



BURDUR MEHMET AKİF ERSOY ÜNİVERSİTESİ

T.C.

BURDUR MEHMET AKİF ERSOY ÜNİVERSİTESİ
SOSYAL BİLİMLER ENSTİTÜSÜ
YÖNETİM BİLİŞİM SİSTEMLERİ ANA BİLİM DALI

YAPAY SİNİR AĞI YÖNTEMLERİ KULLANILARAK KALP
KRİZİNİN TAHMİN EDİLMESİ

Ekrem Eşref KILINÇ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Sedat METLEK

BURDUR – 2022

T.C.
BURDUR MEHMET AKİF ERSOY ÜNİVERSİTESİ
SOSYAL BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÖNETİM BİLİŞİM SİSTEMLERİ ANA BİLİM DALI

**YAPAY SİNİR AĞI YÖNTEMLERİ KULLANILARAK KALP
KRİZİNİN TAHMİN EDİLMESİ**

Ekrem Eşref KILINÇ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DANIŞMAN: Dr. Öğr. Üyesi Sedat METLEK

JÜRİ ÜYESİ: Prof. Dr. Özlem Çetinkaya BOZKURT

JÜRİ ÜYESİ: Doç. Dr. Yasin ŞÖHRET

BURDUR – 2022

T.C.
BURDUR MEHMET AKİF ERSOY ÜNİVERSİTESİ
SOSYAL BİLİMLER ENSTİTÜSÜ

ETİK BEYAN

Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'ne göre hazırlamış olduğum “Yapay Sinir Ağı Yöntemleri Kullanılarak Kalp Krizi Riskinin Tahmin Edilmesi” adlı tezin hazırlanması sürecinde akademik ve etik kuralları ihlal etmediğimi, tezimin özgün olduğunu, başvurduğum kaynakları metin içinde, dipnotlarda ve kaynakçada eksiksiz ve bilimsel kurallara uygun olarak gösterdiğimi taahhüt ederim.

Ekrem Eşref KILINÇ

28.07.2022

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca, bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, her zaman yönlendirici olan, hoşgörüyle ve sabırla bana zaman ayıran değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Sedat METLEK' e teşekkürlerimi sunarım.

Hem çalışmamın şekillenmesinde hem de tez savunma jürisinde yere alarak desteğini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Özlem ÇETİNKAYA BOZKURT' a ve savunma jürisinde yer alarak katkılarını sunan değerli hocam Doç. Dr. Yasin ŞÖHRET' e teşekkürlerimi sunarım.

Süreç boyunca manevi desteğini hep hissettiğim, her kararında arkamda olan sevgili eşim Sevgi KILINÇ' a ve çocuklarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

(KILINÇ, Ekrem Eşref, “Yapay Sinir Ağı Yöntemleri Kullanılarak Kalp Krizi Riskinin Tahmin Edilmesi” Yüksek Lisans Tezi, Burdur, 2022)

ÖZET

Bu tez çalışmasında, kişinin kalp krizi durumunun tespit edilmesi amacıyla, literatürde bulunan makine öğrenme yöntemlerinden birisi olan Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağı (ÇK-YSA) modeli ve Elektrokardiyogram (EKG) sinyalleri kullanılarak yardımcı bir karar destek sisteminin tasarımı ve imalatı gerçekleştirilmiştir.

Gerçekleştirilen çalışmada “PTB Diagnostic ECG” veri setinden elde edilen EKG verileri kullanılmıştır. Bu EKG sinyalleri üzerinde ilk olarak Pan-Tompkins algoritması kullanılarak gürültüler temizlenmiş ve farklı öznitelikler elde edilmiştir. Elde edilen bu öznitelikler ve belirlenen parametreler ile bir ÇK-YSA modeli tasarlanmış ve eğitilmiştir.

Eğitilen ÇK-YSA modelin bulunduğu üniteye ek olarak ayrı bir de kontrol devresi hazırlanmıştır. Bu kontrol devresi ile kişiden anlık olarak EKG sinyalleri alınmış ve bu sinyaller ÇK-YSA modelinin bulunduğu üniteye bluetooth üzerinden aktarılmıştır. Aktarılan sinyallerden, ÇK-YSA ile kişinin sağlık durumu ile ilgili bir tahmin bilgisi elde edildikten sonra tekrar bluetooth üzerinden kontrol kartına gönderilerek kişinin sağlık durumu bilgisi ekran üzerinden kullanıcıya sunulmuştur.

Sistemin genel başarısı, doğruluk, pozitif geri çağırma, negatif geri çağırma, pozitif hassasiyet, negatif hassasiyet ve F1 skoru için sırasıyla 0.86, 0.88, 0.70, 0.96, 0.41, 0.92 ve 0.52 değerleri elde edilmiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda, sistemin kalp krizi tespitinin tahmininde başarılı olduğu ispatlanarak, literatüre konu ile ilgili güncel bir çalışma daha kazandırılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Yardımcı Karar Destek Sistemi, ÇK-YSA, EKG, Pan-Tompkins Algoritması, Makine Öğrenmesi, Kalp Krizi

(KILINÇ, Ekrem Eşref, “Prediction of Heart Attack Using Artificial Neural Network Methods” Master Thesis, Burdur, 2022)

ABSTRACT

In this thesis, the design and manufacture of an auxiliary decision support system was carried out by using the Multilayer Artificial Neural Network (ML-ANN) model and Electrocardiogram (ECG) signals, which is one of the machine learning methods in the literature, in order to detect the heart attack status of the person.

ECG data obtained from the “PTB Diagnostic ECG” data set was used in the study. Firstly, using Pan-Tompkin’s algorithm on these ECG signals, noises were removed and different features were obtained. With these obtained features and determined parameters, a ML-ANN model was designed and trained.

A separate control circuit has been prepared in addition to the unit in which the trained ML-ANN model is located. With this control circuit, ECG signals were instantly received from the person and these signals were transferred to the unit where the ML-ANN model was located via bluetooth. After obtaining an estimation information about the health status of the person from the transmitted signals with ML-ANN, it is sent to the control card via bluetooth and the health status of the person is presented to the user on the screen.

The overall success of the system was 0.86, 0.88, 0.70, 0.96, 0.41, 0.92 and 0.52 for accuracy, positive recall, negative recall, positive sensitivity, negative sensitivity and F1 score, respectively. In line with these results, it has been proven that the system is successful in estimating the detection of heart attack, and another current study on the subject has been brought to the literature.

Keywords: Assistive Decision Support System, ML-ANN, ECG, Pan-Tompkin’s Algorithm, Machine Learning, Heart Attack

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER	v
KISALTMALAR	viii
TABLOLAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
GİRİŞ	1

BİRİNCİ BÖLÜM LİTERATÜR ÖZETLERİ

1.1. EKG ile İlgili Çalışmalar	2
1.2. Kalp Krizinin Tespiti ve Tahmini ile İlgili Çalışmalar	4

İKİNCİ BÖLÜM DOLAŞIM SİSTEMİ ve EKG

2.1. Kalbin Anatomik Yapısı	8
2.2. Kalbin Çalışması	9
2.3. Kalbin Elektriksel İletim Sistemi	9
2.4. Elektrokardiyografi	13
2.5. EKG İşaretleri ve Özellikleri	13
2.6. EKG Derivasyonları	15
2.6.1. Ekstremitte Derivasyonları	16
2.6.1.1 Standart Bipolar Ekstremitte Derivasyonları	17
2.6.1.2. Unipolar Ekstremitte Derivasyonları	18
2.6.2. Göğüs Derivasyonları	19

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

MATERYAL

3.1. Kullanılan Veri Seti.....	20
3.2. Elektronik Devre Tasarımı.....	21
3.2.1. Kontrol Kartı	23
3.2.2. Nabız (Pulse) Sensörü.....	25
3.2.3. Bluetooth Kablosuz İletişim Sensörü.....	26
3.2.4. LCD Ekran	27
3.2.5. Raspberry Pi Mini Bilgisayar.....	27

DÖRDÜNCÜ BÖLÜM

METOT

4.1. Yapay Sinir Ağları	29
4.1.1. Biyolojik Sinir Sistemi.....	29
4.1.2. Yapay Sinir Hücresi	31
4.1.3. Yapay Sinir Ağının Yapısı.....	33
4.1.4. Yapay Sinir Ağı Modelleri.....	34
4.1.4.1. Tek Katmanlı Yapay Sinir Ağları	34
4.1.4.2. Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağları.....	36
4.2. Pan-Tompkins Algoritması	40
4.2.1. Bant Geçiren Filtre.....	40
4.2.2. Türev Alıcı Filtre.....	42
4.2.3. Kare Alıcı Filtre	42
4.2.3. Hareketli Pencere Entegrasyonu.....	43
4.2.4. Eşikler	43
4.2.5. T Dalgasının Tespiti.....	44

BEŞİNCİ BÖLÜM

ARAŞTIRMA BULGULARI

5.1. Sistemin Genel Çalışma Prensipleri.....	45
5.2. YSA Modelinin Tasarımı.....	47
5.3. YSA Modelinden Elde Edilen Bulgular.....	52
SONUÇ VE ÖNERİLER	54
KAYNAKÇA	56
EKLER	62
EK 1. MCP6001/2/4 Opamp Teknik Özellikleri.....	62
EK 2. APDS-9008 Teknik Özellikleri	82
ÖZGEÇMİŞ	94

KISALTMALAR

AV	:	Atriyoventriküler Düğüm
BMI	:	Vücut Kitle İndeksi
CNN	:	Evrişimsel Sinir Ağları
ÇK-YSA	:	Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağları
DVM	:	Destek Vektör Makineleri
EKG	:	Elektrokardiyogram
SA	:	Sinoatriyal Düğüm
YSA	:	Yapay Sinir Ağları

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Veri Tabanında Bulunan Kişi Sayısı ve Kayıt Türleri.....	20
Tablo 2. Kontrol Kartı Teknik Özellikleri	24
Tablo 3. Kontrol Kartının Pin Bağlantı Özellikleri.....	25
Tablo 4. Yapay Sinir Hücresi ile Biyolojik Sinir Hücresinin Karşılaştırılması.....	31
Tablo 5. Literatürde Kullanılan Aktivasyon Fonksiyonları	33
Tablo 6. Çalışmada Kullanılan Öznitelikler.....	47
Tablo 7. ÇK-YSA Test Parametreleri ve Başarı Oranları.....	48
Tablo 8. Aktivasyon Fonksiyonlarının Performansı	53

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Kalbin Anatomik Yapısı	8
Şekil 2. Kalbin Elektriksel İletim Sistemi.....	10
Şekil 3. Kalbin Elektriksel İletimi Esnasında Oluşan Sinyaller.....	12
Şekil 4. Elektriksel Sinyallerin Oluşum Süreleri	12
Şekil 5. EKG Sinyali.....	14
Şekil 6. EKG Derivasyonları.....	15
Şekil 7. Einthoven Üçgeni.....	16
Şekil 8. Standart Bipolar Ekstremitte Derivasyonları	17
Şekil 9. Cabrera Dairesi ve Ekstremitte Derivasyonlarının Dairedeki Yeri.....	18
Şekil 10. Göğüs Derivasyonlarının Elektrot Yerleşimleri	19
Şekil 11. Derivasyonlar ve Oluşan EKG Sinyalleri.....	19
Şekil 12. Geliştiren Cihazın Blok Diyagramı.....	21
Şekil 13. Geliştirilen Cihazın Elektronik Devre Şeması	22
Şekil 14. Geliştirilen Cihazın Görünümü.....	22
Şekil 15. Kontrol Kartı Açık Devre Şeması.....	23
Şekil 16. Kontrol Kartının Pin Bağlantı Şeması	24
Şekil 17. Nabız Sensörünün Açık Devre Şeması.....	26
Şekil 18. Nabız Sensörü Bağlantı Şeması.....	26
Şekil 19. HC-05 Bluetooth Modülü Bağlantı Şeması	27
Şekil 20. Devrede Kullanılan LCD Ekran.....	27
Şekil 21. Raspberry Pi Zero W	28
Şekil 22. Biyolojik Sinir Sisteminin Yapısı	30
Şekil 23. Biyolojik Sinir Hücresinin Yapısı.....	30
Şekil 24. Yapay Sinir Hücresi.....	31

Şekil 25. Genel Bir Yapay Sinir Ağının Yapısı	34
Şekil 26. Tek Katmanlı Yapay Sinir Ağı	35
Şekil 27. Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağı	37
Şekil 28. Pan-Tompkins Algoritması Akış Şeması	40
Şekil 29. Ham EKG Sinyali	41
Şekil 30. Bant Geçiren Filtre Uygulanan EKG Sinyali	42
Şekil 31. Türev Alıcı Filtre Uygulanan EKG Sinyali	42
Şekil 32. Kare Alıcı Filtre Uygulanan EKG Sinyali	43
Şekil 33. Eşik Değerler ile Tespit Edilen Tepe Noktaları	44
Şekil 34. Modül 1'in Genel Akış Diyagramı	45
Şekil 35. Modül 2'nin Genel Akış Diyagramı	46
Şekil 36. Karşılaştırma Matrisi	51
Şekil 37. En İyi Sonuca Ait Ortalama Karesel Hata Grafiği	52

GİRİŞ

Dünya genelinde ölüm oranları incelendiğinde ilk sıralarda kalp ve damar hastalıklarına bağlı ölümlerin yer aldığı görülmektedir. Bu hastalıklar içerisinde ise, kalp krizine (Miyokard İnfarktüsü) bağlı ölümler dikkat çekmektedir.

Kalp krizi; kalbin beslenmesini sağlayan damarlardaki kan akışının, çeşitli sebeplerle azalması ya da tamamen kesilmesi ile damarın beslediği kalp kasındaki hücrelerin ölümü ile sonuçlanan bir hastalıktır. Meydana gelen kalp krizi vakalarının birçoğunda erken teşhis ile kişinin hayatı kurtarılabilmektedir. Bu sebeple kalp krizinin teşhis edilmesi büyük öneme sahiptir (Thygesen vd., 2007).

Kalp krizinin teşhisinde en önemli verilerden biri EKG sinyalleridir. EKG sinyalleri incelenerek, kişinin kalp aktivitesi hakkında bilgi sahibi olunabilir. Kişiden alınan EKG sinyalleri hekimler tarafından incelenerek kişinin kalp krizi geçirip geçirmediği tespit edilir.

Teknolojik gelişmeler birçok alanda olduğu gibi sağlık alanında da büyük kolaylıklar sağlamıştır. Özellikle makine öğrenme yöntemleri ile geliştirilen yardımcı karar destek sistemlerinin kullanılması, birçok hastalığın teşhisini mümkün kılmaktadır. Benzer şekilde geliştirilecek olan yardımcı karar destek sistemleri kalp krizi teşhisinde de kullanılabilir.

Bu çalışma ile Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağı (ÇK-YSA) modeli ve Elektrokardiyogram (EKG) sinyalleri kullanılarak yardımcı bir karar destek sisteminin tasarımı ve imalatı gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen sistem ile kişiden anlık olarak alınan EKG sinyalleri ve ÇK-YSA ağı kullanılarak kişinin kalp krizi durumunun tespit edilmesi sağlanmıştır.

Birinci bölümde; literatürdeki EKG ile ilgili ve kalp krizinin tespiti ve tahmini ile ilgili yapılan çalışmalar sunulmuştur. İkinci bölümde; dolaşım sisteminin çalışma şekli, kalbin anatomisi, kalbin elektriksel iletim sistemi, EKG ve EKG işaretleri ile ilgili konulara yer verilmiştir. Üçüncü bölümde; çalışmada kullanılan veri seti ve tasarlanan elektronik devre hakkında bilgiler sunulmuştur. Dördüncü bölümde; kullanılan yöntemler ele alınmıştır. Beşinci ve son bölümde ise, çalışmada elde edilen bulgular sunulmuştur.

BİRİNCİ BÖLÜM

LİTERATÜR ÖZETLERİ

Gerçekleştirilen çalışmada temel yapay zekâ algoritmaları ile kalp krizinin tespit ve tahmin edilmesi amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda, literatür çalışmaları ilk olarak EKG sinyallerinin görüntülenmesi ve işlenmesi, ikinci olarak da kalp krizinin tespit ve tahmin edilmesi olarak iki temel sınıfta incelenmiştir. Bu incelemeler neticesinde konu ile ilgili güncel yapay zekâ algoritmaları ile yapılan çalışmalara da tez de yer verilmiştir.

1.1. EKG ile İlgili Çalışmalar

Literatür incelemesinin bu bölümünde ilk olarak EKG sinyallerinin elde edilmesi ve görüntülenmesi, bir sonraki aşamada ise elde edilen sinyallerin analiz edilmesi ve son olarak da EKG sinyallerinin P, Q, R, S, T dalgaları gibi temel bileşenlerine ayrıştırılması ile ilgili çalışmalara değinilmiştir.

Khatoon vd. (2021) EKG sinyallerinin alınıp bilgisayar ortamına aktarılması ve bilgisayar ortamında görüntülenmesi için farklı bir sistem geliştirmişlerdir. Geliştirdikleri sistemde normal elektrotlar yerine led EKG elektrotu içeren AD8232 nabız sensörünü kullanmışlardır. Kişiden bu sensörle alınan veriler, temel bir geliştirme kartı ile sayısallaştırılmış ve bilgisayara aktarılmıştır. Bilgisayara aktarılan sinyaller geliştirme kartına ait temel bir yazılım ile ekranda gösterilmiştir.

Kafadar ve Sondaş (2016) yapmış oldukları çalışmada kişinin EKG'sinin gerçek zamanlı olarak görüntülenmesini sağlayan taşınabilir bir EKG cihazı geliştirmişlerdir. Geliştirilen cihaz donanım olarak; Mini bir bilgisayar ile birlikte, analog- dijital dönüştürücü, yükseltici, alçak ve yüksek geçişli filtreler ve kazanç ünitesi gibi devrelerden meydana gelmektedir. Cihazın temel çalışma prensibi ise; Kişinin vücuduna yapıştırılan elektrotlar yardımı ile alınan sinyallerin, geliştirilen elektronik devre vasıtası 12 bitlik dijital işaretlere dönüştürülerek, mini bilgisayara aktarılmasıdır. Çalışmanın son aşamasında ise mini bilgisayar üzerinde hazırladıkları uygulama ile dijital forma dönüştürülmüş EKG sinyallerinin gerçek zamanlı olarak ekranda görüntülenmesini sağlamışlardır.

Türker ve Tarımer (2016) hareket sınırlılığı olmadan hastaların kalp sinyallerini görüntülemek ve izlemek için bir EKG devresi tasarlamışlardır. Hastalardan EKG

sinyallerini almak için tek kullanımlık elektrotlar kullanmışlardır. Elde ettikleri bu formu Kablosuz Algılayıcı Ağ (KAA) yardımı ile de bir merkezi bilgisayara iletmişlerdir. Çalışmalarında, bilgisayarın seri portunda bulunan merkezi düğümünden alınan EKG verisini, sürekli akış grafiğine dönüştürülerek bilgisayar ortamında görüntülemeyi sağlamışlardır.

Şentürk (2013) EKG sinyallerinin kişiden alınması ve görüntülenmesi, EKG sinyalini oluşturan dalgalara ve aralıklara ayrıştırılması ve EKG sinyallerinin işlenmesi üzerine bir çalışma gerçekleştirmiştir. EKG sinyallerinin elde edilmesi için gerekli elektronik devre elamanları hakkında bilgiler sunmuş ve bir devre tasarlamıştır. Bu devre yardımı ile elde ettiği EKG sinyallerini bilgisayar ortamına aktarmış ve aktarılan sinyallerin işlenmesi için gerekli adımları araştırmacılar ile paylaşmıştır. EKG sinyalinin ayrıştırma aşamasında kullanmış olduğu Pan-Tompkins algoritması hakkında da detaylı bilgiler sunmuştur.

Güney (2011) EKG sinyallerinin bilgisayar ortamında üretilmesi, görüntülenebilmesi ve pratik olarak işlenebilmesi için Matlab Web Figure tabanlı bir sistem geliştirmiştir. Geliştirdiği sistem ile kullanıcılar farklı atış hızlarına sahip kalp ritimlerini ve farklı ritim bozukluklarının sinyallerini çizdirebilmekte, 3-boyutlu olarak gösterebilmekte, sinyallerin istenilen kısımları büyütülebilmekte ve hareket ettirilebilmektedir. Geliştirilen yazılım web tabanlı olduğu için esneklik ve kolay kullanım imkânı sunmuştur.

Saritha vd. (2008) çalışmalarında EKG sinyallerinin P, Q, R, S, T dalgalarına ayrıştırılması ve analizi için Matlab ortamında bir simülator geliştirmişlerdir. Geliştirdikleri simülator ile ilk olarak EKG dalga formlarını oluşturmuşlardır. Sonraki aşamada sinyallerin zaman-frekans dönüşümünü gerçekleştirebilmek için dalgacık dönüşümü yöntemini kullanmışlardır. Bu aşamada sinyaller denoize (gürültü temizleme) işlemine de tabi tutulmuştur. Çalışmalarının son aşamasında ise, EKG sinyal dalgalarının tepe noktalarını bularak, sinyalin genlik ve zaman analizini gerçekleştirmişlerdir.

Mahmoodabadi vd. (2005) yaptıkları çalışmada çok çözünürlüklü dalgacık dönüşümüne dayalı bir EKG öznitelik çıkarma sistemi geliştirmişlerdir. Geliştirdikleri sistemde, literatürde sıklıkla kullanılan 12 derivasyondan elde edilen EKG sinyalleri yerine, sadece LII derivasyonundan elde edilen MLII sinyallerini kullanmışlardır.

Geliştirdikleri sistemin genel tasarımında ise; İlk olarak elde edilen sinyale D4 ve D6 isminde iki dalgacık filtresi uygulamışlardır. Bir sonraki adımda, iki filtreden geçirilen sinyaller karşılaştırılmış ve gerçek EKG sinyaline daha yakın olan sinyal tercih edilmiştir. Filtreleme işleminden sonra elde edilen sinyale gürültü temizleme işlemi uygulanmıştır. Bir sonraki adımda QRS kompleksleri saptanmış ve her bir kompleks, bir kalp döngüsünde mevcut olan P ve T dalgalarının başlangıçları ve saptamaları dahil olmak üzere, tek tek dalgaların tepe noktalarını bulmak için kullanılmıştır. Geliştirdikleri sistemi, MIT-BIH Arrhythmia veri setinde bulunan EKG sinyallerini kullanarak test etmişlerdir. Test sonucunda, %99,18 hassasiyet ve %98,00 doğruluk elde etmişlerdir.

Genel olarak “EKG ile ilgili literatür çalışmaları” incelendiğinde ortak noktaları, EKG sinyalinin temel bileşenlerinin elde edilmesi ve bu sinyallerin analizinin gerçekleştirilmesidir.

1.2. Kalp Krizinin Tespiti ve Tahmini ile İlgili Çalışmalar

Faiyaz vd. (2022) çalışmalarında, özellikle yaşlılar ve kalp krizi riski altında bulunan insanların, kalp krizi geçirme durumunun tespiti ve bunun bildirilmesine yönelik bir sistem tasarlamışlardır. Tasarladıkları sistem ile kişilerin kolundan aldıkları nabız sinyalini bulut sistemine yükleyerek, kalp atış hızındaki anormallikleri tespit edip, kişinin tercihinə göre e-posta ya da mobil bir uygulama ile kişiye bilgi vermektedir. Böylece bildirim gelen kişiler, kendilerine en yakın hastaneye başvurarak kalp krizi geçirip geçirmediğini kontrol ettirebilmektedir. Gerçekleştirilen sistem tasarımı sadece nabız bilgisindeki anormalliği tespit etmekte olup, tasarımda sinyalin durumunu analiz edebilecek bir yapı bulunmamaktadır.

Puri vd. (2021) yaş, hipertansiyon, önceki kalp hastalığı durumu, ortalama vücut glikoz seviyesi, BMI ve sigara içme durumu gibi parametreleri kullanarak kalp krizini tahmin etmek için yeni bir tahmin modeli geliştirmişlerdir. Tahmin modelinde farklı çekirdek fonksiyonlarına sahip doğrusal, ikinci dereceden ve kübik olmak üzere üç farklı DVM algoritması kullanmışlardır. Bu model için 2011 erkek hasta ve 2987 kadın hastanın verilerinin bulunduğu veri seti tercih edilmiştir. Veri setinin %80’i eğitim için, %20 ‘si ise test için ayrılmıştır. Geliştirilen model ile önce erkek hastalara ait veriler eğitilip test edilerek, sırası ile doğrusal %95,2, ikinci dereceden %95,2 ve kübik %94,5 başarı oranları elde edilmiştir. Daha sonra kadın hastalara ait veriler ile tahmin gerçekleştirildiğinde ise

yine sırası ile doğrusal %95,2, ikinci dereceden %95,2 ve kübik %94,7 başarı oranları elde edilmiştir. Elde edilen başarı oranları ile geliştirilen modelin başarılı olduğunu tespit etmişlerdir. Tasarladıkları sistem, hasta kayıt bilgilerine dayanmaktadır.

Ensar ve Yağanoğlu (2020) veri bilimi uygulamalarını kullanarak kalp krizinin tahminine yönelik bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada Kaggle veri tabanında bulunan hem kalp krizi geçirmiş hastaların hem de sağlıklı bireylerin verilerinin oluşturduğu veri setini kullanmışlardır. Bu veri setinde kullanılan toplam 12 adet öznitelik mevcuttur. Bu öznitelikler sırasıyla yaş, cinsiyet, göğüs ağrısı tipi, istirahat kan basıncı, kolesterol, açlık kan şekeri, istirahat elektrokardiyografik sonuç, maksimum nabız, egzersize bağlı anjin, egzersize bağlı ST depresyonu, ST segmenti eğimi ve defekt tipidir. Kalp krizi tahmini için rastgele orman, destek vektör makineleri, k-en yakın komşu ve C4.5 karar ağacı olmak üzere 4 farklı algoritma uygulamışlardır. Çalışma sonucunda C4.5 algoritması ile %83.09 oranında en yüksek başarıyı elde etmişlerdir. Çalışma, daha çok hasta kayıt bilgilerine dayanan veri üzerinden sonucu ulaşmaktadır. Herhangi bir EKG verisine dayanmamaktadır.

Natesan ve Gothai (2020) kalp krizi tahmini için yaptıkları çalışmada EKG sinyalleri ve veri artırma tekniği kullanarak çok katmanlı CNN tahmin modeli önermişlerdir. Çalışma için 12 kanallı EKG cihazından elde edilen 148 kalp krizi geçirmiş hasta verisi ve 52 sağlıklı kişinin verisini içeren “PTB diagnostic ECG” veri seti kullanılmıştır. Daha başarılı sonuçlar elde etmek için mevcut veriler veri artırma tekniği kullanılarak çoğaltılmıştır. İlk olarak, EKG verilerinden 1500 adet EKG görüntüsü elde edilmiştir. Daha sonra veri artırma tekniği kullanılarak bu sayı 5000 adete çıkartılmıştır. Görüntülerin %80’i sistemin eğitimi için, %20’si ise sistemi test etmek için kullanılmıştır. Çalışma sonucunda önerilen model ile kalp krizi tahmininde, veri çoğaltılmadan elde edilen 1500 görüntü ile %90,12, veri çoğaltılarak elde 5000 görüntü ile %94,98 başarı oranına ulaşılmıştır. Çalışmanın sonuç kısmında elde edilen doğruluk oranları ile modelin başarılı bir model olduğuna vurgu yapılarak, modelin giyilebilir teknolojiler ile uyumlu bir şekilde kullanılabileceği ifade edilmiştir. Fakat çalışmada kullanılan CNN yönteminin, genellikle iki boyutlu veriler üzerinde çalıştığı bilindiğinden ve kullanılan veriler de dikkate alındığında, literatürde bu çalışma için tercih edilebilecek daha efektif yapay zekâ yöntemleri bulunmaktadır.

Literatürde “PTB diagnostic ECG” veri setini kullanan başka çalışmalarda mevcuttur. Mazidi ve Eshghi (2019) çapraz dalgacık dönüşümü ve DVM kullanarak kalp krizini teşhis etmeye yönelik bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada ilk olarak EKG sinyallerindeki gürültüler temizlenerek, temel bileşen analizi uygulanmış ve 12 boyutlu EKG sinyalinin boyutları küçültülmüştür. Daha sonra dalgacık çapraz spektrumunun (WCS) istatistiksel özellikleri ve elde edilen dalgacık tutarlılığı (WCOH) kullanılarak çapraz dalgacık dönüşümü yöntemiyle karakteristik vektör oluşturulmuştur. Bir sonraki aşamada ise DVM algoritması kullanılarak kalp krizinin yeri belirlenmek suretiyle kalp krizi teşhisi gerçekleştirilmiştir. Sonuçlara bakıldığında sistemin %96,7 oranında bir başarı sağladığı görülmüştür. Bunun ile birlikte çalışmada güncel bir yapay zekâ algoritması kullanılmamıştır.

Gurjar ve Sarnak (2018) yaptıkları çalışmada nesnelerin internetini kullanarak bir kalp atışı izleme ve kalp krizi için erken uyarı sistemi geliştirmişlerdir. Tasarladıkları farklı sensörler içeren, taşınabilir bir cihaz ile, kişinin herhangi bir yerde kan basıncı, kalp atış hızı ve vücut sıcaklığı gibi verilerini belirli aralıklarla ölçmek suretiyle, bu verilerin nesnelerin interneti vasıtası ile hastane sunucularına iletilmesini sağlamışlardır. Bunun neticesinde verilerin ilgililer tarafından gözlenip, kontrol edilerek, kalp krizi durumu ile ilgili kişinin haberdar edilmesini amaçlamışlardır. Fakat çalışmaları sinyal analizi içermemektedir.

Abu-Faraj vd. (2018) araba kullanırken meydana gelebilecek kalp krizlerinin tespit edilmesine yönelik bir direksiyon tasarımı yapmışlardır. Direksiyonun içerisine sürücünün kalp atış hızını, vücut sıcaklığını ve tansiyonunu ölçen sensörler yerleştirmişlerdir. Ayrıca sürücülerin baş dönmesi, soğuk terleme, mide bulantısı ve kol uyuşması gibi bulguları da sesli bir şekilde sisteme iletebilmelerini sağlamışlardır. Direksiyon ile toplanan verileri mobil bir sistem aracılığı ile merkezi bir sisteme belirli aralıklarla aktarmışlardır. Kalp hızının, vücut sıcaklığının ve tansiyonun normal kabul edilen değerler dışında olması durumunda, diğer fiziksel durumlar da kontrol edilerek hastane acil yardım servisinin harekete geçirilmesini sağlayıp, sürücüye bir sms ile aracını müsait bir konuma çekerek acil yardımı beklemesini bildirmişlerdir. Zorlu bir süreç ile sistemi test edip, simüle etmişler ve gerçek hayatta da aktif bir şekilde kullanmayı hedeflemişlerdir. Geliştirdikleri sistemde güncel yapay zekâ algoritmalarını kullanmamışlardır.

Takçı (2018) kalp krizi tahmininde en iyi makine öğrenme yöntemini ve en iyi öznitelik seçim algoritmasını belirlemek için bir çalışma gerçekleştirmiştir. Çalışmada Uci Statlog (Kalp) veri setini kullanmıştır. Bu veri seti 270 adet veriden ve her veri, içerisinde 76 adet öznitelik içerisinde seçilerek elde edilen 13 adet öznitelikten oluşmaktadır. Bu çalışma için yaygın olarak kullanılan makine öğrenme yöntemlerinden C4.5, C-RT, DVM, ID3, k-en yakın komşu, Mlp, Naive Bayes ve Doğrusal Regresyon yöntemlerini, öznitelik seçim algoritmalarından ise Backward-logit, Forward-logit ve Relief algoritmalarını tercih etmiştir. Deneysel sonuçlara göre; en iyi makine öğrenmesi algoritması, doğrusal çekirdekli DVM algoritması iken en iyi öznitelik seçme algoritması Relief yöntemidir. Bu iki algoritmayı beraber kullanarak diğer algoritma çiftlerine göre en yüksek değer olan %84,81 başarı oranını yakalamıştır. Çalışma sonucunda farklı zamanlarda aynı data setini kullanarak yapılan çalışmalar ile mevcut yapılan çalışmayı karşılaştırarak diğer çalışmalardan daha yüksek bir başarı oranı elde edildiğine dikkat çekmiştir. Tasarlanan sistem hasta kayıt bilgilerine dayanmaktadır.

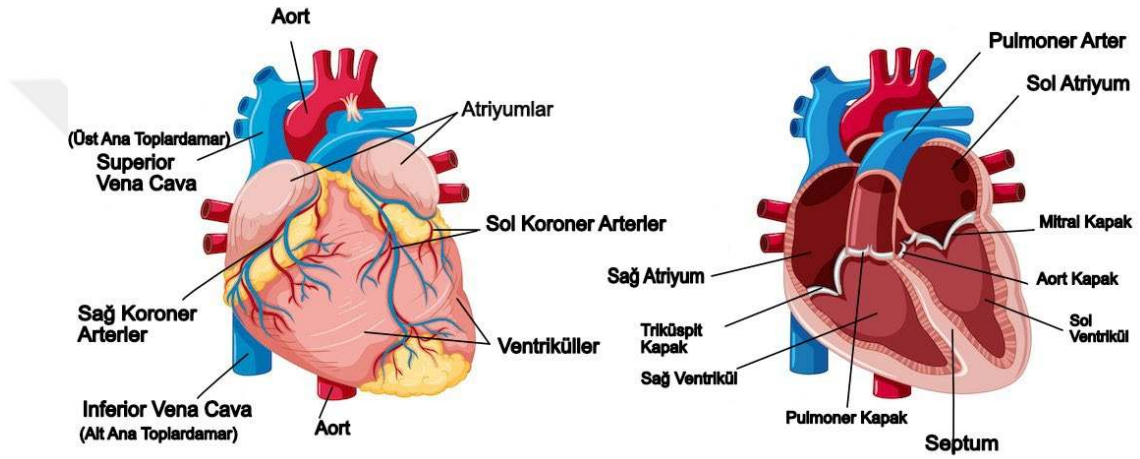
Kalp krizinin tespiti ve tahmini ile ilgili yapılan literatür incelemesinde de görüldüğü üzere, özellikle tahmin aşamasında literatürdeki güncel yapay zekâ algoritmaları yerine daha çok matematiksel karar yapısına dayanan algoritmalar kullanıldığı görülmektedir. Buradan da anlaşılabileceği üzere gerçekleştirilen çalışma ile günümüzde birçok farklı alanda kullanılan yapay zekâ algoritmalarının, bu alana da uygulanabileceği sonucuna ulaşılmıştır.

İKİNCİ BÖLÜM

DOLAŞIM SİSTEMİ ve EKG

2.1. Kalbin Anatomik Yapısı

Kalp; kaslı, koni şeklinde ve yumruk büyüklüğünde olup göğüs kafesi içerisinde yer almaktadır. Yetişkin bireylerde yaklaşık 300 gram civarında olup, vücudun fonksiyonlarını devam ettirebilmesi için gerekli olan kanı vücuda pompalamakla yükümlü bir organdır (Whitaker, 2010:333).



Şekil 1. Kalbin Anatomik Yapısı

Kaynak: (Gerçekoğlu, 2017)

Şekil 1’ de kalbin anatomik yapısı gösterilmiştir. Kalp kaslı bir yapıdan oluşmaktadır ve kas yapısına miyokart adı verilir. Kalp dışta perikart adı verilen ince bir zarla, içte ise endokart denilen ve yine ince ama düz ve pürüzsüz bir zarla kaplıdır.

Kalp, sıkıca birbirine yapışmış, birbirinin benzeri iki organdan oluşur. Üst kısım atrium (kulakçık), alt kısım ise ventrikül (karıncık) olarak ifade edilmektedir. Bu organlarda konumlarına göre sağ ve sol olarak ayrılmaktadır. Atrium, kalın çeperli bir yapıya sahiptir. Bir huniye benzeyen atrium, huni ucu aşağı bakacak şekilde konumlanmıştır. Huninin ucunda apex denilen bir yapı mevcuttur. Atriumun alt kısmında iki adet kapakçık vardır. Atrium dışında bulunan ve ventrikül ile bağlantıyı sağlayan kapakçığın sağ atriumda bulunan kısmına triküspid kapakçık, sol atriumda bulunan kısmına ise mitral kapakçık denir. Atriumun içinde bulunan kapakçığa ise semilunar kapakçık denir ve ikiye ayrılır. Sol atriumda bulunan ve aort damarı ile bağlantıyı sağlayan kapakçığa aort

kapakçığı, sağ atriumda bulunan ve akciğer ile bağlantıyı sağlayan kapakçığa ise pulmoner kapakçık denir. Ventriküller ise ince çeperli ve küp şeklinde bir yapıya sahiptir. Alt kısmında atrioventriküler kapakçıklar, üst kısmında ise toplar damarlar yer alır (Say, 2002:3).

2.2. Kalbin Çalışması

Kalbin görevi; akciğerde temizlenen kanı atardamarlara, toplardamardan gelen kirli kanı ise akciğerlere pompalamaktır.

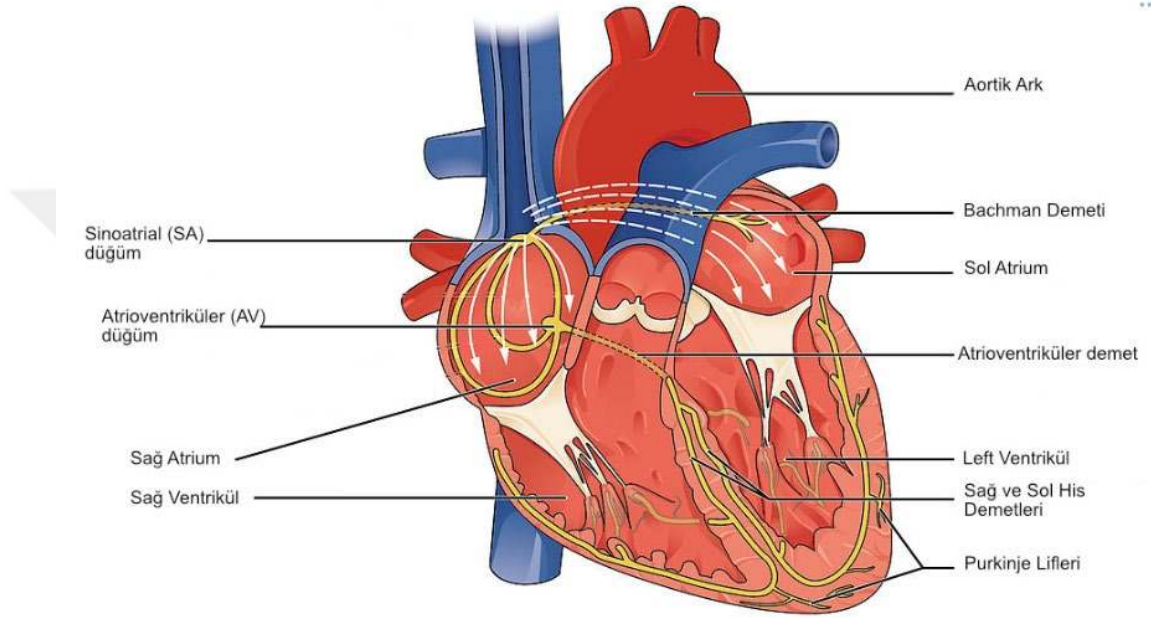
Vücudun alt ve üst kısmında bulunan iki ana toplar damardan alınan kan, sağ atriuma gelir ve sağ atrium boşluğuna dolar. Sağ atriumun dolması ile sağ atrium kasılarak ve baskı oluşturarak kanı kapakçıkları vasıtası ile sağ ventrikülere gönderir. Sağ ventriküler kasılarak bir basınç oluşturur ve ventrikülerin sahip olduğu kapakçıklar kapanır ve aort ile akciğer atardamarına bağlı kapakçıklar açılır. Bu sayede gelen kan pulmoner arter akciğer atardamarına iletilir ve akciğerdeki hava keseleri devreye girerek kanın değişim süreci başlar. Akciğerde temizlenen (oksijen yüklenen) kan, sağ ve sol pulmoner venlerden geçerek sol atriuma gelir. Sol atrium kasılır ve mitral kapak açılarak kan sol ventrikülere dolar. Sol ventrikülerin dolması ile hacmi artar ve mitral kapakçık kapanır. Sol ventriküllerin kasılması sonucunda oluşan basınç ile aort kapakçığı açılır ve vücudun en büyük atardamarı olan aort atardamarına kan pompalanır. Aorta gelen kan, tüm vücudu saran ve tüm dolaşım sistemini kaplayan kılcal damarlar vasıtası ile hücrelere iletilir (Weinhaus ve Roberts, 2005:51–79).

Kalbin kanı pompalama işlemi iki bölümden oluşmaktadır. Bunlara sistol ve diyastol denir. Sistol; sol ventrikülerin kasılması ile başlayan ve kanın aort ve akciğer atardamarına pompalanmasına kadar geçen süreçtir. Diyastol ise; kalbin gevşeme esnasında kalp odacıklarının kan ile dolması sürecidir. Kanın arter sisteme pompalanması ile kalp dinlenme durumuna geçer ve kapakçıkları kapatılır. Kapakçıkların bir süre sonra tekrar açılması ile yeni bir çalışma çevrimi başlamış olur (Çelik, 2017:11).

2.3. Kalbin Elektriksel İletim Sistemi

Kalp, düzenli aralıklarla uyarı oluşturur ve oluşan uyarıları kalbe iletir. Bu sisteme kalbin elektriksel iletim sistemi denir. Uyarıların oluşması ve iletilmesi, kalp kasının kasılması sonucu meydana gelir ve bu aktivite kalbin özelleşmiş hücreleri tarafından gerçekleştirilir. Şekil 2’ de yapısı gösterilen kalbin elektriksel iletim sistemi aşağıdaki hücrelerden oluşmaktadır (Beton ve Tandoğan, 2011:2).

- Sinoatriyal (SA) düğüm,
- İnternodal ve interatriyal yollar,
- Atriyoventriküler (AV) düğüm,
- His demeti,
- Purkinje lifleri



Şekil 2. Kalbin Elektriksel İletim Sistemi

Kaynak: (Gerçekoğlu, 2017)

Kalp kasında bulunan liflerin çoğu kendiliğinden uyarı doğurabilme yeteneğine sahiptir. Bunlar içerisinde en fazla uyarı oluşturabilen ise SA düğümüdür. Elips şeklinde bir yapıya sahip olup, sağ atriumun arka ve üst tarafında bulunur. SA düğümünü oluşturan lifler küçük olup, atrium liflerine kadar uzanır. Bu sebeple SA düğümünden başlayan bir uyarı atriumlara kadar yayılır.

SA düğümü kalbin vuru hareketini başlatıp hızını düzenlemesi ile kalbin vuru düzenleyicisi olarak çalışır. SA düğümü tarafından oluşturulan uyarıların frekansı, diğer hücrelerin frekansından daha düşük değere sahiptir. Bu sebeple SA düğümünden çıkan her bir uyarı kalbin diğer hücrelerini depolarize ederek, uyarının bütün kalbe yayılmasını sağlar ve kendisi repolarize olur. Diğer hücre merkezleri daha aldığı uyarıyı iletmeden, SA düğüm ikinci bir uyarı göndererek bütün kalbin tekrar depolarize olmasını sağlar.

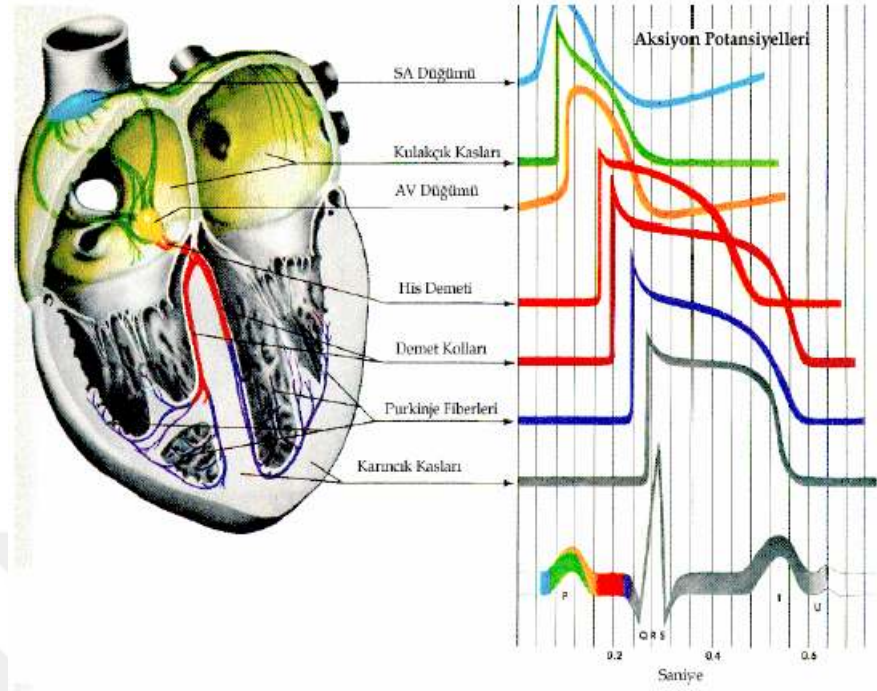
Böylece SA düğümünden sürekli gelen depolarizasyonlar sebebi ile AV düğüm ve perkinje sistem ayrıca bir uyarı oluşturmaya gerek duymaz. Kalbin SA düğümüne bağlı ritim ile çalışmasına sinüs ritmi denir ve bu kalbin normal ritmi olarak kabul edilir. Sinüs ritminde, atrium kasılmasının başlamasından bitimine kadar geçen süre 0,16 saniyedir ve bundan sonra ventriküler kasılma başlar. Sinüs ritminde, hem atrium hem de ventriküler kasılmalar düzenlidir (Köylü, 2001).

SA düğümünde oluşan uyarılar, atrium kas liflerine kadar devam eder ve bu yolla atriumlara ve AV düğüme iletilir. Burada bu iletimin daha hızlı gerçekleşmesini sağlayan özel iletim yolları mevcuttur. Bunlara internodal (düğümler arası) ve interatriyal (atriumlar arası) yollar denir. Atriumlarda iletim hızı 30 cm/s iken bu özel iletim yollarında ise 45 cm/s kadardır.

Sağ atrium içerisinde ve triküspid kapağının arka kısmında AV düğüm bulunur. SA' da oluşan uyarı AV düğüme 0,03 saniyede ulaşırken, AV de uyarının iletimi gecikmeye uğrar. Bunun sebebi SA' da oluşturulan uyarının süresinin atriumlardaki kanın ventrikülere aktarılması için yeterli olmamasıdır. Böylece uyarının AV düğümüne ulaşması ile yayılması arasında 0,13 saniye geçmektedir. Sonuç olarak; SA düğümünden başlayan bir uyarı 0,16 saniyede His demetlerine ulaşmış olur. Bu süreyi vücudu korumakla görevli sempatik sistemden gelen uyarılar azaltırken, vücudu sakinleştirmekle görevli parasempatik sistemden gelen uyarılar artırır (Yazgan ve Korürek, 1994).

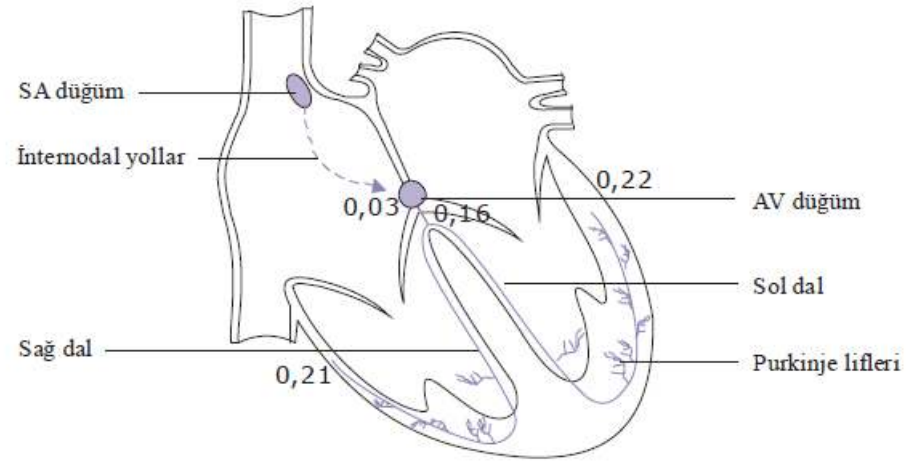
AV düğümünden sonra uyarının iletimi özel bir miyokart dokusu olan His demetleri ile devam eder. His demetleri aldığı uyarıyı kalbin apexine kadar 5-15 milimetre kadar götürür. Uyarı ventriküler içerisinden geçerken purkinje lifleri denilen küçük dallar vasıtası ile ventrikülere iletilir.

Şekil 3'te elektriksel iletim sırasında oluşan sinyaller, Şekil 4'te ise elektriksel sinyallerin oluşum süreleri gösterilmiştir.



Şekil 3. Kalbin Elektriksel İletimi Esnasında Oluşan Sinyaller

Kaynak: (Kabalcı, 2006)



Şekil 4. Elektriksel Sinyallerin Oluşum Süreleri

2.4. Elektrokardiyografi

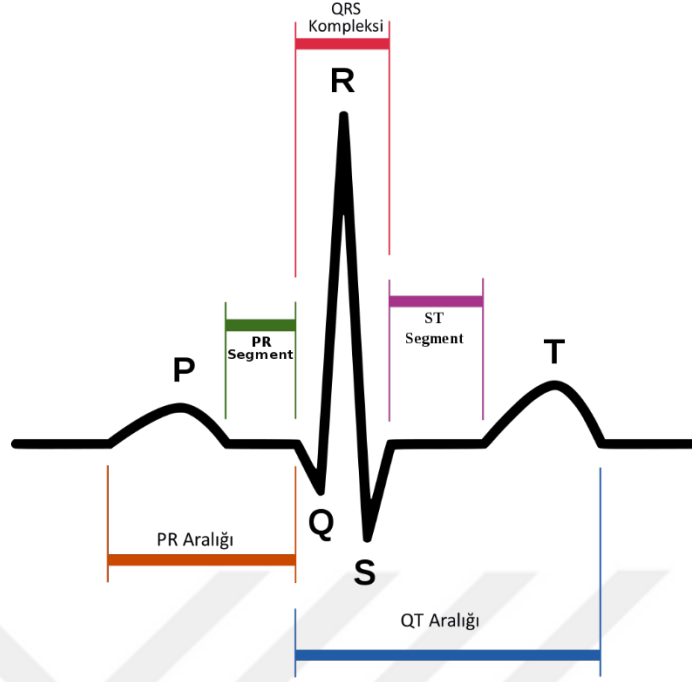
Kalbin fiziksel faaliyetlerini yerine getirebilmesi için düzenli olarak uyarı oluşturan ve oluşturduğu bu uyarıları kalbe ileten özel bir sistemi vardır. Bu uyarıların düzenli aralıklarla tekrar etmesi ile kalp ritmi oluşur. Elektriksel uyarıların(akımların) iletimi sırasında uyarılar, kalbin yanı sıra kalbi çevreleyen dokulara da yayılır. Az bir kısmı da vücut yüzeyine kadar çıkar. Vücut yüzeyine yerleştirilen elektrotlar (küçük metal diskler) sayesinde oluşan elektriksel potansiyeli kayıt altına almak mümkündür. Bu işlemi yapmak için geliştirilen cihaza elektrokardiyograf, işleme ise elektrokardiyografi denir. İşlem sonucunda elde edilen kayıtların grafiksel olarak kağıt üzerine aktarılmasına ise elektrokardiyogram (EKG) denir (Bilgin, 2008:11).

Günümüzde EKG ile kalbin işleyişine ait birçok durumun tespiti mümkündür. Tanı konulabilecek durumları genel olarak aşağıdaki şekilde kategorize edebiliriz (Çekik ve Telçeken, 2014:127).

- a) Kalpte meydana gelebilecek ritm ve iletim bozukluklarına bağlı oluşabilecek hastalıklar
- b) Kalbin kanlanması ile ilgili bozukluklar
 - 1. İskemi (yeterli kanlanamama)
 - 2. Lezyon (zararlanma)
 - 3. Nekroz
- c) Kalp adalesinin durumu (hipertrofi)
- d) Kan iyonları dengesizlikleri

2.5. EKG İşaretleri ve Özellikleri

Normal bir EKG sinyali dalga, segment ve aralıklar içeren bir sinüs sinyalidir. Sinyalde sırası ile P, Q, R, S ve T dalgaları meydana gelir. Şekil 5’de normal bir EKG sinyali gösterilmiştir.



Şekil 5. EKG Sinyali

P Dalgası: P dalgası depolarizasyonun atriumlara yayılması sonucu meydana gelir. Atriumların kasılmasını sağlayan dalgadır ve atrium kasılmasından hemen önce oluşur. P dalgasının oluşum süresi 0.08 ile 0.10 saniye aralığındadır. Ventriküler repolarizasyonu sonuna kadar kasılı kalır. P dalgalarının düzenli olmaması ya da hiç olmaması ritm bozukluklarına neden olur. P dalgalarının şeklindeki bozukluk, atrium derivasyonundaki problemlere işaret eder.

P-R Aralığı: P dalgasının başlamasından QRS kompleksinin başlangıcına kadar olan bölüme P-R aralığı denir. Aslında bu aralık PQ aralığı olarak ifade edilse de Q dalgasının genelde bulunmaması dolayısıyla bu ismi almıştır. Atriumların kasılmaya başlamasından ventriküllerin kasılmaya başlaması arasında geçen süredir. Bu süre 0,12-0,20 saniye olarak gerçekleşir.

QRS Kompleksi: Ventriküler depolarizasyonu ifade eder. Ventriküler kasılmadan hemen önce meydana gelir. Ventriküler kasılma atriuma göre çok daha güçlü olduğu için QRS kompleks EKG de büyük bir sapma meydana getirir. 0,06-0,10 saniyede gerçekleşir.

T Dalgası: Ventriküllerin repolarizasyonunu ifade eder.

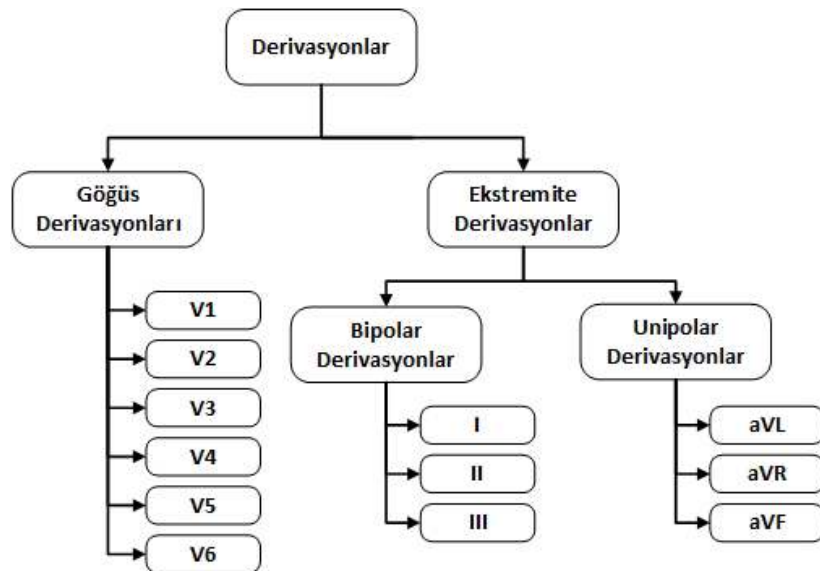
Q-T Aralığı: Bu aralık ventriküler kasılma sırasında geçen süreyi gösterir. Q dalgasının başlangıcından T dalgasının başlangıcına kadar devam eder. Q-T aralığına elektriksel sistol de denir. 0,35-0,44 saniye de gerçekleşir.

S-T Aralığı: QRS kompleksinin son adımı olan S dalgası ile T dalgasının başlangıcı arasındaki bölüme denir. Ventriküllerin repolarizasyonu sonucunda ventriküllerin istirahat haline geçiş sürecini ifade eder ve kalp için çok önemlidir. Bu bölüm genellikle P-R aralığının gerçekleşme süresi olan 0,08-0,10 saniye seviyesinde gerçekleşir.

2.6. EKG Derivasyonları

Elektrokardiyografiyi, bir spor müsabakasının kaydedilmesine benzetmek mümkündür. Müsabakayı tek bir kamera ile kaydetmek yeterli iken, müsabakanın bütün detaylarını yakalamak için birçok farklı kamera kullanılır. Aynı şekilde kalpte meydana gelen bütün elektriksel aktiviteyi kaydedebilmek için vücudun farklı noktalarına elektrotlar yerleştirilir. Yerleştirilen elektrotlar arasında oluşan gerilim farkına derivasyon denilmektedir (Beytullah, 2022:8).

Elektrotların vücuda yerleştirilme şekline göre farklı derivasyonlar oluşturulmaktadır. Normal EKG ölçümünde 10 adet elektrot yardımı ile 12 farklı derivasyon elde edilir. Bu derivasyonlar Şekil 6’da gösterilmiştir.

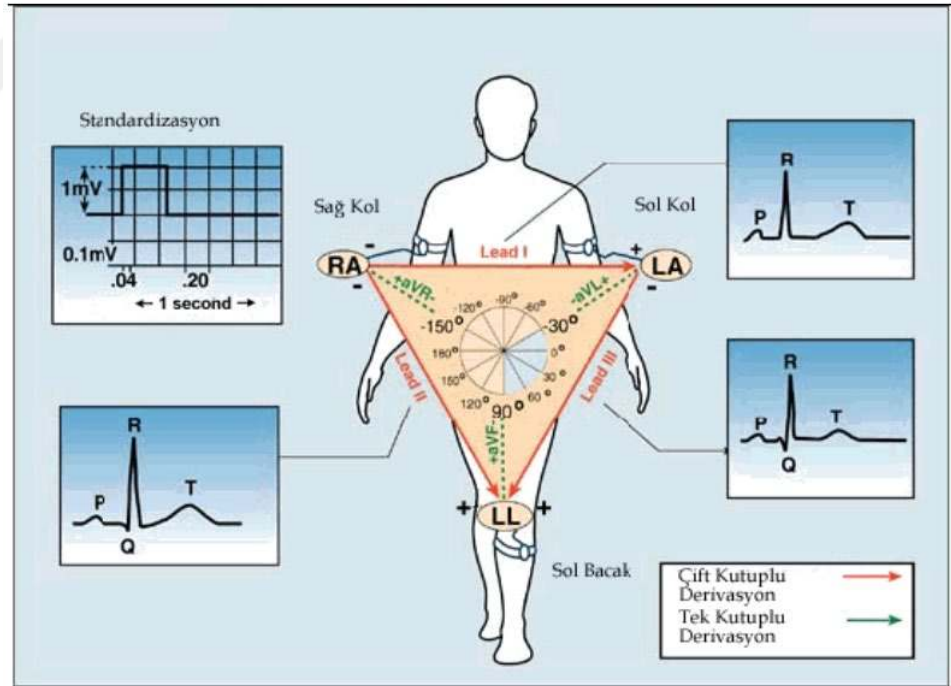


Şekil 6. EKG Derivasyonları

Vücudun iki farklı noktasına biri pozitif, diğeri negatif olacak şekilde yerleştirilerek iki nokta arasındaki gerilim farkının ölçülmesine bipolar (çift kutuplu) derivasyonlar, tek bir pozitif elektrot kullanılarak, vücudun belli bir noktasındaki gerilimin ölçülmesine ise unipolar(tek kutuplu) derivasyonlar adı verilir (Uçak, 2000). Derivasyonlar unipolar göğüs derivasyonları, ekstremiteler(kol-bacak) derivasyonları olarak iki sınıfta incelenebilir.

2.6.1. Ekstremiteler Derivasyonları

Kalbin elektriksel aktivitesi, iki kutuplu sinir hücreleri arasındaki vektör olarak temsil edilebilir. Bu vektöre kardiyak vektörü denir. Einthoven, bu vektörün elde edilmesi için köşelerini vücudun sol kol, sağ kol ve sağ ayağın oluşturduğu ve ortasında kalbin bulunduğu teorik bir eşkenar üçgen çizmiştir. Şekil 7’de gösterilen, bu üçgen Einthoven üçgeni olarak adlandırılmıştır. Bu üçgenin köşelerine bağlanan elektrotlar arasındaki gerilim farkının oluşturduğu vektörün iz düşümü ölçülerek, kardiyak vektörü elde edilir. Ekstremiteler derivasyonları bu üçgen prensibine göre oluşturulur.



Şekil 7. Einthoven Üçgeni

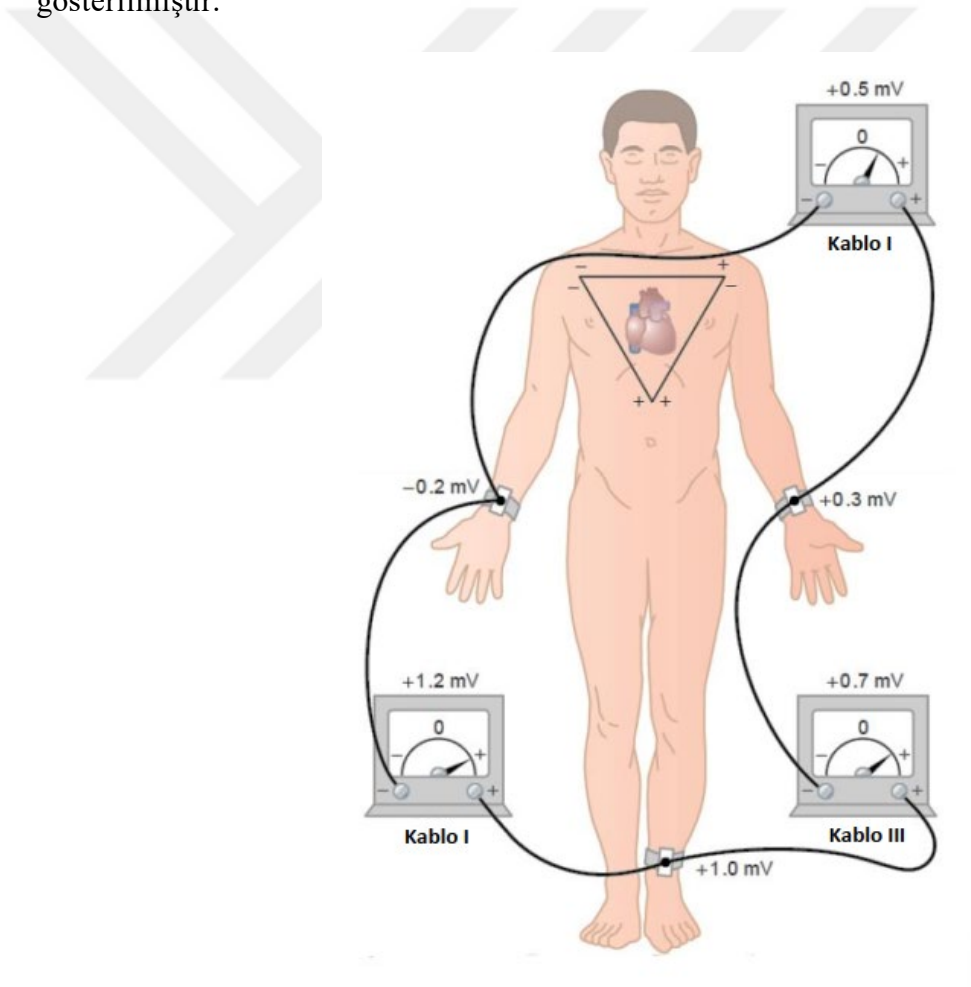
Kaynak: (Aktürk, 2009)

2.6.1.1 Standart Bipolar Ekstremitte Derivasyonları

Einthoven üçgenine göre oluşturulan 3 adet standart bipolar derivasyon bulunmaktadır. Buna göre gerilim farkları;

- I. Sağ ve sol kollar arasından,
- II. Sağ kol ve sol bacak arasından,
- III. Sol kol ve sol bacak arasından

ölçülerek elde edilir. Bunlar sırası ile DI, DII ve DIII olarak adlandırılır. Derivasyon ölçümleri yapılırken kolaylık olması bakımından elektrotlar köşe noktalarına en yakın olacak şekilde yerleştirilir ve bağlantılar oluşturulur. Şekil 8’de bu bağlantılar gösterilmiştir.



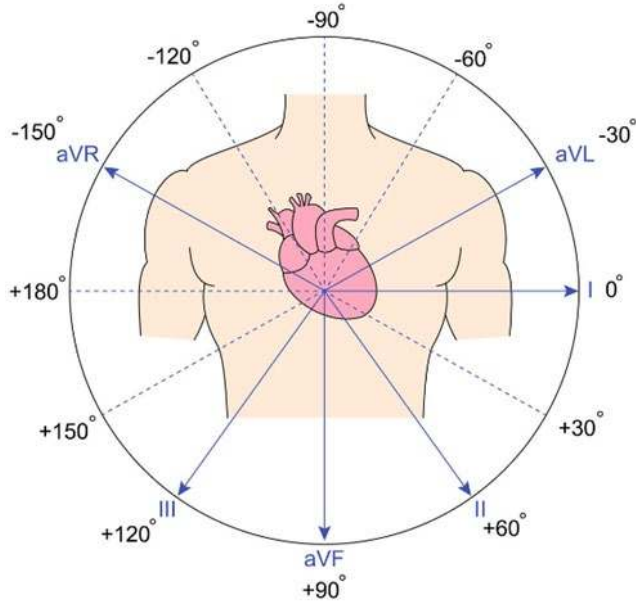
Şekil 8. Standart Bipolar Ekstremitte Derivasyonları

Kaynak: (Sezdi, 2018:14)

2.6.1.2. Unipolar Ekstremité Derivasyonları

Bu derivasyonların ölçülebilmesi için sol kol, sol bacak ve sağ kol arasında ortak bir bağlantı noktası (terminal) oluşturulur. Bu bağlantı noktası Wilson merkez noktası olarak adlandırılmıştır (Medikalteknoloji, 2007). Her bir elektrot ile Wilson merkez noktası arasındaki gerilim farkı ölçülerek derivasyonlar oluşturulur. Her bir derivasyon adını ölçüm yapıldığı noktadan alır. Bu derivasyonlar VR, VL ve VF olarak adlandırılır. Burada V voltajı, R sağ kolu, L sol kolu ve F ise sol bacağı temsil eder. Unipolar ekstremité derivasyonlarında elde edilen sinyallerin yükseltilmesi ile augmented (güçlendirilmiş) ekstremité derivasyonları elde edilir. Bu derivasyonlar ise aVR, aVL, ve aVF olarak isimlendirilir. Bu derivasyonların her birinin belirli bir açıdan kalbi gördüğü kabul edilir. aVR derivasyonu sağ omuzdan, aVL derivasyonu sol omuzdan ve aVF derivasyonu sol baktan kalbi görür.

Ekstremité derivasyonları frontal (ön) düzleme yerleştirildiğinde, her bir derivasyon kalbi belirli açılardan gören eksenlere sahip olur. Bu eksenlerin birleşmesi ile meydana gelen ve Şekil 9'da gösterilen daireye Cabrera dairesi denir. Cabrera dairesi açıları birbirine eşit 12 parçadan oluşur.

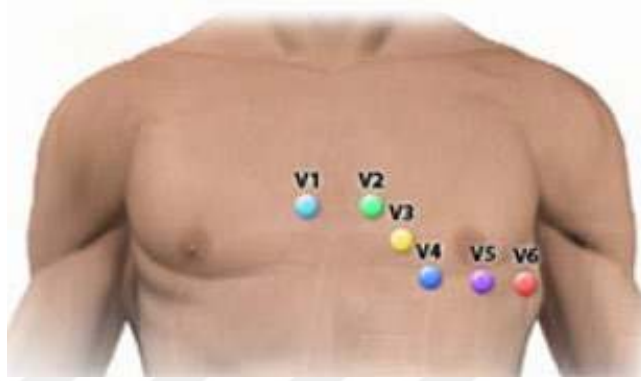


Şekil 9. Cabrera Dairesi ve Ekstremité Derivasyonlarının Dairedeki Yeri

Kaynak: (Dominguez, 2019)

2.6.2. Göğüs Derivasyonları

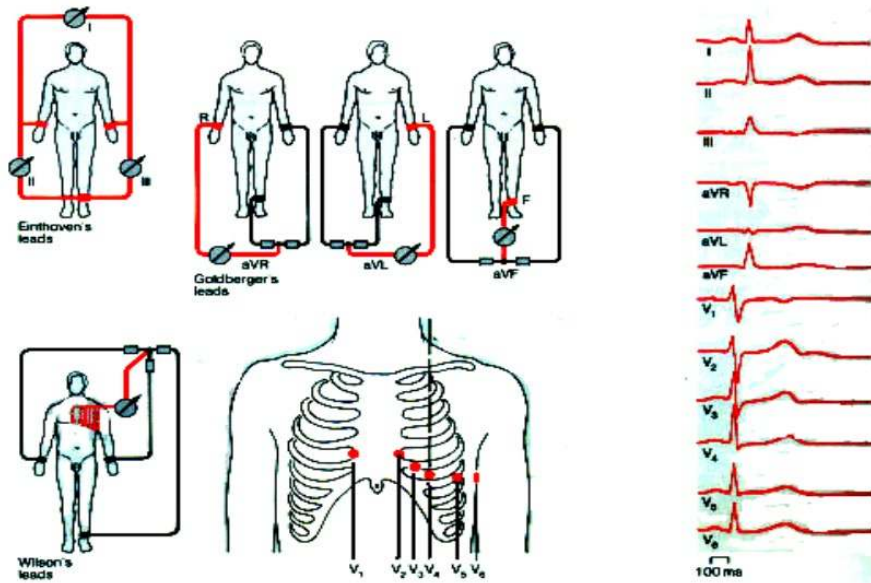
Göğüs derivasyonları, toplam 6 adet elektrotun göğsün farklı noktalarına yerleştirilmesi ile elde edilir. Bu derivasyonlar V1, V2, V3, V4, V5, V6 olarak isimlendirilir. Buradaki V gerilim anlamına gelir. Şekil 10'da göğüs derivasyonlarının elektrot yerleşimleri gösterilmiştir.



Şekil 10. Göğüs Derivasyonlarının Elektrot Yerleşimleri

Kaynak: (Tilton, 2021)

Derivasyonların konumu ve bu konumlardan yapılan ölçüm sonuçları birbirinden farklı olması sebebiyle elde edilen EKG sinyalleri de birbirinden farklıdır. Şekil 11' de derivasyonlar ve bu derivasyonlarda oluşan tipik sinyal şekilleri gösterilmiştir.



Şekil 11. Derivasyonlar ve Oluşan EKG Sinyalleri

Kaynak: (Yüksel ve Bilgin, 2017:23)

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

MATERYAL

Gerçekleştirilen çalışmanın amacı, insanlardan elde edilen EKG sinyallerinin, bilgisayar ortamına aktarılıp analiz edilerek, kişilerin kalp krizi durumunu tespit etmektir. Bu amaç doğrultusunda sinyallerin elde edilmesi, aktarılması ve analiz edilmesi için taşınabilir bir cihaz tasarlanmış ve buna bağlı olarak bir sistem geliştirilmiştir. Bu bölüm iki ana başlık şeklinde ele alınmıştır. İlk bölümde; sistemin eğitilmesi için gerekli olan veri setine yer verilmiştir. İkinci bölümde ise; tasarlanan cihaz için oluşturulan elektronik devre tasarımına ve bu tasarımda kullanılan donanımlara yer verilmiştir.

3.1. Kullanılan Veri Seti

Çalışmada kullanılan veri seti, PhysioNet arşivinde bulunan “PTB Diagnostic ECG” veri tabanından seçilen EKG kayıtlarından elde edilmiştir. Veri tabanı toplam 290 kişiden elde edilen, içinde sağlıklı ve farklı kalp hastalığı içeren 549 adet EKG kaydından oluşmaktadır. Her bir hastadan 1 ile 5 arasında değişen sayıda EKG kaydı alınmıştır. Her bir kayıt genel olarak kullanılan 12 kanallı EKG derivasyonlarından (DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6) ile Frank lead EKG’si derivasyonlarından (VX, VY, VZ) elde edilen 15 sinyalden oluşmaktadır. Sinyallerin her biri 1 saniyede 1000 örnek alınarak dijital forma dönüştürülmüştür. Tablo 1’de veri tabanına kaydedebilen EKG türleri ve kişi sayıları gösterilmiştir (Bousseljot vd., 1995).

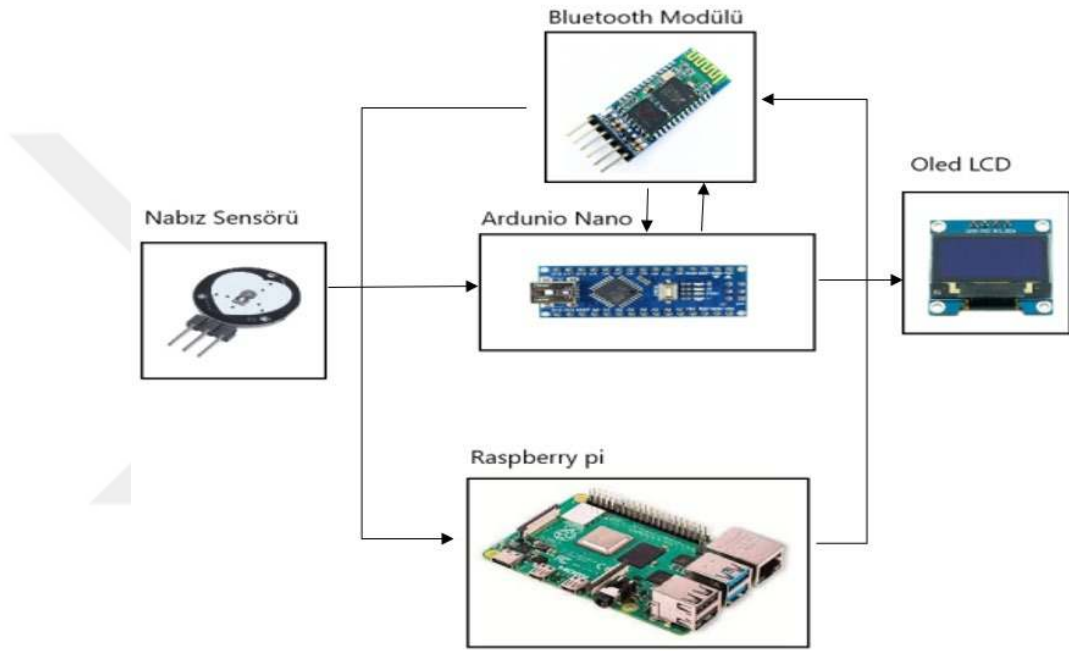
Tablo 1. Veri Tabanında Bulunan Kişi Sayısı ve Kayıt Türleri

EKG Kayıt Türü	Kişi Sayısı
Kalp Krizi	148
Kalp yetmezliği	18
Dal Bloğu	15
Ritim Bozukluğu	14
Miyokard hipertrofisi	7
Kalp Kapak Hastalığı	6
Kalp kası iltihabı	4
Sağlıklı	52

Bu veri tabanından yalnızca, kalp krizi geçiren hastaların ve sağlıklı kişilerin EKG kayıtları seçilmiş ve çalışmada kullanılan veri seti oluşturulmuştur.

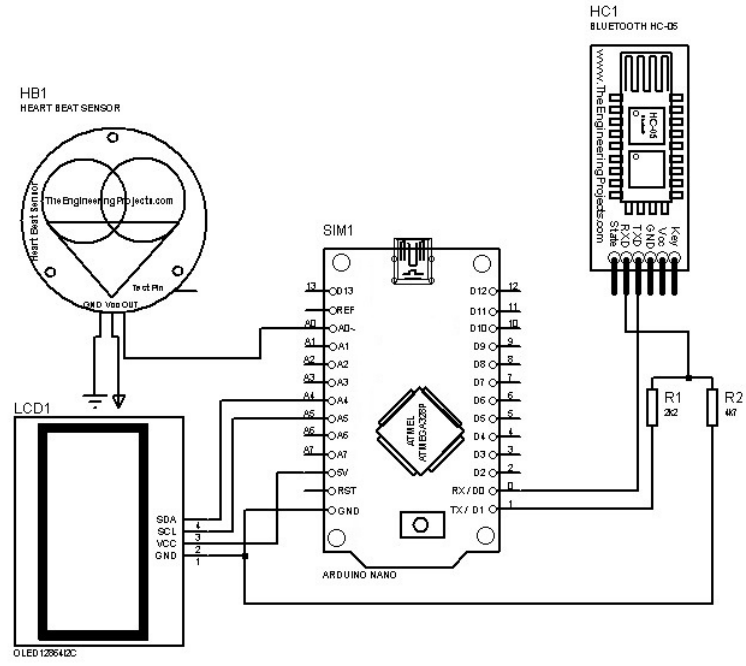
3.2. Elektronik Devre Tasarımı

Sistemin çalışması için taşınabilir bir cihaz geliştirilmiştir. Geliştirilen cihaza ait temel donanım ekipmanları; kontrol kartı, nabız sensörü, bluetooth modülü, LCD ekran ve Raspberry Pi mini bilgisayardır. Şekil 12’de cihazı oluşturan elemanların blok diyagramı gösterilmiştir.



Şekil 12. Geliştiren Cihazın Blok Diyagramı

Geliştirilen cihazın kullanım alanı, kaplamış olduğu fiziksel boyut ve kullanılan donanım ekipmanlarının özellik ve işleyişleri dikkate alınarak elektronik devre şeması oluşturulmuştur. Geliştirilen cihaza ait elektronik devre şeması Şekil 13’de gösterilmiştir.



Şekil 13. Geliştirilen Cihazın Elektronik Devre Şeması

Geliştirilen cihazın tamamlanmış ve çalışır durumdaki görüntüsü Şekil 14’de gösterilmiştir.



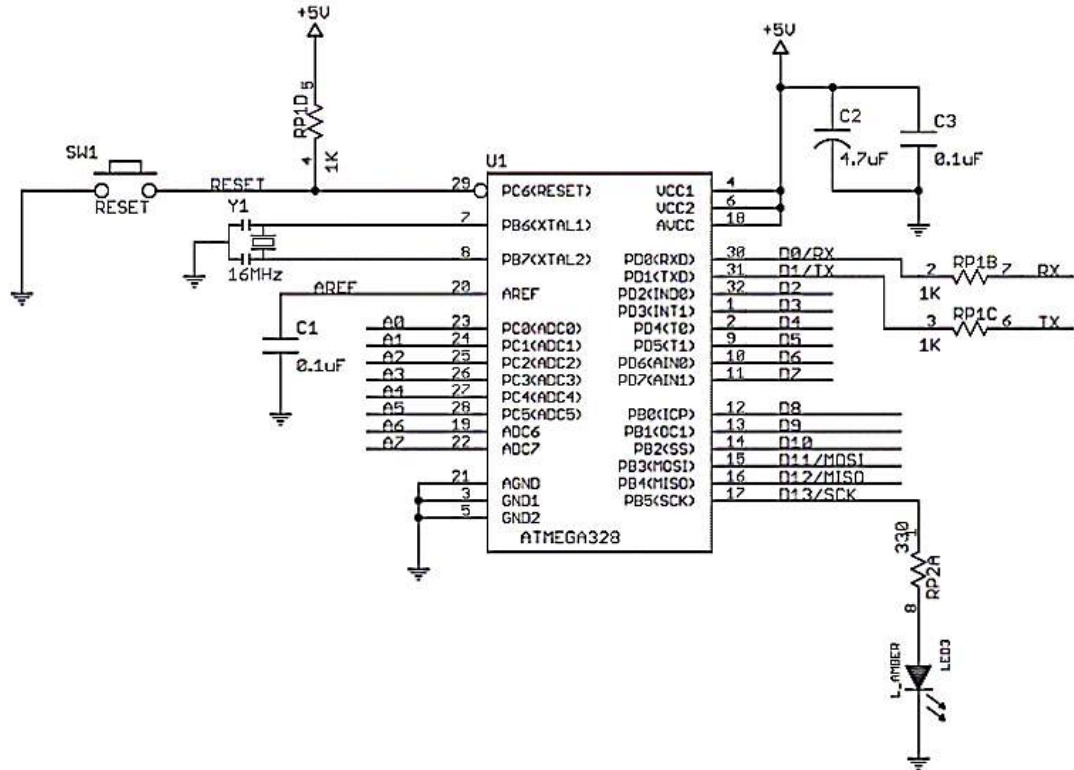
Şekil 14. Geliştirilen Cihazın Görünümü

Geliştiren cihazda kullanılan elektronik devre elemanlarına ait detaylı bilgiler alt başlıklar halinde sunulmuştur.

3.2.1. Kontrol Kartı

Tasarımı yapılan devrede ihtiyaç duyulan donanım özellikleri ile tasarımda kullanılacak fiziksel boyut göz önünde bulundurularak bir kontrol kartı tercihi yapılmıştır. Bu sebeple çalışmada, açık kaynak kodlu, içerisinde Atmega328 mikrodenetleyici içeren Arduino Nano kontrol kartı kullanılmıştır. Kullanılan kontrol kartının yapısı Şekil 15’ de gösterilmiştir.

Kullanılan kontrol kartı, 20 MHz clock osilatörü, 32 Kb flaş, 1Kb SRam, 23 giriş-çıkış pini, 6 kanal 10 Bit ADC ve 6 PWM çıkışa sahip olmakla birlikte özellikle düşük güç tüketimi ve yüksek performansı ile ön plana çıkan 8 bitlik RISC mimarisine sahiptir (Microchip-Technology, 2018).



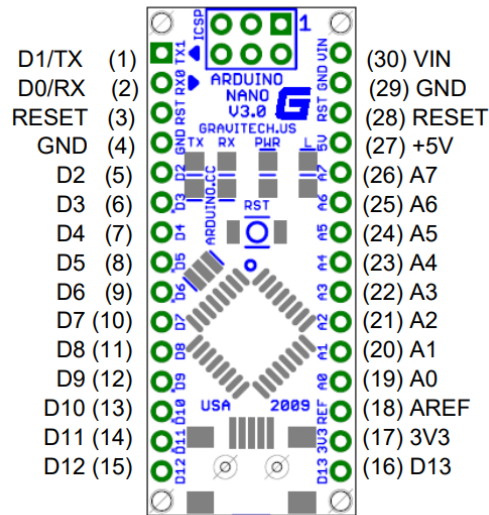
Şekil 15. Kontrol Kartı Açık Devre Şeması

Tablo 2’de Kontrol kartının teknik özellikleri gösterilmiştir.

Tablo 2. Kontrol Kartı Teknik Özellikleri

Özellik	Değer
Çalışma Gerilimi	5 V
Giriş Gerilimi	6-20 V
Dijital Giriş/Çıkış Pinleri	14 adet (6 tanesi PWM çıkışı için)
Analog Giriş Pinleri	8 adet
Her bir Giriş/Çıkış Pini için DC Akımı	40 mA
Flash Bellek	32 KB (2 KB önyükleyici için kullanılıyor)
Saat Hızı	16 MHz

Kontrol kartının pin bağlantı şeması Şekil’16 da gösterilmiştir. Tablo 3’ de ise pin bağlantı özellikleri yer almaktadır.



Şekil 16. Kontrol Kartının Pin Bağlantı Şeması

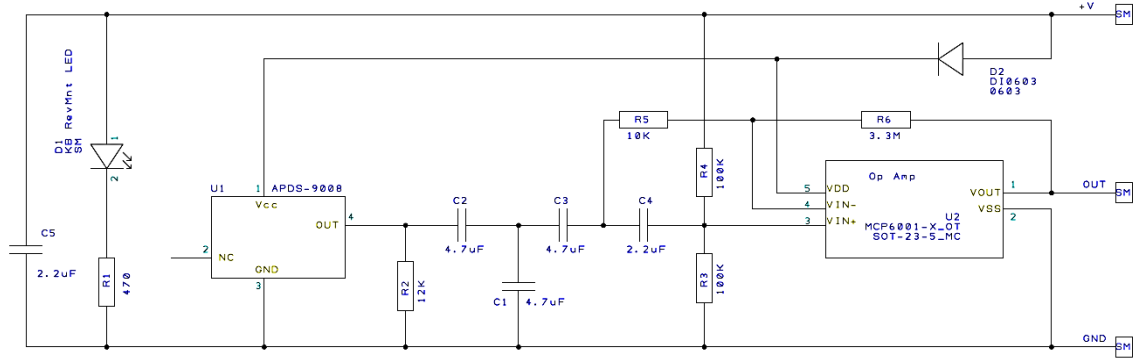
Tablo 3. Kontrol Kartının Pin Bağlantı Özellikleri

Pin No	Adı	Türü	Açıklama
1-5,2-16	D0-D13	Giriş/Çıkış	Dijital Giriş/ Çıkış Portları
3,28	RESET	Giriş	Reset
4,29	GND	PWR	Besleme Negatifi
17	3V3	Çıkış	3.3V çıkış
18	AREF	Giriş	ADC referansı
19-26	A0-A7	Giriş	Analog Giriş Portları
27	+5V	Giriş veya Çıkış	+5v Giriş veya Çıkış
30	VIN	PWR	Besleme Gerilimi

3.2.2. Nabız (Pulse) Sensörü

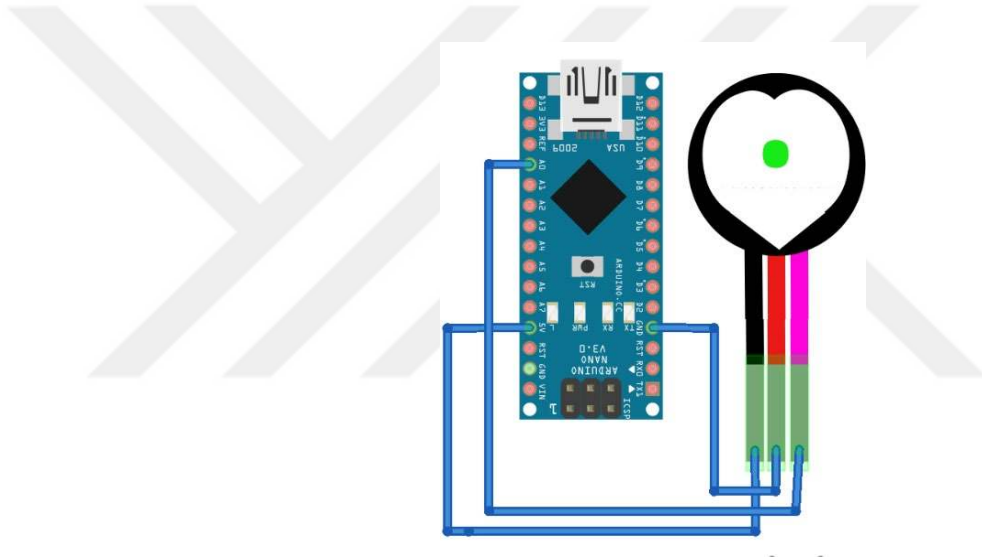
Sistemin çalışmasının ilk adımı EKG sinyallerinin elde edilmesidir. Bunun için günümüzde yaygın olarak kullanılan birçok EKG ölçüm yöntemi bulunmaktadır. Çalışmada, parmaklardan ölçüm yapılabilmesini sağlayan ve fiziki olarak az yer kaplayan nabız sensörü kullanılmıştır.

Nabız sensörü ölçüm yapabilmek için ışık sinyallerinden yararlanır. Sensör üzerinde led ve ortam ışığı sensörü bulunmaktadır. Parmak nabız sensörü üzerine getirildiğinde, led parmağa ışık yansıtır ve ortam ışığı sensörü yansıyan ışığın miktarını ölçer. Her kalp atışında kan parmaktan geçerken, yansıyan ışığın miktarı değişir ve ortam ışığı sensöründe farklı sinyaller oluşur. Oluşan sinyaller genellikle küçük ve gürültülüdür. Sensör üzerinde bulunan R/C filtre ve Op-Amp ünitesi ile sinyaller gürültüden temizlenip, yükseltilerek daha kullanışlı sinyallere dönüştürülür (Pulsesensor.com, 2022). Şekil 17’de sistemde kullanılan nabız sensörünün açık devre şeması bulunmakta olup devre ile bağlantısı da Şekil 18’de sunulmuştur.



Şekil 17. Nabız Sensörünün Açık Devre Şeması

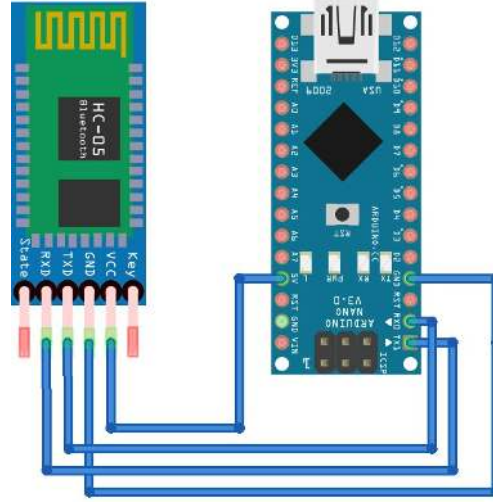
Kaynak: (Murphy, 2012)



Şekil 18. Nabız Sensörü Bağlantı Şeması

3.2.3. Bluetooth Kablosuz İletişim Sensörü

Geliştirilen cihazda veri alışverişinin gerçekleştirilmesi için kablosuz iletişimi sağlayan bluetooth modülü kullanılmıştır. Kullanılan modül HC-05 bluetooth modülüdür. Bu modülün tercih edilme sebebi çift yönlü veri iletişime olanak sağlamasıdır. HC-05 modülü 2.4 GHz 'lık haberleşme frekansına, kimlik doğrulama ve şifreleme özelliğine sahiptir. Bluetooth 2.0 teknolojisini kullanan bu modül, 3.3V gerilim ile çalışmaktadır. Şekil 19'da HC-05 modülü bağlantı şeması gösterilmiştir.



Şekil 19. HC-05 Bluetooth Modülü Bağlantı Şeması

3.2.4. LCD Ekran

Geliştirilen cihazda anlık EKG sinyallerinin takip edilmesi ve analiz edilen EKG sinyallerine göre kişinin, kalp krizi geçirip geçirmediğini görüntüleyebilmesi için LCD ekran kullanılmıştır. Bunun için elektronik devre tasarımında kullanılan fiziksel boyutta göz önüne alınarak 0,96 inç I2C OLED LCD ekran tercih edilmiştir. Şekil 20’de kullanılan LCD ekran gösterilmiştir.



Şekil 20. Devrede Kullanılan LCD Ekran

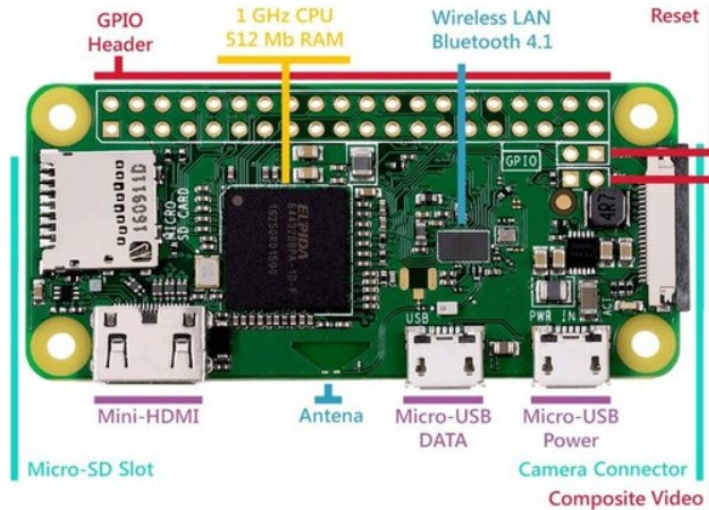
3.2.5. Raspberry Pi Mini Bilgisayar

Raspberry Pi, boyutu küçük olmasına rağmen normal büyüklükteki bilgisayarların işlevine sahip mini bir bilgisayardır. Çalışmada sinyallerin işlenmesi ve analiz edilmesi için Raspberry Pi kullanılmıştır. Boyutunun diğer Raspberry Pi modellerinden daha

küçük olması ve üzerinde bluetooth modülü bulunduğu için bu çalışmada Raspberry Pi Zero W modeli tercih edilmiştir. Tercih edilen modelin teknik özellikleri şu şekildedir.

- Broadcom BCM2835 İşlemci 1GHz ARM11 çekirdek
- 1 GHz İşlemci Hızı
- 512 MB RAM
- 40-pin GPIO yuvası
- Mikro-USB soket
- 1080p60 Mini-HDMI video çıkışı
- MicroSD kart yuvası
- Composite video çıkışı
- Platform bağımsızlığı. Raspbian, Debian, Arch, Windows 10 ve birçok farklı işletim sistemi desteği.
- Boyutlar: 65mm x 30mm x 5mm

Şekil 21’de kullanılan Raspberry Pi Zero W modeli gösterilmiştir.



Şekil 21. Raspberry Pi Zero W

DÖRDÜNCÜ BÖLÜM

METOT

4.1. Yapay Sinir Ağları

İnsan beyni öğrendiği bilgiler ışığında yeni bilgiler üretme, yeni bilgiler türetme, keşfetme ve karar verebilme yeteneğine sahiptir. Yapay sinir ağları (YSA) insan beyninin bu özelliklerinin taklit edilmesine dayanarak geliştirilmiş bir yöntemdir. YSA ile bir bilgisayar sisteminin daha önceden elde edilmiş veriler kullanılarak kendi deneyimlerini oluşturması sağlanabilir ve bu sisteme benzer konularda kendi kararlarını verme yeteneği kazandırılabilir (Öztemel, 2006:29).

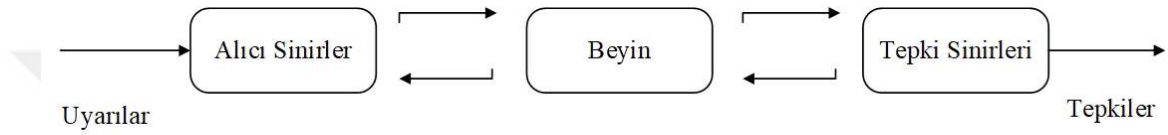
YSA günümüzde matematik, fizik, bilgisayar ve elektrik mühendisliği gibi birçok farklı alanda problemlerin çözümünde kullanılmaktadır (Çetin ve Metlek, 2021; Kayaalp vd., 2021; Metlek, 2021, 2022). Aslında YSA'nın bu kadar farklı alanda ilgi çekici olmasında ki en önemli sebep klasik yöntemlerle çözülmesi zor problemlerde daha etkili sonuçlar üretmesidir. Öyle ki YSA'nın farklı problemler için geliştirilen birçok modeli bulunmakta ve bu modellerle %99'a varan başarı oranı sağlanabilmektedir. Ayrıca YSA'nın eksik verileri işleyebilmesi, normal olmayan, çok farklı yapıda ve formlardaki verilerle çalışabilmesi de tercih edilmesinde etkili olmaktadır. YSA'nın problemlerin çözümünde başarı sağladığı işlevleri genel olarak şu şekilde sıralayabiliriz.

- Örüntü tanıma
- Sınıflandırma
- Optimizasyon
- Sinyal filtreleme
- Zaman serileri analizleri
- Veri sıkıştırma
- Zeki ve doğrusal olmayan sistemler
- İlişkilendirme ve örüntü eşleştirme
- Doğrusal olmayan sinyal işleme

4.1.1. Biyolojik Sinir Sistemi

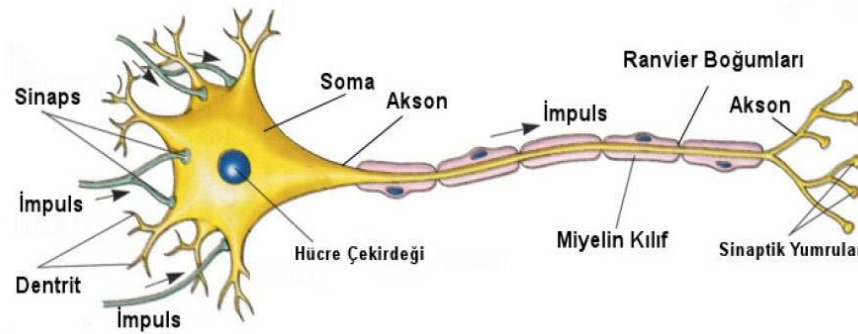
YSA' yı daha iyi kavrayabilmek için öncelikle insanın biyolojik sinir sisteminin çalışmasını anlamak gerekir.

Biyolojik sinir sistemi, merkezde beynin bulunduğu üç parçadan oluşan bir sistem olarak çalışmaktadır. Bu sistem Şekil 22’de gösterilmiştir. Beyin, merkezde olarak sürekli bilgiyi alan, aldığı bilgiyi yorumlayan ve buna göre karar veren bir konumdur. Bu sistemde çevreden yani uyarıcıdan gelen veriler alıcı sinirler vasıtası ile elektriksel sinyallere çevrilerek beyine iletilir. Beyinde üretilen elektriksel sinyaller ise tepki sinirleri vasıtası ile tepkilere dönüştürülür. Beyin burada merkezi sinir ağı olmakla alıcı sinirler ile tepki sinirleri arasında hem ileri hem de geri besleme yaparak uygun tepkileri üretir (Haykin, 2004:28).



Şekil 22. Biyolojik Sinir Sisteminin Yapısı

İnsan beyni milyarlarca sayıda birbirine bağlı nöron adı verilen sinir hücrelerinden oluşmaktadır. Sinir hücreleri beynin temel yapıtaşlarıdır. Bir sinir hücresinde temelde dört farklı bileşen görev yapmaktadır. Bunlar soma (hücre gövdesi), akson, dentrit(sinir ucu) ve sinapslar olarak adlandırılmaktadır. Şekil 23’de bir sinir hücresinin yapısı gösterilmiştir.



Şekil 23. Biyolojik Sinir Hücresinin Yapısı

Kaynak: (Özveren, 2006:5)

Sinapsler sinir hücreleri arasındaki bağlantı elemanı olarak görev yapmaktadırlar. Fakat bu bağlantı fiziksel bir bağlantı olmayıp elektriksel sinyallerin bir hücreden diğer hücreye iletilmesini sağlar. Sinapslar’dan alınan sinyaller(bilgiler) somaya iletilir. Soma

aldığı sinyalleri işleme tabi tutar ve kendi elektrik sinyalini oluşturur. Oluşturulan sinyal akson aracılığı ile dendrit'lere gönderilir. Dendritler de sinyali sinapslere göndererek sinyalin diğer bir sinir hücresine geçmesini sağlar (Öztemel, 2006:47).

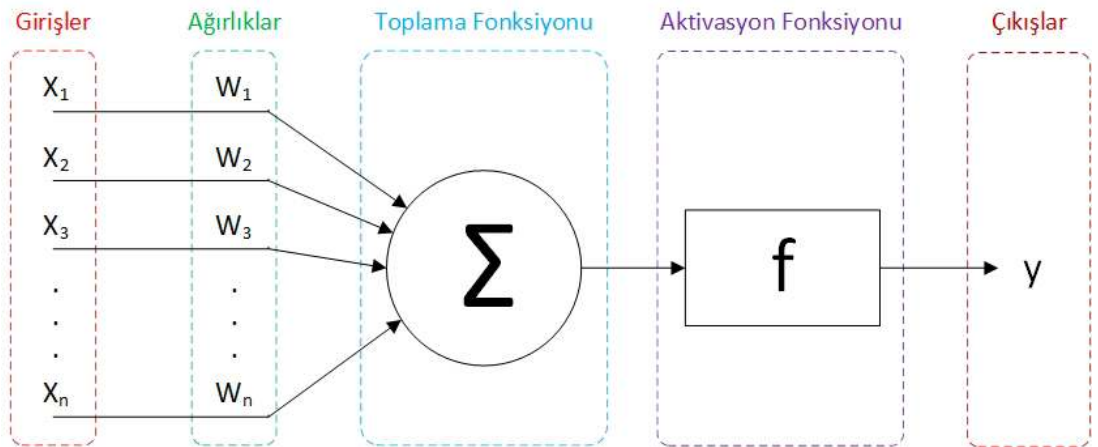
4.1.2. Yapay Sinir Hücresi

YSA'lar verileri işlemek için insandaki biyolojik sinir hücrelerinden esinlenerek geliştirilen yapay sinir hücresi adı verilen yapıları kullanmaktadır. Yapay sinir hücrelerine işlem elemanı da denilmektedir. Yapay sinir ağı ile biyolojik sinir sisteminin benzer yönleri karşılaştırıldığında Tablo 4' deki gibi gösterilebilir (Elmas, 2021:37).

Tablo 4. Yapay Sinir Hücresi ile Biyolojik Sinir Hücresinin Karşılaştırılması

Yapay Sinir Ağı	Biyolojik Sinir Ağı
Yapay Sinir Hücresi	Nöron
Toplama Fonksiyonu	Dendrit
Transfer Fonksiyonu	Hücre Gövdesi
Çıktı	Aksonlar
Ağırlıklar	Sinapslar

Biyolojik sinir hücrelerinin işleyişinin matematiksel olarak modellenmesi ile yapay sinir hücreleri oluşturulmuştur. Şekil 24'de bir yapay sinir hücresinin yapısı gösterilmiştir.



Şekil 24. Yapay Sinir Hücresi

Kaynak: (Metlek ve Kılınç, 2020:59)

Bir yapay sinir hücresi 5 temel elemandan oluşmaktadır.

Girişler: Girişler ($x_1, x_2, x_3, \dots$) bir hücreye gelen bilgileri ifade eder. Bu bilgiler dış dünyadan gelebileceği gibi başka bir sinir hücresinden ya da kendinden de gelebilir.

Ağırlıklar: Ağırlıklar ($w_1, w_2, w_3, \dots$) bir yapay sinir hücresine gelen bilginin önemini ve hücre üzerindeki etkisini gösteren katsayılardır. Hücreye gelen her bir girişin kendine ait bir ağırlığı vardır. Ağırlıkların değerinin büyük olması, girişin o hücreye kuvvetli etkisi olduğunu gösterir. Ağırlıklar sabit veya değişken değerler alabilir.

Toplama Fonksiyonu: Bu fonksiyonun amacı hücreye gelen net girdinin hesaplanmasını sağlamaktır. Bu işlemi gerçekleştirmek için kullanılan farklı toplama fonksiyonları mevcuttur. Yaygın olarak kullanılan her bir girişin değeri ile sahip olduğu ağırlığın çarpılması sonucunda elde edilen sonuçlar toplamıdır. Bu şekilde ağırlıklı net girdi elde edilmiş olur. Denklem 1’ de gerçekleştirilen işlem gösterilmiştir (Öztemel, 2006:49).

$$f(x) = \sum_{i=1}^n w_i x_i \quad (1)$$

Denklem 1’de ki X_i giriş katmanınca mevcut olan her bir girişi, W_i ise o girişlere ait ağırlıkları ifade etmekte, n ise toplam girdi sayısını göstermektedir. Her zaman bu fonksiyon kullanılmak zorunda olmadığı gibi birden fazla sinir hücresine sahip YSA modellerinde, her bir sinir hücresi birbirinden bağımsız toplam fonksiyonlarını da kullanabilir. Bu tamamen tasarlanan YSA modeline bağlıdır.

Aktivasyon Fonksiyonu: Toplama fonksiyonu sonucunda elde edilen net girdinin belli aralıklara indirgenmesi için aktivasyon fonksiyonu kullanılır. Burada amaç yapay sinir hücresinin önceden belirlenen değer aralıklarında sonuç üretmesini sağlamaktır. Oluşturulan YSA modeline göre birçok farklı aktivasyon fonksiyonu kullanılmaktadır. Tablo 5’de literatürde kullanılan aktivasyon fonksiyonları gösterilmiştir (Hamzaçebi, 2021:41). Aktivasyon fonksiyonlarında da toplam fonksiyonlarında olduğu gibi birden fazla sinir hücresi içeren YSA modellerinde hücreler birbirinden bağımsız farklı fonksiyonları kullanabilir.

Tablo 5. Literatürde Kullanılan Aktivasyon Fonksiyonları

Fonksiyon Adı	Fonksiyon İçeriği	Aralık	Grafik
Basamak	$y = \begin{cases} 1 & x \geq 0 \\ 0 & x < 0 \end{cases}$	$\{0,1\}$	
Simetrik Basamak	$y = \begin{cases} +1 & x \geq 0 \\ -1 & x < 0 \end{cases}$	$\{-1, +1\}$	
Doğrusal	$y = x$	$(-\infty, +\infty)$	
Sigmoid	$y = \frac{1}{1 + e^{-x}}$	$(0, +1)$	
Hiperbolik Tanjant	$y = \frac{e^x - e^{-x}}{e^x + e^{-x}}$	$(-1, +1)$	
ReLu	$y = \begin{cases} x & x \geq 0 \\ 0 & x < 0 \end{cases}$	$[0, \infty)$	

Yapay Sinir Hücresinin Çıktısı: Aktivasyon fonksiyonu ürettiği değer olarak ifade edilebilir. Bu değere yapay sinir hücresinin çıktısı denir. Çıktı dış dünyaya ya da farklı bir sinir hücresine iletilir. Ayrıca farklı YSA modellerine göre bu çıktı hücrenin kendisine girdi olarak ta gönderilebilir.

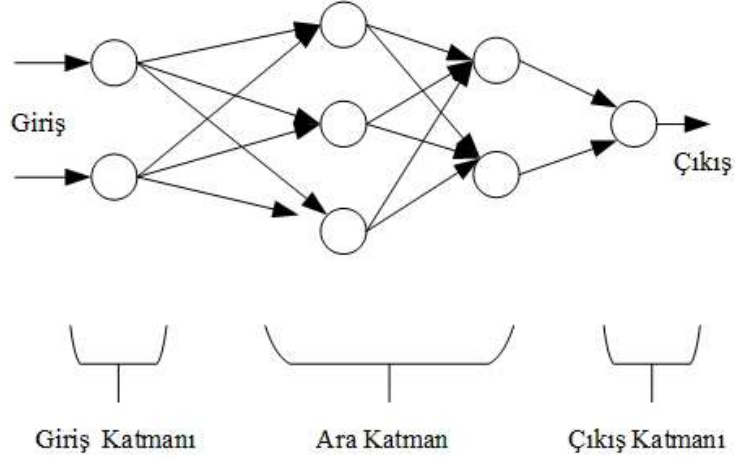
4.1.3. Yapay Sinir Ağının Yapısı

YSA'lar, yapay sinir hücrelerinin bir araya gelmesi ile meydana gelir. Genel olarak 3 katmandan oluşur. Bunlar giriş katmanı, gizli katman ve çıkış katmanıdır. Şekil 25'de genel bir YSA'nın yapısı gösterilmiştir. Her katmanda bilgi işlenerek sıradaki katmana iletilir.

Giriş Katmanı: Sinir hücresine gelen girdi bilgilerini ara katmana aktarmakla sorumlu katmandır. Bazı oluşturulan ağlarda giriş katmanında bilgi işleme yapılmayabilir.

Gizli Katman: Yapay sinir ağının öğrenmesi bu katmanda gerçekleşir. Giriş katmanından gelen bilgiler işleme tabi tutularak çıkış katmanına iletilir. Birden fazla ara katman sayısı olabilir. İdeal ara katman sayısı ağı oluşturan kişi tarafından problem çözümüne uygun olarak belirlenir.

Çıkış katmanı: Son katman olup ağın ara katmanda üretmiş olduğu bilginin dış dünyaya aktarılmasını sağlayan katmandır.



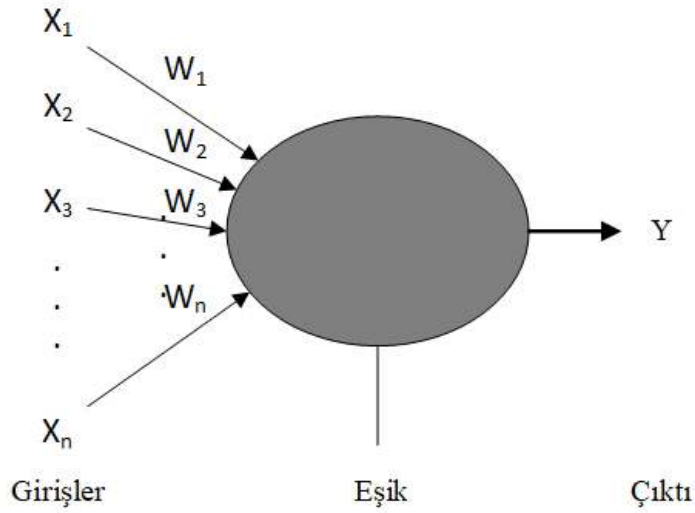
Şekil 25. Genel Bir Yapay Sinir Ağının Yapısı

4.1.4. Yapay Sinir Ağı Modelleri

YSA'ların, ağı oluşturan katman sayısı, ağda kullanılan aktivasyon ve toplama fonksiyonları, ağı öğrenme stratejisi ve öğrenme kuralı gibi farklı parametrelere bağlı oluşturulan çeşitli ağ modelleri mevcuttur. YSA modelleri, ağda yer alan katman sayısına göre sınıflandırıldığında iki gruba ayrılmaktadır. Bu modeller tek katmanlı yapay sinir ağları ve çok katmanlı yapay sinir ağlarıdır.

4.1.4.1. Tek Katmanlı Yapay Sinir Ağları

Yalnızca girdi ve çıktı katmanından oluşan bu ağ Tek Katmanlı YSA olarak adlandırılmaktadır. Bu ağ modelinde bir ya da birden fazla girdi, bir tanede çıktı bulunur. Tek bir katmandan oluştuğu içim girdiler(X), doğrudan çıktıya(Y) bağlıdır (Alaloul ve Qureshi, 2020:87). Şekil 26'da tek katmanlı bir YSA modeli gösterilmiştir.



Şekil 26. Tek Katmanlı Yapay Sinir Ağı

Tek katmanlı YSA’ da ağıın çıktısının sıfırdan farklı olmasını sağlayan bir eşik (φ) değeri mevcuttur. Proses elemanında üretilen çıktı, eşik değeri ile toplanarak ağıın çıktısı elde edilir. Bu tanım Denklem 2’ şu şekilde tanımlanmıştır.

$$Y = f\left(\sum_{i=1}^n (w_i x_i + \varphi)\right) \quad (2)$$

Çıktı iki sınıfı temsilen 2 farklı değer olarak üretilir. Bu ağıın amacı ağı gösterilen örnekleri iki sınıfa ayıran doğruyu elde etmektir. Bu doğru Denklem 3’ de gösterilmiştir.

$$(w_1 * w_1 + w_2 * x_2 + \dots + w_n * x_n) + \varphi = 0 \quad (3)$$

Ağıın öğrenmesi, iki sınıfı ayıracak en uygun doğruyu bulmak anlamına gelmektedir. Bu durum, doğrunun eğimini değiştirmekle mümkündür. Bunun için Denklem 4’ sunulan formül ile girdi ağırlıkları t zaman biriminde ΔW kadar değiştirilerek ağıın çıktısı tekrar oluşturulur. Bu adım en uygun doğru bulunana kadar devam eder.

$$w_i(t + 1) = w_i(t) + \Delta w_i(t) \quad (4)$$

Doğrunun eğimini değiştirmek en uygun doğruyu bulmak için yeterli olmayabilir. Eğim ile birlikte, doğrunun pozisyonunu da değiştirmek gerekir. Bunun için t zaman birimin de eşik değeri $\Delta\varphi$ kadar değiştirilir. Bu tanım Denklem 5’ de gösterilmiştir.

$$\varphi_i(t + 1) = \varphi_i(t) + \Delta\varphi_i(t) \quad (5)$$

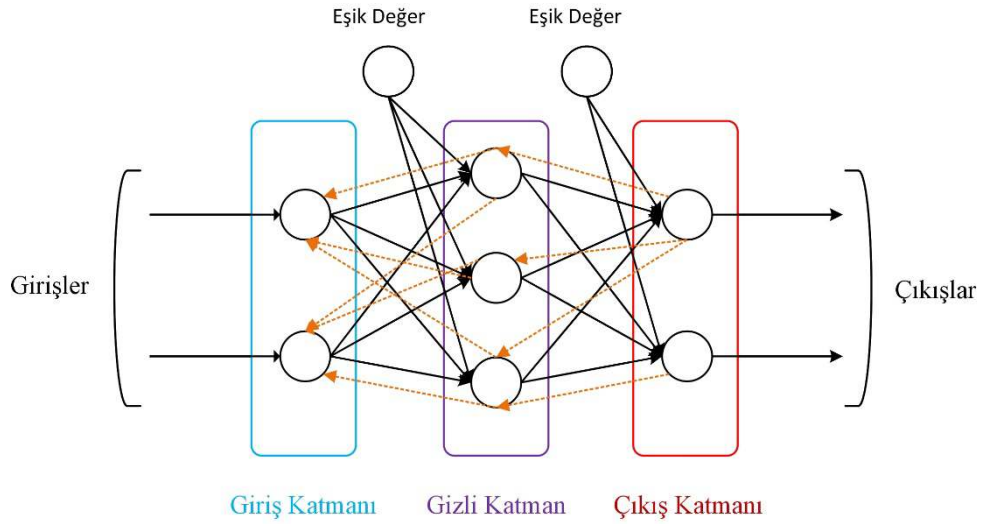
Tek katmanlı YSA’larda iki önemli modelden bahsedilebilir.

Basit algılayıcı modeli (Perceptron) Modeli: Basit algılayıcı modeli çıktı olarak 1 veya 0 değeri üretir. Bu sebeple, model mantıksal ve matematiksel fonksiyonların çözümü için geliştirilmiştir. Bu model AND, OR ve NOT gibi doğrusal fonksiyonların çözümünde başarı sağlarken, XOR gibi problemlerin çözümünde yetersiz kalmıştır.

Adaline Modeli: Adaptif Doğrusal Eleman (Adaptive Linear Element) ifadesinin kısaltılmışı olarak isimlendirilmiştir. Adeline, öğrenme kuralı olarak En Küçük Kareler yöntemini kullanarak bunu gerçekleştirir. Bu kural delta kuralı olarak da ifade edilmektedir. Adaline modeli ile basit algılayıcı modelinin tek farkı kullandıkları öğrenme kuralıdır. Öğrenme kuralı, basit algılayıcılarda ağırlıkların değiştirilmesi aşamasında girdilerin sabit bir öğrenme katsayısı ile çarpılıp ağırlıklara eklenmesi veya çıkartılması ile gerçekleştirilir. Adaline’nin öğrenme kuralı ise, ağırlık çıkışının beklenen çıktı değerine göre hatasını en aza indirecek şekilde ağırlıklarının değiştirilmesi prensibine dayanır. Buna göre beklenen çıktı ile gerçekleşen çıktı arasındaki fark hesaplanır. Hesaplanan fark ve girdiler çarpılarak elde edilen sonuç eski ağırlıklara eklenerek yeni ağırlıklar bulunmuş olur (Hamzaçebi, 2021:49).

4.1.4.2. Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağları

Günlük hayatta karşılaşılan problemlerin girdisi ile çıktısı arasındaki ilişki çoğu zaman doğrusal değildir. YSA’lar hem doğrusal hem de doğrusal olmayan problemlerin çözümünde kullanılmaktadır. Fakat tek katmanlı yapay sinir ağları ile doğrusal olmayan problemlerin çözümü mümkün değildir. Bu sebeple Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağları (ÇK-YSA) geliştirilmiştir. Şekil 27’ de yapısı gösterilen bu model, geriye yayılım modeli (backpropagation) olarak da adlandırılmaktadır (Elmas, 2021:106).



Şekil 27. Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağı

ÇK-YSA' lar öğretmenli öğrenme yöntemi ile çalışmaktadır. Eğitim sırasında ağa hem girdiler hem de bu girdilere göre üretilmesi gereken çıktılar birlikte sunulur. Böylece ağ kendisine sunulan örneklerle bir öğrenme gerçekleştirerek, problem için bir çözüm üretir. ÇK-YSA' ların öğrenme kuralı Adaline modelinin de kullandığı, Delta öğrenme kuralının geliştirilmesi ile oluşturulmuştur. Bu kural Genelleştirilmiş Delta Kuralı olarak adlandırılmıştır. Bu kural iki aşamada gerçekleşir. İlk aşamada ileri yayılım algoritması kullanılarak ağın çıktısı hesaplanır, ikinci aşamada ise, geri yayılım algoritması ile ağırlıkların değiştirilme işlemi gerçekleştirilir (Öztemel, 2006:77).

4.1.4.2.1. İleri Yayılım Algoritması

Algoritmanın çalışması şu şekilde gerçekleşir.

Adım 1: Giriş katmanında kullanılacak ağırlık değerleri ($w_1, w_2, \dots$) ve eşik değerler (φ) belirlenir. Bu değerler rastgele olacak şekilde küçük reel sayılardan oluşturulur.

Adım 2: Girdiler ($x_1, x_2, \dots$) girdi katmanından alınarak değişiklik yapılmadan gizli katmana aktarılır.

Adım 3: Gizli katmanda bulunan her bir proses elemanı kendisine gelen girdiler ile daha önce belirlenen ağırlık değerleri toplama fonksiyonu ile hesaplanarak proses elemanın toplam değeri (TD) elde edilir. Bu işlem Denklem 6'da sunulmuştur.

$$y_{TD} = \sum_{i=1}^n w_{im}x_i + \varphi_m \quad m = 1, \dots, p \quad (6)$$

Adım 4: Gizli katmandan elde edilen toplam değer, aktivasyon fonksiyonu kullanılarak istenilen değer aralığına indirgenir. Denklem 7’gerçekleştirilen işlem gösterilmiştir. Bu işlem için birçok farklı aktivasyon fonksiyonu tercih edilebilir. Denklem 7’de kullanılan aktivasyon fonksiyonu, sigmoid fonksiyonudur.

$$y = \frac{1}{1 + e^{-y_{TD}}} \quad (7)$$

Bu aşamadan sonra başka gizli katmanlar mevcut ise yapılan işlemler diğer gizli katmanlar içinde tekrar edilir. Başka bir gizli katman yok ise y ifadesi doğrudan ağın çıktısını ifade eder. Böylece ileri yayılım algoritması tamamlanmış olur.

4.1.4.2.2. Geri Yayılım Algoritması

Algoritmanın çalışması için öncelikle ileri yayılım algoritmasının 1 defa çalışıp çıktı üretmesi gerekir. Geri yayılım algoritması şu adımlardan oluşmaktadır.

Adım 1: Ağın hesaplanmasından sonra üretilen çıktı ile beklenen çıktı arasındaki hata Denklem 8’de gösterilen şekilde hesaplanır.

$$H(k) = B(k) - \zeta(k) \quad k = 1, \dots, s \quad (8)$$

Denklem 8’de B(k) beklenen çıktıyı, $\zeta(k)$ ağı eğitilmesi sonucunda üretilen çıktıyı, H(k)’ ağı hesaplanan hata değerini, k ise çıktı katmanında bulunan k. proses elemanını, s ise çıkış katmanındaki proses elemanlarının sayısını göstermektedir. Burada amaç hatanın en aza indirilmesini sağlamaktır. Bu sebeple geriye yayılımda hata ağırlıklara dağıtılarak, ağı bir sonraki çalışmasında, bu hatanın azaltılması sağlanır. Denklem 8’ ile elde edilen hata değeri tek bir proses elemanına ait hatadır. Çıkış katmanındaki bütün proses elemanlarından elde edilen hataların ağına dağıtılması için Toplam Hata (TH) hesaplanır. Bu işlem Denklem 9’da gösterilmiştir. TH çıkış katmanındaki bütün proses elemanlarının hatalarının toplamı ile elde edilir.

$$TH = \frac{1}{s} \sum_{k=1}^s |H(k)| \quad (9)$$

Adım 2: Bu adımda gizli katman ile çıktı katmanı arasındaki ağırlıkların güncelleştirilmesi gerçekleştirilir. Bunun için öncelikle gizli katman ile çıktı katmanı arasında bulunan bağlantılar da ki değişim miktarı hesaplanır. Bu işlem için gerekli eşitlik Denklem 10'da sunulmuştur.

$$\Delta A_{mk}^a(t) = \eta \delta_k \zeta_m^a + \alpha \Delta A_{mk}^a(t-1) \quad (10)$$

Denklem 10'da t. iterasyon da gizli katmandaki m. proses elemanı ile çıktı katmanında bulunan k. proses elemanı arasındaki bağlantının ağırlığındaki değişim miktarı, ΔA^a hesaplanmıştır. Denklemden η ile gösterilen öğrenme katsayısını, α ile gösterilen momentum katsayısını, δ_k ile gösterilen ise k. çıktı ünitesinin hatasını ifade etmektedir. Öğrenme katsayısı ile, ağırlıklardaki değişim miktarının bir sonraki iterasyondaki değişime belirlenen ölçülerde etki etmesi sağlanır. Denklem 11'de ise δ_k gösterilmiştir.

$$\delta_k = f'(y_{TD}).H_k \quad (11)$$

Ağırlıkların değişim miktarları hesaplandıktan sonra Denklem 12'de ki eşitlik uygulanarak t. iterasyondaki yeni ağırlık değerleri elde edilir.

$$A_{mk}^a(t) = A_{mk}^a(t-1) + \Delta A_{mk}^a(t) \quad (12)$$

Benzer aşamalar eşik değeri içinde gerçekleştirilerek eşik değeri ağırlıkları da güncellenir.

Adım 3: Son olarak girdi katmanı ile gizli katman arasındaki aralıkların güncellenmesi işlemi bu adımda gerçekleşir. Denklem 13' uygulanarak, ΔA^z ile ifade edilen girdi katmanı ile gizli katman arasındaki ağırlıkların değişimi hesaplanır.

$$\Delta A_{ik}^z(t) = \eta \delta_k \zeta_i^z + \alpha \Delta A_{ik}^z(t-1) \quad (13)$$

Bu denklemde δ^a ile gösterile hata ise Denklem 14' kullanılarak elde edilir.

$$\delta_k^a = f'(y_{TD}) \cdot \sum_s \delta_s A_{ks}^a \quad (14)$$

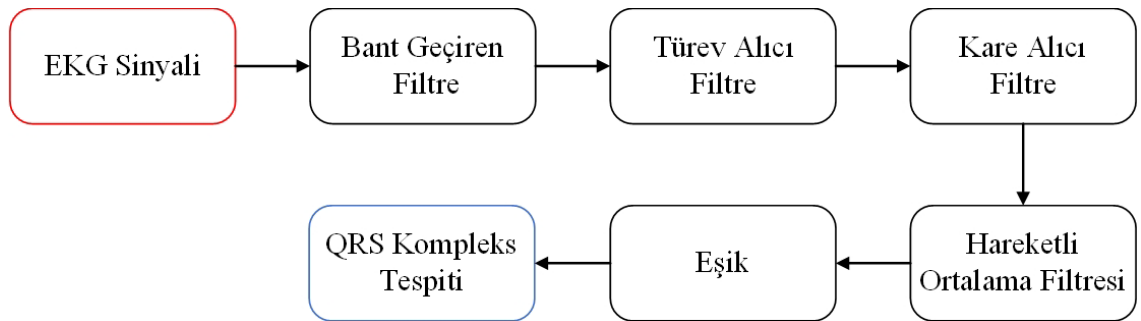
Denklem 15 ile de ağırlıkların yeni değerleri hesaplanarak geri yayılım algoritması tamamlanmış olur.

$$A_{ij}^z(t) = A_{ij}^z(t-1) + \Delta A_{ik}^z(t) \quad (15)$$

İleri ve Geri yayılım algoritmaları istenilen hata oranı yakalanıncaya kadar veya belirlenen iterasyon sayısına ulaşılan kadar çalıştırılmaya devam eder.

4.2. Pan-Tompkins Algoritması

Pan-Tompkins algoritması EKG sinyallerindeki QRS komplekslerinin tespiti için Jiapu Pan ve Willis J. Tompkins tarafından geliştirilmiş bir yöntemdir. Bu yöntem EKG sinyallerindeki genlik, eğim ve QRS kompleksinin genişliği gibi parametreleri kullanır. Algoritma da ilk olarak EKG sinyalindeki frekans içeriğini ön plana çıkarmak ve arka planda bulunan gürültüleri temizlemek için sırayla çeşitli filtreler uygulanır. Bir sonraki aşamada ise uyarlanabilir eşik değerler kullanılarak filtrelenmiş sinyalden tepe noktaları elde edilir ve QRS kompleks tespiti gerçekleştirilmiş olur (Pan ve Tompkins, 1985:230–236). Yöntemin çalışma adımlarına ait akış şeması Şekil 28' de gösterilmiştir.



Şekil 28. Pan-Tompkins Algoritması Akış Şeması

4.2.1. Bant Geçiren Filtre

Bu filtre, EKG sinyalindeki kas hareketlerinden kaynaklanan gürültüleri, elektrik hattı gürültülerini ve T dalgasının etkilerini azaltır. Filtre ile 3 dB' lik bir geçiş bandı elde

etmek için, 5-12 Hz frekans aralığında sırası ile alçak geçiren ve yüksek geçiren olmak üzere iki filtre uygulanır.

Alçak geçiren filtre işlemi için transfer fonksiyonu Denklem 16 ile gerçekleştirilir.

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2} \quad (16)$$

Denklem 17 ile de fark denklemi ifade edilir. Denklemde T ile gösterilen örnekleme frekansıdır.

$$y(nT) = 2y(nT - T) - y(nT - 2T) + x(nT) - 2x(nT - 6T) + x(nT - 12T) \quad (17)$$

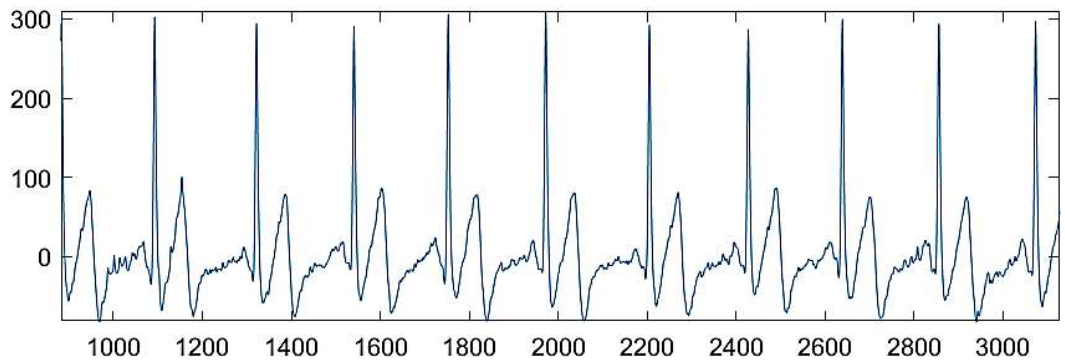
Yüksek geçiren filtre işlemi için ise Denklem 18'deki transfer fonksiyonu kullanılır.

$$H(z) = \frac{(-1 + 32z^{-16} + z^{-32})}{(1 + z^{-1})} \quad (18)$$

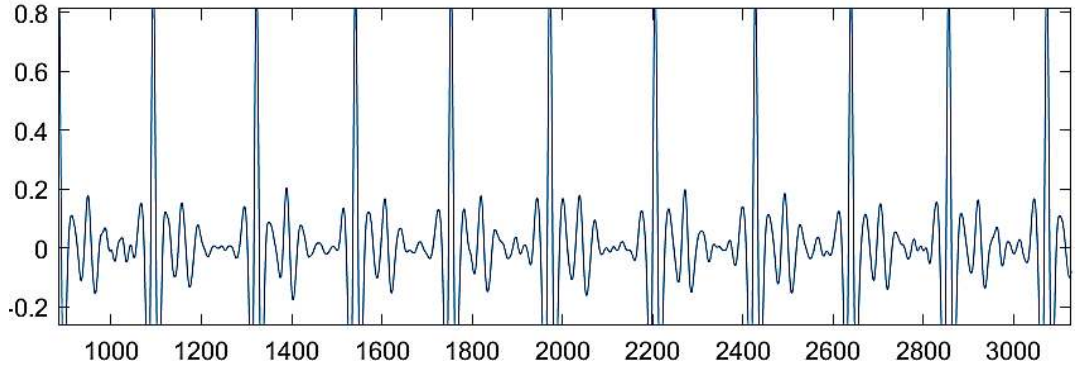
Fark denklemi ise Denklem 19'da gösterilmiştir.

$$y(nT) = 32x(nT - 16T) - [y(nT - T) + x(nT) - x(nT - 32T)] \quad (19)$$

Şekil 29'da ham EKG sinyali ve Şekil 30'da ise bant geçiren filtre sonucu elde edilen sinyal gösterilmiştir.



Şekil 29. Ham EKG Sinyali



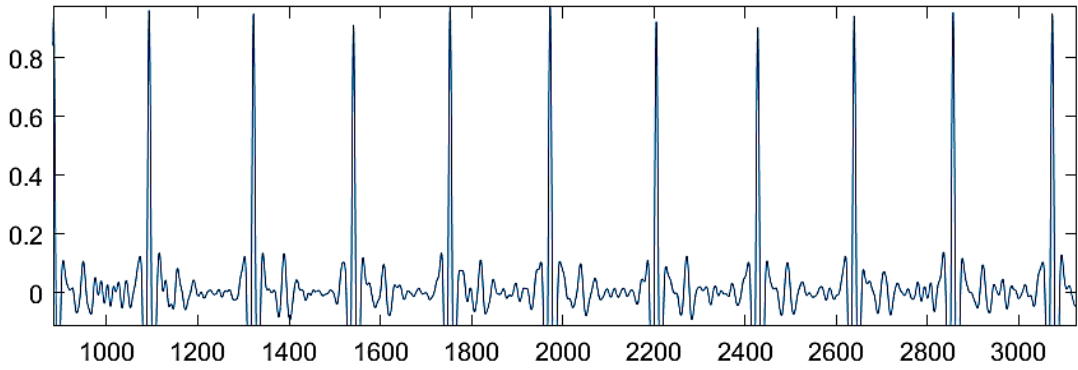
Şekil 30. Bant Geçiren Filtre Uygulanan EKG Sinyali

4.2.2. Türev Alıcı Filtre

QRS kompleksinin eğimi EKG sinyali içinde ki en yüksek bölgedir. EKG sinyali üzerinde bir türev alıcı kullanılarak QRS kompleksi daha belirgin hale getirilir. Bu işlem için gerekli transfer fonksiyonu Denklem 18’de ifade edilmiştir.

$$H(z) = \frac{(2 + z^{-1} - z^{-3} - 2z^{-4})}{8} \quad (18)$$

Şekil 31’de türev alıcı filtre sonucu elde edilen sinyal gösterilmiştir.



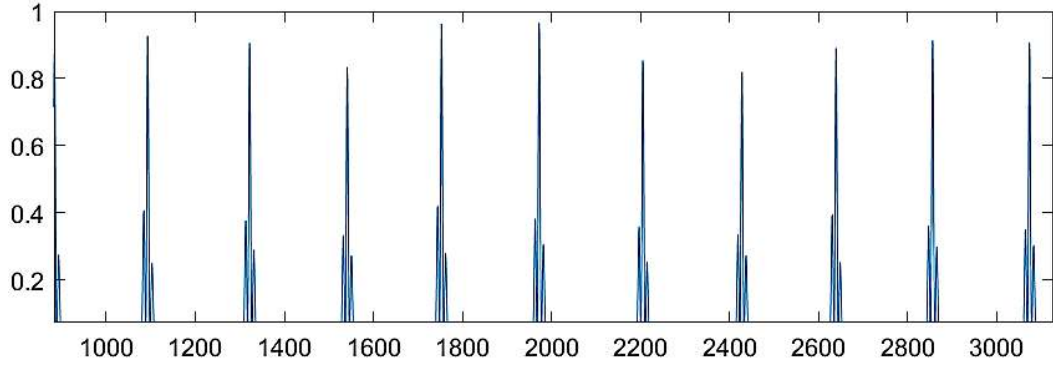
Şekil 31. Türev Alıcı Filtre Uygulanan EKG Sinyali

4.2.3. Kare Alıcı Filtre

Bu adımda filtrelenen sinyalin karesi alınarak sinyaldeki tüm noktalar pozitif hale getirilir. Bunun amacı; QRS tepe noktalarını daha iyi hale getirmek ve bir T dalgasının yanlışlıkla R tepesi olarak tanınma olasılığını azaltmaktır. Bu işlem için Denklem 19 kullanılır.

$$y(nT) = [x(nT)]^2 \quad (19)$$

Şekil 32’de kare alıcı uygulandıktan sonra oluşan sinyal gösterilmiştir.



Şekil 32. Kare Alıcı Filtre Uygulanan EKG Sinyali

4.2.3. Hareketli Pencere Entegrasyonu

Hareketli Pencere Entegrasyonunun amacı, QRS kompleksinin süresi hakkında bilgi elde etmektir. Bunun için sinyal üzerinde bir hareketli bir pencere gezdirilir. Denklem 20’de bu işlem ifade edilmiştir. Denklemdeki N ifadesi penceredeki örnek sayısını ifade eder.

$$y(nT) = \left(\frac{1}{N}\right) [x(nT - (N - 1)T) + x(nT - (N - 2)T) + \dots + x(nT)] \quad (20)$$

4.2.4. Eşikler

Bir QRS kompleksinin tespiti için pencere entegrasyonundan elde edilen sinyalin tepe noktaları bulunur. Tepe noktaları sinyalin yön değiştirdiği nokta olarak ifade edilebilir. Sinyalde bulunan gürültü tepe noktalarının, QRS tepe noktaları olarak seçilmesini engellemek için, her tepe genliği, daha önce tespit edilen QRS sinyal tepeleri ve gürültü tepe noktalarından elde edilen eşik değerler ile karşılaştırılır. Bu işlem için alt eşik ve üst eşik olmak üzere iki eşik değeri belirlenir. Üst eşik, sinyalin ilk analizi için kullanılır ve QRS tepeleri elde edilir. Eğer belirli bir zaman aralığında üst eşik ile hiçbir QRS tespit edilemezse, alt eşik değeri kullanılarak tekrar QRS arama işlemi yapılır. Denklem 21’de üst eşik değerinin hesaplanması için gerekli eşitlikler gösterilmiştir.

$$ST_1 = 0.125 TEPE_1 + 0.875ST_1 \text{ (TEPE bir sinyal tepe noktası ise)}$$

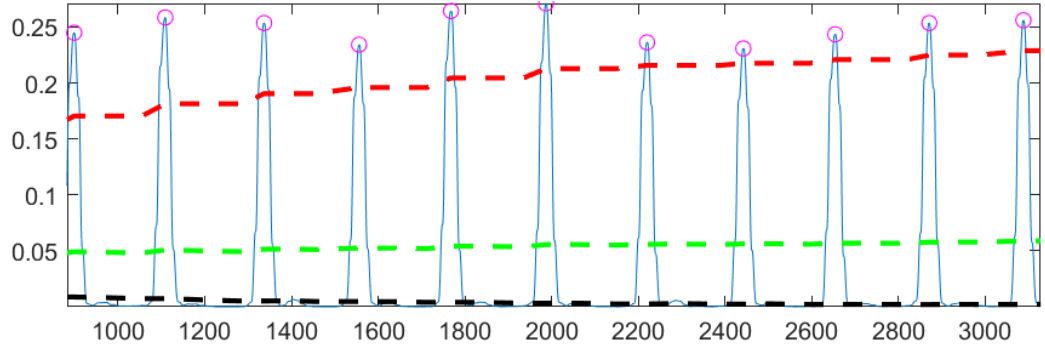
$$GT_1 = 0.125 TEPE_1 + 0.875GT_1 \text{ (TEPE bir gürültü tepe noktası ise)} \quad (21)$$

$$ESIK_{UST}=GT_1 + 0.25(ST_1 - GT_1)$$

Alt eşik değeri ise Denklem 22' de ifade edilmiştir.

$$ESIK_{ALT}=0.5 ESIK_{UST} \quad (20)$$

Şekil 33'de eşik değerleri ile karşılaştırıldıktan sonra EKG sinyalinde tespit edilen tepe noktaları gösterilmiştir.



Şekil 33. Eşik Değerler ile Tespit Edilen Tepe Noktaları

4.2.5. T Dalgasının Tespiti

Algoritma özellikle T dalgalarının yanlış algılanması olasılığını dikkate alır. Algoritma bir RR aralığı 360 ms'den az olduğunda (200 ms gecikmeden daha büyük olmalıdır), mevcut QRS kompleksinin doğru bir şekilde tanımlanıp tanımlanmadığını veya bunun gerçekten bir T dalgası olup olmadığını değerlendirir. Bu dalga formu sırasında meydana gelen maksimum eğim, kendisinden önceki QRS dalga formunun eğiminin yarısından azsa, bir T dalgası olarak tanımlanır; aksi halde QRS kompleksi olarak adlandırılır.

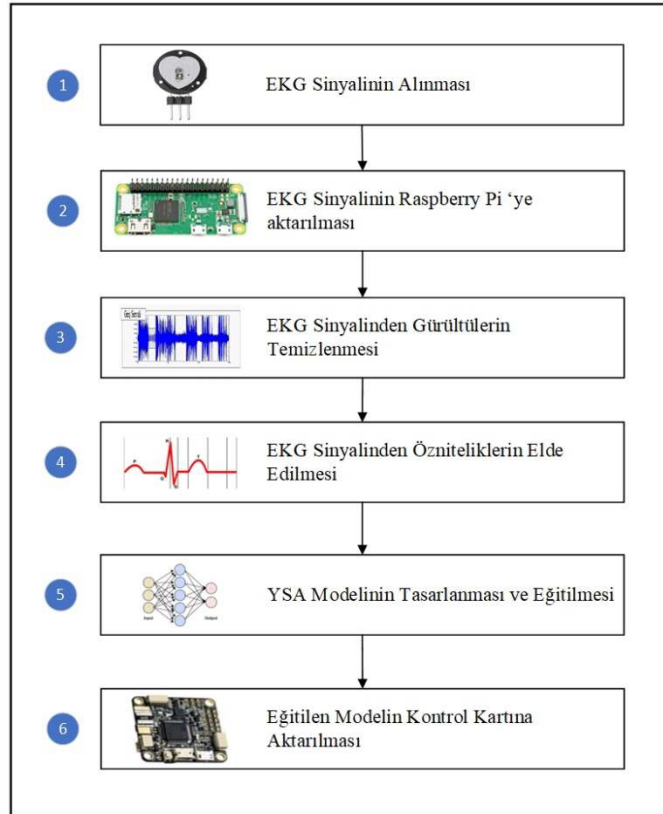
BEŞİNCİ BÖLÜM

ARAŞTIRMA BULGULARI

5.1. Sistemin Genel Çalışma Prensibi

Gerçekleştirilen çalışma temelde iki farklı adım ve iki farklı modül şeklinde çalıştırılmaktadır. İlk adımda Şekil 34’de genel akış diyagramı verilen Modül 1 kullanılmaktadır. Modül 1’in ilk adımında EKG sinyalleri alınmaktadır. EKG sinyalleri “PTB Diagnostic ECG” veri setinden alınmaktadır. İkinci adımda alınan EKG sinyalleri Raspberry Pi’ye aktarılmaktadır. Üçüncü adımda Raspberry Pi üzerinde Octave Programlama dili ve Pan-Tompkins algoritması kullanılarak sinyaller üzerindeki gürültüler temizlenmektedir. Dördüncü adımda temizlenen EKG sinyalleri üzerinden öznitelikler elde edilmektedir. Beşinci adımda elde edilen öznitelikler ile yine Octave Programlama dili kullanılarak YSA modeli tasarlanmakta ve eğitilmektedir. Son aşamada ise eğitilen YSA modeli, tasarlanan kontrol kartına aktarılarak çalışmaya hazır hale getirilmektedir.

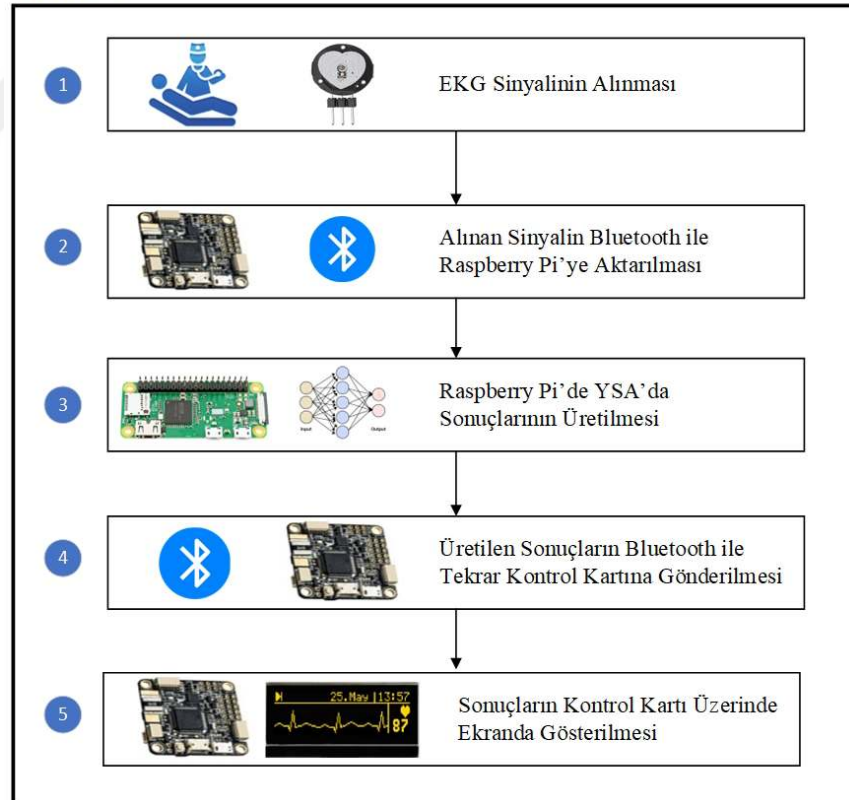
Modül -1



Şekil 34. Modül 1'in Genel Akış Diyagramı

Çalışmanın ikinci adımı yani ikinci modülü ise kontrol kartının çalıştırılmasıdır. Bu modülün genel akış diyagramını Şekil 35’de sunulmuştur. Modül 2’de birinci adımda, nabız sensörü yardımı ile kişiden EKG sinyali alınmaktadır. Alınan sinyal doğrudan kontrol kartına aktarılmaktadır. İkinci adımda, alınan EKG sinyali bluetooth yardımı ile Raspberry Pi’ye iletilmektedir. Üçüncü adımda, Raspberry Pi’ye aktarılan EKG sinyalleri ilk olarak Modül 1’de kullanılan Pan-Tompkins algoritmasından geçirilerek sinyal üzerindeki gürültüler azaltılmaktadır. İkinci olarak da gürültülerden temizlenmiş sinyalden P, Q, R, S, T öznitelikleri elde edilmektedir. Son olarak da eğitilmiş YSA modeline bu öz nitelikler giriş olarak verilerek, bir sonuç üretmesi sağlanmaktadır. Dördüncü adımda, üretilen bu değerler Raspberry Pi üzerinde bulunan bluetooth modülü ile kontrol kartına aktarılmaktadır. Beşinci adımda ise kontrol kartına gelen değerler ile EKG sinyali ve elde edilen değer Oled ekran üzerinde çizdirilerek, kullanıcıya sağlık durumu ile ilgili bilgi sunulmaktadır.

Modül -2



Şekil 35. Modül 2'nin Genel Akış Diyagramı

Tasarlanan Modül 2'nin genel hassasiyeti özellikle nabız sensörü üzerinde bulunan opamp ve sensöre bağlıdır. Opamp ve sensöre ait hassasiyet ve diğer tüm teknik bilgiler Ek-1 ve Ek 2'de sunulmuştur.

5.2. YSA Modelinin Tasarımı

Literatür incelediğinde birçok farklı YSA modeli olduğu görülmektedir. Yapılan çalışmada verilerin yapısına uygun olduğu için ÇK-YSA modeli tercih edilmiştir. Bu aşamada sistem farklı öznitelikler, katmanlar, katmanlarda bulunan nöronlar ve aktivasyon fonksiyonları ile test edilmiştir.

Bir EKG sinyalinde P, Q, R, S ve T dalgaları bulunmaktadır. Her bir dalga kalbin farklı çalışma durumlarını temsil eder. Kalp krizinin teşhisinde yaygın olarak ST aralığının yükselmesi veya çökmesi durumları ele alınır. Yapılan çalışmada ST aralığı ile birlikte, diğer aralıklarda öznitelik olarak dikkate alınmıştır. Öznitelik belirlenirken her bir sinyaldeki QRS kompleksi ile PR, QR, QT, RS ve ST aralıklarına ait ortalamalar ve bu aralıklara ait standart sapmalar kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan öznitelik sayısı ve nitelikleri Tablo 6'da gösterilmiştir.

Tablo 6. Çalışmada Kullanılan Öznitelikler

No	Öznitelik Sayısı	Niteliği
1	6 Adet	QRS kompleksi ve PR, QR, QT, RS ve ST aralıkları
2	6 Adet	QRS kompleksi ve PR, QR, QT, RS ve ST aralıklarının en yüksek değerleri
3	5 Adet	QRS kompleksi ve PR, QR, QT, RS ve ST aralıklarının standart sapmaları
4	5 Adet	P, Q, R, S ve T dalgalarının en yüksek değerleri
5	5 Adet	P, Q, R, S ve T dalgalarının standart sapmaları

6	12 Adet	QRS kompleksi ve PR, QR, QT, RS ve ST aralıkları ve en yüksek değerleri
7	12 Adet	QRS kompleksi ve PR, QR, QT, RS ve ST aralıkları ve standart sapmaları

Tablo 6’da 7. Satırda bulunan öz nitelikler ile yapılan testler ve bunların sonuçları ile ilgili örnek değerler Tablo 7 ‘da paylaşılmıştır.

Tablo 7. ÇK-YSA Test Parametreleri ve Başarı Oranları

Test No	Öğrenme Parametreleri	Ara Katmanlar	Nöron Sayısı	Aktivasyon Fonksiyonları	Başarı (%)
1	- Ara Katman Sayısı: 2 - Momentum Katsayısı: 0.8 - Öğrenme Katsayısı: 0.9	1.Ara Katman	2	Logsig	81
		2.Ara Katman	3	Logsig	
2	- Ara Katman Sayısı: 2 - Momentum Katsayısı: 0.8 - Öğrenme Katsayısı: 0.9	1.Ara Katman	2	Logsig	84
		2.Ara Katman	3	Tansig	
3	- Ara Katman Sayısı: 2 - Momentum Katsayısı: 0.8 - Öğrenme Katsayısı: 0.9	1.Ara Katman	2	Tansig	86
		2.Ara Katman	3	Tansig	
4	- Ara Katman Sayısı: 2 - Momentum Katsayısı: 0.8 - Öğrenme Katsayısı: 0.9	1.Ara Katman	3	Logsig	82
		2.Ara Katman	4	Logsig	
5	- Ara Katman Sayısı: 2 - Momentum Katsayısı: 0.8 - Öğrenme Katsayısı: 0.9	1.Ara Katman	3	Logsig	83
		2.Ara Katman	4	Tansig	
6	- Ara Katman Sayısı: 2 - Momentum Katsayısı: 0.8 - Öğrenme Katsayısı: 0.9	1.Ara Katman	3	Tansig	82
		2.Ara Katman	4	Tansig	
7	- Ara Katman Sayısı: 2 - Momentum Katsayısı: 0.8 - Öğrenme Katsayısı: 0.9	1.Ara Katman	4	Logsig	81
		2.Ara Katman	4	Logsig	

8	- Ara Katman Sayısı: 3 - Momentum Katsayısı: 0.8 - Öğrenme Katsayısı: 0.9	1.Ara Katman	2	Logsig	83
		2.Ara Katman	3	Tansig	
		3.Ara Katman	4	Logsig	
9	- Ara Katman Sayısı: 3 - Momentum Katsayısı: 0.8 - Öğrenme Katsayısı: 0.9	1.Ara Katman	2	Tansig	84
		2.Ara Katman	3	Tansig	
		3.Ara Katman	4	Tansig	
10	- Ara Katman Sayısı: 3 - Momentum Katsayısı: 0.8 - Öğrenme Katsayısı: 0.9	1.Ara Katman	2	Tansig	83
		2.Ara Katman	3	Logsig	
		3.Ara Katman	4	Tansig	
11	- Ara Katman Sayısı: 3 - Momentum Katsayısı: 0.8 - Öğrenme Katsayısı: 0.9	1.Ara Katman	4	Logsig	85
		2.Ara Katman	5	Logsig	
		3.Ara Katman	6	Logsig	
12	- Ara Katman Sayısı: 3 - Momentum Katsayısı: 0.8 - Öğrenme Katsayısı: 0.9	1.Ara Katman	4	Logsig	83
		2.Ara Katman	5	Tansig	
		3.Ara Katman	6	Logsig	
13	- Ara Katman Sayısı: 3 - Momentum Katsayısı: 0.8 - Öğrenme Katsayısı: 0.9	1.Ara Katman	4	Tansig	85
		2.Ara Katman	5	Tansig	
		3.Ara Katman	6	Tansig	
14	- Ara Katman Sayısı: 3 - Momentum Katsayısı: 0.8 - Öğrenme Katsayısı: 0.9	1.Ara Katman	4	Tansig	83
		2.Ara Katman	5	Logsig	
		3.Ara Katman	6	Tansig	

15	- Ara Katman Sayısı: 3 - Momentum Katsayısı: 0.8 - Öğrenme Katsayısı: 0.9	1.Ara Katman	10	Logsig	83
		2.Ara Katman	15	Logsig	
		3.Ara Katman	20	Logsig	

Sınıflandırma problemlerinde kullanılan sınıflandırma algoritmaları kadar, bu algoritmaların başarılarını ölçmekte önemli bir konudur. Gerçekleştirilen çalışmada sistemin başarıyı ölçmek için karşılaştırma matrisi yöntemi kullanılmıştır. Bu matristen elde edilen doğruluk, hassasiyet, geri çağırma ve F1 skor değerleri sınıflandırmanın genel başarısı hakkında değerler vermektedir.

Yapılan çalışmanın doğruluk, pozitif geri çağırma, negatif geri çağırma, pozitif hassasiyet, negatif hassasiyet ve F1 skor değerlerinin hesaplamak için Denklem 21-26 kullanılmaktadır.

$$\text{Doğruluk oranı} = \frac{TP + TN}{(TN + FP + TP + FN)} \quad (21)$$

$$\text{Pozitif için Geri Çağırma} = \frac{TP}{(TP + FN)} \quad (22)$$

$$\text{Negatif için Geri Çağırma} = \frac{TN}{(TN + FP)} \quad (23)$$

$$\text{Pozitif için Hassasiyet} = \frac{TP}{(TP + FP)} \quad (24)$$

$$\text{Negatif için Hassasiyet} = \frac{TN}{(TN + FN)} \quad (25)$$

$$\text{F1 Skor} = 2 \times \frac{\text{Hassasiyet} \times \text{Geri Çağırma}}{\text{Hassasiyet} + \text{Geri Çağırma}} \quad (26)$$

Denklem 21 ile 26 arasında ve karşılaştırma matrisinin hücrelerindeki;

- TP: Algoritma KALP KRİZİ geçirecek çıktısı verdi, gerçek durumda ise SAĞLIKLİ olmasını,

- FP: Algoritma SAĞLIKLI çıktısı verdi, gerçek durumda ise KALP KRİZİ geçirecek olmasını,
- FN: Algoritma KALP KRİZİ geçirecek çıktısı verdi, gerçek durumda ise SAĞLIKLI olmasını,
- TN: Algoritma KALP KRİZİ geçirecek çıktısı verdi, gerçek durumda ise KALP KRİZİ geçirecek olmasını, ifade etmektedir.

Denklem 21 'da gösterilen Doğruluk oranı, doğru olan tahminlerin sayısının, toplam tahmin sayısına oranı olarak ifade edilmektedir.

Denklem 22 ve 23 'de bahsedilen Geri Çağırma, Pozitif veya Negatif durumların ne kadar başarılı tahmin edildiğini gösterir.

Denklem 24 ve 25'deki hassasiyet ifadesi, Pozitif veya Negatif durumlar için doğru olarak tahmin edilenlerin, toplam tahmin edilenlere oranıdır.

Denklem 26'da ki F1 skoru, test edilen verilerin doğruluğunun ölçümüdür. Hassasiyet ve geri çağırma metriklerinin harmonik ortalamasıdır. Normal ortalama yerine harmonik ortalamanın kullanılması sayesinde, uç durumlar göz ardı edilmektedir. Gerçekleştirilen çalışmadan elde edilen en yüksek başarı oranı için karşılaştırma matrisi Şekil 35'de gösterilmiş ve elde edilen sonuçlar aşağıda hesaplamalı olarak sunulmuştur.

	Sağlıklı (Positive)	Kalp Krizi (Negative)
Sağlıklı (Positive)	(TP) 350	(TN) 46
Kalp Krizi (Negative)	(FP) 14	(FN) 33

Şekil 36. Karşılaştırma Matrisi

$$\text{Doğruluk Oranı} = \frac{TP + TN}{(TN + FP + TP + FN)} = \frac{350 + 46}{(46 + 14 + 350 + 33)} = 0,86$$

$$\text{Pozitif için Geri Çağırma} = \frac{TP}{(TP + FN)} = \frac{350}{(350 + 33)} = 0,88$$

$$\text{Negatif için Geri Çağırma} = \frac{TN}{(TN + FP)} = \frac{33}{(33 + 14)} = 0,70$$

$$\text{Pozitif için Hassasiyet} = \frac{TP}{(TP + FP)} = \frac{350}{(350 + 14)} = 0,96$$

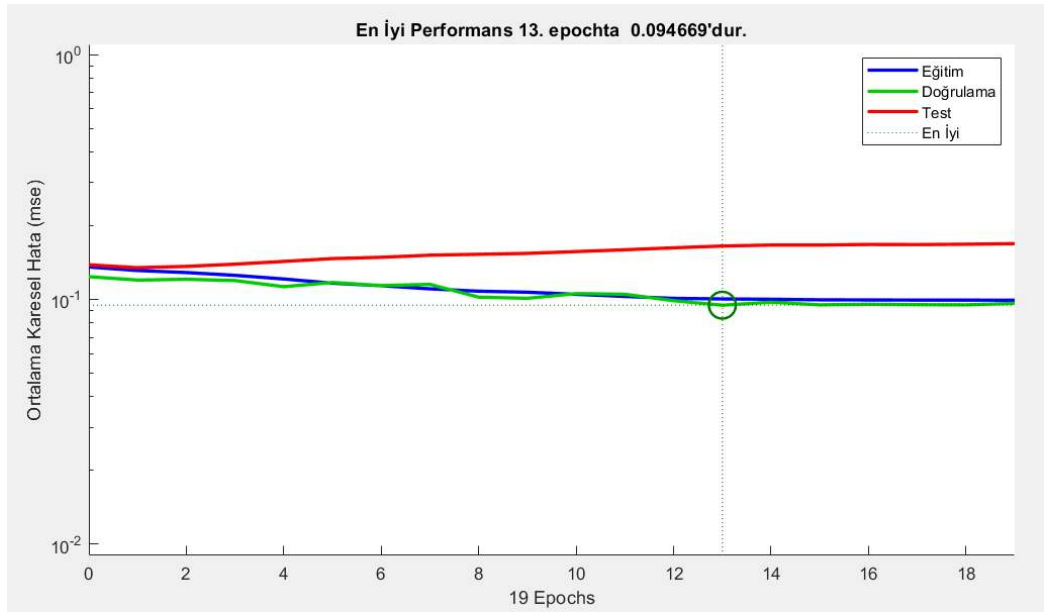
$$\text{Negatif için Hassasiyet} = \frac{TN}{(TN + FN)} = \frac{33}{(33 + 46)} = 0,41$$

$$\text{Pozitif için F1 Skor} = 2x \frac{\text{Hassasiyet} \times \text{Geri Çağırma}}{\text{Hassasiyet} + \text{Geri Çağırma}} = 2 * \frac{0,84}{1,84} = 0,92$$

$$\text{Negatif için F1 Skor} = 2x \frac{\text{Hassasiyet} \times \text{Geri Çağırma}}{\text{Hassasiyet} + \text{Geri Çağırma}} = 2 * \frac{0,29}{1,11} = 0,52$$

5.3. YSA Modelinden Elde Edilen Bulgular

Tasarlanan modelin eğitim aşamasında K-Fold 5 değeri ve Ortalama Karesel Hata (Mean Squared Error- MSE) değeri kullanılmıştır. Bu şartlara bağlı olarak Tablo 6 ve 7'deki değerler, 0.01 hata oranı hedefi ve en yüksek 100.000 epoch şartı ile eğitilmiştir. Eğitim aşamasında, elde edilen en iyi sonuca ait ortalama karesel hata grafiği Şekil 37'de sunulmuştur.



Şekil 37. En İyi Sonuca Ait Ortalama Karesel Hata Grafiği

Şekil 37’den de anlaşılacağı üzere seçilen özniteliklerin konuya uygun olması ve doğru parametrelerin seçilmiş olmasının sonucunda daha 13. epochda sistemin eğitim işlemi sonlanmıştır. Bununla birlikte sistem sınıflandırma bilgisi kullanıldığı için logsig ve tansig aktivasyon fonksiyonlarına göre purelin aktivasyon fonksiyonu çok daha iyi sonuçlar vermektedir. Logsigt, tansigt ve purelin fonksiyonlarına ait elde edilen en iyi performans sonuçları Tablo 8’de paylaşılmıştır.

Tablo 8. Aktivasyon Fonksiyonlarının Performansı

No	Katman Sayısı	Aktivasyon Fonksiyonu	Ortalama Karesel Hata
1	2	Logsig, Logsig, Logsig	0.14
2	2	Tansig, Tansig, Logsig	0.15
3	2	Purelin, Purelin, Purelin	0.12
4	3	Logsig, Logsig, Logsig	0.13
5	3	Tansig, Tansig, Tansig	0.16
6	3	Purelin, Purelin, Purelin	0.09
7	4	Logsig, Logsig, Logsig	0.13
8	4	Tansig, Tansig, Tansig	0.15
9	4	Purelin, Purelin, Purelin	0.11

SONUÇ VE ÖNERİLER

Gerçekleştirilen çalışmada “PTB Diagnostic EKG” veri setinden elde edilen, 466 adet EKG verisi ile birlikte çalışmayı gerçekleştiren kişilere ait EKG verileri birlikte kullanılmıştır. Bu EKG sinyalleri üzerinde ilk olarak Pan-Tompkins algoritması kullanılarak gürültüler temizlenmiş ve farklı öznitelikler elde edilmiştir. Elde edilen bu öznitelikler ve belirlenen parametrelerle bir ÇK-YSA modeli tasarlanmış ve eğitilmiştir.

Eğitilen ÇK-YSA modelin bulunduğu üniteye ek olarak ayrı bir kontrol devresi hazırlanmıştır. Bu kontrol devresi, kişiden anlık olarak EKG sinyallerini almakta ve bu sinyalleri ÇK-YSA modelinin bulunduğu üniteye bluetooth üzerinden aktarmaktadır. Aktarılan sinyallerden, ÇK-YSA ile kişinin sağlık durumu hakkında bir tahmin bilgisi elde ettikten sonra, tekrar bluetooth üzerinden kontrol kartına gönderilerek, kişinin sağlık durumu bilgisi ekran üzerinden kullanıcıya gösterilmektedir.

Sistemin genel başarısı, doğruluk, pozitif geri çağırma, negatif geri çağırma, pozitif hassasiyet, negatif hassasiyet ve F1 skor değerleri için sırasıyla 0.86, 0.88, 0.70, 0.96, 0.41, 0.92 ve 0.52 olarak hesaplanmıştır. Bu veriler doğrultusunda sistemin kalp krizi tahmininde başarılı olduğu görülmektedir.

Çalışmada genel olarak kişinin kalp krizi geçirme ihtimali ve sağlıklı olması durumu üzerinde durulmuştur. Bu noktadan yola çıkıldığında öneri olarak; yeterli denek üzerinden güvenilir bir veri seti oluşturulması halinde kişinin kalp krizi geçirme ihtimalinin yanı sıra, ne kadar zaman geçince bu durumun yaşanabileceği ile ilgili tahmin de bulunulabilir. Burada ana koşul güvenilir ve fazla sayıda denekten oluşan bir veri setinin oluşturulmasıdır. İlgili kamu kurumlarında bu şekilde güncel bir veri setinin hazırlanması ve güncel yapay zekâ algoritmalarının kullanılması, ilerleyen dönemde birçok kişinin yaşamına pozitif yönde katkı sağlayacaktır.

Bununla birlikte kişilerden EKG sinyalinin alınması için daha hassas çalışan sensörler kullanılabilir. Böylece daha yüksek doğrulukta tahmin sonuçları üretilebilir. Aynı zamanda, içerisinde yüksek ya da alçak geçiren filtreler bulunan sensörler yardımı ile alınan EKG sinyallerindeki gürültüler azaltılabilir.

ÇK-YSA modelinin eğitildiği modülün geliştirilmiş bir versiyonunun kullanılması halinde, Geçitli Tekrarlayan Ünite (Gated Recurrent Unit- GRU) ve Uzun

Kısa Süreli Bellek (Long Short Term Memory – LSTM) yapay sinir ağı modelleri de kullanılabilir. Yine benzer şekilde daha yüksek bir tahmin başarıml oranı elde edilebilir.

Tasarımı yapılan kontrol ünitesi, SMD devre malzemeleri kullanılarak ve ÇK-YSA modelinin eğitildiğı modül kompakt bir yapı şekline getirilerek, modül 1 ve modül 2 aynı devre üzerinde kullanılabilir. Bu durum kullanıcıya daha ergonomik bir cihaz kullanma imkânı sağlar.



KAYNAKÇA

- Abu-Faraj, Z. O., Chamaa, W. Al, Hadchiti, A. Al, Sraj, Y. ve Tannous, J. (2018). Design and Development of a Heart-Attack Detection Steering Wheel. *2018 11th International Congress on Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics (CISP-BMEI)*, 1–6. doi:10.1109/cisp-bmei.2018.8633210
- Aktürk, T. B. (2009). *PDA Tabanlı Gerçek Zamanlı EKG Görüntüleme Sistemi*. (Yayın Nu. 238312) [Yüksek Lisans Tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi] https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/TezGoster?key=UPP_Zu9isEmWGFXFCBYasXdyNy6CbNUX1j0AxsJoza1GvMp31OPubHxIdJ0o03du
- Alaloul, W. S. ve Qureshi, A. H. (2020). Data Processing Using Artificial Neural Networks. *Dynamic data assimilation-beating the uncertainties*, 81–101.
- Beton, O. ve Tandoğan, İ. (2011). Kalbin İleti Sistemi. *Türkiye Klinikleri J Cardiol-Special Topics*, 4(6), 1–8.
- Beytullah, G. (2022). *Tekstil Esaslı Elektrot Kullanan Taşınabilir Elektrokardiyografi (EKG) Cihaz Tasarımı*. (Yayın Nu. 706269) [Yüksek Lisans Tezi, Sütçü İmam Üniversitesi] <https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/TezGoster?key=RjZwH00oMG4iNa5Sgvlggx6aVDAZmEWQnKxQVylhvYmlzLQb3dqAGJyv8IEtu54m>
- Bilgin, S. (2008). *Kalp Hızı Değişkenliğinin Dalgacık Dönüşümü ve Yapay Sinir Ağları Kullanılarak Analizi*. (Yayın Nu. 216035) [Doktora Tezi, Sakarya Üniversitesi] <https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/TezGoster?key=wBmNpkQC9Nhi90NLW7E7-Y7IQ13dOEs1KkyyJpruecb6HkgJy06jq3-ne7VvNR7l>
- Bousseljot, R., Kreiseler, D. ve Schnabel, A. (1995). Nutzung der EKG-Signaldatenbank CARDIODAT der PTB über das Internet. *De Gruyter*, 317–318. doi:10.1515/bmte.1995.40.s1.317
- Çekik, R. ve Telçeken, S. (2014). EKG Sinyallerinin Kaba Kümeler Teorisi Kullanılarak Sınıflandırılması. *Anadolu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi A-Uygulamalı Bilimler ve Mühendislik*, 15(2), 125–135.

- Çelik, İ. (2017). *Elektrokardiyografi (EKG) Sinyallerinin Aritmi Tespiti İçin Yapay Zeka Yöntemleri ile Sınıflandırılması*. (Yayın Nu. 486892) [Yüksek Lisans Tezi, Mersin Üniversitesi]
https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/TezGoster?key=RrIKrk3ARkF4YfHofukyEqcQKZW2xLhatazRWdQpNR5ok8K7fVOnwhYwjn_iDa
- Çetin, D. T. ve Metlek, S. (2021). Forecasting Of Turkish Sovereign Sukuk Prices Using Artificial Neural Network Model. *Acta Infologica*, 5(2), 241–254.
- Dominguez, M. (2019). *MedBullets - Electrocardiogram*. Erişim tarihi: 01 Haziran 2022, <https://step1.medbullets.com/cardiovascular/108017/electrocardiogram-ecg>
- Elmas, Ç. (2021). Yapay Zeka Uygulamaları:(Yapay Sinir Ağı, Bulanık Mantık, Sinirsel Bulanık Mantık, Genetik Algoritma) (5. baskı). Seçkin Yayıncılık.
- Ensar, G. M. ve Yağanoğlu, M. (2020). Veri Bilimi Uygulamalarının Hastalık Teşhisinde Kullanılması: Kalp Krizi Örneği. *Journal of Information Systems and Management Research*, 2(2), 26–32.
- Faiyaz, J., Abdulla, R. ve Seeralan, A. (2022). Development of an IoT-Based System in Detecting Heart Attack and Continuous Monitoring of Heartbeat. *Journal of Applied Technology and Innovation (e-ISSN: 2600-7304)*, 6(2), 37.
- Gerçekoğlu, H. (2017). *Kalbin Yapısı*. Erişim tarihi: 01 Haziran 2022, <https://drhakangercekoglu.com/hastaliklar/kalbin-yapisi>
- Güney, E. (2011). *Matlab Web Figure Tabanlı Elektrokardiyogram (EKG) Benzetimi*. (Yayın Nu. 287233) [Yüksek Lisans Tezi, Sakarya Üniversitesi]
<https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/TezGoster?key=zD1B0cW7zVr3VcnZjitVXIb22CdobSNnHS2NkLJwlB8ZanJ7ZeLHoAWUu2ljKDaN>
- Gurjar, A. ve Sarnaik, N. A. (2018). Heart Attack Detection By Heartbeat Sensing Using Internet of Things: IoT. *Heart*, 5(03).
- Hamzaçebi, C. (2021). Matlab Uygulamalı Yapay Sinir Ağları (2. Baskı). Seçkin Yayıncılık.
- Haykin, S. (2004). *Neural Network: A Comprehensive Foundation* (7. Baskı). Pearson Education India.

- Kabalıcı, E. (2006). *PC Tabanlı Kablosuz EKG Biyotelemetri Sistemi Tasarımı ve Yapımı*. (Yayın Nu. 180308) [Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi]
https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/TezGoster?key=-L8ilcwn9ZRRc_YMKxXW1ns3N3I2a_EkSaNOv89nUCnTuP_hrqYBgeEiHR4MElbs
- Kafadar, O. ve Sondas, A. (2016). Raspberry Pi ile EKG Sinyallerinin Gerçek Zamanlı İzlenmesi. *2016 20th National Biomedical Engineering Meeting, BIYOMUT 2016*, (January). doi:10.1109/BIYOMUT.2016.7849388
- Kayaalp, K., Metlek, S., Ekici, S. ve Şöhret, Y. (2021). Developing a Model for Prediction of The Combustion Performance and Emissions of The Long Short-Term Memory Method. *Fuel*, 302, 121202. doi:10.1016/j.fuel.2021.121202
- Khatoon, S., Khalid, S. S., Tariq, W., Tanweer, S. ve Rao, N. (2021). Real-Time ECG Monitoring Device With Heart Pulse Sensor. *Proceedings of the 2nd International Conference on ICT for Digital, Smart, and Sustainable Development*. doi:10.4108/eai.27-2-2020.2303170
- Köylü, H. (2001). *Fizyoloji: Dolaşım, Solunum, Boşaltım*. Tuğra Matbaası.
- Mahmoodabadi, S. Z., Ahmadian, A. ve Abolhasani, M. D. (2005). ECG Feature Extraction Using Daubechies Wavelets. *Proceedings of the fifth IASTED International c-Conference on Visualization, Imaging and Image Processing*, 343–348.
- Mazidi, M. H. ve Eshghi, M. (2019). Detection of Heart Attack Using Cross Wavelet Transformation and Support Vector Machine. *Applied Medical Informatics*, 41(3), 77–92.
- Medikalteknoloji. (2007). *Ekg, Dolaşım Sistemi Enstrumantasyonu ve Ekg Devresi*. Erişim tarihi: 02 Haziran 2022, <http://www.medikalteknoloji.com/print.php?news.43>
- Metlek, S. (2021). Disease Detection from Cassava Leaf Images With Deep Learning Methods in Web Environment. *International Journal of 3D Printing Technologies and Digital Industry*, 5(3), 625–644.

- Metlek, S. (2022). Forecasting Of Dow Jones Sukuk Index Prices Using Artificial Intelligence Systems. *Economic Computation & Economic Cybernetics Studies & Research*, 56(1).
- Metlek, S. ve Kılınç, E. E. (2020). Determination of Heart Disease By Machine Learning Methods. *5th International Gap Mathematics-Engineering-Science and Health Sciences Congress*, 48–74.
- Microchip-Technology. (2018). *Atmega328*. Erişim tarihi: 25 Mayıs 2022, <https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/40001906C.pdf>
- Murphy, J. (2012). *Pulse Sensor Amplified*. Erişim tarihi: 22 Mayıs 2022, <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/PulseSensorAmpd%20-%20Schematic.pdf>
- Natesan, P. ve Gothai, E. (2020). Classification Of Multi-Lead ECG Signals To Predict Myocardial Infarction Using CNN. *2020 Fourth International Conference on Computing Methodologies and Communication (ICCMC)*, 1029–1033.
- Öztemel, E. (2006). Yapay Sinir Ağları (2. Baskı). Papatya Yayıncılık.
- Özveren, U. (2006). *Pem yakıt hücrelerinin yapay sinir ağları ile modellenmesi*. (Yayın Nu. 182655) [Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi] https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/TezGoster?key=-L8ilcwn9ZRRc_YMKxXW1vcUZ2mCxGb-Mt0ENsPYEhbql6CMzgM77LENfZRwAbfF
- Pan, J. ve Tompkins, W. J. (1985). A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (3), 230–236.
- Pulsesensor.com. (2022). *Pulsesensor*. Erişim tarihi: 02 Haziran 2022, <https://pulsesensor.com/pages/pulse-sensor-amped-arduino-v1dot1>
- Puri, H., Chaudhary, J., Raghavendra, K. R., Mantri, R. ve Bingi, K. (2021). Prediction of Heart Stroke Using Support Vector Machine Algorithm. *2021 8th International Conference on Smart Computing and Communications (ICSCC)*, 21–26.
- Saritha, C., Sukanya, V. ve Murthy, Y. N. (2008). ECG Signal Analysis Using Wavelet Transforms. *Bulg. J. Phys*, 35(1), 68–77.

- Say, Ö. (2002). *Kalp Seslerinin Analizi ve Yapay Sinir Ağları ile Sınıflandırılması*. (Yayın Nu. 126860) [Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi].
- Şentürk, Ü. (2013). *EKG Sinyallerinin Bilgisayarda Görüntülenmesi, Ayırıştırılması ve Analizi*. (Yayın Nu.338979) [Yüksek Lisans Tezi, Marmara Üniversitesi]
https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/TezGoster?key=vVNzTGHhHjH-u3WMToxQ-psf8J3W4CP5z0M2JGJCv_haRamCPY6bm4ISpIRSFUX
- Sezdi, N. İ. (2018). *Ekg Sinyalleri için Aritmi Sezimi ve Mobil Ağlar Üzerinden İletim*. (Yayın Nu.523473) [Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi]
https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/TezGoster?key=fS4sqEZr79C_n60Rk6MjFTtOfmaog5xAAM-vvcIeSb4Smd3gtfhXZr1xbPp-kqz
- Takci, H. (2018). Improvement of Heart Attack Prediction by The Feature Selection Methods. *Turkish Journal of Electrical Engineering and Computer Sciences*, 26(1), 1–10.
- Thygesen, K., Alpert, J. S. ve White, H. D. (2007). Universal Definition of Myocardial Infarction. *Journal of the American College of Cardiology*, 50(22), 2173–2195.
doi:10.1016/j.jacc.2007.09.011
- Tilton, D. (2021). *EKG, ECG Interpretation*. Erişim tarihi: 03 Haziran 2022,
<https://ceufast.com/course/ecg-interpretation>
- Türker, G. F. ve Tarımer, I. (2016). Portable ECG Design And Application Based On Wireless Sensor Network. *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 22(2), 78–84.
- Uçak, D. (2000). Elektrokardiyografi (5. Baskı). Nobel Tıp Kitabevleri.
- Weinhaus, A. J. ve Roberts, K. P. (2005). Anatomy of The Human Heart. *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices*. Humana Press, 51–79.
doi:10.1007/978-1-59259-835-9_4
- Whitaker, R. H. (2010). Anatomy of The Heart. *Medicine*, 38(7), 333–335.
doi:https://doi.org/10.1016/j.mpmed.2010.04.005
- Yazgan, E. ve Korürek, M. (1994). Elektrokardiyogram İşaretlerinin Ölçülmesi. *Tıp Elektroniği, İTÜ Yayınları, İstanbul*, 1–5.

Yüksel, B. B. ve Bilgin, G. (2017). Gerçek Zamanlı EKG İşaretlerinin Mobil Sistemde İzlenmesi. 2. *Ulusal Biyomedikal Cihaz Tasarımı ve Üretimi Sempozyumu*, 61–65.



EKLER

EK 1. MCP6001/2/4 Opamp Teknik Özellikleri

MCP6001/2/4

1.0 ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Absolute Maximum Ratings †

$V_{DD} - V_{SS}$	7.0V
All Inputs and Outputs	$V_{SS} - 0.3V$ to $V_{DD} + 0.3V$
Difference Input Voltage	$ V_{DD} - V_{SS} $
Output Short Circuit Current	continuous
Current at Input Pins	± 2 mA
Current at Output and Supply Pins	± 30 mA
Storage Temperature	-65°C to $+150^{\circ}\text{C}$
Maximum Junction Temperature (T_J)	$+150^{\circ}\text{C}$
ESD Protection On All Pins (HBM/MM)	≥ 4 kV, 200V

† **Notice:** Stresses above those listed under "Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at those or any other conditions above those indicated in the operational listings of this specification is not implied. Exposure to maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

PIN FUNCTION TABLE

Name	Function
V_{IN+} , V_{INA+} , V_{INB+} , V_{INC+} , V_{IND+}	Non-inverting Inputs
V_{IN-} , V_{INA-} , V_{INB-} , V_{INC-} , V_{IND-}	Inverting Inputs
V_{DD}	Positive Power Supply
V_{SS}	Negative Power Supply
V_{OUT} , V_{OUTA} , V_{OUTB} , V_{OUTC} , V_{OUTD}	Outputs

DC ELECTRICAL SPECIFICATIONS

Electrical Characteristics: Unless otherwise indicated, $T_A = +25^{\circ}\text{C}$, $V_{DD} = +1.8V$ to $+5.5V$, $V_{SS} = \text{GND}$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $R_L = 10$ k Ω to $V_{DD}/2$, and $V_{OUT} = V_{DD}/2$.

Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Input Offset						
Input Offset Voltage	V_{OS}	-7.0	—	+7.0	mV	$V_{CM} = V_{SS}$
Input Offset Drift with Temperature	$\Delta V_{OS}/\Delta T_A$	—	± 2.0	—	$\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$	$T_A = -40^{\circ}\text{C}$ to $+125^{\circ}\text{C}$, $V_{CM} = V_{SS}$
Power Supply Rejection	PSRR	—	86	—	dB	$V_{CM} = V_{SS}$
Input Bias Current and Impedance						
Input Bias Current:	I_B	—	± 1.0	—	pA	$T_A = +85^{\circ}\text{C}$ $T_A = +125^{\circ}\text{C}$
Industrial Temperature	I_B	—	19	—	pA	
Extended Temperature	I_B	—	1100	—	pA	
Input Offset Current	I_{OS}	—	± 1.0	—	pA	
Common Mode Input Impedance	Z_{CM}	—	$10^{13} 6$	—	ΩpF	
Differential Input Impedance	Z_{DIFF}	—	$10^{13} 3$	—	ΩpF	
Common Mode						
Common Mode Input Range	V_{CMR}	$V_{SS} - 0.3$	—	$V_{DD} + 0.3$	V	
Common Mode Rejection Ratio	CMRR	60	76	—	dB	$V_{CM} = -0.3V$ to $5.3V$, $V_{DD} = 5V$
Open-Loop Gain						
DC Open-Loop Gain (large signal)	A_{OL}	88	112	—	dB	$V_{OUT} = 0.3V$ to $V_{DD} - 0.3V$, $V_{CM} = V_{SS}$
Output						
Maximum Output Voltage Swing	V_{OL} , V_{OH}	$V_{SS} + 25$	—	$V_{DD} - 25$	mV	$V_{DD} = 5.5V$
Output Short-Circuit Current	I_{SC}	—	± 6	—	mA	$V_{DD} = 1.8V$
		—	± 23	—	mA	$V_{DD} = 5.5V$
Power Supply						
Supply Voltage	V_{DD}	1.8	—	5.5	V	
Quiescent Current per Amplifier	I_Q	50	100	170	μA	$I_O = 0$, $V_{DD} = 5.5V$, $V_{CM} = 5V$

MCP6001/2/4

AC ELECTRICAL SPECIFICATIONS

Electrical Characteristics: Unless otherwise indicated, $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_{DD} = +1.8$ to 5.5V , $V_{SS} = \text{GND}$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $V_{OUT} \approx V_{DD}/2$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ to $V_{DD}/2$, and $C_L = 60\text{ pF}$.

Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
AC Response						
Gain Bandwidth Product	GBWP	—	1.0	—	MHz	
Phase Margin	PM	—	90	—	°	$G = +1$
Slew Rate	SR	—	0.6	—	V/ μs	
Noise						
Input Noise Voltage	E_{ni}	—	6.1	—	$\mu\text{Vp-p}$	$f = 0.1\text{ Hz to }10\text{ Hz}$
Input Noise Voltage Density	e_{ni}	—	28	—	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$	$f = 1\text{ kHz}$
Input Noise Current Density	i_{ni}	—	0.6	—	$\text{fA}/\sqrt{\text{Hz}}$	$f = 1\text{ kHz}$

TEMPERATURE SPECIFICATIONS

Electrical Characteristics: Unless otherwise indicated, $V_{DD} = +1.8\text{V}$ to $+5.5\text{V}$, and $V_{SS} = \text{GND}$.

Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Temperature Ranges						
Industrial Temperature Range	T_A	-40	—	+85	$^\circ\text{C}$	
Extended Temperature Range	T_A	-40	—	+125	$^\circ\text{C}$	
Operating Temperature Range	T_A	-40	—	+125	$^\circ\text{C}$	(Note)
Storage Temperature Range	T_A	-65	—	+150	$^\circ\text{C}$	
Thermal Package Resistances						
Thermal Resistance, 5L-SC70	θ_{JA}	—	331	—	$^\circ\text{C}/\text{W}$	
Thermal Resistance, 5L-SOT-23	θ_{JA}	—	256	—	$^\circ\text{C}/\text{W}$	
Thermal Resistance, 8L-PDIP	θ_{JA}	—	85	—	$^\circ\text{C}/\text{W}$	
Thermal Resistance, 8L-SOIC (150 mil)	θ_{JA}	—	163	—	$^\circ\text{C}/\text{W}$	
Thermal Resistance, 8L-SOIC (208 mil)	θ_{JA}	—	118	—	$^\circ\text{C}/\text{W}$	
Thermal Resistance, 8L-MSOP	θ_{JA}	—	206	—	$^\circ\text{C}/\text{W}$	
Thermal Resistance, 14L-PDIP	θ_{JA}	—	70	—	$^\circ\text{C}/\text{W}$	
Thermal Resistance, 14L-SOIC	θ_{JA}	—	120	—	$^\circ\text{C}/\text{W}$	
Thermal Resistance, 14L-TSSOP	θ_{JA}	—	100	—	$^\circ\text{C}/\text{W}$	

Note: The industrial temperature devices operate over this extended temperature range, but with reduced performance. In any case, the internal Junction Temperature (T_J) must not exceed the Absolute Maximum specification of $+150^\circ\text{C}$.

MCP6001/2/4

2.0 TYPICAL PERFORMANCE CURVES

Note: The graphs and tables provided following this note are a statistical summary based on a limited number of samples and are provided for informational purposes only. The performance characteristics listed herein are not tested or guaranteed. In some graphs or tables, the data presented may be outside the specified operating range (e.g., outside specified power supply range) and therefore outside the warranted range.

Note: Unless otherwise indicated, $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_{DD} = +1.8\text{V}$ to $+5.5\text{V}$, $V_{SS} = \text{GND}$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $V_{OUT} \approx V_{DD}/2$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ to $V_{DD}/2$, and $C_L = 60\text{ pF}$.

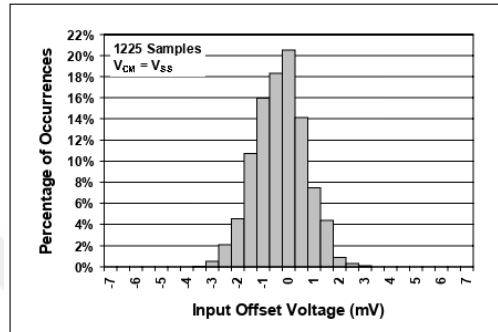


FIGURE 2-1: Input Offset Voltage Histogram.

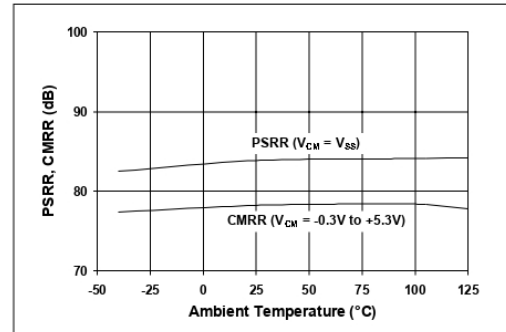


FIGURE 2-4: CMRR, PSRR vs. Ambient Temperature.

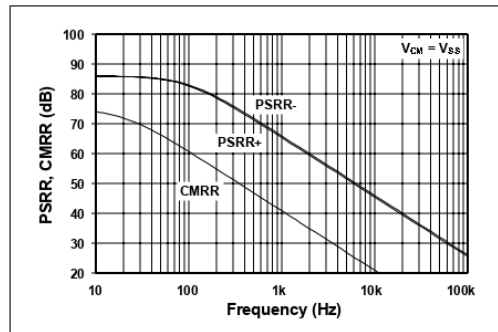


FIGURE 2-2: PSRR, CMRR vs. Frequency.

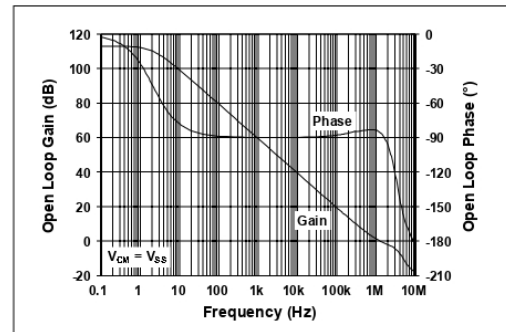


FIGURE 2-5: Open-Loop Gain, Phase vs. Frequency.

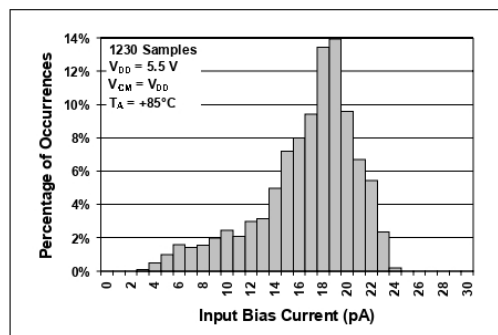


FIGURE 2-3: Input Bias Current at $+85^\circ\text{C}$ Histogram.

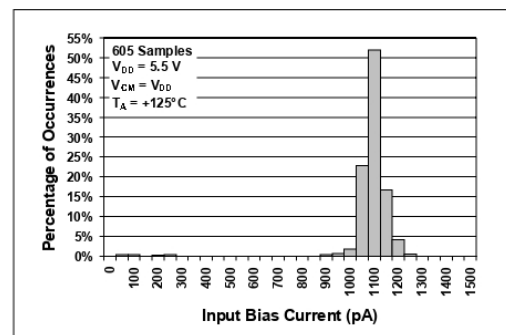


FIGURE 2-6: Input Bias Current at $+125^\circ\text{C}$ Histogram.

MCP6001/2/4

Note: Unless otherwise indicated, $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_{DD} = +1.8\text{V}$ to $+5.5\text{V}$, $V_{SS} = \text{GND}$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $V_{OUT} \approx V_{DD}/2$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ to $V_{DD}/2$, and $C_L = 60\text{ pF}$.

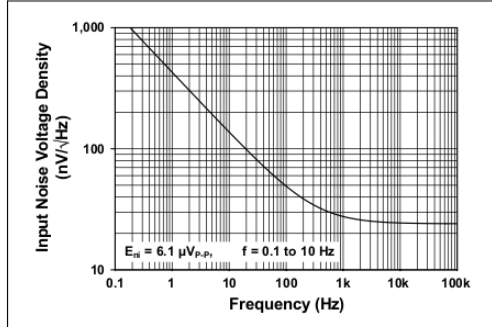


FIGURE 2-7: Input Noise Voltage Density vs. Frequency.

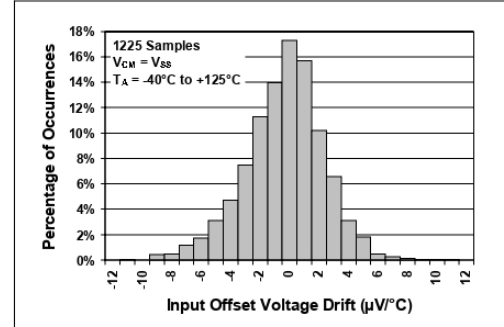


FIGURE 2-10: Input Offset Voltage Drift Histogram.

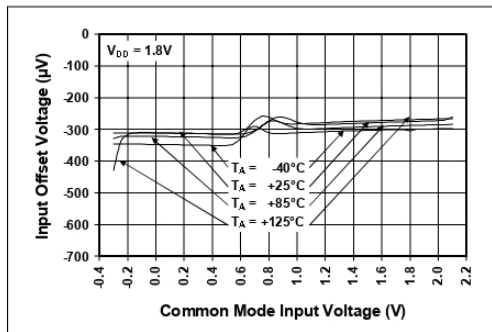


FIGURE 2-8: Input Offset Voltage vs. Common Mode Input Voltage at $V_{DD} = 1.8\text{V}$.

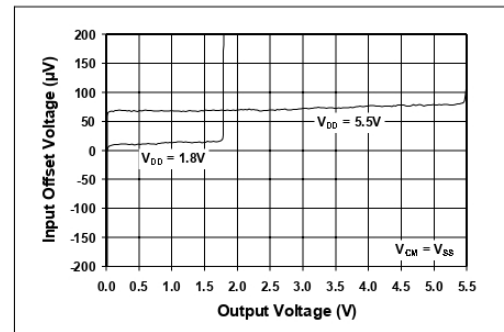


FIGURE 2-11: Input Offset Voltage vs. Output Voltage.

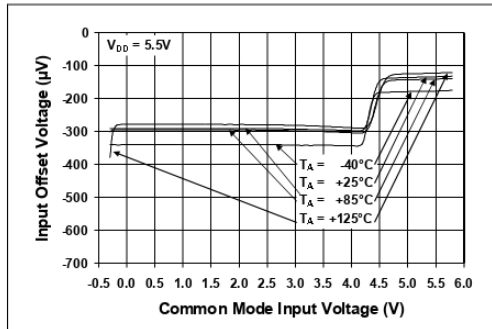


FIGURE 2-9: Input Offset Voltage vs. Common Mode Input Voltage at $V_{DD} = 5.5\text{V}$.

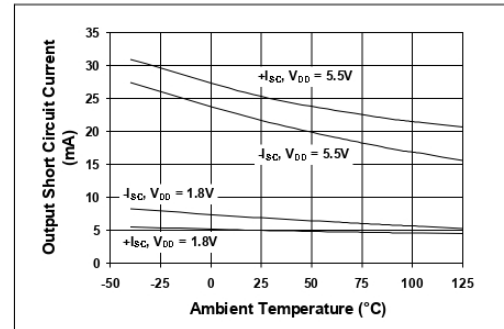


FIGURE 2-12: Output Short-Circuit Current vs. Ambient Temperature.

MCP6001/2/4

Note: Unless otherwise indicated, $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_{DD} = +1.8\text{V}$ to $+5.5\text{V}$, $V_{SS} = \text{GND}$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $V_{OUT} \approx V_{DD}/2$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ to $V_{DD}/2$, and $C_L = 60\text{ pF}$.

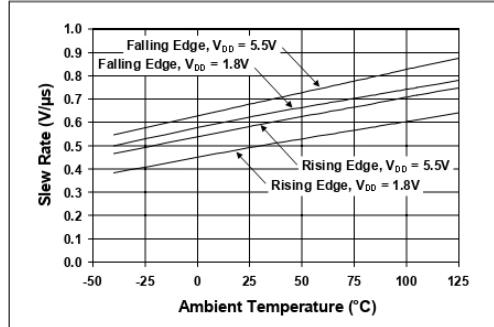


FIGURE 2-13: Slew Rate vs. Ambient Temperature.

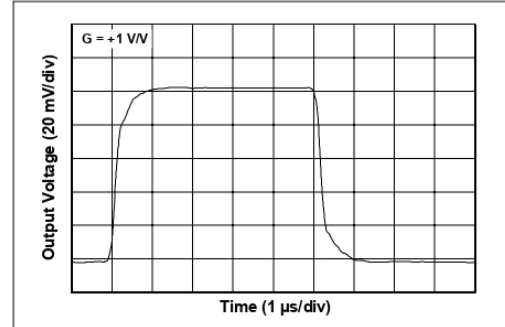


FIGURE 2-16: Small Signal Non-Inverting Pulse Response.

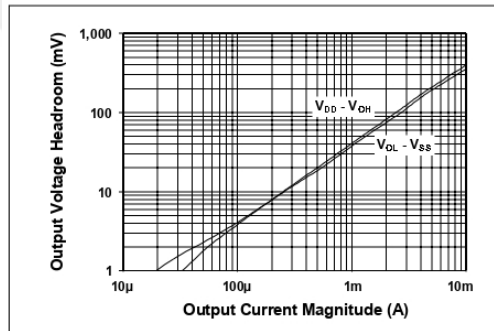


FIGURE 2-14: Output Voltage Headroom vs. Output Current Magnitude.

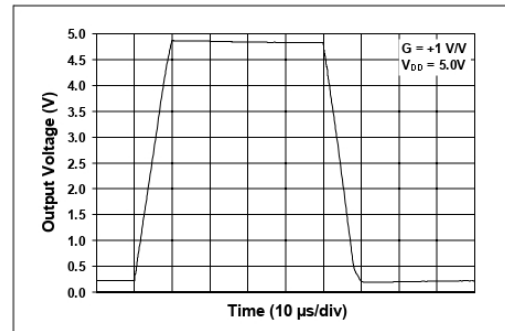


FIGURE 2-17: Large Signal Non-Inverting Pulse Response.

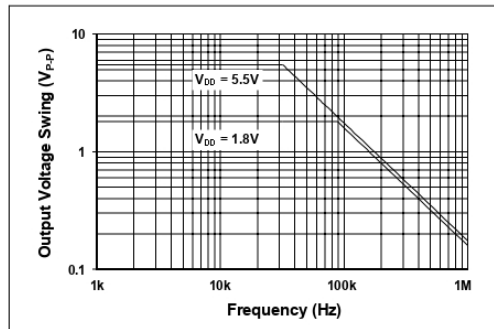


FIGURE 2-15: Output Voltage Swing vs. Frequency.

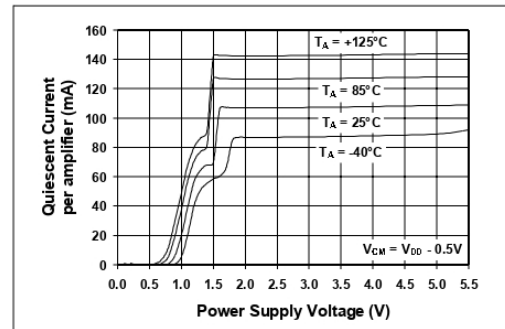


FIGURE 2-18: Quiescent Current vs. Power Supply Voltage.

3.0 APPLICATION INFORMATION

The MCP6001/2/4 family of op amps is manufactured using Microchip's state-of-the-art CMOS process and is specifically designed for low cost, low power and general-purpose applications. The low supply voltage, low quiescent current and wide bandwidth makes the MCP6001/2/4 ideal for battery-powered applications. This device has high phase margin, which makes it stable for larger capacitive load applications.

3.1 Rail-to-Rail Input

The MCP6001/2/4 op amp is designed to prevent phase reversal when the input pins exceed the supply voltages. Figure 3-1 shows the input voltage exceeding the supply voltage without any phase reversal.

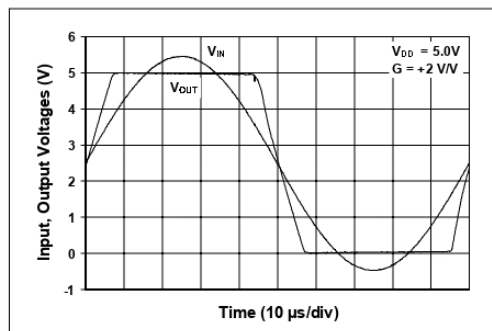


FIGURE 3-1: The MCP6001/2/4 Shows No Phase Reversal.

The input stage of the MCP6001/2/4 op amp uses two differential input stages in parallel; one operates at low common mode input voltage (V_{CM}) and the other at high V_{CM} . With this topology, the device operates with V_{CM} up to 300 mV above V_{DD} and 300 mV below V_{SS} . The Input Offset Voltage is measured at $V_{CM} = V_{SS} - 300$ mV and $V_{DD} + 300$ mV to ensure proper operation.

Input voltages that exceed the input voltage range ($V_{SS} - 0.3$ V to $V_{DD} + 0.3$ V at 25°C) can cause excessive current to flow into or out of the input pins. Current beyond ± 2 mA can cause reliability problems. Applications that exceed this rating must be externally limited with a resistor, as shown in Figure 3-2.

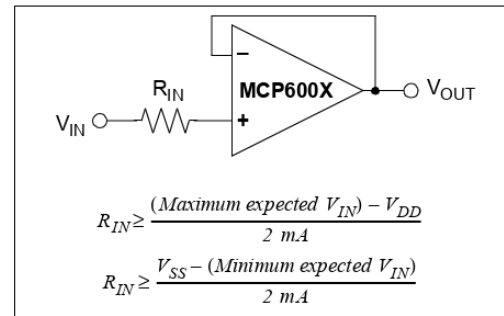


FIGURE 3-2: Input Current Limiting Resistor (R_{IN}).

3.2 Rail-to-Rail Output

The output voltage range of the MCP6001/2/4 op amp is $V_{DD} - 25$ mV (min.) and $V_{SS} + 25$ mV (max.) when $R_L = 10$ kΩ is connected to $V_{DD}/2$ and $V_{DD} = 5.5$ V. Refer to Figure 2-14 for more information.

3.3 Capacitive Loads

Driving large capacitive loads can cause stability problems for voltage feedback op amps. As the load capacitance increases, the feedback loop's phase margin decreases, and the closed loop bandwidth is reduced. This produces gain peaking in the frequency response, with overshoot and ringing in the step response. A unity gain buffer ($G = +1$) is the most sensitive to capacitive loads, but all gains show the same general behavior.

When driving large capacitive loads with these op amps (e.g., > 100 pF when $G = +1$), a small series resistor at the output (R_{ISO} in Figure 3-3) improves the feedback loop's phase margin (stability) by making the output load resistive at higher frequencies. It does not, however, improve the bandwidth.

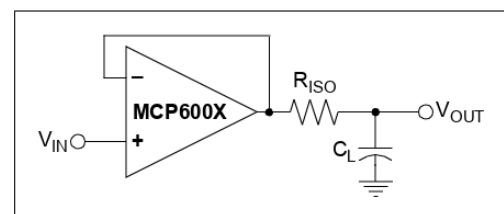


FIGURE 3-3: Output resistor, R_{ISO} stabilizes large capacitive loads.

To select R_{ISO} , check the frequency response peaking (or step response overshoot) on the bench (or with the MCP6001/2/4 Spice macro model). If the response is reasonable, you do not need R_{ISO} . Otherwise, start R_{ISO} at 1 kΩ and modify its value until the response is reasonable.

MCP6001/2/4

3.4 Supply Bypass

With this family of operation amplifiers, the power supply pin (V_{DD} for single supply) should have a local bypass capacitor (i.e., 0.01 μF to 0.1 μF) within 2 mm for good high frequency performance. It also needs a bulk capacitor (i.e., 1 μF or larger) within 100 mm to provide large, slow currents. This bulk capacitor can be shared with other parts.

3.5 PCB Surface Leakage

In applications where low input bias current is critical, PCB (printed circuit board) surface leakage effects need to be considered. Surface leakage is caused by humidity, dust or other contamination on the board. Under low humidity conditions, a typical resistance between nearby traces is $10^{12}\Omega$. A 5V difference would cause 5 pA, if current-to-flow; this is greater than the MCP6001/2/4 family's bias current at 25°C (1 pA, typ).

The easiest way to reduce surface leakage is to use a guard ring around sensitive pins (or traces). The guard ring is biased at the same voltage as the sensitive pin. An example of this type of layout is shown in Figure 3-4.

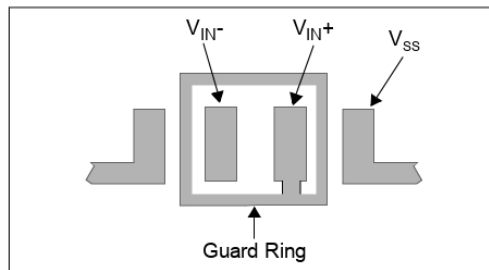


FIGURE 3-4: Example Guard Ring Layout for Inverting Gain.

1. Non-inverting Gain and Unity Gain Buffer:
 - a. Connect the non-inverting pin (V_{IN+}) to the input with a wire that does not touch the pcb surface.
 - b. Connect the guard ring to the inverting input pin (V_{IN-}). This biases the guard ring to the common mode input voltage.
2. Inverting and Transimpedance Gain Amplifiers (convert current to voltage, such as photo detectors):
 - a. Connect the guard ring to the non-inverting input pin (V_{IN+}). This biases the guard ring to the same reference voltage as the op amp (e.g., $V_{DD}/2$ or ground).
 - b. Connect the inverting pin (V_{IN-}) to the input with a wire that does not touch the PCB surface.

3.6 Application Circuits

3.6.1 UNITY GAIN BUFFER

The rail-to-rail input and output capability of the MCP6001/2/4 op amp is ideal for unity-gain buffer applications. The low quiescent current and wide bandwidth makes the device suitable for a buffer configuration in an instrumentation amplifier circuit, as shown in Figure 3-5.

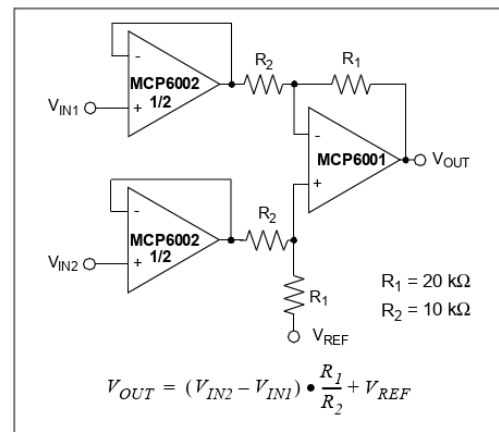


FIGURE 3-5: Instrumentation Amplifier with Unity Gain Buffer Inputs.

3.6.2 ACTIVE LOW-PASS FILTER

The MCP6001/2/4 op amp's low input bias current makes it possible for the designer to use larger resistors and smaller capacitors for active low-pass filter applications. However, as the resistance increases, the noise generated also increases. Parasitic capacitances and the large value resistors could also modify the frequency response. These trade-offs need to be considered when selecting circuit elements.

It is possible to have a filter cutoff frequency as high as 1/10th of the op amp bandwidth (100 kHz). Figure 3-6 shows a second-order butterworth filter with 100 kHz cutoff frequency and a gain of +1V/V.

The component values were selected using Microchip's FilterLab® software.

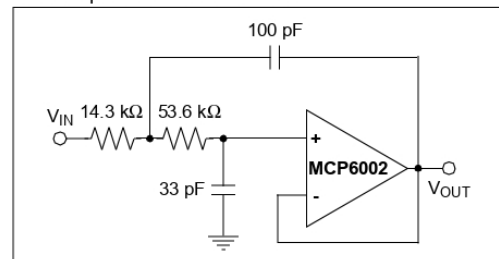


FIGURE 3-6: Active Second-Order Low-Pass Filter.

3.6.3 PEAK DETECTOR

The MCP6001/2/4 op amp has a high input impedance, rail-to-rail input and output and low input bias current, which makes this device suitable for a peak detector applications. Figure 3-7 shows a peak detector circuit with clear and sample switches. The peak-detection cycle uses a clock (CLK), as shown in Figure 3-7.

At the rising edge of CLK, Sample Switch closes to begin sampling. The peak voltage stored on C_1 is sampled to C_2 for a sample time defined by t_{SAMP} . At the end of the sample time (falling edge of Sample Signal), Clear Signal goes high and closes the Clear Switch. When the Clear Switch closes, C_1 discharges through R_1 for a time defined by t_{CLEAR} . At the end of the clear time (falling edge of Clear Signal), op amp A begins to store the peak value of V_{IN} on C_1 for a time defined by t_{DETECT} .

In order to define the t_{SAMP} and t_{CLEAR} , it is necessary to determine the capacitor charging and discharging period. The capacitor charging time is limited by the amplifier source current, while the discharging time (τ) is defined using R_1 ($\tau = R_1 \cdot C_1$). t_{DETECT} is the time that the input signal is sampled on C_1 , and is dependent on the input voltage change frequency.

The op amp output current limit, and the size of the storage capacitors (both C_1 and C_2), could create slewing limitations as the input voltage (V_{IN}) increases. Current through a capacitor is dependent on the size of the capacitor and the rate of voltage change. From this relationship, the rate of voltage change or the slew rate

can be determined. For example, with op amp short-circuit current of $I_{SC} = 25 \text{ mA}$ and load capacitor of $C_1 = 0.1 \mu\text{F}$, then:

EQUATION

$$\begin{aligned} I_{SC} &= C_1 \times \frac{dV_{C1}}{dt} \\ \frac{dV_{C1}}{dt} &= \frac{I_{SC}}{C_1} \\ &= \frac{25 \text{ mA}}{0.1 \mu\text{F}} \\ \frac{dV_{C1}}{dt} &= \frac{250 \text{ mV}}{\mu\text{s}} \end{aligned}$$

This voltage change rate is less than the MCP6001/2/4 slew rate of $600 \text{ mV}/\mu\text{s}$. When the input voltage swings below the voltage across C_1 , D_1 becomes reverse-biased, which opens the feedback loop and rails the amplifier. When the input voltage increases, the amplifier recovers at its slew rate. Based on the rate of voltage change shown in the above equation, it takes an extended period of time to charge a $0.1 \mu\text{F}$ capacitor. The capacitors need to be selected so that the circuit is not limited by the amplifier slew rate. Therefore, the capacitors should be less than $40 \mu\text{F}$ and a stabilizing resistor (R_{ISO}) needs to be properly selected. Refer to Section 3.3, "Capacitive Load and Stability", for op amp stability.

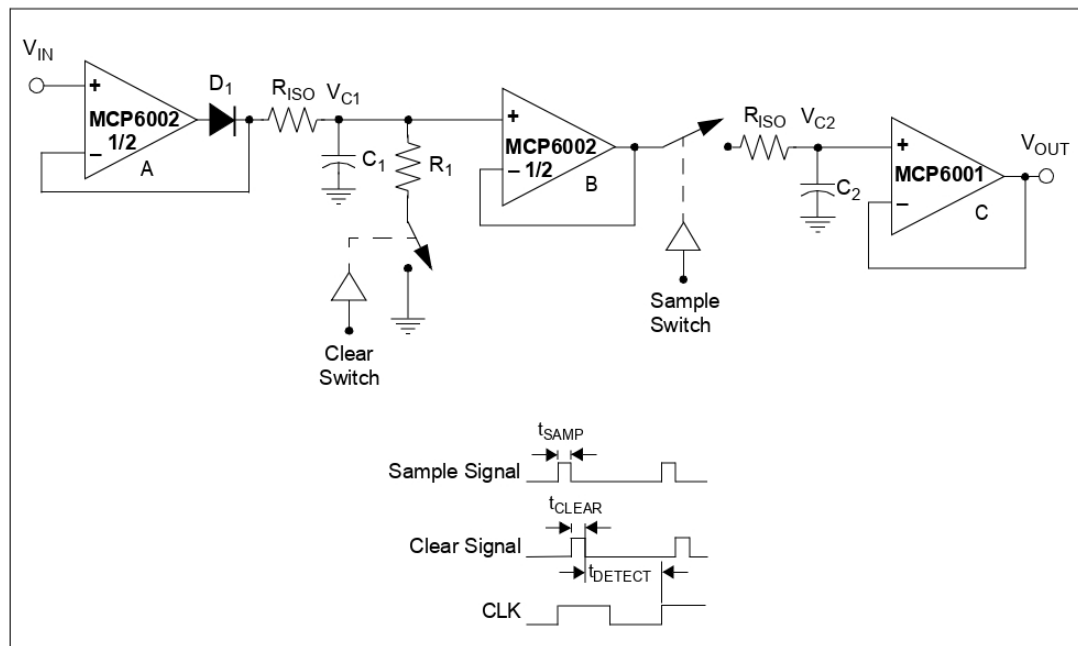


FIGURE 3-7: Peak Detector with Clear and Sample CMOS Analog Switches.

MCP6001/2/4

4.0 DESIGN TOOLS

Microchip provides the basic design tools needed for the MCP6001/2/4 family of op amps.

4.1 SPICE Macro Model

The latest Spice macro model for the MCP6001/2/4 operational amplifiers (op amps) is available on our website at www.microchip.com. This model is intended as an initial design tool that works well in the op amp's linear region of operation at room temperature. See the model file for information on its capabilities.

Bench testing is a very important part of any design and cannot be replaced with simulations. Also, simulation results using this macro model need to be validated by comparing them to the data sheet specifications and characteristic curves.

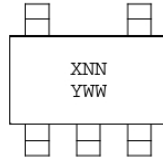
4.2 FilterLab[®] Software

FilterLab is an innovative software tool that simplifies analog active filter (using op amps) design. Available at no cost from our website at www.microchip.com, the FilterLab software active filter software design tool provides full schematic diagrams of the filter circuit with component values. It also outputs the filter circuit in SPICE format, which can be used with the macro model to simulate actual filter performance.

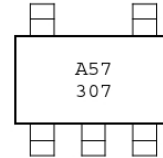
5.0 PACKAGING INFORMATION

5.1 Package Marking Information

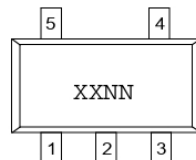
5-Lead SC-70 (MCP6001)



Example:



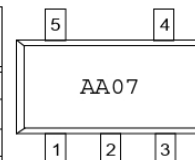
5-Lead SOT-23 (MCP6001)



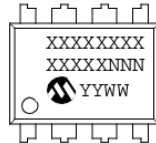
Device	Industrial Temp Code	Extended Temp Code
MCP6001	AANN	CDNN
MCP6001R	ADNN	CENN
MCP6001U	AFNN	CFNN

Note: Applies to 5-Lead SOT-23.

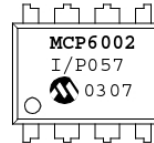
Example:(MCP6001 I-Temp Pinout)



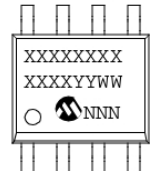
8-Lead PDIP (300 mil)



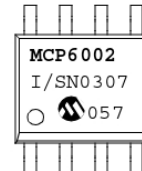
Example:



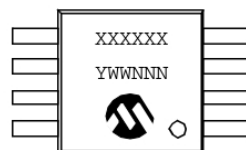
8-Lead SOIC (150 mil)



Example:



8-Lead MSOP



Example:



Legend: XX...X Customer specific information*
YY Year code (last 2 digits of calendar year)
WW Week code (week of January 1 is week '01')
NNN Alphanumeric traceability code

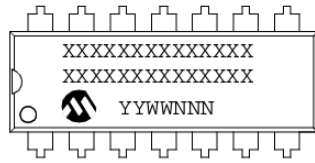
Note: In the event the full Microchip part number cannot be marked on one line, it will be carried over to the next line thus limiting the number of available characters for customer specific information.

* Standard marking consists of Microchip part number, year code, week code, traceability code (facility code, mask rev#, and assembly code). For marking beyond this, certain price adders apply. Please check with your Microchip Sales Office.

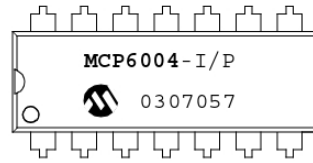
MCP6001/2/4

Package Marking Information (Continued)

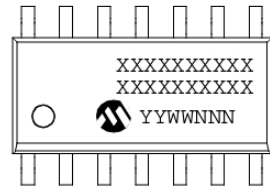
14-Lead PDIP (300 mil) (MCP6004)



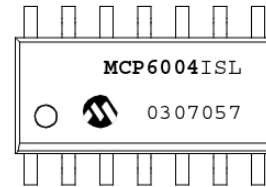
Example:



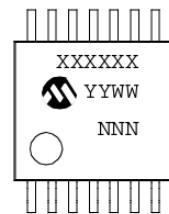
14-Lead SOIC (150 mil) (MCP6004)



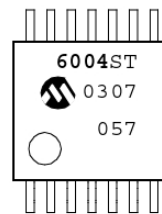
Example:



14-Lead TSSOP (MCP6004)

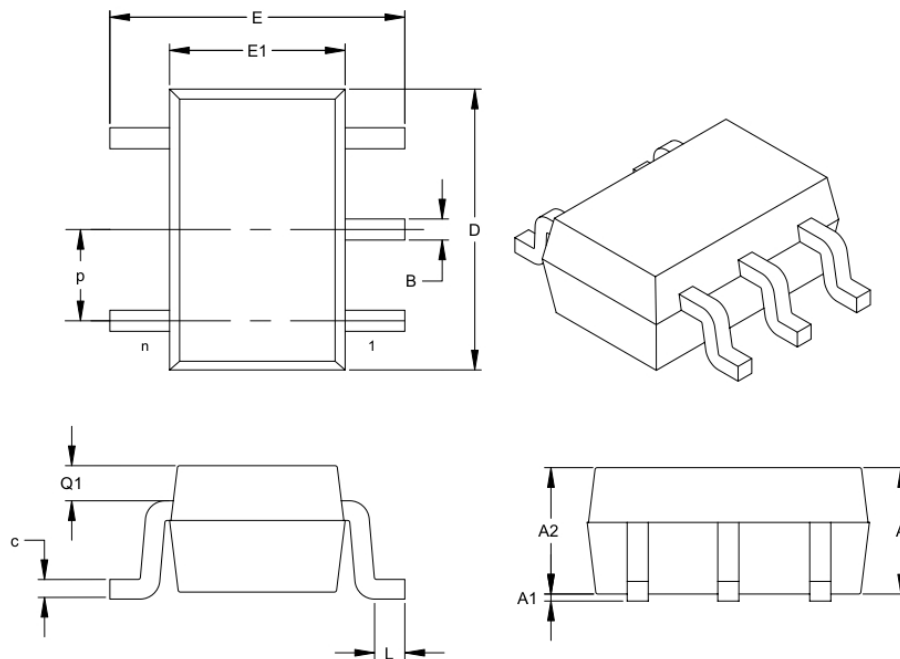


Example:



MCP6001/2/4

5-Lead Plastic Package (SC-70)



Dimension Limits	Units	INCHES			MILLIMETERS*		
		MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX
Number of Pins	n	5			5		
Pitch	P	.026 (BSC)			0.65 (BSC)		
Overall Height	A	.031		.043	0.80		1.10
Molded Package Thickness	A2	.031		.039	0.80		1.00
Standoff	A1	.000		.004	0.00		0.10
Overall Width	E	.071		.094	1.80		2.40
Molded Package Width	E1	.045		.053	1.15		1.35
Overall Length	D	.071		.087	1.80		2.20
Foot Length	L	.004		.012	0.10		0.30
Top of Molded Pkg to Lead Shoulder	Q1	.004		.016	0.10		0.40
Lead Thickness	c	.004		.007	0.10		0.18
Lead Width	B	.006		.012	0.15		0.30

*Controlling Parameter

Notes:

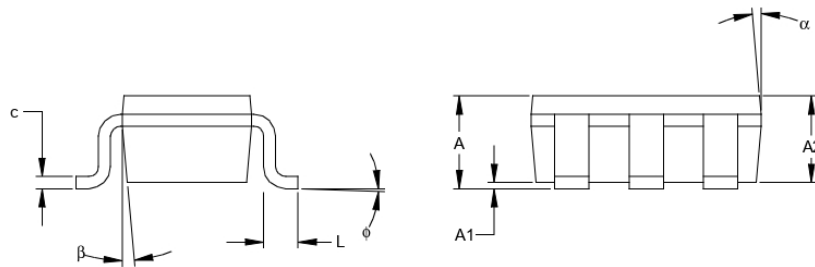
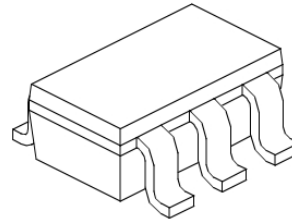
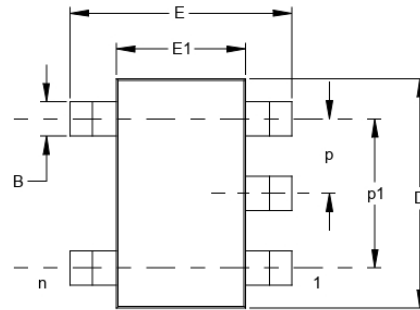
Dimensions D and E1 do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed .005" (0.127mm) per side.

JEITA (EIAJ) Standard: SC-70

Drawing No. C04-061

MCP6001/2/4

5-Lead Plastic Small Outline Transistor (OT) (SOT23)



Units		INCHES*			MILLIMETERS		
Dimension Limits		MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX
Number of Pins	n		5			5	
Pitch	p		.038			0.95	
Outside lead pitch (basic)	p1		.075			1.90	
Overall Height	A	.035	.046	.057	0.90	1.18	1.45
Molded Package Thickness	A2	.035	.043	.051	0.90	1.10	1.30
Standoff §	A1	.000	.003	.006	0.00	0.08	0.15
Overall Width	E	.102	.110	.118	2.60	2.80	3.00
Molded Package Width	E1	.059	.064	.069	1.50	1.63	1.75
Overall Length	D	.110	.116	.122	2.80	2.95	3.10
Foot Length	L	.014	.018	.022	0.35	0.45	0.55
Foot Angle	phi	0	5	10	0	5	10
Lead Thickness	c	.004	.006	.008	0.09	0.15	0.20
Lead Width	B	.014	.017	.020	0.35	0.43	0.50
Mold Draft Angle Top	alpha	0	5	10	0	5	10
Mold Draft Angle Bottom	beta	0	5	10	0	5	10

* Controlling Parameter

§ Significant Characteristic

Notes:

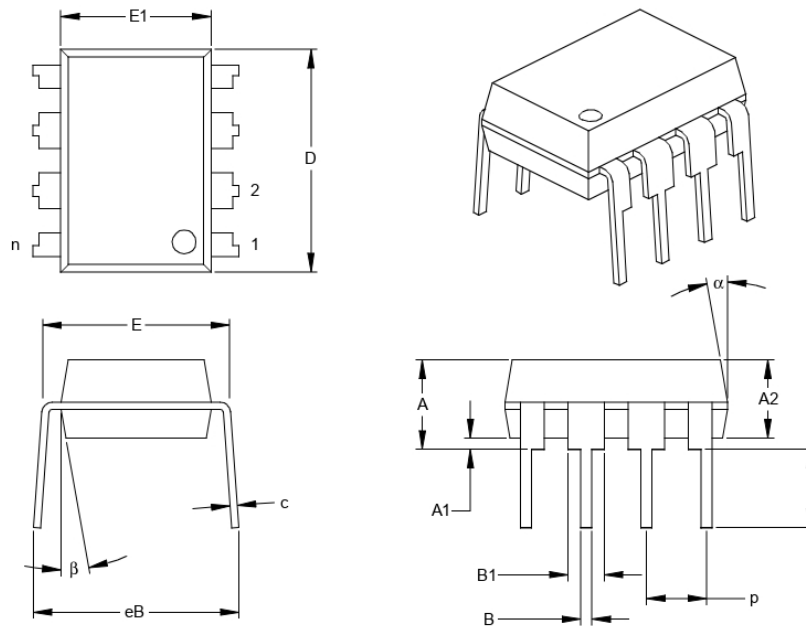
Dimensions D and E1 do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed .010" (0.254mm) per side.

JEDEC Equivalent: MO-178

Drawing No. C04-091

MCP6001/2/4

8-Lead Plastic Dual In-line (P) – 300 mil (PDIP)



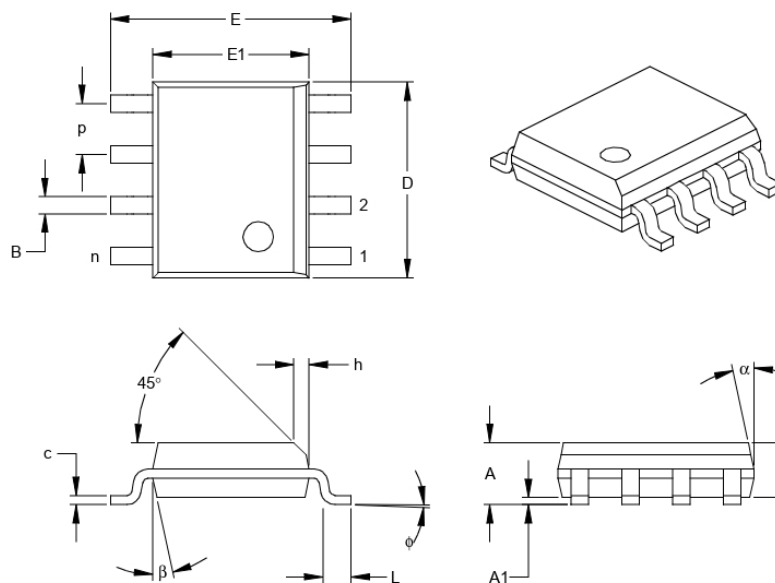
Units		INCHES*			MILLIMETERS		
Dimension Limits		MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX
Number of Pins	n		8			8	
Pitch	p		.100			2.54	
Top to Seating Plane	A	.140	.155	.170	3.56	3.94	4.32
Molded Package Thickness	A2	.115	.130	.145	2.92	3.30	3.68
Base to Seating Plane	A1	.015			0.38		
Shoulder to Shoulder Width	E	.300	.313	.325	7.62	7.94	8.26
Molded Package Width	E1	.240	.250	.260	6.10	6.35	6.60
Overall Length	D	.360	.373	.385	9.14	9.46	9.78
Tip to Seating Plane	L	.125	.130	.135	3.18	3.30	3.43
Lead Thickness	c	.008	.012	.015	0.20	0.29	0.38
Upper Lead Width	B1	.045	.058	.070	1.14	1.46	1.78
Lower Lead Width	B	.014	.018	.022	0.36	0.46	0.56
Overall Row Spacing	§ eB	.310	.370	.430	7.87	9.40	10.92
Mold Draft Angle Top	α	5	10	15	5	10	15
Mold Draft Angle Bottom	β	5	10	15	5	10	15

* Controlling Parameter
§ Significant Characteristic

Notes:
Dimensions D and E1 do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed .010" (0.254mm) per side.
JEDEC Equivalent: MS-001
Drawing No. C04-018

MCP6001/2/4

8-Lead Plastic Small Outline (SN) – Narrow, 150 mil (SOIC)



Units		INCHES*			MILLIMETERS		
Dimension Limits		MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX
Number of Pins	n		8			8	
Pitch	p		.050			1.27	
Overall Height	A	.053	.061	.069	1.35	1.55	1.75
Molded Package Thickness	A2	.052	.056	.061	1.32	1.42	1.55
Standoff §	A1	.004	.007	.010	0.10	0.18	0.25
Overall Width	E	.228	.237	.244	5.79	6.02	6.20
Molded Package Width	E1	.146	.154	.157	3.71	3.91	3.99
Overall Length	D	.189	.193	.197	4.80	4.90	5.00
Chamfer Distance	h	.010	.015	.020	0.25	0.38	0.51
Foot Length	L	.019	.025	.030	0.48	0.62	0.76
Foot Angle	φ	0	4	8	0	4	8
Lead Thickness	c	.008	.009	.010	0.20	0.23	0.25
Lead Width	B	.013	.017	.020	0.33	0.42	0.51
Mold Draft Angle Top	α	0	12	15	0	12	15
Mold Draft Angle Bottom	β	0	12	15	0	12	15

* Controlling Parameter

§ Significant Characteristic

Notes:

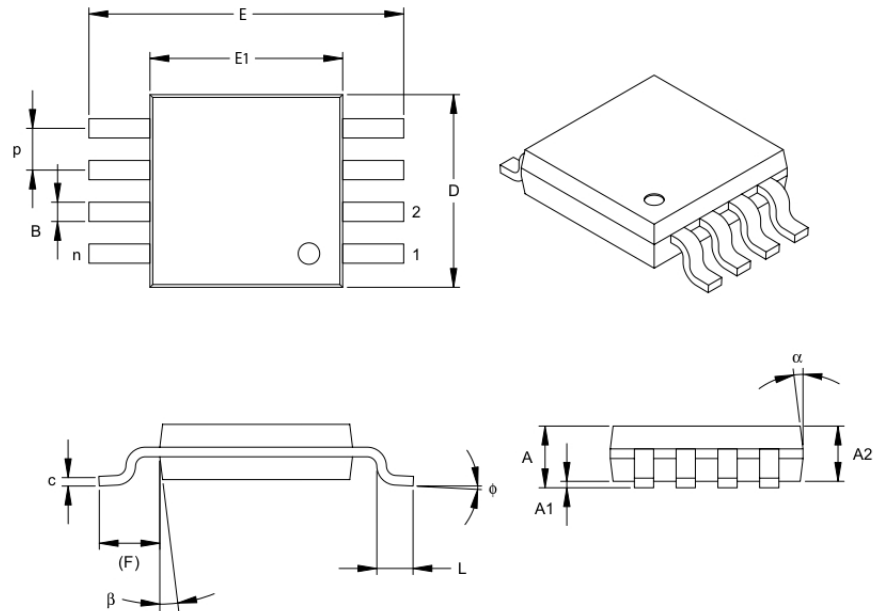
Dimensions D and E1 do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed .010" (0.254mm) per side.

JEDEC Equivalent: MS-012

Drawing No. C04-057

MCP6001/2/4

8-Lead Plastic Micro Small Outline Package (MS) (MSOP)



Units		INCHES			MILLIMETERS*		
Dimension Limits		MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX
Number of Pins	n			8			8
Pitch	p		.026 BSC			0.65 BSC	
Overall Height	A	-	-	.043	-	-	1.10
Molded Package Thickness	A2	.030	.033	.037	0.75	0.85	0.95
Standoff	A1	.000	-	.006	0.00	-	0.15
Overall Width	E		.193 TYP.			4.90 BSC	
Molded Package Width	E1		.118 BSC			3.00 BSC	
Overall Length	D		.118 BSC			3.00 BSC	
Foot Length	L	.016	.024	.031	0.40	0.60	0.80
Footprint (Reference)	F		.037 REF			0.95 REF	
Foot Angle	φ	0°	-	8°	0°	-	8°
Lead Thickness	c	.003	.006	.009	0.08	-	0.23
Lead Width	B	.009	.012	.016	0.22	-	0.40
Mold Draft Angle Top	α	5°	-	15°	5°	-	15°
Mold Draft Angle Bottom	β	5°	-	15°	5°	-	15°

*Controlling Parameter

Notes:

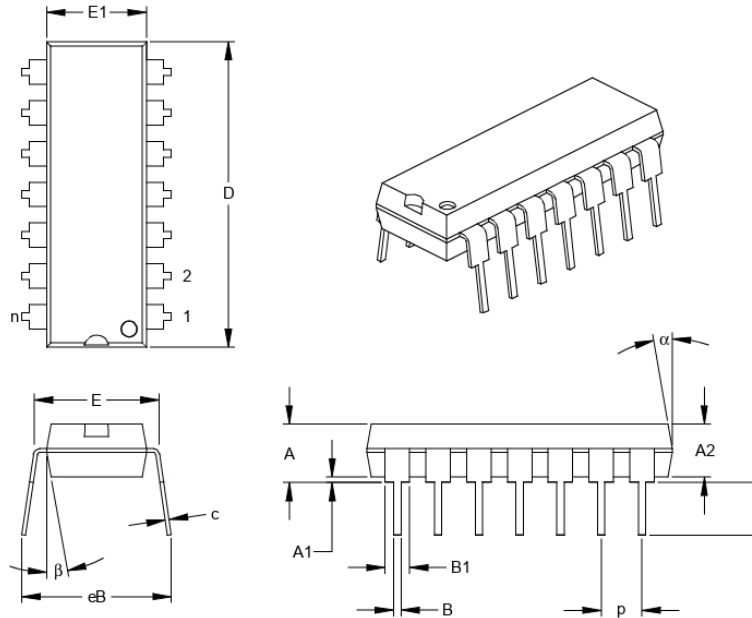
Dimensions D and E1 do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed .010" (0.254mm) per side.

JEDEC Equivalent: MO-187

Drawing No. C04-111

MCP6001/2/4

14-Lead Plastic Dual In-line (P) – 300 mil (PDIP)



Units		INCHES*			MILLIMETERS		
Dimension Limits		MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX
Number of Pins	n		14			14	
Pitch	p		.100			2.54	
Top to Seating Plane	A	.140	.155	.170	3.56	3.94	4.32
Molded Package Thickness	A2	.115	.130	.145	2.92	3.30	3.68
Base to Seating Plane	A1	.015			0.38		
Shoulder to Shoulder Width	E	.300	.313	.325	7.62	7.94	8.26
Molded Package Width	E1	.240	.250	.260	6.10	6.35	6.60
Overall Length	D	.740	.750	.760	18.80	19.05	19.30
Tip to Seating Plane	L	.125	.130	.135	3.18	3.30	3.43
Lead Thickness	c	.008	.012	.015	0.20	0.29	0.38
Upper Lead Width	B1	.045	.058	.070	1.14	1.46	1.78
Lower Lead Width	B	.014	.018	.022	0.36	0.46	0.56
Overall Row Spacing	§ eB	.310	.370	.430	7.87	9.40	10.92
Mold Draft Angle Top	α	5	10	15	5	10	15
Mold Draft Angle Bottom	β	5	10	15	5	10	15

* Controlling Parameter

§ Significant Characteristic

Notes:

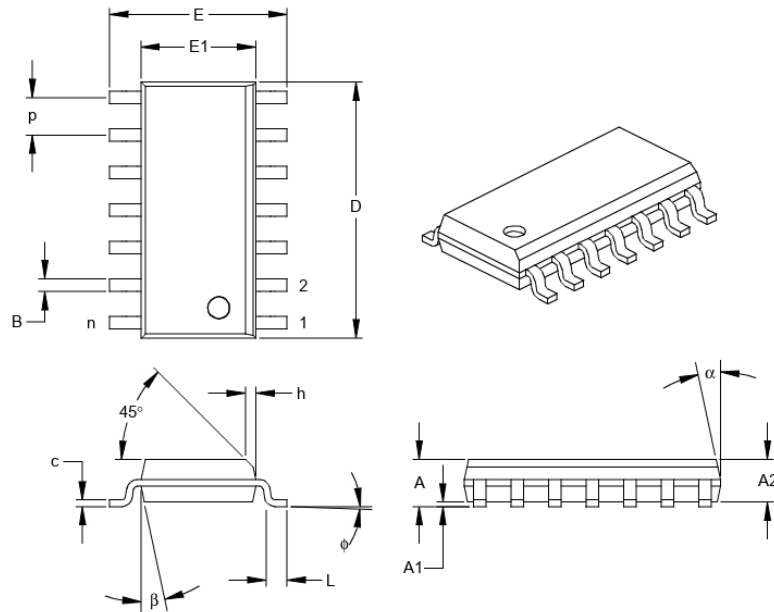
Dimensions D and E1 do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed .010" (0.254mm) per side.

JEDEC Equivalent: MS-001

Drawing No. C04-005

MCP6001/2/4

14-Lead Plastic Small Outline (SL) – Narrow, 150 mil (SOIC)



Units		INCHES*			MILLIMETERS		
Dimension Limits		MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX
Number of Pins	n		14			14	
Pitch	p		.050			1.27	
Overall Height	A	.053	.061	.069	1.35	1.55	1.75
Molded Package Thickness	A2	.052	.056	.061	1.32	1.42	1.55
Standoff §	A1	.004	.007	.010	0.10	0.18	0.25
Overall Width	E	.228	.236	.244	5.79	5.99	6.20
Molded Package Width	E1	.150	.154	.157	3.81	3.90	3.99
Overall Length	D	.337	.342	.347	8.56	8.69	8.81
Chamfer Distance	h	.010	.015	.020	0.25	0.38	0.51
Foot Length	L	.016	.033	.050	0.41	0.84	1.27
Foot Angle	φ	0	4	8	0	4	8
Lead Thickness	c	.008	.009	.010	0.20	0.23	0.25
Lead Width	B	.014	.017	.020	0.36	0.42	0.51
Mold Draft Angle Top	α	0	12	15	0	12	15
Mold Draft Angle Bottom	β	0	12	15	0	12	15

* Controlling Parameter

§ Significant Characteristic

Notes:

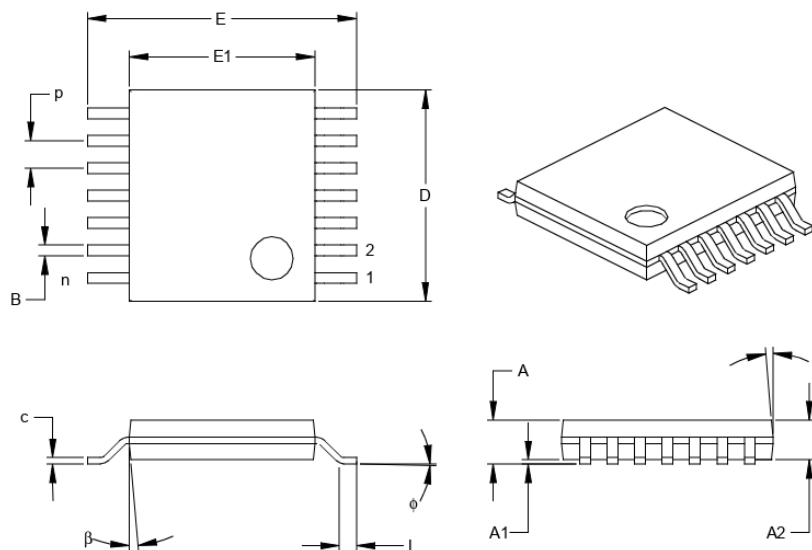
Dimensions D and E1 do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed .010" (0.254mm) per side.

JEDEC Equivalent: MS-012

Drawing No. C04-065

MCP6001/2/4

14-Lead Plastic Thin Shrink Small Outline (ST) – 4.4 mm (TSSOP)



Units		INCHES			MILLIMETERS*		
Dimension	Limits	MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX
Number of Pins	n		14			14	
Pitch	p		.026			0.65	
Overall Height	A			.043			1.10
Molded Package Thickness	A2	.033	.035	.037	0.85	0.90	0.95
Standoff §	A1	.002	.004	.006	0.05	0.10	0.15
Overall Width	E	.246	.251	.256	6.25	6.38	6.50
Molded Package Width	E1	.169	.173	.177	4.30	4.40	4.50
Molded Package Length	D	.193	.197	.201	4.90	5.00	5.10
Foot Length	L	.020	.024	.028	0.50	0.60	0.70
Foot Angle	φ	0	4	8	0	4	8
Lead Thickness	c	.004	.006	.008	0.09	0.15	0.20
Lead Width	B1	.007	.010	.012	0.19	0.25	0.30
Mold Draft Angle Top	α	0	5	10	0	5	10
Mold Draft Angle Bottom	β	0	5	10	0	5	10

* Controlling Parameter

§ Significant Characteristic

Notes:

Dimensions D and E1 do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed .005" (0.127mm) per side.

JEDEC Equivalent: MO-153

Drawing No. C04-087

PRODUCT IDENTIFICATION SYSTEM

To order or obtain information, e.g., on pricing or delivery, refer to the factory or the listed sales office.

<u>PART NO.</u>	<u>X</u>	<u>/XX</u>
Device	Temperature Range	Package
Device:	MCP6001T: 1 MHz Bandwidth, Low Power Op Amp (Tape and Reel) (SC-70, SOT-23)	
	MCP6001RT: 1 MHz Bandwidth, Low Power Op Amp (Tape and Reel) (SOT-23)	
	MCP6001UT: 1 MHz Bandwidth, Low Power Op Amp (Tape and Reel) (SOT-23)	
	MCP6002: 1 MHz Bandwidth, Low Power Op Amp (Tape and Reel) (SOIC, MSOP)	
	MCP6002T: 1 MHz Bandwidth, Low Power Op Amp (Tape and Reel) (SOIC, MSOP)	
	MCP6004: 1 MHz Bandwidth, Low Power Op Amp (Tape and Reel) (SOIC, MSOP)	
	MCP6004T: 1 MHz Bandwidth Low Power Op Amp (Tape and Reel) (SOIC, MSOP)	
Temperature Range:	I = -40°C to +85°C	
	E = -40°C to +125°C	
Package:	LT = Plastic Package (SC-70), 5-lead (MCP6001 only)	
	OT = Plastic Small Outline Transistor (SOT-23), 5-lead (MCP6001, MCP6001R, MCP6001U)	
	MS = Plastic MSOP, 8-lead	
	P = Plastic DIP (300 mil Body), 8-lead, 14-lead	
	SN = Plastic SOIC, (150 mil Body), 8-lead	
	SL = Plastic SOIC (150 mil Body), 14-lead	
	ST = Plastic TSSOP (4.4mm Body), 14-lead	

Examples:

- a) MCP6001T-I/LT: Tape and Reel, Industrial Temperature, 5LD SC-70 package
- b) MCP6001T-I/OT: Tape and Reel, Industrial Temperature, 5LD SOT-23 package.
- c) MCP6001RT-I/OT: Tape and Reel, Industrial Temperature, 5LD SOT-23 package.
- d) MCP6001UT-E/OT: Tape and Reel, Extended Temperature, 5LD SOT-23 package.
- e) MCP6001UT-I/OT: Tape and Reel, Industrial Temperature, 5LD SOT-23 package.
- a) MCP6002-I/MS: Industrial Temperature, 8LD MSOP package.
- b) MCP6002-I/P: Industrial Temperature, 8LD PDIP package.
- c) MCP6002-E/P: Extended Temperature, 8LD PDIP package.
- d) MCP6002-I/SN: Industrial Temperature, 8LD SOIC package.
- e) MCP6002T-I/MS: Tape and Reel, Industrial Temperature, 8LD MSOP package.
- f) MCP6002T-I/SN: Tape and Reel, Industrial Temperature, 8LD SOIC package.
- a) MCP6004-I/P: Industrial Temperature, 14LD PDIP package.
- b) MCP6004-I/SL: Industrial Temperature,, 14LD SOIC package.
- c) MCP6004-E/SL: Extended Temperature,, 14LD SOIC package.
- d) MCP6004-I/ST: Industrial Temperature, 14LD TSSOP package.
- e) MCP6004T-I/SL: Tape and Reel, Industrial Temperature, 14LD SOIC package.
- f) MCP6004T-I/ST: Tape and Reel, Industrial Temperature, 14LD TSSOP package.

Sales and Support

Data Sheets

Products supported by a preliminary Data Sheet may have an errata sheet describing minor operational differences and recommended workarounds. To determine if an errata sheet exists for a particular device, please contact one of the following:

1. Your local Microchip sales office
2. The Microchip Corporate Literature Center U.S. FAX: (480) 792-7277
3. The Microchip Worldwide Site (www.microchip.com)

Please specify which device, revision of silicon and Data Sheet (include Literature #) you are using.

Customer Notification System

Register on our web site (www.microchip.com/cn) to receive the most current information on our products.

EK 2. APDS-9008 Teknik Özellikleri

APDS-9008

Miniature Surface-Mount Ambient Light Photo Sensor



Data Sheet



Description

The APDS-9008 is a low cost analog-output ambient light photo sensor in miniature chipLED lead-free surface mount package. It consists of a spectrally suited photo sensor, which provides excellent responsivity that is close to the response of the human eyes, as show in figure 2. The APDS-9008 is ideal for applications in which the measurement of ambient light is used to control display backlighting. Mobile appliances such as the mobile phones and PDAs that draw heavy current from display backlighting will benefit from incorporating these photo sensor products in their designs by reducing power consumption significantly.

Application Support Information

The Application Engineering Group is available to assist you with the application design associated with APDS-9008 ambient light photo sensor module. You can contact them through your local sales representatives for additional details.

Features

- Excellent responsivity
 - Close responsivity to the human eye
- Miniature ChipLED Leadfree surface-mount package
 - Height – 0.55 mm
 - Width – 1.60 mm
 - Depth – 1.50 mm
- Low sensitivity variation across various light sources
- Operating temperature : -40°C to 85°C
- Vcc supply 1.6 to 5.5V
- Lead-free package, RoHS compliance
- Output linearity across wide illumination range
- High output saturation voltage

Applications

- Detection of ambient light to control display backlighting
 - Mobile devices – Mobile phones, PDAs
 - Computing devices – Notebooks, Webpads
 - Consumer devices – TVs, Video Cameras, Digital Still Camera
- Automatic Residential and Commercial Lighting Management
- Electronic Signs and Signals

Ordering Information

Part Number	Packaging Type	Package	Quantity
APDS-9008-020	Tape and Reel	6-pins Chipled package	2500

Typical Application Circuit

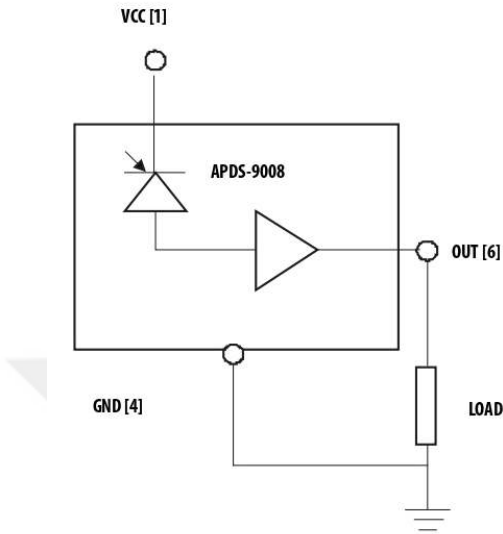


Figure 1. Typical application circuit for APDS-9008

I/O Pins Configuration Table

Pin	Symbol	Description
1	VCC	VCC
2	NC	No Connect
3	NC	No Connect
4	GND	Ground
5	NC	No Connect
6	Iout	Out

Absolute Maximum Ratings

For implementations where case to ambient thermal resistance is $\leq 50\text{ }^{\circ}\text{C/W}$

Parameter	Symbol	Min.	Max.	Units
Storage Temperature	T _S	-40	85	°C
Supply Voltage	V _{CC}	0	6	V

Recommended Operating Conditions

Parameter	Symbol	Min.	Max.	Units	Conditions
Operating Temperature	T _A	-40	85	°C	
Supply Voltage	V _{CC}	1.6	5.5	V	

CAUTION: It is advised that normal static precautions be taken in handling and assembly of this component to prevent damage and/or degradation which may be induced by ESD.

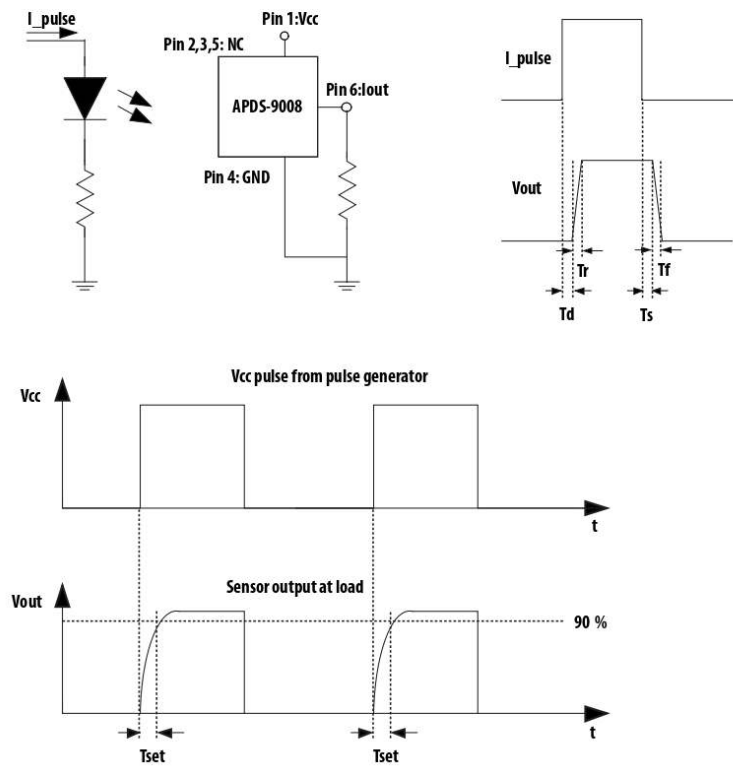
Electrical & Optical Specifications (Ta=25°C)

Parameter	Symbol	Min.	Typ.	Max.	Units	Conditions
Supply Current	ICC		42		μA	Vcc = 1.8V, Lux = 100 (2)
Photo Current (I)	I _{PH1}	28	40	52	μA	Vcc = 1.8V, Lux = 100 (2)
Photo Current (II)	I _{PH2}		44		μA	Vcc = 1.8V, Lux = 100 (1)
Dark Current	I _{DARK}		300		nA	Vcc = 1.8V, Lux = 0
Light Current Ratio	I _{PH2} /I _{PH1}		1.1			Incandescent light / Fluorescent light
Rise Time	Tr		5		ms	RI = 1Kohm, Lux = 100
Fall Time	Tf		5		ms	RI = 1Kohm, Lux=100
Settling Time	Tset		10		ms	RI=2.4Kohm, Lux=100
Peak sensitivity wavelength	λ		565		nm	
Propagation delay	Td		5		ms	RI = 1Kohm, Lux = 100
Storage delay	Ts		5		ms	RI = 1Kohm, Lux=100
Saturation voltage	Vsat	1.5			V	RI = 100Kohm, Lux = 100, Vcc=1.8V

Notes :

1. Illuminance by CIE standard light source (Incandescent lamp)
2. Fluorescence light is used as light source, however, white LED is substituted in a mass production process.

Light Measurement Circuit and Waveforms



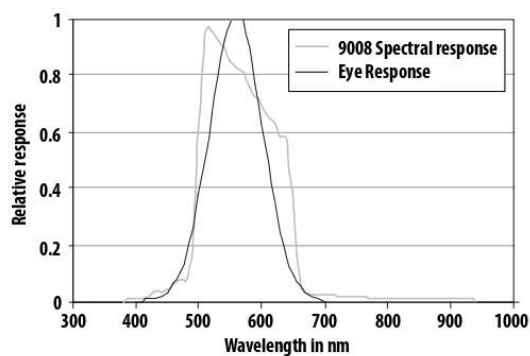


Figure 2. Relative Spectral Response Vs Wavelength

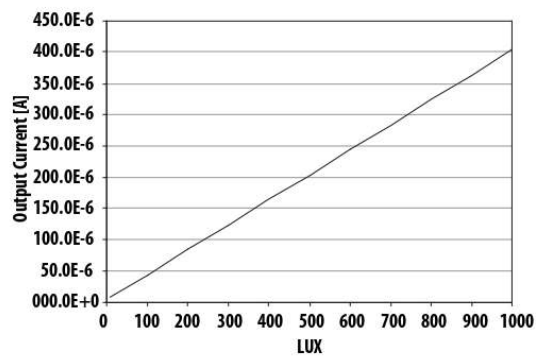


Figure 3. Average Iout Vs Lux (Vcc=1.8v, T=25°C, White LED source)

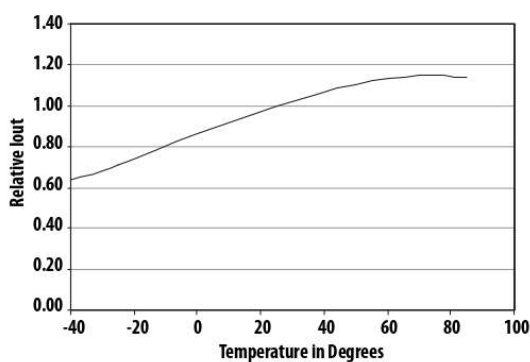


Figure 4. Relative Iout Vs Temp (Vcc=1.8v, 100 Lux)

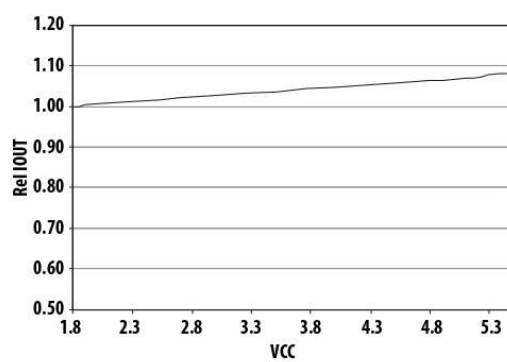


Figure 5. Relative Iout Vs Vcc (T=25°C, 100 Lux)

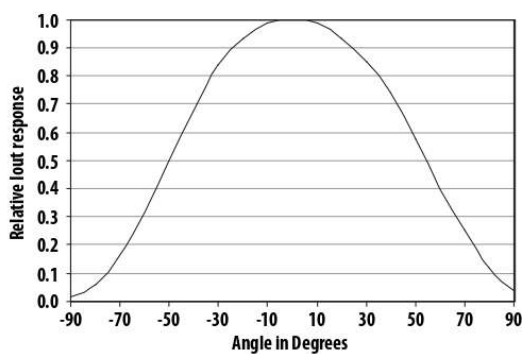


Figure 6. Relative Iout Vs Angle (Vcc=1.8V, T=25°C)

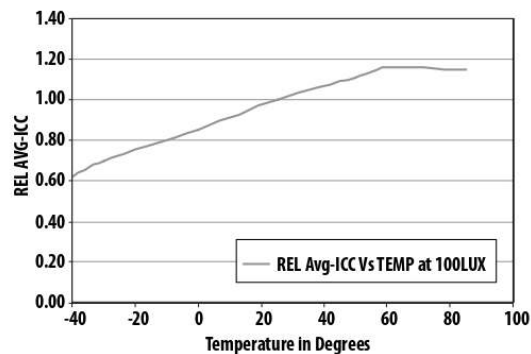


Figure 7. Relative Average Icc Vs Temp (Vcc=1.8V, T=25°C, 100 Lux)

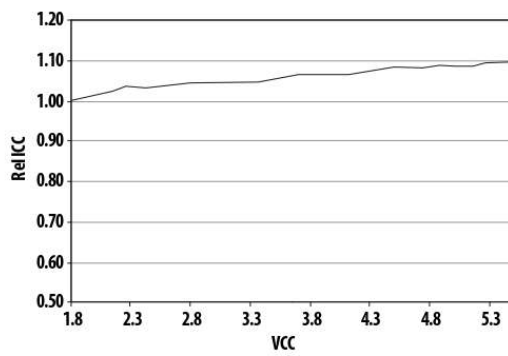


Figure 8. Relative average Icc Vs Vcc (T=25°C, 100 Lux)

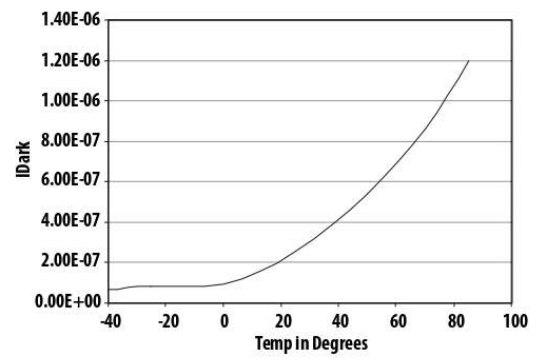


Figure 9. Dark Current Vs Temp (Vcc=1.8V)

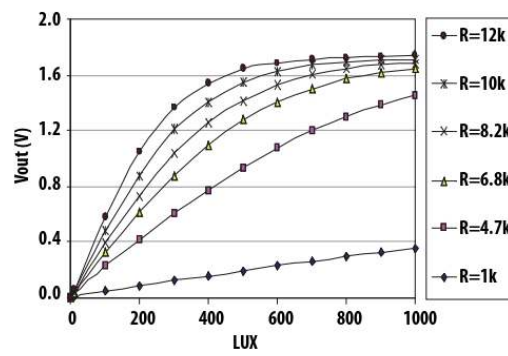
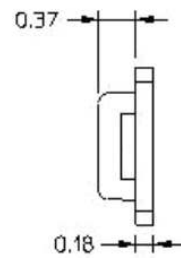
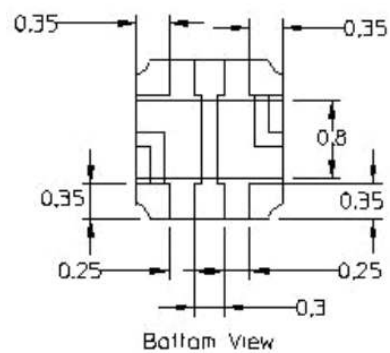
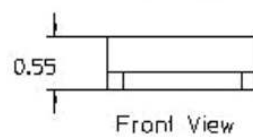
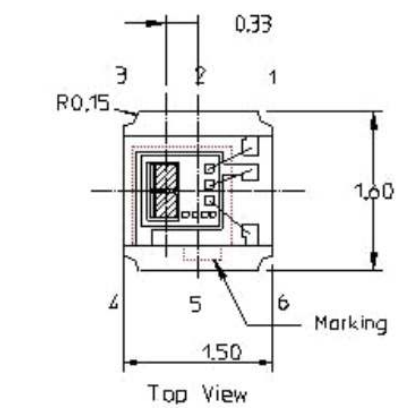


Figure 10. General Luminance Vs Typical Output Voltage (Vcc=1.8V, T=25°C, Light Source = White LED)



Side View

Unit : mm
Tolerance : ± 0.1

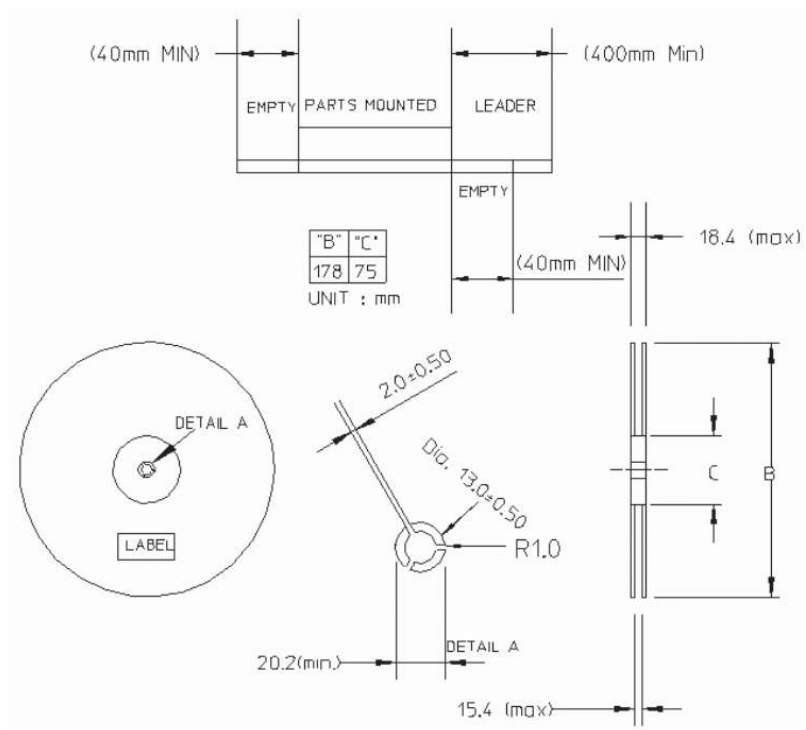
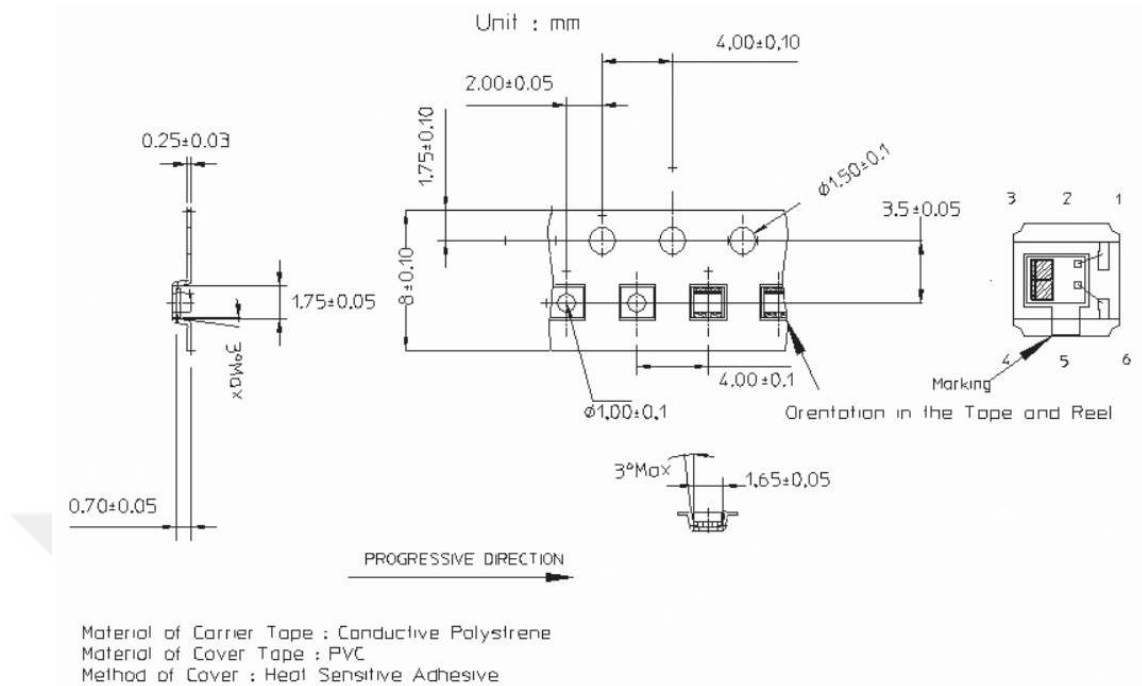


Light receiving area
[2 × (0.2616 × 0.2166)]mm

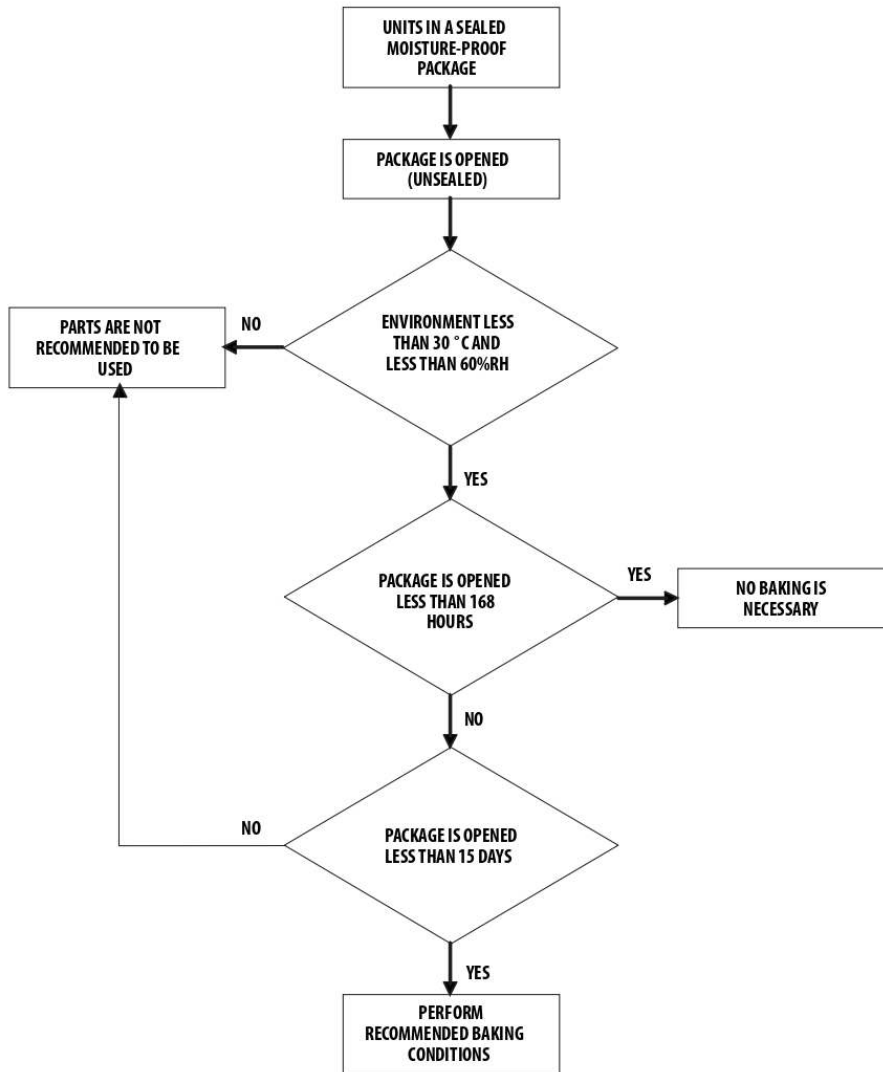
Pin Configuration

1. VCC
2. NC
3. NC
4. Ground
5. NC
6. OUT

APDS-9008 Tape and Reel Dimension



Moisture Proof Packaging



All APDS-9008 options are shipped in moisture proof package. Once opened, moisture absorption begins. This part is compliant to JEDEC Level 3.

Baking Conditions:

Package	Temperature	Time
In Reel	60°C	48 hours
In Bulk	100°C	6 hours

* Baking should only be done once.

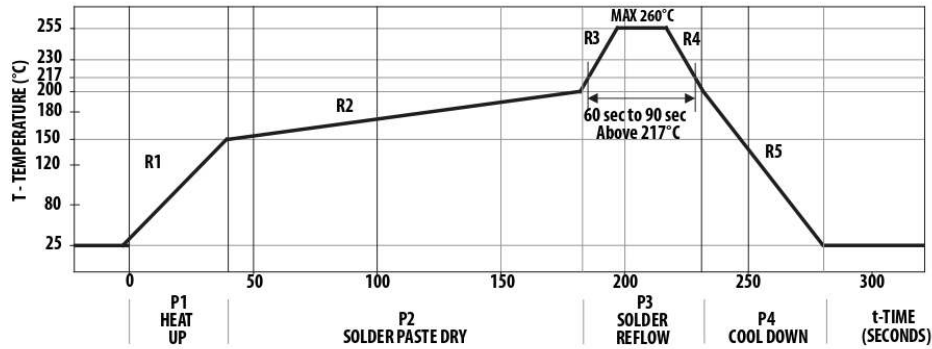
Recommended Storage Conditions:

Storage Temperature	100°C to 300°C
Relative Humidity	below 60% RH

Time from unsealing to soldering:

After removal from the bag, the parts should be soldered within 168 hours if stored at the recommended storage conditions. If times longer than 168 hours are needed, the parts must be stored in a dry box.

Recommended Reflow Profile



Process Zone	Symbol	ΔT	Maximum $\Delta T/\Delta \text{time}$ or Duration
Heat Up	P1, R1	25°C to 150°C	3°C/s
Solder Paste Dry	P2, R2	150°C to 200°C	100s to 180s
Solder Reflow	P3, R3	200°C to 260°C	3°C/s
	P3, R4	260°C to 200°C	-6°C/s
Cool Down	P4, R5	200°C to 25°C	-6°C/s
Time maintained above liquidus point, 217°C		> 217°C	60s to 120s
Peak Temperature		260°C	-
Time within 5°C of actual Peak Temperature		>255°C	20s to 40s
Time 25°C to Peak Temperature		25°C to 260°C	8mins

The reflow profile is a straight-line representation of a nominal temperature profile for a convective reflow solder process. The temperature profile is divided into four process zones, each with different $\Delta T/\Delta \text{time}$ temperature change rates or duration. The $\Delta T/\Delta \text{time}$ rates or duration are detailed in the above table. The temperatures are measured at the component to printed circuit board connections.

Process zone P1, the PC board and component pins are heated to a temperature of 150°C to activate the flux in the solder paste. The temperature ramp up rate, R1, is limited to 3°C per second to allow for even heating of both the PC board and component pins.

Process zone P2 should be of sufficient time duration (100 to 180 seconds) to dry the solder paste. The temperature is raised to a level just below the liquidus point of the solder.

Process zone P3 is the solder reflow zone. In zone P3, the temperature is quickly raised above the liquidus point of

solder to 260°C (500°F) for optimum results. The dwell time above the liquidus point of solder should be between 60 and 120 seconds. This is to assure proper coalescing of the solder paste into liquid solder and the formation of good solder connections. Beyond the recommended dwell time the intermetallic growth within the solder connections becomes excessive, resulting in the formation of weak and unreliable connections. The temperature is then rapidly reduced to a point below the solidus temperature of the solder to allow the solder within the connections to freeze solid.

Process zone P4 is the cool down after solder freeze. The cool down rate, R5, from the liquidus point of the solder to 25°C (77°F) should not exceed 6°C per second maximum. This limitation is necessary to allow the PC board and component pins to change dimensions evenly, putting minimal stresses on the component.

It is recommended to perform reflow soldering no more than twice.

Appendix A. SMT Assembly Application Note

1.0 Solder Pad, Mask and Metal Stencil Aperture

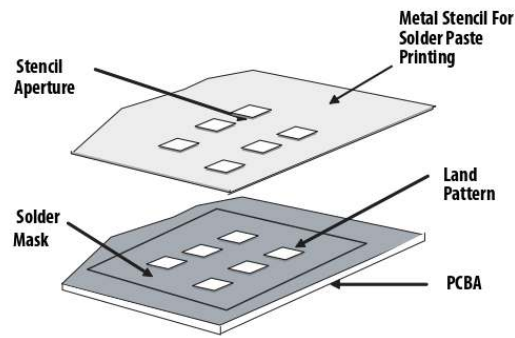


Figure A1. Stencil and PCBA

1.1 Recommended Land Pattern

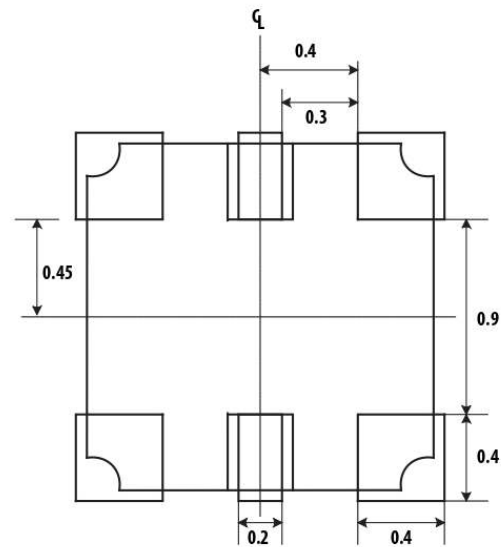


Figure A2. Recommended Land Pattern

1.2 Recommended Metal Solder Stencil Aperture

It is recommended that a 0.11 mm (0.004 inches) thick stencil be used for solder paste printing. Aperture opening for shield pad is 0.4mm x 0.4mm and 0.2mm x 0.4mm (as per land pattern). This is to ensure adequate printed solder paste volume and no shorting.

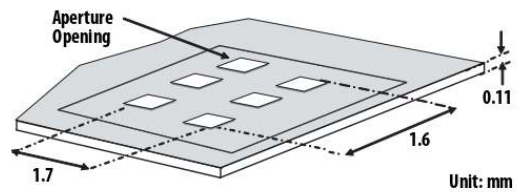


Figure A3. Solder Stencil Aperture

1.3 Adjacent Land Keepout and Solder Mask Areas

Adjacent land keep-out is the maximum space occupied by the unit relative to the land pattern. There should be no other SMD components within this area.

The minimum solder resist strip width required to avoid solder bridging adjacent pads is 0.2 mm.

Note: Wet/Liquid Photo-Imageable solder resist/mask is recommended.

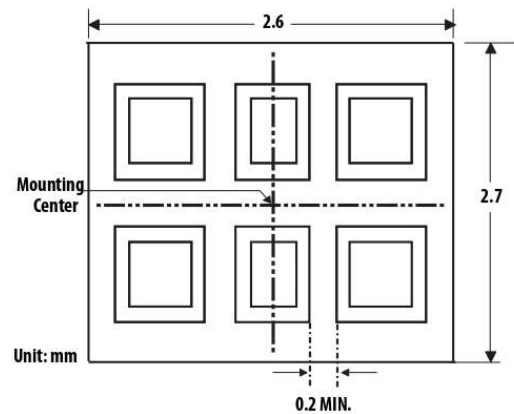


Figure A4. Adjacent Land Keepout and Solder Mask Areas

Appendix B. Optical Window Design for APDS-9008

1.0 Optical Window Dimensions

To ensure that the performance of the APDS-9008 will not be affected by improper window design, there are some constraints on the dimensions and design of the window. There is a constraint on the minimum size of the window, which is placed in front of the photo light sensor, so that it will not affect the angular response of the APDS-9008. This minimum dimension that is recommended will ensure at least a $\pm 35^\circ$ light reception cone.

If a smaller window is required, a light pipe or light guide can be used. A light pipe or light guide is a cylindrical piece of transparent plastic, which makes use of total internal reflection to focus the light.

The thickness of the window should be kept as minimum as possible because there is a loss of power in every optical window of about 8% due to reflection (4% on each side) and an additional loss of energy in the plastic material.

Figure B1 and B2 illustrate the two types of window that we have recommended which could either be a flat window or a flat window with light pipe.

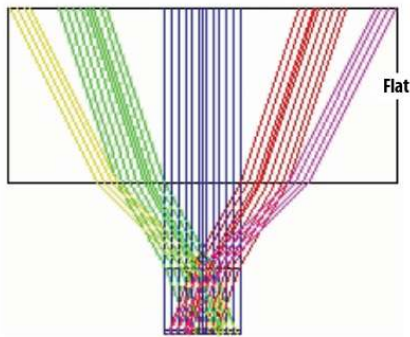


Figure B1. Window Size Determination for Flat Window

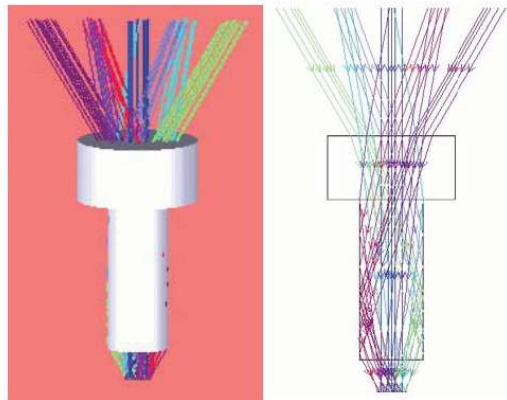


Figure B2. Window Design of Flat Window with Light Guide

Table 1 and Figure B3 below show the recommended dimensions of the window. These dimension values are based on a window thickness of 1.0mm with a refractive index 1.585.

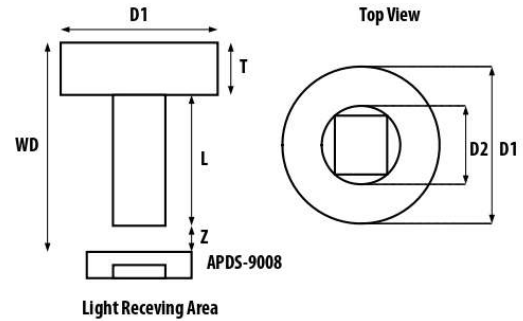


Figure B3. Recommended Window Dimensions

WD: Working Distance between window front panel & APDS-9008

D1: Window Diameter

T: Thickness

L: Length of Light Pipe

D2: Light Pipe Diameter

Z: Distance between window rear panel and APDS-9008

Table 1. Recommended dimension for optical window

All dimensions are in mm

WD (T+L+Z)	Flat Window (L=0.0)		Flat window with Light Pipe (D2=1.5; Z=0.5)	
	Z	D1	D1	L
1.5	0.5	2.25	-	-
2.0	1.0	3.25	-	-
2.5	1.5	4.25	-	-
3.0	2.0	5.00	2.5	1.5

The window should be placed directly on top of the photo sensor to achieve better performance and if a flat window with a light pipe is used, dimension D2 should be 1.5mm to optimize the performance of APDS-9008.

2.1 Optical Window Material

The material of the window is recommended to be polycarbonate. The surface finish of the plastic should be smooth, without any texture.

The recommended plastic material for use as a window is available from Bayer AG and Bayer Antwerp N. V. (Europe), Bayer Corp.(USA) and Bayer Polymers Co., Ltd. (Thailand), as shown in Table 2.

Table 2. Recommended Plastic Materials

Material number	Visible light transmission	Refractive index
Makrolon LQ2647	87%	1.587
Makrolon LQ3147	87%	1.587
Makrolon LQ3187	85%	1.587

Appendix C . General Application Guide for APDS-9008

The APDS-9008 is a low cost analog-output ambient light photo sensor whose spectral response closely emulates the human eyes. APDS-9008 consists of a photo sensor that is able to produce a high gain photo current to a sufficient level that can be converted to voltage with a standard value of external resistor. APDS-9008 can easily be integrated into systems that use ADC input which is available for sampling of the external source, as shown in figure C1 below.

The amount of converted voltage, V_{out} , is mainly dependant proportionally on the photo current which generated

by the brightness of the light shone on the photo sensor and the load resistor used, R_L . Increasing the brightness of the light or/and the load resistor will increase the output voltage.

Brightness is measured as "LUX" unit, which describes how intense a light source that our eyes perceive. LUX meter is the equipment for "LUX" measurement. Light sources with the same LUX level appear at the same brightness to the human eyes.

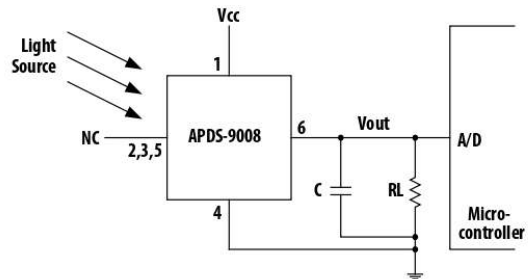


Figure C1. Configuration of APDS-9008

Selection of the load resistor R_L will determine the amount of current-to-voltage conversion in the circuit.

Light source e.g. fluorescent light consists of ac noise frequency of about 100Hz. A capacitor of 10uF, which act as a low-pass filter, is recommended to add in parallel with the load resistor to reduce the ripples.

For product information and a complete list of distributors, please go to our web site: www.avagotech.com

Avago, Avago Technologies, and the A logo are trademarks of Avago Technologies in the United States and other countries. Data subject to change. Copyright © 2005-2008 Avago Technologies. All rights reserved. AV02-1169EN - November 7, 2008

Avago
TECHNOLOGIES

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler :

Adı ve Soyadı : Ekrem Eşref KILINÇ

Lisans Öğrenimi :

Süleyman Demirel Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Bilgisayar Sistemleri Öğretmenliği (2007)

Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği (2016)

Yüksek Lisans Öğrenimi :

Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü Yönetim Bilişim Sistemleri Anabilim Dalı (2022)

Yabancı Dil ve Düzeyi :

İngilizce: İyi

İş Denevimi :

Mardin Mazıdağı İlköğretim Okulu – Öğretmen (2008-2010)

Nevşehir Hacı Bektaş Veli Üniversitesi- Öğretim Görevlisi (2010-2016)

Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi- Öğretim Görevlisi (2016- Devam)

Bilimsel Yayınlar ve Çalışmalar :

Kılınç, E. E., & Metlek, S. (2021). Su Altı Görüntülerinden Nesne Tespiti. Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi, (23), 368-375.

S. Metlek & Kılınç, E. E, “Determination of Heart Disease By Machine Learning Methods,” in 5th International Gap Mathematics-Engineering-Science and Health Sciences Congress, 2020, pp. 48–74, doi: ISBN: 978-625-7687-23-2.

