

VÁZANÉ ŘIDITELNÉ BIOLOGICKÉ PSEUDOOSCILÁTORY

Vladimír Eck, Petr Michněvič, Lenka Lhotská, Olga Štěpánková

Anotace

Sdělení popisuje dynamické chování vázaných říditelných pseudooscilátorů představovaných srdcem a plícemi při zátěžovém testu. Na základě fyzikálních poznatků a poznatků z teorie systémů můžeme chápat tento kardiorepirační systém jako systém vázaných říditelných biologických pseudooscilátorů. Stručně bude pojednáno o biologické struktuře a řízení tohoto systému. Budou popsány dva typy ergometrických zátěžových testů I a II, kterými byly získány průběhy charakteristických veličin definovaného systému vázaných pseudooscilátorů. Průběhy těchto veličin jsou podrobně specifikovány velikostí maxim a dobou zpoždění reakce systému na zátěž. Je řešena i predikce vývoje veličin metodou nejmenších čtverců. Z dosažených výsledků je provedena detekce vazby mezi definovanými pseudooscilátory srdce – plíce. Detekce vazby je založena na frekvenční, fázové, intervalové synchronizaci a na korelační analýze. Z uvedených analýz se potvrdila obecná známost, že vazba existuje a charakteristické veličiny se synchronizují, což odpovídá skutečnosti. Na závěr jsou presentovány vnější parametry ARX modelu popisující dynamické chování sledovaných veličin v závislosti na fyzické zátěži a je s nimi provedena řada simulací.

Klíčová slova

Vázané říditelné biologické pseudooscilátory, ergometrické zátěžové testy, kardiorepirační systém, vnější parametrické ARX modely

1. Úvod

Cílem sdělení je pokus o formulování vztahu mezi tepem a dechem při fyzické zátěži a odhadu posunů mezi maximy a minimy tepové a dechové frekvence při fyzické zátěži testovaných osob. Pokusíme se použít teorii vázaných oscilátorů k popisu a modelování vzájemného vztahu oscilujících biologických soustav, ke kterým patří i kardiorepirační systém. V teoretickém rozboru technicky vázaných oscilátorů jsme specifikovali znaky a chování těchto oscilátorů, které bychom rádi našli i v biologických soustavách. Fyziologickým rozбором kardiorepirační soustavy jsme ovšem dospěli k názoru, že takové znaky a chování, které bychom mohli přirovnat k chování vázaných biologických oscilátorů, tyto soustavy nevykazují. Pro popis vzájemného vztahu kardiiovaskulární a dýchací soustavy je na místo diferenciální rovnice používané pro vázané oscilátory v technice použita jednorozměrná nelineární funkce, kterou popíšeme vzájemný vztah mezi srdeční a dechovou frekvencí. Závěrem jsme vyslovili názor, že mezi kardiiovaskulární a dýchací soustavou neexistuje taková přímá vazba, na kterou by bylo možno aplikovat teorii technicky vázaných oscilátorů, ale že obě biologické soustavy jsou řízeny pomocí zpětných vazeb. Není tedy možné jednoduše využít analogií mezi technickými a biologickými systémy.

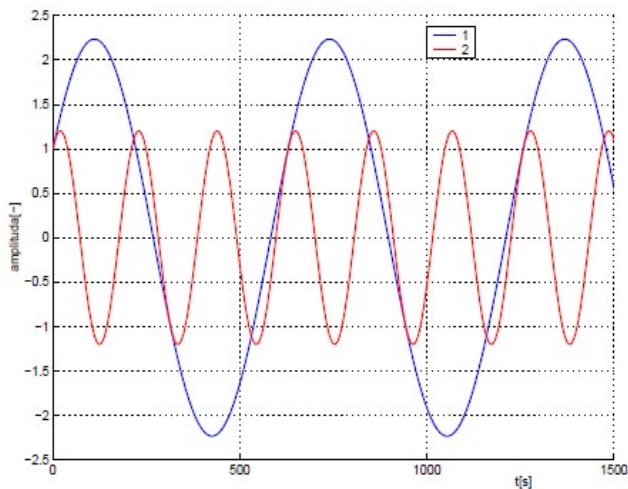
2. Definování objektu zkoumání a jeho biologická charakteristika

Mezi nejlépe prozkoumané a fyziologicky popsané biologické soustavy patří soustava kardiiovaskulární a dýchací. Tyto dvě soustavy jsou natolik spolu

svázány, že jsou společně nazývány soustavou kardiorespirační. Využijeme tedy tohoto blízkého vztahu a pokusme se na kardiorespirační soustavu obdobně aplikovat teorii technicky vázaných oscilátorů. Budeme hledat dva samostatné nezávislé zdroje periodického signálu, každý pro jednu soustavu, které bychom mohli popsat vztahy platnými pro nezávislý oscilátor. Zároveň budeme pro nalezené oscilátory hledat takový popis, který by vyjadřoval jejich předpokládaný vzájemný vztah.

2.1 Srdce při fyzickém zatížení

Činnost srdce je ovlivňována autonomním nervstvem mozku (sympatikem), nervstvem prodloužené míchy (parasympatikem) a žlázami s vnitřní sekrecí (humorálním řízením), přičemž parasympatikus vedoucí do sinusového uzlu tepovou frekvenci snižuje a sympatikus ji zvyšuje. Mezi ukazatele [1] činnosti srdce patří srdeční frekvence SF , systolický objem srdeční Q_s a minutový objem srdeční Q . Systolický objem srdeční neboli tepový objem srdeční (Q_s) stoupá z klidových hodnot nejdříve rychle, později pomalu. Maxima dosahuje při srdeční frekvenci 110 – 120 tepů za minutu, což je pouze 35 – 40% maximální kyslíkové spotřeby. Do maximálního zatížení pak již zůstává konstantní. Hodnota systolického objemu při zátěži závisí na rozměrech srdce, kontraktilitě myokardu, plnění dutin a periferní rezistenci. Při kritické hodnotě srdeční frekvence (180 tepů za minutu) je možné zvyšovat zátěž jen krátkodobě. Vyšší srdeční frekvence než 190 tepů za minutu již nejsou ekonomické, hodnota systolického objemu se snižuje a nakonec může klesnout i minutový objem srdeční. Minutový objem srdeční (Q) stoupá s intenzitou zatížení, citlivě reaguje na zvyšující se požadavky kyslíkové potřeby. Vztah mezi Q a V_{O_2} (minutová spotřeba kyslíku) je při nízké střední zátěži lineární. Tepový kyslík je hodnota vypočtená z podílu minutové spotřeby kyslíku V_{O_2} a srdeční frekvence SF a určuje množství kyslíku,



Obrázek 1 — Harmonické oscilace

které se přepraví jedním stahem levé komory srdeční do periférie ke tkáním. Pracovní kapacita W_{170} je nejčastěji stanovovanou hodnotou oběhové reakce na zatížení. Udává výkon, který by jedinec dosáhl při srdeční frekvenci 170 tepů za minutu. Vychází z lineární závislosti SF na intenzitě zatížení. Získává se z oběhové odpovědi (hodnoty srdeční frekvence) na 2 – 3 různé intenzity zatížení při dosažení setrvalého stavu [2].

2.2 Krevní oběh při zátěži

Krevní oběh zajišťuje přísun kyslíku a živin do činných svalů a odsun katabolitů při jejich zatěžování. Změny, které pozorujeme v oběhovém systému, stejně jako v systémech jiných, je možno charakterizovat jako reaktivní (bezprostřední reakce na pohybové zatížení) a jako adaptační (výsledek dlouhodobého opakovaného procesu, tréninku). Při stejnoměrné intenzitě zatížení (tj. při setrvalém stavu) se hodnoty krevního tlaku příliš nemění. Po skončení výkonu se krevní tlak zprvu rychle, později pomalu vrací k výchozí hodnotě. Zpravidla se ustálí již za 5–30 min. Po namáhavém výkonu může krevní tlak zůstat zvýšený od řady hodin až po 1–2 dny.

2.3 Plíce při zátěži a způsob řízení dýchání

Stupeň automatické dýchací aktivity je určován především parciálními tlaky O_2 a CO_2 , a je proto regulován mechanismem zpětné vazby. Periferní chemoreceptory detekují P_{O_2} arteriální krve. Když klesne, je dýchání stimulováno s cílem P_{O_2} v krvi zase zvýšit. Také vzestup P_{CO_2} a pokles pH v krvi mají podobný stimulační účinek.

Proprioreceptory ve svalecth a šlachách se při zvýšené svalové námaze dráždí a přispívají ke stimulaci dýchání. Tento mechanismus je výhodný, protože se tak vydýchá CO_2 uvolňující se ve zvýšené míře při svalové práci, a to dříve, než P_{CO_2} v krvi stoupne, a také proto, že se přijímá více potřebného O_2 [3].

2.3.2 Výměna plynů při zátěži

Funkcí respiračního ústrojí je uchovávat normální hodnoty krevních plynů i při zátěži. U normálních jedinců se skutečně hodnoty arteriálních krevních plynů (P_{aO_2} a P_{aCO_2}) zejména při submaximálních zátěžích nemění. Parciální tlak O_2 ve smíšené žilní krvi (P_{vO_2}) klesá. Pokles je nelineární a je důsledkem zvýšené utilizace kyslíku. CO_2 vzniklý v pracujících svalecth jako produkt metabolismu je přenášen krví do plic. Poměr výdeje oxidu uhličitého (V'_{CO_2}) ke spotřebě kyslíku (V'_{O_2}) v klidu představuje respirační kvocient (RQ). Tento poměr se v klidovém ustáleném stavu pohybuje v rozmezí 0,7 do 1 v závislosti na typu metabolizovaného substrátu. Je vyšší u sacharidů a nižší u tuků. Při zátěži používáme místo názvu respirační kvocient označení poměr výměny dýchacích plynů. Jeho hodnoty se pohybují v rozmezí 0,8 – 1,2 a je ovlivněn velikostí vykonávané práce a ventilační ekonomikou. Při vyšších stupních zátěže nestačí k získávání energie pro svalové kontrakce oxidační pochody a přistupuje neoxidační glykolýza. Následkem neoxidační glykolýzy V'_{CO_2} převyšuje V'_{O_2} a RQ stoupá. Zvýšený parciální tlak CO_2 a zvýšená hladina H^+ iontů, jež jsou následkem glykolýzy, stimulují ventilaci tak, že dochází ke zlomu v její závislosti na V'_{O_2} . Za normálních okolností dochází k tomuto jevu při zátěži asi na úrovni 50–60 % $V'_{O_2 \max}$. Bodu zvratu se říká ventilační anaerobní práh. Jeho poloha je ovlivněna především dostupností kyslíku pro tkáně, tedy oběhovými faktory [4].

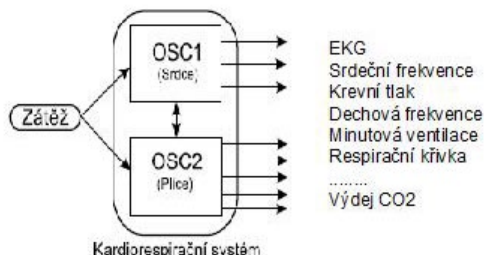
2.3.3 Regulace ventilace při zátěži

Udržování hodnot arteriálních krevních plynů na klidových hodnotách i při zátěži vyžaduje přesné řízení ventilační reakce na zátěž v proporcii k výdeji CO_2 . Ventilační reakce na zátěž má několik fází. V první fázi nastává okamžitý vzestup minutové ventilace, výdeje oxidu uhličitého a spotřeby kyslíku tak, že respirační kvocient a koncentrace plynů na konci výdechu se nemění. Ventilace a výměna plynů stoupají již při prvním dechu na počátku zátěže. Tato fáze trvá asi 15–20 sekund. Tak časně ještě nemůže být změněno složení smíšené venózní krve přicházející do plic. Zvýšení ventilace je důsledkem vzestupu plicní perfuze, a tak i přítoku CO_2 do plic a objevuje se současně se zvýšením srdečního výdeje, tepového objemu a srdeční frekvence. Nazývá se fází kardiodynamickou. Přesný způsob její regulace není znám, pravděpodobně se na ní podílejí neurogenní faktory, jako jsou signály ze cvičících svalů. Ve druhé fázi nastává další exponenciální vzestup minutové ventilace, výdeje oxidu uhličitého a spotřeby kyslíku. Kinetika změny V'_{CO_2} je poněkud pomalejší, protože vazba mezi svalovým a plicním výdejem CO_2 je rozvolněna pro snadnou rozpustnost plynu a velikost jeho zásob v tělesných tekutinách. Proto se v této fázi přechodně objevuje mírný pokles RQ. Minutová ventilace stoupá poněkud opožděně proti V'_{CO_2} a tak dochází k lehkému přechodnému vzestupu Pa CO_2 . Tato fáze je způsobena narůstajícími změnami složení smíšené žilní a arteriální krve, které stimulují karotické chemoreceptory. Třetí fáze nastupuje po 2 – 3 minutách zátěže a je závislá na velikosti práce. Pod úrovní anaerobního prahu vzniká ustálený stav, kdy zvýšený metabolismus pracujících svalů je přesně vyrovnáván zvýšenou výměnou plynů v plicích. Při vyšších zátěžích (nad anaerobním prahem) toto vyrovnání nenastává a minutová ventilace a V'_{CO_2} stoupá více než V'_{O_2} . Tato fáze je regulována humorálními faktory. Po zátěži dochází nejprve k rychlému a pak pomalému poklesu minutové ventilace V'_E a V'_{O_2} , klidové úrovně je dosaženo až po několika minutách (v závislosti na stupni a trvání zátěže) – dochází k úhradě kyslíkového dluhu. Vzestupu minutové ventilace je dosahováno zvyšováním inspirační i expirační rychlosti a zkracováním doby výdechu, trvání inspiria je ovlivněno méně. Dechový objem stoupá přibližně od 50–60 % vitální kapacity. Při nižších stupních zátěže je ventilace zvyšována především zvětšením dechového objemu, při vyšších stupních pak stoupá dechová frekvence. Normálně dochází k spontánnímu vyvážení dechové frekvence a objemu tak, aby daná ventilace byla zajištěna s optimální účinností. Při rytmickém pohybu se však často ventilace přizpůsobuje rytmu práce [5]. Teprve od hodnot přibližně 40 vdechů za minutu ztrácí člověk možnost volně ovlivňovat rytmus dýchání.

2.3.4 Vztah ventilační a oběhové reakce při zátěži

Udržení adekvátní tkáňové oxygenace a homeostázy CO_2 při zátěži vyžaduje těsné propojení mezi periferním metabolismem a kardiovaskulárním a respiračním systémem. Zvýšený průtok kyslíku (V'_{O_2}) je zajišťován vzestupem minutového srdečního výdeje (Q'_l) a zvýšením extrakce kyslíku z krve. Minutový výdej srdeční stoupá přibližně lineárně se spotřebou kyslíku a velikosti zátěže. Obsah kyslíku v arteriální krvi ($P_{a\text{O}_2}$) se nemění nebo při maximálních zátěžích mírně klesá saturace hemoglobinu a tím i obsah O_2 . Obsah kyslíku ve smíšené žilní krvi ($P_{v\text{O}_2}$) při zátěži progresivně klesá, ale i při intenzivní práci jen zhruba na polovinu proti klidové hodnotě. Desaturace žilní krve odebrané přímo z vén drénujících

Kardiorespirační systém jako vázané říditelné biologické pseudooscilátory



Obrázek 2

sval je však výraznější (pokles asi na 1/5 klidové hodnoty). Nejdůležitějším faktorem pro zajištění dodávky O_2 však zůstává zvýšení průtoku krve. Vzestup srdečního výdeje je způsoben především zvýšením srdeční frekvence. Tepový objem stoupá jen v počátcích zátěže, pak se již nemění. Změna tepového objemu je závislá na poloze, ve vzpřímené poloze je klidová hodnota nižší a při zátěži stoupá asi na dvojnásobek, vleže je klidová hodnota vyšší a zátěžové zvýšení menší. Vztah mezi srdeční frekvencí a spotřebou kyslíku je natolik těsný, že se tepové frekvence někdy používá k predikci V'_{O_2} . Ventilace při zátěži stoupá mnohem víc než srdeční výdej, a tak se celkový poměr ventilace-perfuze zvyšuje. Předpokládá se, že regulační vazba mezi perfuzí a ventilací je kardiogenní [5].

3. Provedení experimentů, přístrojové zabezpečení, výsledky měření

Základem dalších úvah jsou experimentálně získaná data. Tato data byla získána ze zátěžových testů I a II. Jednotlivá měření byla realizována v Ústavu tělovýchovného lékařství 1. LF UK a na Katedře kybernetiky FEL ČVUT v Praze. Základní myšlenkou pro realizaci těchto zátěžových testů bylo změřit neinvazivně změny důležitých veličiny obou definovaných pseudooscilátorů na kardiorespiračním systému. Zátěž byla zvolena tak, aby se následnou analýzou dalo zjistit, jakým způsobem dané pseudooscilátory (srdce a plíce) reagují na změny zátěže a zdali při tom dochází k jejich vzájemné spolupráci. Pro zátěžové testy byla zvolena zátěž fyzická, neboť její vliv na dané parametry pseudooscilátorů je výraznější než při zátěži psychické. Naměřené hodnoty budou průkaznější, což usnadní identifikaci a modelování analyzovaného kardiorespiračního systému.

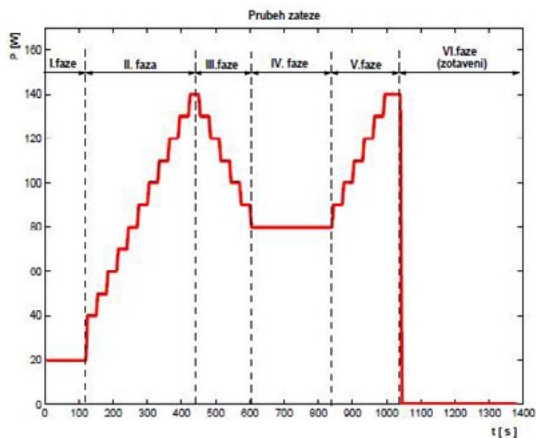
3.1 Zátěžové testy I – Laboratoř Ústavu tělovýchovného lékařství

Měření byla provedena v Ústavu tělovýchovného lékařství, 1. lékařské fakulty, Univerzity Karlovy v Praze a Všeobecné fakultní nemocnice v Praze. Test byl sestaven tak, aby testované osoby nebyly žádným způsobem zdravotně

poškozovány, a aby zátěž působící na jejich organismus nebyla nepřiměřená jejich fyzickým možnostem, tj. hodnoty zátěže se pohybovaly v rozmezí nízké až střední zátěže za přítomnosti lékaře. Testována byla skupina dobrovolníků (mužů), ve věku 22 – 28 let. Tyto osoby byly před započítím měření plně seznámeny s průběhem celého testu a ústně vyjádřily souhlas k provedení zátěžového testu. Osoby byly vybrány z řad vysokoškolských studentů, kteří aktivně sportují, ale žádný sport neprovádějí na vrcholové úrovni. Testované osoby neprodělaly žádná onemocnění kardiovaskulárního či respiračního systému.

3.1.1 Popis testu I fyzické zátěže

Každý testovaný byl nejdříve seznámen s průběhem celého zátěžového testu a byl informován o velikostech a průbězích zátěže a časové náročnosti celého testu. Před započítím testu byla testovanému zjištěna výška, hmotnost a klidová hodnota krevního tlaku. Na bicyklovém ergometru mu bylo na tělo připevněno 7 svodů pro měření EKG, z kterých byla automaticky na základě R–R intervalů odvozena srdeční frekvence. Testovaný měl v ústech vložený gumový náustek spirometru se senzory snímajícími respirační parametry. Na nos měl připevněn kolíček, který zabraňoval výdechu respiračních plynů nosem a tudíž zkreslení měřených dat. Poté byl testovanému dán pokyn k zahájení šlapání na bicyklovém ergometru, který umožňuje automatickou regulaci zátěže pomocí předem nastavené zátěžové křivky. Testovaný musel dodržovat konstantní frekvenci šlapání a to 60 otáček za minutu. Během celého testu se postupně zvyšovala či snižovala zátěž podle zátěžové křivky zátěž změnou odporu šlapání. Testovanému byl měřen krevní tlak v přibližně dvou minutových intervalech. Tlak byl měřen lékařem s použitím rtuťového tlakoměru. Zátěžová křivka (Obr. 3) se skládá z několika časových fází – úseků. První fáze trvá dvě minuty a testovaný je zatěžován nejmenší možnou nastavitelnou zátěží a to 20 W. Tato zátěž by na organismus neměla mít žádný měřitelný účinek. V této fázi testu by měla odeznít většina účinků spojených s psychickou zátěží, která ovlivňuje naměřené hodnoty. Psychická zátěž může být způsobena laboratorním prostředím, vnitřní přípravou jedince na fyzický výkon a očekáváním testu. V tělovýchovném lékařství se tento stav nazývá „předstartovní“. V druhé fázi stoupá zátěž ze základních 20 W na 140 W. Zvyšování zátěže nastává v 30 sekundových intervalech, kde velikost skoku je rovna 10 W. Tato fáze trvá 6 minut a testovaný jedinec dosáhne maximální zátěže pro daný test. Velikost maxima odpovídá střední zátěži, tj. měření bylo prováděno pouze pro nízkou a střední zátěž. Ve třetí fázi dochází k opačnému trendu než v předcházejících fázích. Zátěž klesá z maxima až na 80 W, kde setrvá po dobu 4 minut. Celá třetí fáze trvá 6 minut a mělo by při ní dojít k ustálení organismu odpovídající zátěži 80 W. Pokles zátěže má stejný průběh jako její růst v druhé fázi, tj. v 30 sekundových intervalech pokles vždy o 10 W. Ve čtvrté fázi dochází k opětovnému růstu zátěže na maximální hodnoty 140 W. Tato fáze trvá 3 minuty a má stejný trend jako fáze druhá. Poslední fází je tzv. fáze zotavení, při níž testovaná osoba již není zatěžována, ale přístroje stále zaznamenávají změny fyziologických veličin. Při této fázi by mělo dojít k nastolení původních klidových hodnot, ale již bez vlivu předstartovního stavu. Testovaná osoba byla v průběhu testu průběžně informována o započítí jednotlivých fází měření a o charakteru zátěže.



Obrázek 3 — Průběh zátěže

3.1.2 Měřené veličiny a použité přístroje

Testy byly prováděny na bicyklovém ergometru Ergoline ergo-metrics 800S s automaticky nastavitelnou zátěží. Pro snímání EKG byl použit přístroj Bioset 3500, který byl připojen přes RS 232 k modulu Oxycon Delta. Pro snímání respiračních veličin byl použit obousměrný digitální senzor TripleV, který byl připojen k modulu Oxycon Delta od firmy Erich JAEGER GmbH. Tento přístroj zajišťoval řízení snímání a analýzu všech měřených parametrů, tj. jak respiračních, tak kardiovaskulárních. Pouze krevní tlak byl měřen ručně na standardním rtuťovém tlakoměru, neboť Finapres nebyl k dispozici. Proces celého testu byl zaznamenáván a řízen programem Oxycon instalovaném na počítači PC Intel Pentium. Počítač komunikoval s měřicím a analyzačním modulem Oxycon Delta přes rozhraní USBs firemním softwarem. Data pro další vyhodnocení byla získána jako soubor s příponou .xlo, tj. soubor programu Excel. V průběhu celého testu byly snímány veličiny uvedené v tabulce. Přístrojové laboratorní vybavení dále umožňovalo měření průběhu EKG signálu, ovšem již neumožňovalo záznam této veličiny do digitální podoby a následné zpracování, což si vyžádalo další programové řešení.

3.1.3 Naměřená data – specifikace

Bylo testováno deset osob, které splňovaly podmínky testu. Místnost, kde byly testy prováděny, byla dostatečně větraná, teplota vzduchu se pohybovala mezi 23°–24°C a barometrický tlak v rozmezí 968 hPa–998 hPa. Naměřené průběhy fyziologických veličin jednotlivých osob jsou rozlišovány pomocí čísel, která byla testovaným osobám přidělena. Základní fyziologické parametry, tj. hmotnost, výška a krevní tlak v klidovém stavu (Tab. 1). Naměřené charakteristické veličiny (Tab. 2) jsou rozděleny do tří skupin. V první se nachází veličiny charakterizující kardiovaskulární systém. Jedná se o srdeční frekvenci (HR) a krevní tlak (BP). Druhou skupinu tvoří respirační parametry, které tvoří dechová frekvence (BF), minutový ventilační ekvivalent ($V'_{E,i}$), dechový objem (VT_{ex}), expirační ekvivalent O₂ (O₂/HR), respirační kvocient (RQ). Třetí skupinu tvoří veličiny charakterizující celý kardiorespirační systém, tj. ventilační ekvivalent CO₂ i O₂ (EqCO₂ a EqO₂),

Číslo osoby	Hmotnost [kg]	Výška [cm]	Krevní tlak [mmHg]
1	63	174	110/80
2	86	194	120/75
3	68	175	110/70
4	70	180	113/79
5	70	174	150/100
6	76	176	105/80
7	71	180	115/75
8	78	184	105/70
9	76	178	120/90
10	93	187	130/90

Tabulka 1 — Tabulka základních údajů testovaných osob

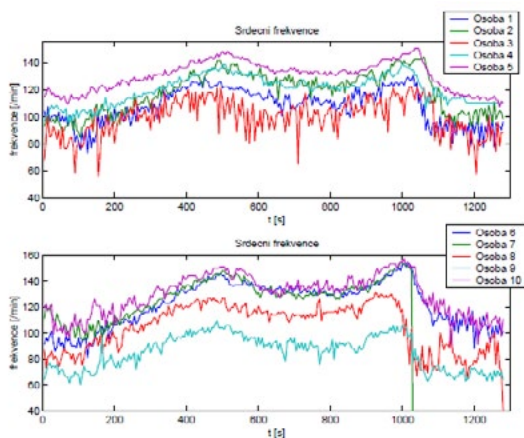
spotřeba kyslíku (VO_2) a násobek metabolismu (METS). Některé veličiny nejsou přímo měřitelné, ale byly při měření vypočítávány z přímo měřitelných veličin podle známých vztahů. Jednotlivé průběhy charakteristických veličin kardiorepiračního systému jsou zobrazovány v 5-ti sekundových intervalech. Jednotlivé vzorky jsou pro názornost a větší přehlednost průběhu dané veličiny spojovány úsečkou. Vzorky byly získány jako střední hodnota všech vzorků změřených v daném intervalu. Křivky naměřených fyziologických veličin deseti osob vykazovaly podobné trendy vývoje. Nenastaly žádné neočekávané anomálie, které nelze vysvětlit biologickou reakcí zatíženého organismu člověka.

3.1.3.1 Kardiorepirační veličiny a jejich chování při zátěžovém testu

Pro další zpracování lze za relevantní považovat pouze srdeční frekvenci. Krevní tlak byl měřen pouze jako doplňková veličina, která měla pouze naznačit vývoj

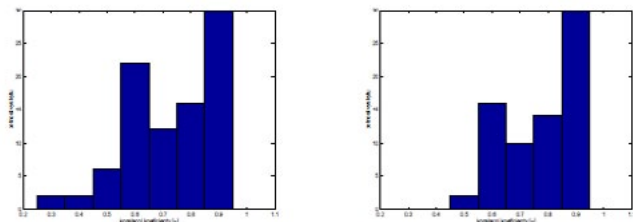
Název	Označení	Jednotka
zátěž	P	[W]
srdeční frekvence	HR	[min^{-1}]
dechová frekvence	BF	[min^{-1}]
minutový ventilační ekvivalent	V'E	[$\text{l} \cdot \text{min}^{-1}$]
respirační kvocient	RQ	[-]
násobek metabolismu	METS	[procenta]
dechový objem	VTex	[l]
ventilační ekvivalent CO_2	Eq CO_2	[-]
ventilační ekvivalent O_2	Eq O_2	[-]
spotřeba CO_2	V CO_2	[$\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} / \text{kg}$]
spotřeba kyslíku	VO $_2$	[$\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} / \text{kg}$]
expirační ekvivalent O_2	O $_2$ /HR	[ml]
krevní tlak	BP	mmHg

Tabulka 1 — Měřené fyziologické veličiny

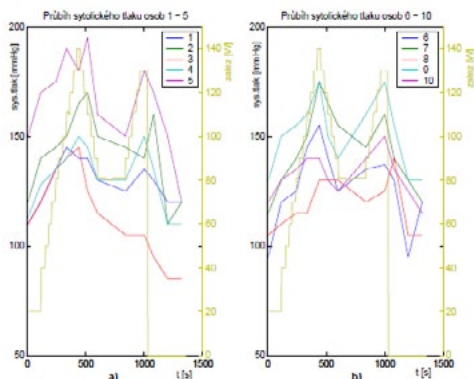


Obrázek 4 — Průběh zátěže I

středního tlaku při různých úrovních zátěže. Jednotlivé křivky srdeční frekvence mají podobný průběh a kopírují průběh zátěžové křivky (Obr. 4.). Průběhy se od sebe viditelně liší hlavně velikostí a četností zámkitů naměřených hodnot, které jsou způsobeny reakcí vegetativní regulace respiračního a kardiovaskulárního systému. Další odlišností průběhů je i posunutí křivek ve směru osy frekvence. Toto posunutí je způsobeno vrozenými dispozicemi jedince. Vliv na průběhy může mít i sportovní výkonnost jedince popřípadě nadváha. Jednotlivé průběhy krevního tlaku ukazují, že při nárůstu zátěže systolický tlak vzrůstá a diastolický klesá (Obr. 6). Tento vývoj byl pozorován u všech testovaných osob a odpovídá fyziologickým předpokladům. Mezi hlavní parametry charakterizující respirační systém patří dechová frekvence BF a ventilace (minutový ventilační koeficient V'E). Ze změřených průběhů dechové frekvence vyplývá, že změna dechové frekvence pro střední zátěž (do 140W) není na první pohled tak zřetelná, jak je vidět u srdeční frekvence. Průběhy dechové frekvence jsou členité, ovšem pouze v několika málo případech kopírují věrohodněji trend zátěžové křivky. Nárůst a pokles BF při první fázi zátěže a fázi zotavení je viditelný, ostatní fáze nejsou zřetelné. Jednotlivé křivky minutového ventilačního ekvivalentu (dále jen ventilace) na rozdíl od průběhů dechové frekvence, kopírují zátěžovou křivku (Obr. 7). Posun v ose ventilace není tak výrazný jako u srdeční frekvence (Obr. 8). Jednotlivé křivky V'E se svými trendy podobají, převládají hodnoty



Obrázek 5 — Histogram vzájemných korelačních koeficientů průběhů srdeční frekvence

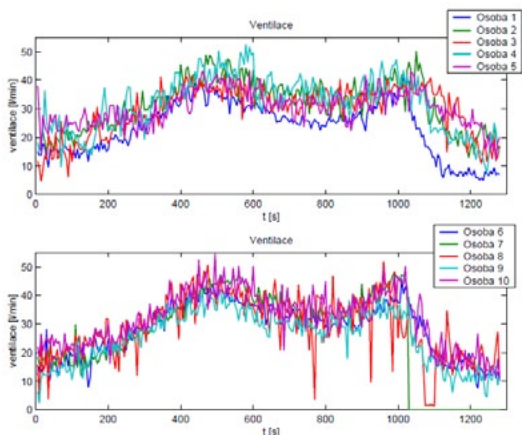


Obrázek 6 — Časový průběh systolického krevního tlaku deseti osob při zátěžovém testu

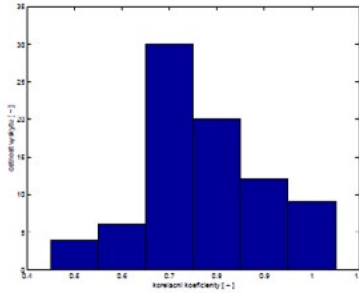
korelačních koeficientů nad 0,7. Zbývající měřené charakteristické veličiny jsou důležitými ukazateli při prováděném ergometrickém zátěžovém testu. Pro systém kardiorepirační soustavy jako vázaných pseudooscilátorů ovšem nemají takový přínos, jelikož charakterizují spíše celý organismus člověka. Z této skupiny veličin byl pro další zpracování vybrán vydej oxidu uhličitého (VCO_2) (Obr. 9). Průběhy ostatních veličin (ventilační ekvivalent CO_2 ($EqCO_2$), ventilační ekvivalent O_2 (EqO_2), násobek metabolismu (METS), spotřeba kyslíku (VO_2)) jsou opět uvedeny na CD sborníku.

3.2 Zátěžový test II – Laboratoř Katedry kybernetiky

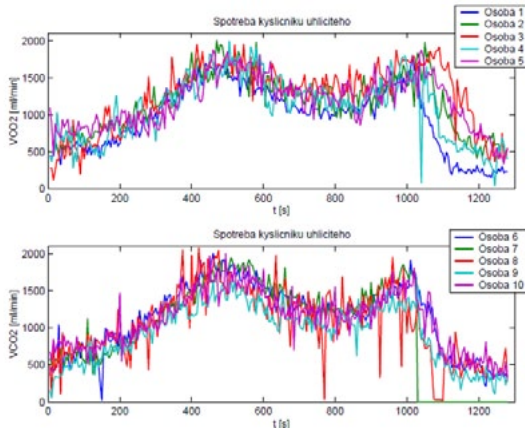
Tento druhý zátěžový test umožnil rovněž generování EKG signálu a změny respirace ve formě respirační křivky při fyzické zátěži testované osoby. Z naměřených hodnot je testován stupeň synchronizace signálů – (stupeň vazby pseudooscilátorů) definovaných na kardiorepiračním systému.



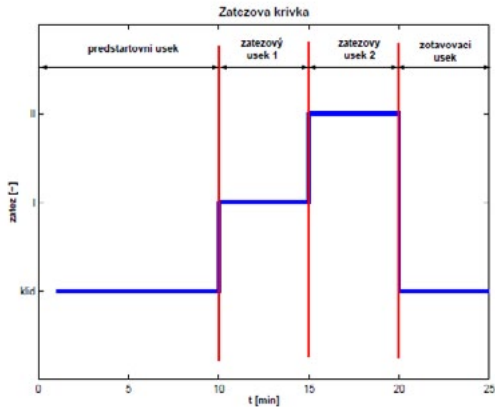
Obrázek 7 — Časový průběh ventilace u deseti testovaných osob



Obrázek 8 — Histogram korelačních koeficientů deseti ventilačních křivek

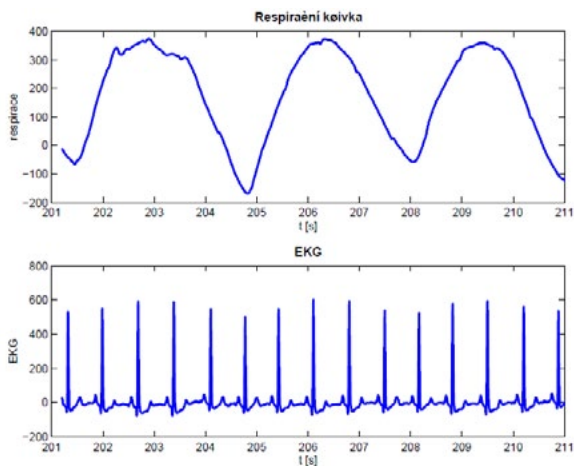


Obrázek 9 — Časový výdej oxidu uhličitého testovaných osob při zátěži

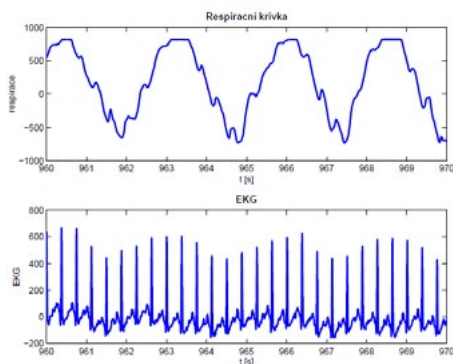


Obrázek 10 — Zátěžová křivka pro zátěžový test II

Test II je v porovnání s předcházejícím zátěžovým testem I jednodušší (Obr. 10). Zátěž přiložená na testovanou osobu se skládá z jednoho desetiminutového a tří pětiminutových úseků. V prvním a čtvrtém úseku není osoba zatěžována vůbec. První úsek je nazván předstartovní a čtvrtý zotavovací stejně jako v předcházejícím testu. Ve zbývajících dvou úsecích 2 a 3 je osoba zatěžována jízdou na sportovním rotopedu s mechanicky nastavitelnou zátěží. Stupeň zátěže v tomto případě nelze výkonově porovnat, jelikož rotoped je pouze vybaven osmi stupni mechanicky přepínatelné zátěže, kterou určuje nastavení magnetické brzdy. Při druhém úseku testu byl ortoped nastaven na stupeň 4, při třetím na stupeň 6. EKG signál a respirační křivka byly naměřeny prostřednictvím systému Brainscope, jehož součástí je 40 kanálový digitální zesilovač (EADS 221). Spolu se standardním PC a programem pro záznam dat umožňuje systém Brainscope také snímání EEG signálu. Přístroj je vybaven čtyřmi bipolárními kanály, které byly využity pro snímání EKG a respirace. Fyzická zátěž byla realizována na sportovním rotopedu firmy Chairman. Při použití uvedeného snímacího systému Brainscope byly naměřeny charakteristické průběhy, jejichž části jak v klidovém stavu testované osoby, tak i při jejím maximálním zatížení. (Obr. 11 a Obr. 12) Porovnáním naměřených průběhů plyne zřetelné zvýšení amplitudy respirační křivky až o dvojnásobek a její zvlnění periodičností EKG signálu. Do EKG křivky se při zátěži testované osoby promítl také průběh respirační křivky. Velký vliv na měřené veličiny měly i nestíněné svody měřícího zesilovače, které při pohybu způsobeném šlapáním vnášely do průběhů nezanedbatelné chyby. Amplituda dechové frekvence při maximální zátěži přesahovala nastavenou saturaci přístroje a špičky signálu jsou tudíž oříznuty. Tyto špičky budou v dalším zpracování interpolovány sinusovou křivkou.



Obrázek 11 — Část průběhu respirační křivky a záznamu EKG v klidovém stavu testované osoby



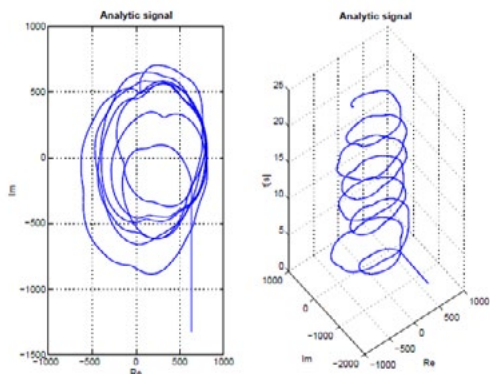
Obrázek 12 — Část průběhu respirační křivky a záznamu EKG při maximálním zatížení testované osoby

Osoba	P-HR	P-BF	P-V'E	P-VCO ₂
1	0,81	0,55	0,88	0,88
2	0,79	0,27	0,77	0,81
3	0,63	0,1	0,60	0,60
4	0,74	0,02	0,73	0,76
5	0,83	0,21	0,53	0,60
6	0,74	0,01	0,81	0,83
7	0,85	0,49	0,81	0,82
8	0,84	0,27	0,69	0,75
9	0,87	0,52	0,84	0,83
10	0,80	0,46	0,81	0,81
Střední hodnota	0,79	0,29	0,76	0,78

Tabulka 3 — Vzájemná korelace mezi zátěží a vybranými charakteristickými průběhy

Osoba	IIR-BF	IIR-VCO ₂	IIR-V'E	BF-VCO ₂	BF-V'E	VCO ₂ -V'E
1	0,54	0,88	0,88	0,64	0,68	0,99
2	0,15	0,89	0,87	0,26	0,23	0,96
3	0,13	0,62	0,59	0,02	0,05	0,99
4	0,08	0,84	0,80	0,11	0,18	0,98
5	0,35	0,86	0,78	0,42	0,48	0,96
6	0,41	0,87	0,90	0,18	0,22	0,99
7	0,59	0,92	0,93	0,57	0,59	0,99
8	0,33	0,78	0,75	0,37	0,37	0,98
9	0,49	0,90	0,90	0,48	0,54	0,99
10	0,38	0,84	0,84	0,48	0,48	0,99
Průměr	0,35	0,84	0,82	0,35	0,34	0,99

Tabulka 4 — Vzájemná korelace naměřených průběhů



Obrázek 12 — Část průběhu respirační křivky a záznamu EKG při maximálním zatížení testované osoby

4. Použité metody analýzy naměřených dat

4.1 Zpracování naměřených dat

Z naměřených záznamů jednotlivých fyziologických veličin u všech testovaných osob vyplynula blízká podobnost odezev na zátěž, a proto tyto průběhy lze považovat za signifikantní pro testovanou skupinu lidí. Naměřená data byla použita k charakterizování jednotlivých složek definovaného systému, k důkazu provázanosti dvou definovaných pseudooscilátorů OSC1 a OSC2 a tím k potvrzení existence biologické vazby mezi nimi. Nebyla ale nalezena žádná přímá vazba, na základě které by byla jedna část soustavy přímo ovlivňována druhou, tj. nebyla nalezena žádná vazba, pomocí které by docházelo k přenosu energie mezi oběma částmi kardiorepirační soustavy (srdce – plíce jako vázané pseudooscilátory) tak, jak předpokládá teorie vázaných oscilátorů v technice. Nalezeno bylo ale mnoho nepřímých vazeb, které ovlivňují kardiorepirační systém pomocí zpětnovazebního řízení.

4.1.1 Korelační analýza naměřených dat

Mezi hlavní statistické metody zpracování experimentálně získaných dat patří analýza pomocí korelačních koeficientů. Byl proveden výpočet Pearsonových korelačních koeficientů $r_{x,y}$ normálně rozložených veličin x, y . Tuto metodu nelze chápat jako určení míry libovolné vazby, ale jako dobrou identifikaci lineární závislosti zkoumaných veličin. Metoda je pouze mírou lineární vazby a určuje vzdálenost odchylek daných vzorků od přímky, která je určena jejich střední hodnotou. Pro korelační analýzu budou použita data naměřená při zátěžovém testu I v Ústavu tělovýchovného lékařství.

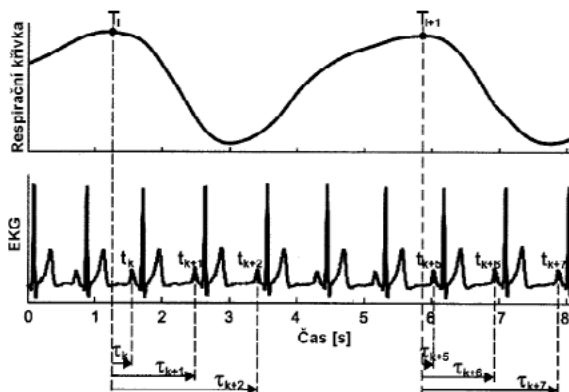
4.1.1.1 Korelace naměřených dat s průběhem zátěžové křivky

Korelací průběhu zátěžové křivky s vybranými naměřenými daty (charakteristické průběhy vázaných pseudooscilátorů pro daný typ testu) byly zjištěny následující skutečnosti. Korelační koeficienty jednotlivých testovaných osob jsou uvedeny v (Tab. 3). Z výsledků korelace jednotlivých veličin se zátěžovou křivkou vyplývá, že při dané zátěži se dechová frekvence dostatečně nevybudí natolik, aby

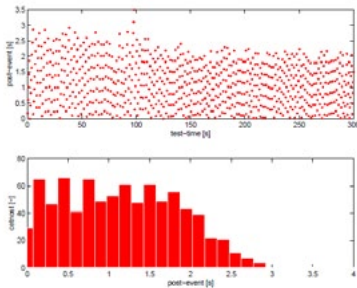
kopírovala zátěžovou křivku (sloupec P–BF). Její markantnější reakce nastane pravděpodobně až při vyšších hodnotách zátěže, tj. v zátěžové oblasti nad 140W. Dokazují to i výsledky měření provedených v diplomové práci [1]. Z dechových parametrů velmi pružně reaguje na zátěž ventilace (sloupec P–V'E těže tabulky), kde 70% korelačních koeficientů je nad hodnotou 0,7. Vzájemná korelace zátěže a srdeční frekvence vykazují také velkou míru shody daných průběhů, korelační koeficient sedmi průběhů z deseti je nad hodnotou 0,8 (sloupec P–HRtěže tabulky). Z daných výsledků lze vyvodit závěr, že veličiny, jejichž korelační koeficienty se blíží k1, můžeme považovat jako lineárně závislé na zátěži. V tomto případě je to srdeční frekvence (HR), ventilace (V'E) a výdej oxidu uhličitého (VCO₂). U dechové frekvence (BF) bude závislost pro danou velikost zátěže pravděpodobně nelineární. Dále lze konstatovat, že srdeční frekvence je veličina, která z naměřených průběhů nejlépe a nejpružněji reaguje na průběhy zátěže (20W–140W), a tudíž lze považovat srdce za pravděpodobně dominantní a budící pseudooscilátor (OSC1) v definovaném kardiorespiračním systému.

4.1.1.2 Vzájemná korelace naměřených průběhů

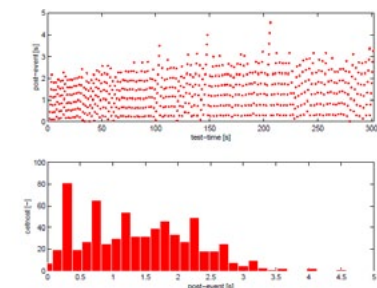
Analýzou korelací jednotlivých charakteristických průběhů naměřených při zátěžovém testu I v Ústavu tělovýchovného lékařství lze usuzovat na existenci lineární vazby mezi dvěma pseudooscilátory. Z (Tab. 4) jednoznačně vyplývá, že ventilace je přímo úměrná výdeji oxidu uhličitého a vztah mezi těmito veličinami bude lineární (sloupec VCO₂–V'E této tabulky). Všechny korelační koeficienty jsou nad hodnotou 0,96. Tato skutečnost by se měla projevit i při vyšetření velikosti časového zpoždění reakce charakteristických veličin na zátěž. Průměrné hodnoty korelačního koeficientu při korelaci srdeční frekvence s průběhy ventilace či výdeji oxidu uhličitého jsou rovny 0,84 a 0,82 (sloupce HR–VCO₂ a HR–V'E tabulky). Z tohoto výsledku lze vyvodit závěr, že závislost mezi těmito veličinami je lineární a lze očekávat reálnou lineární přímou vazbu mezi pseudooscilátory. Z výpočtů korelací dechové frekvence s ostatními průběhy charakteristických veličin, nelze vyvodit jednoznačný závěr, neboť hodnoty korelačních koeficientů se pohybovaly kolem 0,35 (sloupce HR–BF, BF–VCO₂ a BF–V'E této tabulky). Z velikosti těchto hodnot vyplývá, že vazba mezi oscilátory je nelineární nebo



Tabulka 15 — Parametry pro intervalovou synchronizaci



Obrázek 15 — Intervalová synchronizace. Druhý zátěžový skok – vývoj charakteristických událostí (R vrchlů) EKG v čase na interval mezi sousedními maximy respirační křivky s odpovídajícím histogramem četnosti výskytu charakteristických událostí



Obrázek 16 — Intervalová synchronizace. Druhý zátěžový skok – vývoj charakteristických událostí (R vrchlů) EKG v čase na interval mezi sousedními maximy respirační křivky s odpovídajícím histogramem četnosti výskytu charakteristických událostí

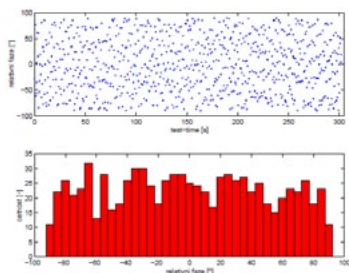
neexistuje. Hypotézu existence vazby ovšem podporují výsledky korelace průběhu srdeční frekvence jako charakteristického průběhu pseudoosilátoru OSC1 (srdce) a ventilace či výdeje oxidu uhličitého jako charakteristických průběhů pseudoosilátoru OSC2 (plic).

4.1.2 Synchronizace definovaných pseudoosilátorů [7], [8].

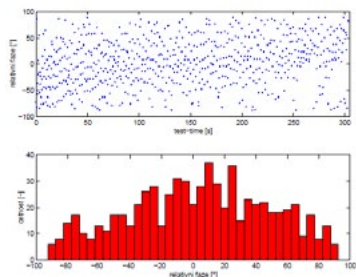
Pokusme se dále dokázat vazbu mezi definovanými pseudoosilátory (OSC1 a OSC2) pomocí detekce synchronizace charakteristických průběhů srdce a plic. Rozlišujeme 3 typy synchronizace a to fázovou, frekvenční a intervalovou. Synchronizační přístup ve všech případech bude založen na časových sériích charakteristických jevů a na hledání aktuální fáze časových průběhů pseudoosilátorů.

4.1.2.1 Intervalová synchronizace

Pro stanovení intervalové synchronizace byla použita metoda založená na určování časových intervalů mezi charakteristickými událostmi obou charakteristických signálů kardiopulmonálního systému (EKG a respirační křivky). Tato metoda (analysis of post-event time) byla použita v [2]. Charakteristickými událostmi EKG signálu byly stanoveny R a P vrcholy. U respirační křivky stanovíme charakteristickými událostmi její maxima. Charakteristické intervaly (post-event time series) obou pseudoosilátorů definujeme jako sekvenci časových úseků mezi charakteristickými událostmi jednoho pseudoosilátoru a příslušné předcházející události druhého pseudoosilátoru. Konkrétně tedy budeme hledat časové intervaly mezi maximem respirační křivky a R popř. P vrcholy EKG signálu (Obr. 14). Analýza intervalové synchronizace byla provedena pro všechny čtyři úseky zátěžového testu. Výsledky této analýzy byly vyjádřeny v grafech časového vývoje charakteristických intervalů (časové intervaly mezi sousedními charakteristickými událostmi) během průběhu testu (Obr. 15), (Obr. 16). Těmto grafům odpovídají histogramy ukazující rozložení charakteristických intervalů během daných úseků testu. Před provedenou analýzou bylo očekáváno, že v grafu

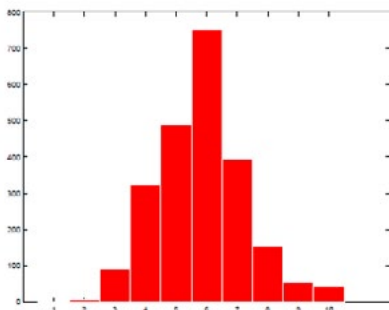


Obrázek 17 — Fázová synchronizace. Druhý zátěžový skok – časový vývoj relativní fáze počítané v době výskytu char. událostí (R vrcholů) pro první zátěžový skok. Četnost výskytu jednotlivých hodnot fáze je uveden v histogramu

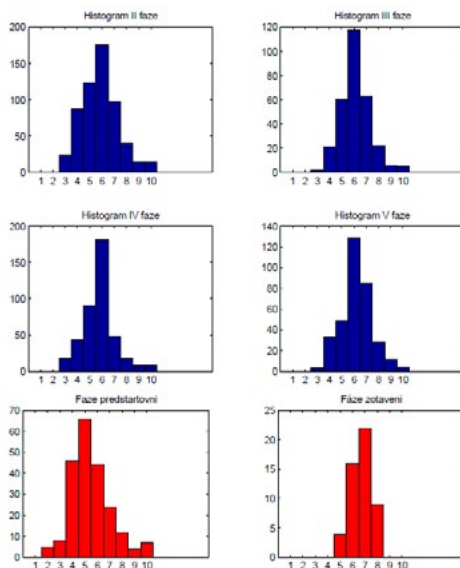


Obrázek 18 — Fázová synchronizace. Druhý zátěžový skok – časový vývoj relativní fáze počítané v době výskytu char. událostí (R vrcholů) pro zotavovací úsek. Četnost výskytu jednotlivých hodnot fáze je uveden v histogramu

vývoje časových intervalů se budou tvořit zřetelné rovnoběžné linie, v ideálním případě tyto linie budou horizontální. Počet těchto linií by mohl určit velikost vazby, která bude zřetelně detekovatelná z histogramu rozložení intervalů, kde lze předpokládat několik ostrých vrcholů. Tento výsledek by tak mohl dokázat, že srdeční rytmus není náhodný vůči respiraci. Ve výsledcích nemůžeme ovšem očekávat, že tyto charakteristické události se budou distribuovat pouze do několika málo časových úseků, jelikož vycházíme z reálného měření, které je zatíženo chybami způsobenými nedostatečným odrušením svodů použitého měřicího zařízení. V grafickém vyjádření, jsou zřetelné rovnoběžné linie charakteristických intervalů. Tyto linie jsou nejvíce markantní v zotavovacím úseku, hlavně pak mezi 60–100 sekundou a mezi 150–230 sekundou tohoto úseku. Histogramy korespondující s těmito grafy ukazují 6 vrcholů, které ovšem nejsou tak ostré a zřetelné, jak se předpokládalo. Počet těchto vrcholů je v obou úsecích testu roven 6. V těchto úsecích byl testovaný zatěžován fyzickou námahou při všech prováděných analýzách. Tyto vrcholy jsou markantní hlavně při analýze s R vrcholy jako charakteristickými událostmi. Výsledky s P vrcholy mohou být částečně zkreslené možnou špatnou detekcí



Obrázek 19 — Frekvenční synchronizace. Globální histogram četnosti výskytu poměrů srdeční a dechové frekvence během zátěžového testu



Obrázek 20 — Frekvenční synchronizace. Histogram poměru srdeční a dechové frekvence ve všech fázích testu

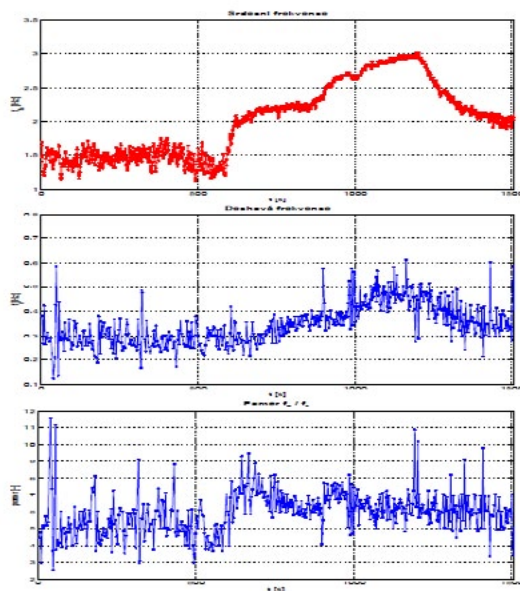
P vrcholu naměřeného průběhu EKG. V histogramech zotavovací fáze se objevuje ještě jeden vrchol, který ovšem není tak výrazný, ale domníváme se, že v úseku, kdy je tělo odlehčeno od zátěže může být poměr kardiorespiračních událostí v poměru 7:1. V předstartovním úseku byl poměr charakteristických intervalů 6:1, stejně jako při obou zátěžových úsecích. Nalezení horizontálních linií v grafech intervalů charakteristických událostí a nalezení konstantního poměru kardiorespiračních událostí může detekovat kardiorespirační synchronizaci.

4.1.2.2 Fázová synchronizace

Druhým případem synchronizace, která byla aplikována na signál EKG a respirační křivku, byla fázová synchronizace, o jejímž matematickém pozadí zde pomlučíme, bližší v [6]. V nich ale nebyly nalezeny žádné rovnoběžné linie charakterizující fázovou synchronizaci (Obr. 17), (Obr. 18). Z histogramu ovšem lze vyčíst hodnoty fází, které se opakují s větší četností a v histogramu tvoří vrcholy. Tyto nejednoznačné výsledky jsou zajisté zkrasleny dvěma hlavními faktory: 1. nepřesným měřením a 2. nesplněním podmínky konstantní amplitudy dechové frekvence po dobu celého úseku. Podmínka 2. ovšem při realizovaném zátěžovém testu nemůže být splněna, jelikož amplituda dechové frekvence se při vzrůstající zátěži postupně zvětšuje a naopak. Výsledek by měl být nejvíce směřodatný pouze v předstartovním úseku testu, kdy osoba není namáhána, ovšem ani zde výsledky nejsou uspokojivé .

4.1.2.3 Frekvenční synchronizace

Posledním typem synchronizace, jež byla použita, byla frekvenční synchronizace. Frekvence je jedna z hlavních veličin charakterizující oscilátor. Každý z daných pseudooscilátorů má svoji vlastní frekvenci, frekvence OSC1 je označena f_{h1} ,



Obrázek 21 — Průběh srdeční frekvence, dechové frekvence a jejich poměru při zátěžovém testu

frekvence OSC2 je označena f_r . Při existenci vazby mezi pseudooscilátory, by se frekvence měly synchronizovat, a tudíž poměr f_h/f_r by se měl zachovávat. Tato hypotéza byla aplikována na naměřená data v obou výše popsanych zátěžových testech.

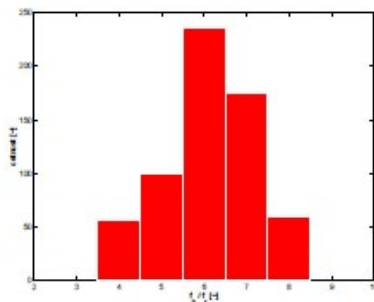
4.1.3 Data ze zátěžových testů pro účely testování synchronizace

4.1.3.1 Zátěžový test I – Laboratoř Ústavu tělovýchovného lékařství

Při testech byl sledován poměr srdeční a dechové frekvence u všech testovaných osob a byla zjišťována četnost výskytu podílu f_h/f_r . Poměr byl hodnocen globálně a i v jednotlivých fázích testu. Hodnoty poměrů byly zaokrouhleny na celá čísla a hodnoty poměrů vyšší než 10 byly zanedbány, jelikož jejich počet byl vůči ostatním zanedbatelný. Tyto vysoké hodnoty poměru srdeční a dechové frekvence vznikly pravděpodobně v důsledku chyby měření přístroje nebo extrasystol srdce. Výsledky jsou zobrazeny v histogramech na CD sborníku (Obr. 19) a (Obr. 20). Z těchto histogramů vyplývá, že při zátěži se poměr srdeční a dechové frekvence zachovává během všech fází testu. Marginální hodnota poměru f_h/f_r je rovna 6, tj. srdeční frekvence při střední zátěži je 6krát větší než frekvence dechová. Při předstartovní fázi a fázi zotavení již nebyla maximální hodnota shodná jako při zátěži, ale blížila se maximální hodnotě poměru při zátěži. Při předstartovní fázi byl poměr $f_h/f_r = 5$, při fázi zotavení byl poměr $f_h/f_r = 7$.

4.1.3.2 Zátěžový test II – Laboratoř Katedry kybernetiky

Pro zjištění frekvenční synchronizace byla použita i data naměřená při zátěžovém



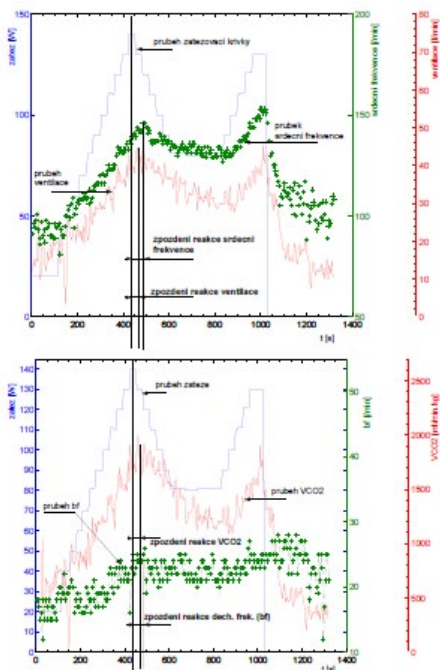
Obrázek 22 — Histogram srdeční frekvence (f_h), dechové frekvence (f_r) a poměru (f_h/f_r) při zátěžovém testu

testu II na Katedře kybernetiky, Aktuální srdeční frekvence f_h byla vypočítána z časových intervalů R vrcholů, aktuální dechová frekvence f_r z časových intervalů mezi maximy respirační křivky. Z těchto frekvencí byl počítán žádaný podíl f_h/f_r , v kterém bylo f_h rovno průměru aktuální frekvence během jednoho respiračního cyklu. Výpočet byl současně proveden pro celý zátěžový test a po jednotlivých úsecích testu. Ze všech uvedených výsledků vyplývá poměr $f_h/f_r = 6$. Tato hodnota byla marginální hlavně v zátěžových částech testu a v zotavovacím úseku. V těchto částech se také hojně vyskytoval poměr frekvencí roven 7, jehož četnost byla v prvním zátěžovém úseku o 7 výskytů nižší a ve druhém o 9 výskytů nižší. V zotavovacím úseku byl poměr frekvencí jednoznačně roven 6. V předstartovním úseku testu byla marginální hodnota poměru $f_h/f_r = 5$. Z uvedených analýz obou zátěžových testů vyplývá, že při fyzické zátěži je poměr srdeční a dechové frekvence roven 6. Ve fázi předstartovní byl u obou testů detekován podíl frekvencí roven 5. V zotavovací fázi jsme u obou testů získali rozdílné výsledky. Při testování deseti osob prováděného v Ústavu tělovýchovného lékařství byla nejvyšší hodnota poměru rovna 7, při testu jedné osoby na Katedře kybernetiky byla nejvyšší hodnota rovna 6. (Obr. 21), ukazuje průběhy vývoje srdeční frekvence f_h , dechové frekvence f_r a poměru f_h/f_r při zátěžovém testu. Histogram je na (Obr. 22).

5. Dílčí výsledky

5.1 Výsledek synchronizační analýzy

Pro nalezení vazby mezi definovanými pseudooscilátory byla použita metoda synchronizační analýzy, která se skládala ze tří částí, intervalové, fázové a frekvenční. Výsledky intervalové synchronizace potvrdily hypotézu nalezení horizontálních linií, které představovaly časové intervaly mezi charakteristickými událostmi EKG a respirační křivky. Tyto horizontální linie byly nalezeny ve všech úsecích zátěžového testu. Lepší výsledky však byly získány při volbě R vrcholu jako charakteristické události EKG signálu. Horizontální linie se pohybovaly v rozmezí délek od 10 sekund (předstartovní úsek) až do 80 sekund (zotavovací úsek). Bylo nalezeno také velké množství rovnoběžných linií, které již nebyly horizontální, a tudíž nedokazovaly konstantní poměr synchronizace signálů, ale stále potvrzovaly hypotézu existence synchronizace mezi oscilátory. Histogramy charakteristických intervalů také podpořily stanovenou hypotézu a distribuovaly



Obrázek 23 — Maxima veličin a jejich vzájemné posuny k zátěži

Osoba	max_{hr}	$\overline{max_{hr}}$	$tmax_{hr}[s]$	Osoba	max_{hr}	$\overline{max_{hr}}$	$tmax_{hr}[s]$
1	129	125,6	450	6	146	144,4	485
2	141	139	485	7	148	146,4	500
3	121	110,8	485	8	127	125,2	500
4	139	136,6	505	9	109	105,6	485
5	148	146,8	500	10	151	150,6	495

Tabulka 5 — Srdeční frekvence – hodnota a čas dosažení maxima

Osoba	max_{BF}	$\overline{max_{BF}}$	$tmax_{BF}[s]$	Osoba	max_{BF}	$\overline{max_{BF}}$	$tmax_{BF}[s]$
1	23	20,6	440	6	26	23	490
2	31	24	395	7	27	24,2	420
3	25	19	125	8	23	19,8	420
4	33	27	225	9	31	24,8	210
5	26	24,6	550	10	27	24	600

Tabulka 6 — Respirece – hodnota a čas dosažení maxima

Osoba	$max_{V'E}$	$\overline{max_{V'E}}$	$tmax_{V'E}[s]$	Osoba	$max_{V'E}$	$\overline{max_{V'E}}$	$tmax_{V'E}[s]$
1	39,2	36,68	440	6	44,6	41,24	460
2	48,8	44,64	470	7	47,3	45,2	510
3	42	36,68	545	8	50,7	45,46	475
4	52,4	48,78	580	9	41,6	38,88	510
5	43,2	40,88	460	10	54,5	43,16	495

Tabulka 7 — Ventilace – hodnota a čas dosažení maxima

Osoba	max_{VCO_2}	$\overline{max_{VCO_2}}$	$tmax_{VCO_2}[s]$	Osoba	max_{VCO_2}	$\overline{max_{VCO_2}}$	$tmax_{VCO_2}[s]$
1	1695	1583,4	440	6	2002	1821,4	460
2	1999	1793	470	7	1949	1848,2	510
3	1952	1700,4	545	8	2078	1796,6	420
4	1990	1775,4	505	9	1633	1545,4	510
5	1878	1697,4	460	10	2000	1595,2	495

Tabulka 8 — Výdej oxidu uhličitého – hodnota a čas dosažení maxima

se více v určitých časových úsecích, čímž vytvořily viditelné vrcholy. Tyto vrcholy ovšem nebyly tak strmé, jak se původně předpokládalo. Poměr charakteristických událostí EKG (OSC1) a charakteristických událostí respirační křivky (OSC2) byl 6:1 ve všech fázích testu kromě fáze zotavovací, kde je možno diskutovat o vrcholu ve 3 sekundě. Při připuštění tohoto vrcholu, by byl poměr charakteristických intervalů 7:1. Pro přesné určení doby výskytu charakteristických intervalů vztažených na jeden respirační cyklus byla vypočítána střední hodnota těchto intervalů v jednotlivých výskytech událostí a úsecích zátěže. K těmto hodnotám byly vypočítány jejich výběrové rozptyly, jež jsou velmi malé, což potvrzuje dobrou synchronizaci signálu. Hodnoty výběrového rozptylu jsou v setinách sekundy. Střední doby výskytu se se vzrůstající zátěží snižují, při prvním zátěžovém skoku až o polovinu. Při frekvenční synchronizaci byla analyzována data z obou zátěžových testů. Z dat získaných při měření v Ústavu tělovýchovného lékařství byl získán poměr srdeční frekvence f_h a dechové frekvence f_r 6:1. Když byly frekvence vypočítány v jednotlivých fázích testu, lišil se tento poměr ve fázi předstartovní, kde byl roven 5:1 a ve fázi zotavovací, kde byl roven 7:1. Z těchto výsledků plyne, že poměr f_h/f_r se při všech stupních střední a nízké fyzické zátěže zachovává a oscilátory se tedy synchronizují. Tento závěr byl podpořen i daty z druhého zátěžového testu, kde marginální poměr frekvencí při fyzické zátěži byl zjištěn 6:1. Hodnota tohoto poměru ovšem není tak výrazná vůči poměru 7:1, jak by pro jednoznačný závěr bylo třeba. Z těchto výsledků můžeme stanovit závěr, že při přípravě na fyzickou zátěž se poměr frekvencí pseudooscilátorů snižuje (předstartovní horečka). Poslední provedenou analýzou byla analýza fázová, která měla podpořit svými výsledky analýzy ostatní. Byla zde stanovena relativní fáze respirace při charakteristických událostech OSC1. Jako charakteristické události byly zvoleny pouze R vrcholy pro jejich přesnější detekci. Z této analýzy nebyly získány jednoznačné výsledky. Očekávané horizontální a rovnoběžné linie nebyly získány, ale v histogramu se objevily určité relativní fáze, které se vyskytovaly s větší četností než ostatní a tvořily v histogramu vrcholy.

5.2 Maxima veličin a časové zpoždění reakce veličin na zátěž

Byla odhadnuta velikost maxim vybraných průběhů fyziologických veličin naměřených při zátěžovém testu I v Ústavu tělovýchovného lékařství u deseti testovaných osob. Mezi vybrané průběhy patřila srdeční frekvence (HR), dechová frekvence (BF), výdej oxidu uhličitého (V_{CO_2}) a ventilační ekvivalent ventilace ($V'E$). Byly získány velikosti časového zpoždění reakce kardiorepiračních veličin na zátěž (posun maxim vybraných charakteristických průběhu vzhledem k maximu zátěže) (Obr. 23). Časové zpoždění reakce kardiorepiračních veličin je určováno jako rozdíl časových okamžiků, kdy zátěžová křivka nabyla maxima a kdy maxim nabyly průběhy charakteristických veličin. Maxima těchto průběhů jsou značena \max_{hr} pro srdeční frekvenci, \max_{bf} pro dechovou frekvenci, $\max_{V_{CO_2}}$ pro výdej oxidu uhličitého a $\max V'E$ pro ventilační ekvivalent. Pro stanovení dosažených maxim a daného zpoždění jsou veškeré hodnoty vypočítány z dosaženého globálního maxima zátěže testovaných osob, které nastalo v čase $t = 440s$, tj. v sedmé minutě a dvacáté sekundě zátěžového testu. Toto místo bylo vybráno, jelikož zde lze nejlépe odečíst reakce veličin, a protože zde dochází ke změně trendu zátěžové křivky ze vzrůstu na pokles. Jelikož průběhy veličin jsou dosti členité, je hodnota pravděpodobného reálného maxima těchto charakteristických veličin, vztažených k dané maximální zátěži, vypočítávána jako střední hodnota maxima (\max_{hr} , \max_{bf} , $\max_{V_{CO_2}}$, $\max_{V'E}$) a 4 vzorků rozložených kolem něj. Tyto hodnoty budou označeny s pruhem. Doba nabytí maximální hodnoty jednotlivých fyziologických veličin bude označována v pořadí $t_{\max_{hr}}$, $t_{\max_{bf}}$, $t_{\max_{V_{CO_2}}}$, $t_{\max_{V'E}}$ (Tab. 5), (Tab. 6), (Tab. 7), (Tab. 8). Zpoždění reakce srdce na pokles zátěže se pohybuje v rozmezí od 35 až po 50 sekund. Průměrný čas zpoždění je 49,4s. Reálná hodnota maxim srdeční frekvence se pohybuje v intervalu od 105,6 tepů za minutu do 150,6 tepů za minutu při 140W zátěži. Hodnoty maxim srdeční frekvence jsou u druhého zátěžového maxima nabytého v čase $t = 1050s$, které je ovšem o 10 W nižší než globální maximum dosažené v čase $t = 450s$, z 90 procent vyšší než dosažené hodnoty u prvního maxima. Velikost rozdílu se pohybuje v intervalu od 1–7 tepů za minutu. Tato skutečnost pravděpodobně souvisí s únavou jedince, kdy svalům musí být přiváděno větší množství kyslíku a srdce musí pracovat s větší frekvencí. Pro průběh dechové frekvence je určení extrémů a časového zpoždění velmi obtížné, jelikož průběhy nedosáhly očekávaného tvaru s dvěma extrémy, jako v případě ostatních průběhů charakteristických veličin zde hodnocených. Aby bylo možno provést alespoň částečnou analýzu maxim dechové frekvence, bylo vybráno 5 průběhů z celého souboru měření. Tyto průběhy kopírují zátěžovou křivku, a mají tudíž viditelný extrém, z kterého lze odečíst časové zpoždění reakce dechové frekvence na zátěž.

Pro vybrané křivky platí, že maximum průběhu dechové frekvence nastalo pro 3 křivky ve stejném časovém intervalu, v jakém probíhalo maximální zatížení testovaných osob, tj. mezi 410–440 sekundou zátěžového testu. U zbývajících dvou průběhů nastalo zpoždění reakce za zátěží o 50 sekund a o 110 sekund. Velikost maxim se pohybovala v intervalu od 23–27 dechů za minutu. Ve stejném intervalu se pohybovaly i maxima při druhém zátěžovém maximu. Z průběhu reakce srdeční a dechové frekvence na zátěžový skok lze vidět, že reakce srdeční frekvence nastala přibližně po 8–10 sekundách po zahájení zátěže. Reakce dechové frekvence nastala přibližně 80 sekund po zatížení. U druhého

zátěžového skoku jsou podobné výsledky jako u prvního, srdeční frekvence začala vzrůstat přibližně po 6–8 sekundách, dechová frekvence až po 70 sekundách. Reakce srdeční frekvence nastává při stoupající fyzické zátěži velmi rychle a to přibližně do 10 sekund po zatížení. Velikost zpoždění reakce dechové frekvence je přibližně 7 až 8krát větší. Tento závěr platí pouze pro velké zátěžové skoky. Při postupném zatěžování a následném odlehčování se interval zpoždění reakce srdeční frekvence zvětšuje a to přibližně až na 50 sekund, což dokumentují výsledky naměřené u deseti osob v Ústavu tělovýchovného lékařství. Zpoždění reakce dechové frekvence není již tak průkazná jako reakce srdeční frekvence, jelikož dechová frekvence nebyla pro danou analýzu dostatečného vybudovaná Lze ale očekávat, že zpoždění reakce dechové frekvence se bude postupně se zvyšující zátěží snižovat. Doba reakce záleží také na průběhu zátěžové křivky. Při postupném zatěžování se zpoždění reakce zvyšuje a interval mezi srdeční a dechovou frekvencí se zmenšuje. Zpoždění reakce ventilace a výdeje oxidu uhličitého se průměrně pohybuje v intervalu mezi 40–60 sekundou při postupné změně zátěže. Tyto závěry byly získány na základě dat naměřených pouze u deseti lidí a proto je nelze zobecnit a je nutno je brát pouze za orientační

5.3 Aproximace průběhů srdeční frekvence

Formalizujeme závislost časového vývoje srdeční frekvence na fyzické zátěži vodným aproximačním polynomem. Vyjdeme z výsledků měření (dat) ergometrickém testu v Ústavu tělovýchovného lékařství. Pro tuto aproximaci byla vybrána srdeční frekvence, protože představuje hlavní veličinu charakterizující definovaný pseudooscilátor OSC1. Pro popis průběhů byla použita aproximace, jelikož naměřené hodnoty mají větší rozptyl a jsou zatížené většími chybami.

5.3.1 Aproximace průběhů srdeční frekvence metodou nejmenších čtverců

5.3.1.1. Předstartovní fáze

Tato fáze sloužila jako zklidňovací část zátěžového testu, kdy testovaný si měl zvyknout na laboratorní podmínky, a tudíž se u něj měla odstranit či alespoň snížit psychická zátěž, která ovlivňuje měřené veličiny. Toto ovlivnění způsobovalo zvýšenou hodnotu srdeční frekvence, což by mohlo vnášet chybu aproximace.

Stanovení sklonů poklesu srdeční frekvence v předstartovní fázi.

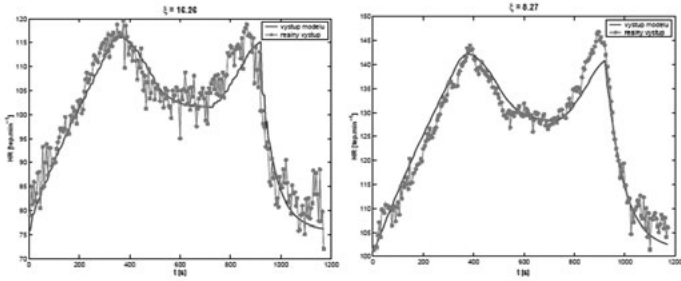
Pro aproximaci vývoje srdeční frekvence v předstartovní fázi byl použit polynom 5. stupně. Metoda uvažuje 95 procentní interval spolehlivosti.

5.3.1.2. Fáze růstu zátěže

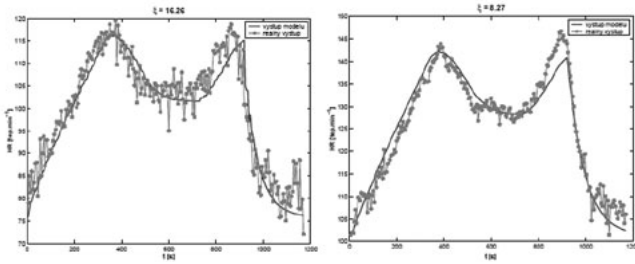
V daném testu se vyskytují dvě fáze, při nichž se zátěž zvyšuje. Jedná se o druhou fázi testu, která probíhá mezi 120 až 440 sekundou a o pátou fázi testu, probíhající mezi 840 až 980 sekundou. V obou fázích došlo u všech průběhů k nárůstu srdeční frekvence. Stejnou metodou jako při aproximaci klidové (předstartovní) fáze byly popsány průběhy srdeční frekvence při vzrůstající zátěži. Výsledky aproximace v obou fázích růstu byly porovnány.

5.3.1.3. Fáze poklesu zátěže a fáze pro dosažení rovnovážného stavu srdeční frekvence

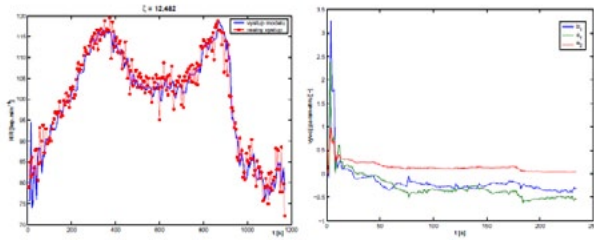
Vývoj srdeční frekvence při poklesu zátěže (3. fáze zátěžové křivky) a při konstantní nižší střední zátěži (4. fáze zátěžové křivky). 3. fáze probíhala mezi



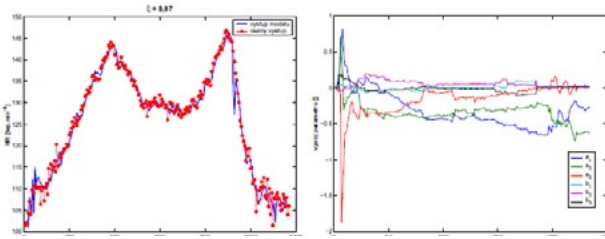
Obrázek 24 — Model změn srdeční frekvence při zátěži – jednorázová identifikace



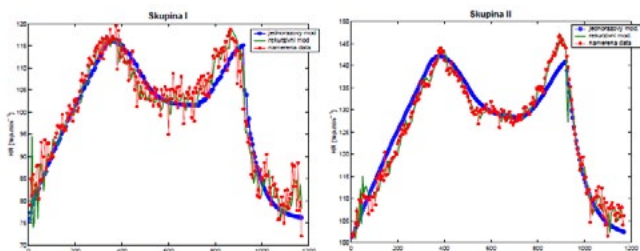
Obrázek 25 — Model změn srdeční frekvence při zátěži – rekurzivní identifikace



Obrázek 26 — Porovnání výstupů I měření a modelu a průběh nastavování jeho parametrů



Obrázek 27 — Porovnání výstupů II měření a modelu a průběh nastavování jeho parametrů



Obrázek 28 — Porovnání výstupů modelů jednorázové a rekurentní identifikace pro skupinu I a II

441–600 sekundou testu, 4. fáze probíhala mezi 601–840 sekundou testu. Při 3. fázi byl očekáván pokles srdeční frekvence a při 4. fázi bylo předpokládáno ustálení srdeční frekvence kolem 3. až 4. minuty dané fáze. Ustálení srdeční frekvence se uvažuje tehdy, jestliže hodnoty sousedních vzorků se neliší o více než 2 tepy za minutu.

5.3.1.4. Fáze zotavení

V této fázi byly vyšetřeny průběhy srdeční frekvence při skončení fyzické námahy. Cílem bylo zjistit, zda srdeční frekvence poklesne pod klidové hodnoty naměřené v předstartovní fázi. Toto zjištění by bylo dalším podporujícím faktorem, že před fyzickým výkonem se tělo již na zátěž připravuje a zvyšuje hodnoty kardiorespiračních veličin.

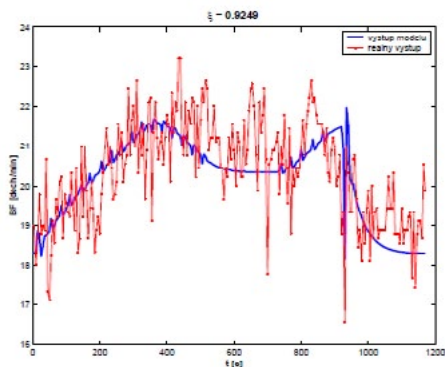
6. Modely kardiorespiračního systému

6.1 Parametrické modely

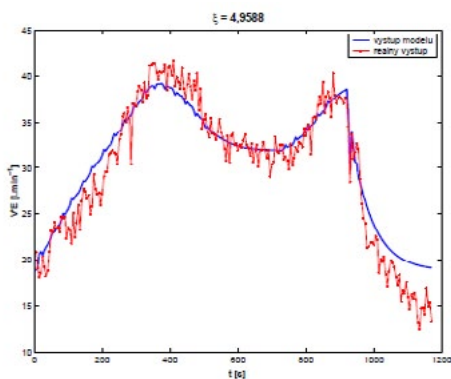
Parametrické modely jsou modely s danou strukturou a explicitně vyjádřenými parametry. Jsou nejčastěji představovány diferenciálními rovnicemi, diferenčními rovnicemi nebo přenosem. Zde se budeme věnovat některým vnějším parametrickým modelům popisujícím kardiorespirační soustavu, vytvořené na základě odhadu parametrů modelu z posloupnosti naměřených dat. Tato struktura se obecně označuje jako model ARX (AutoRegressive model with eXternal input), tj. model s chybou vstupu. Metody odhadu parametrů modelu výstupu dělíme do 2 skupin, první je jednorázový odhad (off-line identifikace), při které odhadujeme parametry z celé sady naměřených dat, druhá je rekurzivní (on-line identifikace), která umožňuje v průběhu času naměřit nová data a stanovit nový odhad parametrů. Odhad parametrů je založen na lineární regresi.

Metoda rekurzivní identifikace

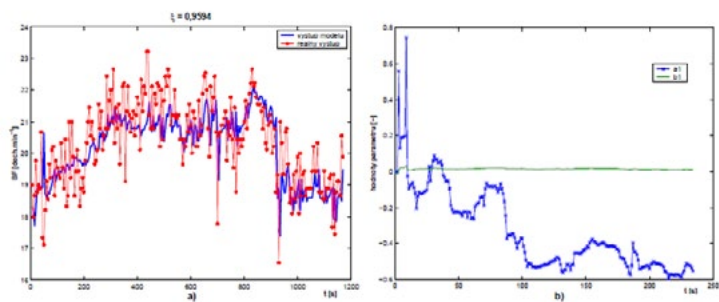
Rekurzivní metoda identifikace přináší oproti jednorázové identifikaci řadu výhod. Hlavními přednostmi jsou menší požadavky na operační paměť a možnost výpočtu modelu v reálném čase. Parametry modelu jsou vypočítávány pomocí rekurzivní metody nejmenších čtverců. Pomocí metody parametrické identifikace (pi), byl vytvořen vnější model chování srdeční



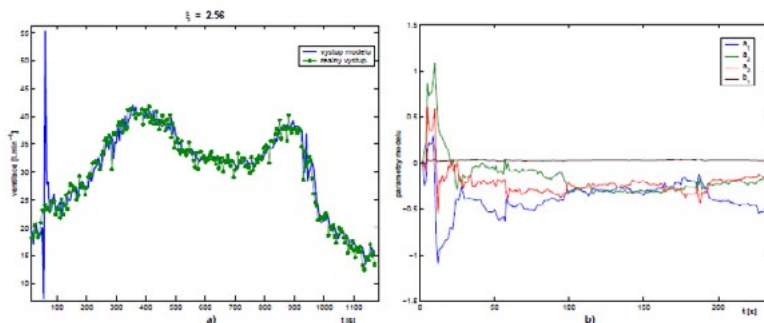
Obrázek 29 — Model změny dechové frekvence na zátěž (jednorázová identifikace)



Obrázek 30 — Model změny ventilace na zátěž (jednorázová identifikace)



Obrázek 31 — Model změn srdeční frekvence na zátěži (rekurzivní identifikace)



Obrázek 32 — Model změn ventilace na zátěž (rekurzivní identifikace)

frekvence při definované fyzické zátěži. Pro identifikaci byla použita data naměřená u devíti testovaných osob při zátěžovém testu I v Laboratoři Ústavu tělovýchovného lékařství. Realizovaný model popisuje reakci srdeční frekvence, jako charakteristické veličiny pseudooscilátoru OSC1 kardiorepiračního systému na fyzickou zátěž $P(t)$, která je vstupní veličinou modelu.

6.1.1 Jednorázová identifikace

Před samotnou identifikací byly průběhy srdeční frekvence rozděleny do 2 skupin podle klidové srdeční frekvence, získané jako průměr vzorků posledních 30 sekund předstartovní fáze testovaných osob. Před zahájením identifikace byly vypočítány pro každou skupinu dva charakteristické průběhy srdeční frekvence jako průběh středních hodnot všech charakteristických průběhů v dané skupině a dále pro zlepšení identifikace byla ještě od průběhů odečtena průměrná hodnota klidové srdeční frekvence. Takto upravená data dále sloužila jako výstupní signál při identifikaci ARX modelu. Z rekurzivní identifikace byl pro vývoj srdeční frekvence v závislosti na fyzické zátěži vypočten, jako nejlepší model pro skupinu I, model popsáný druhým řádem. Modely řádu vyššího než pátého nebyly uvažovány, jelikož modely nižších řádů dostatečně popisují chování srdeční frekvence při zátěži. Oproti jednorázové identifikaci průběhy generované uvedenými modely velmi dobře kopírují reálnou křivku, ale na počátku identifikace a na začátku zotavovací fáze generují skokové hodnoty neodpovídající reálnému průběhu, které způsobují vyšší střední kvadratickou chybu, než se očekávala. Velikost exponenciálního zapomínání λ byla zvolena 0,98, jelikož při tomto nastavení byly při zkušebních výpočtech docíleny nejlepší výsledky.

Jednorázová identifikace – ARX struktura

Před samotným výpočtem byla od průběhu charakteristických veličin (BF, V'E) odečtena příslušná klidová hodnota získaná jako průměr hodnot posledních 30 sekund předstartovní fáze. Tato klidová hodnota je později přičítána k výstupu modelu. Jednorázovou identifikací byl získán model reakce dechové frekvence na fyzickou zátěž. Přesnost modelu je vyjádřena střední

kvadratickou chybou ($\xi = 0,9617$) a průběhem reálného a odhadnutého výstupu. Řád tohoto modelu je rovný pěti a byl zvolen v závislosti na minimální hodnotě střední kvadratické chyby (Obr. 24).

6.1.2 Rekurzivní identifikace

Odhad parametrů modelu pomocí rekurzivní identifikace je proveden i u charakteristických veličin pseudooscilátoru OSC2 (plic). Lze očekávat, že výstup tohoto rekurzivního modelu bude lépe kopírovat naměřené průběhy. Míra dobrého sledování reálného výstupu bude záviset na vhodné volbě koeficientu zapomínání λ a na volbě řádu modelu. Po aplikaci algoritmu rekurzivní identifikace na vstupní a výstupní naměřené veličiny modelu plic (vstup – zátěž P, výstup – BF, V'E) byly získány následující výsledky. Pro model chování dechové frekvence při fyzické zátěži byl jako nejvhodnější vypočten model prvního řádu. Jako nejvhodnější model chování ventilace při fyzické zátěži (Mv,z) byl stanoven rekurzivní metodou model třetího řádu (Obr. 25) až (Obr. 32).

7. Závěr

Tato práce byla zaměřena na vázané říditelné biologické oscilátory, které lze nalézt v lidském organismu. Tyto oscilátory jsou zde popsány a jejich chování je diskutováno v závislosti na fyzické zátěži. Na základě prostudování fyzikálních a technických vlastností oscilátorů a teorie systémů, byl definován kardiorepirační systém. Tento systém se skládá ze srdce, jako hnací jednotky oběhového systému člověka, a plic, které zajišťují výměnu respiračních plynů mezi atmosférou a krevním oběhovým systémem. Výběr těchto orgánů byl založen na skutečnosti, že oba orgány vykonávají periodicky opakující se děje. Srdce provádí cyklické stahy hladké svaloviny a plíce periodicky zvětšují a zmenšují svůj objem. Četnost těchto dějů lze definovat jako frekvenci oscilátorů, z které lze jednoduše vypočítat časovou periodu oscilací. Dalším hlediskem výběru byla vzájemná biologická vazba a provázanost řídicích mechanismů. U takto zvoleného oscilačního systému nelze určit všechny veličiny jako u technických vázaných oscilátorů, proto jsou jednotlivé biologické oscilátory nazývány pseudooscilátory. Data pro popis a modelování chování byla získána prostřednictvím zátěžových testů provedených u 10 zdravých osob, které byly ve věku mezi 22–28 lety, nebyly vrcholoví sportovci a sport provozovaly pouze rekreačně. Testy byly prováděny v laboratoři Ústavu tělovýchovného lékařství 1. LF UK v Praze a na Katedře kybernetiky, FEL ČVUT v Praze. Z těchto testů se získaly průběhy charakteristických veličin kardiorepiračního systému. Na naměřených datech byla provedena korelační a synchronizační analýza s cílem jednoznačně prokázat vazbu mezi charakteristickými veličinami definovaných pseudooscilátorů. Z korelační analýzy vyplynulo, že pravděpodobně existují vazby mezi oběma definovanými pseudooscilátory, nelze ovšem říci, zda jsou tyto vazby lineární a zda je lze parametrizovat. Otázka parametrizace vazby byla vyřešena v části věnované synchronizaci charakteristických

veličin pseudooscilátorů (srdeční a dechové frekvence). Byly provedeny tři typy synchronizační analýzy (frekvenční, fázová, intervalová). U prošetření intervalové a frekvenční synchronizace byla detekována vazba. Poměr srdeční a dechové frekvence se při zátěži zachovával a to v poměru 6:1. Ve fázích, kdy člověk nebyl zatěžován, se poměr frekvencí měnil, a to při předstartovní fázi na 5:1 a ve fázi zotavovací 7:1. Tyto výsledné poměry byly shodně zjištěny v obou provedených zátěžových testech. Z výsledků fázové synchronizace nelze vyvodit jednoznačné závěry. Při vyšetřování rychlosti reakce charakteristických veličin na zátěž bylo zjištěno, že reakce srdeční frekvence je při velkých zátěžových skocích velmi rychlá a nastává přibližně do 10 sekund. Při postupném vývoji zátěže s pomalým růstem se doba reakce srdeční frekvence prodlužuje až na hodnotu přibližně 50 sekund. Dechová frekvence při velkých zátěžových skocích reaguje asi 7 až 8 krát pomaleji než frekvence srdeční. Pro vyšetření rychlosti reakce při postupném zatěžování nebyly naměřeny vhodné průběhy pro konkrétní závěry. Ventilace a výdej oxidu uhličitého, jako další charakteristické veličiny plic, reagují při postupném zatěžování se zpožděním 40–60 sekund po zvýšení zátěže. Při aproximaci průběhů srdeční frekvence bylo zjištěno, že na testované osoby působí psychický stres, který se postupem času odbourává. Tento závěr dokazuje pokles srdeční frekvence při předstartovní fázi. Průběh růstu a poklesu srdeční frekvence při postupném lineárním zatěžování lze velmi dobře aproximovat přímkou. Průběh srdeční frekvence při fázi zotavení, kdy testovaný regeneruje po dokončení fyzické zátěže, je exponenciální a lze ho aproximovat polynomem třetího až pátého stupně. Vytvořené parametrické modely vývoje charakteristických veličin pseudooscilátorů, založené na jednorázové a rekurzivní identifikaci, jsou dostatečně přesné pouze pro průběhy, které sloužily jako vstupní a výstupní veličiny při identifikačním procesu. Při porovnání jednorázové a rekurzivní metody identifikace jsme dospěli k závěru, že rekurzivní identifikace je pro tyto účely přesnější a průběhy získané z těchto modelů věrněji kopírují reálné průběhy. Získané výstupy modelů byly také srovnány s naměřenými průběhy a bylo zjištěno, že odchylky mezi nimi byly již výraznější, trend vývoje daných charakteristických veličin však zachycovaly. Na základě vytvořených modelů průběhů charakteristických veličin a poznatků vlastností zkoumaného systému byl vytvořen simulační model kardiorepiračního systému. Při provedených testech kvality tohoto simulačního modelu bylo zjištěno, že odhad dechové frekvence, vytvořený pomocí poznatku zachování poměru srdeční a dechové frekvence, je stejně dobrý, v některých případech dokonce lepší, než odhad jednorázově identifikovaného ARX modelu chování dechové frekvence. Na základě těchto poznatků lze říci, že použité metody identifikace lze aplikovat pro modelování průběhů biologických veličin. Nepodařilo se ovšem vytvořit dostatečně přesný model chování charakteristických veličin, který by obecně popisoval vývoj veličin uvedených pseudooscilátorů při zátěži. V závěru konstatujeme, že na zvolený vázaný systém srdce a plic lze pohlížet jako na vázané oscilátory. Přímé vazby ve smyslu technickém

pravděpodobně nelze nalézt, ale na základě provedených experimentů prokazatelně tyto vazby existují a oba orgány se vzájemně synchronizují. Dané závěry ovšem nelze plně zevšeobecnit, protože byly vytvořeny na základě měření provedených pouze na deseti testovaných osobách. Pro statistickou významnost zde uvedených tvrzení by bylo nutno soubor testovaných osob rozšířit nejméně 5 krát. Měření byla prováděna v Ústavu tělovýchovného lékařství 1. LF University Karlovy v Praze a Všeobecné fakultní nemocnice v Praze a za odborných konzultací doc. MUDr. Z. Vilíkuse, CSc. Práce byla podporována výzkumným záměrem č. MSM 6840770012 „Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II“.

Literatura:

- [1.] Převorovská, S., Maršík, F. (2002). *Interakce respiračního a kardiovaskulárního systému člověka, výzkumná zpráva, Ústav termomechaniky ČAV, Praha*
- [2.] Lotric, M.B. (1999). *Couplings Among Subsystems that Regulate Blood Flow, Ph.D Thesis, Faculty of Electrical Engineering, University Ljubljana*
- [3.] Novák, J. (2002). *Vázané biologické oscilátory, diplomová práce, Fakulta elektrotechnická, ČVUT v Praze*
- [4.] Honzíková, N. (1995). *Biologie člověka, skriptum, VUT Brno*
- [5.] Noskievič, P. (1999). *Modelování a identifikace systémů, Montanex a.s., Ostrava*
- [6.] Michněvič, P. (2003). *Vázané říditelné biologické pseudooscilátory, diplomová práce, Fakulta elektrotechnická, ČVUT v Praze*
- [7.] Rosenblum, M., G., Pikovsz, A., S., Kurths, J., M., B. (1997). *Phase Synchronization of Chaotic Oscillators, Phys.Rev.Lett., Vol.78, 4193–4196*
- [8.] Pikovsky, A., S., Rosenblum, M., G., Osipov, G., V. (1997). *Phase Synchronization of Chaotic Oscillators by External Driving, Physica D., 104, 0219–238*

Kontakt:

Doc.Ing.Vladimír Eck, CSc.,

katedra kybernetiky FEL ČVUT v Praze

Karlovo náměstí 13

121 35 Praha 2

tel.: 224357255

e-mail: eck@fel.cvut.cz

<http://nit.felk.cvut.cz>

<http://cyber.felk.cvut.cz>