

T.C.

**MALTEPE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ANESTEZİYOLOJİ VE REANİMASYON ANABİLİM DALI**

**FOTOPLETİSMOGRAFİK DALGA ANALİZİ TEKNOLOJİSİ İLE KAN
BASINCI TAHMİNİ SUNAN GİYİLEBİLİR AKSESUARLARIN
İNVAZİV KAN BASINCI MONİTORİZASYONU İLE KİYASLANMASI
VE ANESTEZİ PRATİĞİNDE HEMODİNAMİK PARAMETRELERİN
TAKİBİNDE NON İNVAZİV ERKEN PREDİKTÖR OLARAK
KULLANILABİLİRLİĞİ**

Dr. Gökhan TANFER

0009-0002-9010-9642

TIPTA UZMANLIK TEZİ

İSTANBUL - 2023

T.C.

**MALTEPE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ANESTEZİYOLOJİ VE REANİMASYON ANABİLİM DALI**

**FOTOPLETİSMOGRAFİK DALGA ANALİZİ TEKNOLOJİSİ
İLE KAN BASINCI TAHMİNİ SUNAN GİYİLEBİLİR
AKSESUARLARIN İNVAZİV KAN BASINCI
MONİTORİZASYONU İLE KIYASLANMASI VE ANESTEZİ
PRATİĞİNDE HEMODİNAMİK PARAMETRELERİN
TAKİBİNDE NON İNVAZİV ERKEN PREDİKTÖR OLARAK
KULLANILABİLİRLİĞİ**

Dr. Gökhan TANFER

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Talat Ercan Şerifsoy

TIPTA UZMANLIK TEZİ

İSTANBUL - 2023

TEŞEKKÜR

Eğitim sürem boyunca her konuda bilgisini ve ilgisini her an üzerimde hissettiğim Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Hüsnü SÜSLÜ'ye

İhtisasa ilk başladığım andan beri bilgi ve tecrübesiyle bana ışık tutan ve bana kattığı hekimlik nosyonu ile hayatım boyunca katkısını yanında hissedeceğim Sayın

Prof. Dr. Zeliha ÖZER'e, bilgi ve deneyimini paylaşan tüm süreç boyunca yol gösteren ve bana yeni ufuklar açan tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Talat Ercan

ŞERİFSOY'a, eğitimim süresince her zaman yanımda olan sevgili hocalarım sayın Dr. Öğr. Üyesi Abdullah AYDIN ÖZCAN başta olmak üzere tüm uzman hocalarıma,

Asistanlık sürecimi birlikte geçirmekten mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarım Dr. Doğukan KİLİT, Dr. Berfin Gizem ÖZELSEL, Dr. Hüseyin AYBAR, Dr. Fatih GÖK'e,

5 yılı yan yana, güzel anılarla geçirdiğim, birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum anestezi teknikeri, yoğun bakım ekibi ve personel tüm ekip arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Hayatım boyunca her ihtiyaç duyduğumda yanımda olan, benim için hiçbir fedakarlıktan kaçınmamış, geldiğim noktada büyük emekleri olan annem Değer TANFER'e TIP fakültesine girmemde çok büyük etkisi ve emeği olan babam Selman TANFER'e, desteğini her zaman yanımda hissettiğim Ferit TANFER'e, hayat arkadaşım, en yakın yoldaşım, eşim Helin TANFER'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Dr. Gökhan TANFER

İstanbul-2023

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR...	i
KISALTMALAR...	ii
TABLO LİSTESİ...	iii
ŞEKİL LİSTESİ...	iv
ÖZET...	v
ABSTRACT	vi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kardiyovasküler Sistem Ve Önemi.....	4
2.1.1. Perfüzyon	5
2.1.2. İskemi Ve Hipoperfüzyon	6
2.2. Kardiyovasküler Sistem Fizyolojisi	7
2.2.1.Elektriksel Aktivite	7
2.2.2. Kontraksiyon Ve Ejeksiyon	10
2.3. Kan Basıncının Tarihçesi.....	11
2.4. Kan Basıncı Ve Ölçüm Metodları	13
2.4.1. Sürekli Kan Basıncı Takibi: İnvaziv Arteriyel Monitörizasyon.....	15
2.4.1.1. Sürekli Kan Basıncı İzleme Teknikleri	18
2.4.2. Pulse Oksimetre Ve Çalışma Prensipleri	18
2.4.3. Fotopletismografi (Ppg) Ve Kan Basıncı.....	19
2.4.3.1. PPG'nin Temel Prensipleri.....	19
2.4.3.2. PPG Sinyalinin Bileşenleri	20
2.4.3.3. PPG'nin Teknolojik Evrimi.....	20
2.4.3.4. PPG Ve Kan Basıncı Ölçümü	20
2.4.3.5. Nabız Geçiş Süresi, Nabız Varış Süresi İlişkili Teknikler....	22
2.4.3.6. Güncel Ppg Sinyal İşlem Teknikleri	22
2.4.3.7. Derin Öğrenme Ve Yapay Sinir Ağları.....	22
2.4.3.8. Dalgacık Dönüşümü Ve PPG Sinyal İşleme.....	22
2.5 Giyilebilir Aksesuarlarla Uzaktan Takip Sistemi Tasarımı.....	24
2.5.1 Sürekli Kan Basıncı Takibi	24
2.5.2. Vital Bulgular Takibine Yeni Bir Yaklaşım: Vital Erken Uyarı Sistemi.....	24

2.5.3. Giyilebilir Aksesuarların Günlük Hayatta Kullanımı	24
2.5.4. Giyilebilir Aksesuarların Kronik Hastalığı Olan Hastalarda Kullanım.....	25
2.5.5. Giyilebilir Aksesuarların Tamamen Sağlıklı Bireylerde Kullanımı.....	26
3. GEREÇ VE YÖNTEM	27
3.1. Çalışmanın Tasarımı.....	27
3.1.1. Korelasyon Analizi	27
3.1.2. Standart Sapma Ve İABP ile Korelasyonu	27
3.1.3. Dış Faktörler.....	28
3.1.4. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi.....	28
3.1.5. Ürün Araştırması Ve Temini.....	29
3.1.6. Verilerin İşlenmesi	30
3.1.7. Giyilebilir Aksesuarlarla Uzaktan CNAP Takip Ve Uyarı Sistemi... 30	
3.2. Yazılım tasarımı.....	32
3.2.1. Kan Basıncı Monitörizasyonu Korelasyonu Ve Vital Erken Uyarı.... 33	
3.2.2. Nabız Hızı Korelasyonu.....	36
3.2.3. Oksijen Saturasyonu korelasyonu	36
3.2.4. Vizüel Analog Skalası (VAS) Ağrı Skoru Ve Uygulama Stress Seviyesi Korelasyonu	37
3.2.5. Biyoimpedans Analizi (BİA) Verisi Ölçümü.....	37
3.3. Klinik Alanda Kullanımı	37
3.3.1. Klinik Kullanım Alanı Tasarımı.....	38
3.3.1.1. Opere Olacak ve İnvaziv Takip Endikasyonu Olmayan Tüm Hastalar	38
3.3.1.2. Yoğun Bakımlarda Takip Edilen Tüm Hastalar	39
3.3.1.3. Postoperatif, Postsedatif Dönemde Servise Devir Edilen Tüm Hastalar	39
3.3.1.4. Servislerde Kritik Durumda Olan Hastalar ve Yoğun Bakım İçin Konsülte Edilen Hastalar.....	40
3.3.1.5. Serviste Kritik Durumda Olmayan Ancak Aday Olan Hastalar.....	40
3.3.1.6. Günlük Hayatta Uzaktan Hasta Takibi.....	40
3.3.1.7. Günlük Hayatta Tanısı Olmayan Ancak Aday Olan	

Hastalar.....	40
3.3.2. Hasta Güvenliği.....	41
3.3.3. Kablosuz veri aktarımı	42
3.3.4. Birden Çok Ekran Yansıtma Uzaktan Erişim Ve Hasta Bilgilerinin Gizliliği	45
3.4. Örneklem Büyüklüğü Hesaplaması	45
3.5. Çalışmanın Uygulanması	46
3.6. İstatistiksel İncelemeler	51
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	52
4.1 Demografik Verilerin Analizi	52
4.2. Arteriyel Sertlik ve PPG üzerine etkisi	54
4.3. Gerçek Kan Basıncı (Hasta Başı Monitör) İstatistikleri.....	56
4.3.1. Sistolik kan basıncı korelasyonu	58
4.3.2. Kan basıncı Değerlerinin Gruplara Göre Analizi.....	60
4.3.3. Hasta Gruplarına Göre Kan Basıncı Ölçümlerinin Kıyaslaması.....	64
4.4. Yeni bir yaklaşım tasarımı: Vital Erken Uyarı Sistemi (VEUS).....	65
4.4.1. Genel Değerlendirme	66
4.4.2. Gruplara Göre Analiz	68
4.4.3. VEUS Genel Değerlendirme ve Yorum.....	71
4.5. Nabız Hızı	73
4.6. Saturasyon.....	76
4.7. BIA Ölçümü ve Operasyon Sıvı Balansı.....	80
4.8. EKG Ölçümü ve Yorumu	81
4.9 Patent Taraması... ..	82
5. SONUÇ	84
6. KAYNAKLAR	89

KISALTMALAR

AI: Yapay Zeka

AQDD: Ayarlanabilir Q-faktör Dalgacık Dönüşümü

AR-GE: Araştırma ve Geliştirme

ASA: Amerikan Anestezi Derneği

AV: Atrioventriküler

BİA: Biyoimpedans Analizi

BMR: Bazal Metabolizma Hızı

BP: Kan Basıncı

CNN: Konvolüsyonel sinir ağları

CNAP: Sürekli Noninvaziv Arteriyel Kan Basıncı

DIA: Diyastolik

EHR: Elektronik Sağlık Kaydı

EKG: Elektrokardiyografi

EMR: Elektronik Tıbbi Kayıt

GA: Giyilebilir Aksesuarlar

GABA: Gama-Aminobütirik Asit

Hb: Hemoglobin

HBM: Hasta Başı Monitör

HBPM: Ev Tipi Kan Basını Ölçüm Cihazı

HİPAA: Elektronik Olarak Korunan Sağlık Bilgileri

HRV: Kalp Atım Hızı Değişkenliği

İABP: İnvaziv Arter Kan Basıncı

İCC: İntra-Sınıf Korelasyonunu

IP: Internet Protokolü

KOAH: Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı

KVKK: Kişisel Verilerin Korunması Kanunu

LAN: Yerel Alan Ağı

ML: Makine Öğrenmesi

NEWS: Ulusal Erken Uyarı Skoru

NİABP: Noninvaziv Arteriyel Kan Basıncı

N/I ABP: Noninvaz/İnvaziv Arteriyel Kan Basıncı

NMDA: N-metil-D-aspartat

O2Hb: Oksihemoglobin

PAT: Nabız Varış Süresi

PEEP: Pozitif Son Ekspiratuar Basınç

PI: Perfüzyon İndeksi

PPG: Fotopletismografi

PTT: Nabız Geçiş Süresi

PWA: Nabız Dalgası Analizi

RNN: Geri dönüşümlü sinir ağları

SpO2: Oksijen satürasyonu

SVo2: Venöz Oksijen Satürasyonu

SVR: Sistemik Vasküler Direnç

SYS : Sistolik

TCP: Geçiş/Transfer Kontrol Programı

ÜTS: Ürün Takip Sistemi

VAS: Vizüel Analog Skalası

VEUS: Vital Erken Uyarı Sistemi



TABLO LİSTESİ

Tablo 1: PPG Ve Nabız Dalgası İlişkisi

Tablo 2: NEWS Akut Hastalık Şiddetinin Değerlendirilmesi

Tablo 3: NEWS Skorlamasına Göre Klinik Yanıt Ve İzlem

Tablo 4: Kan Basıncı Değerleri

Tablo 5: VEUS İçin Tasarlanan Kan Basıncı Üst Ve Alt Limit Değerleri

Tablo 6: Veus İçin Tasarlanan Alarm Değerlendirme Kriterleri

Tablo 7: Samsung Galaxy Watch 4 Samsung Electronics Co., Ltd. (GA) özellikleri

Tablo 8: Hasta Gruplarına Ait Demografik Veriler

Tablo 9a: Vital Erken Uyarı Sisteminin Geriye Dönük Performans Analizi

Tablo 9b: Vital Erken Uyarı Sisteminin Geriye Dönük Performans Analizi

Tablo 10 : Farklı Analiz Türlerine Göre Mindray uMEC7 ve Samsung Health Monitor'ün SpO2 Değerleri

Tablo11: VAS Ağrı Skoru ve Samsung Health Monitor App Stress Seviyesine Göre Farklı Analiz Türleri

Tablo 12: VAS Ağrı Skoru ve Samsung Health Monitor App Stress Seviyesi Gerçek Ölçüm Değerleri

Tablo 13: Perop BIA Analizi

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1. EKG (Elektrokardiyografi).....	9
Şekil 2. Elektrolitler ve Aksiyon Potansiyelinin Oluşumu... ..	10
Şekil 3: PPG ve EKG analizi ile elde edilen sinyaller: PTT ve PAT... ..	23
Şekil 4: Kondüksiyon testi ve iletkenlik... ..	45
Şekil 5:Dreager Infinity Delta Hasta Baş Monitörü... ..	51
Şekil 6: GA cihazının sol koluna kılavuza uygun yerleştirilmesi	51
Şekil 7: Stres Seviyesi nümerik hesaplama.....	53
Şekil 8: Hasta Gruplarına göre kan basıncı ölçümleri ve farkları... ..	61
Şekil 9: Bland- Altman grafiği; Sistolik ölçümlerin kıyaslaması	62
Şekil 10: Sistolik ölçümlerin doğrusal regresyon analizi	63
Şekil 11: Kan basıncı ölçümleri arasındaki farkların kutu (boxplot) grafikleri	65
Şekil 12: Hasta gruplarına göre ölçümler arasındaki ortalama mutlak fark	68
Şekil 13: Hasta gruplarına göre sistolik ve diyastolik ölçümlerin kıyaslanması	69
Şekil 14: İnvaziv ölçülen ameliyathane grubu için ROC eğrisi.....	72
Şekil 15: Tüm grupların ROC eğrisi analizi	73
Şekil 16: Eğri altında kalan alan kıyaslaması... ..	75
Şekil 17: Sistolik değerler için p değeri grafiği.....	75
Şekil 18: SHM nabız hızı korelasyonu	78
Şekil 19: Kutu Grafiği, cihazlardan alınan nabız hızı ölçümlerinin dağılımı... ..	80

Şekil 20: Nabız hızı ölçümleri için ROC eğrisi grafiği, doğru ve yanlış pozitiflik 80

Şekil 21: SpO2 değerlerinin korelasyonu... 81

Şekil 22: Saturasyon ölçümlerinin Bland Altman grafiği..... 82

Şekil 23: SHM ile ölçülen EKG verisi 86



ÖZET

FOTOPLETİSMOGRAFİK DALGA ANALİZİ TEKNOLOJİSİ İLE KAN BASINCI TAHMİNİ SUNAN GİYİLEBİLİR AKSESUARLARIN İNVAZİV KAN BASINCI MONİTORİZASYONU İLE KIYASLANMASI VE ANESTEZİ PRATİĞİNDE HEMODİNAMİK PARAMETRELERİN TAKİBİNDE NON İNVAZİV ERKEN PREDİKTÖR OLARAK KULLANILABİLİRLİĞİ

Amaç: Giyilebilir aksesuarlarda bulunan gelişmiş biyosensörler ile vital bulgular elde edilebilmekte ve kablosuz olarak iletilebilmektedir. Yakın zamanda fotopletismografi dalgalarının derin analizi ile kan basıncı verisi sunabilen bu cihazlar genelde günlük kullanımda ve hipertansiyon takibi için incelenirken çalışmamızda kurguladığımız potansiyel yazılım değişiklikleri ile bu cihazlara farklı bir yaklaşım ile analiz ederek klinik alanda vital bulguları sürekli takip eden ve kritik değerleri kablosuz olarak uyarıcı bir takip sistemi tasarladık ve tasarıma uyarlanan performans değerlendirmesi yaptık. Böylece Fotopletismografi Dalga Analizi (PWA)'nin etkinliğini ve güvenilirliğini klinik alanda kullanım için değerlendirmeyi hedefledik.

Materyal ve metod: Resmi veri tabanı araştırılarak çalışma için uygun ürün olan Samsung Galaxy Watch 4 SM-R870 Samsung Electronics Co., Ltd. temin edildi; hasta güvenliği ve etik konular göz önünde bulundurularak kılavuza uygun şekilde 40 hastadan kan basıncı değerleri eş zamanlı olarak hasta başı monitörle birlikte kayıt altına alındıktan sonra Vital Erken Uyarı Sistemi tasarlandı ve analiz için kritik değerler atandı. Oksijen saturasyonu, kalp atım hızı, EKG, biyoimpedans analizi ve stres seviyesi de kayıt altına alındı. Veriler post-hoc analiz edildi ve korelasyonun yanında tasarlanan VEUS sisteminin potansiyel başarısı incelendi. Ayrıca giyilebilir aksesuarların günlük hayatta ve klinikte kullanımı hakkında yeni sistemler tasarlandı ve potansiyeli hakkında yorumlarda bulunuldu.

Bulgular: Kan basıncı genel olarak orta-yüksek seviyede korelasyon göstermekle beraber tasarlanan VEUS sisteminin genel başarısı %71.3 olarak hesaplandı. %28.7 olarak gözüken olumsuz durumlarda ise yalancı negatiflik sadece ek izlem olduğun için zararsız bulunurken, yanlış pozitiflik durumunda ise geri bildirimler sayesinde

teknolojinin gelişmesinde daha çok veri sunması açısından katkı sağlayabileceği yorumu yapıldı. Diğer parametrelerde bazı sapmalar olsa da istatistiksel olarak anlamlı farkının bulunması, ek monitorizasyon olması ve vital parametreler sunması açısından faydalı bulundu.

Sonuç: Oldukça kompakt, ekonomik ve kolay kurulumu olacak şekilde tasarlanan sistemin kritik durumlar için önemli bilgiler sunabilmesi açısından yüksek potansiyeli olduğu kanısına varıldı ve bu sistemlerin geliştirilmesi için teknoloji firmaları ve sağlık çalışanlarının daha çok iş birliği içinde çalışmalar yapmasının faydalı olacağı düşünüldü.



ABSTRACT

**COMPARISON OF WEARABLE ACCESSORIES THAT OFFER
BLOOD PRESSURE ESTIMATION WITH
PHOTOPLETHYSMOGRAPHIC WAVE ANALYSIS TECHNOLOGY
WITH INVASIVE BLOOD PRESSURE MONITORING AND
USABILITY AS A NON-INVASIVE EARLY PREDICTOR IN
MONITORING HEMODYNAMIC PARAMETERS IN ANESTHESIA
PRACTICE**

Objective: Advanced biosensors in wearable accessories can obtain and wirelessly transmit vital signs. While these devices, which can offer blood pressure data through in-depth analysis of Photoplethysmography waves, are generally examined for daily use and hypertension monitoring, we aimed to evaluate their efficacy and reliability for clinical use through a different approach and potential software changes. We designed a tracking system that continuously monitors vital signs and wirelessly alerts critical values.

Materials and Methods: Samsung Galaxy Watch 4 SM-R870 from Samsung Electronics Co., Ltd. was procured for the study through official database research. Keeping patient safety and ethical considerations in mind, blood pressure values from 40 patients were simultaneously recorded along with bedside monitors. A Vital Early Warning System (VEWS) was designed, and critical values were assigned for analysis. Parameters such as oxygen saturation, heart rate, ECG, bioimpedance analysis, and stress levels were also recorded. Data were post-hoc analyzed, and the potential success of the designed VEWS system was studied.

Results: Blood pressure generally showed a medium-high level of correlation, and the overall success of the designed VEWS system was calculated as 71.3%. In the 28.7% of adverse cases, false negatives were considered harmless as they were only for additional monitoring, while false positives could contribute more data for technological advancements. Other parameters, despite some deviations, were found to be beneficial for providing additional monitoring and vital parameters.

Conclusion: The system, designed to be highly compact, economical, and easy to install, was found to have great potential in providing critical information for emergency situations. It was concluded that further development of such systems would benefit from increased collaboration between technology companies and healthcare professionals.



1. GİRİŞ VE AMAÇ

İnsanı doğada üstün kılan önemli özelliklerinden biri düşünme yeteneği ve tarih boyunca gelişen iletişim becerileri ile bu düşüncelerini kodlayarak aktarmasıdır. Başlarda beden dili ve vokal kordları aracılığı ile değiştirerek çıkardığı ses dalgalarının oluşturduğu basit kodlar dinlenerek bu kodları çözümlemesi sonucu karmaşık bilgiler aktarılmış ve bilgi birikimi bu şekilde yüzyıllardır çoğalmıştır. Tarihteki ilk verilerin bu şekilde oluşmaya başladığı söylenebilir.

Veri ya da diğer adıyla data, günlük hayatta sık kullandığımız terimler arasında yerini almıştır; kısaca tanımlamak gerekirse işlenmemiş gerçek enformasyon parçacığına verilen isimdir. Veri; ölçüm, deney, gözlem, sayım ya da araştırma yolu ile elde edilir. Bir konu ile ilgili araştırma, tartışma, bilgi edinme ve akıl yürütme sonucunda oluşur. İşlenmemiş ve yorum yapmaya imkan vermeyecek düzeyde sistemleştirilmiş ham bilgidir. Son yüzyıllara bakılacak olursa matbaanın gelişimi ile bu verilerin aktarımı yazı ile hız kazanmakta ve sanayi-teknoloji anlamında parabolik bir grafik çizmesini sağlamaktadır. Son dekatlara bakılacak olursa da artış hızından ziyade teknolojinin gelişmesinde ivmenin bile parabolik bir grafik sergilediği söylenebilir. Bunun altında yatan en temel nedenlerden biri okuma yazma oranının son yüzyılda artması ve ikinci dil bilmenin yaygınlaşmasının yanı sıra son yıllarda yaşanan teknolojik devrim niteliğindeki gelişmeler bilgisayar ve internet ortamının bilgi paylaşım hızını binlerce kilometre ötedeki milyonlarca insanın bilgisine mikrosaniyeler içerisinde yansıtabilmesi ve bilim ve teknoloji eskisine göre çok daha hızla ilerlemesidir.

Verilerin kablolu olarak bu kadar hızlı aktarılabilmesinin yanında uzak mesafalara kablosuz veri aktarımı konusunda son yıllarda oldukça fazla yol kat edildiği söylenebilir. Kızılötesi ile veri aktarımı ile başlayan ve daha sonra bluetooth teknolojisi ile devam eden cihazlardan sonra kablosuz internet aracılığı ile cihazlar arasında karşılıklı iletişim kurma (IOT, Internet of Things) oldukça önem kazanmıştır.

Bu bilgi birikiminin hızla yayılması ve erişilebilir olması haberleşmenin yanında, aynı zamanda aktarılan verilerin işlenmesi ile diğer teknolojik gelişmelerin

ivmelenmesine de katkıda bulunmuştur. Burada da basit işlemcilerden başlayarak yapay zekaya kadar hızla gelişen bir teknolojidten bahsetmek mümkündür. Kayıt edilen verilerin milyonlarcası zamanla Big Data (Büyük Veri) veri tabanları oluşmuştur. Özel bir firmanın resmi sitesinden alınan bilgiye göre günümüzdeki işlemcilerin veri işleme kapasitesi oldukça gelişmiş olup saniyede trilyonlarca işlem yapabilen çiplere günlük hayatta kullandığımız telefon ve akıllı saatlerde kolayca ulaşmanız mümkündür.

Tüm bu gelişmeleri göz önünde bulunduracak olursak artık milisaniyeler içerisinde ve binlerce km uzaklara aktarılabilen trilyonlarca veri toplanmakta, binlerce işlemciye oluşabilmekte ve yine bu veriler ile saniyeler içerisinde trilyonlarca işlem yapılabilmektedir. Kısaca artık çok ciddi sayıda veriye çok kısa sürede ulaşp bunları çok hızlı işleyebiliyoruz dememiz mümkündür.

Veri olarak tanımlanan, araştırılan ve incelenen konular içerisinde endüstriyel alanda da birçok veri toplanmaktadır. Çeşitli sensörler veya analitikler aracılığı ile toplanan anlamsız veya önemsiz sayılabilecek verilerin bile bir araya getirilerek milyonlarcası ile big data oluşturulup işlenerek önemli başka veriler ve sonuçlar elde edilmektedir. Bu sensörlerin topladığı verilerin hayati öneme sahip olanlarından birisi de biyosinyallerdir.

Vücudumuzda en aktif çalışan ve en hayati fonksiyon gösteren sistemlerin başında kardiyovasküler sistem ve solunum sistemi gelir. Bu iki sistemin çalışması adeta bir makine çalışmasına benzer ve temelde akışkanlar mekaniğinin prensiplerine benzer çalışır. Bu iki sistemin çalışması fizik kanunları ile açıklanabilir, sıklık bir yapı gösterir ve kritik role sahiptir. Basitçe tanımlayacak olursak bu iki sistemin en ufak aksamasında veya duraksamasında tüm dokular hızlıca fonksiyonlarını kaybeder ve saniyeler içerisinde bilinç kapanır. Dakikalar sonra ise tamamen ölümden söz etmek mümkündür. Dolayısı ile bu iki hayati öneme sahip sistemin verilerini elde etmek, işlemek, kritik değerlerini belirlemek, uyarı sistemleri oluşturmak ve bu verileri kablosuz teknolojilerle iletmek günümüzde önem kazanmaktadır.

Anestezi alanında monitörizasyonun yeri azımsanmayacak derecede önemlidir. Genel anestezi altındaki hastaların vital parametreleri sürekli olarak izlenmeli ve belirli aralıklarda tutulmalıdır. Ayrıca yoğun bakımda takip edilen kritik hastaların da hemodinamik parametreleri sürekli olarak takip edilmeli ve kritik değerlere ulaşınca

vakit kaybedilmeden müdahale edilmelidir. Bunun dışında serviste takip edilen hastalar içinde durumu kötüleşebilecek olan hastalar da vital bulgular açısından sık kontrol edilmeli ve kritik değerlere ulaşmadan gerekli müdahaleler yapılmalıdır.

Dolayısı ile vücudumuzdan yayılan biyosinyal verileri çok değerli bilgiler taşımaktadır. Ameliyat sırasında, yoğun bakımda, serviste yatan hastalarda ve hatta günlük hayatta hücrelerimizden yayılan bu sessiz sinyal verilerini duyabilen, toplayan, analiz eden ve kritik değerlerin kablosuz iletilmesini sağlayan sensörler, bugün hayatımıza akıllı saat olarak da tabir edilen giyilebilir aksesuarlarla hızlı bir giriş yapmıştır. Akıllı saat kavramından zamanla uzaklaşarak daha çok giyilebilir aksesuar olarak tabir edilmesinin nedenlerinden biri de belki de artık bu aygıtların saati göstermekten daha büyük sorumluluklar almasının vaktinin gelmiş olmasıdır.

Son yıllarda bu teknoloji bir dizi ek özellik sunarak kullanıcılara daha fazla işlevsellik sağlamaktadır. Bu özellikler arasında adım sayma, kalp atış hızı izleme, uyku takibi gibi özellikler yer almaktadır. Ancak son yıllarda fotopletismografik (PPG) dalga analizi yaparak kan basıncı verisi sunan cihazlar piyasaya sürülmüştür. Her ne kadar sunduğu bazı verilerin doğruluğunun kesinleşmemiş olmasından dolayı bazı ülkelerde tüm özellikleri aktifleşmemiş olsa da, birçok tıbbi cihaz üreten Samsung Electronics Co., Ltd. firmasının ülkemizde yapmış olduğu resmi TİTCK (Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu) başvurusu olumlu neticelenmiş ve ülkemizde tıbbi cihaz statüsünde kabul görerek bu araştırmanın yapılmasının önünü açmıştır.

Biz de bu çalışmamızda biyosinyal verileri toplayan, onları sürekli izleyen, analiz eden ve önemli uyarılar gönderme potansiyeline sahip giyilebilir aksesuarların sunduğu verilerin pratikte kullandığımız tıbbi cihazlarla korelasyonunu inceleyecek ve tartışma kısmında teorik olarak geliştirilebilecek potansiyel yazılımlarla anestezi pratiğinde, hastanede yatan hastalarda ve hastane dışında da günlük hayatta uzaktan hasta takip konusunda hangi alanlarda kullanılabileceği konusunda yorumlarda bulunacağız.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kardiyovasküler Sistem ve Önemi

İnsan vücudundaki toplam hücre sayısını belirlemek oldukça güçtür. Yapılan bir çalışmada, insan vücudundaki toplam hücre sayısını yaklaşık olarak 37.2 trilyon olarak tahmin edilmiştir (1). Başka bir çalışma ise genel hücre sayısını yaklaşık olarak 1.76×10^{13} olarak hesaplamıştır (2). Bu tahminler, çeşitli hücre kategorilerini göz önünde bulundurarak ve histolojik kesitlerde doğrudan sayım ve vücut yüzey alanına dayalı hesaplamalar gibi farklı yöntemler kullanılarak elde edilmiştir.

Tüm bu hücreler, varlıklarını sürdürebilmek ve işlevlerini yerine getirebilmek için kan dolaşımına ihtiyaç duyarlar. Kan dolaşımı, vücudun ana taşıyıcı sistemidir ve birçok önemli görevi üstlenir. Kan dolaşımı, oksijen, besin maddeleri, hormonlar ve diğer önemli molekülleri vücudun her yerine taşır. İşte bu nedenlerle hücrelerin kan dolaşımına ihtiyaç duymasının bazı temel nedenleri vardır (1):

1. Oksijen Taşıma: Kan, akciğerlerden aldığı oksijeni hücrelere taşır. Hücreler oksijen olmadan enerji üretemezler ve bu nedenle sürekli olarak oksijen sağlanması gerekir.
2. Besin Maddelerinin Taşınması: Kan, sindirim sistemi tarafından alınan besin maddelerini hücrelere taşır. Bu besin maddeleri, enerji üretimi ve hücresel işlevler için gereklidir.
3. Hormonların Taşınması: Endokrin sistem tarafından üretilen hormonlar kan aracılığıyla hedef hücrelere taşınır. Bu hormonlar, vücuttaki birçok önemli süreci düzenler ve koordine eder.
4. Atık Ürünlerin Uzaklaştırılması: Hücreler, metabolizma sonucu oluşan atık ürünleri kandan uzaklaştırmak için kan dolaşımına ihtiyaç duyarlar.
5. İmmün Sistem ve Savunma: Kan, bağışıklık sisteminin hücreleri ve molekülleri ile enfeksiyonlara karşı savaşır. Enfeksiyonla mücadele eden hücreler ve antikorlar kan yoluyla yayılır.

Kan dolaşımının yeterliliği konusunda perfüzyon terimi önemli bir konuma sahiptir.

2.1.1. Perfüzyon

Perfüzyon, vücuttaki dokulara oksijen ve besin maddelerinin taşınması için kanın dokulara ulaşma sürecidir. Bu süreç, kan damarlarının genişlemesi ve daralması ile düzenlenir. Kan, kalp tarafından pompalanır ve arterler, arteriyoller ve kılcal damarlar aracılığıyla dokulara taşınır. Perfüzyon, vücuttaki hücrelerin temel metabolik işlevlerini sürdürebilmesi için hayati öneme sahiptir.

Perfüzyon birçok faktör tarafından etkilenebilir. Kan basıncı, sistemik vasküler direnç, kan viskozitesi ve kan volümü gibi faktörler, perfüzyonu etkileyen önemli değişkenlerdir. Kan basıncı, kalbin kontraksiyon gücüne ve damar direncine bağlı olarak değişir. Damar direnci arttıkça kanın dokulara ulaşması zorlaşır ve perfüzyon azalır. Kan viskozitesi kanın akışkanlığını etkiler. Yüksek viskozite kanın akışkanlığını azaltır ve perfüzyonu olumsuz etkiler. Kan volümü ise vücuttaki kan miktarını belirler. Yetersiz kan volümü dokulara yeterli miktarda oksijen ve besin maddesi taşıyamaz ve perfüzyonu etkiler.

Perfüzyon aynı zamanda sistemik vasküler direnç (SVR) ile ilişkilidir. Ateroskleroz, obstrüksiyon veya hasarlar, perfüzyonu olumsuz etkileyebilir. Örneğin, koroner arterlerdeki oklüzyonlar, miyokardın yeterli oksijen ve besin almasını engelleyebilir ve miyokard infarktüsüne neden olabilir. Benzer şekilde, santral sinir sistemindeki vasküler oklüzyonlar, inme gibi ciddi sonuçlara yol açabilir.

Perfüzyon, aynı zamanda solunum sistemiyle de ilişkilidir. Örneğin, obstrüktif akciğer hastalıkları veya solunum yetmezliği, ventilasyon perfüzyon oranını olumsuz etkileyebilir.

Perfüzyonun düzenlenmesi çeşitli mekanizmalar tarafından kontrol edilir. Kan basıncı, kalp atış hızı, vasküler tonus ve hormonlar gibi faktörler, perfüzyonu düzenlemek için birlikte çalışır. Örneğin, düşük kan basıncı durumunda vücuttaki mekanizmalar kan basıncını artırmak için vazokonstriksiyonu ve kalp atış hızını artırır.

Perfüzyon, vücuttaki doku ve organların sağlıklı bir şekilde işlev görmesi için hayati öneme sahiptir. Kanın dokulara yeterli miktarda oksijen ve besin maddesi taşınması, hücrelerin enerji üretmesi ve yaşaması için gereklidir. Perfüzyonun etkilenmesi

çeşitli hastalıklara ve sağlık sorunlarına yol açabilir. Bu nedenle, perfüzyonun düzenlenmesi ve izlenmesi, tıbbi bakımda önemli bir konudur (3).

2.1.2. İskemi ve Hipoperfüzyon

Sayısını belirlemekte güçlük çektiğimiz bu hücrelerin neredeyse hepsi temel ihtiyaçlarını karşılamak için kan dolaşımına ihtiyaç duyarlar. İnsan vücudundaki kan damarlarının toplam uzunluğu oldukça fazladır ve on binlerce kilometre olarak tahmin edilmektedir. İnsan vücudu içindeki vasküler sistem, arterler, venler ve kapillerden oluşur ve her organa ve dokuya ulaşan karmaşık bir ağı temsil eder (4). Kan damarlarının uzunluğu, vücut büyüklüğü, yaş ve genel sağlık gibi faktörlere bağlı olarak değişiklik gösterir. Dolaşım sistemi, oksijen, besin maddeleri ve hormonların hücrelere iletilmesi ile atık ürünlerin uzaklaştırılmasında hayati bir rol oynar. Bu sistemdeki olumsuzluklar sonucunda ciddi sonuçlarla karşılaşmak kaçınılmazdır.

İskemi, bir doku veya organın kan akışının azalması veya kesilmesi sonucu, yetersiz oksijen ve besin maddesi temini nedeniyle meydana gelir. İskeminin hücrelere bir dizi olumsuz etkisi olabilir:

1. Oksijen ve Besin Maddesi Eksikliği: İskemi, hücrelerin gereksinim duyduğu oksijen ve besin maddelerinin yetersiz teminine neden olur. Bu durum hücrelerin normal metabolik işlevlerini yerine getirmesini engelleyebilir ve enerji üretiminde sorunlara yol açabilir.
2. Hücre Hasarı ve Ölümü: İskemi, hücrelerin zarar görmesine ve hatta ölmesine neden olabilir. Oksijen ve besin maddelerinin eksikliği, hücre membranının bozulmasına, mitokondriyal fonksiyonun bozulmasına ve hücresel enzimlerin aktivasyonuna yol açabilir.
3. Enflamasyon: İskemi, bir enflamatuar tepkiyi tetikleyebilir. Enflamasyon, hücrelerin hasarlı bölgeye göç etmesine, bağışıklık tepkisinin aktive olmasına ve dokuda artan hasara neden olabilir.
4. Fonksiyon Kaybı: İskemi, hücrelerin normal işlevlerini yerine getirmesini engelleyebilir. Örneğin, kardiyak iskemi, miyokardın pompalama fonksiyonunu etkileyebilir ve kalp yetmezliğine yol açabilir.

5. Organ Hasarı: Uzun süreli veya tedavi edilmemiş iskemi, organlara kalıcı hasar verebilir. Örneğin, beyin iskemisi, iskemik inme olarak bilinen şiddetli bir beyin hasarına neden olabilir.

İskeminin olumsuz etkilerinin şiddeti, süresi ve etkilenen belirli doku, bu olumsuz etkilerin derecesini etkileyebilir. Erken teşhis ve tedavi iskeminin olumsuz etkilerini azaltmada kritik bir rol oynar.

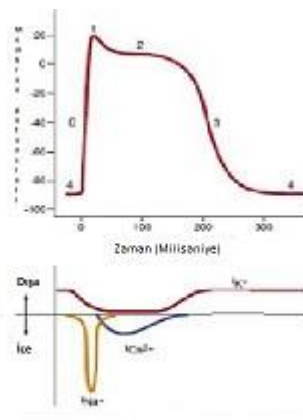
2.2 Kardiyovasküler Sistem Fizyolojisi

2.2.1. Elektriksel Aktivite

Kalbin elektriksel aktivitesi, kalp kasının düzenli bir şekilde kasılmasını sağlayan elektriksel sinyallerin üretildiği ve iletiminin gerçekleştiği süreçleri ifade eder. Bu elektriksel aktivite, kalp hücrelerindeki iyon kanallarının açılıp kapanmasıyla oluşur ve kalp atımlarının düzenlenmesinde önemli bir rol oynar.

Kalbin elektriksel aktivitesi, bir dizi olayın ardışık olarak gerçekleşmesiyle meydana gelir. Bu olaylar şu şekilde sıralanabilir:

1. Sinüs düğümü: Kalbin elektriksel aktivitesinin başlangıç noktası sinüs düğümüdür. Sinüs düğümü, kalbin üst kısmında yer alan özel bir hücre kümesidir ve kalp potasyum hücre içinde bulunur. Bu iki elektrolit arasındaki dengenin korunması kalp kasılmalarının düzenli olmasını sağlar (5). Kalsiyum ise kalp kas hücrelerindeki kasılma sürecini başlatır ve düzenler. Kalsiyum seviyelerinin dengeli olması, kalp kaslarının doğru şekilde kasılması için önemlidir (6).



Şekil 2. Elektrolitler ve Aksiyon Potansiyelinin Oluşumu

Aksiyon potansiyelinin temel olarak oluşum mekanizmasında hücresel boyutta iyonların hareketi rol alırken, tek bir hücredeki membran ve iyon değişikliğini pratik hayatta ölçmek çok zordur ve sunduğu bilginin faydası tartışılır. Ancak tartışılmaz gerçeklerden bir tanesi bu hücrelerin birlikte oluşturduğu aksiyon potansiyeli ve sonrasında miyokartta oluşan kontraksiyondur. İşte bu gerçekleşen iyon geçişleri, voltaj kapılı iyonların hareketine yol açar ve sonucunda EKG’de iletim süreleri ölçülebilir. Bu iyon hareketi aksiyon potansiyelinin oluşmasına, aksiyon potansiyeli ile oluşan uyarı neticesinde miyokardın kasılması da içinde bulunan kana doğru bir kuvvet uygulamaya başlayacaktır.

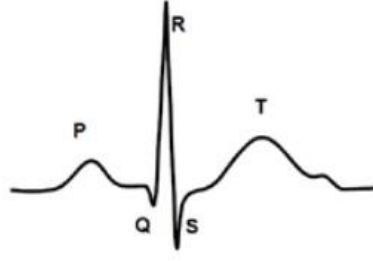
Bu iyonların hareketi temelde rol alarak aksiyon potansiyelinin başlamasını sağlar. Sinüs düğümü spontan olarak elektriksel uyarılar üretir ve bu uyarılar kalp kasına iletilerek kasılmasını başlatır.

2. Atriyal depolarizasyon: Sinüs düğümünden çıkan elektriksel uyarılar atriyal kaslara doğru yayılır. Bu yayılma atriyal depolarizasyon olarak adlandırılır ve atriyal kasların kasılmasını sağlar. Atriyal depolarizasyon atriyumların kontraksiyonunu sağlar ve kanın ventriküllere geçişini sağlar.

3. Atrioventriküler (AV) düğüm: Atriyal depolarizasyonun ardından elektriksel uyarılar atrioventriküler (AV) düğüme ulaşır. AV düğümü, atriyumlar ile ventriküller arasında elektriksel iletişimi sağlayan bir geçiş noktasıdır ve atriyal depolarizasyonun ventriküler depolarizasyona iletilmesini sağlar.

4. Ventriküler depolarizasyon: AV düğümünden geçen elektriksel uyarılar, ventriküler depolarizasyonu başlatır. Bu depolarizasyon, ventriküler kasların kasılmasını sağlar ve kanın kalpten atılmasını sağlayan ana kasılma olayıdır.

5. Repolarizasyon: Ventriküler depolarizasyonun ardından kalp hücreleri yeniden polarize olur ve dinlenme durumuna geçer. Bu süreç, repolarizasyon olarak adlandırılır ve kalbin elektriksel aktivitesinin bir döngüsünü tamamlar.



DALGA	ANLAMI
P	Atriyumların depolarizasyon dalgası
Q	P dalgasından sonraki ilk negatif dalga
R	P dalgasından sonraki ilk pozitif dalga
S	P dalgasından sonraki ikinci negatif dalga
T	Ventriküllerin repolarizasyon dalgası

Ventriküllerin
depolarizasyon
dalgası

Şekil 1. EKG (Elektrokardiyografi)

Kalbin elektriksel aktivitesi düzenli bir şekilde tekrarlanan bu döngülerle kalp atımlarının ritmik olarak devam etmesini sağlar. Her bir döngü, kalbin kasılması ve gevşemesi için gerekli olan elektriksel sinyallerin üretildiği ve iletiminin gerçekleştiği bir süreci temsil eder. (32)

Temel olarak bu elektriksel aktivitenin oluşumundan, hücre içi ve dışında bulunan elektrolitlerin yer değiştirmesi sorumludur. Öyle ki, bu yer değiştirme milisaniyeler içerisinde olur ve yüksek bir potansiyel ile hem etkili hem de hızlı bir iletim sağlar. Kalp kasılması sırasında elektrolitlerin dengeli bir şekilde bulunması gerekmektedir. Özellikle sodyum, potasyum ve kalsiyum gibi elektrolitler kalp kaslarının doğru şekilde kasılması için önem arz eder ve eksikliklerinde aritmi oluşabilir.

2.2.2. Kontraksiyon ve Ejeksiyon

Kan dolaşımı ve kan basıncı oluşumu, akışkanlar mekaniği prensipleri ile açıklanabilir. Akışkanlar mekaniği, sıvıların ve gazların hareketini ve etkileşimini inceleyen bir bilim dalıdır ve bu fizik dalı sıvıların akışkanlık özelliklerini matematiksel modeller ve denklemler aracılığıyla analiz eder .

Kan dolaşımı, vücuttaki kanın kalp tarafından pompalanması ve damarlar aracılığıyla taşınması sürecidir. Kan, kalp tarafından pompalanan bir sıvıdır ve sıvıların akışkanlık özelliklerine tabidir. Kanın akışkanlık özellikleri, kan basıncının oluşumunu ve kanın damarlarda nasıl hareket ettiğini belirler.

Kan basıncı, kanın damar duvarlarına uyguladığı basınçtır. Kan basıncı, kalbin atımları sırasında artar ve düşer. Bu döngü kanın vücutta dolaşmasını sağlar. Kan basıncı, arteriyel kan basıncı ve venöz kan basıncı olmak üzere iki ana türde incelenir.

Arteriyel kan basıncı, kanın arterlerdeki basıncını ifade eder. Bu basınç, kalbin kasılması sırasında en yüksek seviyeye ulaşır ve kalbin gevşemesi sırasında en düşük seviyeye düşer. Arteriyel kan basıncı, kanın kalpten dokulara taşınmasını sağlar ve dokulara oksijen ve besin maddelerinin iletilmesini sağlar.

Venöz kan basıncı ise kanın venlerdeki basıncını ifade eder. Kalbin kasılması sırasında artar ve kalbin gevşemesi sırasında düşer. Dokulardan kalbe geri dönen kanın taşınmasını sağlar.

Kan basıncının oluşumu ve düzenlenmesi, akışkanlar mekaniği prensiplerine dayanır.(7) Kan basıncı kalbin pompalama gücüne, damar direncine ve kanın viskozitesine bağlı olarak değişir. Kalp kanı arterlere pompalarken arterlerin elastik özellikleri sayesinde kan basıncı dalgalar halinde ilerler. Bu dalgalar arterlerin genişlemesi ve daralmasıyla birlikte hareket eder .

Kan basıncının düzenlenmesi vücuttaki çeşitli mekanizmalar tarafından kontrol edilir. Bunlar arasında sinir sistemi, hormonlar ve böbreklerin rolü vardır. Sinir sistemi, kan basıncını anlık olarak düzenler ve kalp atım hızını ve damarların genişlemesini kontrol eder. Hormonlar, kan basıncını uzun süreli olarak düzenler ve böbrekler, sodyum ve su dengesini kontrol ederek kan basıncını etkiler (8).

Kan dolaşımı ve kan basıncının akışkanlar mekaniği prensipleriyle açıklanması tıp alanında önemli bir konudur. Kan basıncının düzenlenmesi hipertansiyon gibi hastalıkların tanı ve tedavisinde önemli bir rol oynar. Ayrıca, kan dolaşımıyla yayılan enfeksiyonlar gibi durumlar da akışkanlar mekaniği prensibi kullanılarak incelenebilir ve tedavi edilebilir (9,10). Akışkanlar mekaniği, akışkanların durgun veya hareket halindeki durumlarını inceler. Durgun haldeki akışkanların incelendiği

alana akışkanlar statik, hareket halindeki akışkanların incelendiği alana ise akışkanlar dinamik denir.

Akışkanlar dinamikinde, akışkan hareketine etkili olan kuvvetlerin ve enerjinin korunum yasalarının analizi yapılır. Akışkanların kinematik ise akışkanın hareketini kuvvetlerden bağımsız olarak tanımlar. Akışkanların kinematikinde, akışkanın hızı, debisi ve akım çizgisi gibi kavramlar önemlidir. Kan dolaşımının akışkanlar mekaniği ile açıklanması için, kanın özellikleri, damar çeperlerinin özellikleri, kan basıncı, periferik direnç, viskozite ve sürtünme kuvveti gibi faktörlerin dikkate alınması gerekir. Kan dolaşımının analizi için hem hidrostatik hem de hidrodinamik prensipler kullanılabilir. (11).

Kan dolaşımının yeterli düzeyde olması hücrelerin canlılığını sürdürebilmesi için çok önemlidir. Perfüzyonun yeterliliğini ölçmek için kalbin kasılma gücü yani inotropisi ve atım hızı yani kronotropisi önemli bir ölçüttür.

2.3. Kan Basıncının Tarihçesi

Kan basıncının keşfi, 18. yüzyılda İngiliz fizikçi ve hekim Stephen Hales tarafından yapıldı. Hales, bir atın karotis arterine bir pirinç boru yerleştirerek borunun ucuna bağladığı bir cam tüp içinde kanın yükselmesini ölçtü. Bu deney, kan basıncının varlığını ve kalp atışları ile değiştiğini gösterdi (12).

Kan basıncının insanlarda ölçülmesi ise 19. yüzyılda Fransız hekim Jean-Léonard-Marie Poiseuille tarafından gerçekleştirildi. Poiseuille, bir iğne ile bir kişinin arterine girerek iğneye bağlı bir civa manometresi ile kan basıncını ölçtü. Bu yöntem, invaziv ve ağrılı olduğu için yaygın olarak kullanılmadı (13).

İlk sfigmomanometre, 1881 yılında Alman fizyolog Samuel Siegfried Karl Ritter von Basch tarafından icat edildi. Basch, bir lastik balonu bir kişinin koluna sararak balonun içine hava pompaladı. Balonun içindeki hava basıncını bir civa manometresi ile ölçerek arterin nabzının durdurduğu noktayı kan basıncı olarak kaydetti. Bu yöntem, Poiseuille'in yönteminden daha güvenli ve kolaydı; ancak hala doğru değildi (14).

Sfigmomanometrenin modern şekli 1896 yılında İtalyan hekim Scipione Riva-Rocci tarafından geliştirildi. Riva-Rocci, Basch'ın yöntemini geliştirerek daha geniş ve

daha düzgün bir lastik kol bandı kullandı. Ayrıca, nabzın durduğu noktayı değil, nabız sesinin değiştiği noktayı kan basıncı olarak belirledi. Bu yöntem, kan basıncını daha doğru bir şekilde ölçmeyi sağladı (15).

Sfigmomanometrenin son gelişimi 1905 yılında Rus hekim Nikolai Korotkoff tarafından yapıldı. Korotkoff, Riva-Rocci'nin yöntemini kullanarak bir stetoskop ile kol bandının altındaki arterden gelen sesleri dinledi. Korotkoff seslerin beş farklı fazdan oluştuğunu ve ilk fazın sistolik (maksimum) kan basıncını, son fazın ise diyastolik (minimum) kan basıncını gösterdiğini buldu (16).

Günümüzde kullanılan sfigmomanometreler iki ana tipe ayrılır: manuel ve otomatik. Manuel sfigmomanometreler, Riva-Rocci ve Korotkoff'un yöntemlerine dayanarak çalışır. Bir kişinin koluna bir lastik kol bandı takılır ve bandın içine hava pompalanır. Bir civa veya aneroid manometre ile hava basıncı ölçülürken bir stetoskop ile arterden gelen sesler dinlenir. Otomatik sfigmomanometreler ise elektronik sensörler kullanarak kan basıncını ölçer. Bir kişinin koluna veya bileğine bir lastik kol bandı takılır ve bandın içine hava otomatik olarak pompalanır ve boşaltılır. Bir dijital ekran ile kan basıncının sistolik ve diyastolik değerleri gösterilir (17).

Manuel ve otomatik sfigmomanometrelerin avantaj ve dezavantajları vardır. Manuel sfigmomanometreler otomatik olanlara göre daha ucuz, daha dayanıklı ve daha doğru olabilir. Ancak, manuel sfigmomanometreleri kullanmak eğitim gerektirir, insan hatasına açıktır ve son basamağı yuvarlama eğilimi gösterebilir. Otomatik sfigmomanometreler ise kullanmak eğitim gerektirmez, insan hatasından etkilenmez ve son basamağı yuvarlamaz. Ancak otomatik sfigmomanometreler, manuel olanlara göre daha pahalı, daha kırılgan ve daha az doğru olabilir. Ayrıca otomatik sfigmomanometreler pil veya elektrik gerektirir ve hareket veya gürültü gibi dış faktörlerden etkilenebilir (18).

2.4. Kan Basıncı ve Ölçüm Metodları

Kan basıncı ölçümü, tıbbi muayenelerin önemli bir parçasıdır ve hipertansiyonun tanısında ve tedavisinde önemli bir rol oynar. Arter içinde dolaşan kanın damar çeperine yaptığı basıncın ölçülmesidir (19). Her yaş grubunda önemlidir; erken tanı ve tedavi açısından büyük önem taşır (9). Kan basıncı ölçümü, beyaz önlük etkisi

veya maskeli hipertansiyon şüphesi gibi durumları da değerlendirmek için kullanılır (20).

Kan basıncı ölçümü hipertansiyon tanısının konulmasında da kullanılır. Hipertansiyon yüksek kan basıncı ile karakterize edilen bir durumdur. Hipertansiyon tanısı için anlık kan basıncı ölçümleri kullanılsa da 24 saatlik ambulatuvar kan basıncı izlemesi giderek daha yaygın hale gelmektedir (21). Ayrıca kan basıncı ölçümü hipertansiyonun kontrolünü sağlamak için de önemlidir. Bir çalışmada, hipertansiyon hastalarına günlük SMS hatırlatmaları gönderilerek ilaç uyumu ve kan basıncı kontrolü üzerinde olumlu etkilerin olduğu gösterilmiştir (20).

Kan basıncı ölçümü sadece hipertansiyonun tanısı ve tedavisi için değil, diğer tıbbi durumların değerlendirilmesinde de önemlidir. Örneğin, çocuklarda arteriyel kan basıncı ölçümü, erken tanı ve tedavi açısından önemlidir (9). Ayrıca kan basıncı ölçümü anafilaksi gibi acil durumların yönetiminde de kullanılır. Anafilaksi hastalarında kan basıncı ölçümü, hipotansiyonun ve kardiyovasküler yetmezliğin belirlenmesinde önemli bir bulgu olarak kullanılır (22).

Sonuç olarak; kan basıncı ölçümü hipertansiyonun tanısı, tedavisi ve takibi için önemli bir araçtır. Ayrıca diğer tıbbi durumların değerlendirilmesinde ve hastalıkların yönetiminde de kullanılır. Kan basıncı ölçümü, sağlıklı bir yaşam sürdürmek için önemli bir parametre olarak kabul edilir ve düzenli olarak yapılması önerilir.

Ölçüm Metodları

1. Manşetli Sfigmomanometre: Bu yöntem, bir manşetin üst kolun üzerine sarılması ve bir stetoskopla arterin üzerindeki sesleri dinlemeyi içerir. Manşet şişirilir ve ardından yavaşça havası boşaltılırken arterdeki kan akışının neden olduğu sesler dinlenir. Bu yöntem geleneksel ve yaygın olarak kullanılan bir kan basıncı ölçüm yöntemidir (23).

2. Otomatik Kan Basıncı Monitörleri: Bu cihazlar, bir manşetin kolun üzerine otomatik olarak sarılmasını ve kan basıncının otomatik olarak ölçülmesini sağlar. Bu tür monitörler kullanıcıya kolaylık sağlar ve hastane dışında günlük kullanım için uygundur.

3. Mobil Uygulamalar: Akıllı telefonlarda ve diğer mobil cihazlarda kullanılan bazı uygulamalar, kan basıncını ölçmek için kullanılabilir. Bu uygulamalar, genellikle bir sensör veya cihazın kullanılmasını gerektirir ve ölçüm sonuçlarını kullanıcıya sunar.

4. Nabız Oksimetreleri: Bu cihazlar parmak ucuna yerleştirilen bir sensör aracılığıyla nabız ve oksijen saturasyonunu ölçer. Bazı nabız oksimetreleri kan basıncını da ölçebilir.

5. İnvaziv Arter Monitörizasyonu: Hastaların arteriyel basınçlarını doğrudan ölçmek ve hemodinamik durumlarını izlemek için kullanılan bir yöntemdir. İnvaziv bir şekilde artere bir kateter yerleştirilerek gerçekleştirilir. Arteriyel basınç dalgalanmalarını anlık olarak izleyerek hastanın hemodinamik durumunu değerlendirmeye yardımcı olur. İnvaziv arter monitörizasyonu arteriyel basınç, kalp atış hızı, kan gazları ve kan pH'sı gibi parametreleri ölçerek hastanın kardiyovasküler durumunu takip etmeyi sağlar (24).

İnvaziv arter monitörizasyonu, cerrahi operasyonlarda özellikle yüksek riskli hastalarda kullanıldığında büyük önem taşır. Cerrahi müdahale sırasında anestezi yönetimini optimize eder ve komplikasyonları önlemeye yardımcı olur (24). Ayrıca invaziv arter monitorizasyonu yoğun bakım ünitelerindeki hastaların stabilizasyonu ve tedavisi için de kullanılır (25).

İnvaziv bir işlem olduğu için dikkatli bir şekilde uygulanmalı; uygun sterilizasyon ve kateter yerleştirme teknikleri kullanılmalıdır. Ayrıca invaziv arter monitörizasyonu sırasında enfeksiyon riski ve kanama gibi komplikasyonlar da göz önünde bulundurulmalıdır .

Sonuç olarak, invaziv arter monitörizasyonu hastaların arteriyel basınçlarını doğrudan ölçmek ve hemodinamik durumlarını izlemek için kullanılan etkili bir yöntemdir. Uygun tekniklerin kullanılması ve dikkatli bir şekilde uygulanması başarılı sonuçlar elde etmek için önemlidir.

2.4.1. Sürekli Kan Basıncı Takibi: İnvaziv Arteriyel Monitörizasyon

İnvaziv arter monitörizasyonu, hastaların arteriyel basınçlarını doğrudan ölçmek ve hemodinamik durumlarını izlemek için kullanılan etkili bir yöntemdir. Bu yöntem, cerrahi operasyonlarda, yoğun bakım ünitelerinde ve kritik hastalarda sıkça kullanılmaktadır. İnvaziv arter monitörizasyon uygulamalarının başlıca endikasyonları:

1. Kritik hastaların yakın takip edilmesi ve müdahale açısından izlenmesi
2. İnotrop, vazopressör ve vazodilatör gibi kan basıncını etkileyen ilaçlar kullanıldığında hastaların ilaç dozunun ayarlanması
3. Major cerrahi geçirecek hastaların hemodinamik parametrelerinin yakın takibi
4. Hastalığı nedeniyle tansiyon değerlerinin belirli aralıklarda tutulması gereken hastaların yakın takibidir.

Ancak her ne kadar invaziv arter monitörizasyonu atımdan atıma kan basıncı bilgisi sunuyor olsa da bazı olumsuz yönleri de vardır. Bunların başında uygulama sırasında zaman ve emek gereksinimi, invaziv bir girişim olması, arter yaralanması, dolaşım bozukluğu gibi komplikasyonlarının olması, transducerların oluşturduğu ek maliyet, enfeksiyon gibi olumsuz komplikasyonlarının bulunması nedeniyle her hastaya uygulanması kar-zarar gözetimi mantığında değerlendirildiğinde uygun olmaz. Akut bakım ortamında sürekli kan basıncı izlemesi, hipertansiyon ve hipotansiyon dönemlerini belirlemek için kritiktir. İnvaziv arteriyel hat izlemesi altın standarttır ancak çok invazivdir ve komplikasyonları mevcuttur (25).

Bunun yanında kan basıncının yeterli olarak takip edilmemesi anestezi altındaki hastaların hipotansif kalmasına ve bunun sonucunda renal yetmezliğe yol açan komplikasyonların oluşmasına yol açabilir. Ayrıca yoğun bakımdaki hastaların uzun süre hipotansif kalması da end-organ hasarları ve mortalite ile doğrudan ilişkilidir.

Kritik hastalarda hipotansiyon ve takibinde hipoperfüzyon dokularda hipoksi ve akabinde hücresel ölüme yol açarken tüm vücudun katastrofik bir şekilde

etkilenmesinde hipoperfüzyon ve oksijen sunulamamasına bağlı kanda laktik asit düzeyinin yükselmesi etkilidir. Perfüzyonun düzelmemesi akut dönemde ciddi asidoz ile birlikte ölüme yol açabilir.

Anestezi pratiğinde hipotansiyona neden olan ilaçlar, sürekli arter basıncı takibi gerekliliğini doğurabilir.

Propofol ve volatil anestezikler, genel anestezi için yaygın olarak kullanılan; ancak farklı farmakolojik özelliklere ve etki mekanizmalarına sahip olan ilaçlardır. Propofol, merkezi sinir sistemindeki gama-aminobütirik asit (GABA) reseptörlerine etki eden intravenöz bir ajandır. Uçucu anestezikler ise GABA reseptörleri, N-metil-D-aspartat (NMDA) reseptörleri, potasyum kanalları ve kalsiyum kanalları gibi çoklu hedeflere etki eden inhalasyon ajanlardır (26).

Hem propofol hem de uçucu anestezikler, sistemik vasküler direnci (SVR) ve kardiyak debiyi azaltarak hipotansiyona neden olabilirler. Ancak hipotansiyonun derecesi ve süresi, doz, uçucu anestezik türü, hastanın özellikleri ve diğer ilaç veya müdahalelerin varlığına bağlı olarak değişebilir (27, 28).

Propofol, uçucu anesteziklere göre SVR üzerinde daha belirgin bir etkiye sahiptir; çünkü sempatik sinir sistemini inhibe eder ve hem arteriyel hem de venöz damarların doğrudan vazodilatasyonuna neden olur. Ayrıca kalp hızını ve inme hacmini azaltarak kardiyak debiyi de düşürür. Propofolün neden olduğu hipotansiyonun başlangıcı ve sonlanması hızlıdır; çünkü propofolün yarı ömrü kısa ve klirensi yüksektir (27, 28).

Uçucu anesteziklerin SVR üzerinde propofolden daha az belirgin bir etkisi vardır; çünkü bunlar esas olarak arteriyel damarların vazodilatasyonuna neden olur ve venöz tonus üzerinde çok az etkisi vardır. Miyokardiyal kontraktiletiyi azaltarak kardiyak debiyi düşürür. Uçucu anesteziklerin Neden oldukları hipotansiyonun başlangıcı ve sonlanması daha yavaştır; çünkü uçucu anesteziklerin yarı ömrü uzun ve klirensi düşüktür (28).

Uçucu anestezik türü de hipotansiyonun derecesini etkileyebilir. Klinik pratikte en yaygın kullanılan uçucu anestezikler izofluran, sevofluran ve desflurandır. İzofluran SVR ve kardiyak debi üzerinde en büyük etkiye sahip olan uçucu anesteziktir. Bunu sevofluran ve desfluran izler. Ancak desfluran, izofluran veya sevoflurana göre daha

fazla taşikardiye neden olabilir. Bu da kan basıncındaki düşüşü kısmen telafi edebilir (28).

Hastanın özellikleri de propofol ve uçucu anesteziğe verilen yanıtı etkileyebilir. Örneğin yaşlı, hipertansif, kardiyak hastalığı olan ve intravasküler volümü azalmış hastalar bu ajanlarla neden olunan hipotansiyona daha duyarlı olabilirler (28). Bu nedenle, aşırı hipotansiyonu ve komplikasyonlarını önlemek için dikkatli izleme ve doz ayarlaması gereklidir.

Diğer ilaç veya müdahalelerin varlığı da propofol ve uçucu anesteziğin kan basıncı ve vasküler direnç üzerindeki etkilerini değiştirebilir. Örneğin opioidler, benzodiazepinler, beta-blokerler, kalsiyum kanal blokerleri, nitratlar, anjiyotensin dönüştürücü enzim inhibitörleri, anjiyotensin reseptör blokerleri, nitrik oksit, mekanik ventilasyon, pozitif son ekspiratuvar basınç (PEEP), hipotermi ve kan kaybı bu ajanların hipotansif etkilerini artırabilir. Diğer taraftan antikolinergikler, alfa-adrenerjik agonistler, vazopressörler, inotropik ajanlar, sıvı resüsitasyonu, normotermi ve kan transfüzyonu bu ajanların hipotansif etkilerini azaltabilir (28).

Kritik hastalarda sürekli arter basıncı izlemi gerektiren diğer bir durum ise hipertansiyondur. Hipertansiyon, yüksek kan basıncı ile karakterize edilen bir tıbbi durumdur ve akut ve kronik fazlarda olumsuz etkilere yol açabilir. Akut fazda, ani yükselen kan basıncı, hemen ölümcül sonuçlara yol açabilir (29). Bunlar arasında ani inme, miyokard enfarktüsü ve ani böbrek yetmezliği gibi olaylar yer alır (30).

Kronik fazda, uzun süre boyunca yüksek kan basıncı, kardiyovasküler sistemi olumsuz etkileyebilir. Yüksek kan basıncı, arter duvarlarında hasara neden olarak arterleri sertleştirebilir ve ateroskleroz riskini artırabilir (31). Ayrıca, kronik hipertansiyon kalp kasını aşırı çalıştırarak kalp yetmezliği riskini artırabilir (30). Uzun vadeli yüksek kan basıncı, böbrek fonksiyonlarını da etkileyebilir ve kronik böbrek hastalığına yol açabilir (29).

2.4.1.1. Sürekli Kan Basıncı İzleme Teknikleri

Kan basıncı kardiyovasküler sistemin performansını ölçmede en çok başvuru yöntemidir. Pulmoner Arter Kateter kardiyak dolum basıncı, pulmoner arter basıncı, kardiyak output ve mix venöz oksijen saturasyonu (SvO₂) verilerini sürekli olarak sunması açısından bir hemodinamik parametre ölçütü olarak uzun bir zaman

kullanılmıştır (32). Ancak son yıllarda taşıdığı riskler ve komplikasyonlar nedeniyle kullanımı gittikçe azalmıştır. Her ne kadar pulmoner arter kateteri ve ekokardiyografi gibi yöntemler mevcut olsa da hem miyokardın kasılma gücünü hem de sistemik vasküler direnci aynı anda gösteren ve daha kolay uygulanabilir bir yöntem olduğundan kan basıncı ölçümü vital bulgulardan bahsederken en çok kullanılan parametrelerin başında gelir.

Kan basıncı izleminin vital parametrelerin takibinde çok önemli bir belirteçtir; ancak temel olarak kullanılan iki yöntemden invaziv kan basıncı monitorizasyonunun invaziv olmasının getirdiği dezavantajların yanında sfigmomanometrelerin sürekli kan basıncı verisi sunmaması, dokulara uyguladığı basınç ve rahatsızlık hissi, boyutlarının büyük olması nedeniyle mobilitesinin zor olması gibi olumsuz özellikleri göz önünde bulundurulduğunda özellikle anestezi alanında sürekli ve non invaziv kan basıncı verisi sunan aygıtlar arayışına girilmiştir. Bu konudaki araştırmalar son yıllarda artmıştır.

2.4.2. Pulse Oksimetre ve Çalışma Prensibi

Pulse oksimetre, hastaların oksijenlenmesini izlemek için yaygın olarak kullanılan bir tıbbi cihazdır. Japon biyomühendis Dr. Takuo Aoyagi tarafından 1974 yılında icat edilmiştir. İcadından bu yana, pulse oksimetreler klinik ortamlarda standart ekipman haline gelmiştir. İlk ticari olarak satışa sunulan pulse oksimetre 1981 yılında piyasaya sürülmüştür (33).

Geleneksel pulse oksimetreler sadece iki dalga boyu ışık kullanır; bu da doğruluklarını sınırlar. Bu cihazlar tüm ışık emilimlerinin azalmış hemoglobin (RHb) ve oksihemoglobin (O2Hb) tarafından oluşturulduğunu varsayar. Ancak son çalışmalar, birden fazla dedektör ve farklı aydınlatma yöntemleri kullanarak pulse oksimetrelerin doğruluğunu artırmayı amaçlamıştır. Örneğin, 2000 yılında bir halka tipi pulse oksimetre prototipi önerilmiştir. 2003 yılında yapılan başka bir çalışmada ise hem geçirgen hem de yansıtıcı aydınlatma yöntemlerini kullanan bir parmak tabanlı pulse oksimetre önerilmiştir (34).

Pulse oksimetreler, arteriyel atımları kullanarak arteriyel kanı diğer doku emicilerinden ayırt etmektedir. Kırmızı ve kızılötesi olmak üzere iki dalga boyundaki fotonların emilim oranından arteriyel oksijen saturasyonu (SpO2) belirlerler (35,36).

Pulse oksimetrelerin doğruluğu, akut çocukluk astımı değerlendirmesi ve non-invaziv ventilasyon kullanarak akut solunum yetmezliği yönetimi gibi çeşitli klinik ortamlarda değerlendirilmiştir (37,38).

Ayrıca pulse oksimetre teknolojisinde gelişmeler de olmuştur; örneğin akıllı telefonlarla çalışan düşük maliyetli cihazların geliştirilmesi. Bununla birlikte bu gelişmelerin erişilebilirlik ve güvenilirlik açısından sınırlı olduğu belirtilmelidir (39). Ayrıca pulse oksimetrelerin karboksihemoglobin ve methemoglobin seviyelerini ölçmek için kullanımı da araştırılmıştır (40).

2.4.3. Fotopletismografi (PPG) ve Kan Basıncı

Fotopletismografi (PPG) teknolojisi, kan basıncının non-invaziv olarak ölçümünde önemli bir rol oynamaktadır. Güncel sinyal işlem teknikleri ile PPG sinyallerinden daha doğru ve detaylı bilgiler elde etmeyi mümkün kılmaktadır.

PPG kardiyovasküler sistemin dinamikleri üzerine değerli bilgiler sağlayan optik bir sinyal işleme tekniğidir (41). PPG teknolojisi kalp atım hızı, arteriyel kan oksijen saturasyonu ve diğer kardiyovasküler parametrelerin non-invaziv olarak ölçülmesini sağlar. İlerleyen yıllarda bu teknolojinin klinisyenlere ve araştırmacılara kan basıncı gibi kritik parametrelerin sürekli ölçümünde yeni fırsatlar sunduğu görülmüştür (42).

2.4.3.1. PPG'nin Temel Prensipleri

Fotopletismografinin ana prensibi cilde uygulanan ve yansıyan veya geçirilen ışığın bir dedektör tarafından ölçülmesine dayanır. Bu teknik arteriyel kanın volumetrik değişikliklerini algılamak için kullanılır ve bu değişiklikler kalbin her atımıyla meydana gelir (36). PPG sinyali, kardiyovasküler dinamikleri anlamak için genellikle dalga biçimi analizi ile incelenir.

2.4.3.2. PPG Sinyalinin Bileşenleri

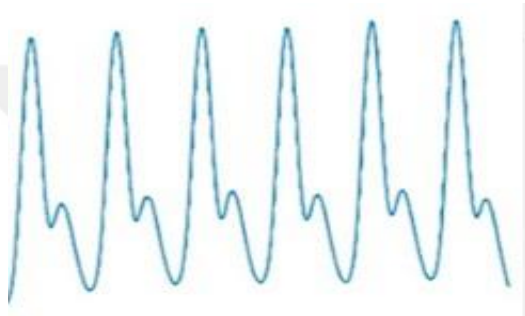
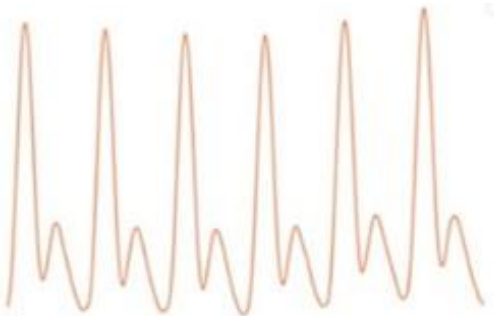
Bir PPG sinyali iki ana bileşenden oluşur. Bunlardan anak dalga, kardiyovasküler aktiviteye bağlı hızlı değişiklikleri yansıtırken; devirsel değişim, solunum oranı gibi yavaş değişiklikleri yansıtarak bize kalbin ritmi, solunum hızı ve diğer önemli bilgileri sağlar (43).

2.4.3.3. PPG'nin Teknolojik Evrimi

1930'larda ilk tanıtıldığından bu yana PPG teknolojisinin evrimi büyük ilerlemeler gösterdi. Başlangıçta sadece laboratuvar ortamında kullanılan bu teknoloji, minyatürizasyon ve dijital teknolojilerin ilerlemesiyle evde ve mobil cihazlarda da kullanılmaya başlandı (42). Özellikle giyilebilir teknolojilerin popülerleşmesi ile birlikte, PPG'nin günlük yaşantımızdaki yeri arttı.

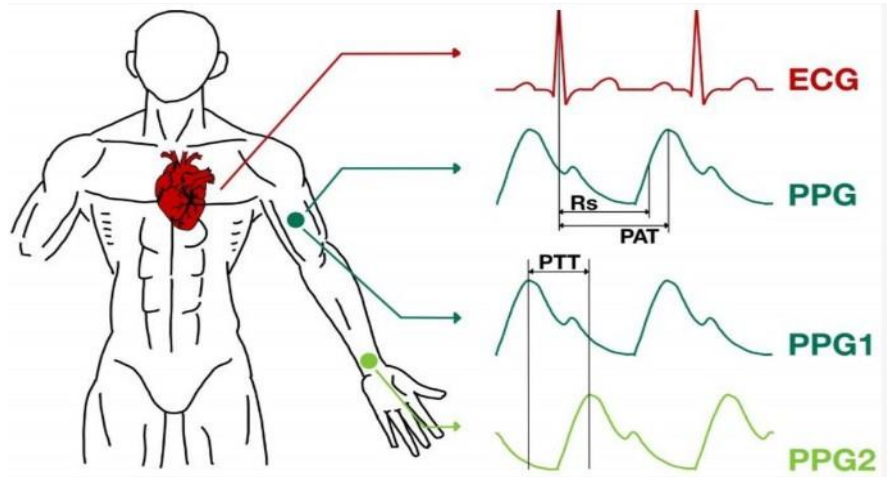
2.4.3.4. PPG ve Kan Basıncı Ölçümü

Tablo 1: PPG ve Nabız dalgası ilişkisi

	
PPG (Fotopletismografi) Dalga Formu:	BP (Kan Basıncı) Dalga Formu:
• Gelen Dalga: Kontraksiyon ile kan hacminin artışı gösteren ilk yukarı doğru dalgadır. • Yansıyan Dalga: Arteriyel yansıma bölgelerini gösterir ve arteriyel sertlik hakkında bilgi verebilir. • Sistolik Tepe: Sistol sırasında parmak ucundaki maksimum kan hacmini gösteren PPG dalga formunun maksimum noktasıdır. • Diyastolik Tepe: Sistolik tepeden sonra meydana gelen daha küçük bir tepedir.	• Sistolik Tepe: BP dalga formunun en yüksek noktasıdır ve sistolik aşamada maksimum arteriyel basıncı gösterir. • Diyastolik Tepe: BP dalga formunun en düşük noktasıdır. • Dikrotik Çentik: BP dalga formundaki küçük bir çentiktir. Bu, aort kapakçığının kapanmasına neden olan kan akışındaki kısa kesintiyi gösterir. • Enfleksiyon Noktası: Sistolik tepeden sonraki dalga formundaki dönüm noktasıdır.

• Diyastolik Azalma: Diyastolik tepeden sonraki PPG dalga formunun azalan kısmıdır. • Yükselme Süresi: Dalga formunun başlangıçtan sistolik tepeye yükselmesi için geçen süredir.	• Sistolik Alan: Başlangıçtan dikrotik çentiğe kadar olan dalga formunun altındaki kısmıdır. • Diyastolik Alan: Dikrotik çentikten bir kardiyak döngünün sonuna kadar olan dalga formunun altındaki kısmıdır. • Maksimum Eğim: BP dalga formundaki en dik yokuştur ve arterlerdeki basınç artış hızını belirlemek için kullanılır.
--	---

Kan basıncının noninvaziv ölçümü, PPG'nin en önemli uygulama alanlarından biridir. PPG sinyali, Pulse Transit Time (PTT) adı verilen bir parametrenin hesaplanmasında kullanılır; bu da kan basıncının tahmini için değerli bir araçtır (44). PTT, kalpten belirli bir anatomik noktaya ulaşan kanın süresini ifade eder ve arteriyel kan basıncıyla ters bir ilişki içerisindedir.



Şekil 3: PPG ve EKG analizi ile elde edilen sinyaller: PTT ve PAT (45)

2.4.3.5. Nabız Geçiş Süresi (Pulse Transit Time, PTT), Nabız Varış Süresi (Pulse Arrival Time, PAT) ve İlişkili Teknikler

PTT'nin doğru bir şekilde ölçülmesi, PPG'nin yanı sıra elektrokardiyogram gibi diğer fizyolojik sinyallerin bir kombinasyonunu gerektirir; bu da PTT'nin kan basıncının doğru ve güvenilir bir tahminini sağlar (46).

2.4.3.6. Güncel PPG Sinyal İşlem Teknikleri

PPG sinyallerinin doğruluğunu ve güvenilirliğini artırmak için birçok sinyal işleme tekniği kullanılmaktadır. Bunlardan biri, derin öğrenme ve yapay sinir ağlarıdır. Bu, sinyalin karmaşıklığını ve dinamiklerini yakalamak için özellikle yararlıdır (47).

2.4.3.7. Derin Öğrenme ve Yapay Sinir Ağları

Derin öğrenme algoritmaları, PPG sinyallerinin analizinde büyük potansiyele sahiptir. Özellikle konvolüsyonel sinir ağları (CNN) ve geri dönüşümlü sinir ağları (RNN) gibi teknolojiler, sinyalin temsilini otomatik olarak öğrenerek karmaşık ve non-linear ilişkileri modelleyebilir.

2.4.3.8. Dalgacık Dönüşümü ve PPG Sinyal İşleme

Dalgacık dönüşümü sinyalin farklı ölçeklerde analiz edilmesini sağlar. PPG sinyalleri için bu, özellikle zamanla değişen sinyal karakteristiklerini yakalamak için kullanılır. Dalgacık dönüşümü sinyalin hem zaman hem de frekans özelliklerini çözümleyerek karmaşık kardiyovasküler dinamiklerin daha iyi anlaşılmasına olanak tanır (48).

Dalgacık dönüşümü sinyal işlemede sıklıkla kullanılan bir tekniktir. Özellikle sabit olmayan veya zamanla değişen sinyallerin analizi için oldukça uygundur. PPG sinyalleri bu tür sinyallerin tipik bir örneğidir; çünkü kalp atım hızı, solunum oranı gibi faktörlere bağlı olarak zamanla değişir.

Dalgacık dönüşümünün temel prensiplerinden dalgacık fonksiyonunu ve çözünürlüğü ele almak gerekirse; dalgacık dönüşümü, dalgacık adı verilen kısa osilasyonlara sahip bir fonksiyonla gerçekleştirilir ve bu fonksiyon sinyalin farklı bölümlerine uygulanır. Bu da sinyalin hem zaman hem de frekans özelliklerinin aynı anda analiz edilmesini sağlar. Bu fonksiyona dalgacık fonksiyonu denir. Çözünürlük ise dalgacık dönüşümünün sinyali farklı ölçeklerde (frekanslarda) analiz etmesidir.

Bu analiz, yüksek frekansta kısa süreli olayları ve düşük frekansta uzun süreli olayları aynı anda yakalamaya olanak tanır (48).

PPG sinyali ve dalgacık dönüşümü ilişkisini incelemek istersek; PPG sinyali, dalgacık dönüşümü kullanılarak bir dizi yaklaşık ve detay bileşenine ayrılabilir. Bu dekompozisyon, sinyalin farklı frekans bileşenlerinin izole edilmesini sağlar. Buna “çok seviyeli dekompozisyon” denir (48).

Dalgacık dönüşümü, PPG sinyalinden istenmeyen gürültünün veya artefaktların tespit edilip giderilmesinde de etkili bir araçtır. Özellikle hareket artefaktları gibi ani ve yüksek frekansta oluşan parazitler, detay bileşenlerde kolayca tespit edilebilir (48).

Dekompozisyon sonucu elde edilen bileşenler, sinyalin temel özelliklerini belirlemek için kullanılabilir. Örneğin, sinyalin belirli bir frekans bandındaki enerjisi veya belirli bir ölçekteki osilasyonların amplitüdü, kardiyovasküler sistem hakkında değerli bilgiler sağlayabilir (48).

Dalgacık dönüşümü, PPG sinyal işlemede güçlü ve esnek bir araçtır. Hem zaman hem de frekans alanında ayrıntılı bilgiler sağlayan bu yöntem, PPG sinyalinin doğruluğunu ve güvenilirliğini artırmada önemli bir rol oynar. Özellikle gerçek dünya koşullarında, hareket artefaktları gibi dış etkenlerden kaynaklanan parazitlerin giderilmesi için dalgacık dönüşümü oldukça değerlidir (48).

Selesnick tarafından geliştirilen Ayarlanabilir Q-faktör Dalgacık Dönüşümü (AQDD), Q-faktörünün kolaylıkla belirlenebildiği ve bu sayede dalgacık dönüşümünün sinyalin salınımına göre ayarlanabildiği bir yöntemdir. Q faktörü salınımlı bir sinyalin merkez frekansının kendi bant genişliğine oranıdır. Bu yöntem ile analiz edilen sinyalin frekansı yükseldikçe Q-faktörü de adaptif olarak yükseltilir. Q faktörünün yükselmesi pratik olarak dalgacığın salınım sayısının artması demektir. Sinyalin frekansındaki değişime bağlı olarak ana dalgacığın salınım sayısı artırılır veya azaltılır. Bu şekilde, özellikle durağan olmayan sinyallerin analizi için oldukça başarılı bir dalgacık dönüşümü gerçekleştirilebilmektedir. AQDD yöntemi bu özellikleri sayesinde dalgacık dönüşümünün son yıllarda ulaştığı en başarılı modellerden biri olmuştur. Biyomedikal sinyallerde durağan olmayan ve salınımlı yapıda sinyaller oldukları için, zaman-frekans analizleri veya alt bantlara

ayrıştırılmaları istendiğinde AQDD yöntemiyle dönüşüme tabi tutulmaları başarılı sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır. AQDD yöntemi biyomedikal sinyallerle yapılan çalışmalar için gelecek vadetmektedir (49).

2.5 Yeni Bir Yaklaşım Olarak Giyilebilir Aksesuarlarla (GA) Uzaktan CNAP Takip ve Uyarı Sistemi Tasarımı

2.5.1. Sürekli Kan Basıncı Takibi

Çalışmamızda giyilebilir aksesuar (GA) cihazlarından PPG sensörleri ile nabız dalgası (PWA) analizi yapanların elde ettiği verileri kullanılarak sürekli kan basıncı verisi elde edilmesi ve bu verileri kullanarak klinikte ve günlük hayatta bir çok alanda faydalı olabilecek bir uyarı sistemi tasarlanması hedeflendi.

2.5.2. Vital Bulgular Takibine Yeni Bir Yaklaşım Olarak Vital Prediktif Erken Uyarı Sistemi

Erken uyarı sistemi, genellikle acil veya tehlikeli durumlar için tasarlanmış bir mekanizmadır. Bu sistemler, bir tehlike veya acil durum meydana gelmeden önce, olabildiğince çok sayıda kişiye veya kuruluşa erken bir uyarı vermek amacıyla oluşturulur. Erken uyarı sistemleri, doğal afetler (örneğin deprem, tsunami, sel vb.), endüstriyel kazalar, askeri tehditler ve diğer acil durumlar için kullanılabilir.

Bu tür sistemler genellikle şu bileşenlere sahiptir;

Algılayıcılar ve Sensörler: Tehlikeli bir olayın ilk belirtilerini tespit etmek için kullanılır.

Veri Analizi: Algılayıcılar ve sensörler tarafından toplanan verileri analiz eder.

Karar Alma: Veri analizi sonucunda tehlike veya acil durumun gerçekleşip gerçekleşmeyeceğine dair bir karar verilir.

Uyarı Dağıtımı: Onaylanmış bir tehlike veya acil durum varsa, ilgili taraflara hızlı ve etkili bir şekilde bilgi verilir.

Tepki ve Müdahale: Uyarıyı alan taraflar önceden planlanmış acil durum prosedürlerini uygularlar.

Erken uyarı sistemleri, sağlıkta (örneğin, epidemiyolojik izleme), çevre bilimlerinde, askeri alanda ve birçok diğer sektörde kullanılmaktadır (50).

Bu durumda genel olarak erken uyarı sistemi tanımlamalarına baktığımızda, kitlesel olayları ilgilendiren durumların çeşitli sensörler aracılığı ile analiz edilmesi üzerine odaklandığı söylenebilir. Bunun nedeni doğal afet, pandemi gibi durumların kitlesel boyutta kayıplara yol açma potansiyeli ile kritik öneme sahip olmasıdır. Ancak geçmişte sensörlerin daha çok sismik aktivite hava durumu gibi tekil olarak büyük bir alan analizi yapabilmesinin yanı sıra günümüzde artık işlemci kapasitelerinin çok artması ve GA fiyatlarının ulaşılabilir seviyede olması, bu cihazların biyosensörler aracılığı ile topladığı verileri referans değerler dışında belirli sayıda tespit edilmesi sonucu gerek doğrulanarak gerek doğrulanmadan (ham veri) iki farklı değerlendirme yapması sonucu hem bireysel olarak veri sahibinin uzaktan otomatize takibine olanak verebilir; hem de kitlesel çapta salgın hastalıkların oluşmasını erken aşamada fark edip kritik sürede önlem alınmasını sağlayabilir.

2.5.3. Giyilebilir Aksesuarların Günlük Hayatta Kullanımı

Sisteme dahil olup otomatize veya yarı otomatize olarak vital bulgularının takip edilmesini kabul eden kişilerde hasta verilerinin gizliliği kapsamında kriptografik olarak kodlanan verilerin KVKK veya HIPAA uyumlu olarak takip edilebilir. Böylece kişisel verilerin gizliliğini ihlal etmeden biyosensörler aracılığı ile klinik dışında sağlık açısından belirli kullanım alanlarında faydalı olabilir.

2.5.4. Giyilebilir Aksesuarların Kronik Hastalığı Olan Hastalarda Kullanımı

Hastalığın akut alevlenme dönemini erken aşamada fark edilmesini sağlayabilir. Örnek olarak KOAH hastalığına sahip bir kişinin biyosensörler aracılığı ile vücut sıcaklığının artması, spo2 değerinde düşme, kalp atım hızında artış, hipotansiyon gelişmesi, solunum sayısında artış gibi verilerin tek tek ya da belirli skorlamalar (CURB65 gibi) ile beraber takip edilmesi erken hastaneye başvuru ve erken dönemde antibiyoterapi almasını sağlayabilir ve hastane yatışlarını, yoğun bakım yatışlarını azaltabilir, mortaliteye etkisi olabilir.

2.5.5. Giyilebilir Aksesuarların Tamamen Sağlıklı Bireylerde Kullanımı

GA son modellerinde bulunan jiroskop ve akselerometrelerometre (ivmeölçer) ile kaza yapıldığı anlaşıp kullanıcı çıkan uyarıya yanıt vermez ise acil sağlık

hizmetlerine konum ve kaza bilgisi yollanabilmekte olup benzer mekanizma modifiye edilip yaşlılarda ve düşme riski olan hastalarda kullanılabilir. Buna benzer durumlarda acil sağlık hizmetlerini gereksiz yere meşgul etmeden önce otomatik olarak önceden atanan acil durumda ulaşılacak kişiler aranıp hoparlör aracılığı ile onay alınabilir. Hastane içerisinde yine düşme riski olan hastalar için kullanılabilir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmanın Tasarımı

3.1.1. Korelasyon Analizi

Kan basıncı verisi akut dönemde kritik hastalarda hipotansiyon açısından kritik öneme sahipken kronik fazda hipertansiyon açısından da end organ hasarı yaratmasını önlemek için yine çok önemli bir yere sahiptir. Ancak kan basıncı ölçümünü sürekli yapmak; invaziv olmasından ötürü yarattığı enfeksiyona yatkınlık, ağrı, komplikasyon potansiyelinin yanı sıra zahmetli ve pahalı bir tekniktir. Rutinde kullanılan kaflı noninvaziv yöntemler ise dokulara baskı yapması, hastada oluşabilecek rahatsızlık ve basınç hissi, doku perfüzyonunu bozması gibi nedenlerle sürekli ölçüm yapılması tercih edilmemektedir. Ancak PPG sinyal analizi, PTT gibi yöntemler son teknolojiyi kullanmasının yanı sıra uygulaması kolaydır, komplikasyon açısından güvenlidir ve sürekli kan basıncı verisi sunan modelleri son yıllarda klinik kullanım açısından kullanıma sürülmüştür.

Son yıllarda piyasaya sürülen giyilebilir aksesuarların bazılarında da bulunan biyosensörlerin PPG sinyal analizi yardımı ile kan basıncı verisi sunabilmesini çok önemli bir gelişme olarak gördük. Ancak sunduğu verilerin tutarlılığı konusunda incelememiz sırasında bazı yayınlarda endişeler bulunmaktaydı ve bu nedenle bazı ülkelerde bu özelliğinin henüz kullanımına henüz izin verilmemişti (42). Bu konuda çalışmalar hızla devam etmekteydi. Biz de çalışmamızda ilk aşamada rutinde kullandığımız hasta monitörleri ile korelasyon incelemesi ile tutarlılığını tespit etmeyi ve bu konuda veri sunmayı ve görüş bildirmeyi planladık. Bu konuda anestezi pratiğinde yapılacak ölçümlerin daha doğru sonuçlar verebileceğini düşündük. Bunun için hastaların intraaortik balon pompası (IABP) ile takip edilmesi ve kürarize oldukları için hareketsiz bulunmasının çalışmayı güçlü kılan özellikler olduğunu düşündük.

Çalışmada ana amacımız standart korelasyon analizi ile PPG sinyal analizi aracılığıyla ölçüm yapan giyilebilir aksesuarın kan basıncı verilerinin korelasyonunu incelemek ve daha da önemlisi yeni bir yaklaşım üreterek bu cihazların yeni bir özelliği olan kan basıncı takibi ve sunduğu diğer sağlık verileri açısından klinik alanda kullanılabilirliği konusunda yorumlar yapmaktır.

3.1.2. Standart Sapma ve İABP ile Korelasyonu

Sürekli noninvaziv arteriyel kan basıncı (CNAP) verisinin yapılan diğer çalışmalarda çoğunlukla noninvaziv arteriyel kan basıncı (NIABP) ile kıyaslandığını ve her iki cihazın da hareket etme vb dış faktörlerden etkilenebileceğini ve ayrıca NIABP yerine altın standart yöntem olan invaziv arteriyel kan basıncı (IABP) ile kıyaslamının, NIABP standart sapma payını ortadan kaldırabileceği düşünüldü. Böylece teorikte, gerçekte IABP ile n mmHg olarak ölçülen bir kan basıncı değerinin NIABP de $n+5$ mmHg ile kabul edilebilir bir değer olarak ölçüldüğünü kabul ettiğimizde, CNAP ölçümünün $n-5$ mmHg olarak varsayımda gerçekte yine başarılı bir ölçüm olarak kabul edilebilir aralıktayken; NIABP kıyaslamasında $n-10$ mmHg her iki cihazın n değeri için gösterdiği ters yönde korelasyon yanlış olarak nitelendirilebileceği ve bu durumda NIABP ile kıyaslamalarda haksız yere yanlış negatif olarak sınıflandırılabilen durumları önleyebileceği öngörüldü. Aynı farklı bir örnekte $n+5$ ölçülen NIABP değerinde, $n+10$ ölçülen CNAP verisinin ise yanlış pozitif olarak nitelendirilebileceği düşünüldü ve dolayısı ile altın standart olarak IABP ile kıyaslamının bu nedenle daha uygun olabileceği kanısına varıldı.

3.1.3. Dış Faktörler

Ölçüm sırasında hareket etmek ölçüm sonucunun hangi cihazla yapılırsa yapılsın yanlış sonuç vermesine neden olabilir. Dolayısı ile test aşamasında ne kadar az hareket olursa, o kadar objektif kıyaslamalar yapılabileceğinden yola çıkarak bu iki cihazın korelasyonunu değerlendirmede; invaziv arter ile monitorizasyonun kıyaslanması ve kürarize olan hastalarda hareketsiz ortamda yapılan eş zamanlı ölçümler alınmasının daha doğru bir çalışma olabileceği düşünüldü.

Sadece cihaz test etmek için invaziv bir girişim yapmak ve genel anestezi uygulamak etik olarak mümkün olmayacağı için, ürün geliştirme ve test aşamasında şirketler için araştırma ve geliştirme (AR-GE) açısından büyük bir engel teşkil ediyor olsa da; kliniğimizde endikasyon dahilinde invaziv arter monitörizasyonu yapılacak hastalar üzerinde ek ölçüm almanın ve klinik karar vermede rutinde kullanılan yöntemlerimizle yapılmasının, giyilebilir aksesuar ile sağlanan verinin sadece analiz için kullanılmasının uygun olacağı kanısına varıldı.

3.1.4. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi

Çalışmamızı güçlü kılan bu özelliklerin yanı sıra, sadece IABP ile sınırlı bırakmak, endikasyon dahilinde invaziv arter monitörizasyonu yapılan ameliyathane ve yoğun bakımdaki hastaların ek hastalıklarının bulunması yanlış sonuçlar verebileceği için, NIABP grubu da oluşturuldu. Bu ek hastalıklara sahip hasta grubu ile yapılacak ölçümlerin daha başarısız olma potansiyelini öngörüldü; bunun nedeni yoğun bakımlarda gözlemlediğimiz hastaların perfüzyon indeksi (PI) değerinin rölatif olarak düşük olmasıydı.

Bu nedenle çalışma iki gruba ayrıldı. İnvaziv arter monitörizasyonu yapılan ameliyat olan hastaların IA, noninvaziv takip edilen hastaların IY olarak kodlanması planlandı. Ayrıca yoğun bakımdaki hastalar da çalışmaya dahil ederek invaziv arter monitörizasyon grubuna IY olarak subgrup oluşturulması planlandı. Böylece kürarize olmayan hastalarda da ölçümler arasındaki ilişkiyi ayrıca incelenmesi hedeflendi.

3.1.5. Ürün Araştırması Ve Temini

Çalışmayı yapabilmek için fotopletismografi dalgaları ile kan basıncı verisi tahmini sunan aygıtlar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu (TİTCK) veritabanı araştırıldı. Ürün Takip Sistemi (ÜTS) veritabanından Sınıf: Sınıf-IIa GMDN:36252-hasta veri kaydedicisi, uzun süreli, fiziksel aktivite Branş Türü Kodu:325-veri kaydedici/datalogger gtip Numarası: 9018.19.90.00.25 ile ulusal resmi kaynaklarda tıbbi cihaz statüsünde olan CE sertifikalı Samsung-Samsung Health Monitor Application-Blood Pressure App-Tansiyon Ölçüm Uygulaması- (Tıbbi cihaz UTS kodu (8806092938878 (GS1)) (CNAPP) tespit edildi. Prospektif olarak topladığımız verilerin, teorik olarak yetkili firma tarafından kolayca geliştirilebileceği bir yazılım açısından incelemek üzere çalışma tasarlandı.

Hipotezimiz bu GA donanımsal yapısı gereği sürekli olarak kan basıncı verisi toplama kabiliyetine sahip olması prensibine dayalıdır. Dolayısı ile ameliyathanede opere olan her hastadan sürekli kan basıncı verisi sunacak hale getirilebilir. Böylece CNAP verisi elde edilmiş olur.

Sonuç olarak incelediğimiz ürünün; gelişmiş biyosensörler aracılığı ile biyosinyal toplaması, gelişmiş işlemcisi ile data analizi yaparak veri hesaplaması ile noninvaziv ve kafsız olarak kan basıncı verisi sunması, bu özelliğin sürekli olarak uygulanabilir

potansiyelde olması ve bu verileri kablosuz olarak iletebilmesi gibi özellikleri barındırması, çalışma için aranan özellikler ile uyumlu bulundu.

Resmi kaynaklardan elde edilen bilgilere göre tıbbi cihaz olarak ÜTS kaydı bulunan Samsung Galaxy Watch 4 Samsung Electronics Co., Ltd. görsellerinin yer aldığı tespit edildi ve çalışma için incelendi. ÜTS veri tabanında uygulamayı kullanabilmek için giyilebilir aksesuar sınıfından Galaxy Watch 4 SM-R870 temin edildi. Kılavuzda belirtilen şekilde uygulamayı kullanabilmek ve kalibre edebilmek için Android 7 ve sonrası işletim sistemi ile uyumlu Galaxy A71 (SM-A715F) Samsung Electronics Co., Ltd çalışma için temin edildi (51).

3.1.6. Verilerin İşlenmesi

Yapılan incelemeler sonucunda SGW4S'nin standart özelliklerinde sürekli nabız hızı takibi yapabildiğini ancak sürekli kan basıncı (CNAP) verisi sunmadığı tespit edildi. Günümüzde bu cihazlarda sürekli kan basıncı monitorizasyon özelliği olmadığından bu konuda yeterli donanımına sahip olan bu aygıtların, sadece yazılım güncellemesi ile otomatik ve sürekli kan basıncı verisi sunabilmesinin mümkün olduğu düşünüldü. Ancak çalışmamız için yeni yazılım üretip değişiklik yapmamızın gerekli ölçüm için sadece donanım olarak değil; TİTCK - ÜTS veritabanında yazılım ile entegre olarak onaylı olmasından ve standart özellikleri ile karşılaştırmanın daha doğru olacağı düşünüldü yazılım değişikliği planlanmadı.

3.1.7. Giyilebilir Aksesuarlarla Uzaktan CNAP Takip ve Uyarı Sistemi

GA cihazlarının PPG sensörleri ile analiz yapanlarının günlük yaşamın yanı sıra klinik kullanımda da faydalı olabilecek bir potansiyelinin olduğunu düşünüldü. Hipotezimize göre ileri web uygulamaları (Pulse Wave Analysis) (PWA) teknolojisi gibi yazılımlarla PPG analizi yaparak kan basıncı verisi sunan bu GA cihazlarında hiç bir ek donanıma gerek kalmadan yazılımsal değişikliklerle CNAP verisi elde edilebileceğinden yola çıkarak teorik olarak yeni bir sistem tasarlandı.

Aynı zamanda GA ile vital bulgular takibine yeni bir yaklaşım olarak “Vital Erken Uyarı Sistemi” üzerinde durulması bir nokta olduğu düşünüldü.

Vital bulguların takibi ve erken uyarı sisteminde İngiltere'de kullanılan Ulusal Erken Uyarı Skoru (National Early Warning Score) (NEWS) skalasını kullanan bazı hasta

başı monitörleri bulunmaktadır. Bunlara örnek olarak IntelliVue Guardian © 2020 Koninklijke Philips N.V. (All rights reserved) verilebilir. Bu cihaz hasta başı monitörünün kablosuz uyarı veren bir sistem ile donatıldığını ve sağlık çalışanlarına bazı uyarı sinyalleri gönderdiğini söyleyebiliriz. Bu cihazda kullanılan erken uyarı sistemi Tablo 2 ve tablo 3 de gösterilen Royal College of Physicians olup NEWS çalışma grubunun raporundaki algoritmaya göre yönetim planı tavsiye edilmektedir.

Ancak bu sistem her hastanede mevcut değil ve yerini alması için tüm uygulanacak tüm hasta monitörlerinin değişmesi uzun bir zaman ve maliyet gerektirebilir. (Maliyet analizi yaparken monitörün sadece pilinin fiyatının yaklaşık 6 tane GA fiyatına denk geldiği sonucuna ulaşılmıştır.) Yine bu nedenle özellikle gelişmekte olan ülkelerde sağlık hizmetlerinde hasta seçiminde daha seçici kriterler ile endikasyon koyma yoluna gidilmesi muhtemeldir. Bizim çalışmamızda ise amacımız hastanede yatmakta olan tüm hastaları hızlıca kapsayacak şekilde monitorize edecek basit, ucuz, tamamen otomatize ve ek güvenlik sistemi geliştirmenin fizibilitesini çalışmaktır. Monitör sayısının %100 tam yeterli olduğu durumlarda da kablo içermesi nedeniyle hastanın mobilitesini kısıtlaması, kafalı manşon ile aralıklı takip etmesi, CNAP verisi sunmaması açısından tasarımıma göre bazı farklılıkları vardır.

Aşağıdaki tablolarda IntelliVue Guardian için ürünün resmi sitesinde önerilen algoritma bulunmaktadır.

Tablo 2: NEWS Akut Hastalık Şiddetinin Değerlendirilmesi

NEWS skorlamasına göre klinik yanıt ve izlem

Skor	İzleme Sıklığı	Klinik Yanıt
0	En az 12 saatte bir	• Rutin NEWS izlemesine devam edin • Sorumlu hemşireyi bilgilendirin, hasta değerlendirmeli
Toplam 1–4	En az 4–6 saatte bir	• Hasta için sorumlu tıbbi ekibi bilgilendirin; bakımın yükseltilip yükseltilmeyeceğine karar verilmeli • Acil bir değerlendirme yapılması için yetkin bir doktora haber verin veya ekip talep edin • Kritik bakım yetkinliklerine sahip bir ekip tarafından acil değerlendirme yapılmalı; yoğun bakım açısından değerlendirilmelidir.
3 tek parametrede	En az saatte bir	
Toplam 5 veya daha fazla (Acil Yanıt Eşiği)	En az saatte bir	
Toplam 7 veya daha fazla (Acil Durum Yanıtı)	Sürekli vital izlemesi	

Note. This is a note about the table

NEWS akut hastalık şiddetinin değerlendirilmesi

Fizyolojik Parametre	1	2	3	0	1	2	3
Solunum Hızı (dakikada)	≤8	9–11		12–20		21–24	≥25
SpO2 Ölçeği 1 (%)	≤91	92–93	94–95	≥96			
SpO2 Ölçeği 2 (%)	≤83	84–85	86–87	88–92			
Hava veya Oksijen?		O2		air			
Sistolik Kan Basıncı (mmHg)	≤90	91–100	101–110	111–219		-	≥220
Nabız (dakikada)	≤40		41–50	51–90	91–110	111–130	131+
Bilinç	-	-	-	Uyanık		-	CVPU
Sıcaklık (°C)	≤35.0		35.1–36.0	36.1–38.0	38.1–39.0	≥39.1	-

3 NEWS skorlamasına göre klinik yanıt ve izlem

Bu tablo, NEWS sisteminin farklı tetik eşiklerine göre önerilen klinik yanıtları ve izleme sıklıklarını göstermektedir.

Ancak burada bulunan bilinç durumu muayenesinden de anlaşılacağı üzere bu algoritma tamamen otomatize bir sistem olmayıp sağlık çalışanlarına ve değerlendirmelerine göre de etkilenmektedir. Ayrıca sistolik kan basıncı için hipertansiyon alarm eşik değerinin seviye 1 ve 2 olmadan, ilk tetiklenme sınırının 3. seviye olarak 220 mmHg önermesi malign hipertansiyon olarak tanımlandığından (53) farklı bir değerlendirme kriteri oluşturmayı planlandı.

3.2 Yazılım Tasarımı

Giyilebilir aksesuarların klinik alanda kullanılabilirliğini incelemek için biyosensör aracılığı ile elde edilen verilerden özellikle CNAP verisi potansiyeline sahip olduğunu olarak değerli gördüğümüz kan basıncı verisine odaklanıldı. Ayrıca nabız hızı, oksijen saturasyonu, stres seviyesi, Biyoimpedans Analizi (BİA) değerlerini incelenmesi ve yorumlanması hedeflendi.

3.2.1. Kan Basıncı Monitorizasyonu Korelasyonu Ve Vital Erken Uyarı Sistemi

Kan basıncı için normal değerler yaş, cinsiyet ve genel sağlık durumu gibi faktörlere bağlı olarak değişebilir. Ayrıca belirli popülasyonlarda kan basıncı daha sık takip edilmelidir; çünkü referans değerler değişkenlik gösterebilir. Örneğin, hipertansiyon ile karakterize bir durum olan preeklampsi için tarama önerilmektedir. Hamilelik sırasında normal kan basıncı aralığı genel popülasyondan daha düşük olabilir ve düzenli kan basıncı ölçümleri önemlidir.

Özellikle çocuklar ve belirli tıbbi durumları olan bireyler gibi özgü gruplar için kan basıncı referans aralıkları da farklı olabilir. Örneğin, Macdonald-Wallis ve arkadaşları (2015), hamilelik için yaşa özgü kan basıncı referans aralıkları oluşturmuşlardır. Araştırmalarında, normal hamilelikler için ortalama sistolik ve diyastolik kan basıncı değerlerini belirlemişlerdir.

Hastaya ve komorbiditelerine göre sınırın belirlenmesi gerek olsa da korelasyon için standart ikili değerlerin korelasyonun yanı sıra hasta başı monitörde sistolik kan basıncı sınırlarını 90-140 mmHg arasında, diyastolik kan basıncını ise 60-90 mmHg sınırları dışında uyarı vermesi için alarm sınırları ayarlandı. 5 mmHg yanılma

payının kabul edilebilir sınırdan olduğunu varsayarak alarm aktifleştğinde eş zamanlı alınan GA ölçümlerinin sistolik tansiyon için 95-135 mmHg ve diyastolik kan basıncı için 65-85 mmHg sınırlar dışarısında alarm aktifleştirip uyarı gönderme potansiyelini post-hoc analiz ile değerlendirilmesi planlandı.

Tablo 4: Kan basıncı değerleri (54)

Kan Basıncı Derecesi	Sistolik Kan		Diyastolik Kan
Optimal	< 120	ve	< 80
Normal	< 130	ve	< 85
Yüksek-Normal	130-139	veya	85-89
Hipertansiyon			
Evre 1	140-159	veya	90-99
Evre 2	160-179	veya	100-109
Evre 3	≥180	veya	≥110
İzole sistolik hipertansiyon	140-160		< 90
İzole sistolik hipertansiyon (sınırdan)	≥160		< 90

İA grubunda alarm performansı, özellikle diyastolik ölçümler için daha iyidir; fakat bu da optimal seviyelerde değildir.

Anestezi pratiğinde gerek anestezi ya da vazodilatör ilaçlar nedeniyle gerek hastaların ileri kardiyovasküler komorbiditeleri nedeniyle kan basıncında kısa sürede tehlikeli olabilecek radikal değişimler, sert dalgalanmalar görülebilmektedir. Bu nedenle invaziv kan basıncı takibi yapılmaktadır. Hipotezimize göre, invaziv arter monitörizasyonundaki nabız dalga formu ile birebir eşleştirilen PWA teknolojisinin ML (Machine Learning) ya da AI (yapay zeka) yardımıyla big data (büyük veri) havuzunda EHR (Elektronik Sağlık kaydı) ve EMR (Elektronik Tıbbi Kayıt) hasta kümeleriyle ayrı ayrı eğitilerek yakın takip edilmesi sonucunda ardışık eş zamanlı PPG ve nabız dalgası arasındaki ilişki daha doğru tahminler yapabileceğini düşünülmektedir.

Burada mevcut teknoloji kullanılarak İABP kan basıncındaki kritik değerlerin eş zamanlı izlenmesinde alınan hasta monitörü ve GA ölçümleri arasındaki sadece korelasyona bakılmayıp aşağıdaki tabloya göre teorik olarak tasarladığımız Vital Erken Uyarı Sistemi (VEUS) sisteminin potansiyel başarısının analiz edilmesi planlandı.

Tablo 5: VEUS için tasarlanan kan basıncı üst ve alt limit değerleri

	IABP SYS	CNAPSYS	IABP DIA	CNAP DIA	IABP MEAN	CNAP MEAN
Üst limit	140	135	90	85	120	115
Alt limit	90	95	60	65	55	60

Tablo 6: VEUS için tasarlanan alarm değerlendirme kriterleri

	IABP SYS	CNAP SYS	IABP DIA	CNAP DIA	IABP MEAN	CNAP MEAN
Başarılı Alarm	A	A	A	A	A	A
Yalancı Poz	-	A	-	A	-	A
Yalancı Neg	A	-	A	-	A	-
Başarılı Sessiz		-	-	-	-	-

Alarm değerlendirme kriteri:

1. Başarılı alarm: Herhangi bir durumda başarılı alarm var ise sistem uyarı vermiştir ve hastanın kontrol edilmesi sağlanmıştır. En az bir değer kritiktir ve sistem başarılıdır.
2. Yanlış Pozitif: CNAP herhangi bir durumda başarısız alarm vermiştir. Başarılı alarm diğer iki değer içinde de yoktur.
3. Yanlış Negatif: CNAP ortada kritik bir veya fazlası değer varken hiçbir değer için uyarı göndermemiştir
4. Başarılı Sessiz: CNAP uyarı göndermemiştir ve herhangi bir kritik değer oluşmamıştır.

3.2.2. Nabız Hızı Korelasyonu

Kalp atım sayısının dakika cinsinden ifadesidir. Bu değer PPG sinyalinin analizi ile bulunabilmektedir. Cihazdan cihaza başarısı fark etmekle beraber genel olarak çalışmalarda R-R intervallerini ölçmede ve kalp atım hızını tespit etmede efektif olduğu söylenebilir (55).

Klinik uygulamalarda kalp atım hızı uzun süre boyunca yeterince önemsenmemiş bir değişken olarak kalmıştır. Ancak artık bu değişkenin hak ettiği önemi alması gerektiği anlaşılmıştır. Resmi olarak kabul edilmiş üst sınır değerleri henüz mevcut olmasa da mevcut literatür bu sınırların taşıkardi olarak tanımlanan 100 bpm seviyesinin oldukça altında, muhtemelen 85 bpm civarında olması gerektiğini göstermektedir. Bilimsel topluluklar tarafından ölçüm kriterleri sıkı bir şekilde standartlaştırıldığında kalp atım hızı gelecekte klinik uygulama ve araştırmalarda faydalı bir araç haline gelebilir. Kan basıncı değerlendirmesi için kullanılan kriterlere benzer kriterlerin kalp atış hızı için de kullanılması önerilmektedir (56).

Her ne kadar hastaya ve komorbiditelerine göre sınırın belirlenmesi gerek olsa da korelasyon testi için normal olarak kabul edilen 60-100 atım/dk sınırını seçildi. (57) Standart korelasyonun yanı sıra hasta başı monitörde 60 atım/dk dan az ve 100 atım/dk dan çok ölçülen değerler için eş zamanlı alınan GA ölçümlerinin bu sınırlar

dışarısında alarm aktifleştirip uyarı gönderme potansiyelini post-hoc analiz ile değerlendirilmesi planlandı.

3.2.3. Oksijen Saturasyonu korelasyonu

Kan oksijen doygunluğu (Spo2) değeri için hasta başı monitörde alarm sınırı %95 olarak belirlendi ve aktifleştğinde eş zamanlı ölçümler yapıp korelasyonunun incelenmesi; ayrıca aralıklı ölçümler ile daha fazla elde ederek yanlış pozitif alarm analizi için veri elde edilmesi planlandı.

3.2.4. Vizüel Analog Skalası (VAS) Ağrı Skoru Ve Uygulama Stress Seviyesi Korelasyonu

Hastaların Vizüel Analog Skalası (VAS) ağrı skoru ile uygulamada gösterilen stres seviyesinin metrik ölçümü ile elde edilen değerin korelasyonunun değerlendirilmesi planlandı.

3.2.5. Biyoimpedans Analizi (BİA) Verisi Ölçümü

Preoperatif ölçümdeki Bazal Metabolizma Hızı (BMR) değeri ile indüksiyon sonrası BMR değeri kıyaslaması yaparak indüksiyon sonrasında bazal metabolizma hızında değişim görülmesi hedeflendi. Ayrıca preoperatif ve postoperatif BIA ölçümündeki vücut su oranı karşılaştırması ile operasyondaki sıvı balansı arasında korelasyon hakkında yorum yapılması planlandı. Burada elde edilecek pozitif veriler ile ileride daha kapsamlı ve odaklı çalışmalar yapmayı hedeflendi.

3.3. Klinik Alanda Kullanımı

Yakın bir zamanda PPG ile kan basıncı tahmini sunan cihazların tamamen invaziv arter monitörizasyonunun yerini alması beklenen bir durum değildir; bunun için daha çok çalışmaya ve ürün geliştirmeye ihtiyaç duyulmaktadır (42). Anestezi pratiğinde invaziv arter takibine karar verilen hastalar ameliyathanede ya da yoğun bakımlarda genelde kritik durumda olan hastalardır ve ölçümlerde sapmalara gösterilen tolerans kısıtlıdır. Ayrıca sadece ölçüm yapmak için değil; sık tetkik yapmak gereken hastalarda kan gazı, hemogram, biyokimyasal kan analizi gibi testler yapmak için kanülasyon yapılan arterden kolayca numune alınabilir. Bu da ek girişim yapmayı önler; pratiklik ve hız kazandırır.

CNAP verilerinin non invaziv yöntemlere göre de daha tutarlı sonuçlar vermediğine işaret eden çalışmalar da bulunmaktadır (58).

Klinik karar vermede referans alınan ölçümlerde hata payına tolerans az olmalıdır. Dolayısı ile mevcut çalışmaları incelediğimizde, aslında klinik kullanımda bu cihazların henüz yeri olup olmadığı tartışılabilir. Ancak kolay uygulanabilir olması ve sürekli veri sunmasının avantajı da göz ardı edilmemesi gereken önemli bir özellik olarak ele alınması ve kullanım alanının genişletilmesinin faydalı olabileceği kanısına varıldı.

Biz de bu nedenle klinik kullanımı için yeni bir yaklaşım tasarladık ve giyilebilir aksesuarların klinik kullanımda yerini teorik olarak yazılımsal değişikliklerle, CNAP verisi, Spo2 verisi, kalp atım hızı ve kalp atım hızı değişkenliği-Heart Rate Variability (HRV) açısından sürekli monitorize ederek ve kritik sınırlar için alarm değeri belirleyerek teorik olarak bir prediktör ve erken uyarı sistemi oluşturulduğu takdirde hangi klinik durumlarda ve ne kadar başarılı olabileceğini belirlemek için veriler toplamayı planlandı.

Bu durumda ana değerlendirme kriterimiz olarak; korelasyondan analizinden ziyade, alarm tetikleme konusunda ne kadar başarılı tahminler sunabildiğini ve ne kadar başarılı uyarılar verdiğini, veri setinin post-hoc analizini yaparak incelemenin uygun olacağını düşünüldü. Böylece klinik alanda giyilebilir aksesuarların kritik olmayan hastalarda ek güvenlik amacıyla kullanılabileceği durumlar tasarladık.

3.3.1. Klinik Kullanım Alanı Tasarımı

3.3.1.1. Opere Olacak ve İnvaziv Takip Endikasyonu Olmayan Tüm Hastalar

CNAP verisi sunan aygıtların, invaziv arter monitörizasyonundan doğruluk açısından öne geçmesinin oldukça zor olduğunu düşünüldü. Ancak invaziv arter monitörizasyonun invaziv olmasının getirdiği olumsuzluklar, sadece endikasyon dahilinde yapılıyor olması, her hastada uygulanmaması, endikasyon dışı hastalarda en sık kullanılan sfigmomanometre takibi yoluna başvurulmasına neden olup bu yöntemin de basınç uygulaması gibi olumsuzlukları bulundurması sebebiyle sürekli veri sunmaması ve belirli periyotlarla kullanılması önemli bir dezavantaj olduğu düşünüldü.

Çalışmamızı tasarımı mutlak invaziv arter monitörizasyonu olan hastalara göre değil, noninvaziv takip edilen hastalara göre yapılmıştır. Bu hastalarda belirli periyotlarla ölçüm alınırken frekans hesaplamada yanılma payı olabileceğini düşünüldü. Örneğin, n süre periyotlarla alınan kaflı ölçümler sırasında iki ölçüm arasında beklenenden fazla kan basıncı değişimi olduğunda ve kritik değerler söz konusu olduğunda; hipotansiyona ya da hipertansiyona sert müdahaleler yapmak bazı durumlarda inotrop, vazopressör, vazodilatör ajanlar kullanmak gerekebilir. Ancak anestezi dozunun n süre sonunu beklemeden, kan basıncında değişimin başladığı sürede farkedilebildiğini varsayarsak, anestezi ilaç dozlarının titre edilmesi ile bu durumun önüne geçmek bazı durumlar için mümkün olabilir. Böylece daha ince ayarlamalar yapılabilir, hipotansiyonun ciddi etkileri maskelenen sürede azalabilir ve inotrop, vazopressör, vazodilatör ilaç kullanımında azalmaya gidilebilir. Nöroaksiyel anestezide de durum benzerdir.

Bu durumda teorikte başarılı olursa üretici firmalar ile temasa geçilip koter kullanımı açısından güvenilirlik için kullanılan materyal ve yazılımsal modifikasyonlar için projelendirme yapılabilir.

3.3.1.2. Yoğun Bakımlarda Takip Edilen Tüm Hastalar

Sınıf IIa ve kaydedici-Datalogger sınıfından olan bu cihazlar güvenli bir şekilde ek monitorizasyon sağlayabilir ve prediktör-erken uyarı alarm sistemi ile doktor ve hemşirelere belirlenen sınırlar için ek alarm göndererek farkındalık yaratabilir. Bu senaryoda hemşire devir aldığı anda takip ettiği hastaların değerleri prediktör aracılığı ile akıllı telefonundan sisteme kolayca entegre olur ve bir hastası ile ilgilenirken ya da zorunlu hallerde takip menzili dışında kalan diğer hastaları için oluşabilecek olumsuz durumlar ile ilgili alarm ve titreşimlere daha duyarlı olabilir.

3.3.1.3. Postoperatif, Postsedatif Dönemde Servise Devir Edilen Tüm Hastalar

Postoperatif dönemde hastalarda nadir de olsa kritik komplikasyonlar olabilir. Sedasyon, genel anestezi sonrası hastalar servise devir edildikten sonra apneik-hipopneik solunum paterni oluşabilir. Vital bulguları kontroller arası dönemde maskelenen hipoksi nedeniyle değişebilir. Ek komorbiditeler de göz önünde bulundurulursa bu hastalar solunum veya kardiyak arrest yaşayabilir; organ yetmezlikleri ve ölüm gerçekleşebilir.

Bu hastalar oksijen saturasyonu açısından prediktif alarm sistemimiz ile standart vital bulgu takibine ek olarak, daha yakın otomatize ve sürekli olarak takip edildiği takdirde, takip eden hemşire veya doktora uyarı geldiğinde, yapılan kontrol sonrası kritik değerler validite edilirse kritik zamanda erken müdahale yapılması sağlanabilir.

Demans gibi hastalığı bulunan hastalar hipnotik ilaçlar sonrası daha uzun süre kognitif disfonksiyon gösterebilir. Bu hastaların postoperatif mortalitesi daha yüksektir (59). Yakın takip edilmesi sonucu mortalitede azalma gözlenebilir.

Ayrıca postoperatif tromboemboli, yağ embolisi gibi önceden oluşması öngörülmeyen komplikasyonlar yaşanabilir. Nöroaksiyel anestezide seviye yükselmesi yaşanabilir. Yakın takip edilmesi kritik öneme sahip olabilir.

Bu durumlar, kliniklerdeki tecrübeli ekiplerde çok nadir olarak oluşsa da, çok ciddi komplikasyonlar içerdiğinden ve birçoğunun nedeni direkt veya dolaylı olarak anestezi veya cerrahi ekibin yaptığı, işin doğal akışında yapılması gereken ilaç veya uygulamaların neticesinde oluştuğu için erken uyarı sistemi ile oluşabilecek istenmeyen ve oluşması beklenmeyen, tahmin edilmesi güç durumlarda hastaların zarar görmesini önleyebilir ve hem hasta sağlığı ile ilgili hem ekiplerin vicdani ve hukuksal açıdan yaşayabileceği potansiyel durumları önlemede yardımcı olabilir. Ayrıca başarılı olan bir uyarı sistemi uygulaması ile ekiplerin daha az stres altında çalışması mümkün olabilir.

3.3.1.4. Servislerde Kritik Durumda Olan Hastalar ve Yoğun Bakım İçin Konsülte Edilen Hastalar

Servislerde takip edilen ve servis için kritik denilebilecek durumda olan, genel durumunda kötüleşme olması potansiyeline sahip olan; ancak henüz yoğun bakım yatışı endikasyonları bulunmayan hastaların VEUS ile takip edilebilir.

3.3.1.5. Serviste Kritik Durumda Olmayan Ancak Aday Olan Hastalar

Bu sistem ile mevcut durumda kritik olmasa da yaşı ve komorbiditeleri gereği gerekli görülen diğer hastalarda da ek önlem amaçlı sistem kullanılabilir.

3.3.1.6. Günlük Hayatta Uzaktan Hasta Takibi

Yaşı ve komorbiditeleri gereği ek monitorizasyon gereken hastalar gerekli durumlar halinde takip edilebilir. Acil durum olduğu doğrulanan hastalarda erken müdahale edilebilir.

3.3.1.7. Günlük Hayatta Tanısı Olmayan Ancak Aday Olan Hastalar

Tanısı olmasa dahi bu sistem ile hipertansiyon, KOAH gibi hastalarda erken uyarı sistemine dahil olmalarında hipertansiyon, desatürasyon gibi uyarılar belirli sınırlarda aktifleşirse kontrol amaçlı poliklinik muayenesinde erken tanı konulabilir.

3.3.2. Hasta Güvenliği

Özellikler

MRG Güvenlik Bilgisi:	Bilgi Bulunmuyor	Raf ömrü var mı?:	Hayır
Lateks içeriyor mu?:	Hayır	Kalibrasyona tabi mi?:	Evet
Fltalat/DEHP içeriyor mu?:	Hayır	Kalibrasyon Periyodu (ay):	1
Ürün iyonize radyasyon içerir mi?:	Hayır	Bakıma tabi mi?:	Hayır
Ürün nanomateriyal içeriyor mu?:	Hayır	Steril pakettendi mi?:	Hayır
Vücuda implante edilebilir mi?:	Hayır	Kullanım Öncesinde Sterilizasyon Gerekli mi?:	Hayır
Tek kullanımlık mı?:	Hayır	Tıbbi Cihaz Satış, Reklam ve Tanıtım Yönetmeliği Ek-3 Kapsamında mı?:	Hayır
Ürünün sınırlı kullanım sayısı var mı?:	Hayır	Başka Bir Tıbbi Cihazın Bileşeni, Aksesuarı, Yedek Parçası mı?:	Hayır
Tek bir hastaya mı kullanılabilir?:	Hayır		

Tablo 7: Samsung Galaxy Watch 4 Samsung Electronics Co., Ltd. (GA) özellikleri(60)

Samsung Galaxy Watch 4 Samsung Electronics Co., Ltd. (GA) elektriksel kondüksiyon açısından incelendi. İnceleme sonucuna göre yapılan gözlemsel tespitlerimize göre; EKG ve BİA ölçümü sırasında yanlarda bulunan metal iletken yüzeyleri kullandığı görüldü. Tansiyon ölçümü sırasında bu yüzeylere temas etme zorunluluğu olmadığı, altında bulunan biyosensör ile yeşil spektrumda ışık yayarak biyosensörü aracılığı ile PPG sinyali elde ettiği ve elektriksel kondüksiyon açısından vücuda temas eden yüzeyler plastik materyalden oluştuğu saptandı.

Vücuda temas eden sensör yüzeylerine yapılan detaylı gözlemsel incelemede metal veya elektriksel iletken yüzeye rastlanmadı. Kondüksiyon testi için koter plağı kablosu distal ucundan ikiye ayrıldı ve kablounun uçları birbirine veya iletken bir

yüzeye temas ettiğinde iletken devrenin tamamlanarak koter cihazından sesli ve yeşil ışıklı indikatör ile uyarı alındı. Giyilebilir aksesuarın tansiyon ölçüm özelliği sırasında vücuda temas eden tüm yüzeyler ayrıntılı olarak kondüksiyon testine tabi tutuldu ve major iletken yüzeye rastlanmadı. Bu nedenle operasyon sırasında teorik olarak iletken yüzey içernediğinden hasta başı monitöründeki nabız oksimetre ile benzer plastik aksamdan oluştuğu ve operasyon boyunca koter kullanımı sırasında oluşabilecek elektriksel hasar açısından güvenli bulundu; ancak bu konuda uzmanlar tarafından daha ileri araştırmalar yapılması gerekliliğine karar verildi. Ayrıca EKG ölçümü sırasında zayıf da olsa iletken bir yüzey olmasının potansiyel açısından gerekliliği düşünöldü ve hasta güvenliği açısından koter yanığı oluşmaması için cerrahi ekip ile senkronize olunarak koter kullanımı sırasında GA teması engellendi; ölçüm alınmadı ya da ölçüm alındığı esnada koter kullanılmadı. Böylece hem hasta güvenliği ekstra olarak sağlanmış oldu hem de koter uygulaması sırasında oluşabilecek parazit veya yanlış ölçümlerin önüne geçildi.



Şekil 4: Kondüksiyon testi ve iletkenlik

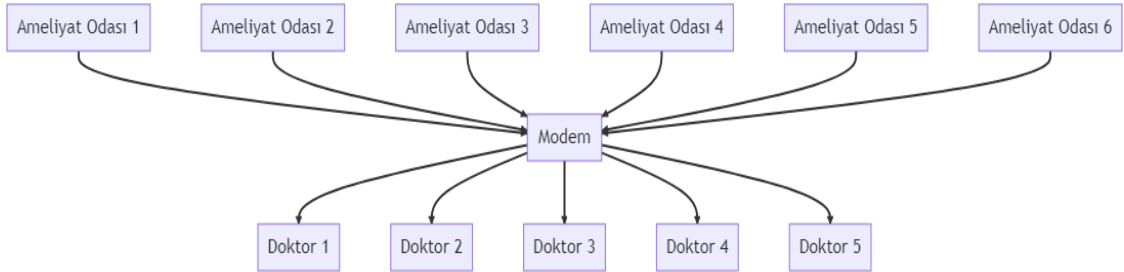
Yapılan tüm ölçümlerde CNAP verileri klinik karar vermede baz alınmadı. Sadece veri kayıt amaçlı ölçümler alındı ve tüm klinik süreç rutinde kullanılan standart hasta başı monitör ile yürütöldü.

3.3.3. Kablosuz veri aktarımı

CNAP verisinin Bluetooth®, Bluetooth SIG, Inc özelliğini kullanarak bağlı olduğu cihazlara aktarmasından yola çıkarak yine içerisinde bulunan entegre veri aktarım organlarından Wi-Fi®, Wi-Fi Direct™, Wi-Fi CERTIFIED™, Wi-Fi Alliance Co. ile modeme bağlanılıp LAN üzerinden güvenli bir veri aktarımını hastane içerisinde erişimine izin verilen birden fazla ekrana; ayrıca TCP (Transmission Control Protocol) ve IP (Internet Protocol) sayesinde gerekli güvenlik önlemleri ve hastanın tansiyon bilgisinin paylaşımının onamını alarak uzaktan, dünyada bulunan herhangi bir yerden gerekli kurulum sağlanarak sürekli monitörize edilebileceğini düşünüldü. Bu sayede Uzaktan Hasta Takip sistemleri ile hemşireler ve doktorların hastaların nabzını daha iyi tutabileceği kanısına varıldı.

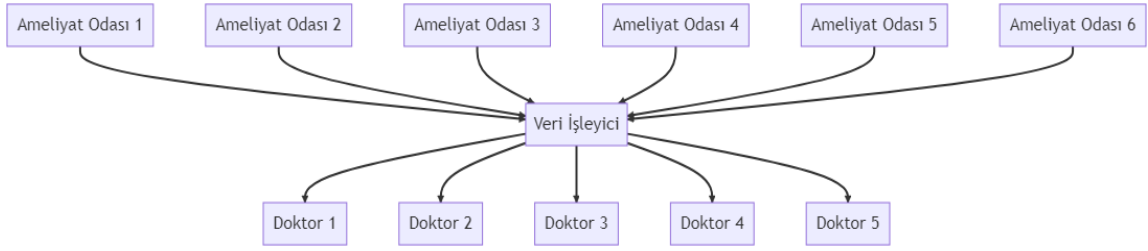
Birkaç senaryo ile örnek vermek gerekirse;

Ameliyathane ortamı A1 Senaryo: GA Veriyi kendisi işler. Wi-Fi® ile modeme bağlanır. CNAP ve sürekli vital bulguları akıllı telefona iletir. İstenirse sadece alarm açısından izlenebilir. Bu senaryoda pil ömrünün biraz daha kısa olabileceği öngörülebilir; ancak ek kurulum yapmaya gerek olmaz. Çok hızlı basit ve düşük maliyetle kurulum yapılabilir.



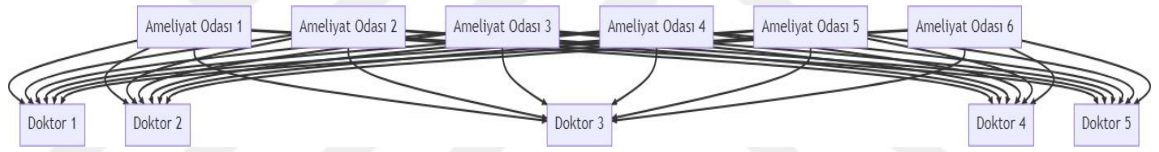
Şema 1 : Tüm GA’lar modeme bağlanması ve internet üzerinden CNAP ve diğer vital bulguları yansıtması

Ameliyathane ortamı A2 Senaryo: Ortada bulunan sinyal algılayıcı ve işlemci; işlenmemiş veri (RAW Data) bilgisi toplar, analiz eder ve sürekli olarak ya da alarm tetiklenince anestezi doktoruna kablosuz sinyal gönderir. Böylece GA işlemcisi daha az kullanılır ve şarj ömrü daha uzun olur.



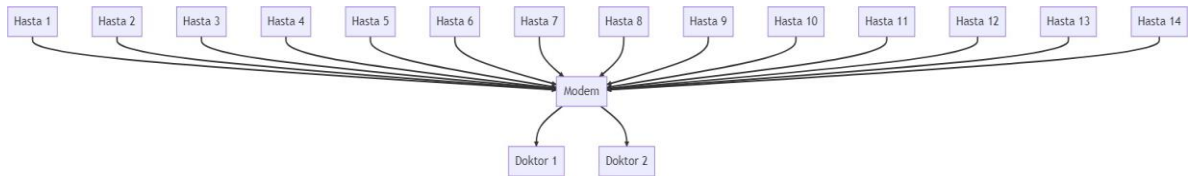
Şema 2: Ortada bulunan veri alıcısına sunulan RAW Data'nın işlenerek vital değerler hesaplanması ve kablosuz olarak iletilmesi

Ameliyathane Ortamı A3 Senaryo: GA veriyi kendisi işler, sadece alarm tetiklenince çoklu bağlantı ile Bluetooth®, Bluetooth SIG, Inc. alarm sinyal gönderir. Kurulum basit yapılabilir; ancak uzaklaşılr veya araya engel girerse sinyal kaybı ve bağlantı kopması sorunu yaşanabilir.



Şema 3: GA veriyi kendisi işler ve kablosuz iletir.

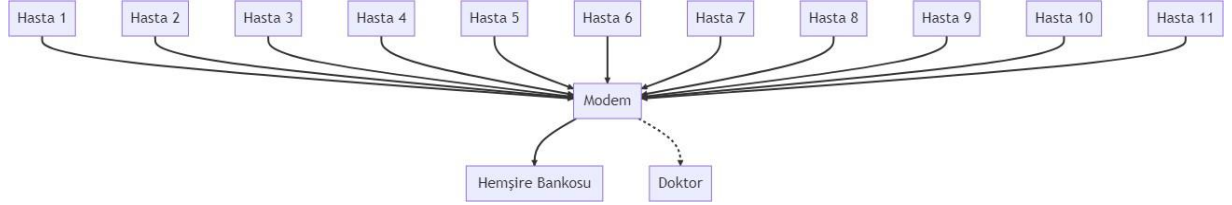
Yoğun Bakım Ortamı Y1 Senaryo: Yoğun bakımda 14 yatak ve 2 sorumlu doktor olduğunu varsayalım bu durumda A1 ve A2 sistemleri kullanılabilir.



Şema 4: A1 ve A2 senaryolarının uyarlanması

Servis Ortamı S1 Senaryo: Servislerde bulunan 11 tane kritik hasta sürekli monitörizasyon veya periyodik olarak 2-5-10-30 dakika gibi aralıklarla vital bulgular

açısından takip edilir; modem aracılığı ile hemşire bankosuna vital bulgular veya alarmlar iletilir. Uzaktaki nöbetçi doktor veya evdeki primer takip eden doktor isterse alarm ya da vital bulgular açısından takip edebilir.



Şema 5: Bankoda ekrana yansıtılması ve uzaktan bağlantı

3.3.4. Birden Çok Ekran Yansıtma Uzaktan Erişim Ve Hasta Bilgilerinin Gizliliği

Kablosuz olarak aktarılan verilerin IP aracılığı ile güvenlik çeşitli önlemleri alınarak sadece erişime izinli olan cihazlar tarafından izlenebileceği düşünüldü. Bunun için hastanemizde bulunan sisteme güvenlik önlemleri alınarak doktorlar tarafından evde mobil cihazlardan bağlanılabilmesi, tetkik ve görüntüleme izlemlerin okunabilmesi ve yazılabilmesi, ilaç order edilebilmesi örnek verilebilir. Bu yetkilere göre sadece vital bulguların uzaktan izlenmesi daha az nitelikli ve özel bilgi barındırdığından hipotezimizin hukuksal açıdan sorun teşkil etmeyeceği öngörüldü.

3.4. Örneklem Büyüklüğü Hesaplaması

Çalışmada her hastadan ortalama 15 ölçüm alınması planlandı. Bu durumda aynı bireyden alınan ölçümler arasındaki korelasyonu inceleyeceğimizden intra-sınıf korelasyonunu (ICC) dikkate alarak örneklem büyüklüğü hesaplaması uygun bulundu.

$$n = \frac{(Z_{\alpha/2} + Z_{\beta})^2 \times \sigma^2}{\delta^2 \times \rho \times m}$$

Bağımlı gruplar için örneklem büyüklüğü hesaplaması yaparken kullanılan formül

$$n = \frac{(1.96+0.84)^2 \times 19.6^2}{(0.2 \times 19.6)^2 \times 0.5 \times 15}$$

P=0.5 alınırsa %80 güce ulaşmak için hesaplama formülü

n yaklaşık 10 olarak hesaplandı. Ancak yanılma payının fazla olabileceği de düşünülerek çalışmayı daha güçlü kılmak için 40 hasta üzerinden ölçüm yapılmasına karar verildi.

Çalışma, Maltepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 24.01.2023 tarih ve 2023/900/5 numaralı kararı ile Helsinki Bildirgesi'ne uyacak şekilde hastalardan yazılı onay alınarak Maltepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi ameliyathanelerinde ve genel yoğun bakım ünitesinde yapıldı.

Çalışmamız hastanemizde ameliyathanede opere olacak kardiyak, fotopletizmografik ve tansiyon takibi açısından monitörize edilmesi planlanan ve yoğun bakımda yakın tansiyon takibi gereken hastalar dahil edilerek planlandı. Çalışma için örneklem büyüklüğü, her iki cihaz ile yapılacak her hasta için 15 adet sistolik ve diyastolik ölçümlerden yola çıkılarak her hasta için 60 sayısal veri korelasyonu, ameliyathanede opere olan hastaların invaziv arter kan basıncı ölçümleri ile CNAP korelasyonu, ameliyathanede opere olan hastaların noninvaziv kan basıncı ölçümleri ile CNAP korelasyonu, yoğun bakımda yakın kan basıncı takibi gerektiren hastaların invaziv arter kan basıncı ölçümleri ile CNAP verisi korelasyonu, yoğun bakımda kan basıncı takibi gerektiren hastaların noninvaziv kan basıncı ölçümleri ile CNAP verisi korelasyonunu inceleyen ölçümlerin 0,05 anlamlılık seviyesinde 0,80 güç ile belirleyebilmek ve güven marjını artırmak için toplamda 40 kişi olarak planlandı.

Çalışmaya dolaşım bozukluğu olan veya olumsuz nedenlerle düzgün fotopletizmografi sinyali alınamayan hastalar dahil edilmedi. Uygulama kılavuzunda belirtilen kalp pili olanlar, gebeler ve 22-90 yaş aralığı dışındaki kişiler çalışmaya dahil edilmedi.

3.5. Çalışmanın Uygulanması

Hastalara ait demografik veriler (boy, kilo, vücut kitle endeksi, cinsiyet, yaş), opere olan hastalar için ASA skoru, operasyon süresi, ek sistemik hastalıklar ve yoğun bakımdaki hastalar için (boy, kilo, vücut kitle endeksi, cinsiyet, yaş) ek sistemik hastalıklar kaydedildi. Yapılan ölçümlerde Infinity® Delta Serisi Yazılım SW VF9.1 ©Drägerwerk AG & Co. KGaA, 2014 ile CNAP verileri eş zamanlı olarak kayıt altına alındı. Çalışmada ek özellikleri yorumlamak için seçili hastalara ait Samsung Health Monitor App ile kayıt edilen preoperatif, indüksiyon sonrası ve postoperatif Biyoimpedans Analizi (BIA) verileri (Yağ Kütlesi, Yağ Oranı, Vücut Su oranı, Bazal Metabolizma hızı (BMR), İskelet kas kütlesi), ameliyat olan hastalarda derlenme odasında hasta başı monitörde alarm ile aktifleşen Spo2 değerleri ve eş zamanlı Samsung Health monitor APP Spo2 değeri ve postoperatif ölçülen numerik ağrı skalası ve eş zamanlı kayıt altına alınan Samsung Health monitor APP uygulama stres seviyesi değeri kayıt altına alındı.

Operasyon grubuna dahil edilen hastalar operasyon masasına alındıktan sonra Infinity® Delta Serisi Yazılım SW VF9.1 ©Drägerwerk AG & Co. KGaA, 2014 cihazı ile standart monitörizasyon (nabız oksimetre, elektrokardiyografi) uygulandı. Hastaların ASA skoru, ek hastalıkları, komorbiditeleri, yaşı, konsültasyon sonuçları, kan tetkiki sonuçları ve cerrahinin tipi, süresi, büyüklüğü, kanama riski göz önünde bulundurularak invaziv ya da noninvaziv kan basıncı takip kararı alındı. Ameliyat olacak ve invaziv arter kan basıncı alt grubuna dahil edilecek hastalara indüksiyon öncesi veya sonrası arter kanülasyonu yapılacağı için öncesinde allen testi yapıldı.

Uygun olan hastalar için sağ kol 20G radial arter kanülasyonu ile transducer (Zhejiang Haisheng Medical Device Co., Ltd.) aracılığı ile invaziv arter monitörizasyonu yapıldı. Arter hattı monitöre yansdıktan sonra uygun şekilde sıfırlama işlemi yapıldı ve transducer kalp hizasında sabitlendi. İnvaziv arter monitörizasyonu uygun görülmeyen hastalar ek invaziv girişim yapılmaması için 5 dakikalık süreler ile sağ koldan manşon bağlanarak noninvaziv sfigmomanometre ile takip edildi. İndüksiyon öncesi 3 dakika süreyle %100 oksijen solutularak preoksijenasyon yapıldı. İki grupta da aynı olacak şekilde hastalara propofol 2-3 mg/kg, fentanil 1-2 mcg/kg rokuronyum 0.4-0.6 mg/kg ile genel anestezi indüksiyonu yapılarak orotrakeal entübasyonları sağlandı. Tidal volüm 6-8ml/kg, frekans end-tidal CO₂ seviyesi 30-35 mmHg olacak şekilde düzenlendi. %40-50

O₂-hava karışımı, 2lt/dk akım ve remifentanil 0.05 mcg/kg/dk dozda başlandı ve kliniğe göre titre edildi. Sevofluran %2 ile anestezi idamesi sürdürüldü.



Şekil 5:Dreager Infinity Delta Hasta Başı Monitörü.

Samsung Health Monitor App Kullanım Kılavuzu UTS resmi sitesinden indirildi ve her aşama dikkatlice uygulandı (60).

Hastalara uygun pozisyon verildikten sonra GA önce sensörleri başta olmak üzere silinerek temizlendi ve dijital olmayan kısımları dezenfektanlı solüsyonla temizlendi. Daha sonra Bluetooth® üzerinden kılavuzda belirtilen şekilde akıllı telefona bağlandı ve cihazda gerekli oturum ayarlamaları yapıldı. GA cihazı sistem ayarlarından sol kola takılacak şekilde ayarlandı ve hastaların sol koluna kılavuza uygun şekilde yerleştirildi (61).



Şekil 6: GA cihazının sol koluna kılavuza uygun yerleştirilmesi

Her hasta için her iki cihazda da ölçümler öncesi ayrı ayrı kalibrasyon işlemi yapıldı. 3 ardışık kalibrasyon verisi girilip kalibrasyon işlemi tamamlandıktan sonra 5 dakikada bir eş zamanlı hasta başı monitördeki kan basıncı verisi ve CNAP kan basıncı verisi eşlenerek kayıt altına alındı. İşlem ameliyat süresince veya her iki cihazla sistolik diyastolik 15'er ölçüm alınınca tamamlandı ve veriler kayıt altına alındı.

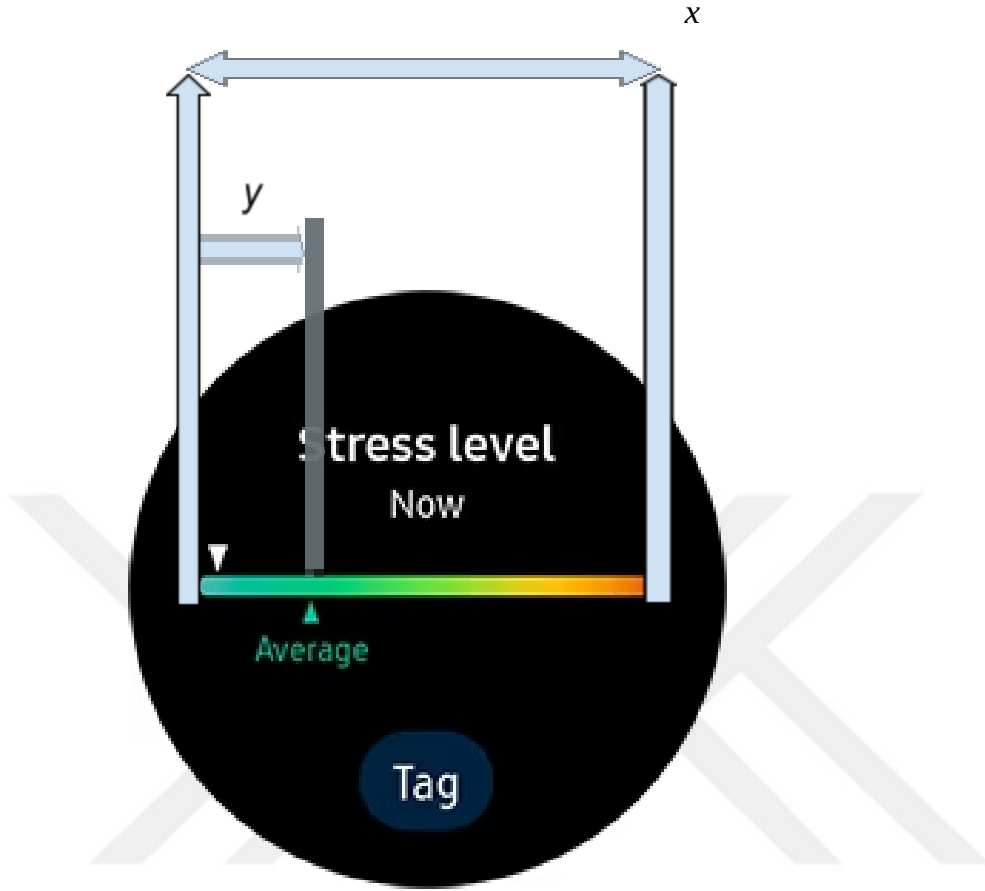
Hastaların preoperatif standart hasta başı monitördeki kan basıncı verileri ile eş zamanlı CNAP verileri, nabız hızı, soluk sonu karbondioksit ile end-tidal değerleri 5 dakikada bir kaydedildi. Ayrıca komorbiditeleri nedeniyle kan basıncı regülasyonu zor olan hastalarda, invaziv arter monitörizasyonu kritik değerleri için belirlenen sistolik kan basıncı 140 mmhg üzerinde ve 90 mmhg altında; diyastolik kan basıncı sınırı 90 mmhg üzerinde ve 50 mmhg altında olacak şekilde ayarlanan alarmlardan biri aktifleştğinde derhal CNAP ölçüm verileri eşlenerek kayıt altına alındı ve daha sonra sonuçlar analiz edildi.

Operasyon bitince postoperatif takip döneminde hastalar hasta başı monitörde rutin EKG, nabız oksimetre ve tansiyon değerleri açısından takip edildi. Bu süre zarfında desatüre olan hastalar monitörde SpO2 değeri %94 altında alarm aktifleşecek şekilde takip edildi. Alarm aktifleşen hastalarda eş zamanlı olarak GA aracılığı ile ölçümler alındı ve veriler eşlenerek kayıt altına alındı.

İnvaziv olmayan kan basıncı verileri ile kıyaslanması için opere olacak hastalar için alt grup oluşturuldu. CNAP cihazı için aynı uygulamalar uygulandı, her hasta için kalibrasyon tekrarlandı ve sensör doğru ölçüm alınması için temizlendi. Hasta başı monitörde tansiyon verileri sfigmomanometre ile ölçüldü ve veriler kayıt altına alındı.

Yoğun bakımda yatmakta olan, klinik olarak invaziv arter monitorizasyonu uygulanması karar verilen ve çalışma grubuna dahil edilmeyecek kriterleri barındırmayan hastalar önce invaziv arter monitörizasyonu açısından kontrol edildi. Arter kanülünün düzgün çalıştığı ve arter duvarına dayanmadığı doğrulandı. Arter hattı usulüne uygun olarak transducerda ve monitörde sıfırlanarak kalibrasyonu sağlandı. (Umec7, Shenzhen Mindray Bio-medical Electronics Co., LTD.). Transducer kalp hizasında sabitlendi. Aralıklı kan basıncı verileri eş zamanlı olarak ölçüldü. Veriler analiz edilmek üzere kayıt altına alındı. CNAP verisi 2 hastadan zayıf sinyal nedeniyle alınamadı. Bu hastaların PI hasta başı monitörde PI değerlerinin düşük olduğu veya hiç PPG sinyali alınamadığı dikkati çekti.

Samsung Health Monitor APP içerisinde bulunan stres ölçüm modülüne girildi ve kılavuzda anlatıma uygun şekilde ölçüm tamamlandıktan sonra çıkan sonuç spektruma metrik olarak ölçülerek ayrıldı. Numerik değer olarak en yakın tam sayıya tamamlandı ve VAS ağrı skalası ile her iki değer de numerik olarak değeri saptandı.



Şekil 7: Stres Seviyesi nümerik hesaplama

$$n \text{ Stres Seviyesi} = (Y/X) * 10$$

VAS (Visual Analog Scale) ağrı şiddetini ölçmek için sıkça kullanılan bir skaladır. Bu skala hastadan ağrı seviyesini 10 cm'lik bir çizgi üzerinde işaretlemesi istenir. Çizginin bir ucunda "hiç ağrı yok" ve diğer ucunda "hayal edilebilecek en kötü ağrı" yer alır. VAS, ağrı şiddetini değerlendirmek için güvenilir ve geçerli bir araçtır (62).

Oksijen satürasyonu ölçümü hasta başı monitörde %92 ve altında değer saptandığında uygulamada kullanım önerilerine uygun şekilde Spo2 ölçümü yapıldı.

Uygulamada kullanıma uygun şekilde deneysel olarak sadece tek bir hastadan indüksiyon sonrası BİA ölçümü alındı. Ölçüm alınırken operasyon başlamadan hasta entübe edildikten sonra elektrikli biyosensöre dokunması için pozisyon verildi ve bu

sırada hasta kondüksiyon açısından tamamen izole edildi. Ancak hasta güvenliği açısından, EKG monitörizasyonuna kısa süre bile olsa ara verilmedi.

3.6. İstatistiksel İncelemeler

Araştırmada kullanılan veriler IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı ve excel ve phyton kullanılarak incelendi. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğunu tespit etmek için Shapiro Wilks testi kullanıldı. Çalışmadaki verilerin değerlendirilmesi sırasında tanımlayıcı istatistik metotlarına (ortalama, standart sapma, medyan, çeyrekler) başvuruldu. Normal dağılım gösteren niceliksel parametrelerin karşılaştırılmasında İndependent T test kullanılırken normal dağılım göstermeyenlerde Mann Whitney U testi uygulandı. Kruskal-Wallis Testi: İki veya daha fazla grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olup olmadığını belirlemek için kullanıldı. ROC Analizi ve AUC Değerleri: Farklı gruplar ve parametreler için Alıcı İşlem Karakteristiği (Receiver Operating Characteristic, ROC) eğrisi ve Eğri Altındaki Alan (Area Under the Curve, AUC) değerleri hesaplandı. Korelasyon Analiz için iki farklı cihaz arasında korelasyon katsayısı hesaplandı.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

4.1. Demografik Verilerin Analizi

Çalışma grupları belirlenirken İnvaziv ve Noninvaziv takip edilen hastalar olarak iki ana gruba ayrıldı. İki farklı sistemin kıyaslaması bu şekilde yapıldı.

Tablo 8

Hasta gruplarına ait demografik veriler

	IA	IY	NA
YAŞ	74.82 ± 7.37 72.0 (63.0- 86.0)	73.73 ± 14.53 81.0 (44.0- 86.0)	39.22 ± 9.78 38.0 (27.0- 61.0)
ASA SKORU	2.91 ± 0.70 3.0 (2.0-4.0)	-	1.83 ± 0.51 2.0 (1.0-3.0)
KİLO	68.18 ± 9.90 70.0 (55.0- 88.0)	76.55 ± 13.83 78.0 (52.0- 105.0)	68.11 ± 7.14 68.0 (54.0- 88.0)
BOY	163.36 ± 7.89 163.0 (150.0- 173.0)	167.00 ± 6.48 165.0 (159.0- 176.0)	165.11 ± 7.05 165.0 (155.0- 186.0)
VKİ	25.65 ± 4.07 25.32 (20.05- 33.78)	27.44 ± 4.90 26.15 (20.06- 38.57)	25.02 ± 2.46 25.10 (19.36- 29.75)

Note. IA: invaziv takip edilen ameliyathane grubu IY: invaziv takip edilen yoğunbakım grubu NA:Non invaziv takip edilen ameliyathane grubu VKİ: vücut kitle indeksi

Yaş ortalamaları ve standart sapmaları ASA SKORU: Amerikan Anesteziyologlar Derneği tarafından kullanılan anestezi risk skorları KİLO: Hastaların kilo ortalamaları ve standart sapmaları BOY: Hastaların boy ortalamaları ve standart sapmaları VKİ: Vücut Kitle İndeksi (Kilo / Boy²)

IA grubu: Ortalama 74.82 yıl, yaş dağılımı 63-86 arasında

IY grubu: Ortalama 73.73 yıl, yaş dağılımı 44-86 arasında

NA grubu: Ortalama 39.22 yıl, yaş dağılımı 27-61 arasında

Bu durum, invaziv ameliyat (IA) ve yoğun bakım (IY) hastalarının genellikle daha yaşlı olduğunu gösterdi.

ASA Skoru:

IA grubu: Ortalama ASA skoru 2.91, skor dağılımı 2-4 arasında

NA grubu: Ortalama ASA skoru 1.83, skor dağılımı 1-3 arasında

IY: ASA skoru bulunmamaktadır.

Genel olarak, bu veriler invaziv müdahaleye ihtiyaç duyan hastaların daha yaşlı ve yüksek ASA skoruna sahip olduğunu göstermektedir. Ancak kilo, boy ve VKI gibi fiziksel özellikler açısından gruplar arasında belirgin bir fark gözükmemektedir.

İnvaziv müdahale gerektiren (IA ve IY) hastaların mevcut ek hastalıkları nedeniyle daha yüksek bir risk altında olabileceğini söylemek mümkündür. Özellikle Koroner Arter Hastalığı (KAH) ve Konjestif Kalp Yetmezliği (KKY) gibi hastalıklar, invaziv müdahalelerin gerekliliğini artırabilir.

Koroner Arter Hastalığı (KAH) sadece IA grubunda 4 hastada mevcut.

Kalp Yetmezliği (KY) ve Konjestif Kalp Yetmezliği (KKY) ise sadece IY grubunda görülmektedir. Bu durum, invaziv müdahale gerektiren grupların potansiyel olarak daha yüksek mortalite riski taşıyabileceğine işaret edebilir.

T-Test sonuçları;

Yaş: IA ve NA arasında, ayrıca IY ve NA arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar mevcut olup ($p < 0.001$); IA ve IY arasında anlamlı bir fark olmadığı saptanmıştır. ($p = 0.8265$).

Ek hastalıklar açısından değerlendirecek olursak invaziv arter monitörizasyonu yapılan hastalar genel olarak daha yaşlı ve daha fazla komorbiditeye sahip olduğu görülmüştür. Kardiyovasküler hastalıkları baz alarak yapılan ek hastalıklar klasmanında yoğun bakımda ölçüm alınan muhtemelen vazopressör tedavi alması veya kardiyak rezervlerinin iyi olmaması neticesinde PI değerlerinin genelde düşük olduğunu ve iyi PPG sinyali alınamadığı tespit edilmiştir. Bu nedenle invaziv arter grubunda İA: İnvaziv Ameliyathane ve IY: İnvaziv Yoğun bakım olarak alt grup oluşturulmuştur.

İlies ve arkadaşları tarafından 2012 yılında yayımlanmış çalışmaya göre çalışmada toplamda 85 hasta incelenmiş; ortalama yaş 65, yaş aralığı ise 31-85 yıl olarak

belirtilmiştir. Cinsiyet dağılımı 52 erkek ve 33 kadın şeklindedir. Ortalama Vücut Kitle İndeksi (BMI) 26.3, standart sapması 4.6'dır. ASA sınıflamasına göre 1 hasta ASA I, 39 hasta ASA II, 43 hasta ASA III ve 2 hasta ASA IV kategorisindedir. Cerrahi türüne göre 50 hasta abdominal cerrahi, 12 hasta göğüs cerrahisi ve 23 hasta damar cerrahisi geçirmiştir. Çalışmamızda 3 farklı grup incelenmesi ve bu grupların birbirinden istatistiksel olarak anlamlı ek hastalık ve yaş özelliğinin olması açısından hangi şartlarda daha iyi korelasyon gösterdiği veya fark olup olmadığını tespit etmek amaçlanmıştır. (63)

Wang ve arkadaşları (2019), 50-70 ve 18-49 yaş aralığındaki, yani nispeten yaşlı ve genç olmak üzere farklı yaş gruplarından 48 Çinli hastayı içeren bir çalışma yapmışlar. Kako ve arkadaşları (2013) ise CNAP monitörünün, 20-40 kilogram ağırlığındaki pediatrik hastalarda atım-atım kan basıncı ölçümlerindeki doğruluğunu tartışmışlar. Bu referanslar, CNAP cihazı araştırmalarının farklı yaş gruplarını da içeren çeşitli popülasyonlarda yapıldığını göstermektedir.(64,65)

Bu çalışmalar, CNAP cihazının farklı yaş grupları ve farklı demografik özelliklere sahip hastalarda yapılmıştır. Özellikle pediatrik hastalar gibi hassas gruplarda ya da yaşlı popülasyonda CNAP'ın ne kadar doğru ölçüm yaptığı, daha fazla araştırma gerektirmektedir. Çalışmamızda invaziv arter ile kıyaslamak uygun görülmüştür; ancak hastanemizde çocuk yoğun bakım ünitesi olmadığından invaziv arter takibi yapılmadığı için ve 22 yaşın altındaki hastaları çalışma grubuna dahil etmediğimiz için IY kodlu alt grubumuzda daha çok yaşlı ve ek hastalıkları çok olan hasta grubuna odaklanmıştır. Farklı gruplar halinde ile ayrıca çalışma yapılması farklı sonuçlar bulunmasına neden olabilir.

4.2. Arteriyel Sertlik ve PPG üzerine etkisi

Arteriyel sertlik hipertansiyon için zemin hazırlarken nabız dalgasının arter içerisinde ilerlemesinde de değişik dinamikler yaratmaktadır. Dolayısı ile genç ve elastik bir arter duvarına sahip biriyle; yaşlı, hipertansif ve arteriyel sertliğe sahip olan birisi için de farklı dinamikler mevcuttur.

Moens-Korteweg denklemi, özellikle arterler gibi elastik tüplerde basınç dalgasının yayılma hızını tanımlamak için kullanılan temel bir formüldür. Denklem şu şekildedir:

$$c = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho R}}$$

c dalga hızıdır,

E arter duvarının Young modülüdür (sıklıkla duvarın sertliğini gösterir),

h duvarın kalınlığıdır,

ρ sıvının (kanın) yoğunluğudur,

R tüpün (arterin) yarı çapıdır.

Bu denklem özellikle nabız dalgası hızının değerlendirilmesinde ve arteriyel sertliğin anlaşılmasında önemli bir rol oynamaktadır. Arteriyel sertlik, kardiyovasküler sağlık için önemli bir faktördür.(66)

CNAP (Sürekli Non-İnvaziv Arteriyel Basınç) cihazları gibi modern tıbbi cihazlar, bu denklemi gerçek zamanlı ve sürekli arteriyel basınç ölçümleri yapabilmek için kullanabilmektedir. Denklem, arter duvarının sertliği, duvar kalınlığı, sıvı yoğunluğu ve arter yarı çapı gibi parametreleri dikkate alınarak daha doğru ve kişiye özel kan basıncı ölçümleri sağlanabilmektedir.

Dolayısı ile Samsung Health Monitor APP kullanırken her kullanıcıdan önce hastaya göre kalibre ederek daha doğru sonuçlar elde edilmesi sağlanmıştır. Moens-Korteweg formülü ile yola çıkılarak kişiye özel kullanıcı sabiti formüle edilerek daha doğru sonuçlar elde edilmesi hedeflenmektedir. Bu formüllerin daha da geliştirilmesi ve daha doğru sonuçlar elde edilmesi ileride yapay sinir ağlarının daha geniş veri kütüphanelerinde eğitilmesi ile mümkün olabilir.

Laurent, S., Boutouyrie, ve arkadaşlarının 2001 yılında yaptığı bir çalışmada aort sertliğinin (PWV olarak ölçülen) bağımsız bir öngörü gücüne sahip olduğu ve bu öngörü gücünün PWV'de 5 m/s'lik bir artış için tüm nedenlere bağlı mortalite için 1.34, kardiyovasküler mortalite için 1.51 olduğunu belirtilmektedir. Buradan yola çıkılarak arteriyel sertliğin PWV aracılığı ile tanınması ve kişiye özel risk haritası ve çıkarılarak hayat tarzında değişiklik önerilmesi faydalı olabilir. Buradan da anlaşılacağı üzere 1930'lu yıllarda keşfedilen ucuz ve basit gibi görünen bir teknoloji

olan PPG nin detaylı yorumlanması ile 1. basamak tedavi hizmetlerinde gelişme kayıt edilebilir. Neden sonuç ilişkisi kurulacak olursa kişi bazında örneğin end organ hasarı yaratacak hipertansiyon arter sertliği gibi komorbiditelerinin erken fazda önlenmesi ile ileride muhtemel oluşacak bir böbrek yetmezliğinin önüne geçilebilir. Uzun yıllar diyaliz alacak bir hasta sadece 1. basamakta erken farkındalık yaratılarak hayat tarzı değişikliği ile uzun yıllar diyaliz işleminden kurtulabilir ve yaşam süresi uzatılabilir. Küresel çapta ele alınacak olursa dolaylı yoldan preventif yaklaşımla hem ekonomi hem de sağlık alanında büyük gelişmeler kat edilebilir. (67)

4.3. Gerçek Kan Basıncı (Hasta Başı Monitörü) İstatistikleri:

N/IABP SYS (Sistolik): Ortalama 109.82, Standart Sapma 20.57, Min 70, Max 189

N/IABP DIA (Diyastolik): Ortalama 59.51, Standart Sapma 11.53, Min 33, Max 101

HBM MAP (Ortalama): 76.28, Standart Sapma 13.21, Min 46.33, Max 128

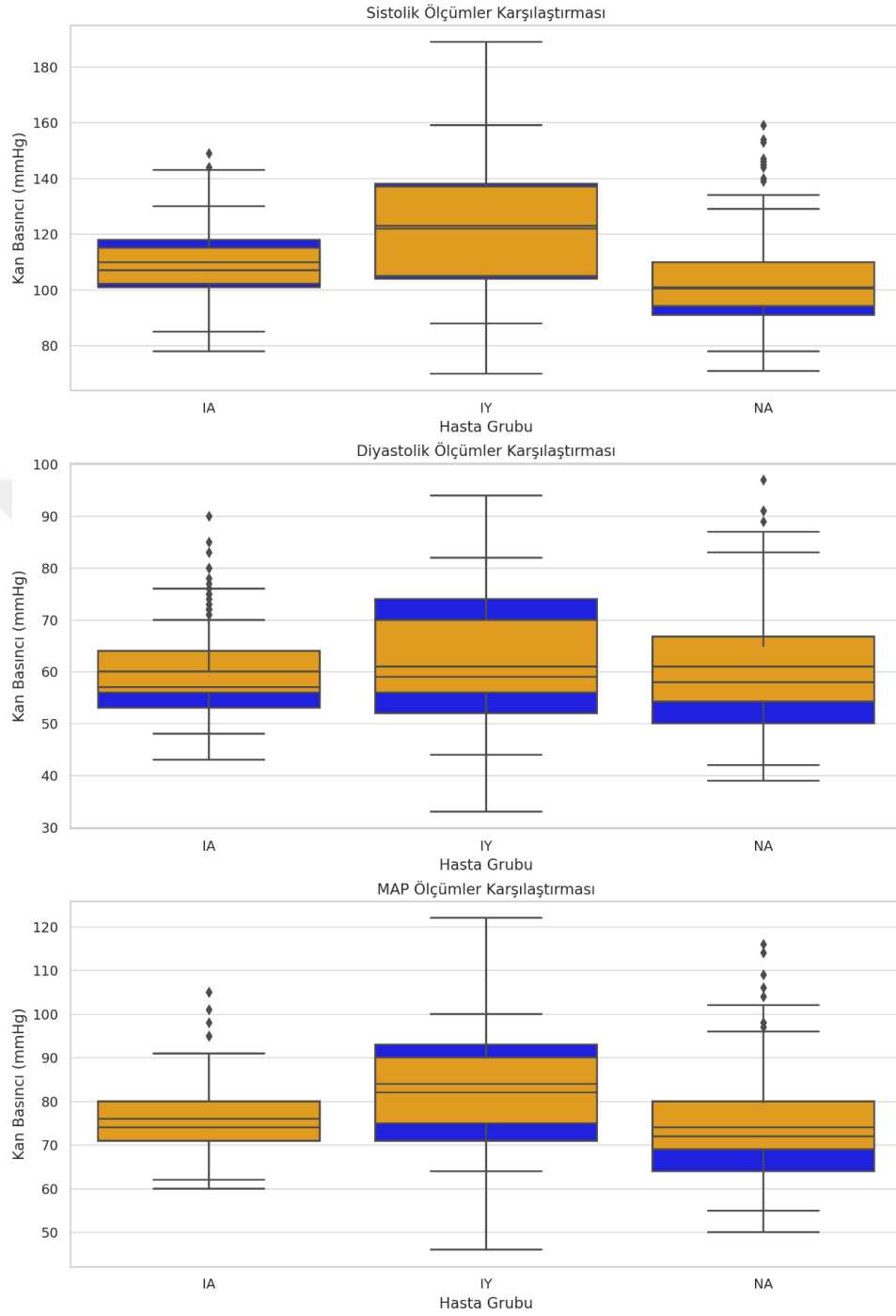
Kan basınç ölçümleri genellikle normal aralıklarda olduğu; fakat yüksek ve düşük değerlerin de olduğu görülmektedir..

Shapiro Wilk testi sonuçlarına göre:

- N/IABP SYS: $p = 2.90 \times 10^{-14}$
- N/IABP DIA: $p = 1.59 \times 10^{-10}$
- HBM MAP: $p = 1.90 \times 10^{-12}$

p-değerleri 0.05'ten çok daha küçük olduğu için, gerçek ölçümler normal dağılım göstermemektedir.

Hasta Gruplarına Göre Kan Basıncı Ölçümlerinin Karşılaştırması



Şekil 8: Hasta Gruplarına göre kan basıncı ölçümleri ve farkları

4.3.1. Sistolik kan basıncı korelasyonu

Sistolik kan basıncı ölçümleri için CNAP ve HBM Pearson korelasyon analizi sonuçları şu şekildedir:

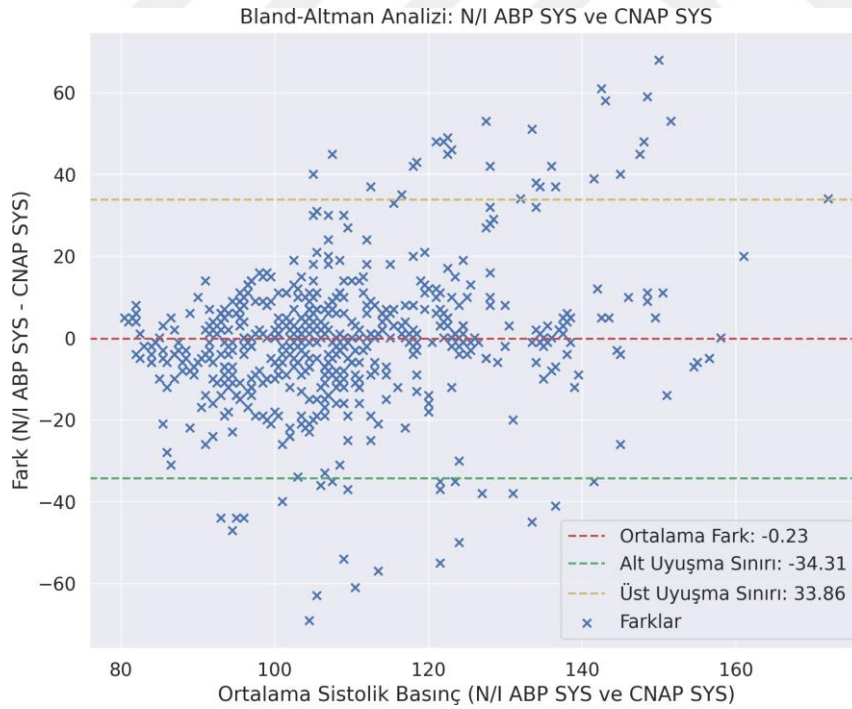
- IA Grubu: Korelasyon Katsayısı = 0.51

- IY Grubu: Korelasyon Katsayısı = 0.43

- NA Grubu: Korelasyon Katsayısı = 0.36

Bu sonuçlar, tüm gruplarda standart hasta başı monitörünün (HBM) ("N/I ABP SYS") ve yeni teknolojinin ("CNAP SYS") sistolik kan basınç ölçümleri arasında orta seviyede bir pozitif korelasyon olduğunu göstermektedir. Ayrıca, p-değerleri çok düşük olduğu için, bu korelasyonlar istatistiksel olarak anlamlıdır.

Bu sonuçlar ışığında, CNAP ölçümlerinin standart cihaza göre sistolik kan basıncını ölçmede farklı hasta gruplarında orta seviyede bir başarıya sahip olduğunu söylemek mümkündür.



Şekil 9: Bland- Altman grafiği; Sistolik ölçümlerin kıyaslaması

Bland-Altman analizinin sonuçları sistolik ölçümler (N/IABP SYS ve CNAP SYS) için: Ortalama Fark: Yaklaşık : -0.23

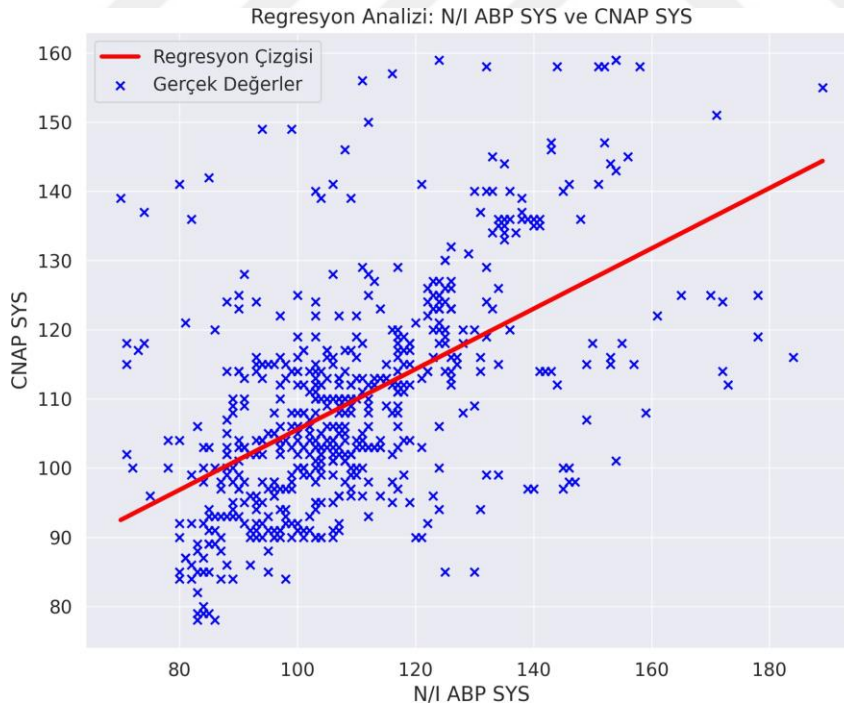
Alt Uyuşma Sınırı: Yaklaşık : -34.31

Üst Uyuşma Sınırı: Yaklaşık : 33.86

Bu analiz, iki ölçüm yöntemi arasındaki farkların çoğunluğunun ortalamadan ne kadar uzaklaşabileceğini göstermektedir.. Farklar bu sınırlar içindeyken, iki ölçüm yöntemi genellikle birbiriyle uyumludur.

Ortalama Fark (-0.23): iki ölçüm yöntemi arasındaki ortalama fark oldukça düşük, bu da iki yöntemin birbirine oldukça yakın ölçümler verdiğini göstermektedir..

Alt ve Üst Uyuşma Sınırları (-34.31 ve 33.86): Bu sınırlar, iki ölçüm arasındaki maksimum olası farkları temsil etmektedir. Bu sınırlar içinde kalan farklar genellikle kabul edilebilir olarak görülmektedir. Ancak kan basıncı ölçümü söz konusu olduğu için 5 mmHg yanılma payından çok uzak değerler olması (33 mmHg) güven konusunda şüphe uyandırmaktadır.

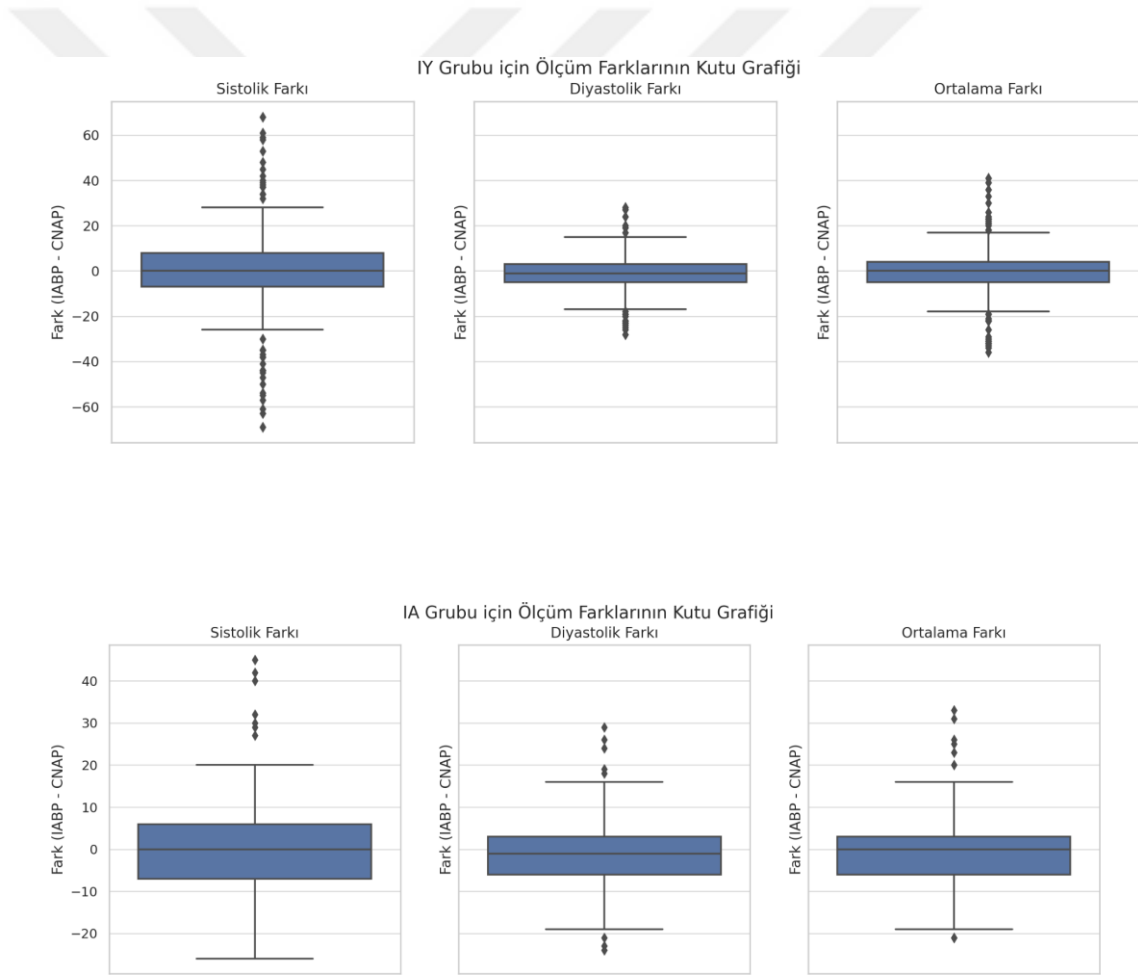


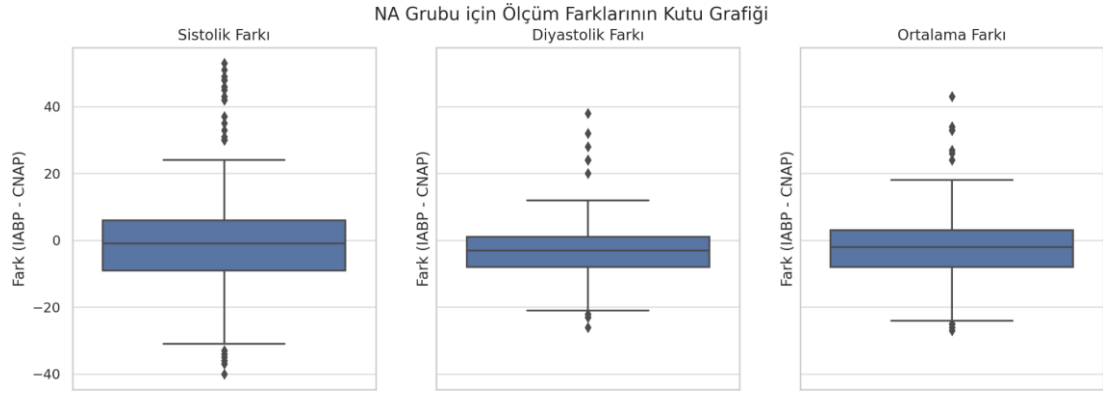
Şekil 10: Sistolik ölçümlerin doğrusal regresyon analizi

Bu sonuçlar CNAP'ın sistolik kan basıncını ölçmede invaziv HBM yöntemiyle ortalama seviyede uyumlu olduğunu göstermektedir. Ancak alt ve üst uyuşma sınırlarının genişliği, bireysel ölçümlerde önemli farklar olabileceğini de göstermektedir. Bu sonuçlara göre genel olarak iki yöntem birbiriyle uyumlu olsa da aralığın geniş olması nedeniyle bireysel vakalarda dikkatli olunması gerekebilir .

Bu sonuçlar, CNAP'ın özellikle anestezi ve yoğun bakım gibi kritik tıbbi uygulamalarda ekstra önlem olarak alternatif olabileceğini göstermektedir. Ancak 5 mmHg dışındaki sapmalar oldukça fazla olduğundan sadece kan basıncı değeri sunması açısından mevcut teknoloji ile tek başına kullanılması klinik karar vermede yanıltıcı olabilir.

4.3.2. Kan basıncı Değerlerinin Gruplara Göre Analizi





Şekil 11: İA, İY ve NA grupları için Sistolik (SYS), Diyastolik (DİA) ve Ortalama kan basıncı (OKB) ölçümleri arasındaki farkların kutu (boxplot) grafikleri

İA Grubu: SYS ve OKB ölçümlerinde farklar genellikle 0 etrafında toplanmıştır. Bu da, bu grup için yüksek bir uyum göstermektedir. Ancak DİA ölçümlerinde biraz daha fazla varyans görülmektedir.

İY Grubu: SYS, DİA ve OKB ölçümlerinde farklar genellikle 0 etrafında toplanmıştır, ancak OKB için biraz daha fazla varyans görülmektedir.

NA Grubu: SYS ve OKB ölçümlerinde, farklar 0 etrafında toplanmışken DİA için daha fazla varyans ve negatif yönde bir kayma görülmektedir.

Diyastolik kan basıncı ölçümleri için Pearson korelasyon analizi sonuçları şu şekildedir:

- **IA Grubu:** Korelasyon Katsayısı = 0.43, $p = 8.83 \times 10^{-9}$
- **İY Grubu:** Korelasyon Katsayısı = 0.70, $p = 5.62 \times 10^{-25}$
- **NA Grubu:** Korelasyon Katsayısı = 0.58, $p = 5.61 \times 10^{-24}$

Bu sonuçlar, diyastolik kan basıncı ölçümleri için de tüm gruplarda HBM ("N/IABP DIA") ve ("CNAP DIA") arasında orta ila yüksek seviyede bir pozitif korelasyon olduğunu göstermektedir. Ayrıca, p-değerleri çok düşük olduğu için, bu korelasyonlar istatistiksel olarak anlamlıdır.

Bu sonuçlar ışığında giyilebilir aksesuarlardan elde edilecek potansiyel CNAP verilerinin diyastolik kan basıncını ölçmede farklı hasta gruplarında orta ila yüksek seviyede bir başarıya sahip olduğu söylenebilir.

(Tan et al., 2023) Aktiia (Aktiia SA. All rights reserved 2019) bilekten takılan tansiyon ölçer cihazının 24 saatlik ve gece ölçümler ile ilaçla düşürülen tansiyon değişikliklerini ne kadar doğru ölçebildiğini incelemiştir. Sonuçlara göre, cihaz gece tansiyonunu ve ilaçla indirilen tansiyon değişikliklerini doğru bir şekilde izleyememiştir. Özellikle, Aktiia'nın ölçtüğü ortalama sistolik ve diyastolik kan basıncı değerleri, standart ambulatuvar kan basıncı monitörü (ABPM) ve evde manşonlu tansiyon monitörü (HBPM) ile karşılaştırıldığında daha yüksek çıkmıştır (68).

(Pellaton et al., 2020) Yoğun bakım ünitesinde (ICU) radial arteriyel kateterizasyon uygulanacak hastalarda, bilekte yer alan yeni bir optik cihazın sistolik (SBP) ve diyastolik kan basıncı (DBP) tahminlerini invaziv ölçümlerle karşılaştırmayı amaçlamaktadır. Aktiia SA'nın optik kan basıncı izleme (OBPM) algoritma kütüphanesi tarafından işlenen optik sinyaller kullanılmıştır. Sonuçlar, Bland-Altman yöntemiyle elde edilen 95% güven aralıkları ve yüksek korelasyon katsayıları ($r = 0.87$ için SBP, $r = 0.98$ için DBP, her ikisi de $P < 0.001$) ile optik cihazın invaziv ölçümlerle yüksek derecede uyumlu olduğunu göstermektedir. Çalışma, yeni optik teknolojinin kan basıncı tahmininde daha geleneksel yöntemlerin yerini alabileceğini öne sürmektedir. Çalışma grubu bizim İY alt grubu klasmanına benzer olsa da çalışmamıza göre daha güzel sonuçlar elde etmişlerdir. Bunun nedeni cihazların optik sensörü, kullandığı teknoloji ve yazılım olabilir (69).

(Girerd, Boualit, Pathak, Perruchod, & Josep Solà, 2022) yaptığı bir çalışmada, iki hipertansif hasta, üç ay boyunca farklı antihipertansif ilaçlarla tedavi edilerek AKTIIA bileziği takmıştır. Hastalar bileziği takarken aynı zamanda evde kan basıncı monitörü (HBPM) ile de ölçümler yapmışlardır (70).

Sonuç olarak; aynı zaman dilimleri içerisinde AKTIIA bileziği ve HBPM arasında sistolik/diyastolik (SYS/DIA) değerler doğru bir şekilde karşılaştırılabilir bulunmuştur. Ancak burada hasta sayısının 2 olması ve HBPM ile ölçüm alınması çalışmamıza göre daha farklı bir yöntemdir.

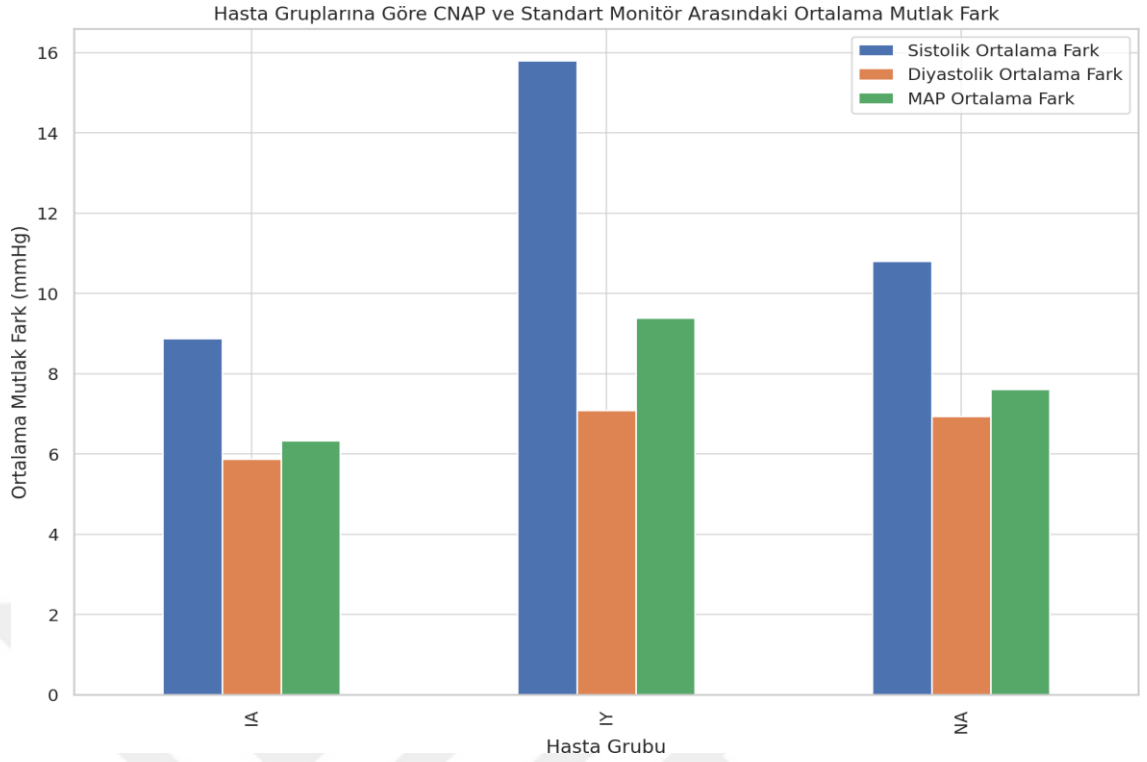
(Imholz et al., 1988) Çalışmasında valsalva manevrasına 14 hipertansif ve bir normotansif katılımcıda; brakial intra-arteriyel ve parmak basınçları, kontrol dönemi ve sonrasında bir Valsalva manevrası sırasında karşılaştırılmıştır. Finapres® NOVA Technology ile ölçülen kan basınçları, medyan farklar en fazla intratorasik gerilme döneminin sonlarında 6 mmHg ve kan basıncının serbest bırakılmasından sonraki aşırı yükselme sırasında 7 mmHg olarak kaydedilmiştir. Genel olarak, cihazının intra-arteriyel dalgaları benzer bir şekilde yansıttığı raporlanmıştır (71).

(Klose et al., 2020) prospektif gözlemsel kohort çalışmasında, ortopedik ve vasküler cerrahi geçiren 60 yaşlı hastada, Nexfin® (Bmeye, Amsterdam, The Netherlands) ile invaziv radial arteriyel dalga formunu karşılaştırmıştır. Nexfin® (Bmeye, Amsterdam, The Netherlands) sistemi de Finapres® NOVA Technology de olduğu gibi vasküler unloading prensibinde göre çalışmaktadır. Çalışmanın preoperatif ve intraoperatif fazda yeterli doğrulukta olmadığını göstermiştir. Özellikle ciddi hipotansiyon, vazopresif ajan kullanımı veya hipotermi gibi durumlar nedeniyle sürekli noninvaziv parmak kan basıncı izlemenin güvenilirliği olumsuz olarak raporlanmıştır (72).

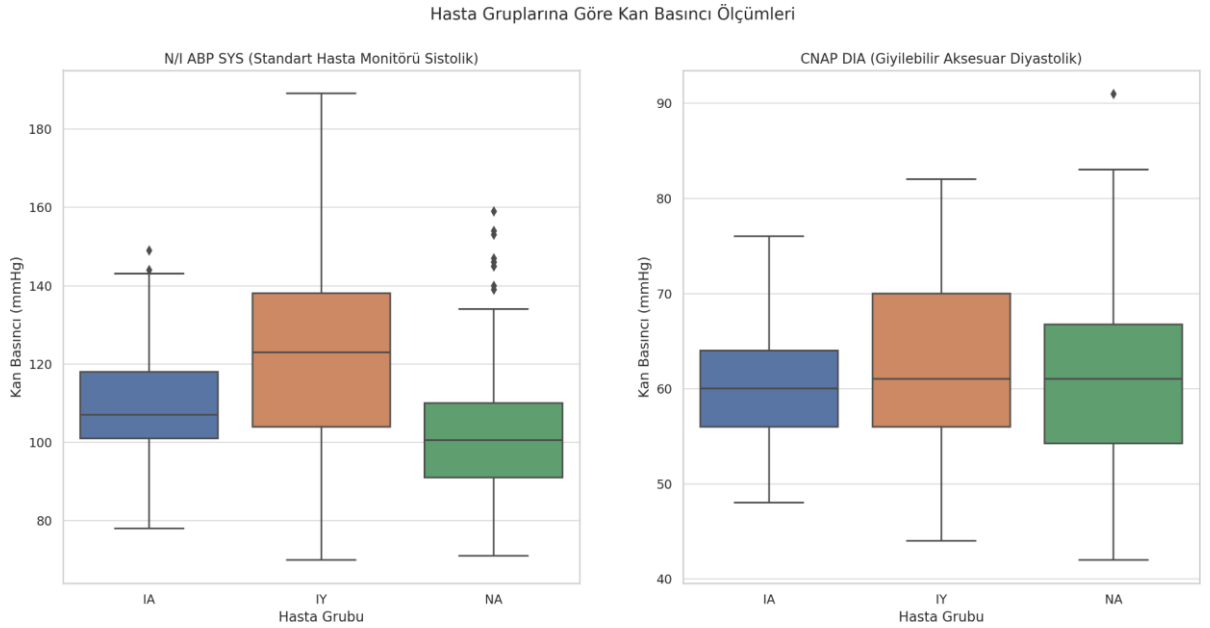
(Joel & Shyqyri Haxha, 2017) yaptığı çalışmada, daha önce geliştirdikleri kalp atım hızı izleme yüzüğü cihazını kullanarak kan basıncını sürekli ölçen bir prototip yüzük şeklinde parmağı saran biyosensör cihazı kullanmışlardır. Nonin 2120 kullanılarak yaptıkları analize göre gerçek ölçüm 144.25 mmHg iken, tahmini ortalama sistolik basıncını 132.77 mmHg %92 doğruluk payıyla göstermişlerdir. Ortalama gerçek diyastolik basınç (Nonin 2120 kullanılarak) 76.25 mmHg iken, tahmini diyastolik basınç 72.7 mmHg %95.5 doğruluk payıyla raporlanmıştır (73).

(Hu et al., 2023) “Sürekli ve Manşonsuz Kan Basıncı İzleminin Vaadi ve İllüzyonu” başlıklı makale, manşonsuz kan basıncı (KB) cihazlarının sınırlılıklarını ve zorluklarını ele almaktadır. Makale, bu tür cihazların hipertansiyon takibinde KB'deki değişiklikleri etkili bir şekilde izleyemediğini belirtmektedir. Özellikle, kalibre edilmiş değer etrafındaki "sahte hassasiyet" konusuna dikkat çekilmektedir. Bu, bir dizi manşonsuz teknolojinin KB tahmininde temel kalibrasyondan öteye geçemediğini gösteren bir Microsoft çalışmasıyla da desteklenmektedir (74).

4.3.3. Hasta gruplarına göre kan basıncı ölçümlerinin kıyaslaması



Şekil 12: Hasta gruplarına göre ölçümler arasındaki ortalama mutlak fark



Şekil 13: Hasta gruplarına göre sistolik ve diyastolik ölçümlerim kıyaslanması

Bu sonuçlar, iki ölçüm arasında bir lineer ilişki olabileceğini; ancak bu ilişkinin mükemmel olmadığını göstermektedir. Bu, CNAP ve HBM ölçümler arasında diğer etkileşimler veya faktörler olabileceğini gösterebilir.

Sistolik (SYS) için istatistik Değeri: 6.13 p-değeri: 0.013

Diyastolik (DIA) için İstatistik Değeri: 17.19 p-değeri: 0.0000338

Bu p-değerleri, her iki p-değer de 0.05'ten küçüktür, bu da 'İA' grubunda sistolik ve diyastolik ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğunu göstermektedir.

4.4 Yeni bir yaklaşım tasarımı: Vital Erken Uyarı Sistemi (VEUS)

Tablo 9a:

Vital Erken Uyarı Sisteminin geriye dönük performans analizi

Ölçüm	SKB	DKB	MAP
Toplam Doğru Pozitif (TP)	65	277	128
Toplam Yanlış Pozitif (FP)	80	117	132
Toplam Doğru Negatif (TN)	372	118	234
Toplam Yanlış Negatif (FN)	64	69	87
Doğru Pozitif Oranı (TPR)	50.39%	80.06%	59.53%
Yanlış Negatiflik Oranı (FNR)	49.61%	19.94%	40.47%

Note. Vital Erken Uyarı Sisteminin geriye dönük performans analizi

SKB:Sistolik Kan Basıncı DKB:Diyastolik Kan Basıncı MAP:Ortalama

Arter Basıncı

Teorik olarak kurguladığımız VEUS sisteminin başarı analizi için Samsung Health Monitor uygulamasının performansını elde edilen verilerin post-hoc analiz ederek değerlendirilmesi

Bu tablo, CNAP sistemini farklı kan basıncı parametreleri (sistolik, diyastolik ve ortalama kan basıncı) için nasıl değerlendirebileceğiniz konusunda genel bir bakış sağlar. Özellikle Yanlış Negatiflik Oranı (FNR), kritik bir durumu kaçırma olasılığını göstermektedir.

Tablo 9b: Vital Erken Uyarı Sistemi Alarm Performans Analizi

İstatistiksel Ölçüt	Sistolik (%)	Diyastolik (%)	Ortalama Kan Basıncı (%)
Duyarlılık (Sensitivity)	50.39	80.06	59.53
Özgüllük (Specificity)	82.30	50.21	63.93
Pozitif Tahmin Değeri (PPV)	44.83	70.30	49.23
Negatif Tahmin Değeri (NPV)	85.32	63.10	72.90
Duyarlılık (Sensitivity)	50.39	80.06	59.53
Özgüllük (Specificity)	82.30	50.21	63.93

Note. Duyarlılık: Diyastolik ölçümler için oldukça yüksek (%80.06), ancak sistolik ve ortalama kan basıncı için daha düşük. Özgüllük: Sistolik ölçümler için oldukça yüksek (%82.30), ancak diyastolik ve ortalama kan basıncı için daha düşük. Pozitif Tahmin Değeri (PPV): Diyastolik için yüksek (%70.30) ancak sistolik ve ortalama kan basıncı için daha düşük. Negatif Tahmin Değeri (NPV): Sistolik için oldukça yüksek (%85.32), diğerleri için ortalamanın üzerinde.

4.4.1 Genel Değerlendirme

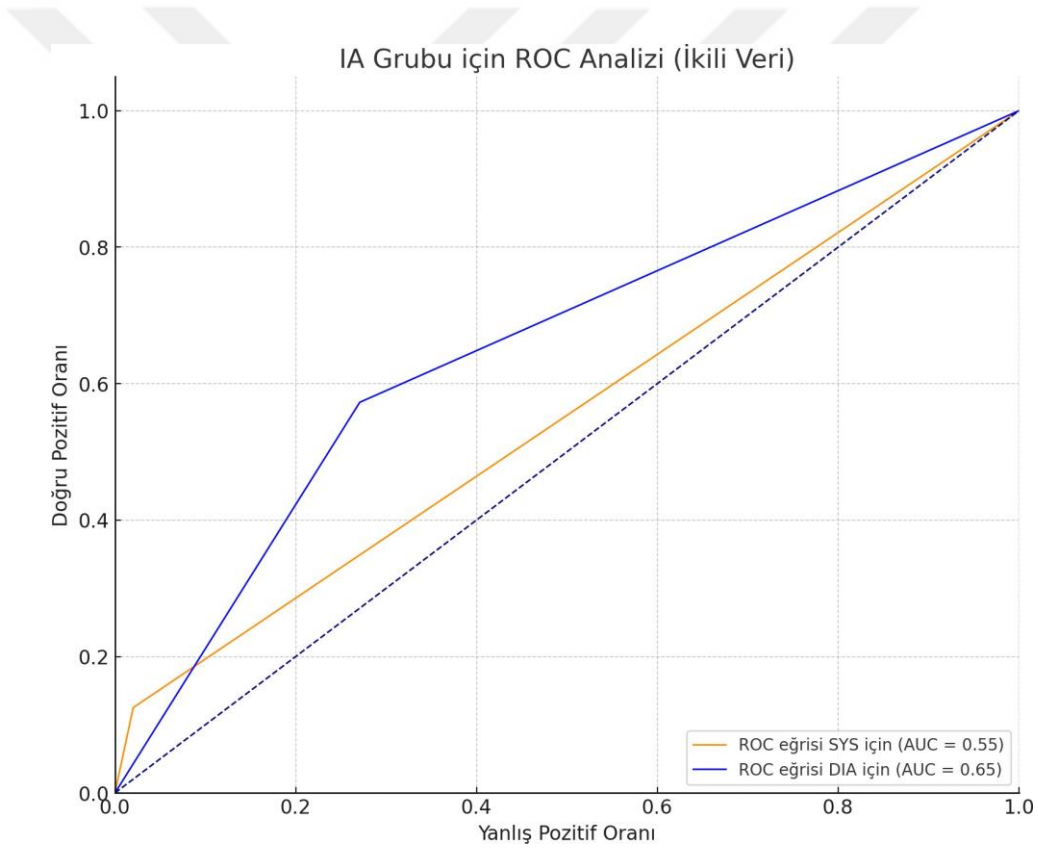
VEUS sisteminin genel değerlendirmesi için herhangi bir kritik durumda (sistolik, diyastolik, ortalama arter basıncı) en az birinde doğru alarm verdiyse başarılı kabul edildiği durumdur.

VEUS sistemi, normalde o sırada takip edilmeyecek bir hasta için ek izleme aracı olarak kurgulandı ve kritik bir durum yakalarsa uyarı vermesi o hastanın kontrol edilmesini sağlamak için tasarlandı. Geriye dönük olarak her değer kendi kritik sınırları açısından değerlendirildi, MAP hesaplaması için aşağıdaki formül kullanıldı.

$$MAP=1/3*SKB+2/3*DKB$$

Verilere göre toplamda 581 alarm ya da alarm çalmaması durumu için 414 tanesi başarılı olarak değerlendirildi. Toplam başarı oranı%71.3 olarak saptandı.

Bu, CNAP sisteminin farklı parametrelerle (sistolik, diyastolik veya ortalama kan basıncı) uyandırdığı alarmın genellikle doğru bir problemi işaret ettiğini göstermektedir.



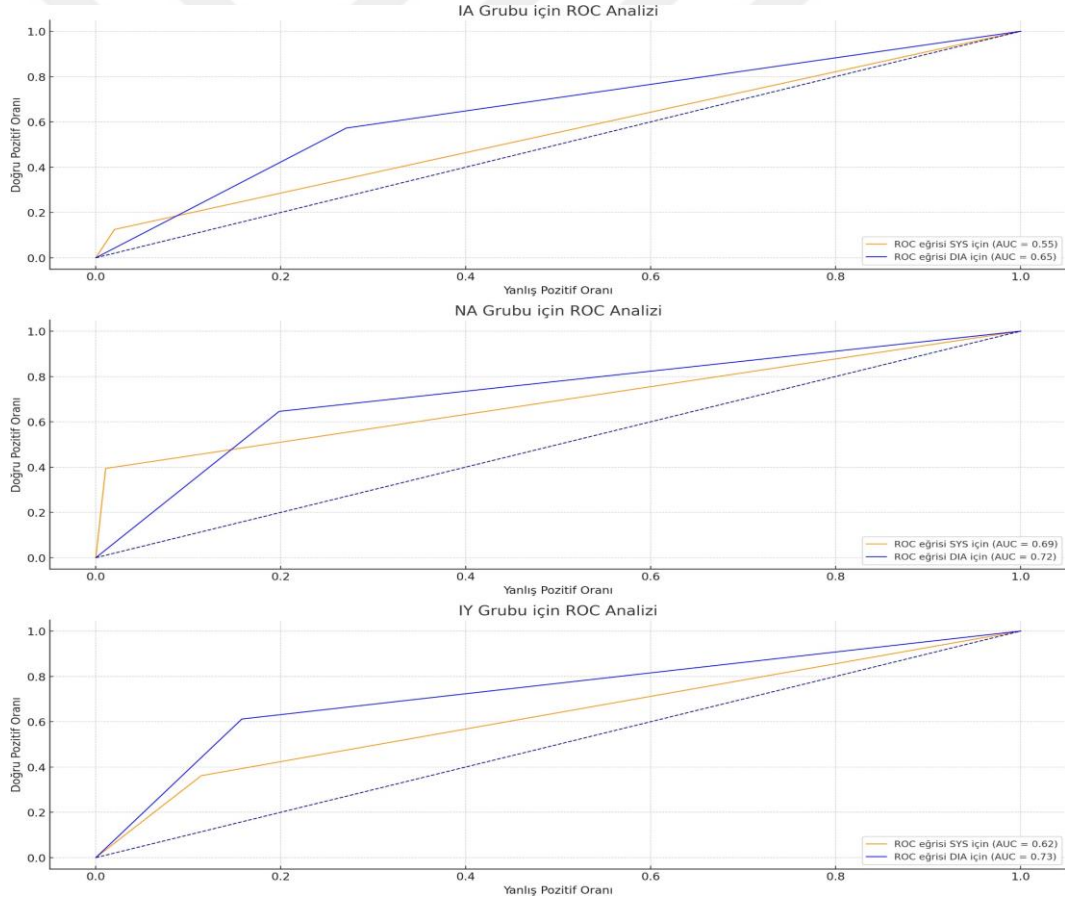
Şekil 14: İnvaziv ölçülen ameliyathane grubu için ROC eğrisi

4.4.2 Gruplara Göre Analiz

Kruskal-Wallis testi, iki veya daha fazla grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olup olmadığını belirlemek için kullanılır. Bu durumda, test, hem sistolik hem de diyastolik ölçümler için 'İA' grubunda alarm sistemlerinin farklı performanslar sergilediğini göstermektedir.

'İA' grubu (invaziv olarak takip edilen ameliyat hastaları) için ROC analizi sonuçları yer almaktadır. Eğriler, AUC (Eğri Altındaki Alan) değerleri ile birlikte gösterilmektedir.

'İA' grubunda alarm sistemlerinin farklı performanslar sergilediğini göstermektedir. Özellikle, sistolik ve diyastolik ölçümler arasında farklı AUC değerleri, bu iki parametrenin alarm doğruluğu açısından farklılık gösterdiğini ortaya koymaktadır.



Şekil 15: Tüm grupların ROC eğrisi analizi

“İA”, “NA” ve “İY” için ROC analizi ve Kruskal-Wallis testi sonuçları yukarıdaki şekilde gösterilmiştir. Özellikle, ROC eğrisi altında kalan alan (AUC) ve Kruskal-Wallis testi p-değerleri verilmiştir.

Kruskal-Wallis testi, iki veya daha fazla grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olup olmadığını belirlemek için kullanılır. Bu durumda; test, hem sistolik hem de diyastolik ölçümler için IA grubunda alarm sistemlerinin farklı performanslar sergilediğini göstermektedir.

İA Grubu (İnvaziv-Ameliyat)

Sistolik (SYS) için AUC: 0.55, Kruskal-Wallis p-değeri: 0.013

Diyastolik (DIA) için AUC: 0.65, Kruskal-Wallis p-değeri: 0.00033

Yorum: Bu grup için alarm sistemi, özellikle diyastolik ölçümlerde biraz daha iyi performans göstermektedir. Ancak, AUC değerleri ideal bir performansı işaret etmemektedir.

NA Grubu (Non-İnvaziv-Ameliyat)

Sistolik (SYS) için AUC: 0.69, Kruskal-Wallis p-değeri: 0.00014

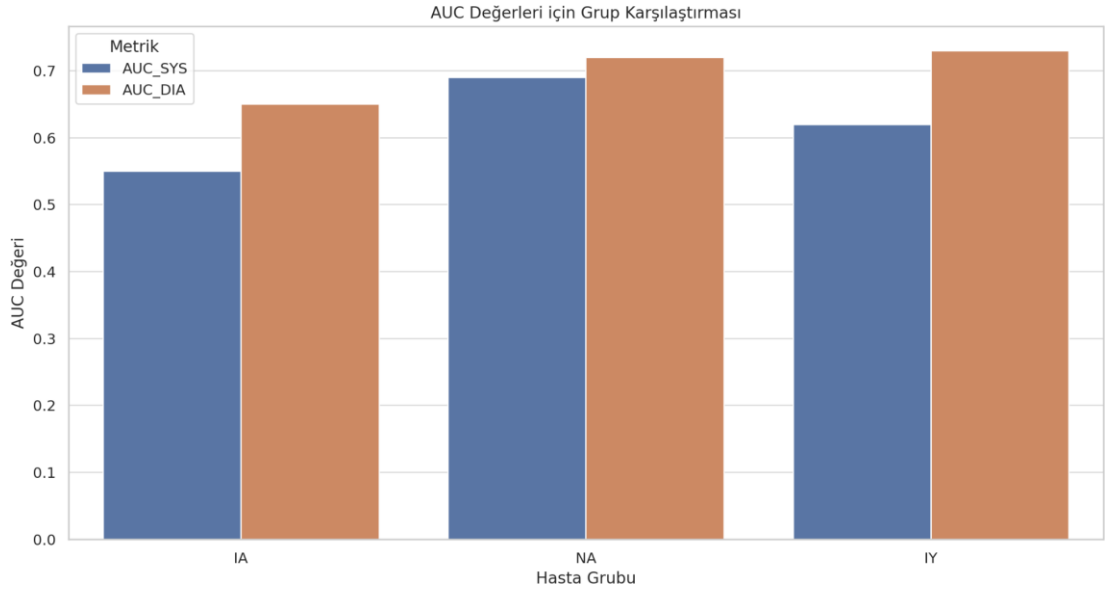
Diyastolik (DIA) için AUC: 0.72, Kruskal-Wallis p-değeri: 0.010

Yorum: NA grubu daha genç ve daha az komorbiditeye sahip hastaları temsil ediyor olabilir. Alarm sistemi için yüksek AUC değerleri, bu grup içinde alarmın daha iyi performans gösterdiğini göstermektedir.

İY Grubu (İnvaziv-Yoğun Bakım)

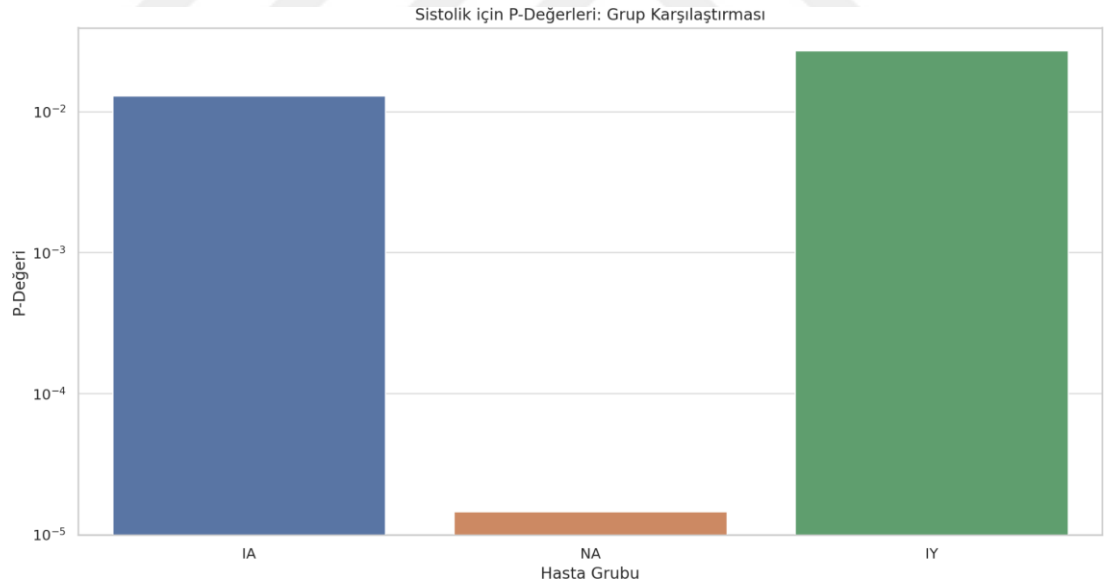
Sistolik (SYS) için AUC: 0.62, Kruskal-Wallis p-değeri: 0.027

Diyastolik (DIA) için AUC: 0.73, Kruskal-Wallis p-değeri: 0.019



Şekil 16: Eğri altında kalan alan kıyaslaması

İY grubu ek hastalıkları en fazla olan gruptur. Alarm sisteminin bu grupta daha dikkatli olması daha elzemdir. AUC değerleri, özellikle diyastolik ölçümlerde, bu grupta da nispeten iyi bir performans göstermektedir.



Şekil 17: Sistolik değerler için p değeri grafiği

NA grubu, genellikle daha genç bir hasta popülasyonunu temsil ettiği ve ek hastalıkları en az olduğu için alarm sisteminin en iyi performansı bu grupta gösterdiği söylenebilir.

İY grubunda alarm sistemi, diyastolik ölçümler için daha iyi performans göstermektedir. Bu, yoğun bakım hastalarının hemodinamik durumlarının daha karmaşık olabileceğini göstermektedir.

İA grubunda alarm performansı, özellikle diyastolik ölçümler için daha iyidir; fakat bu da optimal seviyelerde değildir.

4.4.3 VEUS Genel Değerlendirme ve Yorum

Bu sonuçlar, alarm sistemlerinin farklı hasta gruplarına ve farklı tür kan basınçlarına göre nasıl optimize edilebileceği konusunda klinik çalışmalar ve daha detaylı analizler için yol gösterici olabilir. Özellikle İY grubu gibi daha karmaşık klinik durumları olan hastalar için alarm parametrelerinin daha da hasaslaştırılması ve ölçümlerin daha iyi sonuç vermesi için çalışmalar yoğunlaştırılabilir.

Bu sonuçlar, farklı hasta gruplarında alarm sisteminin değişken başarısı hakkında önemli bilgiler sağlamaktadır. Örneğin, NA grubunda alarm sistemi genellikle daha yüksek AUC değerleri göstermektedir; bu da daha iyi performans anlamına gelmektedir. İA grubunda ise diyastolik ölçümler genellikle sistolik ölçümlerden daha iyi bir performans göstermektedir.

Genel olarak alarm performansı değerlendirilecek olursa başarılı alarm verdiği değerler için sensitivitesi yüksek olduğu söylenebilir; böylece serviste yakın takip ettiği hastalarda normal kontrol zaman aralığı dışında ek yakın izlem sayesinde potansiyel olarak hayat kurtarıcı bir başarı elde etme potansiyeli mevcut kabul edilebilir ve kritik müdahale edilmesini sağlayabilir.

Alarm verilmediği durumlarda yani spesivitesi açısından ise monitorizasyona dahil olan doktor ve hemşireler için takipler arasında daha yakın takip edilmesi ve alarm verilmemesinin kritik bir durum olmama ihtimalinin yüksek olması düşüncesi açısından takip aralıklarında sağlık çalışanlarının stresini azaltabilir.

Yanlış pozitif olduğu durumların idealden fazla olması olumsuz bir durumdur. Sağlık çalışanlarının daha fazla yorulmasına neden olabilir, bir süre sonra alarm konusunda duyarsızlaşmaya neden olabilir. Bu konuda yapılan bir çalışmada uyarıların daha efektif olması ve gereksiz alarmların önüne geçilmesi için multi parametrelili sistemler

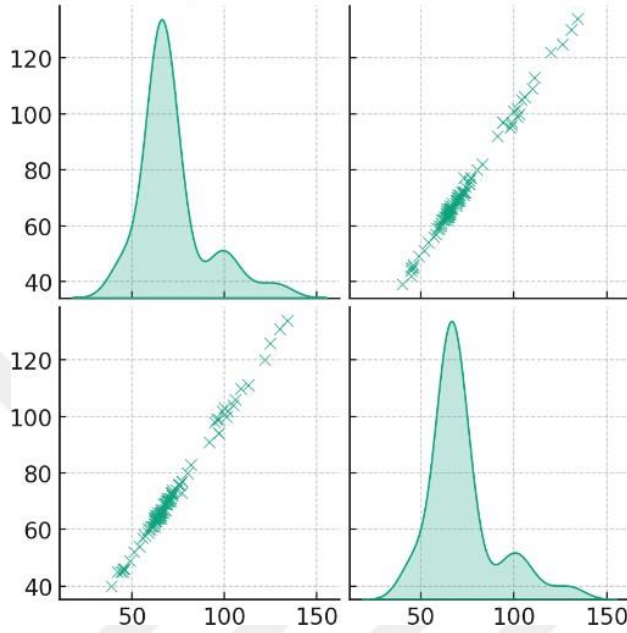
kullanılmasının özellikle yoğun bakım çalışanları için daha verimli olacağına değinilmiştir (75). Çalışmamızın olumsuz sonuçlarından birisi gibi gözüke de bu yanlış alarmların kolayca rapor edilmesi ile farklı hasta gruplarının PPG sinyalleri ile kontrol edildikten sonra rapor edilen gerçek ölçümle eşleştirilmesi sistemin uzun vadede gelişimi için çok faydalı olacak olup bu yanlışlıkların sayısı da zamanla azalacaktır.

Yanar, E., & Dogrusoz, Y.S. (2018) çalışmasında geliştirdikleri yöntemle PPG sinyallerine dayalı olarak CinC2015 veritabanında deneysel sonuçlar test edilmiştir. Elde edilen deneysel sonuçlar, önerilen sistemin yaşamı tehdit eden alarm türlerini etkili bir şekilde tespit edebildiğini göstermektedir. Ayrıca, bu sistemin akıllı saatler ve akıllı telefonlarda klinik öncesi kullanım için uygulanabilir olduğu öne sürülmüştür. Bu, yöntemin gerçek dünya senaryolarında ve mobil sağlık izleme cihazlarında potansiyel kullanılabilirliğini göstermektedir.(76)

Bellier, P ve arkadaşları (2023) tarafından yapılan bir çalışmada hastanede yatan hastaların beş temel yaşamsal parametresini izlemek için yeni bir cihaz sunulmaktadır. Bu beş temel parametre: kalp atış hızı (HR), solunum hızı (RR), kan oksijen doygunluğu, kan basıncı (BP) ve vücut sıcaklığıdır. Cihaz, hastanın göğsüne yerleştirilen tek bir üniteden oluşur ve hastaya bağlı iki elektrotla bağlanır. Cihaz, sürekli olarak elektrokardiyogram (ECG), üç dalga boyutlu fotopletizmografi (PPG), biyoempedans, vücut sıcaklığı ve üç eksenli ivme ölçer verilerini toplar. Bu ham veriler, güvenli bir şekilde bir Wi-Fi erişim noktası aracılığıyla bir yerel sunucuya gönderilir, burada algoritmalar çalıştırılarak beş yaşamsal parametre hesaplanır ve aktivite seviyesi ile duruş bilgileri ile birleştirilir. Hemşirelerin gerektiğinde hızlı ve uygun bir şekilde tepki vermesi için alarmlar, canlı yayın ve hastanın anlık durumunu değerlendirmek için kullanılan erken uyarı puanının (EWS) gerçek zamanlı bir tahmini mevcuttur. Geliştirdikleri cihaz her ne kadar mobilizasyona engel olmasa da akıllı saat boyutundan oldukça daha büyük gözükmetedir. Fiyat konusunda bilgiye ulaşılammıştır. (77).

4.5 Nabız Hızı

Korelasyon analizi sonuçlarına göre, "Nabız Hızı Draeger Infinity BPM" ve "Nabız Hızı Samsung Health Monitor" arasındaki korelasyon katsayısı yaklaşık olarak 0.998 olarak hesaplanmıştır ve iki ölçüm arasında çok yüksek bir pozitif korelasyon olduğunu göstermektedir.

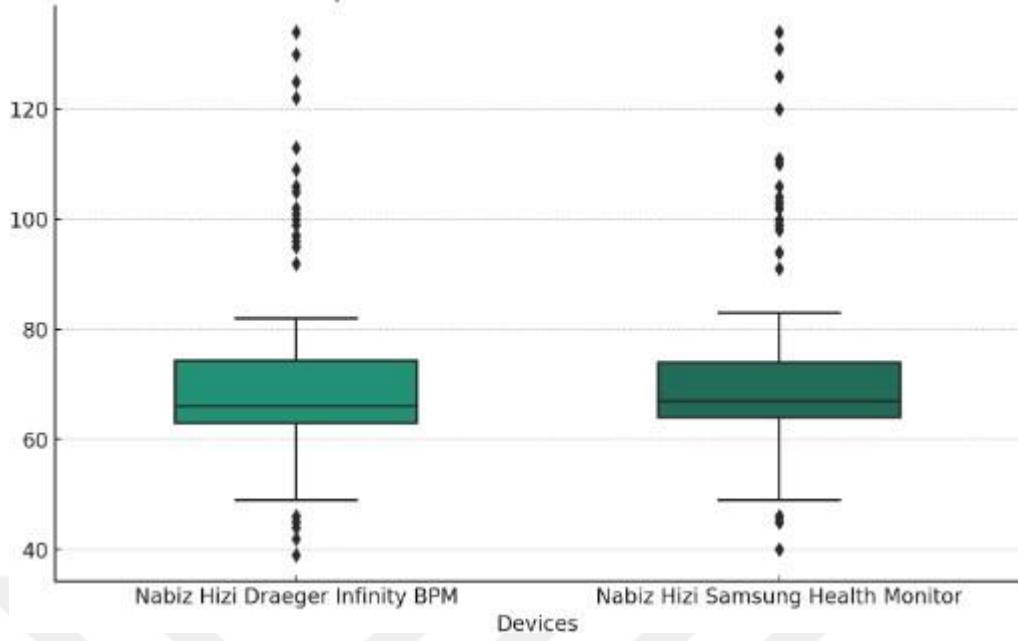


Şekil 18: SHM nabız hızı korelasyonu (sırayla x ve y ekseninde iki cihaz verileri yer değiştirmiştir)

Dağılım Grafikleri (Diagonal): Her bir cihazın nabız hızı ölçümlerinin yoğunluğunu göstermektedir. İki cihazın da benzer bir dağılıma sahip olduğu görülmektedir. Ölçümlerin birbirine yakın değerlerde yoğunlaştığı anlamına gelmektedir.

Saçılım Grafikleri (Scatter Plots): İki cihazın ölçümlerini birbiriyle karşılaştırmaktadır. Grafikte görüldüğü gibi, noktalar neredeyse bir çizgi boyunca sıralanmış durumda, bu da yüksek korelasyonu doğrular niteliktedir.

Bu grafikler, iki cihazın nabız hızı ölçümlerinin sadece yüksek derecede korele olduğunu göstermekle kalmayıp, aynı zamanda ölçümlerin dağılımının da benzer olduğunu göstermektedir. Bu, iki cihazın birbiriyle oldukça uyumlu olduğunu ve benzer sonuçlar verdiğini teyit etmektedir.



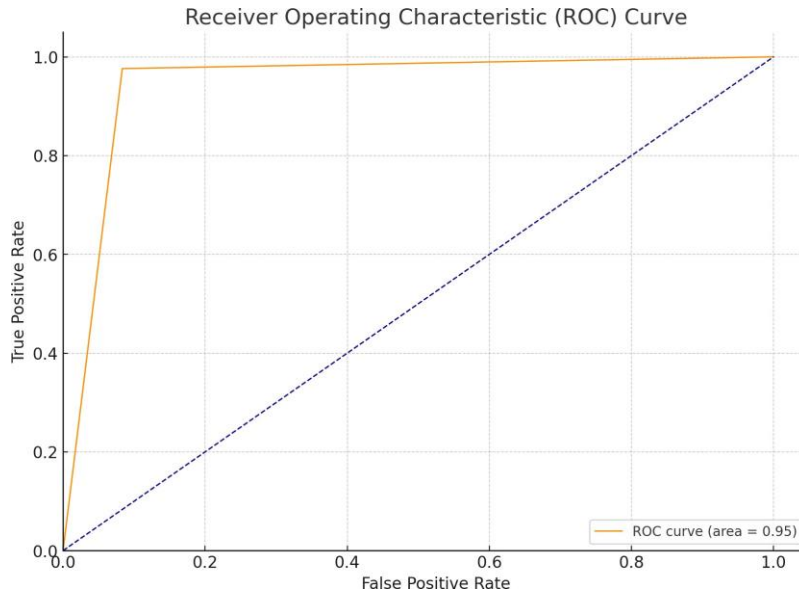
Şekil 19: Kutu Grafiği: "Nabiz Hızı Draeger Infinity BPM" ve "Nabiz Hızı Samsung Health Monitor" cihazlarından alınan nabız hızı ölçümlerinin dağılımı. (y=/dk)

Kırmızı Kesikli Çizgi: İki ölçüm arasındaki ortalama farkı gösterir, bu durumda yaklaşık -0.39 BPM. Draeger Infinity cihazı genellikle Samsung Health Monitor cihazından biraz daha düşük değerler ölçtüğü sonucu çıkarılabilmektedir.

Yeşil Kesikli Çizgiler: Uyum Limitleri o iki ölçüm arasındaki farkın büyük olasılıkla nerede olacağını göstermektedir.. Limitler yaklaşık olarak -2.74 ile 1.96 BPM arasındadır.

Vital Erken Uyarı Sistemi açısından değerlendirme

Draeger Infinity cihazı 60-100 BPM aralığının dışındayken, Samsung Health Monitor cihazının da bu aralığın dışında olma olasılığı oldukça yüksektir (%91.7). Bu, her iki cihazın da anormal durumları tespit etme konusunda yüksek bir uyum içinde olduğunu gösterir.



Şekil 20: Nabız hızı ölçümleri için ROC eğrisi grafiği, doğru ve yanlış pozitiflik

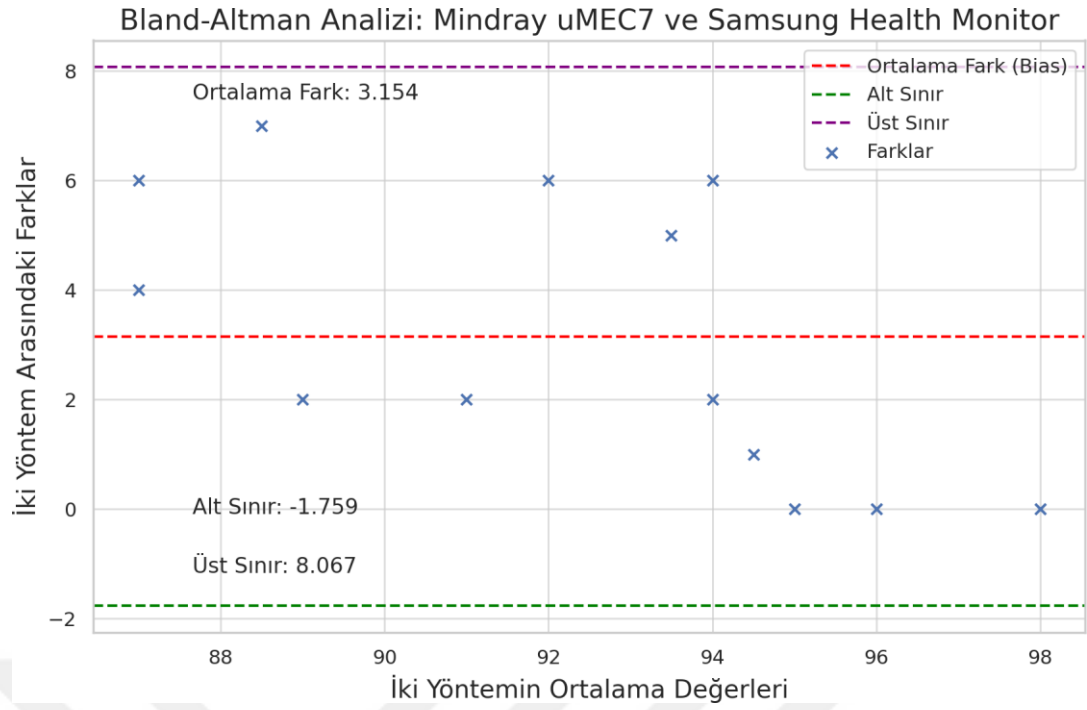
Samsung Health Monitor cihazı, nabız hızı ölçümlerinin yaklaşık olarak %77.8'inin 60-100 BPM aralığında olduğunu göstermektedir. Diğer taraftan, ölçümlerin yaklaşık %22.2'si bu aralığın dışındadır. Toplamda, 60-100 BPM aralığının dışında kalan 24 ölçüm bulunmaktadır.

4.6. Saturasyon



Şekil 21: Mindray uMEC7 ve Samsung Health Monitor arasındaki SpO2 değerlerinin korelasyonunu göstermektedir. Kırmızı çizgi, regresyon modelinin tahminlerini temsil eder.

Pearson korelasyon katsayısı 0.827 olarak hesaplanmıştır böylece güçlü bir pozitif ilişki olduğu kanısına varılabilmektedir.



Şekil 22: Saturasyon ölçümlerinin Bland Altman grafiği

Mindray uMEC7 ve Samsung Health Monitor arasındaki SpO2 değerleri için Bland-Altman analizini göstermektedir. Bağımsız Örneklem T-Testi Sonuçları

T İstatistiği: 2.141

P-Değeri:0.043

P-değeri 0.05 anlamlılık seviyesinin altında olduğu için, Mindray uMEC7 ve Samsung Health Monitor arasında ölçülen SpO2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu sonucuna varılabilmektedir..

Tablo 10 :

*Farklı Analiz Türlerine Göre Mindray uMEC7
ve Samsung Health Monitor'un SpO2
Değerleri*

Analiz Türü	Sonuçlar
	Ortalama:
Mindray uMEC7	93.85; Standart Sapma: 2.91; Min: 89; Max: 98
	Ortalama:
Samsung Health Monitor	90.69; Standart Sapma: 4.44; Min: 84; Max: 98
	Korelasyon
Pearson Korelasyonu	Katsayısı: 0.827; P- Değeri: 0.0005
	Eğim (Slope):
Doğrusal Regresyon	1.262; Kesim (Intercept): -27.787
	Ortalama Fark
Bland-Altman Analizi	(Bias): 3.154; Alt Sınır: -1.759; Üst Sınır: 8.067
	T İstatistiği:
T-Testi	2.141; P- Değeri: 0.043

Yorum: Bu sonuç, iki cihaz arasında SpO2 değerlerinin ortalama olarak farklı olduğunu gösterir ancak SHM değerlerinin yüksek değil de düşük olarak sapması klinik açıdan riski azaltabilir ama yanlış pozitiflik sayısı artabilir.

VAS Ağrı Skalası ve Uygulama Stres Seviyesi Korelasyonu

Tablo 11

VAS Ağrı Skoru ve Samsung Health Monitor App Stres Seviyesine Göre Farklı Analiz Türleri

Analiz Türü	Sonuçlar
Özet	Ortalama:
İstatistikler	3.20; Standart
(VAS Ağrı Skoru)	Sapma: 2.05; Min: 1; Max: 5
Özet	Ortalama:
İstatistikler	2.40; Standart
(Samsung Health Monitor)	Sapma: 2.41; Min: 0; Max: 5
	Korelasyon
Pearson	Katsayısı:
Korelasyonu	0.841; P-Değeri: 0.074
	T İstatistiği:
T-Testi	0.566; P-Değeri: 0.587

Tablo 12

VAS Ağrı Skoru ve Samsung Health Monitor App Stres Seviyesi gerçek ölçüm değerleri

VAS Ağrı skoru	Samsung Health Monitor App Stres Seviyesi
5	5
1	1
1	0
5	5
4	1

İstatistiksel anlamda p değeri 0.5 üzerinde olsa da veri setinin az olması tek bir değerde sapmanın fazla olmasına bağlı olmasına bağlanmıştır. Diğer ölçümlerde genel olarak başarılı bulunmuştur. Bu nedenle ileri araştırmalar yapılırsa daha başarılı sonuçlar elde edilebileceği düşünülmüştür.

4.7. BIA Ölçümü ve Operasyon Sıvı Balansı

Gönüllü kodu: NA11 Hastanın yaşı: 30 Cinsiyet:Kadın
ASA skoru:II Ek sistemik hastalık: Yok Kilo: 59
Operasyon süresi: 65dk Operasyon sıvı balansı: +1350 Boy :1.57

Tablo 13 Perop BIA Analizi

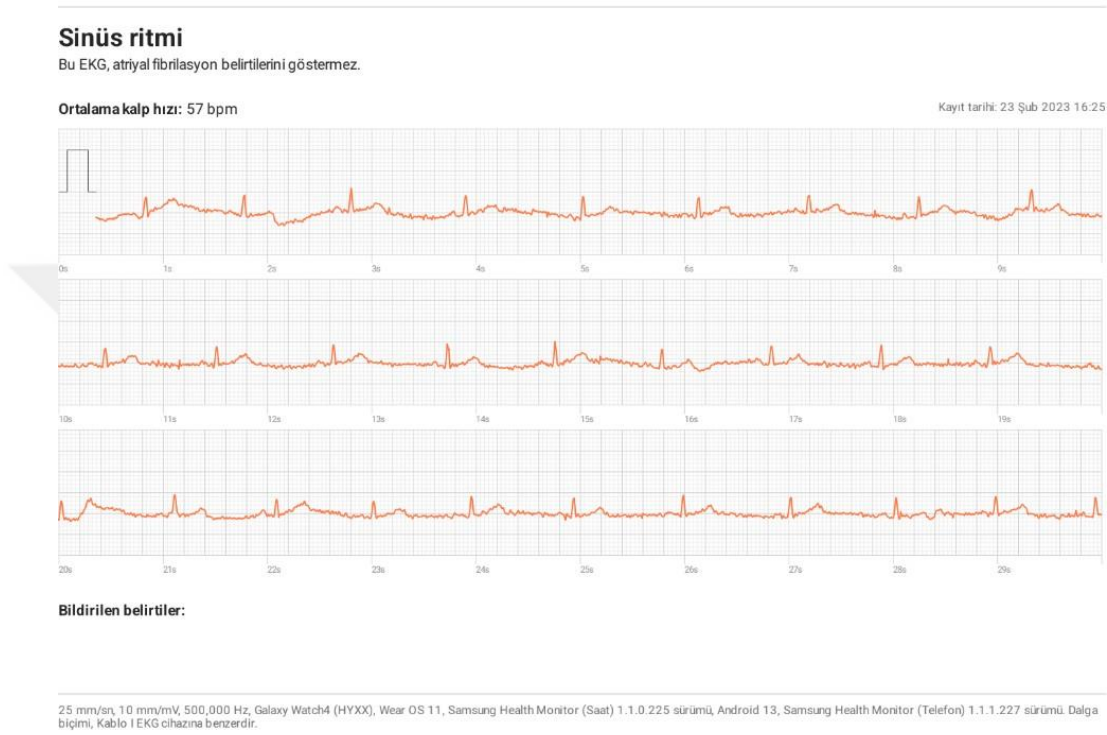
	Yağ Kütlesi	Yağ Oranı	Vücut Su oranı	BMR	İskelet kütlesi	kas
Preop BIA	13.9	23.6	33	1.343	23.8	
İndüksiyon sonrası BIA	11.6	19.7	34.7	1.393	25.3	
Postop BIA	11.4	19.1	36.6	1.352	24.3	

* BIA: Biyoempedans analizi BMR: Bazal metabolizma hızı

BIA verisi operasyon sıvı balansı pozitif olması göz önünde bulundurulduğunda vücut su oranı kısa zaman diliminde (65 dakika) artış göstermiştir. Bu açıdan anestezi pratiğinde EKG ve sıvı balansı açısından umut vaad etmekle beraber bu konularda ayrıca çalışılma yapılması gerekmekte olduğu düşünülmüştür.

4.8 EKG ölçümü ve Yorumu

Uygulama aracılığı ile yönergelere uygun şekilde EKG verisi alındı. Hastadan eş zamanla alınan EKG ölçümüne benzer olarak tespit edilmiştir ve basit EKG ölçümleri için ek ölçüm için kullanılabilirliği yönünde araştırma yapmak için uygun bulunmuştur.



Şekil 23: SHM ile ölçülen EKG verisi

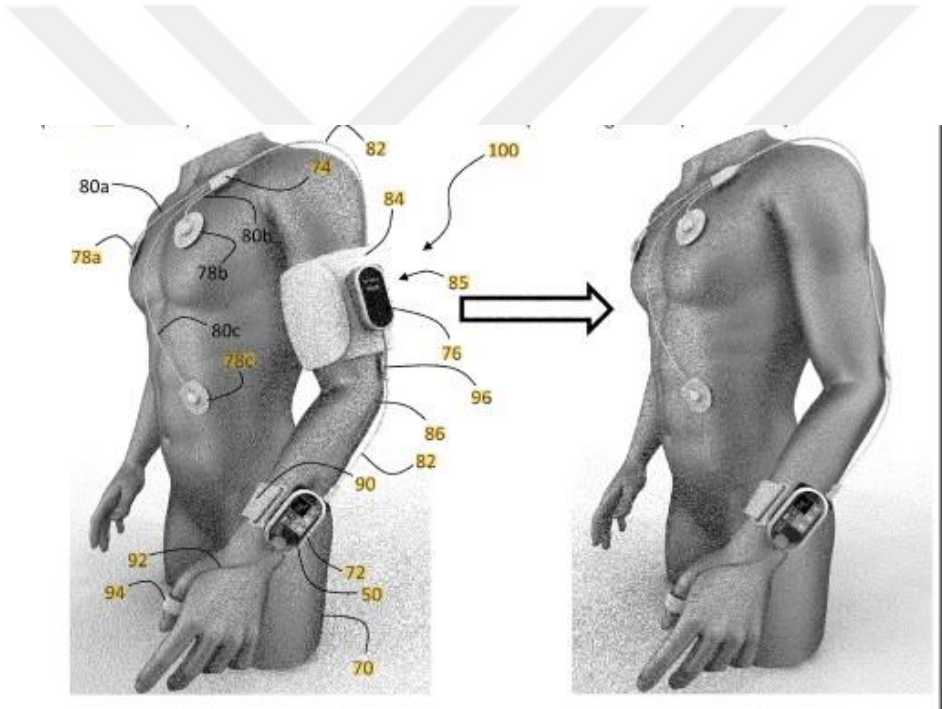
Kwon, J. ve ark 2022 yaptığı bir çalışmada yapay zeka ile çalışan bir akıllı saat geliştirmiş ve bu saat sadece iki elektrotlu (2-lead) bir EKG verisi ile önce ilk yapay zeka modeli (GAN temelli), bu iki elektrotlu EKG'yi 10 (on) elektrotlu (10-lead) bir EKG'ye çevirmiştir. İkinci yapay zeka modeli ise, bu on elektrotlu EKG'yi kullanarak düşük debili kalp yetmezliği (HFrEF) teşhisini koymayı başarmıştır. Başarılı, yüksek doğruluk, hassasiyet ve özgüllük oranlarına sahip sonuçlar elde edilmiş olup özgün ve yeni kullanım alanları yaratması açısından yenilikçi bir çalışma olduğu söylenebilmektedir.. Buradan da anlaşılacağı üzere teknolojinin evrimi ile birlikte önümüzdeki yıllarda farklı bakış açıları ile akıllı saatler aracılığı ile daha sağlıklı bir yaşam mümkün olabilir kanısına varılabilmektedir.

4.9. Patent Taraması:

Ryan Howard ve ark 2017 yılında US201662334290P numaralı patent başvurusuna göre belirli kardiyak eşikleri aşan anormal kalp aktivitelerini tespit edebilecek bir bileğe takılan cihaz geliştirmektedir. Bu cihaz, kullanıcının kalp atış hızını sürekli olarak izlemektedir. Yöntem olarak, cihazın içerisinde fotopletizmografi (PPG) ile kalp atım hızı monitörü, hücresel anten, SIM kartı içeren hücresel modül, ivme ölçer, titreşim motoru, GPS ve işlemci gibi bileşenler kullanılmıştır. Anormal bir durum tespit edildiğinde, cihaz hücresel ağlar aracılığıyla bir çağrı merkezi ile iletişime geçer. Çağrı merkezi, kullanıcının yerini GPS üzerinden belirler ve gerekirse acil servisleri yönlendirir. Tüm veriler, bir web portalı aracılığıyla erişilebilen bir veritabanında saklanır. giyilebilir bir cihaz aracılığıyla bir kişinin fizyolojik durumlarını izleyerek acil yardım sağlama yöntemi ve sistemini tanımlar. Fizyolojik durumu anormal olarak belirlenen bir konuya yardım sağlanması amaçlanmıştır. Anormal bir durum tespit edildiğinde, bu bilgi ve konunun belirlenen konumu bir çağrı merkezine gönderilir. Çağrı merkezi, duruma ve konumuna göre gereken acil hizmetleri sevk eder. Ayrıca, giyilebilir cihaz ve konu arasındaki etkileşime de yanıt verilmesi sağlanmıştır. Etkileşim sonrası cihazda tıbbi uyarı bilgileri gösterilebilir. Fizyolojik durum sürekli olarak izlenir ve normal değerden belirli bir miktar sapma olduğunda bir uyarı oluşturulur. Çalışmamıza benzer yönleri olmakla beraber sadece günlük hayatta kullanıma odaklanılmış olup sürekli monitorizasyonun hastane içerisinde takip edilmemesi ve kan basıncı verisinin PPG ile tahmin edilmemesi gibi farklılıklar mevcuttur.(79)

Jim Moon ve ark 2021 yılında US20220031246A1 numarasıyla yapmış olduğu patent başvurusunda düşük akutluk seviyesine sahip hastane hastalarının güvenliğini artırmayı amaçlamaktadır. Bu, hastanın tüm hayati belirtilerini sürekli ölçen, hastayı etkili bir şekilde izlemek için araçlar sağlayan ve hastanenin IT ağı ile kablosuz iletişim kuran bir vücut giyilebilir monitör aracılığıyla yapılır.Yöntem: Giyilebilir monitör, bir hastanın hayati belirtilerini (örneğin, cNAP, SpO2, HR, solunum sayısı ve ateş) ölçerken aynı zamanda onların aktivite durumunu (örneğin, dinlenme, yürüme, konvülziyon, düşme) ve duruşunu (örneğin, dik, yatar) karakterize eder. Monitör, bu bilgileri işleyerek hareketle ilgili artefaktlar tarafından hayati belirtiler

ve ilişkili alarmlar/uyarıl原因 bozulmasını en aza indirir. Ayrıca, monitör bir grafik kullanıcı arayüzüne (GUI) sahiptir ve bir dizi özellik sunar ki bu, hem hastane hem de ev ortamında hasta izleme ve güvenliği basitleştirmek ve iyileştirmek içindir. Giyilebilir monitör ayrıca VOIP iletişimini kolaylaştıran bir hoparlör, mikrofon ve yazılıma sahiptir. Monitör, ayrıca bir hastanın yerini ve hareketle ilgili özelliklerini de belirleyebilir. Bu giyilebilir monitör, bir hastanın hayati belirtilerini sürekli izlemek için bir dizi sensör kullanır. Bu sensörler, zaman bağımlı PPG, ECG, ACC, OSC ve empedans pnömografi (IP) dalga formlarını ölçer. Bir mikroişlemci (CPU) bu dalga formlarını sürekli olarak işler ve hastanın hayati belirtilerini, hareket derecesini, duruşunu ve aktivite seviyesini belirler. Kan basıncı, PTT'ye dayalı bir teknik kullanılarak sürekli ve non-invaziv bir şekilde belirlenir. Bu teknik, PPG, ECG ve OSC dalga formlarını kullanarak kan basıncını belirler.(80)



Şekil 24: Hastaların vital parametrelerini takip etmek için geliştirilen donanımsal bir patent başvurusuna ait görseller. (80)

Oldukça kapsamlı olan bu patent içeriğinde çalışmamızdan farklı olarak sadece yazılımsal değil, donanımsal cihazlar üzerinden sistemin çalışmasının kurgulanması ek maliyetler getirebilirken, kullanıcının kendi akıllı saati yerine farklı bir cihaza adapte olması ve daha az kompakt olması yönüyle farklılıklar taşımaktadır.

5. SONUÇ

Teknolojinin gelişme ivmesindeki parabolik grafiği göz önüne aldığımızda, gelişme hızının grafiği paraboliklikten de öte geçen zamana göre oldukça dik bir açı izlemekte olduğunu söyleyebiliriz. Bunun sebeplerinden biri, birbirinden bağımsız gibi gözüken alanlarda her geçen gün devrim niteliğinde buluşların olması ve daha sonra bu buluşların farklı alanlarda nitelik kazanması ve katlanarak çoğalması ve farklı bir anlam kazanmasıdır.

Çalışmamızda 1930'lu yıllarda keşfedilen ve uzun süre primer olarak oksijen saturasyonu için kullanılan PPG sinyallerinin, aynı yüzyılın sonlarına doğru vasküler unloading gibi farklı teknolojiler ile birleştirilerek vital bulgular arasından en önemli olanlarından kan basıncı değerlerini yakalaması ile oksijen saturasyonu gibi diğer bir önemli parametre ile birlikte kullanılabileceği konusunda önemli gelişmeler kayıt edilmesi ele alınmıştır. 2020'li yıllarda yapay zeka, sinir ağları ve makine öğrenmesi gibi teknolojilerde yaşanan gelişmelerle PWA ve varyasyonları ile birlikte çok daha kompakt ve pratik bir biçimde kullanımının mümkün hale gelmesi ile bu teknoloji farklı perspektiflerden incelenmiştir.

Konu ile ilgili yapılan prospektif çalışmamızda Samsung Health Monitor App ile kan basıncı, oksijen saturasyonu, kalp atım hızı gibi vital bulgular, rutinde kullandığımız anestezi cihazının hasta başı monitörü ile kıyaslanmış ve bu değerlerin korelasyonu incelenmiştir.

Giyilebilir aksesuardan aldığımız verilerin korelasyonu incelendiğinde farklı hasta gruplarında ve belirli değerler göz önüne alındığında istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar elde etmekle beraber, komorbiditesi fazla olan hastalarda ve medyan değerlerden uzaklaştıkça kabul edilebilir aralık 5 mmHg dışında değerler de saptamış olup en uzak değerler açısından sayı az da olsa, fark oldukça belirgindir. Bu nedenle mevcut teknoloji ile tek başına klinik karar vermede kullanımı riskli olabilir.

Buradan çıkarılan sonuca göre kan basıncı değerini kabul edilebilir sınırlarda sunması için yapay zeka algoritmaları ile daha zengin veri havuzunda çalışılması gereklidir ve bunun için daha çok merkezli ve büyük veri havuzları oluşturulmalı, hasta grupları iyi belirlenmeli ve sonucu etkileyebilen dış faktörler açısından kümelendirilerek daha detaylı analiz edilmelidir böylece ilerleyen yıllarda daha geniş popülasyonlarda daha başarılı tahminler sunabilir ve kabul edilebilir sınırlarda veri sunabilmesi ile validasyonuna ihtiyaç zamanla azalabilir, hatalar giderilebilir. Bunun için büyük firmalar daha çok yatırım ve çalışma yapmalı ve sağlık merkezleri ve çalışanları ile koordine çalışmalıdır.

Ancak, teorik olarak kurguladığımız vital erken uyarı sisteminin analizinde mevcut teknoloji zemininde bile çok daha başarılı sonuçlar elde edildi.

Burada dikkati çekmek istediğimiz nokta genelde yapılan çalışmalarda giyilebilir aksesuarlar hipertansiyon açısından ve günlük hayatta ambulatuvar kan basıncı verisi elde etmek için tasarlanırken, hastane kullanımında biraz daha kompleks yapıda tıbbi cihazlar kullanılmakta ve daha başarılı veriler elde edilmesi hedeflenmektedir.

Vital Erken Uyarı Sistemi olarak kurguladığımız tasarımın başarısını göz önünde bulunduracak olursak, maliyet açısından çok uygun fiyata birçok hastanede rutin kullanıma kolayca girebilecek bu sistemin, riskli hasta gruplarını izlemede ek monitorizasyon olarak kullanılması, hastaların ek monitorizasyon olarak daha yakın izlenmesini sağlayacaktır. Bu durumda sadece kan basıncı olarak değil, oksijen saturasyonu, kalp atım hızı, HRV gibi kritik değerlerde dijital olarak sürekli veya sık aralıklı hasta takibi yapılabilir ve olumsuz durumların oluşması engellenebilir ya da erken safhada kritik müdahaleler yapılabilir.

VEUS olarak adlandırdığımız bu sistemin yanlış negatiflik sayısının az olmasını kritik durumları nadir olarak kaçırıyor olarak yorumluyor olması her ne kadar umut vaad edici de olsa kritik bir durumun atlanması için ideal tolerans sıfır olmalıdır. İlerleyen teknoloji ve bu teknolojinin kullanılması ile artan veri havuzu ile daha iyi eğitilen yapay zeka sayesinde zamanla bu rakamın daha da azalacağını sıfıra yaklaşacağını varsayabiliriz. Ayrıca insan hatasını da göz önünde bulunduracak olursak sıfır hata her ne kadar hedef olsa da pratik hayatta sıfıra yakın olmak bu tarz bir sistem için oldukça iyi bir başarı sayılabilir. Çünkü bu sistem vital bulguları tek başına takip etmek için kurgulanmamış olup, sağlık çalışanlarına yardımcı olmak ve

vital bulguların takip periyotları arasında kör zaman diliminde erken farkındalık açısından tahmin yürütmeye dayalıdır. Kullanım sırasında vital bulguların takip edilme sıklığını azaltmak veya ortadan kaldırmaya yönelik kurgulanmamış olup riskli hasta gruplarında özellikle serviste yatan hastalar için ek olarak sürekli gözlenmesini hedeflemektedir, dolayısı ile aslında bu sistemin yanlış negatifliği de hiç olmadığı varsayımına kıyasla iki kontrol arası zamandaki potansiyel oluşacak kritik bir durumun atlanması yönünden eşit kabul edilebilir ve dolayısı ile aslında yanlış negatif olduğu durumlarda bile zararı olmamış, sadece faydasız olduğu kabul edilebilir.

Başarılı alarm verdiği değerler için sensivitesi yüksek olduğu söylenebilir böylece serviste yakın takip ettiği hastalarda normal kontrol zaman aralığı dışında ek yakın izlem sayesinde potansiyel olarak hayat kurtarıcı bir başarı elde etme potansiyeli mevcut kabul edilebilir, kritik müdahale edilmesini sağlayabilir. Uygun fiyatlı ve kolay kurulumu sayesinde tüm hastane ve servislerde kullanımı kısa sürede mümkün olabilir ve tüm dünyada yüzbinlerce servis hastasının yakın izlemi sayesinde mortalite ve morbidite üzerinde ciddi kazanımlar sağlanabilir.

Alarm verilmediği durumlarda yani spesivitesi açısından ise monitorizasyona dahil olan doktor ve hemşireler için takipler arasında daha yakın takip edilmesi ve alarm verilmemesinin kritik bir durum olmama ihtimalinin yüksek olması düşüncesi açısından takip aralıklarında sağlık çalışanlarının stresini azaltabilir.

Yanlış pozitif olduğu durumların idealden fazla olması olumsuz bir durumdur. Sağlık çalışanlarının daha fazla yorulmasına neden olabilir, bir süre sonra alarm konusunda duyarsızlaşmaya neden olabilir. Ancak alarm sınırlarının yapılan çalışmalar ile daha tutarlı değerlere atanmasıyla bu sayı azaltılabilir. Ayrıca bu durumlarda her ne kadar iş yükü artmış gibi gözükse de bu durumda valide olmayan değerlerin sağlık çalışanları tarafından hızlıca rapor edilmesi ile açık kaynak büyük veri kütüphanesi oluşturulabilir, daha çok veri ile yapay zeka daha iyi düzeltmeler sağlayabilir ve sistem mükemmelleştirilebilir. Bu durum kar zarar ya da faydasızlık açısından tek zararlı gibi gözükse de veri sunması açısından toplamda faydalı bir durum olduğu kabul edilebilir.

Kalp atım hızı, spo2, stress seviyesi açısından çalışmamızda ana odağımız kan basıncı verisi olduğundan örneklem büyüklüğümüz görece olarak az kabul edilebilir.

Ancak bu alanlarda kan basıncına göre bizim çalışmamızda da diğer çalışmalara benzer şekilde korelasyon analizi daha anlamlı sonuçlanmış olup alarm sistemi açısından vital bulguları takibe alınabilir, bu değerlere farklı biyosensörler eklenerek vücut sıcaklığı gibi değerler de takibe alınabilir.

EKG ve BIA verisi sadece yorum amacıyla birer tane alınması nedeniyle istatistik açısından değerlendirilmedi. EKG tüm derivasyonları göstermese bile parazitsiz ve tutarlı bir görüntü sunmakta ve BIA verisi operasyon sıvı balansı pozitif olması göz önünde bulundurulduğunda vücut su oranı kısa zaman diliminde artış göstermiştir. Bu açıdan anestezi pratiğinde EKG ve sıvı balansı açısından umut vaad etmekle beraber bu konularda ayrıca çalışılma yapılması gerekmektedir.

Anestezi pratiği açısından, dijitalleşme çağında çalışmamızda yer alan vital bulguları belirli bir süre takip ederek, EHR-EMR olarak kodlanan hastanın özgeçmişi ve laboratuvar bulguları gibi sağlık verilerinin yapay zeka ile operasyon yönünden klasifikasyonu ile birlikte, sentezlenen veriyi preoperatif olarak anesteziye sunmasının, ASA benzeri preoperatif ön risk raporu oluşturması açısından faydalı olabilir. Preoperatif değerlendirmede her hastada uygulanmayan Spo2 dahil olan hastalar için ölçülmekle kalmayıp vital bulgular operasyona kadar ev tipi monitorizasyon ile belirli frekans aralığında takip edilerek olumsuz gelişebilecek durumlar için farkındalık yaratılabilir.

Sağlıkta teknolojinin yer tartışılmayacak derecede kabul önemlidir. Günümüzde çok ileri teknolojilerle donatılmış tomografi cihazı gibi görüntüleme yöntemlerine yatırımlar yapılmakta, ileri teknoloji diyaliz makineleri üretilmektedir. Ancak atlanmaması gereken durum ise, önemli olan agresif tedavinin başarısı değil, o durumun ortaya çıkışının 1. basamak hekimlikte engellenmesidir. Günlük hayatta hipertansiyon tanısı ile erken farkedilerek önlenen böbrek yetmezliği çok gelişmiş bir diyaliz cihazından daha başarılı, yine erken farkedilerek önlenen bir serebrovasküler hemoraji olayı en iyi görüntü veren tomografi cihazından daha başarılı kabul edilebilir.

Bu açıdan ele alınacak olursa vital parametrelerin belirli aralıklarla takip edilmesi yönünden “smart watch” olarak tabir edilen akıllı saatlerin, günümüzde artık gelişmiş biyosensörler aracılığı ile “akıllı saat” kavramından uzaklaşarak bir diğer anlamı olan “akıllı takip” olarak tasarlanması ve geliştirilmesi için daha çok çalışmaya gerek

vardır. Ancak akıllı takip sistemleri-vital erken uyarı sistemi benzeri açıdan ele alınması hem günlük hayatta, hem klinik alanda hem de anestezi pratiğinde oldukça faydalı olma potansiyeline sahip olduğu sonucuna ulaşılmıştır.. Bu sistemlerin daha hızlı geliştirilmesi için şirketler tarafından daha çok yatırım yapılması ve sağlık çalışanları ile koordineli olarak operasyonun yönetilmesi hem klinik alanda hem de günlük hayatta oldukça faydalı olma potansiyeline sahiptir.

Sonuç olarak aslında dijitalleşme olarak hastadan uzaklaşılması gibi gözükabilen, yanlış veri sunması ile riskli bulunabilen sistemler donanımsal gelişmeler ve yazılımsal yeniden projelendirmeler sayesinde oldukça faydalı olma potansiyeline sahiptir; EMR ile derin anamnez alan ve dijital olarak bunu takip ederek güncelleyen bir yapay zeka yazılımı hastayı gerek günlük hayatta gerekse klinikte giyilebilir aksesuarlardan aldığı veriler ile vital bulgular açısından sürekli veya aralıklı takip edebilir, opere olacaksa yakın takibe alıp ASA benzeri risk skorları oluşturabilir, peroperatif ve postoperatif uzun dönem yakın takip edebilir, taburculuk sonrası günlük hayatta uzun dönem takip edebilir, riskli durumları hemen öncesi ya da anında uyarabilir. Böylece bu sistemlerin 1. 2. ve 3. basamak sağlık hizmeti sunumu alanlarında ve günlük hayatta yeni bakış açıları ile geliştirilecek yazılımlar ile VEUS gibi oldukça faydalı ürünler ortaya çıkarılabileceği kanısına varıldı.

6. KAYNAKLAR

1. Eva Bianconi, Allison Piovesan, Federica Facchin, Alina Beraudi, Raffaella Casadei, Flavia Frabetti, Lorenza Vitale, Maria Chiara Pelleri, Simone Tassani, Francesco Piva, Soledad Perez-Amodio, Pierluigi Strippoli & Silvia Canaider (2013) An estimation of the number of cells in the human body, *Annals of Human Biology*, 40:6, 463-471, DOI: 10.3109/03014460.2013.807878
2. Sender R, Fuchs S, Milo R (2016) Revised Estimates for the Number of Human and Bacteria Cells in the Body. *PLoS Biol* 14(8): e1002533. <https://doi.org/10.1371/journal.pbio.1002533>
3. Özcan, A. and Saydam, E. (2021). Perceptions of primary school first grade teachers towards initial reading writing teaching in the covid 19 epidemic process. *Journal of Interdisciplinary Education Theory and Practice*, 3(2), 62-86. <https://doi.org/10.47157/jietp.949255>
4. Meryem Yıldız Ayvaz, Nuray Enç. Edema in Heart Failure. *Turk J Card Nur*. 2018; 9(19): 69-75 | DOI: 10.5543/khd.2018.14632
5. Atamaz FC, Durmaz B, Baydar M, Demircioglu OY, Iyiyapici A, Kuran B, Oncel S, Sendur OF. Comparison of the efficacy of transcutaneous electrical nerve stimulation, interferential currents, and shortwave diathermy in knee osteoarthritis: a double-blind, randomized, controlled, multicenter study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012 May;93(5):748-56. doi: 10.1016/j.apmr.2011.11.037. Epub 2012 Mar 28. PMID: 22459699.
6. Yasul, Y., Akbulut, T., & YASUL, M. E. (2023). Physiological changes in the mechanism of angiogenesis modeled by exercise: a review of cardiac and skeletal muscles. *Gümüşhane Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 12(1), 334-340. <https://doi.org/10.37989/gumussagbil.1224908>
7. Fox, R. W. and McDonald, A. (2013). Introduction to fluid mechanics. *Engineering Science*, 324-352. <https://doi.org/10.4324/9780203114964-25>
8. Değer, E. and Vardar, S. (2021). Restriction of physical activity: differences between adults and older adult individuals. *Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 47(1), 127-132. <https://doi.org/10.32708/uutfd.833931>
9. Şanlı, C. and Alpcan, A. (2015). Kırıkkale ilinde 7-15 yaş grubu çocuklarda arteriyel kan basıncı değerlendirilmesi. *Turkish Journal of Clinics and Laboratory*, 6(1), 8. <https://doi.org/10.18663/tjcl.96637>
10. Özceylan, G. (2020). Hipertansiyon hastalarında nötrofil lenfosit oranının regülasyon belirteci olarak kullanılması. *SdÜ Tıp Fakültesi Dergisi*, 27(4), 429-435. <https://doi.org/10.17343/sdutfd.722447>

11. Sabah, A. and Yapici, R. (2019). Newton ti pi olmayan akışkan kullanarak kalp destek pompasının performansının hesaplamalı akışkanlar mekaniği yöntemi ile incelenmesi. Ömer Halisdemir Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi. <https://doi.org/10.28948/ngumuh.517168>
12. Hales S. Statical essays: containing haemastatics; or an account of some hydraulick and hydrostatical experiments made on the blood and blood-vessels of animals. London: W Innys and R Manby; 1733.
13. Poiseuille JL. Recherches sur la force du coeur aortique. Comptes Rendus Hebdomadaires des Seances de l'Academie des Sciences. 1828;7:645-8.
14. Basch SSKR von. Versuche über den Blutdruck beim Menschen. Wien Med Wochenschr. 1881;31:625-7.
15. Riva-Rocci S. Un nuovo sfigmomanometro. Gazz Med Torino. 1896;47:981-6.
16. Korotkoff NS. On methods of studying blood pressure (in Russian). Bull Imp Milit Med Acad St Petersburg. 1905;11:365-7.
17. Nargesi AA, Heidari B, Esteghamati A, et al. Manual or automated sphygmomanometer? A historical cohort to quantify measurement bias and deviation index in a real-world clinical setting. J Clin Hypertens (Greenwich). 2015;17(12):957-62.
18. Butler S, Dralleau K, Heinrich R, et al. Evaluation of using the sphygmomanometer test to assess pain sensitivity in chronic pain patients vs normal controls. Pain Med. 2020;21(11):2903-12.
19. Cigerim, L. and Kaplan, V. (2018). Determination of blood pressure and pulse values of individuals attending to faculty of dentistry. Van Medical Journal, 25(3), 367-373. <https://doi.org/10.5505/vtd.2018.63626>
20. Ekinçi, F., Tuncel, B., Coşkun, D., Akman, M., & Uzuner, A. (2017). Effects on blood pressure control and compliance for medical treatment in hypertensive patients by sending daily sms as a reminder. Konuralp Tıp Dergisi, 59-64. <https://doi.org/10.18521/ktd.288633>
21. Güler, M., Çakar, N., & Çetin, İ. (2020). Factors affecting the left ventricular mass index in children with predialysis chronic renal disease. Journal of Dr Behcet Uz Children S Hospital. <https://doi.org/10.5222/buchd.2020.32848>
22. Erdem, S., Karaman, S., Nacaroglu, H., Karkiner, C., Kanık, E., Nalcabasmaz, T., ... & Can, D. (2016). Risk grup in anaphylaxis: infant anaphylaxis. Asthma Allergy Immunology, 14(1), 30-35. <https://doi.org/10.21911/aai.5050>
23. Yüksel, M. and Bektaş, H. (2020). Current approaches in the administration of chronic complications related to diabetes. Türkiye Klinikleri Journal of Nursing Sciences, 12(1), 133-157. <https://doi.org/10.5336/nurses.2019-70201>

24. Hacibeyoglu, G. (2020). Gebeliği sırasında miyokard infarktüsü geçiren hastada sezaryen için anestezi yönetimi. *Selcuk Tıp Dergisi*, 1(36), 54-58. <https://doi.org/10.30733/std.2020.01107>
25. Akelma, H., BaysalYıldırım, Z., Karaman, H., Oguz, A., Kavak, G., Güzel, A., ... & Doğan, E. (2014). Anesthetic management of laparoscopic pheochromocytoma surgery: a case report. *Journal of Clinical and Experimental Investigations*, 5(2). <https://doi.org/10.5799/ahinjs.01.2014.02.0411>
26. Dutton, R. P. (2004). Anesthesia for trauma. In *Clinical Anesthesia* (pp. 1197-1218). Lippincott Williams & Wilkins.
27. Goodchild, C. S., & Serrao, J. M. (2015). Cardiovascular effects of propofol in the anaesthetized patient. *British Journal of Anaesthesia*, 74(1), 24-30.
28. Green, S. M. (2015). Clinical practice advisory: Emergency department procedural sedation with propofol. *Annals of Emergency Medicine*, 46(2), 142-149.
29. Hypertension. (2018). In American Heart Association (Ed.), *AHA/ACC/AAPA/ABC/ACPM/AGS/APhA/ASH/ASPC/NMA/PCNA Guideline for the Prevention, Detection, Evaluation, and Management of High Blood Pressure in Adults: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines*. American Heart Association.
30. Williams, B. (2017). Hypertension. *Medicine*, 45(3), 164-169.
31. Oparil, S., Acelajado, M. C., Bakris, G. L., Berlowitz, D. R., Cifková, R., Dominiczak, A. F., ... & Whelton, P. K. (2018). Hypertension. *Nature Reviews Disease Primers*, 4(1), 1-21.
32. De Backer, Daniela; Vincent, Jean-Louisb. The pulmonary artery catheter: is it still alive?. *Current Opinion in Critical Care* 24(3):p 204-208, June 2018. | DOI: 10.1097/MCC.0000000000000502
33. Agrawal, P., Pursnani, N., Gautam, A., Singh, A., Garg, R., Pandey, A., ... & Agarwal, A. (2022). Assessing the spo2 in a random population – looking for the best among fingers. *Journal of Family Medicine and Primary Care*, 11(9), 5506. https://doi.org/10.4103/jfmprc.jfmprc_2596_20
34. Huang, C., Chan, K., Chen, C., & Lin, B. (2014). Novel wearable and wireless ring-type pulse oximeter with multi-detectors. *Sensors*, 14(9), 17586-17599. <https://doi.org/10.3390/s140917586>
35. Nomoni, M., May, J., & Kyriacou, P. (2020). Novel polydimethylsiloxane (pdms) pulsatile vascular tissue phantoms for the in-vitro investigation of light tissue interaction in photoplethysmography. *Sensors*, 20(15), 4246. <https://doi.org/10.3390/s20154246>

36. Miyasaka, K., Shelley, K., Takahashi, S., Kubota, H., Ito, K., Yoshiya, I., ... & Gawande, A. (2021). Tribute to dr. takuo aoyagi, inventor of pulse oximetry. *Journal of Anesthesia*, 35(5), 671-709. <https://doi.org/10.1007/s00540-021-02967-z>
37. Abe, T., Takagi, T., & Fujii, T. (2023). Update on the management of acute respiratory failure using non-invasive ventilation and pulse oximetry. *Critical Care*, 27(1). <https://doi.org/10.1186/s13054-023-04370-4>
38. Wertheim, D., Anton, O., Olden, C., Maistre, S., & Seddon, P. (2022). Pulse oximetry respiratory monitoring for assessment of acute childhood wheeze. *Archives of Disease in Childhood*, 107(12), 1083-1087. <https://doi.org/10.1136/archdischild-2021-323390>
39. Nemomssa, H. and Raj, H. (2022). Evaluation of a new smartphone powered low-cost pulse oximeter device. *Ethiopian Journal of Health Sciences*, 32(4). <https://doi.org/10.4314/ejhs.v32i4.22>
40. Barker, S., Curry, J., Redford, D., & Morgan, S. (2006). Measurement of carboxyhemoglobin and methemoglobin by pulse oximetry. *Anesthesiology*, 105(5), 892-897. <https://doi.org/10.1097/00000542-200611000-00008>
41. Allen, J. (2007). Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 28(3), R1.
42. Tamura, T., Maeda, Y., Sekine, M., & Yoshida, M. (2014). Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present. *Electronics*, 3(2), 282-302.
43. Nilsson, L. (1985). Signal Processing for the Photoplethysmographic Method. *Journal of Medical and Biological Engineering & Computing*, 23(3), 221-225.
44. Elgendi, M. (2012). On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Current Cardiology Reviews*, 8(1), 14-25.
45. Treebupachatsakul, T., Boosamalee, A., Shinnakerdchoke, S., Pechprasarn, S., & Thongpance, N. (2022). Cuff-Less Blood Pressure Prediction from ECG and PPG Signals Using Fourier Transformation and Amplitude Randomization Preprocessing for Context Aggregation Network Training. *Biosensors*, 12(3), 159. MDPI AG. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.3390/bios12030159>
46. Drinnan, M. J., Allen, J., & Murray, A. (2001). Relation between heart rate and pulse transit time during paced respiration. *Physiological Measurement*, 22(3), 425.
47. Zhang, Z., Pi, Z., & Liu, B. (2015). TROIKA: A general framework for heart rate monitoring using wrist-type photoplethysmographic signals during intensive physical exercise. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(2), 522-531.
48. Addison, P. S. (2005). *The Illustrated Wavelet Transform Handbook*. CRC Press.
49. Selesnick, I. W., 2011, Wavelet transform with tunable Q-factor, *IEEE Transactions on Signal Processing*, 59(8), 3560–3575.

50. Basher, R. (2006). Global early warning systems for natural hazards: Systematic and people-centred. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 364(1845), 2167–2182.
51. <https://utsuygulama.saglik.gov.tr/UTS/>
52. Royal College of Physicians. National Early Warning Score (NEWS) 2: NHS'de akut hastalık şiddetinin değerlendirmesini standardize etme. Çalışma grubunun güncellenmiş raporu. Londra: RCP, 2017.
53. <https://professional.heart.org/en/guidelines-and-statements>
54. Büyüköztürk, K., 1999, Türk kardiyoloji derneği ulusal hipertansiyon tedavi ve takip kılavuzu, <https://tkd.org.tr/kilavuz/k03.htm>
55. Weinschenk SW, Beise RD, Lorenz J. Heart rate variability (HRV) in deep breathing tests and 5-min short-term recordings: agreement of ear photoplethysmography with ECG measurements, in 343 subjects. *Eur J Appl Physiol*. 2016 Aug;116(8):1527-35. doi: 10.1007/s00421-016-3401-3. Epub 2016 Jun 8. PMID: 27278521.
56. O'Brien, Eoina; Pickering, Thomasb; Asmar, Rolandc; Myers, Martind; Parati, Gianfrancoe; Staessen, Janf; Mengden, Thomasg; Imai, Yutakah; Waeber, Bernardi; Palatini, Paola; Gerin, Williamk with the statistical assistance of Neil Atkins on behalf of the Working Group on Blood Pressure Monitoring of the European Society of Hypertension. Working Group on Blood Pressure Monitoring of the European Society of Hypertension International Protocol for validation of blood pressure measuring devices in adults. *Blood Pressure Monitoring* 7(1):p 3-17, February 2002.
57. Black N, D'Souza A, Wang Y, Piggins H, Dobrzynski H, Morris G, Boyett MR. Circadian rhythm of cardiac electrophysiology, arrhythmogenesis, and the underlying mechanisms. *Heart Rhythm*. 2019 Feb;16(2):298-307. doi: 10.1016/j.hrthm.2018.08.026. Epub 2018 Aug 29. PMID: 30170229; PMCID: PMC6520649.
58. van Helmond N, Freeman CG, Hahnen C, Halder N, Hamati JN, Bard DM, Murali V, Merli GJ, Joseph JI. The accuracy of blood pressure measurement by a smartwatch and a portable health device. *Hosp Pract (1995)*. 2019 Oct;47(4):211-215. doi: 10.1080/21548331.2019.1656991. Epub 2019 Aug 26. PMID: 31423912.
59. Kassahun, W.T. The effects of pre-existing dementia on surgical outcomes in emergent and nonemergent general surgical procedures: assessing differences in surgical risk with dementia. *BMC Geriatr* **18**, 153 (2018). <https://doi.org/10.1186/s12877-018-0844-x>
60. <https://utsuygulama.saglik.gov.tr/UTS/vatandas#/vatTibbiCihazListele>
61. blob:<https://utsuygulama.saglik.gov.tr/407910d1-804d-4155-8909-923c3f780a67>
62. Campbell WI, Lewis S. Visual analogue measurement of pain. *Ulster Med J*. 1990 Oct;59(2):149-54. PMID: 2278111; PMCID: PMC2448309.

63. C. Ilies, M. Bauer, P. Berg, J. Rosenberg, J. Hedderich, B. Bein, J. Hinz, R. Hanss, Investigation of the agreement of a continuous non-invasive arterial pressure device in comparison with invasive radial artery measurement, *BJA: British Journal of Anaesthesia*, Volume 108, Issue 2, February 2012, Pages 202–210, <https://doi.org/10.1093/bja/aer394>
64. Wang, Z., Chen, G., Lü, K., Zhu, Y., & Chen, Y. (2019). Investigation of the accuracy of a noninvasive continuous blood pressure device in different age groups and its ability in detecting hypertension and hypotension: an observational study. *BMC Anesthesiology*, 19(1). <https://doi.org/10.1186/s12871-019-0899-z>
65. Kako, H., Corridore, M., Rice, J., & Tobias, J. D. (2013). Accuracy of the cnap™ monitor, a noninvasive continuous blood pressure device, in providing beat-to-beat blood pressure readings in pediatric patients weighing 20-40 kilograms. *Pediatric Anesthesia*, 23(11), 989-993. <https://doi.org/10.1111/pan.12173>
66. Meusel, M., Wegerich, P., Bode, B., Stawschenko, E., Kusche-Vihrog, K., Hellbrück, H., ... & Gehring, H. (2021). Measurement of Blood Pressure by Ultrasound—The Applicability of Devices, Algorithms and a View in Local Hemodynamics. *Diagnostics*, 11(12), 2255.
67. Laurent, S., Boutouyrie, P., Asmar, R., Gautier, I., Laloux, B., L Guize, Ducimetière, P., & Athanase Bénétos. (2001). Aortic Stiffness Is an Independent Predictor of All-Cause and Cardiovascular Mortality in Hypertensive Patients. *Hypertension*, 37(5), 1236–1241. <https://doi.org/10.1161/01.hyp.37.5.1236>
68. Tan, I., S. Gnanenthiran, Chan, J., K. Kyriakoulis, Schlaich, M., Rodgers, A., ... Schutte, A. (2023). Evaluation of the ability of a commercially available cuffless wearable device to track blood pressure changes. Retrieved September 30, 2023, from *Journal of Hypertension*
69. Pellaton, C., Vybornova, A., Sibylle Fallet, Marques, L., Grossenbacher, O., Bastien De Marco, ... Josep Solà. (2020). Accuracy testing of a new optical device for noninvasive estimation of systolic and diastolic blood pressure compared to intra-arterial measurements. *Blood Pressure Monitoring*, 25(2), 105–109. <https://doi.org/10.1097/mbp.0000000000000421>
70. Girerd, X., Boualit, R., Pathak, A., Perruchod, D., & Josep Solà. (2022). advantages and limitations of using the aktiia cuffless bracelet for a hypertension specialist. *Journal of Hypertension*, 40(Suppl 1), e101–e101. <https://doi.org/10.1097/01.hjh.0000836244.69016.fd>
71. B.P.M. Imholz, Wouter Wieling, G.J. Langewouters, & Montfrans, van. (1991). Continuous finger arterial pressure: Utility in the cardiovascular laboratory. *Clinical Autonomic Research*, 1(1), 43–53. <https://doi.org/10.1007/bf01826057>
72. Klose, P., Lorenzen, U., Berndt, R., Christoph Borzikowsky, Hill, M., Gruenewald, M., ... Renner, J. (2020). Continuous noninvasive monitoring of arterial pressure using the vascular unloading technique in comparison to the invasive gold standard in elderly comorbid patients: A prospective observational study. *Health Science Reports*, 3(4). <https://doi.org/10.1002/hsr2.204>

73. Joel, Z., & Shyqyri Haxha. (2017). Optical-Based Sensor Prototype for Continuous Monitoring of the Blood Pressure. *IEEE Sensors Journal*, 17(13), 4258–4268. <https://doi.org/10.1109/jsen.2017.2704098>
74. Hu, J. R., Park, D. Y., Agarwal, N., Herzig, M., Ormseth, G., Kaushik, M., Giao, D. M., Turkson-Ocran, R. N., & Juraschek, S. P. (2023). The Promise and Illusion of Continuous, Cuffless Blood Pressure Monitoring. *Current cardiology reports*, 10.1007/s11886-023-01932-4. Advance online publication. <https://doi.org/10.1007/s11886-023-01932-4> ,
75. Noura, K., & Trabelsi, A. (2012). Intelligent Monitoring System for Intensive Care Units. *Journal of Medical Systems*, 36, 2309-2318. <https://doi.org/10.1007/s10916-011-9698-x>
76. Yanar, E., & Dogrusoz, Y.S. (2018). PPG signal-based pre-clinical usage arrhythmia detection method. 2018 26th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 1-4.
77. Bellier, P., Wallant, D.C., van den Bongarth, H., Bijmens, W., Aarts, J., Vandenryt, T., Thoelen, R., Duflot, P., Dupont, F., & Redouté, J. (2023). A Wireless Low-Power Single-Unit Wearable System for Continuous Early Warning Score Calculation. *IEEE Sensors Journal*, 23, 12171-12180.
78. Kwon, J., Jo, Y.-Y., Lee, S. Y., Kang, S., Lim, S.-Y., Lee, M. S., & Kim, K.-H. (2022). Artificial Intelligence-Enhanced Smartwatch ECG for Heart Failure-Reduced Ejection Fraction Detection by Generating 12-Lead ECG. *Diagnostics*, 12(3), 654. <https://doi.org/10.3390/diagnostics12030654>
79. US20170330438A1 - Autonomous life monitor system - Google Patents. (2017, May 10). Retrieved October 6, 2023, from Google.com website: <https://patents.google.com/patent/US20170330438A1/en>
80. US20100324387A1 - Body-worn pulse oximeter - Google Patents. (2009, September 14). Retrieved October 6, 2023, from Google.com website: <https://patents.google.com/patent/US20100324387A1/en>

T.C. MALTEPE ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı:2023/900/05

24 Ocak 2023

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Talat Ercan ŞERİFSOY,
Maltepe Üniversitesi Tıp Fakültesi
Anesteziyoloji ve Reanimasyon Anabilim Dalı Öğretim Üyesi,

Yürütücülüğünü yapmakta olduğunuz, 'Fotopletismografik Dalga Analizi Teknolojisi ile Kan Basıncı Tahmini Sunan Giyilebilir Aksesuarların İnvaziv Kan Basıncı Monitorizasyon ile Kıyaslaması ve Anestezi Pratiğinde Hemodinamik Parametrelerin Takibinde Non İnvaziv Erken Prediktör Olarak Kullanılabilirliği' başlıklı klinik araştırma projesinin yapılmasında etik açıdan bir sakınca olmadığına mevcudun oy birliği ile karar verilmiştir


Prof. Dr. Ali Çağlar ÖGÜTMAN
Maltepe Üniversitesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı