

Měření tepu pohybujících se osob

Ševčík David · Elektrotechnika, Informačné technológie

25.07.2012



Tento článok zkoumá možnosti měření srdečního tepu při pohybových činnostech člověka. Hlavní důraz je kladen na využití měřicího zařízení pro projekt hasiče záchranáře budoucnosti. Popisuje nejčastěji používané metody měření tepu a jejich možné využití pro hasiče budoucnosti. V závěru je pak navrženo zařízení pro měření tepové frekvence s využitím metody detekce R vlny ze signálu EKG.

1. Úvod

Srdeční tepová frekvence patří k základním diagnostickým údajům při určování stavu organismu v klidu i při zátěži. Nejrozšířenější jsou metody měření používané v medicíně, kde se monitoruje tep ležícímu pacientovi. Nemocnice však není jediným místem, kde je potřeba měřit tep. Další skupinou jsou vrcholový sportovci, kteří pomocí měření tepu optimalizují svůj trénink. S využitím měření tepu počítá také projekt hasiče záchranáře budoucnosti. Hasič bude nosit speciální oblek, jehož součástí bude i měření fyziologických funkcí jeho organismu.

Tepová frekvence je právně jednou z těchto funkcí. Získané informace od jednotlivých hasičů se budou neustále odesílat k veliteli zásahu, který tyto informace vyhodnotí a získá tak lepší přehled o fyzickém i zdravotním stavu jednotlivých zasahujících hasičů. Ze změny fyziologických funkcí lze poznat například únavu, nebo zvýšená frekvence tepu může značit počátky šoku způsobeného vnitřním krvácením. [7] Cílem je navrhnout funkční systém pro měření tepové frekvence při zásahu hasiče záchranáře.

2. Srdeční puls

Puls je tlaková vlna vyvolaná vypuzením krve z levé komory do aorty a šířící se odtud na periferní tepny. Je to objemová změna artérie. Puls lze vidět, hmatat a registrovat prsty pohmatem nebo přístrojem. Vzniká nárazem krevního proudu na stěnu tepen. Tyto nárazy jsou vyvolány systolou levé srdeční komory. Je ovlivněn aortální chlopní a pružností tepen, náplní cévního řečiště. [5]

Systém měření tepu je primárně určen pro hasiče záchranáře budoucnosti. Může být samozřejmě využíván i v jiných oblastech, například u sportovců. Z důvodu užívání hlavně hasičem plyne několik požadavků. V první řadě systém musí být jednoduchý na použití, jeho aplikace musí být co nejrychlejší. Dále nesmí nijak omezovat hasiče při zásahu, musí být pohodlný. V případě nesplnění těchto požadavků by hasiči

pravděpodobně odmítali tento systém používat.

Frekvence tepu získaná od jednotlivých hasičů by se měla neustále odesílat veliteli zásahu, který by měl tyto údaje vyhodnocovat a případně vystřídat již unaveného hasiče. Není nutné frekvenci tepu nějakým způsobem zobrazovat samotnému hasiči, protože ten při zásahu nemá čas řešit svoji frekvenci tepu.

Pro hasiče záchranáře je nutné vyvinout speciální přístroj na měření tepu. Žádný z běžně komerčně dostupných systémů pro měření tepu nevyhovují. Nesplňuje podmínky rychlosti použití, protože při poplachu se musí hasiči rychle obléci a vyrazit k zásahu. Není proto možné, aby se hasič zbytečně zdržoval nasazováním nějakého měřicího systému. Navíc všechny metody na měření tepu potřebují přímý kontakt s tělem hasiče. Jednou z možností je, aby byl tento systém na jeho těle připojen neustále. Nesmí mu však nijak překážet při práci a měl by být pohodlný. Další podmínkou je přenos naměřených dat k veliteli zásahu, který tyto údaje vyhodnotí a bude moci například vystřídat již unaveného hasiče.

3. Metody měření tepu

Jednotlivé metody měření se liší pouze způsoby převodu tepu na elektrické impulzy, které jsou následně zpracovány a zobrazeny. Obecně lze říct, že blokové schéma, viz obrázek 1, se skládá ze senzoru, zesilovače, převodníku snímané veličiny na pulzy, mikropočítače pro zpracování signálu a zobrazovací jednotky nebo zapisovače. [6]



Obr. 1 Obecné blokové schéma měření tepu

3.1 Metoda optického snímání tepu

Tato metoda využívá změny světelné propustnosti tkáně při změně tlaku krve. Prokrvená tkáň absorbuje světlo jinak, než tkáň neprokrvená. Tato změna je pak závislá na tepové frekvenci srdce. Měření se provádí na konečcích prstů. Lze použít metodu průsvitovou, kde je z jedné strany prstu zdroj světla, nejčastěji v infračerveném pásmu (okolo vlnové délky 940 nm), a z druhé strany fotodetektor detekující infračervené záření, nejčastěji fotorezistor nebo fototranzistor. Další možností je metoda reflexní, kde je zdroj světla a fotodetektor vedle sebe na stejné straně prstu. [6]

3.2 Metoda kapacitního snímání tepu

Snímač je ve tvaru prstýnku, který se nasazuje na prst. Při této metodě se využívá kondenzátor s pružným dielektrikem umístěným na vnitřní straně prstýnku. Změna objemu tkáně vyvolá změnu velikosti pružného dielektrika, čímž se změní kapacita kondenzátoru. Změnou kapacity se pak mění i napětí. [3]

3.3 Metoda měření R vlny

K měření se používá detektor R vlny, podmínkou je mít k dispozici EKG signál. Detektor pak signalizuje QRS komplex v signálu EKG. Tepová frekvence je pak

vypočítána z intervalu R-R. Problémem je zde rušení, které se v běžném životě vyskytuje. Například rušení způsobené dýcháním se vyskytuje na frekvencích od 0,15 do 0,6 Hz. Mezi 0,6 až 1,5 Hz jsou elektrodové potenciály způsobené pohybem snímané osoby. Rušení z elektrovedné sítě je 50Hz a rušení myopotenciály se pohybuje od 20 do 500 Hz. Pro měření tepu můžeme většinu těchto rušení potlačit vhodnou filtrací. QRS komplex leží na frekvencích okolo 12Hz, kde je rušení nízké. [4]

3.4 Metoda akustického snímání tepu

Akustické projevy srdeční činnosti se označují jako srdeční ozvy, které vznikají při činnosti srdce. Principiálně velmi jednoduchá metoda. Na trup snímané osoby se umístí mikrofón, který převádí akustický signál na elektrický. Tento signál se po zpracování převede na pulzy. Nevýhodou je právě složité zpracování signálu, protože se zde vyskytuje mnoho rušení, například dýchání, šelesty a hlavně pohyby snímané osoby. [3]

3.5 Metoda impedančního snímání

Zaznamenávají se změny impedance vyvolané změnou objemu krve mezi dvěma elektrodami, nebo elektrickou impedancí hrudníku vyvolanou srdeční činností. Nevýhodou je, že při fyzické činnosti a tam, kde vzrůstá tepový objem, se výsledky měření v porovnání s invazivním sledováním více rozcházejí. [3]

3.6 Využití jednotlivých metod

Pro hasiče záchranáře bude zřejmě nejvhodnější využít měření R vlny pomocí EKG signálu získaného z elektrod. Optické i tlakové senzory by překážely při práci, protože se většinou připínají na prst. Hasič však potřebuje ke své práci obě ruce volné. Impedanční snímání je nevhodné pro nepřesnost při fyzické činnosti.

3.7 Umístění senzorů

Možností umístění elektrických senzorů je několik. Není potřeba snímat celé EKG pomocí 12 elektrod. Stačí elektrody v blízkosti srdce umístěné v hrudním pásu. Jako jedna z prvních tento systém vyvinula finská firma Polar se svým výrobkem s názvem Sporttester, určeným sportovcům pro zvýšení efektivity tréninku (viz. obr. 2). Skládá se z hrudního pásu a náramkových hodinek. Informace se přenáší bezdrátově z hrudního pásu do hodinek a uživatel se tak dozví například maximální a průměrný tep, dobu tréninku, spotřebu kalorií a podíl tuků na vydané energii. V dnešní době jsou již na trhu hrudní pásy, které neposílají informace do hodinek, ale do chytrých telefonů pomocí bezdrátové technologie bluetooth. [8]



Obr. 2 Hrudní pás Polar [8]

3.8 Návrh snímače tepu

Snímač tepu určený speciálně pro hasiče záchranáře budoucnosti by mohl mít podobné parametry jako hrudní pásy od firmy Polar. Bude však nutné zařízení co nejvíce zminiaturizovat, aby bylo pohodlné, lehké, a zároveň hasiče nijak neomezovalo v práci, ani nijak překáželo další výstroji. Jedna z možností, jak urychlit oblečení hrudního pásu by byla všít hrudní pás do oděvu, který si hasič obléká přímo na tělo. Dále by mělo být zařízení vodotěsné, v případě všití do oděvu musí odolávat praní. Dalším důvodem pro vodotěsnost je poměrně vysoké pocení hasičů při zásahu.

3.9 Blokové schéma snímače tepu

EKG signál získaný ze snímačů se musí nejprve odfiltrovat, k tomu se používá pásmová propust s mezními frekvencemi 14 - 25 Hz, kde jsou obsaženy nejvýznamnější spektrální složky R-vlny. Střední kmitočet pásmové propusti by tedy měl být asi 12 až 15Hz se šířkou pásma kolem 10Hz. Umocnění signálu se provádí za účelem dosažení kladných hodnot signálu a dalšího zvýraznění R-vln. V prahovacím bloku se zvolí hodnota, která bude po překročení detekovat požadovanou R vlnu. Podle [7] se velikost prahové hodnoty obvykle nastavuje na 40% maxima QRS komplexu.

Detektor špičky představuje algoritmus pro hledání vrcholů R-vln. Algoritmus prochází signál prvek po prvku a výsledkem je vektor, který obsahuje pouze špičky R-vln, jako izolované body. Mikroprocesor pak vypočítá interval mezi takto izolovanými body a přepočítá tuto vzdálenost do časové oblasti. Takto zpracovaný signál se pak odešle vysílačem veliteli zásahu, který by měl data vyhodnocovat. Na obrázku 3 je blokové schéma navrženého snímače tepu pomocí detektoru R vlny. [1]



Obr. 3 Blokové schéma detektoru R vlny

4. Závěr

Cílem tohoto článku bylo prostudovat možné metody a navrhnout zařízení pro měření tepu při pohybových činnostech. Takové zařízení by našlo uplatnění jak u sportovců, při optimalizaci jejich tréninkových plánů, tak i v projektu hasiče záchranáře budoucnosti. Tam by bylo součástí jeho inteligentního oděvu, který bude monitorovat

hasičovi fyziologické funkce při zásahu.

Po prostudování možných metod měření tepu byla vyhodnocena jako nejpoužitelnější metoda detekce R vlny ze signálu EKG, protože ostatní metody byly náchylné na rušení, nebo by hasiči překáželi při práci. Z hlediska umístění senzorů byla vybrána varianta používající hrudní pás, který by měl hasiče, v porovnání s jinými metodami, co nejméně omezovat v činnosti. Hrudní pás splňuje i podmínky jednoduchosti použití, nemusí si pak před každým výjezdem složitě připínat elektrody na tělo. V dalším výzkumu se počítá s realizací navrženého zařízení.

Poděkování

Tento článek vznikl za podpory grantu IGA Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulty aplikované informatiky, číslo IGA/FAI/2012/013

Literatura:

1. BOROVIČKOVÁ, M.: Návrh kardiostimulátoru typu On demand v LabVIEW. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 44 s.
2. KOZUMPLÍK, J.: Analýza biologických signálů [online]. [cit. 2009-12-15]. Dostupné z: <http://www.dbme.feec.vutbr.cz/>
3. MÁCA, K. Kardiometrie: diplomová práce Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 59 s, 7 příl.
4. PRINC, M.: Detekce a filtrace EKG signálu: Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 62s.
5. Puls (tep). In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2012-06-12]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/%C5%A0ok_%28%C3%A9ka%C5%99stv%C3%AD%29
6. ŠEDA, J. Měřič tepové frekvence. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky, 2010. 54 s., 23 s. příloh
7. Šok (lékařství). In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2012-06-12]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/%C5%A0ok_%28%C3%A9ka%C5%99stv%C3%AD%29
8. T31 coded™ transmitter. Polar Electro [online]. © 2012 [cit. 2012-06-12]. Dostupné z: http://www.polar.fi/en/products/accessories/T31_coded_transmitter