

LATVIJAS UNIVERSITĀTE  
FIZIKAS UN MATEMĀTIKAS FAKULTĀTE  
ATOMFIZIKAS UN SPEKTROSKOPIJAS INSTITŪTS

PROMOCIJAS DARBS

**JAUNAS FOTOPLETIZMOGRĀFISKĀS METODES UN  
IERĪCES SIRDSDARBĪBAS UN ASINSRITES  
NEINVAZĪVAI KONTROLEI**

Mag. phys. RENĀRS ERTS

Darba vadītājs

Prof., Dr. habil. phys. JĀNIS SPĪGULIS

Rīga, 2007

# Saturs

<b>Ievads</b> .....	5
<b>1. Ādas asinsrite</b> .....	8
1.1. Ādas uzbūve .....	8
1.2. Asinsvadu izvietojums ādas slāņos .....	10
1.3. Pulsa vilnis .....	11
1.4. Ādas optiskās īpašības .....	12
<b>2. Fotopletizmogrāfijas (PPG) metode</b> .....	13
2.1. PPG metodes pamatprincips .....	13
2.2. PPG signāla komponentes .....	15
2.3. Pletizmogrāfijas vēsture .....	18
<b>3. Literatūras pārskats</b> .....	21
3.1. Vienkanāla PPG signālu izpēte .....	21
3.2. Vairākkāņu PPG signālu izpēte .....	26
<b>4. Darba rezultāti</b> .....	34
4.1. Mazgabarīta PPG ierīces izveide un klīniskā aprobācija kardiovaskulāro parametru noteikšanai .....	34
4.1.1. Vienkanāla PPG mēriekārtas un sensora apraksts .....	34
4.1.2. Vienkanāla PPG mērījumi no dažādām ķermeņa vietām .....	36
4.1.3. Sportistu PPG signālu mērījumu sērija .....	38
4.1.4. Sistoliskā asinsspiediena noteikšanas metode .....	40
4.2. Mazgabarīta ierīces izveide paralēlai PPG signālu reģistrācijai divos kanālos, tās klīniskā aprobācija .....	43
4.2.1. Divkanālu PPG mēriekārtas apraksts .....	43
4.2.2. Divkanālu PPG mērījumu no dažādām ķermeņa vietām .....	44
4.2.3. Kardiovaskulārā stāvokļa reakcija uz fizisko slodzi .....	45
4.2.4. Kardiovaskulārā stāvokļa reakcija uz pasīvu ortostatisko slodzi .....	50
4.3. Mazgabarīta ierīču izveide paralēlai PPG signālu reģistrācijai četros kanālos un to klīniskā aprobācija .....	53
4.3.1. Četru kanālu PPG mēriekārtas apraksts .....	53
4.3.2. Ekstremitāšu perifērisko artēriju okluzīvās slimības novērtēšanas metode .....	54

4.3.3. Portatīvās perifērisko artēriju okluzīvās slimības diagnostikas iekārtas apraksts .....	57
4.4. Multi–spektrālā PPG metode un tās realizācija .....	58
5. Kopsavilkums un secinājumi .....	60
<b>Aizstāvēšanai izvirzītie galvenie promocijas darba rezultāti .....</b>	<b>62</b>
Aizstāvēšanai izvirzīto publicēto darbu kopa .....	64
Aizstāvēšanai izvirzītais patents un patentu pieteikumi .....	65
6. Literatūras atsauces .....	68
Pielikumi .....	73

## DARBĀ IZMANTOTO SAĪSINĀJUMU SARAKSTS

AC – PPG signāla maiņkomponente  
AD – Sistoliskā asinsspiediena diference  
DC – PPG signāla līdzkomponente  
EKG – Elektrokardiogrāfija  
FD – Fotodiode  
Hb – Oksihemoglobīns  
HbO<sub>2</sub> – Dezoksihemoglobīns  
LED - Starotājdiodē  
LN – Pulsa viļņu izplatīšanās laiku nobīde  
PAI – Potītes-augšdelma indekss  
PAOS – Perifērisko artēriju okluzīvās slimības  
PPG – Fotopletizmogrāfija  
PVIĀ – Pulsa viļņa izplatīšanās ātrums  
PVIL – Pulsa viļņa izplatīšanās laiks  
SFG – Sfigmogrāfija  
SPPPG – Vienperioda vidējotais PPG signāls  
THM – Traubes-Heringa-Maijera viļņi

## IEVADS

Sirds un asinsvadu slimības raksturīgas ar ilgstošu klīniski latentu norisi un biežu letālo iznākumu – mirstības ziņā tās ir pirmajā vietā Latvijā, skat. Att.1.



**Att.1.** Latvijas iedzīvotāju biežākie nāves cēloņi. Avots: Veselības statistikas un medicīnas tehnoloģiju valsts aģentūra.

Tāpēc ir ļoti svarīgi veikt šo slimību savlaicīga diagnosticēšanu un veselības stāvokļa regulāru kontroli. Sekmīgu diagnostiku nodrošina gan ērtu un pacientam draudzīgu metožu izmantošana, gan pielietojamās medicīniskās aparatūras iespējas un tās pieejamība. Latvijas ārstniecības iestādēs bieži vien pietrūkst kvalitatīvas diagnostikas iekārtas; tādu iekārtu nav arī ģimenes ārstiem. Atrašanās ārstniecības iestādēs izmaksā arvien dārgāk, tāpēc ir svarīgi, lai cilvēkiem, īpaši tiem, kuri dzīvo ārpus lielajām pilsētām, būtu pieejamas kvalitatīvas un pietiekami lētas medicīniskas diagnostikas iekārtas, kuras spēj novērtēt veselības stāvokli gan kvalitatīvi, gan kvantitatīvi.

Dzīvi audi absorbē elektromagnētisko (t. sk. optisko) starojumu. Tas attiecas arī uz dzīva organisma šķidrumiem, tai skaitā asinīm. Šī audu īpašība tiek izmantota gan terapijā, gan diagnostikā. Starojuma diagnostiskais vai terapeitiskais efekts ir atkarīgs no starojuma jaudas un viļņa garuma. Pētot no zemādas slāņiem remitēto starojumu, var iegūt bagātīgu informāciju par vitāli svarīgiem organisma dzīvības procesiem – sirds darbību (pulss, pulsa aritmija, pulsa forma), elpošanu (elpas ritms) un vaskulārajiem procesiem (asinsvadu sašaurināšanās un paplašināšanās).

Fotopletizmogrāfija (angliski – PhotoPlethysmoGraphy, saīsināti – PPG) ir optiska metode, ar kuras palīdzību iespējams neinvazīvi iegūt informāciju par sirdsdarbības radīto asins apjoma izmaiņu dinamiku. Metodes principi un tehniskās realizācijas iespējas sīkāk aplūkotas 1. un 4. nodaļās. PPG metodes attīstībai un pilnveidošanai pašlaik visā pasaulē tiek pievērsta arvien lielāka uzmanība; viens no iemesliem ir biofotonikas straujā attīstība 21. gadsimtā.

1997.gadā LU FMF Atomfizikas un spektroskopijas institūtā (ASI) tika izveidota Bio-optikas un šķiedru optikas grupa, kurā sāka attīstīt optisku medicīnisku metožu un iekārtu izstrādi. Kā pirmā tika izstrādāta lielgabariņa (uz galda datoru bāzēta) fotopletizmogrāfiskā iekārta, ar kuru P. Stradiņa Klīniskās universitātes slimnīcā tika iegūti pirmie klīniskie rezultāti.

Darba procesā kļuva skaidrs, ka daudz ērtākas un plašāk izmantojamas varētu būt portatīvas mazgabariņa ierīces, kas darbotos komplektā ar klēpj datoru. Tādas ierīces izveide kļuva par pirmo soli šim promocijas darbam. Sadarbībā ar kardiologiem noskaidrojās, ka praktiskajā darbā nozīmīgas varētu būt arī vairākanālu PPG metodikas un ierīces. Tāpat arī, diemžēl, līdz šim, perifērisko artēriju okluzīvās slimības diagnostikas mērķiem, komerciāli ražotas ierīces nav pieejamas. Tāpēc tika nosprausts mērķis strādāt pie oriģinālu PPG metodiku un portatīvu mērierīču izveides un praktiski pārbaudīt to klīniskās izmantošanas iespējas.

### **Darba mērķis**

Attīstīt jaunas un pilnveidot esošās fotopletizmogrāfijas (PPG) metodes kardiovaskulārā stāvokļa primārai diagnostikai un monitoringam, to aprobācijai izstrādājot portatīvas mērierīces un veicot ar tām klīniskus pētījumus sirds-asinsvadu slimnieku un veselu personu grupās.

### **Promocijas darbam izvirzītie uzdevumi**

1. Metodikas un mazgabariņa vienkanāla PPG ierīces izveide un aprobācija kardiovaskulāro parametru operatīvai noteikšanai un sistoliskā asinsspiediena nepārtrauktai kontrolei.
2. Metodikas un mazgabariņa ierīces izveide paralēlai PPG signālu reģistrācijai divos kanālos, izpētot kardiovaskulāro parametru reakciju uz fizisko un ortostatisko slodzi.

3. Metodikas un mazgabarīta ierīces izveide paralēlai PPG signālu reģistrācijai četros kanālos, izpētot roku un kāju artēriju nosprostojumus (oklūziju) primārās diagnostikas iespējas.

### **Darba rezultāti un to zinātniskā novitāte**

Darbā izstrādātas četras oriģinālas fotopletizmogrāfisko signālu mērīšanas ierīces ar atbilstošu programnodrošinājumu. Visas ierīces klīniski aprobētas, iegūstot jaunus datus par PPG signālu īpatnībām dažādu kardiovaskulāro patoloģiju gadījumos. Piedāvāti jauni risinājumi sistoliskā asinsspiediena un ekstremitāšu artēriju patoloģiju neinvazīvai noteikšanai reālā laika režīmā, veikta to klīniskā aprobācija un pierādīta to efektivitāte.

Zinātnisko novitāti apliecina 10 starptautiskas publikācijas, viens Latvijas patents, viens Latvijas patenta pieteikums un viens Eiropas patenta pieteikums. Darba rezultāti ziņoti 16 starptautiskās (KS1-KS16) un 6 vietējās konferencēs (KV1-KV6).

### **Promocijas darba struktūra**

Promocijas darbs sastāv no 6 nodaļām. Darba apjoms ir 75 lappuses, 67 attēli, 3 tabulas un literatūras saraksts, kas satur 55 atsauces, 10 aizstāvēšanai izvirzītas publikācijas (M1-M10), 1 patents (P2) un 2 patenta pieteikumi (P1, P3); 3 pielikumi, kas satur izveidoto iekārtu elektroniskās shēmas.

1. nodaļā aprakstīta ādas asinsrite un optiskās īpašības.
2. nodaļā sniegts pārskats par fotopletizmogrāfijas metodiku un tās vēsturi.
3. nodaļā sniegts literatūras pārskats par līdzīgiem pētījumiem citu valstu laboratorijās un klīnikās.
4. nodaļā apkopoti galvenie darba rezultāti – aprakstīti izstrādātie metodiskie un konstruktīvie risinājumi vienkanāla un vairākanālu fotopletizmogrāfiskām iekārtām un atspoguļoti ar tām iegūtie klīniskie rezultāti.
5. nodaļā sniegts promocijas darba kopsavilkums un secinājumi.
6. nodaļā citēta izmantotā literatūra.

# 1. ĀDAS ASINSRITE

Lai izprastu fotopletizmogrāfijas metodi un tās pielietošanas iespējas, vispirms ir jāaplūko ādas uzbūve un tās funkcijas.

Āda ir ķermeņa ārējo audu sega. Tā pārklāj visu ķermeņa ārējo virsmu, dabisko atveru apvidū pārejot gļotādā. Ādā atrodas matu saknes, sviedru un tauku dziedzeri. Ādai ir daudzveidīgas funkcijas. Tā aizsargā dziļāk guļošos audus no dažādiem kaitīgiem faktoriem. Vesela āda nelaiž cauri mikrobus, tai ir baktericīdas īpašības. Āda piedalās ūdens un sāļu, kā arī temperatūras regulācijā. Dienakts laikā caur ādu izdalās 1% no visa organisma ūdens daudzuma, un kopā ar to hlorīdi, pienskābe, slāpekli saturošas vielas. Ādā var deponēties līdz litram asiņu, kas ir 15-20% no ķermeņa kopējā asins daudzuma. Tāpat arī ādā ir plašs receptorais lauks, kurā sakopoti taktīlās, temperatūras un sāpju jušanas nervgali

Āda ir vislielākais cilvēka orgāns, tās biezums ir 1 – 3.5 mm (vidēji 1-2 mm), kopējais virsmas laukums ir 1.5 – 2m<sup>2</sup>, bet ādas kopējā masa (bez zemādas) ir aptuveni 6% no ķermeņa masa, bet kopā ar zemādu – 16%. Āda ir polifunkcionāls orgāns. Tā ir:

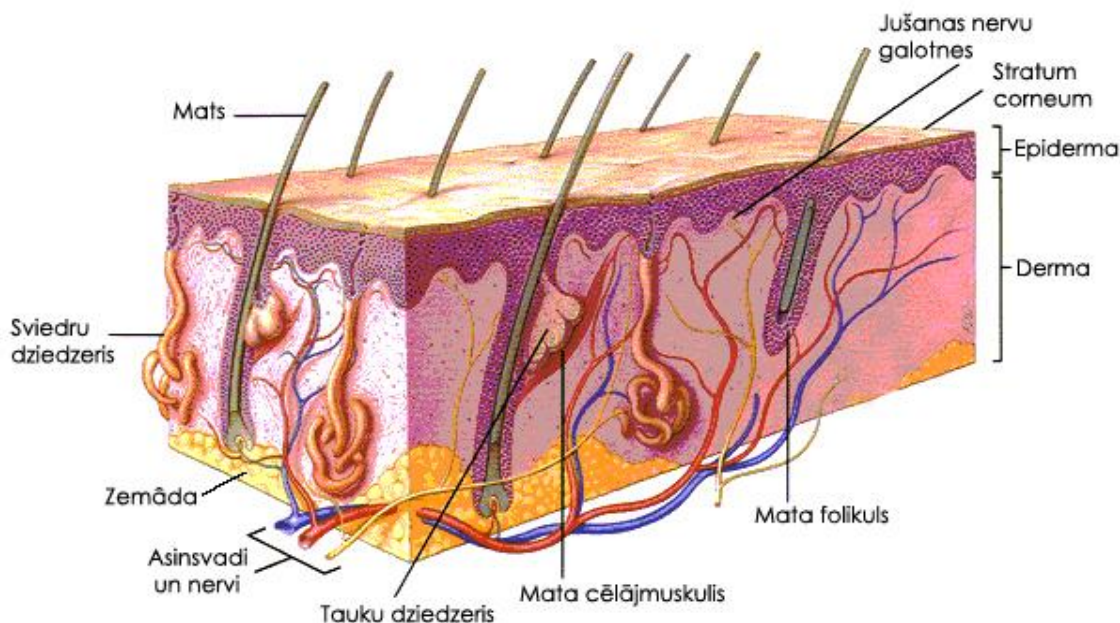
- ķermeņa aizsargapvalks – nodrošina organisma aizsardzību pret ultravioleto (UV) starojumu un ķermeņa audu mehānisku aizsardzību;
- izvadorgāns – nodrošina selektīvu vielu apmaiņu starp organismu un vidi;
- jušanas orgāns;
- siltuma atdošanas, ķermeņa temperatūras stabilizācijas regulētājs orgāns.

## 1.1. Ādas uzbūve

Cilvēka ādai izšķir trīs slāņus (Att.2.):

- virspusējo epitēlija slāni – virsādu jeb epidermu;
- vidējo slāni – pamatādu jeb īsto ādu (derma);
- apakšējo dziļo slāni – zemādu;





**Att.2.** Ādas uzbūve [1].

Ādas epiderma sastāv no plakanā daudzkārtu epitēlija. Tā dziļajos slāņos ir t.s. augšanas slānis, kurā ir šūnas, kuras daloties izveido sulīgu jaunu šūnu slāni no cilindriskām, lielkodolainām šūnām. Šo šūnu augšana notiek tikai virzienā uz virspusi, tā rezultātā notiek patstāvīga epidermas atjaunošanās. Epidermas biezums variē no 0,03 – 1,5 mm atkarībā no anatomiskās vietas – plānāka āda ir uz acu plakstiņiem, biezāka – uz plaukstām un pēdām. Epiderma sastāv no vairākiem desmitiem šūnu kārtu, kas veido piecus slāņus:

- bazālais slānis, kas saistīts ar bazālo membrānu;
- dzeloņainais slānis;

Šo abu slāņu šūnas spēj mitotiski dalīties, tādēļ bazālo un dzeloņaino slāni apvieno augšanas slānī, tā biezums ir ap 5 – 10  $\mu\text{m}$ , tas satur melanocītus un keratinocītus.

- graudainais slānis, tā biezums ap 3  $\mu\text{m}$ ;
- spīdošais slānis;
- raga slānis, ko veido daudzas kārtas zvīņām līdzīgu pārragotas šūnas. Raga slānis ir elastīgs, slikti vada siltumu. Tā biezums 8 – 15  $\mu\text{m}$ ;

Dermas biezums ir 0,5 – 2 mm, tā darbojas kā amortizētājslānis epidermai. Dermai izšķir:

- kārpiņu slāni, kas atrodas tieši zem epidermas, to veido irdeni saistaudi, kuros atrodas daudz asins kapilāru.

- tīklaino slāni, kas sastāv no blīviem saistaudiem. Šajā slānī ir kolagēna šķiedru kūlīši, kā arī elastīgās šķiedras. Lielākā daļa kolagēna šķiedru iet divos virzienos – paralēli ādas virsmai un slīpi, tādējādi veidojas tīkls, kas dažādās ķermeņa daļās ir atšķirīgs, jo ir piemērots konkrētā ādas rajona funkcionālai slodzei. Tajās vietās, kur mēdz būt liels spiediens (plaukstas, pēdas), kolagēna šķiedru veidotajā tīklā brīvie laukumi ir plaši, bet šauri tur, kur āda bieži tiek izstiepta. Šajā slānī atrodas arī matu saknes, sviedru un tauku dziedzeri.

Zemādas saistaudu slānis ir pats dziļākais ādas slānis un ar dermas slāni tam krasu robežu nav, to caurauž blīvi saistaudu šķiedru kūlīši. Lielāko daļu zemādas audu veido zemādas tauku kārtā, kas darbojas kā siltumizolācijas slānis un kā rezerves barības vielu krātuve. Zemādā atrodas artērijas un vēnas, kas nodrošina asinsapgādi ādas augšējiem slāņiem.

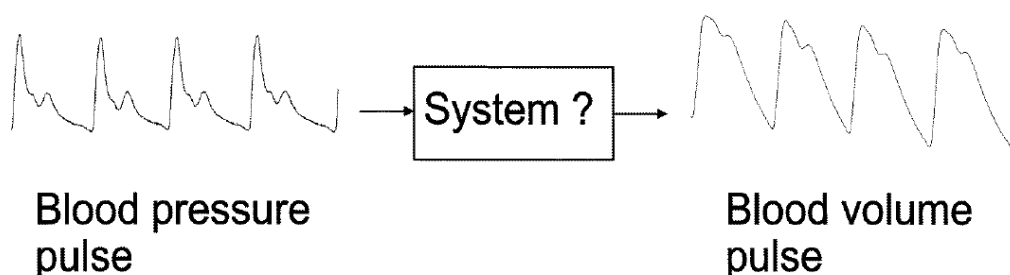
## **1.2. Asinsvadu izvietojums ādas slāņos**

Ādas asins apgādi nodrošina zemādā esošās artērijas, kuru diametrs ir aptuveni 100  $\mu\text{m}$ . Ieejot dziļākajā dermas slānī tās sadalās vienu vai divas reizes, un to zari līdz vidējiem dermas slāņiem izvietojas gareniski vai slīpi attiecībā pret ādas virsmu. Sasniedzot vidējo dermas slāni, notiek nākošā artēriju atzaru dalīšanās. Tā rezultātā vidējo dermas slāni caurvij artērijas ar diametru līdz 50  $\mu\text{m}$ , šāda diametra asinsvadi tiek saukti par arteriolām (rezistīvā asinsvadu daļa). Pēc vairākkārtējas dalīšanās, sasniedzot augšējos dermas slāņus, rezistīvo asinsvadu izmērs ir samazinājies līdz 15  $\mu\text{m}$  diametrā un tie ir kļuvuši par kapilāriem - asinsvadu sienīņu veido tikai viens endotēlijšūnu slānis [2].

Arteriolu dalīšanās rezultātā veidojas kapilāru tīkls, kuru veidojošie 4 – 10  $\mu\text{m}$  diametra asinsvadi ieņem ādas virsmai perpendikulāru pozīciju. Normālā veselā ādā augšējo asinsvadu slāni parasti veido tikai kapilāri. Katrā augšējā dermālā slāņa kvadrātmilimetrā ir izvietotas aptuveni 60 līdz 70 kapilāru cilpas [3]. Speciāls kapilāru tīkls apņem sviedru dziedzerus, matu sīpoliņus, tauku dziedzerus un jušanas nervu galus. Arteriolu un vēnulu savienotājkānāli atrodas tajā pašā slānī, kur izvietoti ādas sviedru dziedzeri. Vēnulas lielākoties ir izvietotas horizontālākā attiecībā pret ādas virsmu nekā arteriolas. Asinis no kapilāriem nonāk zemādas vēnu pinumā. Augšējā un vidējā dermas slānī vēnulu diametrs mainās no 40 - 60  $\mu\text{m}$ , bet dziļākos audu slāņos no 100 – 400  $\mu\text{m}$ .

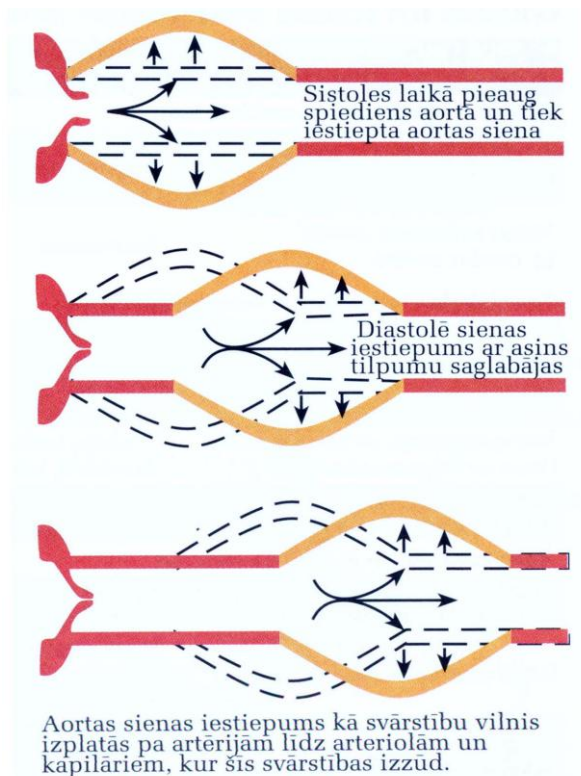
### 1.3. Pulsa vilnis

Asinsriti nodrošina sirds kontrakcijas, t.i., secīga sirds saraušanās ar tai sekojošu atslābšanu. Sirds darbojas automātiski, jo impulsi, kas uztur sirdsdarbību, rodas pašā sirdī, tās vadītājsistēmā. Saraujoties sirds kambariem, asinis tiek izgrūstas artērijās un virzītas pa tām uz priekšu - uz kapilāriem un vēnām. Sirds kambaru saraušanās laikā asinis izpleš elastīgās artēriju sieniņas, kuras savukārt spiežot uz asinīm, dzen tās uz priekšu arī diastoles laikā. Tādā veidā organismā notiek nepārtraukta asins plūsma. To uztur sirds muskuļa darbības radītais spiediens. Sirdij kontrahējoties, aortā ieplūst liels daudzums asiņu un spiediens pieaug no 80 līdz 120 mm Hg [1]. Tā kā asinsspiediens ir atkarīgs no kopējā asins apjoma palielināšanās, tad var uzskatīt, ka asins spiediens un asins apjoms ir cieši saistīti lielumi un runājot par vienu, tiek aplūkots arī otrs. Jāatzīst, ka īsti korekts šāds apgalvojums nav, jo šie lielumi nav pilnīgi lineāri saistīti. Tā kā dziļākajiem asinsvadiem (aortai, artērijām) iespējams izmērīt spiediena izmaiņu, bet perifērajiem asinsvadiem tikai asins apjomu ādas audos, tad uzskata, ka šī ne-linearitāte kvalitatīvi neizmaina kopējo ainu. Pastāv metodes, ar kuru palīdzību no asinsspiediena var aprēķināt asins apjomu un otrādi [4] (Att.3.).



**Att.3.** Fizikāli fizioloģiska mērījumu sistēma [4].

Cauri aortai izplatās spiediena vilnis (Att.4.), kas asinsvadu pretestības un šķērsriezuma laukuma pieauguma dēļ zaudē savu amplitūdu un “izplūst” laikā.



**Att.4.** Pulsa viļņa veidošanās un pārvietošanās aortā [1].

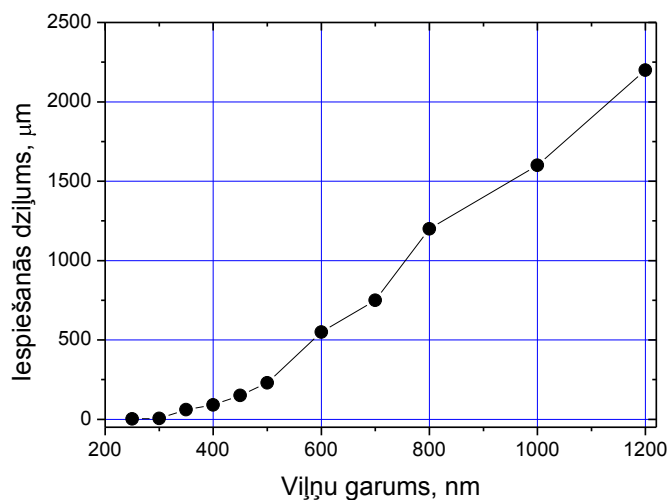
Aortas spiediena viļņa (pulsa viļņa) grafiskajam attēlam ir raksturīga stāva priekšējā fronte un izteikts otrais maksimums (t.s. dikrotiskais zobs), kas saistīts ar asinsvada sieniņas elastību – tā rada pretestību, kas izraisa īslaicīgu plūsmu pretējā virzienā. Arteriolās (prekapilāros), kas atrodas lielākā attālumā no sirds un asinīm ir jāpārvar spēcīgāka pretestība, pulsa vilnis kļūst vēl vājāk izteikts un tā forma vēl vairāk nogludinās. Daļa kapilāru atrodas viegli pieejamā vietā (ādā) un tiem var piekļūt ar neinvazīvām izmeklēšanas metodēm.

#### 1.4. Ādas optiskās īpašības

Āda ir optiski nehomogēna vide. Tā sastāv no dažādu veidu šūnām, molekulām, šķiedrām, kuras visas izvietotas neregulāri. Šajās ādas struktūrās optiskais starojums tiek gan absorbēts, gan izkliedēts, šī izkliede ir saistīta ar vides refrakcijas indeksa izmaiņām, izkļiedes lielums atkarīgs arī no izkļiedējošo daļiņu izmēriem.

Optiskā starojuma iespiešanās dziļums ādas audos ir atkarīgs no starojuma viļņa garuma [4]. Par vidējo starojuma iespiešanās dziļumu audos pieņemts uzskatīt dziļumu, kurā starojuma intensitāte ir samazinājusies e reizes. Vislielākais optiskā starojuma iespiešanās dziļums audos ir tā sauktajā “terapeitiskā loga” diapazonā, kas ir 600 – 1300

nm [4, 5]. Att.5. attēloti vidējie starojuma iespiešanās dziļumi audos pie dažādiem viļņu garumiem.



**Att.5.** Optiskā starojuma vidējais iespiešanās dziļums ādas audos atkarībā no starojuma viļņu garuma (aprēķinu dati [4, 5]).

Katrai no ādu veidojošām audu kārtām ir atšķirīgas optiskās īpašības. Raga kārtā un epiderma ļoti spēcīgi absorbē ultravioleto starojumu – to nosaka šajos slāņos esošais melanīns. Vielas, kas spēcīgi absorbē optisko starojumu ādā, sauc par hromoforām. Pie tām pieder, piemēram, melanīns, hemoglobīns, bilirubīns, karotīns u.c. vielas. Kapilāri, kuros atrodas oksihemoglobīnu un dezoksihemoglobīnu saturoši eritrocīti (sarkanie asinsķermenīši), ir novietoti dermā. Jo vājāka ir hromoforu kopējā absorbcija pie fiksēta viļņu garuma, jo dziļāk optiskais starojums iespiežas ādā un zemādā. Ādas optiskās īpašības nosaka arī ķermeņa vieta, kas tiek apstarota. Jāņem arī vērā, ka daļa starojuma atstarojas no gaisa robežvirsmas ar ādu [6].

## 2. FOTOPLETIZMOGRĀFIJAS (PPG) METODE

Asinsvadiem izplešoties un saraujoties sirdsdarbības rezultātā, izmainās asins tilpums dzīvo audu tilpumā. Vārds *pletizmogrāfija* sastāv no divām daļām: (pletizmo + grāfija), kuri tulkojumā no grieķu valodas nozīmē *izstiepums + pieraksts*, savukārt promocijas darbā izmantotais termins *Fotopletizmogrāfija* jeb fotoelektriskā pletizmogrāfija nozīmē asins tilpuma izmaiņu mērīšanu, izmantojot optisko starojumu.

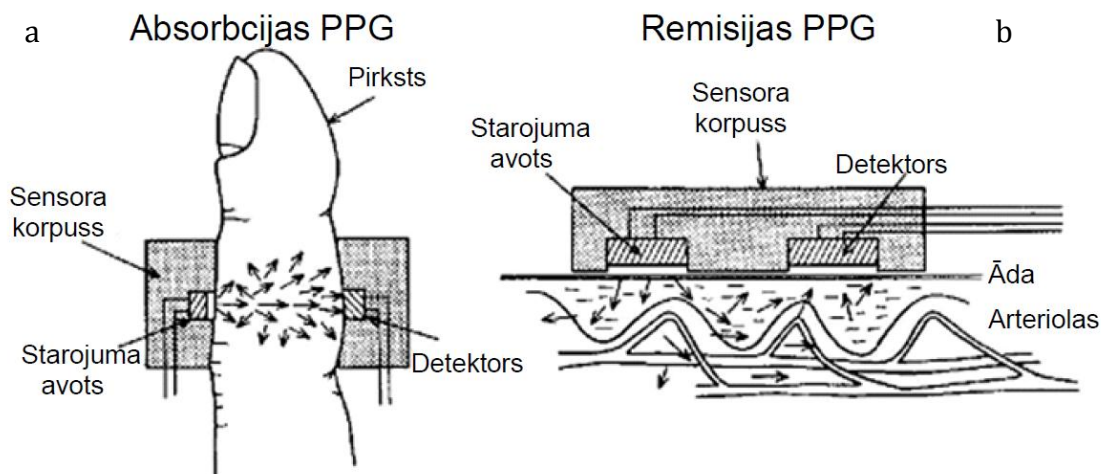
### 2.1. PPG metodes pamatprincips

Fotopletizmogrāfiskā signāla mērīšanas metode visbiežāk tiek izmantota t.s. „terapeitiskā loga” viļņu garumu diapazonā no 600 - 1300 nm, kurā ūdenim un hemoglobīnam ir vismazākā absorbcija, lai optiskais starojums pēc iespējas tālāk iespiestos audos un tiktu iegūta informācija no audu dziļākajiem slāņiem. Metode izmanto ādas un asins absorbcijas īpašības sarkanajā un infrasarkanajā spektra daļās.

Zem ādas atrodas asinsvadu tīklojums, un pateicoties sirdsdarbībai, asinsvados pulsē asinis; sekojoši periodiskajām tilpuma izmaiņām, mainās arī iestartotās gaismas absorbcija audos. Izmantojot speciāli veidotus uztvērējus, kuru pamatā ir starojuma jūtīgs sensors – fotodiode (FD), ir iespējams uztvert šī starojuma absorbcijas atkarību laikā, kā rezultātā veidojas fotopletizmogrāfiskais signāls.

Pastāv divas PPG signālu mērīšanas metodes – absorbcijas un remisijas [7]. Būtība abām metodēm ir vienāda, bet atšķirīgs ir to izpildījums. Absorbcijas PPG metodē starotājelements un starojuma uztverošais elements tiek novietoti savstarpēji pretēji (Att.6.a), kā rezultātā tiek reģistrēta caur audiem izplūstošā starojuma intensitāte. Šīs metodes trūkums ir tāds, ka to nevar pielietot ķermeņa vietās, kuru audu biezums pārsniedz vienu centimetru. Bet priekšrocība ir tā, ka izplatoties cauri visam audu slānim, starojums tiek labāk modulēts un iegūtais PPG signāls ir mazāk trokšņains.

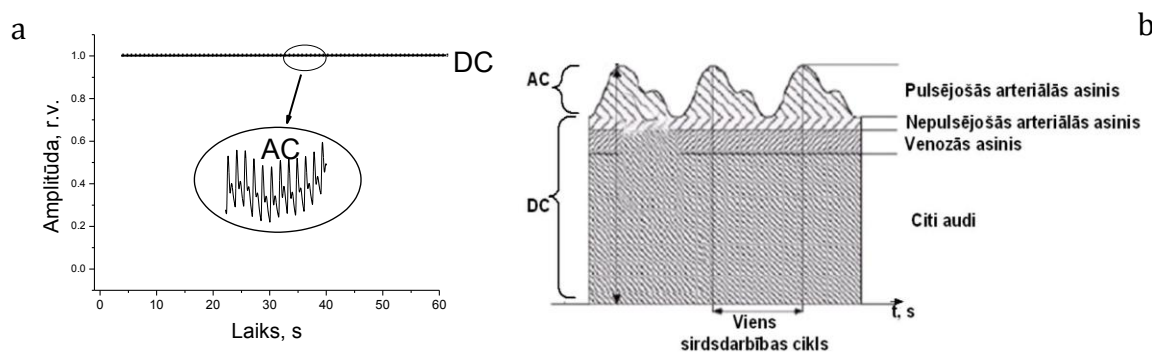
Savukārt remisijas PPG metodē starotājelements un starojuma uztverošais elements atrodas viens otram blakus (Att.6.b). No audiem atpakaļ izkliedētais (remitētais) starojums arī izplatās cauri kāda biezuma audu slānim, kurā notiek starojuma absorbcija periodiski mainīgā asins tilpumā. Remisijas fotopletizmogrāfijā ļoti svarīgs parametrs ir audu gaismas izkliedes spēja. Tas ir komplekss parametrs, ko veido ādas virsmas reljefa un ādas vaskulatūras specifiskās struktūras radītā gaismas izkliede. Respektīvi, no ādas atstarotā gaisma sastāv no divām komponentēm: viena rodas gaismai tieši atstarojoties no ādas virsmas, bet otra ir no audu tilpuma atpakaļ izkliedētais jeb remitētais starojums.



**Att.6.** Fotopletizmogrāfiskā signāla mērīšanas metodes: a) absorbcijas, b) remisijas PPG [7].

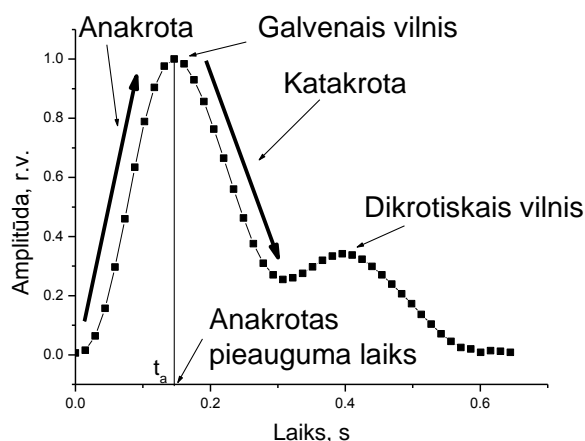
## 2.2. PPG signāla komponentes

Fotopletizmogrāfiskais signāls sastāv no divām komponentēm [8] – lēni mainīgās līdzkomponentes (DC) un laikā ātri mainīgās maiņkomponentes (AC) (Att.7.a). Līdzkomponente sastāda lielāko daļu no PPG signāla amplitūdas, tā parāda kopējo asins apjomu audos, bet ir atkarīga arī no ādas, asinsvadu un kaulu absorbcijas (Att.7.b). Maiņkomponente sastāda 0.5 – 2 % no kopējā signāla amplitūdas. Katra no abām komponentēm ir pietiekami svarīga un reāli izmantojama asinsrites mikrocirkulācijas izpētē, bet promocijas darbā uzsvars ir vērsts uz maiņkomponentes izpēti, jo tā sniedz dinamisku informāciju par kardiovaskulāro stāvokli.



**Att.7.** PPG signāls ar līdzkomponentes signālu (a) un palielinātu laikā mainīgo komponenti (b) [8].

Ja maiņkomponentes atsevišķu periodu signāli tiek vidējoti (izmantojot speciālus algoritmus [9]), tad iegūtais signāls ar normētu amplitūdu tiek saukts par vienperioda vidējotu PPG signālu – SPPPG (Single Period PPG) (Att.8.).



**Att.8.** SPPPG signāla formas apzīmējumi [10].

SPPPG signāls sastāv no divām pulsācijām jeb viļņiem, galvenā viļņa un dikrotiskā viļņa. Dikrotiskais vilnis ir no asinsrites perifērijas atstarotais vilnis. Artēriju zarošanās vietās daļa sirds izgrūsto asiņu atstarojas un aizkavējas, rezultātā galvenajam vilnim seko otrs vilnis – „aizkavētā” asins plūsmas daļa. Pirms dikrotiskā viļņa ir predikrotiskais padziļinājums, kas atdala abus SPPPG signāla viļņus. Anakrota – SPPPG signāla augšupejošā daļa atspoguļo asinsvadu sienīņu iestiepumu, paaugstinoties asinsspiedienam. Katakrota - SPPPG signāla lejupejošā daļa atspoguļo asinsvadu sienīņu atgriešanos iepriekšējā stāvoklī, asinsspiedienam samazinoties. SPPPG kontūranalīze saistīta ar tādu parametru aprēķināšanu kā dikrotiskā viļņa amplitūda, anakrotas laiks, anakrotas un katakrotas stāvums un attālums starp galvenā un dikrotiskā viļņa virsotnēm.

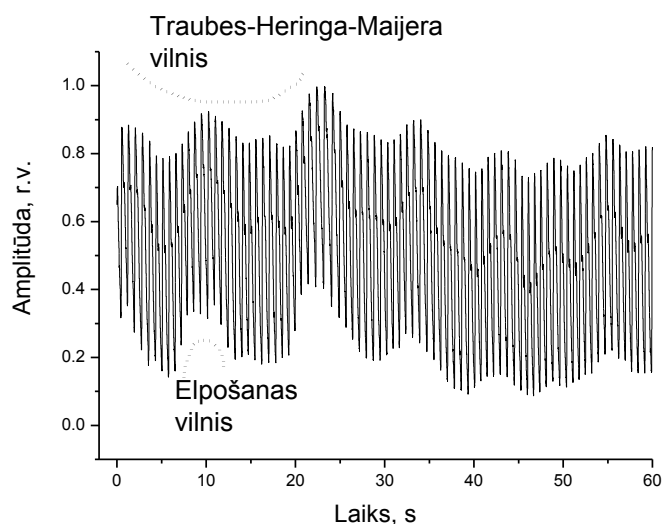
Ļoti svarīgs parametrs fotopletizmogrāfiskajā signālā ir sekundārā maksimuma amplitūda, ko nosaka asinsvadu elastība; dažu slimību (piemēram, cukura slimības) rezultātā šī amplitūda daļēji vai pilnībā izzūd, tādējādi šis parametrs varētu būt informatīvs slimību diagnosticēšanā [9]. Par laika intervālu starp galvenā un dikrotiskā viļņu maksimumiem īstas skaidrības šobrīd no literatūras nav, kaut gan iespējams, ka arī šis parametrs raksturo kādus asinsrites parametrus.

Ir novērojamas arī citas laikā mainīgas fotopletizmogrāfiskā svārstības (Att.9.):

- Respiratorais (elpošanas) vilnis – PPG signāla mainīkomponente satur no elpošanas atkarīgu komponenti. Elpošana ir saistīta arī ar smadzenēs esošo vazomotorisko centru, un šis centrs, kuru veido nervu šūnu sakopojumi dažādās centrālās nervu sistēmas daļās, piedalās asinsvadu lūmena regulācijā. Tādēļ var apgalvot, ka arī elpošana piedalās asins plūsmas modulēšanā [8].



- PPG signāla maiņkomponentes zemfrekvenču svārstības – tām pamatā ir, pirmkārt, asinsvadu kustības (vazomocijas), piemēram, mazo artēriju un arteriovenoza anastamožu spontāna kontrakcija vai relaksācija [10]; otrkārt, ķermeņa termoregulācijas funkcijas radītās fluktuācijas.
- Centrālās nervu sistēmas kardiovaskulārā centra raidīto nervu impulsu radītās oscilācijas (Traubes-Heringa-Maijera (THM) viļņi) [11].

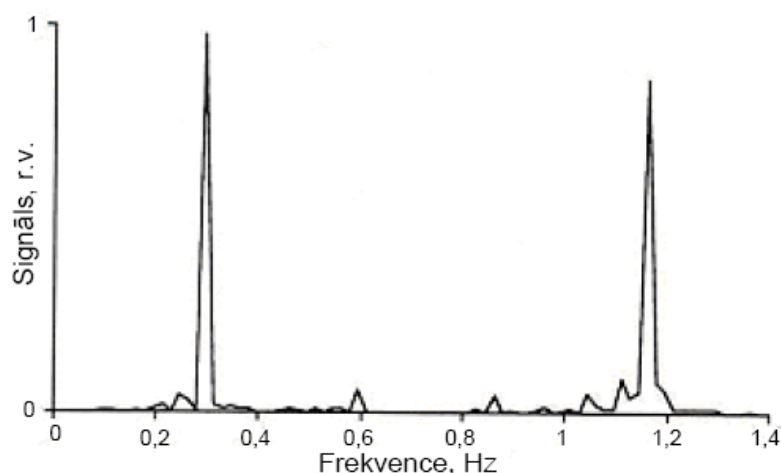


**Att.9.** Fotopletizmogrāfiskā signāla maiņkomponentes viļņi.

Ja analizē PPG signāla maiņkomponentes raksturīgās frekvences ar Furjē analīzes palīdzību, tad ir iespējams izdalīt dažādu frekvenču kopu, kuru sadalījums apkopots Tabulā 1. un PPG signāla maiņkomponentes frekvenču spektrs attēlots Att.10.

**Tabula 1.** Fotopletizmogrāfisko signālu raksturīgās frekvences [8].

<b>FREKVENČU DIAPAZONS (Hz)</b>	<b>OSCILĀCIJU IZCELSME</b>
0.67 – 3.33	Sirds aktivitāte
0.08 – 0.67	Elpošana
0.09 – 0.11	THM viļņi
0.07 – 0.15	Asinsvadu kustības
0.03 – 0.05	Organisma termoregulācija



**Att.10.** PPG maņkomponentes signāla frekvenču spektrs [8].

PPG signāla sirds aktivitātes raksturīgais frekvenču diapazons ir no 0.67 – 3.33 Hz, kas atbilst 40 – 200 sirds kontrakcijām minūtē. Elpošanas raksturīgā frekvence ir no 0.08 – 0.67 Hz, kas atbilst 5 – 40 ieelpas/izelpas cikliem minūtē. THM viļņiem raksturīgs konstants oscilāciju ātrums – 6 min<sup>-1</sup>. Gadījumos, kad elpošanas ātrums ir intervālā no 5.1 – 7.2 min<sup>-1</sup> (0.085 – 0.12 Hz), PPG signāla spektrā elpošanas un THM viļņu spektri pārklājas, tāpat ir arī iespējama respiratoro un vazomotoro oscilāciju spektru pārklāšanās [12].

### 2.3. Pletizmogrāfijas vēsture

Vēsturiski ir attīstījušās dažādas pletizmogrāfiskās metodes:

- sfigmogrāfija;
- impedances pletizmogrāfija;
- fotopletizmogrāfija.

Katra no augstākminētām metodēm darbojas uz atšķirīgu principu pamata, bet vienojošais tām ir, ka, izmantojot šīs metodes, ir iespējams noteikt specifiskus cilvēka fizioloģiskā stāvokļa raksturojošus parametrus. Fotopletizmogrāfijai, salīdzinājumā ar iepriekšminētām metodēm, ir papildus priekšrocības, kā piemēram, vienkārša lietošana un relatīvi zemas izmaksas.

Sfigmogrāfija ir artēriju pulsa pieraksts, ko veic ar mehāniskajiem, pjeoelektriskajiem vai elektriskajiem sfigmogrāfiem [13, 14]. Sfigmogrāfija ir ļoti līdzīga fotopletizmogrāfijai, tomēr sarežģītāka lietošanā, jo ir nepieciešams ļoti precīzi novietot sfigmogrāfijas sensoru uz artērijas.

Impedances pletizmogrāfijas jeb reogrāfijas pamatā ir ķermeņa impedances (pilnās elektriskās pretestības) mērīšana. A. Naumenko un B. Skotnikovs [15] savos

eksperimentos, mērot elektrisko pretestību asinīm, kas plūda pa cauruli ar elastīgām sienām, noskaidroja, ka asins elektriskā pretestība samazinās, palielinoties asins apjomam un asins plūsmas ātrumam.

1937.gadā parādījās A. Hercmana [16] pirmā fotopletizmogrāfijai veltītā publikācija. Zinātnieks šo metodi pielietoja, lai noskaidrotu, kā asins tilpuma izmaiņas audos ietekmē, piemēram, dažādi fiziskie vingrinājumi, audu temperatūras maiņa un citi asinsriti ietekmējoši faktori. A. Hercmans un J. Dilons 1939.gadā [17] ieviesa fotopletizmogrāfiskā signāla divu komponentu – līdzkomponentes un maiņkomponentes iedalījumu (Att.6.a). Sākotnējā pētnieku mēriekārtā bija divi pastiprinātāji, katrai PPG signāla komponentei savs. Zinātnieki konstatēja, ka, mērot abas komponentes vienlaicīgi, iespējams iegūt vairāk informācijas par zemādas asinsrites izmaiņām. A. Hercmana un viņa līdzstrādnieku darbs trīsdesmit gadu garumā deva lielu ieguldījumu šīs optiskās diagnostikas metodes izpratnē [18-21].

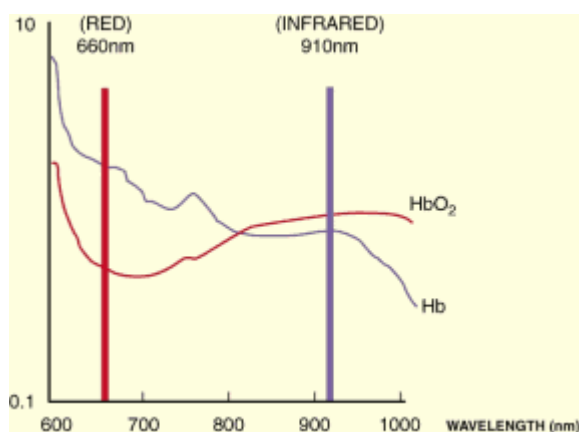
Pagājušā gadsimta sešdesmito gadu beigās fotopletizmogrāfiju sāka pielietot arī dermatoloģijā. 1969.gadā C. Ramsejs pētīja acetilholīna intradermālo injekciju radītās sekas atopiskā dermatīta pacientiem un veseliem cilvēkiem [22]. Atopiskā dermatīta pacientiem šīs injekcijas izsauca t.s. paradoksa efektu, resp., cilvēkam ar veselu ādu injicētais acetilholīns izraisīja lokālu eritēmu (apsārtumu), bet dermatīta pacientam lokālu ādas bālēšanu. Fotopletizmogrāfisko signālu pieraksti gan eritēmas, gan izbalējušā apgabalā deva būtībā identiskus rezultātus, atklājot, ka arī izbalējušā ādas apgabalā asins plūsma ir palielinājusies tāpat kā veselam cilvēkam apsārtušajā ādas apgabalā, tādējādi tika secināts, ka atopiskā dermatīta pacientiem acetilholīna radītā ādas bālēšana nav saistīta ar asins plūsmas samazināšanos.

Ir noskaidrots, ka lokāli sildot ādu, tās asinsvadi paplašinās, pieaugot audiem caurplūstošo asiņu tilpumam [23]. Šis fakts tika izmantots, lai iegūtu PPG signāla maiņkomponentes amplitūdas palielināšanos [24]. Paaugstinot ādas temperatūru diapazonā no 29°C līdz 43°C, PPG signāla maiņkomponentes amplitūdas pieaugums bija atbilstošs audu temperatūras pieaugumam.

Fotopletizmogrāfijas principus izmanto arī lāzerdoplerogrāfijā un pulsoksimetrijā. Lāzerdoplerogrāfija ir īpaša ar to, ka izmanto lāzeru kā gaismas avotu. Tādā gadījumā var novērot remitētā signāla Doplera frekvences nobīdi, kas sniedz papildus informāciju par audu apasiņotību [12].

Viens no fotopletizmogrāfiskās metodes komerciāliem pielietojumiem ir pulsoksimetrija [25], 1982.g. kompānija *Nellcor Incorporated* (ASV) izveidoja pirmo

komerciālo pulsoksimetru, ar kura palīdzību ir iespējams noteikt hemoglobīna skābekļa daudzumu asinīs. Ņemot par pamatu to, ka cilvēka asinīs ir divu veidu hemoglobīnu, kas piedalās skābekļa pārnēsē: oksihemoglobīns ( $\text{HbO}_2$ ) un dezoksigēnais hemoglobīns ( $\text{Hb}$ ), hemoglobīna skābekļa daudzums asinīs procentuāli tiek definēts kā  $100 \times \text{HbO}_2 / (\text{Hb} + \text{HbO}_2)$ .  $\text{Hb}$  un  $\text{HbO}_2$  hemoglobīniem ir augsta absorbcija redzamās gaismas un infrasarkanā spektra daļās. Piemēram, pie 660 nm lielāks absorbcijas koeficients ir  $\text{Hb}$ , bet pie 940 nm dominē  $\text{HbO}_2$  absorbcija. Izmantojot šo principu un izmērot PPG signālu AC un DC komponentu attiecības pie 660 nm un 940 nm, ir iespējams noteikt skābekļa piesātinājumu asinīs (Att.11.).



**Att.11.** Oksihemoglobīna ( $\text{HbO}_2$ ) un dezoksihemoglobīna ( $\text{Hb}$ ) absorbcijas spektri 600 nm – 1000 nm rajonā [25].

Pulsoksimetriju mūsdienās plaši izmanto primārajā diagnostikā slimnīcu uzņemšanas nodaļās un operāciju zālēs, jo ar tās palīdzību viegli noteikt gan tādu svarīgu parametru kā pulss, gan skābekļa koncentrāciju asinīs, kas var izrādīties dzīvības glābšanai svarīga informācija. Ir gan jāpiebilst, ka pulsoksimetrijā netiek analizēti PPG signālu formas parametri, kuri satur klīniski svarīgu informāciju par asinsriti un ādas mikrocirkulāciju.

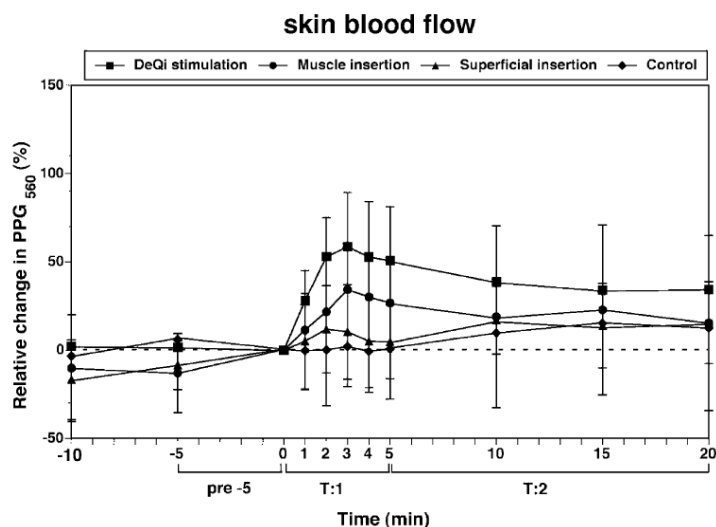
Detalizēts fotopletizmogrāfijas metodes vēstures pārskats ir sniegts darbā [4].

### 3. LITERATŪRAS PĀRSKATS

#### 3.1. Vienkanāla PPG signāla izpēte

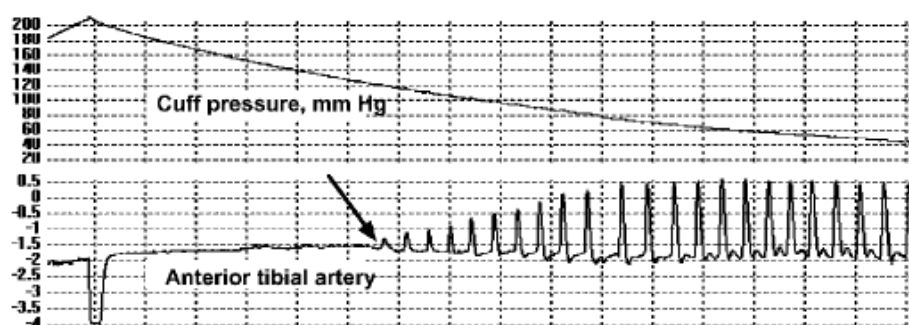
1992.g. Linčepingas Universitātes (Zviedrija) pētnieki publicēja pētījumu par fotopletizmogrāfiskā signāla piemērotību vienlaicīgai sirdsdarbības pulsa un elpošanas ritma noteikšanai, izmantojot optiskās šķiedras [26]. Viņu secinājumi bija sekojoši: sirdsdarbības pulsa vērtības vienmēr sakrita ar EKG (elektrokardiogrāfijas) metodes mērītajām vērtībām; tomēr elpošanas ritma noteikšana nebija tik sekmīga kā izmantojot ehokardiogrammu, no ~150 elpošanas ritmiem, PPG metode deva kļūdu  $\pm 2$  ieelpas/izelpas, kas ir uz pieļaujamās robežas, un galvenais secinājums – PPG metodi, izmantojot optiskās šķiedras, sirdsdarbības un elpošanas ritma noteikšanā, var sekmīgi izmantot piem., magnētiskās rezonanses tomogrāfijā, jo optiskās šķiedras nav jūtīgas pret elektromagnētisko iedarbību.

2003.g. šīs universitātes pētnieki publicēja rezultātus par akupunktūras adatu iedarbību dzīvos audos, kas izsauc to apasiņotības izmaiņu – audi tiek pastiprināti apasiņoti [27]. Tika veikta apakšstilba muskulatūras (*m. tibialis anterior*) dažāda veida akupunktūras novērojumu sēriju 14 jaunām sievietēm. Kā liecina Att.12. redzami iegūtie rezultāti – asins plūsma gan ādā, gan muskulī pieaug izdarot dažāda veida akupunktūru. Tāpat tika secināts, ka stimulācijas apjoms ir atkarīgs no iedurto adatu daudzuma – jo to būs vairāk, jo asinsrite tiks spēcīgāk un plašāk stimulēta. Apasiņotības pieaugums tiek noteikts kā PPG signāla DC komponentes samazināšanās (palielinās asins daudzums, līdz ar to arī gaismas absorbcija) un AC komponentes amplitūdas pieaugumu.



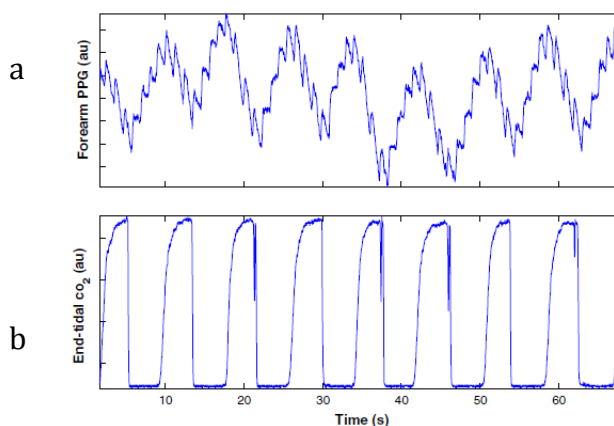
Att.12. Apasiņotības izmaiņas akupunktūras stimulācijas rezultātā [27].

2005.g. Linčepingas pētnieki publicēja darbu par kāju sistoliskā asinsspiediena automatizētu mērīšanas metodi [28], kuras princips ir sekojošs – PPG sensors tiek pievienots uz kājas potītes, un virs tās tiek uzlikta atsevišķi piepūšama manšete; sākot mērījumu, manšete tiek piepildīta ar gaisu līdz ~200 mmHg, un pamazām gaiss tiek laists ārā; brīdī, kad manšetes spiediens ir mazāks par sistolisko asinsspiedienu kājā, ādas virskārtā ar PPG sensoru tiek reģistrēta asinsvadu pulsāciju parādīšanās moments (Att.13.). Promocijas darba autoram bija arī iespēja stažēties Zviedrijā un piedalīties šīs metodes izstrādē.



**Att.13.** Spiediens manšetē un PPG signāls [28].

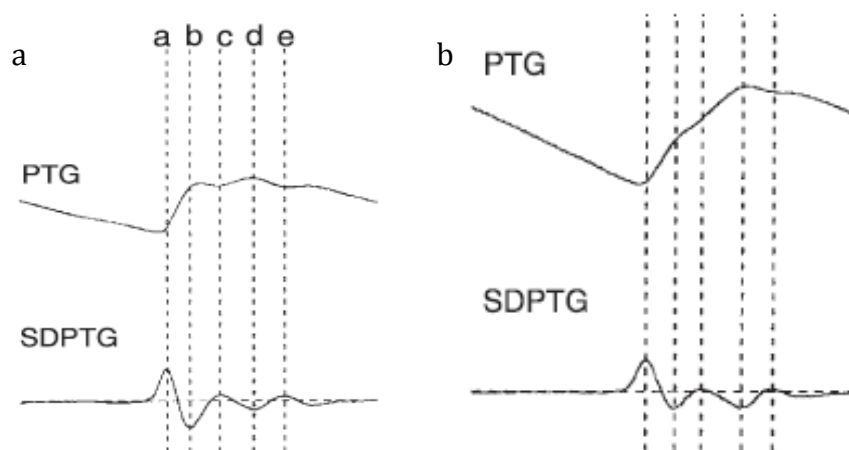
2006.g. Linčepingas kolēģi publicēja pētījumu [29] par PPG signāla formas parametriem (elpošanas ritma noteikšana) atkarībā no cilvēka dzimuma. Tika izmantots standarta CO<sub>2</sub> mērītājs kopā ar refleksijas PPG sensoru, kas tika piestiprināts uz kreisās rokas apakšdelma. Pētījumā tika apsekotas 2 cilvēku grupas – 32 vīrieši un 16 sievietes. Pētījuma rezultātā tika parādīts, ka elpošanas ritma noteikšanas precizitāte nav atkarīga no vecuma vai dzimuma, un autori secināja, ka fotopletizmogrāfija ir potenciāla klīniska metode respiratorā signāla monitorēšanai anestēzijas, pēcooperācijas un reanimācijas laikā. Att.14.a attēlotas PPG signāla respiratorās svārstības un atbilstošais izelpotais CO<sub>2</sub> daudzums (Att.14.b).



**Att.14.** a) PPG signāla respiratorās svārstības, b) CO<sub>2</sub> daudzums izelpā [29].

1999.g. Ebreju Universitātes (Izraēla) pētnieki ziņoja [30] par asiņu intravaskulārā tilpuma izmaiņu saistību ar PPG signālu asins pārliešanas laikā. Tika apsekoti 12 anesteziēti pacienti asins pārliešanas laikā. Salīdzinot PPG signāla formas parametrus ar invazīvi mērītu intraarteriālo asinsspiedienu, tika konstatēts, ka asiņu daudzuma zudumu sākot no 10% var noteikt izmantojot gan arteriālo katetru, kā arī novērojot izmaiņas PPG signāla amplitūdā. Tādējādi pētnieki secina, ka PPG signāla formas parametrus var izmantot, piemēram, hipovolēmijas (samazināts cirkulējošo asiņu daudzums) sasklimstības laikā.

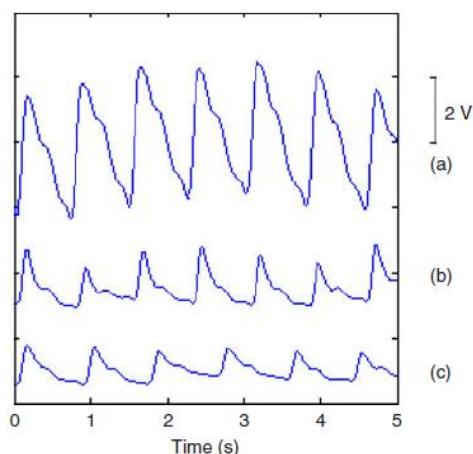
2003.g. Čibas Universitātes (Japāna) pētnieki publicēja pētījumu par PPG signāliem migrēnas laikā [31]. Migrēna ir cerebrāla neirovaskulāra slimība, kas rada galvassāpes, paplašinoties asinsvadiem. Neinvazīvi un vienkārši mērījumi ir noderīgi, lai pētītu un analizētu patoloģijas mehānismus un akūtās terapijas efektivitāti. Tika apsekoti 101 migrēnas pacienti un tāds pats cilvēku daudzums, kuriem nebija migrēnas slimības. Pētījumā tika secināts, ka migrēna ir saistīta arī ar perifērās asinsrites mikrocirkulācijas traucējumiem galvassāpju laikā, un PPG signāla otrā atvasinājuma formas parametri (Att.15.) var kalpot migrēnas padziļinātai izpētei.



**Att.15.** PPG (PTG) un PPG signāla otrais atvasinājums (SDPTG) a) veselam cilvēkam, b) ar migrēnu slimojošam pacientam [31].

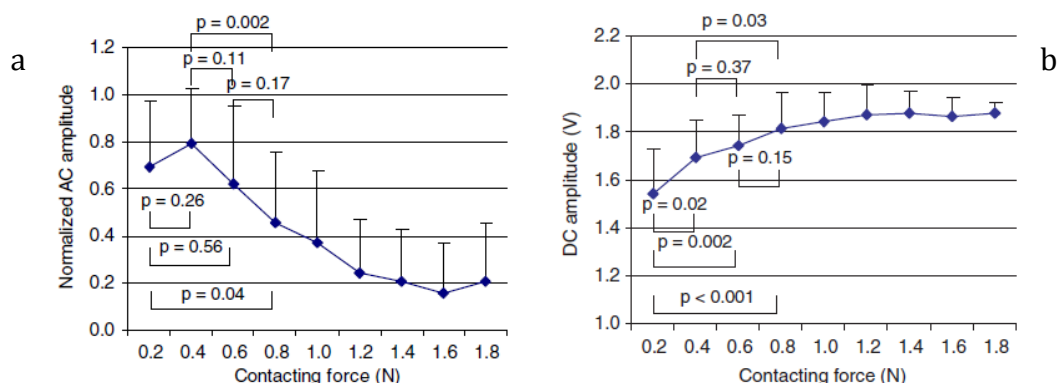
2003.g. Honkongas Universitātes (Ķīna) zinātnieki ziņoja par iespēju izmantot PPG signālu biometriskajās drošības sistēmās [32]. PPG signāli tika iegūti no 17 cilvēkiem un četri signāla parametri tika izanalizēti: viļņu maksimumu skaits vienā pulsa periodā, anakrotas un diakrotiskā viļņa slīpuma koeficienti, anakrotas pieaugšanas laiks. Rezultātā, izmantojot individuālos PPG signālus, tikai vienu cilvēku nebija iespējams pilnībā identificēt, kas nozīmē, ka identifikācijas panākumi nav 100%. Pētījuma autori arī atzīmē, ka PPG signāls var ļoti mainīties atkarībā no ārējiem apstākļiem, kas nozīmē identifikācijas panākumu mazināšanos.

2004.g. šīs Universitātes universitātes pētnieki publicēja darbu par PPG signāla formas izmaiņām atkarībā no sensora piespiediena spēka pie ādas [33]. 15 pētījuma dalībniekiem (9 vīrieši un 6 sievietes) PPG signāls tika mērīts ar papildus pievienotu sensora piespiediena spēka mainītāju. Att.16. ir attēlotas viena cilvēka PPG signāla amplitūdas izmaiņas atkarībā no sensora dažādām piespiediena spēku vērtībām.



**Att.16.** Iegūtie PPG signāli izmantojot dažādus piespiediena spēkus a) 0.21 N, b) 0.40 N, c) 0.81 N [33].

Att.17.a,b ir attēlota visu pētījumā iekļauto cilvēku AC un DC komponentu vidējotās vērtības atkarībā no PPG sensora piespiediena spēka. Kā redzams, maksimālā vidējotā AC komponente ir pie 0,3 N vērtības, pie lielākām piespiediena spēka vērtībām AC komponente samazinās, savukārt DC komponentei nav izteikta maksimuma, tā asimptotiski palielinās līdz ar piespiediena spēku (Att.17.b).

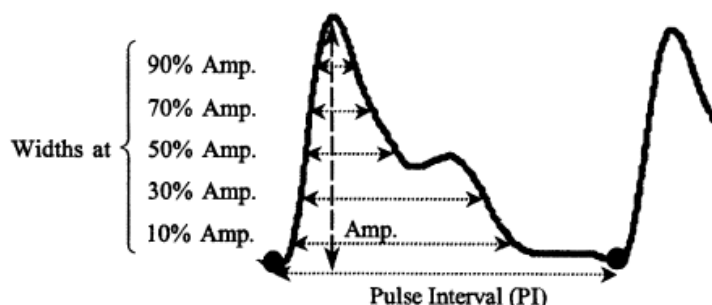


**Att.17.** PPG signālu AC (a) un DC (b) komponentu amplitūdu vidējotās izmaiņas atkarībā no sensora piespiediena spēka [33].

2004.g. Honkongas pētnieki publicēja rezultātus [34] par vienkanāla PPG signāla formas parametru analīzi pirms un pēc fiziskā testa. Tika apsekoti 10 cilvēki (4 sievietes un 6 vīrieši), vidējais vecums  $23.9 \pm 1.9$  gadi, cilvēki tika iedalīti 2 grupās, 1. grupā tie, kuri ar regulāru fizisko slodzi nodarbojās  $1.6 \pm 1.1$  stundas/nedēļā un 2. grupas



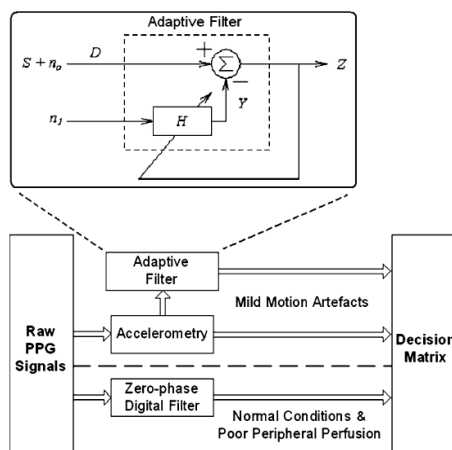
dalībnieki ar regulāru fizisko slodzi nodarbojās  $4.3 \pm 1.8$  stundas/nedēļā. Pētījumā izmantotais fiziskais tests sastāvēja no 4 minūšu gājiena uz veloceliņa ar ātrumu 6 km/stundā. Tika analizētas sekojošas PPG signālu platumu attiecības (Att.18.)  $WR_{90:70}$ ,  $WR_{90:50}$ ,  $WR_{90:30}$ ,  $WR_{90:10}$ ,  $WR_{70:50}$ ,  $WR_{70:30}$ ,  $WR_{70:10}$  pirms fiziskās slodzes un pēc tās 3 minūšu ilgumā.



**Att.18.** Pētījumā analizētie PPG signāla parametri [34].

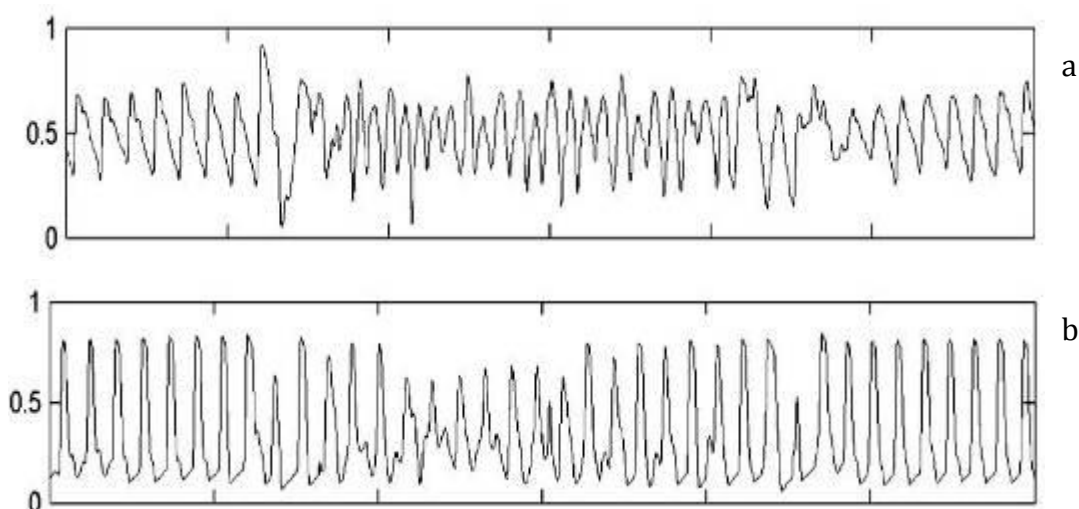
Tika noskaidrots, ka 1. grupas dalībniekiem PPG signāla platumu attiecības samazinājās, bet 2. grupas dalībniekiem šīs attiecības palielinājās pēc fiziskās slodzes. Tika secināts, ka PPG signāla platumu attiecības varētu būt papildus parametrs cilvēka trenētības pakāpes raksturošanai.

2006.g. Nanjanas Tehnoloģiju Universitātes (Ķīna) pētnieki publicēja pētījumu [35] par PPG signālu kvalitātes uzlabošanu. Kustību artefakti un nepietiekama perifērā apasiņotība ir iemesls PPG signāla trokšņiem, kas noved pie kļūdām sirdsdarbības pulsa noteikšanā, kā arī nav iespējams analizēt signāla formas parametrus. Lai to risinātu, pētnieki prezentēja ideju par speciālu trokšņu samazināšanas sistēmu, kura sastāv no trīs dimensiju akselerometra, kas detektē vibrācijas artefaktus, filtrēšanas sistēma, kas veic vāju signālu filtrēšanu un procesora, kas kontrolē šo sistēmu reālā laika režīmā (Att.19.).



**Att.19.** PPG signālu filtrēšanas blokshēma, kura tiek aktivizēta gadījumos, kad tiek saņemts signāls no akselerometra [35].

Sistēma darbojas sekojoši: gadījumos, kad akselerometrs detektē vibrācijas vai kustības, procesors ar adaptīvās matricas principu izveido filtrēšanas sistēmas parametrus, ar kuru palīdzību trokšņainais PPG signāls tiek izfiltrēts (Att.20.a). No (Att.20.b) ir acīmredzams, ka izfiltrētā PPG signāla kvalitāte ir pietiekama, lai iegūtu precīzu sirdsdarbības pulsu un veiktu turpmāku analīzi.



**Att.20.** PPG signāli ar kustību artefaktiem (a), izfiltrēti signāli (b) [35].

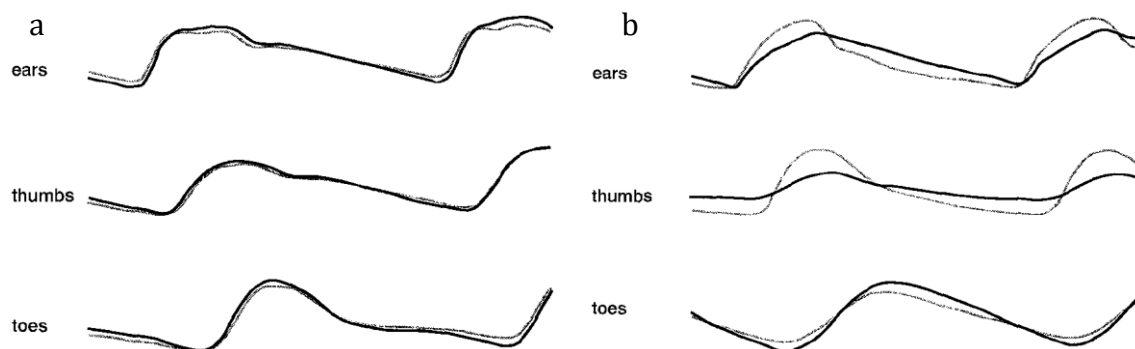
Rezumējot literatūras apskatu par vienkanāla PPG signāla izpēti ir jāsecina, ka fotopletizmogrāfiskā metode ir potenciāli noderīga PPG signālu formas parametru izpētei, un šī virziena turpmākā attīstība ir aktuāla un perspektīva.

### **3.2. Vairākanālu PPG signālu izpēte**

2000.g. Ņūkāstlas Universitātes (Anglija) pētnieki publicēja pētījumu par vairākanālu PPG signāliem, mērītiem dažādās ķermeņa vietās [36]. Pētījuma mērķis bija noskaidrot PPG signālu parametru (pulsa frekvence, amplitūda, forma) atšķirības, ja divkanālu signāli tiek iegūti cilvēka ķermeņa simetriskos punktos. Pētījuma rezultātā secināts: 1) veseliem cilvēkiem katrā simetriskā segmentārā līmenī starp iegūto PPG signālu formas parametriem pastāv cieša korelatīva sakarība (jo cilvēka anatomija ir simetriska), 2) katrā simetriski segmentālā līmenī asinsspiediens ir vienāds, kas nosaka pulsa viļņa pienākšanas laiku, līdz ar to jebkādas izmaiņas asinsvadu raksturlielumos var izmainīt PPG signālu parametrus (anakrotas pieauguma laiku un katakrotas kritumu), un šo parametru ievērojamas izmaiņas segmentālajā līmenī var norādīt uz iespējamām asinsvadu problēmām.

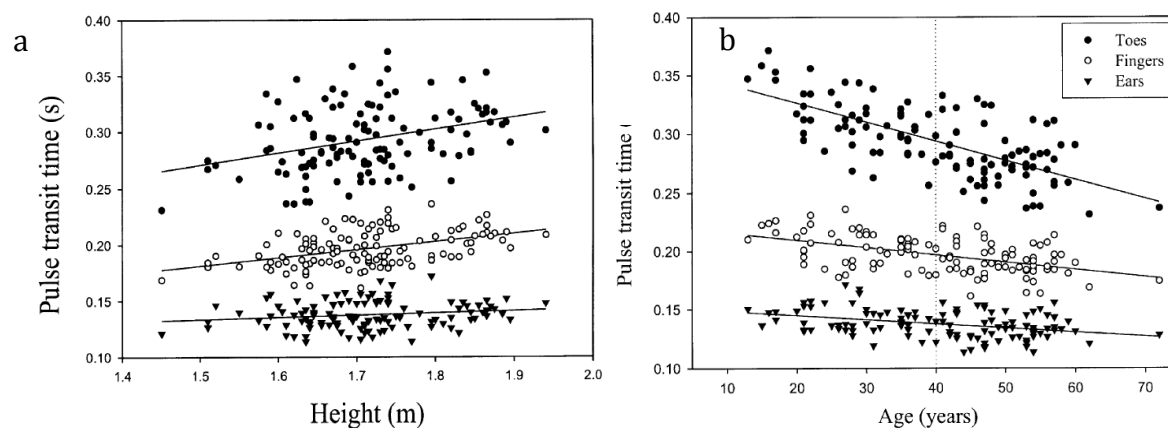
2000.g. šie autori arī publicēja pētījumu [37] par divkanālu fotopletizmogrāfisko signālu formu atšķirībām veseliem un ar asinsrites slimībām slimojošiem cilvēkiem. Tika apsekoti 20 veseli cilvēki un 20 pacienti ar miega artērijas (*a. carotis*), pleca

artērijas (*a. subclavia*) vai apakšējo locekļu artēriju slimībām. Pētījuma rezultātā tika novērotas divkanālu PPG signālu formas parametru pamanāmas atšķirības (Att.21.).



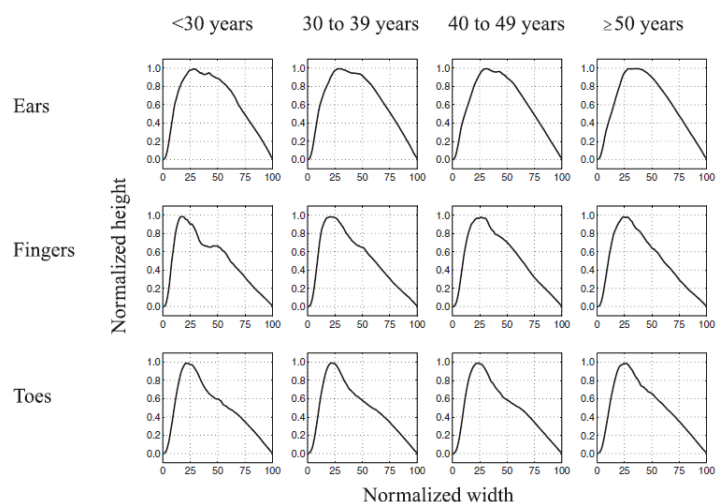
**Att.21.** PPG signālu fragments no simetriskiem punktiem a) veselam cilvēkam, b) ar unilaterālas vienpusējas lokalizācijas asinsrites slimībām slimojošam cilvēkam [37].

2002.g. Ņūkāstlas pētnieki publicēja darbu [38] par PVIL (Pulsa viļņa izplatīšanās laiks) izmaiņām atkarībā no vecuma. Izmantojot vairākanālu PPG metodi, tika apsekoti 134 cilvēki, vecumā no 13 – 72 gadiem. Mērījumu metodika sekojoša: PPG sensori tika pievienoti pie abām auss ļipiņām, roku rādītājpirksti, kāju īkšķiem, un izmantojot PVIL noteikšanas metodi (PPG+EKG) tika iegūtas sekojošas PVIL sakarības (Att.22.a,b). Darba autori secina, ka pulsa viļņa izplatīšanās laiks palielinās līdz ar augumu (Att.22.a) un samazinās līdz ar vecumu (Att.22.b), un šo korelāciju pieauguma straujums ir lielāks kāju pirkstiem, tad seko roku pirksti un auss ļipiņas.

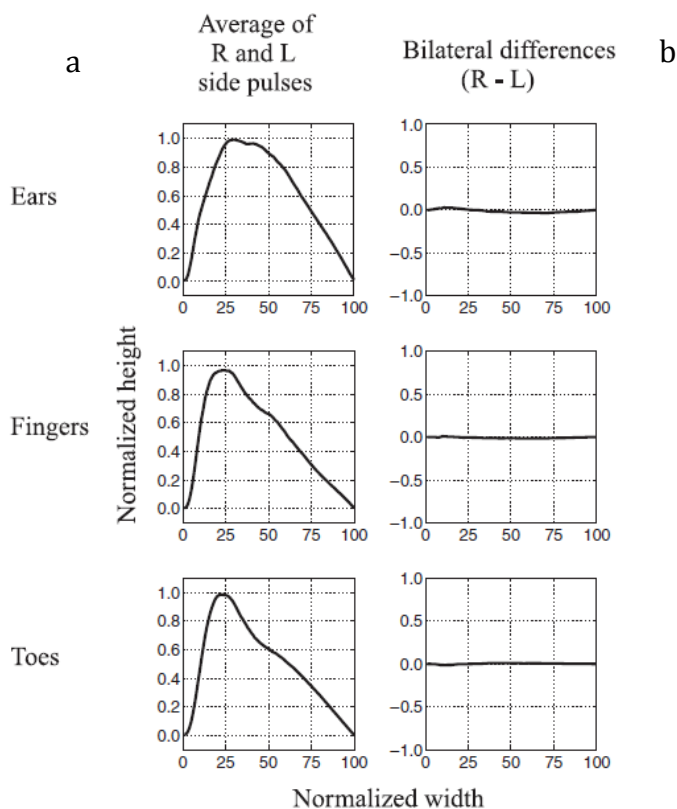


**Att.22.** Pulsa viļņa izplatīšanās laika korelācijas no a) auguma, b) vecuma [38]. (● – kājas pirksts, ○ – rokas pirksts, ▼ – auss ļipiņa).

2003.g. Ņūkāstlas zinātnieki publicēja pētījumu [39] par saistību starp cilvēku vecumu un PPG signālu formu parametriem, mērītiem dažādās ķermeņa vietās (uz auss, rokas pirksta, kājas pirksta). Tika apsekoti 116 cilvēki (vecumā no 13 – 72 gadiem). Analīzē tika aprēķinātas vienperioda PPG vidējotās formas dažādās vecuma grupās (Att.23.) un bilaterālās diferences starp labo un kreiso ķermeņa pusi (Att.24.a,b).



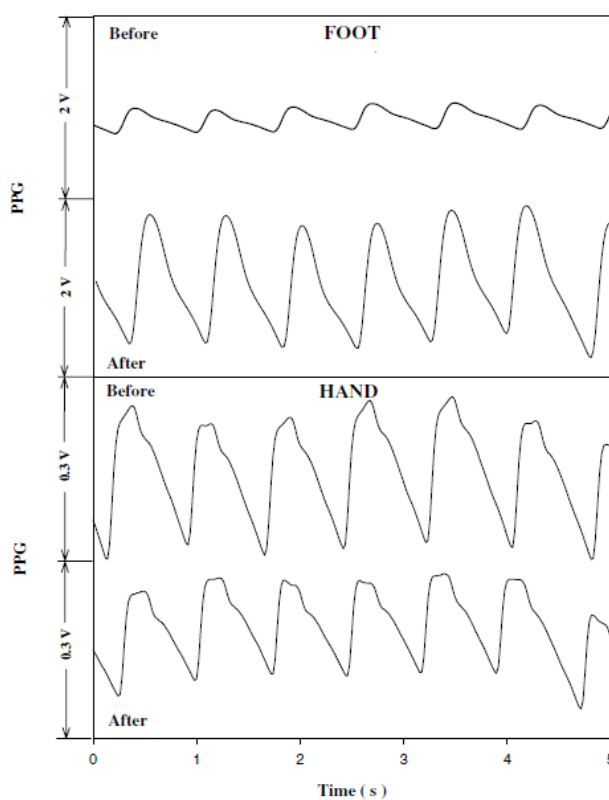
**Att.23.** Auss, rokas pirksta un kājas pirkstu vidējotie vienperioda PPG signāli dažādās vecuma grupās [39].



**Att.24.** Pētījumā iekļauto cilvēku a) vidējotās vienperioda PPG signālu formas dažādās ķermeņa vietās, b) PPG signālu bilaterālās differences starp ķermeņa labo un kreiso pusi [39].

Pētījumā tika secināts, ka, pirmkārt, analizējot PPG signāla formas parametrus dažādu slimību gadījumos, ir jāņem vērā arī PPG signālu izmaiņas vecuma ietekmē. Otrkārt tika konstatēts, ka bilaterālā difference starp PPG signāliem, mērītiem simetriski labajā un kreisajā ķermeņa pusēs ir gandrīz nulle.

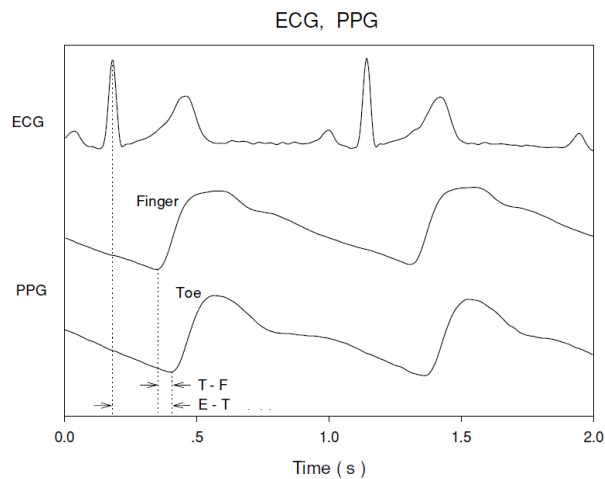
2001.g. Jeruzāles Tehnoloģiju koledžas (Izraēla) pētnieki ziņoja [40] par PPG signālu formas parametriem epidurālās anestēzijas laikā. Epidurālā anestēzija (mugurkaula kanālā ievada medikamentus, lai nomāktu sāpes) izraisa perifērisko artēriju un vēnu dilatāciju, kā rezultātā sistēmas asinsvadu pretestība var samazināties par 10-15%. Pētījumā PPG signāli tika mērīti uz roku un kāju pirkstiem pirms un pēc epidurālās anestēzijas. Tika apsekoti 15 pacienti. PPG signālu izmaiņu piemērs pirms un pēc epidurālās anestēzijas ir attēlotas Att.25., kurā ir redzams, ka pēc anestēzijas saņemšanas kājas PPG signāla amplitūda ievērojami palielinās, savukārt rokas pirkta PPG signāla amplitūda samazinās. Līdzīgi rezultāti tika novēroti lielākajai daļai pētījumā iesaistīto pacientu.



**Att.25.** Roku un kāju pirkstu PPG signālu izmaiņas pirms un pēc epidurālās anestēzijas [40].

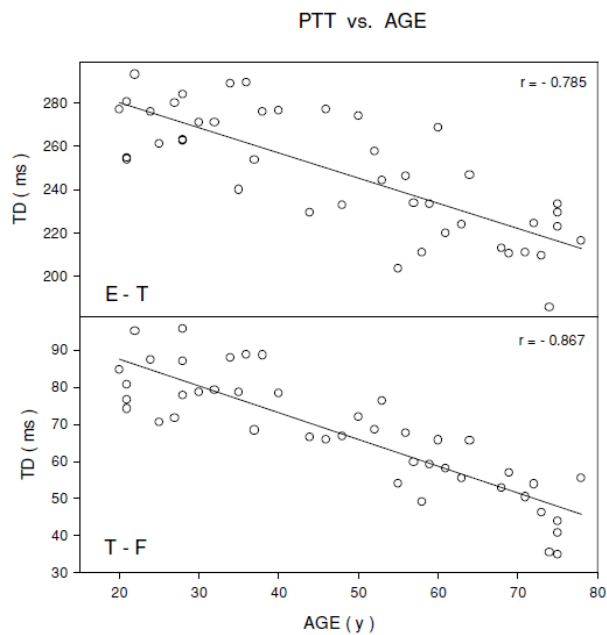
Pētījuma autori secina, ka hemodinamiskie parametri, kas iegūti no PPG signāliem var sniegt vērtīgu informāciju par epidurālās anestēzijas ietekmi uz kardiovaskulāro stāvokli, un kā neinvazīva un ērta metode var tikt izmantota fizioloģiskiem un farmakoloģiskiem pētījumiem.

2002.g. Jeruzāles pētnieki publicēja darbu [41] par PVIL (pulsa viļņa izplatīšanās laiks) mērīšanu izmantojot gan divu kanālu PPG metodi, gan EKG+PPG (Att.26.). (EKG, ECG – elektrokardiogrāfijas metode).



**Att.26.** Divas metodes PVIL noteikšanai izmantojot EKG+PPG (E-T) un PPG+PPG (T-F) [41].

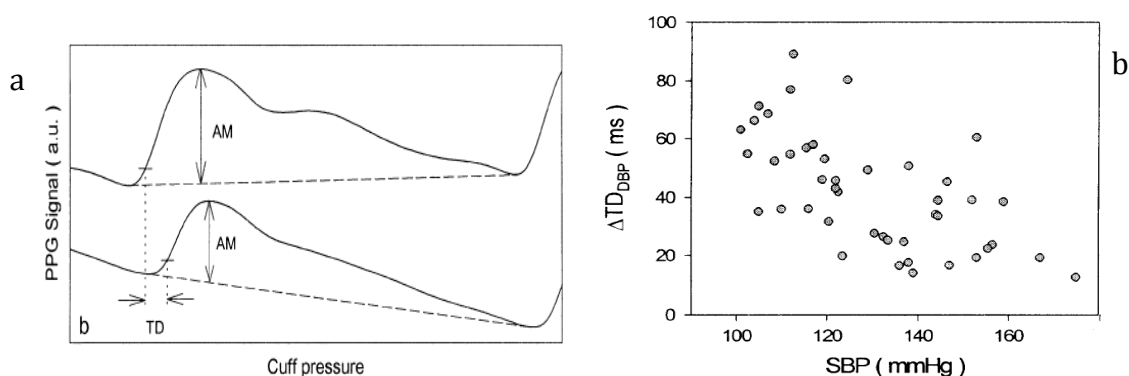
Pētījumā tika apsekoti 44 vīrieši vecumā no 20 – 78 gadiem. Divkanālu sinhroni PPG signāli tika iegūti no rokas rādītājpirksta un kājas otrā pirksta, bet EKG signāls tika mērīts izmantojot trīs novadījumu shēmu – divi novadījumi uz roku apakšdelma, trešais uz kājas potītes.



**Att.27.** PVIL (PTT) atkarības no cilvēku vecuma, mērītas izmantojot EKG+PPG (E-T) un PPG+PPG (T-F) metodes [41].

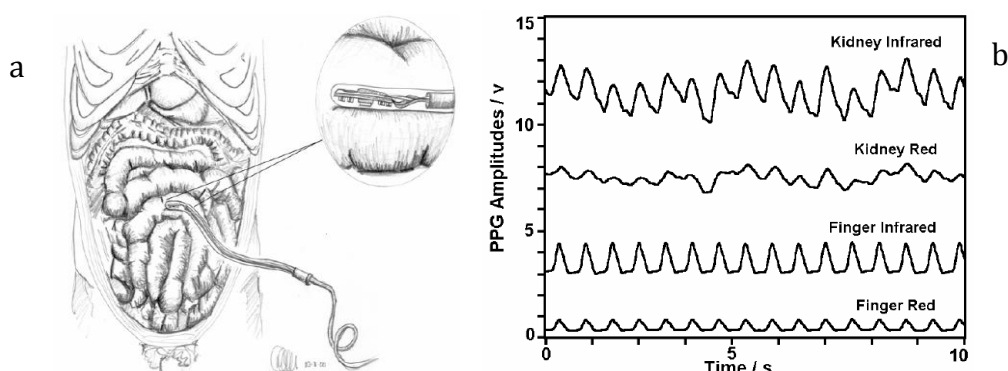
Pētījumā tika secināts, ka PVIĀ (pulsa viļņa izplatīšanās ātrums), mērīts izmantojot divkanālu PPG un EKG+PPG, korelācija ir pietiekami laba (Pīrsona korelācijas koeficients 0.86), lai PVIĀ noteikšanai izmantotu vienkāršāko divkanālu PPG metodi (Att.27.).

2005.g. Jeruzālemes un Ņūkāstlas pētnieku sadarbības rezultātā tika publicēts raksts [42] par PPG signālu izmaiņām izmantojot mākslīgās oklūzijas palīdzību. Pētījumā piedalījās 44 cilvēki. Ar divkanālu PPG metodi tika iegūti signāli no labās un kreisās rokas rādītājpirkšiem. Uz vienas rokas tika novietota spiediena manšete, kas ar kompresoru tika piepūsta līdz 200 mmHg, tad spiediens manšetē tika samazināts ar ātrumu 2-3 mmHg/s. Att.28.a ir attēlota PVIL nobīde, kas veidojas, ja vienā rokā tiek aizspiesti asinsvadi ar manšeti, pie kam pētījumā tika noskaidrots, ka PVIL nobīde palielinās līdz ar manšetes spiediena palielināšanos (Att.28.b). Darba autori secina, ka PPG signālu analīze manšetes spiediena deflācijas laikā var būt līdzeklis artēriju elastības izpētei.



**Att.28.** a) PVIL (TD) nobīdes veidošanās mākslīgās oklūzijas rezultātā, b) PVIL nobīdes vērtības ( $\Delta TD$ ) atkarībā no spiediena manšetē (SPB) [42].

2006.g. Londonas pilsētas Universitātes (City University London) (Anglija) pētnieki publicēja pētījumu par fotopletizmogrāfisko signālu mērīšanu cilvēku iekšējos orgānos [43].



**Att.29.** a) PPG signālu mērīšana cilvēka iekšējos orgānos, b) PPG signālu piemēri iegūti no cilvēka nierēs un rokas pirksta izmantojot sarkano un infrasarkano starojuma avotus [43].

PPG signāli tika iegūti no 12 cilvēku zarnām, nierēm, aknām izmantojot speciāli izveidotu zondi, kas operācijas laikā tika pievadīta attiecīgajam orgānam (Att.29.a). PPG

signāli no cilvēka nieres un rokas pirksta ir ilustrēti (Att.29.b). Pētījuma autori secina, ka fotopletizmogrāfiskie signāli, kas iegūti no iekšējiem orgāniem, var tikt izmantoti iekšējo orgānu apasiņotības pakāpes novērtēšanai.

2007.g. Ņūkāstlas Universitātes profesors Džons Allens publicēja izsmeļošu pārskatu [44] par fotopletizmogrāfijas izpēti pēdējo gadu laikā. Tika secināts, ka fotopletizmogrāfijas intensīvas izpētes pamatā ir nepieciešamība pēc mazu izmaksu, vienkārši lietojamu un portatīvu tehnoloģiju izveide primārās medicīnas diagnostikas jautājumā risināšanai. Tika definēti sekojoši turpmākie izpētes virzieni: fotopletizmogrāfisko mērījumu standartizācija, mērījumu atkārtojamības nodrošināšana, portatīvu primārās diagnostikas iekārtu izveide mājas apstākļiem. Starp citu, šajā pārskatā ir arī iekļautas atsauces uz promocijas darba rezultātiem.

Rezumējot literatūrā publicētos datus par vairākkārtīgu PPG metodi, ir jāsecina, ka

- 1) Tā ir piemērota PVIL pētījumu veikšanai un ir ērta izmeklējamai personai un vienkārši pielietojama.

- 2) Vairākkārtīgu PPG metode nav tikusi izmantota fizisko aktivitāšu pētīšanai.

- 3) PVIL salīdzinošā analīze, izmantojot vairākkārtīgu PPG metodi, nav pielietota asinsvadu slimību diagnosticēšanas nolūkos.

Tāpat arī ir jāsecina, ka PPG signālu izpētei pārsvarā tiek izmantoti komerciāli pieejamie ASV kompānijas „National Instruments” ražotie mērinstrumenti, bet oriģinālu, specializētu, eksperimentālu PPG mērierīču izveide līdz šim ir veikta tikai epizodiskos gadījumos.

Optiskās metodes asinsrites pētījumos ir izmantotas arī Latvijā.

2000.g. Latvijas Universitātes (LU) prof. J. Spīguļa vadībā tika publicēts darbs [44] par lielogabārta PPG mēriekārtas izveidi. Pētījumā tika aprakstīta PPG signālu apstrādes metodika un tika secināts, ka SPPPG signāli ir līdzīgi viena vecuma cilvēkiem un cilvēkiem ar vienādām kardiovaskulāro slimību diagnozēm.

2002.g. LU pētnieki publicēja pētījumu [9] par cukura slimības un farmaceutisko preparātu (nitroglicerīna) izraisīto ietekmi uz SPPPG signāla formas parametriem. Tika veikti SPPPG signālu klīniskie mērījumi ar pirksta kontaktsensoru 100 cukura slimības pacientiem. Tika secināts, ka 1) cukura slimības pacientiem slimības radīto asinsvadu sašaurinājumu rezultātā pirksta SPPPG signāliem ir raksturīga zvanveida forma bez



dikrotiskā viļņa; 2) izmantojot SPPPG signāla apstrādes metodiku, ir iespējams veikt farmakoloģiska un fizikāla aģenta radīto vaskulāro izmaiņu monitoringu.

2003.g. LU Kardioloģijas institūtā tika veikts pētījums [45] par ekstremitāšu asinsrites funkcionālā rakstura slimību (Reino sindroms) diagnostikas un ārstēšanas efekta novērtēšanu izmantojot PPG metodiku. Pētījuma mērķis bija noskaidrot, vai Reino sindroma pacientiem mākslīgi izraisītās oklūzijas izmaiņas vienā no rokām atspoguļo pirksta PPG signālu amplitūdu izmaiņas salīdzinājumā ar roku, kurā netiek veikta mākslīgā oklūzija. Tika apsekoti 16 Reino sindroma pacienti. Secināts, ka mākslīgi izraisīta oklūzija izmaina PPG signālu amplitūdu un var uzlabot Reino sindroma pacientu vaskulārās sistēmas uzņēmību pret slimību.

Ar darba tematiku saistīti pētījumi, neizmantojot fotopletizmogrāfijas metodi, bet gan sfīgmogrāfijas vai lāzerdoplerogrāfijas metodes, ir veikti arī Rīgas Stradiņa universitātē [13, 46] un LU Eksperimentālās un klīniskās medicīnas institūtā [47, 48].

## 4. DARBA REZULTĀTI

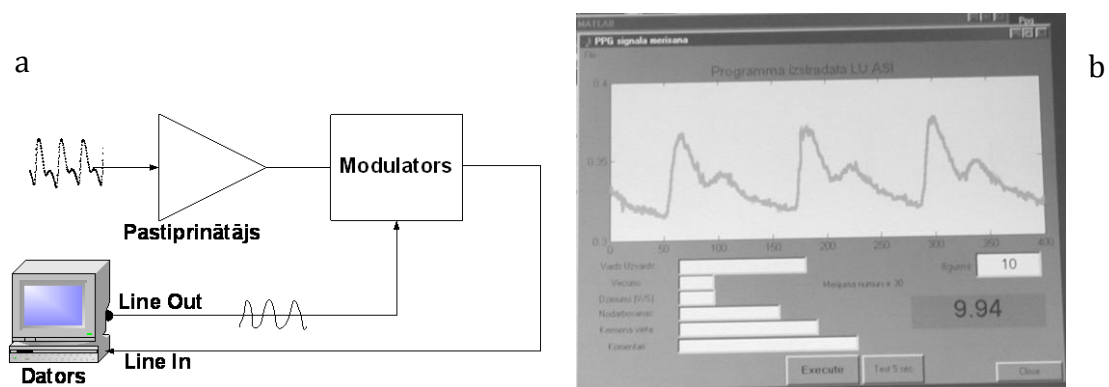
Kā tika secināts no literatūras pārskata, citu valstu laboratorijās PPG signālu izpētei izmantotas lielas, pie galda datora pieslēdzamas mēriekārtas, līdz ar to iespējas pārvietot mēriekārtu un iegūt „lauka” mērījumus piemēram, sporta stadionā vai slimnīcā, bija ierobežotas. Pagaidām tirgū nav pieejamas komerciālas PPG signālu izpētes iekārtas. Tāpēc viens no promocijas darba uzdevumiem bija pilnveidot PPG signālu izpēti, izstrādājot mazgabarīta, portatīvas, pieslēdzamas pie portatīvā datora mēriekārtas ar atbilstošu programmatūru.

Izmantotās aparatūras un gaismas avotu ierobežotība un datu apstrādes ātruma nepietiekamība ilgu laiku nedeva iespēju pilnībā uzsākt nopietnus fotopletizmogrāfisko signālu pētījumus reālā laika režīmā. Tikai pēdējos gados līdz ar datortehnikas progresu (datu apstrādes ātruma strauju pieaugumu) un elektronisko komponentu miniaturizāciju ir radusies iespēja izstrādāt portatīvas PPG iekārtas, kas varētu būt noderīgas klīniskajā praksē.

### 4.1. Mazgabarīta PPG ierīces izveide un klīniskā aprobācija kardiovaskulāro parametru noteikšanai

#### 4.1.1. Vienkanāla PPG mēriekārtas un sensora apraksts [M1]

Pirmā izveidotā portatīvā vienkanāla fotopletizmogrāfiskā iekārta tika izstrādāta kā vienkārša un izmaksu ziņā lēta, un tomēr izstrādes ziņā oriģināla, tās blokshēma ir attēlota Att.30.a.



Att.30. Vienkanāla PPG mēriekārtas a) blokshēma, b) programmatūras ekrānkopija.

Vienkāršots mēriekārtas darbības princips ir sekojošs: no skaņas kartes *Line out* izejas tiek ģenerēta sinusoīda ar frekvenci 44 kHz, PPG signāls no fotodiodes tiek pastiprināts un filtrēts, tālāk tiek uzmodulēts uz sinusoīdas signāla un ievadīts skaņas kartes *Line In*

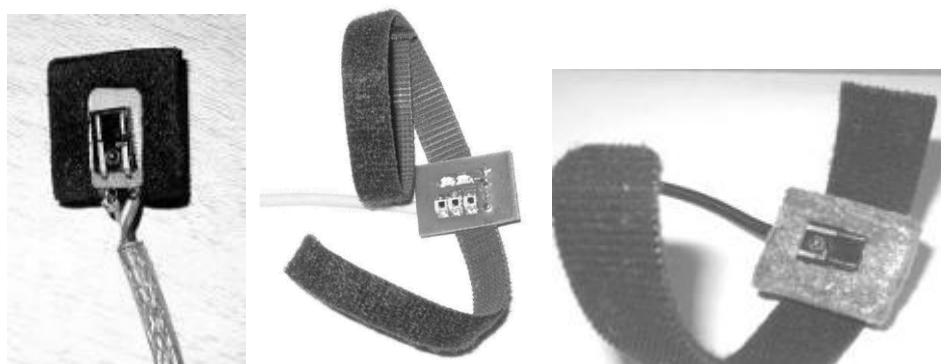
ieejā, kur programmatūra to nolasa un attēlo uz ekrāna. Iekārtas mērījumu ātrums sasniedz 1 kHz. Programmatūra tika izstrādāta *Mathworks Matlab 6.5* vidē, Att.30.b ir attēlota vienanāla PPG mēriekārtas programmatūras ekrānkopija.

Lai nodrošinātu mēriekārtas brīvu un ērtu pārvietošanu, tādējādi nodrošinot mērījumu iegūšanu jebkurā vietā, viss ekipējums tika ievietots pārnēsājamā “diplomāta” tipa koferī (Att.31.). Pielikumā 1. ir vienanāla PPG mēriekārtas elektroniskā shēma.



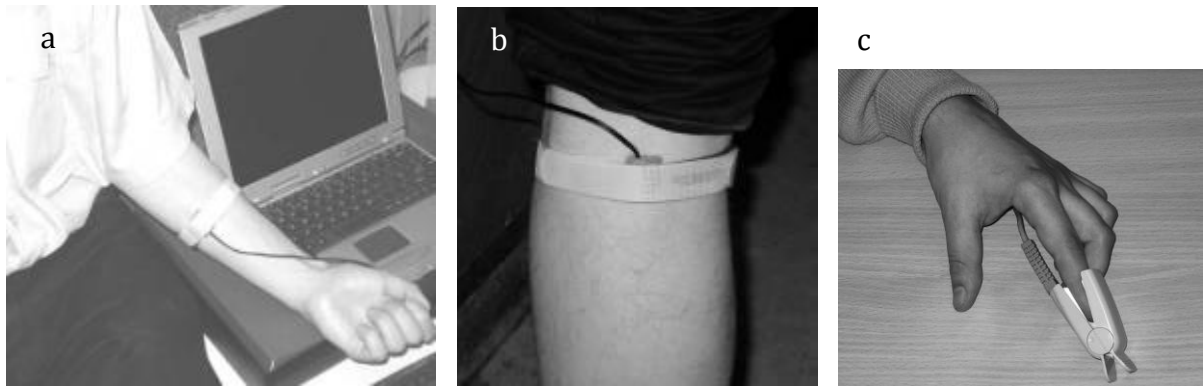
**Att.31.** Pārnēsājama portatīva PPG iekārta a) aizvērtā stāvoklī, b) atvērtā.

PPG signāla mērīšanai tika izstrādāti dažādi sensori; visplašāk lietotais fotopletizmogrāfiskā signāla iegūšanas sensors sastāv no GaAs infrasarkanās starojošās diodes un silīcija (Si) fotodiodes, kas ir uzmontētas uz cietas pamatnes un tiek ievietotas mīkstā polimēra materiālā (Att.32.).



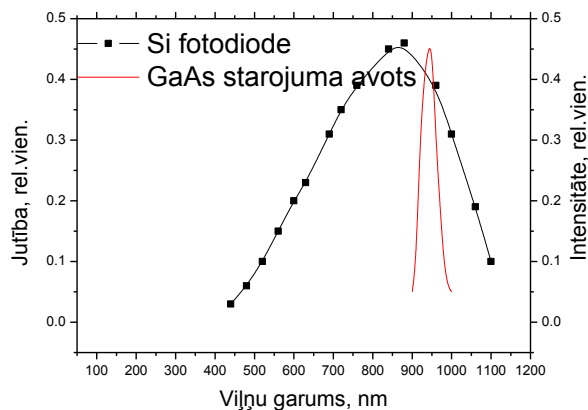
**Att.32.** Izstrādāto PPG kontaktsensoru piemēri.

Tam visam apkārt var tikt aplikta „lipīgā lenta”, kuras garumu var mainīt, lai nodrošinātu ātru un vienkāršu pievienošanu/noņemšanu dažādās mērāmās vietās, vai arī sensors tiek ievietots speciālā klipsī, kuru var uzvilkt uz pirksta (Att.33.).



**Att.33.** PPG sensora pievienošanas piemēri a) uz rokas, b) uz kājas, c) uz rokas pirksta.

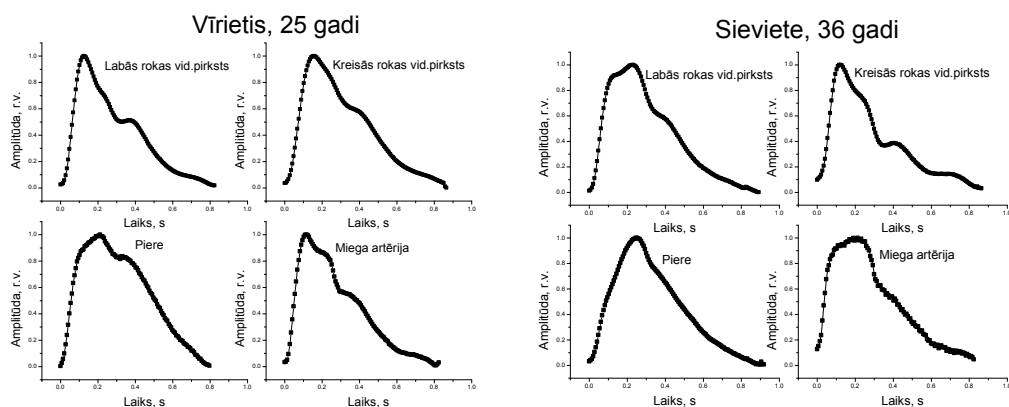
GaAs (Gallija arsenīda) starojuma avota intensitātes un Si (Silīcija) fotodiodes spektrālās jutības atkarības no viļņu garumiem ir attēlotas Att.34. Redzams, ka GaAs starotāja avota maksimālā intensitāte ir Si fotodiodes jutības maksimuma posmā, tas nodrošina fotopletizmogrāfisko signālu lielāku amplitūdu, līdz ar to kvalitatīvāku signālu.



**Att.34.** GaAs izstarojošās diodes emisijas un Si fotodiodes jutības atkarība no viļņu garumiem.

#### 4.1.2. Vienkanāla PPG mērījumi no dažādām ķermeņa vietām [M1, M2]

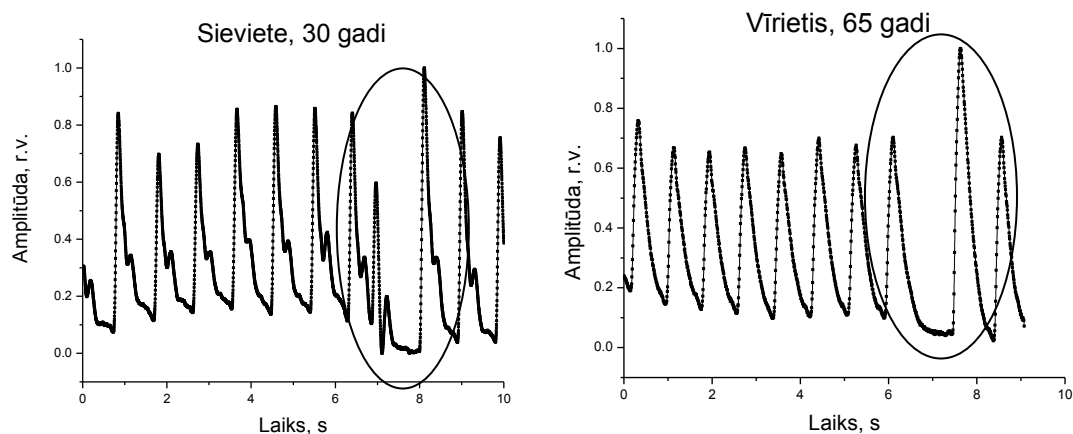
Ar izstrādāto vienkanāla mēriekārtu tika mērīts PPG signāls dažādās ķermeņa vietās – abu roku pirkstos, pieres rajonā un miega artērijas projicēšanās vietā uz kakla, un tika aprēķināts vidējotais vienperioda PPG signāls (SPPPG – Single Period PPG) (Att.35.).



**Att.35.** SPPPG signāla atšķirības diviem cilvēkiem.

Var novērot, ka pastāv gan SPPPG signāla atšķirības dažādās ķermeņa vietās, gan arī signālu formu individuālās atšķirības starp konkrētajām izmeklējamām personām.

Dažām apsekotajām personām PPG signālā tika novērotas sirdsdarbības neregularitātes, tai skaitā iztrūkstoši vai arī papildus sirds sitienu (Att.36.).

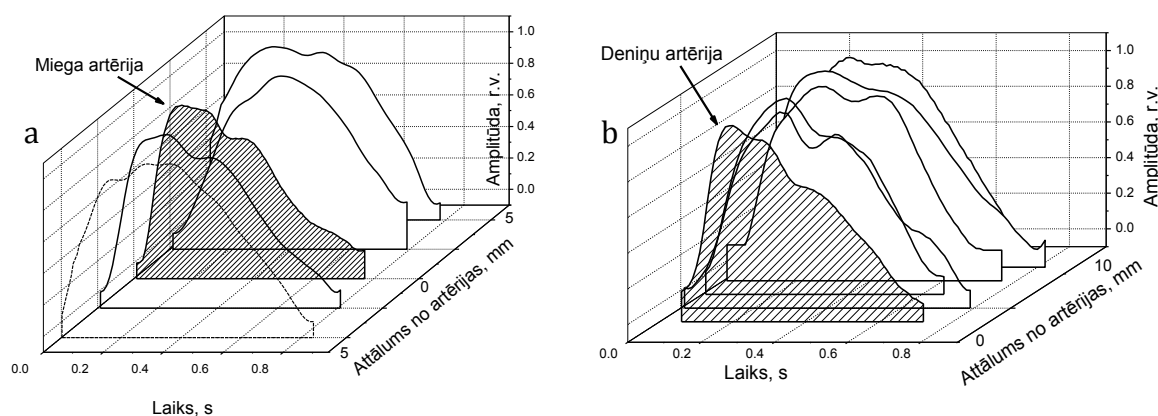


**Att.36.** Novērotās sirdsdarbības neregularitātes diviem indivīdiem.

Att.36.a,b redzams, ka pēc neregulārā sirds sitienu, nākošā sirds sitienu amplitūda ir lielāka par citu signālu amplitūdām. Iespējams, tā izpaužas sirds autokompensējošie mehānismi, resp., sirds kompensē izkritušo sirds sitienu ar lielāku un spēcīgāku sirds sitienu, izgrūžot asinsvados lielāku asiņu daudzumu. Jāpiebilst, ka šīs personas nejuta nekādu diskomfortu šo neregularitāšu laikā. Ja šādi fenomeni tika reģistrēti vairākkārtīgi, šīm personām tika ieteikts doties pie mediķiem, lai veiktu specializētu apsekošanu.

Ierobežotais gaismas iespiešanās dziļums (2-3 mm zem ādas) ir iemesls, kāpēc PPG signāls pamatā atspoguļo ādas augšējo slāņu asinsrites mikrocirkulāciju. Bez tam jārēķinās ar faktu, ka ādai tuvu esošo lielo artēriju apkaimē var notikt PPG signāla

izmaiņas. Artērijas tuvumā SPPPG signāla formu ietekmē divas komponentes – sensora tuvumā esošo audu mikrocirkulācija un artērijas makrocirkulācija. Tika veikts novērojums, kurā secīgi pārvietojot sensoru pāri miega artērijai un deniņu artērijām, ir vērojama SPPPG formas krasa izmaiņa (Att.37.a,b). Izmantojot šādi mērītos signālus, ar matemātisko algoritmu palīdzību varētu, iespējams, atdalīt zemādā lokalizēto artēriju radītos signālus no virs artērijas esošo zemādas audu radītā signāla, kā rezultātā iegūstot “tīru” artērijas signālu. Tas dotu iespēju aizvietot sarežģīti lietojamo sfigmogrāfijas metodi ar PPG metodi. Tālāka šīs metodikas pilnveidošana promocijas darbā netika veikta, tomēr tiek iezīmēts turpmākais izpētes virziens.



**Att.37.** Novērotās SPPPG signālu formas dažādos attālos no a) miega artērijas, b) deniņu artērijas.

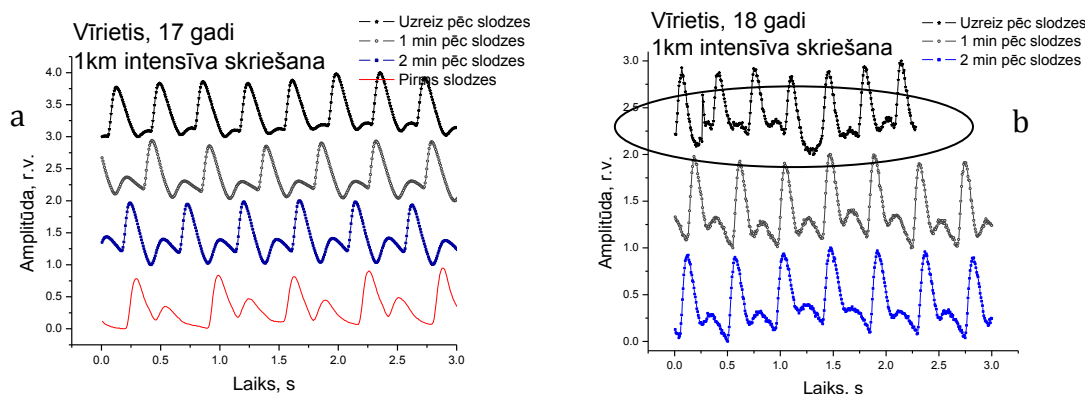
#### 4.1.3. Sportistu PPG signālu mērījumu sērija [M1]

Sportistiem, kuri regulāri trenējas, dažādu iekšējo orgānu sistēmu asinsvadi sašaurinās mazākā mērā nekā maztrenētiem indivīdiem. Tādējādi sportisti ir mazāk pakļauti patoloģiska stāvokļa riskam, ka pārlietu sašaurinoties asinsvadiem, samazināsies asinsplūsma iekšējos orgānos. Pie maksimālās slodzes sportistiem ievērojami palielinās asinsplūsma fiziskā darbā iesaistīto muskuļu grupās. Tāpat arī profesionāliem sportistiem asinsvadu reakcijas uz slodzi attīstās ātrāk nekā sirds ritma izmaiņas, tāpēc informācija par asinsvadu reakcijām var palīdzēt gan sportista treniņu plānošanā, gan arī perspektīvāko sportistu atlasē.

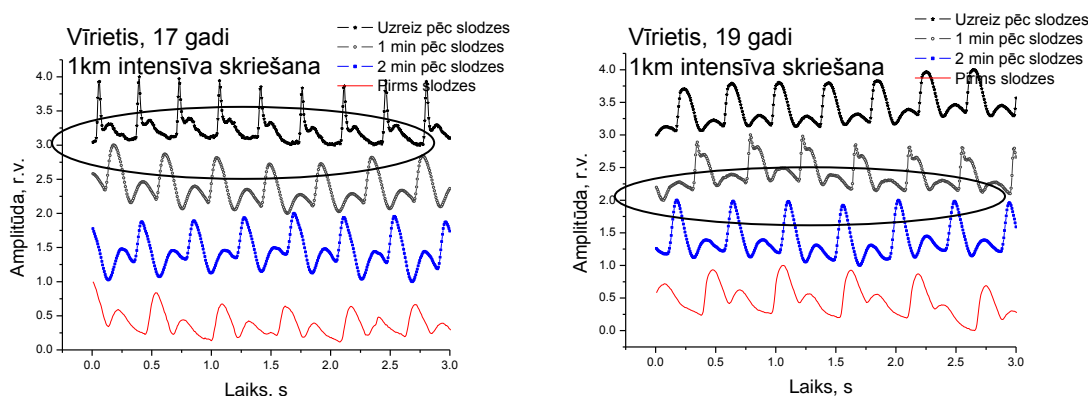
Tika veikta fotopletizmogrāfiskā signālu mērījumu sērija sportistiem pirms un pēc slodzes, kuras mērķis bija noteikt, vai un kādā veidā sportista kardiovaskulārās sistēma pēcslodzes normalizācijā iezīmējas PPG signālu izmaiņu likumsakarības. Mērījumi notika izmantojot vienkanāla fotopletizmogrāfisko iekārtu. Pētījuma klīnisko materiālu ieguva izmeklējot jaunus vieglatlētus vecumā no 16 līdz 22 gadiem. Kopumā tika

apsekoti 40 sportisti. Mērījumi tika veikti „Daugavas” stadionā sportistu treniņa laikā, PPG signālus iegūstot no kreisās rokas vidējā pirksta. Mērījumu metodika: 10 sekunžu ilgumā fotopletizmogrāfiskais signāls tika mērīts pirms treniņa, tad sportists trenējās savā disciplīnā, piem., skrēja garās distances vai arī lēca tāllēkšanu, un uzreiz pēc treniņa tika mērīts PPG signāls 20 sekunžu ilgumā.

Att.38.a ir attēlots tipisks sportista kardiovaskulārās sistēmas relaksācijas process – uzreiz pēc fiziskās slodzes pulss ir paātrināts un regulārs; dikrotiskais vilnis ir gandrīz izzudis, bet tas atjaunojas pēc kāda laika (skat. signālus 1 min un 2 min pēc slodzes). Savukārt Att.38.b ir attēlota netipiska situācija – sirds pēc slodzes darbojas neregulāri, kas varētu norādīt uz grūtībām sportista kardiovaskulārajai sistēmai adaptēties pēc iespējams pārlietu lielās fiziskās slodzes. Tomēr jau vienas minūtes laikā pēc slodzes beigām šī sportista sirds darbība ir kļuvusi ritmiska (skat. Att.38.b. signālus 1 min un 2 min pēc slodzes).



**Att.38.** Normāla (a) un aritmiska (b) atbilde uz intensīvu fizisko slodzi.



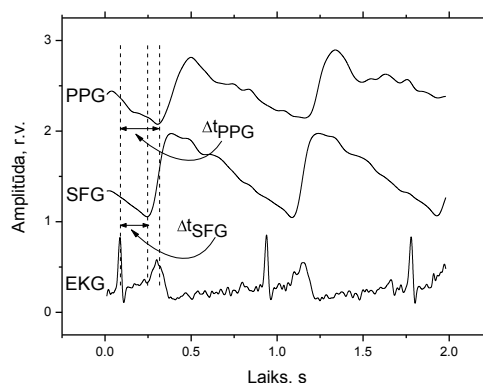
**Att.39.** Spazmatiski PPG signāli pēc fiziskās slodzes.

Tika novēroti arī „spazmatiska” rakstura piķi PPG signālos (Att.39.), kuri vienam sportistam parādījās uzreiz pēc fiziskās slodzes, bet citam sportistam vienu minūti pēc

slodzes. Iespējams, ka šādi fotopletizmogrāfiskie signāli varētu atspoguļot sportistu autonomās nervus sistēmas funkcionālā stāvokļa īpatnības.

#### 4.1.4. Sistoliskā asinsspiediena noteikšanas metode [M3, P1]

Izmantojot vienkanāla PPG mērīšanas iekārtu kopā ar elektrokardiogrāfijas kanālu, sadarbībā ar LU Bioloģijas fakultāti tika attīstīta metode arteriālā asinsspiediena nepārtrauktai neinvazīvai kontrolei. Metode balstās uz principu, ka tiek mērīts PPG signāls uz rokas pirksta, sfigmogrāfijas (SFG) signāls uz apakšdelma, un papildus tiek reģistrēts EKG (elektrokardiogrammas) signāls. Pētījumā tika salīdzinātas divas pulsa viļņa izplatīšanās ātruma mērīšanas metodes – sfigmogrāfija un fotopletizmogrāfija. No PPG un sfigmogrāfijas signāliem tika iegūtas anakrotas sākuma pieauguma laika vērtības –  $\Delta t_{PPG}$  un  $\Delta t_{SFG}$  (Att.40.), no EKG signāla tika iegūtas R maksimumu (sirds kambaru depolarizācija) laika vērtības. Turpmākiem aprēķiniem tika izmantots pulsa viļņa izplatīšanās ātrums, ko noteica pēc formulas  $PVI\bar{A}=L/\Delta t$ , kur  $L$  ir attālums no krūšu kaula jūga ieroba (*incisura jugularis*) līdz PPG vai SFG sensora pievienošanas vietai,  $\Delta t$  anakrotu sākuma pieauguma laika vērtības.



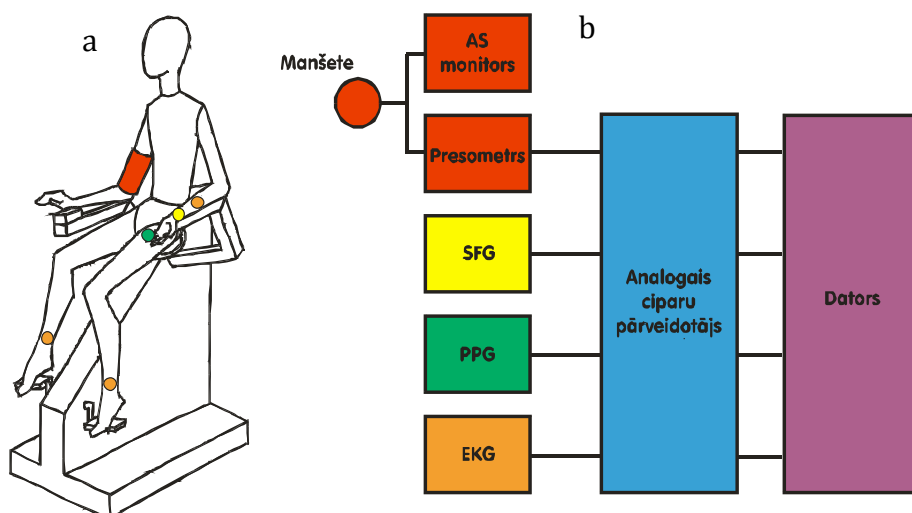
**Att.40.** Pulsa viļņa izplatīšanās ātruma noteikšanas metode izmantojot fotopletizmogrāfiju un sfigmogrāfiju.

Kā kritēriji piemērotākās metodes noteikšanai bija izvirzīti – lietošanas ērtība un precīzāku rezultātu iegūšana.

Tika veikta novērojumu sērija. Brīvprātīgajiem (studenti vecumā no 18 – 22 gadiem) tika pievienoti sekojoši sensori: spiediena mērītāja manšete – uz labās rokas augšdelma, sfigmogrāfa sensors – uz kreisās rokas radiālās artērijas pulsa uztveršanas vietas, fotopletizmogrāfa sensors – uz kreisās rokas trešā pirksta distālās falangas, elektrokardiogrāfa elektrodi – atbilstoši trešajam standartnovadījumam (Att.41.a). Tika

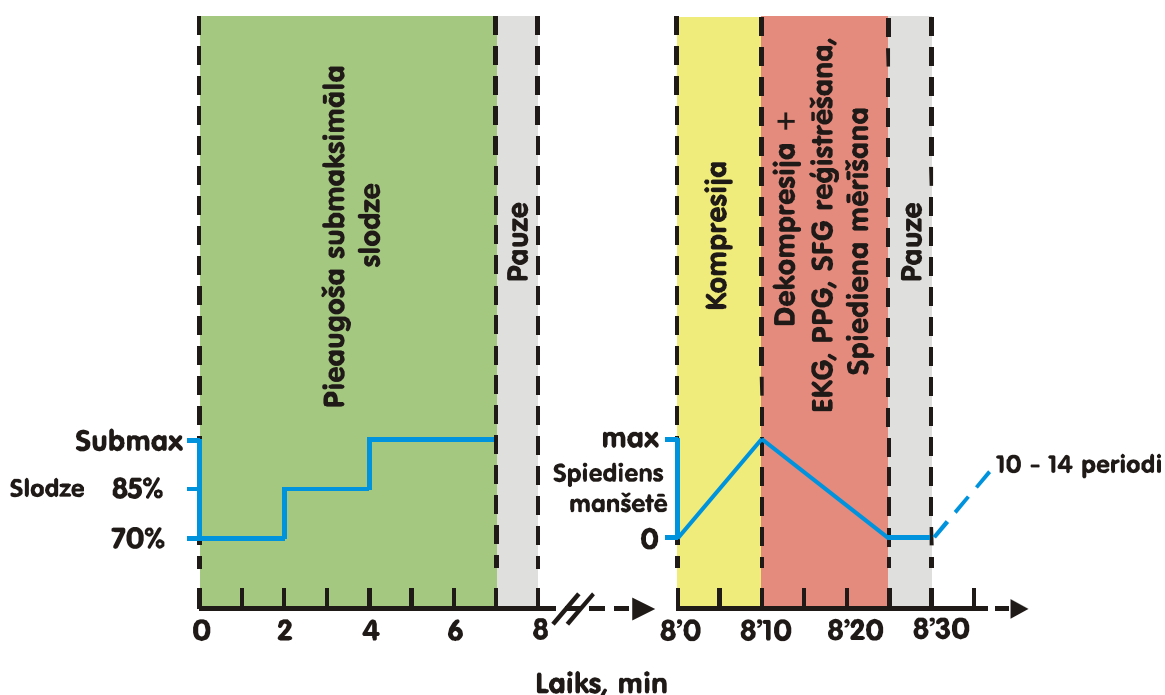


veikta sistoliskā asinsspiediena ( $AS_{sist}$ ) un PVIĀ korelācijas analīze; šīs sakarības tika novērtētas ar lineārās regresijas modeli.



**Att.41.** Sensoru novietojums (a) un aparātūras slēguma shēma (b). (SFG – sfigmogrāfs, PPG – fotopletizmogrāfs, EKG – elektrokardiogrāfs, AS – asinsspiediena monitors. Sensoru novietojums attēlots atbilstošo iekārtu krāsās.).

Asinsrites parametru izmaiņai tika izmantots unificēts veloergometrisks slodzes tests ar pieaugošu trīspakāpju slodzi (Att.42.). Pirmās divas pakāpes ilgst divas



**Att.42.** Izmeklējuma protokola shēma.

minūtes, trešā – trīs minūtes. Jaudas pakāpes vīriešiem: 150W–180W–210W, sievietēm: 120W–150W–180W. Pedalēšanas ātrums – 60 apgriezieni/minūtē. Adaptējoties trešās pakāpes jaudai, sirdsdarbības frekvence ir tuva, bet nepārsniedz

170 sitienus/minūtē (t.i. – submaksimāla slodze). Pēc slodzes testa sekoja vienas minūtes pārtraukums.

*Galvenie secinājumi no šī pētījuma ir sekojoši:*

1. Pulsa viļņa izplatīšanās ātruma noteikšanai vienlīdz labi izmantojama gan perifērās artērijas sfigmogramma, gan pirksta distālās falangas fotopletizmogramma, bet metodes ērtuma un vienkāršās lietošanas dēļ izdevīgāk lietot fotopletizmogrāfijas metodi.
2. Izmērītā un pēc individuālajiem regresijas koeficientiem aprēķinātā arteriālā spiediena starpība nepārsniedz kompresijas metodes un aparātu mērījumu kļūdu ( $\pm 5$  mmHg).
3. Visām izmeklētajām personām apstiprinājās statistiski ticama korelācija starp pulsa viļņa izplatīšanās laiku un sistolisko spiedienu: pulsa viļņa izplatīšanās ātrums (PIVĀ) ir proporcionāls sistoliskajam asinsspiedienam ( $AS_{sist}$ ) ( $r = 0.856 \pm 0.109$ ,  $p < 0.001$ , kas atbilst lineārai regresijai  $PVI\bar{A} \text{ (m/s)} = a + b \times AS_{sist} \text{ (mmHg)}$  ( $a = -0.672 \pm 1.636$ ,  $b = 0.044 \pm 0.013$ ,  $p < 0.001$ ).  $r$  – korelācijas koeficients,  $p$  – ticamības līmenis.

*Rezumējums vienkanāla PPG signāla izmantošanas iespējām*

1. Kardiovaskulārie parametri, kurus var izmantot diagnostikai, izmantojot vienkanāla PPG signālus:
  - pulsa ātrums,
  - pulsa neregularitātes (aritmijas),
  - pulsa signālu formas parametri,
  - asinsspiediens.
2. Pirksta PPG signālu vidējotā forma praktiski veselam cilvēkam ir visai viendabīga, lai gan katram indivīdam principā ir iespējama tikai viņam vien atšķirīgu iezīmju esamība. Cilvēkiem ar patoloģiskām izmaiņām asinsvados (piemēram, vaskulīts, Reino sindroms, aterosklerotiskas izmaiņas asinsvados, tai skaitā gadījumos, kad šīs patoloģijas kombinējas ar cukura slimību) PPG signālu formā ir novērojamas tendences iezīmēties atšķirīgām pazīmēm.
3. Apvienojot PPG un EKG metodes, ir iespējams reālā laikā neinvazīvi kontrolēt sistoliskā asinsspiediena svārstības miera apstākļos un dinamiskas slodzes laikā.

## 4.2. Mazgabarīta ierīces izveide paralēlai PPG signālu reģistrācijai divos kanālos, tās klīniskā aprobācija

Izpētot vienkanāla PPG signālus un veicot literatūras analīzi tika secināts, ka, izmantojot vairākkāņu PPG metodiku, varētu rasties iespēja iegūt papildus kardiovaskulāro stāvokļi raksturojošus parametrus. Tāpat arī vairākkāņu PPG metodika līdz šim nav tikusi izmantota fizisko testu pētījumos. Lai atrastu diagnostisku pielietojumu PPG metodei, jāmeklē korelācijas starp vairāku paralēli reģistrētu PPG signālu parametriem.

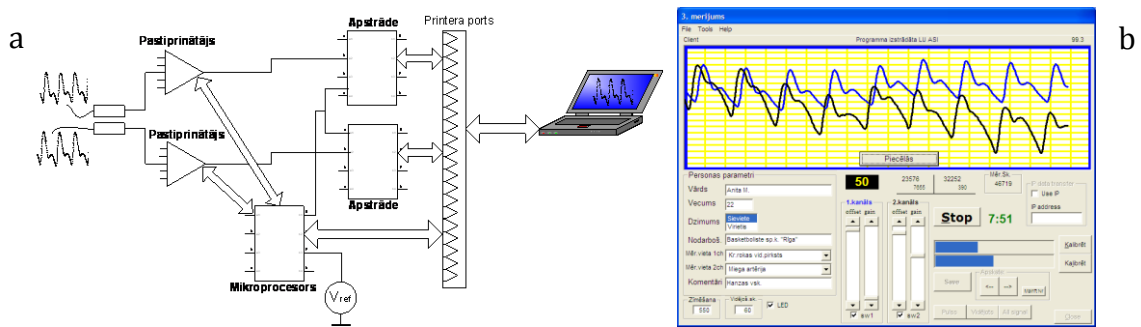
### 4.2.1. Divkanālu PPG mēriekārtas apraksts [M4]

Tika izveidota jauna fotopletizmogrāfisko signālu mērīšanas iekārta (Att.43.a), kurai tika uzlabots mēriekārtas darbības princips – pievienots otrs mērīšanas kanāls, uzlabota ātrdarbība. Tā kā mērīšana abos kanālos ir sinhrona, tad iespējams reģistrēt gan abās vietās mērāmo PPG signālu formas, gan arī noteikt laika nobīdes, kas veidojas starp abu kanālu izmērītajiem signāliem un raksturo pulsa viļņa izplatīšanās atšķirības. Analogi ar vienkanāla PPG mēriekārtu, lai nodrošinātu brīvu un ērtu tās pārvietošanu, viss ekipējums tiek ievietots pārnēsājamā koferī (Att.43.b).



Att.43. a) Elektronikas bloks, b) sensoriekārta.

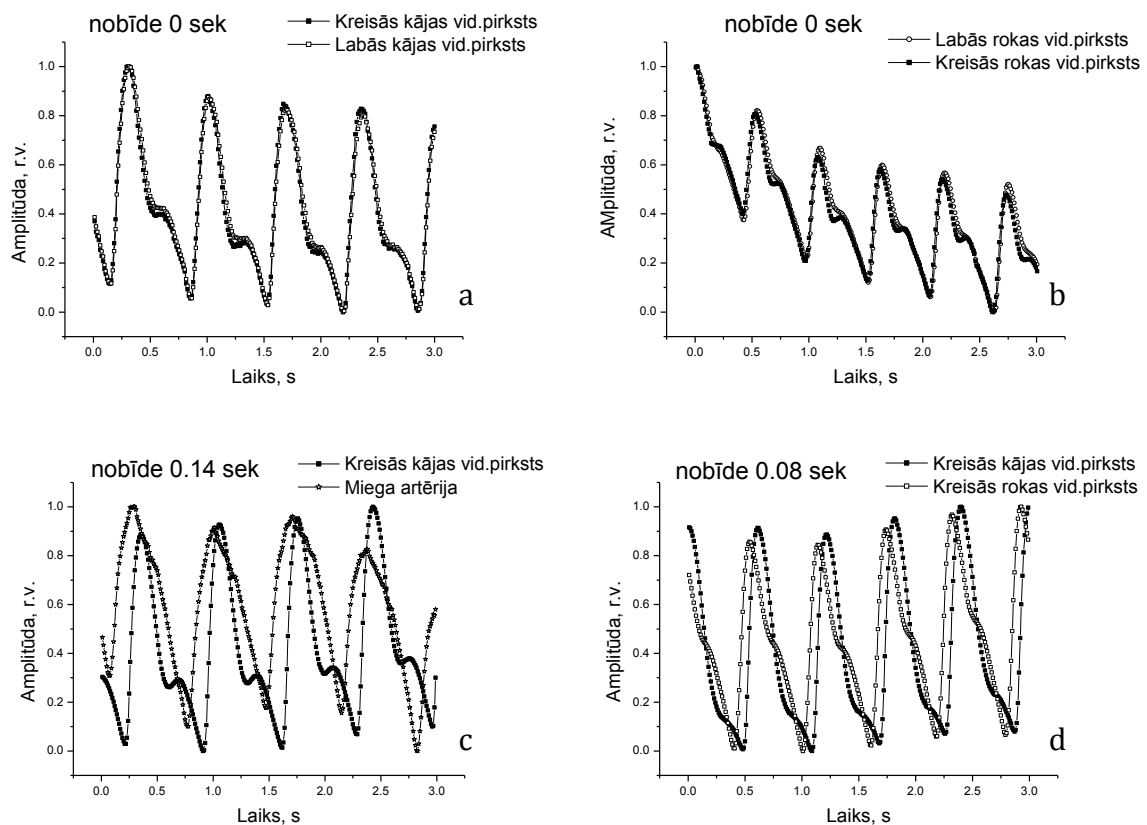
Divkanālu PPG mēriekārtas blokshēma ir attēlota Att.44.a, tās elektroniskā shēma dota Pielikumā 2. Tā sastāv no PPG signālu ieejas bloka, kas veic signālu ievadi iekārtā, tālāk seko pastiprinājuma bloki, kas katram kanālam ir atsevišķi kontrolējami un nodrošina ieejas signāla pastiprinājumu, kuru izmaiņu vērtību veic ar mikroprocesora palīdzību. Tālāk atrodas apstrādes bloki, kas veic signālu analog-digitālo konvertāciju, un mikroprocesora, kas apstrādā datus un pārsūta uz datoru, izmantojot datora printera portu. Iekārtas mērījumu ātrums sasniedz 6 kHz. Programmatūra tika izstrādāta *Visual Studio 6.0* vidē, tās ekrānkopija ir attēlota Att.44.b.



**Att.44.** Divkanālu PPG mēriekārtas a) blokshēma, b) programmatūras ekrānkoģija.

#### 4.2.2. Divkanālu PPG mērijumi no dažādām ķermeņa vietām [M2, M4]

Att.45. ir attēloti dažādās ķermeņa vietās mēritie divkanālu fotopletizmogrāfiskie signāli 26 gadus vecam vīrietim. Redzams, ka veselam cilvēkam nav būtisku atšķirību starp signāliem, kas reģistrēti no abu kāju vai abu roku vidējiem pirkstiem (Att.45.a,b). Kreisās kājas vidējā pirksta un miega artērijas PPG signālu formas ir atšķirīgas (Att.45.c), un ir pamanāma arī nobīde starp signāliem, tas pats ir novērojams arī starp kreisās kājas vidējo pirkstu un kreisās rokas vidējo pirkstu (Att.45.d).



**Att.45.** Divkanālu fotopletizmogrāfiskie signāli, kas reģistrēti dažādās ķermeņa vietās. (Attēlos ir arī atzīmēta laika nobīde starp abu kanālu fotopletizmogrāfisko signālu anakrotu sākuma punktiem).

Atbilstoši citu autoru [38, 41] secinājumiem, fizikālais cēlonis šādām PPG signālu laika nobīdēm ir atšķirīgais pulsa viņa pienākšanas laiks atbilstošajās mērījumu vietās. No Att.45. sniegtiem vesela cilvēka divkanālu bilaterāliem PPG signāliem (t.i. mērītiem abpusēji simetriskās ķermeņa vietās), ir acīmredzams, ka signāli ir ļoti līdzīgi. Kā tika minēts literatūras apskatā, salīdzinot simetriski mērītus divkanālu PPG signālu formas parametrus, ir iespējams detektēt atsevišķu asinsvadu izmaiņas.

#### 4.2.3. Kardiovaskulārā stāvokļa reakcija uz fizisko slodzi [M4, M5, M6]

Tika veikts pētījums sadarbībā ar profesionāliem sportistiem – basketbolistēm no kluba “TTT/Rīga” un futbolistiem no kluba „Rīga”, kā arī dažiem citiem valsts izlases sportistiem (kopā 40 cilvēki). Salīdzināšanai tika apsekoti arī ar sportu nesaistīti cilvēki. Mērījumi pārsvarā notika sporta zālēs vai arī sporta stadionos pirms treniņiem. Fotopletizmogrāfiskā signāla iegūšana tika veikta ar portatīvo divkanālu PPG mēriekārtu. Divkanālu PPG sensoru novietojums bija sekojošs: viena kanāla sensors uz kreisās rokas vidējā pirksta, otrs uz miega artērijas projicēšanās kakla kreisajā pusē. Kopējais mērījuma ilgums vienam sportistam 10 – 11 minūtes. Mērīšanas metodika (reducētais Harvardas steptests [49]) sastāvēja no vairākiem posmiem (Att.46.):

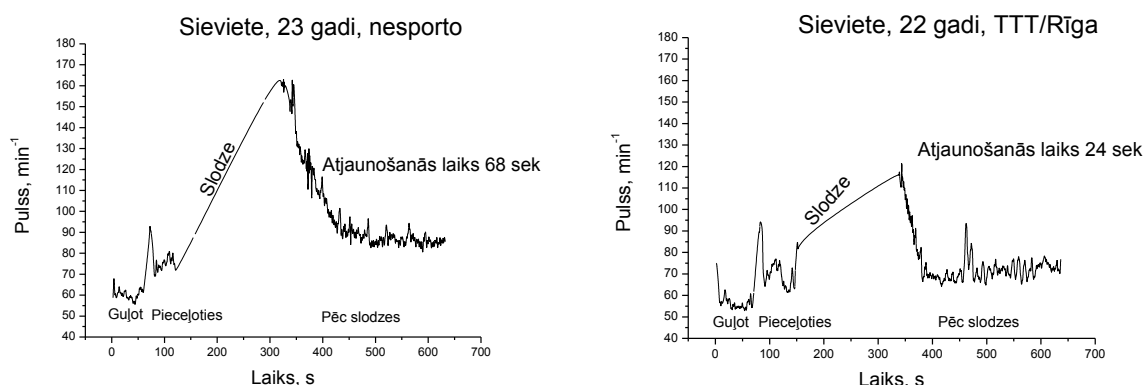


Att.46. Mērījuma norise.

1. posms – persona apguļas un PPG signāli tiek uzņemti 60 s miera stāvoklī.
2. posms – aktīvais ortostatiskais tests – persona strauji pieceļas un PPG signāli tiek uzņemti 60 s stāvus stāvoklī.
3. posms – persona veic 3 minūšu fizisko slodzi – reducēto Harvardas steptestu (reducētais, jo testa ilgums ir 3 minūtes), kāpjot straujā tempā uz 45-50 cm augsta pakāpiena augšā un lejā.
4. posms – pēc intensīvas kāpšanas persona apsēžas un tiek veikti PPG signālu mērījumi 5 minūšu periodā.

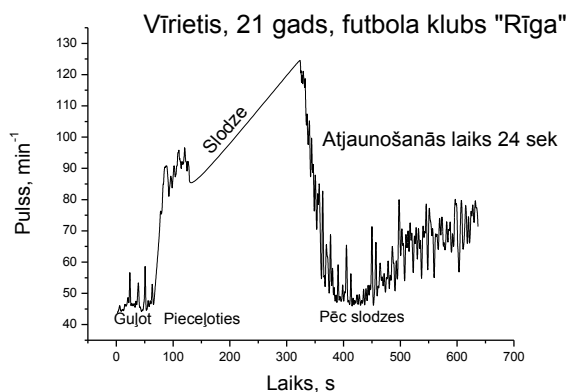
### Rezultāti

Tipiskas pulsa vērtību izmaiņu līknes, kas novērojamas testa laikā ir attēlotas Att.47. Aktīvā ortostatiskā testa laikā pulss izmainās vidēji par  $30 \pm 10 \text{ min}^{-1}$ ; „steptestā” pulss palielinās līdz  $130 - 170 \text{ min}^{-1}$ , pie kam netrenētiem cilvēkiem pulss slodzes laikā parasti palielinās ievērojami vairāk (līdz  $\sim 170 \text{ min}^{-1}$ ) nekā trenētiem sportistiem, kuriem pulsa pieaugums sasniedza  $\sim 130 - 140 \text{ min}^{-1}$ . Jāuzsver arī, ka atjaunošanās laiks, kurā pulss atgriežas sākuma līmenī trenētām personām ir ievērojami īsāks.



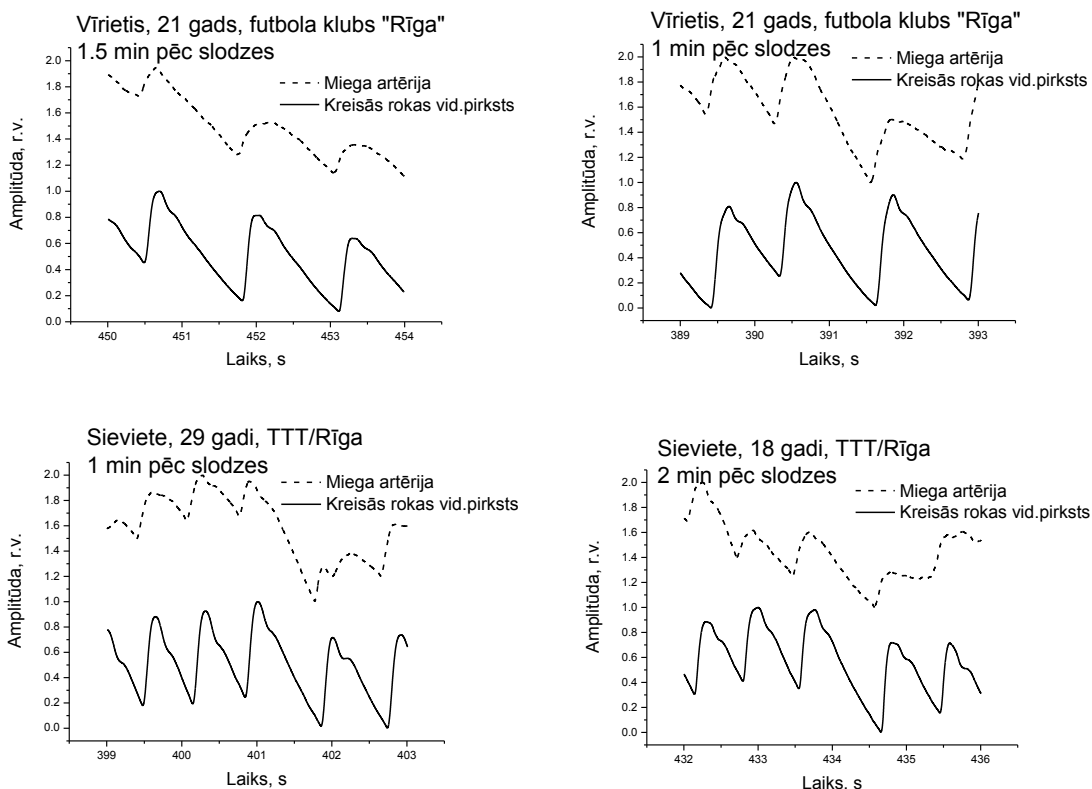
**Att.47.** Pulsa izmaiņas nespportistam un sportistam visā mērījuma laikā.

Kā atsevišķi atzīmējams gadījums būtu kāda futbolista pulsa izmaiņas testa laikā (Att.48.). Pieceļoties notika ļoti izteikta pulsa palielināšanās (no  $50$  uz  $90 \text{ min}^{-1}$ ), slodzes laikā pulss turpina palielināties, bet pēc slodzes pulss strauji samazinās, un aptuveni pēc minūtes pulss atkal sāk strauji pieaugt un tā vērtības tuvinās aktīvās ortostāzes laikā novērotajām. Konsultējoties ar speciālistiem, tika izteikts pieņēmums, ka šādu izmaiņu pamatā varētu būt veģetatīvās (simpātiskās un parasimpātiskās) nervu sistēmas barorefleksorās regulācijas asinsvadu disfunkcija.



**Att.48.** Netipiskas sportista pulsa izmaiņas.

Pēc fiziskās slodzes dažiem sportistiem tika novērota sirds aritmijas epizožu parādīšanās, kas tika konsekventi reģistrēta abu kanālu fotopletizmogrāfisko signālu formās (Att.49.).



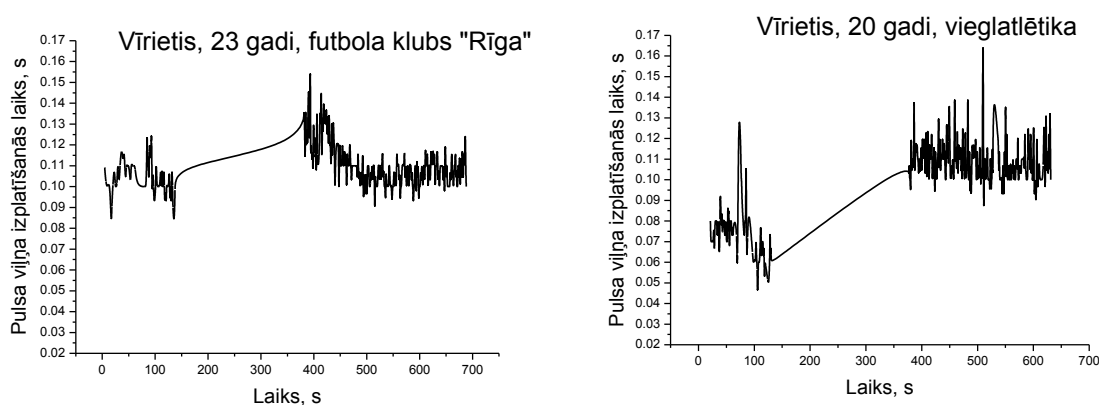
**Att.49.** Sirdsdarbības aritmijas epizožu neregularitātes divkanālu PPG signālos pēc fiziskās slodzes treniņiem indivīdiem.

Attēlos ir redzams, ka pēc sirdsdarbības aritmijas epizodes miega artērijas PPG signāla forma strauji izmainās, bet pirksta signālam tik lielas un izteiktas izmaiņas pulsāciju formā netiek novērotas. Tas varētu būt izskaidrojams ar to, ka miega artērija atrodas tuvu sirdij, bet pirksta asinsvadi atrodas ļoti tālu, un sirdij neregulāri darbojoties, miega

artērijas signāls būs tiešā korelācijā ar sirdsdarbības radīto hemodinamisko efektu – izmainītu sistoles tilpumu, bet pulsa vilnim aizplūstot līdz pirksta asinsvadiem, signāla forma tiek daļēji nogludināta.

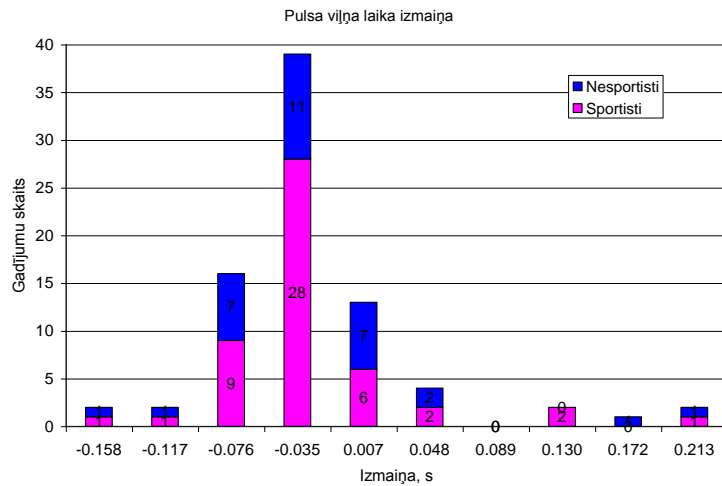
Aritmija (sirdsdarbības ritma izmaiņas) ne vienmēr liecina par nopietnas patoloģijas esamību, bet tā var atspoguļot funkcionāla rakstura īpatnības, jo sinusa mezgls ir pakļauts klejotājnerva ietekmei; šo aritmiju biežāk konstatē bērniem un jauniešiem elpošanas laikā – sirdsdarbības frekvence ieelpā palielinās, bet izelpā samazinās [50]. Jo pulsa frekvence ir mazāka (kā tas ir profesionāliem sportistiem), jo šī aritmija var būt izteiktāka. Ja sinusa aritmija nav saistīta ar elpošanu, tad tās cēlonis var būt sinusa mezgla bojājums, miokardīts, sirds išēmiskās slimības un citi gadījumi. Aritmijas izcelsmes vieta var būt arī ārpus sinusa mezgla jebkurā citā sirds struktūras daļā, gan priekškambaru, gan kambaru sienās. Promocijas darba uzdevums nebija analizēt PPG signāla neregularitātes visās tās izpausmēs, bet gan parādīt, ka tādas ir iespējams detektēt izmantojot gan vienkanāla, gan vairākanālu PPG metodi.

Apskatot signālu laika nobīdes, kas veidojas starp miega artērijas un pirksta fotopletizmogrāfiskajiem signāliem slodzes testa laikā, tika konstatēts, ka šīs nobīdes izmaiņas dažādiem cilvēkiem ir atšķirīgas (Att.50.).



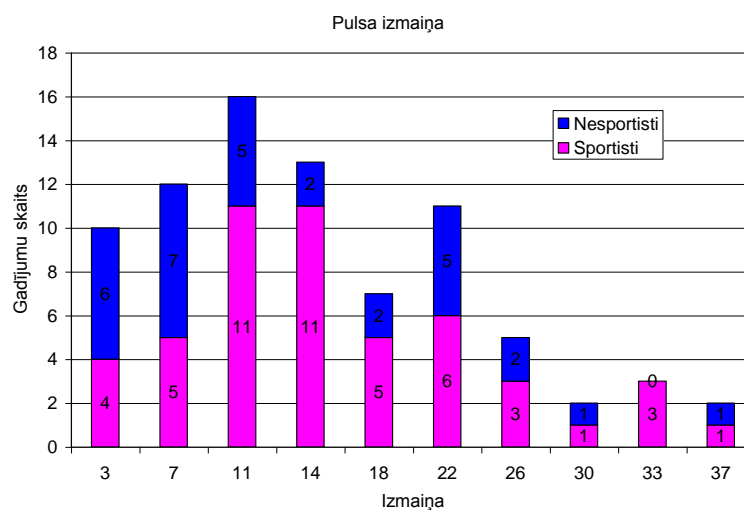
**Att.50.** Miega artērijas un pirksta fotopletizmogrāfisko signālu laika nobīdes izmaiņu piemēri slodzes testa laikā.





**Att.51.** PVIL izmaiņu statistiskais sadalījums pārejā no horizontāla uz vertikālu ķermeņa stāvokli.

Datu analīze parādīja, ka pat testa sākumposmā pārejā no guļus uz stāvus stāvokli ir iespējams iegūt kardiovaskulārā stāvokļa raksturojošu informāciju. Statistiski analizētas PVIL nobīdes aktīvā ortostatiskajā testa laikā attēlots Att.51., ir redzams, ka PVIL nobīdes pēc stāvokļa izmaiņas lielākajam skaitam apsekoto cilvēku samazinās. Tomēr dažiem cilvēkiem PVIL nobīdes palielinās – tas, iespējams, ir saistīts ar kādām asinsvadu sieniņu kontraktīlās aktivitātes (tonusa) veidošanās problēmām, piem., spazmatiska asinsvadu sašaurināšanās kā atbilde ķermeņa stāvokļa izmaiņām [51]. Att.52. ir attēlota sirdsdarbības pulsa vērtību izmaiņas pētījumā iesaistītajiem cilvēkiem, pārliecinošas pulsa izmaiņu atšķirības starp sportistiem un nesportistiem atrastas netika.



**Att.52.** Pulsa vērtību (sitieni/minūtē) izmaiņas pārejā no guļus uz stāvus stāvokli.

#### 4.2.4. Kardiovaskulārā stāvokļa reakcija uz pasīvu ortostatisko slodzi [M7]

Lai novērtētu divkanālu PPG iekārtas iespējas iegūt kardiovaskulārā stāvokļa raksturojošu informāciju, tika veikts pētījums, kurā tika analizētas sirds un asinsvadu sistēmas reakcija uz pasīvu ortostatisko slodzi.

*Pasīvā ortostatiskā slodze, jeb tests – kardiovaskulārās sistēmas pārbaude, kad cilvēks tiek piestiprināts pie speciālas gultas, kas var tikt griezta ap horizontālu asi. Ķermeņa stāvokļa izmaiņas no guļus uz stāvus stāvokli izsauc asins tilpuma un spiediena sadalījuma izmaiņas, resp., sistoliskais asinsspiediens samazinās un pulss paātrinās.*

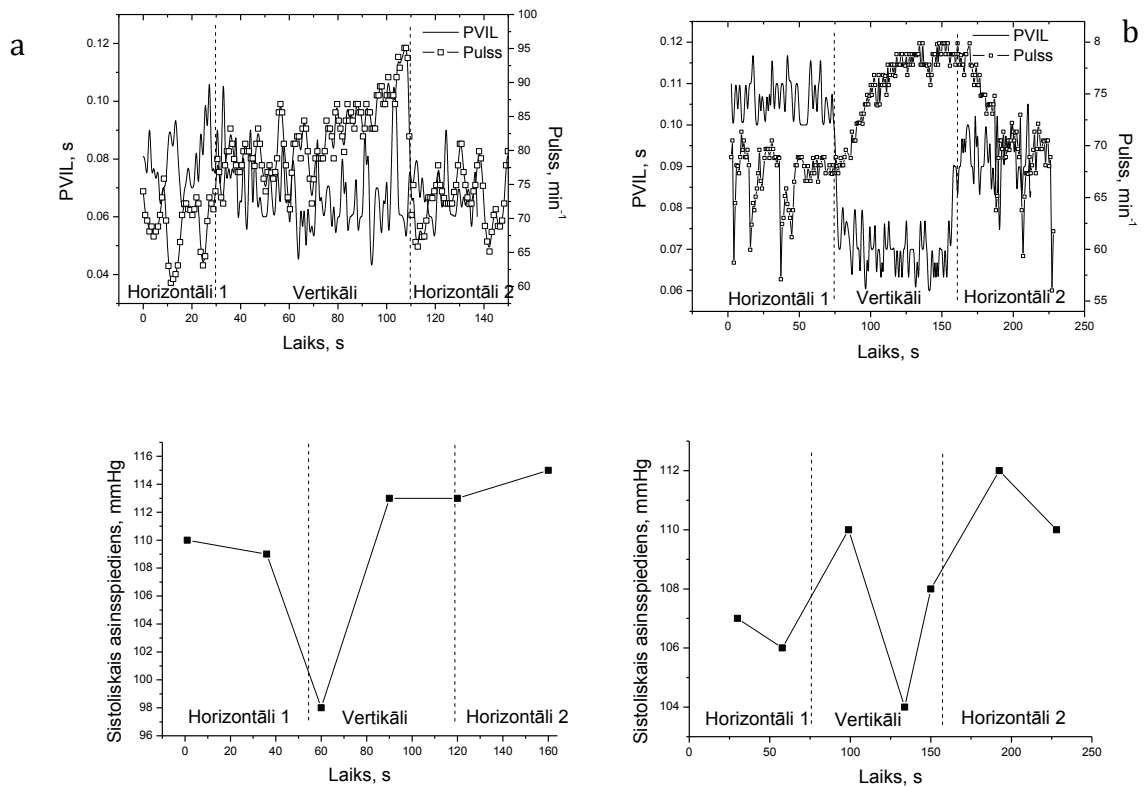
Ar izveidoto divkanālu PPG ierīci (Att.43.) 20 cukura slimības pacientiem ar vismaz 1 gadu saslimstības ilgumu un 20 veselu personu grupai tika mērītas kardiovaskulāro parametru izmaiņas pasīvas ortostatiskās slodzes laikā [52]. Mērījumu metodika bija sekojoša: 1 minūti cilvēks guļ horizontālā stāvoklī piestiprināts uz speciāli izveidotas gultas, tad gulta tiek iestādīta vertikālā līmenī, cilvēks šādā stāvoklī pavada 3 minūtes, tad gulta tiek nostādīta atpakaļ horizontāli (Att.53.). PPG sensori tika novietoti uz kakla miega artērijas projekcijas vietas un uz labās rokas rādītājpirksta. Uz kreisās rokas augšdelma tika novietots standarta oscilometriskais asinsspiediena mērītājs (A&D Medical UA-767 Plus), un katru 30 sekunžu laikā tika iegūtas sistoliskā un diastoliskā asinsspiediena vērtības.



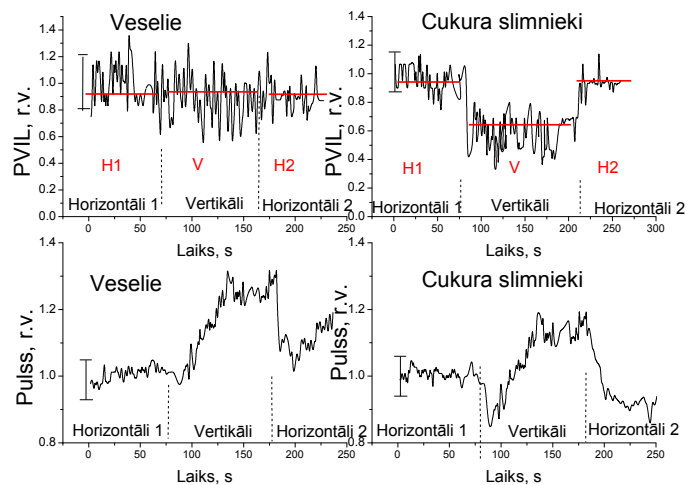
**Att.53.** Trīs pakāpju pasīvais ortostatiskais tests.

#### *Rezultāti*

Pētījumā tika analizētas novērotās asinsspiediena, sirdsdarbības ātruma (pulsa) un PVIL izmaiņas un to korelācijas. Att.54.a,b kā piemērs ir attēlotas veseram cilvēkam un ar cukura diabētu slimojošam cilvēkam reģistrētās PVIL nobīdes, pulsa un sistoliskā asinsspiediena izmaiņas trīs pakāpju pasīvā ortostatiskā testa laikā. Att.55. ir grafiski attēlotas pētījumā iesaistīto veselu cilvēku un cukura slimnieku vidējotās PVIL nobīdes un pulsa izmaiņas trīs pakāpju pasīvā ortostatiskā testa laikā.



**Att.54.** Pulsa viļņa izplatīšanās laika (PVIL) nobīdes, pulsa un sistoliskā asinsspiediena izmaiņas trīs pakāpju pasīvā ortostatiskā testa laikā a) veselam cilvēkam, b) cukura slimības pacientam.



**Att.55.** Veselu cilvēku un slimnieku ar cukura slimnieku vidējotās PVIL nobīdes un pulsa izmaiņas trīs pakāpju pasīvā ortostatiskā testa laikā.

Statistiski analizētas vidējotās PVIL nobīžu attiecības dažādos pasīvā ortostatiskā testa posmos attēlotas Tabulā 2. Ir redzams, ka analizējamo parametru izmaiņu raksturs veseliem un slimniekiem ir atšķirīgs. Tādējādi var izteikt pieņēmumu, ka perspektīvā

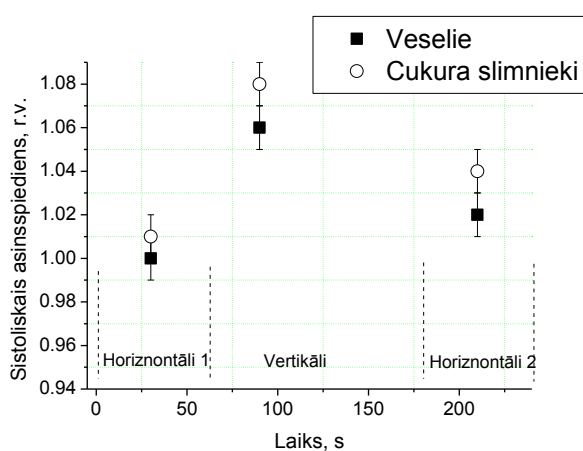
šāda veida tests varētu tikt izmantots cukura slimnieku sirds-asinsvadu sistēmas funkcionālo un organisko izmaiņu parametriskai novērtēšanai.

**Tabula 2.** Vidējoto PVIL nobīžu procentuālās attiecības trīs pakāpju pasīvā ortostatiskā testa laikā veselām personām un ar cukura slimību slimojošiem pacientiem.

	Veselie	Cukura slimnieki	Diference
V/H1	96 %	70%	26%
V/H2	91%	71%	20%
H1/H2	97%	100%	-3%

Statistiskā izkliede  $\pm 10\%$ ; H1, V, H2 – 3 pakāpju ortostatiskā testa posmi.

Jāatzīmē, ka arteriālā asinsspiediena izmaiņas pasīvā ortostatiskā testa laikā ir ļoti individuālas. Att.56. ilustrē vidējotā sistoliskā asinsspiediena izmaiņas veseliem cilvēkiem un cukura diabēta pacientiem dažādos testa posmos. Asinsspiediena izmaiņu izkliede ir mazliet lielāka cukura diabēta pacientiem, tomēr vidējās vērtības ir mērījumu kļūdu robežās. Tādējādi šajā pētījumā netika atrasti pārliecinoši pierādījumi sistoliskā asinsspiediena izmaiņu atšķirībām starp veseliem cilvēkiem un cukura slimniekiem.



**Att.56.** Vidējotā sistoliskā asinsspiediena relatīvās izmaiņas veseliem un cukura slimniekiem pasīvās ortostāzes laikā.

Rezumējot iegūtos rezultātus (kopumā par vairāk nekā 200 personām) var secināt, ka izveidotā divkanālu fotopletizmogrāfiskā sensorierīce ir efektīvi izmantojama fizioloģisko datu iegūšanai un kardiovaskulārā stāvokļa raksturošanai.

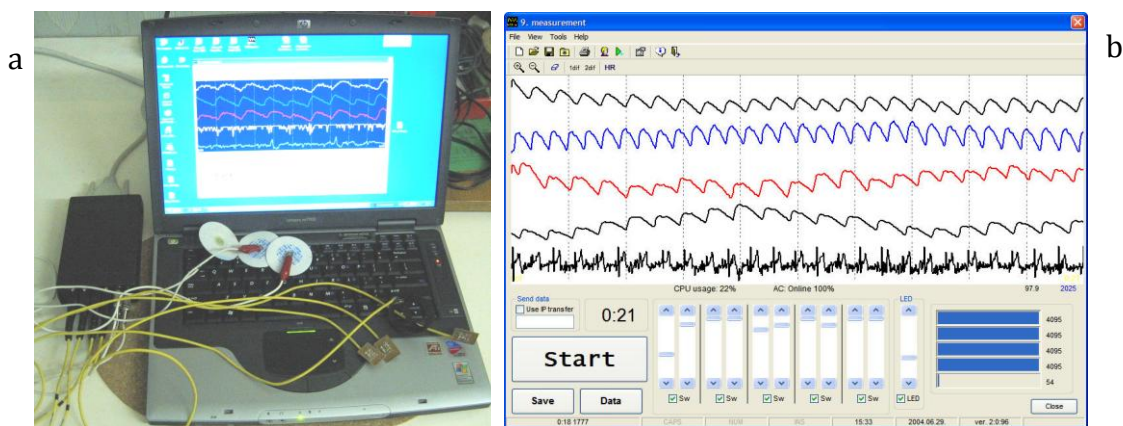
### 4.3. Mazgabarīta ierīču izveide paralēlai PPG signālu reģistrācijai četros kanālos un to klīniskā aprobācija

Tālāk attīstot izstrādātās metodikas, tika izveidota četru kanālu PPG mēriekārta.

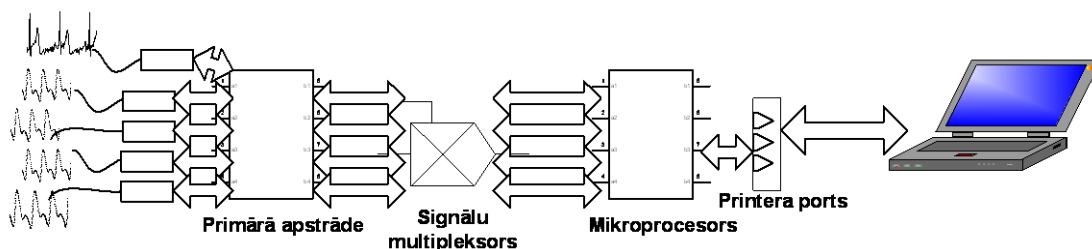
#### 4.3.1. Četru kanālu PPG mēriekārtas apraksts [M8]

Tika izveidota jauna četru kanālu fotopletizmogrāfisko signālu mērīšanas iekārta ar papildus elektrokardiogrāfijas kanālu (Att.57.a). Tā sastāv no četriem PPG sensoriem un no elektronikas bloka, kurā ietilpst primārās apstrādes bloks, kas nodrošina signālu pastiprināšanu un līdzkomponentes kompensēšanu, signālu multipleksora, kas daudzkanālu signālus multipleksē un ievada tos mikroprocesorā, kas veic analog-digitālo konvertāciju un ievada datus datora printera kopnē, ko apstrādā dators; mēriekārtas blokshēma ir attēlota Att.58. Iekārtas mērījumu ātrums sasniedz 6 kHz. Programmatūra tika izstrādāta *Microsoft Visual Studio 6.0* vidē, Att.57.b ir attēlota četru kanālu PPG un papildus elektrokardiogrāfijas kanāla mēriekārtas programmatūras ekrānkopija.

Analogi kā vienkanāla un divkanālu PPG mēriekārtu gadījumos, lai nodrošinātu brīvu un ērtu tās pārvietošanu, viss ekipējums tiek ievietots "diplomāta" tipa koferītī.



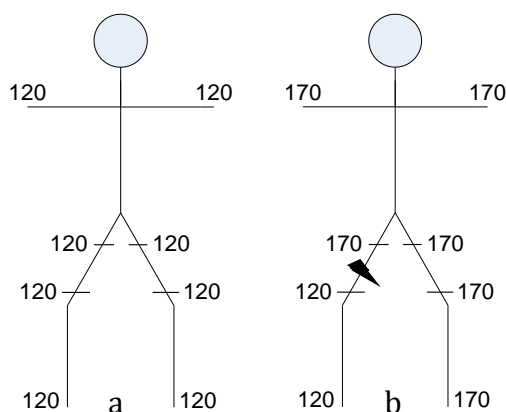
Att.57. Četru kanālu PPG + 1 EKG a) sensoriekārta, b) programmatūras ekrānkopija.



Att.58. Četru kanālu PPG + 1 EKG mēriekārtas blokshēma.

### 4.3.2. Ekstremitāšu perifērisko artēriju oklūzīvās slimības novērtēšanas metode [M6, M8, M9, P2, P3]

Izmantojot četru kanālu PPG mēriekārtu, tika veikts pētījums, kurā apsekoti 45 pacienti ar perifērisko artēriju oklūzīvo slimību (PAOS) vecumā no 55 – 80 gadiem un 20 praktiski veseli cilvēki vecumā no 27 – 70 gadiem. Pētījums sastāvēja no diviem posmiem. Pirmajā posmā, ārsts, izmantojot arteriālās oscilometrijas metodes aparatūru [53], noteica segmentālā sistoliskā asinsspiediena vērtības ekstremitāšu dažādās vietās. Izmeklējuma rezultātu piemēri ir attēloti grafiski (Att.59.a,b), no šiem attēliem ir redzams, ka veseram cilvēkam (Att.59.a) sistoliskā asinsspiediena vērtības jebkurā kājas segmentā ir vai nu vienādas, vai nedaudz lielākas par sistoliskā spiediena vērtībām rokas augšdelmā. Savukārt slimniekam ar PAOS (Att.59.b) patoloģiskās izmaiņas (labā augšstilba vidējās trešdaļas līmenī) distāli no slēguma vietas, sistoliskā asinsspiediena vērtības ir ievērojami mazākas nekā augšdelmā novērojamas. Šo attiecību izsaka t.s. potītes-augšdelma indekss (PAI), ko iegūst spiediena vērtību potītes rajonā dalot ar sistoliskā spiediena vērtību augšdelma rajonā. Veseliem cilvēkiem  $PAI \geq 1.0$ , bet oklūziju slimību gadījumā šī attiecība vienmēr ir zemāka par vienu [54].



**Att.59.** Sistoliskā asinsspiediena mērījumu rezultāti a) veseram cilvēkam, b) pacientam ar labās kājas magistrālās artērijas oklūziju augšstilba vidējās trešdaļas līmenī.

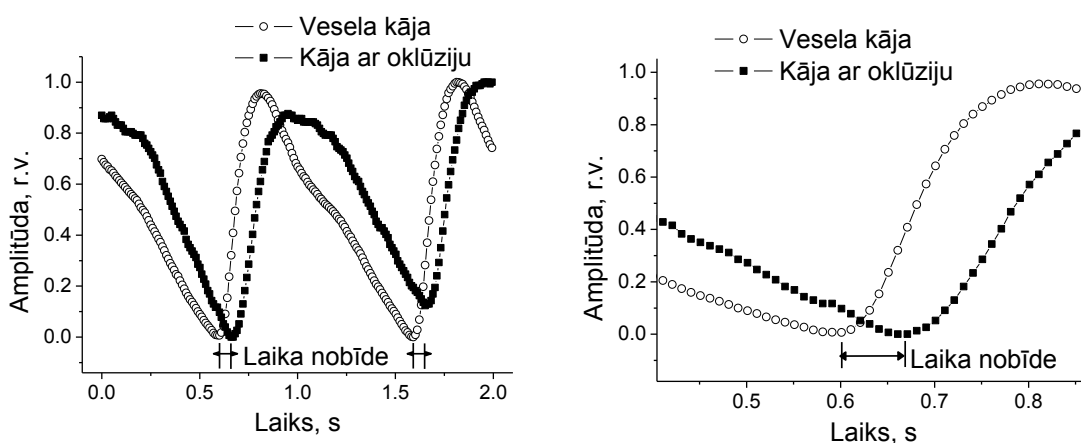
Pētījuma otrajā posmā (Att.60.), uz abu kāju un roku otrajiem pirkstiem tika novietoti PPG sensori, kopumā četri, un tika reģistrēti PPG signāli 1 minūtes ilgumā.



**Att.60.** Fotopletizmogrāfisko mērījumu izpildes kopskats izmantojot četru kanālu mēriekārtu.

### Rezultāti

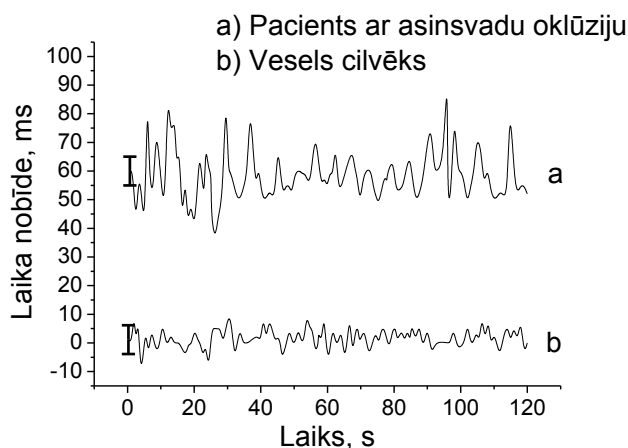
Apstrādājot iegūtos rezultātus, tika noteiktas pulsa viļņa izplatīšanās laika nobīdes, jo PPG signāls no slimās kājas (rokas) ir laikā aizkavēts, salīdzinot ar otras veselās kājas (rokas) signālu (Att.61.).



**Att.61.** Perifērisko artēriju okluzīvā slimnieka PPG signāli no abām kājām.

Četru kanālu PPG signālu kvalitāte bija pietiekami laba, lai noteiktu laika nobīdi praktiski gandrīz visiem veseliem cilvēkiem (95% gadījumos) un lielākajai daļai slimniekiem (88%) ar PAOS. Jāpiezīmē, ka PPG signālu neapmierinošā kvalitāte, vai pat nespēja tos iegūt, galvenokārt bija novērojama gadījumos, kad PPG sensori tika novietoti uz kāju pirkstiem. Acīmredzot tas saistīts ar apstākli, ka slimniekiem ar ilgstošu PAOS pēdas un kāju pirkstu āda deģeneratīvu un iekaisīgu procesu rezultātā kļūst biezāka un cietāka.

Att.62. ir attēlotas vesela cilvēka un slimnieka ar vienaspusēju kājas PAOS fotopletizmogrāfisko signālu nobīdes vērtības mērījumu laikā. Ir redzams, ka vesela cilvēka vidējā PPG nobīde starp abām kājām ir  $0 \pm 5$  ms, bet oklūzijas pacienta vidējā abu PPG signālu starp slimu un veselo kāju nobīde ir ievērojami lielāka ( $60 \pm 20$  ms). Tabulā 2. apkopoti šajā pētījumā iekļauto izmeklējamu cilvēku iegūtie rezultāti.



**Att.62.** Laika nobīdes piemēri perifērisko artēriju oklūzīvās slimības pacientam (a) un veseram cilvēkam (b).

**Tabula 2.** Izmeklējamo personu asinsspiediena differences, pulsa viļņa izplatīšanās laiku nobīdes un potītes-augšdelma indeksi (PAI).

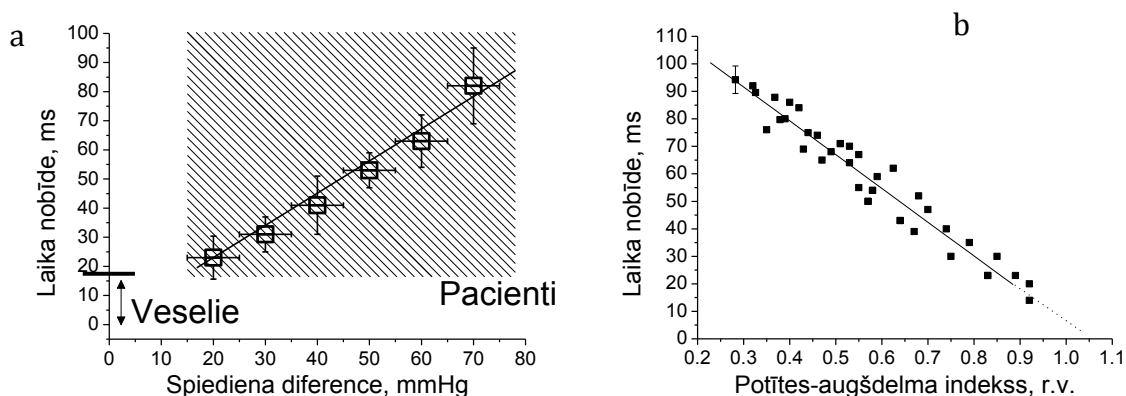
Ekstremitātes	Spiediena diference, mmHg	Personu skaits	Laika nobīde (*SD), ms	PAI
Veselo personu rokas	< 10	20	7 (4)	
Pacientu rokas	< 10	45	8 (3)	
Veselo personu kājas	< 10	20	8 (4)	1.0...1.1
Pacientu kājas	20	3	23 (7)	0.85...0.95
	30	5	31 (6)	0.7...0.8
	40	10	41(10)	0.65...0.75
	50	12	53 (6)	0.5...0.6
	60	6	63 (9)	0.4...0.55
	70	4	78 (13)	0.25...0.45

\*SD = Standarta nobīde

Iegūto rezultātu analīze parādīja, ka pastāv lineāra sakarība (Pīrsona korelācijas koeficients = 0.93) starp veselās un slimās kājas sistoliskā asinsspiediena diferenci no vienas puses, un bilaterālo PPG signālu PVIL nobīdi LN no otras puses. To var aprakstīt ar funkciju  $LN \text{ (ms)} = -2.98 + 1.15 \times AD \text{ (mmHg)}$ , Att.63.a. Savukārt Att.63.b ilustrē lineāru sakarību (Pīrsona korelācijas koeficients = -0.96) starp slimās kājas potītes-



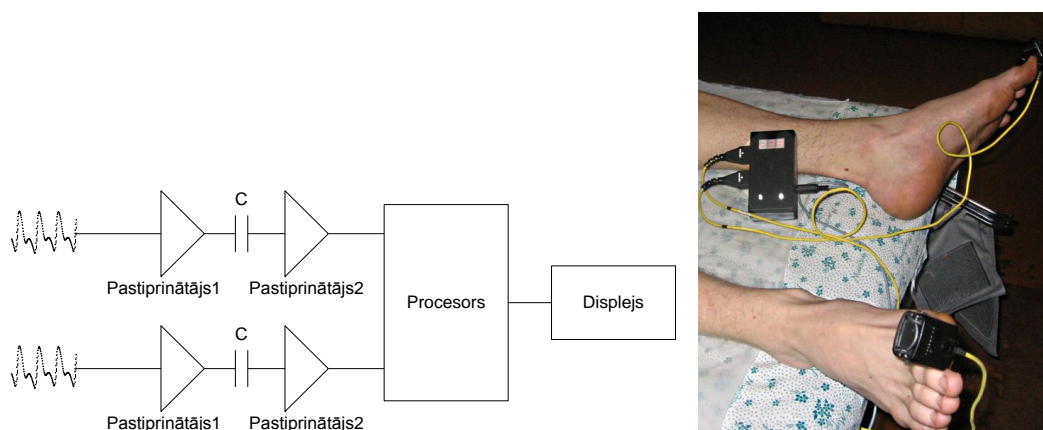
augšdelma indeksu un bilaterālo PPG signālu PVIL nobīdi. Šo sakarību var aprakstīt ar funkciju  $LN (ms) = 129 - 124 \times PAI$ .



**Att.63.** a) Bilaterālo PPG signālu laika nobīdes un sistoliskā asinsspiediena differences starp veselo un slimo kāju korelācija, b) PPG signālu laika nobīdes un potītes-augšdelma indeksa korelācija.

### 4.3.3. Portatīvās perifērisko artēriju okluzīvās slimības diagnostikas iekārtas apraksts [P3]

Izmantojot iepriekš konstatētās korelācijas artēriju slimību gadījumos, tika izstrādāta portatīva PAOS primārās diagnostikas iekārta, kuras darbības un PPG signālu analīzes izmantošanai nav nepieciešams dators. Iekārta darbojas pilnīgi autonomi, PAOS diagnostikas rezultātu attēlojot uz ciparu indikatora. Iekārta sastāv no elektronikas bloka, ciparu indikatora un diviem PPG sensoriem; iekārtas blokshēma ir attēlota Att.64.a, un tās darbības princips ir sekojošs: divkanālu PPG signāli no fotodiodes tiek pastiprināti, tad izfiltrēti, lai kompensētu līdzkomponentes izmaiņas, vēlreiz pastiprināti un ievadīti procesorā, kas veic signālu apstrādi un rezultātu izvadi uz displeja (Att.64. b). Mēriekārtas elektroniskā shēma atrodama Pielikumā 3.



**Att.64.** Perifērisko artēriju slimības portatīvās diagnostikas iekārtas a) blokshēma, b) attēls.

## *Rezultāti*

LU Kardioloģijas institūtā tika veikta izveidotās portatīvās PAOS diagnostikas iekārtas klīniskā aprobācija. Tika apsekoti 30 pacienti (vecumā no 60 – 70 gadiem) ar PAOS vienā no abām kājām. Mērījumu metodika ir aprakstīta 4.3.2. nodaļā.

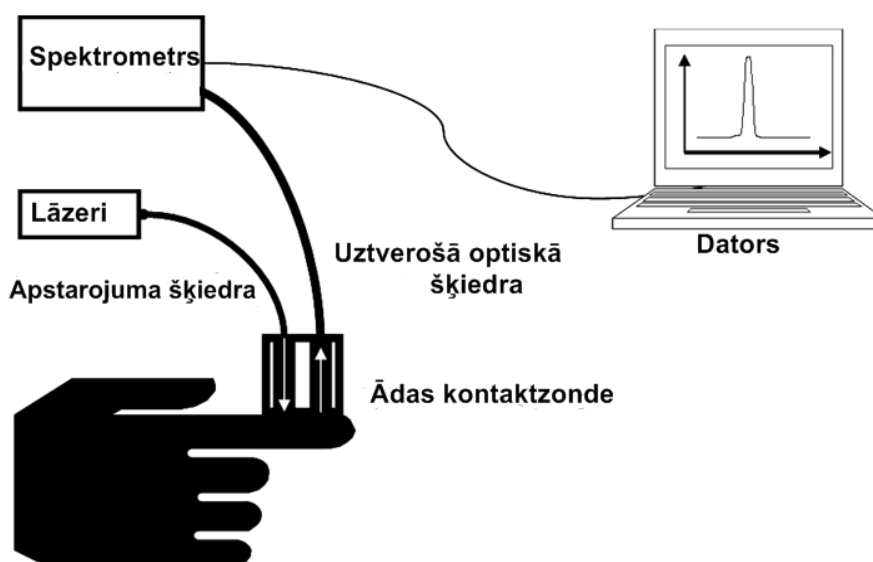
Pirmie klīniskie dati liecina, ka izmantojot izstrādāto portatīvo PAOS diagnostikas iekārtu ir iespējams iegūt diagnostiska rakstura informāciju par PAOS esamību vienā no simetriskajām ekstremitātēm, tomēr vēl ir nepieciešami papildus pilnveidojumi, lai nodrošinātu kvantitatīvas diagnostikas iespējas. Pilnveidojot gan zondes, gan mēriekārtas konstrukciju un apstrādes algoritmus, tiks nodrošināta iespēja precīzi novērtēt PAOS, izmantojot portatīvu un lietošanā ērtu mēriekārtu.

### **4.4. Multi-spektrālā PPG metode un tās realizācija [M10]**

Viena no vairākanālu PPG metodikas modifikācijām ir jaunizveidotā t.s. multi-spektrālā PPG metodika, ar kuru veic paralēlus PPG mērījumus ar vienu ādas kontaktzondi vienlaikus pie vairākiem viļņu garumiem, kas atbilst dažādiem starojuma iespiešanās dziļumiem. PPG signālus šajā gadījumā reģistrē nevis izmantojot fotodiodi, bet mazgabarīta spektrometra CCD (Charge-Coupled Device) matricu.

Tika veikti eksperimenti izmantojot 2048 kanālu spektrometru AvaSpec 20048-2 (Avantes BV, Nīderlande), kas spēj mērīt no 200 ... 1100 nm spektra rajonā ar izšķirtspēju 2 nm, un trīs lāzeriem ar dažādiem viļņu garumiem (645 nm, 807 nm, 1064 nm). Metode balstās uz principu, ka starojuma vidējais iespiešanās dziļums ādā ir atkarīgs no viļņu garuma [55], līdz ar to ir iespējams reģistrēt asinsvadu pulsācijas dažādos dziļumos zem ādas. Mērījumu iekārtas shēma parādīta Att.65. Lāzeru starojums, izmantojot optisko šķiedru, tiek novadīts uz ādas kontaktzondi. Trīs milimetru attālumā novietotais uztverošo šķiedru kūlis (7×200 μm) pievienots spektrometram, kas darbojas reāla laika mērīšanas režīmā ar datu nolasīšanas frekvenci 20 Hz.

Mērījumu rezultāts ir spektru sērija, kuri seko viens otram ik pēc 50 ms. Tālāk no šī trīsdimensiju masīva (intensitāte – laiks – viļņu garums) tiek „izvilkti” laikā mainīgie PPG signāli pie fiksētajiem lāzeru viļņu garumiem. Principā iekārta nodrošina PPG signālu reģistrāciju pie jebkura viļņu garuma diapazonā no 200 līdz 1100 nm.



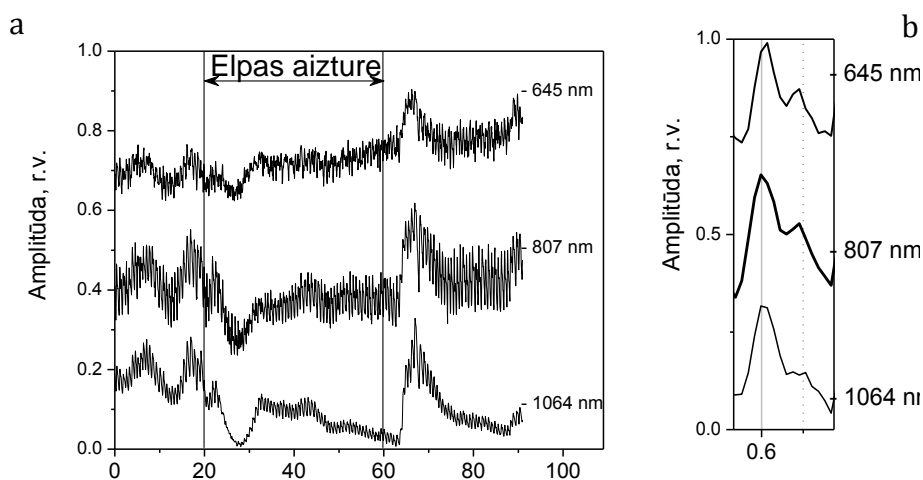
**Att.65.** Multi-spektrālo PPG signālu mērīšanas shēma.

### Rezultāti

Iegūtie rezultāti liecina, ka šādi ir iespējams detektēt asinsvadu pulsācijas, par starojuma avotiem izmantojot lāzerus ar viļņa garumiem 645 nm, 807 nm, 1064 nm.

Kā redzams (Att.66.a), ja signālu reģistrācijas laikā tiek veikta elpas aizture, tad atbilstošie PPG signāli mainās līdz ar šo fizioloģisko norisi. Tika konstatētas vienam sirdspukstam atbilstošu PPG signālu formu atšķirība pie dažādiem starojuma viļņu garumiem (Att.66.b), kas kvalitatīvi liecina par atšķirībām asinsrites dinamikā dažādos ādas dziļumos.

Nepieciešami turpmāki metodikas pilnveidojumi un lielāks skaits klīnisko mērījumu, lai iegūtu kvantitatīvus datus par šiem procesiem.



**Att.66.** Multi-spektrālo PPG signālu piemēri pie 3 lāzeru viļņu garumiem: a) Signāli elpas aiztures testa laikā, b) vienam sirdspukstam atbilstošie signāli.

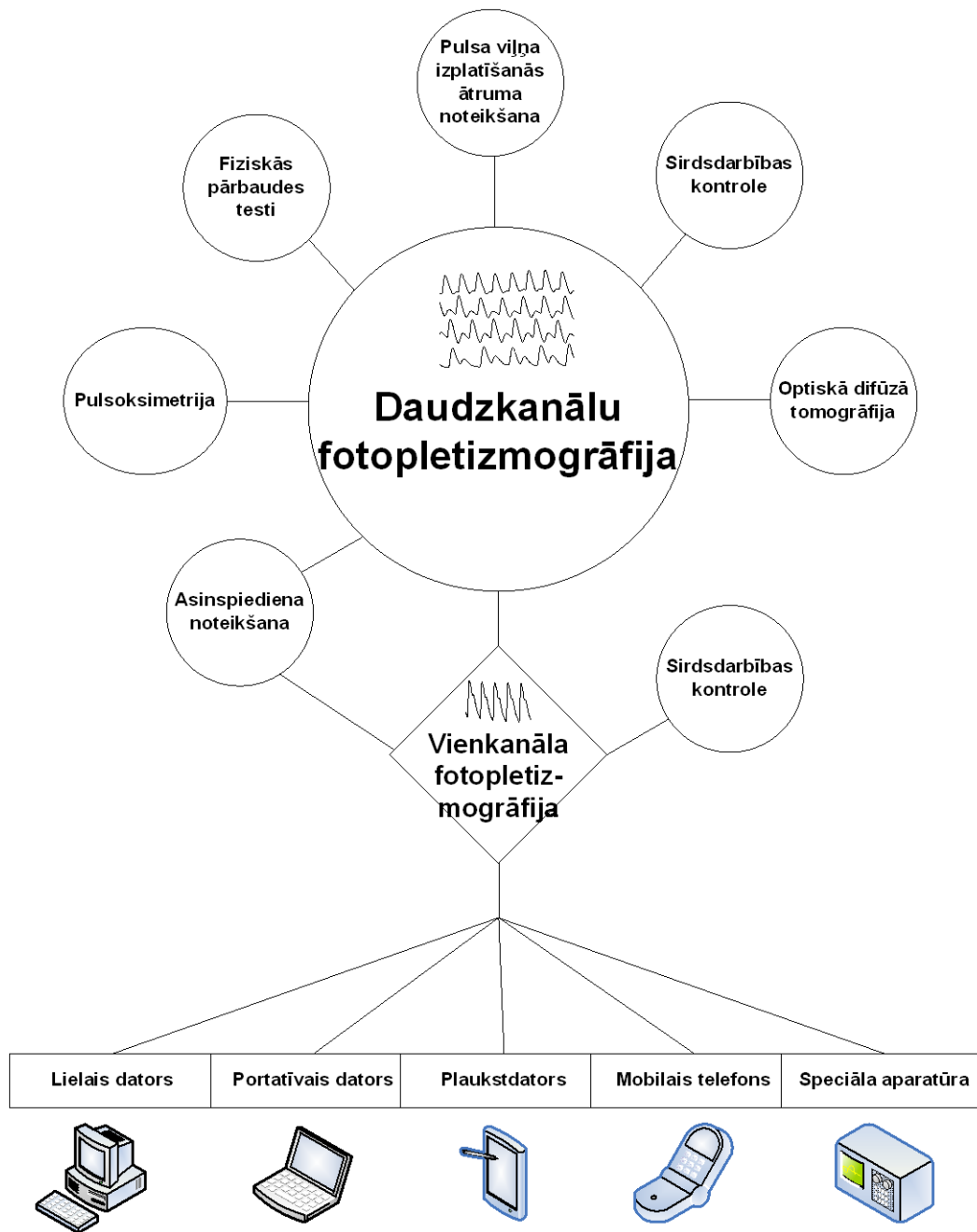
## 5. KOPSAVILKUMS UN SECINĀJUMI

Promocijas darbā izvirzītais mērķis – izstrādāt un aprobēt jaunas PPG metodikas un ierīces sirdsdarbības un asinsrites neinvazīvai novērtēšanai – ir sekmīgi realizēts. Ir veikta pāreja no lieltā (uz galda datoru bāzētas) fotopletizmogrāfiskās iekārtas uz ērtām mazgabarīta portatīvām, pie jebkura datora pieslēdzamām mēriekārtām, kuras nodrošina sirds un asinsvadu stāvokļa novērtēšanai izmantojamās informācijas iegūšanu gan slimnīcās, gan sporta stadionos, gan mājas apstākļos.

Mēriekārtu darbības nodrošināšanai ir izstrādāts programmnodrošinājuma komplekss, kas realizē PPG signālu apstrādi gan reālā laikā, gan autonomā režīmā. Programmatūras kompleksam ir atvērta modulāra struktūra: papildu funkciju realizācijai to var papildināt ar jauniem apstrādes moduļiem. Vienkanāla un daudzkanālu PPG signāla mērīšana un apstrāde var tikt veikta, izmantojot galda datorus, portatīvos datorus un plaukstdatorus, perspektīvā arī mobilos telefonus.

Jaunizstrādāto metodiku un mērierīču ieviešana klīniskajā praksē var sniegt būtisku ieguldījumu sirds un asinsvadu slimību profilaksē un agrīnā diagnostikā. Piemēram, mazgabarīta PPG mēriekārta perifērisko artēriju okluzīvās slimības novērtēšanai būtu ērti izmantojama gan slimnīcās, gan mājas un „lauka” apstākļos, paverot iespēju veikt artēriju primāro diagnostiku dažu minūšu laikā.

Viens no galvenajiem darba rezultātiem ir vairākkāņu PPG metodiku attīstība. Att.67. mēģināts grafiski ilustrēt šo metodiku izmantošanas iespējas klīniskajā praksē, salīdzinot ar vienkanāla PPG iespējām. Darbā parādīts, ka vienkanāla PPG metodi var izmantot pārsvarā sirdsdarbības kontrolei, bet vairākkāņu PPG ir iespējami daudzi pielietojumi, piemēram, pulsa viļņa izplatīšanās ātruma noteikšana, optiskā difūzā dinamiskā tomogrāfija, u.c.



**Att.67.** Vienkanāla un vairākanālu fotopletizmogrāfijas pielietojumi un signālu iegūšanas un apstrādes informāciju tehnoloģiju iekārtas.

# AIZSTĀVĒŠANAI IZVIRZĪTIE GALVENIE PROMOCIJAS DARBA

## REZULTĀTI

1. Izstrādāta un aprobēta jauna veida portatīva vienkanāla fotopletizmogrāfiskā iekārta, ar kuru reģistrēti un izanalizēti ap 100 personu pirksta PPG signāli miera stāvoklī un fiziskās slodzes apstākļos. Eksperimentāli pierādīts, ka vienkanāla PPG metodika un jaunizstrādātā ierīce var tikt sekmīgi izmantotas sirdsdarbības un asinsrites neinvazīvai kompleksai analīzei reālā laika režīmā.
2. Kombinējot fotopletizmogrāfijas un elektrokardiogrāfijas metodikas, izstrādāta un patentēta jauna metode sistoliskā asinsspiediena monitoringam reālā laikā, izveidota un klīniski aprobēta atbilstoša maketierīce.
3. Pirmo reizi reģistrētas pulsa viļņa parametru izmaiņas slodzes testu laikā, izmantojot jaunizstrādāto mazgabarīta ierīci paralēlai PPG signālu reģistrācijai divos kanālos. Uzkrāti dati par ~300 personu (sirds-asinsvadu slimnieku un praktiski veselu cilvēku) kardiovaskulārā stāvokļa reakcijām uz fizisko un ortostatisko slodzi.
4. Izstrādāta un patentēta jauna metode roku un kāju perifērisko artēriju okluzīvās slimības primārai diagnosticēšanai, analizējot četros kanālos reģistrētu PPG signālu laika parametrus. Metodes praktiskai realizācijai izveidotas un klīniski aprobētas divas mazgabarīta maketierīces.

## SECINĀJUMI

1. Veiktā darba rezultātā ir pierādītas vairākas fotopletizmogrāfiskās metodes priekšrocības salīdzinājumā ar esošām kardiovaskulārās diagnostikas metodikām (oscilometriskā, elektrokardiogrāfijas u.c.), t. sk. iespēja reālā laikā neinvazīvi izsekot sirdsdarbības un asinsrites procesiem. Veiktajos pētījumos konstatēts, ka pulsa viļņa izplatības izpētei vienlīdz labi izmantot gan pašlaik plaši pielietoto (bet neērto) perifērās artērijas sfigmogrāfiju, gan ērti pielietojamo pirksta fotopletizmogrāfiju.
2. Vairākkāņu fotopletizmogrāfijas metodei ir vairākas būtiskas priekšrocības salīdzinājumā ar līdz šim vairāk izmantoto vienkanāla PPG metodiku. Divkanālu PPG sniedz papildus iespēju izslēgt gadījuma kļūdas sirdsdarbības disfunkciju konstatācijā. Nozīmīga priekšrocība ir iespēja reālā laikā izsekot arteriālā pulsa viļņa dinamikai dažādās ķermeņa vietās. Četru kanālu PPG metodika paver

principiāli jaunu iespēju tehnoloģiski vienkāršot un būtiski (vairāk kā desmitkārtīgi) samazināt perifēro artēriju oklūzīvās slimības primārās diagnostikas laiku.

## **TURPMĀKAJOS PĒTĪJUMOS RISINĀMĀS PROBLĒMAS**

Darbā uzkrātā pieredze ļauj formulēt vairākus turpmāko pētījumu virzienus, tai skaitā:

- Izveidot fizikālu modeli pulsa viļņa izplatīšanās dinamikas izpētei ar datorsimulāciju palīdzību, t. sk. gadījumiem, ja perifēro artēriju oklūzijas ir vairākās ekstremitāšu vietās.
- Izpētīt iespējas arteriālo oklūziju precīzākai lokalizācijai, analizējot segmentāli mērītu fotopletizmogrāfisko signālu laika parametrus.
- Izstrādāt un aprobēt algoritmus lielo artēriju pulsa signālu izfiltrēšanai no refleksijas PPG mērījumu datiem.
- Izpētīt fotopletizmogrāfisko un elektrokardiogrāfisko signālu savstarpējo korelāciju sirdsdarbības traucējumu gadījumos.
- Izpētīt fotopletizmogrāfiskā signāla maiņkomponentes un līdzkomponentes amplitūdu un signāla formas parametru atkarību no kontaktzondes konstruktīvajiem parametriem.
- Turpināt multi-spektrālās fotopletizmogrāfijas izpēti, izstrādājot automatizētu datu apstrādes sistēmu paralēli mērīto signālu attēlošanai un analīzei reālā laika režīmā.

## AIZSTĀVĒŠANAI IZVIRZĪTO PUBLICĒTO DARBU KOPA

- M1.** J. Spigulis, M. Ozols, **R. Erts**, K. Prieditis. *A portable device for optical assessment of the cardiovascular condition*, Proc. SPIE, Vol. 5123 (Advanced Optical Materials and Devices - 3, Riga, Latvia), 2003, pp. 313-319.
- M2.** J. Spigulis, **R. Erts**, U. Rubins. *Micro-circulation of skin blood: optical monitoring by advanced photoplethysmography techniques*, Proc. SPIE, Vol. 5119 (Bioengineered and Bioinspired Systems, Maspalomas, Spain), 2003, pp. 219-225.
- M3.** J. Aivars, Z. Marcinkevičs, M. Grēve, **R. Erts**. *Pulsa viļņa izplatīšanās ātrums kā arteriālā spiediena izmaiņu indikators*, Latvijas Universitātes Raksti (Acta Universitatis Latviensis), Medicīna, 2006 (pieņemts publicēšanai).
- M4.** J. Spigulis, **R. Erts**, M. Ozols. *A portable two-channel PPG cardiovascular sensor device*, Proc. SPIE, Vol. 5138 (Photon Migration and Diffuse-Light Imaging, Munich, Germany), 2003, pp. 65-71.
- M5.** J. Spigulis, **R. Erts**, M. Ozols. *Optical multi-channel monitoring of skin blood pulsations for cardiovascular assessment*, Proc. SPIE, Vol. 5318 (Advanced Biomedical and Clinical Diagnostic Systems, BIOS 2004, San Jose, USA), 2004, pp. 133-139.
- M6.** J. Spigulis, **R. Erts**, I. Kukulis, M. Ozols and K. Prieditis. *Optical multi-channel sensing of skin blood pulsations*, Proc. SPIE, Vol. 5459 (Optical Sensing, Strasbourg, France), 2004, pp. 46-53.
- M7.** **R. Erts**, I. Kukulis, J. Spigulis, L. Kere. *Dual channel photoplethysmography studies of cardio-vascular response to the body position changes*, Proc. SPIE, Vol. 5859 (Optical Society of America, ECBO, Munich, Germany), pp. 58591K1-5, 2005.
- M8.** **R. Erts**, I. Kukulis, J. Spigulis. *Photonic vascular diagnostics by four-channel photoplethysmography*, Proc. SPIE, Vol. 5496 (Advanced Optical Materials and Devices – 4, Tartu, Estonia), 2005, pp. 1L1-1L9.
- M9.** **R. Erts**, J. Spigulis, I. Kukulis and M. Ozols. *Bilateral photoplethysmography studies of the leg arterial stenosis*, Physiological Measurement, Vol. 26, 2005, pp. 865-874.
- M10.** J. Spigulis, L. Gailite, A. Lihachev, **R. Erts**. *Simultaneous recording of skin blood pulsations at different vascular depths by multi-wavelength photoplethysmography*, Applied Optics, Vol. 46(10), pp. 1754-1759.



## AIZSTĀVĒŠANAI IZVIRZĪTAIS PATENTS UN PATENTU PIETEIKUMI

**P1.** Z. Marcinkēvičs, M. Grēve, **R. Erts**, J. Aivars, J. Spīgulis. *Metode un ierīce arteriālā asinsspiediena noteikšanai*, Patenta pieteikums Nr. P-05-162 (Latvija), 2005.

**P2.** J. Spīgulis, **R. Erts**, I. Kukulis, M. Ozols, A. Ļihačovs. *Metode un ierīce roku un kāju arteriālo oklūziju noteikšanai*, Patents Nr. LV 13449 B (Latvija), 2004.

**P3.** J. Spigulis, **R. Erts**, I. Kukulis, M. Ozols, A. Lihachev. *Method and device for detection of arterial occlusions in arms and legs*, European Patent Application # EP 1671581A1, Bulletin 2006/25, 21.06.2006.

### **Promocijas darba rezultāti ir ziņoti sekojošās starptautiskās konferencēs:**

**KS1.** J. Spigulis, M. Ozols, **R. Erts**, K. Prieditis. *A portable device for optical assessment of the cardiovascular condition*, **Advanced Optical Materials and Devices - 3, Riga, Latvia, 2002.**

**KS2.** J. Spigulis, **R. Erts**, M. Ozols, K. Prieditis. *Portable two-channel PPG device for cardio-vascular assessment*, Abstr. **3rd Europ. Symp. Biomed. Eng. Med. Phys., Patras, Greece, 2002**, p. 11.

**KS3.** J. Spigulis, M. Ozols, **R. Erts**, K. Prieditis. *A portable photoplethysmography device for cardio-vascular assessment*, Abstr. **Int. Conf. Biomed. Eng. Microtechn., RTU, Riga, Latvia, 2002**, p. 15.

**KS4.** K. Prieditis, **R. Erts**, J. Spigulis. *The studies of PPG bio-signal shapes*, Abstr. **3<sup>rd</sup> Int. Conf. Problems of Optics and High Technology Material Science**, T. Shevchenko KNU, Kyiv, Ukraine, 2002, p. 204.

**KS5.** J. Spigulis, **R. Erts**, V. Bernhards. *Optics for fitness assessment: potential of two-channel photoplethysmography techniques*, **Int. Conf. Northern Optics 2003, Espoo, Finland, 2003.**

**KS6.** J. Spigulis, **R. Erts**, M. Ozols. *A portable two-channel skin blood pulsation sensor*, Abstr. **Int. Conf. ISOEN'03, Riga, Latvia, 2003**, pp. 167-168.

**KS7.** **R. Erts**, I. Kukulis, J. Spigulis. *Photonic vascular diagnostics by four-channel photoplethysmography*, **4th International Conference on Advanced Optical Materials and Devices, Tartu, ESTONIA, 2004.**

**KS8.** **R. Erts**, J. Spigulis, I. Kukulis, M. Ozols. *Multi-channel photoplethysmography biosensor*, Abstr. **5<sup>th</sup> Int. Conf. Biological Physics, Gothenburg, Sweden, 2004**, p. 63.

**KS9.** J. Spigulis, **R. Erts**, M. Ozols. *Optical multichannel monitoring of skin blood pulsations for cardiovascular assessment*, **Advanced Biomedical and Clinical Diagnostic Systems, BIOS'04, San Jose, USA, 2004.**

**KS10.** J. Spigulis, **R. Erts**, I. Kukulis, M. Ozols and K. Prieditis. *Optical multi-channel sensing of skin blood pulsations*, Abstr. **Photonics Europe (Optical Sensing), Strasbourg, France, 2004.**

**KS11.** **R. Erts**, I. Kukulis, J. Spigulis, L. Kere. *Dual channel photoplethysmography studies of cardio-vascular response to the body position changes*, Abstr. **European Conferences on Biomedical Optics, Munich, Germany, 2005**, pp. 19.

**KS12.** **R. Erts**, J. Spigulis, M. Ozols. *Optical systems for noninvasive cardiovascular biosensing*, **SPIE Symposium on Optics & Photonics (Optical Information Systems III), San Diego, USA, 2005.**

**KS13.** **R. Erts**, V. Nikiforovs, B. Moa-Anderson, J. Spigulis. *Potential of four-channel optical diffusion tomographic imaging*, Abstr. **SPIE International Congress on Optics and Optoelectronics (Medical Imaging), Warsaw, Poland, 2005.**

**KS14.** **R. Erts**, J. Spigulis, M. Ozols, E. Kviesis and R. Andersson. *Wireless multi-channel photoplethysmography device*, **Advanced Optical Materials and Devices - 5, Vilnius, Lithuania, 2006**, p. 56.

**KS15.** **R. Erts**, E. Kviesis-Kipge, J. Spigulis. *Photoplethysmographic wireless device based on the Bluetooth technology*, Abstr. **Int. Conf. Biomedical Engineering, Kaunas, Lithuania, 2006**, p. 119.

**KS16.** **R. Erts**, J. Spigulis, M. Ozols and I. Kukulis. *Optical device for detection of arterial occlusions*, Abstr. **3<sup>rd</sup> Int. Conf. "Northern Optics", Bergen, Norway, 2006**, p. 145.

### **Promocijas darba rezultāti ir ziņoti sekojošās Latvijas konferencēs un semināros:**

**KV1.** **R. Erts**, M. Ozols, J. Spigulis and I. Kukulis. *Multi-channel reflection photoplethysmography for cardiovascular diagnostics and monitoring*, **Int. Seminar "Nanoscience for health: Photonic technologies of bio-surface treatment, diagnostics and imaging", University of Latvia, Jurmala, Latvia, 2004.**

**KV2.** J. Aivars, Z. Marcinkevičs, M. Grēve, **R. Erts**. *Pulsa viļņa izplatīšanās ātrums kā arteriālā spiediena izmaiņu indikators*, **LU 63. konference, Rīga, Latvija, 2005.**

**KV3.** I. Kukulis, **R. Erts**, J. Spīgulis. *Kardiovaskulārās reakcijas novērtējums ortostātiskās slodzes laikā izmantojot fotopletizmogrāfijas metodi*, **LU 63. konference, Rīga, Latvija, 2005.**

**KV4.** **R. Erts**, U. Rubins, M. Ozols, I. Kukulis, J. Spigulis. *Skin micro-circulation studies by the photoplethysmography technique*, Abstr. **Int. Conf. "Lasers and Optics in Atomic, Molecular and Nanoscale Physics"**, University of Latvia, Riga, Latvia, 2005, pp. 16.

**KV5.** **R. Erts**, J. Spīgulis, M. Ozols, I. Kukulis. *Daudzkanālu fotopletizmogrāfijas metodika*, **Latvijas Fizikas Biedrības 9. zinātniskā konference, Daugavpils, Latvija, 2005**, lpp. 12-14.

**KV6.** I. Kukulis, V. Dzērve, D. Matisone, **R. Erts**, A. Lācis. *Pletismogrāfijas un doplerogrāfijas lietošanas salīdzinoša analīze ekstremitāšu artēriju okluzīvo slimību diagnostikā*, **LU 64. konference, Rīga, Latvija, 2006.**

## 6. LITERATŪRAS ATSAUCES

1. P. Apinis. *Cilvēks. Anatomija, fizioloģija, patoloģijas pamati*, Rīga, Nacionālais Medicīnas apgāds & Apgāds Jāņa sēta, 1998, lpp. 429-501
2. H. Golster. *Regulation of microvascular blood flow*, PhD Thesis, Linköping University, 2001, pp. 9-50.
3. G. Lindberg. *Photoplethysmography*, PhD Thesis, Linköping University, 1991, pp. 9-22, 86-92.
4. J. Allen, A. Murray. *Modelling the relationship between peripheral blood pressure and blood volume pulses using linear and neural network system identification techniques*, *Physiological Measurement*, Vol. 20, 1999, pp. 287-301.
5. R. Anderson, J. Parrish. *The Optics of Human Skin*, *Journal of Investigative Dermatology*, 1981, pp. 13-18.
6. V. Tuchin. *Tissue optics: Light scattering methods and instruments for medical diagnosis*, SPIE Press, Bellingham, 2000.
7. R. Anderson, J. Parrish. *Optical properties of human skin*, *Journal of Investigative Dermatology*, 1981, Vol. 77, pp. 13-19.
8. H. Ungell. *Photoplethysmography heart and Respiratory Rate Monitoring*, PhD Thesis, Linköping University, 1995, pp. 9-20.
9. J. Spigulis, I. Kukulis, E. Fridenberga, G. Venckus. *Potential of advanced photoplethysmography sensing for non-invasive vascular diagnostics and early screening*, *Proc. SPIE*, Vol. 4625, 2002, pp. 38-43.
10. M. Nitzan, H. Boer, S. Turivnenko, D. Sapoznikov. *Power spectrum analysis of spontaneous fluctuations in the photoplethysmographic signal*, *Journal of basic and clinical physiology and pharmacology*, 1994, pp. 269-276.
11. J. Penaz. *Mayer waves. History and methodology*, *Automedica*, 1978, pp. 135-141.
12. A. Johansson. *Photoplethysmography in multiparameter monitoring of cardiorespiratory function*, PhD Thesis, Linköping University, 2000, pp. 15-25.
13. A. Valtneris. *Cilvēka fizioloģija*, Rīga, apgāds "Zvaigzne ABC", 1995, lpp. 36-42.
14. M. O'Rourke, D. Gallagher. *Pulse wave analysis*, *Journal of Hypertension*, Vol. 14, 1996, pp. 147-157.
15. А. Науменко, В. Скотников. *Основы электроплетизмографии*, Ленинград, Медицина, 1975, стр. 3-10.

16. A. Hertzman. *Photoelectric plethysmography of the nasal septum in man*, Proc. Society for Experimental Biology and Medicine, Vol. 37, 1937, p. 290
17. A. Hertzman, J. Dillon. *Photoelectric plethysmography of animal tissues*, Journal of Laboratory and Clinical Medicine, Vol. 25, 1939, p. 295.
18. A. Hertzman. *The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph*, American Journal of Physiology, Vol. 124, 1938, p.328.
19. A. Hertzman. *Photoelectric plethysmography of the skin*, Methods of Medical Research, Vol. 1, 1948, p. 177.
20. A. Hertzman, F. Flath. *The continuous simultaneous registration of sweating and blood flow in a small skin area*, Aerospace Medical Research Laboratories, Vol. 34, 1963, pp. 710-713.
21. A. Hertzman, W. Randall. *Regional differences in the basal and maximal rates of blood flow in the skin*, Journal of Applied Physiology, Vol. 1, 1984, pp. 234-241.
22. A. Ramsay. *The value of intravenous thymoxamine as a cutaneous vasodilator*, Journal of Clinical Pharmacology, Vol. 9, 1969, pp. 239-243.
23. K. Lossius, M. Eriksen, L. Walloe. *Thermoregulatory fluctuations in heart rate and blood pressure in humans: Effect of cooling and parasympathetic blockade*, Journal of the Autonomical Nervous System, Vol. 47, 1994, pp. 245-254.
24. Y. Mendelson, D. Burt. *Noninvasive pulse oximetry utilizing skin reflectance photoplethysmography*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 35, No 10, 1988, pp. 798-805.
25. J. Bronzino. *The biomedical engineering handbook*, IEEE Press, 1995, pp. 1347-1356.
26. L. Lindberg, H. Ugnell, P. Oberg. *Monitoring of respiratory and heart rates using a fibre-optic sensor*, Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 32, 1992, pp. 533-537.
27. M. Sandberg, T. Lundeberg, L. Lindberg, B. Gerdle. *Effects of acupuncture on skin and muscle blood flow in healthy subjects*, European Journal of Applied Physiology, 2003, pp. 114-119.
28. J. Jonsson, C. Laurent, T. Skau, L. Lindberg. *A new probe for ankle systolic pressure measurement using photoplethysmography*, Annals of Biomedical Engineering, Vol. 33, 2005, pp. 232-239.
29. L. Nillson, T. Goscinski, A. Johansson, L. Lindberg, S. Kalman. *Age and gender do not influence the ability to detect respiration by photoplethysmography*, Journal of Clinical Monitoring and Computing, Vol. 20, 2006, pp. 431-436.

30. M. Shamir, L. A. Eidelman, Y. Floman, L. Kaplan, and R. Pi-zov. *Pulse Oximetry Plethysmographic Waveform During Changes in Blood Volume*, British Journal of Anaesthesia, Vol. 82, 1999, pp. 178-181.
31. K. Komatsu, T. Fukutake, T. Hattoru. *Fingertip photoplethysmography and migraine*, Journal of Neurological Sciences, Vol. 216, 2003, pp. 17-21.
32. Y. Gu, Y. Zhang, Y. Zhang. *A novel biometric approach in human verification by photoplethysmographic signals*, Proc. 4th IEEE Conference on Information Technology Applications in Biomedicine, 2003, pp. 13-14.
33. X. Teng, Y. Zhang. *The effect of contacting force on photoplethysmographic signals*, Physiological Measurement, Vol. 25, 2004, pp. 1323-1335.
34. C. Poon, X. Teng, Y. Wong, C. Zhang, and Y.T. Zhang. *Changes in the photoplethysmogram waveform after exercise*, Medical Devices and Biosensors, 2004, pp. 115-118.
35. J. Foo, S. Wilson. *A computational system to optimiste noise rejection in photoplethysmography signals during motion or poor perfusion states*, Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 44, 2006, pp. 140-145.
36. J. Allen and A. Murray. *Similarity in bilateral photoplethysmographic peripheral pulse wave characteristics at the ears, thumbs and toes*, Physiological Measurement, Vol. 21, 2000, pp. 369-377.
37. J. Allen and A. Murray. *Variability of PPG peripheral pulse measurements at the ears, thumbs and toes*, Proc. IEE: Science, Measurement and Technology, Vol. 147, 2000, pp. 403-407.
38. J. Allen, A. Murray. *Age-related changes in peripheral pulse timing characteristics at the ears, fingers and toes*, Journal of Human Hypertension, Vol. 16, 2002, pp. 711-717.
39. J. Allen, A. Murray. *Age-related changes in the characteristics of the photoplethysmographic pulse shape at various body sites*, Physiological Measurement, Vol. 24, 2003, pp. 297-307.
40. A. Babchenko, E. Davidson, Y. Ginosar, V. Kurz, I. Faib, D. Adler, M. Nitzan. *Photoplethysmographic measurement of changes in total and pulsatile tissue blood volume, following by sympathetic blockade*, Physiological Measurement, Vol. 22, 2001, pp. 389-396.
41. M. Nitzan, B. Khanokh and Y. Slovik. *The diference in pulse transit time to the toe and finger measured by photoplethysmography*, Physiological Measurement, Vol. 23, 2002, pp. 85-93.

42. M. Nitzan, C. Rosenfeld, A. Weiss, E. Grossman, A. Patron, A. Murray. *Effects of External Pressure on arteries distal to the cuff during sphygmomanometry*, IEEE Transactions on biomedical engineering, Vol. 52(6), 2005, pp. 1120-1127.
43. P. Kyriacou, A. Crerar-Gilber, R. Langford, D. Jones. *Electro-optical techniques for the investigation of photoplethysmographic signals in human abdominal organs*, Journal of Physics: Conference Series, Vol. 45, 2006, pp. 232-238.
44. J. Allen. *Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement*, Physiological Measurement, Vol. 28, 2007, pp. 1-39.
44. J. Spigulis, G. Venckus, M. Ozols. *Optical sensing for early cardio-vascular diagnostics*, Proc. SPIE, Vol. 3911 (Biomedical Optics Symposium BIOS '2000, San Jose, USA), 2000, pp. 27-31.
45. I. Kukulis, I. Dzerve, V. Matisone, J. Spigulis. *Non-pharmacological modulation of endothelial dysfunction in patients with Raynaud's phenomenon*, Abstr. XIX Nordic Congress of Cardiology, 2003, p. 33.
46. A. Karapetyan, A. Valtneris. *Sphygmographic method for determining the vasoconstrictor sensitivity of the circulatory apparatus to hypercapnia in athletes*, Journal of Human Physiology, Vol. 32, 2006, pp. 371-373.
47. P. Tretjakovs, A. Jurka, I. Taivans. *Laser Doppler flux differences between diabetic neuropathy and microangiopathy induced alterations in human cutaneous vasomotor responses*, Proc. Latvian Academy of Sciences, Vol. 53(4), 1999, pp. 219-224.
48. A. Stifts, P. Tretjakovs, A. Martisons, A. Jurka, A. Petersons, A. Zvaigzne, V. Pirags. *Skin microhaemodynamics in diabetic and glomeruloneohritic patients*, Proc. Latvian Academy of Siences, Vol. 56(3), 2002, pp. 103-108.
49. L. Brouha, A. Graybiel, C. Heath. *The step test: a simple method of measuring physical fitness for hard muscular work in adult men*, Revue Canadienne de Biologie, Vol. 2, 1943, pp. 86-92.
50. N. Andrejevs, J. Anšelēvičs, I. Siliņš. *Praktiskā kardioloģija*, Rīga, Zvaigzne, 1984, lpp. 36-65.
51. J. Spigulis. *Optical non-invasive monitoring of skin blood pulsations*, Applied Optics, Vol. 44(10), 2005, pp. 1850-1857.
52. L. Osadchii. *Vascular component of the response of the circulatory system to the orthostatic test*, Bulletin of Experimental Biology and Medicine, Vol. 84, 1977, pp. 1680-1683.

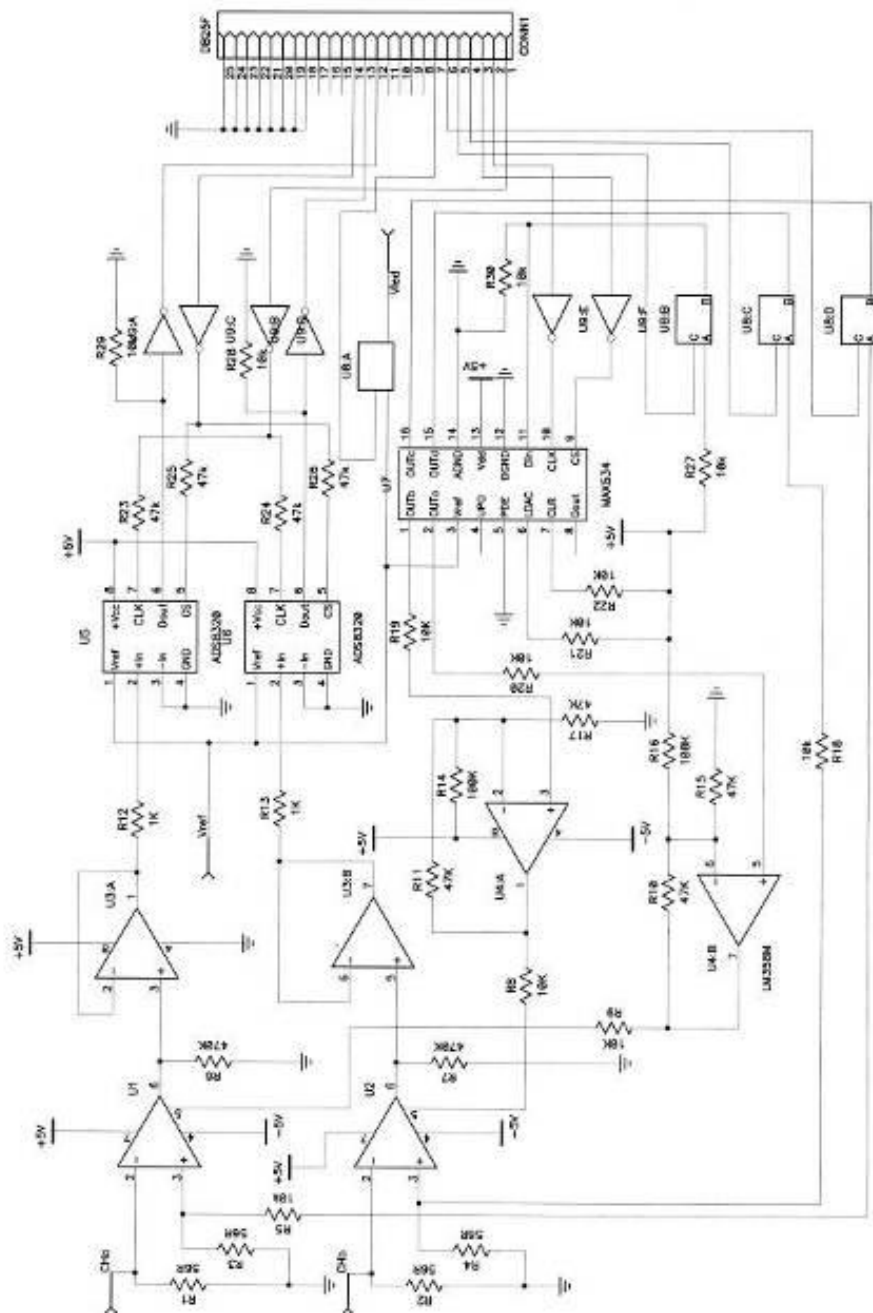
53. TASC Working Group. *Management of peripheral arterial disease*, International Angiology, Vol. 19, 2000, pp. 71-77.
54. A. Lācis. *Perifērisko artēriju okluzīvo slimību diagnostika un ārstēšana*, Rīga, Nacionālais apgāds, 2004, lpp. 35-38.
55. H. Ugnell, P. Ake Oberg. *Time variable photoplethysmographic signal: its dependence on light wavelength and sample volume*, SPIE Proc., Vol. 2331 (Medical Sensors II and Fiber Optic Sensors, Lille, France), 1995, pp. 89-97.





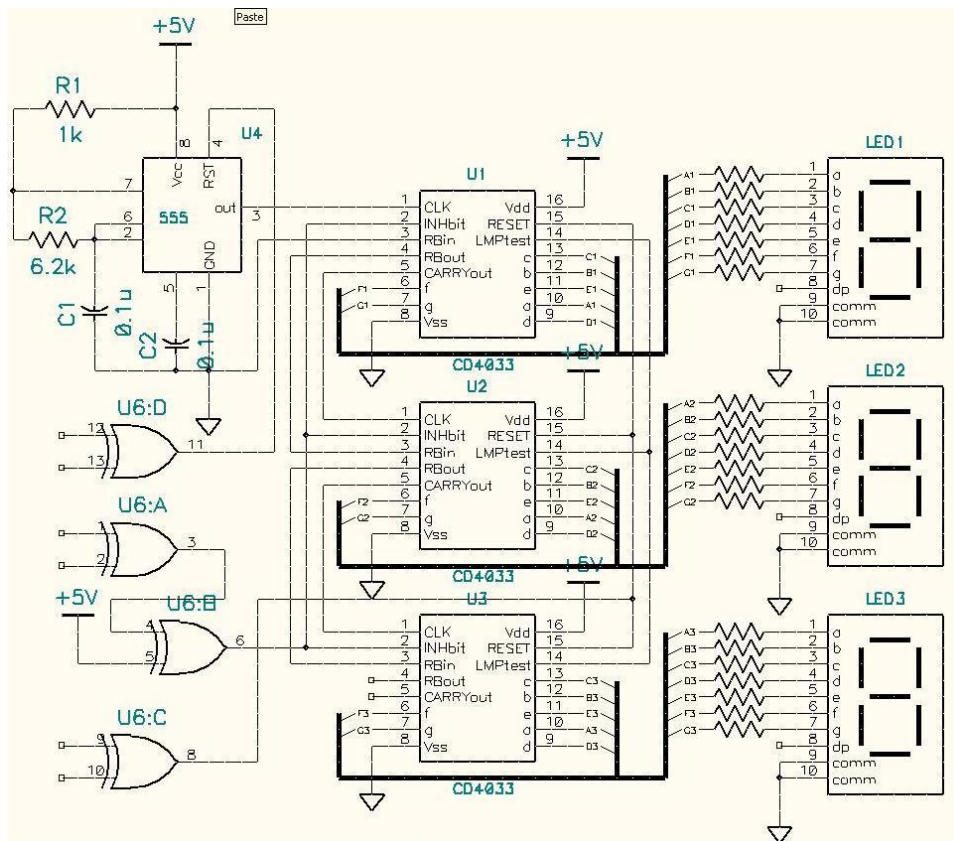
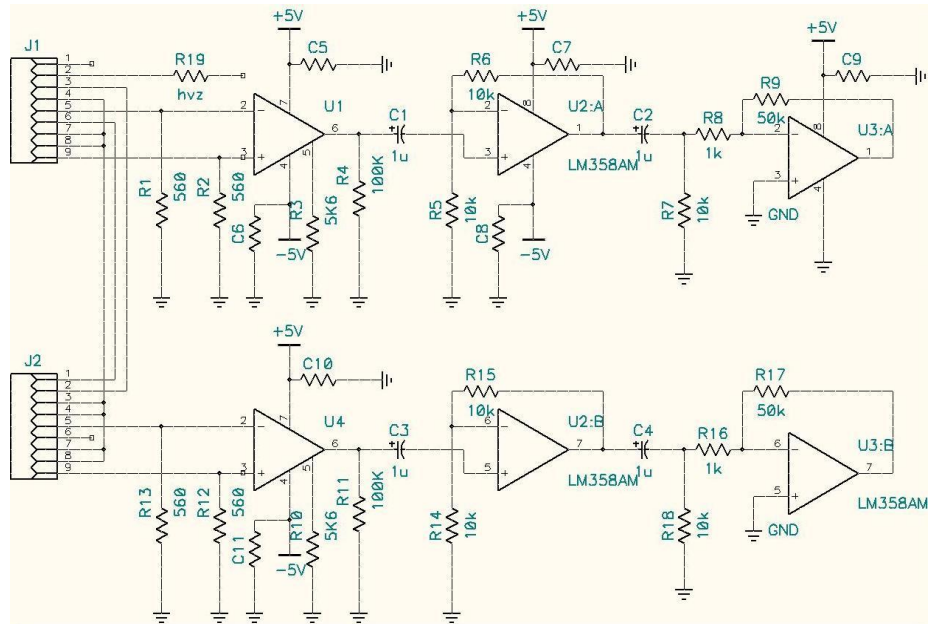
## Pielikums Nr. 2.

Divkanālu fotopletizmogrāfisko signālu mēriekārtas elektroniskā shēma.



### Pielikums Nr. 3.

Portatīvās perifēro artēriju oklūzīvās slimības diagnostikas iekārtas elektroniskā shēma.



## PATEICĪBAS

Ļoti, ļoti liela pateicība profesoram Jānim Spīgulim par promocijas darba vadīšanu.

Liela pateicība Mārim Ozolam par palīdzību mēriekārtu izstrādē, diskusijām, par neiztrūkstošu optimismu un labestību.

Bezgalīga pateicība G. G. un S. L.

Ļoti liela pateicība Stellai Dreižei par labestību, padomiem, mieru un ticību, ko saņemu no Jums. Šo promocijas darbu es veltu Jums.

Paldies Videmāram Rumpēteram par interesantām diskusijām, ticību un atbalstu.

Liela pateicība LU Kardioloģijas institūta vadošajam pētniekam kardiologam Indulim Kukulim un medicīnas māsiņai Aina Bergai par palīdzību mērījumu veikšanā, interesantajām diskusijām un kafiju.

Paldies LU Bioloģijas fakultātes profesoram Jurim-Imantam Aivaram un pasniedzējam Zbigņevam Marcinkēvičam par interesantām diskusijām un palīdzību.

Paldies Lindai Ķerei un Aleksejam Ļihačovam par atbalstu.

Paldies Mārītei Sitnikai par atbalstu un visu labo.

Paldies visiem LU Atomfizikas un spektroskopijas institūta darbiniekiem par atbalstu.

Paldies maniem vecākiem par atbalstu.