

LATVIJAS UNIVERSITĀTE  
BIOLOĢIJAS FAKULTĀTE  
CILVĒKA UN DZĪVNIEKU FIZIOLOĢIJAS KATEDRA

**SIRDS, ELPOŠANAS UN LOKOMOTORO RITMU  
SINHRONIZĀCIJAS NOTEIKŠANA VELOERGOMETRISKAS  
SLODZES LAIKĀ**

BAKALaura DARBS

Darba autors: **Linda Voskoboņikova**

Stud. Apl. Nr.: lv13066

Darba vadītājs: Mg.Biol. Zane Lukstiņa

RĪGA 2016

## ANOTĀCIJA

Darbs veltīts fizioloģisko un slodzes ritmu sinhronizācijas fenomena izpētei. Zinātniskajā literatūrā atrodama pretrunīga informācija par to, vai šo fenomenu iespējams novērot. Šī darba ietvaros vēlējamies noskaidrot, vai iespējams novērot elpošanas un sirdsdarbības frekvences sinhronizāciju ar slodzes ritmu.

Praktiski veicām sirdsdarbības frekvences, kā arī elpošanas frekvences pierakstu veloergometriskas slodzes laikā, uzturot vienādu slodzes jaudu, bet mainot pedalēšanas frekvenci, kā arī ļaujot personai slodzes ritmu izvēlēties patvaļīgi.

Secinājumi: fenomens slodzes laikā tika novērtos daļēji.

**Atslēgvārdi:** sinhronizācija, lokomotorais ritms, elpošanas un sirdsdarbības ritms, cikliska slodze

## **ABSTRACT**

This study is devoted to the synchronization phenomena between physiological and cyclic load rhythm. In scientific literature are some studies in which this phenomenon have failed to observe. In this study we wanted to find out whether it is possible to observe synchronization between respiration, heart rate and cyclic load rhythm.

We measured cardiovascular and respiration parameters during veloergometer exercise.

Conclusions: the phenomenon was partly observed.

**Keywords:** synchronization, locomotor rhythm, breathing an heart rate frequency, cyclic load

## SATURS

IEVADS .....	5
1. LITERATŪRAS APSKATS .....	6
1.1 Fizioloģiskās izmaiņas fiziskās slodzes laikā.....	6
1.2. Slodzes ritma un fizioloģisko ritmu sinhronizācija .....	7
1.2.1. Sirds un lokomotoro ritmu sinhronizācija .....	7
1.2.2. Elpošanas un lokomotoro ritmu sinhronizācija .....	9
1.3. Darbā izmantoto metožu teorētiskais apskats.....	9
1.3.1. Veloergometrija.....	9
1.3.2. Pneimogrāfija .....	10
1.3.3. Sirdsdarbības frekvences reģistrēšana .....	10
1.3.4. Elektromiogrāfija.....	10
2. MATERIĀLI UN METODEDES .....	12
2.1. Pētījuma dalībnieki.....	12
2.2. Izmantotā aparatūra .....	12
2.2.1. Sirdsdarbības parametru reģistrācija .....	12
2.2.2. Elpošanas frekvences reģistrācija .....	12
2.2.3. Slodzes ritma reģistrācija .....	13
2.3. Eksperimenta protokols .....	13
2.4. Datu apstrāde .....	15
3. REZULTĀTI UN DISKUSIJA.....	16
3.1. Piespiests slodzes ritms .....	16
3.1.1. Fiziski neaktīvas dalībnieces .....	16
3.1.2. Fiziski aktīvas dalībnieces .....	17
3.2. Patvaļīgs slodzes ritms .....	18
3.2.1. Fiziski neaktīvas dalībnieces .....	18
3.2.2. Fiziski aktīvas dalībnieces .....	20
4. SECINĀJUMI .....	24
PATEICĪBAS.....	25
LITERATŪRAS SARAKSTS.....	26

## IEVADS

Slodzes ritma un fizioloģisko ritmu sinhronizācija tiek uzskatīta par fenomenu, kas ir novērots ritmiskas slodzes laikā cilvēkiem (Kirby et al. 1989; Niizeki et al. 1993; Nomura et al. 2003, Blain et al. 2009), kā arī dzīvniekiem (Kawahara et al. 1993; Simmons et al. 1997). Taču šo pētījumu rezultāti nav vienbalsīgi un ir pētījumi, kas noliedz sirds, elpošanas un lokomotoro ritmu sinhronizāciju (Baudinette et al. 1987; Duffin et al. 1981; Kay et al. 1975; Kelmann et al. 1973, Novak 2007).

Šī bakalaura darba mērķis ir pārbaudīt, vai ir novērojama fizioloģisko un slodzes ritmu sinhronizācija, kas ļautu apstiprināt vai noliegt izvirzītās hipotēzes:

1. Ritmiskas slodzes laikā notiek sirds, elpošanas un fizioloģisko ritmu sinhronizācija.
2. Sinhronizāciju ir iespējams labāk novērot fiziski aktīvos cilvēkos.

Lai apstiprinātu vai noliegtu izvirzīto hipotēzi, tika izvirzīti sekojoši darba uzdevumi:

1. Izstrādāt darba mērķa sasniegšanai atbilstošu praktiskā darba protokolu.
2. Veikt sirdsdarbības un elpošanas frekvenču pierakstu ritmiskas veloergometriskas slodzes laikā.
3. Novērtēt, vai ritmiskas slodzes laikā notiek fizioloģisko un slodzes ritmu saskaņošanās.

# 1. LITERATŪRAS APSKATS

## 1.1 Fizioloģiskās izmaiņas fiziskās slodzes laikā

Dinamiskas slodzes laikā mainās kardiovaskulārās un elpošanas sistēmu darbība. Kardiovaskulārās sistēmas izmaiņu primārais mērķis ir strādājošo muskuļu apasiņošanas palielināšana. Lai labāk izprastu izmaiņas kardiovaskulārajā sistēmā fiziskās slodzes laikā, ir tuvāk jāapskata izmaiņas, kas notiek šīs sistēmas komponentos (Kenney et al. 2012).

Sirdsdarbības ritms ir viena no visvienkāršāk nosakāmajām fizioloģiskajām atbildes reakcijām. Sirdsdarbības frekvence ir sirds kontrakcijas biežums jeb sirdsdarbības cikli vienas minūtes laikā (sitieni/minūtē) (Plowman et al. 2010).

Sirdsdarbības frekvenci nosaka, skaitot indivīda pulsu, parasti uz radiālās vai miega artērijas. Uzsākot fizisku slodzi, sirdsdarbības frekvence palielinās tieši proporcionāli slodzes intensitātei (Kenney et al. 2012).

Būtisks parametrs ir sirds minūtes tilpums. Tas rāda, cik liels asiņu tilpums tiek izsviests cirkulācijā minūtes laikā (l/min). Sirds minūtes tilpuma ietekmējošie parametri ir sirdsdarbības frekvence un sistoles tilpums. Sistoles tilpums ir asiņu daudzums, ko viena sirdsdarbības cikla laikā sirds izgrūž aortā (ml). Sirds minūtes tilpumu aprēķina pēc sekojošas formulas:

$$SMT = SF \times ST, \text{ kur}$$

SMT – sirds minūtes tilpums (l/min);

SF – sirdsdarbības frekvence (sitieni/minūtē);

ST – sistoles tilpums (ml) (Plowman et al. 2010) .

Sirds minūtes tilpums fiziskās slodzes laikā palielinās proporcionāli slodzes intensitātei. Šī sakarība ir paredzama, jo, pieaugot slodzes intensitātei, ir jāspēj nodrošināt muskuļos pieaugošais skābekļa pieprasījums (Kenney et al. 2012).

No sirds minūtes tilpuma lieluma ir atkarīgs arteriālais asinsspiediens. Sistoliskais asinsspiediens palielinās proporcionāli slodzes intensitātei, taču diastoliskā asinsspiediena izmaiņas nav tik ievērojamas un tas var pat samazināties. Sistoliskā asinsspiediena paaugstināšanās, palielina arī vidējā asinsspiediena vērtību (Kenney et al. 2012).

Kardiovaskulāro sistēmu regulē dažādi savstarpēji saistīti mehānismi, tādi kā muskuļu darbība, neirāla kontrole un neurohormonāla kontrole. Muskuļu darbība ietekmē venozo asiņu atplūdi un tas palīdz regulēt sistoles tilpumu un sirds minūtes tilpumu. Iegarenajās smadzenēs (*medulla oblongata*) ir lokalizēti trīs kardiovaskulās sistēmas regulācijas centri- sirdsdarbību veicinošais centrs, sirdsdarbību kavējošais centrs un vazomotorais centrs. Sirdsdarbību

veicinošais centrs izraisa sirdsdarbības frekvences un sirds kontrakcijas stipruma palielināšanos, taču sirdsdarbību kavējošais centrs izraisa šo parametru samazināšanos. Vazomotorais centrs inervē arteriolu gludo muskulatūru.

Fiziskas slodzes laikā sirdsdarbības frekvence ir cieši saistīta ar metabolisma prasībām, kas ir strādājošo muskuļu enerģētisko substrātu pieprasījums (Wasserman et al. 1975). Šī iemesla dēļ, izmaiņas autonomajā modulācijā starp simpātisko un parasimpātisko nervu sistēmu, lai uzturētu sirdsdarbības ritmu, ir fizioloģiski nozīmīgas. Vieglas fiziskas slodzes laikā sirdsdarbības frekvenci galvenokārt mediē parasimpātiskās aktivitātes samazināšanās, savukārt augstākas grūtības pakāpes fizisku slodžu laikā nozīmīga ir simpātiskā aktivitāte (Patel et al. 2012).

Spēja izpildīt fizisku slodzi nav atkarīga tikai no kardiovaskulārās sistēmas spējas strādājošiem muskuļiem ar asiņu palīdzību piegādāt skābekli un barības vielas, kā arī aizvadīt radušos metabolītus. Ļoti nozīmīga ir arī no elpošanas sistēmas darbība, lai asinis tiktu apskābekļotas un no organisma tiktu izvadīta ogļskābā gāze (Balady et al. 2010).

Fiziskas slodzes sākumu pavada tūlītējs ventilācijas pieaugums. Slodzei progresējot, metabolisma rezultātā muskuļos paaugstinās ogļskābās gāzes un ūdeņraža jonu līmenis. Šīs izmaiņas jūt ķīmijreceptori, kas savukārt stimulē ieelpas centru un palielina elpošanas frekvenci un dziļumu. Papildus tam, tilpuma receptori lielajās vēnās un sirds labajā kambarī sūta signālus ieelpas centram – rezultātā sirds minūtes tilpuma palielināšanās var stimulēt elpošanas intensitāti (Kenney et al. 2012).

## **1.2. Slodzes ritma un fizioloģisko ritmu sinhronizācija**

Lokomocija jeb pārvietošanās kustība ir kompleksa darbība, kas veidojas no ritmisku fizioloģisku koordinācijas, ko veido neiromuskulārā un kardiovaskulārā sistēma. Lokomocijas laikā neiromuskulārā sistēma veido apakšējo ekstremitāšu muskuļu ritmisku kontrakciju. Muskuļu kontrakcijas ritmu atspoguļo soļu frekvence un to var noteikt, veicot gaitas biomehānisku analīzi (Nomura et al. 2006).

Bioloģiskos ciklus var ietekmēt iekšējās ritmiskās fizioloģiskās darbības, kā arī ārēji periodiski impulsi. Lokomotoro, elpošanas un sirdsdarbības ritmu sinhronizācija ir novērota cilvēkiem, izpildot iešanas un skriešanas kustību (Kirby et al. 1989; Niizeki et al. 1993; Nomura et al. 2003), kā arī dzīvniekos. (Kawahara et al. 1993; Simmons et al. 1997)

### **1.2.1. Sirds un lokomotoro ritmu sinhronizācija**

Kad cilvēks nodarbojas ar ritmisku slodzi, sirdsdarbības ritms mijiedarbojas ar citiem bioloģiskajiem vai ārējiem ritmiem un tā rezultātā notiek ritmu sinhronizācija (Glass 2001).

Tiek uzskatīts, ka sirds un lokomotoro ritmu sinhronizācija teorētiski uzlabo sirdsdarbības efektivitāti, kas ļauj palielināt asiņu pieplūdumu strādājošajiem skeleta muskuļiem un samazina sirds slodzi (Nomura et al. 2006). Sinhronizācija samazina sirds pēcslodzi, jo sirds kontrakcijas laikā izveidotais maksimālais arteriālais spiediens tiek sasniegts tajā brīdī, kad iekšējais muskuļu spiediens ir viszemākais (O'Rourke et al. 1992).

Sirds ritma saskaņošanos ar fizisku slodzi pirmais novērojis zinātnieks Colmans (Coleman 1921a, 1921b). Viņš ieguva sirdsdarbības frekvences un kustību ritma datus Londonas Zooloģiskajā dārzā no dažādu sugu dzīvniekiem. Datus apstrādājot, biežāk iegūtā sirds un slodzes ritma attiecība bija 1:1. Pēc tam zinātnieks veica līdzīgus pētījumus, cenšoties novērot šo fenomenu cilvēkos iešanas kustības laikā (Coleman 1921b).

Zinātnieks Ķirbijs (Kirby et al. 1989a) ar darba grupu novēroja sirds un lokomotoro ritmu saskaņošanos cilvēkos iešanas kustības laikā. Zinātnieki norādīja, ka sirds un lokomotoro ritmu sinhronizācija ir reāls fenomens un to skaidroja ar sekojošiem kritērijiem:

1. sinhronizācija ilgst līdz divām minūtēm;
2. sinhronizācija atjaunojās pēc tīšas skrejceļa ātruma maiņas;
3. sirdsdarbības frekvencei un slodzes ritmam pieaugot kopā, sinhronizācija saglabājās;
4. palielinoties slodzes ritmam, sirdsdarbības frekvence palielinājās straujāk, liecinot par savstarpēju ritmu saistību (Kirby et al. 1989a.).

Sinhronizācija ir novērota arī skriešanas kustības laikā (Nomura et al. 2003; Nomura et al. 2006), veloergometriskas slodzes laikā (Nomura et al. 2003; Blain et al. 2009), lai optimizētu strādājošo muskuļu asiņu apgādi (Niizeki 2005), veicinot skābekļa apgādi un samazinot sirds kontrakcijas enerģijas patēriņu (Funk et al. 1989).

Zinātnieks Baudinete (Baudinette 1987) savā pētījumā izmantoja ķenguru dzimtas *macropodidae* dzīvniekus *macropus eugenii*, taču sinhronizāciju un korelāciju starp sirds un lokomotoro ritmu novērot neizdevās. Arī zinātniekam Novak (Novak 2007) neizdevās novērot sinhronizāciju jaunos cilvēkos, izmantojot iešanas kustību.

Mijiedarbību starp lokomotoro un kariovaskulāro sistēmu koordinē kompleksi fizioloģiskie mehānismi. Lokomotorā darbība, ģenerējot kustību ritmu un modeli, mijiedarbojas ar kardiorespiratorajiem tīklojumiem smadzenēs (Guadagnoli et al. 2000). Šie tīklojumi daļēji sinhronizē sirds cikla svārstības ar elpošanu (Novak et al. 1993) un regulē mijiedarbību ar asinsspiediena svārstībām, ar barorefleksu starpniecību (Benarroch 1997). Izpildot fizisku slodzi, miokarda (Wong et al. 1984), diafragmas (Supinski et al. 1990) un skeleta muskuļu (Folkow et al. 1970) ritmiskās kontrakcijas periodiski stimulē asinsriti.

## 1.2.2. Elpošanas un lokomotoro ritmu sinhronizācija

Elpošanas un lokomotoro ritmu sinhronizācija notiek ritmiskas slodzes laikā enerģijas taupīšanas nolūkos (McDermott et al. 2003).

Elpošanas un ekstremitāšu kustību ritmu sinhronizācija ir novērota cilvēkos, kā arī dzīvniekos, izpildot dažāda veida fiziskās slodzes. Zinātnieks Anders (Anders 1928) novērojis ciešu sakarību starp slodzes ritmu un sirds darbības kā arī elpošanas frekvencēm bērnos un pusaudžos. Daudzi pētījumi, izmantojot veloergometrijas metodi, apraksta elpošanas un pedalēšanas ciklu sinhronizāciju (Hildebrandt et al. 1965; Schwarz 1973; Bechbache et al. 1977). Zinātnieki Bramble un Carrier (Bramble & Carrier 1983) novērojuši elpošanas un ķermeņa kustību sinhronizāciju ilgstoša skrējiena laikā. Pretēji minētajiem pētījumiem, zinātnieku Kelmana un Watona (Kelman & Watson 1973) pētījumā šis fenomens netika novērots un tika secināts, ka elpošana galvenokārt tiek ietekmēta atkarībā no skābekļa vajadzības. Līdzīgi arī zinātniekam Kajam ar darba grupu (Kay et al. 1975) savā pētījumā neizdodas novērot šo fenomenu.

Elpošanas parametri fiziskās slodzes laikā tiek ietekmēti ar neirāliem impulsiem no strādājošajām ekstremitātēm (Kao 1963). Proprioreceptīvie afferentie ceļi regulē endogēno ventilācijas frekvenci, liekot tai pielāgoties slodzes ritmam (Iscoe et al. 1976).

## 1.3. Darbā izmantoto metožu teorētiskais apskats

### 1.3.1. Veloergometrija

Slodzes testēšana ir neinvazīvs veids, kā noskaidrot diagnostisku informāciju par indivīda spēju izpildīt dinamisku slodzi. Veloergometrija ir alternatīvs veids fizisko spēju testēšanai uz skrejceļiņa, īpaši priekš indivīdiem, kuriem ir ortopēdiski vai perifēro asinsvadu traucējumi, kā arī ja ir neoroloģiski traucējumi svāra ietekmē.

Slodzes intensitāte var tikt mainīta atkarībā no pretestības vai pedalēšanas ātruma. Slodzes intensitāti var aprēķināt vatos vai kilopond-metros minūtē (kpm/min) (Ileana et al. 1995).

Apakšējo ekstremitāšu cikliskās ekstensijas un fleksijas kustības veidotais spēks rada pedalēšanas apgriezienus. Pedalēšanas cikls sastāv no ekstensijas, vai spēka, fāzes un fleksijas, vai atjaunošanās, fāzes. Pēdai atrodies pedalēšanas apļa augstākajā punktā, sākas pedalēšanas cikla spēka fāze. Izdarot pēdas kustību līdz pirmajiem 90 grādiem, aktīvie muskuļi ir lielais gūžas muskulis (*gluteus maximus*), ciskas taisnais muskulis (*m. rectus femoris*), plekstveida muskulis (*m. soleus*). Izdarot kustību no 90 grādiem līdz 180 grādiem, aktīvie muskuļi ir ciskas divgalvu muskulis (*m. biceps femoris*), puscīpslainais muskulis (*m. semitendinosus*), pusplēvainais muskulis (*m. semimembranosus*) un ikru muskulis (*m.*

*gastrocnemius*). Pēdai atrodies pedalēšanas apļa zemākajā punktā, noslēdzas spēka fāze un sākas atjaunošanās fāze, kurā aktīvie muskuļi ir lielā lielkaula priekšējais muskulis (*m. tibialis anterior*) un ciskas taisnais muskulis (*m. rectus femoris*) (Clarys et al. 1993; Neptune et al. 2000).

### **1.3.2. Pneimogrāfija**

Pneimogrāfija ir tieša veida mērījumu metode, ar kuru tiek mērītas krūškurvja tilpuma izmaiņas, lai datorizēti tiktu atspoguļota elpošanas frekvence. Ieelpas laikā, gaisam piepildot plaušas, palielinās krūškurvja apkārtmērs, savukārt izelpas laikā tas samazinās un rezultējošās izmaiņas tiek reģistrētas ar iestiepuma sensoru, kas novietots uz krūšu kurvja (Freundlich et al. 1974).

### **1.3.3. Sirdsdarbības frekvences reģistrēšana**

Elektrokardiogrāfija un elektromiogrāfija nosaka sirds un muskuļu aktivitāti laikā, mērot elektriskos potenciālus. Muskuļu kontrakcijas var noteikt izmantojot biopotenciālu elektrodus, kas mēra jonu strāvas plūsmu ķermenī. Biopotenciālu elektrods ir pārveidotājs, kas uztver jonu plūsmu uz ādas virsmas un jonu strāvu pārveido elektronu strāvā. Elektroda virsma, kas nonāk saskarē ar ādu, jābūt apstrādātai ar elektrolītu gēlu, otra elektroda virsma sastāv no elektrovadoša metāla (Lee et al. 2008).

Sirdsdarbības frekvence ir biežāk lietotais parametrs personas fiziskā stāvokļa izvērtēšanai. Visērtāk izmantojamā iekārta sirdsdarbības frekvences noteikšanai ilgstošas fiziskās slodzes laikā ir mikrodators (Karvonen et al. 1988). Mikrodators, līdzīgi kā rokas pulkstenis, ir apliekams ap plaukstas locītavu (Sāynājā Kangas 1983). Iekārta sastāv no elektrodu jostas, signāla raidītāja un signāla saņēmēja. Raidītājs ir piestiprināts elektrodu jostai, kas ir aplikta virs personas vidukļa, un raida elektrokardiogrammas signālu saņēmējam mikrodatorā un tiek saglabāts tā atmiņā vēlākai izmantošanai (Karvonen et al. 1984.).

### **1.3.4. Elektromiogrāfija**

Elektromiogrāfija ir metode, lai pierakstītu un kvantitatīvi novērtētu aktīvo muskuļu šūnu elektrisko aktivitāti (Sale 1992). Metode nosaka elektrisko potenciālu izmaiņas, kas ir muskuļu šķiedras virsmas membrānas depolarizācija un repolarizācija (Clarys et al. 1993). Muskuļu darbības potenciālu pierakstu veic izmantojot elektrodus. Elektrodi uztver muskuļu darbības potenciālu un datorizēti atspoguļo muskuļa kontrakcijas intensitāti (Hamilton et al. 2008). Muskuļu darbības potenciāls ir muskuļu šķiedras membrānas strauja depolarizācija un repolarizācija. Centrālās nervu sistēmas aktivitāte uzsāk depolarizācijas procesu motoneironā. Šī depolarizācija tiek vadīta pa motoneironu līdz motoneirona aksona un muskuļu šķiedras sinapsei, kuras sinaptiskajā spraugā eksocitozes ceļā nonāk signālvielas, kas atver nātrija jonu

sūkņus muskuļa šūnas postsinaptiskajā membrānā, ļaujot nātrijam ieplūst šūnā. Tādējādi samazinās membrānas potenciāla vērtība un notiek šūnas depolarizācijas process.

Depolarizācija aktivē blakus esošos nātrija kanālus membrānā, tādējādi impulss izplatās pa visu muskuļa šķiedru. Depolarizācijas fāze noslēdzas ar nātrija jonu kanālu aizvēršanos un kālija jonu atvēršanos pa kuriem izplūst kālija joni. Tādējādi membrānas potenciāla vērtība atjaunojas un notiek repolarizācijas process (Winter 1990).

Motorās vienības aktivitāti var pierakstīt izmantojot adatu elektrodus (Lippold 1952), taču tie nav izmantojami, ja mērījumi tiek veikti fiziskas slodzes laikā (Soderberg 1992). Visa muskuļu aktivitāti pieraksta izmantojot virsmas elektrodu (Lippold 1952). Elektromiogrāfijas pierakstu var ietekmēt izmantotā elektroda tips, izmērs un novietojums, kā arī tādi fizioloģiskie parametri kā muskuļu motoro vienību darbība, taukaidu slānis, muskuļu temperatūra, muskuļa šķērsriezuma platība un garums (LSUMC 1995).

## 2. MATERIĀLI UN METODEDES

### 2.1. Pētījuma dalībnieki

Pētījums veikts Latvijas Universitātes Bioloģijas fakultātes Cilvēka un dzīvnieku fizioloģijas katedrā 2016. gada aprīlī un maijā. Pētījumā piedalījās 5 fiziski aktīvas un 5 fiziski neaktīvas dalībnieces vecumā no 20 līdz 26 gadiem (vidēji 23). Dalībnieku atlases kritēriji: vecums no 19 līdz 26 gadiem, mazaktīvs dzīvesveids, aktīvs dzīvesveids. Fiziski aktīvās personas ir latviešu tautas deju dejojājas, deju mēģinājumi notiek divas reizes nedēļā un to ilgums ir trīs stundas. Dalībnieku vidējais augums bija 169 cm, vidējais svars 60 kg.

Pētījuma dalībnieki labprātīgi piekrita dalībai un tika iepazīstināti ar protokola gaitu, taču, ar personas piekrišanu, mērītie parametri tika atklāti pēc mērījumu veikšanas.

### 2.2 Izmantotā aparatūra

#### 2.2.1 Sirdsdarbības parametru reģistrācija

Sirdsdarbības frekvences reģistrācijai tika izmantots GPS sporta pulkstenis Polar V800. (2.1.attēls). Ar šo iekārtu katrā sirdsdarbības ciklā iespējams izmērīt sirdsdarbības frekvenci, R-R intervālu. Šajā pētījumā interesējošais parametrs bija sirdsdarbības frekvence.



2.1.attēls. GPS sporta pulkstenis, Polar V800

Figure 2.1. GPS sports watch, Polar V800

#### 2.2.2. Elpošanas frekvences reģistrācija

Elpošanas frekvences reģistrācijai tika izmantota iekārta Procomp 2 (2.2.attēls). Šo iekārtu iespējams savienot ar vairāku veidu sensoriem, kas ļauj veikt dažādu fizioloģisko parametru mērījumus. Elpošanas frekvences reģistrācijai iekārta Procomp 2 tika savienota ar elpošanas sensoru (2.3.attēls). Šis elektroniskais sensors ir savienots ar elastīgu jostu. Izmantojot šo iekārtu un sensoru ir iespējams izmērīt elpošanas frekvenci.



2.2.attēls. Procomp 2  
Figure 2.2. Procomp 2



2.3.attēls. Elpošanas sensors  
Figure 2.3. Respiration sensor

### 2.2.3. Slodzes ritma reģistrācija

Slodzes ritma reģistrācijai tika izmantota iekārta Procomp 2 (2.2 attēls) un tā tika savienota ar elektromiogrāfijas sensoru (2.4 attēls) un tam piestiprinātiem virsmas elektrodiem (2.5 attēls). Izmantojot minētās iekārtas, ir iespējams veikt muskuļa darbības pierakstu laika vienībā.

<p>2.4.attēls. Elektromiogrāfijas sensors Figure 2.4. Electromyography sensor</p>	<p>2.5.attēls. Virsmas elektrods Figure 2.5. Surface electrode</p>

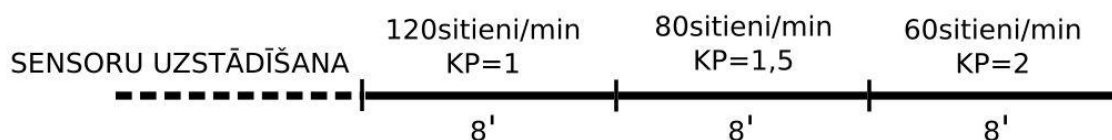
### 2.3. Eksperimenta protokols

Pētāmā persona mērījumu laikā veica 48 minūšu ilgu veloergometrisku slodzi, tās laikā tika reģistrētas personas sirdsdarbības un elpošanas frekvences, kā arī slodzes ritms. Ar sporta pulksteni tika reģistrēta sirdsdarbības frekvence, tā sensors tika novietots virs personas

vidukļa līnijas. Elpošanas frekvence tika reģistrēta ar pneimogrāfijas iekārtu, tās sensors tika novietots uz personas krūškurvja. Pedalēšanas ritma vērtības protokola pirmajā daļā tika iegūtas veicot elektrokardiogrammas pierakstu no personas labās kājas ikrū muskuļa (*m. Gastrocnemius*), pie kura tika stiprināts virsmas elektrods.

Mērījumu protokols sastāv no divām daļām un katra no daļām ilgst 24 minūtes. Starp tām personai tiek dota 10 minūšu pauze.

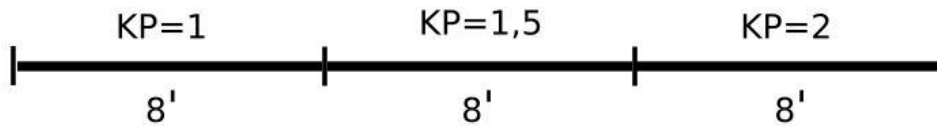
Protokola pirmajā daļā pētāmā persona izpilda veloergometrisku slodzi metronoma skaņas ritmā, izpildot spēka kustību ar vienu vai otru kāju uz katra metronoma skaņas sitienu. Ik pēc astoņām minūtēm metronoma ritms tiek mainīts: 120sitieni/min; 80sitieni/min; 60sitieni/min. Attiecīgi pedalēšanas ritms metronoma ritma laikā ir 60x/min; 40x/min; 30x/min. Ik pēc astoņām minūtēm tiek palielināta arī pedalēšanas pretestība: KP=1; KP=1,5; KP=2, tādējādi katrs pedalēšanas ritms tiek izpildīts ar citu pedalēšanas pretestību. Svarīgi uzsvērt, ka šādā gadījumā pie visām trijām pretestībām slodzes jauda paliek nemainīga - 60 vati (W). Protokola grafisku attēlojumu atspoguļo 2.6.attēls.



2.6.attēls. Mērījuma protokola shematiskais attēlojums.

Figure 2.6. Protocol scheme.

Protokola otrajā daļā, izpildot veloergometrisku slodzi, pētāmā persona pedalēšanas ritmu var izvēlēties patvaļīgi, taču ik pēc astoņām minūtēm tiek palielināta pedalēšanas pretestība: KP=1; KP=1,5; KP=2. Protokola pirmās daļas grafisku attēlojumu atspoguļo 2.7.attēls.



2.7.attēls. Mērījuma protokola shematisks attēlojums.

Figure 2.7. Protocol scheme.

## 2.4. Datu apstrāde

Pneimogrāfijas iekārta reģistrē un attēlo elpošanas parametrus vizuāli, līknes veidā. Elpošanas frekvence tika iegūta, saskaitot līknes viļņus laika vienībā.

Sporta pulkstenis Polar V800 sirdsdarbības parametrus attēlo skaitlisku vērtību veidā, kas tālāk tika eksportētas LO Calc failā. No eksportētajiem parametriem, tika atlasītas sirdsdarbības ritma vērtības, no kurām tika aprēķināts vidējais sirdsdarbības ritms katrā slodzes minūtē.

Elektromiogrāfijas iekārta reģistrē un attēlo muskuļa kontrakcijas parametrus vizuāli, līknes veidā. Pedalēšanas frekvence tika iegūta, saskaitot muskuļa kontrakcijas līknes viļņus.

Matemātiski slodzes un sirdsdarbības ritma saskaņošanas var definēt kā veselu skaitļu attiecību starp sirdsdarbības frekvenci un soļa vai pedalēšanas frekvenci (Kirby et al. 1990). Līdzīgi definējama ir elpošanas un slodzes ritma saskaņošanās, proti, kā veselu skaitļu attiecība starp pedalēšanas frekvenci un elpošanas frekvenci (Peterson et al. 1987). Minētās attiecības tika izteiktas indivīda ietvaros katras slodzes minūtes laikā.

Ņemot vērā, ka precīzu attiecību iespējams iegūt tikai tādā gadījumā, ja visi mērāmie apstākļi tiek pilnībā kontrolēti un ir minimāla šo parametru mērīšanas kļūda, izmantojām arī alternatīvu metodi sinhronizācijas identificēšanai – korelāciju analīzi nepiespiesta ritma gadījumā.

Iegūtie dati tika statistiski analizēti SigmaPlot11 programmā.

### 3. REZULTĀTI UN DISKUSIJA

Slodzes ritma un fizioloģisko ritmu sinhronizācija tiek uzskatīta par fenomenu, kas ir novērots ritmiskas slodzes laikā cilvēkos (Kirby et al. 1989; Niizeki et al. 1993; Nomura et al. 2003, Blain et al. 2009), kā arī dzīvniekos (Kawahara et al. 1993; Simmons et al. 1997). Vairākos pētījumos tiek apgalvots, ka notiek fizioloģisko un slodzes ritma saskaņošanās, taču zinātniskajā literatūrā atrodami daži pētījumi, kuru laikā šo fenomenu nav izdevies novērot (Baudinette et al. 1987; Duffin et al. 1981; Kay et al. 1975; Kelmann et al. 1973, Novak 2007).

#### 3.1. Piespiests slodzes ritms

##### 3.1.1. Fiziski neaktīvas dalībnieces

Pētījuma protokola pirmās daļas laikā fiziski neaktīvo dalībnieču grupā ir novērojama sirdsdarbības un pedalēšanas frekvences attiecība 1:5 divām dalībniecēm, uzturot pedalēšanas ritmu 30x/minūtē. Savukārt pedalēšanas un elpošanas frekvences attiecības 1:1, uzturot pedalēšanas ritmu 30x/minūtē, ir iegūtas trijām dalībniecēm, bet attiecība 1:2, uzturot pedalēšanas ritmu 60x/minūtē, ir novērotas trijām dalībniecēm. Fizioloģisko ritmu un pedalēšanas ritma attiecības tika aprēķinātas katrai slodzes minūtei. Tas ļauj novērtēt, cik ilgi sinhronizācija ir notikusi, ja ir iegūta veselu skaitļu attiecība. Pēc aprēķiniem redzams, ka fizioloģisko ritmu un slodzes ritma attiecības iegūtas vienas līdz trīs minūšu ietvaros un tas norāda uz to, ka sinhronizāciju novērot ir iespējams, taču tas nesniedz pilnīgu priekšstatu par fizioloģisko un slodzes ritmu mijiedarbību, tāpēc svarīgi ir izvērtēt iegūtos datus statistiski.

Tā kā izpildot piespiestu slodzes ritmu, slodzes intensitāte ir nemainīga visu slodzes laiku, tad sirdsdarbības un elpošanas frekvenci var ietekmēt apgriezienu skaits. Lai to novērotu, tika pārbaudīts, vai starp dažādām pedalēšanas frekvencēm pastāv statistiski būtiska atšķirība sirdsdarbības un elpošanas frekvencei. Iegūtie dati ir apkopoti 1.tabulā.

Pedalēšanas frekvences ietekme uz sirdsdarbības (SF) un elpošanas frekvenci (EF). (p<0,05\*; p<0,001\*\*)

	1.		2.		3.		4.		5.	
	SF	EF	SF	EF	SF	EF	SF	EF	SF	EF
60 pret 40	0,208	0,109	0,637	0,049*	<0,001**	0,011*	0,412	0,192	0,065	0,707
60 pret 30	0,046*	0,356	0,117	0,001*	0,001**	0,019*	0,001**	0,018*	0,383	0,356
40 pret 30	0,369	0,789	0,081	0,037	0,329	0,518	0,02*	0,369	0,069	0,467

Iegūtie dati parāda to, ka statistiski būtiska atšķirība starp dažādu pedalēšanas frekvenci visbiežāk vērojama starp 60 un 30 x/minūtē. 3. Personai ir vērojama statistiski būtiska atšķirība starp 60 un 30 x/minūtē un arī starp 60 un 40x/minūtē, gan sirdsdarbības, gan elpošanas parametriem.

### 3.1.2. Fiziski aktīvas dalībnieces

Fiziski aktīvo dalībnieču grupā ir novērojama sirdsdarbības un pedalēšanas frekvences attiecība 1:4 vienai personai. Savukārt pedalēšanas un elpošanas frekvences attiecības 1:1 un 1:2 ir iegūtas divām personām, attiecīgi, uzturot pedalēšanas ritmu 30x/minūtē un 60x/minūtē. Savukārt zinātnieki Ķirbijs un Kars (Kirby & Carr 1990) savā pētījumā ieguvuši vairākas attiecības, kas norāda uz sinhronizāciju, biežākā no tām bija 1:2. Tikai šajā pētījumā zinātnieki dinamiskas slodzes vietā izvēlējusies ritmisku pirkstu dūngšanu.

Izpildot fizisku slodzi ar pedalēšanas frekvenci 40x/minūtē, visas pētījumā iesaistītās dalībnieces apgalvoja, ka šāds ritms viņām nešķiet ērts. Tas ir novērojams arī iegūtajos datos, jo šajā slodzes ritmā netika iegūtas elpošanas vai sirdsdarbības un pedalēšanas ritma attiecības. Citu autoru darbos, kuros tika izmantots piespiests slodzes ritms, ir atrodamas pedalēšanas frekvences, kuru laikā nav novērota tā mijiedarbība ar fizioloģiskajiem ritmiem. Zinātnieki Kelmans un Watsons (Kelman & Watson 1973) nav novērojuši elpošanas un pedalēšanas ritmu mijiedarbību, uzturot pedalēšanas ritmu 55x/minūtē, tā pat arī zinātnieks Kajs (Kay 1975) nav novērojuši šo ritmu mijiedarbību, uzturot pedalēšanas ritmu 50x/minūtē un 70x/minūtē.

Tika pārbaudīts, vai starp dažādām pedalēšanas frekvencēm pastāv statistiski būtiska atšķirība sirdsdarbības un elpošanas frekvencei. Iegūtie dati ir apkopoti 2.tabulā.

Pedalēšanas frekvences ietekme uz sirdsdarbības (SF) un elpošanas frekvenci (EF). (p<0,05\*; p<0,001\*\*)

	6.		7.		8.		9.		10.	
	SF	EF	SF	EF	SF	EF	SF	EF	SF	EF
60 pret 40	0,019*	0,29	0,929	0,301	<0,001**	0,014*	0,024*	0,508	<0,001**	0,865
60 pret 30	0,146	0,083	0,159	0,643	<0,001**	0,035*	0,401	0,497	<0,001**	0,811
40 pret 30	0,074	0,007*	0,097	0,51	0,028*	0,484	0,045*	0,201	0,005*	1,00

Iegūtie dati parāda to, ka fiziski aktīvo dalībnieču vidū statistiski būtiska atšķirība starp dažādu pedalēšanas frekvenci visbiežāk vērojama starp 60 un 40 x/minūtē. Savukārt 8. un 10. personai ir vērojama statistiski būtiska atšķirība starp visām pedalēšanas frekvencēm sirdsdarbības parametriem.

Salīdzinot fiziski aktīvās un neaktīvās grupas iegūtos rezultātus, fizioloģisko un pedalēšanas ritmu attiecības fiziski aktīvo dalībnieču grupā ir novērojamas retāk. Tas noliedz prognozēto rezultātu, ka savstarpējo fizioloģisko ritmu mijiedarbība labāk iespējams novērot fiziski aktīvo personu grupā. Lai iespējami labāk novērotu sinhronizāciju fiziski aktīvo dalībnieču grupā, būtu jāpalielina slodzes intensitāte, jo pastāv uzskats, ka labāk sinhronizāciju iespējams novērot, izpildot intensīvākas slodzes. (McDermott et al. 2003) Līdzīgi arī zinātnieki Hildebrants un Daumans (Hildebrant & Dauman 1965) savā pētījumā novērojuši sinhronizāciju tikai tad, kad veloergometriska slodze tika izpildīta ar protokolā izvēlēto lielāko slodzes jaudu 120 vatiem. Līdzīgā pētījumā (Materko et al. 2015) salīdzinot fiziski trenētu un netrenētu personu grupas, netika novērota ievērojama korelācijas atšķirība starp parametriem.

Nozīmīgs faktors ir dalībnieces spēja pielāgoties metronoma atskaņotajam ritma. Ja dalībniece nav spējusi pedalēšanas ritmu saskaņot ar metronoma skaņas ritmu, ir maza iespēja novērot sinhronizācijas fenomenu. Zinātnieki Kols, Kollers un Jēgers (Kohl et al. 1981) uzskata, ka efektīvāk novērot sinhronizāciju būtu ļaujot personai pedalēšanas ritmu izvēlēties patvaļīgi.

## 3.2. Patvaļīgs slodzes ritms

### 3.2.1. Fiziski neaktīvas dalībnieces

Pētījuma protokola otrās daļas laikā fiziski neaktīvo dalībnieču grupā ir novērojamas pedalēšanas un elpošanas frekvences attiecības 1:3 un 1:2 trijām dalībniecēm, savukārt

sirdsdarbības un elpošanas frekvences attiecība 1:3 novērota vienai dalībnieci. Iegūtās attiecības nav ilgstošākas par vienu minūti, to iespējamību ietekmē dažādi faktori tāpēc būtiski ir datus izvērtēt statistiski.

Fizioloģisko ritmu mijiedarbību ar slodzes ritmu ļauj novērtēt korelācijas koeficients un tas ir veids, kā sinhronizāciju ir iespējams novērot netieši. Tas tika aprēķināts katra indivīda ietvaros, katrai slodzes pretestībai atsevišķi. Iegūtās korelācijas koeficienta vērtības un to attiecīgās ticamības līmeņa vērtības, pie būtiskuma līmeņa  $\alpha=0,05$ , ir apkopotas 3.tabulā.

3.tabula

Parametru korelācijas koeficienti un to ticamības līmenis( $p<0,05^*$ ;  $p<0,001^{**}$ ) fiziski neaktīvām dalībniecēm.

		1.	2.	3.	4.	5.
<b>Sirdsdarbības frekvence – pedalēšanas frekvence</b>	<b>KP=1</b>	R=0,952**	R=0,039	R=0,935*	R=0,931*	R= -0,11
	<b>KP=1,5</b>	R=-0,155	R= -0,101	R= -0,766*	R= -0,827*	R=0,793*
	<b>KP=2</b>	R=0,856*	R=0,644	R=0,782*	R=0,353	R=0,881*
<b>Elpošanas frekvence – pedalēšanas frekvence</b>	<b>KP=1</b>	R=0,0735	R=0,6	R=0,382	R=0,616	R= - 0,009
	<b>KP=1,5</b>	R=0,09	R= -0,635	R=0,627	R= -0,595	R=0,548
	<b>KP=2</b>	R=0,636	R=0,552	R= -0,556	R=0,195	R=0,488
<b>Sirdsdarbības frekvence – elpošanas frekvence</b>	<b>KP=1</b>	R=-0,107	R=-0,298	R=0,253	R=0,344	R=0,87*
	<b>KP=1,5</b>	R=0,649	R=0,512	R= -0,772*	R=0,417	R=0,834*
	<b>KP=2</b>	R=0,822*	R=0,89*	R=-0,462	R=0,573	R=0,826*

Pētījumā iesaistītajai 5.dalībnieci var novērot spēcīgu korelāciju starp sirdsdarbības un elpošanas ritmiem ( $r=0,87$ ;  $p=0,0109$ ), izpildot slodzi ar mazāko pretestību (KP=1), taču, palielinot pretestību (KP=1,5), korelācija turpina saglabāties starp sirdsdarbības un elpošanas ritmu ( $r=0,834$ ;  $p=0,0197$ ) un parādās starp sirdsdarbības un slodzes ritmu ( $r=0,793$ ;  $p=0,0333$ ). Šo parametru sinhronizācija turpina saglabāties arī izpildot slodzi ar lielāko pretestību (KP=2), t.i. starp sirdsdarbības un elpošanas ritmu ( $r=0,826$ ;  $p=0,022$ ), kā arī starp sirdsdarbības un slodzes ritmu ( $r=0,881$ ;  $p=0,00872$ ). Tas netieši norāda uz fizioloģisko un slodzes ritmu sinhronizācijas palielināšanos, palielinoties pretestībai.

Papildus tam, starp sirdsdarbības un pedalēšanas ritmu spēcīgas korelācijas ir novērojamas vēl trijām dalībniecēm. Taču fiziski neaktīvo dalībnieču grupā nav novērojama

nevienu statistiski būtisku korelāciju starp elpošanas un pedalēšanas ritmu. Iespējams, ka šo parametru korelācija būtu novērojama biežāk, ja iegūtie dati kvantitatīvi tiktu novērtēti ar kādas datorprogrammas palīdzību, nevis skaitot iegūto parametru līknes viļņus.

Interesants ir fakts, ka pētījumā iesaistītajai 3.dalībniecei var novērot statistiski būtisku negatīvu korelāciju starp sirdsdarbības un pedalēšanas frekvenci ( $R=-0,766$ ;  $p=0,0445$ ), kā arī starp sirdsdarbības un elpošanas frekvenci ( $R=-0,772$ ;  $p=0,0042$ ). Tas ir iespējams, ja ir izaminājies sistoles tilpums un elpošanas dziļums, nevis sirdsdarbības un elpošanas frekvence.

### **3.2.2. Fiziski aktīvas dalībnieces**

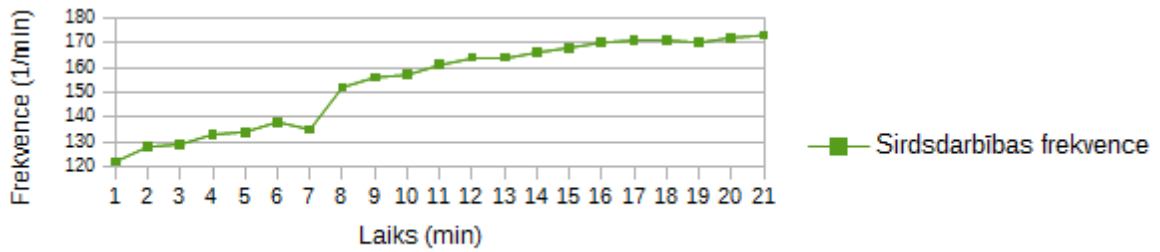
Fiziski aktīvo dalībnieču grupā divām dalībniecēm ir iegūta sirdsdarbības un pedalēšanas frekvences attiecība 1:2, un trijām dalībniecēm pedalēšanas un elpošanas frekvences attiecība 1:2. Savukārt zinātnieks Perets (2016) savā pētījumā slodzes un elpošanas ritma attiecību ir novērojis katram no pētījumā iesaistītajiem dalībniekiem, dominējošākās no tām bija 1:2, 1:1 un 1:3. Minētajā pētījumā piedalījās ratiņkrēslu sacensību atlēti, velkot paralēles ar zinātnieka Makdermota (2003) pieņēmumu, ka spēcīgāka sinhronizācija ir novērojama izpildot skriešanas kustību, iespējams, ka efektīvāk sinhronizācijas fenomens būtu novērojams, ja tiktu izpildīta fiziska slodze kuras laikā ir iesaistīta ķermeņa augšdaļa.

Iegūtie dati tika izvērtēti statistiski un fiziski aktīvo dalībnieču grupas korelācijas koeficienti ir apkopotā 4.tabulā.

Parametru korelācijas koeficienti un to ticamības līmenis( $p<0,05^*$ ;  $p<0,001^{**}$ ) fiziski aktīvām dalībniecēm.

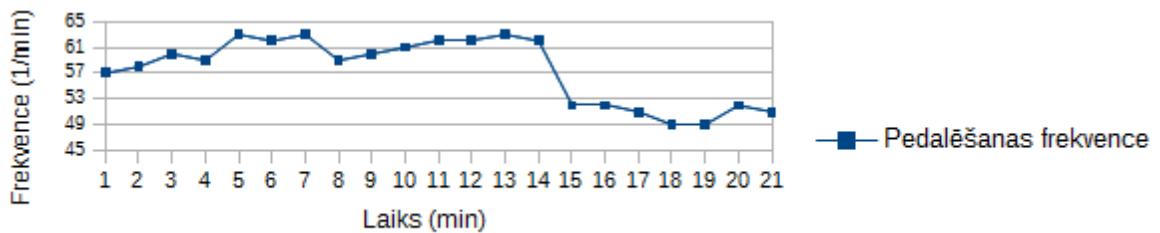
		6.	7.	8.	9.	10.
<b>Sirdsdarbības frekvence – pedalēšanas frekvence</b>	<b>KP=1</b>	R=0,192	R=0,891*	R=0,801*	R=0,84*	R=0,994**
	<b>KP=1,5</b>	R=0,117	R=0,626	R=0,458	R=0,918*	R=0,0994
	<b>KP=2</b>	R=0,399	R=0,399	R=-0,33	R=-0,099	R=0,132
<b>Elpošanas frekvence – pedalēšanas frekvence</b>	<b>KP=1</b>	R=-0,651	R=0,837*	R=0,899*	R=0,978**	R=-0,428
	<b>KP=1,5</b>	R=0,644	R=0,338	R=0,56	R=0,649	R=0,35
	<b>KP=2</b>	R=0,367	R=0,393	R=0,607	R=0,291	R=-0,226
<b>Sirdsdarbības frekvence – elpošanas frekvence</b>	<b>KP=1</b>	R=0,415	R=0,754	R=0,838*	R=0,788*	R=-0,46
	<b>KP=1,5</b>	R=-0,314	R=0,708	R=0,0589	R=0,871*	R=0,545
	<b>KP=2</b>	R=0,038	R=0,128	R=0,238	R=0,745	R=0,577

Spēcīgu pozitīvu korelāciju starp visiem mērītajiem parametriem 9.dalībnieci, izpildot slodzi ar mazāko pretestību (KP=1), t.i. starp sirdsdarbības un slodzes ritmu ( $r=0,84$ ;  $p=0,00181$ ), starp elpošanas un slodzes ritmu ( $r=0,978$ ;  $p=0,000137$ ) un starp sirdsdarbības un elpošanas ritmu ( $r=0,788$ ;  $p=0,0355$ ). Pretestību palielinot (KP=1,5), korelācija starp elpošanas un slodzes ritmu pazūd, taču saglabājas starp sirdsdarbības un slodzes ritmu ( $r=0,918$ ;  $p=0,00365$ ) un starp sirdsdarbības un elpošanas ritmu ( $r=0,871$ ,  $p=0,0107$ ). Pretestību turpinot palielināt (KP=2), korelācija starp parametriem vairs nav novērojama. Tā pat arī trīs citas fiziski aktīvas dalībnieces uzrāda spēcīgu korelāciju starp mērītajiem parametriem, laikā, kad slodze tiek izpildīta ar vismazāko pretestību (KP=1), taču, kad pretestība tiek palielināta, korelācija vairs nav novērojama. Tas netieši norāda uz fizioloģisko un slodzes ritmu sinhronizācijas samazināšanos, palielinoties pretestībai un liecina par to, ka sinhronizāciju fiziski aktīvām dalībniecēm vieglāk ir novērot, izpildot slodzi ar mazāku pretestību. Iespējams, ka sinhronizācija būtu novērojama vēl labāk, ja visu slodzes laiku pretestība būtu uzturēta viena un tā pati, piemēram, KP=1. Devītās dalībnieces sirdsdarbības, pedalēšanas un elpošanas frekvences vizuāli attēlo 3.1; 3.2 un 3.3 attēls.



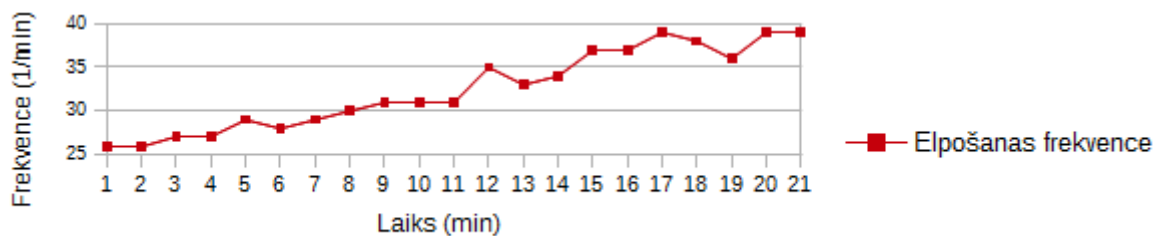
3.1.attēls. Sirdsdarbības frekvences grafisks attēlojums.

Figure 3.1. Heart rate graphical representation.



3.2.attēls. Pedalēšanas frekvences grafisks attēlojums.

Figure 3.2. Pedalling rate graphical representation.



3.3.attēls Elpošanas frekvences grafisks attēlojums.

Figure 3.3. Respiratory rate graphical representation.

Lai protokola otrajā daļā savstarpēji salīdzinātu fiziski neaktīvo un aktīvo dalībnieču grupu rezultātus, tika aprēķināts korelācijas koeficients starp mērītajiem parametriem katras grupas ietvaros. Iegūtie korelācijas koeficienti un to atbilstošās vērtības, pie būtiskuma līmeņa  $\alpha=0,05$ , ir apkopoti 5.tabulā.

Parametru korelācijas koeficienti un to ticamības līmenis( $p < 0,05^*$ ;  $p < 0,001^{**}$ ).

	<b>Fiziski neaktīvas dalībnieces</b>	<b>Fiziski aktīvas dalībnieces</b>
<b>Sirdsdarbības frekvence – pedalēšanas frekvence</b>	R=0,177	R=0,482**
<b>Elpošanas frekvence – pedalēšanas frekvence</b>	R=0,328**	R=0,497**
<b>Sirdsdarbības frekvence – elpošanas frekvence</b>	R=0,627**	R=0,868**

Fiziski aktīvo dalībnieču vidū korelācija starp parametriem novērojama visos gadījumus, turklāt tie ir spēcīgāki un ar lielāku ticamības līmeni, salīdzinot ar fiziski neaktīvo dalībnieču grupu. Tas netieši liecina par to, ka fiziski aktīviem cilvēkiem mijiedarbība starp fizioloģiskajiem ritmiem un slodzes ritmu notiek labāk.

## 4. SECINĀJUMI

1. Lielākajai daļai dalībnieku daļēji tika novērota sirdsdarbības frekvences un elpošanas frekvences atkarība no pedalēšanas frekvences.
2. Sirdsdarbības, elpošanas un pedalēšanas attiecības biežāk tika novērotas fiziski aktīvām personām.
3. Patvaļīga slodzes ritma laikā attiecības un savstarpēja parametru mijiedarbība tika novērota biežāk.
4. Lai iegūtie dati kvalitatīvāk atspoguļotu šo fenomenu, būtu nepieciešams palielināt pētījuma dalībnieku skaitu, kā arī izstrādāt metodi, kas ļautu noteikt un savstarpēji salīdzināt sirdsdarbības un elpošanas cikla garumus.

## **PATEICĪBAS**

Vislielāko pateicību izsaku kursa darba vadītājam Mg.Biol. Zanei Lukstiņai par darba vadīšanu un palīdzību tā tapšanas laikā.

Paldies par atsaucību visām praktiskās daļas dalībniecēm.

## LITERATŪRAS SARAKSTS

1. **Anders P.** 1928. Über den individuellen Eigenrhythmus beim menschlichen Gange und seine Beziehungen zum Rhythmus der Herz- und Atemtatigkeit. *Pfluegers Arch. Gesamte Physiol.* 220:287-299
2. **Balady G.J., Arena R., Sietsema K., Myers J., Coke L., Fletcher G.F.** 2010. Clinician's guide to cardiopulmonary exercise testing in adults. *Circulation*, 122(2):191-225
3. **Baudinette R.V., Gannon B.J., Runciman W.B., Wells S.** 1987. Do cardiorespiratory frequencies show entrainment with hopping in the Tammar wallaby? *J.Exp.Biol.* 129:251-263
4. **Bechbache R.R., Duffin J.** 1977. The entrainment of breathing frequency by exercise rhythm. *J.Physiol.* 272:553-561
5. **Benarroch E.E.** 1997. Central autonomic network. *Mayo Clin Proc.* 68:988-1001
6. **Blain G., Meste O., Blain A., Bermon S.** 2009. Time-frequency analysis of heart rate variability reveals cardiocomotor coupling during dynamic cycling exercise in humans. *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 296(5):H1651-9
7. **Bramble D.M., Carrier D.R.** 1983. Running and breathing in mammals. *Science.* 219:251-256
8. **Clarys J.P., Cabri J.** 1993. Electromyography and the study of sports movements: A review. *Journal of Sports Sciences* 11:379-448
9. **Coleman W.M.** 1921a. On the correlation of the rate of heart beat, breathing, bodily movement and sensory stimuli. *J.Physiol.* 54:213-217
10. **Coleman W.M.** 1921b. The psychological significance of bodily rhythms. *J.Comp.Psychol.* 1:213-220
11. **Davidson K.G., Bersten A.D., Nicholas T.E.** 1999. Measurement of tidal volume by using transthoracic impedance variations in rats. *Journal of Applied Physiology.* 86:759-766
12. **Duffin J., Graham K.** 1981. The regularity and interrelation of respiratory and cardiac rhythms at rest and during exercise. *Can.J.Physiol.Pharmacol.* 59:84-87
13. **Folkow B., Gaskell P., Waaler B.A.** 1970. Blood flow through limb muscles during heavy rhythmic exercise. *Acta Physiol.Scand.* 80:61-72
14. **Freundlich J.J., Erickson J.C.** 1974. Electrical impedance pneumography for simple non restrictive continuous monitoring of respiratory rate, rhythm and tidal volume for surgical

patients. *Chest*. 65:181-184

15. **Funk G.D., Valenzuela I.S., Sholomenko G.N.** 1989. Effects of changes in locomotor intensity, hypoxia and hypercapnia on locomotor-respiratory synchrony during walking/running in Canada Geese. *The Journal of Experimental Biology* 147:343-60
16. **Glass L.** 2001. Synchronization and rhythmic processes in physiology. *Nature*. 410:277-284
17. **Guadagnoli M.A., Etnyre B., Rodrique M.L.** 2000. A test of a dual central pattern generator hypothesis for subcortical control of locomotion. *J Electromyogr Kinesiol*. 10:241-247
18. **Hamilton N., Weimar W., Luttgens K.** 2008. *Kinesiology. Scientific Basis of Human Motion* 11th ed. The McGraw-Hill Companies Inc. 551-552.
19. **Hildebrandt G., Daumann F.J.** 1965. Koordination von Puls- und Atemrhythmus bei Arbeit. *Int.Z.Angew.Physiol*. 21:27-48
20. **Ileana L., Pina M.D., Balady G.J., Hanson P., Labovitz A.J., Madonna D.W., Myers J.** 1995. Guidelines for clinical exercise testing laboratories. *Circulation*. 91:912-921
21. **Iscoe S., Polosa C.** 1976. Synchronization of respiratory frequency by somatic afferent stimulation. *J.Appl.Physiol*. 40:138-147
22. **Kao F.F.** 1963. An experimental study of the pathways involved in exercise hypernea, employing cross-circulation techniques. *The regulation of human respiration*. Blackwell, Oxford. 461-502
23. **Karvonen J., Chwalbinska-Moneta J., Säynäjäkangas S.** 1984. Comparison of heart rates measured by ECG-recorder and microcomputer. *Physician and Sportsmedicine* 12:65-69
24. **Karvonen J., Vuorimaa T.** 1988. Heart Rate and Exercise Intensity During Sports Activities. Practical Application. *Sports Medicine* 5:303-312
25. **Kawahara K., Yoshioka T., Yamauchi Y., Niizeki K.** 1993. Heart beat fluctuation during fictive locomotion in decerebrate cats: locomotor-cardiac coupling of central origin. *Neurosci Lett* 150:200-202
26. **Kay J.D.S., Petersen E.S., Vejby-Christensen H.** 1975. Breathing in man during steady state exercise on the bicycle at two pedalling frequencies and during treadmill walking. *J.Physiol*. 251:645-656

27. **Kelmann G.R., Watson A.W.S.** 1973. Effect of added dead-space on pulmonary ventilation during sub-maximal, steady-state exercise. *Q.J.Exp.Physiol.* 47:1062-1065
28. **Kenney W.L., Wilmore J.H., Costil D.L.** 2012. *Physiology of Sport and Exercise* Fifth ed.,/USA, Courier Companies, /182-197 pp.
29. **Kirby R.L., MacLeod D.A., Marble A.E.** 1989. Coupling between cardiac and locomotor rhythms: the phase lag between heart beats and pedal thrusts. *Angiology.* 40:620-625
30. **Kirby R.E., Nugent S.T., Marlow R.W., MacLeod D.A., Marble A.E.** 1989a. Coupling of cardiac and locomotor rhythms. *J Appl Physiol* 66:232-329
31. **Kohl J., Koller E.A., Jäger M.** 1981. Relation Between Pedalling and Breathing Rhythm. *Eur J Appl Physiol* 47:223-237
32. **Lee S., Kruse J.** 2008. *Biopotential Electrode Sensors in ECG/EEG/EMG Systems.* Analog Devices Inc.
33. **Lippold D.C.J.** 1952. The relation between integrated action potentials in human muscle and its isometric tension. *Journal of Physiology.* 117:492-499
34. **Louisiana State University Medical Center** 1995. *A Pactical Guide to Electromyography.*
35. **Materko W., Nadal J., Miranda de Sa A.,M.,F., L.** 2015. Investigating cardiocomotor synchronization during running in trained and untrained males. *Reasearch on Biomedical Engineering* Vol 31. Nr 2. 176-186
36. **McDermott W.J., Van Emmerik R.E., Hamill J.** 2003. Running training and adaptive strategies of locomotor-respiratory coordination. *J.appl.Physiol.* 89(5):435-444
37. **Neptune R.R., Herzog W.** 2000. Adaptation of muscle coordination to altered task mechanics during steady-state cycling. *Journal of Biomechanics.* 33(2):165-172
38. **Niizeki K., Kawahara K., Miamoto Y.** 1993. Interaction among cardiac, respiratory and locomotor rhythms during cardiocomotor synchronization. *J Appl Physiol.* 75:1815-1821
39. **Niizeki K.** 2005. Intramuscular pressure-induced inhibition of cardiac contraction: implications for cardiac-locomotor synchronization. *American Journal of Physiology. Regulatory, Integrative and Comparative Physiology.* 288(3):R645-50
40. **Nomura K., Takei Y., Yanagida Y.** 2003. Comparison of cardiocomotor

synchronization during running and cycling. *Eur J Appl Physiol* 89:221-229

41. **Nomura K., Takei Y., Yoshida M., Yanagida Y.** 2006. Phase-dependent chronotropic response of the heart during running in humans. *Eur J Appl Physiol*, vol. 97, 240-7
42. **Novak V., Novak P., de Champlain J., Le Blanc A.R., Martin R., Nadeau R.** 1993. Influence of respiration on heart rate and blood pressure fluctuations. *J Appl Physiol*. 74:617-626.
43. **Novak V., Hu K., Vyas M., Lipsitz L.A.** 2007. Cardiolocomotor coupling in young and elderly people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, vol.62, 86-92
44. **O'Rourke M., Avolio A.** 1992. Improved cardiovascular performance with optimal entrainment between heart rate and step rate during running in humans. *Coronary Artery Disease* 3:863-869
45. **Patel K.P., Zheng H.** 2012. Central neural control of sympathetic nerve activity in heart failure following exercise training. *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 302(3):H527-37
46. **Paterson D.J., Wood G.A., Morton A.R., Henstridge J.D.** 1986. The entrainment of ventilation frequency to exercise rhythm. *J.appl.Physiol*. 55:530-537
47. **Paterson D.J., Wood G.A., Marshall R.A., Morton A.R., Harrison.** 1987. Entrainment of respiratory frequency to exercise rhythm during hypoxia. *J.appl.Physiol*. 62:1767-1771.
48. **Perret C., Wenger M., Leicht C.A., Goosey-Tolfrey V.L.** 2016. Locomotor-Respiratory Coupling in Wheelchair Racing Athletes: A Pilot Study. *Front. Physiol*. 7:11
49. **Plowman S.A., Smith D.L.** 2010. Exercise physiology for health, fitness and performance third edition. The Point. 296 pp.
50. **Sale D.** 1992. Neural adaptation to strength training in: Komi. *Strength and Power in Sport*. Blackwell Scientific Publications. Oxford. 9A.
51. **Säynäjäkangas S.** 1983. Microcomputers for sportsmen: technology from Finland. The Finnish Academy on Technical Sciences
52. **Schwarz G.** 1973. Über die Veränderungen der Herz- und Atemperiodenstreuung bei Tretarbeit mit verschiedenen Frequenzen und ihre Beziehung zum Trainingszustand. Inaug Dissertation. Marburg
53. **Simmons A.D., Carrier D.R., Farmer C.G., Gregersen C.S.** 1997. Lack of

locomotor-cardiac coupling in trotting dogs. *Am J Physiol* 273:R1352-R1360

54. **Soderberg G.** 1992. Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: Expert perspectives. DHHS National Institute for Occupational Safety and Health, Publ. No. 91-100; 179
55. **Supinski G.S., Dimarco A.F., Altose M.D.** 1990. Effect of diaphragmatic contraction on intramuscular pressure and vascular impedance. *J.Appl.Physiol.* 68:1486-1493
56. **Wasserman K., Whipp B.J.** 1975. Exercise physiology in health and disease. *The American Review of Respiratory Disease.* 112(2):219-49
57. **Winter D.** 1990. Biomechanics and motor control of human motion 2nd ed. John Wiley Sons Inc, Toronto
58. **Wong A.Y.K., Amour J.A., Klassen G.A., Lee B.** 1984. The dynamics of the coronary venous system in the dog. *J.Biomech.* 17:173-183