T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KRONİK OBSTRÜKTİF AKCİĞER HASTALIĞI TEŞHİSİ İÇİN MAKİNE ÖĞRENMESİ TABANLI YENİ BİR YÖNTEM GELİŞTİRİLMESİ

PREVIEW

DOKTORA TEZİ

Engin MELEKOĞLU

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Bilgisayar Mühendisliği Bilim Dalı

NİSAN 2023

PREVIEW

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KRONİK OBSTRÜKTİF AKCİĞER HASTALIĞI TEŞHİSİ İÇİN MAKİNE ÖĞRENMESİ TABANLI YENİ BİR YÖNTEM GELİŞTİRİLMESİ

PREVIEW

DOKTORA TEZİ

Engin MELEKOĞLU

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Bilgisayar Mühendisliği Bilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Ümit KOCABIÇAK

NİSAN 2023

PREVIEW

Engin MELEKOĞLU tarafından hazırlanan "KRONİK OBSTRÜKTİF AKCİĞER HASTALIĞI TEŞHİSİ İÇİN MAKİNE ÖĞRENMESİ TABANLI YENİ BİR YÖNTEM GELİŞTİRİLMESİ" adlı tez çalışması 06.04.2023 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı Bilgisayar Mühendisliği Bilim Dalı'nda Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Jüri Başkanı :	**Prof. Dr. İsmail Hakkı CEDİMOĞLU** Sakarya Üniversitesi	…….....
Jüri Üyesi :	**Prof. Dr. Ümit KOCABIÇAK** (Danışman) Sakarya Üniversitesi	…….
Jüri Üyesi :	**Prof. Dr. Cemil ÖZ** Sakarya Üniversitesi	.....
Jüri Üyesi :	**Prof. Dr. Murat GÖK** Yalova Üniversitesi	.....
Jüri Üyesi :	**Doç. Dr. Halit ÖZTEKİN** Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi	.....

PREVIEW

PREVIEW

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliğine ve Yükseköğretim Kurumları Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesine uygun olarak hazırlamış olduğum "KRONİK OBSTRÜKTİF AKCİĞER HASTALIĞI TEŞHİSİ İÇİN MAKİNE ÖĞRENMESİ TABANLI YENİ BİR YÖNTEM GELİŞTİRİLMESİ" başlıklı tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın tüm aşamalarında yukarıda belirtilen yönetmelik ve yönergeye uygun davrandığımı, tezin içerdiği yenilik ve sonuçları başka bir yerden almadığımı, tezde kullandığım eserleri usulüne göre kaynak olarak gösterdiğimi, bu tezi başka bir bilim kuruluna akademik amaç ve unvan almak amacıyla vermediğimi ve 20.04.2016 tarihli Resmi Gazete'de yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince Sakarya Üniversitesi'nin abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Enstitü tarafından belirlenmiş ölçütlere uygun rapor alındığını, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun ortaya çıkması halinde doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi beyan ederim.

(06/04/2023)

(imza)

Engin MELEKOĞLU

PREVIEW

PREVIEW

TEŞEKKÜR

Çalışmamın her aşamasında bana destek olan, yapmış olduğumuz çalışmanın gerekli şekilde ilerleyebilmesi için yolumu aydınlatan ve gerekli ortamı sağlayan değerli danışman hocam Prof. Dr. Ümit KOCABIÇAK'a, tez süresince bilgi ve tecrübelerini paylaşmaktan hiçbir zaman çekinmeyen yoluma ışık tutan Doç. Dr. Muhammed Kürşad UÇAR'a teşekkür ederim. Ayrıca, veri toplama konusunda Doç. Dr. Cahit BİLGİN'e, kod yazma aşamasında Prof. Dr. Mehmet Recep BOZKURT'a ve makine öğrenmesi modelinin geliştirilmesinde Prof. Dr. Murat GÖK'e katkılarından dolayı teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımın her aşamasında olduğu gibi bu meşakkatli süreci de en az hasarla atlatma mı sağlayan değerli eşim Sibel MELEKOĞLU'na, sonsuz sevgi ve motivasyon kaynağım olan kızlarım Sara ve Ada ya, benim bu başarıya ulaşma sürecinde sevgi ve desteklerini esirgemeyen kıymetli aileme, teşekkürlerimi borç bilirim.

Çalışmamızın gelecekte yapılacak araştırmalara ışık tutmasını, bilim yolunda bir meşalenin de bu çalışma tarafından yakılmış olmasını canı gönülden dilerim.

Engin MELEKOĞLU

PREVIEW

PREVIEW

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ ..... **v**
TEŞEKKÜR ..... **vii**
İÇİNDEKİLER ..... **ix**
KISALTMALAR ..... **xi**
SİMGELER ..... **xiii**
TABLO LİSTESİ ..... **xv**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **xvii**
ÖZET ..... **xix**
SUMMARY ..... **xxi**
1. GİRİŞ **1**
1.1. Amaç ve Kapsam 1
1.2. Literatür Araştırması 4
1.3. Hedef ve Katkılar 6
2. KRONİK OBSTRÜKTİF AKCİĞER HASTALIĞI **7**
2.1. Giriş 7
2.2. Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı Nedir ve Nedenleri 7
2.2.1. Kronik obstrüktif akciğer hastalığı belirtileri 8
2.3. Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı Teşhisi 8
2.4. Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı İstatistikleri 10
2.5. Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı (KOAH) Tedavisi 10
2.5.1. İlaç tedavisi ve davranışsal değişiklikler 12
2.5.2. Bronkodilatör cihaz tedavisi 12
2.5.3. Kronik obstrüktif akciğer hastalığında psikolojik tedavi yöntemleri 13
2.5.4. Kronik obstrüktif akciğer hastalığında cerrahi tedavisi 13
3. FOTOPLETİSMOGRAFİ SİNYALİ VE İNCELENMESİ **15**
3.1. Fotopletismografi Sinyalinin Oluşumu ve Ölçülmesi 15
3.2. Fotopletismografi Sinyallerin Hastalıkla İlişkisi 17
3.3. Fotopletismografi ve Elektrokardiyografi İlişkisi 19
3.4. Fotopletismografi ve Teknolojik Uygulamalar 20
4. FOTOPLETİSMOGRAFİK İLE KRONİK OBSTRÜKTİF AKCİĞER HASTALIĞI TESPİT MODELİNİN GELİŞTİRİLMESİ **23**
4.1. Veri Toplama 24
4.2. Fotopletismografi Sinyallerinin Filtrelenmesi 25
4.3. Fotopletismografi Sinyallerinin Epoklanması 26
4.4. Fotopletismografi Sinyalinin Frekans Bantlarına Ayrılması 28
4.5. Özellik Çıkarımı 29
4.6. Özellik Seçimi 31
4.6.1. Fisher algoritması 32
5. MAKİNE ÖĞRENMESİ ALGORİTMALARI VE PERFORMANS DEĞERLENDİRME KRİTERLERİ **35**
5.1. Makine Öğrenmesi Algoritmaları 35
5.1.1. Destek vektör makinaları 36

PREVIEW

5.1.2. k-en yakın komşuluk algoritması 39
5.1.3. Naive bayes algoritması 41
5.1.4. Rastgele orman algoritması 42
5.1.5. Çok katmanlı algılayıcı ağ 42
5.1.6. Ensemble tree 43
5.1.7. Karar ağaçları 44
5.1.8. Hibrit yapay zekâ yöntemi 45
5.2. k-Kat Çapraz Doğrulama Yöntemi 46
5.3. Performans Metrikleri 47
5.4. Leave-One Out Yöntemi 49
6. SONUÇLAR 53
6.1. Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı Minimum Süre Tespiti Modeline Dayalı Sonuçlar 53
6.2. Fotopletismografi Alt Frekans Bantları Ayrımına Dayalı Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığının Tahmin Sonuçları 57
7. TARTIŞMA VE SONUÇ 71
7.1. Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı Minimum Süre Tespiti Modeline Dayalı Tartışmalar 71
7.2. Fotopletismografi Alt Frekans Bantları Ayrımına Dayalı KOAH Tahmin Tartışmaları 71
7.3. Kararlar 73
7.4. Bilgilendirme 74
KAYNAKLAR 75
EKLER 85
ÖZGEÇMİŞ 91

PREVIEW

KISALTMALAR

AC : Alternatif akım
ADD : Ampirik Dalgacık Dönüşümü
AI : Yapay Zeka
ALL : Tüm özellikler
AUC : Area under an receiver operating characteric
BMI : Vücut Kitle İndeksi
COPD : Chronic Obstructive Pulmonary Disease
DC : Doğru akım
EKG : Elektrokardiyograf
ET : Ensemble Tree
FN : Yanlış negatifler
FP : Yanlış pozitifler
GOLD : Global İnitiative
HF : Yüksek frekans bandı
HRV : Heart Rate Variability
HYY : Hibrit Yapayzeka Yöntemi
KA : Karar Ağaçları
k-NN : K-en yakın komşuluk sınıflandırma algoritması
KOAH : Kronik Obstrüktif Akciğer Hastaliği
LB : Alt güven aralığı
LF : Alçak frekans bandı
MDI : Metered dose inhaler
MF : Orta frekans bandı
MLFFNN : Çok katmanlı ileri beslemeli yapay sinir ağları
PDK : Performans Değerlendirme Kriterleri
PPG : Fotopletismografi
ROC : Receiver operating characteric
SVD : Singular value decomposition (Tekil değer ayrışımı)
SVMs : Destek vektör makinaları
TC : Türkiye Cumhuriyeti

PREVIEW

TN : Gerçek negatif

TP : Gerçek pozitif

PREVIEW

SİMGELER

A : Aktivite- Hjort parametresi
C : Karmaşıklık- Hjort parametresi
CL : Ortalama eğri uzunluğu
CM : Merkezi Momentler
E : Ortalama Enerji
F : F-score değeri
G : Geometrik ortalaması
H : Harmonik ortalama
k : kNN için en yakın komşu sayısı
M : Hareketlilik -Hjort parametresi
m : Metre
m^2 : Metre kare
MAD : Ortalama ya da meydan mutlak sapma
Max : Maksimum
Min : Minimum
MHz : Megahertz
N : Vektör eleman sayısı
N : Negatif
n : Toplam birey sayısı
n1 : Kadın birey sayısı
n2 : Erkek birey sayısı
Ort : Ortalama
P : Pozitif
R : Eta
R : Aralık
S : Standart sapma
S^2 : Varyans
S_x : Standart hata
SF : Şekil faktörü
sn : Saniye

PREVIEW

Std : Standart sapma

T : Periyot sayısı

T25 : kırpılmış ortalama %25

T50 : kırpılmış ortalama %50

TE : Ortalama teager enerjisi

Y : N sayıdaki sınıflandırıcıların ortak kararı

$\mathbf{Y}_{Maks}$: Epok içindeki yerel maksimum sayısı

$\mathbf{Y}_{Min}$: Epok içindeki yerel minimum

λ : Dalga boyu

µV : Mikro volt

® : Tescillidir (Register)

$\boldsymbol{x}$: Ortalama

$\boldsymbol{x}$: Medyan

$\boldsymbol{x_i}$: i. özelliğin ortalama değeri

$\boldsymbol{x}_+$: Pozitif sınıftaki i. özelliğin ortalama değeri

$\boldsymbol{x}_-$: Negatif sınıftaki i. özelliğin ortalama değeri

$\boldsymbol{X_{k,i}}$: i. özelliğin k. pozitif örneği

$\boldsymbol{X_{k,i}}$: i. özelliğin k. negatif örneği

$\boldsymbol{X_{kur}}$: Basıklık (Kurtosis)

$\boldsymbol{X_{max}}$: Maksimum

$\boldsymbol{X_{min}}$: Minimum

$\mathbf{X_{rms}}$: Ortalama karakök değeri (Root mean squared value)

$\mathbf{x_{ske}}$: Çarpıklık (Skewness)

PREVIEW

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1. Hava akımı kısıtlığının şiddetinin derecelendirilmesi. 12
Tablo 4.1. BMI Vücut Kitle İndeksi. 25
Tablo 4.2. Epok Dağılımları. 26
Tablo 4.3. İki saniyelik epok dağılımları. 27
Tablo 4.4. Üç alt frekans bant aralığı. 28
Tablo 4.5. Fotopletismografi sinyaline ait özellikler denklem. 30
Tablo 4.6. Tüm veri seti için sinyallerden seçilen özelliklerin listesi. 32
Tablo 5.1. Karmaşıklık matrisi. 47
Tablo 5.2. Kappa katsayıları sınır aralıkları 49
Tablo 5.3. Makine öğrenmesi için süreye bağlı eğitim (%50) ve test (%50) veri seti dağılımı 50
Tablo 5.4. Leave-one-out yöntemine göre makine öğrenmesi için süreye bağlı eğitim ve test veri seti dağılımı. 51
Tablo 5.5. (%50) Eğitim ve (%50) Test. 51
Tablo 6.1. Tüm özellikler için eğitim performans sonuçları 54
Tablo 6.2. Tüm özellikler için test performans sonuçları 55
Tablo 6.3. Seçilmiş özellikler için eğitim performans sonuçları 55
Tablo 6.4. Seçilmiş özellikler için Test performans sonuçları 56
Tablo 6.5. Leave-one-out için Eğitim Performans Sonuçları 56
Tablo 6.6. Leave-one-out için Test Performans Sonuçları 56
Tablo 6.7. Tüm kayıtlar için tüm özelliklere göre elde edilen sonuçlar 57
Tablo 6.8. PPG sinyalleri özellik seçme performans sonuçları 59
Tablo 6.9. PPG LF sinyalleri özellik seçme performans sonuçları 61
Tablo 6.10. PPG MF sinyalleri özellik seçme performans sonuçları 63
Tablo 6.11. PPG HF sinyalleri özellik seçme performans sonuçları 65
Tablo 6.12. PPG ALL sinyalleri özellik seçme performans sonuçları 67

PREVIEW

PREVIEW

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1. Normal ve KOAH hastalığı örneği 8
Şekil 2.2. Spirometri kontrolü..... 9
Şekil 2.3. Bronkodilator cihazı. 13
Şekil 3.1. PPG sinyal ölçümleri için yansıma ve iletim modları 16
Şekil 3.2. Işığın dokularda ve kan damarlarında soğurulması..... 17
Şekil 3.3. PPG ve EKG sinyalleri. 21
Şekil 3.4. PPG giyilebilir teknolojileri..... 22
Şekil 4.1. KOAH teşhisi için minimum süre tespit akış diyagram. 23
Şekil 4.2. KOAH hastalığının PPG sinyali ile yapay zekâ tabanlı geliştirilmiş bir yöntem akış dıyagram. 24
Şekil 4.3. Fotopletismografi (PPG) sinyaline ait periodogram grafiği 29
Şekil 5.1. SVMs algoritması genel akış diyagramı. 37
Şekil 5.2. kNN algoritması genel akış diyagramı 45
Şekil 5.3. Karar ağaçları genel yapısı. 49
Şekil 5.4. Hibrit Yapay zekâ modeli algoritması genel akış diyagramı..... 46
Şekil 6.1. PPG sinyalleri özellik seçme sonuçları. 68
Şekil 6.2. PPG LF sinyalleri özellik seçme sonuçları. 69
Şekil 6.3. PPG MF sinyalleri özellik seçme sonuçları. 69
Şekil 6.4. PPG HF sinyalleri özellik seçme sonuçları. 70
Şekil 6.6. PPG ALL sinyalleri özellik seçme sonuçları. 70

PREVIEW

PREVIEW

KRONİK OBSTRÜKTİF AKCİĞER HASTALIĞI TEŞHİSİ İÇİN MAKİNE ÖĞRENMESİ TABANLI YENİ BİR YÖNTEM GELİŞTİRİLMESİ

ÖZET

Geçmiş ve Amaç: Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı KOAH nefes almayı zorlaştıran ve zamanla kötüleşen bir tür akciğer hastalığıdır. Normalde, ciğerlerimizdeki hava yolları ve hava keseleri elastik veya esnektir. Nefes aldığınızda, hava yolları hava keselerine hava getirir. Hava kesecikleri küçük bir balon gibi hava ile dolar. Nefes verdiğimizde hava keseleri şişer ve hava dışarı çıkar. KOAH'ınız varsa, bir veya daha fazla sorun nedeniyle solunum yollarına daha az hava girer ve çıkar. KOAH kalıcı bir hastalık olarak, zamanla tedavi edilmezse tedavisi zorlaşır, bu hastalığın en büyük nedeni sigara, zararlı partiküller, dışardaki çevresel etkenler ve gazlar sebebi sonucu meydana gelmektedir. Özellikle küçük çocuk, engelli veya ilerlemiş seviyedeki hastaların spirometre aracını kullanma zorlukları ve hastaneye erişimindeki zorlukları, teşhis sürecinin kolaylaştırılması ve kısaltılmasını zorunlu kılmaktadır. Bu sorunların önüne geçebilmek, KOAH'ta erken teşhis ve daha kolay takip için KOAH teşhisinde Fotopletismografi (PPG) sinyalinin kullanımının faydalı olacağı değerlendirilmektedir. PPG, deri yüzeyinden vücudun herhangi bir yerinde ölçülebilen bir biyosinyaldir. Kalbin her atışında oluşan PPG sinyal ölçümü kolay bir sinyaldir. Literatürde PPG sinyalinin vücuda ait oldukça fazla bilgi içerdiği bilgisine yer verilmiştir. Bu çalışmada PPG sinyalinin KOAH teşhisini kullanılabilmesi için makine öğrenmesi yöntemiyle KOAH tahmin modelleri geliştirilmiştir.

Yöntemler: Bu çalışmada PPG sinyalinin KOAH teşhisinde kullanılabilmesi için bir sistem tasarımı yapılmıştır. Çalışmanın amacı "PPG ile KOAH teşhis edilebilir mi?" ve "Edilebilir ise en az kaç saniyelik sinyal yardımı ile bu işlem yapılabilir?" bunu belirlemektir. Bu amaç doğrultusunda çalışma için 14 bireyden (8 KOAH, 6 Sağlıklı) ortalama 7-8 saatlik PPG kaydı alınmıştır. Alınan kayıtlar 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128, 256, 512 ve 1024 saniyelik parçalara ayrılmıştır. Her saniye grubu için işlemler yapılmış ve hangi saniyelik sinyallerle daha performanslı teşhis yapılabildiği tespit edilmeye çalışılmıştır. Hasta bireye ait 8 saatlik kayıtlar 2 saniyelik parçalara ayrıldığında her parçaya hasta etiketi verilmiştir. Aynı işlem sağlıklı birey için yapıldığında tüm parçalara Sağlıklı etiketi verilmiştir. Her bir sinyal grubu öncellikle 0.1-20 Hz sayısal filtreleme yöntemiyle temizlenmiştir. Ardından 25 adet zaman domeninde özellik çıkarılmıştır. En sonunda oluşan veri setleri (2, 4, 8. sn) karar ağaçları makine öğrenmesi yöntemleri ile sınıflandırılmıştır.

Çalışmada PPG sinyali gürültüden temizlenmiş ve PPG'nin üç alt frekans bantlarına sahip yeni PPG sinyalleri elde edilmiştir. Dört sinyalden her birinden 25 adet özellik çıkarılmıştır. Toplam 100 adet özellik çıkarılmıştır. Buna ek olarak yaş, kilo ve boy özellik olarak kullanılmıştır. Performansın artırılması amacıyla Fisher özellik seçme algoritması kullanılmıştır.

Sonuçlar: Geliştirilen PPG tahmin modelleri tüm bireyler için doğruluk oranı 0.95 performans değerlerine sahiptir. Özellik seçme algoritmasında kullanılar sınıflandırma algoritmalari performans artışına yardımcı olmuştur.

PREVIEW

Çözüm: Elde edilen sonuçlara göre 2 saniyelik veri grubu ile en yüksek performans değerlerine ulaşılmış olup 0.99 duyarlık, 0.99 özgüllük ve %98.99 doğruluk oranı elde edilmiştir.

Elde edilen sonuçlara göre PPG bazlı KOAH tahmin modelleri pratikte kullanılabileceği düşünülmektedir.

PREVIEW

DEVELOPMENT OF A NEW MACHINE LEARNING-BASED METHOD FOR THE DIAGNOSIS OF CHRONIC OBSTRUCTIVE PULMONARY DISEASE

SUMMARY

Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD) is a widespread respiratory disorder disease. COPD is a common disease, characterized by airway and / or persistent respiratory symptoms and airway restriction caused by significant exposure to harmful particles or gases, which can be prevented and treated. COPD constitutes a significant portion of chronic respiratory diseases. COPD is one of the most important causes of morbidity and mortality and with each passing day it continues causing increasing substantial economic and social burden. With the expected prolongation of the life expectancy and increased exposure worldwide, the burden of COPD is predicted to increase further. According to the World Health Organization (WHO) it is the fourth leading cause of death worldwide. Approximately 2.9 million people die annually due to COPD worldwide.

The main pathological characteristic of chronic obstructive pulmonary disease (COPD) is chronic respiratory obstruction. COPD is a permanent, progressive disease and is caused by harmful particles and gases entering the lungs. Chronic coughing and shortness of breath are the most important symptoms of the disease. Cigarette smoke is one of the main casual factors of these symptoms.

The cigarette smoke fills the airways and alveoli with harmful gases and substances, in course of time, these harmful substances cause damage to the structure of the bronchi and alveoli, resulting in the development and progression of COPD.

Since there is not sufficient information about the disease, diagnosis and thus the treatment of the disease are delayed. The diagnosis of the disease is made by the specialist doctor according to the report obtained from the spirometer device, which is the standard method in diagnosis. This method can be applied only in hospitals with the help of a technician. However, monitoring the disease after diagnosis is also important for tracking the damages caused by the disease to the body. Therefore, it is vital to have an early and fast diagnosis process. As COPD is a progressive disease with permanent damages, the earlier it is diagnosed and treated, the less damage it causes to the individuals. Same as with any other disease, monitoring of the disease during the treatment is possible with advanced equipment and only in hospitals. This process is very difficult and time consuming.

At present, COPD diagnosis can be made with an apparatus called a spirometer. After measurement of Forced vital Capacity (FVC) and Forced expiratory volume in one second; (FEV 1), by evaluating the FEV 1/FV C ratio, the person can be diagnosed by a specialist doctor. If the FEV 1/FVC is < 70% the patient is considered to have COPD. The difficulty of using the spirometer apparatus and the difficulties in accessing the hospital, especially for young children, disabled or patients in advanced stages of illness, necessitates facilitating and shortening the diagnosis process. Due to the disadvantages associated with current methods of diagnosing chronic obstructive

PREVIEW

pulmonary disease (COPD), it is necessary to develop systems that are easier to use and to follow up with patients. To address these issues and expedite the diagnosis of COPD, the use of photoplethysmography (PPG) signals is being considered. PPG is a biologic signal that can be measured in any location near the heart in the body. Its potential usefulness lies in its ability to facilitate faster diagnosis and easier patient monitoring.

Heart signals convey vital information about the body and illness. Therefore, based on the obtained results, it has been evaluated that it can be used in the diagnosis of COPD. In this study, a PPG signal-based COPD diagnosis algorithm is proposed. It is expected that the developed method will create an infrastructure for the production of the cost-effective portable apparatus for the disease diagnosis. In recent years, in the diagnosis of diseases; various researches areas are being carried out on usability of some new and helpful classifier, decision making software and tools. One of these areas is artificial intelligence applications. It is clear that these systems will provide advantages such as assistance in making the diagnosis, shortening the diagnosis time, efficiency and increased productivity which will be beneficial in the medical field. In this study, the intention is to make diagnosis of COPD disease with the machine learning algorithm only by using the PPG signal belonging to a patient.

One of the general aims of this study is to make easier the diagnosis of COPD by using the machine learning method, to assist in determination of the COPD diagnosis. In addition, the improvement of parameters such as diagnosis duration, efficiency and time are among the objectives. This study was carried out by using the PPG signal in compliance with the principles of the Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease (GOLD).

Background and Purpose: COPD, which is named with the initials of the words Chronic Obstructive Pulmonary Disease is a main public health issue both globally and in our country, which continues to increase due to poor awareness of the disease and lack of necessary preventive measures. COPD disease is the result of a blockage of the air sacs known as alveoli withinside the lungs; it's miles a persistent sickness that reasons proceedings difficulty in breathing, cough and shortness of breath. COPD is characterised with breathing signs and symptoms and airflow challenge because of anomalies in the airways and alveoli that occurs as the result of significant exposure to the harmful particles and gases. The spirometry test (breath measurement test), which is being used for the diagnosis of the COPD is creating difficulties in reaching the hospitals, especially in patients with disabilities or advanced disease, and in children. With facilitate the diagnostic treat and prevent these problems, it's far evaluated that using Photoplethysmography (PPG) signal in the diagnosis of COPD disease would be beneficial in order to simplify and speed up the diagnosis process and make it more convenient for monitoring. A PPG signal includes numerous components, including volumetric changes in arterial blood that are related to heart activity, fluctuations in venous blood volume that modify the PPG signal, a Direct Current (DC) component that shows the optical properties of the tissues, and modest energy changes in the body. PPG has typically received the usage of a pulse oximeter, which illuminates the pores and skin and measures adjustments in mild absorption. PPG occurring with every heart rate is an easy signal to measure. PPG signal is modeled by machine learning to predict COPD.

Methods: In this study, a system design was made so that the PPG signal can be used in the diagnosis of COPD. The aim of the study was “Can COPD be diagnosed with

PREVIEW

Reproduced with permission of copyright owner. Further reproduction prohibited without permission.