

## Sürekli Dalga Radarı ve Sığ Yapay Sinir Ağları ile Kalp Atışı Tespiti

Özcan Çataltaş, Kemal Tütüncü  
Selçuk Üniversitesi Teknoloji Fakültesi  
Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü  
Konya

[ozcancataltas@selcuk.edu.tr](mailto:ozcancataltas@selcuk.edu.tr), [ktutuncu@selcuk.edu.tr](mailto:ktutuncu@selcuk.edu.tr).

**Özet:** Bu çalışmada, sürekli dalga doppler radarı verilerinden kalp atışı tespitine yönelik sığ yapay sinir ağı modeli oluşturulmuştur. 24 GHz sürekli dalga radarından alınan  $I$  (in-phase) ve  $Q$  (quadrature) sinyalleri dengesizlik düzeltme ve daha düşük frekansta yeniden örnekleme işleminin ardından 250ms uzunluğunda örneklere bölünerek ağ modelinin girdi verileri oluşturulmuştur. Çıkış katmanı tek nörona sahip sinir ağı verilen girdinin kalp atış aralığında olma olasılığını çıktı olarak vermektedir. Ardışık girdilere karşılık gelen bu çıktularla oluşturulan grafikte tepe detektörü kullanılmış ve elde edilen tepe noktaları kalp atışı olarak işaretlenmiştir. Sonuçlar değerlendirildiğinde modelin ölçüm alınan birey değişse bile kararlı ve başarılı sonuçlar verdiği görülmüştür.

**Abstract:** In this study, a shallow artificial neural network model was created to detect heartbeats from Continuous Wave Doppler radar data. In-phase and Quadrature signals received from 24 GHz CW radar were divided into 250ms long samples after imbalance compensation and resampling, and the input data of the network model was created. The output layer of the neural network which consists of a single neuron was designed to output the probability that the given input is whether in the heartbeat range or not. In the array created with these outputs corresponding to consecutive inputs, the peak detector was used and the obtained peaks were marked as heartbeats. When the results were evaluated, it was seen that the model gave robust and successful results even if a different person radar data used.

### 1. Giriş

Son yıllarda, bilgisayar tabanlı yaşamsal işaret izleme, tıp alanında artan bir rol oynamaktadır. Yaşamsal işaretlerden biri olan kalp atışı genellikle elektrokardiyogram (EKG), fotopleitismografi (PPG) veya bileğe takılan cihazlarla tespit edilmektedir. Fakat bu tür cihaza bağlı sistemler kişinin konforunu azaltmaktadır [1]. Bu nedenle kalp atışının temassız ölçümü son yıllarda popüler araştırma konularındandır. Bu konudaki ilk çalışmalar genellikle kamera tabanlı gerçekleştirilmiştir [2-3]. Kullanılabilecek bir başka temassız yöntem ise radar tabanlı yöntemlerdir. Radar tabanlı yöntemler temelde kalp atış anında göğüs kafesinde oluşan 1-2 mm civarındaki hareketleri tespit etmeye dayalıdır. Sürekli dalga doppler radarı (CW) ve frekans modüleli sürekli dalga doppler radarı (FMCW) bu alanda en sık kullanılan radar modelleridir [4]. FMCW radarları tek bir frekans yerine, bir frekans aralığında tarama yaparak çalıştığı için hem hedefin radara uzaklığını hem de hedefin göreceli yer değiştirme hareketini tespit edebilmektedir. CW radarları ise yalnızca göreceli yer değiştirme hareketini tespit edebilmektedir. Bu nedenle FMCW radarları çoklu insan tespitinde kullanılırken, CW radarları sadece tek bir kişinin yaşamsal işaret izlemesinde kullanılabilir [5].

Bir CW radar sisteminde hedefe sinyal üretici ve verici anten yoluyla sabit frekans sinüs sinyali gönderilmekte, hedeften yansıyan sinyaller alıcı anten tarafından alınmaktadır. Eğer hedef sabit duruyor ve ani vücut hareketlerinde bulunmuyorsa, yakalanan bu sinyal kalp atışı ve nefes alıp-verme kaynaklı göğüs duvarı hareketi bilgisini içermektedir [6]. Denklem 1'de gönderilen, 2'de alınan sinyalin matematiksel karşılığı verilmiştir.

$$T(t) = A_t \cos(2\pi ft + \theta(t)) \quad (1) \quad \left| \quad R(t) = A_r \cos\left(2\pi ft - \frac{4\pi d}{\lambda} - \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \theta(t - 2d/c)\right) \quad (2)$$

Burada,  $A_t$  ve  $A_r$  gönderilen ve alınan sinyalin genliğini,  $f$  sistem frekansını,  $c$  ışık hızını,  $d$  radar ile hedef arasındaki mesafeyi (sabit),  $x(t)$  ise zamana bağlı olarak değişen hedefin bağlı yer değiştirmesini ifade etmektedir. Radar tarafından alınan bu sinyal I/Q demodülatör kullanılarak  $I$  ve  $Q$  (in-phase/quadrature) sinyallerine dönüştürülür.  $I$  ve  $Q$  sinyallerinin matematiksel formülü 3 ve 4'de verilmiştir.

$$I(t) = A_I \cos\left(\theta_0 + \frac{4\pi x(t)}{\lambda}\right) \quad (3) \quad \left| \quad Q(t) = A_Q \sin\left(\theta_0 + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\phi\right) \quad (4)$$

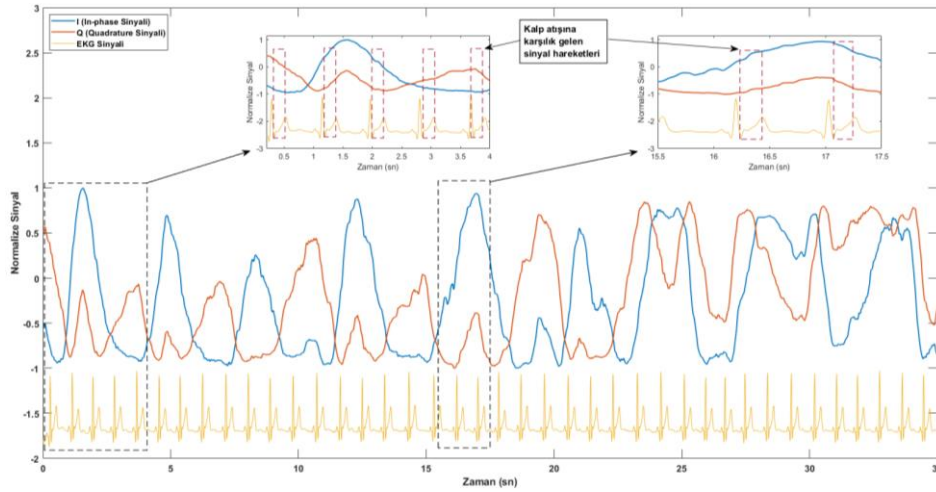
Burada,  $A_I$  ve  $A_Q$   $I$  ve  $Q$  sinyallerinin genliğine,  $\Delta\phi$  faz kaymasına,  $\theta_0$  ise radar ve hedef arasındaki sabit mesafeye karşılık gelmektedir. İdealde  $A_I = A_Q$  ve  $\Delta\phi = 0$  olması gerekirken DC ofset ve gürültü gibi problemler nedeniyle

dengelessizlik olmaktadır [7]. Mesafe bilgisinin daha doğru bir şekilde çıkarılması için öncelikle bu problemin çözülmesi gereklidir.

## 2. Materyal ve Metot

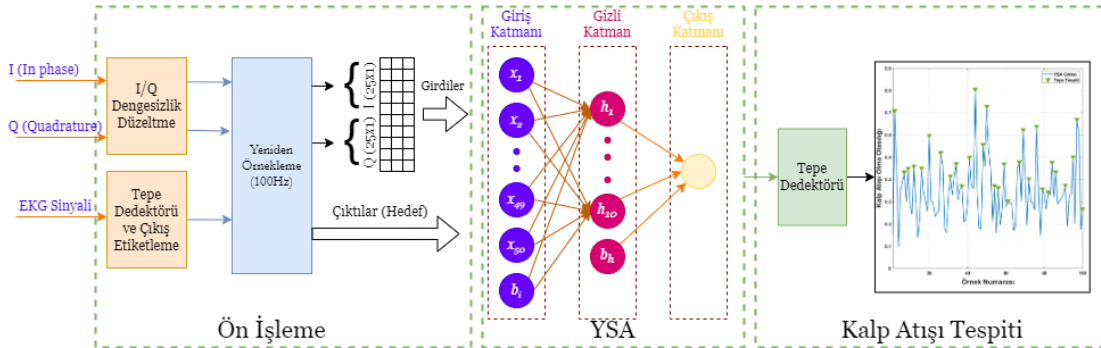
### a. Veri seti

Bu çalışmada kullanılan veri seti Shi ve ark. tarafından 2020 yılında oluşturulmuştur [8]. Bu veri seti 7 erkek 4 kadından oluşan ve herhangi bir rahatsızlığı bulunmayan 11 gönüllü kullanılarak oluşturulmuştur. Bu deneklerin ortalama yaşı  $34.73 \pm 15.94$ , boyu  $176.45 \pm 8.13$  cm ve kilosu  $72.64 \pm 14.89$  kg olarak verilmiştir. Deney düzeneğinde 24Ghz sürekli dalga doppler radarı ile birlikte doğrulama amacıyla EKG elektrotları, dijital stetoskop ve bir nefes sensörü bulunmaktadır. Veri alma esnasında genel (radar ve diğer sensörler vücudun ön yüzünden ölçüm almaktadır), şahdamarı, mesafe dalgalanması, konuşma, sırt bölgesinden ölçüm ve açı değişimi gibi farklı senaryolar kullanılmıştır. Bütün senaryolarda radar deneye yaklaşık 20cm mesafede bulunmaktadır. Toplam 13376 s uzunluğunda 265 ayrı ölçüm verisi bulunmaktadır. Veri setinde nefes, EKG ve fonokardiyografi (PCG) sensörünün verileriyle birlikte radar sisteminden alınan ve modüle edilen I ve Q sinyalleri bulunmaktadır [8].



Şekil 1. I, Q ve EKG sinyalleri ile göğüs kafesi hareketine karşılık gelen sinyal dalgalanmaları.

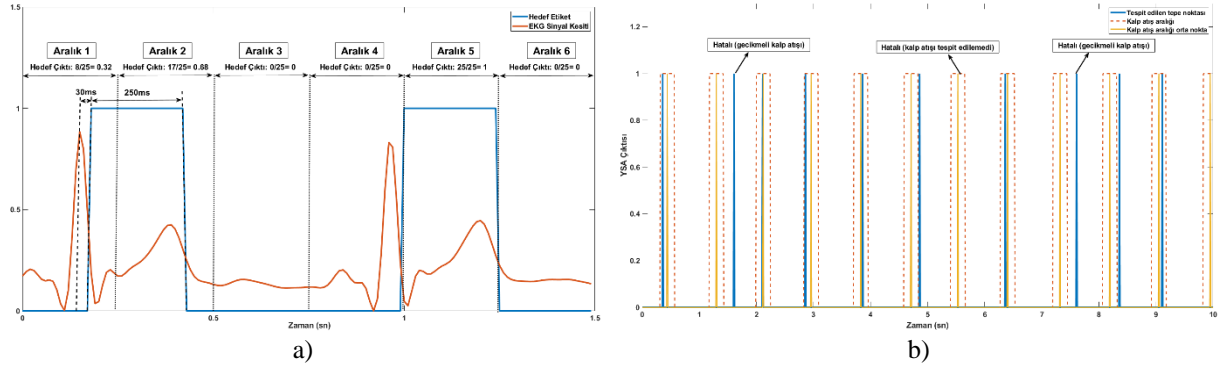
Önerilen yöntemin blok diyagramı şekil 2’de verilmiştir. Veri setinden alınan I ve Q sinyalleri incelendiğinde hem genlik hem de fazda dengelessizlik olduğu görülmüş ve I/Q dengelessizlik düzeltme işlemi uygulanmıştır. Veri setinde bulunan sinyaller 500 veya 2000 Hz frekansında örnekleme yapılarak oluşturulmuştur. Bu nedenle hem örnekleme frekanslarının farklı olması hem de bu frekandaki verileri kullanmanın YSA giriş nöron sayısını aşırı artırması nedeniyle, bütün sinyaller 100 Hz frekansında yeniden örnekleme yapılmıştır. Bu örnekleme işleminin ardından I ve Q sinyalleri 25 örnek büyüklüğünde parçalara ayrılmış, I ve Q sinyallerinin aynı zamana karşılık gelen parçaları şekil 2’deki gibi yan yana bir dizi oluşturacak şekilde birleştirilmiştir. Toplam 50 değer içerecek şekilde bölünen veri seti YSA’nın girdi değerlerini oluşturmaktadır.



Şekil 2. Önerilen kalp atışı tespit metodu

Veri setinde bulunan EKG sinyali ise işlenerek R tepe noktası çıkarılmıştır. Şekil 1’de verildiği üzere kalp atışının oluşturduğu göğüs kafesi hareketi I ve Q sinyallerinde genliği düşük dalgalanmalar şeklinde görülmektedir. Bu dalgalanmalar EKG sinyali ile eş zamanlı olarak incelendiğinde genellikle R pik noktasından sonra başlamakta ve

yaklaşık 200-300ms sürmektedir. Veri setinin hedef değerleri oluşturulurken, R tepe noktasından itibaren 30 – 280 ms aralığı 1, diğer bölümleri 0 olacak şekilde etiketlenmiştir. Bu etiketlerden veri bölümlerinde karşılık gelen 1 çıktı oranı hedef değer olarak belirlenmiştir. Şekil 3.a'da bölümlendirme süreci örneklendirilerek açıklanmıştır.



Şekil 3. a) EKG sinyalinin etiketlenmesi ve hedef değerlerin belirlenmesi, b) Tespit edilen kalp atış noktaları

Oluşturulan girdi ve çıktı setleri toplam 34875 örnek içermektedir. Bu veri seti %70-%30 eğitim-test verisi olarak rastgele bölünmüştür. Tek katmanlı ve gizli katmanında 10 nöron bulunan ileri beslemeli yapay sinir ağı kullanılarak eğitim yapılmıştır. Başlangıç katsayıları rastgele belirlenmiştir. Gizli katman ve çıkış katmanı aktivasyon fonksiyonu olarak *tanh* kullanılmıştır. Eğitim işlemi 300 iterasyonda yapılmıştır.

Ağ modelinin oluşturulmasının ardından, daha önce ağa gösterilmemiş radar sinyali ardışık olarak uygulanmış ve ağ çıktısının grafiği oluşturulmuştur. Grafikte tepe noktası tespit işlemi gerçekleştirilmiş ve elde edilen tepe noktalar kalp atış noktaları olarak belirlenmiştir (Şekil 3.b). Tespit edilen kalp atış noktaları ile gerçek kalp atış noktaları karşılaştırıldığında, ortalama kalp atış sayısı hatası %6.95, maksimum kalp atış sayısı hatası %18.52, tepe noktalar arası ortalama süre hatası %7.65 (60.76 ms) olarak elde edilmiştir.

### 3. Sonuçlar

Bu çalışmada, sürekli dalga radarlarının insan kalp atışı tespitinde kullanımı için sığ yapay sinir ağı tabanlı model geliştirilmiştir. YSA girdileri oluşturulurken düşük veri uzunluğu seçimi yapılarak (250ms) nefes alıp-verme hareketinin girdi verilerine etkisi azaltılmıştır. Bu nedenle diğer çalışmaların aksine ön filtreleme işlemi yapılmamıştır. YSA sonucunda elde edilen çıktıların tepe detektörü kullanılarak kalp atış zamanları çıkarılmış ve veri setindeki gerçek verilerle karşılaştırılmıştır. Sonuçlar incelendiğinde ve literatürdeki diğer çalışmalar değerlendirildiğinde CW radar sistemi için başarılı bir model oluşturulduğu görülmüştür.

### Kaynaklar

- [1]. Petrović V. L., Janković M. M., Lupšić A. V., Mihajlović V. R. ve Popović-Božović J. S., High-Accuracy Real-Time Monitoring of Heart Rate Variability Using 24 GHz Continuous-Wave Doppler Radar, IEEE Access, cilt. 7, s. 74721-74733, 2019, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2921240.
- [2]. Lomaliza J-P ve Park H., Improved Heart-Rate Measurement from Mobile Face Videos. Electronics. 2019; 8(6):663. <https://doi.org/10.3390/electronics8060663>
- [3]. Kwon S., Kim H. ve Park KS., Validation of heart rate extraction using video imaging on a built-in camera system of a smartphone. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc. 2012, doi: 10.1109/EMBC.2012.6346392. PMID: 23366353.
- [4]. Malešević N., Petrović V., Belić M., Antfolk C., Mihajlović V., Janković M., Contactless Real-Time Heartbeat Detection via 24 GHz Continuous-Wave Doppler Radar Using Artificial Neural Networks. Sensors (Basel). 2020 Nisan 21;20(8):2351. doi: 10.3390/s20082351.
- [5]. Kim D.B., Hong S.M., Multiple-target tracking and track management for an FMCW radar network. EURASIP J. Adv. Signal Process., 159 (2013). <https://doi.org/10.1186/1687-6180-2013-159>
- [6]. Lv Q. ve ark., Doppler Vital Signs Detection in the Presence of Large-Scale Random Body Movements, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, cilt 66, sayı. 9, s. 4261-4270, doi: 10.1109/TMTT.2018.2852625.
- [7]. IQ Imbalance., RF Imperfections in High-rate Wireless Systems. Springer, Dordrecht. <https://doi.org/10.1007/978-1-4020-6903-1>.
- [8]. Shi K., Schellenberger S., Will C. ve ark., A dataset of radar-recorded heart sounds and vital signs including synchronised reference sensor signals., Sci Data 7, 50 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41597-020-0390-1>