

Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

**Periferinio deguonies prisotinimo pridėtinės vertės tyrimas
atpažįstant ūminį miokardo infarktą ant riešo nešiojamu
įrenginiu**

Baigiamasis magistro projektas

Dinara Laurutėnaitė

Projekto autorė

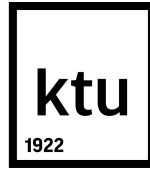
doc. dr. Andrius Petrėnas

Vadovas

dokt. Karolina Eitminavičienė

Konsultantė

Kaunas, 2026



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

**Periferinio deguonies prisotinimo pridėtinės vertės tyrimas
atpažįstant ūminį miokardo infarktą ant riešo nešiojamu
įrenginiu**

Baigiamasis magistro projektas

Biomedicininė inžinerija (6211EX002)

Dinara Laurutėnaitė

Projekto autorė

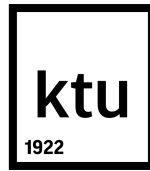
doc. dr. Andrius Petrėnas

Vadovas

dr. Vilma Pluščiauskaitė

Recenzentė

Kaunas, 2026



Kauno technologijos universitetas

Elektros ir elektronikos fakultetas

Dinara Laurutėnaitė

Periferinio deguonies prisotinimo pridėtinės vertės tyrimas atpažįstant ūminį miokardo infarktą ant riešo nešiojamu įrenginiu

Akademinio sąžiningumo deklaracija

Patvirtinu, kad:

1. baigiamąjį projektą parengiau savarankiškai ir sąžiningai, nepažeisdama kitų asmenų autoriaus ar kitų teisių, laikydamasi Lietuvos Respublikos autorių teisių ir gretutinių teisių įstatymo nuostatų, Kauno technologijos universiteto (toliau – Universitetas) intelektinės nuosavybės valdymo ir perdavimo nuostatų bei Universiteto akademinės etikos kodekse nustatytų etikos reikalavimų;
2. baigiamajame projekte visi pateikti duomenys ir tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti teisėtai, nei viena šio projekto dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar elektroninių šaltinių, visos baigiamojo projekto tekste pateiktos citatos ir nuorodos yra nurodytos literatūros sąrašė;
3. įstatymų nenumatytų piniginių sumų už baigiamąjį projektą ar jo dalis niekam nesu mokėjusi;
4. suprantu, kad išaiškėjus nesąžiningumo ar kitų asmenų teisių pažeidimo faktui, man bus taikomos akademinės nuobaudos pagal Universitete galiojančią tvarką ir būsiu pašalinta iš Universiteto, o baigiamasis projektas gali būti pateiktas Akademinės etikos ir procedūrų kontrolieriaus tarnybai nagrinėjant galimą akademinės etikos pažeidimą.

Dinara Laurutėnaitė

Patvirtinta elektroniniu būdu

Laurutėnaitė, Dinara. Periferinio deguonies prisotinimo pridėtinės vertės tyrimas atpažįstant ūminį miokardo infarktą ant riešo nešiojamu įrenginiu. Magistro baigiamasis projektas / vadovas doc. dr. Andrius Petrėnas; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas.

Studijų kryptis ir sritis (studijų kryptių grupė): Bioinžinerija, inžinerijos mokslai.

Reikšminiai žodžiai: periferinis deguonies prisotinimas (SpO_2), ūminis miokardo infarktas (ŪMI), elektrokardiograma (EKG), atpažinimas, mašininis mokymasis, sprendimų medis, algoritmas.

Kaunas, 2026. 44 p.

Santrauka

Ant riešo nešiojami elektrokardiogramos (toliau – EKG) registravimo įrenginiai, galintys vienu prisilietimu registruoti galūnių ir krūtinines EKG derivacijas, yra perspektyvi priemonė ūminiam miokardo infarktui (toliau – ŪMI) atpažinti ne klinikinėje aplinkoje. Šiame tyrime vertinta, ar periferinio deguonies prisotinimo rodiklio (toliau – SpO_2) įtraukimas kartu su EKG požymiais gali pagerinti ŪMI atpažinimo rezultatus. EKG signalai buvo registruojami ant riešo nešiojamu įrenginiu su trimis elektrodais. Sudarytos trys dviejų EKG derivacijų konfigūracijos: I ir V3–LA, I ir V5–LA bei I ir A–LA. Kiekvieną konfigūraciją sudarė standartinė I galūnių derivacija ir antroji derivacija, registruota tarp kairės rankos (LA) elektrodo bei atitinkamai V3, V5 ir pilvo srities (A).

Duomenų bazę sudarė 111 tiriamųjų, suskirstytų į tris grupes: ŪMI pacientus, kitomis širdies ir kraujagyslių ligomis sergančius pacientus ir sveikus tiriamuosius. SpO_2 reikšmės buvo registruojamos pulsoksimetru kartu su EKG signalais per 24 valandas po perkutaninės koronarinės intervencijos. ŪMI atpažinti buvo įgyvendinti gradientų tobulinimo sprendimų medžių modeliai. Kiekvienai derivacijų konfigūracijai modeliai sudaryti taikant du požymių rinkinius: tik EKG požymius ir EKG požymius kartu su SpO_2 . Įtraukus SpO_2 , visų derivacijų konfigūracijų AUC reikšmės padidėjo: I ir V3–LA konfigūracijoje – nuo 0,72 iki 0,78, I ir V5–LA konfigūracijoje – nuo 0,82 iki 0,84, o I ir A–LA konfigūracijoje – nuo 0,80 iki 0,85.

Gauti rezultatai parodė, kad SpO_2 gali suteikti papildomos informacijos atpažįstant ŪMI, kai šis rodiklis taikomas kartu su EKG požymiais. Vis dėlto šio rodiklio pridėtinė vertė buvo mažesnė atskiriant ŪMI pacientus nuo pacientų, sergančių kitomis širdies ir kraujagyslių ligomis. SpO_2 pridėtinę vertę tikslinga toliau vertinti naudojant didesnę tiriamųjų imtį ir registruojant šį rodiklį tuo pačiu ant riešo nešiojamu įrenginiu kaip ir EKG signalus.

Laurutėnaitė, Dinara. Evaluation of the added value of peripheral oxygen saturation for acute myocardial infarction detection using a wrist-worn device. Master's Final Degree Project / supervisor Assoc. Prof. Andrius Petrėnas; Faculty of Electrical and Electronics Engineering, Kaunas University of Technology.

Study field and area (study field group): Bioengineering, Engineering Sciences.

Keywords: Peripheral oxygen saturation, acute myocardial infarction, detection, electrocardiogram, machine learning, decision tree, algorithm.

Kaunas, 2026. 44 p.

Summary

A wrist-worn electrocardiogram (ECG) recording device capable of acquiring both limb and precordial ECG leads through a simple touch interaction represents a promising approach for acute myocardial infarction (AMI) detection outside clinical settings. This study investigated whether incorporating peripheral oxygen saturation (SpO_2) together with ECG features could improve AMI detection results. ECG signals were acquired using a wrist-worn device equipped with three electrodes. Three ECG lead configurations were formed: I & V3–LA, I & V5–LA, and I & A–LA. Each configuration consisted of standard limb lead I and a second lead acquired between the left arm (LA) electrode and the V3 position, the V5 position, or the abdominal region (A), respectively.

The study dataset consisted of 111 subjects divided into three groups: AMI patients, patients with other cardiovascular diseases, and healthy controls. SpO_2 values were acquired using a pulse oximeter simultaneously with ECG signals within 24 hours after percutaneous coronary intervention. Gradient-boosted decision tree models were implemented for AMI detection. For each lead configuration, two feature sets were evaluated: ECG features alone and ECG features combined with SpO_2 . The inclusion of SpO_2 increased the AUC in all lead configurations: from 0.72 to 0.78 for I & V3–LA, from 0.82 to 0.84 for I & V5–LA, and from 0.80 to 0.85 for I & A–LA.

The findings suggest that SpO_2 can provide complementary information for AMI detection when used together with ECG features. However, its added value was smaller when distinguishing AMI patients from patients with other cardiovascular diseases. Further research should evaluate the added value of SpO_2 in larger study populations and under conditions where this parameter is acquired by the same wrist-worn device as the ECG signals.

Turinys

Įvadas	8
1. Literatūros analizė	10
1.1. Miokardo infarkto klinikinė reikšmė ir klasifikavimas	10
1.2. Elektrokardiogramos taikymas ūmiam miokardo infarktui atpažinti	11
1.3. SpO ₂ klinikinė reikšmė	16
1.4. Ant rankos nešiojamų įrenginių, galinčių registruoti EKG, analizė	18
1.5. Miokardo infarkto atpažinimo metodų analizė	20
2. Klinikinių duomenų bazė	22
2.1. Duomenų bazės sudėtis	22
2.2. Ant rankos dėvimas įrenginys	23
2.3. Elektrokardiogramos registravimas	23
2.4. SpO ₂ rodiklių registravimas ir korekcija	24
3. Ūmaus miokardo infarkto atpažinimo algoritmas	26
3.1. Gradientų tobulinimo sprendimų medžio algoritmo taikymas	26
3.2. Klinikiniai EKG požymiai	26
3.3. Algoritmo patikimumo vertinimo metodika	26
3.4. Algoritmo įgyvendinimas	27
4. SpO₂ pridėtinės vertės analizė	30
4.1. Tyrimo rezultatai	30
4.2. Diskusija	34
Išvados ir rekomendacijos	36
Literatūros sąrašas	37
Priedai	41
1 priedas. Darbo viešinimas: CinC 2026 konferencija	41

Įvadas

ŪMI yra viena dažniausių mirties ir neįgalumo priežasčių. Ankstyva diagnostika ir gydymas šiuo atveju yra kritiškai svarbūs. Pavyzdžiui, net 30 minučių vėlavimas iki reperfuzinės terapijos gali lemti 8 % didesnį mirtingumą per vienerius metus [1]. Dėl šios priežasties yra aktualios plačiai prieinamos ir lengvai naudojamos technologijos, galinčios padėti atpažinti ŪMI ne klinikinėje aplinkoje, pasireiškus pirmiesiems simptomams, pavyzdžiui, krūtinės skausmui [2, 3].

Sparčiai plintant nešiojamiems įrenginiams, ŪMI atpažinimas naudojant ant riešo nešiojamus įrenginius tampa perspektyvia kryptimi. Šiuo metu tokie įrenginiai dažniausiai registruoja tik vienos derivacijos elektrokardiogramą (toliau – EKG). Vienos derivacijos EKG pakanka kai kuriems ritmo sutrikimams, pavyzdžiui, prieširdžių virpėjimui, atpažinti, tačiau ŪMI atveju dažniausiai reikalinga išsamesnė širdies elektrinio aktyvumo analizė [4]. Taip yra todėl, kad ŪMI sukelti pokyčiai gali pasireikšti skirtingose derivacijose, priklausomai nuo infarkto lokalizacijos miokarde. Siekiant gauti daugiau diagnostinės informacijos, gali būti taikomas ant rankos nešiojamas įrenginys su trimis elektrodais, vienu metu registruojantis dvi EKG derivacijas: standartinę I galūnių derivaciją ir antrąją derivaciją, priklausančią nuo pasirinktos lietimvietos, pavyzdžiui, krūtinės srityje.

Tokio įrenginio galimybės atpažinti ŪMI įvertintos tyrime [5], kuriame taikyti konvoliucinių neuroninių tinklų (angl. *convolutional neural networks*, CNN) ir gradientų tobulinimo sprendimų medžių (angl. *gradient boosted decision trees*, GBDT) algoritmai. Gauti rezultatai buvo panašūs į kardiologų atliekamo vertinimo rezultatus [6]. Vis dėlto dėl sumažinto derivacijų skaičiaus išlieka poreikis papildomiems informacijos šaltiniams, galintiems pagerinti ŪMI atpažinimo rezultatus.

Vienas iš galimų papildomų informacijos šaltinių yra periferinis deguonies prisotinimas (toliau – SpO₂), kuris gali būti nustatomas iš ant riešo nešiojamo įrenginiu užregistruotų fotopletizmografinių (toliau – FPG) signalų. Nors SpO₂ nėra specifinis ŪMI diagnostinis rodiklis, sumažėjęs deguonies prisotinimas gali būti susijęs su pakitusia paciento fiziologine būkle ŪMI metu [7]. Be to, ūminio koronarinio sindromo gairėse deguonies terapija rekomenduojama pacientams, kuriems nustatyta hipoksemija, dažniausiai kuomet SpO₂ yra mažesnis nei 90 % [8, 9]. Kadangi SpO₂ atspindi kitą fiziologinę sritį nei širdies elektrinis aktyvumas, šis rodiklis gali papildyti EKG analizę.

Šio tyrimo tikslas – ištirti SpO_2 pridėtinę vertę atpažįstant ŪMI ant riešo nešiojamu įrenginiu užregistruotuose EKG signaluose.

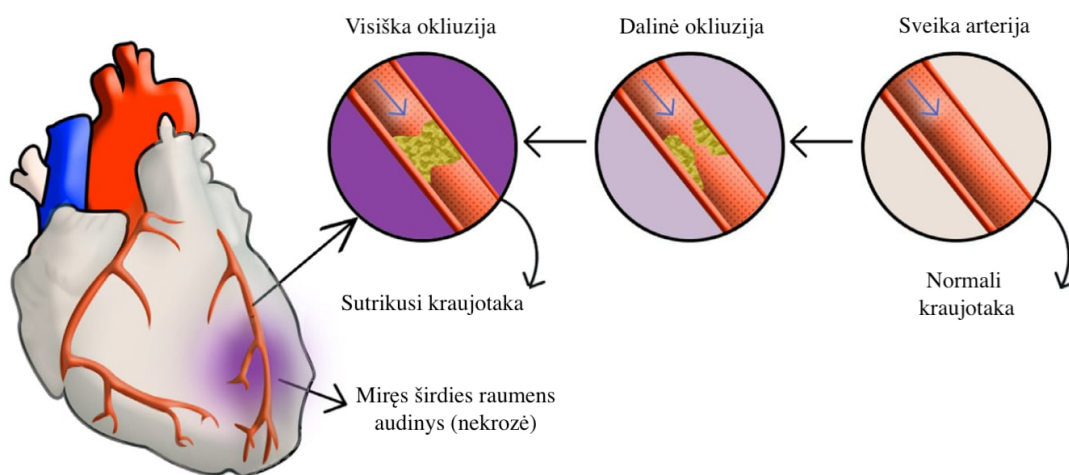
Tikslui pasiekti iškelti uždaviniai:

1. įgyvendinti ŪMI atpažinimo algoritmą, naudojant ant riešo nešiojamu įrenginiu užregistruotus EKG signalus ir SpO_2 požymį;
2. ištirti algoritmo diagnostinį tikslumą, naudojant ŪMI patyrusių pacientų duomenų bazę;
3. įvertinti SpO_2 požymio pridėtinę vertę ir nustatyti kokiais atvejais šis požymis pagerina arba pablogina sprendimą.

1. Literatūros analizė

1.1. Miokardo infarkto klinikinė reikšmė ir klasifikavimas

Vainikinių arterijų liga, dažniausiai sukeliama aterosklerozės, yra viena labiausiai paplitusių širdies ir kraujagyslių ligų. Aterosklerozės metu vidiniame arterijos sienelės sluoksnyje susiformuoja plokštelės, sudarytos iš riebalų, cholesterolio, kalcio ir kitų medžiagų. Šios plokštelės susiaurina kraujagyslės spindį ir apriboja kraujo tekėjimą vainikinėmis arterijomis, kurios aprūpina miokardą deguonimi prisotintu krauju. Plyšus plokštelei, jos vietoje gali susidaryti trombas, sukiantis dalinę arba visišką vainikinės arterijos okliuziją (užsikimšimą) [10, 11, 12]. Vainikinės arterijos okliuzijos iliustracija pateikta 1 pav.



1 pav. Vainikinės arterijos visiška ir dalinė okliuzija [10]

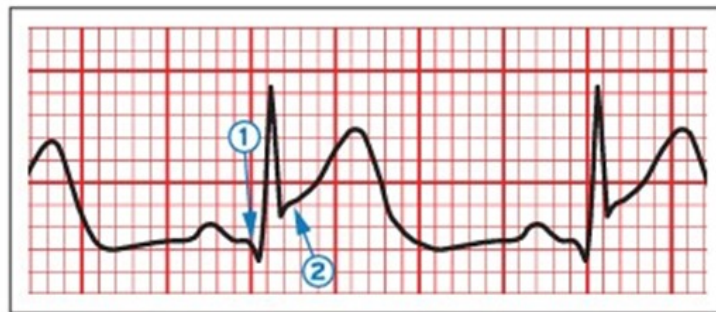
Dėl šios priežasties gali išsivystyti ūminis koronarinis sindromas (angl. *acute coronary syndrome*, toliau – ŪKS), kurio viena iš formų yra ŪMI. Sutrikus kraujotakai miokarde, išsivysto išemija. Laiku neatkūrus kraujotakos, pažeistoje miokardo srityje pradeda žūti ląstelės. Šis negrįžtamas procesas vadinamas miokardo nekroze [10, 11, 12].

ŪMI klinikiniai požymiai gali būti įvairūs. Dažniausiai jaučiamas užsitęsęs spaudimas ar skausmas krūtinėje, kuris gali plisti į petį, ranką, kaklą ar žandikaulį. Taip pat gali pasireikšti pykinimas, galvos svaigimas, dusulys ir prakaitavimas. Kai kuriais atvejais ŪMI gali sukelti sunkią būklę ar staigią mirtį, tačiau gali būti ir besimptomis [12, 13]. ŪMI diagnostikai taikomos įvairios priemonės: fizinė apžiūra, biožymenų tyrimai, angiografija ir EKG [11].

Pagal ketvirtąjį visuotinį miokardo infarkto (toliau – MI) apibrėžimą MI skirstomas į kelis tipus pagal jį sukėlusią priežastį. Pirmojo tipo miokardo infarktas (spontaninis), išsivysto dėl aterosklerozinės plokštelės plyšimo, erozijos ar kitų vainikinės arterijos sienelės pakitimų, dėl kurių arterijos spindyje

susidaro trombas ir sutrinka kraujo tekėjimas į miokardą. Antrojo tipo MI išsivysto dėl deguonies stygiaus miokarde. Jį gali lemti vainikinių arterijų spazmas, embolija, anemija, kvėpavimo nepakankamumas, hipertenzija, hipotenzija ar širdies ritmo sutrikimai. Trečiojo tipo MI nustatomas staigios mirties atveju, dažnu atveju dar nespėjus surinkti klinikinių duomenų diagnozei patvirtinti. Tokiais atvejais gali būti nustatomas ST segmento pakilimas, naujai atsiradusi kairiosios Hiso pluošto kojtės blokada arba trombas vainikinėje arterijoje. Ketvirtojo tipo MI nustatomas po perkutaninės koronarinės intervencijos (toliau – PKI), kai reikšmingai padidėja širdies biožymenų reikšmės ir pasireiškia miokardo išemijos požymiai. Penktojo tipo MI nustatomas po aortokoronarinio šuntavimo operacijos [14, 15].

Pagal EKG požymius ūMI skirstomas į du tipus – STEMI (angl. *ST-elevation myocardial infarction*) ir NSTEMI (angl. *non-ST-elevation myocardial infarction*). STEMI – tai miokardo infarktas su ST segmento pakilimu, diagnozuojamas, kai elektrokardiogramoje ST segmento pakilimas nustatomas dviejose ar daugiau gretimų derivacijų [16]. EKG su ST segmento pakilimu pavyzdys pateiktas 2 pav. STEMI dažniausiai atitinka pirmojo ir trečiojo tipų miokardo infarktą.



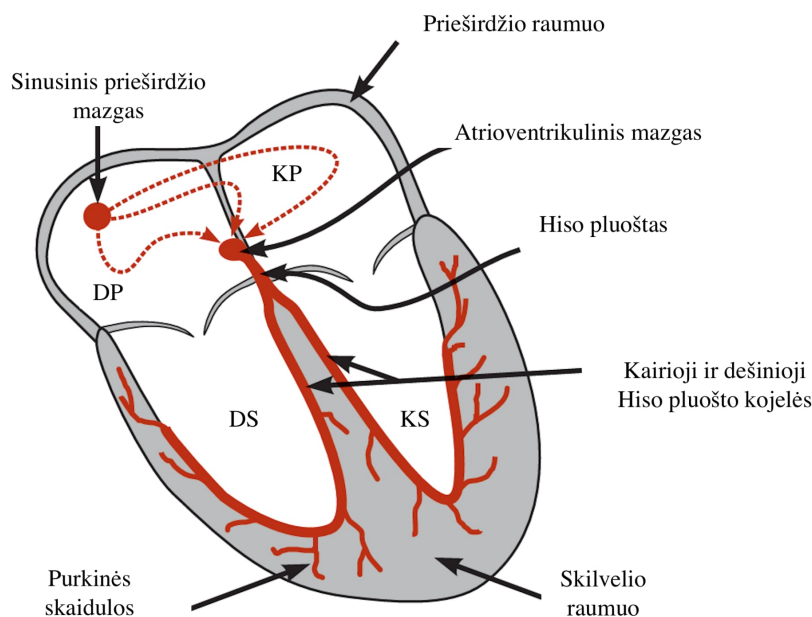
2 pav. EKG su ST segmento pakilimu: 1 – Q bangos pradžia, laikoma atskaitos tašku; 2 – ST segmento pakilimas ir J taško atsiradimas [14]

STEMI dažniausiai sukelia visiška arba dalinė vainikinės arterijos okliuzija, todėl itin svarbu kuo greičiau atkurti kraujotaką [11]. Laiku atlikta reperfuzinė terapija, dažniausiai PKI, padeda apriboti miokardo nekrozės plitimą ir padidina tikimybę išgyventi [6, 15, 17]. Kai kuriais atvejais sprendimas dėl PKI priimamas remiantis EKG duomenimis, užregistruotais klinikiniais ar nešiojamais įrenginiais, dar neturint išsamios informacijos apie paciento būklę [6].

1.2. Elektrokardiogramos taikymas ūmiam miokardo infarktui atpažinti

Elektrokardiografija yra širdies elektrinio aktyvumo registravimo metodas, o gautas grafinis užrašas – elektrokardiograma [18, 19]. EKG yra svarbus neinvazinis klinikinės diagnostikos metodas, taikomas širdies ritmo sutrikimams, elektrinio laidumo pokyčiams, miokardo išemijai ar infarktui atpažinti [20]. Prieš aptariant EKG taikymą ūMI atpažinti, svarbu apžvelgti širdies elektrinės veiklos ir EKG registravimo principus.

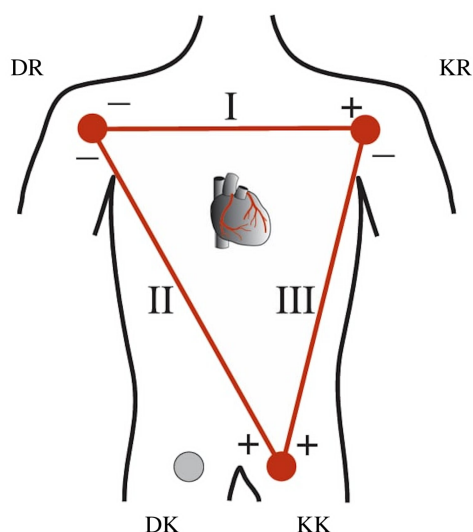
Širdies veikla prasideda nuo elektrinio reiškinio – depoliarizacijos. Širdies elektrinis impulsas (veikimo potencialas), susidaro sinusiniame mazge, esančiame dešiniajame prieširdyje. Toliau jis plinta širdies laidžiąja sistema, kurią sudaro atrioventrikulinis mazgas, Hiso pluoštas, dešinioji ir kairioji Hiso pluošto kojelės bei Purkinės skaidulų sistema. Šia sistema sužadiniamas pasiekia skilvelių raumenines skaidulas ir sukelia mechaninį atsaką – skilvelių miokardo susitraukimą. Ši širdies ciklo fazė vadinama sistole. Vėliau, vykstant membranos repoliarizacijai, širdies ciklas pereina į diastolės fazę, kurios metu širdies raumuo atsipalaiduoja [18, 21]. Širdies laidžioji sistema pateikta 3 pav.



3 pav. Širdies laidžioji sistema: DP – dešinysis prieširdis, KP – kairysis prieširdis, DS – dešinysis skilvelis, KS – kairysis skilvelis [20]

Elektrokardiografijos technologijos ilgainiui keitėsi nuo analoginių iki šiuolaikinių skaitmeninių įrenginių, tačiau klasikinė EKG iki šiol grindžiama V. Einthoveno, E. Goldbergerio ir F. Vilsono pasiūlytais principais [21]. Standartinei klinicinei EKG registruoti naudojama 10 elektrodų, kurie yra išdėstomi ant kūno. Elektrodai įprastai fiksuojami ant abiejų rankų bei kojų, likę 6 elektrodai fiksuojami krūtinės srityje. Tokiu būdu užregistruotas EKG signalas yra sudarytas iš 12 derivacijų. Šios derivacijos parodo bendrą širdies veiklos vaizdą iš skirtingų perspektyvų [22].

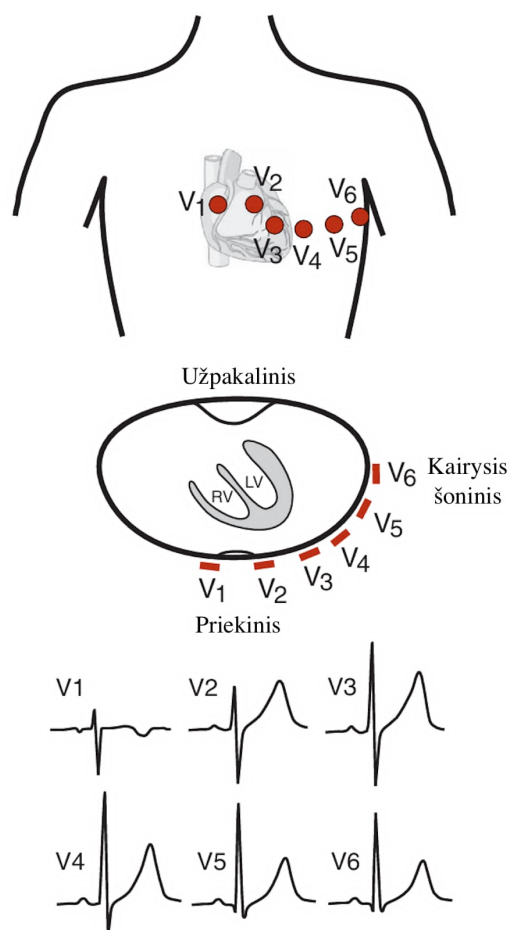
EKG derivacijos skirstomos į galūnių ir krūtinines. Derivacijos gali būti dvipolės arba vienpolės. Galūnių derivacijos apima standartines dvipoles I, II ir III derivacijas, pasiūlytas V. Einthoveno, ir sustiprintas vienpoles aVR, aVL ir aVF derivacijas, pasiūlytas E. Goldbergerio [18, 21, 20]. Šios derivacijos atspindi širdies elektrinį aktyvumą frontalinėje (priekinėje) plokštumoje [21, 20]. Elektrodų išsidėstymas pavaizduotas 4 pav.



4 pav. Standartinių dvipolių galūnių derivacijų elektrodų išsidėstymas: DR – dešinė ranka, KR – kairė ranka, DK – dešinė koja, KK – kairė koja [20]

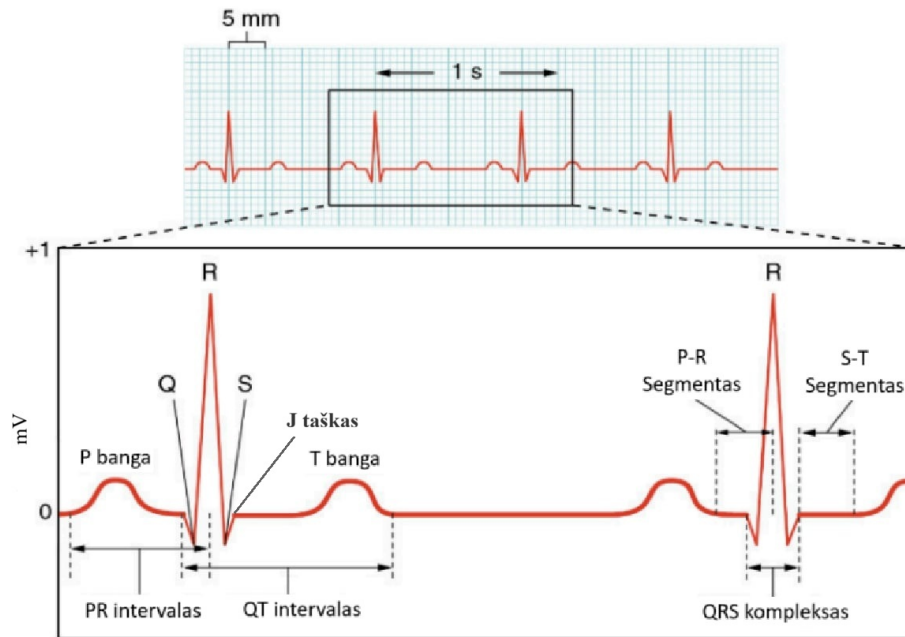
Aktyvūs elektrodai fiksuojami ant dešinės rankos (DR), kairės rankos (KR) ir kairės kojos (KK), o ant dešinės kojos fiksuojamas bendras neaktyvus (indiferentinis) elektrodas. Standartinės dvipolės derivacijos registruoja potencialų skirtumą tarp dviejų aktyvių elektrodų. I derivacija registruojama tarp dešinės ir kairės rankos, II – tarp dešinės rankos ir kairės kojos, o III – tarp kairės rankos ir kairės kojos. Šios derivacijos sudaro V. Einthoveno trikampį. Vienpolių derivacijų registravimo principas skiriasi tuo, kad aktyviojo elektrodo potencialas matuojamas neaktyvaus elektrodo atžvilgiu [18, 21, 20, 22]. aVR, aVL ir aVF derivacijos vadinamos sustiprintomis, nes jų amplitudė yra apie 50 % didesnė [22].

Standartinės krūtininės derivacijos yra vienpolės V1–V6, pasiūlytos F. Vilsono. Šios derivacijos atspindi širdies elektrinį aktyvumą horizontalioje plokštumoje. Kiekvienos derivacijos aktyvus elektrodas fiksuojamas ant krūtinės, o bendras neaktyvus elektrodas šiuo atveju yra atskaitos taškas, kurį sudaro galūnių elektrodai [22]. Šių krūtininių derivacijų elektrodų išsidėstymas pateiktas 5 pav.



5 pav. Krūtininių V1–V6 derivacijų elektrodų išsidėstymas ir jų EKG pavyzdžiai [20]

EKG kreivę sudaro kelios pagrindinės dalys: P banga, QRS kompleksas ir T banga. P banga atspindi prieširdžių depoliarizaciją, QRS kompleksas – skilvelių depoliarizaciją, o T banga – skilvelių repoliarizaciją. Ši EKG matoma seka sudaro vieną širdies ciklą. Prieširdžių repoliarizacija įprastai nėra matoma, nes vyksta panašiu metu kaip ir skilvelių depoliarizacija [18]. EKG kreivės pavyzdys pateiktas 6 pav.



6 pav. Standartinė EKG kreivė, kurioje pateikta P banga, QRS kompleksas, T banga bei pagrindiniai intervalai ir segmentai [23]

P bangos pirmoji dalis atspindi dešiniojo prieširdžio sužadimą, o antroji – kairiojo prieširdžio sužadimą. Sinusinio ritmo metu P banga yra teigiama, t. y. aukščiau bazinės linijos, I ir II derivacijose, o aVR derivacijoje – neigiama. V1 ir V2 krūtininėse derivacijose ji dažniausiai yra dvifazė, o likusiose krūtininėse derivacijose – teigiama. PR intervalas parodo laiką nuo prieširdžių depoliarizacijos pradžios iki skilvelių depoliarizacijos pradžios. Kitaip tariant, tai laikas, per kurį sinusiniame mazge susidaręs elektrinis impulsas plinta prieširdžiais ir laidžiąja sistema iki skilvelių [22].

QRS komplekse R banga yra teigiama, o Q ir S bangos – neigiamos. Priklausomai nuo derivacijos, ne visos QRS komplekso bangos gali būti aiškiai išreikštos [21, 18]. Q banga gali būti ryškesnė III ir aVR derivacijose, o mažos Q bangos sveikiems asmenims dažniau matomos kairiosiose krūtininėse derivacijose. Krūtininėse derivacijose R bangos amplitudė įprastai didėja nuo V1 iki V6, tačiau V1 derivacijoje R banga gali būti visai neišreikšta. Tokiu atveju registruojamas QS kompleksas [22].

QRS komplekso pabaigos ir ST segmento pradžios susikirtimo taškas vadinamas J tašku. ST segmentas prasideda J taške ir tęsiasi iki T bangos pradžios. Tuo metu skilvelių miokardas yra visiškai depoliarizuotas, todėl įprastai registruojamas ties bazine linija. ST segmento pakilimas arba nusileidimas dažniausiai laikomas patologija, išskyrus V2 ir V3 derivacijas. ST segmento pakilimas gali būti įgaubtos arba išgaubtos formos [22].

T banga paprastai būna teigiama I, II, V5 ir V6 derivacijose, o aVR – neigiama. T bangos amplitudė ir forma gali skirtis, tačiau ryškesni jos pokyčiai gali turėti diagnostinę reikšmę. Aukštos, smailios,

simetriškos arba invertuotos T bangos siejamos su patologiniais skilvelių repoliarizacijos pokyčiais. Miokardo išemijos atveju gali būti registruojama T bangos inversija, tačiau šis požymis nėra specifinis [22]. QT intervalas tęsiasi nuo QRS komplekso pradžios iki T bangos pabaigos ir parodo bendrą skilvelių depoliarizacijos bei repoliarizacijos trukmę [20].

Miokardo infarkto atveju EKG gali būti registruojami ST segmento, T bangos ir Q bangos pokyčiai. Jų pobūdis priklauso nuo infarkto tipo, pažeidimo lokalizacijos ir ligos stadijos. STEMI atveju dažniausiai stebimas ST segmento pakilimas gretimose derivacijose. NSTEMI atveju dažniau registruojami ST segmento nusileidimas (depresija) ir T bangos inversija. Vėlesnėje infarkto stadijoje gali susiformuoti patologinės Q bangos, kurios rodo negrįžtamą miokardo pažeidimą. Ligos eigoje šie požymiai gali kisti, todėl EKG dažnai kartojama [12, 16].

Skirtingos derivacijos registruoja širdies elektrinį aktyvumą iš skirtingų perspektyvų, todėl pagal EKG pokyčių vietą galima įvertinti galimą pažeidimo lokalizaciją. Priekinės sienelės ir pertvaros srities pokyčiai dažniausiai vertinami V1–V4 derivacijose, apatinės sienelės – II, III ir aVF derivacijose, šoninės sienelės – I, aVL, V5 ir V6 derivacijose, o užpakalinės sienelės pažeidimas gali būti netiesiogiai matomas V1–V2 derivacijose. Taip pat gali būti nustatomos mišrios lokalizacijos, pavyzdžiui, priekinės–šoninės (angl. *anterolateral*) sienelės arba apatinės–užpakalinės (angl. *inferoposterior*) sienelės miokardo infarktas [12, 16].

1.3. SpO₂ klinikinė reikšmė

Deguonis (O₂) kraujyje yra dvejopo pavidalo: chemiškai susijungęs su eritrocituose esančiu hemoglobinu (toliau – Hb) ir fiziškai absorbavęsis kraujo plazmoje. Didžioji deguonies dalis (97–98 %) iš plaučių į audinius pernešama susijungusi su Hb, o likęs kiekis (2–3 %) yra absorbavęsis plazmoje [24].

Deguonies prisotinimas laikomas vienu iš pagrindinių gyvybinių rodiklių. Kiti svarbūs rodikliai – arterinis kraujospūdis, širdies ritmas, kvėpavimo dažnis ir kūno temperatūra. Deguonies prisotinimas yra kliniškai svarbus vertinant kardiopulmoninę funkciją [25, 26]. Audinių aprūpinimą deguonimi lemia širdies išstumiamo kraujo tūris ir arterinio kraujo deguonies kiekis (toliau – CaO₂). Pastarasis priklauso nuo Hb koncentracijos ir arterinio deguonies prisotinimo (toliau – SaO₂). SaO₂ apibrėžiamas kaip oksigenuoto hemoglobino (toliau – HbO₂) santykis su bendru hemoglobino kiekiu kraujyje, išreikštas procentais [24]:

$$SaO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} \cdot 100\%. \quad (1)$$

HbO₂ kiekis priklauso nuo arterinio kraujo deguonies dalinio (parcialinio) slėgio (toliau – PaO₂).

Didėjant PaO₂, HbO₂ kiekis taip pat didėja, tačiau šis ryšys nėra tiesinis. Hb prisotinimo priklausomybę nuo PaO₂ iliustruoja „S“ formos HbO₂ disociacijos kreivė [24]. Esant dideliame PaO₂ (80–100 mmHg), Hb yra beveik visiškai prisotintas deguonimi ir SaO₂ siekia 96–98 %. Veniniame kraujyje SaO₂ yra mažesnis, nes dalis deguonies atsiskiria nuo Hb ir difunduoja į audinius. Esant maždaug 40–50 mmHg PaO₂, SaO₂ paprastai siekia 70–80 % [24].

SaO₂ nustatomas atliekant kraujo dujų tyrimą (angl. *blood gas analysis*). Tai yra invazinis metodas ir laikomas klinikiniu standartu [26]. Kraujo dujų tyrimas nėra tinkamas nuolatiniam paciento būklės stebėjimui, todėl praktikoje plačiai taikoma pulsoksimetrija. Tai yra optinis neinvazinis periferinio SpO₂ matavimo metodas [24, 25, 26]. SpO₂ matuojamas periferinėse kūno vietose, pavyzdžiui, pirštuose ar ausies spenelyje.

Šio metodo principą galima pagrįsti tuo, kad Hb ir HbO₂ skirtingai absorbuoja šviesą. Hb geriau absorbuoja raudonąją šviesą, o HbO₂ – infraraudonąją. Dėl šios priežasties pulsoksimetrijoje naudojami du šviesos šaltiniai – raudonosios (660 nm) ir infraraudonosios (940 nm) šviesos [24, 25, 26]. Pulsoksimetrijos metu registruojamas šviesos intensyvumas, kuris kinta širdies ciklo metu: sistolės metu arterinio kraujo tūris padidėja, o diastolės metu sumažėja. Veninio kraujo tūris kinta nežymiai. Registruojamas FPG signalas išskaidomas į pastoviąją (angl. *non-pulsatile component*, toliau – DC) ir kintamąją (*pulsatile component*, toliau – AC) komponentes. DC komponentė atspindi šviesos absorbciją audiniuose ir veniniame kraujyje, o AC – arterinio kraujo tūrio pokyčius [24, 25]. Iš raudonosios ir infraraudonosios šviesos signalų AC ir DC komponentių apskaičiuojamas absorbcijos santykis R [24]:

$$R = \frac{\left(\frac{AC_{red}}{DC_{red}}\right)}{\left(\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}\right)}, \quad (2)$$

čia AC_{red} – raudonosios šviesos kintamoji komponentė, DC_{red} – raudonosios šviesos pastovioji komponentė, AC_{IR} – infraraudonosios šviesos kintamoji komponentė, DC_{IR} – infraraudonosios šviesos pastovioji komponentė.

Toliau SpO₂ nustatomas iš kalibracinių kreivių pagal R ir SaO₂ priklausomybę [24].

Kritiniams pacientams SpO₂ nuolat stebimas pulsoksimetrijos būdu. Sveikų suaugusiųjų SpO₂ paprastai siekia 95–99 % [26, 24, 27] ir priskiriamas aukštam normaliam lygiui. 90–94 % SpO₂ vertės priskiriamos žemam normaliam lygiui, o mažesnės nei 90 % reikšmės laikomos hipoksemijos požymiu [26, 24, 27]. Vertės, mažesnės nei 95 %, siejamos su didesne kvėpavimo ir kraujotakos sutrikimų bei nepalankių klinikinių baigčių rizika, o mažesnės nei 92 % laikomos indikacija išsamesniam tyrimui. Universali SpO₂ riba nėra apibrėžta, todėl kiekvienas atvejis vertinamas individualiai, atsižvel-

giant į paciento būklę [26]. Sumažėjęs SpO_2 gali būti susijęs, pavyzdžiui, su plaučių ventiliacijos ir perfuzijos sutrikimu, dujų difuzijos plaučiuose sutrikimu, sumažėjusiu širdies išstumiama kraujo tūriu ar sumažėjusia deguonies koncentracija įkvepiamame ore [26].

SpO_2 yra vienas iš gyvybinių rodiklių, galinčių suteikti papildomos informacijos apie ŪMI pacientų būklę. Literatūroje nurodoma, kad mažesnės SpO_2 reikšmės, nustatytos ŪMI pacientams dar prieš skiriant deguonies terapiją, siejamos su prastesne prognoze [27]. SpO_2 vertinimas kartu su kitais klinikiniais rodikliais, tokiais kaip širdies susitraukimų dažnis, sistolinis arterinis kraujospūdis ir paciento amžius, gali padėti tiksliau nustatyti didesnės rizikos pacientus ir priimti sprendimą dėl tolesnės paciento priežiūros [28].

Vis dėlto SpO_2 nėra specifinis miokardo pažeidimo rodiklis. Jo reikšmės gali mažėti ne tik dėl ŪMI, bet ir dėl kitų kvėpavimo ar kraujotakos sutrikimų. Todėl SpO_2 tikslinga vertinti kaip papildomą fiziologinį požymį, galintį papildyti EKG analizę.

1.4. Ant rankos nešiojamų įrenginių, galinčių registruoti EKG, analizė

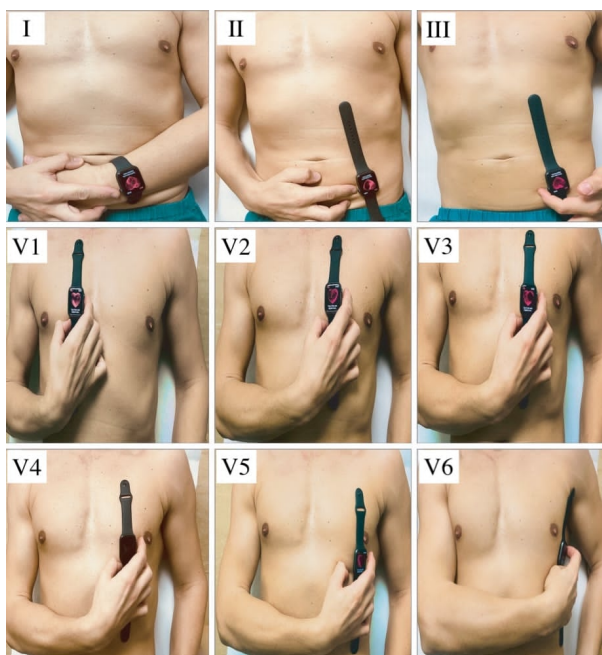
Nuolatinei sveikatos būklei stebėti vis dažniau naudojami ant rankos nešiojami įrenginiai. Jais galima ne tik stebėti fizinį aktyvumą, bet ir registruoti įvairius fiziologinius parametrus, pavyzdžiui, širdies ritmą, širdies ritmo variabilumą ir SpO_2 . Šie rodikliai nustatomi iš FPG signalų, registruojamų laikrodžio nugarėlėje integruotais optiniais jutikliais [4]. Kai kurie tokie įrenginiai gali registruoti ir EKG signalus. Tai leidžia širdies elektrinį aktyvumą bei kitus fiziologinius rodiklius vertinti ne tik klinikinėje aplinkoje, bet ir už jos ribų.

Pagrindiniai išmanieji laikrodžiai, turintys EKG registravimo funkciją, yra „Apple Watch“, „Fitbit Sense“, „Samsung Galaxy Watch“, „Withings“ ir kai kurių „Garmin“ serijų įrenginiai. EKG registruojama naudojant du elektrodus: vienas jų integruotas laikrodžio nugarėlėje, o kitas – korpuso šone. Palietus pastarąjį elektrodą kitos rankos pirštu, užregistruojama vienos derivacijos EKG, paprastai atitinkanti I standartinę galūnių derivaciją. Šios EKG informacijos gali pakakti kai kuriems širdies ritmo sutrikimams, pavyzdžiui, prieširdžių virpėjimui, nustatyti. Kadangi ŪMI gali pasireikšti skirtingose miokardo srityse, vienos derivacijos EKG šiai būklei atpažinti gali nepakakti [4].

Toliau apžvelgiami tyrimai, kuriuose nagrinėtos ant rankos nešiojamų įrenginių galimybės registruoti EKG signalus. Samol ir kt. [4] įvertino „Apple Watch Series 4“ išmaniuoju laikrodžiu registruojamų EKG signalų tinkamumą klinikiniam vertinimui. Tyrime nuosekliai registruotos šešios derivacijos: standartinės galūnių derivacijos I, II ir III bei krūtininėms derivacijoms artimos V1, V4 ir V6. Iš viso užregistruota 300 signalų. Kardiologai teisingai atpažino visas galūnių derivacijas ir 92 % krūtininių derivacijų. Be to, tyrime užregistruoti du STEMI atvejai. Abiem atvejais nustatytas ST segmento

pakilimas.

Spaccarotella ir kt. [29] ištyrė tokiu pačiu „Apple Watch Series 4“ išmaniuoju laikrodžiu užregistruotų EKG signalų taikymą ST segmento pokyčiams nustatyti MI atveju. Tyrime dalyvavo 100 tiriamųjų: 54 pacientai, kuriems nustatytas STEMI, 27 pacientai, kuriems nustatytas NSTEMI, ir 19 sveikų tiriamųjų. Laikrodį dedant skirtingose kūno vietose, buvo registruojamos devynios derivacijos: trys standartinės galūnių derivacijos I, II ir III bei šešios krūtininės derivacijos V1–V6. Laikrodžio pozicionavimas registruojant šias derivacijas pateiktas 7 pav.



7 pav. Išmaniojo laikrodžio pozicionavimas registruojant skirtingas EKG derivacijas [29]

Tuo pačiu metu buvo registruojama ir standartinė 12 derivacijų EKG. Vienas kardiologas vertino standartinės EKG, kitas – išmaniuoju laikrodžiu užregistruotus EKG signalus, o gauti rezultatai buvo palyginti tarpusavyje. Nustatyta, kad išmaniuoju laikrodžiu užregistruoti ST segmento pokyčiai reikšmingai nesiskyrė nuo standartinės EKG. STEMI atpažinimo jautrumas siekė 93 %, o specifiškumas – 95 % [29].

Šie tyrimai parodė, kad ant rankos nešiojamais įrenginiais registruojami EKG signalai gali būti tinkami klinikiniam vertinimui ir MI požymiams atpažinti. Vis dėlto praktinis jų taikymas priklauso nuo registruojamų derivacijų skaičiaus ir signalų kokybės. Kitame poskyryje apžvelgiami metodai, skirti ŪMI atpažinti iš sumažinto derivacijų skaičiaus EKG [29].

1.5. Miokardo infarkto atpažinimo metodų analizė

ŪMI atpažinti iš EKG signalų taikomi įvairūs automatiniai metodai. Jie gali būti grindžiami mašininio mokymosi arba giliojo mokymosi algoritmais. Taikant mašininio mokymosi metodus, iš EKG signalų pirmiausia išskiriami diagnostinę informaciją atspindintys požymiai, kuriuos vėliau galima naudoti klasifikavimo modeliui apmokyti. Taikant giliojo mokymosi metodus, modeliui galima pateikti neapdorotus arba apdorotus EKG signalus, o informatyvūs požymiai išmokstami automatiškai mokymo metu.

Cho ir kt. [30] pasiūlė CNN algoritmą MI atpažinti naudojant 12 arba 6 derivacijų EKG. Tyrime MI diagnozė nustatyta remiantis koronarinės angiografijos, laboratorinių tyrimų ir kitais klinikiniais duomenimis. Modeliui mokyti naudotos 9536 EKG iš 5205 pacientų. Modelio veikimui įvertinti naudotos 1301 EKG vidinei ir 1768 EKG išorinei validacijai. Šešių derivacijų modelyje naudotos standartinės ir sustiprintos galūnių derivacijos aVL, I, -aVR, II, aVF ir III, o krūtininių derivacijų informacijai iš galūnių derivacijų atkurti taikytas variacinis autoenkoderis (angl. *Variational Autoencoder*, toliau – VAE).

Išorinės validacijos metu 12 derivacijų modelio AUC (angl. *area under the curve*) reikšmė siekė 0,901, o 6 derivacijų modelio su VAE – 0,854. Be VAE 6 derivacijų modelio AUC buvo 0,726, todėl galima teigti, kad krūtininių derivacijų rekonstrukcija pagerino modelio veikimą. Vertinant STEMI atpažinimą, 6 derivacijų modelio su VAE AUC siekė 0,925. Atlikta jautrumo žemėlapių analizė parodė, kad didžiausią reikšmę algoritmo sprendimams turėjo ST segmentas, tačiau kai kuriais atvejais reikšmingi buvo ir QRS komplekso bei T dantelio pokyčiai.

Jančiulevičiūtė ir kt. [5] pasiūlė metodus ŪMI atpažinti iš dviejų derivacijų EKG. EKG signalai buvo užregistruoti ant rankos nešiojamu įrenginiu su trimis elektrodais, o abi derivacijos gautos vienu prisilietimu. Pirmoji buvo standartinė I galūnių derivacija, o antroji priklausė nuo pasirinktos kūno vietos – V3, V5 arba pilvo srities. Tokiu būdu gautos trys dviejų derivacijų konfigūracijos: I ir V3–LA, I ir V5–LA bei I ir A–LA. Buvo įgyvendinti ir palyginti du metodai: CNN ir GBDT algoritmai.

Šiame tyrime naudotos dvi duomenų bazės. Modeliams mokyti ir validuoti naudota PTB-XL duomenų bazė, kurią sudarė 238 ŪMI pacientų ir 685 sveikų tiriamųjų EKG. EKG atsitiktinai suskirstytos į dvi dalis: 80 % jų buvo skirta modeliams mokyti, o likę 20 % – validuoti. Kadangi PTB-XL duomenų bazėje pateiktos standartinės 12 derivacijų EKG, jos buvo rekonstruotos taip, kad atitiktų šiame tyrime naudotas ant rankos nešiojamu įrenginiu užregistruotas EKG. Kita duomenų bazė buvo skirta testuoti. Ją sudarė 123 tiriamieji: 44 ŪMI pacientai, 40 kitomis širdies ir kraujagyslių ligomis sergančių pacientų ir 39 sveiki tiriamieji.

Buvo įgyvendinti keturi CNN modeliai. Vienam modeliui naudotos visos keturios derivacijos, o kitiems trims – atskiros dviejų derivacijų konfigūracijos: I ir V3–LA, I ir V5–LA bei I ir A–LA. Modeliams pateikti iš EKG signalų išskirti vidutiniai širdies ciklai. ŪMI atpažinti taikytas trijų konvoliucinių sluoksnių neuroninis tinklas. Geriausi rezultatai gauti naudojant modelį, kuriam buvo pateiktos visos keturios derivacijos: I, V3–LA, V5–LA ir A–LA. Šio modelio jautrumas siekė 0,77, o specifiškumas – 0,75. Naudojant I ir V3–LA derivacijų konfigūraciją, jautrumas buvo 0,70, o specifiškumas – 0,68. I ir V5–LA konfigūracijos jautrumas siekė 0,77, o specifiškumas – 0,73. I ir A–LA konfigūracijos jautrumas ir specifiškumas buvo atitinkamai 0,68 ir 0,72.

Toliau įgyvendinti keturi GBDT modeliai. Jų mokymui iš vidutinių širdies ciklų išskirti kliniškai reikšmingi požymiai: T bangos amplitudė, J taško amplitudė, amplitudė 80 ms po J taško ir Q bangos amplitudė. Kaip ir CNN modeliams, GBDT modeliams naudotos tos pačios derivacijų konfigūracijos. Dviejų derivacijų modeliams pateikti aštuoni požymiai, o keturių derivacijų modeliui – šešiolika požymių.

GBDT modelių atveju geriausi rezultatai taip pat gauti naudojant visas keturias derivacijas. Šio modelio jautrumas siekė 0,77, o specifiškumas – 0,72. Naudojant I ir V3–LA derivacijų konfigūraciją, jautrumas siekė 0,70, o specifiškumas – 0,74. I ir V5–LA konfigūracijos jautrumas siekė 0,77, o specifiškumas – 0,71. I ir A–LA konfigūracijos jautrumas ir specifiškumas buvo atitinkamai 0,75 ir 0,69. Požymių svarbai įvertinti taikytas SHAP metodas. Nustatyta, kad didžiausią įtaką GBDT modelių sprendimams dažniausiai turėjo J taško amplitudė.

Nors CNN modeliai pasiekė šiek tiek geresnius rezultatus, EKG intervalai, turėję didžiausią įtaką jų sprendimams, retai sutapo su klinikinėje praktikoje ŪMI diagnostikai naudojamais požymiais [5].

2. Klinikinių duomenų bazė

Šiame magistro baigiamajame projekte naudoti klinikiniai EKG signalai ir SpO₂ rodikliai buvo užregistruoti Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų Kardiologijos skyriuje. Tyrimui vykdyti buvo gautas Vilniaus regioninio biomedicininų tyrimų etikos komiteto leidimas (Nr. 158200-18/7-1052-557) [5].

2.1. Duomenų bazės sudėtis

Tiriamieji buvo suskirstyti į tris grupes: pacientus, kuriems diagnozuotas ŪMI, pacientus, kuriems nustatytos kitos širdies ir kraujagyslių ligos ar sutrikimai, pavyzdžiui, dešiniojo ar kairiojo Hiso pluošto kojų blokada, prieširdžių virpėjimas, miokarditas, perikarditas, laidumo sutrikimai, praityje įvykęs miokardo infarktas bei aortos stenozė, ir sveikus tiriamuosius, praityje neturėjusius širdies ir kraujagyslių ligų. Tiriamųjų demografiniai duomenys ir duomenų bazės sudėtis pateikti 1 lentelėje [5].

1 lentelė. Tiriamųjų demografiniai duomenys ir duomenų bazės sudėtis

	ŪMI	Kitos ligos	Sveikieji
Vyrai	28	13	31
Moterys	12	3	24
Amžius, metai	62.8 ± 10.6	56.8 ± 16.8	27.1 ± 7.8
Ūgis, m	1.74 ± 0.09	1.75 ± 0.08	1.76 ± 0.11
Svoris, kg	89.0 ± 13.9	92.8 ± 17.3	72.8 ± 13.2
KMI, kg/m ²	29.4 ± 4.7	30.3 ± 6.8	23.4 ± 3.1
ŪMI tipas			
NSTEMI	9		
STEMI	31		
Kitos ligos			
Kairiojo Hiso pluošto kojų blokada	4	8	
Dešiniojo Hiso pluošto kojų blokada		6	
Prieširdžių virpėjimas		1	
Miokarditas		4	
Perikarditas		1	
Laidumo sutrikimas		1	
Praityje diagnozuotas infarktas	1	5	
Aortos stenozė		1	
Duomenų bazės sudėtis			
I & V3–LA	33	13	49
I & V5–LA	35	11	51
I & A–LA	25	9	51

Galutinę duomenų bazę sudarė 111 tiriamųjų. Iš tolimesnės analizės buvo pašalinti tiriamieji, kurių signalų kokybė buvo prasta, pavyzdžiui, dėl ekstrasistolių, arba kurių duomenų kiekis buvo nepakankamas analizei. ŪMI pacientų grupę sudarė 40 tiriamųjų, kitas širdies ir kraujagyslių ligas turinčių

grupę – 16, o sveikų grupę – 55 asmenys. ŪMI grupės tiriamųjų amžiaus vidurkis siekė $62,8 \pm 10,6$ metų, kitas širdies ir kraujagyslių ligas turinčių grupės – $56,8 \pm 16,8$ metų, o sveikų – $27,1 \pm 7,8$ metų. Taigi tarp ŪMI pacientų ir sveikų stebimas ryškus amžiaus skirtumas. Kūno masės indeksas ŪMI ir kitas širdies ir kraujagyslių ligas turinčių grupėse buvo panašus – atitinkamai $29,4 \pm 4,7$ ir $30,3 \pm 6,8 \text{ kg/m}^2$, o sveikų – mažesnis ir siekė $23,4 \pm 3,1 \text{ kg/m}^2$.

Tarp ŪMI pacientų nustatyti 13 priekinės–šoninės sienelės, 8 priekinės (angl. *anterior*) sienelės, 9 apatinės (angl. *inferior*) sienelės, 1 apatinės–užpakalinės sienelės ir 9 NSTEMI infarkto atvejai.

2.2. Ant rankos dėvimas įrenginys

EKG signalai buvo užregistruoti naudojant išmanų, ant rankos dėvimą įrenginį – laikrodį, kurį sukūrė Kauno technologijos universiteto Biomedicininės inžinerijos instituto mokslininkai kartu su partneriais. Įrenginys turi iš viso tris elektrodus. Vienas elektrodas yra korpuso vidinėje pusėje ir kontaktuoja su kairės rankos riešu, antrasis – išorinėje pusėje, prie jo tiriamasis prigludžia priešingos rankos pirštą. Trečiasis elektrodas yra integruotas į dirželį ir tyrimo metu pridedamas prie krūtinės arba pilvo srities, neatitraukiant piršto nuo elektrodo. Tokiu būdu užregistruojama standartinė I-oji Einthoveno derivacija ir antroji derivacija, priklausanti nuo trečiojo elektrodo padėties. Elektrokardiogramos diskretizavimo dažnis – 500 Hz. Signalams apdoroti buvo pritaikytas dvikryptis 0,5–100 Hz juostinis filtras, siekiant pašalinti bazinės linijos dreifą ir raumenų sukeltą triukšmą [5]. Ant rankos dėvimo įrenginio prototipas atvaizduotas 8 pav.

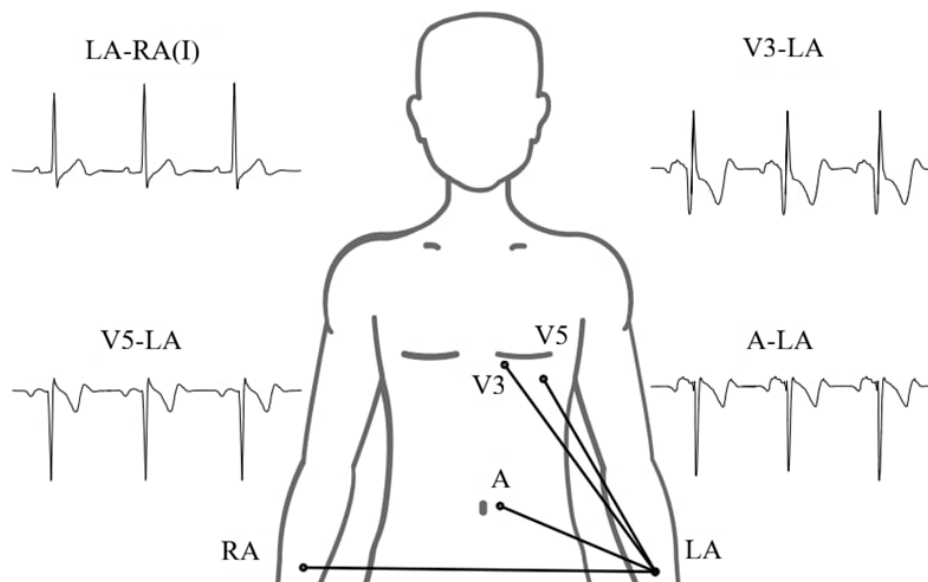


8 pav. Ant rankos dėvimo įrenginio prototipas ir jo pozicionavimas [31]

2.3. Elektrokardiogramos registravimas

Tiriamiesiems buvo užregistruoti trys dviejų derivacijų EKG signalų konfigūracijos. Pirmoji derivacija (I) buvo registruojama tarp kairės (LA) ir dešinės (RA) rankos. Antroji derivacija buvo registruo-

jama tarp kairės rankos ir trijų skirtingų padėčių – krūtinės srityje ties V3 ir V5, taip pat pilvo srityje, maždaug 2 cm kairiau nuo bambos (A). Tokiu būdu gauti trys derivacijų rinkiniai: V3–LA, V5–LA ir A–LA. Registravimo principas atvaizduotas 9 pav., kuriame pateiktos elektrodų padėtys ir EKG signalų pavyzdžiai [5].



9 pav. EKG derivacijų registravimo principas [32]

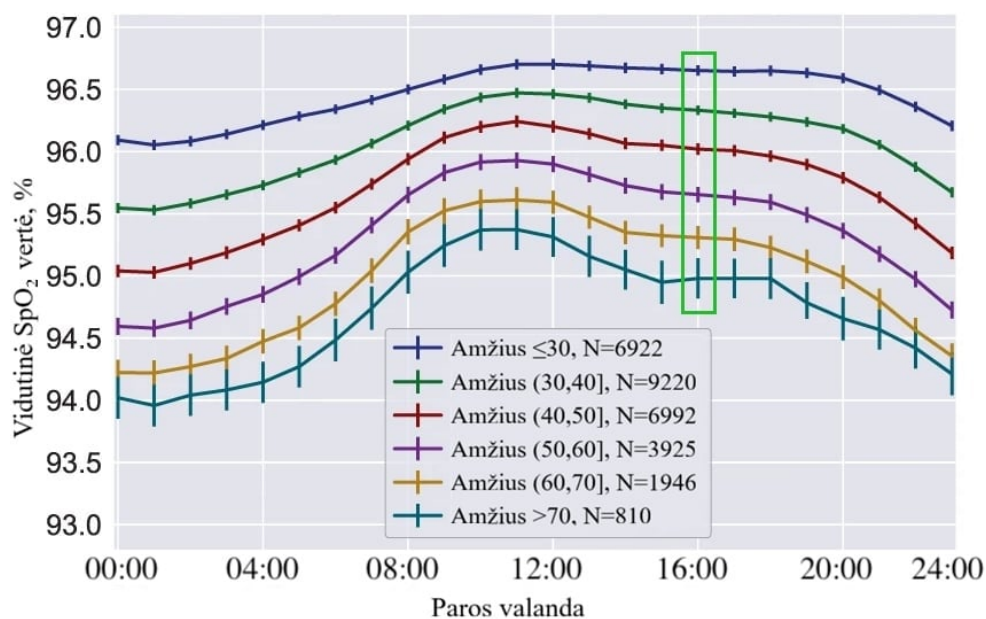
2.4. SpO₂ rodiklių registravimas ir korekcija

Periferiniai SpO₂ rodikliai buvo užregistruoti naudojant pulsoksimetrą (Nellcor PM10N, Medtronic, JAV). Pacientams rodikliai buvo registruojami sinchroniškai su EKG signalais per 24 valandas po PKI. Duomenų registravimo trukmė siekė maždaug 15 minučių. Kiekvienam tiriamajam buvo apskaičiuota mediana ir priskirta viena reprezentatyvi SpO₂ reikšmė. Kai kuriems pacientams buvo užregistruotos tik pavienės SpO₂ reikšmės.

Sveikųjų SpO₂ rodikliai svyravo nuo 95 % iki 100 %. Tuo tarpu ŪMI pacientų SpO₂ rodikliai buvo platesnių rėžių – nuo 91 % iki 100 %. Kadangi tarp šių grupių yra ryškus amžiaus skirtumas, o vyresniame amžiuje SpO₂ rodiklis natūraliai mažėja, amžius šiuo atveju gali veikti kaip paslėptas veiksnys (angl. *hidden factor*). Siekiant sumažinti jo įtaką ir tiksliau įvertinti SpO₂ pridėtinę vertę ŪMI atpažinimo algoritmui, duomenys buvo pakoreguoti.

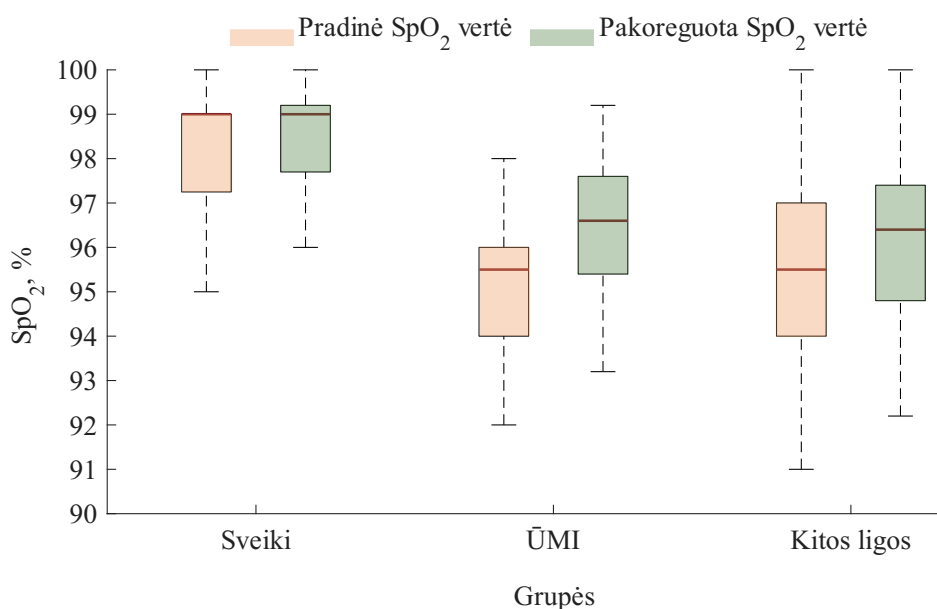
SpO₂ rodiklių korekcija atlikta remiantis Apple Heart & Movement Study tyrimo rezultatais [26]. 10 pav. pateiktos beveik 30 tūkst. tiriamųjų, suskirstytų pagal amžiaus grupes, vidutinės SpO₂ rodiklių vertės skirtingu paros metu. Prie tiriamojo pradinės SpO₂ vertės buvo pridėdamas skirtumas tarp tiriamojo amžiaus grupės vidurkio ir jaunesnių nei 30 metų tiriamųjų grupės vidurkio. Buvo naudojamos

16 valandos vidutinės SpO₂ reikšmės, nes EKG signalai ir SpO₂ tiriamesiems buvo registruoti dienos metu po PKI. Jaunesniems nei 30 metų tiriamesiems SpO₂ duomenys koreguojami nebuvo.



10 pav. SpO₂ verčių pasiskirstymas skirtingose amžiaus grupėse per 24 valandų stebėjimo laikotarpį [26]

Pradinės ir pakoreguotos SpO₂ reikšmės buvo atvaizduotos 11 pav.



11 pav. Tiriamųjų pradinės ir pakoreguotos SpO₂ vertės

Po korekcijos ŪMI grupėje SpO₂ reikšmės buvo didesnės, o kitų širdies ir kraujagyslių ligų grupėje pakito nežymiai. Persidengimas tarp sveikų tiriamųjų ir MI pacientų padidėjo, todėl galima teigti, kad amžiaus įtaka šiek tiek sumažėjo.

3. Ūmaus miokardo infarkto atpažinimo algoritmas

3.1. Gradientų tobulinimo sprendimų medžio algoritmo taikymas

ŪMI atpažinti taikytas GBDT algoritmas, aprašytas Jančiulevičiūtės ir kt. [5]. Šis metodas remiasi tuo, kad paprastesni sprendimų medžiai sujungiami į vieną stipresnį modelį. Kiekvienas naujas sprendimų medis sudaromas atsižvelgiant į ankstesnių medžių padarytas klaidas, todėl su kiekviena iteracija modelio paklaida nuosekliai mažėja.

Kiekviename medyje duomenys nuosekliai skaidomi pagal požymių reikšmes, siekiant geriau atskirti klases. Skaidymas parenkamas taip, kad būtų maksimaliai sumažinama entropija. Medžių augimas stabdomas pasiekus iš anksto nustatytus kriterijus, tokius kaip didžiausias skaidymų skaičius (angl. *maximum number of splits*) arba mažiausias imčių skaičius lapo mazge (angl. *minimum leaf size*).

3.2. Klinikiniai EKG požymiai

Šiame tyrime modelio įvesties kintamieji buvo kliniškai reikšmingi ŪMI požymiai, išskirti iš kiekvienos derivacijos suvidurkinto širdies ciklo. Požymiai buvo atrinkti bendradarbiaujant su gydytojais kardiologais [5]. Požymių rinkinį sudarė:

1. T bangos amplitudė;
2. J taško amplitudė;
3. Amplitudė, praėjus 80 ms po J taško, apibūdinanti ST segmentą;
4. Q bangos amplitudė.

Požymiai buvo normalizuoti [5]. Kiekvienai derivacijų konfigūracijai (I ir V3–LA, I ir V5–LA bei I ir A–LA) sudaryti du požymių rinkiniai: pirmasis sudarytas tik iš EKG požymių, o į antrąjį papildomai įtrauktas SpO₂ rodiklis. Pirmąjį rinkinį sudarė aštuoni požymiai, antrąjį – devyni.

3.3. Algoritmo patikimumo vertinimo metodika

Šiame tyrime sprendimų medžių algoritmo patikimumui įvertinti buvo taikyti du statistiniai įverčiai: jautrumas ir specifiškumas. Jautrumas rodo, kokia tikrųjų ŪMI atvejų dalis atpažinta teisingai. Specifiškumas rodo, kokia neigiamų atvejų dalis teisingai priskirta neigiamai klasei.

Se – jautrumas:

$$Se = \frac{TP}{TP + FN}, \quad (3)$$

Sp – specifiškumas:

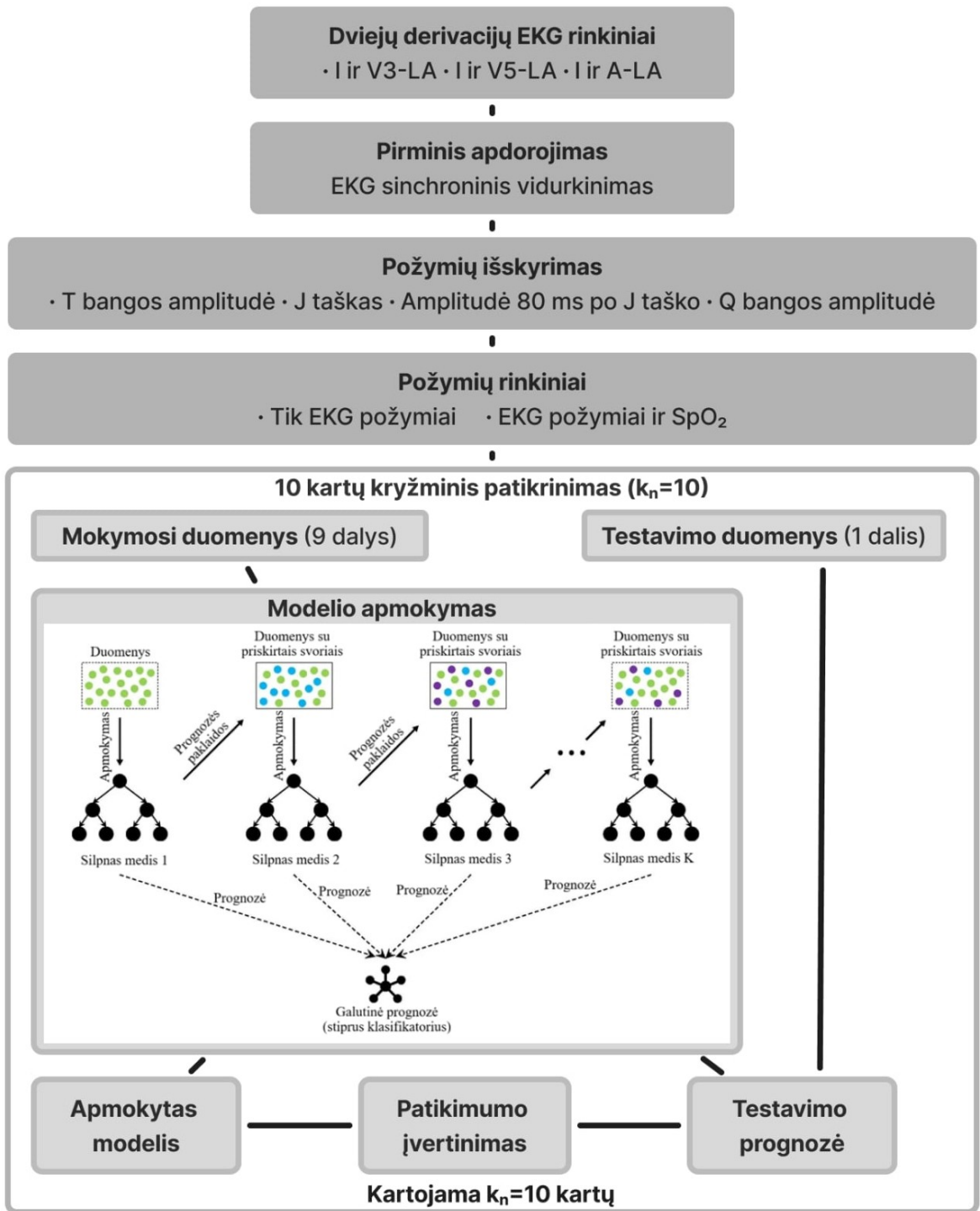
$$Sp = \frac{TN}{TN + FP}, \quad (4)$$

čia TP – teisingai teigiami atvejai (angl. *true positive*), TN – teisingai neigiami atvejai (angl. *true negative*), FP – klaidingai teigiami atvejai (angl. *false positive*), o FN – klaidingai neigiami atvejai (angl. *false negative*).

3.4. Algoritmo įgyvendinimas

Kiekvienai iš trijų derivacijų konfigūracijų buvo sudaryti du modeliai pagal anksčiau aprašytus požymių rinkinius: vienas modelis mokytas naudojant tik EKG požymius, o kitas – naudojant EKG požymius ir papildomą SpO_2 rodiklį. Iš viso įvertinti šeši modeliai.

Sudaryta ŪMI atpažinimo algoritmo schema pateikta 12 pav.



12 pav. ŪMI atpažinimo algoritmo blokinė schema [33]

GBDT modeliams buvo taikyti vienodi parametrai [5]:

- 150 medžių ansamblis;
- mokymosi greitis (angl. *learning rate*) – 0,01;
- didžiausias skaidymų skaičius kiekviename medyje (angl. *maximum number of splits*) – 6;
- mažiausias imčių skaičius, reikalingas vidiniam mazgui skaidyti (angl. *minimum parent size*) – 2;

- mažiausias imčių skaičius lapo mazge (angl. *minimum leaf size*) – 20;
- mazgų skaidymo kriterijus (angl. *split criterion*) – Gini indeksas (angl. *Gini index*).

Kiekvienas modelis vykdytas 100 kartų, naudojant identiškus parametrus ir atsitiktinių skaičių generatorių (angl. *random seeds*). Kadangi duomenų bazė buvo nedidelė, atskiros mokymo ir testavimo aibės sudarytos nebuvo. Modelių vertinimui taikyta 10 kartų kryžminė validacija. Jos metu duomenų aibė suskirstoma į 10 dalių: devynios dalys naudojamos modelio mokymui, o likusioji – testavimui. Procesas kartojamas 10 kartų, kiekvieną kartą testavimui parenkant kitą duomenų dalį.

Modelių veikimui įvertinti buvo sudarytos ROC (angl. *receiver operating characteristic*) kreivės. Optimalus sprendimo slenkstis nustatytas pagal ROC kreivę, parenkant tašką, esantį arčiausiai viršutinio kairiojo kampo. Kiekvienam ROC kreivės taškui apskaičiuotas Euklidinis atstumas iki taško (0, 1), o optimaliu laikytas tas slenkstis, kuriam šis atstumas buvo mažiausias:

$$d = \sqrt{(1 - Se)^2 + (1 - Sp)^2}, \quad (5)$$

čia d – Euklidinis atstumas nuo ROC kreivės taško iki taško (0, 1), kuriame jautrumas yra didžiausias, o klaidingai teigiamų rezultatų dalis – mažiausia.

Skirtingoms derivacijų konfigūracijoms nustatytos optimalaus sprendimo slenksčio reikšmės pateiktos 2 lentelėje.

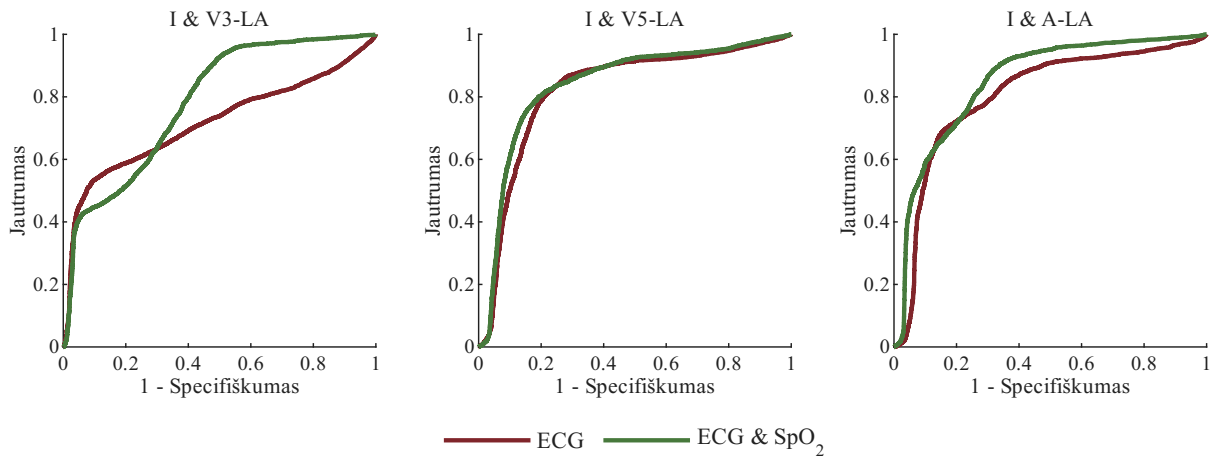
2 lentelė. Optimalaus sprendimo slenksčio reikšmės skirtingoms derivacijų konfigūracijoms

Derivacijų pora	Tik EKG požymiai	EKG požymiai ir SpO ₂ vertė
I ir V3–LA	-0,15	-0,47
I ir V5–LA	-0,33	-0,35
I ir A–LA	-0,20	-0,24

4. SpO₂ pridėtinės vertės analizė

4.1. Tyrimo rezultatai

Gautos ROC kreivės trims derivacijų konfigūracijoms pateiktos 13 pav.



13 pav. ROC kreivės skirtingoms derivacijų konfigūracijoms, sudarytos iš sujungtų kiekvieno modelio 100 vykdymų rezultatų

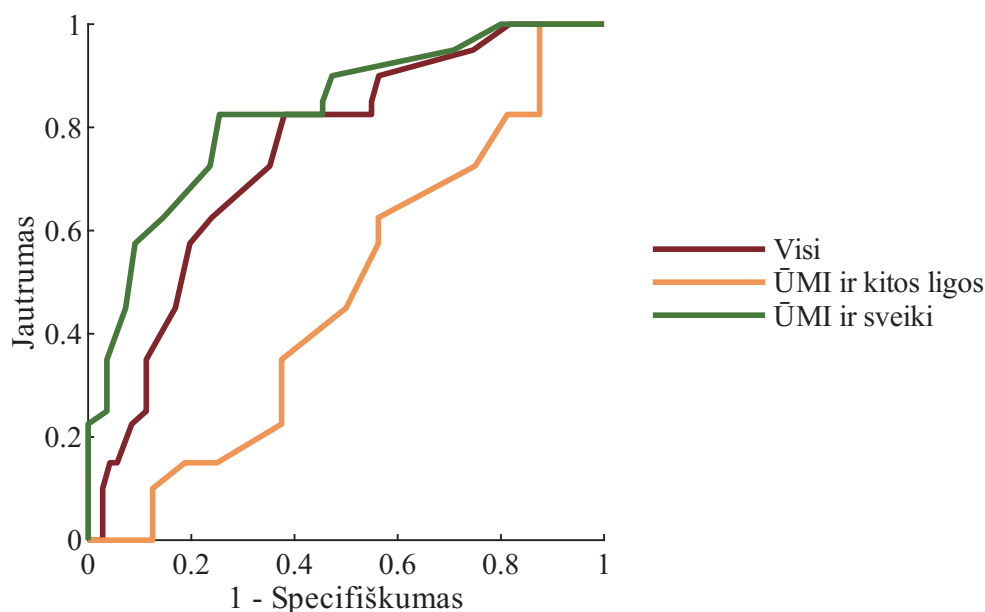
Modelių gebėjimas atskirti klases buvo vertinamas pagal AUC reikšmes. Šios reikšmės pateiktos 3 lentelėje.

3 lentelė. AUC reikšmės skirtingoms derivacijų konfigūracijoms

Derivacijų pora	Tik EKG požymiai	EKG požymiai ir SpO ₂ vertė
I ir V3-LA	0,72	0,78
I ir V5-LA	0,82	0,84
I ir A-LA	0,80	0,85

Papildomai įtraukus SpO₂ rodiklį, AUC reikšmės padidėjo visoms nagrinėtoms derivacijų konfigūracijoms. Ryškiausias teigiamas pokytis nustatytas I ir V3-LA bei I ir A-LA konfigūracijoms, o I ir V5-LA konfigūracijos AUC reikšmė pakito nežymiai.

Taip pat buvo įvertinta, kaip tiriamųjų grupės atskiriamos remiantis tik SpO₂ reikšmėmis. Šios kreivės pateiktos 14 pav.



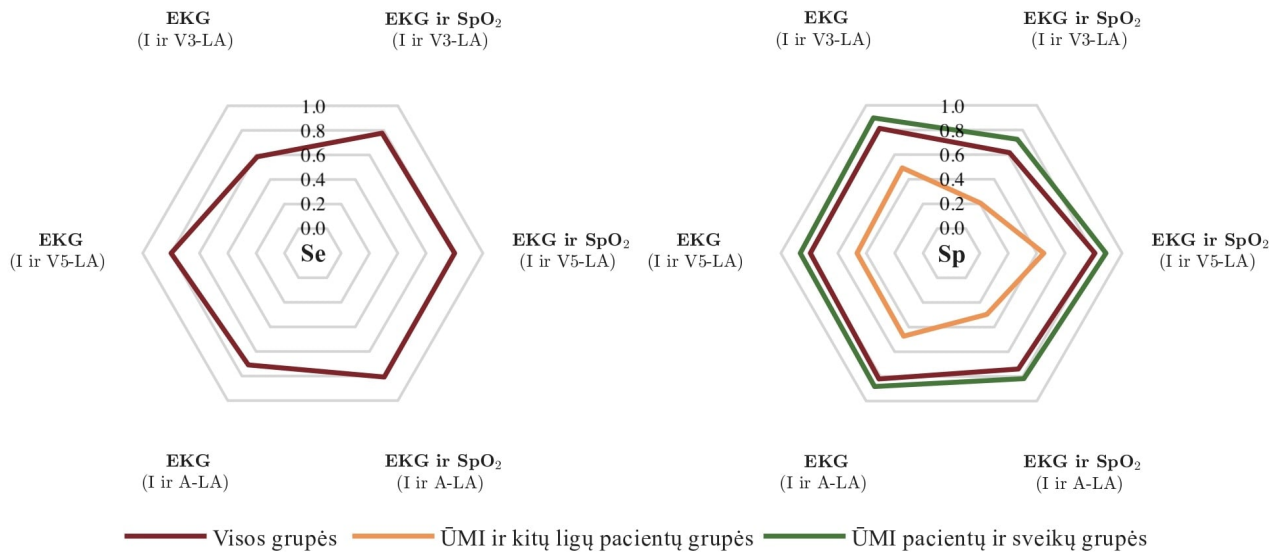
14 pav. ROC kreivės, sudarytos remiantis tik SpO_2 reikšmėmis, ir jų palyginimas tarp skirtingų tiriamųjų grupių

Geriausiai buvo atskiriamos ŪMI ir sveikų tiriamųjų grupės, prasčiausiai – ŪMI ir kitų širdies bei kraujagyslių ligų grupės. Tai galima sieti su didesniu SpO_2 reikšmių persidengimu tarp ŪMI ir kitų širdies bei kraujagyslių ligų grupių po amžiaus korekcijos.

Pritaikius optimalų sprendimo slenkstį, jautrumo ir specifiškumo rezultatai pateikti 15 pav. ir 4 lentelėje. Įtraukus SpO_2 rodiklį, jautrumas padidėjo I ir V3–LA bei I ir A–LA konfigūracijose, o I ir V5–LA konfigūracijoje išliko nepakitęs. Tuo tarpu specifiškumas I ir V3–LA bei I ir A–LA konfigūracijose sumažėjo, o I ir V5–LA konfigūracijoje padidėjo nežymiai. Atpažįstant ŪMI, jautrumo padidėjimas yra reikšmingas, nes mažina klaidingai neigiamų sprendimų skaičių. Klinikinėje praktikoje tokie sprendimai yra kritiški, kadangi neatpažintas ŪMI atvejis gali lemti uždelstą gydymą.

4 lentelė. Jautrumo ir specifiškumo reikšmės skirtingoms derivacijų konfigūracijoms

Derivacijų konfigūracija	Jautrumas		Specifiškumas	
	EKG	EKG ir SpO_2	EKG	EKG ir SpO_2
I ir V3–LA	0,59	0,78	0,81	0,62
I ir V5–LA	0,80	0,80	0,80	0,81
I ir A–LA	0,71	0,81	0,82	0,74



15 pav. Jautrumo ir specifiškumo reikšmės modeliuose, kuriuose naudoti tik EKG požymiai ir EKG požymiai kartu su SpO₂ verte, skirtingoms derivacijų poroms

Siekiant detaliau įvertinti SpO₂ požymio pridėtinę vertę ŪMI atpažinimo modeliams, atlikta individualių atvejų analizė, kurios rezultatai pateikti 5 lentelėje. Lentelėje pateikti pacientų duomenys: miokardo infarkto tipas, lokalizacija, SpO₂ reikšmė ir modelio sprendimo teisingumas taikant skirtingas derivacijų konfiguracijas. Taip pat įvertinta, kaip modelio sprendimas pasikeitė įtraukus papildomą SpO₂ požymį. Šiuo atveju kiekvienas modelis buvo vykdomas po vieną kartą.

5 lentelė. Modelių sprendimo teisingumo vertinimas individualiais atvejais skirtingose derivacijų konfigūracijose, naudojant tik EKG požymius ir papildomai įtraukus SpO₂ požymį

Tiriamasis Nr.	Tipas	Lokalizacija	Sprendimo teisingumas (tik EKG)			Sprendimo teisingumas (EKG ir SpO ₂)			SpO ₂ vertė
			V3	V5	A	V3	V5	A	
34	NSTEMI	-	FN	-	TP	FN	-	TP	94
35	STEMI	Priekinės-šoninės sienelės	TP	-	-	TP	-	-	98.6
38	NSTEMI	-	FN	TP	TP	FN	FN	TP	94.2
39	STEMI	Priekinės sienelės	-	FN	-	-	FN	-	99.2
40	STEMI	Priekinės-šoninės sienelės	TP	TP	TP	TP	TP	FN	97.2
41	STEMI	Priekinės sienelės	TP	TP	-	TP	TP	-	96.6
42	STEMI	Priekinės sienelės	-	TP	-	-	TP	-	95.2
44	STEMI	Apatinės sienelės	-	TP	-	-	TP	-	93.6
45	STEMI	Priekinės-šoninės sienelės	TP	TP	FN	TP	TP	TP	96
47	STEMI	Priekinės-šoninės sienelės	FN	TP	FN	TP	TP	FN	96.2
49	STEMI	Priekinės-šoninės sienelės	FN	FN	-	FN	FN	-	97.2
50	STEMI	Priekinės-šoninės sienelės	-	TP	FN	-	TP	FN	99
52	NSTEMI	-	FN	FN	FN	FN	FN	FN	97
53	NSTEMI	-	TP	TP	TP	TP	TP	TP	98.6
54	NSTEMI	-	TP	TP	TP	TP	TP	TP	96.6
55	STEMI	Apatinės sienelės	FN	TP	TP	FN	TP	TP	94
56	NSTEMI	-	FN	FN	FN	FN	FN	TP	95
60	STEMI	Apatinės sienelės	FN	TP	TP	FN	TP	TP	96.2
61	STEMI	Priekinės-šoninės sienelės	FN	FN	-	FN	FN	-	99.2
62	STEMI	Priekinės-šoninės sienelės	FN	FN	-	TP	TP	-	95.6
63	NSTEMI	-	FN	-	-	FN	-	-	96
64	NSTEMI	-	TP	-	-	TP	-	-	97.2
65	STEMI	Apatinės sienelės	FN	-	-	FN	-	-	98.2
69	NSTEMI	-	FN	TP	TP	FN	TP	TP	96.6
71	STEMI	Apatinės sienelės	FN	TP	-	TP	TP	-	93.2
72	STEMI	Priekinės sienelės	TP	TP	TP	TP	TP	TP	96.6
73	STEMI	Priekinės sienelės	TP	TP	TP	TP	TP	TP	97.6
76	STEMI	Priekinės sienelės	TP	TP	-	TP	TP	-	95.6
77	STEMI	Apatinės-užpakalinės sienelės	FN	TP	TP	TP	TP	TP	95.6
101	STEMI	Priekinės-šoninės sienelės	TP	TP	TP	TP	TP	TP	97.6
102	STEMI	Priekinės-šoninės sienelės	TP	TP	-	TP	FN	-	97.6
104	STEMI	Priekinės-šoninės sienelės	TP	TP	TP	TP	TP	TP	95.6
105	NSTEMI	-	-	TP	TP	TP	-	TP	95
106	NSTEMI	-	TP	TP	TP	TP	TP	TP	96.6
109	STEMI	Apatinės sienelės	TP	-	TP	TP	-	TP	97.2
110	STEMI	Priekinės sienelės	-	TP	FN	-	TP	TP	95
111	STEMI	Apatinės sienelės	TP	TP	TP	TP	TP	FN	99
112	STEMI	Priekinės-šoninės sienelės	TP	TP	FN	TP	FN	TP	97
115	STEMI	Apatinės sienelės	FN	FN	TP	FN	TP	TP	94.2
116	STEMI	Priekinės sienelės	TP	TP	TP	TP	TP	TP	97.6

Individualių atvejų analizė parodė, kad papildomo SpO₂ rodiklio įtraukimas kai kuriais atvejais pakaitė modelio sprendimą iš klaidingai neigiamo į teisingai teigiamą arba priešinga kryptimi. I ir V3–LA konfigūracijoje nustatyti keturi pokyčiai iš FN į TP, o pokyčių iš TP į FN nenustatyta. Šie pokyčiai stebėti apatinės, apatinės–užpakalinės ir priekinės–šoninės sienelės STEMI atvejais. I ir V5–LA konfigūracijoje nustatyti du pokyčiai iš FN į TP ir trys pokyčiai iš TP į FN. Teigiami pokyčiai stebėti apatinės ir priekinės–šoninės sienelės STEMI atvejais. I ir A–LA konfigūracijoje nustatyti

keturi pokyčiai iš FN į TP ir du pokyčiai iš TP į FN. Teigiami pokyčiai stebėti apatinės, apatinės–užpakalinės, priekinės sienelės STEMI ir NSTEMI atvejais. Teigiami pokyčiai dažniau nustatyti tada, kai SpO₂ reikšmė buvo mažesnė arba lygi 97 %, o pokyčiai iš TP į FN dažniau stebėti esant 97 % arba didesnėms SpO₂ reikšmėms, išskyrus vieną NSTEMI atvejį.

4.2. Diskusija

Šio tyrimo rezultatai parodė, kad kartu su EKG požymiais papildomai įtrauktas SpO₂ šiek tiek pagerino modelių gebėjimą atskirti tiriamųjų grupes. Tai rodo visoms tirtoms derivacijų konfigūracijoms padidėjusios AUC reikšmės. Didžiausias AUC pokytis nustatytas I ir V3–LA derivacijų konfigūracijai. V3 derivacija geriausiai atspindi priekinės kairiojo skilvelio sienelės elektrinius pokyčius. Vis dėlto didžiausia AUC reikšmė tiek prieš įtraukiant SpO₂, tiek po jo įtraukimo buvo nustatyta I ir V5–LA konfigūracijai. Šios konfigūracijos rezultatai po SpO₂ įtraukimo pakito tik nežymiai, todėl galima daryti prielaidą, kad vien EKG požymiai jau suteikė pakankamai informacijos ŪMI atpažinimui. Kadangi tiriamųjų imtyje dominavo priekinės ir šoninės lokalizacijos ŪMI atvejai, viena iš galimų priežasčių gali būti ta, kad V5 derivacija geriau atspindėjo šioje miokardo lokalizacijoje sukeltus pokyčius.

Kita vertus, šiuos rezultatus reikėtų interpretuoti atsižvelgus į tai, kad periferinio SpO₂ reikšmės buvo užregistruotos pulsoksimetru, o ne ant riešo nešiojamu įrenginiu, kuriuo buvo užregistruoti EKG signalai. Šis skirtumas galėjo būti reikšmingas, kadangi FPG signalų kokybė yra jautri judesio artefaktams, jutiklio padėčiai, sąlyčiui su oda, prispaudimo stiprumui ir audinių perfuzijai. Šie veiksniai, lemiantys didesnes matavimo paklaidas, ypač aktualūs registruojant signalus riešo srityje. Taigi, praktinėmis sąlygomis ant riešo nešiojamu įrenginiu registruojamos SpO₂ reikšmės gali būti mažiau patikimos [34].

Kitas šio tyrimo apribojimas buvo didelis amžiaus skirtumas tarp pacientų grupių ir sveikų tiriamųjų grupės. Kadangi tiek tiriamųjų amžius, tiek klinikinė būklė galėjo turėti įtakos mažesnėms SpO₂ reikšmėms, šioms reikšmėms buvo atlikta korekcija pagal amžių. Ši korekcija atlikta remiantis kitos tiriamųjų imties duomenimis, todėl daroma prielaida, kad joje nustatytas ryšys tarp amžiaus ir SpO₂ reikšmių tinka ir šiame darbe nagrinėtoms tiriamųjų grupėms. Vis dėlto SpO₂ reikšmėms įtakos gali turėti ne tik amžius, bet ir kiti fiziologiniai bei techniniai veiksniai, pavyzdžiui, anksčiau minėtos matavimo paklaidos. Taigi, atlikta korekcija sumažino amžiaus įtaką, tačiau nepašalino kitų SpO₂ reikšmių kintamumą lemiančių priežasčių.

Svarbu paminėti, kad ŪMI pacientų grupei SpO₂ buvo užregistruotas per 24 valandas po PKI. Tai yra vienas pagrindinių šio tyrimo apribojimų. Kadangi po PKI atkuriamas kraujotaka vainikinėse arterijose

se, po šios procedūros užregistruotos SpO₂ reikšmės galėjo būti didesnės ir nebeatspindėti pradinės ūminės pacientų būklės. Kurita ir kt. [28] tyrime nustatyta, kad pirmojo medicininio kontakto metu, dar prieš intervenciją ir deguonies terapiją, užregistruotos SpO₂ reikšmės, vertinamos kartu su kitais gyvybiniais rodikliais, padėjo tiksliau įvertinti ŪMI pacientų būklę ir identifikuoti didesnės rizikos pacientus.

Kitų tyrimų rezultatai taip pat rodo, kad SpO₂ gali būti reikšmingas vertinant ŪMI pacientų būklę. Pavyzdžiui, Yu ir kt. [27] tyrime nustatyta „U“ formos sąsaja tarp per pirmąsias 24 valandas po patekimo į intensyviosios terapijos skyrių užregistruoto SpO₂ ir ŪMI pacientų mirtingumo liginėje. Mažiausias mirtingumas nustatytas esant 94–96 % SpO₂ reikšmėms, o tiek mažesnės, tiek didesnės reikšmės buvo susijusios su didesne mirties rizika. Panašūs rezultatai gauti ir Zhou ir kt. [35] tyrime, kuriame analizuoti kritinės būklės pacientai po širdies sustojimo ir kraujotakos atkūrimo. Nustatyta, kad 95–97 % SpO₂ reikšmės buvo susijusios su palankesnėmis klinikinėmis baigtimis ir dažnesniu pacientų išrašymu į namus, o mažesnės SpO₂ reikšmės buvo susijusios su didesniu mirtingumu liginėje. Remiantis šiais rezultatais, 95–97 % SpO₂ intervalas buvo pasiūlytas kaip galimai optimalus šiai pacientų grupei. Masip ir kt. [36] tyrimo rezultatai taip pat rodo, kad SpO₂ gali būti naudingas vertinant ŪMI pacientų būklę. Tyrime mažesnės SpO₂ reikšmės buvo susijusios su sunkesniu ūminiu širdies nepakankamumu, o mažesnės nei 93 % SpO₂ reikšmės pasižymėjo didžiausiu diagnostiniu tikslumu. Taigi, galima teigti, kad SpO₂ suteikia papildomos klinikinės informacijos, tačiau turėtų būti vertinamas kartu su kitais paciento būklę atspindinčiais požymiais.

Šiame darbe atlikta individualių modelio sprendimų analizė parodė tam tikrą SpO₂ reikšmių intervalo svarbą. Vertinant modelio sprendimų pokyčius po SpO₂ požymio įtraukimo, išryškėjo 97 % SpO₂ reikšmės riba. Kai SpO₂ reikšmė buvo mažesnė arba lygi 97 %, dalis klaidingai neigiamų sprendimų pasikeitė į teisingai teigiamus. Tuo tarpu esant didesnėms SpO₂ reikšmėms, sprendimai dažniau keitėsi iš teisingai teigiamų į klaidingai neigiamus. Šie rezultatai rodo, kad SpO₂ gali turėti pridėtinę vertę atpažįstant ŪMI, tačiau tai reiktų pagrįsti tyrimuose su didesne tiriamųjų imtimi. Be to, SpO₂ turėtų būti registruojamas tuo pačiu ant riešo nešiojamu įrenginiu kaip ir EKG signalai.

Išvados

1. ŪMI atpažinti buvo sudaryti šeši GBDT modeliai trims dviejų derivacijų konfigūracijoms, naudojant du požymių rinkinius: tik EKG požymius ir EKG požymius kartu su papildomu SpO₂ požymiu.
2. Įtraukus papildomą SpO₂ požymį, AUC reikšmės padidėjo visoms derivacijų konfigūracijoms: nuo 0,72 iki 0,78 I ir V3–LA konfigūracijai, nuo 0,82 iki 0,84 I ir V5–LA konfigūracijai bei nuo 0,80 iki 0,85 I ir A–LA konfigūracijai. Jautrumas padidėjo nuo 0,59 iki 0,78 I ir V3–LA konfigūracijai ir nuo 0,71 iki 0,81 I ir A–LA konfigūracijai, o I ir V5–LA konfigūracijoje nepakito ir išliko 0,80. Specifiškumas sumažėjo nuo 0,81 iki 0,62 I ir V3–LA konfigūracijai ir nuo 0,82 iki 0,74 I ir A–LA konfigūracijai, tačiau I ir V5–LA konfigūracijai nežymiai padidėjo nuo 0,80 iki 0,81.
3. Papildoma SpO₂ požymio vertė buvo vertinama lyginant modelių rezultatus prieš šio požymio įtraukimą ir po jo:
 - vien SpO₂ požymis prasčiau skyrė ŪMI pacientus nuo pacientų, sergančių kitomis širdies ir kraujagyslių ligomis. Tai parodė ROC kreivės, sudarytos naudojant tik SpO₂ reikšmes. Gautus rezultatus galima sieti su didesniu SpO₂ reikšmių persidengimu tarp šių grupių, po atliktos korekcijos.
 - atlikta individualių atvejų analizė parodė, kad, įtraukus papildomą SpO₂ požymį, kai kuriais atvejais klaidingai neigiami sprendimai pasikeitė į teisingai teigiamus. Šiems atvejams buvo būdingos mažesnės SpO₂ reikšmės ($\leq 97\%$). Tuo tarpu pokyčiai iš teisingai teigiamo į klaidingai neigiamą dažniau nustatyti esant didesnėms SpO₂ reikšmėms ($\geq 97\%$), išskyrus vieną NSTEMI atvejį.
 - SpO₂ požymis gali suteikti papildomos fiziologinės informacijos atpažįstant ŪMI, tačiau šiai pridėtinei vertei pagrįsti reikalingi tolimesni tyrimai su didesne tiriamųjų imtimi ir SpO₂ registruojant ant rankos nešiojamu įrenginiu.

Literatūros sąrašas

1. G. De Luca, H. Suryapranata, J. P. Ottervanger, and E. M. Antman, Time delay to treatment and mortality in primary angioplasty for acute myocardial infarction: Every minute of delay counts, *Circulation*, vol. 109, no. 10, pp. 1223–1225, 2004.
2. S. T. Vernon, S. Coffey, M. D’Souza, C. K. Chow, J. Kilian, K. Hyun, J. A. Shaw, M. Adams, P. Roberts-Thomson, D. Brieger *et al.*, ST-segment–elevation myocardial infarction (STEMI) patients without standard modifiable cardiovascular risk factors—how common are they, and what are their outcomes? *J. Am. Heart Assoc.*, vol. 8, no. 21, p. e013296, 2019.
3. M. P. Turakhia, Addressing the new last-mile problem in health care with home-based complex diagnostics, *JAMA Cardiol.*, vol. 5, no. 10, pp. 1180–1181, 2020.
4. A. Samol, K. Bischof, B. Luani, D. Pascut, M. Wiemer, and S. Kaese, Single-lead ECG recordings including Einthoven and Wilson leads by a smartwatch: A new era of patient directed early ECG differential diagnosis of cardiac diseases? *Sensors*, vol. 19, no. 20, p. 4377, 2019.
5. K. Janciulevičiūtė, D. Sokas, J. Bacevičius, L. Sornmo, and A. Petrenas, ECG-based detection of acute myocardial infarction using a wrist-worn device, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2025.
6. J. M. McCabe, E. J. Armstrong, I. Ku, A. Kulkarni, K. S. Hoffmayer, P. D. Bhave, S. W. Waldo, P. Hsue, J. C. Stein, G. M. Marcus *et al.*, Physician accuracy in interpreting potential ST-segment elevation myocardial infarction electrocardiograms, *Journal of the American Heart Association*, vol. 2, no. 5, p. e000268, 2013.
7. A. Wilson and K. Channer, Hypoxaemia and supplemental oxygen therapy in the first 24 hours after myocardial infarction: the role of pulse oximetry, *Journal of the Royal College of Physicians of London*, vol. 31, no. 6, pp. 657–661, 1997.
8. R. Byrne, X. Rossello, J. Coughlan, E. Barbato, C. Berry, A. Chieffo, M. Claeys, G. Dan, M. Dweck, M. Galbraith *et al.*, 2023 ESC guidelines for the management of acute coronary syndromes, *European Heart Journal - Acute Cardiovascular Care*, vol. 13, no. 1, pp. 55–161, 2024.
9. S. V. Rao, M. L. O’Donoghue, M. Ruel, T. Rab, J. E. Tamis-Holland, J. H. Alexander, U. Baber, H. Baker, M. G. Cohen, M. Cruz-Ruiz *et al.*, 2025 ACC/AHA/ACEP/NAEMSP/SCAI guideline for the management of patients with acute coronary syndromes: a report of the American Colle-

- ge of Cardiology/American Heart Association Joint Committee on Clinical Practice Guidelines, *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 85, no. 22, pp. 2135–2237, 2025.
10. U. R. Acharya, H. Fujita, S. L. Oh, Y. Hagiwara, J. H. Tan, and M. Adam, Application of deep convolutional neural network for automated detection of myocardial infarction using ECG signals, *Inf. Sci.*, vol. 415, pp. 190–198, 2017.
 11. J. Reyes-Retana and L. Duque-Ossa, Acute myocardial infarction biosensor: A review from bottom up, *Current Problems in Cardiology*, vol. 46, no. 3, p. 100739, 2021.
 12. B. Fatimah, P. Singh, A. Singhal, D. Pramanick, R. B. Pachori *et al.*, Efficient detection of myocardial infarction from single lead ECG signal, *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 68, p. 102678, 2021.
 13. L. Lu, M. Liu, R. Sun, Y. Zheng, and P. Zhang, Myocardial infarction: Symptoms and treatments, *Cell biochemistry and biophysics*, vol. 72, 02 2015.
 14. K. Thygesen, J. S. Alpert, A. S. Jaffe, B. R. Chaitman, J. J. Bax, D. A. Morrow, H. D. White, and E. G. on behalf of the Joint European Society of Cardiology (ESC)/American College of Cardiology (ACC)/American Heart Association (AHA)/World Heart Federation (WHF) Task Force for the Universal Definition of Myocardial Infarction, Fourth universal definition of myocardial infarction (2018), *Circulation*, vol. 138, no. 20, pp. e618–e651, 2018.
 15. B. Mohebbi, St-segment elevation myocardial infarction, in *Practical Cardiology*. Elsevier, 2022, pp. 395–411.
 16. M. Saleh and J. Ambrose, Understanding myocardial infarction, *F1000Research*, vol. 7, p. 1378, 09 2018.
 17. U. R. Acharya, H. Fujita, V. K. Sudarshan, S. L. Oh, M. Adam, J. E. Koh, J. H. Tan, D. N. Ghista, R. J. Martis, C. K. Chua, C. K. Poo, and R. S. Tan, Automated detection and localization of myocardial infarction using electrocardiogram: a comparative study of different leads, *Knowledge-Based Systems*, vol. 99, pp. 146–156, 2016.
 18. B. G. Petty, *Basic Electrocardiography*, 2nd ed. Cham: Springer, 2020.
 19. J. D. Bronzino and D. R. Peterson, *Biomedical engineering fundamentals*. CRC press, 2014.
 20. R. Klabunde, *Cardiovascular physiology concepts*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
 21. T. Stracina, M. Ronzhina, R. Redina, and M. Novakova, Golden standard or obsolete method? review of ecg applications in clinical and experimental context, *Frontiers in Physiology*, vol. 13, 2022.

22. Z. Kotsialou, N. Makris, and S. Gall, Fundamentals of the electrocardiogram and common cardiac arrhythmias, *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, vol. 25, no. 3, pp. 219–222, 2024.
23. M. M. R. Khan Mamun, Significance of features from biomedical signals in heart health monitoring, *BioMed*, vol. 2, pp. 391–408, 11 2022.
24. M. Nitzan, A. Romem, and R. Koppel, Pulse oximetry: fundamentals and technology update, *Medical Devices: Evidence and Research*, vol. 7, pp. 231–239, 2014.
25. E. D. Chan, M. M. Chan, and M. M. Chan, Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations, *Respiratory Medicine*, vol. 107, no. 6, pp. 789–799, 2013.
26. I. Shapiro, J. Stein, C. MacRae, and M. O’Reilly, Pulse oximetry values from 33,080 participants in the apple heart & movement study, *NPJ Digital Medicine*, vol. 6, no. 1, p. 134, 2023.
27. Y. Yu, J. Wang, Q. Wang, J. Wang, J. Min, S. Wang, P. Wang, R. Huang, J. Xiao, Y. Zhang *et al.*, Admission oxygen saturation and all-cause in-hospital mortality in acute myocardial infarction patients: data from the mimic-iii database, *Ann. Transl. Med.*, vol. 8, no. 21, 2020.
28. T. Kurita, Y. Hirota, H. Mori, Y. Kirii, H. Ito, A. Takasaki, K. Moriwaki, T. Takamura, K. Hoshino, T. Tanigawa *et al.*, Prehospital vital signs, including spo₂, are significantly associated with mortality and mechanical circulatory support requirement in acute myocardial infarction patients, *Circulation Journal*, vol. 89, no. 11, pp. 1833–1835, 2025.
29. C. A. M. Spaccarotella, A. Polimeni, S. Migliarino, E. Principe, A. Curcio, A. Mongiardo, S. Sorrentino, S. De Rosa, and C. Indolfi, Multichannel electrocardiograms obtained by a smartwatch for the diagnosis of ST-segment changes, *JAMA Cardiol.*, vol. 5, no. 10, pp. 1176–1180, 2020.
30. Y. Cho, J.-M. Kwon, K.-H. Kim, J. R. Medina-Inojosa, K.-H. Jeon, S. Cho, S. Y. Lee, J. Park, and B.-H. Oh, Artificial intelligence algorithm for detecting myocardial infarction using six-lead electrocardiography, *Sci. Rep.*, vol. 10, no. 1, p. 20495, 2020.
31. J. Bacevičius, Ž. Abramikas, E. Dvinelis, D. Audzijonienė, M. Petrylaitė, J. Marinskienė, J. Staiogytė, A. Karužas, V. Juknevičius, R. Jakaitė *et al.*, High specificity wearable device with photoplethysmography and six-lead electrocardiography for atrial fibrillation detection challenged by frequent premature contractions: Doublecheck-af, *Front. Cardiovasc. Med.*, vol. 9, p. 869730, 2022.
32. K. Janciuleviciute, D. Sokas, S. Daukantas, L. Sörnmo, and A. Petrenas, An echo state network for synthesizing the standard 12-lead ECG from a two-lead ECG obtained from a single touch of a wrist-worn device. *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 109, p. 108008, 2025.

33. H. Deng, Y. Zhou, L. Wang, and C. Zhang, Ensemble learning for the early prediction of neonatal jaundice with genetic features, *BMC Medical Informatics and Decision Making*, vol. 21, 12 2021.
34. P. H. Charlton, V. Marozas, E. Mejía-Mejía, P. A. Kyriacou, and J. Mant, Determinants of photoplethysmography signal quality at the wrist, *PLOS Digital Health*, vol. 4, no. 6, p. e0000585, 2025.
35. D. Zhou, Z. Li, S. Zhang, L. Wu, Y. Li, J. Zhou, and G. Shi, The optimal peripheral oxygen saturation may be 95–97% for post-cardiac arrest patients: A retrospective observational study, *The American Journal of Emergency Medicine*, vol. 40, pp. 120–126, 2021.
36. J. Masip, M. Gayà, J. Páez, A. Betbesé, F. Vecilla, R. Manresa, and P. Ruíz, Pulse oximetry in the diagnosis of acute heart failure, *Revista Española de Cardiología (English Edition)*, vol. 65, no. 10, pp. 879–884, 2012.

Priedai

1 priedas. Darbo viešinimas: CinC 2026 konferencija

Šio baigiamojo magistro projekto rezultatai bus pristatyti “Computing in Cardiology – CinC 2026” konferencijoje (Madrid, Spain), vyksiančioje 2026 m. rugsėjo 20–23 d. Šis straipsnis pateiktas žemiau.

Peripheral Oxygen Saturation as a Feature for Detecting Acute Myocardial Infarction Using a Wrist-Worn Device

Karolina Eitminavičienė¹, Daivaras Sokas¹, Dinara Laurutėnaitė², Andrius Petrėnas^{1,2}

¹Kaunas University of Technology, Biomedical Engineering Institute, Kaunas, Lithuania

² Faculty of Electrical and Electronics Engineering, Kaunas University of Technology, Kaunas, Lithuania

Abstract

A wrist-worn device capable of acquiring limb and chest ECG leads with a single touch offer a promising approach to detecting acute myocardial infarction (AMI) outside the hospital. The present study investigated whether peripheral oxygen saturation (SpO₂) can improve AMI detection performance when combined with ECG-based features. A wrist-worn device equipped with three electrodes was used to acquire two ECG leads: limb lead I and a second lead between the left arm (LA) and a specific body site, namely, the precordial positions V3 and V5 or the abdomen (A). The study included 111 participants, comprising patients with AMI, patients with other cardiovascular diseases, and healthy controls. Finger SpO₂ was obtained simultaneously using a pulse oximeter. AMI was detected using a gradient-boosted decision tree based on ECG features alone and on ECG features combined with SpO₂. Adding SpO₂ increased the area under the ROC curve for all lead configurations, from 0.72 to 0.78 for I & LA–V3, from 0.82 to 0.84 for I & LA–V5, and from 0.80 to 0.85 for I & LA–A. However, SpO₂ provided little value for distinguishing AMI from other cardiovascular diseases. These findings suggest that SpO₂ may improve AMI detection performance, although its utility should be confirmed in a fully wrist-based implementation.

1. Introduction

Acute myocardial infarction (AMI) is a major cause of death and disability thus timely treatment is critical. For example, every 30-minute delay from symptom onset to reperfusion therapy has been associated with an 8% increase in 1-year mortality [1]. However, the time from symptom onset to first medical contact is typically at least 2–3 hours [2], largely due to nonspecific symptoms. Therefore, there is a need for widely accessible, easy-to-use technologies for AMI detection in out-of-hospital settings when early symptoms such as chest pain appear [3,4].

With the growing adoption of wearables and mHealth, a

wrist-worn device-based AMI detection can be promising. However, a single-lead ECG, which is commonly available in wrist-worn devices, is insufficient because infarction-related changes may appear in different leads depending on the infarct location. One way to increase the number of leads is to use a device with three electrodes, enabling the simultaneous acquisition of lead I and an additional lead involving a specific touch site, such as a precordial. In our previous study, we showed that such a device can be used to detect AMI using either a convolutional neural network or a gradient boosting decision tree [5], with performance comparable to that of cardiologist diagnosis [6]. However, given the low number of leads, it is important to explore additional sources of information that could further improve detection performance.

Another physiological data that can be acquired using a wrist-worn device is peripheral oxygen saturation (SpO₂). Although SpO₂ is not considered as a diagnostic marker of infarction by itself, it often drops during AMI [7]. Moreover, current acute coronary syndrome guidelines recommend supplemental oxygen for hypoxemic patients, typically when oxygen saturation is below 90% [8, 9]. This suggests that SpO₂ may provide clinically relevant information when used together with ECG analysis. From a wearable sensing perspective, SpO₂ is attractive because it reflects a physiological domain different from cardiac depolarization and repolarization and may therefore complement ECG-based analysis.

This study explores the added value of SpO₂ for AMI detection using a wrist-worn device capable of acquiring a two-lead ECG with a single touch. Detection performance is evaluated on a tailored dataset comprising patients with AMI, patients with other cardiovascular diseases (CVDs) that cause infarction-like changes, and healthy controls.

2. Methods

2.1. Dataset

The dataset comprises 111 participants divided into three groups: patients with AMI, patients with other

CVDs, and healthy controls with no history of CVD. Participants were recruited from the Department of Cardiology at Vilnius University Hospital Santara Clinics. The study was approved by the Vilnius Regional Biomedical Research Ethics Committee (No. 158200-18/7-1052-557). All eligible participants provided signed, written informed consent, adhering to the ethical principles in the Declaration of Helsinki.

ECGs were acquired using a wrist-worn device developed at the Biomedical Engineering Institute at Kaunas University of Technology, Lithuania. The device includes three electrodes, of which one is located on the inner side and remains in contact with the left wrist (LA). The second electrode is on the outer side and is touched by a finger of the opposite hand. The third electrode is integrated into the strap and is touched to the chest or abdomen. This configuration enables acquisition of the standard lead I and a second lead between the LA and the third electrode. ECG signals were acquired at a sampling rate of 500 Hz and were filtered using a forward-backward 0.5–100 Hz bandpass filter to reduce baseline wander and muscle noise. Each acquisition lasted about one minute [5].

To assess the utility of different touch sites, ECGs were acquired from the V3 and V5 precordial positions and the abdomen (A), 2 cm left of the umbilicus, resulting in three lead configurations: V3–LA, V5–LA, and A–LA. ECGs of unacceptable quality were excluded from further analysis based on our previously described methodology for evaluating wrist-worn device ECGs [10]. Participant demographic characteristics and dataset composition are presented in Table 1.

Table 1. Participant characteristics and dataset composition.

	AMI	Other CVD	Healthy
Men	28	13	31
Women	12	3	24
Age, yrs	62.8 ± 10.6	56.8 ± 16.8	27.1 ± 7.8
Height, m	1.74 ± 0.09	1.75 ± 0.08	1.76 ± 0.11
Weight, kg	89.0 ± 13.9	92.8 ± 17.3	72.8 ± 13.2
BMI, kg/m ²	29.4 ± 4.7	30.3 ± 6.8	23.4 ± 3.1
AMI type			
NSTEMI	9		
STEMI	31		
Other CVDs			
Right bundle branch block	4	8	
Left bundle branch block		6	
Atrial fibrillation		1	
Myocarditis		4	
Pericarditis		1	
Conduction disorder		1	
Prior infarction	1	5	
Aortic stenosis		1	
Test dataset composition			
I & LA–V3	33	13	49
I & LA–V5	35	11	51
I & LA–A	25	9	51

Finger SpO₂ was obtained simultaneously with ECG using a Nellcor PM10N pulse oximeter (Medtronic, USA) within 24 hours after percutaneous coronary intervention. Measurements were collected for approximately 15 minutes, and the median value is used as the representative.

Because SpO₂ declines with age and patient groups are substantially older, the potential confounding effect of age is mitigated by adjusting SpO₂ values based on findings from the Apple Heart & Movement Study [11]. For each participant, the adjustment is done by adding the age-related difference in SpO₂ relative to that observed in individuals younger than 30 years. No adjustment is applied to individuals younger than 30 years. As shown in Figure 1, the adjustment markedly increases SpO₂ in the AMI group and slightly increases in the CVD group, reflecting the age mismatch between the study groups.

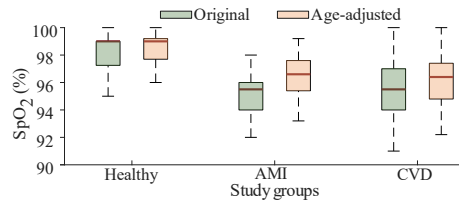


Figure 1. SpO₂ values in the study groups before and after the adjustment for age.

2.2. AMI Detection Using a Gradient Boosted Decision Tree

To detect AMI, a gradient-boosted decision tree (GBDT) is used. GBDT combines multiple decision trees and improves detection by learning from previous errors. Each tree recursively splits the data based on feature values to reduce impurity, quantified as the entropy reduction between the AMI and non-AMI classes, until a stopping criterion is met, such as the maximum number of splits or the minimum number of samples in a leaf node.

Clinical AMI features extracted from the average beat of each lead are used as inputs. Specifically, T-wave amplitude, the amplitude at the J point, the amplitude 80 ms after the J point to characterize the ST segment, and Q-wave amplitude. For each lead configuration (i.e., I & V3–LA, I & V5–LA, and I & A–LA), eight features are used as inputs in models that rely solely on the ECG, whereas SpO₂ is added as a ninth feature in models combining both information sources.

The following hyperparameters are used [5]: an ensemble of 150 trees, a learning rate of 0.01, a maximum of 6 decision splits per tree, a minimum of 2 samples required to split an internal node, and a minimum of 20 samples per

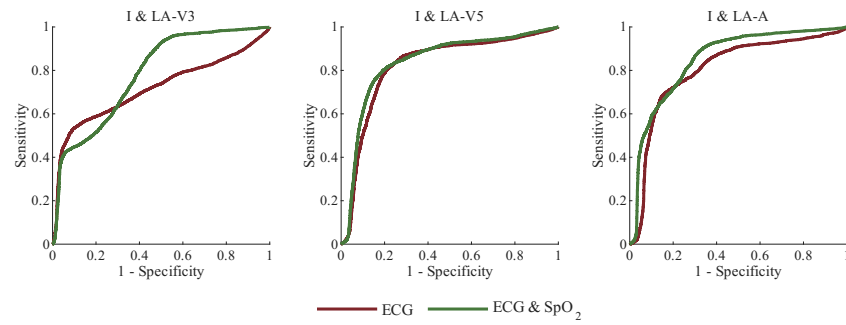


Figure 2. ROC curves for each lead configuration, based on pooled results from 100 runs of each model.

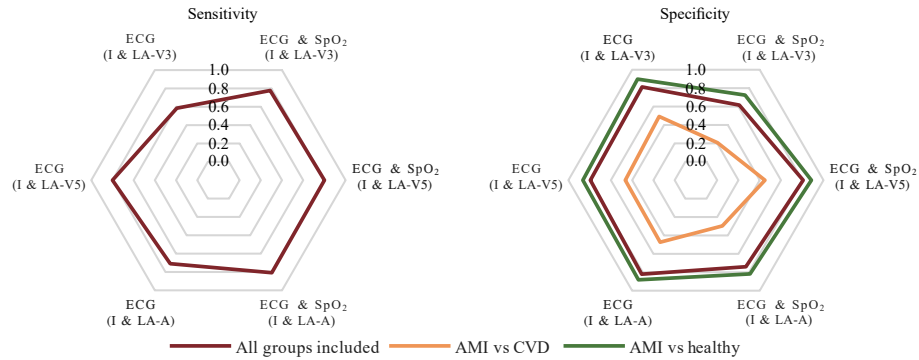


Figure 3. Sensitivity and specificity of models based solely on ECG features and on ECG features combined with SpO₂ across the different lead configurations.

leaf node. Gini impurity is used as the split criterion.

Model performance is evaluated using 10-fold cross-validation, where nine folds are used for training and one fold for testing in each iteration. The detection threshold is defined as the point closest to the upper-left corner of the receiver operating characteristic (ROC) curve. For I & V3-LA, the thresholds are -0.15 for ECG features only and -0.47 with added SpO₂. For I & V5-LA, the corresponding thresholds are -0.33 and -0.35, while for I & A-LA, they are -0.20 and -0.24.

3. Results

Figure 2 shows ROC curves for the three lead configurations under investigation. In all models, performance improves slightly when SpO₂ is used together with ECG-based features. For I & V3-LA, the area under the ROC curve (AUC) increases from 0.72 with ECG features alone

to 0.78 when SpO₂ is included. For I & V5-LA, the corresponding AUCs are 0.82 and 0.84, whereas for I & A-LA they are 0.80 and 0.85.

To further illustrate the effect of SpO₂ on model performance, Fig. 3 presents the sensitivity and specificity of the three lead configurations across different subgroups. Sensitivity is moderate to high in models based solely on ECG features, with values of 0.59 for I & V3-LA, 0.80 for I & V5-LA, and 0.71 for I & A-LA. With the addition of SpO₂, sensitivity increases to 0.78, 0.80, and 0.81, respectively.

In contrast, the addition of SpO₂ reduced the specificity from 0.81 to 0.62 for I & V3-LA and from 0.82 to 0.74 for I & A-LA. For I & V5-LA, the specificity increased slightly from 0.80 to 0.81. When only the AMI and CVD groups are compared, the specificity drops markedly regardless of the model used, suggesting that SpO₂ does not provide clear added value for distinguishing between these

patient groups.

4. Discussion

The results show that using SpO₂ together with ECG features improves the overall discriminative ability of the models, as reflected by higher AUC values across all lead combinations. However, the observed added value of SpO₂ should be interpreted as proof of concept for its complementary physiological information rather than as evidence of the performance that could be achieved with a fully integrated wrist-worn device.

First, SpO₂ was estimated from finger photoplethysmogram signals, whereas the intended implementation would rely on signals acquired by the same wrist-worn device used for ECG acquisition. This is an important distinction because the quality of wrist photoplethysmogram signals is affected by motion, sensor-skin contact, contact pressure, sensor position, and perfusion-related factors, all of which may reduce the reliability of SpO₂ estimation [12].

Second, SpO₂ was adjusted for age using values derived from an external cohort, thus assuming that the reported findings are transferable to our study population. Moreover, SpO₂ is influenced by various physiological and technical factors, including BMI and pulse oximeter accuracy.

Third, SpO₂ was assessed in the AMI group within 24 h after percutaneous coronary intervention rather than before the procedure, as would be expected in a real-world scenario. Because percutaneous coronary intervention restores coronary patency, the SpO₂ values may not fully reflect the untreated acute phase. This may have reduced the observed difference in SpO₂ between the AMI group and the other groups.

5. Conclusion

The study findings suggest that SpO₂ can provide complementary information for AMI detection using a wrist-worn device, but its added value should be confirmed in a fully wrist-based implementation.

Acknowledgments

This work was supported by the Research Council of Lithuania under Agreement S-MIP-24-73.

References

- [1] De Luca G, Suryapranata H, Ottervanger JP, Antman EM. Time delay to treatment and mortality in primary angioplasty for acute myocardial infarction: Every minute of delay counts. *Circulation* 2004;109(10):1223–1225.
- [2] Nilsson G, Mooe T, Söderström L, Samuelsson E. Pre-hospital delay in patients with first time myocardial infar-

tion: An observational study in a northern Swedish population. *BMC Cardiovascular Disorders* 2016;16(1):93.

- [3] Vernon ST, Coffey S, D'Souza M, Chow CK, Kilian J, Hyun K, et al. ST-segment-elevation myocardial infarction (STEMI) patients without standard modifiable cardiovascular risk factors—how common are they, and what are their outcomes? *Journal of the American Heart Association* 2019;8(21):e013296.
- [4] Turakhia MP. Addressing the new last-mile problem in health care with home-based complex diagnostics. *JAMA Cardiology* 2020;5(10):1180–1181.
- [5] Jančiulevičiūtė K, Sokas D, Bacevičius J, Sörnmo L, Petrėnas A. ECG-based detection of acute myocardial infarction using a wrist-worn device. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2025;.
- [6] McCabe JM, Armstrong EJ, Ku I, Kulkarni A, Hoffmayer KS, Bhavé PD, et al. Physician accuracy in interpreting potential ST-segment elevation myocardial infarction electrocardiograms. *Journal of the American Heart Association* 2013;2(5):e000268.
- [7] Wilson A, Channer K. Hypoxaemia and supplemental oxygen therapy in the first 24 hours after myocardial infarction: The role of pulse oximetry. *Journal of the Royal College of Physicians of London* 1997;31(6):657–661.
- [8] Byrne R, Rossello X, Coughlan J, Barbato E, Berry C, Chieffo A, et al. 2023 ESC guidelines for the management of acute coronary syndromes. *European Heart Journal Acute Cardiovascular Care* 2024;13(1):55–161.
- [9] Rao SV, O'Donoghue ML, Ruel M, Rab T, Tamis-Holland JE, Alexander JH, et al. 2025 ACC/AHA/ACEP/NAEMSP/SCAI guideline for the management of patients with acute coronary syndromes: A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Joint Committee on Clinical Practice Guidelines. *Journal of the American College of Cardiology* 2025;85(22):2135–2237.
- [10] Jančiulevičiūtė K, Sokas D, Daukantas S, Sörnmo L, Petrėnas A. An echo state network for synthesizing the standard 12-lead ECG from a two-lead ECG obtained from a single touch of a wrist-worn device. *Biomedical Signal Processing and Control* 2025;109:108008.
- [11] Shapiro I, Stein J, MacRae C, O'Reilly M. Pulse oximetry values from 33,080 participants in the Apple Heart & Movement Study. *NPJ Digital Medicine* 2023;6(1):134.
- [12] Charlton PH, Marozas V, Mejía-Mejía E, Kyriacou PA, Mant J. Determinants of photoplethysmography signal quality at the wrist. *PLOS Digital Health* 2025; 4(6):e0000585.

Address for correspondence:

Karolina Eitminavičienė
Biomedical Engineering Institute,
Kaunas University of Technology,
K. Baršausko st. 59, LT-51423 Kaunas, Lithuania.
karolina.eitminaviciene@ktu.lt