

MOŽNOSTI VYUŽITÍ ORTOGONÁLNÍCH SVODOVÝCH SYSTÉMŮ EKG

Plukovník MUDr. Jan HOSPODÁŘ, CSc.
Ústav leteckého zdravotnictví, Praha

Ve světové literatuře se setkáváme v posledních dvou desetiletích v oblasti kardiologie s mnoha pracemi využívajícími korigovaných ortogonálních svodových systémů EKG k strojové diagnostice některých závažných srdečních a cévních onemocnění. To jedno-

značně svědčí o tom, že se v klinické elektrokardiologii přisuzuje stále větší význam korigovaným ortogonálním svodovým systémům, založeným na fyzikálně exaktní bázi. Pro zainteresované pracovníky nebylo tedy překvapením, že v posledních letech se Frankův korigovaný ortogonální systém úspěšně využívá při zátěžové elektrokardiografii, při dynamickém vyšetřování v leteckém a kosmickém lékařství aj.

V klinické i laboratorní praxi sledujeme v převážné většině případů sumární projevy elektrické aktivity srdeční měření na povrchu těla. Podle současných názorů je nezbytné chápat elektrické pole srdeční komplexně v jeho prostorovosti a proměnnosti v čase. K zachycení maximální informace z elektrického pole srdečního používají některé pracovní týmy velký počet — až několik set hrudních elektrod, což má pochopitelně význam pouze v oblasti laboratorního výzkumu.

Klinické konvenční systémy EKG nemohou postihnout v řadě případů v postačujícím rozsahu změny elektrického pole srdečního; klasické Einthovenovy končetinové svody, zvětšené unipolární končetinové svody Goldbergerovy a Nehbovy hrudní svody je prezentují pouze v rovině frontální, unipolární hrudní svody Wilsonovy v rovině horizontální. Pro co nejdůvěrnější znázornění prostorově probíhajícího postupu podráždění v myokardu je nejvýhodnější využití ortogonálních svodových systémů. Daná nehomogenita elektrického pole, tj. asymetrické uložení srdce jakožto složitějšího zdroje elektrického pole uvnitř prostorového vodiče — hrudníku, se kompenzuje víceelektrodovými bipolárními systémy se standardní korekcí svodových vektorů odporovou sítí.

Výhody korigovaných ortogonálních svodových systémů můžeme sumarizovat do tří hlavních bodů:

1. podávají komplexní obraz elektrického pole srdečního v třírozměrném prostoru;
2. mají vysokou informační hodnotu;
3. veškerá informace je obsažena ve třech simultánních svodech.

Tento minimální počet svodů je výhodný pro:

1. telemetrický kabelový a zejména rádiový přenos signálu;
2. pro strojové zpracování skalárního EKG (resp. i VKG), neboť na vstup číslicového počítače se přivádí jen $\frac{1}{4}$ dat (3 simultánní svody místo 4krát 3 svody), což má podstatný význam z hlediska počtu vstupních kanálů a naplnění kapacity paměti počítače.

Ve statických podmínkách se využívá ortogonálních svodových systémů ve formě skalární nebo ve formě vektorkardiografických křivek ve vnitřním lékařství při strojové diagnostice ICHS — zejména různých lokalizací a stádií infarktu myokardu, hyper-

trofie srdečních komor a síní, některých poruch vedení, mitrálních chlopenních vad, vrozených srdečních vad aj. V této oblasti bylo publikováno velké množství prací jak obecněji zaměřených (např. analýza diagnostických programů, specifikace kvantování vstupních analogových signálů a vyhodnocovacích metodik apod.), tak zejména úzce vymezených na diferenciální diagnostiku určitého kardiovaskulárního onemocnění. V tomto sdělení takové publikace neuvádíme, odkazujeme na některé údaje principiálního charakteru a některé základní práce zkušených pracovních týmů.

V dynamických podmínkách se korigovaných ortogonálních svodových systémů — zejména podle Franka — s výhodou používá při zátěžové elektrokardiografii (1, 4, 5, 14, 18, 25, 36, 39) a v oblasti leteckého lékařství (13, 38). V kosmonautice se v první etapě uplatňovaly při přípravě a při poletové kontrole kosmonautů (15), později i v průběhu kosmických letů v druhé kosmické laboratoři SKYLAB s lidskou posádkou (2, 37).

U nás publikovali výsledky prací s ortogonálními svodovými systémy zejména Laufberger (20), Král (17, 19), Ruttkay-Nedecký (33, 34), Venc (39) a Kolouch (16).

Bipolárních ortogonálních svodových systémů byla již vyvinuta řada. Z klasických učebnicových namátkově uvádím Wilsonův tetraedron, systém Duchosal-Sulzer, Schellong, Grishman-Scherlis, Vastesaegeer-Rochet, Donzelot-Milarovich-Kaufmann, Burger-van Milaan aj. V posledních letech zejména u příležitosti mezinárodních vektorkardiografických a elektrokardiologických odborných shromáždění bylo publikováno mnoho dalších modifikací svodových systémů zaměřených k poznání elektrického pole srdečního.

Z poměrně velkého spektra korigovaných ortogonálních svodových systémů EKG výrazně promínají 3:

- Schmitt, Simonson (SVEC III) 1955 (35),
- Frank 1956 (8),
- McFee, Parungao 1961 (24).

V oblasti strojového vyhodnocování skalárního EKG i vektorkardiogramu však získal nesporně světovou prioritu systém Frankův pro dokonale připravený software a mnohaleté prověření v lékařské praxi. U nás se zabíhá takový systém v bratislavské nemocnici Kramáre, kde Výzkumný ústav lékařské bioniky má k dispozici kromě jiných i dva laboratorní počítače Hewlett Packard 2100A s příslušnými programy. Korigovaný ortogonální svodový systém podle Franka se tedy jednoznačně jeví jako nejvýhodnější pro rutinní práci.

Zájem uživatelů o Frankův ortogonální svodový systém EKG potvrzuje i počet elektrokardiografů s možností záznamu Frankových skalárních svodů X, Y a Z (tab. 1).

Pro srovnání počtu svodových míst uvádím srovnávací tabulku konvenčních 12 svodů, je-

Tabulka 1

Elektrokardiografy s možností záznamu Frankových svodů

Firma	Stát	Přístroj	Počet kanálů
ELEKTRONSKA INDUSTRIJA	FNRJ	EKG 300 T	3
		EKG 600 T	6
ELEMA	Švédsko	Mingograf 61	6
		Mingograf 62	6
		Mingograf 82	8
HELLIGE	NSR	EK 26	3
		EK 27	3
		EK 28	3
		EK 33	3
		EK 22	6
		EK 21	6-8
CHIRANA	ČSSR	Chiracard 300 K	3
		Chiracard 600 T	6
PHILIPS	Holandsko	PC 60	6
SCHWARZER	NSR	Physioscript 333	3
		Physioscript 632	6
		Cardioscript C 3000	3
		Cardioscript C 3600	3
		Cardioscript C 6000	6
		Cardioscript C 6800	6
		ETS 3000	3
SIEMENS	NSR	Cardiomat 3 T	3
		Cardina C	3
		Cardiostat 3 T	3
VEB ZWÖNITZ	NDR	3 NEK 116/3	3
		6 NEK 4	6

jich modifikace podle Masona a Likara [23] pro dynamické vyšetřování, konvenčního systému rozšířeného o 3 Nehbovy hrudní bipolární svody běžně používaného německými autory s 3 ortogonálními svodovými systémy EKG. U Frankova systému je elektroda M využita ve svodech Y a Z, elektrody J, C, A ve svodech X a Z — proto pouze 7 svodových míst (tab. 2).

Tvarově bývá Frankův transversální svod X srovnáván s Einthovenovým I. končetinovým svodem a Wilsonovým unipolárním hrudním svodem V_6 , vertikální svod Y se zvětšeným unipolárním končetinovým svodem Goldbergerovým aVF (tab. 3). V obou případech má polarita svodů stejný smysl, a tudíž i kresba je odpovídající. Frankův sagitální svod Z (negativita vpředu) a Wilsonův unipolární hrudní svod V_2 (pozitivita vpředu) mají podobnost zrcadlovou. Proto používají některé pracovní

skupiny (Ozol v SSSR, Gieglerová v NDR) ve všech svých pracech invertovaného svodu Z s označením —Z (minus).

Ve svodech ortogonálních systémů jsou časové parametry fyziologického EKG (trvání vln, kmitů, úseků, intervalů) i jejich patologických změn z diagnostického hlediska stejné jako u 12 konvenčních svodů. Amplitudové parametry se vzhledem k odlišnému způsobu znázornění vyznačují určitou specifikou (obr. 1).

Na základě shrnutí literárních údajů řady seriálních pracovních skupin — Arvedson [1], Blomqvist [4], Blomqvist et al. [5], Draper et al. [7], Giegler et al. [9, 10], Giegler, Rübesamen [11, 12], Král [18], Král, Svoboda [19], Lemmerz [21], Lichtlen [22], Naumann, de Haas, Philipp [25], Ozol [26], Paškov [27], Pipberger [28, 29], Pipberger et al. [30], Ruttkay-Nedecký [33, 34], Simoons,

Tab. 2

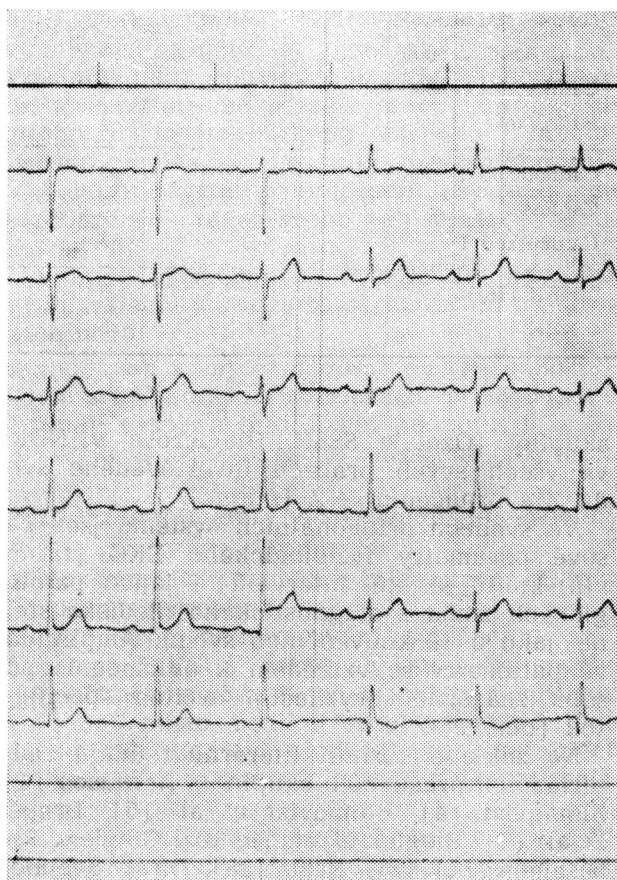
Srovnání počtu svodových míst u konvenčních svodových systémů a korigovaných ortogonálních svodových systémů

Svodový systém	Počet svodových míst			
	X	Y	Z	Celkem
12 konvenčních	—	—	—	9
Mason – Likar	—	—	—	9
12 Nehb	—	—	—	11–12
McFee – Parungao	3	2	4	9
SVEC III Schmitt – Simonson	4	2	8	14
Frank +	3	3	5	7

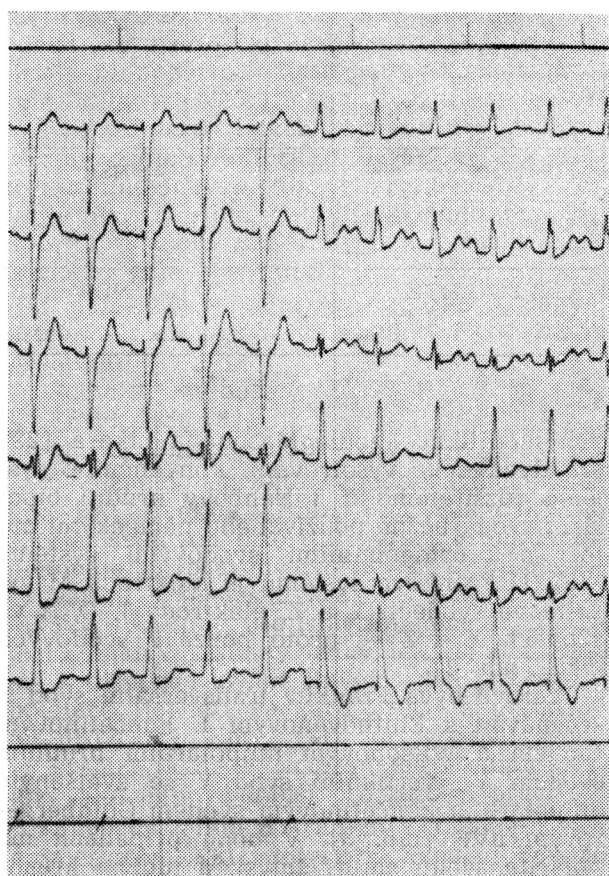
Tab. 3

Srovnávací tabulka Frankových korigovaných ortogonálních svodů X, Y a Z s kresbou nejbližšími konvenčními svody

	-A	+B
X	J	CA
I	R	L
V_6	CT	C_6
Y	H	MF
aVF	L+R	F
Z	JEC	AM
V_2	CT	C_2



Obr. 1 Záznam unipolárních hrudních svodů V_{1-6} (levá část obou fotografií), Einthovenových končetinových svodů I, II, III a Frankových svodů X, Y, Z (pravá část obou fotografií) v sedě na bicyklovém ergometru. Levá foto-



grafie klid před zátěží, pravá v 2. minutě zátěže 100 W. Ve svodech V_{5-6} deprese úseku ST, ve svodech X a Y deprese úseku ST, ve svodu Z snížení amplitudy kmitu Q a zvýšení amplitud kmitu R a vlny T

Hugenholtz [36] — je možno konstatovat, že korigované ortogonální svodové systémy EKG nepodávají jednostranně nadměrnou informaci a v některých případech mají srovnatelný či větší obsah fyziologicky či patologicky významných informací než 12 resp. 15 konvenčních svodů (12 + 3 bipolární hrudní Nehbovy svody).

V klinických podmínkách může být někdy interpretace změn kresby EKG při použití ortogonálního svodového systému pro nebezpečnost nesnadná tam, kde není pro srovnání k dispozici výchozí pracovní nebo i klidový patologický záznam.

Při plánovaném zátěžovém vyšetřování at již v klinice (pracovní EKG v laboratoři či telemetrovaný EKG apod.), v leteckém lékařství a v jiných pracovně lékařských oborech je však ve všech případech zátěžového vyšetřování v laboratoři, klimatických a tlakových komorách, na centrifúze, trenažérech event. při reálné činnosti klidový záznam vždy k dispozici, takže změny kresby EKG v průběhu simulované nebo skutečné profesionální zátěže lze snadno detekovat a kvantifikovat.

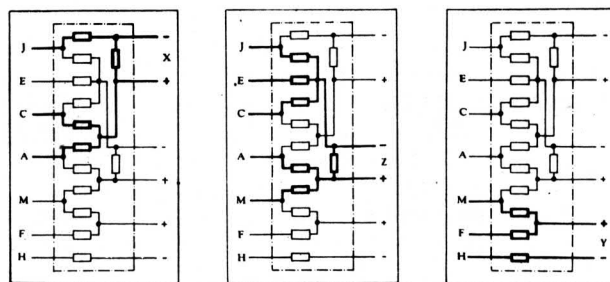
Využití magnetického záznamu je u ortogonálních svodových systémů výhodnější než u konvenčních svodů, protože záznam u skalárních svodů X, Y a Z se využívá jak pro vyhodnocování jejich časových a amplitudových hodnot, tak pro znázornění a strojové vyhodnocování vektorkardiografických křivek ve všech třech průmětech (1, 2, 3, 5, 6, 7, 13, 28, 37, 38, 40).

Základ Frankova ortogonálního systému tvoří 3 osy směřující vždy od negativity k pozitivitě: horizontální transversální osa *x* zprava doleva, vertikální osa *y* shora dolů a sagitální osa *z* zepředu dozadu. Kombinací uvedených tří základních os lze proložit tři roviny: frontální (osy *x* a *y*), horizontální (osy *x* a *z*) a sagitální (osy *y* a *z*).

Ke snímání elektrických potenciálů srdce se ve Frankově systému používá sedmi aktivních elektrod. Pět elektrod (JECAM) je umístěno v rovině 5. mezižebří: J ve střední axilární čáře vpravo, E na sternu, A ve střední axilární čáře vlevo, C v úhlu 45° mezi elektrodami E a A, M na páteři. Elektroda H je v zadní krční krajině, elektroda F původně na levé noze.

Frankovu korekční odporovou síť tvoří 13 odporů: $R_1 = R$, $R_2 = 3,27 R$, $R_3 = 2,32 R$, $R_4 = 3,74 R$, $R_5 = 4,59 R$, $R_6 = 1,28 R$, $R_7 = 6,56 R$, $R_8 = 1,18 R$, $R_9 = 2,90 R$, $R_{10} = 1,53 R$, $R_{11} = R$, $R_{12} = 7,15 R$, $R_{13} = 13,30 R$.

Ze strany vyšetřované osoby je přiváděn do korekční odporové sítě signál ze sedmi snímacích elektrod. Z odporové sítě vychází signál tří skalárních svodů X, Y a Z. Horizontální (transverzální) svod X tvoří korigovaný signál z elektrod J, C, A, vertikální svod Y korigovaný signál z elektrod H, M, F a sagitální svod Z korigovaný signál z elektrod J, E, C, A, M (obr. 2).



Obr. 2. Frankova korekční odporová síť

Přes původní návrh Frankův [8] doporučují někteří autoři [21, 39] přesun pěti hrudních elektrod v poloze vleže do 4. mezižebří. Ritsema van Eck [32] experimentálně ověřil, že fixace hrudních elektrod výše než v 5. mezižebří je ve většině případů z anatomických důvodů nesprávná.

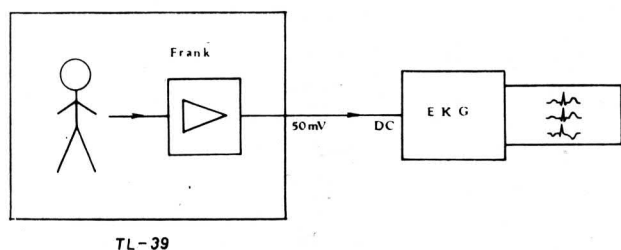
Základním metodickým předpokladem pro využití Frankova ortogonálního svodového systému EKG při dynamickém vyšetřování je pečlivá fixace dokonalých sintrovaných plovcích (floating) elektrod s dobrým kontaktním gelem, promyšlený systém stíněné kabeláže se spolehlivými konektory a přemístění elektrody F z levé nohy do sakrální krajiny. Tuto modifikaci doporučil v roce 1965 pro dynamické vyšetřování Blomqvist [4] — využívá se např. v zátěžové elektrokardiografii [5, 36], v oblasti leteckého lékařství [13] a kosmického lékařství [15, 37]. Nezávisle na Blomqvistovi prověřili různé alternativy přemístění elektrody F z levé nohy pro klinickou radiotelemetrii Naumann, de Haas, Philipp [25].

Venc [39] fixuje elektrodu F při námahové elektrokardiografii do oblasti spina ilica ventralis, Rautaharju et al. [31] a Kolouch [16] do levého hypogastria. Blomqvist přemísťuje kromě toho elektrodu H ze zadní krajiny na čelo; těchto modifikací se však v praxi nevyužívá.

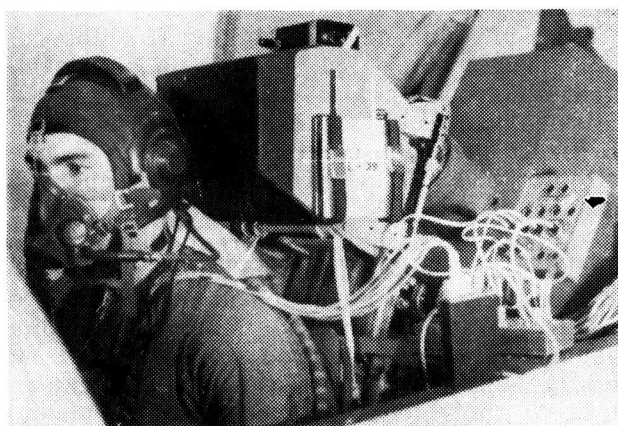
Lemmerz [21] doporučuje pohled na ortogonální systém zdola, tzn. při grafickém znázornění horizontální roviny směřuje osa *z* shora dolů.

V současné době se vžívá původní Frankův [8] pohled na ortogonální systém shora, tzn. při grafickém znázornění horizontální roviny směřuje osa *z* zdola nahoru — Lichtlen [22], Král [18], Giegler, Rübesamen [11], Venc [39].

V našich podmínkách se s problematikou Frankova ortogonálního systému EKG seznamujeme jednak s využitím jedné verze kapesního předzesilovacího agregátu z konstruované osmikanálové letecké radiotelemetrické soupravy prozatím s kabelovým převodem na polygraf (obr. 3, 4) a zejména pak s využitím řetězce: speciální vstupní adaptér — vícekanálový magnetofon — vícekanálový kardioskop (obr. 5).

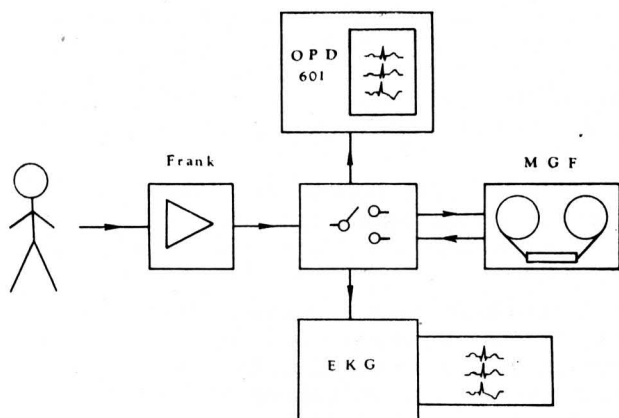


Obr. 3. Blokové schéma přímé registrace Frankových skalárních svodů X, Y a Z s využitím speciálního předzesilovače při práci na pilotním trenážeru TL-39



Obr. 4. Realizace záznamu Frankových svodů X, Y a Z z pilotního trenážeru TL-39 kabelovým převodem na polygraf

Kapesní předzesilovací agregát z konstruované osmikanálové letecké radiotelemetrické soupravy postaven pro názornost na okraji otevřené kabiny (tmavá krabička, v níž končí kabeláž od kontrolovaného pilota)



Obr. 5. Blokové schéma základního zařízení pro snímání, monitorování a záznam Frankových korigovaných ortogonálních svodů na magnetický pásek a elektrokardiograf Frank

— vstupní adaptér se sledovači, korekční odporovou sítí a diferenciálními zesilovači.

OPD 601 — osciloskop pomalých dějů 601 TESLA.

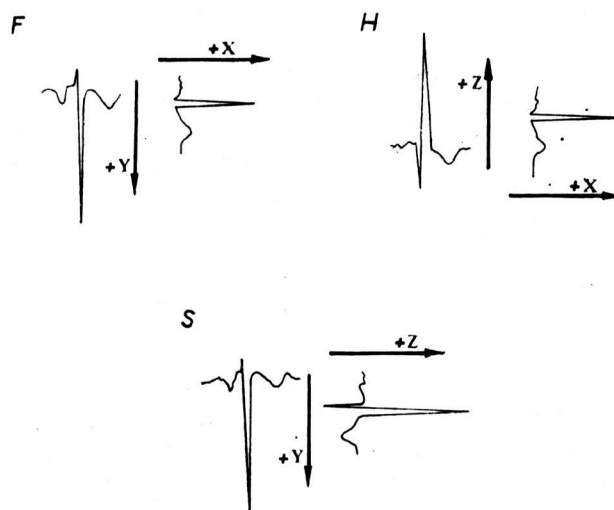
EKG — elektrokardiograf (min. tříkanálový).

MGF — magnetofon s možností simultánního záznamu 3 svodů EKG.

Uprostřed přepínací skříňka.

Signál ze sedmi aktivních a jedné neutralizační elektrody se přivádí do vstupního adaptéru obsahujícího sedm sledovačů, odporovou síť pro standardní korekci svodových vektorů a tři diferenciální zesilovače. Odtud se vede signál tří Frankových skalárních svodů X, Y a Z do centrální přepínací skříňky umožňující

- osciloskopický displej tří skalárních svodů X, Y a Z z pacienta nebo magnetického záznamu;
- osciloskopický displej vektorkardiogramu v rovině frontální a horizontální (na ose x svod X, na ose y svod $-Y$, resp. Z) z pacienta nebo magnetického záznamu (obr. 6);



Obr. 6. Polarita ortogonálních svodů X, Y a Z pro vektorkardiografický displej ve frontální (F), horizontální (H) a sagitální (S) rovině

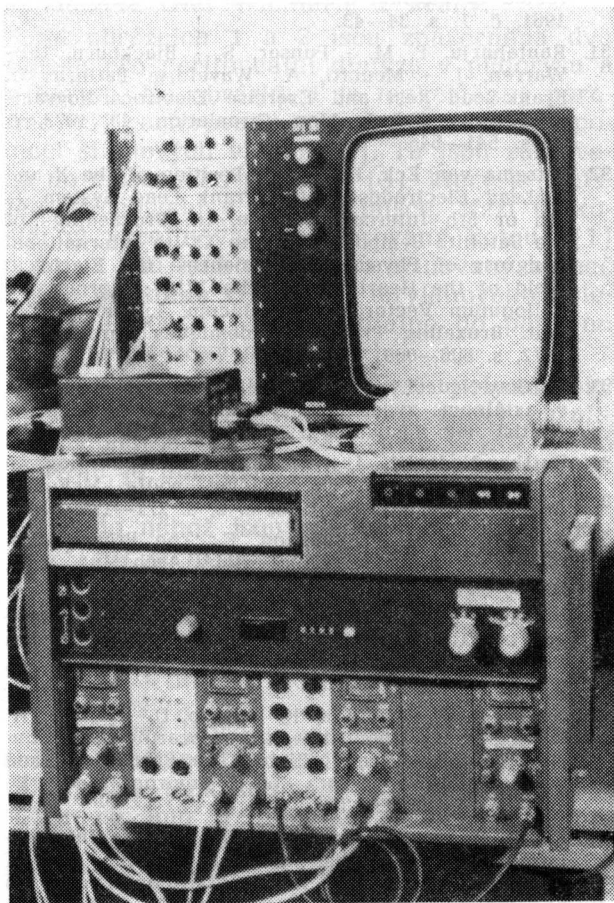
- osciloskopický displej vektorkardiogramu v rovině sagitální (na ose x svod Z, na ose y svod $-Y$) z pacienta nebo magnetického záznamu (obr. 6);
- přepis vybraných partií tří skalárních svodů X, Y a Z z magnetického záznamu na elektrokardiograf;
- převod analogového signálu tří skalárních svodů X, Y a Z na vstup laboratorního číslicového počítače nebo jiného vyhodnocovacího zařízení.

Použití osciloskopického displeje ve spojení s magnetickým záznamem tří skalárních svodů Frankova ortogonálního systému je velmi výhodné pro studium a analýzu EKG ve formě skalární i ve formě vektorkardiografických křivek v rovině frontální, horizontální i sagitální. Pro detailní pozorování kresby EKG, resp. VKG je možno využívat většího zesílení, potřebné partie magnetického záznamu opakovaně promítat a pouze vybrané úseky registrovat na elektrokardiografu nebo fotografovat pro dokumentační účely.

Vstupní adaptér pro Frankovy svody a centrální přepínací skříňka jsou konstrukce OKV

TO ŮLZ. Stavebnicový šestikanálový kardioskop TESLA OPD 601 s vertikální obrazovkou je pro naši přístrojovou kompletaci vybaven kazetou univerzální časové základny OPJ 602 a šesti kazetami univerzálního zesilovače OPJ 603. Pro magnetický záznam používáme magnetofon ANA-LOG 7 PHILIPS, pro off-line přepis vybraných partií Frankových skalárních svodů X, Y a Z z magnetického záznamu na papír čtyřkanálový elektrokardiograf MINGOGRAF EM-34 ELEMA (obr. 7).

V oblasti vyšetřování při profesionální záležitosti není vzhledem ke specifickému použití analýzy EKG primární otázkou automatická diagnostika v klinickém pojetí. Při přípravě strojového zpracování EKG na laboratorním číslicovém počítači ADT 4100 se zaměřujeme na specifikaci požadavků pro potřebný softwa-



Obr. 7. Část přístrojové kompletace pro práci s Frankovým svodovým systémem. Dole magnetofon ANA-LOG 7 PHILIPS, na něm kardioskop OPD 601 TESLA, před ním vlevo centrální přepínací skříňka, vpravo vstupní adaptér pro Frankovy svody

re — v základě měření a vymezení časových a amplitudových parametrů tří svodů EKG; jejich výpis se bude přímo sledovat a posuzovat. Vlastní program bude tudíž podstatně jednodušší než verze pro stanovování úplné diagnózy.

Závěr

Korigované ortogonální svodové systémy EKG jsou založeny na exaktních fyzikálně matematických principech. Jejich bázi tvoří tři na sebe kolmé prostorové koordináty umožňující komplexní sledování změn elektrického pole srdečního v rovině frontální, horizontální a sagitální. Tím je umožněna reálná strojová analýza a kvantifikace jak skalárního EKG, tak vektorkardiografických křivek. V klinické a laboratorní praxi získal nesporně prioritu korigovaný ortogonální systém Frankův.

Z hlediska minimálního počtu měřicích kanálů, informační hodnoty a odolnosti vůči artefaktům je tento svodový systém výhodný rovněž pro dynamické vyšetřování při profesionální nebo simulované zátěži, s předpokladem jak pro manuální vyhodnocování kresby tří EKG svodů X, Y a Z, tak pro zpracování skalárního EKG i VKG na číslicovém počítači. Kalkulujeme-li s postupným rozšiřováním strojového vyhodnocování údajů v ČSLA, dojdeme zákonitě k nezbytnosti získávat znalosti a zkušenosti s aplikací korigovaných ortogonálních svodových systémů v oblasti vojenského zdravotnictví.

Souhrn

Podán přehled o výhodách a možnostech využití korigovaných ortogonálních svodových systémů EKG v některých lékařských oborech. Hlavní pozornost je věnována systému podle Franka, který se v klinické a laboratorní praxi při strojovém vyhodnocování skalárního EKG i vektorkardiografických křivek nejlépe osvědčil.

Literatura

1. Arvedson, O.: Methoden der Datenerfassung und Auswertung der Elektro — und Vektorkardiogramme mit dem Digitalcomputer. Abteilung für klinische Physiologie und Rechenzentrum der Universität Umeå, Schweden. Umeå 1968. 44 s.
2. Bergman, S. A. - Hoffer, G. W. - Johnson, R. L. - Wolthuis, R. A.: Pre-and Postflight Systolic Time Intervals During LBNP: The Second Manned Skylab Mission. Aviat. Space Environ. Med., 47, 1976, č. 4, s. 359—362.
3. Block, P. - Kornreich, F. - Simoons, L. - Lanckriet, J. - deJongh, G. - Reygaert, P.: Exercise Electrocardiography (Frank Leads): Study of Various Criteria for the Diagnostic Performance in Coronary Insufficiency. Adv. Cardiol., 16, 1976. Basel, S. Karger 1976, s. 520—528.
4. Blomqvist, G.: The Frank Lead Exercise Electrocardiogram. A Quantitative Study Based on Averaging Technic and Digital Computer Analysis. Acta med. scand., Supplementum 440, 1965, s. 1—98.
5. Blomqvist, G. - Astrand, I. - Ekblom, B. - Hall, P.: Computer Analysis of Vectorcardiographic Changes during and after Exercise in Patients with Coronary Disease and in Normal Subjects. In: Physical Activity and the Heart. Proceedings of a Symposium Helsinki, Finland. Red. M. J. Karvonen, A. J. Barry. Springfield, Ch. C. Thomas 1967, s. 134—143.
6. Distelbrink, C. A. - Ascoop, C. A. - de Lang, P. A.: The Diagnostic Value of Exercise Electrocardio-

- grams. *Adv. Cardiol.*, 16, 1976. Basel, S. Karger 1976, s. 529–533.
7. Draper, H. W. - Pepper, C. J. - Stallmann, F. W. - Littmann, D. - Pipberger, H. V.: The Corrected Orthogonal Electrocardiogram and Vectorcardiogram in 510 Normal Men (Frank Lead System). *Circulation*, 30, 1964, č. 6, s. 853–864.
 8. Frank, E.: An Accurate Clinically Practical System for Spatial Vectorcardiography. *Circulation*, 13, 1956, č. 5, s. 737–749.
 9. Giegler, I. - Grossmann, K. - Rübesamen, M. - Lehmann, K. - Schambach, H. - Fink, R.: Das korrigierte orthogonale EKG nach Frank bei Herzgesunden. *Zschr. inn. Med.*, 27, 1972 a, č. 20, s. 881–887.
 10. Giegler, I. - Rolka, H. - Grossmann, K. - Rübesamen, M. - Lehmann, K. - Schambach, H. - Fink, R.: Über Probleme und Ergebnisse der maschinellen Auswertung des Elektrokardiogramms unter besonderer Berücksichtigung der korrigierten orthogonalen Ableitungen nach Frank. *Dtsch. Gesundh. Wes.*, 27, 1972 b, č. 34, s. 1598–1604.
 11. Giegler, I. - Rübesamen, M.: Das korrigierte orthogonale Elektrokardiogramm und seine derzeitige Bedeutung für die Klinik. *Dtsch. Gesundh. Wes.*, 24, 1969, č. 42, s. 1980–1984.
 12. Giegler, I. - Rübesamen, M.: Das normale orthogonale Elektrokardiogramm (nach Frank). *Dtsch. Gesundh. Wes.*, 25, 1970, č. 3, s. 103–107.
 13. Gillingham, K. K. - Crump, P. P.: Changes in Clinical Cardiac Measurements Associated with High +G_z Stress. *Aviat. Space Environ. Med.*, 47, 1976, č. 7, s. 726–733.
 14. Hüllemann, K. D.: *Leistungsmedizin, Sportmedizin für Klinik und Praxis*. Stuttgart, Georg Thieme Verlag 1976. 286 s.
 15. Johnson, R. L. - Nicogossian, A. E. - Bergman, S. A. - Hoffler, G. W.: Lower Body Negative Pressure: The Second Manned Skylab Mission. *Aviat. Space Environ. Med.*, 47, 1976, č. 4, s. 347–353.
 16. Kolouch, L.: Využití ortogonálních korigovaných elektrokardiografických svodů podle Franka. *Voj. zdrav. Listy*, 43, 1974, č. 5, s. 179–182.
 17. Král, V.: A Comparison of Vectorcardiographic Data Obtained by Standardly Corrected Frank System and by Individual Correction of Orthogonal Axial Bipolar Leads. In: *Proceedings of the Satellite Symposium of the XXVth International Congress of Physiological Sciences: the Electrical Field of the Heart and of the XIIth International Colloquium Vectorcardiographicum*. 1. Red. P. Rijlant. Bruxelles, Presses Academiques Europeennes 1972, s. 307–312.
 18. Král, V.: Konzultace v Ústavu fyziologických regulací ČSAV 1976.
 19. Král, V. - Svoboda, P.: Osové bipolární svody ve vektorkardiografii. *Čs. fysiolog.*, 19, 1970, č. 4, s. 249 až 254.
 20. Laufberger, V.: *Spatiocardiography. Textbook and Atlas*. Praha, Publishing House of Czechoslovak Academy of Science 1965. 246 s.
 21. Lemmerz, A. H.: *Das orthogonale EKG — Ableitungssystem nach Frank im Routinebetrieb*. 3. vyd., Basel - München - Paris - London - New York - Sydney, S. Karger 1971. 74 s.
 22. Lichtlen, P.: *Klinische Vektor-Elektrokardiographie*. Berlin - Heidelberg - New York, Springer Verlag 1969. 235 s.
 23. Mason, R. E. - Likar, I.: A New System of Multiple-Lead Exercise Electrocardiography. *Am. Heart J.*, 71, 1966, č. 2, s. 196–205.
 24. McFee, R. - Parungao, A.: An Orthogonal Lead System for Clinical Electrocardiography. *Am. Heart J.*, 62, 1961, č. 1, s. 93–100.
 25. Naumann, H. J. - de Haas, U. - Philipp, M.: EKG-Telemetrie mit orthogonalen Ableitungen. Referát na konferenci o biotelemetrii ČSSR-NDR, Brno 1975.
 26. Ozol, E. A.: Kliničeskoje značenie korrigirovannyh otvedenij EKG. *Kardiologija*, 10, 1970, č. 8, s. 152–155.
 27. Paškov, V. V.: O pokazanijach k primeneniju dopolnitelnyh otvedenij elektrokardiogrammy. *Kardiologija*, 12, 1972, č. 2, s. 120–124.
 28. Pipberger, H. V.: Use of Computers in Interpretation of Electrocardiograms. *Circulation Res.*, 11, 1962, č. 3, s. 555–562.
 29. Pipberger, H. V.: Advantages of Three Lead Cardiac Recording. *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, 126, 1965, č. 2, s. 873–881.
 30. Pipberger, H. V. - Bialek, S. M. - Perloff, J. K. - Schnaper, H. W.: Correlation of Clinical Information in the Standard 12-Lead ECG and in a Corrected Orthogonal 3-Lead ECG. *Amer. Heart J.*, 61, 1961, č. 1, s. 34–43.
 31. Rautaharju, P. M. - Punsar, S. - Blackburn, H. - Warren, J. - Menotti, A.: Waveform Patterns in Frank-Lead Rest and Exercise Electrocardiograms of Healthy Elderly Men. *Circulation*, 48, 1973, č. 3, s. 541–548.
 32. Ritsema van Eck, H. J.: The Position of the X and Z Lead Electrodes in the Frank Lead System — 4th or 5th Intercostal Space. In: *Proceedings of the Satellite Symposium of the XXVth International Congress of Physiological Sciences: the Electrical Field of the Heart and of the XIIth International Colloquium Vectorcardiographicum*. 1. Red. P. Rijlant. Bruxelles, Presses Academiques Europeennes 1972, s. 606–609.
 33. Ruttkay-Nedecký, I.: Normálny vektorkardiogram v axiálnom zvodovom systéme podľa McFeeho. *Bratisl. lek. Listy*, 59, 1973, č. 6, s. 682–690.
 34. Ruttkay-Nedecký, I.: Normálny elektrokardiogram v axiálnom zvodovom systéme podľa McFeeho. *Bratisl. lek. Listy*, 64, 1975, č. 2, s. 171–176.
 35. Schmitt, O. H. - Simonson, E.: The Present Status of Vectorcardiography. *AMA Arch. int. Med.*, 96, 1955, č. 5, s. 574–590.
 36. Simoons, M. L. - Hugenholtz, P. G.: Gradual Changes of ECG Waveform During and After Exercise in Normal Subjects. *Circulation*, 52, 1975, č. 4, s. 570–577.
 37. Smith, R. F. - Stanton, K. - Stoop, D. - Janusz, W. - King, P. H.: Quantitative Electrocardiography During Extended Space Flight: The Second Manned Skylab Mission. *Aviat. Space Environ. Med.*, 47, 1976, č. 4, s. 353–359.
 38. Smith, R. F. - Wherry, R. J.: Quantitative Interpretation of the Exercise Electrocardiogram. Use of Computer Techniques in the Cardiac Evaluation of Aviation Personnel. *Circulation*, 34, 1966, č. 6, s. 1044–1055.
 39. Venc, J.: Možnosti použití EKG podle Franka v laboratorní funkční diagnostiky. *Lékař a technika*, 1972, č. 2, s. 15–17.
 40. Wolf, H. K. - Rautaharju, P. M. - Unite, V. C. - Stewart, J.: Evaluation of Synthesized Standard 12 Leads and Frank Vector Leads. *Adv. Cardiol.*, 16, 1976. Basel, S. Karger 1976, s. 87–97.