

VŠB-TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A INFORMATIKY
KATEDRA KYBERNETIKY A BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ

Simulování srdeční činnosti v LabVIEW

Simulation of Cardiac Activity by using LabVIEW

2015

Lucie Drahorádová

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Lucie Drahorádová**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Simulování srdeční činnosti v LabView
Simulation of Cardiac Activity by using LabView**

Zásady pro vypracování:

1. Rozbor závislosti mechanické a elektrické činnosti srdce.
2. Simulování elektrické aktivity srdce, s a bez patologických změn.
3. Simulování pracovního diagramu levé komory v závislosti na patologiích srdce.
4. Vytvoření výukového software.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*. 2.vyd. Praha: ČVUT, 2006. ISBN 80-01-03425-9.
[2] VAN MEURS, Willem. *Modeling and simulation in biomedical engineering: applications in cardiorespiratory physiology*. New York: McGraw Hill Professional, 2011. ISBN 978-0071714457.
[3] LARSEN, Ronald W. *LabVIEW for Engineers*. Upper Saddle River: Prentice Hall, 2010. ISBN 978-0136094296.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Lukáš Peter**

Datum zadání: 01.09.2014

Datum odevzdání: 07.05.2015

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě 17.7.2015

Podpis

A handwritten signature in black ink, consisting of a large, stylized initial 'R' followed by a horizontal line and a decorative flourish.

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych ráda poděkovala Ing. Lukáši Peterovi za trpělivost, věnovaný čas a drahocenné rady, které mi pomohly k úspěšnému vypracování mé bakalářské práce.

Dále bych ráda poděkovala své rodině a příteli za psychickou podporu během vypracování této práce.

ABSTRAKT

Srdce, jako jeden z hlavních orgánů člověka má v těle důležitou funkci, kterou je pohánění krve do celého těla. Aby tato činnost mohla být uskutečněna je třeba určité mechanické a elektrické aktivity k tomu, aby se srdeční svalovina začala stahovat. Výsledkem práce je aplikace, sloužící jako výukový program pro studenty. Aplikace znázorňuje závislost mechanické činnosti srdce na elektrické aktivitě srdce. Tato závislost je zobrazena pomocí dvou grafů a znázornění odpovídajících míst. První graf je EKG křivka a druhý graf je pracovní diagram. Pracovní diagram znázorňuje čtyři dané části srdečního cyklu. Uživatel má možnost měnit různé hodnoty, jako například srdeční frekvence, objem levé komory nebo tlak levé komory. Při změně dané hodnoty je možné na pracovním diagramu pozorovat změnu oproti ideální křivce pracovní diagramu. Aplikace také umožňuje přepínat mezi grafy a pozorovat tak, jak se mění grafy v závislosti na různých patologiích.

Klíčová slova:

EKG, pracovní diagram, mechanická činnost srdce, elektrická aktivita srdce, patologie, LabVIEW, simulování

ABSTRACT

Heart, as one of the major organs in the human body has an important function, which is propelling the blood through the body. In order to this activity can be realized, it is necessary to be there some mechanical and electrical activity to start contraction of the heart muscle. The result of this thesis is application, serving as a tutorial for students. Application shows the dependence of the mechanical activity on the electrical activity of the heart. This dependence is shown by two graphs and highlight the corresponding parts. The first graph is the ECG waveform and the second graph is a working diagram. Working diagram shows four of the cardiac cycle. The user has the possibility to modify various values such as heart rate, the volume of the left ventricle or left ventricle pressure. When you change the values you can watch, how the diagram changes from the ideal working diagram. The application also allows you to switch between graphs and watch changes of graphs depending on various pathologies.

Key words:

ECG, working diagram, mechanical activity of the heart, electrical activity of the heart, pathologies, LabVIEW, simulation

Obsah

1	Úvod	1
2	Kardiovaskulární systém	2
2.1	Srdce a srdeční činnost.....	2
2.2	Poruchy srdeční činnosti	3
2.2.1	Definice srdečního selhání	3
2.2.2	Hypertenze	4
2.2.3	Fibrilace	5
3	Elektrická činnost srdce.....	6
3.1	EKG	6
3.2	Depolarizace.....	7
3.3	Repolarizace	7
3.4	Pracovní diagram	8
4	Mechanická činnost srdce.....	10
4.1	Fáze srdečního cyklu	10
4.1.1	Fáze systoly	11
4.1.2	Fáze diastoly.....	12
4.2	Frank-Starlingův zákon.....	15
5	Rešeršní práce	17
5.1	Výsledky rešerše:.....	29
6	Modelování srdeční činnosti	30
6.1	Návrh řešení	30
6.2	Řešení.....	32
6.2.1	Simulace EKG křivky	33
6.2.2	Simulace pracovního diagramu.....	35
6.2.3	Znázornění závislosti mechanické činnosti srdce na elektrické aktivitě srdce.....	40
6.2.4	Vytvoření výukového software	44
6.3	Laboratorní úloha.....	51
6.4	Vzorový protokol.....	55
7	Závěr.....	60
8	Seznam literatury:	62

1 Úvod

Tato bakalářská práce se věnuje modelování různých srdečních křivek a srdeční činnosti. Nejprve je zde obsažen teoretický základ, který přibližuje problematiku a popisuje fakta, které je třeba znát pro správné namodelování jak EKG křivky tak izovolumetrické křivky.

Je zde popsáno, co se děje se srdcem při pumpování krve a jak se projevují různé srdeční poruchy, jako je například hypertenze nebo fibrilace. Co se děje při depolarizaci a repolarizaci komor a jak to souvisí s mechanickou činností srdce, případně jak ji ovlivňuje. Dále je popsán pracovní diagram, který nám dává představu o tom, jak probíhají jednotlivé srdeční cykly. Práce také popisuje změny objemu srdce v závislosti na tlaku v různých srdečních fázích. Na závěr je zde uveden Frank-Starlingův zákon, který popisuje rozpínání srdce v závislosti na tlaku a roztažení svalového vlákna při různém objemu srdce.

Rešerše bakalářské práce je založena na různých již provedených výzkumech, které úzce souvisí s tématem modelování srdeční aktivity. Výsledný program bude sloužit jako výukový program pro studenty, který by jim měl ukázat, jak srdce celkově funguje.

V praktické části práce je vytvořena aplikace, která popisuje vztah mechanické činnosti srdce a elektrické aktivity srdce. Elektrická aktivita je zde znázorněna pomocí EKG křivky, kterou je možné měnit pomocí změny hodnoty frekvence. Mechanickou činnost srdce popisuje křivka pracovního diagramu, která zobrazuje závislost objemu v levé komoře na tlaku levé komory srdce. V aplikaci je možné sledovat změny na EKG křivce a pracovním diagramu srdce při různých srdečních poruchách.

2 Kardiovaskulární systém

Kardiovaskulární systém (KVS) je základní systém lidského organismu a rovněž všech vývojově vyšších živočichů. Jeho primární funkcí je doprava kyslíku, ale zajišťuje též dopravu živin jako glukózy, laktátu, mastných kyselin a aminokyselin z plic a střev do buněk všech tělesných tkání a orgánů, jakož i dopravu odpadních látek¹ produkovaných všemi částmi těla do výstupních orgánů, zejména plic a ledvin. Nositelem uvedených látek je krev. Tímto způsobem je z převážné části udržována rovnováha mezi příjmem a výdejem látek a energie nejrozličnějších struktur těla. Avšak transportní funkce kardiovaskulárního systému je ještě obecnější: do funkčních tkání jsou dopravovány látky nejen ze vstupních orgánů, ale i z tělních depozit². Krví jsou dopravovány i hormony žláz s vnitřní sekrecí, jako informační média řídicího endokrinního systému. Celkový objem krve je cca 4,5 – 5,5 l, tj. zhruba 7% hmotnosti těla. Anatomicky i funkčně se KVS dělí na dvě části – část pohonnou, což je srdce a část rozvodnou, kterou je cévní systém. [21]

2.1 Srdce a srdeční činnost

Srdeční činnost jako taková je široký pojem. Patří zde srdeční stahy, frekvence, tok krve, tepy a veškerá srdeční aktivita spojená jak s fyzickou tak i psychickou aktivitou člověka. Základem této činnosti je rytmické střídání stahu srdeční svaloviny, systoly, a ochabnutí srdeční svaloviny, diastoly.

Cyklus srdeční činnosti lze rozdělit do čtyř fází: napínací a vypuzovací fáze systoly a relaxační a plnicí fáze diastoly. Systola trvá zhruba 1/3 cyklu a její trvání je relativně konstantní, diastola trvá asi 2/3 cyklu. Správný směr proudu krve v srdci zajišťují srdeční chlopně. Otevírání a uzavírání chlopní je dáno tlakem na jejich obou stranách, je-li např. tlak v levé síni vyšší než tlak v levé komoře, je mitrální chlopeň otevřena a naopak. Chlopně v srdci fungují jako jednocestné ventily, sloužící k zabránění zpětnému toku srdce, koordinovaně se srdeční činností se otevírají a uzavírají. Krev se z těla dostává horní a dolní dutou žílou do pravé síně, přes trojcípou chlopeň do pravé komory a z pravé komory přes pulmonální chlopeň plicní tepnou do plic. V plicích se krev nasatí kyslíkem a plicními žilami se dostane do levé síně. Z levé síně krev přes dvojcípou chlopeň proudí do levé komory a odtud je vypuzována přes aortální chlopeň do aorty a následně do celého těla. Mechanickým fázím srdeční činnosti předcházejí elektrické děje snímatelné elektrokardiografem. [20]

Činnost srdce je řízena především pomocí vegetativního nervového systému, tj. sympatikem a parasympatikem. Vlastní centra pro řízení srdeční činnosti jsou uložena v mozgovém kmeni v prodloužené míše a v tzv. pontu. Sympatické nervy působí tak, že zrychlují srdeční frekvenci, zvyšují sílu srdeční kontrakce a urychlují rovněž vedení vzruchů převodním srdečním systémem.

¹ CO₂, produkty dusíkového metabolismu

² např. glukóza či tuky z jater

Parasympatické nervy mají přesně opačný vliv na srdeční činnost, tzn. zpomalují srdeční frekvenci, zeslabují srdeční kontrakce a zpomalují síňokomorový převod se současným snižováním vzrušivosti myokardu. K řízení srdeční činnosti patří neodmyslitelně tzv. Starlingův zákon, což je schopnost vlastních svalových buněk myokardu reagovat větším stahem na své větší protažení. Tato regulace se nazývá celulární³. Humorální⁴ regulace se uskutečňuje pomocí adrenalinu a noradrenalinu. [8]

Tok krve, ovládaný činností srdce, je přizpůsobován činností celého organismu. Rytmičné stahování srdečního svalu je řízeno autonomní nervovou soustavou a ovlivňováno humorálně i nadřazenými centry CNS. [21]

2.2 Poruchy srdeční činnosti

Poruchy srdeční činnosti nazývané odborně arytmie patří mezi nejčastější srdeční onemocnění. Vznikají jako důsledek odlišného vytváření nebo vedení elektrických vzruchů v srdci. Ve většině případů jde o naprosto nezávažné arytmie, které si postižený člověk vůbec neuvědomuje a které lze zachytit pouze dlouhodobým monitorováním elektrokardiogramu. [16]

2.2.1 Definice srdečního selhání

Srdeční nedostatečnost nebo srdeční selhání je stav, kdy srdce není schopno udržet dostatečný srdeční výdej pro pokrytí potřeb tkání anebo pokrývá tyto potřeby jen za cenu trvalého zvýšení konečného komorového diastolického objemu⁵. Selhání srdce je vždy následkem toho, že výkon srdce postupně klesá. Existuje také srdeční selhání rozvíjející se po období zvýšeného, nebo dokonce vystupňovaného srdečního výdeje.

Srdeční selhání je provázeno abnormálním koloběhem kalciových iontů v sarkoplasmě příčně pruhovaných vláken myokardu a abnormální interakcí Ca^{2+} s kontraktilními proteiny. [22]

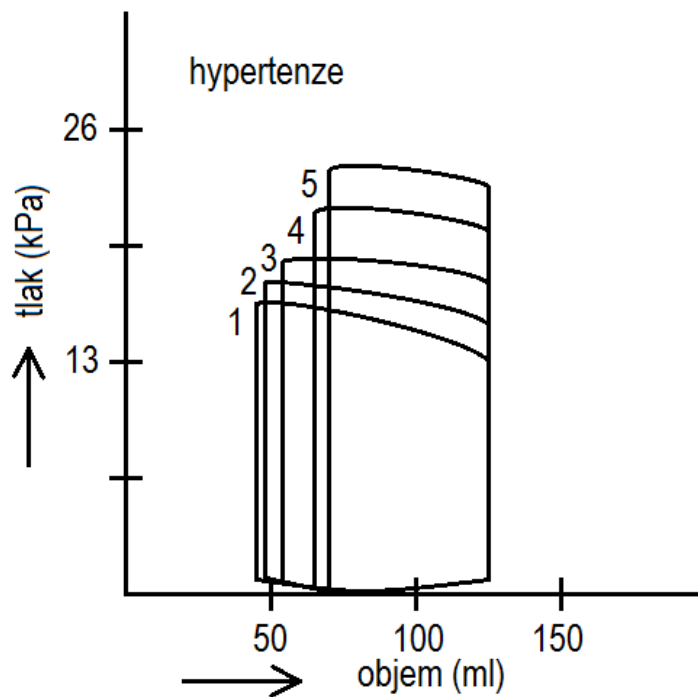
³ celulární=buněčná

⁴ souvisí s tekutinami v organismu

⁵ objem krve v komoře po skončení diastoly

2.2.2 Hypertenze

Tepenný tlak není fixní, naopak velmi proměnný a kolísá během dne, v závislosti na fyzické i duševní námaze, na poloze těla i na věku. Pokud se krevní tlak zvýší výrazně a trvale, pak přispívá ke vzniku ischemické⁶ choroby srdce nebo některých mozkových a ledvinových poruch. Čím vyšší je odpor cévního řečiště tím větší tlak v arterii a vzniká hypertenze. [9]

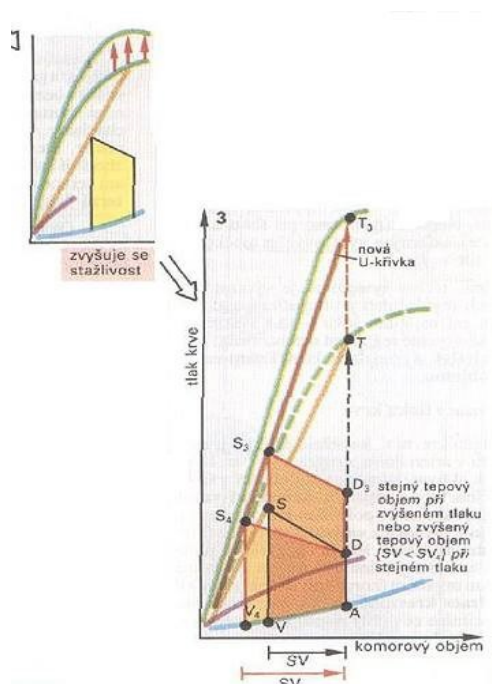


Obr. 2.1 Pracovní diagram levé komory pro různé hodnoty rezistence periferního cévního řečiště [9]

⁶ nedokrvnost tkáně a orgánu, která může vést ke smrti

2.2.3 Fibrilace

- **Fibrilace síní** se vyskytuje běžně u starších lidí a označuje se jako idiopatická, tedy nemoc vznikající bez známé příčiny. Avšak velmi často dochází k fibrilaci síní po prodělaném infarktu myokardu, u stenóz mitrální chlopně (zúžení průsvitu chlopně mezi levou síní a levou komorou) či při hypertyreóze u starších lidí (zvýšená aktivita štítné žlázy) a u hypertoniků (pacienti s vysokým krevním tlakem). Fibrilace síní neohrožuje na životě a významně neovlivňuje funkci srdce. To, co dělá tuto nemoc rizikovou, jsou její komplikace, a to zvýšený výskyt cévních mozkových příhod a srdečních selhání, vlivem zvýšeného rizika tvorby sraženin.
- **Fibrilace komor** je naopak závažná srdeční porucha. Vzniká při špatné synchronizaci převodního systému srdečního, kdy dochází k nekontrolovatelnému stahu srdeční svaloviny a srdce ztrácí svou funkci, jakožto krevní pumpa. Pokud tento stav není včas řešen pomocí defibrilátoru, jedinec umírá. Nejčastější příčinou fibrilace komor je akutní infarkt myokardu. Dále jsou to pak ischemická choroba srdeční, kardiomyopatie, syndrom dlouhého QT intervalu či Brugadaův⁷ syndrom a mnoho dalších onemocnění. Může však vznikat i bez známých důvodů. [13]



Obr. 2.2 Vliv zvýšené stažlivosti na činnost srdce (fibrilace komor) [20]

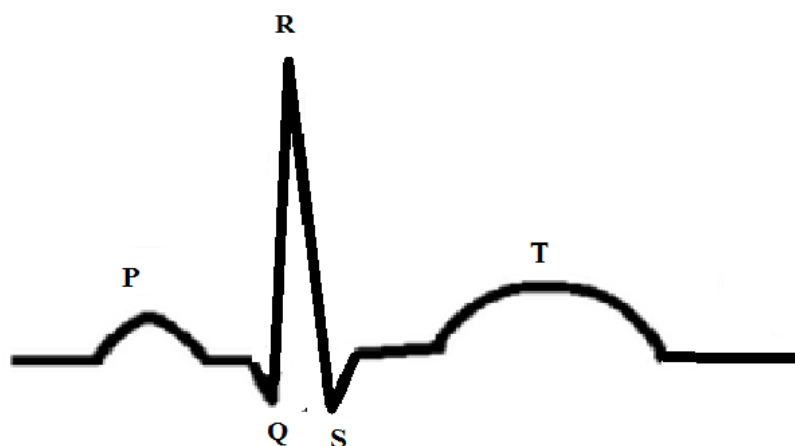
⁷ syndrom charakterizovaný náhle vznikajícími závažnými arytmiemi komorovou tachykardií přecházející ve fibrilaci komor vedoucími k náhlému úmrtí

3 Elektrická činnost srdce

Elektrickou činnost srdce popisuje Elektrokardiogram. Měří se pomocí elektrod umístěných na povrchu těla nebo uvnitř buněk. Pomocí EKG můžeme popsat různé elektrické fáze srdečního cyklu.

3.1 EKG

Elektrokardiogram (EKG), je reprezentativní signál srdeční funkce člověka. Tvar a velikost P-QRS-T křivky a časové intervaly mezi jejími různými vrcholy mohou obsahovat užitečné informace o charakteru onemocnění postihující srdce, jako je například tachykardie. Nicméně, lidským okem nemůžeme detaily těchto jevů pozorovat. Přestože bio-signály jsou velmi subjektivní, mohou se příznaky objevit náhodně. Z tohoto důvodu se variabilita signálu srdeční frekvence používá jako vysoce užitečný základní signál v diagnostice. [10]



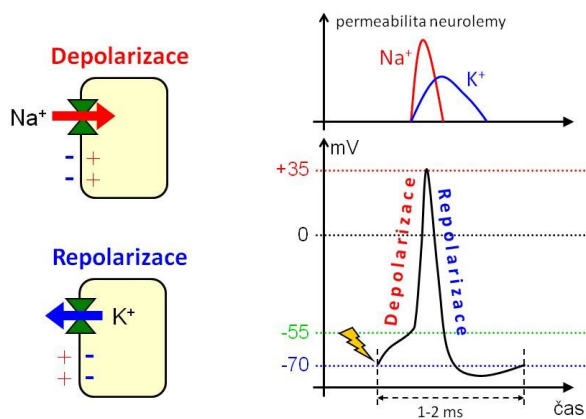
Obr. 3.1 Obecná EKG křivka

3.2 Depolarizace

V klidové buňce srdečního svalu disociují⁸ molekuly na ionty s pozitivním nábojem na zevní a s negativním nábojem na vnitřní straně buněčné membrány; buňka je v elektricky vyváženém, či naopak polarizovaném stavu. Jakmile začne na buňku působit podráždění, ionty s negativním nábojem pronikají na povrch buňky a s pozitivním nábojem do nitra buňky. Tato změna polarity se označuje jako depolarizace. Je-li elektroda umístěná tak, že čelo vlny depolarizace směřuje k elektrodě, projeví se na záznamu jako pozitivní výchylka. Směřuje-li vlna depolarizace od elektrody, projeví se jako negativní výchylka. [12]

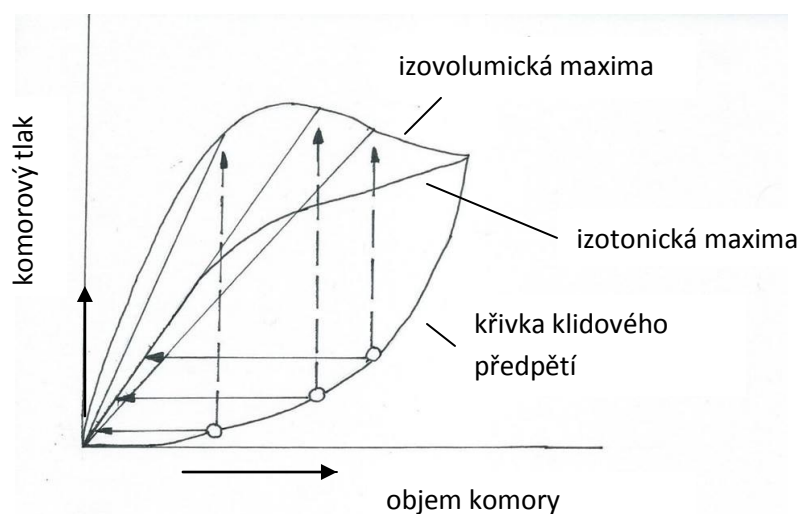
3.3 Repolarizace

Ve fázi zotavení se pozitivní ionty vracejí na zevní povrch buněk, zatímco ionty s negativním nábojem se vracejí do nitra buněk. Obnovuje se elektrická rovnováha buněk, tento proces se označuje jako repolarizace. Pohyb iontů sodíku (Na^+) a draslíku (K^+) přes buněčnou membránu je důležitý pro vznik elektrické srdeční činnosti. Koncentrace Na^+ je třicetkrát nižší uvnitř buňky než na jejím povrchu. Pro toto složení iontů je membrána klidového svalového vlákna myokardu v elektricky vyváženém neboli polarizovaném stavu. Rozdíl potenciálů na buněčné membráně lze změřit mikroelektrodou a má hodnotu -90 mV . [12]



Obr. 3.2 Znáznorněný průběh depolarizace a repolarizace [23]

⁸ disociují = štěpí se



Obr. 3.4 Křivky pro správné sestrojení pracovního diagramu [9]

Křivka klidového napětí udává tlaky vznikající pasivně, bez svalové kontrakce, při různé náplni komory. Křivka izovolumických maxim je získaná experimentálně, tj. při různých náplních komory je měřen maximální dosažený tlak při konstantním objemu komory, tedy bez vypuzení objemu. Křivka izotonických maxim, získaná experimentálně, tj. při různých náplních komory je vypuzování řízeno tak, že tlak zůstává během snižování objemu konstantní. Křivka podpurných maxim, systola zahrnuje izovolumickou napínací fázi následovanou vypuzovací fází, kdy při úbytku objemu dále stoupá tlak; taková smíšená forma kontrakce se nazývá podpurný stah; při daném plnicím tlaku se mění jeho maximum v závislosti na enddiastolickém aortálním tlaku, přesto všechna tato maxima leží na této křivce, která je lineárním spojením mezi izovolumickými a izotonickými maximy, odpovídajícími příslušnému plnicímu tlaku viz **Obr. 3.4.** [20]

4 Mechanická činnost srdce

Mechanickou funkci myokardu nejlépe vystihují změny tlaku a vypuzování krve, tedy tlakoprůtokové parametry.

Činnost srdce je ovlivňována:

- výchozím zatížením, vyjádřeným především telodiastolickým objemem⁹ (TDV), který určuje délku svalových vláken před kontrakcí
- zatížením při kontrakci, neboli odporem systémové vaskulatury¹⁰ proti vypuzování krve ze srdce
- inotropií¹¹ [21]

4.1 Fáze srdečního cyklu

V obou základních částech srdečního cyklu, tedy v systole i diastole, můžeme rozlišit jednotlivé fáze podle tlakových a objemových změn v srdečních dutinách. Obecně lze tyto fáze charakterizovat podle toho, která ze změn je dominantní. Buď se mění tlak v komorách, aniž by se měnil objem, nebo se naopak mění objem komor při relativně malé změně nitrokomorového tlaku. Podle toho rozlišujeme dvě fáze systoly a dvě fáze diastoly. [11]

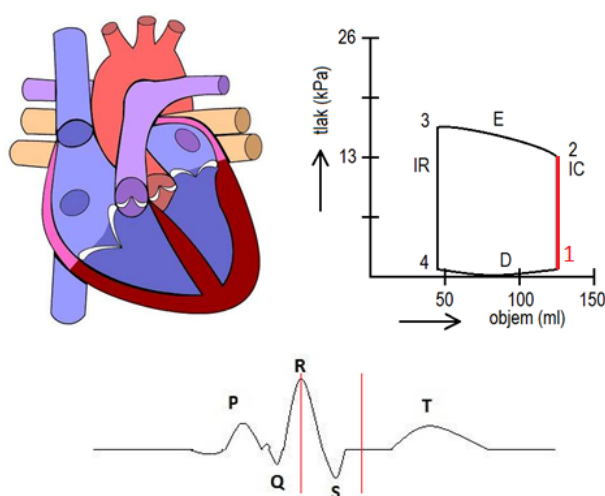
⁹ objem krve v srdeční komoře po skončení diastoly

¹⁰ odpor v periferní cirkulaci

¹¹ stažlivost srdečního svalu

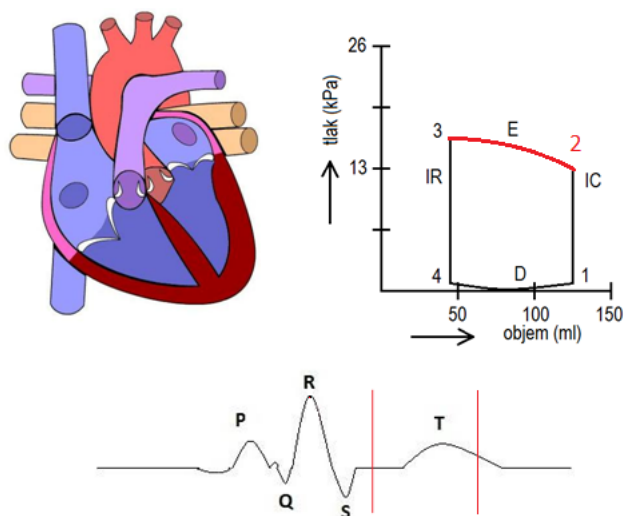
4.1.1 Fáze systoly

- **izovolumická kontrakce** – roste tlak v komorách, ale objem se nemění, kontrakce komorového myokardu vede na začátku systoly komor ke vzrůstu nitrokomorového tlaku, který velmi rychle převyší tlak v pedsíních a způsobí uzavření chlopní. Semilunární chlopně jsou v tuto chvíli také uzavřeny, tlak v komorách je menší než tlak v tepnách, a tak pokračující kontrakce komorového myokardu vede k dalšímu rychlému vzestupu tlaku v komorách. Objem komor se v této fázi nemění. Při normální srdeční frekvenci, asi 72 tepů za minutu, trvá izovolumická kontrakce asi 60 ms.



Obr. 4.1 Vyznačení izovolumické kontrakce na pracovním diagramu a EKG křivce

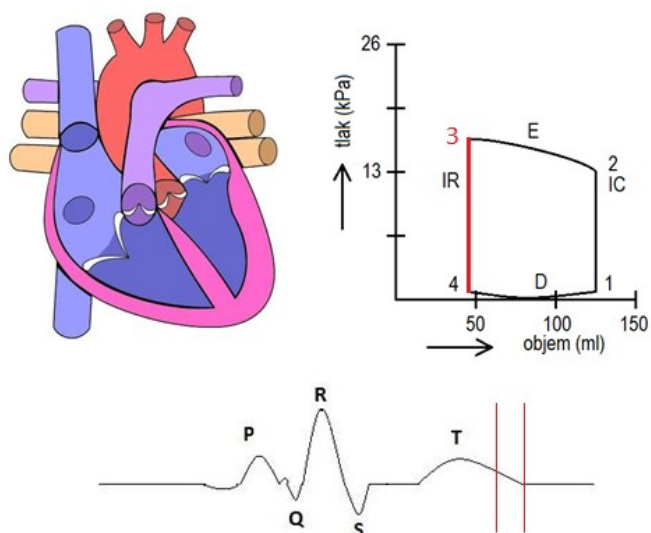
- **ejekční (vypuzovací) fáze** – tlak v komorách je poměrně stálý a jejich objem se zmenšuje, jakmile nitrokomorový tlak přesáhne diastolický tlak ve velkých tepnách, tj. v aortě a plicnici, otevrou se poloměsíčné chlopně a krev je vypuzována do tepen velkého a malého krevního oběhu. Asi do poloviny fáze tlak v komorách ještě mírně stoupá, pak až do konce systoly klesá. Jakmile dosáhne hodnoty nižší než tlak ve velkých tepnách, uzavřou se poloměsíčné chlopně a systola končí. V této fázi dosáhne nitrokomorový tlak své nejvyšší hodnoty, systolický tlak komory. Objem komor se naopak zmenší až na své minimum: ze 130 ml, které každá komora obsahuje před začátkem systoly, se v klidu vypudí kolem 70 ml (tepový nebo též systolický objem). Ejekční fáze trvá za normálních podmínek 200 ms.



Obr. 4.2 Vyznačení ejekční fáze na pracovním diagramu a EKG křivce

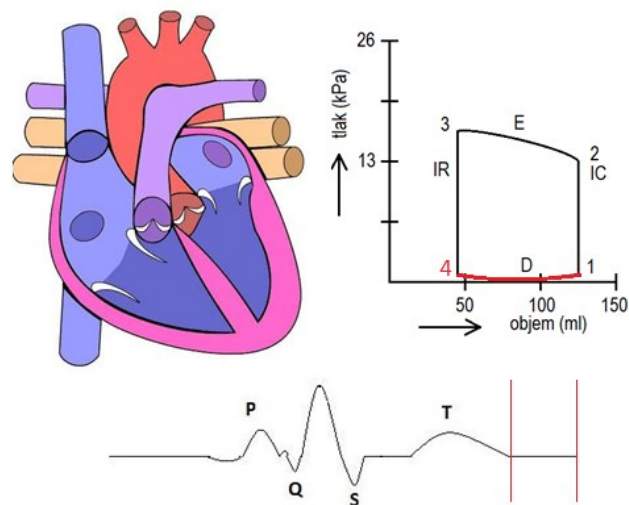
4.1.2 Fáze diastoly

- **izovolumická relaxace** – nitrokomorový tlak klesá a objem se nemění, podobně jako systola, začíná i diastola krátkou fází, kdy jsou všechny chlopně uzavřeny. Relaxace myokardu vede k rychlému poklesu nitrokomorového tlaku až k hodnotě nižší než je v síních. V tomto okamžiku se otvírají atrioventrikulární chlopně a komory se mohou začít plnit. Tato fáze trvá asi 50 ms. [11]

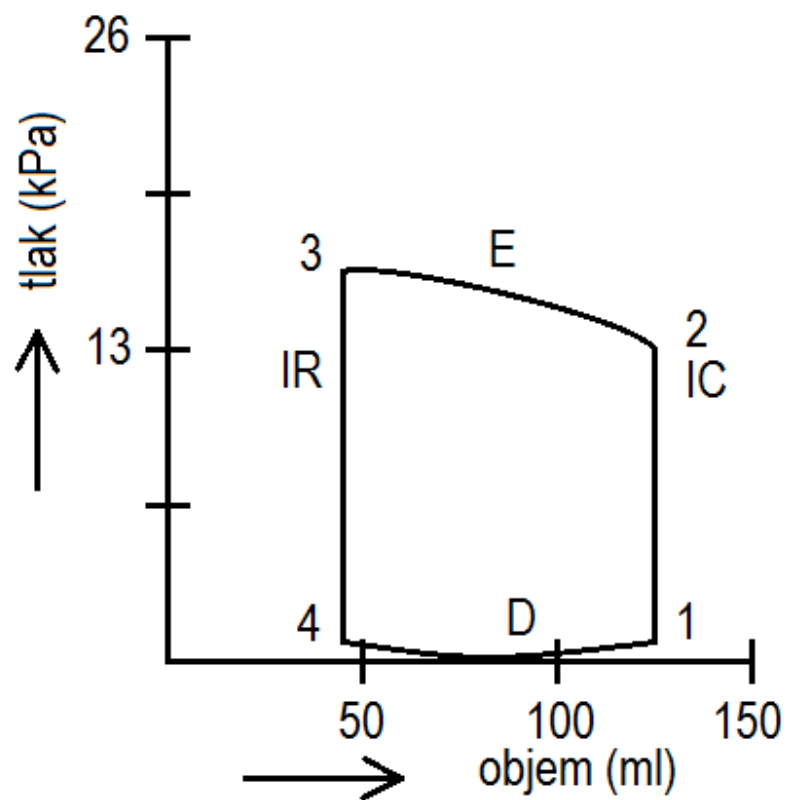


Obr. 4.3 Vyznačení izovolumické relaxace na pracovním diagramu a EKG křivce

- **plnicí fáze** – objem komor roste, aniž by se měnil tlak v komorách. Hned na začátku fáze poklesne nitrokomorový tlak na svoji nejnižší hodnotu, v obou komorách až k nule, tzv. diastolický tlak komory, a během plnicí fáze jen mírně stoupne. Objem komor naproti tomu roste, zpočátku rychle, fáze rychlého plnění komor, a potom pomaleji, fáze pomalého plnění komor, tzv. diastáza. Plnicí fáze trvá v klidu 400 – 500 ms. Celá srdeční revoluce trvá při frekvenci 72 tepů za minutu 0,83 s.



Obr. 4.4 Vyznačení plnicí fáze na pracovním diagramu a EKG křivce



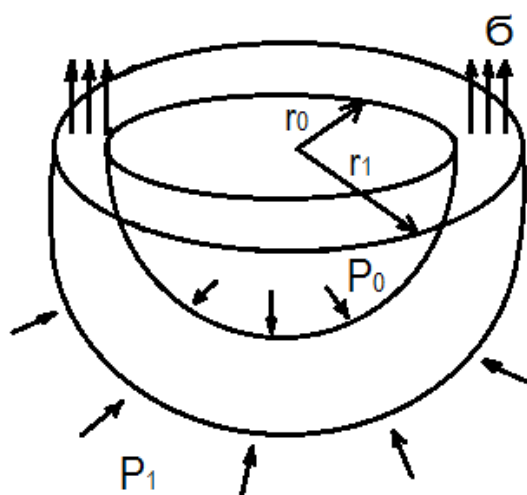
Obr. 4.5 Závislost komorového tlaku na objemu levé komory.

IC – izovolumická kontrakce, E – ejekce, IR - izovolumická relaxace, D – diastola [9]

4.2 Frank-Starlingův zákon

Pro zjednodušení popisu si nahradíme tvar levé srdeční komory polokulovou skořepinou s vnitřním (r_0) a vnějším (r_1) poloměrem. Z podmínek rovnováhy vyplývá pro napětí σ srdečního svalu daný vztah.

$$\sigma = \frac{p_0 r_0^2 - p_1 r_1^2}{r_1^2 - r_0^2} \quad (3.1)$$



Obr. 4.6 Rozložení sil, které působí na dutou polokouli [9]

Největšího namáhání srdečního svalu bude dosaženo při maximálním tlaku p_0 (tlak na vnitřním povrchu). Při vyšším systolickém tlaku a větším vnitřním poloměru komory je srdeční sval více zatížen. Vnitřní poloměr je prakticky řízen diastolickým tlakem. Systolický tlak je určen hladinou napjatosti, vyvolanou ve stěně levé komory izometrickou kontrakcí svalových buněk. Při zvýšeném napětí se zvýší i systolický tlak.

S prodlužující se výchozí délkou svalového vlákna se v určitých mezích optimalizuje prostor pro vzájemnou interakci obou hlavních druhů myofilament¹², tzn. aktinu¹³ a myosinu¹⁴. Roste citlivost myofilament k Ca^{2+} , a klesá koncentrace Ca^{2+} , které je zapotřebí pro dosažení 50% maximálního napětí vlákna. Proto tlak vyvinutý komorou při systole je tím větší, čím více jsou

¹² svalové vlákno

¹³ vláknitý protein, který tvoří myofilamenta

¹⁴ protein svalového vlákna, který se podílí na stahu svalu

protažená svalová vlákna svalu před začátkem stahu. Systolický tlak roste více, čím více se srdce naplnilo během diastoly. Jde o kvalitu srdce závislou na přetížení. [9]

Frank – Starlingův mechanismus zajišťuje, že srdce vypumpuje – při nezměněné kontraktilitě – stejné množství tekutiny, jaké do něho přiteče. Při náhlé změně žilního návratu anebo vyprazdňování srdce se tak během několika stahů ustálí hemodynamická rovnováha. [22]

5 Rešeršní práce

Cílem této rešeršní práce je zjistit, jestli už někdy někdo modeloval srdeční činnost a pokud ano, tak jak toto modelování probíhalo.

Práce zajišťuje informace o různých postupech modelování, díky kterým je možnost se poučit a následně nepoužívat postupy, které nebyly úspěšné. Také lze zjistit různé varianty a možnosti modelování křivek a následně si vybrat, která možnost je pro tuto bakalářskou práci nejpříjemnější. Rešerše je založena na článcích týkajících se jak mechanické tak i elektrické činnosti srdce.

Výsledné informace, získané z každého článku by měly pomoci správnému naprogramování a namodelování činnosti srdce.

Název: AR modeling of heart rate signals

Autor: Nayak, J.

Publikováno: analog and digital techniques in electrical engineering

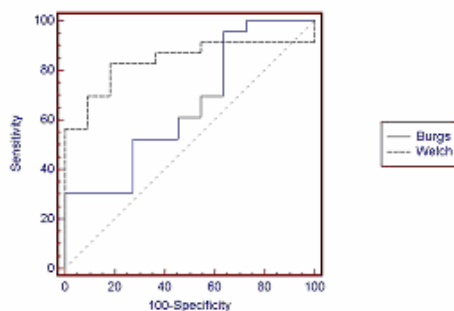
Tento článek pojednává o AR (Auto Regresivní) modelování srdeční frekvence. V tomto článku je uvedena analýza osmi srdečních abnormalit pomocí auto-regresivní modelovací techniky.

EKG data pro analýzu a klasifikaci byly získané z MIT-BIH arytmiické databáze. Soubor dat čítal asi 1000 různých signálů.

Použité metody:

- Bezparametrická metoda (FFT)
 - tato metoda je jedna z nejvíce používaných klasických metod pro odhad výkonového spektra v různých sekvencích. Tyto spektra jsou zobrazeny v datovém okně.
- Parametrická metoda
 - tato metoda na rozdíl od bezparametrické metody poskytuje pro odhad výkonového spektra lepší frekvenční rozlišení

Signál variability srdeční frekvence může být použit jako spolehlivý ukazatel onemocnění srdce. To zaručuje méně náhodně určených srdečních chorob. Toto je hodnoceno s použitím AR metody. Různé rozsahy frekvence jsou navrženy pro různé srdeční abnormality s úrovní spolehlivosti více než 98 %. [1]



Obr. 5.1 Porovnání auto-regresivní metody a FFT

Tento článek je zaměřen na srdeční frekvenci a porovnání různých metod modelování této frekvence. Je zde uvedeno osm srdečních abnormalit. Z článku je jasné, že nejčastější metodou pro měření srdeční frekvence je FFT, ale také je zde uvedeno, že díky parametrické metody je možné

při modelování získat lepší frekvenční rozlišení, což je pro tuto bakalářskou práci přínosná informace. Pomocí srdeční frekvence je možné přibližně určit onemocnění srdce, což lze použít v této práci při modelování křivky srdce postiženého hypertenzí.

Nazev: Modeling the dynamic response of camels' heart rate to physical activities

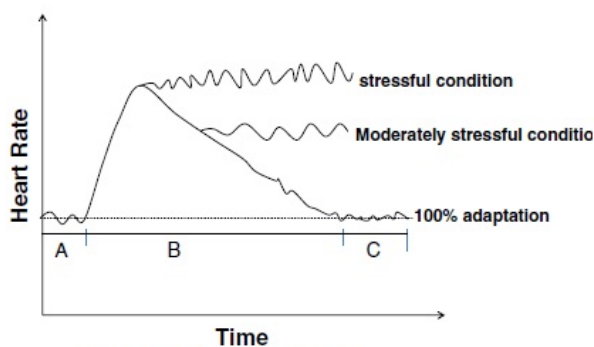
Autor: BOSONA, Techane, Girma GEBRESENBET a Fufa S. BULITTA

Publikováno: Livestock Science. 2011

Tento článek pojednává o simulaci srdečního rytmu a následné analýze tohoto signálu a odezvy srdeční křivky v pracovních podmínkách. Hlavním cílem v tomto článku bylo sestavit simulační model, který je schopen dokonale simulovat reakci srdce (tzn. frekvence, amplitudy srdeční křivky), na zvýšenou fyzickou aktivitu a také na stresující situace.¹⁵

Verifikace a testování modelu zjistilo, že tento simulační model by měl být schopen popsat základní křivku srdečního rytmu a odezvy na dané zatížení srdce.

Při zvýšení zátěže tepová frekvence prudce vzrostla až do ustálené hodnoty, kde setrvala do doby, než byla zátěž uvolněna. Po uvolnění zátěže se tepová frekvence pomalu snižovala, dokud se nedostala zpátky do klidového stavu.



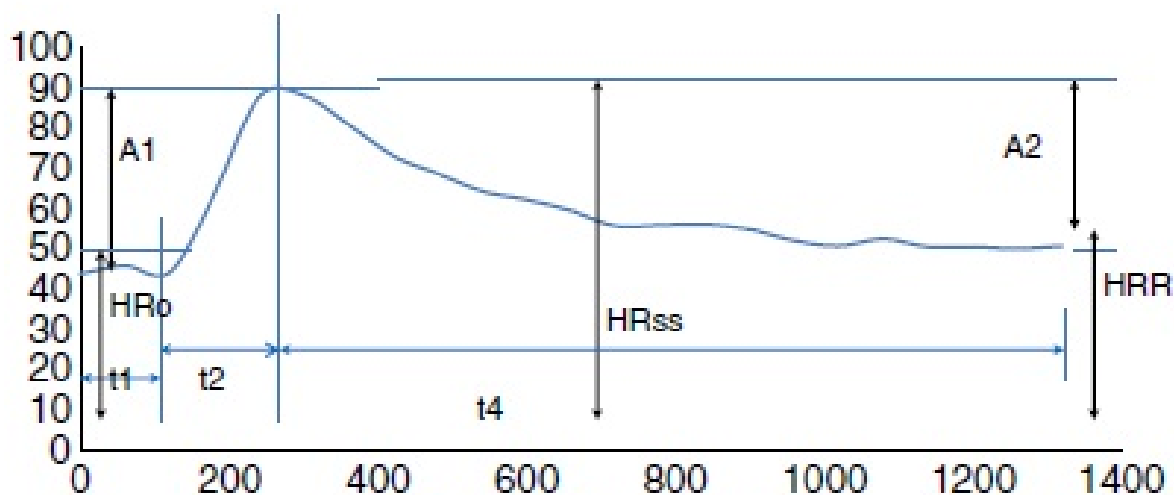
Obr. 5.2 Křivka srdečního rytmu¹⁶

Záznamy srdeční frekvence byly snímány nepřetržitě. Aby se daly změřit fyziologické reakce na indukovaný stres v důsledku vnějšího zatížení a emočních stavů při experimentu, bylo provedeno kontinuální měření tepové frekvence. Měření byla provedena na několika velbloudech během odpočinku, práci a době obnovy, díky speciálnímu senzoru vyvinutému pro sportovní účely lidí. Kromě srdeční frekvence se taky zaznamenávalo chování zvířat. Snížení rychlosti bylo známkou únavy nebo stresu. Odmítnutí chodit, ležení nebo sezení, pocení byly použity jako

¹⁵ Dynamický simulační model byl vyvinut pomocí Powersim simulation model.

¹⁶ A – srdeční rytmus v klidovém stavu, B – srdeční rytmus v zatížení, C – srdeční rytmus po návratu do klidu

ukazatele dobrých životních podmínek zvířat a změny v chování v průběhu studie. Měření změn chování bylo provedeno prostřednictvím video natáčení a pozorování. [2]



Obr. 5.3 Křivka naměřených hodnot při pokusu¹⁷

Tento článek popisuje, jak se srdce dokáže rychle přizpůsobovat dané situaci a také to jak reaguje na změnu podmínek. Bylo zjištěno, že srdce se dokáže rychle vrátit do klidového stavu, jakmile přestane být fyzicky namáháno. Také zde byla namodelována křivka ukazující, jak se mění srdeční rytmus při stresové situaci a fyzické zátěži. Všechny tyto věci mají vliv na výsledný pracovní diagram a EKG křivku, které budou programovány ve výsledném programu v LabView.

¹⁷ t1= klidový stav; t2= přechodné období; t4= rekonvalescence; A1= rostoucí amplituda (od Hro do Hrss); A2= klesající amplituda (od HRss do HRR); Hro= počáteční srdeční frekvence v klidovém stavu; HRR= obnovená srdeční frekvence po uvolnění zatížení; HRss= srdeční frekvence v ustáleném stavu (podmínky rovnováhy)

Název: Mathematical modeling of heart rate and blood pressure variations due to changes in breathing pattern

Autor: GOLDOOZIAN, Layli S. a Edmond ZAHEDI

Publikováno:

Analýza změny srdeční frekvence v důsledku dýchání, známá jako RSA¹⁸, je metoda pro posouzení správné funkčnosti autonomního nervového systému. Tento článek je založen na matematickém modelu, který se skládá z kardiopulmonálního systému a řízení ANS a používá se za účelem studia kardiiovaskulární odezvy (střední arteriální krevní tlak a srdeční frekvence) pro dýchání o různých dýchacích frekvencích a dechových objemech. Výsledky simulace ukazují, že RSA má maximální amplitudu frekvence dýchání 0,12 Hz a RSA amplituda se mění lineárně podle dechového objemu. Tyto výsledky jsou v souladu s reálnými daty z literatury. Navíc amplituda z variací simulovaného krevního tlaku ve všech dýchacích cyklech je maximální téměř při stejné srdeční frekvenci jako u RSA.

Kardiiovaskulární systém je reprezentován modelem systematické smyčky skládající se z levé komory, která pumpuje krev do tepen a zpět do levé komory. [3]

$$P(t) = \frac{P(t)}{R_c C_A} + \frac{H(t)\Delta V}{C_A} \quad (5.1)$$

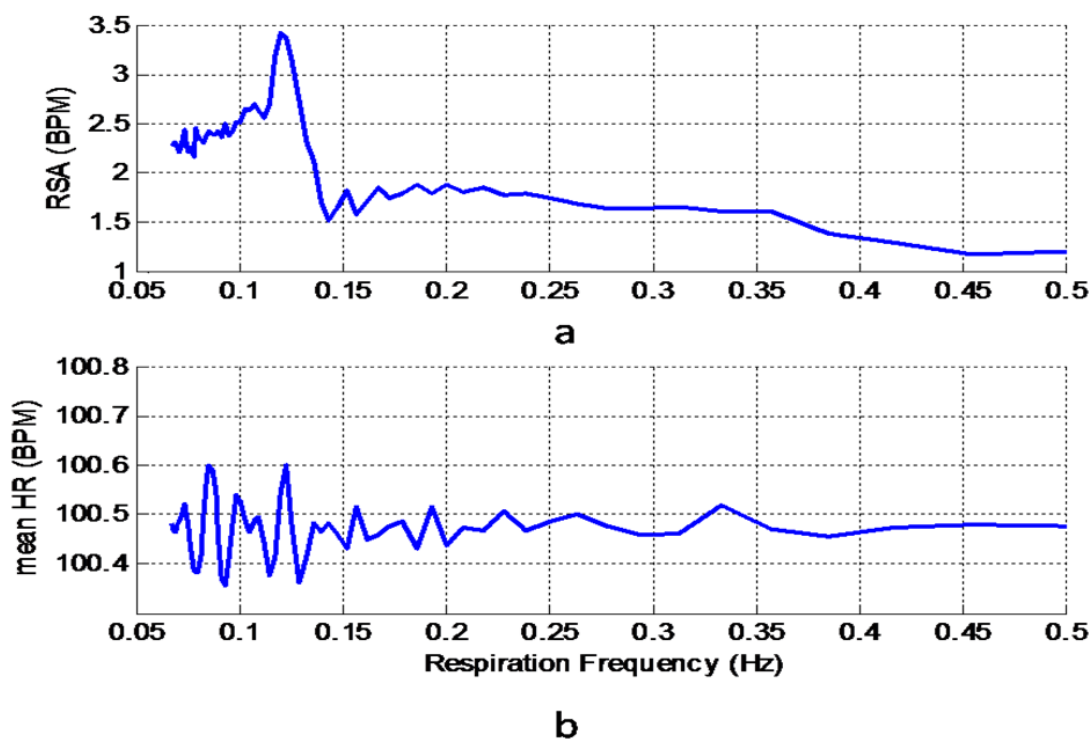
Kde: $H(t)$ – okamžitá tepová frekvence

$P(t)$ – arteriální tlak

ΔV – vzdychový objem

R_c, C_a – celkový arteriální odpor a kapacita

¹⁸ respirační sinusová arytmie



Obr. 5.4 Výsledné křivky simulace

Výsledky simulace ukazují, že RSA amplituda je maximální v respirační frekvenci 0,122 Hz (a). Tento výsledek souhlasí kvantitativně s literaturou, která uvádí, že RSA maximum je přibližně v dýchací frekvenci 0,1 Hz. (b) ukazuje, že simulované střední HR je téměř konstantní v různých respirační frekvence, která je v souladu s experimenty. (**Obr. 5.4**)

Je zajímavé, že tento model při měření středního arteriálního tlaku byl schopen potlačit nebo lépe řečeno ignorovat pulsující složky krve, čímž se zajistí daleko přesnější výsledky.

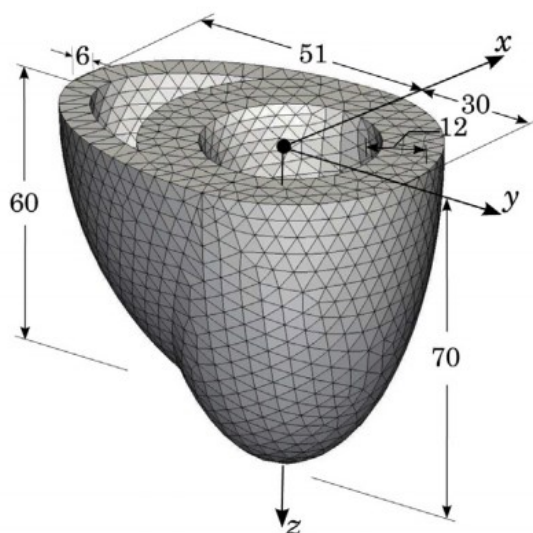
Název: Computational modeling of coupled cardiac electromechanics incorporating cardiac dysfunctions

Autor: BERBEROĞLU, Ezgi, H. Onur SOLMAZ a Serdar GÖKTEPE

Publikovano: European Journal of Mechanics - A/Solids

Základ u této studie je obdobný jako u ostatních, s tím rozdílem, že kromě modelování elektromechaniky srdce jsou zde zahrnuty i dysfunkce srdce. Pro tyto simulace je zde použit speciální konstitutivní model. Tento článek je bohatý také na vzorce pro výpočet různých veličin jako jsou např. potenciální tok QB a tlaky levé a pravé komory (PLV, PRV).

Konstitutivní modelování zde bylo odvozeno ze seminární práce Hodgkin a Huxley¹⁹ z roku 1952, kde byl použit model, který zachycuje odezvu přes čtyři proměnné. Tento model byl v roce 1961 zjednodušen, avšak konečnou podobu za použití pouze dvou proměnných mu dal jistý pan Göktepe v roce 2013. [4]



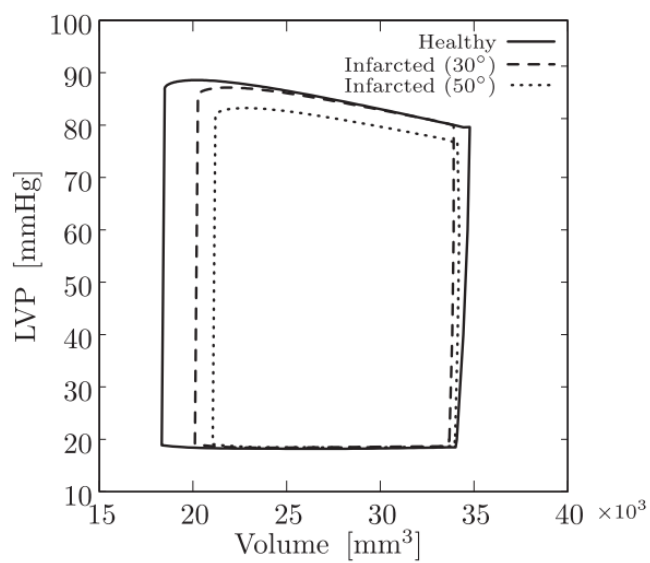
Obr. 5.5 Model srdce

¹⁹ Hodgkin and Huxley, 1952

A. Hodgkin, A. Huxley

A quantitative description of membrane current and its application to excitation and conduction in nerve

J. Physiol., 117 (1952), pp. 500–544



Obr. 5.6 Tlak v levé komoře pro zdravý i infarktový stav

Tento výzkum ověřil, že při modelování srdce a jeho křivek s různými poruchami je jasné vidět, že čím větší porucha je, tím více je srdce zatěžováno a klesá objem i tlak v komorách. Těchto informací lze využít při modelování pracovního diagramu s různými srdečními poruchami, jako je například hypertenze.

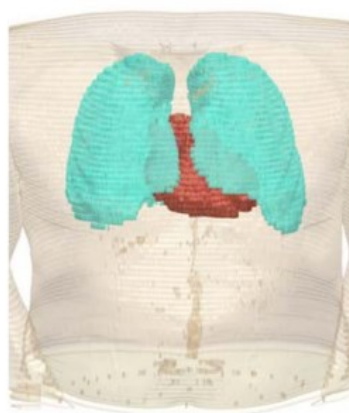
Název: Realistic 3D bidomain model of whole heart electrical activity and ECG generation

Autor: Sovilj, S.; Magjarevic, R.; Lovell, N.; Dokos, S

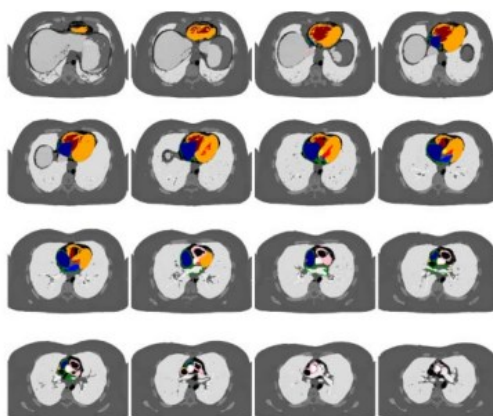
Publikovano: Computing in Cardiology Conference (CinC)

V tomto článku je popsána studie o anatomicky reálném 3D modelu celého srdce a jeho elektrické činnosti. Tento model je schopen modelovat reálné EKG křivky.

Matematické modelování elektrické aktivity srdce se provádí podle buněk, tkání a orgánů až do povrchu těla. Tato modelace dokáže formulovat přední problémy celého systému orgánů v těle. Tento reálný 3D model byl sestaven z několika CT snímků mužského srdce, které byly získány z projektu Visual Human Projekt.



Obr. 5.7 3D model

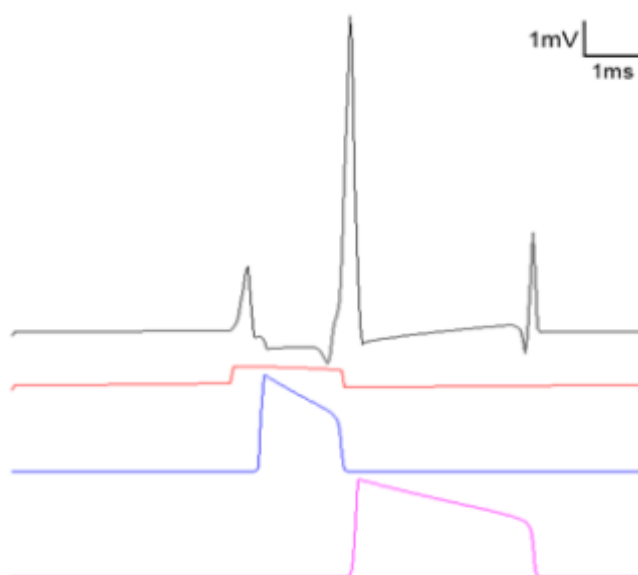


Obr. 5.8 CT snímky

Během výpočtů, byl použit FitzHugh–Nagumo (FHN), rovnice pro simulaci akčních potenciálů v různých oblastech srdce. Řídící rovnice pro extracelulární napětí (V) v pasivních vodivých oblastech (kromě myokardu) byla určena Laplaceovou transformací (5.2), kde σ_0 je elektrická vodivost mimosrdečních domén jako jsou trup, plíce a srdeční komory.

$$\nabla \cdot (-\sigma_0 \nabla V) = 0 \quad (5.2)$$

Samotné srdce bylo rozděleno do sedmi subdomén. Galvanicky oddělené jsou předsíně a komory kromě přepážky spojující atrioventrikulární uzel (AVN) a jeho svazek. Tento model tedy dokáže simulovat reálné EKG za normálních a patologických stavů srdce. Nasimulování 1 sekundy křivky zabralo asi 12 hodin. [5]



Obr. 5.9 Výsledná modulace EKG křivky

V této práci byl namodelován reálný 3D model lidského srdce, který byl schopen generovat EKG křivku. Daný model srdce byl schopen vykreslit nejen EKG křivku zdravého srdce, ale také křivku, kterou generuje srdce s různými patologiemi. Byla zde použita rovnice, která je užitečná při výpočtu akčních potenciálů kdekoliv v oblasti srdce.

Při modelování křivek v této práci bude možné porovnat výsledné křivky, jak zdravého srdce, tak i srdce s poruchami, s tímto výzkumem, pro ověření správné funkčnosti programu.

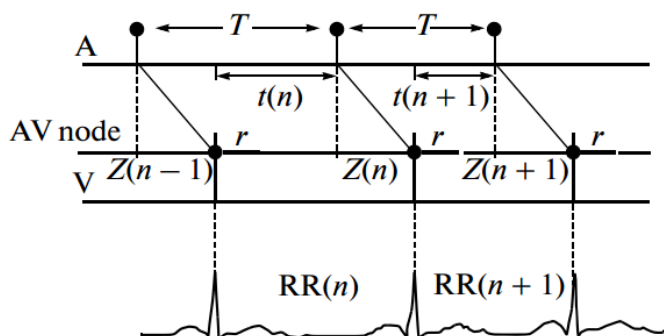
Název: Computer modeling of nonlinear heart rate dynamics during train extracardial impulsation in the sinoatrial node

Autor: MEZENTSEVA, L. V.

Publikováno: Biophysics

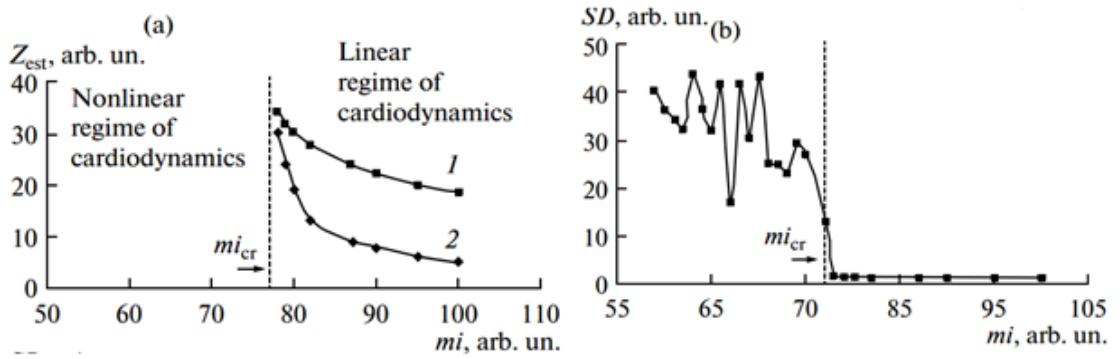
Tento model je založený na známých principech experimentální elektrofyziologie srdce, který popisuje šíření elektrického signálu vodivým systémem srdce. Na obrázku níže je tento režim popsán. Časové intervaly mezi po sobě jdoucími excitacemi komor jsou určeny délkou intervalu T a zpoždění při vedení elektrického signálu vodivým systémem srdce.

Výsledky modelování ukázaly, že hodnoty v rozmezí $100 - 77,5$ ARB, v tomto intervalu pozorujeme stabilní lineární režim srdečního rytmu. Skok nastává na hodnotě $77,5$ ARB a stabilní režim se skokově mění v nestabilní a nelineární režim (viz. **Obr. 5.10**).



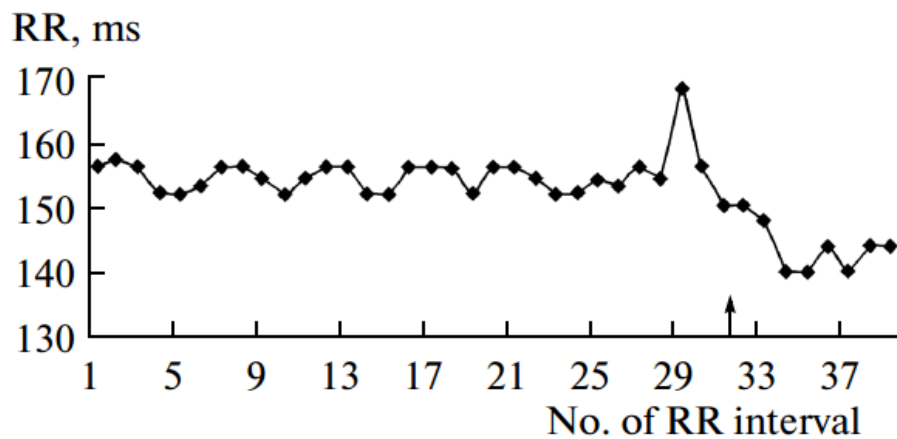
Obr. 5.10 Šíření el. signálu srdcem

Onoho nelineárního stavu se dosáhne zvyšováním zavedeného zpoždění, které je znázorněno na **Obr. 5.11**. křivka 1. Zavedení plného zpoždění samozřejmě nešlo dosáhnout skokově, ale postupně.



Obr. 5.11 Zavádění zpoždění, skok do nelinearity

V tomto článku je také popsáno jak srdce reaguje, když je tělu jakkoliv způsobována bolest. Začátek grafu zobrazuje způsobení tepelné bolesti. Šipka v grafu zobrazuje, kdy přestala bolest působit. [6]



Obr. 5.12 Reakce srdce na bolestivý podnět

Tento článek je zaměřen spíše na elektrickou aktivitu srdce. V článku je také popisováno, jak srdce reaguje například na bolest.

V tomto článku je popsána elektrická aktivita srdce a to šíření elektrického signálu. Z grafu lze vypočítat, jaký je přechod mezi lineárním a nelineárním rytmem srdce. Tyto informace přibližují elektrofyziologii srdce a rozdíl mezi činností srdce v klidu a srdce reagujícího na bolest.

Název: Volumetric Modeling Electromechanics of the Heart

Autor: Hongda Mao, Linwei Wang, Ken C. L. Wong, Huafeng Liu, Pengcheng Shi

Publikovano: Second International Workshop, STACOM

V tomto článku je popsáno několik metod a technologií pro modelování srdeční činnosti. Jako první je zde popsán elektrofyziologický model.

I když existuje spousta těchto modelů, které pracují od buněčné úrovně až po úroveň orgánů, v tomto článku je vybrán dvou proměnný model Alijev-Panfilov pro udržení rovnováhy mezi obtížností výpočtů a fyziologické věrohodnosti.

Dalším modelem je elektromechanické spojování neboli Electromechanical Coupling. Tento model určuje aktivní kontrakce a namáhání srdce. Mnoho těchto modelů bylo navrženo, na rozdíl od složitých buněčných modelů, na základě jednoduchých diferenciálních rovnic a fenomenologického modelu. Byla zde použita rovnice (5.3), kde σ^c je skalár vztahující se k aktivní kontrakci a σ_c je časová derivace σ^c , u je normalizovaná TPM z elektrofyziologického modelu.

$$\dot{\sigma}_c + \sigma_c = u\sigma_0 \quad (5.3)$$

Jako další jsou zde popsány mechanické modely a mechanickoelektrické modely.

Výsledkem tohoto výzkumu bylo namodelovat mechanické a elektrické činnosti srdce na jednom modelu. [7]

Je spousta možností a technik jak namodelovat srdeční činnost. Jako nejpříjemnější se jeví elektromechanické spojování, jelikož to zahrnuje jak elektrickou tak mechanickou práci srdce.

5.1 Výsledky rešerše:

Z výsledku rešerše vyplývá, že pro správné namodelování EKG křivky je nutné si pečlivě projít a zaznamenat veškerou elektrickou aktivitu srdce. Všechny články v této rešerši ale modelují převážně EKG křivku a ne izovolumetrickou křivku. Většina experimentů je zaměřena spíše na matematické modelování a popis srdeční aktivity. Na mechanickou práci srdce jsou více zaměřeny články 2 a 3. V těchto pracích je popsáno, jak srdce reaguje a pracuje i při ztížených podmínkách nebo okolních vlivech. Výsledky rešerše také přibližují funkci srdce a změny křivek při různých poruchách srdce a také to, kolik možností existuje pro modelování srdeční činnosti.

6 Modelování srdeční činnosti

Pro tvorbu této aplikace je použit program LabVIEW, který poskytuje firma National Instruments. Program vytváří virtuální prostředí, které umožňuje uživateli skládat a propojovat různé funkční bloky a tím vytvořit zdrojový kód. Koncový uživatel dále potom může vidět pouze upravené uživatelské rozhraní, které bude moci ovládat.

Nejprve je v kódu vytvořena ideální EKG křivka, která popisuje elektrickou aktivitu srdce. Dále jsou vytvořeny na základě získaných informací EKG křivky s různými poruchami, jako je tachykardie nebo fibrilace. Dalším krokem je vytvoření ideální izovolumetrické křivky, která nám znázorňuje mechanickou aktivitu srdce. Také u této křivky jsou namodelovány patologie.

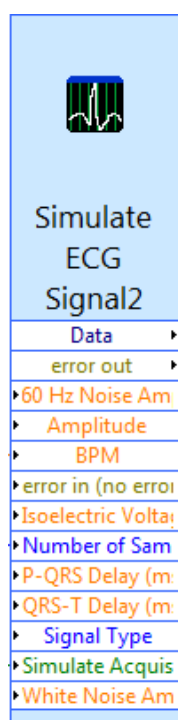
Obě křivky jsou dále propojeny, aby bylo možné sledovat změnu mechanické činnosti v závislosti na elektrické činnosti srdce. Třetí křivkou je znázornění PQRST komplexu EKG křivky, díky které je možné sledovat vztah mezi mechanickou a elektrickou činností. Vše je upraveno do příjemného uživatelského rozhraní, aby byl program snadno ovladatelný a pochopitelný.

6.1 Návrh řešení

Cílem této bakalářské práce je vytvoření výukového programu, který studentům přiblíží, jak spolu souvisí elektrická aktivita srdce a mechanická činnost srdce.

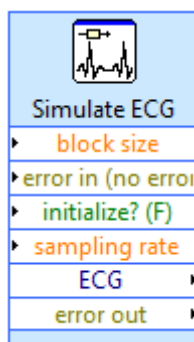
Jako první krok je v programu vytvoření EKG křivky, která je zobrazována pomocí expresní funkce, která simuluje EKG křivku. Na výběr bylo několik možností, jak tuto EKG křivku simulovat. Všechny možnosti jsou expresními funkcemi a tyto funkce se liší jejich vstupy a výstupy.

Pro správné znázornění skutečné elektrické aktivity srdce je třeba, aby se křivka vykreslovala neustále v závislosti na čase, a proto byla zvolena možnost třetí. Výstupem vybraného simulátoru (**Obr. 6.1**) jsou dynamická data, která nemusí být dále zpracována a mohou se rovnou připojit na grafický indikační prvek (Waveform Chart). U dané ideální EKG křivky je možnost měnit hodnotu srdečního rytmu a pozorovat tak změny elektrické aktivity srdce.



Obr. 6.1 Simulace klasické EKG

Dalším krokem je simulace EKG křivky s různými patologiemi, jako jsou fibrilace, síňová tachykardie a komorová tachykardie. Křivky jsou rovněž zobrazovány pomocí expresní funkce pro simulaci EKG, ve které je možné měnit různé hodnoty související s elektrickou aktivitou a tím měnit tvar křivky podle potřeby.

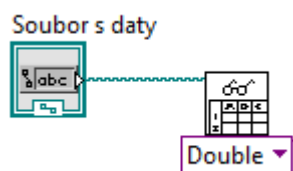


Obr. 6.2 Simulace EKG křivky s patologií

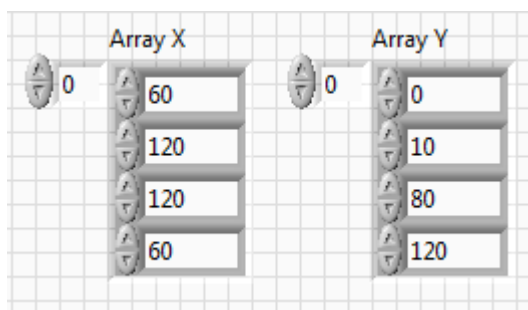
Třetí část programu je vytvoření ideální křivky pracovního diagramu. Jak by tato křivka měla vypadat, bylo zjištěno pomocí přečtení několika článků o mechanické činnosti srdce a porovnání několika obrázků tohoto diagramu. Pro vykreslení této křivky je zvoleno načtení dat z pole a následné vykreslení těchto dat do grafu. Po spuštění programu se křivka ihned vykreslí a zůstane statická. Statická křivka je zvolena z důvodu, že pro znázornění závislosti mechanické a elektrické aktivity srdce je potřeba zvýraznit danou část pracovního diagramu právě v bodě odpovídajícím na

EKG křivce. Kdyby se křivka měnila v závislosti na čase, nebylo by možné dosáhnout přesných intervalů, znázorňující danou část EKG křivky a pracovního diagramu.

Hodnoty, které se načítají dále do grafu jsou rozděleny do dvou polí (**Obr. 6.4**). První pole obsahuje hodnoty na ose x a druhé pole obsahuje hodnoty na ose y. Hodnoty byly zvoleny tak, aby odpovídaly ideálnímu pracovnímu diagramu a aby vykreslení v grafu bylo přehledné a jasné. Původním plánem pro zobrazení potřebné křivky do grafu bylo pomocí načtení dat z excelu, pomocí funkce Read From Spreadsheet File(**Obr. 6.3**). Tento způsob byl následně zamítnut, jelikož při práci s polem je práce s kódem jednodušší a přehlednější. Pro výslednou aplikaci a jejího uživatele je tato varianta také přijatelnější, protože uživatel nemusí načítat data z příloženého souboru, ale po spuštění aplikace se mu křivka rovnou vykreslí.



Obr. 6.3 Načtení dat z excelu



Obr. 6.4 Načtení dat z pole Array

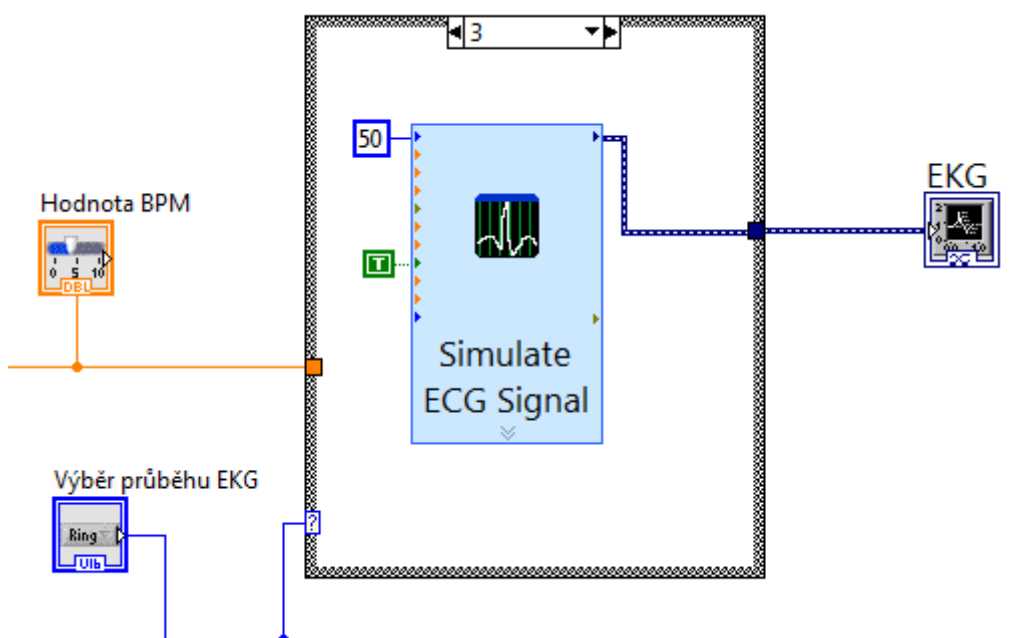
6.2 Řešení

Aplikace slouží jako výukový program pro studenty. Je zde namodelována činnost levé komory srdce. V aplikaci je možné sledovat průběh EKG křivky a zároveň tvar pracovního diagramu. Závislost mezi elektrickou a mechanickou činností je možné sledovat pomocí dvou grafů. Je zde možnost výběru křivek pomocí rozbalovací nabídky.

Tato část bakalářské práce je nejprve zaměřena na uživatelské rozhraní a ovládání programu z pohledu koncového uživatele. Dále je zde důkladně popsán a rozebrán kód tvořící aplikaci a různé jeho funkce.

6.2.1 Simulace EKG křivky

První krok v sestavování kódu je simulace ideální EKG křivky, která znázorňuje elektrickou aktivitu srdce. Křivka je vytvořena pomocí expresní funkce (**Obr. 6.1**). Na tuto expresní funkci je možno připojit několik vstupů. Na jeden z těchto vstupů je připojen posuvník, díky kterému je možné měnit hodnotu srdečního rytmu a sledovat tak změny v elektrické aktivitě srdce. Další vstup, který je při zobrazování průběhu EKG použit je vstup, který udává počet vzorků vykreslených za sekundu. Zde je připojena konstanta, která když se změní, změní tím také průběh křivky. Při snížení dané konstanty vykreslí expresní funkce méně vzorků, a tudíž signál není úplně spojitý a také průběh zpomalí. Pro tuto práci byl zvolen počet vzorků 50, který zajišťuje kontinuální průběh grafu. Výstupem této expresní funkce jsou dynamické data, která jsou rovnou připojitelná na grafický indikátor. Jelikož je žádoucí zobrazit daný průběh v čase, byl zvolen grafický indikátor Waveform Chart.

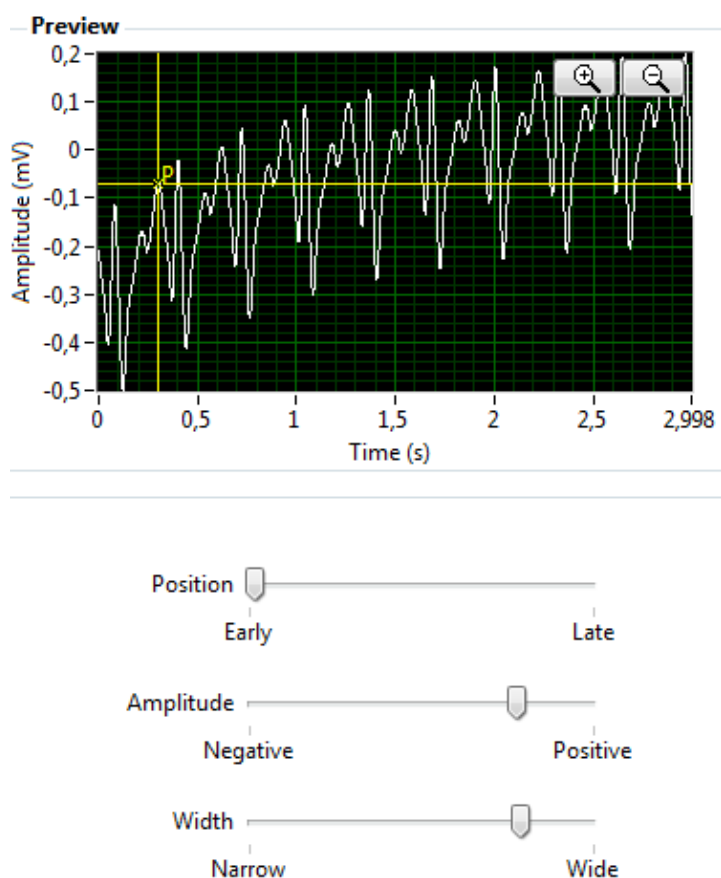


Obr. 6.5 Struktura Case pro možnost výběru dané EKG křivky

Dalším krokem je zobrazení EKG křivek s různými patologiemi. Byly vybrány tyto patologie: hypertenze, komorová tachykardie a fibrilace. Dané patologie byly zvoleny z důvodu, že jsou to docela známé a běžné srdeční poruchy, na kterých je možné kvalitně znázornit změnu EKG křivky i pracovního diagramu. Všechny patologie jsou vytvořeny pomocí expresní funkce Simulate ECG, která umožňuje nastavení různých hodnot popisujících elektrickou činnost srdce. Komorová tachykardie je nasimulována pomocí předdefinované poruchy EKG křivky, kterou je možné zvolit po otevření dané expresní funkce nebo po připojení ovládacího tlačítka na odpovídající vstup expresní funkce.

Fibrilace je vytvořena pomocí vlastní nadefinované křivky (**Obr. 6.6**), jelikož křivka pro fibrilaci není v této expresní funkci předem nadefinována. Pro správné zobrazení fibrilační křivky musíme přesně upravit každou vlnu EKG křivky. Tato křivka je nadefinována na základě vyhledaných obrázků a také na základě popisu EKG křivky při fibrilaci komor z teorie. Na obrázku číslo 7 jsou vidět ovládací prvky, kterými je možné EKG křivku měnit. Jak je zde vidět, je možné změnit hodnotu pozice vlny, amplitudu a šířku vlny. Tyto tři hodnoty jsou ovládány v expresní funkci pomocí tří posuvníků, které jsou nastaveny na pozice, odpovídající EKG křivce při fibrilaci. Na vybrané vlně je znázorněn kurzor, který označuje, s kterým bodem na křivce je pohybováno. Tyto posuvníky slouží pouze pro úpravu a potřebné nastavení vzhledu křivky v kódu, a tudíž nejsou k dispozici pro uživatele.

Jelikož ve výběru patologií je i hypertenze, kterou na EKG křivce nelze pozorovat, je proto použita stejná expresní funkce jako u klasické EKG křivky. V případě této patologie je ve výsledných grafech možné pozorovat, že i když se EKG křivka, čili elektrická aktivita srdce nezmění, tak mechanicky srdce pracuje jinak, což lze vidět na křivce pracovního diagramu.



Obr. 6.6 Nadefinování EKG křivky s fibrilací

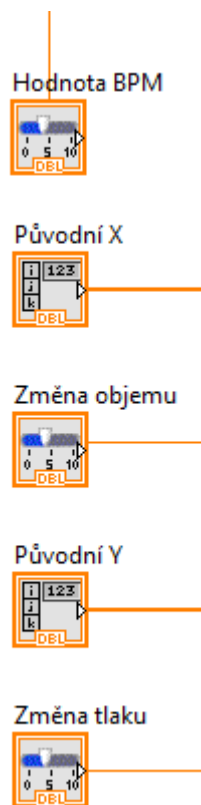
Všechny předchozí expresní funkce jsou umístěny do case struktury. Tato case struktura slouží k přepínání mezi okny, pomocí vybraného selektoru. V tomto případě je jako selektor zvolena rozbalovací nabídka, ve které jsou uvedeny názvy křivek. Na základě stavu selektoru je aktivní pouze příslušné okno tohoto stavu (**Obr. 6.5**).

6.2.2 Simulace pracovního diagramu

Při simulaci pracovního diagramu vznikala spousta problémů a otázek. Jedním z největších problémů bylo, jak graf vykreslit, aby přesně popisoval ideální diagram a bylo možné na něm později znázornit závislost na EKG křivce. Nejprve bylo zvažováno vykreslování grafu v sekvencích, což se ale později ukázalo jako nekvalitní, jelikož pracovní diagram nebyl přesný a nebylo možné zobrazit pouze daný diagram bez dalších zbytečných čar. Nakonec bylo zvoleno vykreslení statického diagramu, který se zobrazí ihned po spuštění. Statický diagram je pro tuto práci ideální volba, jelikož se v čase nemění a je proto možné přesně nastavit intervaly, které se budou na křivce zvýrazňovat.

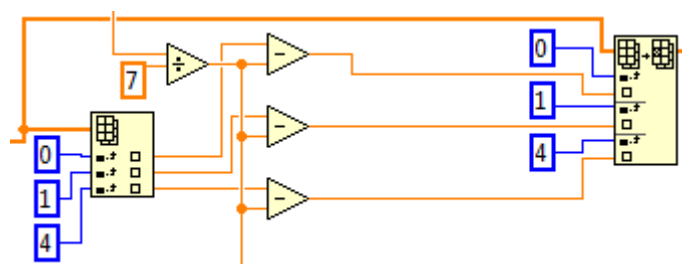
Pro namodelování pracovního diagramu levé komory srdce je použita datová struktura pole. Jsou zde vytvořena dvě pole o čtyřech hodnotách, kdy první pole obsahuje hodnoty na ose x a druhé pole obsahuje hodnoty na ose y. (**Obr. 6.7**) S hodnotami těchto polí je dále pracováno, kvůli možnosti změny tvaru a polohy diagramu. Po úpravě jsou tyto hodnoty přivedeny na vstup XY grafu, který následně vykreslí daný diagram. Tyto pole jsou v programu skryty, aby je uživatel neviděl a nemohl ovládat.

Ovládacími prvky v této části kódu jsou posuvníky (slider), které zde slouží pro změnu hodnoty frekvence, tlaku a objemu. Každý z těchto posuvníků je připojen na určitou část funkčních bloků programu, která podle potřeby upravuje a posouvá diagram.



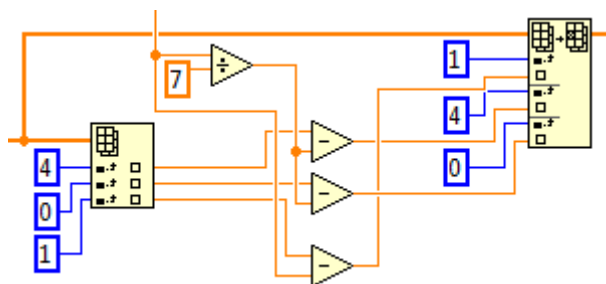
Obr. 6.7 Ovládací prvky a pole pro vykreslení pracovního diagramu srdce

Posuvník pro změnu frekvence má rozsah od 50 do 150 Hz. Kvůli definovanému rozsahu je nutné od hodnoty generované posuvníkem odečíst konstantu 50, aby při nastavení posuvníku na minimální hodnotu nedošlo ke změně posunu křivky. Aby nedošlo při daném rozsahu k výraznému posunu o 100 dílků, je hodnota posuvníku vydělena konstantou. Výsledná hodnota je dále odečtena od nultého, prvního a čtvrtého prvku, které jsou obsaženy v poli x-ové osy. Hodnotu těchto prvků získáme pomocí funkce Index Array (**Obr. 6.8**). Po odečtení změny jsou hodnoty zapsány zpět do pole, propstřednictvím funkce Replace Array Subset (**Obr. 6.8**). Důvodem odečtení hodnoty právě od těchto prvků je, že při změně frekvence se diagram rozšíří směrem doleva .



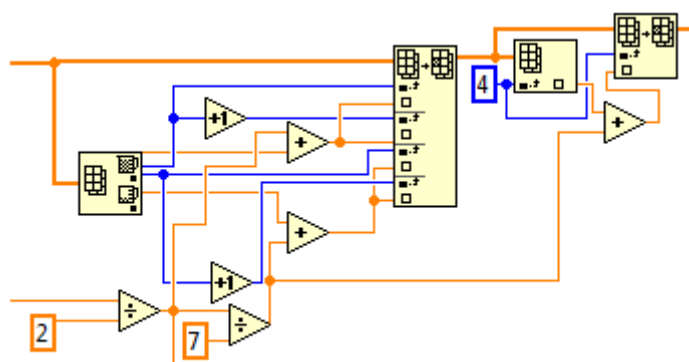
Obr. 6.8 Index Array; odečtení hodnot; Replace Array Subset

Při změně frekvence se diagram nejen rozšíří směrem doleva, ale také zúží, a proto je nutné hodnotu změny odečíst také od nultého, prvního a čtvrtého prvku, obsažených v poli y-ové osy. Je zde použit stejný princip jako u x-ové osy, tzn. že jsou použity funkce Index Array a Replace Array Subset (**Obr. 6.9**). Jelikož se má diagram zúžit o menší část, než rozšířit směrem doleva, je nutné hodnotu změny znovu podělit danou konstantou, aby byl posun menší.



Obr. 6.9 Index Array; odečtení hodnot; Replace Array Subset

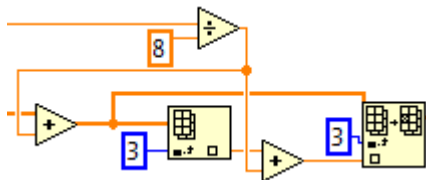
Dalším prvkem pro možnost ovládání křivky je posuvník pro změnu objemu. Na začátek, obdobně jako u změny frekvence zde musí být odečtena minimální hodnota rozsahu posuvníku. Za pomoci funkce Array Max & Min je zjištěna hodnota a index maximálního a minimálního prvku v poli. Při změně objemu se diagram výrazně rozšíří a posune doprava oproti ideální křivce. Pro rozšíření diagramu na x-ové ose směrem doprava je k maximálnímu prvku přičtena hodnota posuvníku vydělená dvěma. Dále pro posun celého diagramu doprava je k minimálnímu prvku přičtena hodnota posuvníku vydělená sedmi. Po přičtení hodnoty z posuvníku je maximální hodnota zapsána zpět do prvku pole s indexem 2 pomocí funkce Replace Array Subset. Stejná hodnota je zapsána i do následujícího prvku pole, tedy do prvku s indexem 3. Stejně jako u maximální hodnoty, je minimální hodnota zapsána zpět do prvku, tentokrát s indexem 0 a následně i do prvků s indexem 1 a 4 (**Obr. 6.10**).



Obr. 6.10 Rozšíření a posun diagramu na ose x

Pracovní diagram se při změně objemu posouvá také po ose y směrem nahoru. Tento posun je realizován přičtením hodnoty z posuvníku. Tato hodnota je podělena konstantou a přičtena ke všem prvkům pole pro osu y. Z důvodu zúžení diagramu na pravé straně je k prvku s indexem 3 přičtena

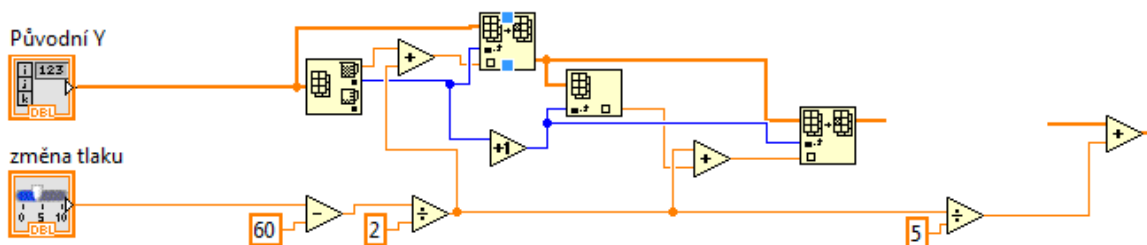
hodnota změny objemu ještě jednou. Po přičtení je hodnota zapsána do pole opět přes funkci Replace Array Subset (**Obr. 6.11**).



Obr. 6.11 Přičtení změny k poli; přičtení k prvku s indexem 3; Replace Array Subset

Poslední změnou, kterou má uživatel možnost změnit pracovní diagram srdce je změna tlaku. Tato možnost je opět realizována pomocí posuvníku. Při změně tlaku se diagram posune na ose x směrem doprava a na ose y rozšíří směrem nahoru. Od počáteční hodnoty posuvníku je odečtena minimální hodnota rozsahu daného posuvníku. Hodnota posuvníku je opět podělena konstantou, aby posun nebyl tak velký. Změny na ose x jsou realizovány přičtením této hodnoty k poli osy x.

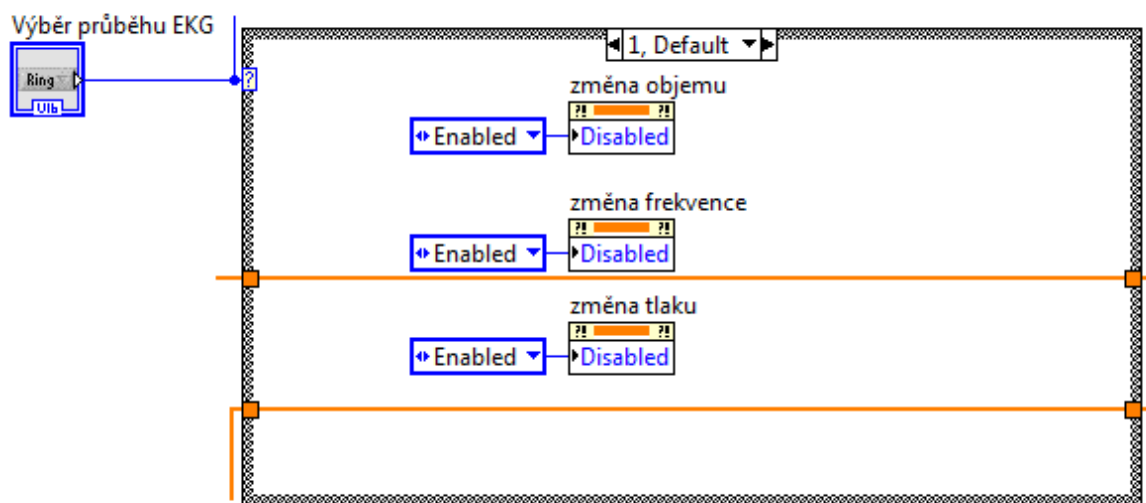
Pro změnu na ose y je k maximální hodnotě pole přičtena změna z posuvníku. Maximální hodnota z pole je získána obdobně jako u změny frekvence, tedy pomocí funkce Array Min&Max. K prvku s následujícím pořadím, tedy s indexem 2 je také přičtena daná změna. Tento prvek je opět zapsán do pole funkcí Replace Array Subset. Následně je hodnota změny podělena druhou konstantou a přičtena k celému poli osy y. Tento krok je proveden z důvodu posunutí celého diagramu v ose y směrem nahoru (**Obr. 6.12**).



Obr. 6.12 Posun a rozšíření diagramu na ose y směrem nahoru

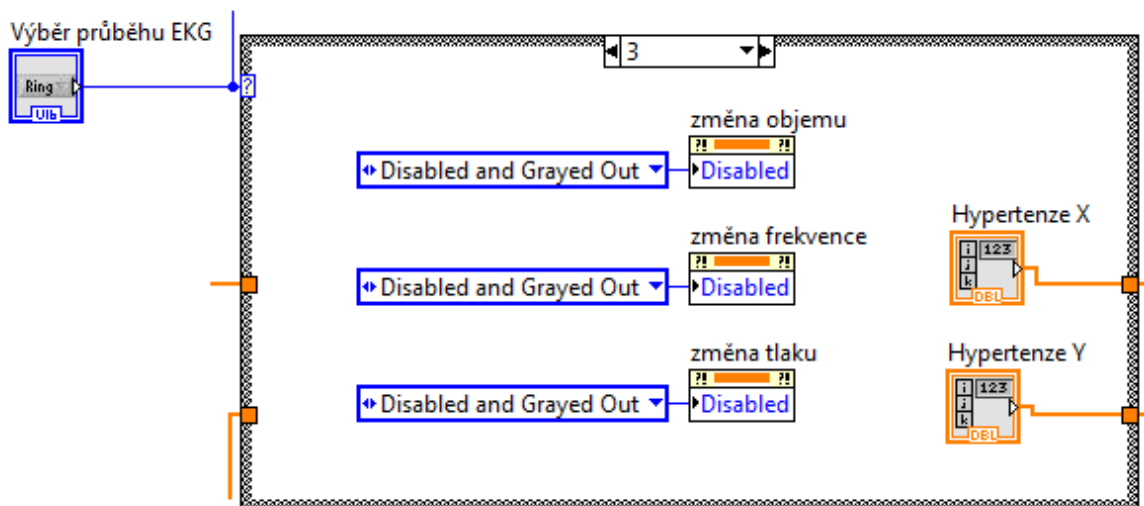
Další částí programu je case struktura, která umožňuje uživateli přepínat mezi křivkou ideálního pracovního diagramu a pracovního diagramu s různými patologiemi. V dané case struktuře jsou vytvořeny čtyři okna. Přepínání mezi okny je umožněno připojením selektoru na daný vstup této struktury. První okno obsahuje tři funkce property node. Tyto funkce slouží buď k aktivaci nebo k zablokování funkčnosti daných posuvníků. Pokud jsou posuvníky zablokovány, tak v uživatelském rozhraní zešednou a nejsou aktivní. V tomto případě jsou tyto prvky aktivovány a

umožňují tak měnit hodnoty frekvence, objemu a tlaku, a tím ovládat křivku pracovního diagramu (**Obr. 6.13**).



Obr. 6.13 Property Node pro zaktivnění posuvníků

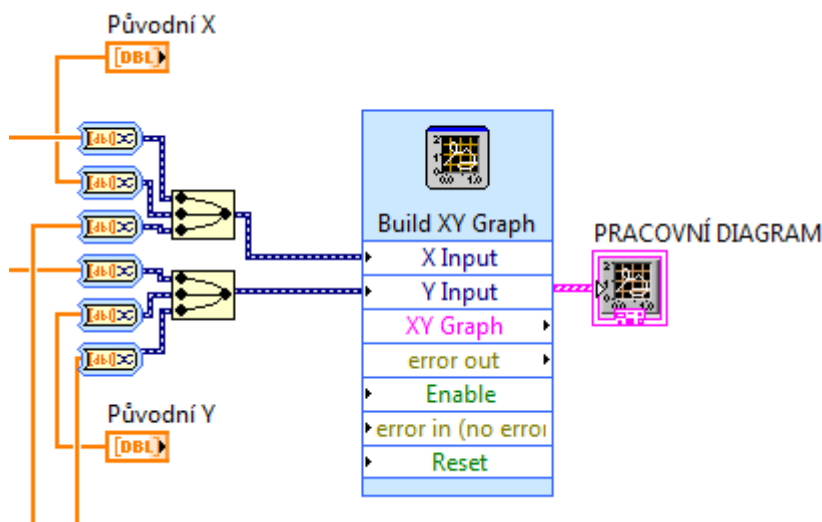
V dalších třech oknech jsou stejné tři funkce property node (**Obr. 6.14**), které ale tentokrát zablokují posuvníky, aby je nebylo možné ovládat a tím měnit tvar a polohu diagramu. Jsou zde také vložena dvě pole, jedno obsahující hodnoty y a druhé obsahující hodnoty x. Pomocí těchto dvou polí a jejich hodnot je v grafu zobrazen statický diagram odpovídající dané patologii (Obr. 2.1).



Obr. 6.14 Property Node pro zablokování posuvníků

Současně je v grafu zobrazen statická křivka ideálního pracovního diagramu. Aby bylo možné zobrazit v grafu dvě křivky, byla použita funkce Merge Signals. Na tuto funkci jsou připojeny

výstupy z case struktury obsahující diagramy s patologiemi, a zároveň jsou na tuto funkci připojeny dvě pole, díky nimž je zobrazen ideální diagram. Výstupem této funkce jsou dynamické data, která jsou přivedena přímo na XY Graph (**Obr. 6.15**). Z výše uvedených funkcí pro simulaci pracovního diagramu bylo vytvořeno subVI, z důvodu přehlednosti kódu.

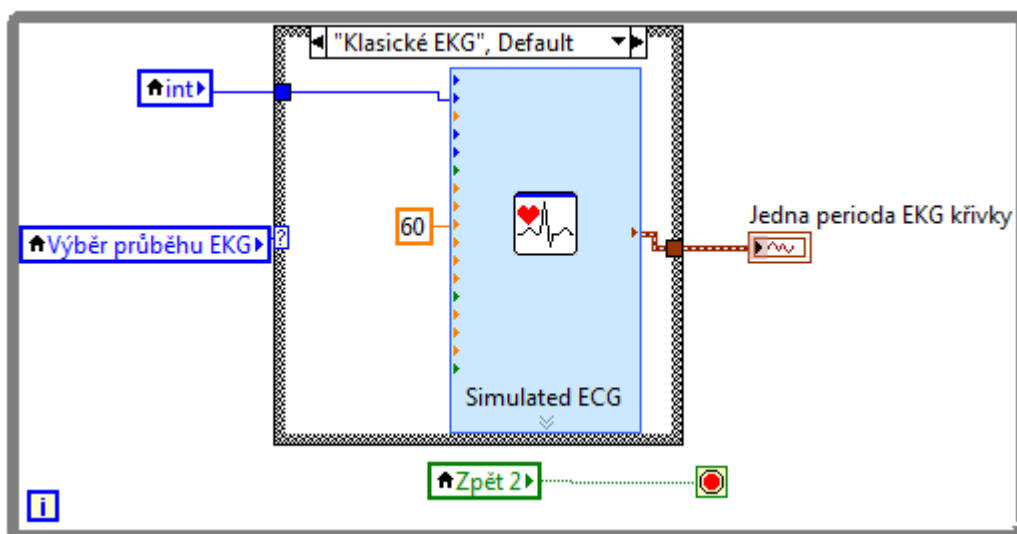


Obr. 6.15 Vykreslení pracovního diagramu

6.2.3 Znázornění závislosti mechanické činnosti srdce na elektrické aktivitě srdce

Naprogramování této části programu, bylo pravděpodobně nejvíce náročné. Byla zvažována spousta možností, jako například pohyblivý bod na obou křivkách nebo postupné vykreslování grafu červeně, podle toho, ve kterém bodě se nachází kurzor na EKG křivce. Pohyblivé body nebyly zvoleny, jelikož tyto dva body na různých dvou křivkách se nedaly přesně synchronizovat tak, aby to vyhovovalo skutečnosti. Nakonec byl zvolen pohyblivý kurzor, který ukazuje bod, na vykreslené jedné periodě EKG křivky a na pracovním diagramu znázornění dané části křivky, odpovídající přesně danému bodu na EKG křivce.

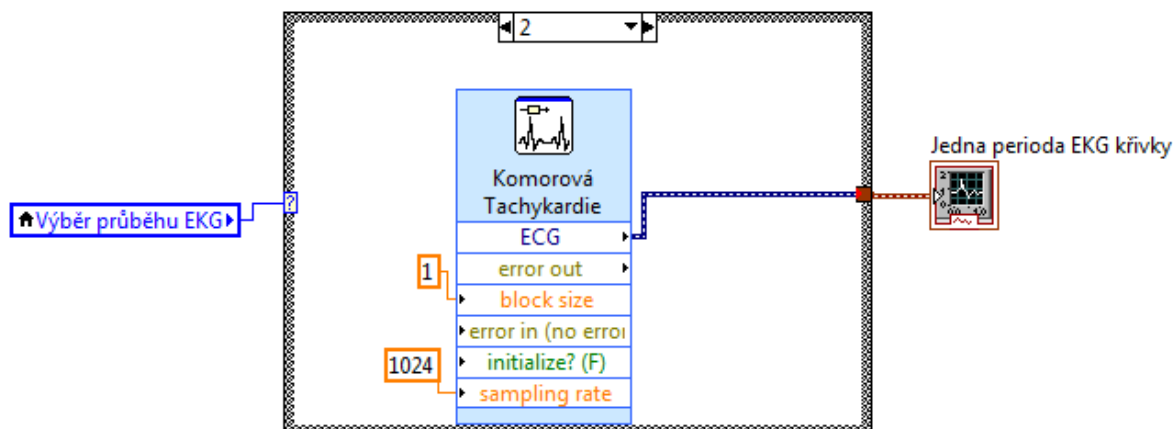
K zobrazení jedné periody EKG křivky slouží další case struktura obsažená v tomto kódu. Na tento case je připojený tentýž selektor jako u struktury obsahující křivky pracovního diagramu. V této struktuře jsou použity dvě expresní funkce. První funkce (**Obr. 6.16**) slouží k vykreslení jedné periody ideální EKG křivky. Na vstup této funkce je připojena konstanta uvádějící hodnotu srdeční frekvence. Tato veličina je nastavena na číslo 60, aby v grafu byla vidět pouze jedna perioda EKG křivky. Jelikož je možné v aplikaci měnit hodnotu BPM pomocí posuvníku, je potřeba měnit i počet zobrazených period signálu. Platí, že čím vyšší BPM tím více period se v grafu zobrazí. Rozsah BPM je rozdělen do čtyř částí, které jsou označeny čísly 1 – 4. Tato čísla jsou přivedena na vstup expresní funkce s označením „ number of iterations „, což pro nás znamená počet vykreslených period.



Obr. 6.16 Vykreslení jedné periody klasické EKG křivky

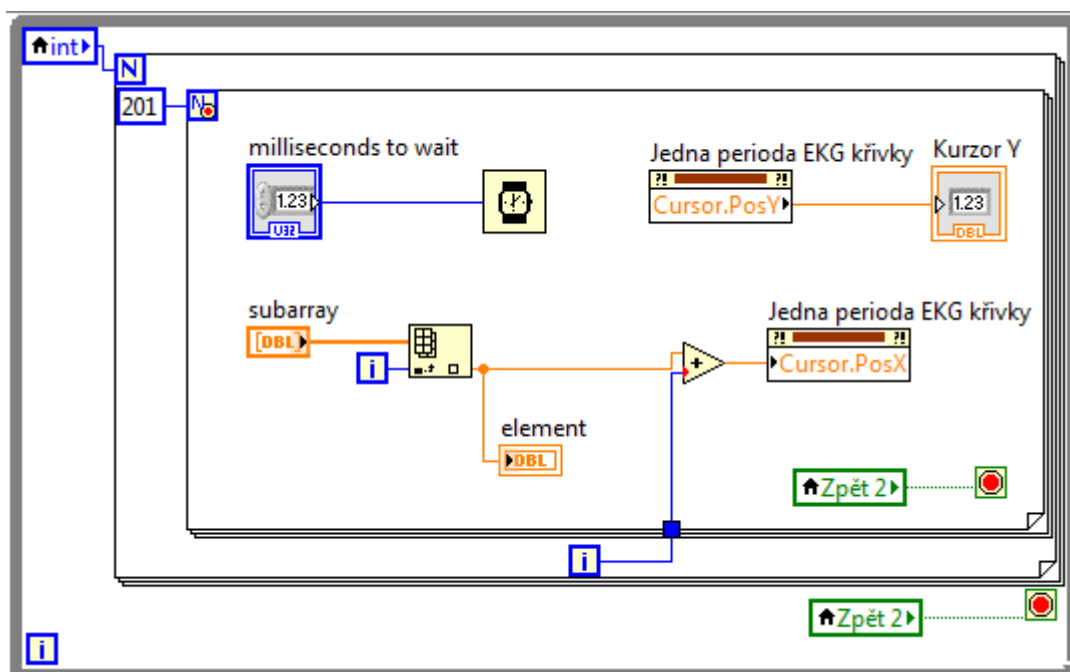
Druhá expresní funkce (**Obr. 6.17**) zobrazuje periodu patologické EKG křivky. Tato expresní funkce má několik vstupů, ale pro tuto práci postačí využití pouze dvou vstupů, a sice Block size a Sampling rate. První vstup označuje čas, za který se vykreslí jedna perioda křivky. Druhý použitý vstup udává vzorkovací frekvenci, která slouží k hladkému zobrazení křivky.

V této práci je použita vzorkovací frekvence 1024. Tato frekvence zajišťuje plynulý průběh křivky a znázornění právě jedné periody, z důvodu, že nechceme, aby se křivka příliš pohybovala. Při pohybu křivky by totiž nebylo možné přesně znázornit bod nacházející se právě v místě EKG křivky, které odpovídá místu pracovního diagramu. V případě, že by vzorkovací frekvence byla nižší, došlo by k tzv. antialiasingu signálu, což znamená, že by se signál zkreslil a ztratil tvar potřebné křivky tachykardie. Také při nižší vzorkovací frekvenci se vykreslí méně vzorků v grafu, a tudíž se křivka neustále dál pohybuje směrem doprava. Výstupem této case struktury jsou Waveform data, které jsou připojeny na Waveform Graph.



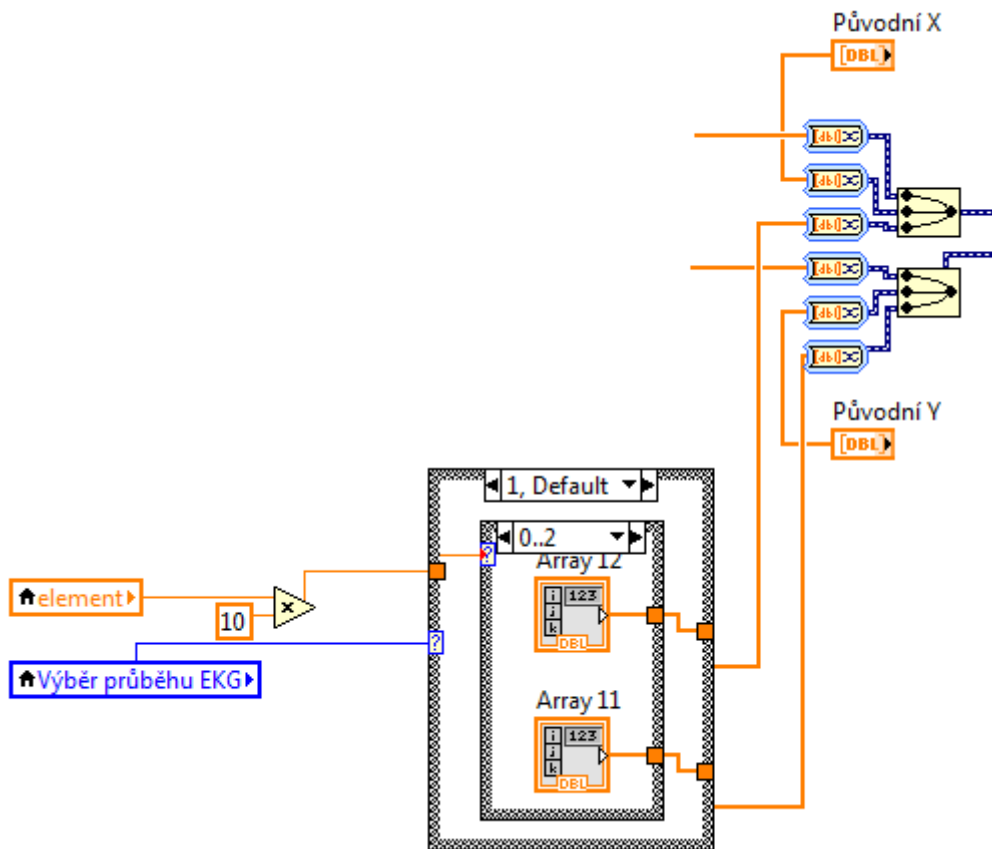
Obr. 6.17 Vykreslení jedné periody patologické EKG křivky

Na grafu, který zobrazuje jednu periodu EKG signálu kontinuálně běží kurzor. Kontinuální průběh je realizován pomocí smyčky FOR (**Obr. 6.18**), která obsahuje pole s hodnotami, které určují pozici kurzoru na ose x. Toto pole je přivedeno na funkci Index Array, kde index určuje interakce smyčky FOR. Výstup z funkce Index Array je připojen na funkci Property Node, která určuje polohu kurzoru na ose x. Počet interakcí smyčky FOR je nastaven na 201, jelikož pole, které určuje polohu kurzoru má 201 hodnot. V této smyčce je také umístěna funkce Wait, která zpožďuje průběh křivky pro pomalejší pohyb kurzoru. Tato smyčka FOR je vložena do druhé smyčky FOR, která zajišťuje průchod kurzoru přes více než jednu periodu EKG signálu. Pro předejití kolize je tato smyčka vložena mimo hlavní While smyčku.



Obr. 6.18 Smyčka FOR pro automatický pohyb kurzoru

Závislost mechanické činnosti srdce na elektrické aktivitě srdce je realizována pomocí dvou Case struktur (**Obr. 6.19**). První Case strukturou je vybírána daná patologie, jejímž selektorem je opět rozbalovací nabídka, pro výběr dané křivky. Druhá Case struktura je vložena do předchozí struktury. Selektorem této struktury je lokální proměnná vytvořená z funkce property node určující polohu kurzoru. Na základě hodnoty lokální proměnné, tedy, v kterém bodě protíná kurzor EKG křivku, je vybráno okno struktury, které v XY grafu zvýrazní danou část pracovního diagramu. Lokální proměnná je vynásobena číslem 10, jelikož pro výběr okna v case struktuře nelze použít desetinná čísla, které jsou potřebné pro plynulý průběh kurzoru. Zvýraznění částí je provedeno pomocí dvou polí pro osu x a osu y. Výstup z těchto polí je připojen na vstup XY grafu pomocí funkce Merge Signals.

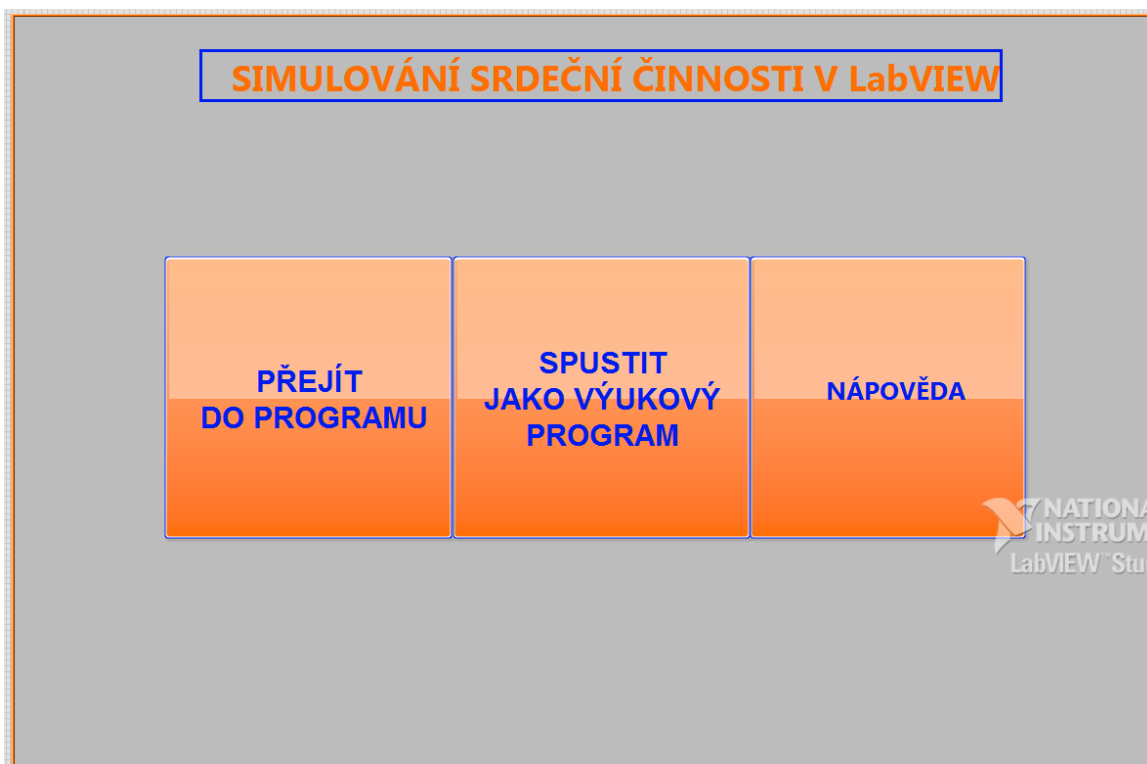


Obr. 6.19 Propojení kurzoru a zvýraznění dané části pracovního diagramu

Kód je rozdělen do několika samostatných WHILE smyček, které běží v jedné hlavní smyčce WHILE. Rozdělení kódu do více smyček zaručuje bezkolizní běh aplikace.

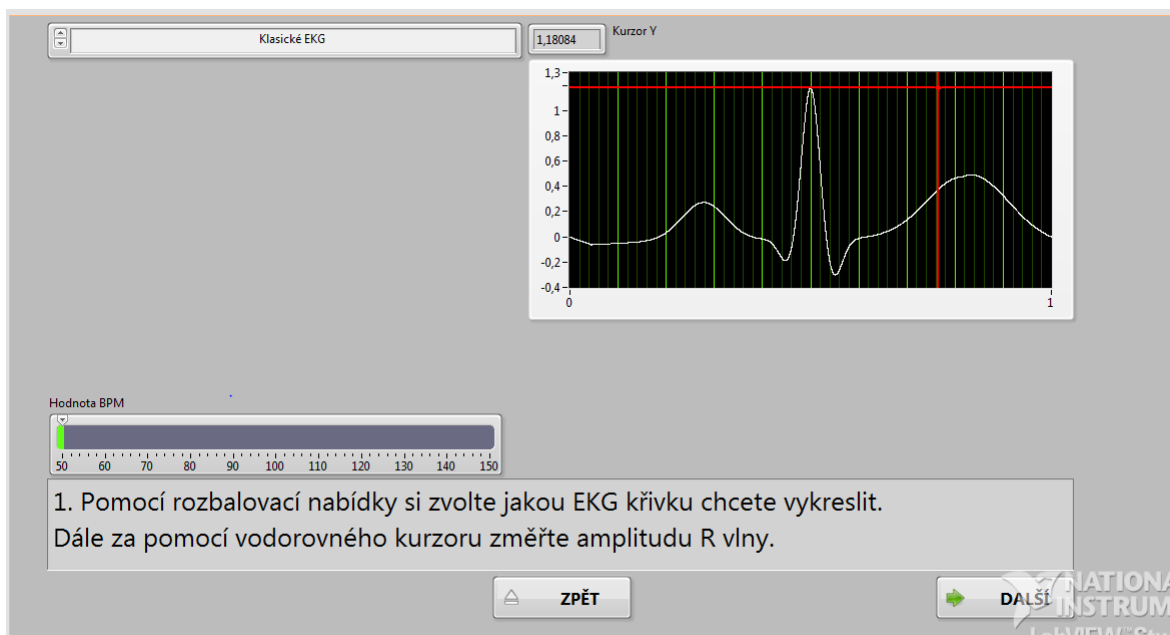
6.2.4 Vytvoření výukového software

Výukový software je vytvořen pomocí funkce TAB Control. Po spuštění programu se uživateli zobrazí úvodní obrazovka se třemi tlačítky (**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**). První tlačítko je pro přímý přechod do programu. Druhé tlačítko slouží ke spuštění výukového programu, což znamená, že uživatel si bude procházet program v jednotlivých krocích. Tyto kroky umožní uživateli postupně splnit všechny body zadání laboratorní úlohy. Poslední, třetí, tlačítko představuje nápovědu a teoretický rozbor problematiky.



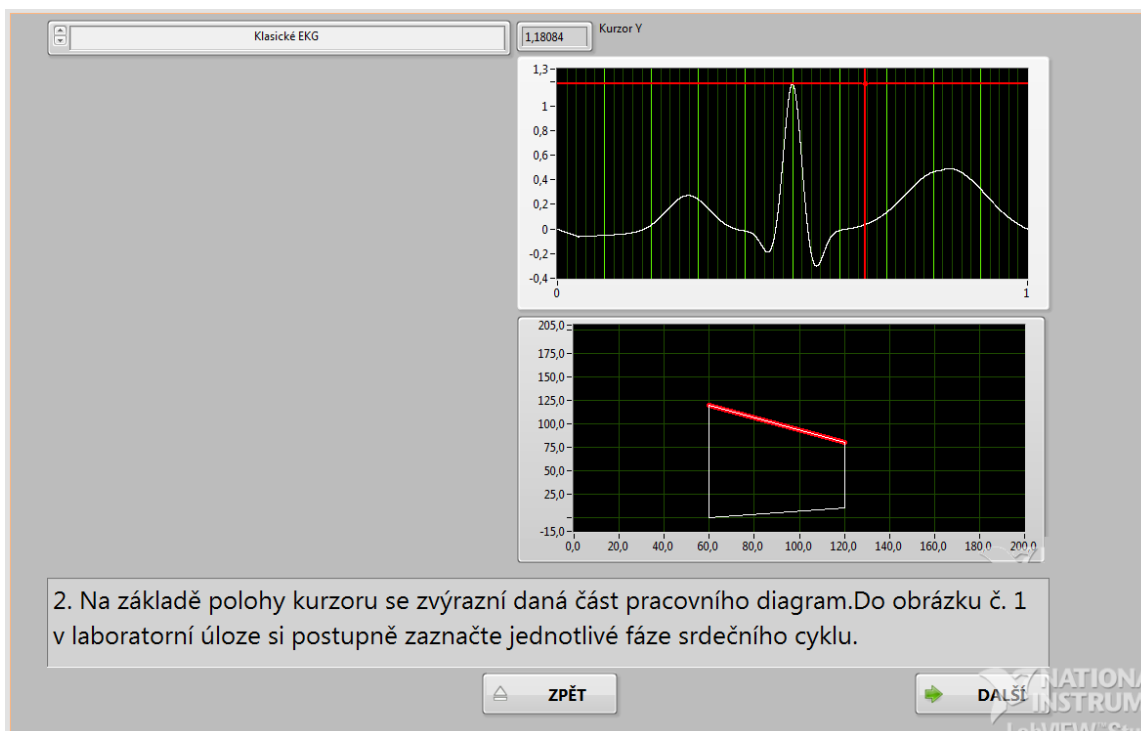
Obr. 6.20 Úvodní obrazovka

V prvním kroku (**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**) je umístěn graf, zobrazující jednu periodu EKG křivky. V levém horním rohu je umístěna rozbalovací nabídka, sloužící pro výběr křivek, které chce uživatel zobrazit. Graf obsahuje vodorovný kurzor, který je spojen s digitálním ukazatelem. Tento kurzor slouží pro měření amplitudy R vlny, což je jeden z bodů laboratorní úlohy. Poslední prvek umístěný v tomto kroku je posuvník, který umožňuje uživateli měnit hodnotu srdečního rytmu (BPM). Na základě změny BPM se mění i počet zobrazovaných period. Čím větší je nastavena hodnota BPM tím víc period se na grafu zobrazí.



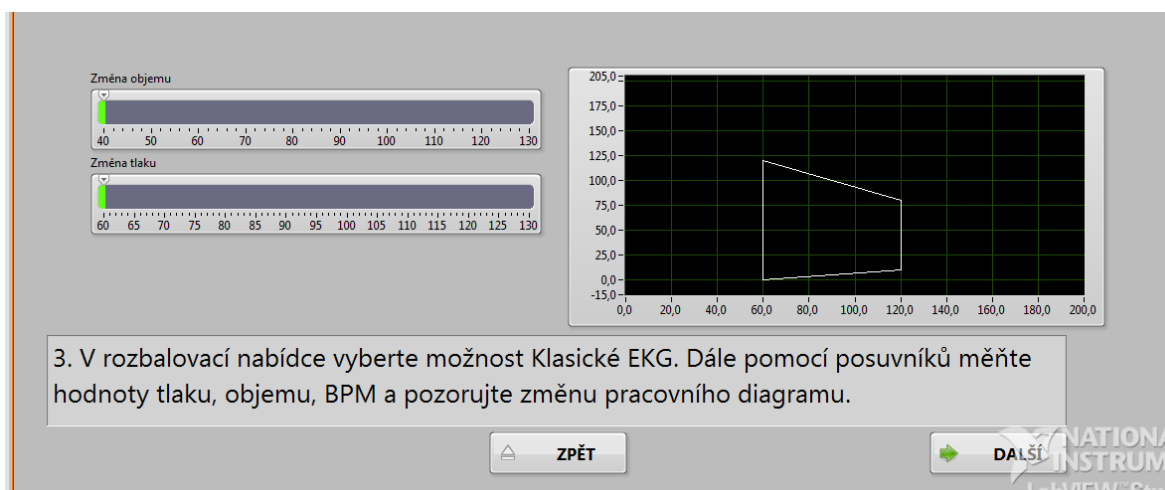
Obr. 6.21 První krok výukového programu

Druhý krok slouží pro zobrazení závislosti mechanické aktivity srdce na elektrické aktivitě srdce (**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**). Jsou zde umístěny dva grafy. První graf je zde jako v předchozím případě pro zobrazení jedné nebo více period. V druhé grafu je vykreslen pracovní diagram srdce. Jsou zde zobrazeny dvě křivky. První křivka zobrazuje ideální křivku. Druhá křivka zobrazuje pracovní diagram při vybrané patologii. Výběr patologie se provádí opět pomocí rozbalovací nabídky, která je umístěna v levém horním rohu.



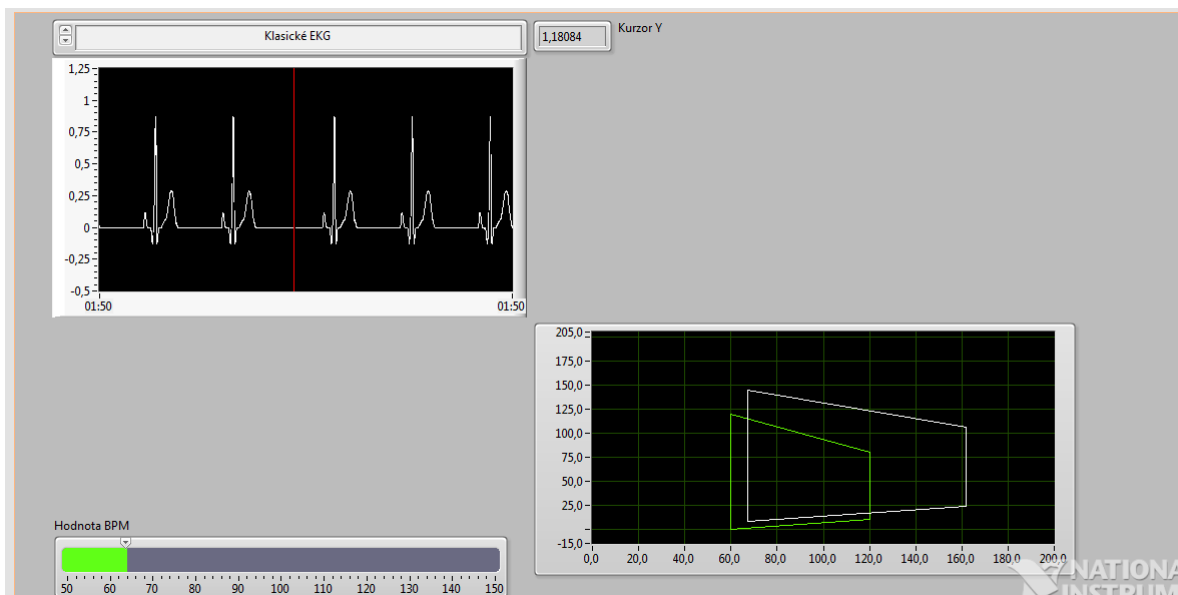
Obr. 6.22 Druhý krok výukového programu

Další krok umožňuje uživateli měnit hodnoty dvou veličin, a sice tlak a objem (**Obr. 6.23**). Umožnění změny je realizováno pomocí posuvníků. Kromě posuvníků je v tomto kroku umístěn graf zobrazující pracovní diagram srdce. Na základě změny daných hodnot se křivka pracovního diagramu mění. Jak již bylo zmíněno výše, v grafu je zobrazen ideální průběh a průběh dle aktuální změny veličin. Vykreslení obou křivek vede k lepšímu znázornění změny. Ideální křivka je vykreslena zeleně.



Obr. 6.23 Třetí krok výukového programu

Předposledním krokem výukového programu je zobrazení závislosti pracovního diagramu a EKG křivky na změně srdečního rytmu (BPM), (**Obr. 6.24**). Je zde opět umístěn posuvník pro změnu hodnoty BPM. Dále tento krok obsahuje dva grafy. První graf zobrazuje průběh EKG a graf druhý zobrazuje pracovní diagram. Oba grafy umožňují zobrazení klasických průběhů, ale i vybraných patologií. Výběr patologie je možný pomocí rozbalovací nabídky.

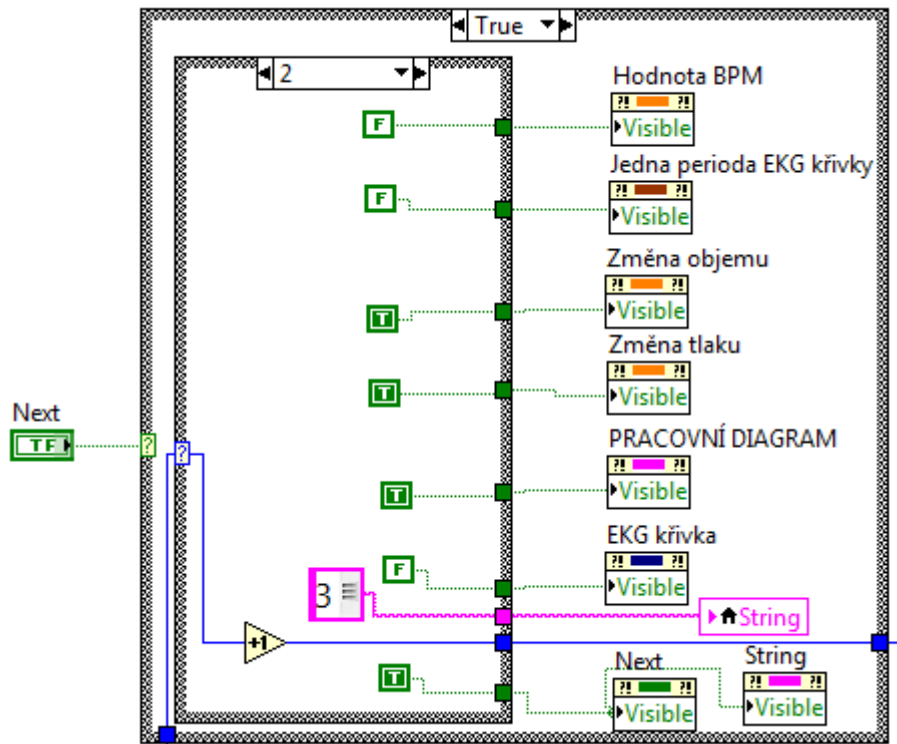


Obr. 6.24 Čtvrtý krok výukového programu

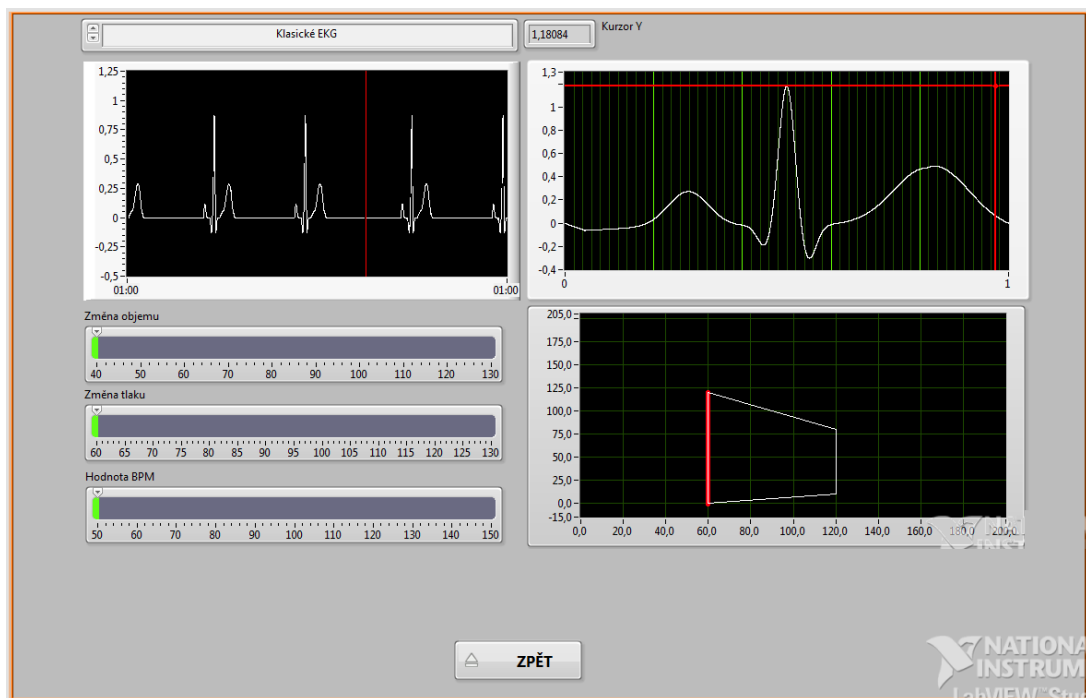
Jako poslední krok výukového programu je celý program, který umožní uživateli kombinovat dané funkce, které si v jednotlivých krocích prošel.

V každém kroku je v dolní části umístěno tlačítko zpět, které vrátí uživatele na úvodní obrazovku. Vedle tlačítka zpět je umístěno tlačítko další, které uživatele přepne o krok dál. Tyto tlačítka jsou v programu realizována pomocí prvku „ ok button „.

Zobrazení pouze určitých prvků v daném kroku je řešeno pomocí funkce property node a konstant True, False. Jednotlivé kroky jsou rozdělené pomocí struktury case (**Obr. 6.25**). Tato struktura je vložena do druhé struktury case, která má selektor závislý na tlačítku „ další “. Jakmile dojde program na poslední krok, zobrazí se celý program a v dolní části zůstane pouze tlačítko zpět pro vrácení na hlavní obrazovku.



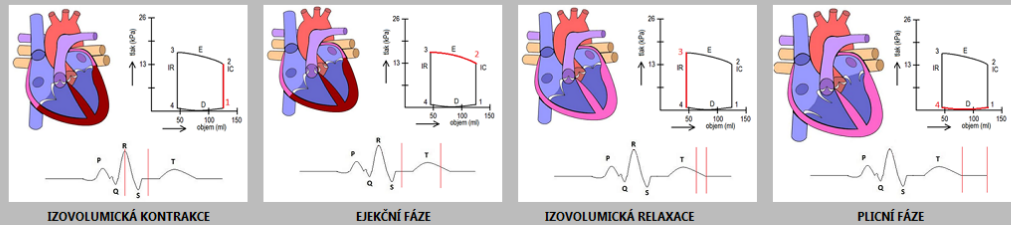
Obr. 6.25 Zobrazení jednotlivých prvků v daném kroku



Obr. 6.26 Výsledný program

AUTOR: Lucie Drahorádová
Vedoucí práce: Ing. Lukáš Peter

Tento program slouží jako výuková aplikace pro studenty. Cílem této práce je seznámit studenty s funkcí srdce a přiblížit jim, jak spolu souvisí elektrická a mechanická aktivita. Principem programu je simulace EKG křivky a pracovního diagramu. Tyto křivky jsou následně propojeny aby mezi nimi bylo možné sledovat závislost. Pracovní diagram popisuje 4 fáze srdečního cyklu, a tj. izovolumická kontrakce, ejekční fáze, izovolumická relaxace a plicní fáze. Tyto fáze jsou znázorněny na obrázcích níže.



Je zde nasimulována jak klasická EKG křivka, tak EKG křivky s různými patologiemi, jako je fibrilace, hypertenze a komorová tachykardie. Pomocí výběrového menu lze tyto průběhy mezi sebou přepínat a pozorovat změnu křivek, které se vykreslují v čase.

Pracovní diagram je rozněž znázorněn jak ideální, tak s danými patologiemi. U tohoto grafu je vždy znázorněn i ideální diagram (zelená křivka), aby bylo možné pozorovat změnu a posun diagramu, při změně některé hodnoty nebo při přepnutí patologie.

Obr. 6.27 Náповěda

Tlačítko NÁPOVĚDA (Obr. 6.27) obsahuje podrobnější informace o aplikaci a daném tématu. Je zde popsáno, jak program funguje a k čemu slouží. Dále je zde pomocí obrázků zobrazena závislost mechanické činnosti srdce na elektrické aktivitě srdce a také tok krve v srdci.

6.3 Laboratorní úloha

**VŠB-TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA FAKULTA
ELEKTROTECHNIKY A INFORMATIKY
BIOMEDICÍNSKÝ TECHNIK**

Simulování srdeční činnosti

Vypracoval:

Login:

Datum:

Zadání

1. Změřte amplitudu R-vlny klasické EKG křivky.
2. Změřte amplitudu R-vlny EKG při následujících patologiích. Naměřené výsledky porovnejte s amplitudou klasické EKG a výsledné rozdíly запиšte do tabulky.
 - a. hypertenzi
 - b. tachykardii
 - c. fibrilaci.
3. Zvolte si jednu patologii srdce a popište, jak a proč se změní pracovní diagram při patologii oproti ideálnímu diagramu.
4. Napište a znázorněte, která část diagramu a EKG křivky odpovídá jednotlivým fázím srdečního cyklu.
5. Nakreslete křivku pracovního diagramu při maximální hodnotě objemu a tlaku.
6. Napište, jak se projeví změna hodnoty BPM na EKG křivce a křivce pracovního diagramu.

Teoretický rozbor

Srdeční činnost jako taková je široký pojem. Patří zde srdeční stahy, frekvence, tok krve, teple a veškerá srdeční aktivita spojená jak s fyzickou tak i psychickou aktivitou člověka. Základem této činnosti je rytmické střídání stahu srdeční svaloviny, systoly, a ochabnutí srdeční svaloviny, diastoly. Cyklus srdeční činnosti lze rozdělit do čtyř fází: napínací a vypuzovací fáze systoly a relaxační a plnicí fáze diastoly.

Elektrokardiogram (*EKG*), je reprezentativní signál srdeční funkce člověka. Tvar a velikost P-QRS-T křivky a časové intervaly mezi jejími různými vrcholy mohou obsahovat užitečné informace o charakteru onemocnění postihující srdce, jako je například tachykardie.

Nakreslíme-li závislost krevního tlaku v levé komoře na jejím objemu v průběhu srdečního cyklu, získáme představu o jednotlivých fázích srdečního cyklu. Tyto fáze jsou: izovolumická kontrakce, ejekční fáze, izovolumická relaxace a plicní fáze.

Použité vybavení

Počítač, software LabVIEW, výukový program pro simulování srdeční činnosti

Pracovní postup

1. Vyberte z rozbalovací nabídky možnost Klasické EKG. Na grafu, znázorňujícím jednu periodu EKG křivky, nastavte vodorovný kurzor do vrcholu R-vlny této

- křivky. Změřenou hodnotu zobrazuje indikační prvek nad daným grafem. Výslednou hodnotu zapište do tabulky.
2. V rozbalovací nabídce zvolte postupně vybrané patologie. Dále pokračujte stejným postupem, jako v bodě číslo 1. Výsledné změřené i rozdílové hodnoty zapište do tabulky. Měření proveďte pro zadané hodnoty BPM.
 3. Zvolte postupně v nabídce každou patologii a sledujte, jak a proč se křivka mechanické činnosti srdce změní oproti ideální křivce. Ideální křivka je znázorněna zeleně. Také vyzkoušejte, jak se diagram mění při ovládní hodnot pomocí posuvníků.
 4. Pozorujte průběhy obou grafů. Zaznamenejte si na grafu EKG křivky počáteční bod dané fáze při zvýraznění části diagramu a stiskněte tlačítko start. Jakmile se v pracovním diagramu zvýrazní jiná část křivky, zaznamenejte do grafu koncový a zároveň také počáteční bod další fáze. Tento postup opakujte, dokud nebudete mít zaznamenány všechny body. Následně popište, která část v EKG křivce a pracovním diagramu odpovídá dané fázi.
 5. V rozbalovací nabídce zvolte možnost Klasické EKG. Pomocí posuvníků změňte hodnoty tlaku a objemu na maximální. Sledujte, jak se graf změní, a tento výsledek zakreslete do protokolu.
 6. Pomocí posuvníku na ovládní EKG křivky a pracovního diagramu měňte hodnotu BPM a sledujte, co se s oběma křivkami děje. Tyto změny stručně popište v protokolu.

Výsledky měření

Úloha č. 1

Výsledná hodnota bude zapsána v tabulce č. 1.

Úloha č. 2

Výsledné hodnoty budou zapsány v tabulce č. 1.

Úloha č. 3

Slovy popsat jak se změnila křivka vybrané patologie oproti ideální křivce.

Úloha č. 4

Graficky znázornit na obrázku č. 1 jednotlivé fáze srdečního cyklu a popsat.

Úloha č. 5

Nakreslete pracovní diagram po změně hodnot tlaku a objemu. Rovněž do stejného obrázku nakreslete ideální pracovní diagram pro porovnání.

Úloha č. 6

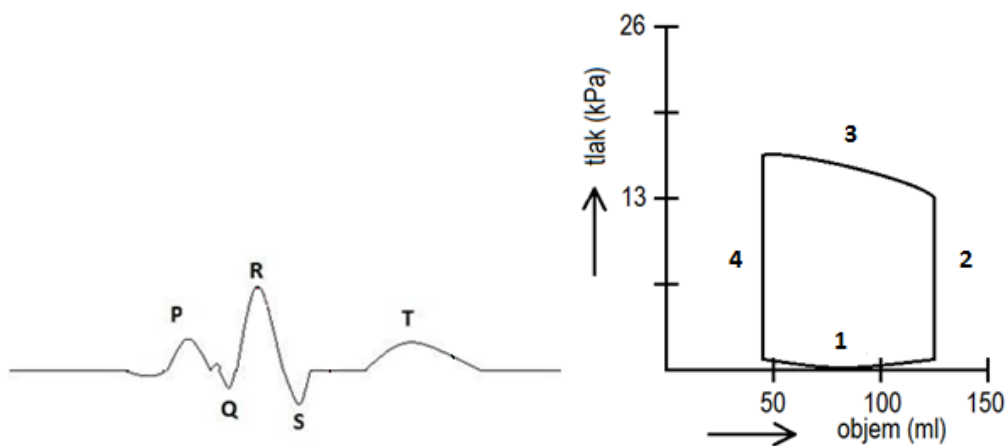
Stručně popsat jak se mění obě křivky při změně hodnoty BPM.

Kontrolní otázky

1. Lze hypertenzi poznat z naměřené EKG křivky?
2. Proč se při zvýšeném tlaku zobrazí více period EKG křivky?
3. Která část pracovního diagramu odpovídá izovolumické kontrakci?

Hodnota BPM	Amplituda R vlny	Rozdíl
Klasické EKG		
Hypertenze		
Tachykardie		
Fibrilace		

Tab. 1



Obr. 1

Závěr

6.4 Vzorový protokol

**VŠB-TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA FAKULTA
ELEKTROTECHNIKY A INFORMATIKY
BIOMEDICÍNSKÝ TECHNIK**

Simulování srdeční činnosti

Vypracoval: Lucie Drahorádová
Login: DRA0059

Datum: 1.2.2015

Zadání

1. Změřte amplitudu R-vlny klasické EKG křivky.
2. Změřte amplitudu R-vlny EKG při následujících patologiích. Naměřené výsledky porovnejte s amplitudou klasické EKG a výsledné rozdíly zapište do tabulky.
 - a. hypertenzi
 - b. tachykardii
 - c. fibrilaci.
3. Zvolte si jednu patologii srdce a popište, jak se změní pracovní diagram při patologii oproti ideálnímu diagramu.
4. Napište a znázorněte, která část diagramu a EKG křivky odpovídá jednotlivým fázím srdečního cyklu.
5. Nakreslete křivku pracovního diagramu při maximální hodnotě objemu a tlaku.
6. Napište, jak se projeví změna hodnoty BPM na EKG křivce a křivce pracovního diagramu.

Teoretický rozbor

Srdeční činnost jako taková je široký pojem. Patří zde srdeční stahy, frekvence, tok krve, teple a veškerá srdeční aktivita spojená jak s fyzickou tak i psychickou aktivitou člověka. Základem této činnosti je rytmické střídání stahu srdeční svaloviny, systoly, a ochabnutí srdeční svaloviny, diastoly. Cyklus srdeční činnosti lze rozdělit do čtyř fází: napínací a vypuzovací fáze systoly a relaxační a plnicí fáze diastoly.

Elektrokardiogram (*EKG*), je reprezentativní signál srdeční funkce člověka. Tvar a velikost P-QRS-T křivky a časové intervaly mezi jejími různými vrcholy mohou obsahovat užitečné informace o charakteru onemocnění postihující srdce, jako je například tachykardie.

Nakreslíme-li závislost krevního tlaku v levé komoře na jejím objemu v průběhu srdečního cyklu, získáme představu o jednotlivých fázích srdečního cyklu. Tyto fáze jsou: izovolumická kontrakce, ejekční fáze, izovolumická relaxace a plicní fáze.

Použité vybavení

Počítač, software LabVIEW, výukový program pro simulování srdeční činnosti

Pracovní postup

1. Vyberte z rozbalovací nabídky možnost Klasické EKG. Na grafu, znázorňujícím jednu periodu EKG křivky, nastavte vodorovný kurzor do vrcholu R-vlny této křivky. Změřenou hodnotu zobrazuje indikační prvek nad daným grafem. Výslednou hodnotu zapište do tabulky.
2. V rozbalovací nabídce zvolte postupně vybrané patologie. Dále pokračujte stejným postupem, jako v bodě číslo 1. Výsledné změřené i rozdílové hodnoty zapište do tabulky.
3. Zvolte postupně v nabídce každou patologii a sledujte, jak se křivka mechanické činnosti srdce změní oproti ideální křivce. Ideální křivka je znázorněna zeleně. Také vyzkoušejte, jak se diagram mění při ovládní hodnot pomocí posuvníků.
4. Pozorujte průběhy obou grafů. Zaznamenejte si na grafu EKG křivky počáteční bod dané fáze při zvýraznění části diagramu a stiskněte tlačítko start. Jakmile se v pracovním diagramu zvýrazní jiná část křivky, stiskněte opět tlačítko pauza a zaznamenejte do grafu koncový a zároveň také počáteční bod další fáze. Tento postup opakujte, dokud nebudete mít zaznamenány všechny body. Následně popište, která část v EKG křivce a pracovním diagramu odpovídá dané fázi.
5. V rozbalovací nabídce zvolte možnost Klasické EKG. Pomocí posuvníků změňte hodnoty tlaku a objemu na maximální. Sledujte, jak se graf změní, a tento výsledek zakreslete do protokolu.
6. Pomocí posuvníku na ovládní EKG křivky a pracovního diagramu měňte hodnotu BPM a sledujte, co se s oběma křivkami děje. Tyto změny stručně popište v protokolu.

Výsledky měření

Úloha č. 1 + Úloha č. 2

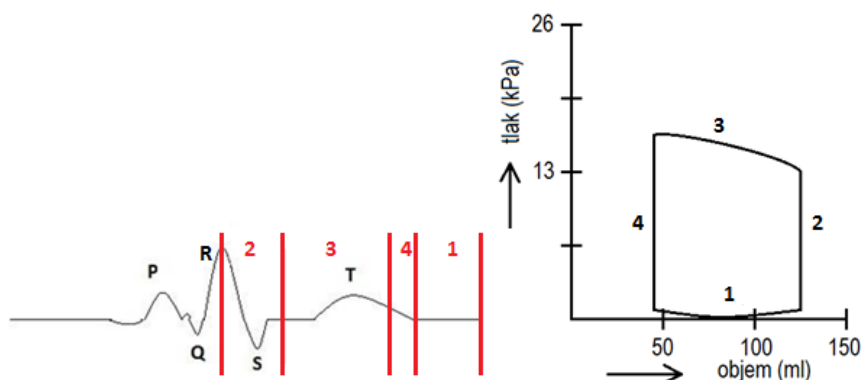
Hodnota BPM	Amplituda R vlny	Rozdíl
Klasické EKG	1,18	0
Hypertenze	1,18	0
Tachykardie	0,95	-0,23
Fibrilace	1,55	+0,37

Tab. 1

Úloha č. 3

Zvolená patologie- hypertenze. Při hypertenzi se pracovní diagram roztáhne do výšky a mírně posune nahoru a doprava. Při hypertenzi vzniká v levé komoře srdce vyšší tlak, z tohoto důvodu se diagram roztáhne do výšky a změna je dobře vidět.

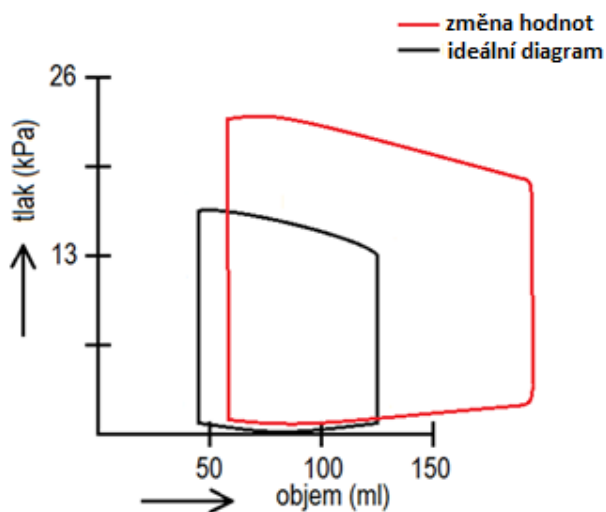
Úloha č. 4



Obr. 1

- 1 – plicní fáze
- 2 – izovolumická kontrakce
- 3 – ejekční fáze relaxace
- 4 – izovolumická relaxace

Úloha č. 5



Úloha č. 6

EKG křivka – při změně hodnoty BPM na vyšší se interval R-R zkracuje a zobrazuje se tudíž více period křivky. Pokud se hodnota BPM sníží, interval R-R se naopak prodlouží.

Pracovní diagram – při změně hodnoty BPM se pracovní diagram

Kontrolní otázky

1. Ne.
2. Protože srdce pracuje rychleji. Stahy srdeční svaloviny se uskutečňují rychleji, a tudíž i intervaly na EKG křivce se zobrazují kratší.
3. Izovolumické kontrakci odpovídá na diagramu část 2, tedy svislá čára vpravo.

Závěr

V tomto protokolu jsem se dozvěděla, jak vypadají různé patologie srdce na EKG křivce a pracovním diagramu. Zjistila jsem, že hypertenze na EKG křivce není viditelná. Ověřila jsem si, že diagram se při hypertenzi mění stejným způsobem, jako při zvyšování hodnoty tlaku. Mechanickou činnost srdce jsem pozorovala na pracovním diagramu a zjistila, která část diagramu odpovídá daným fázím srdečního cyklu. Na závěr jsem zjistila, jak pracuje srdce při zvýšené hodnotě BPM a jak se to projeví na pracovním diagramu.

7 Závěr

Cílem této práce bylo vytvoření výukového programu, který by studentům přiblížil a pomohl pochopit vztah mezi elektrickou a mechanickou aktivitou srdce. Je zde vytvořena aplikace, která simuluje průběh EKG křivky a pracovního diagramu levé komory srdce. Jelikož se málo lidí zabývá tím, jak srdce mechanicky pracuje a co se s ním ve skutečnosti děje, měla by tato aplikace studentům připomenout, že srdce nepohání pouze elektrická aktivita, ale aby správně fungovalo, je třeba vykonat určitou mechanickou práci, která není pouze o stahu a povolení srdeční svaloviny, ale také o tom, jak se srdce naplňuje krví a mění se tak objem a tlak uvnitř srdce. Tato mechanická činnost úzce souvisí s elektrickou aktivitou, kde každá část QRST komplexu znamená určitou část mechanické práce.

EKG křivka je zde nasimulována jak klasická, tak s různými patologiemi. Výhodou prvního grafu, kde se křivka vykresluje v závislosti na čase je, že při zvolení možnosti klasické EKG křivky má uživatel možnost pomocí posuvníku měnit hodnotu srdeční frekvence a na křivce pozorovat okamžitou změnu. Tato změna frekvence je také možná zároveň pozorovat na grafu, na kterém je znázorněn pracovní diagram, kde je vidět jak diagram mění svůj tvar a polohu.

Pro vykreslování průběhu EKG křivky s patologiemi byly vybrány tyto: komorová tachykardie, hypertenze a fibrilace. Tyto srdeční poruchy byly zvoleny z důvodu, že jsou to poměrně známé a běžné patologie. Aby bylo možné vidět změnu EKG křivky, je nutné zvolit si, jaký patologický průběh chceme pozorovat, a to pomocí rozbalovací nabídky.

Při výběru fibrilace je vidět, že EKG vykreslený průběh se vůbec nepodobá EKG křivce, jak ji známe, z důvodu že při fibrilaci dochází k nesynchronizovanému a rychlému stahování srdečního svalu. Další patologií srdeční činnosti je hypertenze. Jelikož hypertenze z průběhu EKG křivky nelze poznat, je zde zobrazena jako klasická EKG křivka. Naopak ale na grafu zobrazujícím pracovní diagram je vidět, že se tato patologie projeví zúžením, zvětšením do délky a posunem doprava a nahoru. Toto je velkým přínosem aplikace, jelikož málokdo si dokáže uvědomit, že když je EKG křivka na první pohled v pořádku, neznamená to, že srdce mechanicky pracuje správně.

Pro možnost pozorování přesné závislosti mezi EKG křivkou a pracovním diagramem je v aplikaci vytvořen graf, který zobrazuje pouze jednu periodu EKG křivky a je tedy možné pomocí pohybujícího se kurzoru ukázat, v jakém místě EKG křivky je znázorněna odpovídající část pracovního diagramu. Tato jedna perioda je zde vykreslena jak pro klasické tak pro patologické EKG. Díky tomuto znázornění je možné vidět, jaká část EKG křivky se vykresluje právě například při izovolumické kontrakci a dalších částech srdečního cyklu. Počet period se také mění v závislosti na změně hodnoty BPM.

Při pozorování grafu ideálního pracovního diagramu, můžeme sledovat změny pomocí ovládní tří posuvníků, kterými je možné měnit srdeční frekvenci, objem v levé komoře a tlak levé komory. Pokud přepneme v nabídce na některou z patologií, tyto posuvníky zešednou a není možné je ovládat. V tomto případě se znázorní pouze pracovní diagram při dané srdeční poruše a také

ideální pracovní diagram, který je znázorněn zeleně, pro lepší přehled mezi ideální a změněnou křivkou.

Výsledný program splnil cíle bakalářské práce, jelikož aplikace je schopná uživateli znázornit vztah mezi elektrickou a mechanickou aktivitou srdce, a také pochopit že jedna činnost bez druhé nemůže správně fungovat.

8 Seznam literatury:

- [1] TENCON 2004: 2004 IEEE Region 10 Conference : proceedings : analog and digital techniques in electrical engineering : 21-24 November, 2004, Chiang Mai, Thailand. Piscataway, NJ: IEEE, c2004, 4 v. ISBN 07-803-8560-8.
- [2] BOSONA, Techane, Girma GEBRESENBET a Fufa S. BULITTA. Modeling the dynamic response of camels' heart rate to physical activities. *Livestock Science*. 2011, vol. 142, 1-3, s. 138-146. DOI: 10.1016/j.livsci.2011.07.004.
- [3] GOLDOOZIAN, Layli S. a Edmond ZAHEDI. Mathematical modeling of heart rate and blood pressure variations due to changes in breathing pattern. s. 54–58.
- [4] BERBEROĞLU, Ezgi, H. Onur SOLMAZ a Serdar GÖKTEPE. Computational modeling of coupled cardiac electromechanics incorporating cardiac dysfunctions. *European Journal of Mechanics - A/Solids*. 2014, vol. 48, s. 60-73. DOI: 10.1016/j.euromechsol.2014.02.021.
- [5] Sovilj, S.; Magjarevic, R.; Lovell, N.; Dokos, S. "Realistic 3D bidomain model of whole heart electrical activity and ECG generation", *Computing in Cardiology Conference (CinC)*, 2013, On page(s): 377 - 380, Volume: Issue: , 22-25 Sept. 2013
- [6] MEZENTSEVA, L. V. Computer modeling of nonlinear heart rate dynamics during train extracardial impulsion in the sinoatrial node. *Biophysics*. 2011, vol. 56, issue 2, s. 281-285. DOI: 10.1134/S0006350911020229.
- [7] Statistical atlases and computational models of the heart: imaging and modelling challenges. Second International Workshop, STACOM 2011, Held In conjunction With MICCAI 2011, Toronto, Canada, September 22, 2011, revised selected papers. 1st ed. New York: Springer, 2012, p. cm. ISBN 36-422-8325-X.
- [8] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012, 222 s. Sestra (Grada). ISBN 978-802-4739-182.
- [9] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*. Vyd. 2. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 275 s. ISBN 80-010-3425-9.
- [10] KUBÍK, A. Detektor QRS komplexu. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 37 s, 2 příl. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lukáš Smital.
- [11] VYMAZAL B. Měření krevního tlaku a posouzení vlivu zátěže. Místo: VUT v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav automatizace a měřicí techniky, 2009. Počet stran 58 s., Počet stran příloh 0 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce byl Ing. Oto Janoušek.
- [12] KOLÁTEK, Jakub. *Generátor patologických EKG křivek pro potřeby simulačních modelů*. Praha, 2008. Dostupné z: <https://cyber.felk.cvut.cz/research/theses/papers/96.pdf>. Diplomová práce. České vysoké učení technické. Vedoucí práce MUDr. Mgr. Pavol Privitzer.

- [13] VILÍMOVSKÝ, Michal. Medlicker: Vše o zdraví, nemocech, studiu medicíny a medicínském humoru. *Medlicker.com* [online]. [cit. 2014-11-26]. Dostupné z: <http://cs.medlicker.com/87-fibrilace-srdce-priciny-projevy-a-lecba>
- [14] KIANG-IA, Atthasak a Surapong CHATPUN. Mechanical analysis of mechanical aortic heart valve: Trileaflet versus bileaflet. *The 6th 2013 Biomedical Engineering International Conference*. IEEE, 2013, s. 1-4. DOI: 10.1109/BMEiCon.2013.6687696
- [15] BUNCH, T. Jared, David L. HAYES, Charles D. SWERDLOW, Samuel J. ASIRVATHAM a Paul A. FRIEDMAN. Pacing and Defibrillation: Clinically Relevant Basics for Practice. *Cardiac Pacing, Defibrillation and Resynchronization*. Oxford, UK: Wiley-Blackwell, 2013-01-10, s. 1. DOI: 10.1002/9781118483923.ch1
- [16] LUNDEGAARD. *Institut klinické a experimentální medicíny: Klinika Kardiologie* [online]. Praha: Klinika Kardiologie IKEM, 2009 [cit. 2015-01-16]. Dostupné z: <http://www.ikem-kardiologie.cz/cs/o-nas/klinika-kardiologie/>
- [17] *Velký lékařský slovník* [online]. 4. vyd. Praha: Maxdorf, ©2008 [cit. 2015-01-16]. Dostupné z: <http://lekarske.slovníky.cz/pojem/brugaduv-syndrom>
- [18] *Fakultní nemocnice Olomouc* [online]. Olomouc: Fakultní nemocnice Olomouc, [2006] [cit. 2015-01-16]. Dostupné z: http://www.fnol.cz/i--interni-klinika---kardiologicka-co-u-nas-lecime-sekce_465.html
- [19] TICHÁ, Barbora. *Fibrilace srdce: příčiny, projevy a léčba* [online]. Medlicker, 2013 [cit. 2015-01-16]. Dostupné z: <http://cs.medlicker.com/87-fibrilace-srdce-priciny-projevy-a-lecba>
- [20] LEJSEK, Jan. *Poznámky z fyziologie* [online]. Praha: Klinika anesteziologie a resuscitace UK 2. Lékařská fakulta, 27.3.2014 [cit. 2015-01-18]. Dostupné z: <http://stary.lf2.cuni.cz/projekty/mua/fm/f3y1.htm>
- [21] JIHOČESKÁ UNIVERZITA. Mechanické a elektrické projevy kardiovaskulárního systému [online]. České Budějovice: eAMOS, © 2002-2015 [cit. 2015-01-16]. Dostupné z: http://www.eamos.cz/amos/kbf/modules/low/kurz_text.php?id_kap=1&kod_kurzu=kbf_1526
- [22] 0003. *Srdeční výdej a jeho regulace: Srdeční selhání* [online]. Olomouc: Ústav Patologické Fyziologie, 27.3.2013 [cit. 2015-01-16]. Dostupné z: <http://pfyziolfup.upol.cz/castwiki2/?p=2293>
- [23] SOUŠKOVÁ, Kateřina. *Neuron, šíření nervového vzruchu*. 17.11.2013 [cit. 2015-01-16]. Dostupné z: <http://pfyziolfup.upol.cz/castwiki2/wp-content/uploads/2012/03/Na-AP-neuronu.jpg>
- [24] LARSEN, Ronald W. *LabVIEW for engineers*. Upper Saddle River, N.J.: Prentice Hall/Pearson, c2011, xi, 391 p. ISBN 0136094295.

Seznam obrázků

Obr. 2.1 Pracovní diagram levé komory pro různé hodnoty rezistence periferního cévního řečiště [9].....	4
Obr. 2.2 Vliv zvýšené stažlivosti na činnost srdce (fibrilace komor) [20].....	5
Obr. 3.1 Obecná EKG křivka.....	6
Obr. 3.2 Znázorněný průběh depolarizace a repolarizace [23]	7
Obr. 3.3 Pracovní diagram [9].....	8
Obr. 3.4 Křivky pro správné sestrojení pracovního diagramu [9].....	9
Obr. 4.1 Vyznačení izovolumické kontrakce na pracovním diagramu a EKG křivce	11
Obr. 4.2 Vyznačení ejekční fáze na pracovním diagramu a EKG křivce	12
Obr. 4.3 Vyznačení izovolumické relaxace na pracovním diagramu a EKG křivce.....	12
Obr. 4.4 Vyznačení plnicí fáze na pracovním diagramu a EKG křivce.....	13
Obr. 4.5 Závislost komorového tlaku na objemu levé komory	14
Obr. 4.6 Rozložení sil, které působí na dutou polokouli [9]	15
Obr. 5.1 Porovnání auto-regresivní metody a FFT	18
Obr. 5.2 Křivka srdečního rytmu	19
Obr. 5.3 Křivka naměřených hodnot při pokusu.....	20
Obr. 5.4 Výsledné křivky simulace.....	22
Obr. 5.5 Model srdce.....	23
Obr. 5.6 Tlak v levé komoře pro zdravý i infarktový stav	24
Obr. 5.7 3D model.....	25
Obr. 5.8 CT snímky.....	25
Obr. 5.9 Výsledná modulace EKG křivky	26
Obr. 5.10 Šíření el. signálu srdcem.....	27
Obr. 5.11 Zavádění zpoždění, skok do nelinearity.....	28
Obr. 5.12 Reakce srdce na bolestivý podnět.....	28
Obr. 6.1 Simulace klasické EKG	31
Obr. 6.2 Simulace EKG křivky s patologií	31
Obr. 6.3 Načtení dat z excelu.....	32
Obr. 6.4 Načtení dat z pole Array	32
Obr. 6.5 Struktura Case pro možnost výběru dané EKG křivky.....	33
Obr. 6.6 Nadefinování EKG křivky s fibrilací.....	34
Obr. 6.7 Ovládací prvky a pole pro vykreslení pracovního diagramu srdce.....	36
Obr. 6.8 Index Array; odečtení hodnot; Replace Array Subset.....	36
Obr. 6.9 Index Array; odečtení hodnot; Replace Array Subset.....	37
Obr. 6.10 Rozšíření a posun diagramu na ose x.....	37
Obr. 6.11 Přičtení změny k poli; přičtení k prvku s indexem 3; Replace Array Subset.....	38
Obr. 6.12 Posun a rozšíření diagramu na ose y směrem nahoru	38
Obr. 6.13 Property Node pro zaktivnění posuvníků.....	39

Obr. 6.14 Property Node pro zablokování posuvníků.....	39
Obr. 6.15 Vykreslení pracovního diagramu	40
Obr. 6.16 Vykreslení jedné periody klasické EKG křivky	41
Obr. 6.17 Vykreslení jedné periody patologické EKG křivky	42
Obr. 6.18 Smyčka FOR pro automatický pohyb kurzoru	43
Obr. 6.19 Propojení kurzoru a zvýraznění dané části pracovního diagramu	44
Obr. 6.20 Úvodní obrazovka.....	45
Obr. 6.21 První krok výukového programu	46
Obr. 6.22 Druhý krok výukového programu	47
Obr. 6.23 Třetí krok výukového programu.....	47
Obr. 6.24 Čtvrtý krok výukového programu	48
Obr. 6.25 Zobrazení jednotlivých prvků v daném kroku	49
Obr. 6.26 Výsledný program	49
Obr. 6.27 Náповěda	50

Seznam příloh

1. Kód v LabVIEW
2. Přední panel program
3. Výsledný program