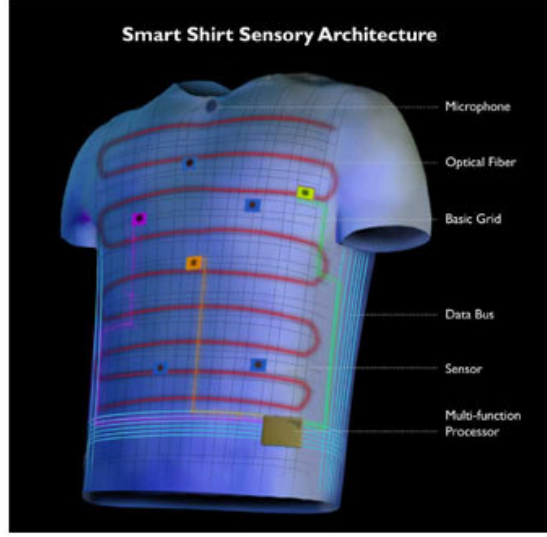
Sportif uygulamalarda ise atletlerin, performanslarını geliştirmelerine katkıda bulunacak şekilde o anki yaşamsal verilerini görmeleri, dağcılık ve kayak gibi sporlarda, kişinin kaybolma riski bulunduğu durumlar için konumlarının belirlenmesi sağlanmaktadır. Giysilere yerleştirilen müzik çalarlar ile eğlence amaçlı uygulamalara da gidilmiştir [7, 11, 18, 19].

Giyilebilir sistemleri günlük hayatımızı kolaylaştıran ve bazı yetilerimizi geliştiren araçlar olarak düşündüğümüzde ilk aklımıza gelen giyilebilir sistem 1268 yılında ilk olarak kullanılan gözlüklerdir. 1762 yılında icat edilen cep saatleri ve 1907 yılındaki kol saatleri de minyatürleştirilmiş ve taşınabilir sistemlerdir. Bir sonraki kilometre taşı ise 1960 yılındaki başlıklı televizyon ekranı olarak gösterilebilir [6].

Elektronik tekstillerin ilk kullanımı askeri alanda olmuştur. GeorgiaTech Şekil 1.1’de görülen “Giyilebilir Ana Kart-Wearable Motherboard”u geliştirerek bir asırdan fazla bir süredir tekstil teknolojisinde önemli rol oynamıştır. Bu proje ile askerlerin savaş alanındaki yaşamsal verilerinin görüntülenmesi amaçlanmaktaydı. GeorgiaTech’in bu keşfi e-tekstil uygulamalarında yeni fikirlere sebep olmuş ve Sensatex firması vücuttaki yaşamsal verileri kablosuz olarak uzak mesafelere gönderebilen, Şekil 1.2’de görülen “Smart Shirt” projesine imza atmıştır. Bu giysi ile solunum hızı, kalp atış hızı, EKG (Elektro Kardiyo Grafi), hareket, pozisyon ve sıcaklık gibi birçok parametre ölçülebilmıştır[19, 20].



Şekil 1.1: Giyilebilir Ana Kart®.



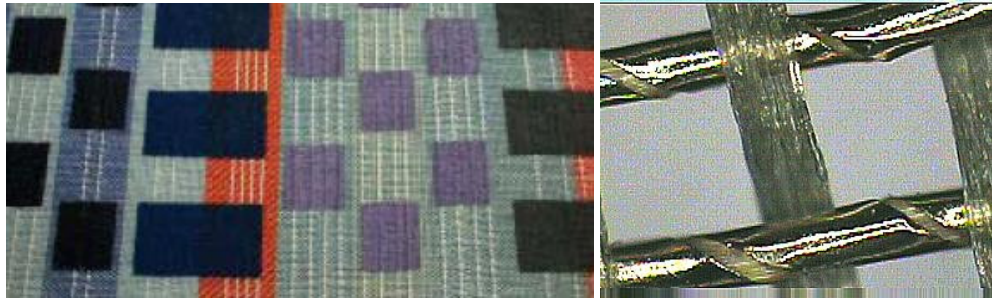
Şekil 1.2: Sensatex-Smart Shirt®.

Kaliforniya kökenli bir firma olan Vivometrics ise tamamen normal bir tişört gibi görünen fakat içerisine algılayıcılar gömülü “Life Shirt” ile yaşamsal verileri kemere monte edilmiş bir mini bilgisayara göndererek depolamayı başarmıştır. Yaşamsal veriler bir yazılım ile kayıt edilmiş ve kişinin bütün aktiviteleri bir taşınabilir belleğe depolanmıştır [18].

Yaşamsal verilerin görüntülenmesinin yanı sıra, e-tekstiller eğlence amaçlı da kullanılmışlardır. Infineon Technologies MP3 çalar yerleştirilmiş bir ceket üretmeyi başarmıştır. Buna benzer olarak Burton Snowboards ve Apple Computer da bir i-Pod ve dijital müzik oynatıcıyı giysilere yerleştirmişlerdir.

Elektronik tekstiller, malzeme, tekstil, elektronik ve MEMS teknolojilerinin birleşmesi ile ortaya çıkmıştır. MEMS algılayıcılar birçok alanda uygulama yeri bulmakta, özellikle tekstil ve sağlık alanlarında yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Bu alanlardaki gelişmeler ortaya çıkarılan e-tekstil uygulamalarını, her geçen gün daha giysilerle bütünleşik ve daha işlevsel kılmaktadır.

Moda tasarımcıları, giysilerin dokuları arasına teller, devreler ve fiber optikler eklemekte, karanlıkta parlayan kumaşlar ve insanın vücut ısını koruyan giysiler üretmektedirler. Kumaşların dokularına yerleştirilen Şekil 1.3'teki iletken teller ve fiber optikler sayesinde, giysi üzerindeki algılayıcılar ile devreler arasında iletim sağlanmaktadır. Böylece kişiyi rahatsız edebileceği düşünülen kablolar kullanılmamakta ve rahatlık hissi artırılmaktadır. Sensatex firması, algılama, görüntüleme ve veri işleme için gerekli iletim sistemini, pamuklu, ipek, likra veya yün iplikler ile birlikte örebilen bir örgü tezgâhı kullanmaktadır.



Şekil 1.3: Kumaş Dokusu İçine Yerleştirilmiş İletken Teller.

Kumaş dokusu içerisinde kullanılan fiber optiklerden askeri alanda yararlanılmaktadır. Kumaş içerisinde kesintisiz olarak örülmüş durumda olan fiber optiğin bir ucunda ışık yayıcı, diğer ucunda ise alıcı bulunmaktadır. Giysiye kurşun, bıçak ve benzeri bir madde girdiğinde fiber optiğin bir ucundan gönderilen sinyal, kesintinin olduğu yerden geri döner. Böylece darbenin alındığı yer belirlenir ve çok acil durumlar saptanabilir [6, 14].

Elektronik ve MEMS teknolojisindeki gelişmeler devre elemanlarının ve algılayıcıların boyutlarını oldukça (mikro boyutlarda) küçültmüştür. Bu durum

algılayıcıların devreleri ile birlikte giysilere yerleştirilmesine olanak vermiştir. Hatta algılayıcılarla beraber, verilerin algılayıcı ve işlemci arasında iletilmesini sağlayan terminal ile ana işlemci de giysilere yerleştirilmektedir.

Neticede e-tekstil yeni bir teknolojidir ve her geçen gün bu konuda çalışan bilim adamı sayısı artmaktadır. Bu da artık tekstil malzemelerinin de değişerek bu alana katkılarının olacağı ve giderek daha fazla uygulama da kullanılacağı anlamına gelmektedir.

1.1. Literatür Özeti

MEMS algılayıcıların birçok alanda uygulamalarının olduğu daha önce belirtilmişti. Tekstil alanında akıllı giysi algılayıcıları, sağlık alanında ise iştme cihazları, kalp atışını düzenleyen aygıtlar, vücuda yerleştirilen insülin pompası, iğnesiz enjektörler, akıllı haplar, basınç algılayıcıları (kan basıncı), MEMS'in uygulama alanlarından sadece bir kısmıdır. Tuomas Reinvuo, MEMS tabanlı yüksek çözünürlüklü kapasitif ivmeölçer ve EMFit (Elektro Mekanik Film) basınç algılayıcıyı bir ölçüm kemerine yerleştirerek, göğüs kafesinin farklı noktalarından solunum hızı ölçümü gerçekleştirmiştir. İki algılayıcının da solunum hızı ölçümü için kullanılabilir olduğunu ve algılayıcının vücutta yerleştirildiği yerin önemli olduğunu ortaya koymuştur [1]. Takahiro Yoshimura, bir hastanın günlük yaşantısı içerisindeki kalp atış hızını ve solunum ritmini EKG elektrodları ile, vücudun duruşunu ve yürüme, koşma gibi vücut hareketlerini ise iki eksenli MEMS tabanlı ivmeölçer ile belirleyerek kayıt eden bir sistem geliştirmiştir. ESPYOH tarafından kayıt edilen ve saklanan veriler daha sonra bir bilgisayara aktarılarak analiz edilmektedir [2]. A.Tura ve M. Badanai, medikal giyilebilir bir cihaz geliştirerek, beyin hasarlı çocukların evdeki bakımlarını desteklemek amacıyla, verilerin bluetooth teknolojisi ile taşındığı bir ağ (network) kurmuşlardır. Bu cihaz kandaki oksijen seviyesini, kalp atış hızını, solunum hızını ve hastaların vücut hareket miktarlarını ölçmektedir [3].

MEMS tabanlı algılayıcılar kullanılarak insan vücuduna dair verilerin ölçülmesi ve görüntülenmesi konusunda MIT'den M.Sung, C.Marci ve A. Pentland oluşturdukları "LiveNet" sistemi ile uzun dönemli sağlık takibi amaçlı, gerçek zamanlı veri analizi ve sınıflandırma yapmışlardır. LiveNet sistemi; 1. Verilerin izlenebildiği mobil iletişim tabanlı kişisel veri sunucusu platformu (Personal Data Assistant), 2. Yazılım ağı (software network) ve kaynak keşif uygulama programı ara yüzü (Application

Program Interface) 3. Gerçek zamanlı yapay zeka ile öğrenme ve anlam çıkarma altyapısı olmak üzere üç temel bileşenden oluşur. Kullanılan 3 eksenli MEMS ivmeölçer ile durma, yürüme, koşma, yatma, bisiklet sürme, merdiven çıkma vb. aktiviteler sınıflandırılabilir [9].

Literatürde çok çeşitli algılayıcılar kullanılarak birçok yaşamsal verinin ölçüldüğü, görüntülediği ve analiz edildiği çok sayıda çalışma mevcuttur. Günümüzde aktif olarak kullanılan ve ticari olarak değeri olan iki önemli ürün bulunmaktadır. Bunlar giriş kısmında da söz edildiği üzere GeorgiaTech'in "Wearable Motherboard"u ve Sensatex firmasının "Smart Shirt"üdür.

Yapılmış olan çalışmalar da göz önünde bulundurularak tezde kullanılacak algılayıcı, ölçümlenebilecek yaşamsal veriler, algılayıcının ölçüm yeri, verilerin iletilmesi ve görüntülenerek sınıflandırılması konusunda uygun altyapı oluşturulmuştur.

1.2. Tezin Amacı

MEMS tabanlı algılayıcıların kullanım alanlarının giderek yaygınlaştığı ve insan hayatının önemi düşünüldüğünde, MEMS algılayıcıların, insanların yaşamsal verilerini ölçmek, bu verilerle çoğu zaman sağlık durumlarını takip edebilmek veya performanslarını artırabilmek amacıyla, giysilerle bütünleşik bir hale getirilmelerini gerektirmiştir. Tez konusunun uygulama ağırlıklı olması, tezin başlangıçta şekillenmesini engellemiştir. Tez ilerleme aşamasında iken çoğu amaç belirlenmiş ve kullanılacak yöntemler ile ölçülebilecek veriler esneklik göstermiştir.

Tezin genel amacı, MEMS tabanlı algılayıcılar ile insan vücuduna dair hangi yaşamsal verilerin ölçülebileceğinin belirlenmesi, bu verilerin ölçülmesi, iletilmesi ve gerçek zamanlı görüntülenerek analizlerinin yapılmasıdır. Bunların olabileceği görüldükten sonra ise MEMS tabanlı algılayıcının giysiye yerleştirilmesi amaçlanmıştır. Oluşturulan yaşamsal veri ölçüm sisteminin birçok kişi üzerinde denenerek, sistemin güvenilirliği ve kararlılığının belirlenmesidir.

MEMS tabanlı ivmeölçer kullanılarak solunum hızı, kalp atış hızı, vücudun duruşu, vücut aktiviteleri, vb. verilerin ölçülebileceği belirlendikten sonra bunlardan solunum hızı, vücudun duruşu ve durma, koşma, yürüme gibi vücut aktivitelerinin belirlenmesi ve ölçülmesi amaçlanmıştır. Gerekli elektronik donanım ve uygulama programının seçilmesinin ardından MEMS tabanlı ivmeölçer, yapılan çalışmalardan

ıkan sonuç ile diyafram üzerine yerleştirilerek, ölçülmesi istenen veriler için sinyallerin elde edilmesi sağlanmıştır. Bu verilerin kablo ile toplanmasının ardından, biri verilerin kablosuz yöntemle iletilmesi diğeri ise verilerin analizi olmak üzere iki amaç belirlenmiştir. Kablosuz olarak iletimin RF yöntemle gerçekleştirilmesi planlanmıştır. MEMS tabanlı ivmeölçerden toplanan veriler analiz edilip her yaşamsal veri için karakteristik özellikler belirlenerek de bu tip verilerin ölçülebilmesi için ivmeölçerlerin kullanılabileceğinin gösterilmesi amaçlanmaktadır.

Tüm bu amaçlara ulaşılmasının ardından, MEMS tabanlı algılayıcının ve gerekli elektronik donanımın giysiye yerleştirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaca da oluşturulan ARF-Giysi ile ulaşılmıştır.

Sonuç olarak oluşturulan ARF-Giysi ile solunum hızı, vücut duruşu ve durma, yürüme, koşma gibi vücut hareketlerinin ölçülebileceği gösterilmiş, bu veriler RF yöntemle iletilerek gerçek zamanlı görüntülenmesi sağlanmıştır. Hareketlerin analizleri yapılarak karakteristikleri ortaya konulmuştur. Oluşturulan ARF-Giysi yaşamsal veri ölçüm sistemi 18–25 yaş grubundan 10 kişi üzerinde denenerek sistemin verimliliği ve güvenilirliği belirlenmiştir.

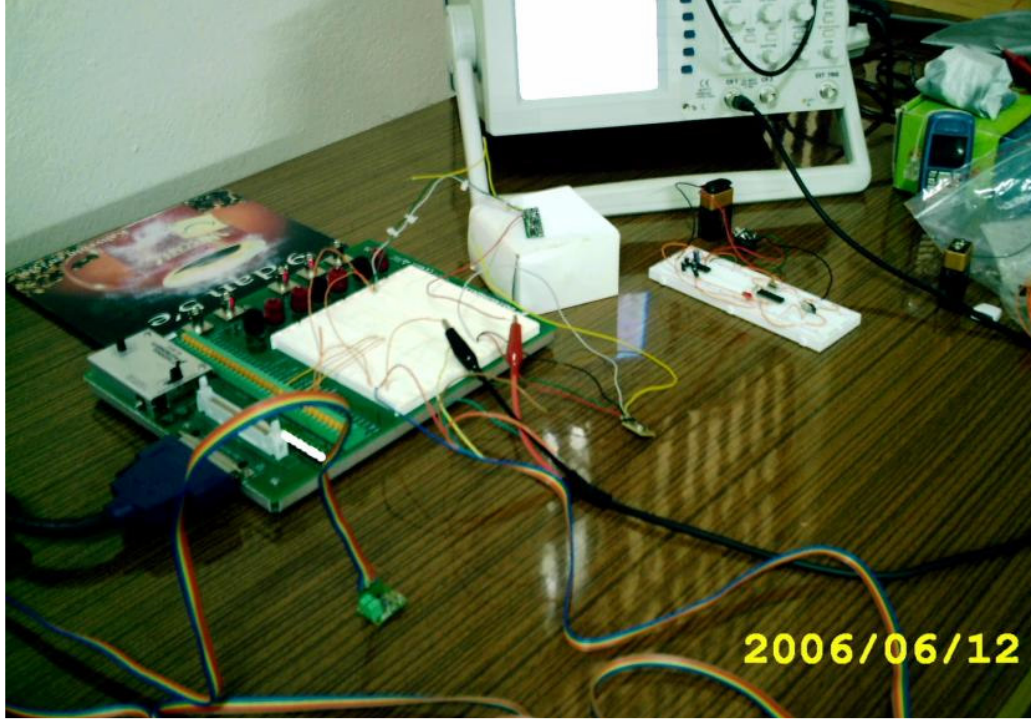
2. SİSTEMİN YAPISI

Bu çalışmada MEMS (Mikro Elektro Mekanik Sistemler) tabanlı algılayıcılar ile yaşamsal verilerin ölçülmesi, iletilmesi ve gerçek zamanlı görüntülenmesi gerçekleştirilmiştir. İnsan vücudundan; kalp atış hızı, solunum hızı, vücut iletkenliği, vücut sıcaklığı, EKG (Elektro Kardiyo Grafi), kan basıncı ve insanın pozisyon ile hareket bilgileri alınabilir. İ.T.Ü. Otomatik Kontrol Laboratuvarında bulunan MEMS tabanlı ivmeölçer ile solunum hızının, vücut duruşunun ve yürüme, koşma gibi hareketlerin ölçülebileceği görülmüştür. Solunum hızını ölçebilmek için göğüs kafesi veya diyafram üzerine bir kemer vasıtası ile bir strain-gauge yerleştirilebilir. Fakat bu çalışmanın en önemli amaçlarından bir tanesi de bu ölçümlerin MEMS tabanlı algılayıcılar ile gerçekleştirilmesidir. Solunum hızı, göğüs kafesinin veya diyaframın ileri geri hareketinin belirlenmesi ile ölçülebilmektedir. Bu ölçümü yapabilecek algılayıcı olarak ivmeölçer kullanılmasının, hem şimdiye dek yapılan çalışmalar göz önüne alındığında hem de maliyet düşünüldüğünde, doğru bir tercih olacağı anlaşılmıştır. Ölçüm için mevcut olan Analog Devices firmasının ürettiği ADXL202E model ivmeölçer kullanılmıştır. Verilerin görüntülenmesi için, üzerinde durulan yöntemlerden biri; ivmeölçer tarafından üretilen kare dalga şeklindeki sinyalin, dalga genişliği ve periyodunun bir mikro denetleyici ile belirlenmesi ve ivme değerinin hesaplatılarak bilgisayarın seri bağlantı noktasına gönderilmesidir. Bu yöntemle yapılan çalışmaların ve denemelerin verimli olmaması nedeniyle alternatif bir yöntem geliştirilmiştir.

Sonuçlara ulaşılan yöntemde ise herhangi bir mikro denetleyici kullanmaya gerek kalmadan, ivmeölçerin x eksenini DGM (Darbe Genişlik Modülasyonu) çıkışı veri toplama kartının sayıcı girişine bağlanarak, sinyallerin bir program vasıtasıyla işlenmesi ve ivme değerinin görüntülenmesi sağlanmaktadır. Bu yöntem diğer yöntemle kıyasla herhangi bir programlama işlemi gerektirmediği gibi, sinyal işleme programının kullanım kolaylığı ve etkin oluşu sebebiyle gerçek zamanlı görüntüleme sağlanabilmektedir. İvmeölçerin besleme ve toprak bağlantıları da bağlantı bloğu

üzerinden yapıldığı için kablo ve donanım yükü hafifletmekte ve sadece uzun bir kablo kullanılarak istenilen ölçümler yapılmaktadır.

Çalışmada sinyallerin kablo vasıtası ile iletilmesinin ardından bu sinyallerin bilgisayara kablosuz olarak gönderilmesi sağlanmıştır. RF (Radyo Frekans) alıcı/verici kullanılarak gönderilen sinyaller ilk olarak Şekil 2.1’de görülen sistemle osiloskopta görüntülenmiştir.

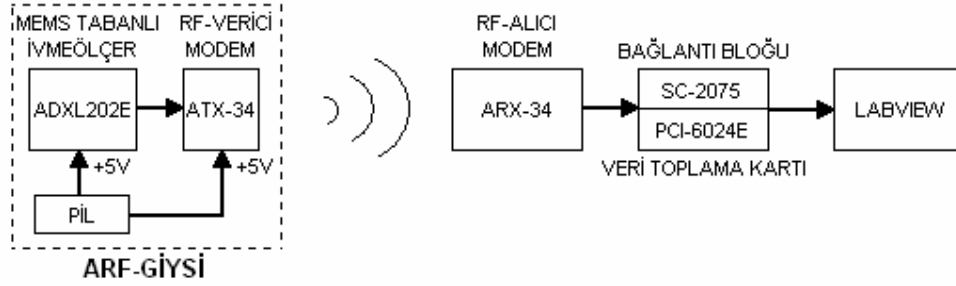


Şekil 2.1: Sinyalleri RF Yöntemle Görüntüleyen Sistem.

Elde edilen sinyaller gerçek zamanlı (real time) olarak Labview 7.0 programı ile görüntülenmekle beraber aynı anda zaman ve ivme değerleri de kaydedilmektedir.

Gerekli elektronik donanımın temini ve bunlar arasındaki iletimin sağlanmasının ardından, ölçümlerin alınabilmesi için, besleme ünitesi, ivmeölçer ve RF vericinin giysi üzerine yerleştirilmesine geçilmiştir. Tasarlanan giysi ile ölçümlerin alınması işlemi gerçekleştirilmiştir. Yapılan giysi üzerindeki elektronik donanımların veri toplama kartı ile RF yöntemle haberleşmesi, giysiye “a RF Giysi” manasında ve ünlü matematikçimiz Cahit Arf’ın da soyadı olması sebebiyle “ARF-Giysi” ismi verilmesine sebep olmuştur.

Kaydedilen bu veriler üzerinde yapılan analizler sonucu görüntülenen sinyallerden, vücudun o anki duruş pozisyonu, hareket bilgisi ve durma anındaki solunum hızı belirlenmiştir. Şekil 2.2’de ARF-Giysi yaşamsal veri görüntüleme sisteminin genel yapısı ve sistemi oluşturan birimler görülmektedir.



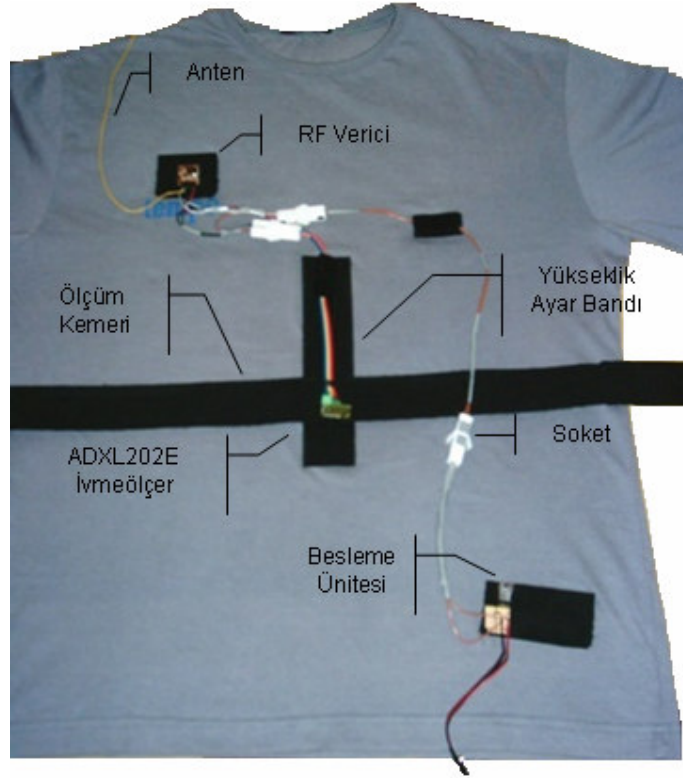
Şekil 2.2: ARF-Giysi Yaşamsal Veri Görüntüleme Sistemi.

Bu çalışma ile vücudun duruşu ile yürüme, koşma ve solunum hızı için ivmeölçerden elde edilen veriler grafiksel olarak ortaya konarak, bu durumlar için karakteristik sinyal özellikleri ortaya çıkarılmıştır. 10 kişi üzerinde yapılan farklı ölçümler ile sistemin kararlılığı ve doğruluğu ortaya konulmuştur.

Bu yöntem ile daha verimli ve sürekli sonuçlara ulaşılmasının yanı sıra kıyafete yerleştirilecek olan donanım sayısının azalması, bu şekilde insanın daha rahat hareket etmesi sağlanmaktadır.

3. ARF-GİYSİNİN OLUŞTURULMASI

Yapılan çalışmada insan vücudundan alınan ölçümler ile kişinin o anki vücut duruşu, hareket durumu ile durma anındaki solunum hızı ölçülmektedir. Bu amaçla sistemde yer alan ADXL202E ivmeölçer, besleme ünitesi ve RF vericinin giysi üzerine yerleştirilerek kişinin daha rahat hareket etmesi ve daha doğru veriler alınması hedeflenmiştir. Bunun için oluşturulan Şekil 3.1'deki ARF-Giysi ile gereken ölçümlerin alınması kolaylaştırılmış ve projenin konusu olan MEMS algılayıcının da giysiye yerleştirilmesi sağlanmış olmaktadır.

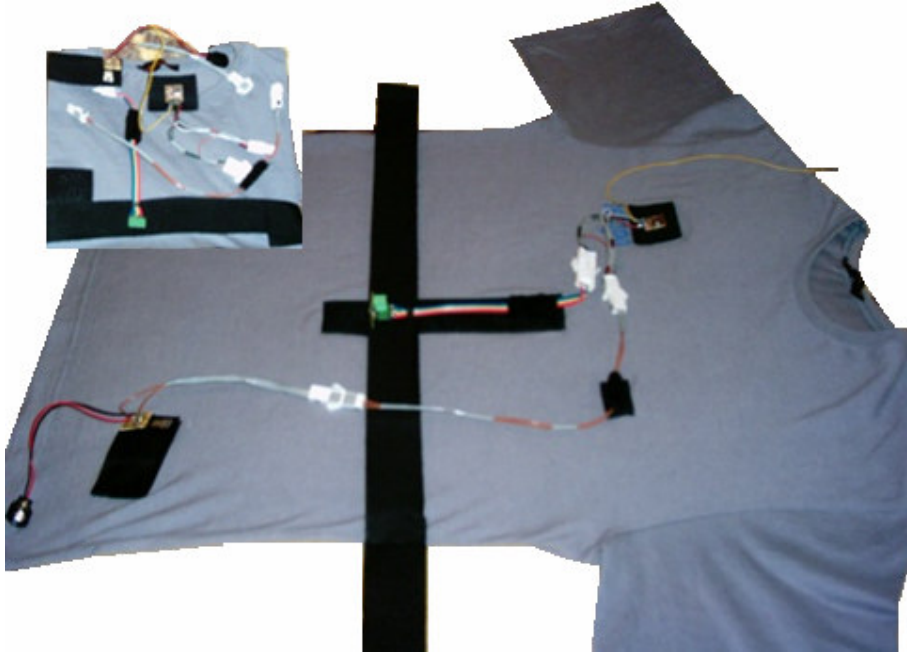


Şekil 3.1: ARF-Giysi.

Giysi üzerinde bulunan elektronik donanımların giysinin giyilip çıkartılması esnasında zarar görmemesi ve kişinin giysiyi daha rahat giyebilmesini sağlamak amacıyla giysi üzerindeki donanımlar yapışkan bantlar ile sökülüp yapıştırılabilir tarzda tasarlanmıştır. RF verici ve besleme ünitesi devreleri yapışkan bantların

karşılığına dikilmiştir. ADXL202E ivmeölçer ise daha doğru ölçüm alınabilmesi amacıyla bir kemer üzerine kendi 5 girişli soketine bağlanarak yerleştirilmektedir. Giysi üzerinde ADXL202E ivmeölçerin doğru konumlandırılması ve hareket esnasında kaymasını önlemek için diyafram bölgesine yapışkan bir bant eklenmiştir. Bu bandın uzun bir şerit olmasının nedeni diyaframın yerinin kişiden kişiye değişiklik göstermesidir.

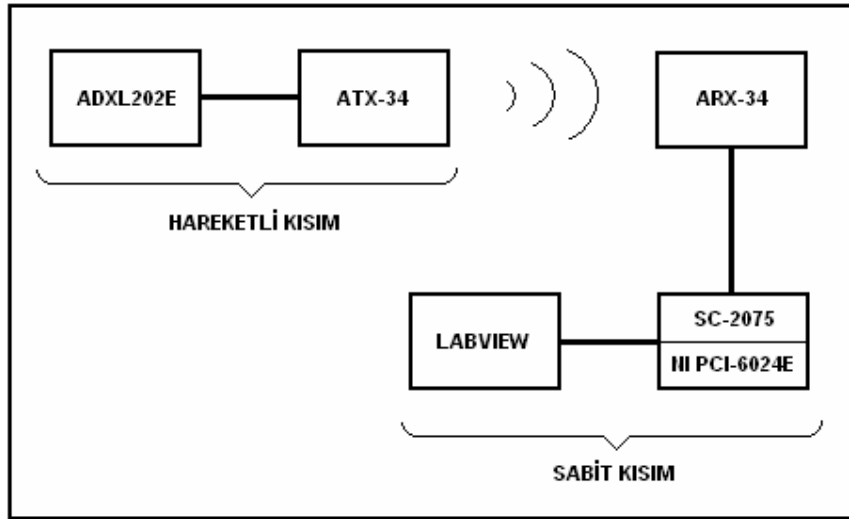
Elektronik donanımların takılıp sökülmesi esnasında oluşabilecek hasarları önlemek amacıyla da bütünleşik bir sistem yerine birbirinden soketlerle ayrılabilen bir sistem tasarlanmıştır. Soketli sistem ile ivmeölçerin devreye alma ve devre dışı bırakma işlemi de daha kolay bir şekilde gerçekleşmektedir. Şekil 3.2’de ARF-Giysi’nin elektronik donanımdan ayrılmış hali ile bunların yerleştirilmiş hali görülmektedir.



Şekil 3.2: Elektronik Donanımın Ayrık ve Yerleşik Halleri.

4. ARF-GİYSİ SİSTEM ELEMANLARI

ARF-Giysi sistemi, üzerine yerleştirilmiş olan ADXL202E MEMS kapasitif ivmeölçer, 5V besleme ünitesi ve ATX-34 RF verici modülden oluşan hareketli kısım ile ARX-34 RF alıcı modül, SC-2075 bağlantı bloğu, NI PCI-6024E veri toplama kartı ve P4 işlemcili bilgisayarın yer aldığı sabit kısımdan oluşmaktadır. Sinyallerin işlenmesi için kullanılan program ise Labview 7.0'dır. ARF-Giysi sisteminin blok diyagramı Şekil 4.1'de görülmektedir.



Şekil 4.1: Sistemin Blok Diyagramı.

ARF-Giysi sistemi ile:

Durma veya hareket halinde iken ADXL202E MEMS ivmeölçer tarafından üretilen kare dalga sinyali ATX-34 RF verici modüle gönderilir. ADXL202E ivmeölçer ile ATX-34 RF verici modül, 5V DA ile çalışmaktadır. Gereken güç 9V'luk bir pil ve LM7805 ile oluşturulmuş bir besleme devresinden sağlanmaktadır. ADXL202E içerisinde bulunan ve analog sinyalleri kare dalga sinyale çeviren yaklaşık 14 bit çözünürlüğe sahip bir ADÇ (Analog-Dijital Çevirici) mevcuttur. ADXL202E çok yüksek ivmelerin ölçülebileceği bir uygulamada kullanılmadığı için %12,5/g'lik hassasiyeti ile uygun bir ivmeölçerdir. Bu durum kare dalga sinyalinin çözülmesi

ve ivme değerinin hesaplanabilmesi için de yüksek sayıcı hızlarına gereksinim duyulmamasını sağlamaktadır.

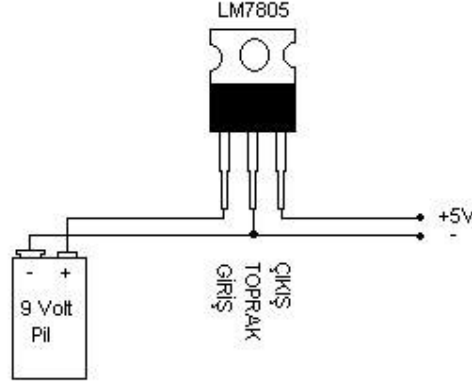
ADXL202E'den üretilen kare dalga sinyali RF iletişimin sağlanması amacı ile kare dalga iletebilen ATX-34 RF verici modüle gönderilmektedir. ATX-34 RF verici 434 MHz bandında 2400 bps (bit per second) hızında veri göndermektedir. ARX-34 RF alıcı modül tarafından alınan sinyaller SC-2075 bağlantı bloğunun analog girişine bağlanır. SH6868 model kablo ile NI PCI-6024E veri toplama kartına gönderilir. NI PCI-6024E veri toplama kartı 12 bit çözünürlükte 16 tane single-ended analog girişe sahiptir. Veri toplama kartının analog girişine bağlanan kare dalga sinyali 200 KHz rnekleme frekansı ile ve 4000 örnek alınarak gerçek sinyalin özelliklerini gösterecek kadar iyi örneklenmiştir.

Bilgisayarda Labview 7.0 programında, veri toplama kartından alınan kare dalga sinyali üzerinde yapılan ölçümler ile dalga genişliğinin periyoda oranı olan, doluluk boşluk oranı (duty cycle) belirlenmekte ve g cinsinden ivme hesaplanmaktadır.

Gerçek zamanlı olarak görüntülenen ivme değerleri üzerinde yapılan analizler sonucu, vücut duruşu, durma anı ve bu durumdaki solunum hızı, yürüme ve koşma hareketleri için karakteristik özellikler ortaya konularak, elde edilen ivme grafiklerinden, kişinin o anki hareket bilgisi ve durma anındaki solunum hızı bilgileri elde edilmektedir.

4.1. Besleme Devresi

Bu alışmada ADXL202E ivmeölçer ile ATX-34 RF verici modül, 5V DA ile beslenmektedir. Bunun için sistemde 9V'luk bir pil kullanılmış ve bir gerilim düzenleyici devre ile +5V gerilim elde edilmiştir. Sistemin sabit bir güç kaynağına bağlı olmadan çalışması, giysilere yerleştirilmesi açısından önemli bir avantajdır. Düzenleyici devre ARF-Giysi zerindeki bütün devrelerin g ihtiyaını karşılamakla kalmayıp aynı zamanda toprak bağlantılarının da yapılmasını sağlamaktadır. LM7805 ile oluşturulan şekil 4.2'deki düzenleyici devresinde 9V'luk doğru akım 5V olarak elde edilir ve ivmeölçer ile RF verici modüle soketler vasıtasıyla bağlanır. LM7805  bacaklı bir devre elemanıdır. Bacaklardan giriş bacağına 9V'luk pilin (+) kutbu, toprak bacağına 9V'luk pilin (-) kutbu ile 5V'luk çıkış uçlarının (-) ucu, çıkış bacağına ise alınan 5V'luk çıkışın (+) ucu bağlanır.



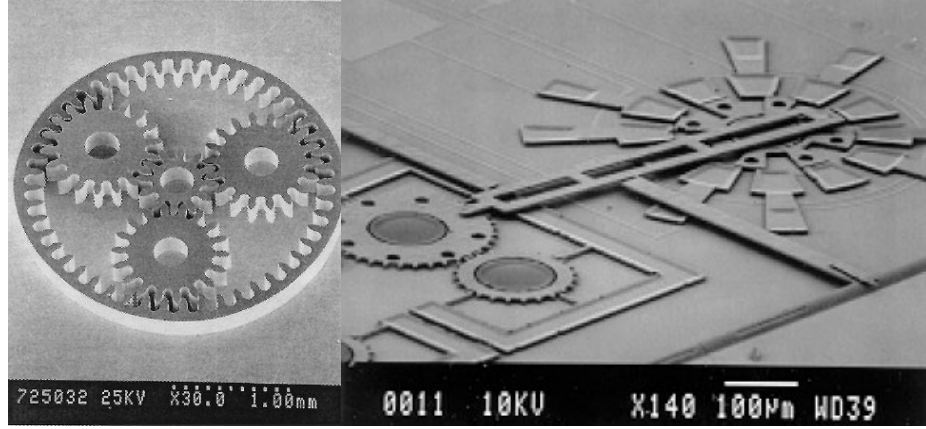
Şekil 4.2: Düzenleyici Devresi Şeması.

4.2. MEMS Tabanlı Algılayıcılar

4.2.1. Mikro Elektro Mekanik Sistemler (MEMS)

En genel anlamıyla mikro-elektro-mekanik sistemler (MEMS) küçük ölçekli elektro-mekanik düzeneklerin ve sistemlerin incelendiği disiplinler arası bir bilim dalıdır. İlgili sistemlerin karakteristik boyutu çoğunlukla birkaç mikrondan (μm) birkaç cm'ye kadar değişebilir. Bu araştırma alanının bilimsel kaynaklarda çok değişik isimleri vardır: mikro-mekanik sistemler, mikro sistem teknolojisi (MST) ve mikro-mühendislik bunlardan sadece bazılarıdır.

Bir mekanik sistemi mikro ölçekli olarak küçültmenin birçok yararı vardır. Öncelikle böyle bir sistemde, hacimle ilgili kuvvetler (ağırlık/atalet) önemini yitirir. Bunun doğal sonucuysa, çok hızlı mekanik sistemlerin mikro ölçekli dünyada gerçekleştirilebileceğidir. Böylece anlık hareket ettirilip/durdurulabilen mekanizmalardan; çok büyük ivmeli hareketlere dayanabilecek algılayıcılara kadar, birçok sistemi (mikro-ölçekli dünyada) hayata geçirmek mümkün olur. Ayrıca mikro-mekanik sistemler büyük ölçekli makina sistemlerine göre daha az yer kaplayıp, daha az güç harcarlar. Uygun seri-üretim teknikleriyle, bu tip sistemlerin çok ucuza da imal edilebilecekleri önemli bir gerçektir. Şekil 4.3'de, geliştirilmiş LIGA tekniğiyle üretilmiş planet dişli mekanizması ve silisyum yüzey mikro-işleme tekniğiyle üretilmiş elektro-statik mikro motor sistemi görülmektedir.



Şekil 4.3: Planet Dişli Mekanizması ve Elektro-Statik Mikro Motor Sistemi.

MEMS'in mikro-elektronik teknolojisiyle önemli benzerlikleri vardır. MEMS çoğunlukla ana malzeme olarak silisyumu kullanmasının yanında; foto-litografi, katkılama, kimyasal buharla biriktirme vs. gibi mikro-elektronik teknolojinin temel üretim tekniklerinden yararlanır. Bunun en önemli nedeni, hali hazırda mikro-elektronik malzeme ve üretim teknolojilerinin kolaylıkla bu yeni alana uyarlanabilmesidir. Bunun dışında, MEMS ile mikro-elektronik teknolojisi arasında belirgin farklılıklar da vardır. Öncelikle, mikro-elektronik cihazlar çoğunlukla iki boyutludur ve sadece işaret/bilgi (elektron akışı) temelli çalışırlar. MEMS ise genelde üç boyutlu bir yapıya sahiptir ve çok değişik fiziksel ortamlarla (akışkanlar, sıcaklık, elektro-manyetik dalgalar vs.) etkileşim halindedir. Ayrıca üç boyutlu yapısı gereği MEMS, mikro-elektronikte kullanılmayan bazı yeni malzeme ve üretim teknolojilerini de beraberinde getirir. Biyolojik sistemlerle MEMS arasında basit bir benzerlik (analoji) kurulursa, MEMS'in bünyesinde yer alan mikro-elektronik sistem bu yapının beynini, elektro-mekanik donanımlarsa onun algı (ve kas) sistemini oluşturur [10].

MEMS'in günümüzde en yaygın uygulama alanı; hiç şüphesiz ki, algılayıcı (sensor) sistemleriyle bu sistemlerin sağladığı verileri (işaretleri) işleyerek, yararlı sonuçlar üreten tümleşik sistemlerdir. Son zamanlarda otomotiv sektörü için üretilen ve kaza anında hava yastığını devreye sokan sistem, bunun en güzel örneğidir. Bu kırmık (Analog Devices ADXLx50); bir ivmeölçer ve belirli bir yavaşlama (eşik) değeri için hava yastığındaki ateşlemeyi tetikleyecek bir mikro-elektronik devreden oluşur. Böylesi tümleşik sistemlerin yukarıda sözü edilen olumlu yanlarının yanında, güvenilirliği de oldukça fazladır. Şöyle ki titreşim, dinamik kuvvetler ve çeşitli ısı

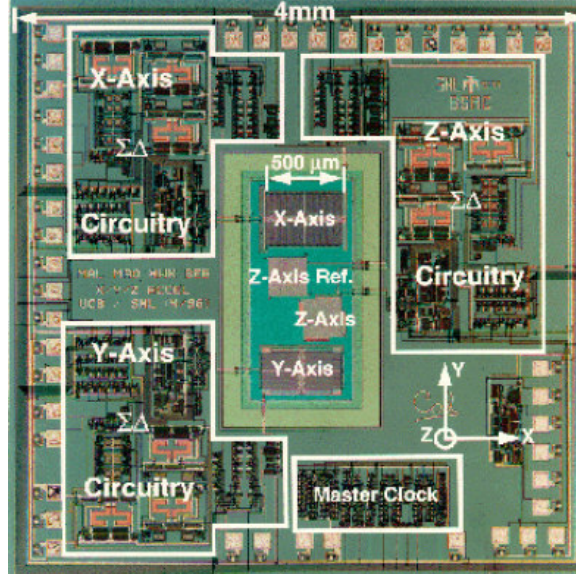
etkiler nedeniyle; algılayıcı ve onun ölçümlerini değerlendiren (elektriksel) kontrol/denetim sistemlerinde (örneğin elektriksel motor sürücüler) ortaya çıkan arızaların temel kaynağı, algılayıcıyı sisteme bağlayan iletim hatlarındaki veya bağlantı elemanlarındaki kopukluklardır. Uygun bir paket altında toplanan böyle MEMS uygulamaları, bu tür sorunları ortadan kaldırır. Günümüzde MEMS aslında birçok değişik araştırma alanına girmiştir. Tablo 4.1, kısaca MEMS cihazların kullanıldığı bazı uygulama alanlarını göstermektedir [10].

Tablo 4.1: Günümüzdeki MEMS Uygulama Alanları.

Alan	Uygulama
Akışkanlar Mekanikliği	Kayma gerilmesi ölçümü, düşük Reynolds sayılı akışkanlar mekanikliği uygulamaları
Bilgisayar	Optik esaslı bilgi depolama ve disk sürücü teknolojisi, mürekkep püskürtmeli yazıcılar
Biyoloji ve Tıp	DNA analizi, mikro-cerrahi aletler, kimyasal duyucular, sinirsel elektrodlar/sondalar
Elektronik	Cihazlar ve röleler
Fizik	Gelişmiş mikroskop uygulamaları, mikro ölçekli sıcaklık ölçüm uygulamaları
Haberleşme	Radyo frekansı devre ve filtre uygulamaları
Havacılık ve Uzay	Sürüklenme direncinin kontrolü, minyatür hava araçları, mikro-uydular, uydular için az yer kaplayan cihaz uygulamaları, radyasyon ölçüm
Optik	Tümleşik optik sistemler, optik anahtarlama, sayısal ışık işleme, düz panel görüntüleme
Taşıt Tekniği	Basınç/sıcaklık/ivme ölçümü, taşıt güdüm teknolojileri
Tekstil	Akıllı Giysi Duyargaları
Sağlık	Aktif yamalar, ısıtma cihazları, ivmeölçerler (Kalp atışlarını düzenleyen aygıtlar), vücuda yerleştirilebilen insulin pompası (ilaç dağıtımı), iğnesiz enjektörler, akıllı haplar (ilaç dağıtımı), basınç duyargaları (kan basıncı), biyoçipler, mikro akış çipleri, mikro motorlar, ultrasonik dönüştürücüler, optik duyargalar, mikro aynalar, manyetik duyargalar

4.2.2. MEMS İvmeölçer

İvmeölçerler dinamik bir hareketten veya statik olarak yerçekiminden kaynaklanan ivmeyi elektrik sinyallerine dönüştüren ve anlamlı çıkış üretmeye yarayan algılayıcılardır. Şekil 4.4'te görülen MEMS ivmeölçer geniş çaplı mikro-işleme, yüzey mikro işleme, geliştirilmiş LIGA vb. mikro-işleme teknikleri kullanılarak üretilir. Genel olarak piezoresistif ve kapasitif olmak üzere iki tip ölçüm yöntemi kullanan MEMS ivmeölçerler mevcuttur [10].

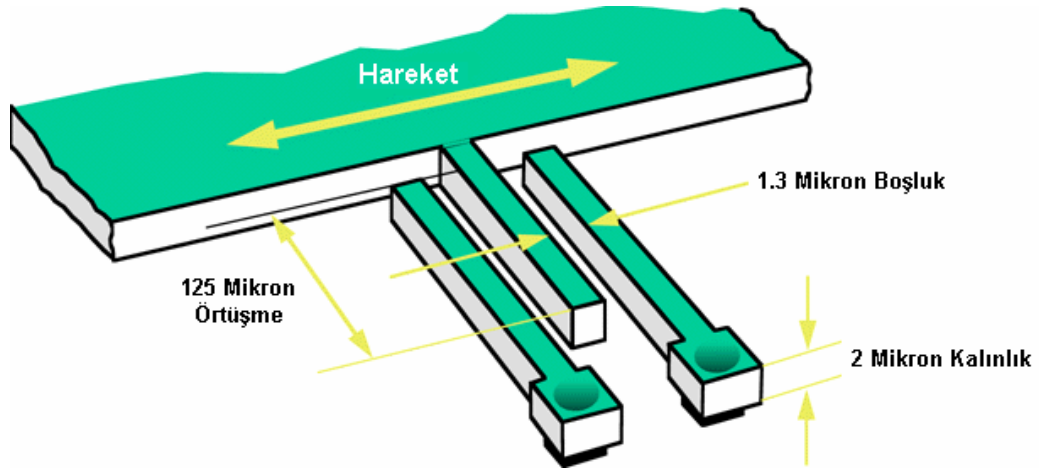


Şekil 4.4: Üç Eksenli (mikro) İvmeölçer.

Analog Devices firmasının ürettiği ve bu çalışmada kullanılan ADXL202E ivmeölçer firmanın diğer tüm ivmeölçerleri gibi kapasitif bir ivmeölçerdir. ADXL202E MEMS tabanlı, tektaş (monolithic) tümleşik devre üzerinde, 2 eksenle çalışan bir ivme ölçüm sistemidir. Bu sistem polisilikon yüzey mikro-işleme tekniğiyle oluşturulmuş bir algılayıcı ve sinyal koşullandırma devresinden oluşur. Çıkış devreleri kullanılarak her eksen için üretilen analog sinyaller, bir sayıcı veya mikroişlemci tarafından çözümlenebilen dalga genişlik modülasyonlu sayısal sinyallere dönüştürülür. ADXL202E, dinamik ivme kuvvetlerini ± 2 g aralığında ölçebilmesinin yanı sıra yerçekimi gibi statik ivme kuvvetlerini de ölçebilmektedir.

MEMS tabanlı ivme algılayıcı, silikon bir levha üzerine inşa edilmiş, yüzey mikro-işleme tekniğiyle üretilmiş polisilikon bir yapıdır. Polisilikon yapı ile silikon levha arasındaki polisilikon yaylar, yapının levha yüzeyinde askıda durmasını sağlar ve ivme kuvvetlerine karşı bir direnç oluşturur. Yapıdaki sapma (deflection), iki sabit plaka ve hareket eden bloğa bağlı bir türevsel kapasitör ile ölçülür. Hareketli blok üzerinde aralıklı olarak yerleştirilmiş çok sayıda tırnaklar (fingers) bulunmaktadır. Şekil 4.5'de bu tırnaklardan bir tanesi detaylı olarak görülmektedir. Her tırnaktaki türevsel kapasite, dış sabit plakalar ile hareket eden tırnağın örtüşen yüzeylerinin alanı ve tırnağın yer değiştirme miktarıyla orantılı olarak değişmektedir. Bunlar çok küçük kapasitörlerdir, bu sebeple gürültüyü

azaltabilmek ve çözünürlüğü artırabilmek amacıyla, mümkün olduğunca geniş kapasiteye sahip olmalıdırlar.



Şekil 4.5: Kütle Üzerindeki Bir Tırnağın Boyutları.

Kapasite alanı, işlem teknolojisi sebebiyle 2 mikron ile sınırlıdır. Dolayısıyla örtüşme alanı tırnakların uzunluğu ile ayarlanabilir. Fakat uzun tırnakların imal edilmesi çok daha zordur ve daha uzun bir blok ile çok sayıdaki tırnakta daha pahalı bir çözümdür.

Bloğun hareketi, bloğu askıda tutan polisilikon yaylar tarafından kontrol edilir. Polisilikon yaylar ve bloğun kütlesi aynı fiziksel kurala uyarlar. İvmelenmeye maruz kalan kütle üzerinde Newton'un ikinci hareket kanunu ile belirlenen,

$$F = m \cdot a \quad (4.1)$$

kadar bir kuvvet oluşur. Bastırılan bir yaydaki sıkışma miktarı ise uygulanan kuvvet ile orantılıdır ki Hooke's kanunu,

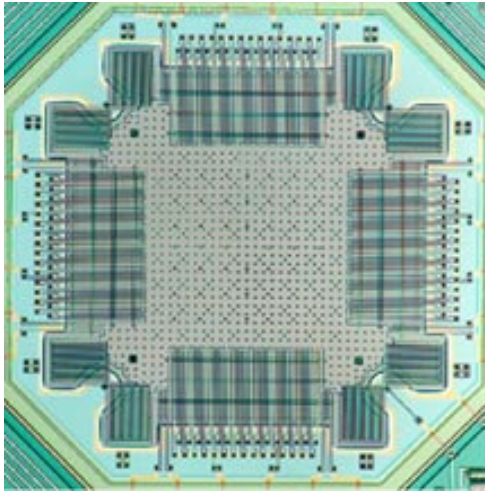
$$F = k \cdot x \quad (4.2)$$

olarak bilinir. Buradan,

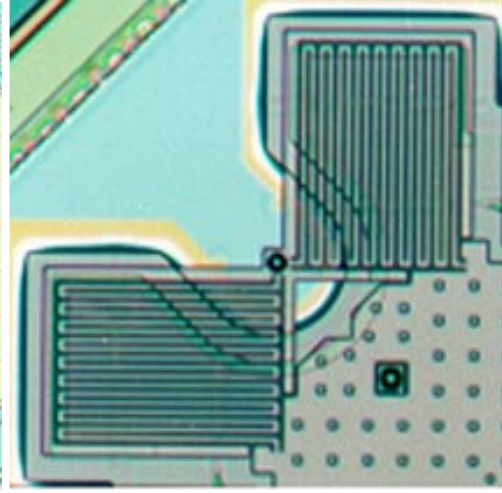
$$x = (m / k) \cdot a \quad (4.3)$$

elde edilir. Görüldüğü gibi sadece iki parametre kontrolümüz altında olup bunlar: yay katsayısı k ve kütle m 'dir. Bloğun hassasiyetini artırmak amacıyla yay

katsayısını düşürmek kolay bir yol olarak görünebilir. Fakat bloğun rezonans frekansının yay katsayısı ile orantılı olduğu ve ivmeölçerin bu rezonans frekansının altında çalışmak zorunda olduğu düşünüldüğünde, bu yolun bir yararı olmadığı görülür. Buna ek olarak yüksek yay katsayıları seçerek daha kuvvetli bir blok oluşturulabilir böylece yüksek şok dayanımı elde edilebilir. Dolayısıyla yay katsayısının mümkün olduğunca yüksek tutulduğu düşünülürse, diğer bir değiştirilecek parametre olarak kütle kalmaktadır. Kütlenin artırılabilmesi tamamen daha geniş bir blok yapılması anlamına gelmektedir. Bu da daha pahalı parçalar ve daha geniş bir algılayıcı alanı demektir. ADXL202E içerisinde Şekil 4.6’da görülen yeni ve değişik bir blok yapısı bulunmaktadır. Ortogonal (dik) olarak yerleştirilmiş iki ayrı blok yerine, her bir kenarına tırnaklar yerleştirilerek oluşturulan x ve y eksenli değişken kapasitelerine sahip tek bir kare blok kullanılmıştır. Bu durum daha küçük algılayıcı alanının ve daha geniş ortak blok kütesinin oluşarak ADXL202E’nin çözünürlüğünün daha da artmasını sağlamıştır. Şekil 4.7’de görülen yay süspansiyon sistemi, bloğun her köşesine yerleştirilmiş olup bir yöndeki ivme ölçümüne diğer yöndeki hareketin katkısını minimize edecek şekilde tasarlanmıştır.

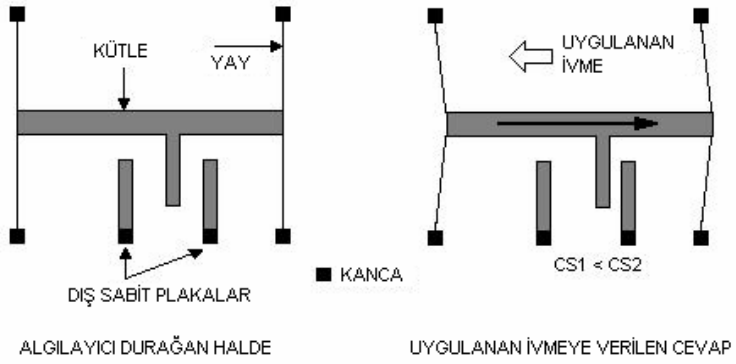


Şekil 4.6: ADXL202E Blok Yapısı.



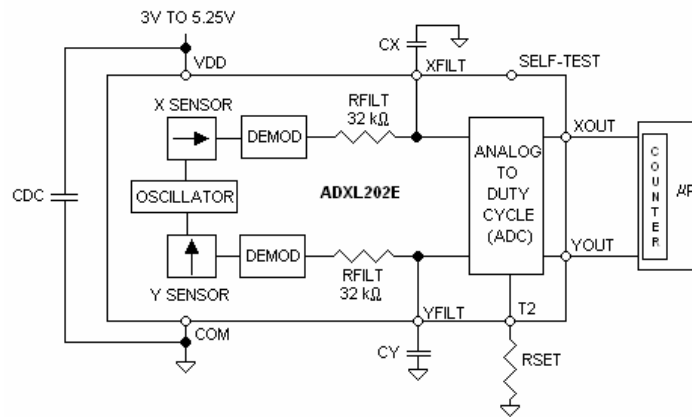
Şekil 4.7: Yay süspansiyon Sistemi.

Sabit plakalar 180° faz farkına sahip kare dalgalar ile sürülmektedir. Şekil 4.8’de görüldüğü gibi, meydana gelen ivmelenme hareketi bloğun (beam) sapmasına, türevsel kapasitörlerin dengesinin bozulmasına ve ivme ile orantılı değişen genlikte kare dalga çıkışı verilmesini sağlar. Daha sonra sinyalin düzeltilmesi ve ivmenin yönünün belirlenmesi için faz duyarlı demodulasyon teknikleri kullanılır.



Şekil 4.8: Kapasitif İvmeölçer Sistemi.

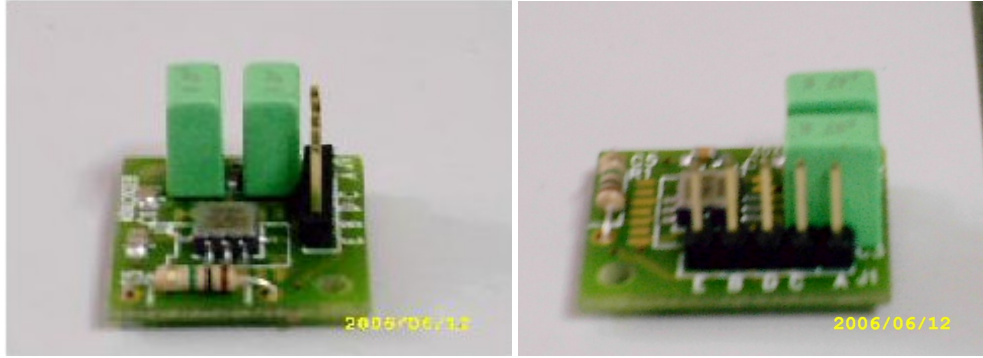
ADXL202E'nin blok diyagramı Şekil 4.9'da görülmektedir. Hareketli olan tırnak sabit olan plakaların tam ortasında iken türevsel kapasitörlerin her iki tarafı eşit kapasiteye sahiptir ve blok üzerindeki gerilim sıfırdır. Uygulanan ivmenin etkisiyle yer değiştiren blok, türevsel kapasitenin dengesinin bozulmasına ve yer değiştirmeye orantılı olarak değişen genliklerde gerilim üretilmesine sebep olur. Bu gerilim kuvvetlendirilir ve demodüle edilir. Demodülatörün çıkışı 32 k Ω 'luk bir direnç üzerinden kare dalga çeviricisine gönderilir. Burada kullanıcı tarafından harici olarak eklenen iki kapasite (C_X C_Y) ile band genişliği ayarlanır ve basit bir alçak geçiren filtre oluşturulur. Filtrelenen sinyaller kare dalga sinyale dönüştürülür. Kare dalga sinyalin periyodu kullanıcı tarafından eklenen bir direnç (R_{SET}) ile 0.5 ms ile 10 ms aralığında olacak şekilde belirlenir.



Şekil 4.9: ADXL202E Blok Diyagramı.

4.2.3. ADXL202E MEMS İvmeölçer ve Devresi

Bu çalışmada vücut duruşu, solunum hızı ve vücut aktivitelerinin belirlenmesi için, Analog Devices firması tarafından üretilen ADXL202E model MEMS tabanlı ivmeölçer kullanılmıştır. Şekil 4.10'da görülen ADXL202E, x ve y olmak üzere 2 ekseninde ölçüm yapan, MEMS tabanlı bir algılayıcıdır. MEMS tabanlı ivmeölçerlerin daha küçük olmaları, daha işlevsel olmaları, daha hafif ve güvenilir olmalarının yanı sıra fiyatlarının da ucuz olması, geleneksel makro ölçekli ivmeölçerler yerine tercih edilmelerini sağlamıştır. Oluşturulan ARF-Giysi yaşamsal veri ölçüm sistemi ile insanların hayatlarına ve sağlıklarına katkı sağlayabilecek, alımı kolay ve ekonomik bir ölçüm sisteminin temelleri atılmıştır. ADXL202E'nin fiyatı 1000 ile 4999 adet arasındaki alımlar için 8,50 USD' dir.



Şekil 4.10: ADXL202E MEMS İvmeölçer ve Devresi.

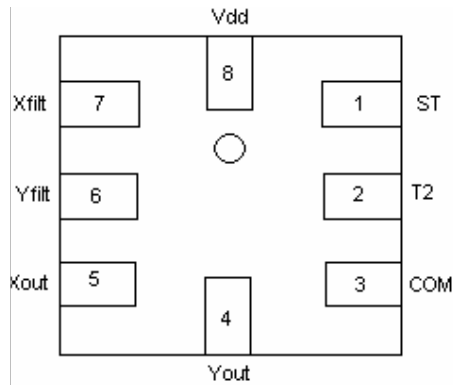
Ölçümlerin yapılması esnasında, hareket kolaylığı sağlanması ve aktivitelerin yeteri oranda gerçekleştirilmesi için ucunda ivmeölçerin bağlantılarına geçen bir soket bulunan 3 metre uzunluğunda beşli birleşik kablo kullanılmıştır. Daha sonra oluşturulan ARF-Giysi ile yapışkan bantlı bir kemer üzerine yine soket vasıtasıyla yerleştirilerek diyafram üzerine bağlanması sağlanmıştır.

ADXL202E ivmeölçerin sisteme yerleştirilmesi ve istenilen performansı gösterebilmesi için birtakım kıstaslar üzerinde düşünülmesi gerekmektedir. Bunlar, çözünürlük: belirlenmesine ihtiyaç duyulan en küçük sinyal değişimi, band genişliği: belirlenmesine ihtiyaç duyulan en yüksek frekans ve veri toplama süresi: sinyalin alınması işleminin ne kadar süreceğidir. Bütün bu kıstaslar, ADXL202E ivmeölçerin band genişliğinin, veri toplama kartı saat hızının (clock time) ve üretilcek kare dalga sinyalinin periyodunun belirlenmesine yardımcı olmaktadır.

ADXL202E düşük ivme (g cinsinden) seviyelerinde çalışan bir algılayıcıdır. Her iki ekseninde de ± 2 g aralığında ölçüm yapan, 60 Hz'de 2 mg çözünürlükte veya 1 g'lik ölçüm için periyodun %12,5'unun değişerek, yükselen işaret olarak geldiği bir ivmeölçerdir. ADXL202E sayısal çıkış üretmektedir. Ürettiği DGM (Darbe Genişlik Modülasyonu) sinyallerini kullanarak herhangi bir analog-dijital çeviriciye gerek kalmadan ivme hesaplanmaktadır. Bu çalışmada vücut duruşu ve aktivitelerinin belirlenmesi ile solunum hızının ölçülebilmesi için dinamik ivme ölçümü yapılması gerekmektedir. ADXL202E hem titreşim gibi hareketleri algılayabilecek dinamik ivme ölçümü hem de yerçekimini algılayabilecek statik ivme ölçümünü yapabilmektedir [21].

ADXL202E 3V ile 5,25V arasında besleme ile çalışmaktadır. Bu çalışmada 5V DC ile beslenmekte ve alt sınıra çok fazla yaklaşılmamaktadır. Çünkü 3V seviyeleri ivmeölçer için kritik değerlerdir ve bu değerdeki herhangi bir oynama ivmeölçere zarar verebilir. İvmeölçerin çalışma akımı da 0,6 mA gibi küçük bir değerdir ve bu da güç tüketimini düşük seviyelerde tutmaktadır. Bu özelliği ile de giysi üzerinde uzun süre çalışabilmekte ve ölçümlerin yeterli zaman aralıklarında yapılmasını sağlamaktadır. ADXL202E'nin 1000 g şok dayanımı vardır.

ADXL202E'nin boyutları 5mm x 5mm x 2mm'dir. Bu ölçüler devre ile birlikte 19mm x 22mm x 10mm'ye çıkmakta fakat yine de oldukça küçük sayılmaktadır. ADXL202E 8 bağlantılı bir ivmeölçerdir ve devresi ile birlikte gelmektedir. Şekil 4.11, ADXL202E'nin bağlantı yapısını, Tablo 4.2 ise bağlantıların özelliklerini göstermektedir.

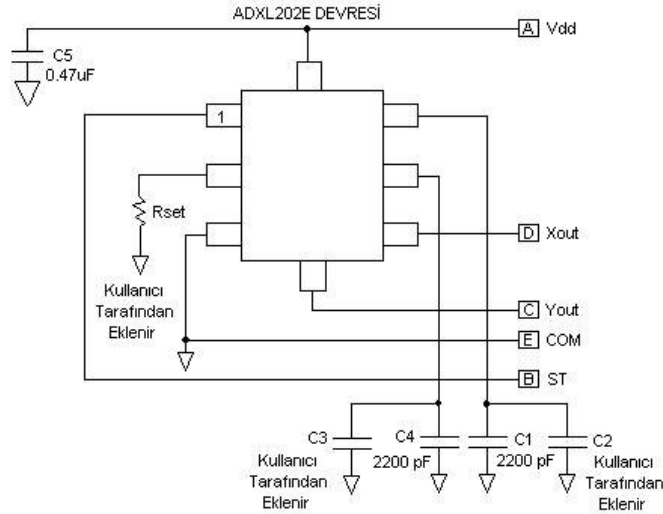


Şekil 4.11: ADXL202E Bağlantı Yapısı (Üstten Görünüm).

Tablo 4.2: ADXL202E Bağlantı Özellikleri.

Bağlantı No	Sembol	Açıklama
1	ST	Test Bağlantısı
2	T2	T2 Periyodu Ayarlanması için Rset direnci bağlanır
3	COM	Toprak Bağlantısı
4	Y_{OUT}	Y Eksen DGM Çıkışı
5	X_{OUT}	X Eksen DGM Çıkışı
6	Y_{FILT}	Y Eksen Filtreleme Bağl.
7	X_{FILT}	X Eksen Filtreleme Bağl.
8	V_{DD}	3V–5,25V Arası Besleme

Tablo 4.2’de görüldüğü gibi ivmeölçerin bazı özellikleri kullanıcı tarafından belirlenebilmektedir. Örnekleme periyodu T2 ve band genişliği, ADXL202E’nin üzerinde bulunduğu devreye eklenen direnç ve kapasitelerle kullanıcı ihtiyaçlarını karşılayacak şekilde ayarlanmaktadır. Çünkü bazı uygulamalarda gürültünün sinyale karışmasını engellemek amacıyla daha dar band genişliği istendiğinden devre üzerine kullanıcı tarafından iki paralel kapasite eklenebilmektedir. Devre üzerinde fabrika montajlı 2 adet 2200 pF’lık kapasiteler ile x ve y eksen DGM çıkışları filtrelenmekte ve ivmeölçerin gürültüsüz ölçüm vermesi sağlanmaktadır. Şekil 4.12’de, ADXL202E MEMS ivmeölçerin yerleştirildiği devrenin şeması görülmektedir.

**Şekil 4.12:** ADXL202E İvmeölçer Devre Şeması.

ADXL202E devresi üzerine kullanıcı tarafından eklenen ve üretilen kare dalga sinyallerin periyodunun (T2) belirlenmesini sağlayan Rset direncinin değerlerine karşılık gelen periyodlar Tablo 4.3’de görülmektedir. T2 periyodu aşağıdaki ifadeyle hesaplanmaktadır.

$$T2 (ms) = \frac{R_{SET} (k\Omega)}{125 M\Omega} \quad (4.4)$$

Tablo 4.3: T2 Periyodunun R_{SET} Değerleri İle Değişimi.

T2 Periyodu (ms)	R_{SET}
1	125 k Ω
2	250 k Ω
5	625 k Ω
10	1,25 M Ω

ADXL202E’nin x ve y eksenlerinin çıkışlarına eklenen kapasitörler ile alçak geçiren filtre oluşturulmakta ve böylece örtüşmelerin önlenmesi ve gürültünün etkilerinin azaltılması sağlanmaktadır. 3 dB band genişliği için yerleştirilmesi gereken kapasitörler aşağıdaki ifade ile belirlenir. Tablo 4.4, yerleştirilen kapasitör değerleri ile sağlanacak olan band genişliklerinin değişimini göstermektedir.

$$F_{-3dB} = \frac{1}{(2\pi(32k\Omega) \times C(x, y))} \quad (4.5)$$

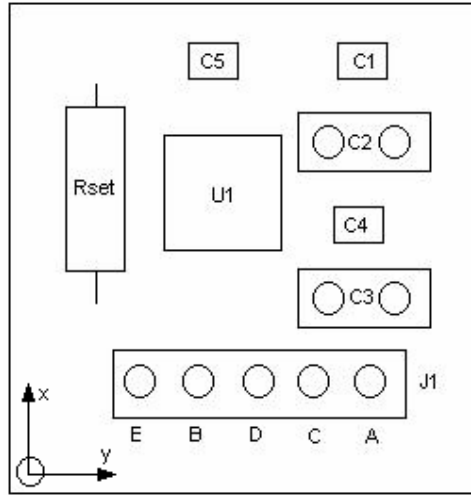
$$F_{-3dB} = \frac{5\mu F}{C(x, y)} \quad (4.6)$$

Tablo 4.4: Band Genişliğinin C2 ve C3 Değerleri İle Değişimi.

$X_{FILT}, Y_{FILT} (\mu F)$	Band Genişliği (Hz)	RMS Gürültü (mg)
0,01	500	12,7
0,047	100	7
0,1	50	4,2
0,47	10	2,3

Bu çalışmada R_{SET} olarak $1\text{ M}\Omega$ 'luk bir direnç kullanılmıştır. Bu direncin kullanılması ile 6,53 ms'lik bir T2 periyodu elde edilmiştir. Bu periyod laboratuarda bir sayıcı kullanılarak gözlemlenmiştir. ADXL202E'nin DGM çıkışlarından herhangi birisi sayıcıya bağlandığında, sayıcı 60 sn'de 9200 yükselen kenar saymaktadır. Bu da 1 sn'de 153 yükselen kenar sayıyor demektir ki iki yükselen kenar arasındaki zaman farkı $1/153=6,53\text{ ms}$ 'dir ve periyod anlamına gelmektedir.

C2 ve C3 kapasiteleri ise $0,47\text{ }\mu\text{F}$ olarak seçilmiştir. Böylece band genişliği de 10 Hz olarak belirlenmiştir. Band genişliğinin olabilecek en küçük değerinde ve dar seçilmesinin nedeni, ölçümü yapılacak fiziksel aktivitelerden en yüksek frekansa sahip olan koşma hareketinin frekansının dahi 10 Hz'i geçmemesinin yanında giysilere yerleştirilecek olan algılayıcının çevredeki gürültü ve bozucu sinyalleri göndermesini engellemek içindir. R_{SET} , C2 ve C3 elemanlarının seçilerek devreye yerleştirilmesinden sonra sıra ivmeölçerden veri alınmasına gelmiştir. Devre üzerindeki bağlantılar kullanılarak devrenin beslemesi, toprağı ve DGM çıkışları bağlanmaktadır. Şekil 4.13'te devre üzerindeki parçaların yerleşimi ve devrenin bağlantıları görülmektedir. Tablo 4.5'te devrenin güç ve toprak bağlantıları ile sinyal bağlantılarının yapıldığı J1 bloğunun özellikleri belirtilmektedir. Devre üzerindeki parçaların isimleri Tablo 4.6'da verilmiştir.



Şekil 4.13: ADXL202E Devre Elemanları (Üstten Görünüm).

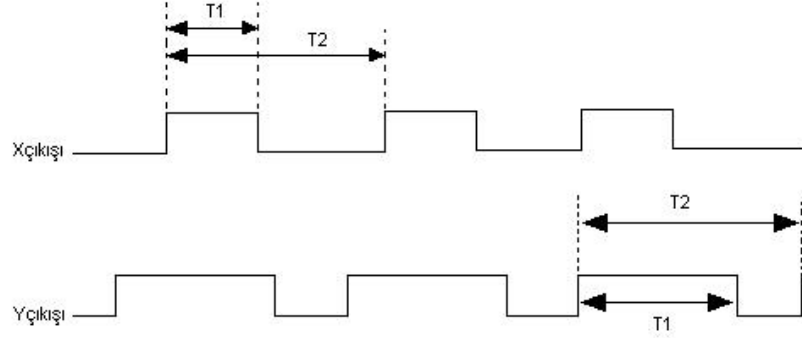
Tablo 4.5: ADXL202E Devre Bağlantıları.

Bağlantı Sembolü	Bağlantı Özelliği
E	Toprak Bağlantısı
B	Test Girişi
D	X Ekseni DGM Sinyal Çıkışı
C	Y Ekseni DGM Sinyal Çıkışı
A	Besleme Bağı. (3V–5,25V DC)

Tablo 4.6: ADXL202E Devre Parçaları Listesi.

Sembol	Değer	İşlevi
C1	2200 pF / 25V	C2 ile birlikte X eksen band genişliğini ayarlar
C2	0,47 µF	C1 ile birlikte X eksen band genişliğini ayarlar
C3	0,47 µF	C4 ile birlikte Y eksen band genişliğini ayarlar
C4	2200 pF / 25V	C3 ile birlikte Y eksen band genişliğini ayarlar
C5	0,47 µF	Besleme By-pass
J1	Bağlantı Bloğu	Bütün güç ve sinyal bağlantıları J1 üzerinden yapılır
Rset	1 MΩ	T2 DGM periyodunun belirlenmesini sağlar
U1	ADXL202E	İki eksen çalıştırma ±2 g MEMS ivmeölçer

ADXL202E MEMS ivmeölçer Şekil 4.14'te görülen DGM çıkış üretmektedir. İvmeölçer direkt olarak osiloskopa bağlandığında DGM sinyalleri görüntülenmiş ve ivmeölçer hareket ettirildiğinde bu sinyallerin uzayıp kısaldığı gözlemlenmiştir. DGM sinyalinin yükselen kenarı inene kadar geçen süreye T1, tekrar yükselene kadar geçen süre yani periyod ise T2 olarak sembolize edilirse, hareket ile değişen bir T1/T2 oranı elde edilir. ADXL202E, x ve y eksenleri yere paralel olacak şekilde hareketsiz olarak durduğunda ivme 0'dır. Bu durumda yükselen kenarın gelme süresi periyodun yarısı kadardır yani doluluk boşluk oranı $T1/T2=50\%$ 'dir. 1 g'lik bir ölçüm yapıldığında ise T1/T2 oranı periyodun %12,5'u kadar değişerek %62,5 olmaktadır. Bu değerler kullanılarak aşağıdaki bağıntıyla g cinsinden ivme değeri hesaplanmaktadır.



Şekil 4.14: DGM Sinyali.

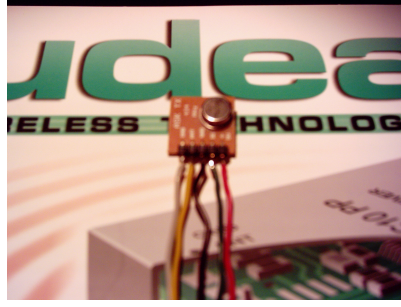
$$a(g) = \frac{T_1 / T_2 - T_1 / T_2 \big|_{a=0g}}{T_1 / T_2 \big|_{a=1g}} \quad (4.7)$$

$$a(g) = \frac{(T_1 / T_2) - 0.5}{0.125} \quad (4.8)$$

İvmeölçerden veri alabilmek için 5 girişi olan dişi bir soket yapılarak bu bağlantılara geçirilmiştir. Bu çalışmada ivmeölçer +5V doğru akım üreten bir güç devresine bağlanmıştır.

4.3. ATX-34 RF Verici Modül

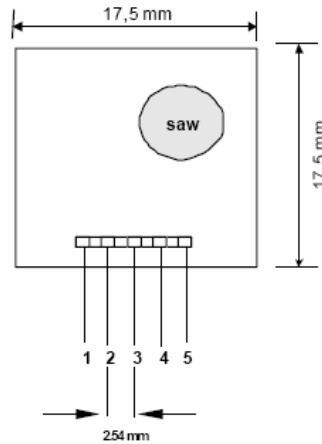
ADXL202E ivmeölçerden üretilen sinyaller RF alıcı/verici modül ile veri toplama kartına gönderilmektedir. RF sistemlerin anten özelliklerinin değiştirilmesi ile kapsama alanları genişletilmektedir. Uygulamada ilk olarak verilerin RF ile gönderilmesi laboratuvar ortamında sağlanmıştır. Sinyallerin kablolu olarak gönderilmesi sonucu osiloskopta görüntülenen sinyalin özellikleri ile RF yöntemle gönderilerek osiloskopta görüntülenen sinyalin özellikleri tamamen aynıdır. RF sistemde çevreden karışan gürültü ve bozucu sinyaller, sinyalde yüksek genlikli sıçramalara neden olmaktadır. Bunun sonucu olarak da, veri toplama kartına sayıcı (counter) vasıtasıyla veri girişinde problem yaşanmakta ve iletim durmaktadır. Bu durum için veri toplama kartının daha hızlı bir sayıcı saatine (clock time) ihtiyacı bulunmaktadır. Bu engelin aşılması amacı ile veri toplama kartının analog girişi kullanılmıştır. Bu çalışmada RF iletimin sağlanmasında Şekil 4.15'te görülen ATX-34 UYF GKA verici modül kullanılmıştır [23].



Şekil 4.15: ATX-34 UYF GKA Verici Modül.

ATX-34 GKA RF verici 433.920 MHz. UYF (UHF) bandında çalışan EN 300 220 uyumlu, yüksek frekans kararlılığına sahip ve düşük akım sarfiyatı ile pilli uygulamalar için ideal bir modüldür. Uygulama alanları ise uzaktan kontrol sistemleri, güvenlik amaçlı alarm sistemleri ve oyuncaklardır.

ATX-34 UYF GKA verici modül, kısa mesafe erişimli telsiz cihazlarının temel standartları ile kurma ve kullanma esasları hakkında yönetmelik TGM-STK-001 'in 433-434 MHz. ISM bandı ile ilgili bölümünü kapsayacak şekilde tasarlanmıştır. ATX-34 kısa mesafeli uzaktan kontrol uygulamaları için düşük fiyatı nedeniyle ideal bir çözümdür. Verici, anten haricinde herhangi bir RF eleman ihtiyacı olmadan PCB montajına uygun tasarlanmıştır. Basit bir kablo kullanılarak anten bağlantısı yapılabilir. Çalışmada 17,3 cm uzunluğunda bir kablo anten olarak kullanılmıştır. Şekil 4.16, ATX-34 RF verici modül boyutlarını, Tablo 4.7 bağlantı özelliklerini, Tablo 4.8 ise modülün teknik özelliklerini göstermektedir.



Şekil 4.16: ATX-34 RF Verici Modül Boyutları.

Tablo 4.7: ATX–34 RF Verici Bağlantı Özellikleri.

Bağlantı No	Bağlantı İsmi	I / O	Açıklama	
1	TPR	–	Kontrol Kartınızın Toprak Hattına Bağlayınız.	Besleme Devresinin Toprağına Bağlanmıştır.
2	ANT	O	50 Ω Empedanslı Anten Bağlantı Noktası	17,3 cm uzunluğunda kablo kullanılmıştır.
3	TPR	–	Kontrol Kartınızın Toprak Hattına Bağlayınız.	Besleme Devresinin Toprağına Bağlanmıştır.
4	DIN	I	Dijital Giriş	
5	Vcc	–	+ 5V DC Besleme Terminali	Besleme Devresinin +5V çıkışına bağlanmıştır.

Tablo 4.8: ATX–34 RF Verici Teknik Özellikleri.

	Min.	Tip.	Maks.	Birim	Not
Çalışma Frekansı		433,92		MHz	± 200 KHz
Veri aktarım Hızı	0,3		2,4	Kbit/s	
Çıkış RF Gücü		10		dBm	5V'da & CW Power
Besleme Voltajı	5		12	Vcc	Regüle edilmiş voltaj kaynağı kullanılmalıdır.Max.Riple 100 mV
Akım Sarfiyatı		6,5		mA	5V'da
Lojik "0" DI Voltaj	0		0,1*Vcc	Vdc	
Lojik "1" DI Voltaj	0,8*Vcc		Vcc	Vdc	
Çalışma Sıcaklığı	-10		+55	°C	ETSI 300 220

ATX–34 içerisinde bir voltaj düzenleyici bulunmamaktadır. Tasarım pil kullanımı düşünülerek yapılmıştır. Bu nedenle besleme voltajında belirtilen değerlere dikkat edilmelidir. Verici modül, belirtilen değerlerin altında bir besleme yapıldığında kararsız çalışacaktır. Besleme voltajı ve topraklama (GND) bağlantısı belirtilen değerlerin üzerinde veya ters olursa, vericide kalıcı hasarlara yol açabilir. Düşük maliyet sağlanabilmesi için verici içerisine ters polarizasyondan koruyacak bir devre konulmamıştır. Besleme voltajında çalışma sürecinde ± 100 mV değişimlerin üzerindeki değişimler vericinin kararsız çalışmasına neden olur. Besleme devresinde düzenleyici kullanılması bu sorunları ortadan kaldırmaktadır.

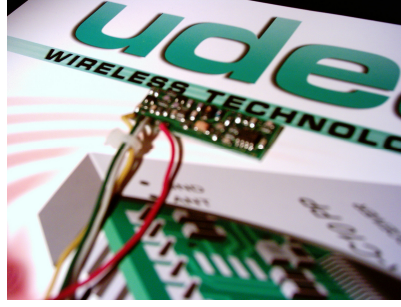
Vericide, sayısal veri girişı için DIN (Digital Input) bağlantısı bulunur. DIN bağlantısı RF ile gönderilecek sinyallerin kullanıcı tarafından verildiğı giriştir. En basit haberleşme sistemlerinde bile mesajın başlangıcı için bir başlama sinyali (preamble) kullanılması neredeyse zorunludur. Başlama sinyali veri olarak ardışık 1 ve 0'lerden oluşan (01010101...) bir bit dizinidir. 5 byte 0x55 veya 0xAA olabilir. Gönderilen 1 ve 0'ların süreleri eşit olmalıdır. Kısaca başlama sinyali donanım eş zamanlaması sağlamaktadır. Eş zamanlama sinyali (sencron) ise yazılımın eş zamanlama yapmasına yardımcı olur. Bit eşlemesinin sağlanması ve mesaj başlangıcının doğru tayini için kullanılması gereklidir. Bu bit dizininin boyu uygulama gereksinimleri veya kısıtlamalarına göre değişebilmekle birlikte 5 byte 0x00 + 5 byte 0xFF olabilir veya bunun ne olacağına kişi kendisi karar verebilir. Veri gönderirken araya boşluk girmemeli, girer ise başlangıç ve eş zamanlama sinyalleri tekrar gönderilmelidir. RX tarafında başlangıca bakılmaz. Sadece eş zamanlama aranır, sonrasında veri okunur.

Verimli veri transferi ve alımı için gerekli en önemli iki nokta iyi bir anten ve doğru RF topraklama seçilmesidir. Anten olmadan verinin uzun mesafelere gönderilmesi mümkün değildir. Verici basit bir anten bağlantısına sahiptir. Uygun bir UYF anten doğrudan bağlanabilir. ATX-34 vericisine bağlanabilecek en basit anten 17.3 cm uzunluğundaki bir kablonun anten girişine lehimlenmesidir. Anteni, vericiden uzak bir yere bağlamamız gerekiyorsa 50 Ohm coax anten kablosu kullanmamız gerekmektedir. Anten kablosunun topraklaması, vericinin anten girişine yakın bir yerden yapılmalıdır.

En iyi iletim mesafesi her iki taraftaki antenlerin birbirini görmesi ile elde edilmektedir. Herhangi bir obje veya metal bir engel iletişim mesafesini düşürmektedir. Sinyal göndermeleri, gönderilen sinyallerin metal yüzeylerden, binalardan vb. gelen yansımalarından etkilenmekte ve bu da yanlış veri alımlarına yol açmaktadır.

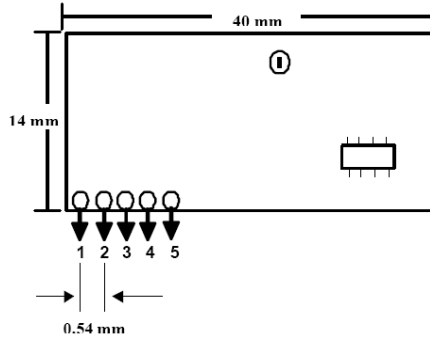
4.4. ARX-34 RF Alıcı Modül

Oluşturulan sistemde RF alıcı modül sabit bir noktada ve giysiden ayrı bir yerde bulunmaktadır. RF vericiden gönderilen sinyaller RF alıcı tarafından veri toplama kartına girilmektedir. Bu çalışmada Şekil 4.17'de görülen ARX-34 UYF GKA alıcı modül kullanılmıştır.



Şekil 4.17: ARX-34 UYF GKA Alıcı Modül.

ATX-34 ve ARX-34 RF alıcı/verici modülleri ADXL202E'den alınan sinyallerin gönderilmesi için uygun bir seçenektir. ± 2 MHz band genişliğine sahip bu parçalar ile 10 Hz band genişliğinde veri gönderen ADXL202E'den veri iletimi rahatlıkla sağlanmaktadır. RF alıcı/verici modüllerin boyutlarının küçük olması, giysiye yerleştirilmelerini kolaylaştırmış ve kişinin üzerinde fazla ağırlık taşıması engellenmiştir. Şekil 4.16, ARX-34 RF alıcı modül boyutlarını, Tablo 4.9 bağlantı özelliklerini, Tablo 4.10 ise modülün teknik özelliklerini göstermektedir.



Şekil 4.18: ARX-34 RF Alıcı Modül Boyutları.

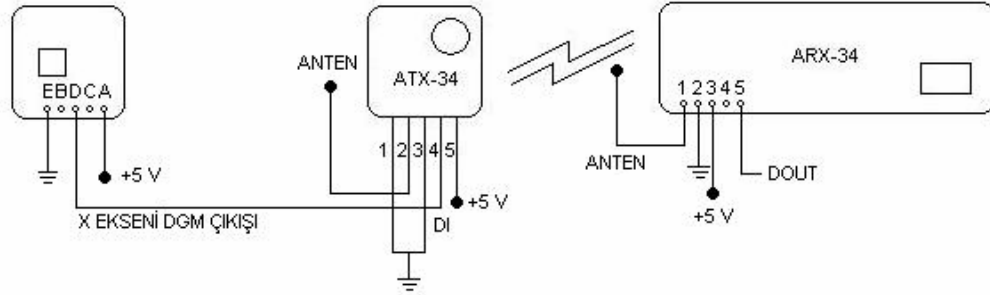
Tablo 4.9: ARX-34 RF Alıcı Bağlantı Özellikleri.

Bağlantı No	Bağlantı İsmi	I / O	Açıklama	
1	ANT	I	50 Ω Empedanslı Anten Bağlantı Noktası	17,3 cm uzunluğunda kablo kullanılmıştır.
2	TPR	–	Kontrol Kartınızın Toprak Hattına Bağlayınız.	Veri Toplama Kartının Analog Toprağına Bağlanmıştır.
3	Vcc	–	+ 5V DC Besleme Terminali	Veri Toplama Kartının +5V çıkışına bağlanmıştır.
4	AOUT	O	Analog Çıkış	Kullanılmamaktadır.
5	DOUT	O	Dijital Çıkış	Veri Toplama Kartının Analog Girişine Bağlıdır.

Tablo 4.10: ARX-34 RF Alıcı Teknik Özellikleri.

	Min.	Tip.	Maks.	Birim	Not
Çalışma Frekansı		433,92		MHz	
Band Genişliği		± 2			
Veri aktarım Hızı	0,3		2,4	Kbit/s	
Duyarlılık		-108		dBm	
Besleme Voltajı	4,9		5,1	Vcc	Regüle edilmiş voltaj kaynağı kullanılmalıdır.Max.Riple 10 mV
Akım Sarfiyatı		5		mA	
Lojik "0" DOUT Voltaj	0		$0,1 \cdot V_{cc}$	Vdc	
Lojik "1" DOUT Voltaj	$0,8 \cdot V_{cc}$		Vcc	Vdc	Maks. 5 mA Kaynak Akımı
RX On Time		10		ms	
Çalışma Sıcaklığı	-10		+55	°C	ETSI 300 220

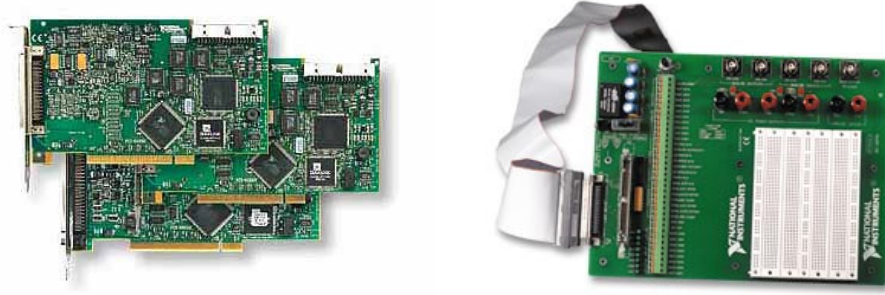
MEMS tabanlı ivmeölçerin giysiye yerleştirilerek verilerin kablosuz olarak iletilmesi Şekil 4.19’da görülen sistemle sağlanmaktadır. ADXL202E ivmeölçer ile ATX-34 RF vericinin beslemeleri giysi üzerinde bulunan 9V pille yapılmaktadır. İvmeölçerin x eksenini DGM çıkışı (D Bağlantısı) vericinin 4 numaralı sayısal girişine bağlanmıştır. Verici tarafından gönderilerek alıcı tarafından alınan veriler alıcının 5 numaralı sayısal çıkışından veri toplama kartına gönderilmektedir.

**Şekil 4.19:** RF Sinyal İletiminin Bağlantı Şeması.

4.5. NI PCI-6024E Veri Toplama Kartı

ADXL202E ivmeölçerin ve ATX-34 RF vericinin ve besleme ünitesinin yerleştirildiği ARF-Giysi ile insan vücudundan alınan veriler ARX-34 RF alıcıya ulaşmaktadır. RF alıcı/verici modüller ile 0–5 V genlikle taşınan 0 ve 1 değerleri hem sayıcı vasıtasıyla hem de analog giriş kullanılarak görüntüleme işlemine başlanılabilmektedir.

Çalışmanın görüntüleme aşamasında sinyaller ilk olarak veri toplama kartına bağlanarak bilgisayarda görüntülenebilir ve işlenebilir hale getirilmektedir. Bu işlem için İ.T.Ü. Otomatik Kontrol Laboratuvarında bulunan Şekil 4.20’deki NI PCI-6024E veri toplama kartı, SC-2075 bağlantı bloğu ve bu iki birimi birbirine bağlayan SH-6868 korumalı kablo kullanılmıştır.



Şekil 4.20: NI PCI-6024E Veri Toplama Kartı ve SC-2075 Bağlantı Bloğu.

NI PCI-6024E, çok geniş alandaki uygulamalarda, güvenilir veri toplayabilmek ve yüksek performans sağlayabilmek amacıyla E serisi teknoloji kullanan düşük fiyatlı bir veri toplama kartıdır. En fazla 200 kS/s veri toplayabilmekte ve üzerinde 16 tane 12 bitlik single-ended analog giriş, 8 tane diferansiyel analog giriş, 2 tane 12 bitlik analog çıkış, 8 tane sayısal giriş/çıkış, 2 tane 24 bitlik sayıcı bulunmaktadır. Bu veri toplama kartı en fazla -10V...+10V arasında giriş yapılabilen ve 4 adet sınır seçeneği bulunan analog girişlere sahiptir.

ARX-34 RF alıcı modül tarafından alınan sinyaller öncelikle SC-2075 bağlantı bloğuna gelmektedir. SC-2075 bağlantı bloğu üzerinde +5V DA ve ayarlanabilir 0-5 V besleme kaynağı bulunmaktadır. ARX-34 RF alıcının beslemesi, toprak bağlantısı ve sayısal sinyal çıkışı blok üzerindeki yaylı terminallere bağlanmıştır. Sinyal girişi ile toprak bağlantısı analog girişlerden yapılarak referenced single-ended (RSE) olarak bağlanmıştır.

ADXL202E ivmeölçer 0-5 V olarak çıkış üretmektedir. Sayısal sinyalin 0’ı için 0 V, 1 değeri için ise 5 V üretilmektedir. Bu nedenle analog giriş için sınır değeri 0-5 V olarak seçilerek mümkün olduğunca dar ve gelen sinyalin genliğini karşılayacak şekilde ayarlanmıştır. 12 bit ve RSE modda çalışan analog giriş ile $\frac{|0-5|}{2^{12}-1}$ V yani

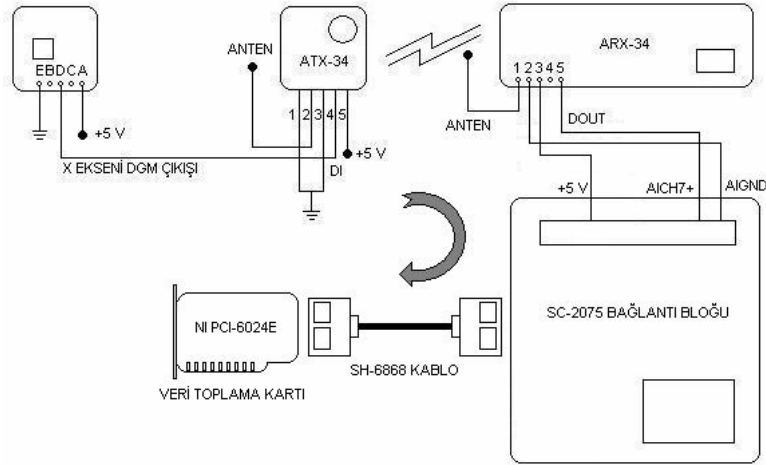
1,221 mV mertebesinde bir çözünürlük elde edilmektedir. Analog girişin örnekleme

frekansı da en fazla seviyeye getirilmiş ve 200 KHz alınarak 200 kS/s sınırında yapılmıştır. Sürekli olarak örnek alımının gerçekleştirildiği çalışmada 4000 örnek alınmış ve böylece 4000 örnek alımı için geçen süre aşağıdaki eşitlik ile hesaplanmıştır. Bu şekilde sinyalin yüksek çözünürlükte görüntülenmesi sağlanmıştır.

$$\frac{1}{200000} * 4000 = 0.02 \text{ s} \quad (4.9)$$

ARF-Giysi ile elde edilen sinyaller, kablolu iletim yoluyla, NI PCI-6024E veri toplama kartının sayıcı girişlerine bağlanılarak da kare dalga sinyalin dalga genişliği ve periyodu belirlenebilmektedir. 24 bitlik 2 adet sayıcı girişi ile bu ölçümler yüksek çözünürlükte yapılabilir.

Analog girişin tercih edilmesinin sebebi RF iletişimde sayıcı girişlerinde problem yaşanması ve daha hızlı bir sayıcıya ihtiyaç duyulmasıdır. Analog girişlerden alınan sinyaller üzerinde gerekli ölçümler ve işlemler yapılmaktadır. Şekil 4.21’de bu aşamaya kadar oluşturulan sistemin bağlantı şeması görülmektedir.

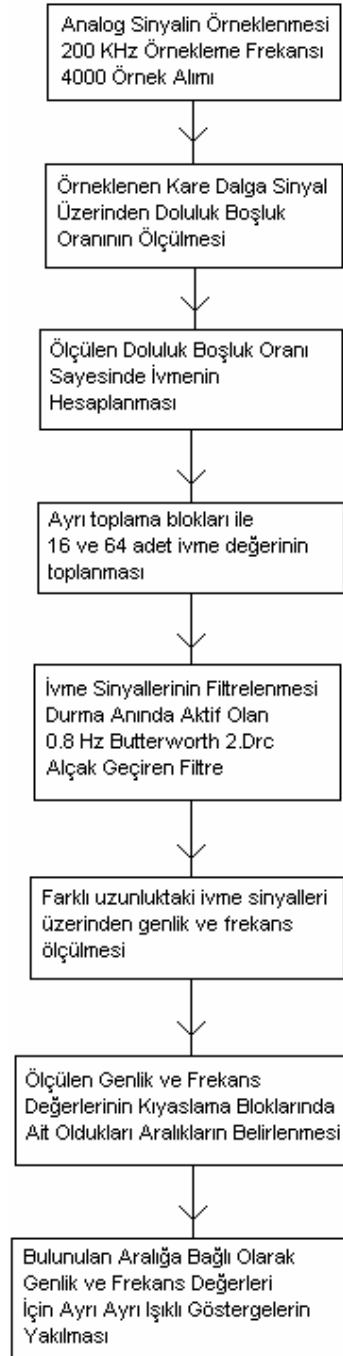


Şekil 4.21: ARF-Giysi Sistemi Bağlantı Şeması.

4.6. Bilgisayar ve Uygulama Programı

Veri toplama kartına gönderilen sinyal örneklenerek Labview 7.0 uygulama ve analiz programı vasıtasıyla görüntülenmiştir. 200 KHz örnekleme frekansı ve 4000 örnek alımı ile 0.02 s. süren bir döngü içerisinde çalışan program ile görüntüleme işlemi

gerçekleştirilmektedir. Alınan kare dalga sinyal üzerinden yapılan doluluk boşluk oranı ölçümleri ile (4.8) bağıntısı kullanılarak ivme değerleri elde edilmektedir. Örneklenen kare dalga sinyalin HFD analizi de yapılarak ölçümün doğru sinyaller üzerinden yapıp yapılmadığı da kontrol edilmektedir. Kare dalga sinyalin frekansının 153 Hz olmasına rağmen, uygulama programının gelen bütün kare dalgalar üzerinde ölçüm yapamaması, elde edilen ivme-zaman grafiklerinin doğruluğunu azaltmaktadır. Fakat bu durum sonuçlarda büyük hatalara yol açmamaktadır. Ölçülebilen doluluk boşluk oranları arasındaki zaman aralıklarının küçültülebilmesi amacıyla yapılan çalışmalar sonucu, en iyi 0.04 s. aralıklarla ölçüm yapılabilmesi sağlanmıştır. Elde edilen ivme-zaman grafiklerinden yapılacak olan genlik ve frekans ölçümleri için belirli miktarda verinin toplanması gerekmektedir. Genlik ölçümü için 1 s.'lik veri toplanmasına, frekans ölçümü için ise 3 s.'lik veri toplanmasına karar verilmiştir. Bu durum genlik ölçümü için 16, frekans ölçümü için ise 64 verinin toplanmasını gerekli kılmıştır. Toplanan veriler üzerinden yapılan genlik ve frekans ölçümleri kıyaslama bloklarına gönderilerek ait oldukları aralık belirlenmiş ve buna uygun ışıklı göstergelerin aktif olması sağlanmıştır. Durma anında düşük frekanslarda gerçekleşen soluk alıp verme olayının belirlenebilmesi için kesme frekansı 0.8 Hz olan 2.mertebe alçak geçiren bir Butterworth filtre kullanılmıştır. Sistemin çalışması sırasında ölçülen ivme-zaman bilgisi ile genlik ve frekans değerleri kaydedilmiştir. Bilgisayara alınan sinyalin akış diyagramı Şekil 4.22'de gösterilmektedir.

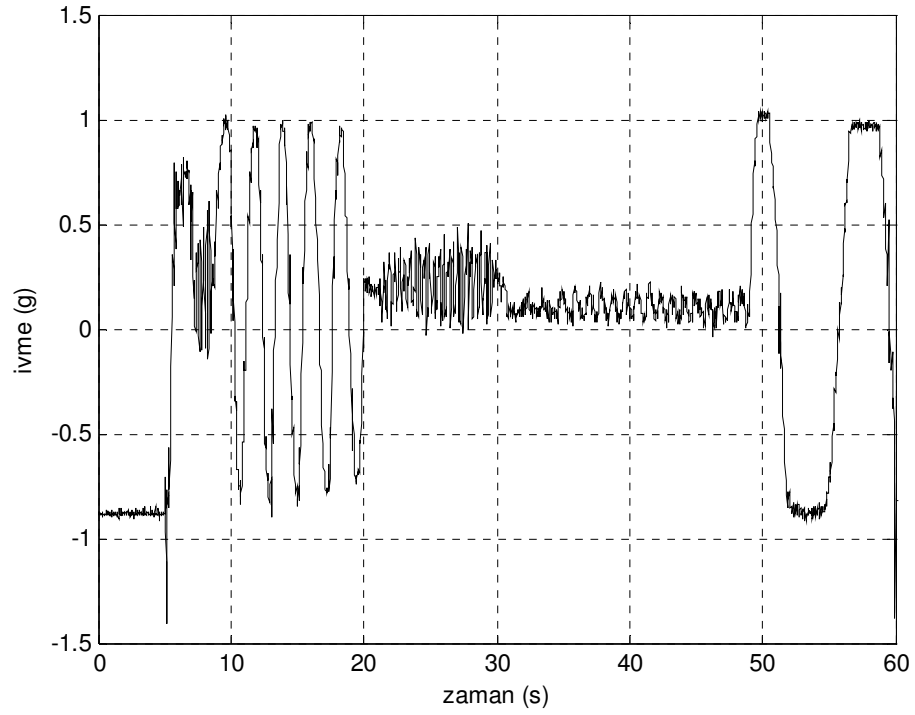


Şekil 4.22: Alınan Sinyalin Akış Diyagramı.

5. VERİLERİN İŞLENMESİ VE GÖRÜNTÜLENMESİ

ARF-Giysi yaşamsal veri görüntüleme sistemi kullanılarak vücut duruşu, solunum hızı ve vücut hareketlerinin belirlenmesi için kişi üzerinden gerekli veriler toplanmaktadır. Bunun için ARF-Giysi kişilere giydirilerek, yürüme, koşma, öne ve arkaya eğilme hareketleri ve durma anında iken diyaframın hareketi sonucu oluşan veri grupları oluşturulmuştur. Bu veriler kullanılarak, bütün hareketler için karakteristik grafikler ve bu grafiklerin karakteristik özellikleri belirlenerek, her harekete özgü maksimum ivme, minimum ivme, ortalama ivme, elde edilen eğrinin genliği ve frekansı belirlenmiştir. Veriler Labview ile bir dosyaya kaydedildikten sonra Matlab programı kullanılarak grafiği çizdirilmiştir. Şekil 5.1’de ADXL202E MEMS ivmeölçerin x eksenı boyunca sallanması ve y eksenı etrafında döndürölmesi ile x eksenı yönünde ölçölven ivmenin görölntölendiğı genel bir grafik bulunmaktadır. Yapılan ölçölmler de göstermektedir ki ADXL202E ± 2 g aralığında ölçölmler yapmaktadır.

Çalışmanın ilk aşamasında, diyafram hareketi ile yürüme ve koşma hareketlerine ait genlik ve frekans değlerlerinin mümkün olduğunca doğru bir şekilde tespit edilebilmesi amacıyla, ölçölmler kablolu olarak gerçekleştirilmiştir. Elde edilen değlerler, Labview blok diyagramında kıyaslama bloklarına yerleştirilerek, gelen sinyalin ölçölven genlik ve frekansının bulunduğı aralık belirlenmiştir. Değlerlerin bulunduğı aralıklara uygun olarak durma, yürüme ve koşma ışıklı göstergeleri yanmakta, durma anındaki solunum hızı sayısal olarak gösterilmektedir. Farklı kişilerden alınan ölçölmler ile de elde edilen sınırların doğruluğı ve sistemin güvenilirliğı ortaya konulmuştur.



Şekil 5.1: ADXL202E’den Elde Edilen İvme-Zaman Grafiği.

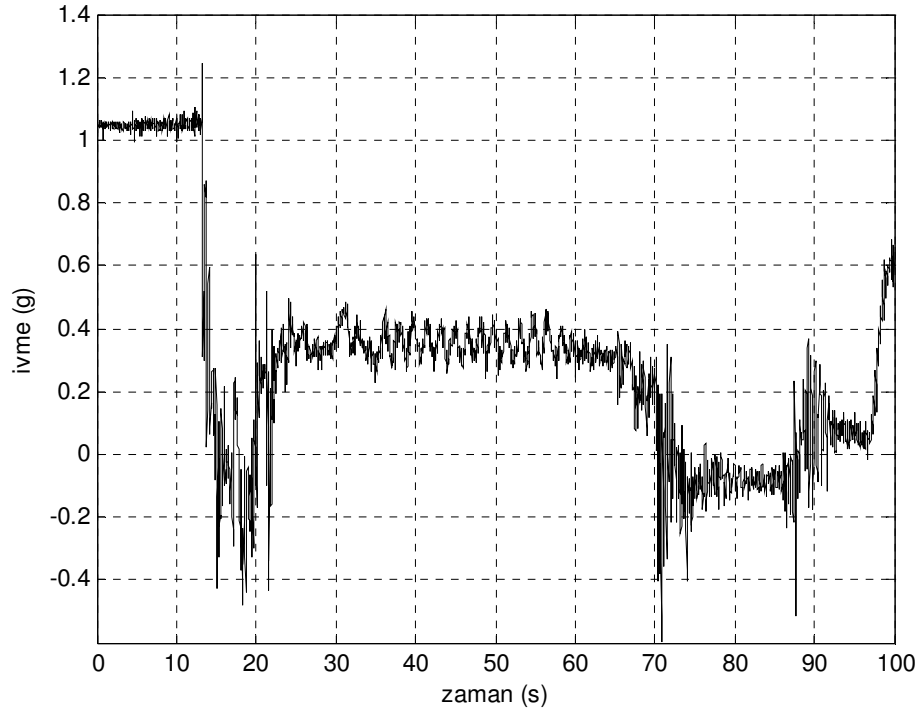
ADXL202E ivmeölçerin x ve y eksenleri Şekil 5.2’de görüldüğü gibi yere paralel ve x eksenini insan vücuduna dik duracak şekilde yerleştirildiğinden vücudun ayakta durma, sırt üstü uzanma ve öne eğilme hareketleri elde edilen grafiklerden belirlenebilmektedir. Ayrıca yürüme, koşma hareketleri ile solunum hızı da elde edilen grafiklerden açık bir şekilde görülebilmektedir.



Şekil 5.2: ADXL202E’nin Vücuttaki Konumu.

5.1. Solunum Hızının Analizi

ADXL202E ivmeölçer ile solunum hızının belirlenmesi için vücut üzerinde iki bölgeden ölçüm alınabilir. Bu çalışmada diyafram hareketinin göğüs kafesinin hareketine oranla daha büyük olması sebebi ile bütün ölçümler diyafram bölgesinden alınmıştır. Ayrıca solunum hızının ölçülmesi esnasında herhangi bir hareket yapılmamakta ve sadece diyaframın hareketleri sonucu oluşan sinyallerin alınması sağlanmaktadır. Bu şekilde ADXL202E'nin diyafram hareketi gibi küçük ve yavaş hareketleri ölçebilme yeteneği yani hassasiyeti anlaşılmaktadır. ADXL202E diyafram hareketlerini farklı hızlarda bile olsa algılayabilmektedir. Şekil 5.3'te ADXL202E ile yapılan ölçümler sonucu oluşan grafik ve Tablo 5.1'de ise bu grafik ile ilgili veriler mevcuttur.

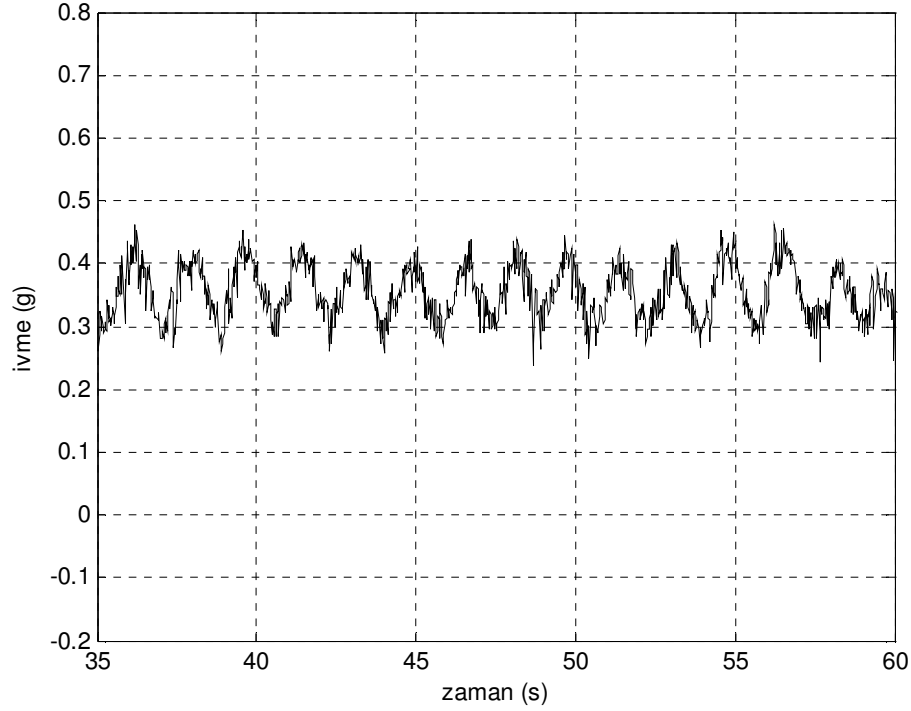


Şekil 5.3: Solunum Hızı İçin İvme-Zaman Grafiği.

Tablo 5.1: Solunum Hızı İçin 0–100 s. Boyunca İnceleme.

Zaman Aralığı (s)	Maksimum İvme(g)	Minimum İvme(g)	Ortalama İvme(g)
0–100 s.	1,2462	-0,5942	0,340262368

Yukarıdaki grafiğin 35 – 60. saniyeleri arasında soluk alıp verme sayısı ölçülmektedir. Bu zaman aralığında algılanan diyafram hareketi sonucu oluşan ivme-zaman grafiği Şekil 5.4'te, bu grafik ile ilgili veriler ise Tablo 5.2'de görülmektedir.



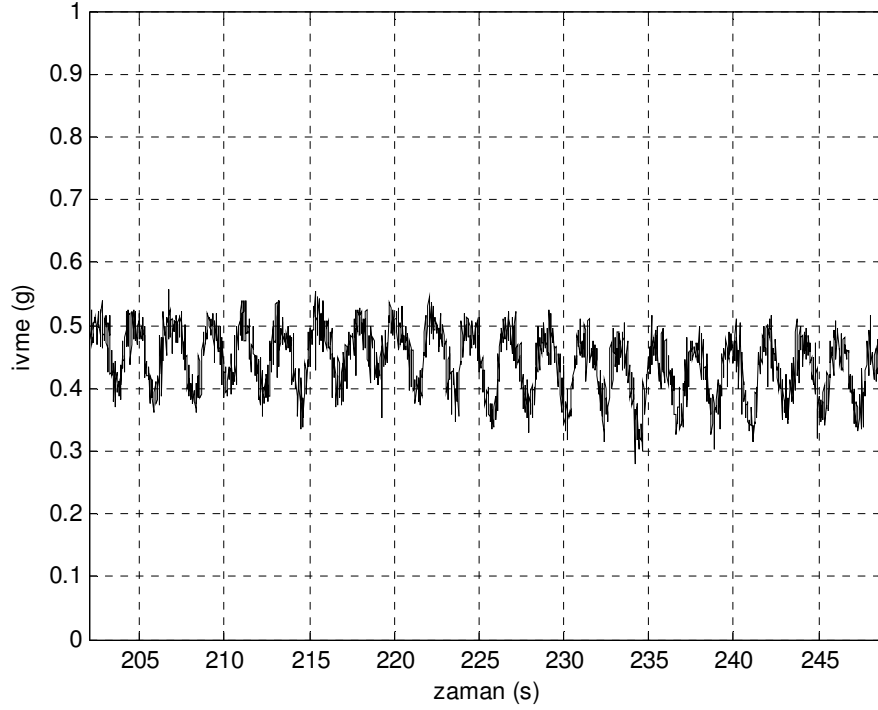
Şekil 5.4: Solunum Hızı 35–60 s. Arası İvme-Zaman Grafiği.

Tablo 5.2: Solunum Hızı 35–60 s. Arası İnceleme.

Zaman Aralığı (s)	Maksimum İvme(g)	Minimum İvme(g)	Ortalama İvme(g)
35–60 s.	0,465722	0,229188	0,358904287

Yukarıdaki grafik diyafram üzerine yerleştirilen ivmeölçerin, diyaframın hareket etmesi sonucu ürettiği ivme değerleridir. Nefes alma sırasında diyaframın genişlemesiyle ileri hareket eden ivmeölçer grafikteki tepeleri, nefes verme sırasında ise grafikteki çukurları oluşturmaktadır. Grafikteki tepeler sayıldığında solunum hızı belirlenmektedir. Grafikten 30 sn. zaman aralığında 17 tepe noktası sayılmaktadır. Bu da solunum hızının 34 teneffüs/dakika olduğunu göstermektedir. Normal bir insan dinlenme sırasında dakikada 15–20 teneffüs yapmaktadır. Elde edilen sonuç hızlı bir soluk alıp verme gerçekleştiğini göstermektedir. Ayrıca yukarıdaki grafikten solunum olayının 0,566 Hz frekansta gerçekleştiği görülmektedir. Solunum hızının frekansı normal dinlenme anında 0.25 Hz ile 1 Hz arasında değişebilmektedir [1, 2]. Şekil 5.5’de görülen grafik farklı bir diyafram hareketi sonucu oluşan solunum hızı

grafiğidir. Grafikte 50 sn. zaman aralığında 22 tepe sayılmakta olup solunum hızı 26 teneffüs/dakika olmaktadır. Bu durumda soluk alıp verme hareketinin frekansı 0.43 Hz olmaktadır. Soluk alıp verme olayı yürüme ve koşma hareketlerine oranla doğal olarak daha düşük frekanslarda gerçekleşmektedir. Oluşan eğrinin genliği de her iki harekete oranla daha küçüktür [1, 2, 5]. Bu da elde edilen grafiklerde koşma, yürüme ve soluk alıp verme olaylarının ayırt edilmesinde çok önemli bir bilgi olmaktadır.



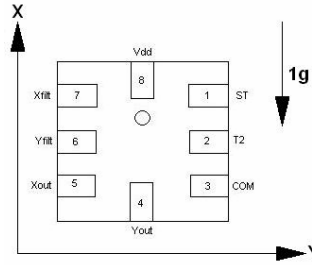
Şekil 5.5: İvme-Zaman Grafiğinden Solunum Hızının Belirlenmesi.

5.2. Vücut Duruş Pozisyonlarının Belirlenmesi

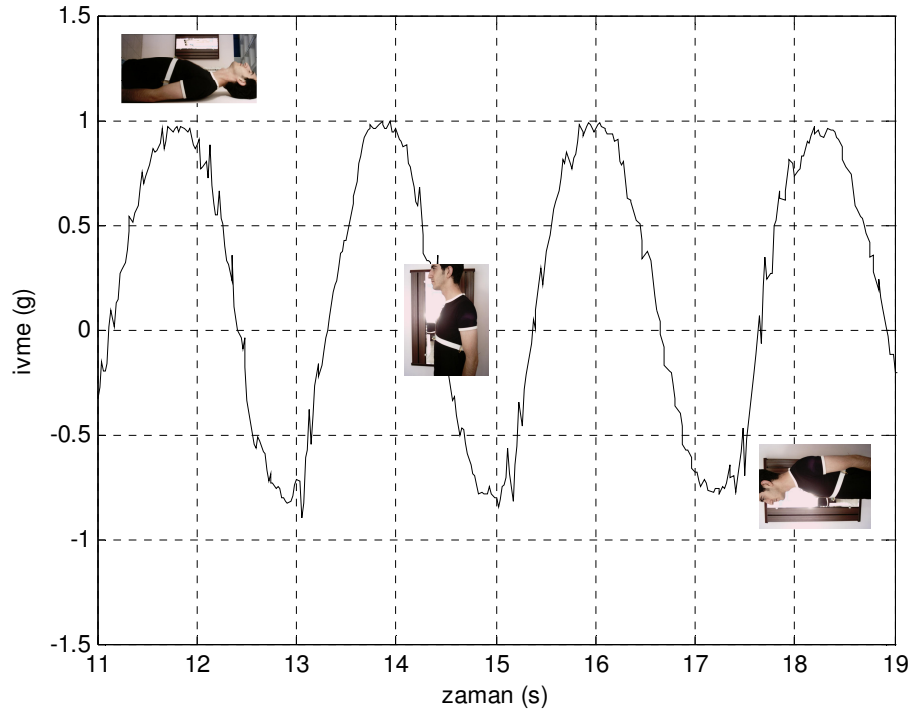
ADXL202E ivmeölçer ile vücut pozisyonları da belirlenebilmektedir. x ve y eksenleri yere paralel olacak şekilde yerleştirilen ivmeölçer, bu pozisyonda x ekseninde DGM çıkışında T1/T2 oranı 0,5 olacak şekilde bir çıkış üretmekte ve 0 g ivme değeri ölçülmektedir. ADXL202E, y ekseninde +90° döndürüldüğünde, Şekil 5.6'da görüldüğü gibi yerçekimi ivmesini ölçmekte ve 1 g ivme değeri elde edilmektedir. Bu sebeple elde edilen grafiklerden geriye doğru düşünüldüğünde, 1 g ivme değerinin elde edilebilmesi için, ADXL202E'nin giysi üzerine yerleştirilme şekli de göz önüne alındığında, yere dik bir konuma gelmesi gerektiği ve y ekseninde

+90°'lik bir dönüşün gerçekleşmesi gerektiği anlaşılmaktadır. Bu durum ancak vücudun sırt üstü yatma pozisyonuna geçmesiyle mümkündür.

Aynı şekilde vücudun öne eğilmesi durumunda ise x eksenini y eksenine etrafında (-) yönde hareket ettirmek ve -90°'lik bir dönüş tamamlandığında -1 g ivme değeri elde edilmektedir. Bu pozisyonda da yine ADXL202E ivmeölçer yere dik konumda bulunmakta fakat ters yönde gerçekleşen hareket neticesinde eksi değerde ivme üretmektedir. Şekil 5.7'de dik durma ve sırt üstü yatma pozisyonları için elde edilen ivme-zaman grafiği görülmektedir.



Şekil 5.6: 1 g Ölümü İçin ADXL202E Pozisyonu.



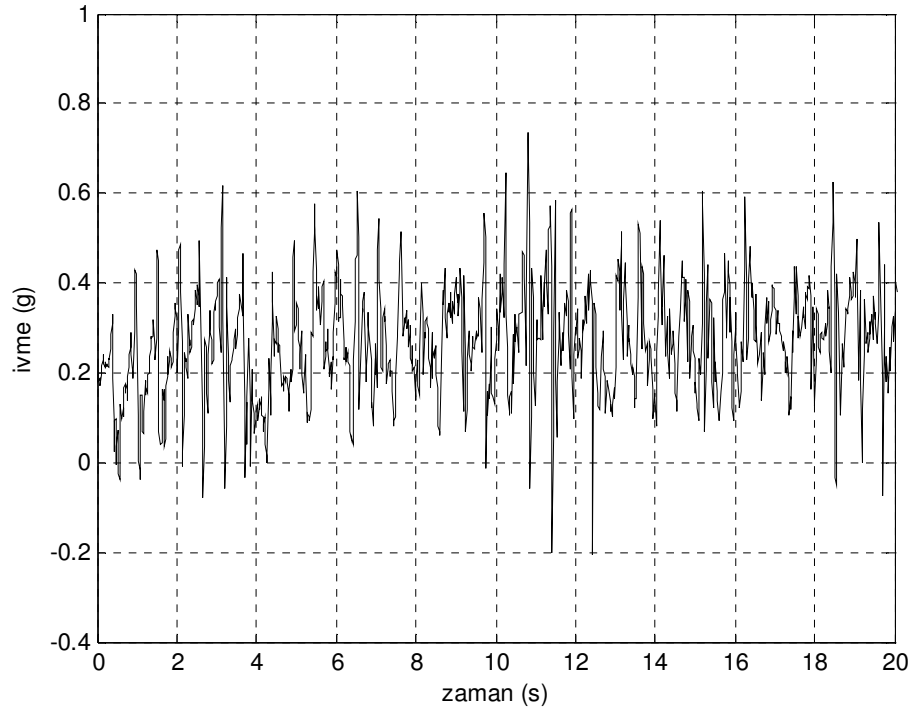
Şekil 5.7: Vücut Pozisyonlarının Belirlenmesi İçin İvme-Zaman Grafiği.

5.3. Yürüme Hareketinin Analizi

ADXL202E'nin diyafram üzerine yerleştirilmesi ile yapılan, normal hızda bir yürüme hareketi sonucu elde edilen ölçüm sonuçlarına ait grafik Şekil 5.9'da ve bu grafiğe ait veriler ise Tablo 5.3'te görüldüğü gibidir. Yürüme hareketi 20 s. boyunca gerçekleştirilmiştir. 1,5 m/s hızda gerçekleştirilen yürüme aktivitesi sırasında ADXL202E ivmeölçer Şekil 5.8'de görüldüğü gibi giysiye yerleştirilmiştir.



Şekil 5.8: Yürüme Hareketi.

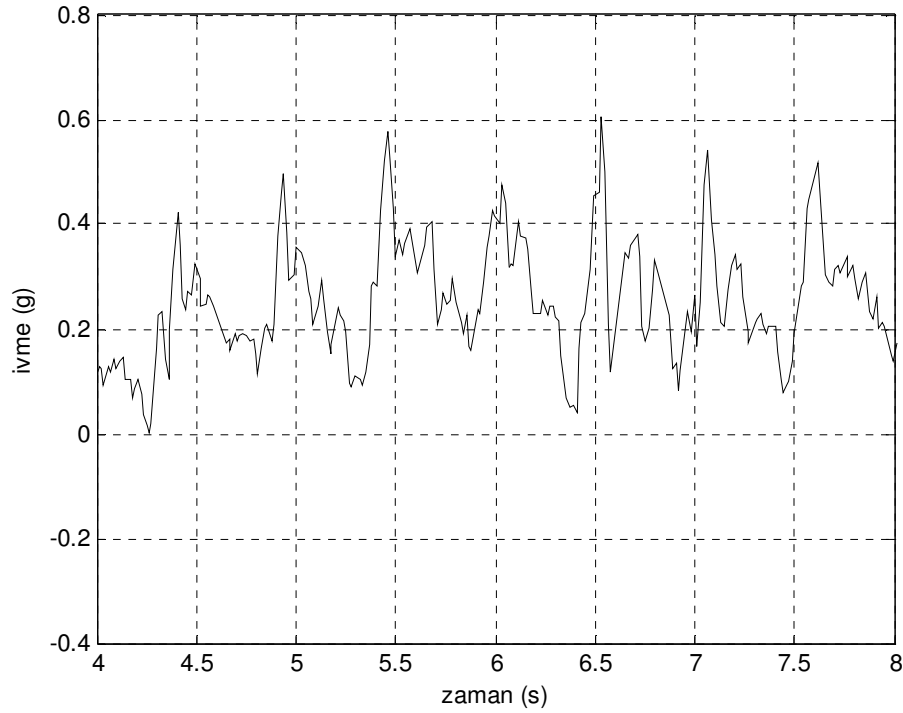


Şekil 5.9: Yürüme Hareketi İçin İvme-Zaman Grafiği.

Tablo 5.3: Yürüme Hareketi 0–20 s. Boyunca İnceleme.

Zaman Aralığı (s)	Maksimum İvme(g)	Minimum İvme(g)	Ortalama İvme(g)
0–20 s.	0,7375	-0,2057	0,26272906

Şekil 5.9’da görülen grafik, 1108x2 boyutunda bir matrisin görüntülenmesi sonucu oluşmuştur. Elde edilen grafikte eğrinin başlangıç noktasının tam 0 (sıfır) olmamasının birkaç sebebi vardır. Bunlardan biri, ADXL202E ivmeölçerin kalibrasyonu diğeri ise vücuda yerleştirildiğinde yere tam olarak paralel durmamasıdır. Bu durum yeryüzüyle herhangi bir açıyla yürünebileceğinden ötürü çok fazla dikkate alınmayarak, genel olarak eğrinin genliği ve frekansı ile ilgilenilmiştir. Yürüme hareketine özgü karakteristik bir eğri belirleyebilmek için grafiğin 4–8 s. zaman aralığında görüntülenen kısmı daha detaylı incelenmiş ve Şekil 5.10’da görülen grafik ve bu grafiğe ait Tablo 5.4’deki veriler elde edilmiştir.

**Şekil 5.10:** Yürüme Hareketi 4–8 s. Aralığı İvme-Zaman Grafiği.**Tablo 5.4:** Yürüme Hareketi 4–8 s. Arası İnceleme

Zaman Aralığı (s)	Maksimum İvme(g)	Minimum İvme(g)	Ortalama İvme(g)
4–8 s.	0,603627	0,000705	0,249517085

Yürüme hareketi sırasında sürekli tekrar eden karakteristik bir eğri elde edilmiştir. Grafikte gözlemlenen tepeler ayağın her yere vuruşunda ivmeölçer tarafından ölçülen

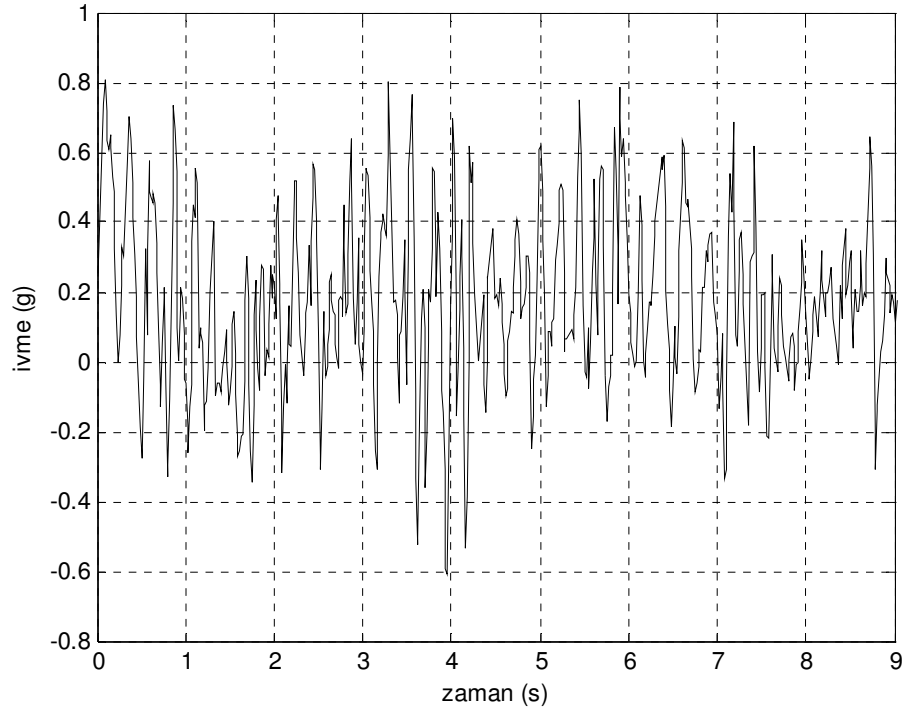
değerlerdir. 2.adıma geçilme esnasında ayağın yukarıda olduğu anlarda ise ivmeölçer içerisindeki mekanik yapının salınımı azalarak durmaya yaklaşımakta ve daha küçük ivme değerleri vermektedir. Yürüme hareketi 2 Hz frekansta gerçekleşmektedir. Bu 1 s.de iki adım atılıyor demektir. Yürüme sırasında ayakların her yere vuruşunda vücutta oluşan frenleme etkisi ile ivmeölçer içindeki mekanik yapı solunum hareketine oranla daha büyük salınımlar yaparak daha büyük ivme değerleri üretir [2]. Grafikte gözlemlenen tepe noktaları sayılarak adım sayısı da belirlenebilmektedir.

5.4. Koşma Hareketinin Analizi

ADXL202E'nin diyafram üzerine yerleştirilmesi ile 9 sn. boyunca gerçekleştirilen koşma hareketi sonucu Şekil 5.12'de görülen grafik ve Tablo 5.5'teki bu grafiğe ait veriler elde edilmiştir. 3 m/s hızda gerçekleştirilen koşma hareketi sırasında ADXL202E ivmeölçer Şekil 5.11'de görüldüğü gibi giysiye yerleştirilmiştir.



Şekil 5.11: Koşma Hareketi.

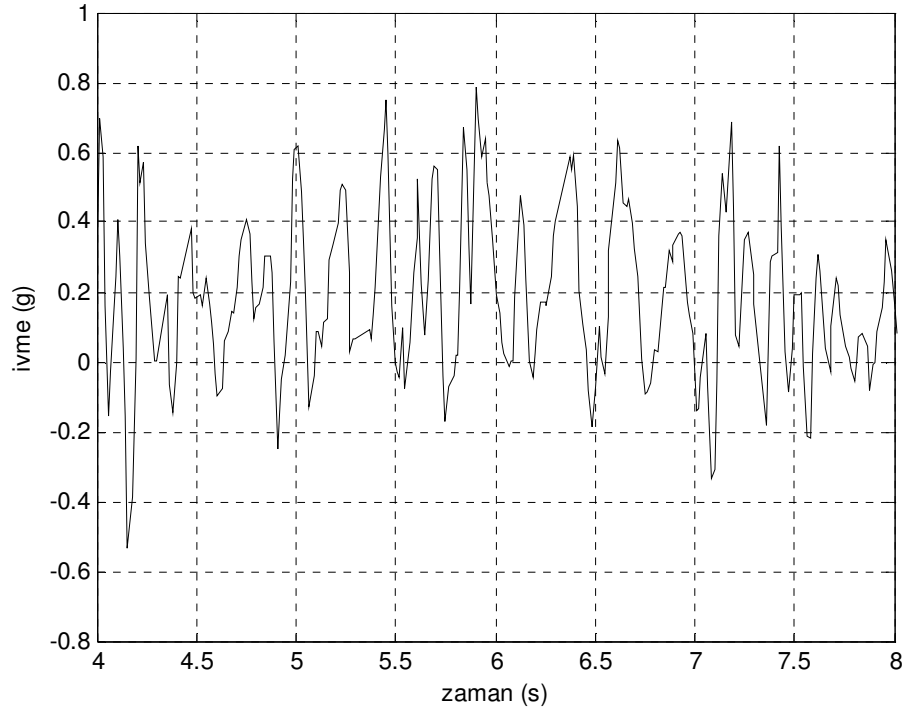


Şekil 5.12: Koşma Hareketi İçin İvme-Zaman Grafiği.

Tablo 5.5: Koşma Hareketi 0–9 s. Boyunca İnceleme

Zaman Aralığı (s)	Maksimum İvme(g)	Minimum İvme(g)	Ortalama İvme(g)
0–9 s.	0,8058	-0,6085	0,172567401

Koşma hareketi sırasında 9 s. boyunca 591 ivme değeri hesaplanmış ve 591x2 boyutunda bir matris oluşmuştur. Koşma hareketi sırasında ayaklar yere daha kısa zaman aralıklarıyla vurduğu için yürüme hareketine göre daha fazla ve daha sık tepe noktası gözlemlenmektedir. Gerçekleştirilen koşma hareketine özgü karakteristik özelliklerin belirlenebilmesi için 4–8 s. aralığında elde edilen sonuçlar Şekil 5.13'te ve Tablo 5.6'da daha detaylı incelenmiştir.



Şekil 5.13: Koşma Hareketi 4–8 s. Arası İvme-Zaman Grafiği.

Tablo 5.6: Koşma Hareketi 4–8 s. Arası İnceleme.

Zaman Aralığı (s)	Maksimum İvme(g)	Minimum İvme(g)	Ortalama İvme(g)
4–8 s.	0,785743	-0,535037	0,191116598

Koşma hareketinde yürüme hareketine göre aynı zaman aralığında daha fazla tepe noktası oluşmaktadır. Bu tamamen olması gerektiği gibi normal bir sonuçtur. Vücudun hareketleri daha sık ve sert olduğundan, ivmeölçer içerisindeki mekanik yapı daha fazla salınım yapmakta ve daha büyük ivme değerleri üretilmektedir. Koşmada yürümeye oranla daha yüksek genlikli eğriler oluşmaktadır [2]. Elde edilen ivmelerden maksimum ivme yürümeye oranla daha yüksek, minimum ivme de aynı zamanda ters yöndeki ivme demektir ki, daha büyük değerlere ulaşmaktadır. Koşma hareketinin frekansı 4 Hz seviyelerindedir. Yani saniyede 4 adım atılmaktadır. Yürüme hareketinin 2 katı olduğuna dikkat edildiğinde yürüme hareketinin çok yavaş gerçekleştirilmediği anlaşılmaktadır.

Karakteristik özellikleri ortaya konan koşma, yürüme hareketleri ile soluk alıp verme durumlarını birbirinden ayıracak nitelikler bulunmaktadır. Bunlardan bir tanesi hareketlerin frekansları, diğeri ise hareketlerin genlikleridir. Hareketlerin frekansları ile genlikleri arasında aşağıdaki gibi bir ilişki saptanmaktadır.

$$Frekans_{KOSMA} > Frekans_{YÜRÜME} > Frekans_{SOLUNUM} \quad (5.1)$$

$$Genlik_{KOSMA} > Genlik_{YÜRÜME} > Genlik_{SOLUNUM} \quad (5.2)$$

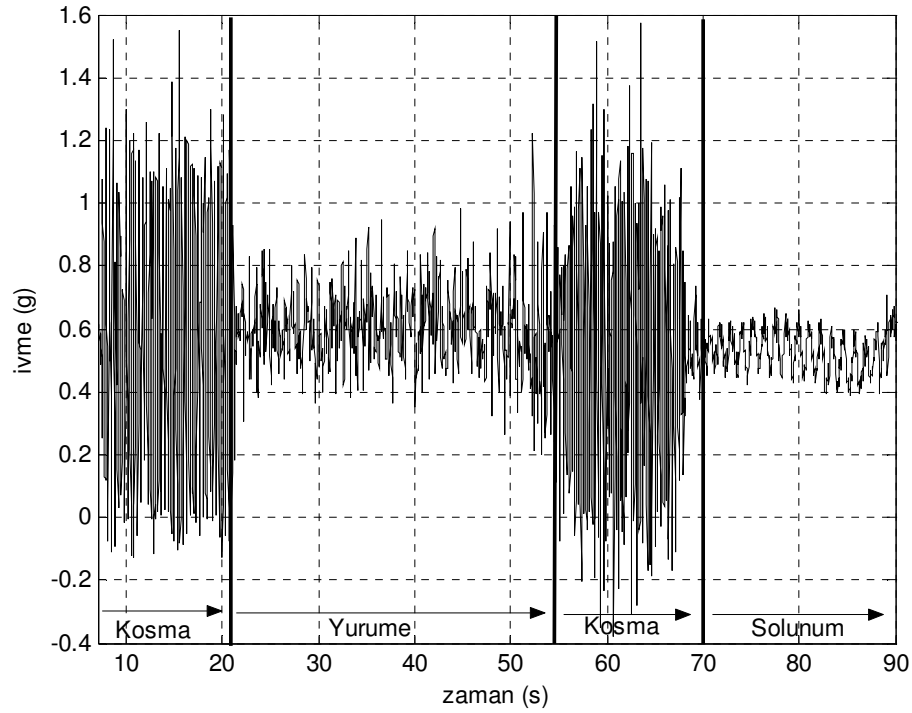
Bunun yanında elde edilen ivme değerleri incelendiğinde;

Koşma hareketinde elde edilen maksimum ivme değerinin, yürüme ve soluk alıp verme hareketlerinden daha büyük olduğu, yürüme hareketinde ölçülen maksimum ivme değerinin ise solunum hareketinden büyük olduğu görülmüştür [2].

Aynı durum eksi yönde ölçülen ivme değerleri için de geçerlidir. Koşma hareketinde eksi yönde daha büyük ivme değerleri elde edilirken, bu değerler yürüme hareketinde daha küçük, soluk alıp verme esnasında ise en küçük değerlerine ulaşmaktadır.

Hareketlerin frekansları da incelendiğinde genel olarak düşük frekansta gerçekleşen hareketler olduğu görülmekle birlikte yine de hareketlerin ayırt edici frekans değerlerine sahip olduğu görülmektedir. Koşma ve yürüme hareketlerinde ayağın yere her vuruşunda yani her adım atıldığında tekrarlanan bir olay gerçekleştiğinden hareketlerin frekansları aynı zaman aralığında atılan adım sayısı ile belirlenmektedir. Koşma hareketinde yürüme hareketine göre ayaklar daha hızlı hareket ettiği için aynı zaman aralığında daha fazla adım atılmakta ve bu sebeple koşma hareketi yürüme hareketine göre daha yüksek frekansta gerçekleşmektedir. Solunum hareketi ise dinlenme anında daha düşük frekansta, hareket ettikten hemen sonra ise daha sık soluk alıp verme gerçekleştiğinden daha yüksek frekansta gerçekleştirilmektedir.

Koşma, yürüme ve soluk alıp verme hareketlerinin özelliklerinin belirlenmesinin ardından, bu hareketler belirli zaman aralıklarında gerçekleştirilerek elde edilen sonuçlar ile yapılan hareketlerin birbirleri ile uygunluğu gözlemlenmiştir. Yapılan denemeler sonucunda elde edilen sonuçlar ile yapılan hareketler sonucu oluşan Şekil 5.14'deki grafik arasındaki uygunluk saptanmıştır. Bu şekilde elde edilen grafiklerden kişinin o an hangi hareketi yaptığı belirlenmekte ve durma anındaki solunum hızı ölçülmektedir. Bu grafiğe ait veriler Tablo 5.7'de belirtilmiştir.



Şekil 5.14: Tüm Hareketler İçin İvme-Zaman Grafiği.

Tablo 5.7: Tüm Hareketler İçin 7–90 s. Boyunca İnceleme.

Zaman Aralığı (s)	Maksimum İvme(g)	Minimum İvme(g)	Ortalama İvme(g)
7–90 s.	1,5718	-0,3811	0,550771659

Elde edilen sonuçların güvenilirliğinin anlaşılması amacıyla koşma, yürüme, koşma ve soluk alıp verme hareketlerinin sırayla gerçekleştirildiği bir hareket dizisi oluşturulmuştur. Bu hareketlerin gerçekleştirildikleri periyotlar boyunca yapılan inceleme ve analiz sonuçları ile hareketlerin belirlenen normal değerlerle karşılaştırılması Tablo 5.8 ve Tablo 5.9’da görülmektedir.

Tablo 5.8: Tüm Hareketlerin Yapıldıkları Periyotta İncelenmesi.

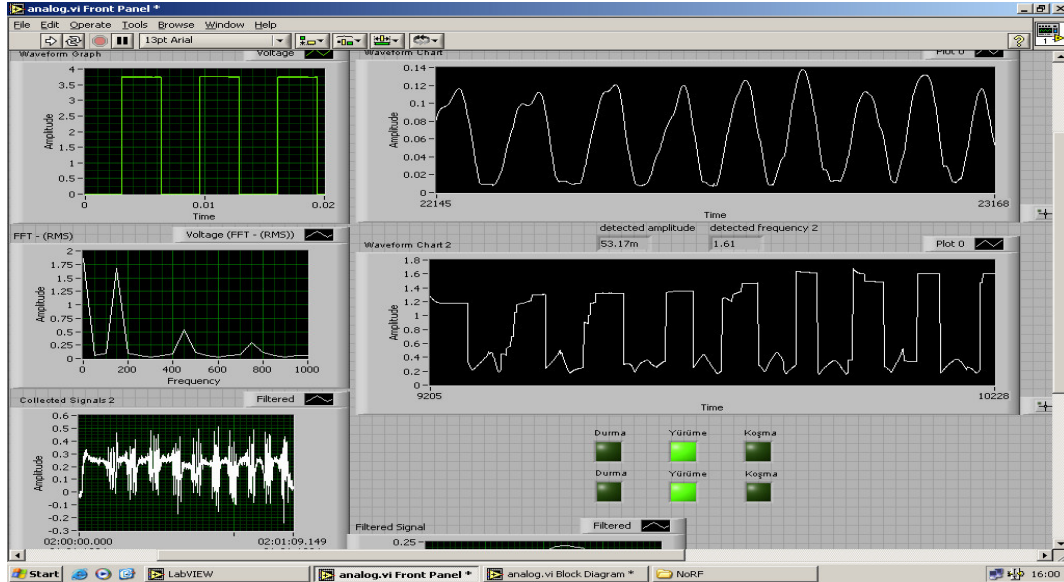
Zaman Aralığı (s)	Maksimum İvme(g)	Minimum İvme(g)	Ortalama İvme(g)
1.Kısım / Koşma Periyodu			
7–21 s.	1,552403	-0,129969	0,514689728
2.Kısım / Yürüme Periyodu			
21–55 s.	1,221542	0,113138	0,598136666
3.Kısım / Koşma Periyodu			
55–70 s.	1,571811	-0,381076	0,50771428
4.Kısım / Soluk Alıp Verme Periyodu			
70–90 s.	0,71044	0,38713	0,530764156

Tablo 5.9: Hareketlerin Ölçülen Genlik ve Frekansları.

Hareket	Ölçülen Frekans Değeri	Ölçülen Genlik Değeri
Koşma Hareketi	3 Hz	$\approx 0.6g$
Yürüme Hareketi	1.5 Hz	$\approx 0.2g$
Koşma Hareketi	4 Hz	$\approx 0.65g$
Suluk Alıp Verme	1 Hz	$\approx 0.1g$

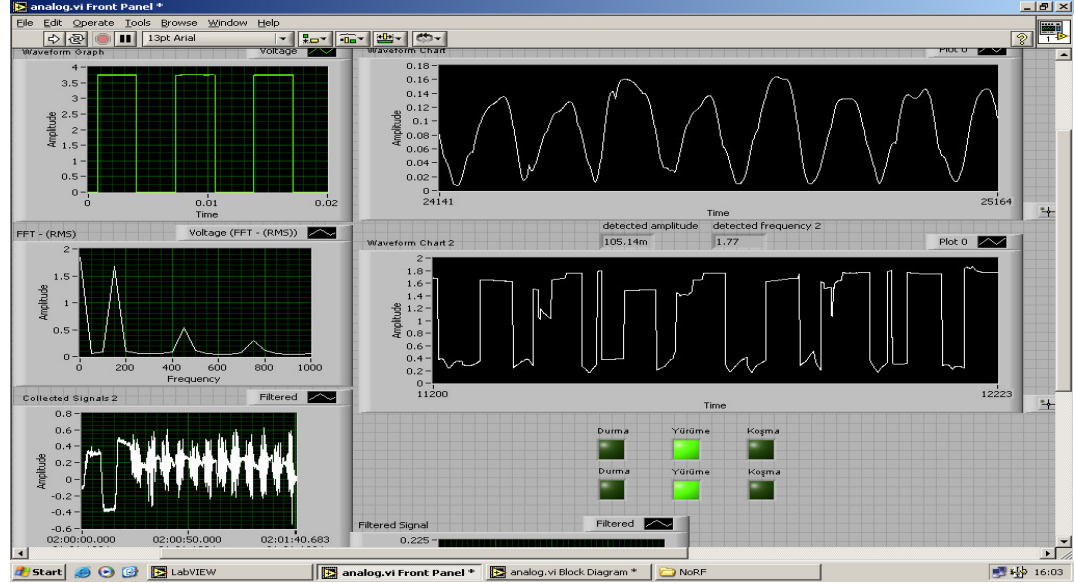
Yürüme, koşma ve durma anının belirlenmesi ve bunların ışıklı göstergelerle ilişkilendirilmesi için bir kullanıcı ara yüzü tasarlanmıştır. Bu kullanıcı ara yüzünde örneklenen kare dalga sinyali, bu sinyalin HFD analizi, elde edilen ivme-zaman grafiği, ölçülen genlik ve frekans değerleri ile ışıklı göstergeler bulunmaktadır. Ardı ardına yapılan hareketler sonucu elde edilen sonuçlar aşağıda görülmektedir.

4 adım yürüme ve durma hareketlerinin ardı ardına yapılması sonucu Şekil 5.15’de görülen grafikler elde edilmiştir. Tekrar yürümenin yapılması için ışıklı göstergelerin durmaya geçmesi beklenmiştir. Solda en üstte ivmeölçerin ürettiği kare dalga sinyali, solda ortada bu sinyalin 153 Hz’de tepe noktası yapan HFD analizi, solda altta tüm hareketler boyunca elde edilen ivme-zaman grafiği, sağda üstte ivme-zaman grafiğine ait ölçülen genlik değerleri, sağda altta ise ölçülen frekans değerleri ve ışıklı göstergeler görülmektedir.



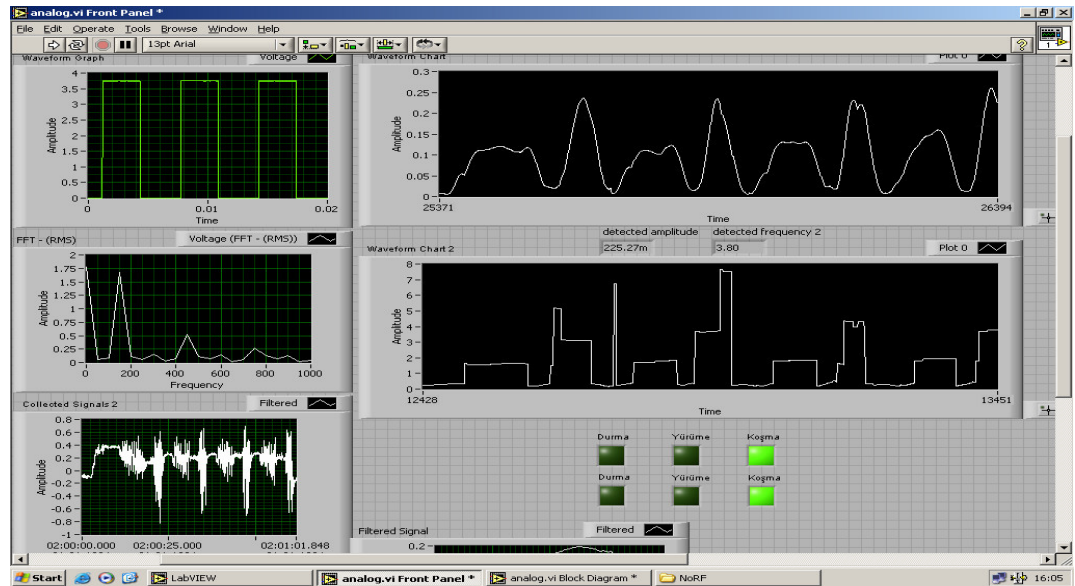
Şekil 5.15: 4 Adım Yürüme ve Durma Hareketleri.

Aşağıda görülen Şekil 5.16’da ise 6 adım yürüme ve durma hareketleri ardı ardına tekrar edilmiştir. Grafiklerden görüldüğü gibi ölçülen genlik ve frekans değerleri, hareketin daha uzun sürmesi sebebi ile daha geniş dalga boyuna sahiptirler.



Şekil 5.16: 6 Adım Yürüme ve Durma Hareketleri.

Daha farklı hareketler içeren bir hareket dizisi ise yürüme, koşma ve durma hareketlerinin ardı ardına yapılması ile gerçekleştirilmiştir. Bu hareket dizisine ait grafikler Şekil 5.17’de görülmektedir. Her harekete başlanmadan önce durularak ışıkların durma pozisyonuna gelmesi beklenmiştir. Bu süre 1–2 s. arasındadır.



Şekil 5.17: Yürüme-Durma-Koşma-Durma Hareket Dizisi.

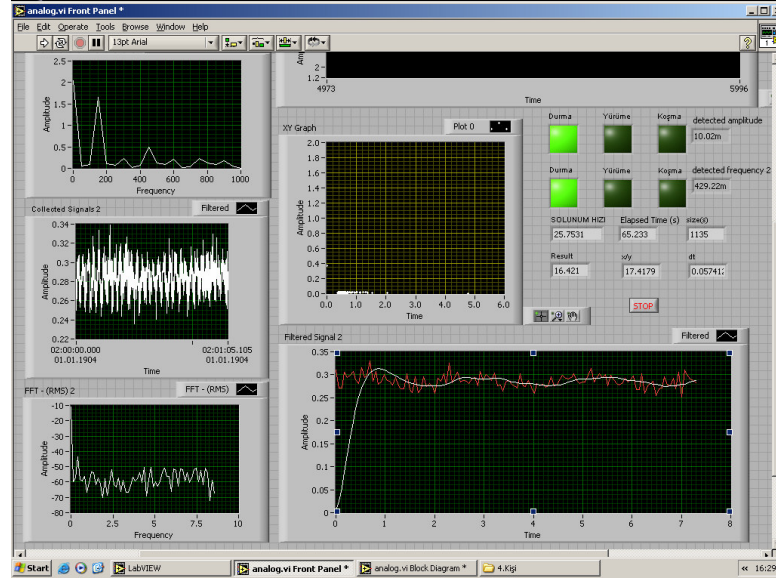
Yapılan hareketler ile ışıklı göstergelerin bu harekete cevap verme süreleri kıyaslandığında genlik kıyaslaması sonucu yanan ışıkların daha hızlı, frekans kıyaslaması sonucu yanan ışıkların ise biraz daha geç yandığı gözlemlenmiştir. Genlik ölçümlerinin 16 örnek üzerinden, frekans ölçümlerinin ise 64 örnek üzerinden yapıldığı düşünüldüğünde bu doğal bir sonuçtur.

5.5. Sistem Performansının İncelenmesi

Elde edilen sonuçların doğruluğunun ve sistemin kararlılığının belirlenebilmesi açısından farklı yaş ve fiziki özelliklere sahip 10 farklı kişi tarafından da denenmesi sağlanmıştır. Yapılan ölçümlerin düzenli ve sürekli olabilmesi için bir yürüme bandı kullanılmıştır. Yürüme bandı ile sistemin daha hatasız sonuçlar üretmesi sağlanmıştır. Bunun için kişilerden 1 dakikalık süreler boyunca yürümeleri, koşmaları istenmiş ve durma anındaki solunum hızları ölçülmüştür. Ölçüm alınan kişiler 18–25 yaş grubundandır ve her iki cinsiyetten de kişiler bulunmaktadır. Kişilerden alınan solunum hızı ölçümleri, yürüme ve koşma hareketlerine ait grafikler ve veriler ile kişilerin yaş, ağırlık ve cinsiyet bilgileri aşağıdaki şekillerde sunulmuştur.

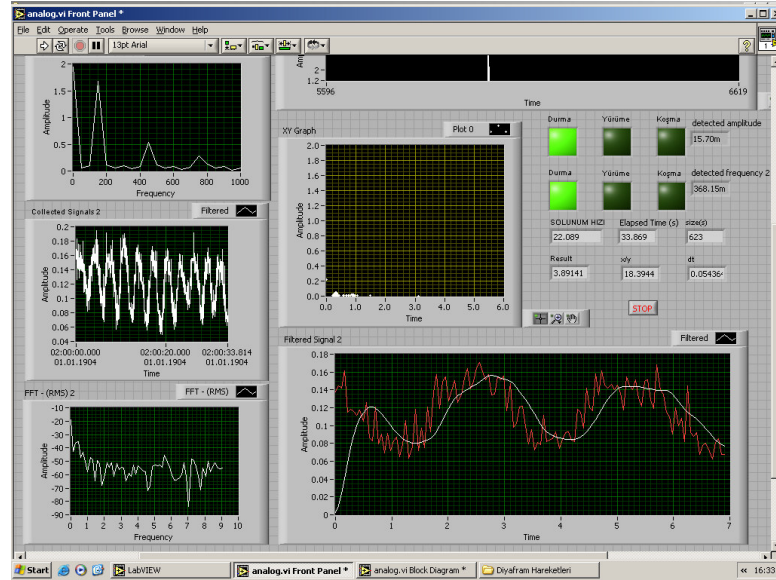
1. kişiden alınan ölçüm solunum hızının ölçümüdür. Şekil 5.18'deki grafiklerde diyafram hareketinin grafiği, elde edilen grafiğin HFD analizi, genlik ve frekans değerlerinin oluşturduğu küme ile ışıklı göstergeler görülmektedir. Solunum hızı ölçümlerinde, sistem farklı bir durum bloğu kullanarak gelen sinyallerin 0.8 Hz alçak geçiren filtreden geçmesini sağlamaktadır.

1. kişi 25 yaşında 55 kg ağırlıkta bir erkektir. Kişinin solunum hızı 25 teneffüs/dak. olarak ölçülmüştür.



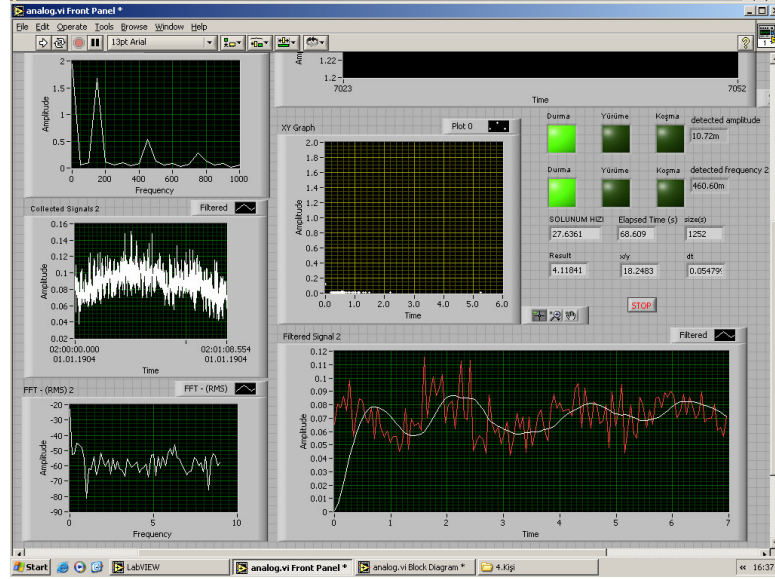
Şekil 5.18: 1. Kişiden Alınan Solunum Hızı Ölçümü.

2. kişiden alınan ölçüm de solunum hızının ölçümüdür. 2.kişi 22 yaşında 65 kg ağırlığında bir erkektir. Kişinin solunum hızı grafiği Şekil 5.19’da görülmekte olup 22 teneffüs/dak. olarak ölçülmüştür.



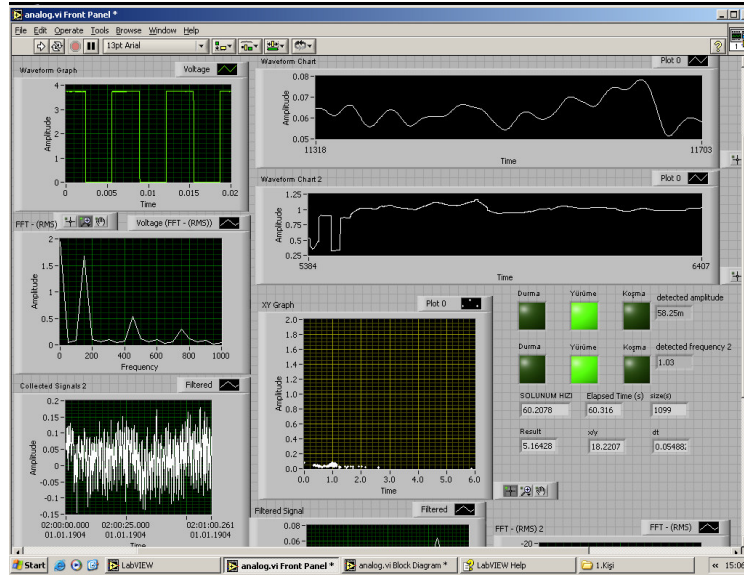
Şekil 5.19: 2. Kişiden Alınan Solunum Hızı Ölçümü.

3. kişiden alınan ölçüm de solunum hızı ölçümüdür. 3. Kişi 19 yaşında 48 kg ağırlığında bir bayandır. Kişinin solunum hızı grafiği Şekil 5.20’de görülmekte olup 27 teneffüs/dak’ dır.



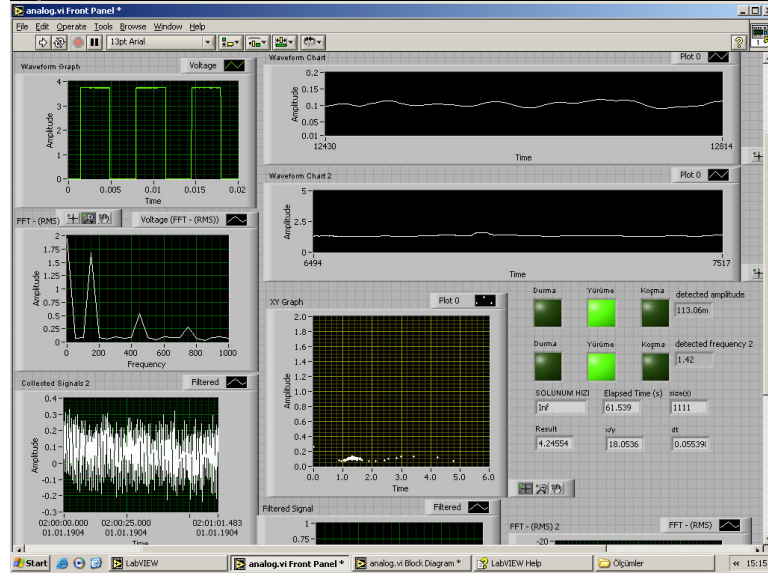
Şekil 5.20: 3. Kişiden Alınan Solunum Hızı Ölçümü.

4. kişiden bir yürüme hareketi gerçekleştirmesi istenmiştir. 60 s. boyunca gerçekleştirilen yürüme hareketi sonrasında elde edilen grafikler Şekil 5.21’de görülmektedir. 4. kişi 25 yaşında 80 kg ağırlığında bir erkektir.



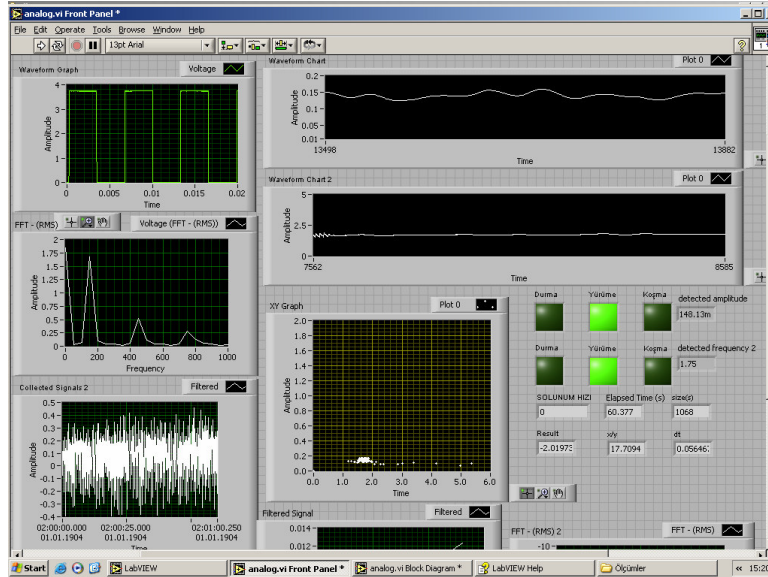
Şekil 5.21: 4. Kişinin Gerçekleştirdiği Yürüme Hareketi.

5. kişinin gerçekleştirdiği 60 s. süren yürüme hareketi sonucu elde edilen grafikler Şekil 5.22’de görülmektedir. 5. Kişi 23 yaşında 70 kg ağırlığında bir erkektir.



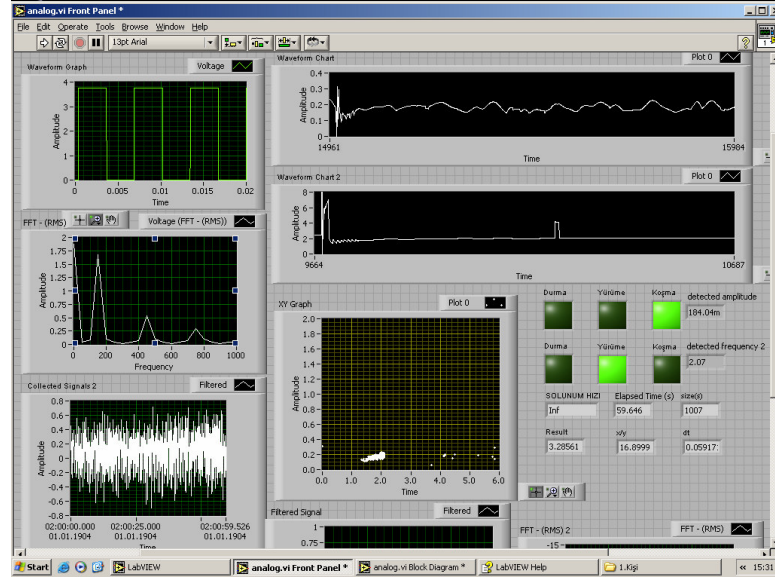
Şekil 5.22: 5. Kişinin Gerçekleştirdiği Yürüme Hareketi.

6. kişinin gerçekleştirdiği yürüme hareketi sonucu oluşan grafikler ise Şekil 5.23'te görülmektedir. 6. kişi 20 yaşında 50 kg ağırlığında bir bayandır.



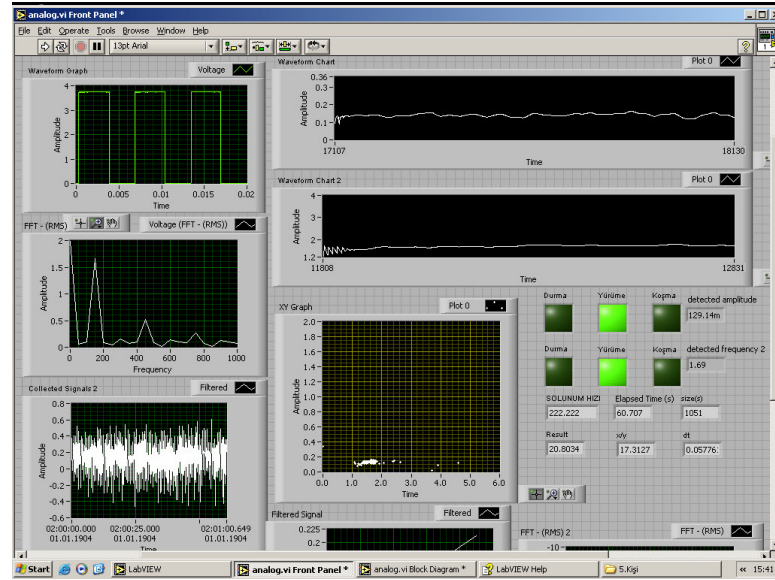
Şekil 5.23: 6. Kişinin Gerçekleştirdiği Yürüme Hareketi.

7. kişiye de yine bir yürüme hareketi yaptırılmış ve elde edilen grafikler Şekil 5.24'te gösterilmiştir. 7. kişi 25 yaşında 55 kg ağırlığında bir erkektir. 1 numaralı ölçüm de bu kişi üzerinden alınmıştır.



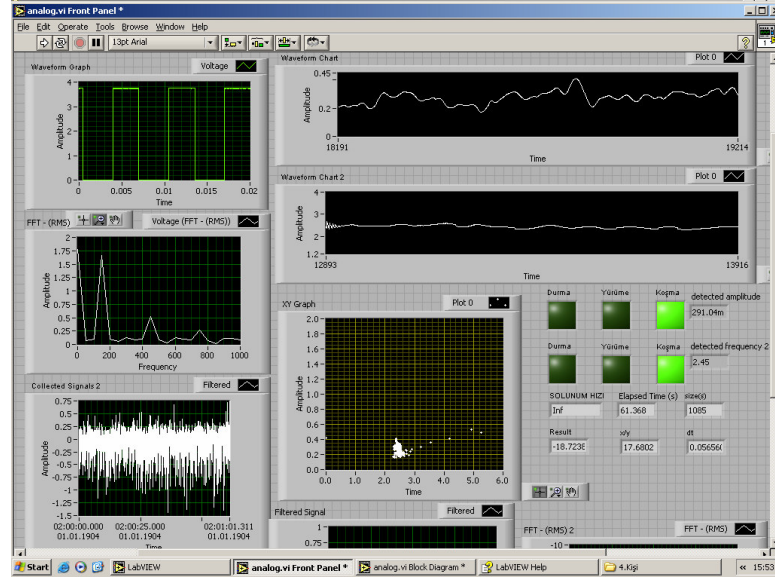
Şekil 5.24: 7. Kişinin Gerçekleştirdiği Yürüme Hareketi.

8. kişiden de bir yürüme hareketi gerçekleştirmesi istenmiş ve 60 s. boyunca yapılan hareket sonucu elde edilen grafikler Şekil 5.25'te gösterilmiştir. 8. kişi 23 yaşında 62 kg ağırlığında bir erkektir.



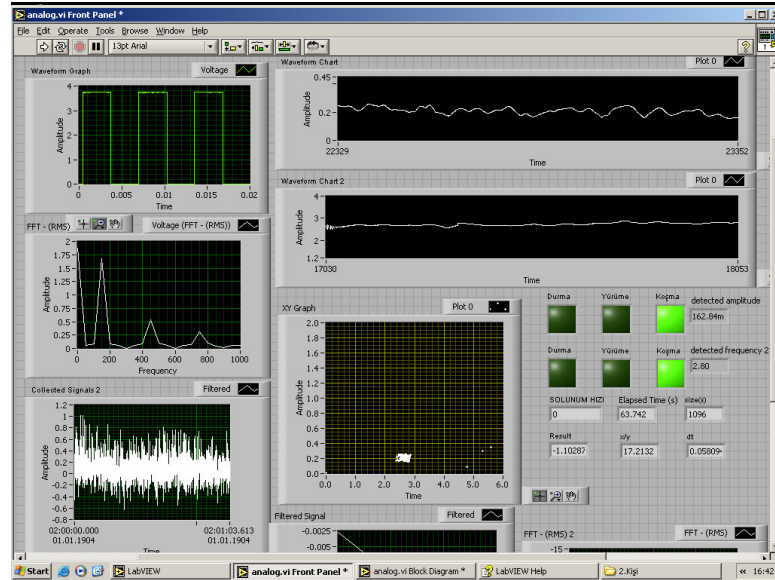
Şekil 5.25: 8. Kişinin Gerçekleştirdiği Yürüme Hareketi.

9. kişiden ise bir koşma hareketi yapması istenmiştir. 60 s. süren koşma sonunda elde edilen grafikler ve değer kümeleri Şekil 5.26'da görülmektedir. 9. kişi 18 yaşında 52 kg ağırlığında bir bayandır.



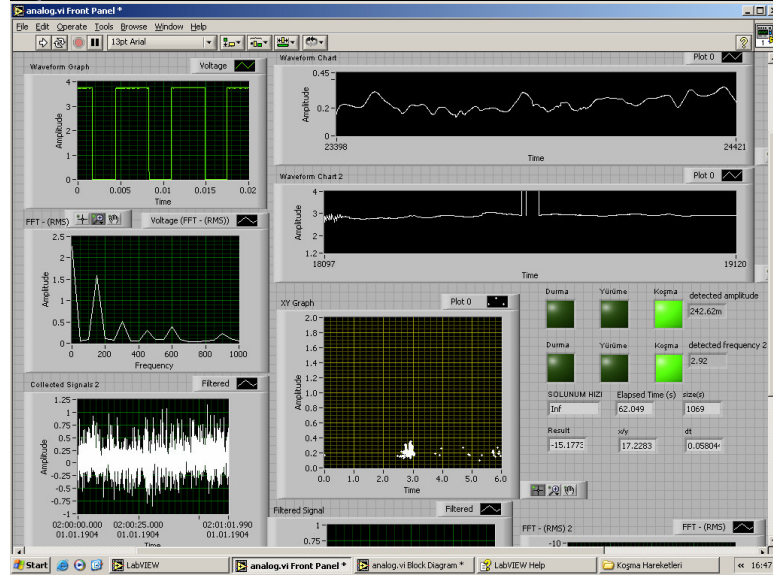
Şekil 5.26: 9. Kişinin Gerçekleştirdiği Koşma Hareketi.

10. kişinin yaptığı 60 s.lık koşma hareketi esnasında elde edilen grafikler Şekil 5.27’de görülmektedir. 10. kişi 21 yaşında 63 kg ağırlığında bir erkektir.



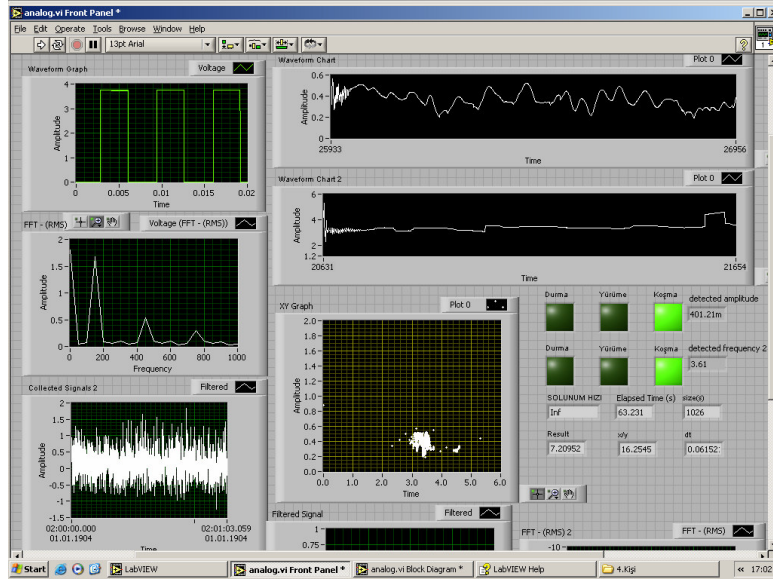
Şekil 5.27: 10. Kişinin Gerçekleştirdiği Koşma Hareketi.

11. kişiden de yine bir koşma hareketi yapması istenmiş ve elde edilen grafikler ile genlik ve frekans değer kümesi Şekil 5.28’de gösterilmiştir. 11. kişi 22 yaşında 56 kg ağırlığında bir erkektir.



Şekil 5.28: 11. Kişinin Gerçekleştirdiği Koşma Hareketi.

Son olarak 12. kişiye de yine bir koşma hareketi yaptırılmış ve elde edilen grafikler Şekil 5.29’da gösterilmiştir. 12. kişi 19 yaşında 48 kg ağırlığında bir bayandır. 3 numaralı ölçümde bu kişi üzerinden alınmıştır.



Şekil 5.29: 12. Kişinin Gerçekleştirdiği Koşma Hareketi.

Tüm bu elde edilen verilerden, yaptırılan hareket esnasında genlik ve frekans değerlerinin hangi aralıkta değiştiği belirlenmiş böylece sistemin daha doğru cevaplar üretmesi sağlanmıştır. Tablo 5.10’da kişilerin yaş, ağırlık, cinsiyet bilgileri

ile yaptıkları hareket ve bu hareketlere ait genlik ve frekans değer aralıkları gösterilmiştir.

Tablo 5.10: Yapılan Denemelerin Ayrıntılı Sonuçları.

Ölçüm No	Kişinin			Yapılan Hareket	Genlik Aralığı (g)	Frekans Aralığı (Hz)	Ölçülen Değer
	Yaş	Ağırlık-kg	Cst.				
1	25	55	E	Solunum	0.0067~0.023	0.36~0.52	25 tnfs./dk.
2	22	65	E	Solunum	0.0089~0.051	0.27~0.37	22 tnfs./dk.
3	19	48	B	Solunum	0.0048~0.017	0.17~0.66	27 tnfs./dk.
4	25	80	E	Yürüme	0.042~0.078	0.93~1.16	
5	23	70	E	Yürüme	0.087~0.127	1.28~1.59	
6	20	50	B	Yürüme	0.119~0.161	1.65~1.83	
7	25	55	E	Yürüme	0.146~0.227	1.79~2.10	
8	23	62	E	Yürüme	0.120~0.163	1.55~1.78	
9	18	52	B	Koşma	0.173~0.410	2.30~2.59	
10	21	63	E	Koşma	0.156~0.258	2.55~2.87	
11	22	56	E	Koşma	0.136~0.349	2.74~3.04	E-Erkek B-Bayan
12	19	48	B	Koşma	0.191~0.524	3.07~3.56	

Elde edilen sonuçlar kullanılarak, diyafram hareketi, yürüme ve koşma hareketinin belirlenmesini sağlayan genlik ve frekans aralıkları oluşturulmuş ve Tablo 5.13’de gösterilmiştir.

Tablo 5.11: Hareketlerin Genlik ve Frekans Sınır Değerleri.

Hareket	Genlik (g)	Frekans (Hz)
Diyafram Hareketi	<0.055	<1
Yürüme Hareketi	0.055~0.165	1~2.20
Koşma Hareketi	>0.165	>2.20

Tablo 5.11’de görülen genlik ve frekans değer aralıkları kullanılarak gerçekleştirilen ölçümlerde, sistemin yapılan hareketlerle uyumlu cevap vermesi büyük oranda sağlanmıştır. Genlik değer aralıkları %75 oranında doğru sonuç verirken bu oran frekans değer aralıklarında %100’e ulaşmaktadır.

Genlik değerlerinin tamamen doğru sonuç vermemesinin sebebi, hareketlerin üst değerleri ile diğer hareketin alt değeri arasındaki oluşan kesişim bölgesidir. Bu durum frekans değer aralıkları içinde geçerli olmasına rağmen yapılan örneklerde böyle bir duruma rastlanmamıştır.

6. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu tez çalışması ile MEMS tabanlı ivmeölçer kullanılarak, insan vücudunun öne eğilme, dik durma, sırt üstü yatma pozisyonları, yürüme ve koşma hareketleri belirlenmiş ve hayati önem taşıyan solunum hızı ölçülmüştür. İnsan vücudundan alınan veriler RF yöntemle kablosuz olarak iletilmiş ve bu veriler gerçek zamanlı olarak görüntülenmiştir. Elektronik donanım ve algılayıcı, giysiye yapışkan bantlar vasıtasıyla yerleştirilerek ARF-Giysi oluşturulmuştur.

ARF-Giysi yaşamsal veri görüntüleme sistemi göstermiştir ki, yapışkan bantlı çözüm elektronik donanımın giysiye yerleştirilmesinde uygun bir çözümdür. Fakat daha ileri aşamada bir çalışma ile elektronik donanımın ve iletim sisteminin tekstil ile bütünleşik bir hale getirilmesi sağlanabilir.

RF yöntemle gerçekleştirilen veri taşınması işleminde antenlerin kalitesi ve pil durumu iletimin kalitesini önemli ölçüde etkilemektedir. Yapılan çalışmada, laboratuvar ortamında 8 saat boyunca kesintisiz olarak sorunsuz ve kaliteli veri taşınması sağlanmaktadır. Sürenin uzaması, hem iletim mesafesini düşürmekte hem de sinyallerin bozulmasına yol açmaktadır. Ortaya konulan süre, ARF-Giysi'nin askeri alanda kullanımı da göz önüne alındığında uygun bir süre olarak düşünülebilir.

MEMS tabanlı ADXL202E ivmeölçerin ürettiği kare dalga sinyalin frekansı bir anlamda hareketlerin de örneklenme frekansıdır. Bu frekans yükseltilerek hareketlerin daha iyi örneklenmesi sağlanabilir.

Çalışmada kullanılan Labview programı gerçek zamanlı uygulamalar için çok uygun bir program değildir. Yapılan çalışmada yeterli bir performans göstermesine karşın sistemin daha sağlıklı çalışabilmesi için daha hızlı bir program kullanılabilir.

Tez çalışmasında yaşamsal veriler, ADXL202E ivmeölçerin yalnızca x eksenini kullanılarak ölçülmüştür. Burada RF iletimde kullanılan alıcı/verici modüllerin tek kanallı olması da bu durumun ortaya çıkmasına sebep olmuştur. 3 eksenli ivmeölçer ve çok kanallı RF modüller ile birçok veri ölçülebilir ve aynı anda iletilir.

Daha ileri çalışmalarda insan vucudundan, çok önemli bir yaşamsal veri olan vucut sıcaklığı da ölçülebilir. Giysi ile daha bütünleşik bir yapı ile daha rahat ve işlevsel giyilebilir ölçüm sistemleri oluşturulabilir.

KAYNAKLAR

- [1] **Reinvuo T., Hannula M., Sorvoja H., Alasaarela E. and Myllylä R., 2006.** Measurement of respiratory rate with high-resolution accelerometer and EMFit pressure sensor, *SAS 2006-IEEE Sensors Applications Symposium*, Houston, Texas USA, 7-9 February 2006.
- [2] **Yoshimura T., Yonezawa Y., Maki H., Ogawa H., Ninomiya I. and Caldwell W.M., 2004.** An ECG electrode-mounted heart rate, respiratory rhythm, posture and behavior recording system, *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Francisco, CA, USA, September 1-5, 2004.
- [3] **Tura A., Badanai M., Longo D., Quareni L., 2003.** A medical wearable device with wireless bluetooth-based data transmission, *Measurement Science Review*, Volume 3, Section 2, 2003.
- [4] **Torres A., Fiz J.A., Galdiz B., Gea J., Morera J., Jane R., 2004.** Assessment of respiratory muscle effort studying diaphragm movement registered with surface sensors. Animal model (dogs), *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Francisco, CA, USA, September 1–5, 2004.
- [5] **Koivistoinen T., Junnila S., Värri A., Kööbi T., 2004.** A new method for measuring the ballistocardiogram using EMFi sensors in a normal chair, *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Francisco, CA, USA, September 1-5, 2004.
- [6] **Loriga G., Taccini N., De Rossi D. and Paradiso R., 2005.** Textile sensing interfaces for cardiopulmonary signs monitoring, *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, Shanghai, China, September 1-4, 2005.
- [7] **Asada H.H., Barbagelata M., 2001.** Wireless fingernail sensor for continuous long term health monitoring, *MIT Home Automation and Healthcare Consortium*, Phase 3, Progress Report No.3–1, April 2001.

- [8] **Yıldız H.A., Önel A., Trabzon L., Uçar N., Karakaş H.C..** On the design and analysis of a simple smart shirt for monitoring sudden infant death in babies, ITU Automatic Control Laboratory, January 2005
- [9] **Sung M., Marci C., Pentland A..** Wearable feedback systems for rehabilitation, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 2, no. 17, June 2005.
- [10] **Dölen M., Kaplan H..** MikroElektroMekanik sistemler (MEMS): Genel bir tanıtım, Orta Doğu Teknik Üniversitesi, 2004.
- [11] **Leader, Seyam A.M., Hodge G., Oxenham W., Grant E., Lee J. H., Shankam V., Slusser T.** (NC State). Applications of micromachines in fabric formation, *NTC Project: F01-NS14*, November 2003.
- [12] **Leader: Hodge G., NCSU, Members: Oxenham W., NCSU, Seyam A.M., NCSU, Acar M., Loughborough University (England) Students: Gahide S., Graduate NCSU, Blickensderfer J., Undergraduate NCSU.** Micromachine based fabric formation systems, *NTC Annual Report, F98 S12*, November 1998
- [13] **Sung M., Gips J., Eagle N., DeVaul R., Pentland S..** Massachusetts Institute of Technology, MIT.EDU: System architecture for real-world distributed multi-user applications in classroom settings, 2003.
- [14] **Gould P.,** 2003. Textiles gain intelligence, October 2003, ISSN:1369 7021 © Elsevier Ltd, 2003.
- [15] **Sung M.,** Shivering motion/ hypothermia classification for Wearable soldier health monitoring System, *IEEE International Symposium of Wearable Computers*, 2003.
- [16] **Beyon J.Y.,** 2001. LabVIEW programming, data acquisition and analysis, Prentice Hall PTR, New Jersey.
- [17] **Chugani M.L., Samant A.R., Cerna M.,** 1998. LabVIEW signal processing, Prentice Hall PTR, New Jersey.
- [18] LifeShirt, Vivometrics Corporation, www.vivometrics.com, 2006.
- [19] Smart Shirt, Sensatex Corporation, www.sensatex.com, 2006.

- [20] GeorgiaTech Wearable Motherboard, www.gtwm.gatech.edu, 2006.
- [21] Analog Devices, www.analog.com, 2006.
- [22] National Instruments, www.ni.com, 2006.
- [23] UDEA Elektronik San. Tic. Ltd. Şti, www.udea.com.tr, 2006.

ÖZGEÇMİŞ

1981 yılında Samsun’da doğdum. İlkokul, ortaokul ve lise öğrenimimi Samsun’un çeşitli okullarında tamamladım. 1999–2003 yılları arasında İstanbul Üniversitesi’nde Makina Mühendisliği eğitimi aldım ve bölüm birinciliği ile mezun oldum. 2003 yılından bu yana İstanbul Teknik Üniversitesi Mekatronik Mühendisliği bölümünde yüksek lisans eğitimime devam etmekteyim.