

Uzaktan Hasta İzleme Sistemi İçin Osilometrik Yaklaşımla Tansiyon Ölçümünün Gerçeklenmesi

*¹Gökhan UÇAR,²Adnan Kavak,³Taha Erdem Yıldırım, ⁴Mehmet Yakut

*¹Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Bilgisayar Mühendisliği, Bilecik, Türkiye

²Kocaeli Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi , Bilgisayar Mühendisliği, Kocaeli, Türkiye

³Milets, Kocaeli Üniversitesi Teknopark A.Ş,Kocaeli,Türkiye

⁴Kocaeli Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği, Kocaeli, Türkiye

Özet:

Pek çok hastalığın tespiti ve bireylerin fizyolojik durumu hakkında bize bilgi vermesi açısından bireylerin tansiyon değerlerinin doğru olarak ölçülebilmesi oldukça önemlidir. Günümüzde kullanımı gittikçe yaygınlaşmakta olan uzaktan hasta takip sistemleri ve kişisel sağlık cihazlarıyla yapılan tansiyon ve nabız değerlerinin tespiti için kullanılan otomatik cihazların büyük bir çoğunluğunda osilometrik yöntemle ölçüm yapılmaktadır. Tasarladığımız donanım ve ANSI/AAMI tansiyon ölçüm standartlarına uygunluk belgesine sahip olan referans cihazla paralel olarak yapılan ölçüm verileri ve referans cihazın tespit ettiği tansiyon ölçüm sonuçları kaydedildikten sonra bu veriler kullanılarak oluşturulan sinyaller ilk önce simülasyon ortamında grafiklendirilerek incelenmiştir. İnceleme sonucu referans cihazla elde edilen tansiyon ölçüm sonuçlarından da faydalanılarak uygun algoritma geliştirilip, simülasyon ortamında tansiyon ve nabız ölçümü yapılmıştır. Son olarak ise gerekli olan gömülü kod yazılarak donanımsal olarak gerçekleştirme işlemi yapılmış ve elde edilen tansiyon ölçüm sonuçları bluetooth ile bilgisayara aktarılıp terminal programı kullanılarak gözlemleme işlemi yapılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Osilometri, sistolik kan basıncı , diyastolik kan basıncı , ortalama kan basıncı, nabız .

Realization of Blood Pressure measuring with oscillometry Approach for Remote Patient Monitoring System

Abstract:

Accuracy of the blood pressure measurement is crucial to detect many diseases and also in terms of providing information about the physiological status of individual's. Oscillometry is the most common method for measuring blood pressure and pulse with remote patient monitoring systems and personal health devices. In this study, parallel measurement data and blood pressure measurement gathered from the reference device by the designed device and reference device (accordance to ANSI/AAMI) are recorded. Subsequently, the oscillations charted from measured data are simulated and examined. After the examination, reference blood pressure measurement results obtained by the apparatus are used in order to design the most suitable blood pressure algorithm. Accordingly, by using the simulating environment, blood pressure and pulse are measured. The designed embedded code is implemented to the designed hardware. Finally the obtained results of measurements are transferred via bluetooth and then observed by a terminal program.

Keywords: Oscillometry, systolic blood pressure, diastolic blood pressure, mean arterial pressure, pulse.

1. Giriş

İnsan vücudundaki tüm hücrelerin enerji ihtiyacını karşılayabilmesi dolaşım sistemi sayesinde olmaktadır. Bunun için ise insan vücudundaki damarlar vasıtasıyla kanın dolaşması gerekmektedir. Tansiyon, kanın damarlarda akışı sırasında damarların esnek yapısından dolayı göstermiş olduğu direnç ve kalbin kan pompalama kuvveti sonucu oluşan basınçtır. Yani kalbin kanı pompalama kuvveti ne kadar fazla ise ve damarlar da ne kadar sert ve dar ise tansiyon o kadar yüksek olur. Yüksek tansiyon ise insan sağlığı için olumsuz sonuçlar doğurabilen bir durumdur [1].

Günümüzde kullanılan tansiyon ölçüm tekniklerinin temelini oluşturan dokunma yöntemiyle tansiyon ölçümünü 1896 yılında cıvalı manometreyle yapan ilk kişi doktor Riva Rocci'dir. Bundan dolayı tansiyon gösterimi Riva Rocci' ye ithafen RR 130/82 mmHg yada kısaca 130/82 mmHg şeklinde gösterilebilmektedir. Riva Rocci'nin yönteminin uygulaması kolay, çabuk, doğruluğu yüksekti ve hastaya zarar vermiyordu [2]. Ancak sadece sistolik (büyük) kan basıncını yüksek doğrulukla ölçebiliyordu ve diyastolik (küçük) kan basıncı iyi tespit edilemiyordu. 1905 yılına gelindiğinde ise Rus cerrah N. C. Korotkoff tarafından bu sisteme bir adet steteskop eklenerek oskültatif (dinleme) yöntemiyle tansiyon ölçülmeye başlanmıştır [3]. Sistolik kan basıncı kalbin kasıldığı andaki, diyastolik basınç ise kalbin gevşediği andaki basınç değerlerini ifade etmektedir [4].

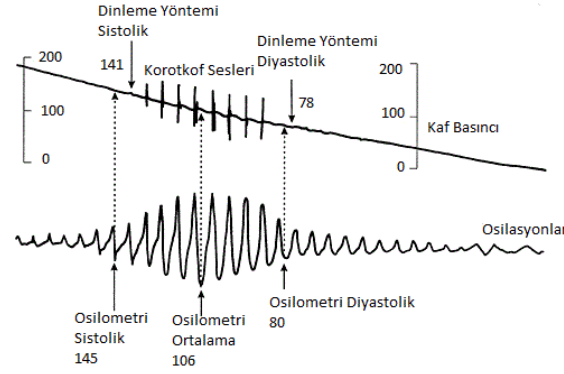
Kan basıncı ölçümü için Direkt ve İndirekt olmak üzere iki grup yöntem kullanılmaktadır. Direkt yöntemler doğrudan hastanın damarlarından ölçüm yapılarak kan basıncını tespit ettiğinden uygulaması zordur ve aynı zamanda hastaya zarar verme ihtimali mevcuttur. Buna karşın indirekt yöntemlerle tansiyon ölçümünün uygulanması daha. İndirekt yöntemlerin karşılaştırmalı bir tabloyla aşağıdaki gibi gösterebiliriz [5].

Metod Adı	Sistolik	Ortalama	Diyastolik
Dokunma	Evet	Hayır	Hayır
Osilometrik	Evet	Evet	Evet
Dinleme	Evet	Hayır	Evet
Ultrasonik	Evet	Hayır	Evet
Flush	Evet	Hayır	Hayır

Tablo 1: Ölçüm Metodlarının Karşılaştırılması

Kan basıncı görüntüleme cihazlarında kan basıncını ve nabzı ölçmek için kaf boşaltıldığı esnada oluşan korotkof seslerini mikrofonla yükseltip dinleyerek tespit edilebileceği gibi osilometrik yöntemle damar basıncı üzerinde oluşan osilasyonlar analiz edilerek kan basıncı değerleri elde edilebilmektedir. Osilometrik yöntemle uygun algoritmalar kullanılarak kaydedilen basınç değerlerinden matematiksel olarak sistolik kan basıncı (SKB), diyastolik

kan basıncı (DKB) , ortalama kan basıncı (OKB) değerleri ve buna ek olarak nabız değeri daha yüksek doğrulukla hesaplanabilmektedir [6].



Şekil 1: Korotkof ve Osilometri Metodu İşaretleri

Kaf içerisindeki hava boşaltıldığı esnada oluşmaya başlayan osilasyonların genlikleri kaf basıncı SKB 'nın altına düştüğünde artmaya başlar ve bu artış OKB değerinin altına düşene kadar devam eder. Kaf basıncı OKB değerinin altına düşmeye başladığı yerden DKB' na eşit olana kadar ise osilasyon genlikleri azalarak yukarıdaki şekilde görüldüğü gibi bir zarf şekli meydana getirir. Sistolik, diyastolik ve ortalama değerlerinin oranlarının tespiti için bu zarf şekli analiz edilir. Tespit edilen oranlara göre tansiyon değerleri hesaplanır [7,8].

JNC VI ve WHO-ISH kriterlerine göre;

Sınıf	SKB	DKB
İdeal Tansiyon	<120	<80
Normal Tansiyon	<130	<85
Yüksek-Normal Tansiyon	<140	<90
1. derece Hipertansiyon	<160	<100
2. Derece Hipertansiyon	<180	<110
3. Derece Hipertansiyon	>180	>110

Tablo 2: Tansiyon Aralıkları

Değerleri arasında olmalıdır [9].

2. Materyaller ve Metodoloji

Osilometrik yöntemle tansiyon ölçümü için farklı algoritma ve hesaplama teknikleri kullanılabilir. Osilometri metodunda tüm teknikler için kritik olan nokta her kan pompalanışı sırasında oluşan osilasyon darbelerinin tespit edilmesi bunlardan SKB, OKB ve DKB değerlerinin tespit edilmesidir.

Analiz için ise bulanık mantık, yumuşatma ve kestirim algoritması, dalga karakter metodu, yapay sinir ağı metodu gibi metodlar kullanılabilir [10]. Bu yöntemlerin yanı sıra türevsel genlik metodu ve maksimum genlik metodları da mevcuttur.

2.1. Maksimum Genlik Algoritması

Ortalama basınç her bir kalp atışı sırasında meydana gelen basınçtır ve OKB değerinin tespit edilmesi için kullanılan invazif kateterle atardamar basıncının monitörize edilmesi altın standart olarak kabul edilir [11].

Maksimum genlik algoritması (MGA) ile SKB değerine karşılık gelen sistolik genliği (Sg), DKB değerine karşılık gelen diyastolik genliği (Dg) ve OKB değerine karşılık gelen maksimum genlik (Mg) değerleri tespit edilir bunlar kullanılarak SKB, OKB ve DKB değerleri hesaplanır.

Bu hesaplama iki şekilde yapılabilir [12]:

- a) Sabit oranlar kullanma kuralı
 - Sg / Mg oranının %5573 'in üstüne çıktığı ilk basınç değeri SKB ,
 - Dg / Mg oranının %7608 'in altına indiği ilk basınç değeri DKB ' dir.
- b) Basınçlar arasındaki karakteristik ilişkiyi kullanma kuralı

SKB için; Eğer OKB > 200 mmHg ise Sg/Mg=0.5,

Eğer 150< OKB <=200 mmHg ise Sg/Mg = .29,

Eğer 135< OKB <=150 mmHg ise Sg/Mg = .45,

Eğer 120< OKB <=135 mmHg ise Sg/Mg = .52,

Eğer 110< OKB <=120 mmHg ise Sg/Mg = .57,

Eğer 70< OKB <=110 mmHg ise Sg/Mg = .58,

Eğer OKB<=70 mmHg ise Sg/Mg=0.64 olur.

DKB için; Eğer OKB>180 mmHg ise Dg/Mg=0.75,

Eğer 140<OKB<=180 mmHg ise Dg/Mg =0.82,

Eğer 120<OKB<=140 mmHg ise Dg/Mg =0.85,

Eğer 60<OKB<=120 mmHg ise Dg/Mg =0.78,

Eğer 50<OKB<=60 mmHg ise Dg/Mg =0.60,

Eğer OKB<=50 mmHg ise Dg/Mg =0.50, oranları kullanılarak hesaplama yapılır.

Araştırma ve klinik çalışmalar sonucunda SKB, DKB ve OKB arasındaki ilişki şu şekilde formülize edilmiştir [13]:

$$OKB = 1/3 * SKB + 2/3 * DKB .$$

Hesaplamalar sonucu ulaşılan tansiyon değerlerinin doğruluğu bu formülle test edilebilir.

2.1. Donanım Tasarımı

Atardamar kan basıncından tansiyon verilerinin hesaplanabilmesi için kaf içerisinde oluşan basınç değeri ve bu basınç değerinin uygun kesim frekansına sahip filtre devresinden geçirilmesiyle elde edebileceğimiz filtrelili basınç verisine ihtiyaç duyulmaktadır. Ölçümler mikrokontrolör vasıtasıyla yapılarak bluetooth 'la haberleşebilen telefon, bilgisayar gibi bir cihaza gönderilerek terminal programı aracılığıyla görüntülenmiştir. Genel donanım şeması aşağıdaki gibi olacaktır:



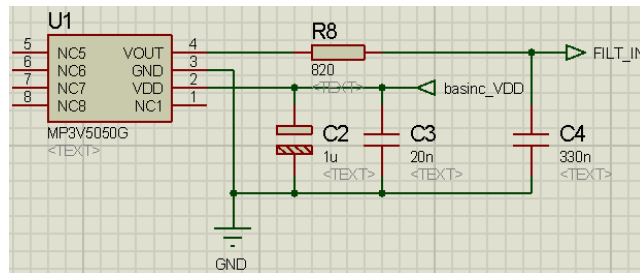
Şekil 2: Donanım Tasarım Blok Şeması

2.1.1 Filtre Devresi Tasarımı

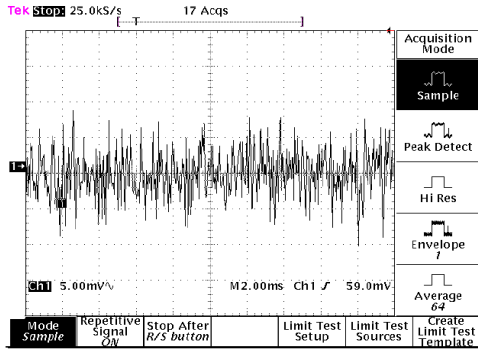
Kaf içerisindeki hava boşaltılırken kalbin kan pompalaması sonucu oluşan ve belirli bir periyoda sahip olan nabız değeri oluşur. Normal bir insanda nabız değeri yaş, cinsiyet, vücut ağırlığı gibi kriterlere göre farklılık göstermektedir. ve maksimum nabız değeri 200 atım/dakika 'dan bireyin yaşı çıkartılarak hesaplanabilmektedir. Yani saniyedeki atım periyodu $200/60=3.3$ Hz değerine karşılık gelmektedir. Nyquist kriterine göre minimum $3.3 * 2.2 = 7.33$ Hz değerinde alçak geçiren filtre ile osilasyon değerleri yakalayabiliriz.

Ancak yapılan çalışmalar sonucunda 10Hz değerinde bir alçak geçiren filtre osilasyon tespiti için uygun bulunmuştur [14-15].

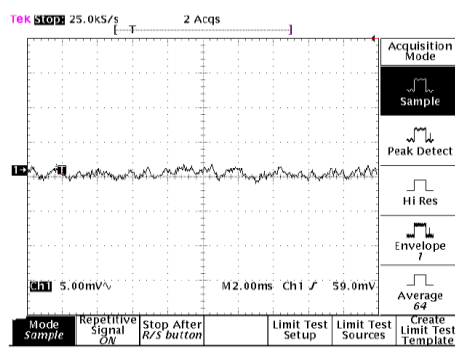
Donanımsal olarak filtreleme işlemi için ilk önce basınç sensörü çıkışındaki işaret üzerindeki yüksek frekans bileşenlerini atmak için şekildeki alçak geçiren filtre girişine uygulanmıştır ve görüldüğü gibi gürültüde bariz bir azalma etkisi göstermiştir[16]:



Şekil 3: Basınç sensörü besleme ve çıkış katmanlı filtresi

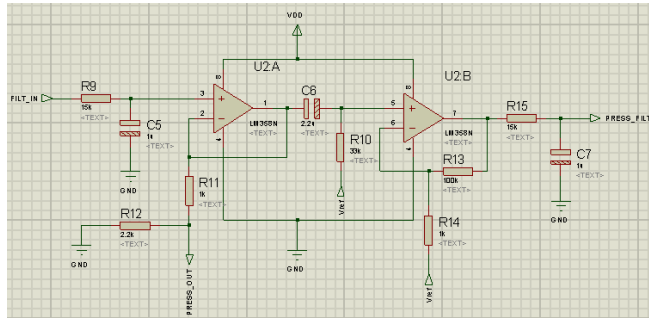


Şekil 4: AGF Öncesi Çıkış



Şekil 5: AGF Çıkışı

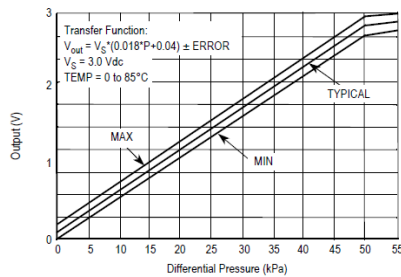
Gürültüden arındırılan işaret 10 Hz kesim frekansındaki pasif RC alçak geçiren filtreden geçirildikten sonra kazancı 1, giriş empedansı yüksek, çıkış empedansı düşük olan opampli gerilim izleyiciden geçirilerek katlar arası maksimum güç transferini sağlayacak şekilde işaret uygunlaştırılır. Gerilim izleyici çıkışında ise 2.2Hz frekansındaki pasif RC yüksek geçiren filtreden geçirilerek yüksek ve düşük frekanslı gürültülerden arındırılmış olur. Sonraki katmanda ise işaret evirmeyen opampli yükselteçten geçirilerek kuvvetlendirildikten sonra son olarak yine 10Hz pasif RC alçak geçiren filtreden geçirilir [17]. Böylece osilasyonları tespit edebilmemiz için uygun analog işareti elde etmiş oluruz.



Şekil 6: Donanımsal Filtre Şeması

2.1.2 Basınç Sensörü Seçimi

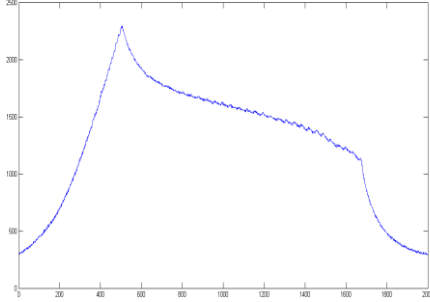
Basınç değerlerini okuyabilmek için 0-50kPa (0-325mmHg) aralığındaki basınç değerlerini ölçen ve 2.7-3.3 V aralığında çalışan MP3V5050 basınç sensörü seçilmiştir. Sensör çıkışında 0.06V-2.82V arasında değişen ve lineer olarak artan analog gerilim değerleri üretilmektedir. Sensör çıkışı maksimum hata aralığı $\pm 2.5\%$ 'dir [18].



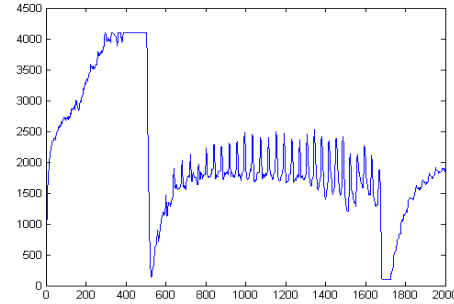
Şekil 7: Basınç Sensörü Çıkış İşareti Karakteristiği ve Basınç Değeri Hesabı

2.2. Veri Toplama ve Simülasyon

Piyasada satılan klinik olarak test edilmiş AAMI bir tansiyon aleti referans tansiyon aleti olarak alınarak tasarlanmış olduğumuz tansiyon cihazıyla paralel ölçüm datalarını bir diziye kaydettikten sonra bu verileri UART aracılığıyla bilgisayara aktarılarak simüle edilmiştir. Paralel ölçüm yaptığımız referans cihazın hafızasına kayıtlı ölçüm verisiyle simüle ettiğimiz işaretten hesaplama sonucu bulmamız gereken yaklaşık sonucun bulunması için uygun katsayılar belirlenmiştir.



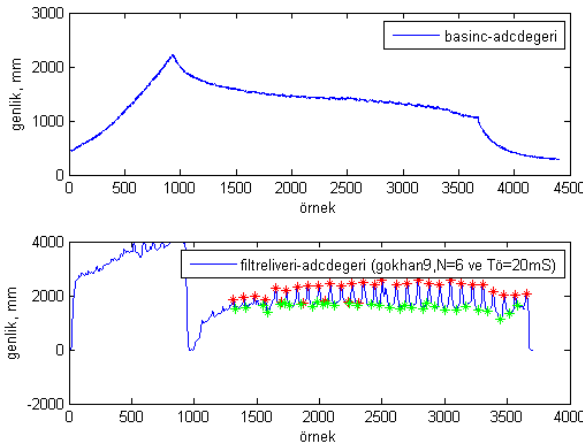
Şekil 8: Paralel Ölçüm Sonucu Elde Edilen



Şekil 9: Paralel Ölçüm Filtre Çıkışı

Basınç Sensörü Çıkış İşareti

İşaretler üzerinde bulunan işaretler ortalama filtresinden geçirilerek yüksek frekans bileşenleri atıldıktan sonra osilasyon genliklerini bulmak için maksimum genlik algoritması geliştirilmiş ve osilasyonların maksimum-minimum değerleri bulunmuştur.



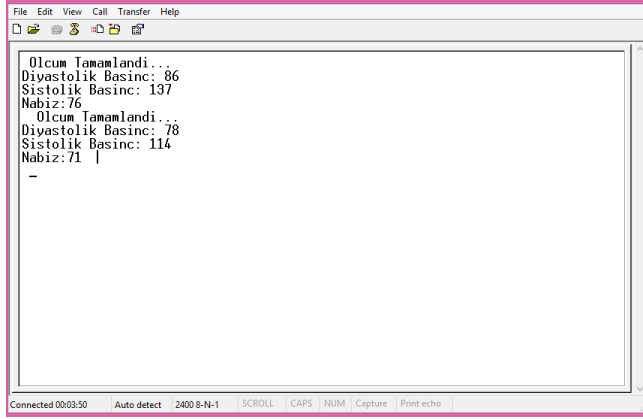
Şekil 10: Maksimum Genlik Algoritmasıyla Maksimum-Minimumların Tespiti

Basınç sensörü çıkışının filtrelenmesi sonucu elde ettiğimiz osilasyon işareti üzerinde işaretin karakteristiğinden kaynaklanan ve zaman zaman hatalı osilasyon tespit etmemize neden olan bileşenler mevcut olup, ölçüm sonucunun hatalı olmasına neden olmaktadır. Bunun çözümü için ise önceki iki maksimum değerinin ortalamasının belirli bir oranına ulaşmayan osilasyon

değerleri atılarak ve maksimum-minimum sayıların sürekli karşılaştırılarak fazlalıkların atılmasıyla doğru osilasyon verilerini elde etmiş oluruz.

2.3. Veri Aktarımı

Basınç sensörü ve filtre çıkışından elde ettiğimiz ölçüm sonuçlarının yanı sıra hesaplanan tansiyon değerlerinin aktarımı ve görüntülenmesi için bluetooth modül kullanılmıştır. Böylece ölçüm sonuçları cep telefonu, bilgisayar veya tablet gibi cihazlardan görüntülenebilmektedir.



Şekil 11: Verilerin Aktarımı ve Gözlenmesi

2.4. Kısaltmalar

AAMI: Association for the Advancement of Medical Instrumentation

ANSI: American National Standards Institute, Inc.

BHS: British Hypertension Society

SKB: Sistolik Kan Basıncı

OKB: Ortalama Kan Basıncı

DKB: Diyastolik Kan Basıncı

UART : Universal Asynchronous Receiver/Transmitter

AGF: Alçak Geçiren Filtre

Sg: Sistolik Genliği

Dg: Diyastolik Genliği

Mg: Maksimum Genliği

MGA: Maksimum Genlik Algoritması

3.Sonuç

Simülasyon ortamında geliştirdiğimiz algoritmaya uygun gömülü kod yazılarak kısa aralıklarla referans tansiyon aletiyle alınan ölçüm sonuçları ve kendi donanımımızla aldığımız ölçüm sonuçları karşılaştırılmıştır.Karşılaştırma sonuçları tablodaki gibidir:

Örnek	Referans Ölçüm			Tasarlanan Cihaz Ölçümü		
	Sistolik	Diyastolik	Nabız	Sistolik	Diyastolik	Nabız
1. Örnek	131	96	70	134	93	68
2. Örnek	131	82	72	131	78	76
3. Örnek	119	81	66	114	77	61
4. Örnek	115	79	81	116	75	83
5. Örnek	124	89	76	123	90	77
6. Örnek	114	78	71	117	75	70

Tablo 3: Farklı kişilerden Alınan Ölçüm sonuçlarını Karşılaştıran Tablo

Sonuç olarak;

sistolik kan basıncı için maksimum sapma \pm %4,

diyastolik kan basıncı için maksimum sapma \pm %5,

nabız değeri için maksimum sapma \pm %5, olarak bulunmuştur.

4. Tartışma

Osilometrik yöntemle tansiyon ölçümü için tespit etmiş olduğumuz kritik parametreler; sistolik katsayısı, diyastolik katsayısı ve uygun olarak kaf seçimidir.

Simülasyonlar ve referans cihazlarla yaptığımız test sonuçlarına göre ölçüm sonuçları birbirine çok yakın olup, kesin doğrulukta ölçüm yapabilmemiz için Sg ve Dg hesabında kullanılan katsayının iyi tespit edilmesi gerekmektedir ve gelecek çalışmalarımızı bu doğrultuda yapmamız kanısına varmış bulunuyoruz.

Referanslar

[1] Profesör Dr. Roland E. Schmieder, Eckhard Böttcher-Bühler, Yüksek Tansiyon Kılavuzum, Gözden Geçirilmiş 3. Baskı 2010,Çeviri Editörü: Prof Dr. Serap Erdine,syf. 5.

[2] J Booth, A short history of blood pressure measurement, Proc R Soc Med. Nov 1977; 70(11): 793–799.

[3] E. Verrij *, G. van Montfrans, J-W. Bos, Reintroduction of Riva-Rocci measurements to determine systolic blood pressure, december 2008, Vol. 66, No. 11

- [4] Profesör Dr. Roland E. Schmieder, Eckhard Böttcher-Bühler, Yüksek Tansiyon Kılavuzum, Gözden Geçirilmiş 3. Baskı 2010,Çeviri Editörü: Prof Dr. Serap Erdine,syf. 6.
- [5] Tevfik Kadioğlu,Osilometrik ölçüm yöntemiyle kablosuz tansiyon aleti, Haziran 2006
- [6] IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Part 10407: Device specialization-Blood pressure monitorIEEE Std 11073-10407™-2008 , sayfa 5
- [7] J. N. Amooore, E. Vacher, I. C. Murray, S. Mieke, S. T. King, F. E. Smith and A. Murray, “Effect of the shapes of the oscillometric pulse amplitude envelopes and their characteristic ratios on the differences between auscultatory and oscillometric blood pressure measurements,” *Blood Pressure Monitoring*, 2007, 12(5): sayfa.297-305.
- [8] A. Sapinski,“Standard algorithm of blood-pressure measurement by the oscillometric methode [letter],” *Med. Biol. Eng. Computing*, 1992, 30:sayfa 671.
- [9] Ramachandran.Vasan, M.D., Martin G. Larson, SC.D., Ericp. Leip, M.S., Janec. Evans, PH.D., Christopherj. O’Donnell, M.D., M.P.H., William B. Kannel, M.D. , M.P.H., And Daniellevy, M.D., Impact of high-normal blood pressure on the risk of cardiovascular disease, *The New England Journal of Medicine*, Copyr ight © 2001 by the Massachusetts Medical Society, November 1, 2001, Volume 345
- [10] Xiaoqi Ma,Non-invasive Blood Pressure Measurement Algorithm for all age groups By Institute of Biomedical Technologies, March 2012, A Thesis Submitted in Partial Fulfilment of the Degree of Master of Engineering Institute
- [11] Dr. Neil Townsend, Michaelmastermi,Oscillometry, *Medical Electronics*,2001,syf 48
- [12] JCTB Moraes, M C e d i , PS Ng, Development of a New Oscillometric Blood Pressure Measurement System Escola PolitCcnic da Universidade de Sgo Paulo, Siio Paulo, Brazil, *Computers in Cardiology* 1999 0276-6547/99 1999 IEEE.
- [13] Timothy Ellis, James McNames*, and Brahm Goldstein, Optimal Filter Design to Compute the Mean of Cardiovascular Pressure Signals,*IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, Vol. 55, No. 4, April 2008
- [14] R. W. Ware, and W. L. Anderson, Spectral Analysis of Korotkoff Sounds, *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, Vol. Bme-13, No. 4, October, 1966
- [15] Dr. Neil Townsend, Oscillometry,*Medical Electronics* , Michaelmasterm 2001 ,syf 51
- [16] Ador Reodique, Noise Considerations for Integrated Pressure Sensors, AN1646 Rev 2, 05/2005, Freescale Semiconductor Application Note
- [17] Santiago Lopez, Blood Pressure Monitor Fundamentals and Design, Document Number:AN4328 Rev. 2, 12/2012, Freescale Semiconductor, Application Note
- [18] Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated , MP3V5050 Rev 1, 11/2009, Freescale Semiconductor