

Giyilebilir Sistem Uygulamaları için Elektrokardiyogram İşaretinden Solunum Hızı Kestirimi

Respiration Rate Estimation from Electrocardiogram Signal for Wearable System Application

Doğan Yörük

Elektronik ve Haberleşme
Mühendisliği

Yıldız Teknik Üniversitesi
İstanbul, Türkiye

dogan.yoruk@std.yildiz.edu.tr

Surhan Bozkurt

Elektrik-Elektronik
Mühendisliği

Doğuş Üniversitesi
İstanbul, Türkiye

sbozkurt@dogus.edu.tr

Güleycan Dedecengiz Varol

Biyomedikal
Mühendisliği

Yıldız Teknik Üniversitesi
İstanbul, Türkiye

guleycan@yildiz.edu.tr

Umut Engin Ayten

Elektronik ve Haberleşme
Mühendisliği

Yıldız Teknik Üniversitesi
İstanbul, Türkiye

ayten@yildiz.edu.tr

Özetçe —Solunumun sürekli izlenmesi ölümcül hastalıkların önceden tespitinde önemlidir. Solunum takibinde invaziv olan ve hareket kabiliyetini kısıtlayan solunum cihazları kullanılmaktadır. Bu sensörlerin giyilebilir cihazlara uygulanması her zaman kolay değildir. Bu çalışmada ek bir sensör kullanılmadan EKG işaretinden solunum hızı tahmin edilmiştir. EKG işaretinden R-tepe genlik değerlerinin interpolasyonla EKG'den çıkarılan solunum (EÇS) işareti elde edilmiştir. Bu işaret bant geçiren filtre ve Hızlı Fourier Dönüşümleriyle işlenerek solunum hızı kestirilmiştir. Tüm işlemler düşük güç tüketimine ve düşük işlem gücüne sahip bir mikrodenetleyici üzerinde maksimum hız ve minimum bellek kullanımı amacıyla sabit noktalı olarak gerçekleştirilmiştir. BIOPAC cihazından alınan veriler kullanılarak uygulanan algoritmanın doğruluğu gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler—Elektrokardiyogram, solunum hızı, solunum hızı kestirimi, giyilebilir sistem, mikrodenetleyici

Abstract—Continuous respiratory monitoring is crucial for the early detection of fatal diseases. Invasive respiratory devices that restrict mobility are used for respiratory monitoring. Implementing these sensors in wearable devices is not always easy. In this study, respiratory rate was estimated from the ECG signal without using an additional sensor. The ECG-derived respiration (EDR) signal was obtained by interpolating the R-peak amplitude values of the ECG. This signal was processed using a band-pass filter and the Fast Fourier Transform (FFT) to estimate respiratory rate. All operations are performed on a fixed-point microcontroller with low power consumption and low processing power for maximum speed and minimum memory usage. The accuracy of the implemented algorithm was demonstrated using data from a BIOPAC device.

Keywords—Electrocardiogram, respiration rate, respiratory rate estimation, wearable system, microcontroller

I. GİRİŞ

Kalp ve solunum hastalıkları, küresel ölçekte ölüm oranlarının yüksek olduğu başlıca hastalık gruplarındandır. Literatürdeki çalışmalarda kardiyovasküler ve kronik solunum yolu

hastalıklarının, dünya genelinde en yüksek ölüm oranlarına sahip hastalıklar arasında yer aldığı bildirilmiştir [1].

Elektrokardiyogram (EKG), kalbin elektriksel aktivitesini ölçen, kardiyak ritim, iletim bozuklukları ve pek çok kalp hastalığının tanısında temel rol oynayan bir biyofiziksel işarettir [2]. EKG işaretinin morfolojik özellikleri, sadece kalp sağlığı hakkında değil, aynı zamanda solunum gibi diğer fizyolojik sistemlerin dolaylı etkilerini de yansıtabilir. Solunum aktivitesinin EKG ölçümlerini etkilediği bilinmektedir. Solunum döngüsü sırasında, göğüs hareketleri ve akciğerlerin dolup boşalması nedeniyle oluşan torakstaki empedans dağılımındaki değişiklikler, kalbin elektriksel ekseninin değişmesine neden olarak EKG işaretini etkiler [3].

Solunum hızı, bireyin genel sağlık durumu ve fizyolojik aktivite düzeyi hakkında bilgi veren parametredir. Dinlenme hâlindeki yetişkinlerde genellikle dakikada 12–20 nefes arasında seyrederek ve bu değer dışına çıkması, yorulma düzeyi, stres durumu veya solunum sisteminin verimliliği hakkında bilgi verir [4], [5]. Solunum hızı, solunum evreleri gibi biyobelirteçler bu olayların tespitinde önemli rol oynar. Solunumun izlenmesi klinik ve sağlık takibi açısından büyük önem taşımaya rağmen, doğrudan solunum kaydı genellikle termistörler, spirometreler ve solunum kemerleri gibi invaziv veya yarı-invaziv sensörlerin kullanımını gerektirir [6]. Bu sensörlerin kullanımı oldukça sınırlıdır çünkü doğal solunumu engellemekle kalmaz yüksek maliyetli ve düşük konforludur. Bu nedenle, yaygın olarak kullanılan EKG kayıt cihazları üzerinden solunum hızı tahmin yöntemleri geliştirmek hem konforu artırır hem de ek donanım ihtiyacını ortadan kaldırır [7]. Bu tür sürekli ve konforlu biyolojik işaret takibi kronik hastalıkların yönetimi, ani durumların erken tespiti ve bireysel sağlık izlemi açısından önemli avantajlar sunmaktadır.

EKG işaretinin rutin takibi ve buradan solunum kestirimi literatürde sıklıkla çalışılan konulardandır. Campolo ve arkadaşları [8], Empirik Mod Ayrıştırma yönteminin solunum frekansına karşılık gelen işaret bileşenlerini ayırt ederek solu-

num dalga formunun oluşturulabildiğini göstermiştir. Langley ve arkadaşları [9], Temel Bileşen Analizi (PCA) yöntemini kullanmış ve EKG işaretine ait PCA'nın birinci bileşeninin zaman içindeki değişimini solunum işareti olarak değerlendirmiştir. Ayrıca Widjaja ve arkadaşları da [10] Çekirdekli PCA yöntemini kullanarak doğrusal olmayan özellikleri de hesaba katmış ve tek kanallı EKG üzerinden solunum bilgisi elde etmiştir. Khaled ve Farges'in gerçekleştirdiği çalışmada [11], EKG işaretindeki P-QRS-T dögüsünün R-tepelerinin genliği kullanılarak solunum hızının elde edilebileceği gösterilmiştir. Larsen ve arkadaşları [12], solunumsal sinüs aritmisi olarak bilinen ve kalp atım hızının solunum döngüsüne bağlı olarak ritmik değişiklikler gösterdiği fizyolojik olguyu detaylı şekilde incelemiştir.

Giyelebilir sistemler, kalp ve solunum gibi yaşamsal parametrelerin kesintisiz, konforlu ve uzun süreli takibini mümkün kılmaları açısından sağlık teknolojileri içinde giderek daha fazla önem kazanmaktadır. Negi ve arkadaşları [13], oturur pozisyonda kullanım için sandalyenin kol dayanaklarına entegre kuru elektrotlardan elde edilen EKG işareti üzerinden solunum hızı kestirimi yapmıştır. Rahman ve Morshed [14], bilekten elde edilen EKG işaretini nRF52840 kartı kullanarak bilgisayara aktarmış ve solunum hızı tahmini yapmışlardır. Fan ve arkadaşları [15], EKG'den çıkarılan solunumu (EÇS; ECG-Derived Respiration, EDR) elde etmek amacıyla uygulamaya özel, ticari olmayan bir tümdevre tasarımı gerçekleştirmişler ve solunum hızı tahmini yapmışlardır. Krishnapriya ve arkadaşları [16], tek kanallı EKG işaretini NI-myDAQ veri toplama cihazı ile kaydedip işaretleri bilgisayar ortamında işleyerek gerçek zamanlı solunum hızı tahmini yapmışlardır.

Bu çalışmada, giyelebilir sistemlere uygun, düşük işlem ve güç kapasiteli bir mikrodenetleyici üzerinde EKG işaretinden solunum hızı kestirimini yapan bir sistem tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla bir deney prosedürü çerçevesinde on farklı gönüllüden eş zamanlı olarak EKG ve referans solunum verileri toplanmıştır. Bu işlem için referans cihaz olarak BIOPAC (BIOPAC Systems Inc., USA) [17] kullanılmıştır. Çalışmadaki yöntemler ve donanım uygulaması bölüm II'de ayrıntılı olarak sunulmuştur. Bölüm III test sonuçları tablo ve grafik halinde verilmiştir. Bölüm IV'te ise sonuçlar tartışılmış ve gelecek çalışmalara ilişkin değerlendirmeler verilmiştir.

II. YÖNTEM

A. Deney Prosedürü ve Veri Toplanması

Kardiyak ve solunumsal bozukluğu bulunmayan toplam 10 sağlıklı gönüllüden, EKG işaretinden solunum hızı tahmini amacıyla eş zamanlı EKG ve referans solunum verileri toplanmıştır. Gönüllülerin 8'i erkek, 2'si kadındır. Gönüllülerin demografik özellikleri Tablo I'de verilmiştir. Bilgiler ortalama $\pm$ standart sapma şeklinde verilmiştir. Tüm gönüllülerden veri toplama öncesinde bilgilendirilmiş onam formu alınmıştır.

Veri toplama işlemi, BIOPAC veri toplama cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tek kanallı EKG işareti, BIOPAC SS2L kablo seti ve uçlarına bağlanan standart gümüş(Ag)/gümüş klorür(AgCl) yüzey elektrotları aracılığıyla kaydedilmiştir. Elektrotlar sırasıyla sağ göğsün üst kısmına ve sol göğsün üst kısmına yerleştirilmiş, referans (topraklama) elektrot ise sol alt kaburganın altına konumlandırılmıştır. Bu

Tablo I: Gönüllü Grubuna Ait Demografik Veriler. VKİ:Vücut Kitle İndeksi. (En Küçük - En Büyük)

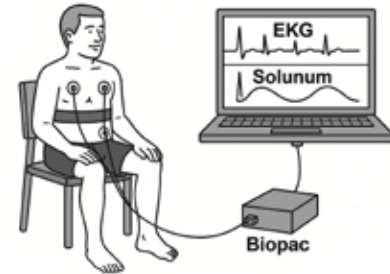
Toplam	10
Yaş	20.9 $\pm$ 1.1 (19-23)
Boy [cm]	179.2 $\pm$ 7.85 (169-195)
Kilo [kg]	77.6 $\pm$ 17.01 (62-110)
VKİ [kg/m ²]	24 $\pm$ 4.45 (19.7-32.4)

yerleşim, kolay uygulanabilir olması ve hareket kaynaklı artefaktlara karşı dayanıklılığı nedeniyle tercih edilmiştir.

Referans solunum verisi, karın çevresine yerleştirilen bir solunum kemeri (BIOPAC SS5LB) aracılığıyla elde edilmiştir. Bu kemer, abdominal bölgedeki genişleme ve daralmaları hassas biçimde algılayarak solunum hareketlerini yüksek doğrulukla ölçebilmektedir. Böylece, EKG üzerinden türetilen solunum işaretleriyle karşılaştırılabilecek güvenilir bir referans solunum verisi sağlanmıştır.

Tüm biyolojik işaretler, 2000 Hz örnekleme frekansı ile kaydedilmiştir. Kayıt esnasında işaretlere, 0.05–35 Hz aralığında bant geçiren dijital bir filtre uygulanarak bazal kayma, kas aktivitesi kaynaklı parazitler ve yüksek frekanslı gürültüler bastırılmıştır.

Deneyler, sessiz ve dikkat dağıtıcı unsurlardan arındırılmış bir ortamda gerçekleştirilmiştir. Katılımcılar, ayakları yere tam basacak şekilde sandalyeye dik pozisyonda oturtulmuş ve 5 dakika dinlendirildikten sonra veri kaydı bu pozisyonda gerçekleştirilmiştir. Her bir kayıt oturumu yaklaşık 1 dakika sürmüş ve bu süre boyunca eş zamanlı olarak EKG ve referans solunum verileri kesintisiz biçimde kaydedilmiştir (Şekil 1).

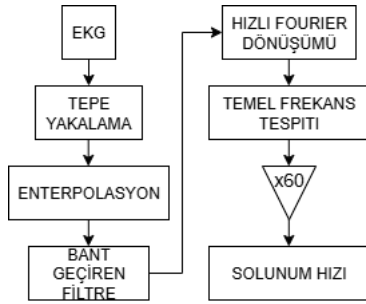


Şekil 1: Deney Prosedürü

B. EKG'den Çıkarılan Solunum (EÇS) Hızı Kestirimi

EKG işaretinden solunum işaretini türetmek amacıyla, literatürde yaygın olarak kullanılan R-dalgası genlik değerlerinin interpolasyon temelli EÇS yöntemi tercih edilmiştir. Bu yaklaşım hesaplama açısından görece basit, yorumlanabilirliği yüksek ve özellikle giyelebilir sistemler için uygun olması nedeniyle seçilmiştir. Önerilen algoritmanın akış diyagramı Şekil 2'de verilmiştir.

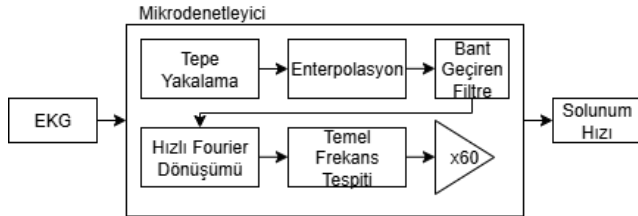
Yapılan işlemde ilk olarak EKG işareti üzerinde R-dalgası tespiti, bir tepe yakalama algoritması aracılığıyla gerçekleştirilir. Bir tepe noktasının, R-dalgası olarak kabul edilebilmesi için işaretin genliğinin, işaretin ortalama (mean) değeri ve standart sapmasının toplamından büyük bir genliğe sahip olması



Şekil 2: Elektrokardiyogram İşaretinden Solunum Kestirimi Algoritması Akış Diyagramı. EKG: Elektrokardiyogram

gerekmektedir ve bir önceki R-dalgasından en az 0.3 saniye (200 bpm) sonra gelmiş olmalıdır. İkinci işlem olarak, tespit edilen R-tepe genlik değerleri, sürekli bir solunum dalga formu elde edebilmek amacıyla spline enterpolasyon yöntemine tabi tutulur. Üçüncü işlem olarak, bu işaret solunum dışı frekans bileşenlerinin baskılanması amacıyla bant geçiren filtreye sokulur. Dördüncü işlem olarak, elde edilen işaretin frekans bileşenlerini tespit etmek amacıyla Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT) uygulanır. Son işlem olarak, FFT sonucu elde edilen frekans karakteristiği üzerinden temel frekans değeri tespit edilir ve dakikadaki solunum hızı hesabı için 60 değeriyle çarpılır.

C. Gömülü Sistem Uygulaması



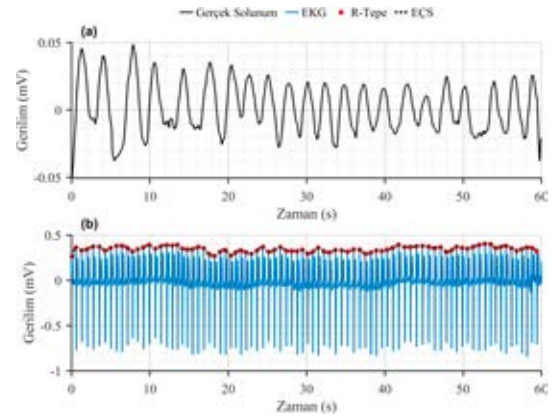
Şekil 3: Gömülü Sistem Akış Diyagramı. EKG: Elektrokardiyogram

Gömülü sistem tarafındaki testleri gerçekleştirmek için STM32L0 serisi mikrodenetleyici seçilmiştir. Bu mikrodenetleyici çeşitli uyku modlarına sahip olduğu için giyilebilir sistemlere uygunluğu nedeniyle tercih edilmiştir. Mikrodenetleyici çalışma frekansı 32 MHz olarak kullanılmıştır. Yazılımlar C programlama dilinde geliştirilmiştir. Bellek yönetimi ve hızlı sonuç alabilmek için tüm veriler sabit noktalı (fixed-point) olacak şekilde ayarlanmıştır. Şekil 3'te görülen her blok için sabit noktalı veri tipine uygun ayrı fonksiyonlar tanımlanmıştır. Yapılan işlemlerin doğruluğunu kontrol etmek için uygulanan yöntem ile elde edilen solunum hızı, referans cihaz olarak kullanılan BIOPAC cihazı ile alınan solunum verisiyle karşılaştırılarak test edilmiştir.

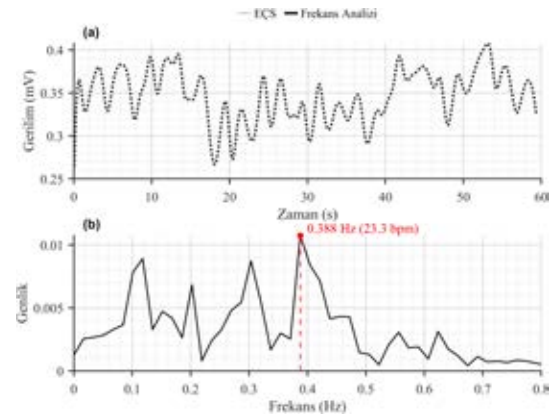
III. TEST SONUÇLARI VE LİTERATÜR KARŞILAŞTIRILMASI

Bu çalışmada Şekil 2'de verilen algoritma yukarıda belirtilen gömülü sistem üzerinde çalıştırılacak şekilde sabit noktalı veri tipine uygun olarak kodlanmıştır. Sistem çalıştırıldığında

gönüllülerden alınan verilerden ilk olarak R-tepe genliklerinden solunum işareti elde edilmiştir ve bir gönüllüye ait sonuç örnek olarak Şekil 4'te verilmiştir. Bu işaret solunum dışı frekans bileşenlerinin baskılanması amacıyla bir bant geçiren filtreden (0.1Hz - 0.7Hz) geçirilmiştir [18]. Filtreleme sonucunda elde edilen EÇS işaretinin frekans içeriği, 1 dakikalık veri üzerinden 1024 noktalı FFT ile kare pencere kullanılarak analiz edilmiştir. Güç spektrumunda en yüksek genlikli frekans bileşeni, bireyin anlık solunum frekansı olarak kabul edilmiştir [13]. Bu frekans değeri 60 ile çarpılarak bireyin dakikadaki solunum hızı hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar Şekil 5'te verilmiştir. Şekil 5(b)'de kırmızı çizgi ile verilen değer hesaplanan solunum hızını göstermektedir.



Şekil 4: a) Referans Solunum İşareti b) R-Tepe Enterpolasyon



Şekil 5: a) EÇS İşareti b) EÇS Hızlı Fourier Dönüşümü. EÇS: Elektrokardiyogramdan Çıkarılan Solunum

Kullanılan yöntemin başarısı, EÇS ile elde edilen solunum hızı ile referans solunum hızı arasındaki farkın ortalama mutlak hatası (MAE) ile değerlendirilmiştir. MAE ifadesi Denklem 1'de verilmiştir.

$$\text{Ortalama Mutlak Hata (MAE)} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |y_i - \hat{y}_i| \quad (1)$$

Denklem 1'de N deneye katılan gönüllü sayısını, y_i i . kişi için referans solunum işaretindeki solunum hızı değerini ve $\hat{y}_i$

ise EKG işaretinden kestirim yapılan solunum hızı değerini göstermektedir.

Tablo II: Referans Solunum Hızı ve Önerilen Yöntem ile Edilen Solunum Hızı Karşılaştırması. EÇS: Elektrokardiyogramdan çıkarılan solunum, MAE: Ortalama Mutlak Hata

	Referans Cihaza Ait Solunum Hızı/dk	EÇS Hızı/dk	Hata	MAE
Gönüllü 1	16	16.12	0.12	0.8
Gönüllü 2	14	15.06	1.06	
Gönüllü 3	14	13.23	0.77	
Gönüllü 4	22	23.26	1.26	
Gönüllü 5	18	18.24	0.24	
Gönüllü 6	19	20.28	1.28	
Gönüllü 7	11	10.08	0.92	
Gönüllü 8	22	22.18	0.18	
Gönüllü 9	17	19.07	2.07	
Gönüllü 10	17	17.09	0.09	

On gönüllüden elde edilen referans solunum hızıyla önerilen yöntem ile elde edilen solunum hızı karşılaştırması Tablo II'de verilmiştir. Tablo II'de EÇS hızı/dk olarak verilen veri önerilen yöntem sonucunda elde edilen frekansın 60 ile çarpılmış halidir. Bu değer yöntem sonucundan elde edilen değer olduğu için kesirli olarak tabloda verilmiş ve hata miktarları bu değerlere göre hesaplanmıştır. Tüm gönüllüler için elde edilen MAE değeri 0.8 bulunmuştur. Bu sonuç, önerilen yöntemin referans ölçümlerle yüksek uyum gösterdiğini ortaya koymaktadır.

Tablo III: Literatürdeki Diğer Çalışmalarla Karşılaştırma

	Kullanılan Veri Kümesi	Kullanılan Platform	Gönüllü Sayısı	Hareketli Kullanıma Uygunluğu	MAE
[13]	özgün veri kümesi	STM32F4	10	Var	0.7
[14]	özgün veri kümesi	nRF52840 + bilgisayar	1(S Farklı Deney)	Var	1
[15]	CEBS	PPGA + tümdevre	20	Var	0.73
[16]	MIF-BIH	PPGA + tümdevre	13	Var	1.2
[16]	özgün veri kümesi	NI-mDAQ + bilgisayar	5	Var	1
Önerilen Algoritma	özgün veri kümesi	STM32L0	10	Var	0.8

Literatürdeki benzer çalışmalar Tablo III'de yer almaktadır. Negi ve arkadaşları [13] MAE değerini 0.7 vermeleri rağmen EKG işareti sandalyeye bağlı kuru elektrotlar ile alındığından hareket halinde kullanımı için uygun değildir. Fan ve arkadaşları [15] solunum hızını uygulamaya özel yüksek maliyetli bir tümdevre kullanılarak bulmuşlardır. Önerilen algoritma, düşük işlem kapasitesine sahip bir mikrodenetleyici üzerinde çalışacak şekilde tasarlandığından, elde edilen performans değerleri uygulama amacına yönelik olarak tatmin edici düzeydedir. Kullanılan mikrodenetleyicinin düşük maliyetli olması, piyasada kolayca temin edilebilmesi, küçük boyutlarda elektronik kart tasarımına olanak sağlaması ve uyku modlarıyla düşük güç tüketimi sunması, sistemin giyilebilir teknolojilere entegrasyonunu kolaylaştırmaktadır.

IV. SONUÇ VE GELECEK ÇALIŞMALAR

Bu çalışmada, EKG ve solunum işaretleri eş zamanlı olarak kaydedilerek bir veri kümesi oluşturulmuş ve bu veriler üzerinde, gömülü sistemlere uygun biçimde EKG'den solunum hızı tahmini yapan bir yöntem önerilmiştir. Gömülü sistem üzerinde elde edilen EÇS hızı değerleri, veri kümesindeki referans ölçümlerle karşılaştırılarak yöntemin doğruluğu gösterilmiştir. Özellikle, tüm işaret işleme adımlarının düşük güç tüketimli ve sınırlı işlem/bellek kaynaklarına sahip bir mikrodenetleyici üzerinde gerçekleştirilmiş olması, çözümün giyilebilir cihazlara doğrudan uygulanabilirliğini ve batarya ile uzun süreli kullanım için elverişli olduğunu ortaya koymaktadır.

Bu çalışmanın devamında önerilen yöntem uygun olarak gerçek zamanlı çalışacak şekilde elektronik donanım ve yazılım tamamlanacak, bireylerin günlük hayattaki yürüme, koşu ve farklı fiziksel aktivitelerinde kullanılabileceği giyilebilir bir cihaz haline getirilecektir.

TEŞEKKÜR

Veri toplama işlemleri için YTÜ Biyomedikal Enstrümantasyon Laboratuvarı kullanılmıştır.

KAYNAKLAR

- [1] GBD 2017 Causes of Death Collaborators. Global, regional, and national age-sex-specific mortality for 282 causes of death in 195 countries and territories, 1980–2017: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. *Lancet* 392, 1736–1788, 2018.
- [2] A. C. Guyton and J. E. Hall, *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*, 14th ed. Philadelphia, PA, USA: Elsevier, 2021.
- [3] Bailón, R., Sörnmo, L., Laguna, P. ECG-Derived Respiratory Frequency Estimation. In *Computational ECG Signal Processing*, eds. G.D. Clifford, F. Azuaje, P.E. McSharry, Springer, pp. 215–243, 2006.
- [4] Y. Masaoka and I. Homma, 'Anxiety and respiratory patterns: their relationship during mental stress and physical load', *International Journal of Psychophysiology*, vol. 27, no. 2, pp. 153–159, Sep. 1997.
- [5] A. Hernando et al., 'Inclusion of Respiratory Frequency Information in Heart Rate Variability Analysis for Stress Assessment', *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 20, no. 4, pp. 1016–1025, Jul. 2016.
- [6] C. Varon et al., 'A Comparative Study of ECG-derived Respiration in Ambulatory Monitoring using the Single-lead ECG', *Scientific Reports*, vol. 10, no. 1, p. 5704, Mar. 2020.
- [7] M. Schmidt, J. W. Krug, A. Schumann, K.-J. Bär, and G. Rose, 'Estimation of a respiratory signal from a single-lead ECG using the 4th order central moments', *Curr. Dir. Biomed. Eng.*, vol. 1, no. 1, pp. 61–64, Sep. 2015.
- [8] M. Campolo, D. Labate, F. La Foresta, F. C. Morabito, A. Lay-Ekuakille, and P. Vergallo, *ECG-derived respiratory signal using Empirical Mode Decomposition*, 2011.
- [9] P. Langley, E. J. Bowers, and A. Murray, 'Principal Component Analysis as a Tool for Analyzing Beat-to-Beat Changes in ECG Features: Application to ECG-Derived Respiration', *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, no. 4, pp. 821–829, Apr. 2010.
- [10] D. Widjaja, C. Varon, A. Dorado, J. A. K. Suykens, and S. Van Huffel, 'Application of Kernel Principal Component Analysis for Single-Lead-ECG-Derived Respiration', *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 4, pp. 1169–1176, Apr. 2012.
- [11] Z. B. Khaled and G. Farges, *First approach for respiratory monitoring by amplitude demodulation of the electrocardiogram*, vol. 6. 1992.
- [12] P. D. Larsen, Y. C. Tzeng, P. Y. W. Sin, and D. C. Galletly, 'Respiratory sinus arrhythmia in conscious humans during spontaneous respiration', *Respir. Physiol. Neurobiol.*, vol. 174, no. 1–2, pp. 111–118, Nov. 2010.
- [13] S. Negi, R. K. Singh, and C. S. Anoop, *Development of a real-time breathing-rate monitor using difference operation method and adaptive windowing on dry-electrode ECG signal*, 2017.
- [14] M. Rahman and B. I. Morshed, *Extraction of Respiration Rate from Wrist ECG Signals*, 2021.
- [15] J. Fan et al., 'A High Accuracy Ultra-Low Power ECG-Derived Respiration Estimation Processor for Wearable Respiration Monitoring Sensor', *Biosensors (Basel)*, vol. 12, no. 8, Aug. 2022.
- [16] G. B. Krishnapriya, R. N. Ponnalagu, and S. Goel, 'A Resource-Efficient Time-Domain-Based Algorithm to Estimate Respiration Rate From Single-Lead ECG Signal', *IEEE Open Journal of Instrumentation and Measurement*, vol. 4, pp. 1–9, 2025.
- [17] <https://www.biopac.com/>
- [18] S. Tiininen, K. Noponen, M. Tulppo, A. Kiviniemi, and T. Seppänen, 'ECG-derived respiration methods: Adapted ICA and PCA', *Medical Engineering Physics*, vol. 37, no. 5, pp. 512–517, May 2015.