

615.471:616.12—008.31—073.96

PŘÍSTROJ PRO AUTOMATICKÉ SNÍMÁNÍ A VYHODNOCOVÁNÍ TEPU ČLOVĚKA

Ing. Jan HANOUSEK, pplk. Petr HRON
Ústav leteckého zdravotnictví, Praha
(náčelník plk. MUDr. Miroslav HAŇKA)

Autoři vyvinuli přístroj, tranzistorový integrátor pulsu, který umožňuje automatické snímání a vyhodnocování rytmické činnosti srdce člověka. Sledování srdeční činnosti je spolehlivé i při aktivním pohybu měřené osoby. Přístroj je především určen pro fyziologická i klinická vyšetření, pro použití ve sportovním, pracovním i vojenském lékařství. Po určité úpravě je vhodný i pro použití na operačních sálech a při intenzivní péči. Přístroj je také dobře využitelný pro dálková měření ve spojení s radiotelemetrickým zařízením.

Tep člověka je jedním ze základních ukazatelů stavu srdeční soustavy. Do určité míry určuje jeho fyzickou a duševní schopnost při výkonu spojeném s jakoukoli činností. Charakterizuje stupeň vycvičenosti a trénovanosti při vzájemném porovnání různých etap zátěže s klidovým stavem. Z tohoto hlediska a dále i pro možnost samočinného vyhodnocení na počítačích by se přístroj mohl stát základem k objektivnímu lékařskému posouzení metodiky vojenského výcviku. Bylo by možno posoudit stupeň vycvičenosti vojáků jednotlivých zbraní a stanovení pořadí psychofyzické náročnosti některých funkcí při obsluze moderní techniky.

Doposud se obvykle sleduje kolísání střední hodnoty tepové frekvence v krátkém časovém úseku a její minutový průměr. Velké množství lékařské informace je však obsaženo v dynamice rytmické práce srdce. Moderní vyhodnocování dynamiky srdečního rytmu se nemůže obejít bez automatického sledování tepu člověka a bez výpočetní techniky.

Na světovém trhu existuje řada přístrojů, které automaticky sledují srdeční rytmus člověka. Jsou založeny na různém způsobu snímání výchozí veličiny.

Na operačních sálech při chirurgických zákrocích a při intenzivní péči v pooperačních stavech se často používají přístroje založené na fotopletyzmografické metodě. Přístroje mají fotoelektrický snímač, jednoduchou zesilovací cestu a jsou odolné vůči vnějšímu průmyslovému rušení jiných elektrických zařízení. Snímač se jednoduchým a rychlým způsobem upevňuje na špičku prstu, popřípadě na ušní boltec, a je-li pacient v klidu, přístroj pracuje spolehlivě. Je však citlivý na pohybové artefakty a není využitelný pro jiné účely, než je výše uvedeno (Bengulescu 1965).

V podstatě totéž se dá říci o snímání tepové frekvence fonokardiografickou cestou (Bajevskij 1962). Jako snímače se nejčastěji používá krystalového mikrofónu. Zesilovač musí mít zisk přibližně 20 000 a kmitočtový rozsah 50—500 Hz. Odolnost proti vnějšímu a pohybovému rušení se zvýší, jestliže na výstupu zesilovače je zapojen detekční a integrační obvod s časovou konstantou 0,02—0,05 vteřiny. Teprve tento signál slouží k určování srdečního rytmu. Sledovaná osoba musí být v naprostém klidu.

Pletyzmografická metoda, která snímá impedance změny tkáně synchronně s pulsovou vlnou, je poměrně složitá po stránce obvodové techniky. Je citlivá jednak k vnějším poruchám a také k pohybovým artefaktům (Bengulescu 1965).

Aby přehled metod pro sledování srdečního rytmu byl úplný, je nutno se zmínit o balistokardiografii (Trefný 1966), popřípadě seismokardiografii. Je možné, že tyto způsoby, dosud aplikované pouze v klinice, naleznou své použití i v jiných lékařských odvětvích. V posledních letech byly využitím elektroniky pootevřeny dveře pro tyto metody například i do kosmonautiky (Bajevskij 1965).

Avšak velká většina přístrojů ke sledování srdečního rytmu je založena na snímání elektrických potenciálů srdce.

Téměř všechna tato zařízení jsou určena pro nemocnice k použití u nemocných pacientů na lůžku. Mohou být vybavena obrazovkou ke sledování elektrokardiografické křivky, popřípadě zapisovačem.

Nejspolehlivější sledování tepu člověka ve fyziologii, sportovním a pracovním lékařství lze docílit podle QRS komplexu elektrokardiogramu. Spektrum elektrických projevů srdeční činnosti se však musí omezit, musí se provést jejich kmitočtová a amplitudová selekce. Velkou roli hraje typ použitých elektrod, jejich upevnění i výběr svodů, zajištění minimálního přechodového odporu mezi elektrodami a kůží.

Vlastnosti snímaného parametru

Z obecného elektrotechnického hlediska pracuje srdce jako generátor elektrických signálů a tělo člověka vytváří antenní systém — dipól. Elektrické signály se snímají pomocí elektrod upevněných v určitých místech na těle člověka. Mají amplitudu zpravidla 1–2 mV v závislosti na poloze elektrod a jejich kmitočtové spektrum je od 0,1 do 200 Hz (Bajevskij 1965).

K praktickému sledování elektrokardiogramu se může jeho horní kmitočtová hranice omezit na 50 Hz. Přitom se jen nepatrně sníží množství informace elektrokardiografického záznamu. Stejně tak omezení dolního kmitočtového pásma na 0,2 Hz nemění téměř nic na klinické informaci (Bajevskij 1965).

Ke sledování tepové frekvence se může kmitočtové pásmo zesilovacího kanálu ještě podstatně zúžit, aby se docílilo optimálního poměru signál/šum.

Signálem v tomto případě rozumíme R-vlnu elektrokardiogramu. Všechny ostatní jeho části jsou nežádoucí a lze je zahrnout do oblasti šumu. To znamená, že šum může být v podstatě dvojího druhu: Šum vnitřní, který je generován samotným tělem člověka, a šum vnějšího prostředí. Do vnitřního šumu patří kromě R-vlny všechny ostatní signály elektrické činnosti srdce, všechny pohybové artefakty, elektromyogram, elektroencefalogram, dechová činnost, případně i galvanická kožní odpověď.

Elektromyogram vyvolaný jakoukoli svalovou činností je charakterizován velice širokým kmitočtovým a amplitudovým spektrem. Kmitočtové spektrum je v rozmezí 10–2000 Hz. Hlavní energie leží v pásmu 30–300 Hz.

Elektroencefalogram jsou signály s kmitočtovým spektrem od 1 do 100 Hz. Jeho rušivé účinky na elektrokardiogram jsou zanedbatelné a neuvažují se.

Dýchání člověka způsobuje rytmickou změnu elektrické osy srdce, změny elektrické vodivosti tkáně, pohyb hrudníku i mezelektrodového odporu. Dýchání vnáší do elektrických srdečních signálů rušení s kmitočty od 0 do 4 Hz a na elektrokardiografickém záznamu se projevuje

jako kolísání izoelektrické roviny a rytmické kolísání amplitudy komplexu QRS.

Pohybové artefakty jsou především způsobeny pohybem elektrod. Přitom se mění mezelektrodový odpor a vytvářejí se rušivé změny polarizačních proudů mezi elektrodou, vodivou pastou a kůží. Kmitočty těchto rušivých signálů začínají nulovými hodnotami, horní hranice závisí na pohybu snímané osoby.

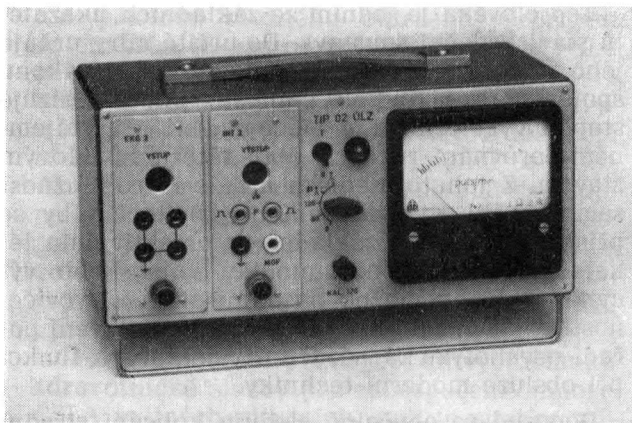
Šumy vnějšího prostředí mají elektromagnetický či elektrostatický charakter, popřípadě obojí. Jsou to vyzařované signály různých okolních přístrojů a elektrických zařízení. Kmitočtové spektrum všech těchto rušivých signálů je velmi široké, hlavně při komutaci výkonových elektrických strojů. Největší část rušivé elektromagnetické energie je v oblasti 50 Hz. Do oblasti vnějšího rušení patří také vlastní šum zesilovacího kanálu přístroje.

Při vývoji přístroje byla hlavní pozornost věnována vyloučení všech výše uvedených rušivých vlivů. Z rozboru plyne, že není možné všechny rušivé signály plně vyloučit. Je nutné je omezit kmitočtovou selekcí zesilovacího kanálu na minimum a dosáhnout největšího možného odstupu užitečného signálu od šumu. Celkový šum po zesílení musí být menší než amplituda R-vlny elektrokardiogramu. V takovém případě lze šum vyloučit amplitudovou selekcí a R vlna ekg se transformuje v obdélníkové impulsy. Ty potom slouží k dalšímu zpracování.

TECHNICKÝ POPIS PŘÍSTROJE

Pohled na integrátor tepové frekvence je na obr. 1.

Obr. 1



Celkový pohled na integrátor tepové frekvence

Přístroj má tyto základní technické údaje:

Rozměry:	300 X 140 X 140 mm
Váha:	4,20 kp
Osazení:	polovodiče
Provoz:	dlohodobý
Napájení:	220 V/50 Hz

Umožňuje:

1. Měření střední hodnoty tepové frekvence na ručkovém měřidle v tepech za minutu.
2. Registraci intervalů R — R ekg na fyziologickém zapisovači k vyhodnocování dynamiky srdečního rytmu.
3. Záznam jednotlivých tepů na elektronickém čítači nebo elektromechanickém počítadle.
4. Přímé připojení analogového počítadla k přístroji.
5. Akustickou kontrolu tepu.
6. Vyhodnocování srdečního rytmu na samočinném počítadli za předpokladu, že výstupní signál se zaznamenává na magnetofonový pásek. Tento záznam je vstupním signálem pro samočinný počítáč.

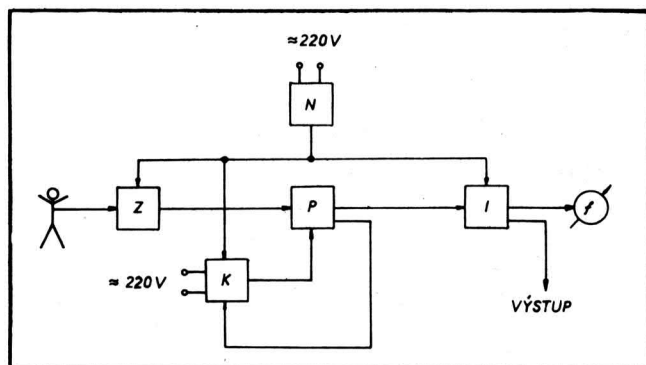
Přístroj je vybaven kalibračním obvodem, který je zdrojem impulsů o frekvenci 60 a 120 tepů/min.

V přístroji jsou obsaženy tyto základní části:

1. selektivní zesilovač,
2. integrační jednotka,
3. kalibrátor,
4. zdroj.

Jednotlivé části přístroje jsou znázorněny v blokovém schématu na obr. 2.

Obr. 2



Blokové schéma přístroje

- Z — selektivní zesilovač
 K — kalibrátor
 P — přepínač
 I — integrační jednotka
 N — zdroj

Elektrické signály srdeční činnosti se zesilují v zesilovači, který zároveň zajišťuje filtraci šumu. Při rozboru rušivých signálů se ukázalo, že jejich kmitočtové spektrum zasahuje v mnoha případech do spektra užitečného signálu.

Tyto rušivé signály z aktivních elektrod je možné vyloučit jen při použití symetrického zesilovače, který je nezesiluje, popřípadě zesiluje jen jejich rozdíl, nejsou-li stejné velikosti. Na základě rozboru vlastností užitečného signálu a šumu je nutné, aby zesilovač zpracovával užitečné signály v rozmezí 2–30 Hz s maximálním ziskem v oblasti 15 Hz. Toto pásmo stačí k potřebnému zesílení QRS komplexu ekg. Rušivé vlivy s kmitočtovým spektrem mimo tento rozsah jsou odfiltrovávány a právě v oblasti 15 Hz mají nej-

menší amplitudu. V selektivním zesilovači s asymetrickým vstupem se zesilují jak užitečné signály srdeční činnosti, tak i rušivé vlivy všeho druhu, jejichž kmitočtové spektrum leží v pásmu zesílení užitečného signálu. Proto asymetrické zesilovače musí mít mnohem větší selektivitu. Odstup signál/šum je vždy menší než při použití symetrického zesilovače.

Protože tělo člověka se projevuje jako zdroj elektrických signálů srdeční činnosti s velkým vnitřním odporem, zesilovač musí mít vysokou vstupní impedanci. Při vysoké vstupní impedanci zesilovače se také snižuje vliv změn přechodového odporu mezi elektrodou a kůží. Vyvinutý zesilovač má vstupní impedanci 2×1 megohm.

Zesilovač je symetrický, třístupňový. Jednotlivé stupně jsou spojeny kapacitní vazbou. Časová konstanta vstupního RC členu je 0,1 vteřiny, u dalších stupňů je 0,15 vteřiny. Filtraci v oblasti nad 30 Hz zajišťuje třístupňová dolnofrekvenční RC propust a střídavé záporné zpětné vazby u zesilovacích stupňů. Zesilovač je osazen křemíkovými tranzistory Tesla KF 506.

Na výstupu zesilovače je zařazen tvarovací obvod, který transformuje zesílenou R-vlnu ekg v obdélníkový impuls. Jestliže užitečný signál, v tomto případě R-vlna ekg, dosáhne hodnoty 0,7 V, vznikne na výstupu zesilovače záporný impuls po dobu trvání R-vlny ekg. Rušivý signál, jehož amplituda je menší než 0,5 V, je spolehlivě amplitudově odfiltrován a na výstupu zesilovače se nijak neprojeví.

Napěťový zisk zesilovače je 1000. Zesilovač zaručuje potlačení rušivých symetrických signálů na kmitočtu 50 Hz proti užitečnému signálu v oblasti 15 Hz o více než 70 dB.

Výstupní signál zesilovače upravený tvarovacím obvodem se přivádí přes funkční přepínač na vstup integrační jednotky.

Tvaruje se na obdélníkové impulsy o konstantní amplitudě a šířce. Tyto impulsy se detekují a velikost usměrněného napětí se registruje mikroampérmetrem Metra DHR 8 nebo MP 120. Aby ukazatel měřicího přístroje nekolísal mezi jednotlivými pulsy, je toto napětí filtrováno dolnofrekvenční propustí. Ekvivalentní časová konstanta celého obvodu je 5 vteřin. Měřicí přístroj je cejchován v tepech za minutu. Přesnost odečítání na stupnici je $\pm 2,5$ tepů/min. Před měřením se mikroampérmetr kalibruje potenciometrem na panelu. Kalibrační impulsy o kmitočtu 120 za minutu se přivádějí na integrační jednotku přes přepínač z kalibrátoru.

Integrační jednotka obsahuje obvod, na jehož výstupu vznikají pilovité impulsy. Jejich amplituda je vždy úměrná intervalu dvou sousedních R-vln elektrokardiogramu. Mohou se přivést na stejnosměrný vstup fyziologického polygrafu. Zesílení a měřítko zapisovače se nastavuje podle dvou kalibračních intervalů 0,5 a 1 s. Tímto způsobem se asi dvacetinásobně sníží spotřeba registračního papíru proti záznamu pulsu v reálném měřítku času při zachování stejné přes-

nosti odečítání a zjednoduší se čtení záznamu. Nulová hodnota na grafickém záznamu odpovídá 200 ms, tj. 300 pulsů/min. Tím se rozšiřuje měřítko grafického záznamu. Lineární závislost záznamu intervalů dvou sousedních R-vln ekv je v rozmezí 0,25–1,5 vteřiny, což odpovídá tepové frekvenci 40–240 tepů za minutu.

Grafický záznam intervalů R-R ekv slouží k získání jejich posloupnosti a k dalšímu statistickému vyhodnocování při posuzování biologických procesů v organismu z hlediska teorie náhodných funkcí. Podrobná, pravděpodobnostně statistická analýza se může uskutečnit jen při použití samočinných počítačů. Proto popisovaný přístroj je určen k činnosti ve spojení s číslicovými i analogovými počítači.

Signál pro analogový počítač je na výstupu monostabilního klopného obvodu, který se spouští synchronně s R-vlnou ekv. Je to kladný obdélníkový impuls o konstantní šířce 100 ms a amplitudě 12 V. Může se také přivádět na vstup elektromechanického počítadla nebo elektronického čítače, například na čítač s předurčením Tesla BM 363.

Informace o tepu člověka se mohou zaznamenávat na magnetofonový pásek (Hospodář 1968). Obdélníkový impuls monostabilního klopného obvodu se přivádí přes kapacitu 33 nanofaradů přímo na záznamovou hlavu magnetofonu. Magnetofonový záznam se přehrává zvýšenou rychlostí a zpracovává na univerzálním číslicovém počítači URAL 2. Získávají se variační křivky dynamické řady R-R intervalů elektrokardiogramu a parametry, které určují stacionární náhodný proces (Hospodář 1967). Před každým měřením se provádí krátký záznam vteřinových intervalů, který slouží ke kalibraci strojního času počítače. Vyloučí se tím kolísání chodu magnetofonu při záznamu a přehrávání, popřípadě rozdílnost chodu při přehrávání na jiném magnetofonu.

Přístroj je vybaven akustickou kontrolou tepu člověka. Reprodukční je zapojen do kolektoru tranzistoru multivibrátoru, který pracuje na kmitočtu asi 800 Hz.

Multivibrátor je klíčován synchronně s R-vlnou ekv. Šířka zvukového impulsu je 100 ms.

Všechny obvody integrační jednotky jsou navrženy tak, aby spolehlivě pracovaly se všemi běžnými tranzistory Tesla 107 NU 70, jejichž parametry odpovídají katalogovým hodnotám. Konstrukce přístroje i použité technologie jsou jednoduché. Selektivní zesilovač a integrační jednotka jsou zhotoveny jako samostatné vysouvatelné bloky. Ostatní části a obvody tvoří celky na rámu přístroje. Všude je důsledně použita technika plošných spojů. Samostatnou součástí přístroje je elektromagnetické počítadlo, které registruje absolutní počet pulsů. Přístrojů bylo vyrobeno několik kusů, jsou používány na různých pracovištích v Ústavu leteckého zdravot-

nictví i jinde. Většinou jsou využívány v obtížných pracovních podmínkách se speciálními elektrodami (Hospodář 1966). Záznam srdečních pulsů na magnetofonovém pásku slouží k dalšímu strojnímu početnímu zpracování. Přímý údaj hodnoty minutového pulsu na ručkovém ukazateli spolu s počítadlem pulsů nahradil dřívější registraci tepové frekvence na zapisovacích přístrojích.

Pro klinické účely, po případě při intenzivní péči o pacienty je přístroj možno doplnit zvláštním ukazatelem (Mikrotechna UAS-8121) s dálkovou bezkontaktní signalizací nastavené maximální i minimální hodnoty pulsu. Jiný doplněk — časový automat — umožňuje na dvou nulovatelných elektromagnetických počítadlech (Chronotechna, IP 2 typ 381520) sledovat počet tepů za nastavenou jednotku času.

Závěr

Přístroj umožnil na několika pracovištích získat nové pohledy na dynamiku srdeční činnosti ve složitých podmínkách vojenského lékařství včetně letecké radiotelemetrie. Zároveň je to v ČSSR první přístroj, který upravuje srdeční potenciál a umožňuje zpracovat i vyhodnotit určitou složku elektrické aktivity srdce na počítačích.

Literatura

1. Bajevskij, R. M.: Metodika „integrální“ fonokardiografii. V knize: Problemy kosmičeskoj biologii, 1, Moskva, 1962, 412–414.
2. Bajevskij, R. M.: Fiziologičeskie metody v kosmonavtike. Izdatel'stvo Nauka, Moskva 1965.
3. Bengulescu, D., Harmata, M.: Transistorized Cardiotachometer for Controlling the Cardiac Rate During Surgical Interventions. Digest of the 6 th. International Conference on Medical Electronics and Biological Engineering, 1965, Tokyo.
4. Hamousek, J., Hron, P.: Integrátor tepové frekvence, Závěrečná zpráva vývojového úkolu ÚLZ, 1967.
5. Hospodář, J.: Elektrody pro snímání ekv za neklidových podmínek. Služba zdravotníkům, 7, 1966, 4:283 až 289.
6. Hospodář, J., Vorel, F., Růžicková, N.: Posuzování zátěže podle variačního pulsogramu. Vojenské zdravotnické listy, 36, 1967, 3:111–113.
7. Hospodář, J., Krekule, J.: Zpracování tepových reakcí univerzálním číslicovým počítačem. Vojenské zdravotnické listy, 37, 1968, 1:16–18.
8. Mikiska, A.: Transistorized Electronic Relays for Heart Rate Counting. Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin, 10, 1962, 3:81–118. Editions medicine et hygiene, Geneve.
9. Parin, V. V., Bajevskij, R. M.: Vvedenie v medicinskuju kibernetiku. Moskva, Izdatel'stvo Medicina, 1966.
10. Trefný, Z., Wágner, J.: A Quantitative Ballistocardiograph. Ballistocardiography and Cardiac Performance. Proc. 11th. Annual Meeting of the Ballistocardiograph Res. Soc., Atlantic City, N. S. 1966.