

JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH
PEDAGOGICKÁ FAKULTA
KATEDRA FYZIKY

MOBILNÍ MĚŘIČ TEPOVÉ FREKVENCE
BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Autor : Ivan Bárta

Studijní program : B2612 Elektrotechnika a informatika

Studijní obor: Měřicí a výpočetní technika

Vedoucí práce : Ing. Michal Šerý

České Budějovice

2007

Prohlášení :

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny, internetové stránky a informace, které jsem v ní použil jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

V souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce v nezkrácené podobě fakultou, elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích dne

Ivan Bárta

Anotace

Tato práce je zaměřena na popis funkce mobilního měřiče tepové frekvence a jeho využití především ve sportovním odvětví. Součástí je návrh, výroba a popis tohoto měřiče. Cílem bylo zjistit, zda lze takový přístroj sestavit v amatérských podmínkách a měřením ověřit jeho funkčnost.

Klíčová slova: tepová frekvence, čidla, EKG

Annotation

This thesis is aimed at the function description of a mobile pulse frequency meter and its use in the sport segment. Parts of this thesis are concept, production and description of the meter. The aim of the thesis was to make out if it is possible to construe the device in amateur conditions and through the measuring verify its functionality.

Keywords: pulse frequency, sensors, EKG

Chtěl bych na tomto místě poděkovat vedoucímu bakalářské práce Ing. Michalu Šerému za cenné rady a podnětné připomínky, které mi velmi pomohly při jejím vypracování.

Obsah

1	Úvod	7
2	Čidla a metody měření tepové frekvence	8
2.1	Metody měření tepové frekvence	9
2.1.1	Základní používané termíny při měření tepové frekvence	9
2.1.2	Metody měření tepové frekvence používané v lékařství	12
2.1.3	Metody měření tepové frekvence používané ve sportu	14
2.1.4	Amatérské metody měření tepové frekvence	16
2.1.5	Zhodnocení a význam měření tepové frekvence	19
2.1.6	Srovnání modelů měřičů tepové frekvence a tlaku	20
2.1.7	Orientační výpočet tepové frekvence	20
2.2	Čidla	21
2.2.1	Čidla pracující na principu akustického snímání	22
2.2.2	Čidla pracující na principu optoelektrického snímání I.	23
2.2.3	Čidla pracující na principu optoelektrického snímání II.	24
2.2.4	Čidla pracující na principu optoelektrického snímání III.	25
2.2.5	Čidla pracující na principu snímání signálu EKG	28
2.3	Elektrody EKG	30
2.3.1	Druhy elektrod EKG a jejich zapojení	30
3	Zesilovače signálu EKG	33
3.1	Zesilovač signálu EKG s použitím IO AD624	33
3.2	Zesilovač signálu EKG s použitím IO AD621	35
3.3	Zesilovač signálu EKG s použitím IO TL084	36
3.4	Snímání tepové frekvence pomocí signálu EKG – shrnutí	43
4	Záznam a uchování dat	45
4.1	Analýza získaných dat	45
5	Mikrokontroléry PIC	47

5.1	Některé parametry PIC	48
5.2	Architektura a funkce PIC	49
5.3	Režimy činnosti PIC	50
5.4	Základní zapojení vývodů mikrokontrolérů PIC	51
5.5	Programovací jazyk pro programování PIC	53
5.6	Programátory PIC	53
6	Komunikace s přenos dat do počítače	55
6.1	Přenos dat do počítače pomocí sériového rozhraní RS232	55
6.1.1	Napěťové úrovně a zapojení RS232	56
6.2	Přenos dat do počítače pomocí sběrnice USB	57
7	Zobrazení naměřených hodnot	59
8	Zhodnocení a závěr	60
9	Seznam použité literatury	62

1 Úvod

Tématem mé práce je popsat funkci a použití mobilního měřiče tepové frekvence a přiblížit jeho využívání v běžném životě. Nejdůležitějším úkolem však bylo věnovat se využití ve sportu. V následujících kapitolách se budu tedy zabývat především používáním tohoto přístroje při sportovních aktivitách, kde je potřeba sledovat tepovou frekvenci sportovce. Cílem bylo následně tento přístroj, nebo jeho části navrhnout a sestavit. Dále zjistit a vyhodnotit, zda takový přístroj lze navrhnout a vyrobit v těchto poněkud méně profesionálních podmínkách. Uvedený měřič tepové frekvence by měl splňovat následující předpoklady a nároky.

Jedná se především o jeho jednoduchost, přesnost a také příznivou cenu. Dále by přístroj neměl sportovce při jejich sportovních aktivitách obtěžovat. Především pak svými rozměry a váhou, ale také jeho umístěním a umístěním snímacích čidel na těle. Velký důraz byl také kladen na výši výrobních nákladů a správný výběr součástí. Výsledkem měl tedy být přístroj, který by kromě příznivé ceny splňoval také nároky na kvalitu. Vyhovět všem těmto požadavkům byl však velmi nesnadný úkol.

V případě, kdy se podařilo zvolit, nebo navrhnout vhodný obvod objevil se problém s dostupností nějaké součástky, nebo s její cenou, která přesahovala určitou stanovenou hranici. V neposlední řadě převážná většina vybraných čidel ve fázi testování nespĺňovala nároky na ně kladené a musela být vyřazena z výběru.

Ne vždy se tedy z těchto důvodů dal použít původně navržený obvod či senzor, který se jevil v počátku jako vhodný pro další použití.

Mým původním cílem bylo sestavit měřič tepové frekvence až do konečného funkčního výrobku. Z důvodu náročnosti tohoto úkolu jsem však praktickou část práce dovedl pouze do fáze výroby a otestování zesilovače společně s čidlem pro snímání tepové frekvence. Tedy získání potřebného signálu pro další použití.

Ostatní části týkající se načtení, uchování, zpracování a následný přenos dat do počítače, dále pak jejich vyhodnocení příslušným programem jsem v další části práce popsal pouze teoreticky. Teoretická část může pak sloužit jako návod pro další případné zpracování a následné dokončení přístroje.

Tato práce může ale sloužit také jako návod jakou cestou se ubírat při konstrukci takového, nebo podobného přístroje a čeho se naopak vyvarovat.

2 Čidla a metody měření tepové frekvence

Jedním z nejobtížnějších úkolů byl beze sporu výběr vhodného čidla pro snímání tepové frekvence. Nejdříve bylo vybráno a otestováno několik druhů pracujících na různých principech. Výběr byl prováděn od těch jednodušších, která pracují na jednoduchém akustickém principu snímání pomocí mikrofonu. Následně byla do výběru zařazena též čidla, která pracují na principu optoelektrického snímání. Jako poslední byla testu podrobena čidla, která pracují na principu snímání elektrické aktivity srdce (signálu EKG).

Právě naposledy zmíněná čidla, která pracují na principu snímání signálu EKG byla nakonec vybrána pro další práci jako nejvhodnější a nejpřesnější. Z ověřených poznatků v této práci vyplývá, že ne všechny měřiče tepové frekvence jsou spolehlivé a přesné. Jedná se především o ty v nižších cenových kategoriích, kde jsou použita právě popsána čidla s menší přesností.

U méně přesných přístrojů se používá právě již zastaralý způsob snímání, tedy způsob na principu snímání optoelektrickou, nebo akustickou metodou. Velmi přesné přístroje používají již zmíněná čidla pracující na principu snímání EKG signálu.

V závislosti na použití druhů čidel a z jejich principů snímání tepové frekvence vyplývají též metody a způsoby měření. Tyto metody nejsou co do použití a principů v určitých oborech stejné a technicky a funkčně se od sebe liší.

Tepovou frekvenci lze měřit pomocí domácích měřičů tepové frekvence a tlaku, takzvanými tonometry. V amatérském i profesionálním sportu přístroji nabízenými na trhu v hojném množství od těch nejjednodušších a méně přesných až po drahé a přesné v podobě například různých hodinek za použití hrudních pásů a podobně. Nejprofesionálnější využití je ale v lékařství a ve vrcholovém profesionálním sportu, kde se používají přístroje velmi přesné a velmi drahé, používající právě čidel na principu snímání elektrické aktivity srdce.

Použití, principy a jednotlivé metody budou stručně rozebrány v dalších kapitolách mé práce. Podrobněji budou popsána čidla a zesilovače tohoto signálu, která byla vybrána k použití pro konečný výrobek.

2.1 Metody měření tepové frekvence

Metody měření tepové frekvence lze rozdělit do několika základních kategorií. Jedná se o profesionální měření v lékařství, profesionální měření ve vrcholovém sportu, měření v rekreačním sportu a měření amatérské v domácnosti. Kvalita a přesnost měření se odvíjí právě od správného použití ve zmíněných kategoriích uživatelů. Zde se také odráží kvalita použitého čidla v daném přístroji. Tato skutečnost potom přímo koresponduje s kvalitou měření. Cena jednotlivých přístrojů se může pohybovat od několika stokerun u těch obyčejných přístrojů například v podobě hodinek a různých dalších jednodušších tonometrů určených především pro domácí amatérské použití. Dále to jsou přístroje, jejichž cena se pohybuje v řádech tisíců korun, kde se jedná o dražší domácí tonometry a dražší přístroje v podobě hodinek, do kterých jsou hodnoty například z hrudního pásu přenášeny bezdrátově. Ty nejdražší a nejkvalitnější přístroje se pohybují v řádech desetitisíců až statisíců korun a používají se právě na specializovaných pracovištích v lékařství a ve vrcholovém profesionálním sportu.

2.1.1 Základní používané termíny při měření tepové frekvence

Pro lepší orientaci v této oblasti je nutno zmínit několik základních termínů týkajících se měření tepové frekvence.

Aktuální tepová frekvence (TF):

Jedná se o momentální počet tepů za minutu. Tuto hodnotu zobrazují měřiče tepu buď jako absolutní hodnotu, například 140, nebo jako procentuální hodnotu, například 62 %.

Maximální tepová frekvence (TF_{max}):

Individuální nejvyšší hodnota TF, které může daný jedinec dosáhnout. Pro její přesné stanovení je nutné provádět zátěžový test v laboratoři.

Pro kondiční účely se však lze spokojit i s orientačním vzorcem $TF_{\max} = 220 - \text{věk}$. Termín maximální TF se ovšem používá i v jiném významu, tedy maximální hodnoty tepu, které bylo dosaženo v rámci jednoho tréninku. Mnoho měřičů tepu zaznamenává i tuto hodnotu a sportovec tak může posoudit své nejvyšší vypětí. Nej kvalitnější přístroje umožňují vyhodnotit maximální TF na jednotlivém úseku cvičení či tréninku.

Tepová frekvence anaerobního prahu:

Zjednodušeně řečeno, při této zátěži již nestačí vyrábět dostatek energie ze spalování dýchaného kyslíku a začínají se uplatňovat anaerobní mechanismy. Pro sportovce, kteří hledají kondiční efekty je proto nutné zdůraznit, že je nezbytné pohybovat se pod hranicí této tepové frekvence.

Zátěžová zóna:

Rozmezí tepové frekvence, ve kterém se intenzita pohybu nacházela. Řada měřičů tepu má možnost nastavení této zóny a při měření je potom signalizováno její opuštění. V tomto případě lze hovořit o tom, že pohybová aktivita probíhala pod zónou nebo nad zónou.

Průměrná TF:

Hodnota, která poskytuje údaj o průměrném zatížení v rámci jednoho měření. Pokročilé přístroje tento údaj sdělí ihned po skončení měření. Některé dokáží určit průměr i na jednotlivý úsek cvičení či tréninku. Průměrný tep sice vypovídá o celkovém zatížení, ale více pozornosti pro kondiční použití je třeba věnovat sledování doby v zátěžové zóně.

Klidová tepová frekvence:

Individuální tepová frekvence, kterou má daný jedinec v klidu bez jakékoliv zátěže.

Doba zotavení (Recovery time):

Vyjadřuje dobu, za kterou se tepová frekvence po zvýšené námaze vrátí do klidové hodnoty. Čím více je jedinec trénovaný, tím má tuto dobu kratší. Sledování jak rychle se tepová frekvence vrátí po tréninku k normálu je snadnou pomůckou při posuzování zvyšování své kondice.

Sportester: Označení pro měřič tepu.

Měření na principu EKG:

Toto měření označuje technologii snímání a měření tepu založenou na měření elektrické aktivity srdce. Tato technologie se vyznačuje vysokou přesností a používá se ve většině případů také v lékařství.

Měření TF s pásem:

Snímací elektrody jsou umístěny na hrudním pásu. Odtud jsou měřené údaje přenášeny bezdrátově do hodinek, kde dochází k jejich zobrazení a vyhodnocení. Výhoda je v možnosti průběžného měření. Nevýhodou je nutnost použít pás vždy před měřením.

Měření TF bez pásu:

Princip měření je založen na tom, že jednou elektrodou je levá ruka s hodinkami a další elektrody vzniknou po přiložení dvou prstů pravé ruky. Výhodou je možnost změření tepu kdykoliv bez nutnosti nasazovat hrudní pás.

Duální měření:

Technologie, která slučuje výhody obou výše popsaných technologií. Je-li potřeba měřit průběžně, je možné použít klasický hrudní pás. V opačném případě je možné kdykoliv změřit tepovou frekvenci přiložením prstů.

Optické měření:

Tato, již poněkud zastaralá technologie měřila tepovou frekvenci na základě optického snímání průtoku krve prstem nebo ušním boltcem. Pro svou vysokou nepřesnost se již v měřičích tepu využívá jen ojediněle. [1]

2.1.2 Metody měření tepové frekvence používané v lékařství

Mezi tyto metody patří:

Měření pomocí rtuťových tlakoměrů

V ordinacích lékařů se lze často setkat s rtuťovými tlakoměry. Systolický tlak je odečítán při prvních zvukových vjemech a diastolický tlak při jejich vymizení. Přestože jsou tyto tlakoměry považovány za jedny z nejspolehlivějších, jejich užívání bude zřejmě v nejbližší době omezeno z důvodu připravované legislativy EU o zákazu používání rtuti. Důvodem proč se tyto tlakoměry nepoužívají pro domácí a jiná měření je především náročnost na obsluhu. Osoba, která měření provádí musí mít určité zdravotnické vzdělání. Navíc to nemůže být současně tatáž osoba, která je měřena. Tímto měřením se též získává hodnota tepové frekvence



Obr. č. 1 - Rtuťový tlakoměr

Měření pomocí tonometru

Měření krevního tlaku a současně i tepu se provádí přístrojem zvaným tonometr v klidném prostředí, po 10-ti minutovém uklidnění. Přístroj je složen z manometru (rtuťový nebo aneroid) a z měřicího a nafukovacího systému (manžeta, ventil a hadičky). Měření probíhá na obou horních končetinách. Systolický tlak je odečítán při zachycení první odezvy. Rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem se nazývá tlaková amplituda neboli tepový tlak.



Obr. č. 2 - Manometr na měření krevního tlaku a tepu



Obr. č. 3 - Měření krevního tlaku a tepu

V některých ordinacích a především na specializovaných kardio pracovištích se používají velmi přesné přístroje na snímání signálu elektrické aktivity srdce, tedy EKG přístrojů s největší přesností a s mnohými možnostmi vyhodnocování a využití. [28]

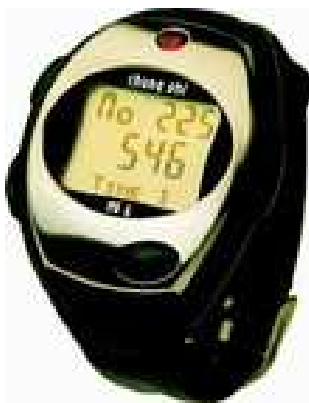
2.1.3 Metody měření tepové frekvence používané ve sportu

Výkonnost ve všech sportech neoddělitelně souvisí s kvalitou tréninku. Velmi důležité je tuto výkonnost nejen měřit, ale i správně dávkovat. K těmto účelům slouží právě kvalitní měřiče tepové frekvence, které se obecně nazývají sportestery. S použitím těchto přístrojů lze trénovat na vyšší úrovni. Po zjištění maximální tepové frekvence a s využitím dostupné literatury je možné výrazně zvýšit kondici a tím i výkonnost v daném sportovním odvětví.

Sledování tepové frekvence je způsob, jak zlepšit své výsledky při sportovním výkonu. V těchto případech totiž sportester může upozornit na hranice možností organismu. Úpravou tempa při tréninku lze potom předejít mnohým problémům. Zcela mimořádný důraz je na místě u sportů, které kombinují vytrvalostní výkon s jinou aktivitou vyžadující soustředění. Ve vrcholovém tréninku je využívání kvalitních a přesných sportesterů velmi důležité. Použití přístrojů, které lze připojit k počítači umožňuje zpětně vyhodnocovat trénink z mnoha hledisek. Tepová frekvence přesně vypovídá o zatížení organismu.

Použití sportesterů je v současné době rozšířeno prakticky do všech sportovních odvětví. Trénink s využitím těchto přístrojů je efektivnější a tudíž s menším úsilím lze dosáhnout vyššího růstu výkonnosti.

U přesných měřičů tepové frekvence v této kategorii se používá převážně právě metoda snímání na principu snímání elektrické aktivity srdce, kde snímací elektrody jsou umístěny například v hrudním pásu.



Obr. č. 4 - Měřič tepové frekvence pro sportovce v podobě hodinek

Tyto přístroje jsou určeny nejen pro kondiční, ale především pro výkonnostní a vrcholové sportovce.

Na trhu se objevují i měřiče tepové frekvence s duální technologií. Měřič s duální technologií měření je schopen měřit tepovou frekvenci jak s hrudním pásem, tak bez něho

Hrudní pásy obsahují elektrody, které snímají tepovou frekvenci a tyto hodnoty vysílají do přístroje na ruce, například do hodinek.



Obr. č. 5 - Hrudní pás

Měření tepové frekvence bez hrudního pásu spočívá v přiložení dvou prstů na snímací plochy hodinek a během několika sekund se zobrazí aktuální srdeční tep. [23,37]

2.1.4 Amatérské metody měření tepové frekvence

Digitální tlakoměry – tonometry

Tyto přístroje pro měření tlaku a tepu jsou určeny z velké části pro domácí použití. Jejich obsluha je oproti rtuťovým tlakoměrům nesrovnatelně jednodušší. Elektronické tonometry snímají krevní tlak použitím oscilometrické metody. Krevní tlak je přesně měřen snímáním a rozbořen oscilací, které jsou měřeny během vypouštění tlaku z manžety. Tato metoda nevyžaduje použití stetoskopu. Součástí výsledku měření je tepová frekvence.

Tyto digitální tlakoměry lze rozdělit na:

1) Pažní tlakoměry

Jsou přesné a univerzální, vhodné pro nejširší spektrum uživatelů. Jsou ideálním přístrojem pro domácí použití.

Tonometry používají oscilometrickou metodu měření, která vyžaduje klidné prostředí. Jakýkoliv pohyb významně zasahuje do měření.

2) Zápěst'ové tlakoměry

Nově vyvinuté zápěst'ové tonometry měří také oscilometrickou metodou. Jsou plně automatické, nafouknou automaticky manžetu a pak upouští správnou rychlostí.

Jsou zatíženy větším procentem chyb při měření, což je dáno menším průsvitem tepen, na kterých se tlak měří. Jsou vhodné spíše pro mladší jedince, u kterých ještě není tolik rozvinuta ateroskleróza, která měření činí méně přesným.

Některé zápěst'ové tonometry mají manžetu spojenou s přístrojem. Jedná se o takzvané hodinkové tonometry. Zápěst'ové přístroje měří tlak spolehlivě, pokud jsou správně používány.

Další rozdělení

1) Automatické tlakoměry

Měří tlak i tep na auskultačním nebo oscilometrickém principu. Oscilometrický princip je založen na detekci oscilace uzavřené artérie. Začátek odpovídá systolickému tlaku a diastolický tlak je vypočítán jako odvozená veličina. Nejjednodušší domácí měření tlaku krve umožňují automaty s kompresorem, který sám nafukuje manžetu. Většina z nich má i paměti pro poslední měření. Některé jsou vybaveny technologií fuzzy, některé pak systémem Intelli Sense. Existují též přístroje s tiskárnou, na které se dají tisknout výsledky měření.

2) Poloautomatické tlakoměry

Jednodušší i levnější jsou přístroje s balónkem, kterým se manžeta nafukuje manuálně. Opětovné vyfouknutí a měření tlaku krve si přístroj provede automaticky.

Fuzzy logic systém

Pro velmi přesné domácí měření jsou nevhodnější přístroje se systémem inteligentního měření, takzvaný FUZZY systém, pracující na principu přesného dofouknutí manžety na základě průběžného odhadu tlaku krve. Kratší doba měření pak navíc šetří manžetu i baterie.

Intelli Sense systém

U přístrojů s touto technologií probíhá vlastní měření tlaku již při nafukování manžety. Měření se tím velmi urychluje, což vede k značné úspoře baterií a pomalejšímu opotřebení manžety. Ve spojení s fuzzy systémem jsou pak tyto přístroje nejpřesnější.

Všechny popsané přístroje kromě tlaku krve vyhodnocují také hodnotu tepové frekvence. [2,3,28]



Obr. č. 6 - Zápěstní digitální tonometr určený především k domácímu použití



Obr. č. 7 - Pažní digitální tonometr Intelli Sense



Obr. č. 8 - Pažní digitální tonometr Intelli Sense

2.1.5 Zhodnocení a význam měření tepové frekvence

Z lékařsky ověřených poznatků je zřejmé, že není správné stupňovat výkon do maximálních hodnot. Pro tento účel je vhodným pomocníkem právě dobře zvolený měřič tepové frekvence.

Čím více je zatěžováno tělo, tím více je také zatěžováno srdce. Při pohybových aktivitách je snadné dosahovat maximálních hodnot tepu, které vedou k brzké únavě a v krajním případě i k nechuti takovou aktivitu dále vykonávat.

Účelem měření tepu není jen hlídání tepové frekvence. Spolu s doplňujícími funkcemi je silným motivačním nástrojem k dalším pohybovým aktivitám.

Měřiče tepové frekvence nejsou jen výsadou vrcholového sportu, jak se lze domnívat.

V současnosti jsou tyto přístroje dle svých doplňujících funkcí vhodné pro nejširší spektrum uživatelů. Jedná se zejména o sportovce všech výkonnostních úrovní, kardiaky a další skupiny uživatelů.

Otázkou proč měřit tepovou frekvenci se zabývá stále více lidí. Podstata je zcela jasná, tepová frekvence přesně vypovídá o zatížení organismu. Individuálně je každý jedinec částečně odlišný a nelze proto stanovit jednoznačně paušální hodnoty. Je ovšem možné zjistit individuální hodnoty na základě určení nějaké objektivní skutečnosti. Pro kondiční účely je obvykle dostačující vztáhnout tepovou frekvenci k maximální tepové frekvenci. Tu lze velmi zjednodušeně zjistit jednoduchým vzorcem $TF_{\max} = 220 - \text{věk}$. Přesnější změření lze provést některým druhem testu, jako například step test, chodecký test a podobně.

Z popisu funkcí přístrojů uvedených v této kapitole a způsobu použití pro jednotlivé kategorie uživatelů vyplývají následující skutečnosti:

Přístroje používané v lékařství a přístroje pro amatérské použití jsou konstruovány převážně pro použití v klidovém stavu. Naproti tomu přístroje používané ve sportovních odvětvích a na specializovaných lékařských pracovištích mají konstrukci uzpůsobenou k použití za pohybu. [24]

2.1.6 Srovnání modelů měřičů tepové frekvence a tlaku

Funkce a parametry měřičů tepu

Podle plánovaného použití lze modely vybrat z pěti libovolně kombinovatelných kritérií:

- 1) podle zaměření modelů - kondiční, výkonnostní nebo profesionální
- 2) podle technologie měření - s pásem, bez pásu, nebo kombinované
- 3) podle existence a počtu zátěžových zón - bez, s jednou nebo více
- 4) podle možností vyhodnocení – se spotřebou kalorií, váhovým managementem, průměrnou TF a TF_{\max} na všech úsecích, se zátěží rozloženou do více zón, možností propojení s PC
- 5) podle pořizovací ceny

Uvedená kritéria umožňují vybrat správný model pro konkrétní použití.

Tepová frekvence je velmi důležitým ukazatelem pro měření intenzity zátěže během tréninku. V hodnotě tepové frekvence se odrážejí veličiny jako využití kyslíku plicemi, frekvence dýchání, hromadění laktátu ve svalech, poměr spalování tuků a cukrů při získávání energie. Z toho plyne, že měřiče tepové frekvence jsou jedinečným pomocníkem v tréninku nejen pro profesionální sportovce, ale pro všechny pohybově aktivní jedince.

Tyto přístroje již zaujímají místo ve většině sportovních disciplín, například v běhu, cyklistice, plavání a při dalších sportovních aktivitách. Maximální tepová frekvence se dá určit nej přesněji vyšetřením v lékařské laboratoři. Většina amatérských, výkonnostních nebo kondičních sportovců se však spokojí s méně přesným, pro většinu dostačujícím výpočtem maximální tepové frekvence. [24]

2.1.7 Orientační výpočet tepové frekvence

Podle Korvonenovy formule:

Muži: $220 - \text{věk} = \text{předpokládaná maximální tepová frekvence}$

Ženy: $226 - \text{věk} = \text{předpokládaná maximální tepová frekvence}$

Regenerace - obnova energie po náročném fyzickém výkonu

50 % až 65 % maximální tepové frekvence

Vytrvalost - získání vytrvalostního základu pro další trénink

65 % až 75 % maximální tepové frekvence

Síla - posílení svalstva například při jízdě na kole v náročném terénu

75 % až 85 % maximální tepové frekvence

Intervaly - získání rytmu, tempa, načasování

65 % až 92 % maximální tepové frekvence

Závod - simulace zátěže při závodech

80 % až 92 % maximální tepové frekvence

Jedno ze základních pravidel zní, že netrénovaný jedinec by při střední a dlouhodobé fyzické zátěži neměl přesáhnout 80 % své předpokládané maximální tepové frekvence.

Pokud tak činí, nemůže dosáhnout cílů, které si před tréninkem stanovil. Vyšší zátěž jeho nijak neprospívá, právě naopak může vážně poškodit jeho zdraví. Při takové činnosti nedochází k dostatečnému spalování tuků, protože s potřebnou energií získává rychleji z jiných zdrojů, například ze svalové tkáně. Bez použití správného přístroje nelze stav tepové frekvence spolehlivě monitorovat.

2.2 Čidla

Čidlo slouží k přeměně některých fyzikálních veličin na takové fyzikální veličiny, které lze vhodně dále zpracovávat, tedy na elektrické.

V průběhu zpracování této práce bylo zjištěno, že na kvalitu měření má vliv z velké části právě použití vhodného čidla. Problémy spojené s výběrem čidla budou podrobněji popsány v dalších kapitolách práce.

Pro snímání tepové frekvence bylo vyzkoušeno několik základních druhů čidel pracujících na různých principech. Zde budou podrobněji rozebrány pouze ty, které byly blíže zkoumány v průběhu práce.

Jedná se především o použití čidel na principu snímání průtoku krve pomocí optoelektrické metody a akustické metody s použitím snímacích mikrofونů. Čidla založená na těchto principech se ukázala jako velmi nepřesná a pro tento účel zcela nepoužitelná. Muselo být proto nalezeno jiné, vhodnější řešení. Pro účel kvalitnějšího

a přesnějšího snímání tepové frekvence se ukázal jako nejvhodnější snímač, který pracuje na principu snímání elektrické aktivity srdce (EKG) z povrchu těla pomocí příslušných elektrod.

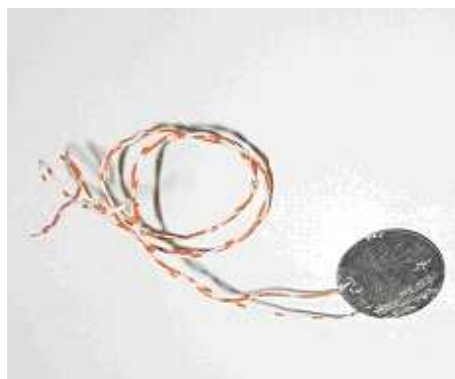
Jak je z výše uvedených poznatků zřejmé, právě v použití vhodného čidla se odráží kvalita a samozřejmě také cena finálního výrobku.

2.2.1 Čidla pracující na principu akustického snímání

Mikrofon je elektronická součástka převádějící akustický signál na elektrický. Nejčastěji se používají kondenzátorové a piezoelektrické mikrofony. Kondenzátorové pracují se změnou kapacity membrány, která se rozechvívá akustickým tlakem.

Piezoelektrické mikrofony reagují na akustický tlak vznikem mechanického napětí. Mikrofon definují následující parametry. Frekvenční rozsah, linearita, citlivost, zisk, prostorová dynamika a konstrukční řešení (velikost).

Použití čidla na tomto principu bylo zpočátku považováno jako nejjednodušší řešení. Toto řešení se však ukázalo jako vhodné pouze pro účely měření v klidovém stavu, ale výsledky byly i tak velmi nepřesné. Pro měření při pohybu bylo však shledáno jako zcela nepoužitelné. Při jakémkoliv pohybu se zde začaly projevovat negativní dynamické rázy probíhající tělem a jiná další rušení vznikající pohybem. Tato rušení by bylo velmi obtížné a náročné odstranit a konečná kvalita snímaného signálu by byla i tak zcela nevyhovující. Z uvedených důvodů bylo toto čidlo hned po prvních měřeních a testech vyřazeno z výběru jako zcela nevhodné a nevyhovující

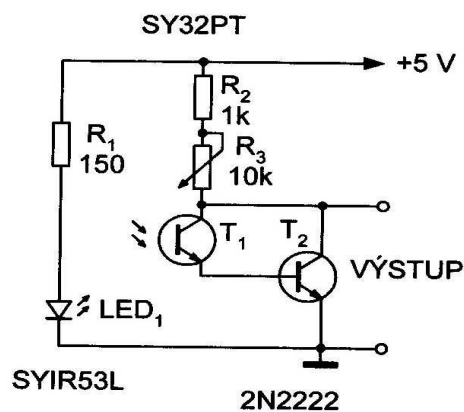


Obr. č. 9 - Testované akustické čidlo

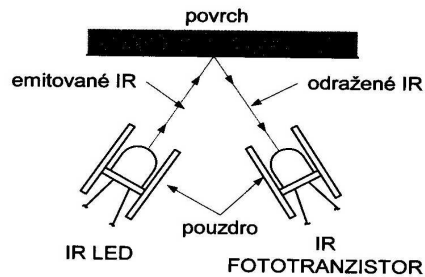
Původní zesilovač tohoto signálu nebyl zkonstruován samostatně na desce plošných spojů, ale pro testování a měření bylo použito pouze laboratorních kontaktních polí.

2.2.2 Čidla pracující na principu optoelektrického snímání I.

Výrazněji lépe dopadlo další testované čidlo. Jedná se o jednoduchý snímač tepu srdce skládající se z jedné infračervené LED diody a infračerveného fototranzistoru. Lidská kůže se v tomto případě chová jako odrazová vrstva pro infračervené záření. Její odrazivost závisí na jejím prokrvení. Množství krve v kůži se mění v závislosti na činnosti srdce. Množství odraženého záření přijaté fototranzistorem kolísá s tepem srdce. Zapojení obsahuje permanentně zapojenou LED diodu a obvod detekce infračerveného záření s fototranzistorem. LED dioda i fototranzistor by měly být umístěny v uzavřeném prostoru, aby nedocházelo k rozptylu záření. [5]



Obr. č. 10 - Schéma zapojení zesilovače nasnímaných hodnot



Obr. č. 11 - Možná konstrukce zařízení pracujícího na principu množství odraženého záření přijatého fototranzistorem

2.2.3 Čidla pracující na principu optoelektrického snímání II.

Další způsob snímání tepové frekvence je založen opět na optoelektrickém principu. V tomto případě je snímání prováděno například z prstu ruky. Ke snímání tepu je využito změny průsvitnosti prstu ruky v závislosti na množství krve, která jím protéká. Množství krve se mění v každém tepu a průsvitnost periodicky kolísá s tepovou frekvencí.

Změna průsvitnosti prstu se vyhodnocuje optoelektricky. Ve vzdálenosti přibližně 15 mm od sebe jsou na bříško prstu přiloženy svítivá dioda LED a fotorezistor. Dioda do prstu trvale svítí a fotorezistor mění svůj odpor v závislosti na množství světla, které prstem prochází. Optoelektrický snímač je zkonstruován jako světelně izolovaná komůrka, do které se zasune prst.

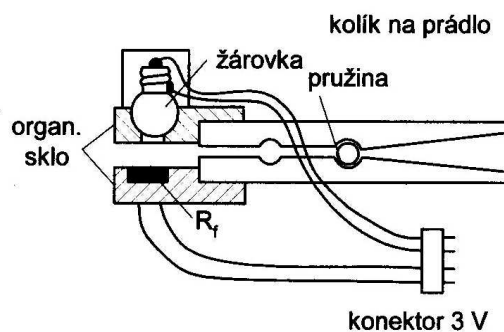
V boku komůrky, které se dotýká bříško prstu jsou umístěny LED dioda a fotorezistor. Ostatní boky komůrky vymezují definovanou polohu prstu vůči optoelektrickým součástkám. Změna odporu fotorezistoru se zpracovává v elektronických obvodech.

Konstrukce dalšího snímače je založena na snímání tepu z prstu nebo z ušního boltce.

Na obou místech je hustá síť vlásečnic, přes které proudí krev. V okamžiku tepu je příval krve největší, přičemž se mění průhlednost vlásečnic. Tato skutečnost je použita ke snímání tepu.

Malou žárovkou se stejnosměrným napájením je prosvěcován prst nebo ušní boltec. Naproti žárovce je umístěn fotorezistor, který i při těchto relativně nepatrných změnách průsvitnosti mění svůj odpor.

Změny odporu se zesilují, upravují a dále zpracovávají. [5]



Obr. č. 12 - Možné konstrukční schéma čidla při použití žárovky

Tato výše popsaná čidla pracující na principu snímání pomocí optoelektických prvků po testování a měření dopadla lépe než čidla pracující na akustickém principu snímání. Jsou však vhodná také pouze pro snímání v klidovém stavu. Při jakémkoliv pohybu zde působí podobné negativní jevy dynamických rázů probíhajících tělem jako u čidel předešlých (akustických).

Stručně řečeno, při jakémkoliv pohybu čidlo snímá i dynamické rázy probíhající tělem a ty pak prakticky pohlít sledovanou tepovou frekvenci. Odstranění těchto negativních jevů by bylo náročné a výsledky měření by ani v tomto případě nebyly přesné. [5]

2.2.4 Čidla pracující na principu optoelektrického snímání III.

U prvního, původního zapojení, které bylo testováno na začátku práce, byl signál získáván na principu prosvěcování prstu s použitím LED diody a fototranzistoru.

Snímaný signál byl veden do prvního operačního zesilovače, který pracoval jako derivační člunek a odstraňoval stejnosměrnou složku, dále pak zesiloval získaný signál.

Další operační zesilovač tvořil integrační člunek, který filtroval frekvenci 50 Hz. Poslední operační zesilovač převáděl analogový signál na číslicový.

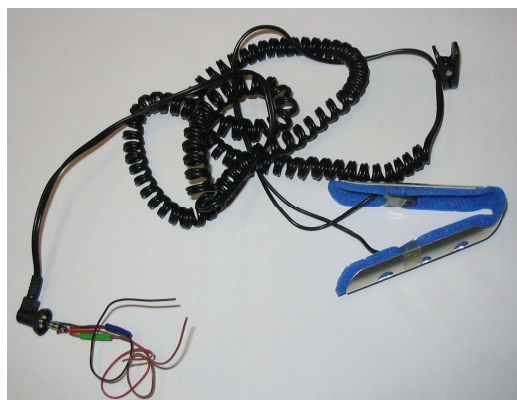
Toto zapojení bylo velmi jednoduché, ale při použití výše popsaných čidel pro další práci nepoužitelné. Pro měření tepové frekvence v klidu je však pro svou jednoduchost a minimální výrobní náklady ideální.

Oba fotoprvky mohou být připevněny ke klipsu, který se nasadí na prst

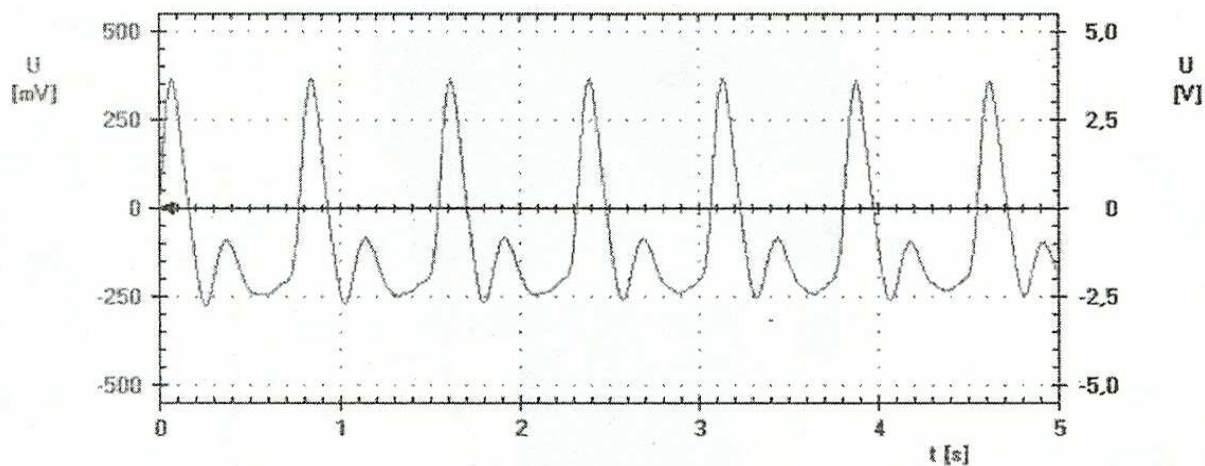


Obr. č. 13 - Snímač v klipsu s optoelektronickými prvky v originálu

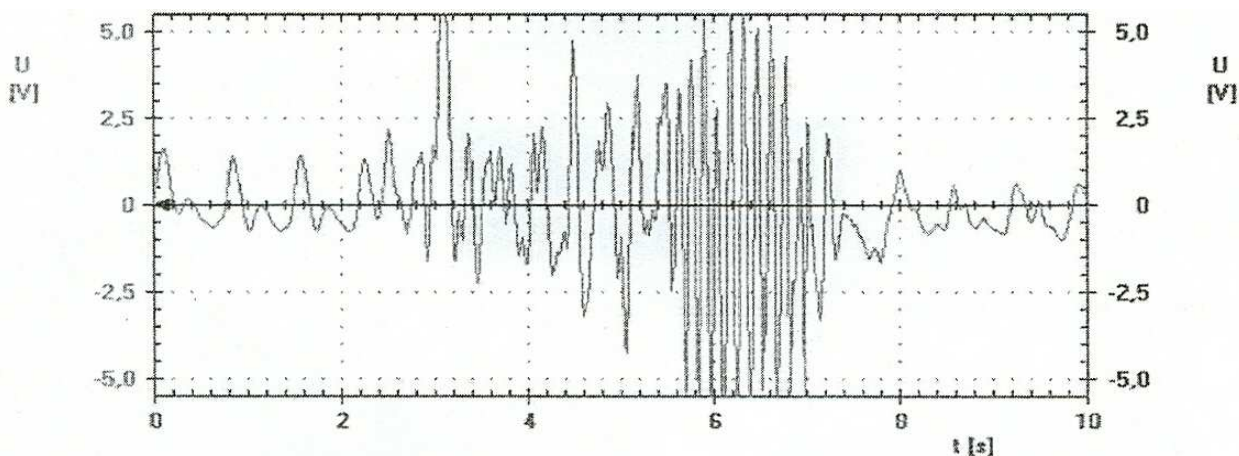
Po důkladném zafixování těchto čidel, například na prstu, bylo sice dosaženo lepších výsledků, ale potlačit rušení v důsledku probíhajících dynamických rázů se ani tak nepodařilo.



Obr. č. 14 - Snímač s optoelektronickými prvky a provedenou úpravou pro možnost zafixování proti pohybu



Obr. č. 15 - Průběh snímané tepové frekvence při klidové poloze



Obr. č.16 - Průběh snímané tepové frekvence při pohybu

Z uvedených skutečností jasně vyplývá, že žádné z dosud popsaných čidel nesplňovalo předpoklady pro další použití a nebylo tak pro účel snímání za pohybu použitelné. Jejich používání je již zastaralé a výsledné hodnoty značně nepřesné. V současné době existuje ještě mnoho měřičů tepové frekvence pracujících s použitím těchto čidel. Proto se mohou naměřené hodnoty u různých přístrojů lišit. Bylo tedy nutné hledat jiné řešení tohoto problému. Jako jediné reálné řešení se začalo jevit použití čidla na principu snímání elektrické aktivity srdce (EKG).

2.2.5 Čidla pracující na principu snímání signálu EKG

Čidla pracující na tomto principu se s velkým úspěchem využívají právě u přesných snímačů tepové frekvence.

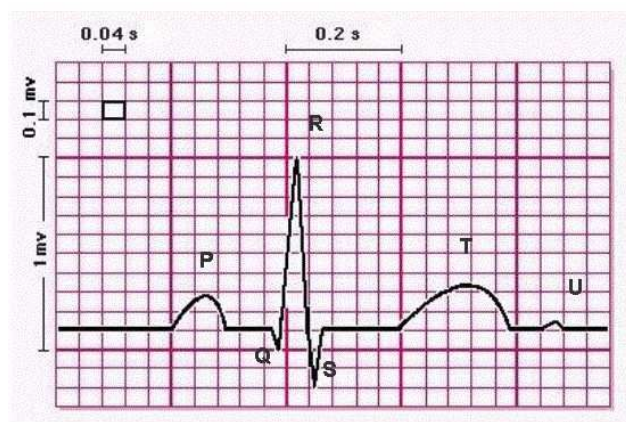
Princip činnosti EKG:

EKG (Elektrokardiograf) je přístroj, který snímá elektrickou aktivitu srdce v čase. Každý stah srdečního svalu je doprovázen vznikem slabého elektrického napětí, které se šíří až na povrch těla, kde ho lze snímat pomocí EKG elektrod a následně vhodně zobrazit. Výsledkem je takzvaná EKG křivka.



Obr. č. 17 - Výsledná křivka EKG

Popis křivky: P - depolarizace síní; QRS - depolarizace komor; T - repolarizace komor; U - repolarizace Purkyněho vláken



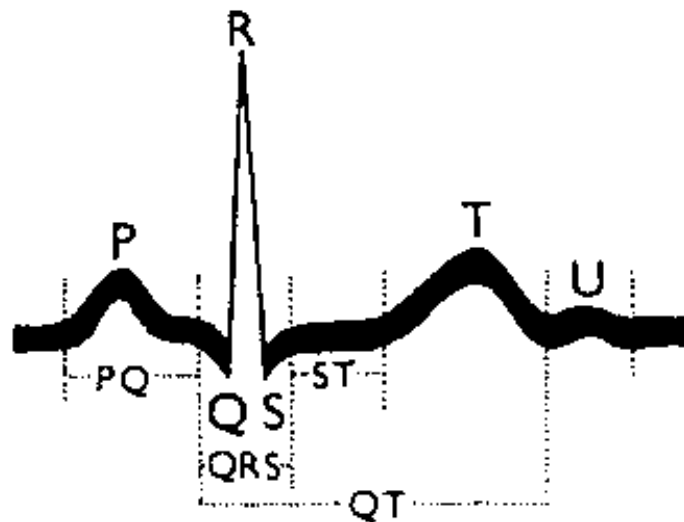
Obr. č. 18 - Křivka EKG a její popis

Tep srdce je vyvolán rytmickými kontrakcemi síní a srdečních komor. Každé srdeční svalové vlákno má schopnost se smršťovat.

Svalová vlákna se skládají ze svalových buněk, z nichž každá má vlastní elektrický náboj. Tento elektrický náboj je usměrněn, uspořádán elektrickými impulsy, jejichž zdrojem je nervové pletivo v srdci, sinusový uzel. Malé elektrické impulsy sinusového uzlu vyvolávají pohyb srdce a regulují sled jeho jednotlivých fází. Impulsy proudí ze sinusového uzlu vodivou tkání, jež je uložena v srdečním svalu. Tato tkáň se nazývá systém převodu vzruchu. Pokud je systém převodu vzruchu v pořádku, dostanou se všechny impulsy až do nejvzdálenějších srdečních svalových buněk. Toto je předpokladem k tomu, že se všechny svalové buňky stahují a opět uvolňují ve správném rytmu. [4,22]

Na EKG lze rozeznat následující vlny, kmity a intervaly:

- vlny: P, T, U
- kmity: Q, R, S
- interval PQ (PR), úsek ST, interval QT



Obr. č. 19 - křivka EKG s popisem

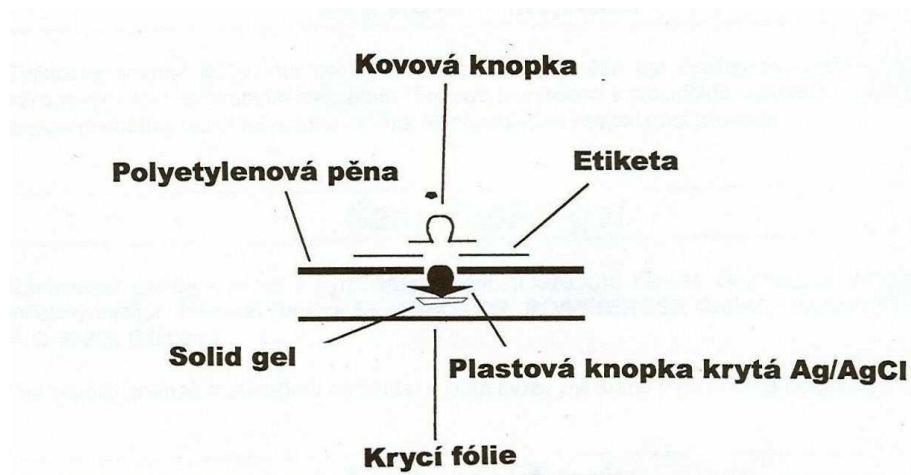
2.3 Elektrody EKG

Pro účely snímání potřebného signálu je nutné umístění elektrod na vhodná místa na těle. K testování bylo použito jednorázových samolepících EKG elektrod.

Lze však též použít i elektrod pro násobné použití. Ty mohou být následně umístěny například ve sportovním oděvu, nebo v hrudních pásech. S počtem a umístěním elektrod je možné vhodně experimentovat.

Existují dva základní druhy elektrod pro krátkodobé a dlouhodobé měření:

- a) typ F – Vyrobeny z nepropustného pěnového polyetylénu. Bezpečný průchod elektrického signálu. Určené pro střední a krátkodobé měření.
- b) typ T – Vyrobeny z netkaného mikropórního materiálu. Určené pro dlouhodobé měření.



Obr. č. 20 - Konstrukce elektrody

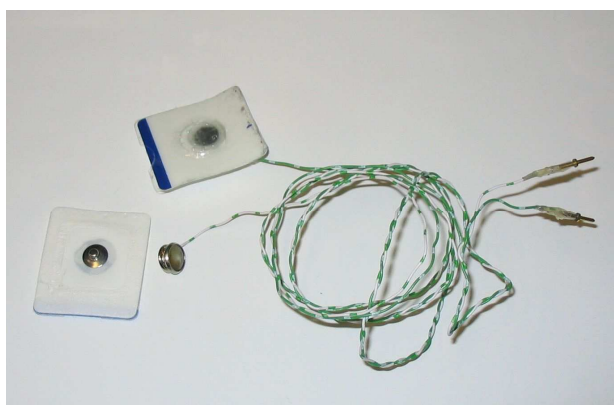
2.3.1 Druhy elektrod EKG a jejich zapojení

K testování a měření bylo použito různých druhů jednorázových elektrod. Při konstrukci finálního výrobku bude použito odolnějších elektrod pro dlouhodobé používání. V tomto případě bude zvaženo jejich vhodné umístění.



Obr. č. 21 - Jednorázová snímací elektroda

V první fázi testování bylo použito amatérské zapojení pomocí obyčejného vodiče a obyčejné patentky, na které byl naletován vodič. Vzhledem k vysoce nekvalitnímu spojení vodiče se snímací elektrodou tak vznikaly velké chyby při měření a docházelo k velmi nekvalitnímu snímání.



Obr. č. 22 - Zapojení snímacích EKG elektrod pomocí obyčejných vodičů

Aby bylo možné provádět kvalitní měření a testování, muselo být pro zapojení použito kvalitních kabelů s originálními koncovkami pro připojení snímacích elektrod. Toto připojení je samozřejmě použito pouze pro testování. U konečného výrobku a při jeho miniaturizaci bude nutné použít jiné a vhodnější řešení. [21,35,36]



Obr. č. 23 - Zapojení snímacích EKG elektrod pomocí originálních kabelů

3 Zesilovače signálu EKG

Pro snímání signálu tepové frekvence pomocí EKG elektrod bylo nutné sestavit zesilovač takto získaného signálu. K tomuto návrhu a vhodnému výběru sloužila především literatura Bioelektronika v amatérské praxi Zdeněk Valečko a kol., ze které byla tato zapojení spolu s popisy a návody na sestavení převážně čerpána.

Na základě mnoha testů a měření byly k dalšímu testování vybrány tři nejvhodnější zesilovače tohoto signálu. Jen jeden byl však vybrán jako nejvhodnější pro další použití. Jedná se o zesilovač signálu EKG se čtyřnásobným operačním zesilovačem TL084. Při výběru obvodového zapojení bylo přihlíženo k jeho jednoduchosti a cenové dostupnosti použitých součástek. Tento zesilovač bude následně podrobněji popsán.

Pro ilustraci budou uvedeny též popisy a schémata zapojení ostatních dvou zesilovačů, které původně byly vybrány, ale z výběru byly v konečné fázi z různých důvodů vyloučeny.

3.1 Zesilovač signálu EKG s použitím IO AD624

Snímací elektrody mohou být umístěny na zápěstích obou rukou, nebo přímo na hrudníku. Zemnicí elektroda může být připevněna na dolní končetině. Jako snímač je použito zapojení s přístrojovým zesilovačem, jehož výstup vede do vhodné měřicí karty propojené s počítačem. Počítač pak může fungovat jako paměťový osciloskop. Jako vhodný přístrojový zesilovač lze použít obvod AD624AD.

Vstupní kabely a zapojení:

Do zesilovače je přiváděn signál ze samolepících elektrod připevněných k tělu. Signály jsou relativně slabé a zesilovač může být citlivý k různým šumům. Je proto důležité, aby propojovací kabely elektrod byly co nejkratší a dobře stíněné. Zapojení je napájeno ze dvou devítivoltových baterií, které jsou konstantním zdrojem napětí.

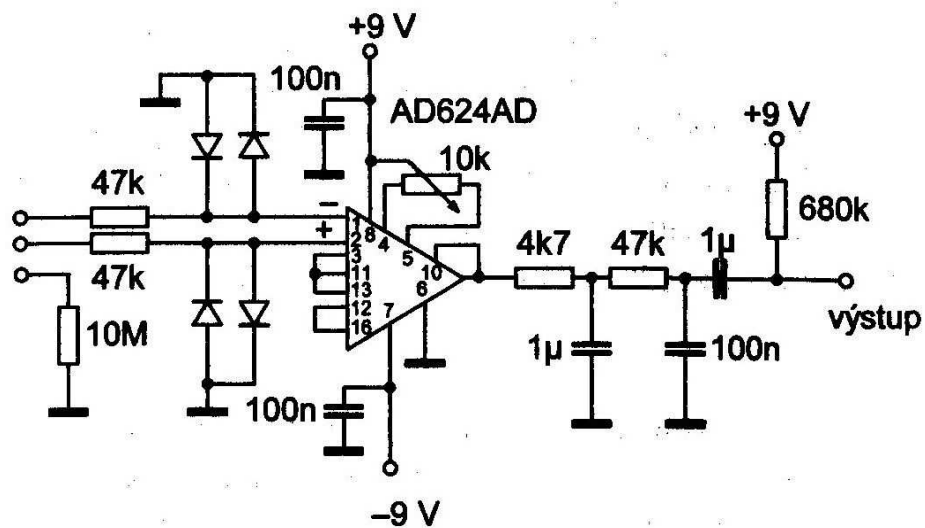
Výstupní část:

Výstupní část zesilovače tvoří A/D převodník, který má vstupní rozsah napětí 0-5 V. K dobré funkci zesilovače je zapotřebí dobré uzemnění obvodu a stínění elektrod.

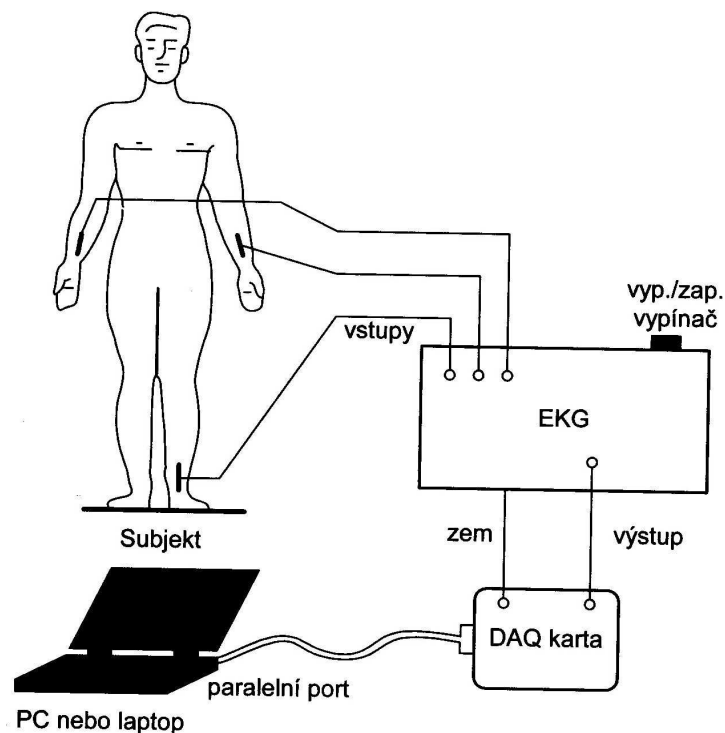
Záznam signálu:

K záznamu signálu pro testování je možné použít prakticky jakoukoliv měřicí kartu do počítače. Vzorkovací frekvence je pro jednoduchá měření v řádech stovek Hz. Teoreticky by bylo možné použít i zvukovou kartu, která má dostatečně nízký spodní mezní kmitočet. Například testovací zvukovou kartu Sound Blaster Live. Přesto je nutné pro přesná měření použít specializovaných měřících karet.

Popsaný zesilovač signálu vyhovoval pro svou relativní jednoduchost daným požadavkům. Pro vysoké výrobní náklady se ale stal pro tento účel zcela nepoužitelný. Cena operačního zesilovače se totiž v době realizace pohybovala kolem 1000 Kč. Z tohoto důvodu byl tedy z výběru vyloučen.



Obr. č. 24 - Schéma zapojení zesilovače



Obr. č. 25 - Možné připojení elektrod a záznam výstupního signálu

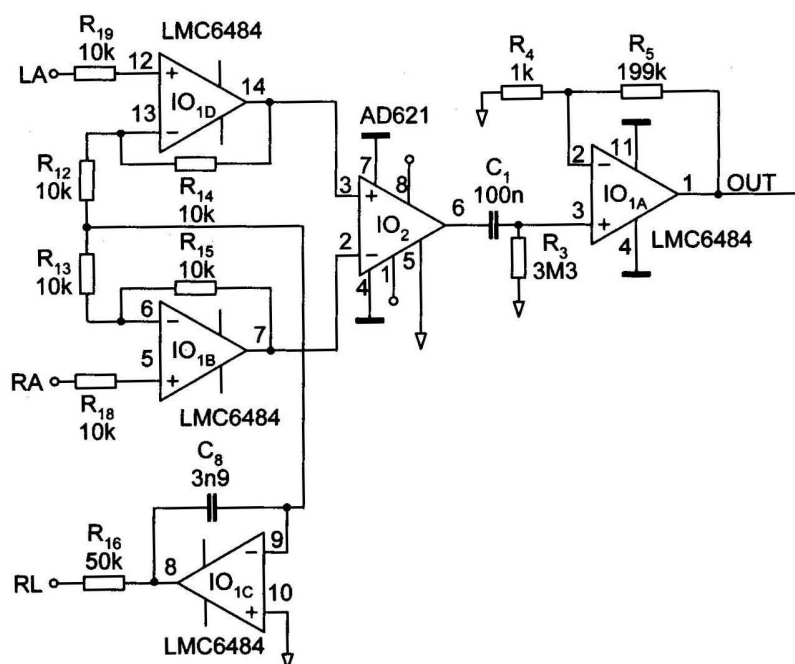
3.2 Zesilovač signálu EKG s použitím IO AD621

Toto zapojení se skládá ze tří stupňů. Rozdílového, přístrojového a koncového zesilovače.

Vstupní elektrody mohou být připojené například na hrudi nebo na zápěstí testované osoby. Snímací elektrody LA a RA vedou do rozdílového zesilovače tvořeného operačními zesilovači IO1B a IO1D. Druhý operační zesilovač IO1C slouží jako generátor aktivní nuly, jehož výstup vede k referenční elektrodě RL připojené například k dolní končetině. Použití aktivní nuly zlepšuje potlačení souhlasných složek na vstupu rozdílového zesilovače.

Následuje stupeň s přístrojovým zesilovačem IO2 (AD621), který desymetrizuje signál z rozdílového zesilovače a zesiluje 10 krát. Poslední část zapojení představuje operační zesilovač IO1A v neinvertujícím zapojení, který dále signál zesiluje 200 krát.

Tento další popisovaný obvod zesilovače byl také vhodný pro další použití. Nemohl být však realizován v důsledku momentální nedostupnosti vhodných součástek.



Obr. č. 26 - Schéma zapojení zesilovače

3.3 Zesilovač signálu EKG s použitím IO TL084

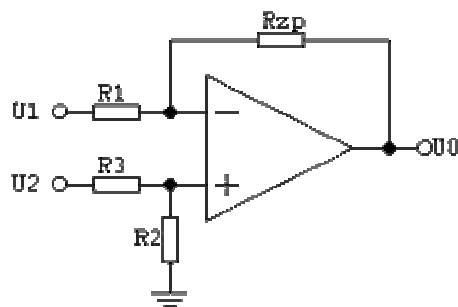
Tento monitor srdeční činnosti byl nakonec vybrán jako nejvhodnější pro nízkou cenu součástek a jejich snadnou dostupnost.

Přístroj přibližuje funkci EKG. Pro celé zapojení lze použít čtyřnásobný operační zesilovač TL084, nebo TL074. V tomto případě byl použit TL084. Na vstupu je diferenční zesilovač, který je zapojen se zesílením 100. Úkolem 1C1A je zajistit velký vstupní odpor. V tomto případě 10 M Ω na invertujícím vstupu a 20 M Ω na neinvertujícím vstupu. Na vstupech mohou být použity ochranné Zenerovy diody D1 až D4. Vstupní signál je přenášén střídavě přes C1 a C2, aby se neuplatňoval stejnosměrný odpor pokožky.

Tyto kondenzátory společně s odpory R1 a R2 tvoří jednoduchou horní propust s kmitočtem 1,6 Hz pro potlačení stejnosměrného signálu. Kondenzátory C3 a C4 omezují maximální přenášený kmitočet na 160 Hz a šum zesilovače 1C1A. Za zesilovačem následuje filtr 1C1B, který filtruje kmitočty nad 25 Hz. Tím se účinně

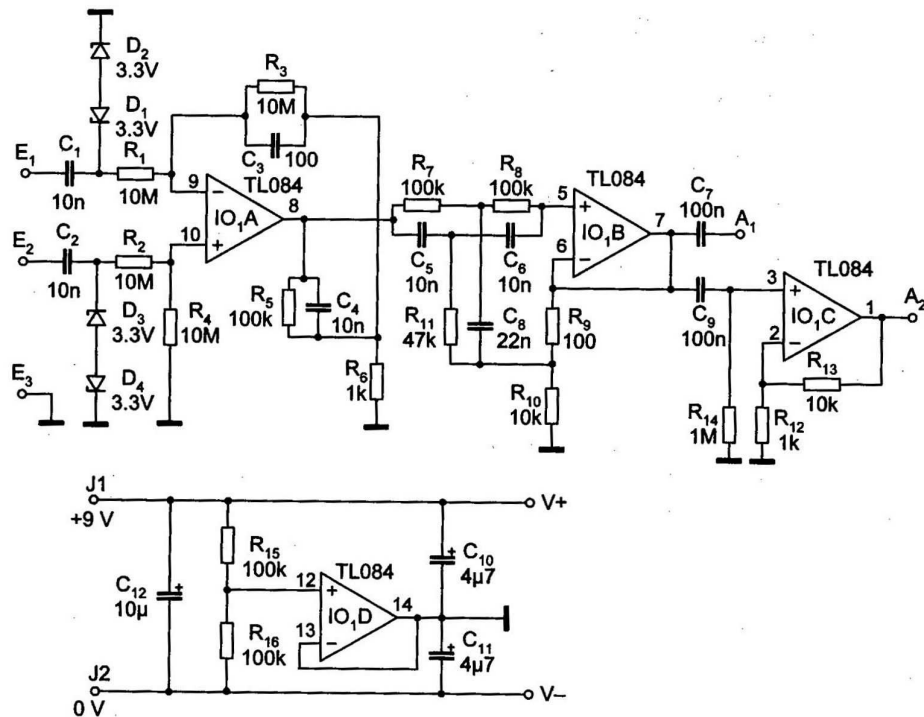
potlačí síťový kmitočet 50 Hz. Tento filtr má zesílení 1. Na výstup A1 se připojuje osciloskop. Na výstup filtru je zapojen zesilovač 1C1C se zesílením 10 a výstupem A2. Ten je možno použít pro připojení nízkofrekvenčního zesilovače, případně osciloskopu s menší citlivostí. Protože je zařízení napájeno z nesymetrického zdroje napětí je pomocí obvodu 1C1D vytvořena umělá (virtuální) zem.

Jako vstupní je v obvodu použit diferenční operační zesilovač. Toto zapojení se používá pro sledování dvou signálů s velmi málo odlišnými hodnotami napětí. Výstupní napětí je úměrné rozdílu napětí na vstupech. Typické zapojení diferenčního zesilovače je na obrázku č. 30. Lze na něj pohlížet tak, že invertující zesilovač zesiluje napětí U_1 a neinvertující zesilovač zesiluje U_2 , takže napětí U_2 musí být zmenšeno odporovým děličem R_3/R_2 tak, aby zesílení obou větví bylo stejné.

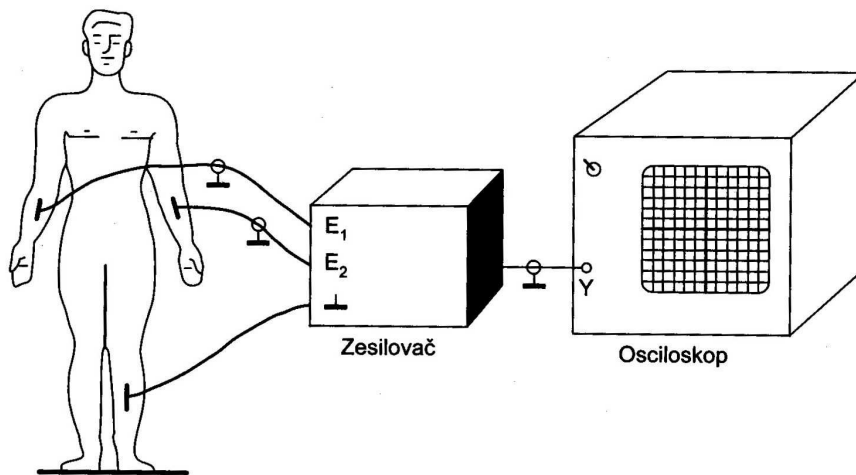


Obr. č.27 - Diferenční operační zesilovač

Dvojice odporů R_2 a R_3 zde musí být ve stejném poměru jako R_{zp} a R_1 . Jinak situaci komplikuje souhlasný signál. Velmi záleží na tom, aby použité odpory byly přesné. Tato pravidla platí pro ideální zesilovač, ale ani ve skutečném zapojení se příliš neliší. Je zřejmé, že rozdíl vstupních napětí se násobí poměrem určujícím velikost zesílení. V praxi se většinou používá složitější zapojení diferenčního zesilovače, které eliminuje vliv odporů zdrojů napětí U_1 a U_2 . [25]



Obr. č. 28 - Schéma zapojení zesilovače



Obr. č. 29 - Možné připojení elektrod a záznam výstupního signálu

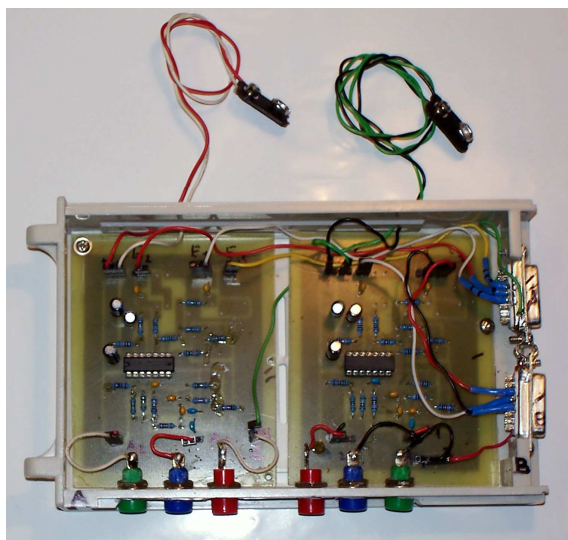
Výše popsaný snímač – zesilovač signálu EKG byl ve fázi testování vyhodnocen jako vyhovující pro další použití. Součástky potřebné pro jeho realizaci jsou běžně dostupné a cenově příznivé.

Po konečném výběru tohoto zesilovače byla navržena destička plošných spojů podle schéma zapojení a osazena příslušnými součástkami. Dále bylo provedeno oživení tohoto obvodu. Následným měřením za pomoci osciloskopu bylo zjištěno, že tento obvod pracuje správně.

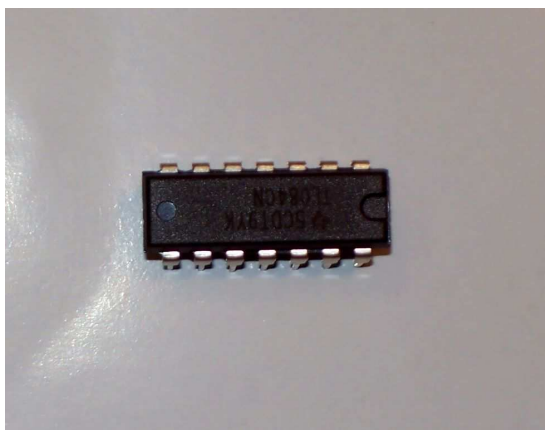
Pro testování a ověřování funkčnosti a přesnosti navrženého zesilovače signálu EKG bylo použito dvou identických destiček plošných spojů. Tyto destičky byly umístěny do vhodného pouzdra. Jejich vstupy a výstupy byly vyvedeny na připravené kontakty umístěné ve stěnách pouzdra. Vstupy byly vyvedeny na 9 pinový konektor Cannon pro připojení kabelů na snímání, zakončených snímacími elektrodami. Tyto destičky byly postupně osazovány příslušnými součástkami. Na každé destičce bylo použito různých součástek od různých dodavatelů s odlišnými hodnotami. Bylo tak ověřeno, že správný výběr součástek je nezbytný pro dobrou funkci obvodu. Mnoho zakoupených součástek totiž nesplňovalo základní parametry a po změření se jejich dané hodnoty v některých případech velmi rozcházel právě s hodnotami naměřenými.

Následně bylo vyzkoušeno i použití obou možných typů operačních zesilovačů. V jednom obvodu operační zesilovač TL074 a v druhém obvodu TL084. Po provedeném měření bylo možno konstatovat, že se hodnoty nelišily.

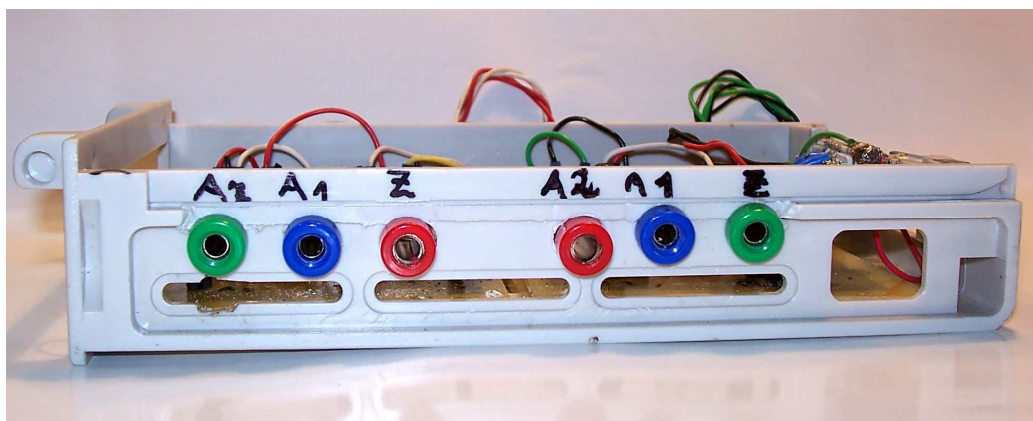
Je nutno zdůraznit, že tyto obvody slouží v tomto případě jako prototyp a při sestrojování finálního výrobku použitelného v praxi bude nezbytné je co nejvíce miniaturizovat, aby nebyly při sportovních aktivitách na obtíž. [5,31,32]



Obr. č. 30 - Pouzdro s prototypy - identickými testovacími zesilovači



Obr. č. 31 - Použitý čtyřnásobný operační zesilovač TL084

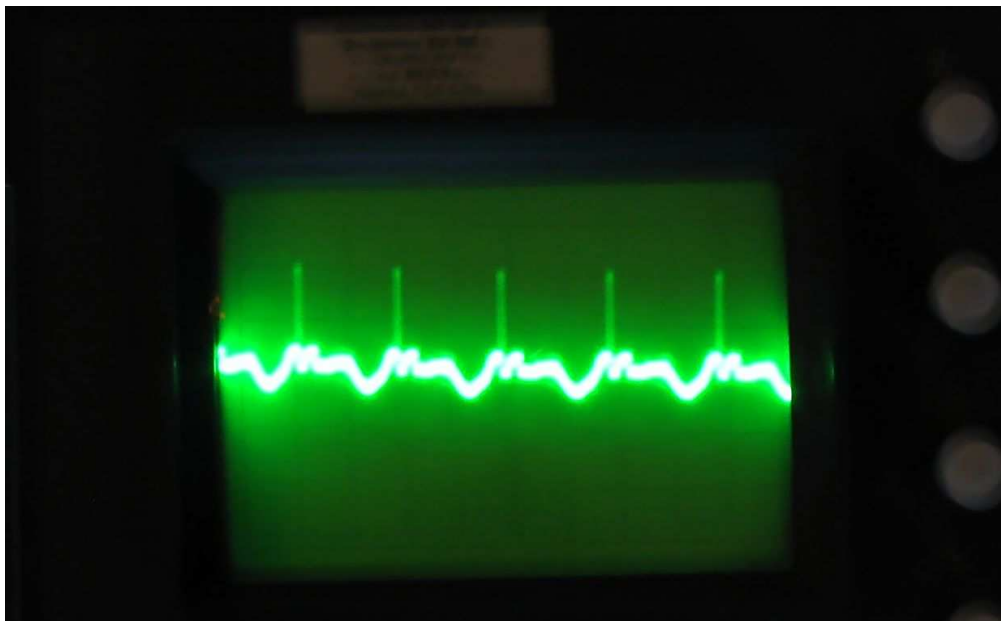


Obr. č. 32 - Pouzdro se dvěma prototypy - identickými testovacími zesilovači – pohled z boku

Po připojení elektrod, které bylo prováděno postupně a v různých kombinacích, ale také jednotlivě, bylo zjištěno že tento zesilovač je vhodný pro další použití a zpracování.

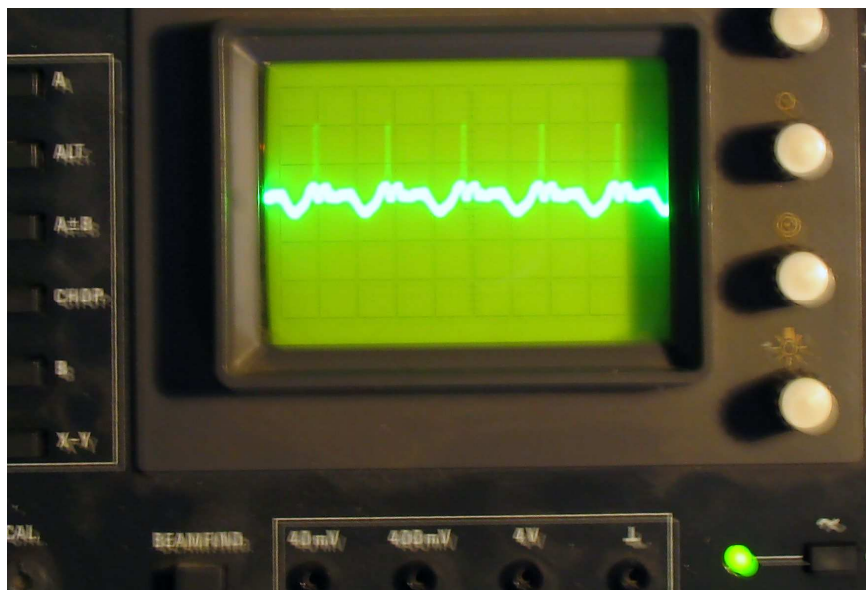
Jedná se o následné zpracování získaného signálu do digitální podoby pomocí vhodného A/D převodníku. Následně pak načtení, uložení a zpracování dat. Pro tento případ bylo navrženo jako nejvhodnější řešení použití mikrokontroléru PIC. Z tohoto mikrokontroléru pak budou zpracovaná data přenesena do počítače, kde budou následně vyhodnocena.

Signál zobrazený na obrázku č. 33 je signál EKG získaný při testování navrženého zesilovače – snímače signálu. V jednom případě měření při testování byla EKG elektroda umístěna na předloktí paže. Stejný signál byl ale získán v druhém případě pouhým přiložením prstu na koncovku kabelu pro připojení snímací elektrody. Stejně hodnoty signálu byly získány též ve třetím případě, kdy byla snímací elektroda experimentálně upevněna na zápěstí ruky a potom též na prst ruky pod ortézový pás. Z uvedeného plyne, že získaný signál je dostatečně kvalitní a odolný proti rušení a proto velmi dobře vyhovuje konstrukci snímače.



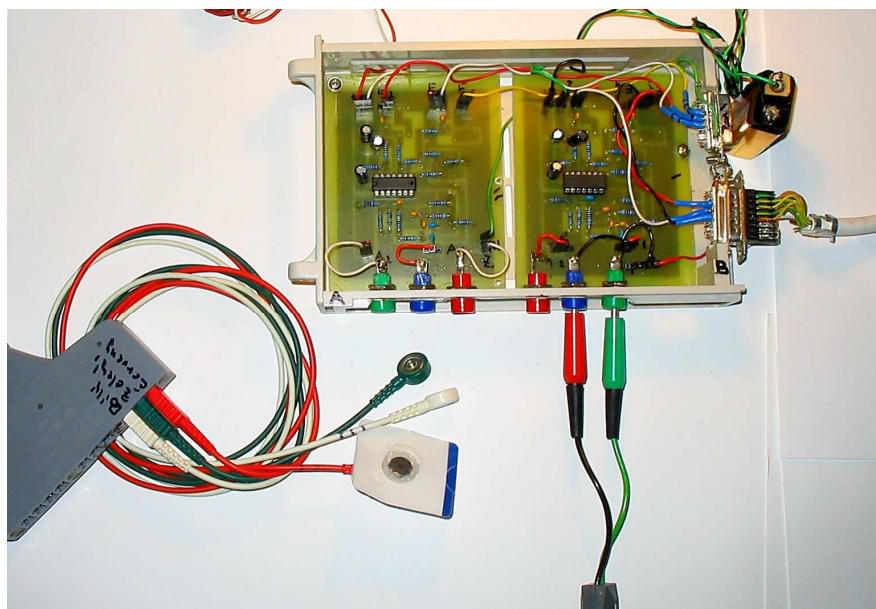
Obr. č. 33 - Výsledný signál zobrazený na osciloskopu

Měření bylo prováděno na tomto osciloskopu Tesla BM 566 A



Obr. č. 34 - Výsledný signál zobrazený na osciloskopu

Při testovacím měření bylo použito jednorázových snímacích elektrod H92SG



Obr. č. 35 - Jednorázová snímací elektroda H92SG společně s kabely a připojení do pouzdra s testovacími obvody

3.4 Snímání tepové frekvence pomocí signálu EKG

Shrnutí

Ke snímání tepové frekvence byl na základě zjištěných výsledků a poznatků ze zkoumání výše popsaných čidel a zesilovačů signálu vybrán ten, který pracuje na principu snímání signálu elektrické aktivity srdce (EKG). Důvodem pro tento výběr byla skutečnost, že není náchylný na rušivé jevy při pohybu a vyznačuje se poměrně velkou přesností. Co se týká rušivých jevů, jedná se zde především o dynamické rázy, které se přenáší tělem při pohybu. Z tohoto důvodu byla odmítnuta všechna již zmíněná čidla na principu snímání optoelektrickými prvky nebo na principu akustického snímání. Vybrán byl snímač se třemi EKG elektrodami a zesilovačem osazeným IO TL084. Tento výběr byl učiněn z důvodu dobré dostupnosti součástek a přijatelné výsledné výstupní hodnoty vhodné pro další zpracování.

Vzhledem k náročnosti zpracovávaného úkolu byla tato práce dovedena z praktického hlediska pouze do části snímání signálu.

Další části, jako je uchování, zpracování, přenos a vyhodnocení dat jsou popsány pouze teoreticky.

Tepová frekvence je snímána třemi elektrodami, případně jednou nebo dvěma. S počtem a vhodným umístěním elektrod lze experimentovat až do momentu nejhodnějšího umístění na těle. Dvě elektrody byly při testování umístěny například na zápěstí obou rukou a jedna elektroda na dolní končetině, ta tvořila virtuální zem. Přístroj však stabilně a kvalitně snímá tepovou frekvenci i s umístěním pouze jedné elektrody, jak již bylo popsáno výše. Elektrody pro tuto potřebu v průběhu testování byly použity jednorázové. Pro finální řešení lze však použít různé snímací elektrody pro násobné použití.

Při testování, kdy bylo zvažováno vhodné umístění snímacích elektrod byla pouze jedna snímací elektroda umístěna na předloktí. Ověřeno bylo ale také, že stejně kvalitně snímá na jakémkoliv místě na těle. Dále bylo vyzkoušeno i snímání pouhým přiložením prstu na koncovku kabelu pro připojení snímací elektrody a výsledek snímání se shodoval s předešlými.

Testovalo se také snímání, kdy koncovka pro připojení snímací elektrody byla zasunuta experimentálně pod ortézový pás umístěný na předloktí nebo na prstu ruky.

Výsledkem bylo stejně kvalitní snímání signálu. Z uvedeného vyplývá, že je skutečně možné vhodné umístění dlouhodobých snímacích elektrod do sportovního oděvu. Obdobně jako je tomu například u používaných hrudních pásů.

Ze získaných poznatků a výsledků testování je tedy zřejmé, že pro běžný provoz je nutné zvážit vhodné umístění těchto elektrod na vytipovaná místa. Řešení tohoto úkolu už je ale součástí dalšího zkoumání a experimentování.

Získaný signál EKG z takto umístěných elektrod je veden do již zmíněného zesilovače těchto impulsů, kde je zesílen. Možností následného řešení je získaný signál ve vhodném A/D převodníku převést na signál digitální. Dále pak signál zpracovat v mikrokontroléru PIC. Ten je nutné předem naprogramovat dle stanovené analýzy. Výsledná data mohou být následně přenesena přes sériové rozhraní RS232 do počítače, kde bude provedeno jejich vyhodnocení.

4 Záznam a uchování dat

Vhodných způsobů a metod, které by se v tomto případě daly použít pro záznam, zpracování a uchování získaných dat je mnoho.

Pro účel uchování a zpracování získaného signálu byl z důvodu univerzálnosti a miniaturizace navržen k použití programovatelný mikrokontrolér PIC. Pro záznam, zpracování, uchování a následný přenos získaných dat do počítače je jeho předností univerzalita a jednoduché naprogramování.

Jedná se o integrovaný obvod sdružující v sobě mnoho bloků a několik vstupně výstupních portů. Řídící procesor pracuje na taktovací frekvenci, která je daná oscilátorem. Oscilátor může být tvořen RC členem nebo krystalem. Tento mikrokontrolér má řadu dalších vestavěných periférií, které jsou obsaženy přímo v čipu. Jedná se například o různé časovače, A/D a D/A převodníky, komparátory, paměť RAM, EEPROM a podobně.

Zabudovaná EEPROM paměť umožňuje pomocí počítače nahrát do mikrokontroléru PIC program, kterým lze ovládat jeho vstupy a výstupy. Tento mikrokontrolér bude podrobněji popsán v dalších kapitolách

4.1 Analýza získaných dat

Předem je nutné určit, co se od měření a získaných dat očekává a jak s nimi dále manipulovat a prakticky je využívat. Je proto nutné předem provést určitý rozbor celé činnosti.

Ze získaných skutečností budeme uvažovat, že před počátkem fyzické zátěže, což v tomto případě bude znamenat zřejmě počátek tréninku, se tepová frekvence pohybuje v rozmezí od 80 do 100 tepů za minutu. Počátkem tréninku se vzrůstajícím fyzickým zatížením při sportovní aktivitě se bude tato hodnota zvyšovat a bude se pohybovat přibližně v rozmezí 180 až 200 tepů za minutu.

Na základě těchto poznatků bude prováděno snímání vzorku tepové frekvence za určitý časový úsek, například po 10 nebo 15 sekundách a to po dobu jedné hodiny. Tato data budou načítána do paměti a následně zpracována. V tomto případě do paměti, která je součástí mikrokontroléru PIC nebo jeho periférie. Po ukončení tréninku budou

data přenesena přes sériové rozhraní RS232 z mikrokontroléru PIC do počítače. V počítači pomocí příslušného vyhodnocovacího programu budou data analyzována a vyhodnocena. Po přenesení dat bude přístroj resetován a připraven k dalšímu měření. Vyhodnocuje se vzrůstající tepová frekvence v čase. Na základě vyhodnocení pak může být sportovci upraven tréninkový režim.

5 Mikrokontroléry PIC

Z důvodu předpokládaného použití mikrokontroléru PIC ve finálním výrobku jsou v následujících kapitolách uvedeny některé jeho základní vlastnosti a parametry.

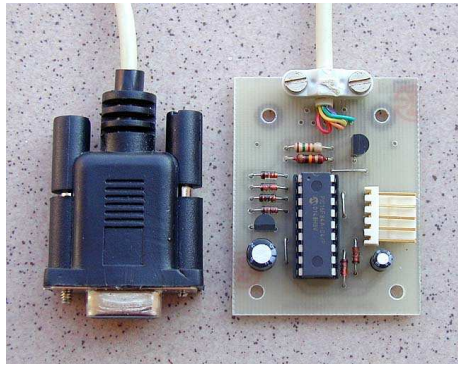
Mikrokontroléry PIC jsou programovatelné integrované obvody, do nichž lze naprogramovat pomocí programátoru a počítače program (firmware). Program se píše v jazyku symbolických adres, který se nazývá assembler. Pracuje se s čísly od 0 do 255, ve dvojkové (binární), desítkové (decimální), nebo šestnáctkové (hexadecimální) soustavě. Programem se nastavují a obsluhují různé části hardware výše zmíněných vnitřních periférií a vstupně - výstupní porty. K dispozici je několik desítek Byte, 8 bitových RAM registrů, několik registrů sloužících pro nastavení vnitřních periférií a hardware a jeden pracovní registr W. Pod pojmem registr si lze představit malou vyhrazenou část paměti RAM, která je obsažena v čipu, konkrétně 1 Byte. Do registrů lze zapisovat nebo z nich číst data. Dále lze jednotlivé registry sčítat, odčítat a provádět logické operace.

Mikrokontrolér, například řady PIC18F252 obsahuje procesor, který bez okolních periférií nic neznamena, takže je zde nutná ještě datová sběrnice, která sdružuje 8 bitů. Podle tohoto parametru lze mikrokontrolér nazvat 8 bitový. Na sběrnici jsou dále připojeny vstupně - výstupní brány, A/D převodník, datová, programová a EEPROM paměť, pracovní registry, časovače, aritmeticko - logická jednotka a další bloky. Pro způsob uspořádání se tento integrovaný obvod nazývá mikrořadič.

Zabudovaná EEPROM paměť umožňuje z počítače nahrát program, kterým lze ovládat jeho vstupy a výstupy. Tato součástka může sloužit jako ovládání jednoduchých i složitějších zařízení. Její programování není příliš složité.

Pro naprogramování mikrokontroléru PIC je nutno použít příslušný program a zařízení, které zprostředkovává komunikaci mezi PIC a počítačem, tedy programátor.

1. Programátor - umožňuje nahrát program do PIC.
2. Překladač - slouží k přeložení napsaného program v assembleru do hexaformátu, který se potom nahraje do PIC.



Obr. č. 36 - Připojení programátoru k PC pomocí sériového portu

5.1 Některé parametry PIC

Tabulka č. 1 - Parametry procesoru PIC16F84

Počet instrukcí	35
Velikost programové paměti	1024 slov
Velikost datové paměti RAM	68 Byte
Velikost paměti EEPROM	64 Byte
Počet portů	13 pinů
Velikost zásobníku	8 úrovní
Pouzdro	DIP 18
Počet časovačů	1
Typy oscilátorů	RC, HS, XT, LP
Další vybavení	Power-on Reset Power-up Timer Oscilator Start-up Timer Watchdog Timer Code-protection SLEEP mode

5.2 Architektura a funkce PIC

Mikrokontroléry PIC jsou procesory typu RISC, tedy procesory s omezenou instrukční sadou. To znamená, že k dispozici je zde pouze několik základních instrukcí procesoru (35). Díky tomu zpracování instrukcí probíhá velmi rychle a to jeden, případně dva strojové takty. Každá instrukce zabírá pouze jedno slovo programu. V průběhu jednoho strojového taktu procesor provádí jednu instrukci a současně připravuje instrukci následující. Většina instrukcí proto trvá jeden strojový takt. Jen některé instrukce narušují plynulý tok provádění instrukcí. Jsou to skokové instrukce nesplněné podmínky a trvají dva takty. Procesor v tomto případě nevyužije připravenou instrukci a musí načítat jinou. Jeden strojový takt trvá čtyři hodinové impulsy, proto doba provádění instrukcí při použití krystalu 4 MHz trvá 1 μ s, případně pro instrukce narušující plynulost toku instrukcí 2 μ s.

Mikrokontroléry PIC používají takzvanou Harvardovu architekturu s oddělenými sběrnicemi pro program a data. Tento způsob umožňuje zvýšení výkonu procesoru samostatným zpracováním programu a dat s možností používat programovou sběrnici s více bity než má sběrnice datová. Programová sběrnice má šířku 14 bitů a datová 8 bitů. Jedná se tedy o šířku jednoho programového slova, to znamená jedné instrukce.

Procesor RISC má k dispozici pouze jeden pracovní 8 bitový registr označovaný W - working register. U jiných druhů procesorů je známý jako A - akumulátor. Všechny ostatní registry jsou 8 bitové datové proměnné F - files. Registry se označují číslem, které představuje adresu registru v datové paměti. Některé registry mají speciální význam - porty, stavový registr. Jiné registry GPR mohou být programem obecně používány.

Převážná většina procesorů firmy Microchip využívá ke svému programování dva sériové vstupy a výstupy, k nim pak ještě náleží sériový protokol. Protokol je vytvořen v ovládacím programátoru. Výstupní napětí na jednotlivých pinech sériového portu je podle specifikace rozhraní RS232 bipolární a pohybuje se kolem 14 V.

Existuje velké množství jednotlivých typových představitelů, které se vzájemně liší implementovanými technickými prostředky. Velikostí EPROM, EEPROM, FLASH a RAM, dále pak počtem I/O pinů, frekvenčním rozsahem, typem oscilátoru, pouzdrů, teplotním rozsahem a podobně. Mnohé vlastnosti, převážně koncepční, jsou pro všechny typy stejné nebo podobné.

Tyto mikrokontroléry nevyžadují žádné externí součástky ani paměť. Microchip dodržuje zásady RISC. Jedná se především o vnitřní obvodovou jednoduchost. Program je velmi úsporný. Paměť programu má optimalizovanou šířku slova 12 až 16 bitů a v tomto případě tedy adresa nebo přímý operand je jeho součástí. To představuje i výrazné zrychlení. Všechny instrukce jsou jednocyklové s výjimkou skokových. Téměř všechny vyhrazené registry, příznaky a všechny porty jsou mapovány do paměti dat a jsou přístupné stejnými metodami jako uživatelská paměť. Adresování je zde přímé, nepřímé nebo relativní. Instrukce mohou pracovat přímo v paměti dat. K dispozici jsou též instrukce bitově orientované. I/O jsou obousměrné, ovladatelné po jednotlivých bitech.

Rychlost je až 10 MIPS, to je 40 MHz, 100 ns/instrukce. Plně statické provedení umožňuje ovšem i libovolně nízký, případně i nulový taktovací kmitočet.

Technologie je CMOS, napájení většinou 2.0 V až 6.25 V. Vyrábějí se v teplotních kategoriích Commercial, Industrial, Automotive.

I/O pinů je 6, 12, 13, 20, 33 nebo 52. Výstupy mají velkou proudovou zatížitelnost: 25/20 mA/pin, 40 mA/port. Umožňují tedy i přímé buzení LED.

Proudová spotřeba je velice nízká. Typické hodnoty jsou:

- < 2-5 mA při 5 V a 4 MHz (podle typu)
- < 15-100 μ A při 3 V a 32 kHz
- < 1-3 μ A v režimu SLEEP při 3 V a teplotě 0° C až 70° C

Základní provedení je buď EPROM v keramickém pouzdře UV mazatelné, vhodné pro vývoj, nebo OTP jednou programovatelné v plastovém pouzdře, určené pro běžnou montáž. Převážná většina všech nových typů má paměť Flash a datovou EEPROM.

5.3 Režimy činnosti PIC

- HS krystalový oscilátor, taktovací frekvence až 25 MHz
- XT krystalový oscilátor, taktovací frekvence do 4 MHz
- LP, LF s nízkým odběrem, krystalový oscilátor, taktovací frekvence do 40 kHz
- RC má RC oscilátor místo krystalu pro minimalizaci ceny zařízení
- IRC kalibrovaný RC oscilátor integrovaný na čipu pro maximální využití pinů.

V režimech HS, XT a LP lze mikrokontrolér taktovat také externím zdrojem hodinového signálu.

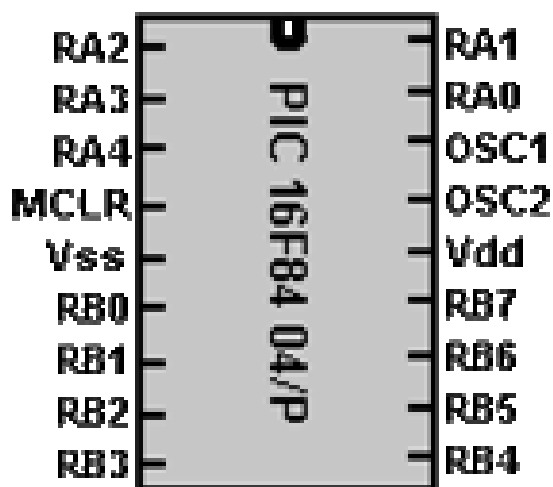
U reprogramovatelných mikrokontrolérů UV mazatelných a také Flash lze režim naprogramovat.

V nejjednodušších mikrokontrolérech řady PIC16C5x jsou implementovány pouze takové obvody, které zabezpečují základní požadavky. Ostatní funkce, jako sériové linky, přerušení a podobně se v případě potřeby realizují programově. Knihovny jsou zde k dispozici. Funkcí realizovaných na čipu je minimum, ale jsou navrženy tak, aby beze zbytku a s rezervou zcela vyhovovaly požadavkům.

Mikrokontroléry PIC jsou vhodné pro práci v reálném čase, pro flexibilní ovládání, vyhodnocování, konstrukci periférií, inteligentních dekodérů, driverů a podobně. Jejich vysoká výkonnost umožňuje aplikaci i v oblastech, kde ještě nedávno užití procesoru vůbec nepřípadalo v úvahu.

Z uváděných vlastností tohoto mikrokontroléru jasně plynou důvody pro jeho použití i v tomto měřiči tepové frekvence.

5.4 Základní zapojení vývodů mikrokontrolérů PIC



Obr. č. 37 - Zapojení vývodů PIC

Tabulka č. 2 - Popis jednotlivých vývodů

pin.	Označení	Popis
1.	RA 2	2. pin vstupně výstupního portu A
2.	RA 3	3. pin vstupně výstupního portu A
3.	RA 4 /RTCC	4. pin vstupně výstupního portu A, tento pin může být použit i jako čítač nezávislý na běhu programu
4.	MCLR	Pokud se na tento pin přivede GND, pak resetujete PIC, při provozu nutné mít přivedeno +5V
5.	Vss	GND vodič
6.	RB 0	0. pin vstupně výstupního portu B
7.	RB 1	1. pin vstupně výstupního portu B
8.	RB 2	2. pin vstupně výstupního portu B
9.	RB 3	3. pin vstupně výstupního portu B
10.	RB 4	4. pin vstupně výstupního portu B
11.	RB 5	5. pin vstupně výstupního portu B
12.	RB 6	6. pin vstupně výstupního portu B
13.	RB 7	7. pin vstupně výstupního portu B
14.	Vdd	+ 5V
15.	OSC 2 / CLKOUT	Pin pro připojení krystalu, nebo R-C článku
16.	OSC 1	Pin pro připojení krystalu, nebo R-C článku
17.	RA 0	0. pin vstupně výstupního portu A
18.	RA 1	1. pin vstupně výstupního portu A

Vývody číslo 15 a 16 slouží k připojení krystalu nebo RC článku, čímž je dána frekvence procesoru. Běžný PIC lze taktovat do 4 MHz. Není nutná obava z přehřívání procesoru, nebo jiných vedlejších efektů. PIC odebírá pouze přibližně 4 mA.

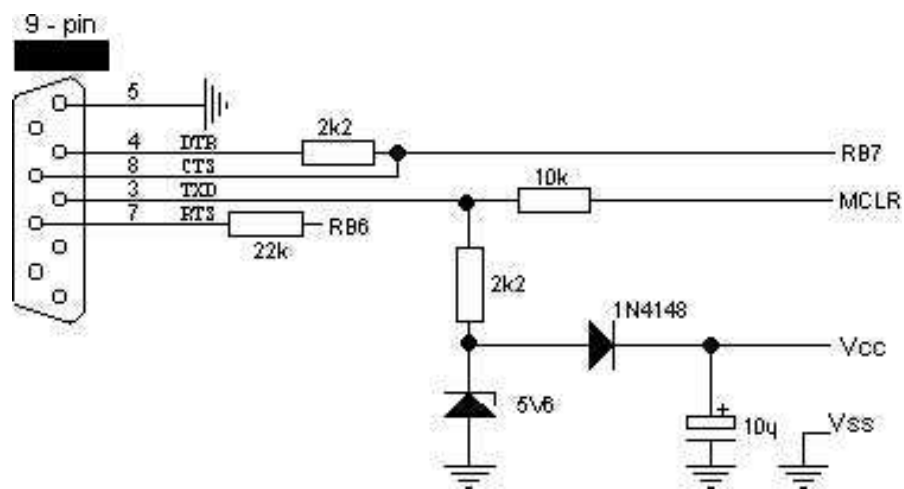
5.5 Programovací jazyk pro programování PIC

Assembler

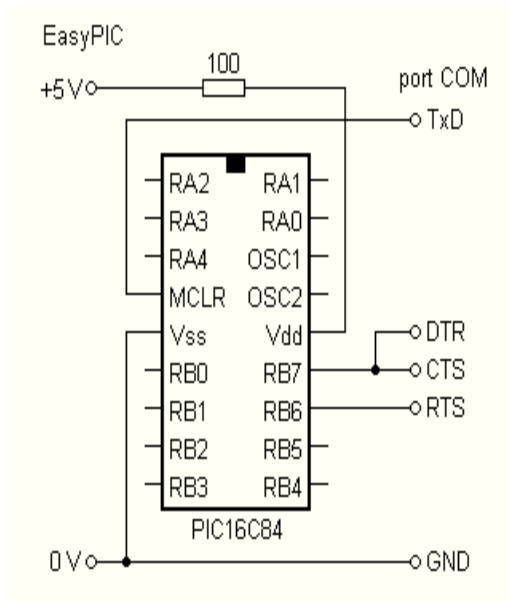
Assembler je program, který je schopen převádět soubory *.asm do *.hex. Převádí uvedené soubory, které jsou napsané v textovém editoru do souborů obsahujících stejné instrukce, ale v hexadecimální soustavě.

5.6 Programátory PIC

Programátor umožňuje komunikaci mezi mikrokontrolérem PIC a počítačem. K počítači se připojuje převážně přes sériový port, výjimečně přes USB. Mikrokontrolér se umísťuje buď přímo do patice programátoru nebo se připojí pomocí programovacího kabelu ICSP. Programování pak probíhá po dvou datových vodičích. [7,8,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19,20,29,30,33,34]



Obr. č. 38 - Jednoduché zapojení programátoru



Obr. č. 39 - Jednoduchý programovatelný PIC

6 Komunikace a přenos dat do počítače

Pro přenos dat z mikrokontroléru PIC do počítače byly zvažovány dva možné způsoby přenosu:

1. Sériové rozhraní RS232 neboli sériový port s možností propojení zařízení do vzdálenosti 15 metrů.
2. USB - univerzální sériová sběrnice. Kabel spojující zařízení USB může být mezi dvěma periferiemi dlouhý maximálně pět metrů.

6.1 Přenos dat do počítače pomocí sériového rozhraní RS232

Asynchronní sériové rozhraní je navrženo jako port určený pro komunikaci mezi dvěma zařízeními. Asynchronní v tomto případě znamená, že zde neexistuje synchronizace nebo hodinový signál. Jednotlivé znaky se posílají s libovolným časováním.

Každý znak poslaný přes sériové rozhraní je definován standardním signálem počátku a konce. Znakem počátku je start bit, který má hodnotu 0 a znakem konce je jeden nebo dva stop bity. Po každém start bitu pak následuje dalších 8 bitů, tedy jeden Byte. Ten tvoří vlastní přenášená data. Příjímací zařízení jednotlivé znaky rozpozná podle signálu počátku a konce. Celé rozhraní je tak orientováno znakově. Sériový přenos znamená, že data jsou posílána po jednom vodiči, kde každý bit je seřazen v sérii bitů, které se posílají. Sériové porty počítače jsou obvykle na jednom z multifunkčních adaptérů. Součástí základní desky počítače je vestavěný čip Super I/O, který vytváří jedno, nebo dvě sériová rozhraní. K sériovým portům lze připojovat mnoho různých zařízení.

Komunikace je definována standardem ReferenceStandard 252, revize RS232C. Z tohoto důvodu se o sériových portech hovoří právě jako o portech RS232.

Maximální délka sériového kabelu je omezena na 16,7 metru. Omezující je v tomto případě kapacitance kabelu. Tato nesmí překročit hodnotu 2 500 pF.

Toto rozhraní je relativně málo odolné proti rušení z důvodu, že přenos dat je realizován napětíovou úrovní na vodičích vůči GND na zatěžovacím odporu 3,7 k Ω . Velké množství zařízení má však vstupní impedanci mnohem vyšší, až 30 k Ω .

Tak dochází ke zvýšenému rušení a tím ke zmenšenému možnému dosahu linky. Vždy se doporučuje použít stíněný kabel a věnovat pozornost způsobu provedení signálové země a země zařízení. V plné specifikaci RS232 jsou to dva samostatné vodiče. Pro propojení dvou zařízení s rozhraním RS232 v minimální konfiguraci jsou postačující tři vodiče RxD, TxD, Gnd. V tomto případě se ale nevyužívá řídicích signálů RTS, CTS, DSR, DTR a dalších. Při propojení řídicích signálů počet vodičů narůstá podle požadavků kladených na způsob řízení toku dat.

Základem každého sériového portu je čip označovaný UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter). Uvedený čip má za úkol zajišťovat proces rozdělení původně paralelních dat na sériová. V případě příjmu jejich zpětnou konverzi ze sériových na paralelní. [27,6]

6.1.1 Napěťové úrovně a zapojení RS232

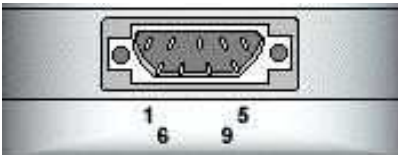
Sériové rozhraní RS232 používá dvě napěťové úrovně. Logickou 1 a logickou 0.

Tabulka č. 3 - Napěťové úrovně RS232

Úroveň	Vysílač	Přijímač
Logická 0	+5 V až +15 V	+3 V až +25 V
Logická 1	-5 V až -15 V	-3 V až -25 V
Nedefinováno	-	-3 V až +3V

Logická 1 je indikována zápornou úrovní, zatímco logická 0 je přenášena kladnou úrovní výstupních vodičů. Povolené napěťové úrovně jsou uvedeny v tabulce.

Tabulka č. 4 - Zapojení konektoru Cannon 9 používaného v počítači

CANNON 9			
			
PIN	NÁZEV	SMĚR	POPIS
1	CD	←	Carrier Detect
2	RXD	←	Receive Data
3	TXD	→	Transmit Data
4	DTR	→	Data Terminal Ready
5	GND	----	System Ground
6	DSR	←	Data Set Ready
7	RTS	→	Request to Send
8	CTS	←	Clear to Send
9	RI	←	Ring Indicator

6.2 Přenos dat do počítače pomocí sběrnice USB

USB je sběrnice s přenosovou rychlostí která značně převyšuje přenosovou rychlost klasického sériového či paralelního portu.

USB 1.1 podporuje přenosovou rychlost až 12 Mb/s, to je 1,5 MB/s. Data jsou v tomto případě přenášena po jednoduchém kabelu, který tvoří čtyři vodiče. Tato přenášená data jsou kódována metodou NRZI (Not Return Zero Invert). Metoda je založena na skutečnosti, že jednotlivé bity 0 a 1 jsou reprezentovány opačnými a střídajícími se vysokými a nízkými úrovněmi napětí. V tomto případě mezi jednotlivými bity nenásleduje žádný návrat k nulovému napětí. U tohoto kódování je 1 přenášena bez jakékoliv změny napětí a 0 je představována změnou napětí. Znamená to, že řetězec 1 nezpůsobí žádnou změnu napětí, ale při přenosu 0 bude napětí po každé přenesené 0 znovu změněno. Jedná se o velmi efektivní způsob přenosu dat. Takto lze eliminovat potřebu přenášení dodatečného časovacího signálu.

K této sběrnici je možné připojovat všechny typy externích zařízení USB. Kabel, který spojuje zařízení USB může být mezi dvěma periferiemi dlouhý maximálně pět metrů. Tento kabel obsahuje pouze čtyři vodiče. Dvěma vodiči je vedeno napětí 5 V, druhý pár je kroucený a je určen pro přenos dat. V jednom časovém okamžiku lze přenášet pouze jeden bit, proto název sériový. Na rozdíl od sériového portu je ale frekvence sběrnice mnohonásobně vyšší a tedy i přenos dat je odpovídajícím způsobem rychlejší.

Konektory na koncích kabelu jsou navrženy k rychlému zapojování a nelze je mechanicky zaměnit. Jeden konec kabelu se připojuje na výstup rozbočovače a druhý konec na vstup zařízení. Tímto je zabráněno možnosti chybného zapojení zařízení a vzniku možné smyčky na sběrnici. To by mohlo vést k nefunkčnosti sběrnice a případně k poškození zařízení. Pro přenos dat mezi aplikací a zařízením vytváří řadič virtuální komunikační kanál zvaný roura. V jednom okamžiku může existovat těchto rour více. Roury jsou od sebe odlišeny datovou propustností, velikostí vyrovnávací paměti a také typem přenosového protokolu:

- **Kontrolní přenos** - Slouží k instalaci zařízení při jeho připojení.
- **Sekvenční přenos** - Hromadné poslání velkého množství dat současně.
- **Přenos přerušení** - Přenáší se pouze několik Byte které jsou odpovědí zařízení na nějakou událost.
- **Isochronní přenos** - Pravidelný přenos v reálném čase. Sběrnice obstarává stálou kvalitu signálu a nezávislost rour mezi sebou. Dále provádí kontrolu dat pomocí kontrolního součtu CRC. Poškozená data je schopna automaticky opravit.

Na základě jednoduchosti, univerzálnosti a také dostačujících parametrů z hlediska přenosu dat na velmi krátkou vzdálenost bylo pro přenos dat z mikrokontroléru PIC do počítače navrženo sériové rozhraní RS232. [6,26]

7 Zobrazení naměřených hodnot

Výsledná data po přenesení do počítače lze zobrazovat a vyhodnocovat mnoha způsoby.

Jedním z nejjednodušších možných řešení je použití programu Microsoft Office Excel. V dalších případech lze pak též použít mnoho dalších obdobných programů. Zde je potom možné získaná data vyhodnotit i s pomocí grafického znázornění. Pro toto zpracování a vyhodnocování získaných dat lze také vytvořit speciální program.

Této problematice se bude možné podrobněji a hlouběji věnovat v další případné práci.

8 Zhodnocení a závěr

V průběhu zpracování této práce byl zaznamenán důležitý poznatek. Všechny měřiče tepové frekvence totiž nemusí být tak přesné, jak jsou často prezentovány.

Přesnost přístrojů závisí především právě na principu snímání tepové frekvence, tedy na zvolení správného snímacího čidla od kterého se odvíjí konstrukce konkrétního výrobku pro danou kategorii uživatelů. V předešlých kapitolách byly popsány metody měření méně přesné až po ty velmi přesné.

Méně přesné přístroje na měření tepové frekvence používají právě již zastaralých čidel pracujících na principu optoelektrického nebo akustického snímání. Nejpřesnější metodou, jak vyplývá z poznatků této práce, je zcela evidentně metoda, která se odvíjí od principu snímání elektrické aktivity srdce (EKG). Tato metoda je dnes používána u převážné většiny kvalitních a velmi přesných přístrojů. Na základě této metody byla proto založena konstrukce základního zesilovacího obvodu tohoto signálu za použití příslušných snímacích čidel, jednorázových snímacích EKG elektrod.

Závěrem bych chtěl zdůraznit, že návrh a výroba přístroje na měření tepové frekvence ve spíše amatérských podmínkách byl velmi složitý a nesnadný úkol. Zde mám na mysli především volbu správných elektronických obvodů, volbu a testování vybraných součástek, měření a porovnávání naměřených hodnot a další. Návrh a osazení destiček plošných spojů, oživení obvodů a následná měření byla prováděna spíše v amatérských podmínkách, než na úrovni profesionální. Velkým problémem byl také výběr součástek. Velmi často se stávalo, že dvě stejné součástky zakoupené ve stejném obchodě měly po změření zcela odlišné hodnoty. Tato skutečnost se negativně odrážela při konečném testování, kdy se zdálo, že je chyba v testovaném obvodu, ale problém byl v použitých součástkách. Proto doporučuji při případné další výrobě věnovat velkou pozornost právě výběru vhodných součástek pro osazení.

Z důvodu složitosti tohoto úkolu byla první část této práce pojata jako praktická a to až do stádia výroby snímače a zesilovače impulsů EKG v provedení prototypu. Podle získané dokumentace byl vyroben zesilovač těchto impulsů a měřením bylo zjištěno a ověřeno, že je pro tento projekt vyhovující.

Druhá část této práce je částí teoretickou. V této části byl proveden popis dalších případných prvků a dílů, které je možné použít pro dokončení tohoto přístroje. Jedná se o uchování, zpracování a přenos dat do počítače a jejich následné vyhodnocení v počítači za podpory příslušného programu.

Praktická část této práce může být pojata jako základ pro pokračování a konečnou realizaci předmětného přístroje. Zpracovaná teoretická část může být využita jako výchozí pramen pro pokračování a další zpracování.

Je zde ponechán velký prostor pro konečnou realizaci v oblasti miniaturizace, umístění snímacích elektrod na těle a umístění samotného přístroje. Zde stojí za zvážení, zda ve finální verzi navrhnout například speciálně zvolené sportovní oblečení, kde by mohl být vhodně umístěn přístroj i snímací elektrody.

9 Seznam použité literatury

Při zpracování této práce jsem čerpal z níže uvedených pramenů literatury a internetových stránek.

- [1] http://www.sportestery.info/sportestery.php?page=proc_merit
- [2] <http://cz.hartmann.info/CZ/71454.htm>
- [3] <http://www.e-shop-compex.com/krevni-tlak-tlakomery-faq.html>
- [4] <http://www.lf3.cuni.cz/physio/Physiology/education/materialy/praktika/ekg.htm>
- [5] Bioelektronika v amatérské praxi Zdeněk Valečko a kol.
- [6] Scott Mueller Osobní počítač Nejpodrobnější průvodce hardwarem PC
- [7] Učebnice programování PIC - Václav Vacek
- [8] www.volny.cz/dj_dyk
- [9] <http://www.asix.cz/micpic.htm>
- [10] http://www.georgeb.wz.cz/pic_1.htm
- [11] www.microchip.com.
- [12] www.cmail.cz/doveda
- [13] www.mujsweb.cz/www/picprogramator/
- [14] www.ic-prog.com/index1.htm
- [15] <http://www.bezstarosti.cz/elec/picprog/picprog.htm>
- [17] http://www.gemtree.cz/p84/Procesor/INDEX_CZ.HTM
- [18] <http://www.elweb.cz/clanky.php?clanek=64>
- [19] www.microchip.com/1010/pline/tools/archive/other/index.htm
- [20] www.asix.cz, www.elnec.sk, www.xeltek.cz
- [21] <http://www.eleferno.cz/Recenze/elektrody/elektrody.htm>
- [22] www.ordinace.cz/clanek/elektrokardiogram-neboli-ekg/
- [23] <http://polar.prodejce.cz/pages/whymon.html>
- [24] <http://www.sportestery.info/sportestery.php?page=clanek&pocet=1&id=73>
- [25] <http://measure.feld.cvut.cz/groups/edu/cmp/index.html>
- [26] <http://www.markonet.cz/vyuka/principy/30sbernice/06usb.html>
- [27] http://www.hwgroup.cz/products/rs485_422/rs485_422_manual.html
- [28] <http://www.medipos.cz/zdravotnicka-technika-tonometry.php>
- [29] www.hw.cz

- [30] www.mcu.cz
- [31] www.gme.cz
- [32] www.eagle.cz
- [33] Hrbáček Jiří: Komunikace mikrokontroléru s okolím 1, BEN technická literatura
- [34] Hrbáček Jiří: Komunikace mikrokontroléru s okolím 2, BEN technická literatura
- [35] Ďado S. : Senzory a měřicí obvody, Skriptum ČVUT, 1996
- [36] Bayer, Šimek: Elektronické systémy, Skriptum ČVUT, 1983
- [37] <http://www.sportestery.info/sportestery.php?page=clanek&pocet=1&id=73>