

612.17.3-087.761

SOUČASNÉ METODICKÉ ASPEKTY NEINVAZIVNÍ CHRONOMETRIE SRDEČNÍ SYSTOLY*)

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

Neinvazivní chronometrie srdeční systoly se stává v posledních letech jednoznačně perspektivní metodikou vzhledem k svým nepopíratelným výhodám v rutinním semiscreeningovém využití. Přednost neinvazivních mechanokardiografických vyšetření spočívá v praktické možnosti jejich častého opakování bez alterace pacienta, v malých technických a personálních nárocích a dobré reprodukovatelnosti výsledků. Moderní rozšířená polygrafická metodika podstatně urychluje morfologickým srovnáváním simultánně zaznamenaných parametrů, jejich semikvantitativním amplitudovým posouzením a přesným měřením časových intervalů stanovení diagnózy.

V historické literatuře lze nalézt řadu prací týkajících se dílčích fází srdečního cyklu navazujících na Ludwigův objev kymografu [1847], umožňujícího zavedení grafických záznamů do fyziologie, a na první popis Mareyova sphygmografu [1860], s nímž již byl realizova-

telný záznam externě snímaného arteriálního pulsu vhodný ke stanovení vypuzovací doby levé srdeční komory [Rivé 1866; Landois 1872; Garrod 1874; Thurston 1876]. Pro zajímavost uvádím název Bowenovy práce z roku 1904: „Changes in heart-rate, blood-pressure and duration of systole resulting from bicycling“. Zavedením simultánního záznamu elektrokardiogramu a fonokardiogramu ke karotickému pulsu na počátku 20. století bylo možné určovat též hodnoty elektromechanické systoly. První era studia systolických časových intervalů (SCI) v dnešním slova smyslu byla zahájena klasickou prací Wiggerse v roce 1921 a jejími klinickými aplikacemi Katze a Feila v letech 1923, 1924 a 1925.

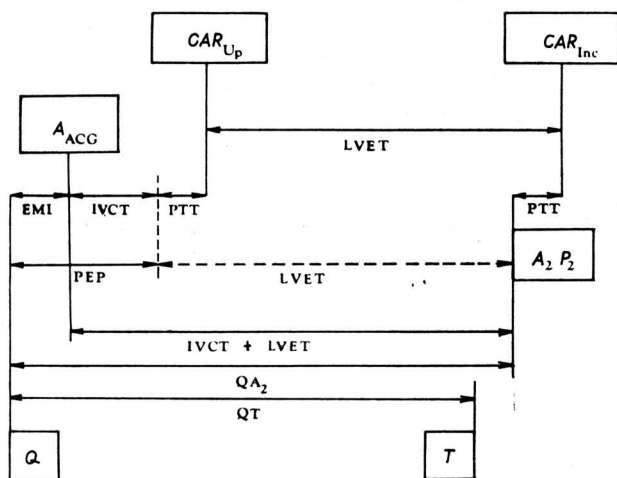
V Evropě je považován za zakladatele moderní chronometrie srdeční systoly Blumberger řadou svých prací počínaje rokem 1940 [1940; souhrn 1958]. Některé další metodické modifikace [zejména Dungern 1941; Maas 1949; Reindell, Klepzig 1949; Holldack 1951] výstižně shrnuje Meiners [1958]. S hrdostí je možno konstatovat, že významnou průkopnickou prací v oblasti systolických časových intervalů ode-

*) Předneseno ve zkráceném znění 31. 5. 1979 na Kardiologických dnech „Neinvazivní vyšetřovací způsoby v kardiologii“ v Plzni.

vzdal na konci padesátých a začátku šedesátých let řadou v odborném světě vysoce ceněných publikací čs. pracovní team Sova, Johannovská, Ježek, Tomášek, Vaništa.

Teprve na konci šedesátých let [1968 a 1969] publikovali Weissler, Harris a Schoenfeld své základní práce velmi často používané mnoha pracovními skupinami vzhledem k regresním rovnicím vhodným k individuální predikci SČI i zpracování souborů.

Současné metodické možnosti polygrafického záznamu fyziologických signálů jakožto základu pro chronometrii srdečního cyklu jsou již dosti široké (obr. 1):



Obr. 1. Blokové schéma systolických časových intervalů
CAR_{Up} — patka karotického pulsu; CAR_{Inc} — incisura karotického pulsu; A_{ACC} — patka apexkardiogramu; A₂P₂ — druhá ozva srdeční; Q, T — kmit Q a vlna T EKG

1. Simultánní záznam elektrokardiogramu, karotického pulsu a fonokardiogramu umožňuje měření těchto časových parametrů:

- intervaly RR EKG (plus srdeční frekvence);
- elektrická systola QT;
- elektromechanická systola EMS QA₂ [resp. TEMS — total electromechanical systole];
- vypuzovací doba levé komory srdeční LVET (left ventricular ejection time);
- preejekční perioda PEP;
- pulsové zpoždění aorta — a. carotis PTT (pulse transmission time);
- diastola A₂Q.

2. Při simultánním záznamu apexkardiogramu dále navíc:

- elektromechanický interval EMI (resp. EML — electromechanical lag);
- izovolumická kontrakční fáze IVCT (isovolumic contraction time);
- doba rychlého plnění RFW resp. P (rapid filling wave resp. period);
- doba pomalého plnění SFW resp. P (slow filling wave resp. period);
- diastolická plnicí vlna DFW (diastolic filling wave);
- mechanická systola TMS (total mechanical systole).

3. Při doplnění záznamem křivky 1. derivace apexkardiogramu dA/dt můžeme navíc měřit časovou a celkovou apexkardiografickou izovolumickou relaxační fází IVRT (isovolumic relaxation time).

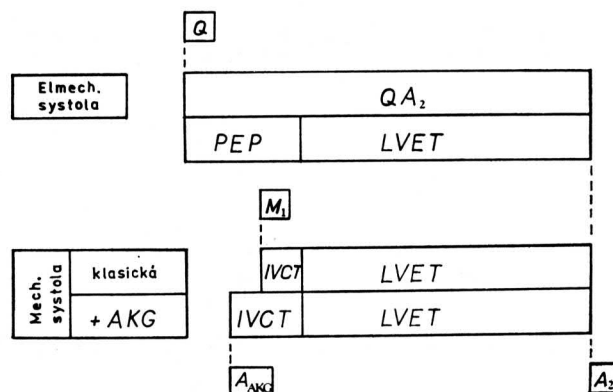
Definice elektromechanické systoly QA₂, vypuzovací doby levé komory srdeční LVET a preejekční periody PEP jsou principiálně jednotné:

QA₂ = kmit Q EKG — první vysokofrekvenční kmit aortální složky druhé ozvy fonokardiogramu

LVET = patka — incisura karotického pulsu

PEP = (výpočtem) QA₂ minus LVET (měřením) kmit Q EKG — patka karotického pulsu minus pulsové zpoždění PTT.

Jednotnou koncepci je však třeba stanovit v definici mechanické systoly a dělení PEP (obr. 2).



Obr. 2. Elektromechanická systola, mechanická systola a jejich dělení

Q — kmit EKG; M₁ — mitrální složka první ozvy srdeční; A_{AKG} — patka apexkardiogramu; A₂ — aortální složka druhé ozvy srdeční.

V době, kdy se prováděla pouze klidová chronometrie srdeční systoly, byla definice mechanické systoly a diferenciací PEP s hranicemi prvky M₁T₁ či A_{AKG} otázkou názoru nebo metodických možností. Historická definice mechanické systoly od mitrální komponenty první ozvy k aortální komponentě druhé ozvy je dávno překonána jednak známou okolností nekonstantního vztahu M₁ k počátku mechanické systoly a zejména závěry řady komplexních prací srovnávajících výsledky simultánních invazivních i neinvazivních měření.

Izovolumická kontrakční fáze IVCT je první část mechanické systoly, kdy se objem levé komory srdeční nemění — je to tedy interval od počátku kontrakce komorových svalových vláken do okamžiku, kdy nitrokomorový tlak převyší tlak v aortě a v důsledku vzniklého tlakového gradientu se otevřou aortální chlopně. Intramurální tlak levé komory stoupá až o 20 ms dříve než tlak nitrokomorový a je považován zaregistrovatelným pohybem levé ko-

mory (Tavel et al. 1965; Fabián, Epstein, Coulshed 1972; Manolas et al. 1975); časově odpovídá bodu A — patce apexkardiogramu. Tento bod je dnes jednoznačně uznáván jakožto hranice mezi elektromechanickým intervalem EMI a izovolumickou kontrakční fází IVCT a jako začátek mechanické systoly TMS (Oreškov 1965 a 1968; Spodick, Kumar 1968 a; Spodick, Kumar 1968 b; Inoue et al. 1970; Kumar, Spodick 1970; Fabián, Epstein, Coulshed 1972; Gábor, Porubszky, Kálmán 1972; Manolas et al. 1975; Johanovská 1976; Hůla, Titman 1976; aj.).

Při požadavku měření systolických časových intervalů v zátěži, resp. bezprostředně po zátěži se však při klasické koncepci IVCT může dojít k zcela absurdním výsledkům. Zkrácení PEP působením zátěže jde minimálně na vrub EMI a podstatně na vrub vlastního IVCT. Tak je v rámci staré koncepce naprosto pochopitelné, že např. Karpman popsal v roce 1963 (Karpman 1965) tzv. „syndrom hyperdynamie myokardu s úplným vymizením fáze IVCT levé komory“ a Bělina (1968) pozorovala při fyzické zátěži tento syndrom u 80 % probandů! Při měření SČI v zátěži je tedy možné používat jednoznačně pouze novější modifikace definice mechanické systoly a dělení PEP:

Mechanická systola = IVCT + LVET = časový interval od bodu A (patky) AKG k začátku aortální komponenty druhé ozvy (obr. 2). Dělení PEP (obr.3):

QM ₁ $\bar{x} = 62 \text{ ms}$		„IVCT“ $\bar{x} = 38 \text{ ms}$	
EMI $\bar{x} = 25 \text{ ms}$	IVCT $\bar{x} = 75 \text{ ms}$		
	A = 37 ms		

Obr. 3. Klasické a současné dělení preejekční periody PEP.

1. **Elektromechanický interval EMI** = časový interval od začátku kmitu Q EKG k bodu A AKG

2. **Izovolumická kontrakční fáze IVCT** = časový interval od bodu A AKG k otevření aortálních chlopní.

Praktické měření: $A_{AKG} - Car_{up}$ minus PTT. Neplatí tedy:

Mechanická systola = $M_1 - A_2$

IVCT = $M_1 - Car_{up}$ minus PTT

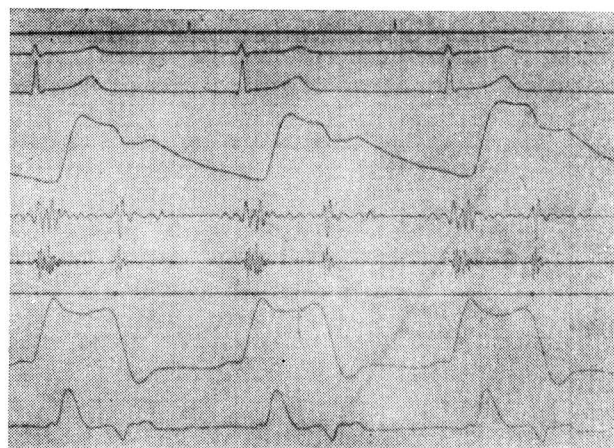
IVCT = $M_1 - A_2$ minus LVET

PEP = $QM_1 + IVCT$

Interval QM_1 vykazuje změny při některých vrozených i organických vadách srdečních, některých arytmiích i celkových onemocnění oběhového systému. Praktický význam mimo rámec chronometrie srdečního cyklu má

měření intervalu QM_1 při posuzování hemodynamické závažnosti mitrální stenózy.

Jen přehledově bývá uváděno Tafurovo (et al. 1964) dělení izovolumické kontrakční fáze IVCT na preejekční komponenty PEC (pre-ejection components) I a II (Kumar, Spodick 1970). PEC I je časový interval od patky apexkardiogramu k počátku mitrální komponenty první ozvy M_1 , PEC II od tohoto bodu k patce karotického pulsu. Vzhledem k nekonstantnímu vztahu tohoto dělicího prvku k počátku mechanické systoly nemá toto dělení praktický význam.



Obr. 4. Polygrafický záznam pro chronometrii srdeční systoly

1. kanál — II. svod EKG
2. kanál — prekordiální unipolární svod EKG z místa úderu srdečního hrotu.
3. kanál — karotický puls
- 4.—6. kanál 1., 3. a 5. frekvenční kanál fonokardiogramu
7. kanál — apexkardiogram
8. kanál — křivka 1. derivace karotického pulsu $dCar/dt$.

Při posuzování výsledků chronometrie srdeční systoly má stěžejní význam otázka korekce SČI na srdeční frekvenci. Nejběžněji užívané Weisslerovy regresní rovnice (Weissler, Harris, Schoenfeld 1968 a 1969; Weissler, Garrard 1971) se používají ve dvou formách:

a) při výpočtu predikovaných normálních intervalů pro pozorovanou srdeční frekvenci z příslušných regresních rovnic a odečtením změřeného intervalu od této hodnoty

QA ₂	muži	546 — $2,1 \times SF$	(SD = $\pm 14 \text{ ms}$)
	ženy	549 — $2,0 \times SF$	
LVET	muži	413 — $1,7 \times SF$	(SD = $\pm 10 \text{ ms}$)
	ženy	418 — $1,6 \times SF$	
PEP	muži	131 — $0,4 \times SF$	(SD = $\pm 13 \text{ ms}$)
	ženy	133 — $0,4 \times SF$	(SD = $\pm 11 \text{ ms}$)

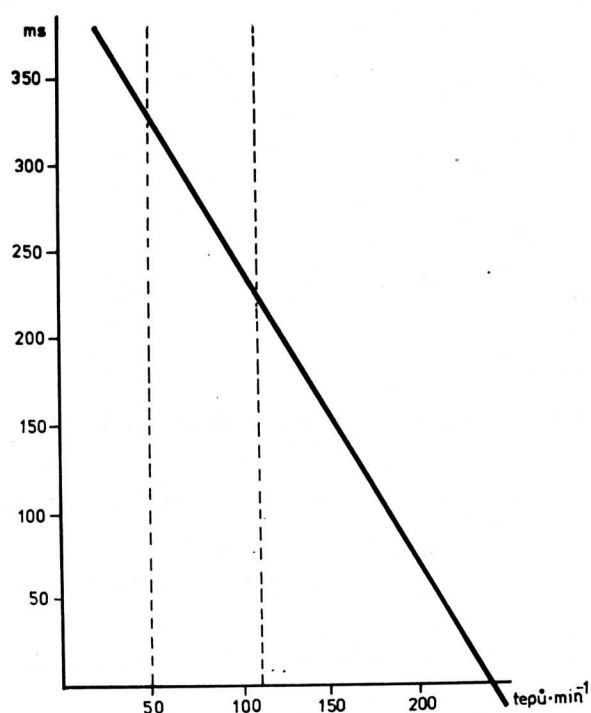
b) pro výpočet indexů STI — přičtením součinu příslušného regresního koeficientu a SF k změřenému systolickému intervalu

QA ₂ I	muži	změřená	QA ₂ + $2,1 \times SF$
	ženy	změřená	QA ₂ + $2,0 \times SF$

ETI	muži	změřená	$LVET + 1,7 \times SF$
	ženy	změřená	$LVET + 1,6 \times SF$
PEPI	muži	změřená	$PEP + 0,4 \times SF$
	ženy	změřená	$PEP + 0,4 \times SF$

Weisslerova korekce je ve skutečnosti k nulové srdeční frekvenci. V každém případě však Weisslerovy regresní rovnice vyjadřují podle autorovy specifikace (Weissler, Garrard 1971) inverzní lineární vztah mezi SČI a srdeční frekvencí v klidových podmínkách v rozsahu 50–110 $\text{tepů} \cdot \text{min}^{-1}$ (graf 1).

Graf 1. Grafické znázornění regresní rovnice pro LVET podle Weisslera, Harrise a Schoenfelda (1968, 1969).

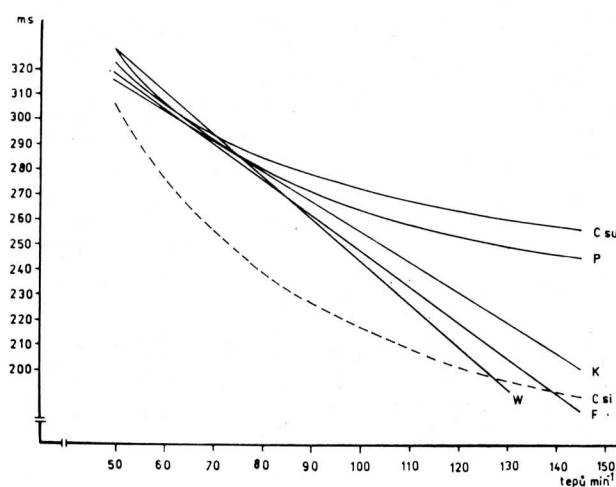


Jelikož jde o regresní přímky, došlo by se při jejich použití mimo tuto zónu k zcela absurdním hodnotám. Tak např. při srdeční frekvenci 185 $\text{tepů} \cdot \text{min}^{-1}$ by měla být LVET již pod 100 ms. Na základě našich zkušeností naprosto nemůžeme souhlasit např. s doporučením Lista a Marsonera (1976) používat Weisslerovy regresní rovnice až do hodnoty SF 120 min^{-1} . Pracovní skupina Sova, Johanovská, Ježek, Tomášek používala v mnoha publikacích v oblasti chronometrie srdeční systoly v padesátých letech korekce na srdeční frekvenci 75 min^{-1} . Při vyšších hodnotách srdeční frekvence se někdy používá nejstaršího způsobu korekce podle Bazetta, publikovaného v roce 1920 $\frac{\text{interval}}{\sqrt{RR}}$ – tedy k srdeční frekvenci

60 min^{-1} (Bravený et al. 1975; McConahay, Martin, Cheitlin 1972; Štejfá et al. 1977; Vokrouhlický 1978). Korekční systém Bazettův však stále zůstává otevřenou otázkou.

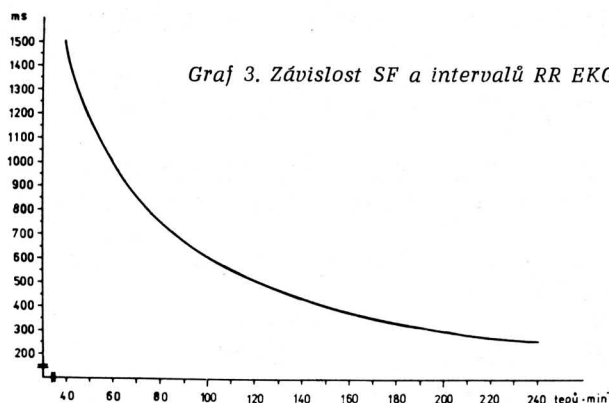
Regresní rovnice využívající hodnot intervalů RR EKG (např. Pernod et al. 1971; Cardus, Vera 1974) nejsou při grafickém vyjádření při zvyklostní stupnici v tepech $\cdot \text{min}^{-1}$ přímky, ale plankokávní křivky (hyperboly). Rozsah jejich použitelnosti může být při vyšších tepových frekvencích širší, než např. již zmíněná horní hranice 110 $\text{tepů} \cdot \text{min}^{-1}$ podle Weisslera (graf 2). Naše názory potvrdil jednoznačně na 2. kolokviu o SČI v Graal-Müritz (NDR) Belz (1979) z Wiesbadenu; prověřením velkých souborů na číslicovém počítači zjistili hyperbolickou závislost mezi SČI a SF.

Graf 2. Grafické znázornění regresních rovnic pro LVET



P — Pernod; K — Kumar; F — Fabián; W — Weissler; C su — Cardus vleže; C si — Cardus vsedě.

Stupnice v intervalech RR EKG není prozatím v praktické medicíně běžně použitelná vzhledem k nelineárnosti vztahu k srdeční frekvenci (graf 3); třídní diference 50 ms reprezentuje např. na hladině 60 $\text{tepů} \cdot \text{min}^{-1}$ 3,1 tepu, avšak 16,7 tepu mezi 133,3–150 $\text{tepů} \cdot \text{min}^{-1}$.



Graf 3. Závislost SF a intervalů RR EKG

Problematika korekce SČI na srdeční frekvenci, resp. intervaly RR EKG se dostává v současných letech do popředí zejména při stále reálnějších požadavcích na dynamickou chronometrii srdečního cyklu. Je to obdobná

situace jako před lety, kdy se ukázalo, že nález v klidovém EKG bývá u latentní anginy pectoris ve vysokém procentu negativní a že je třeba zavést do klinické praxe zátěžovou elektrokardiografii. Vícetupňové veloergometrické vyšetření nám umožňuje stanovit pracovní toleranci, pracovní kapacitu, tepovou a tlakovou reakci, vypočítat Robinsonův index (Double Product — $SF \times$ syst. tlak) a prověřit vznik nebo intenzifikaci srdečních arytmií. Při dynamické chronometrii srdečního cyklu získáváme měřením systolických časových intervalů obraz o stavu kontraktility myokardu a vypočtením Sarnoffova indexu TTI (Tension Time Index = $SF \times$ střední syst. tlak $\times$ LVET) přibližnou představu o spotřebě kyslíku v myokardu.

Cituji základní pracovní motto brněnského pracovního teamu Bravený, Štejfa, Dvořák, Zemánková, který se u nás nejdéle zabývá kontrolou SČI v zátěži vleže: „Ischemická dysfunkce levé komory se u ICHS zřetelně projeví pouze při tělesné zátěži ještě dříve, nebo aniž se vůbec objeví anginózní bolest“. V posledních letech je k dispozici řada literárních údajů o dynamické chronometrii při zátěži izometrické, při bicyklové ergometrii vleže a zejména vsedě (Pigott et al. 1971; Pouget et al. 1971; Siegel et al. 1972; McConahay, Martin,

Cheitlin 1972; Spodick, Pigott 1973; Lindquist, Spangler, Blount 1973; Cardus, Vera 1974; Maher et al. 1974; Manchanda, Maher, Cymerman 1975; Quarry, Spodick 1974; Bravený et al. 1975; Lance, Spodick 1975; Balasubramanian et al. 1975; Bravený et al. 1976; Schubert, Römer, Henssge 1977; Štejfa et al. 1977; Wolfe et al. 1978).

Některé autorské skupiny stanovily pro své soubory (přímkové) regresní rovnice pro LVET nejen pro klidové podmínky, ale i pro zátěž jedno- i dvoustupňovou (Lindquist, Spangler, Blount 1973; Maher et al. 1974; Manchanda, Maher, Cymerman 1975); při jejich grafickém vyjádření je zřejmé, že se podstatně liší — vzhledem k odlišnosti souborů, délce i hodnotě zátěží i event. metodické nejednotnosti. Cardus a Vera (1974) definují regresní rovnice využívající intervalů RR EKG pro klid vleže, klid vsedě, zátěž vsedě a restituci. Plankonkávní tvar zátěžové křivky se jeví z hlediska fyziologické interpretace optimálním proložením regresních přímek pro dvoustupňové zátěže (graf 4).

V historii chronometrie srdeční systoly v průběhu několika desetiletí se používaly různé kvocienty systolických parametrů:

Tab. 1

Tab. 1. Kvocienty systolických časových intervalů

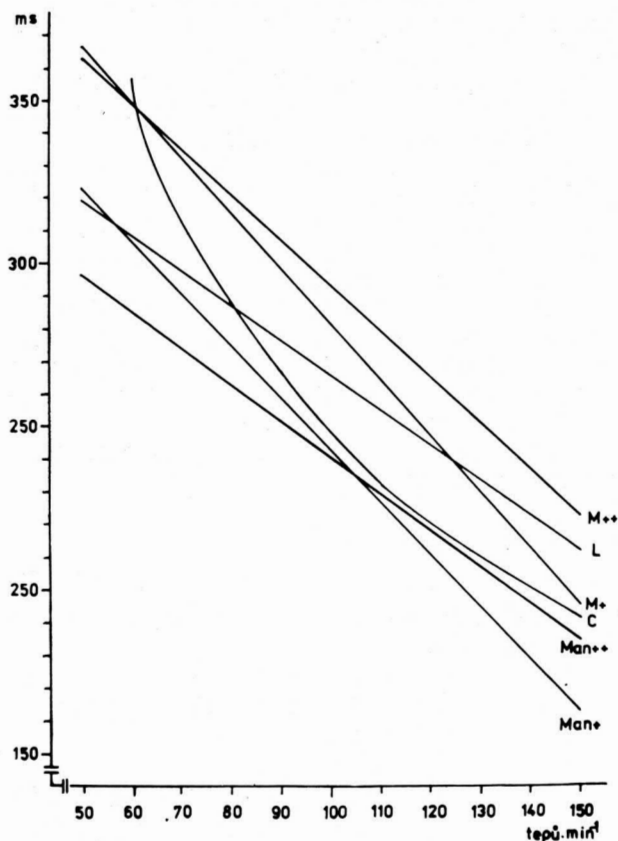
Kvocient	Autor
QA ₂ /QT	Kühns
LVET/PEP	Blumberger
LVET/M ₁ A ₂	Ježek
LVET/IVCT	Spodick
LVET/QA ₂	Castillo
PEP/LVET	Weissler

Většina z nich se již přežila, úspěšně se však používá pouze kvocient Weisslerův PEP/LVET — ve skutečnosti reciproční kvocient Blumbergerův. Weisslerův kvocient nám poskytuje výborné služby, neboť jeho diapazon je při normální funkci levé komory srdeční relativně konstantní a je minimálně ovlivňován srdeční frekvencí a pohlavím.

Diference v hodnotách elektromechanické systoly mohou způsobovat různé alternativy používaného svodu EKG — cituji základní modifikace udávané různými pracovními teamy:

- II. svod,
- I. svod,
- Belletův svod D-S,
- Geddesův svod M-X,
- svod CS₅,

Graf 4. Grafické znázornění regresních rovnic pro LVET v zátěži



M++ = Maher max. zátěž; M+ = Maher submax. zátěž; L = Lindquist; C = Cardus; Man++ = Manchanda značná zátěž; Man+ = Manchanda mírná zátěž.

- svod CF_5
- bipolární svod z přední stěny hrudníku,
- V_5 nebo V_6 ,
- $V_1 - 3$,
- standardní končetinový svod s nejvýraznějším kmitem Q,
- II. nebo prekordiální svod s nejjasnějším začátkem komorové depolarizace,
- standardní nebo zvětšený končetinový svod s nejčasnější komponentou QRS.

Řada těchto definic však neodpovídá teoretickému začátku elektromechanické systoly, tzn. nejčasnějšímu začátku komorové skupiny QRS. Při chronometrii srdečního cyklu jsme pořídili mnoho simultánních záznamů standardního II. končetinového svodu a prekordiálního svodu z oblasti úderu srdečního hrotu a zjistili jsme v řadě případů diferenci 10–15–20 ms. V praxi to může znamenat, že při měření dostáváme větší či menší hodnotu QA_2 a PEP. Je-li např. PEP výrazně prodloužena nad hranici plus 2 s a kvocient PEP/LVET je výrazně zvětšen nad úroveň plus 2 s, posunou se nám při použití kratší QA_2 hodnoty PEP i kvocientu PEP/LVET do „normy“ na úroveň kolem plus 1 s. K obdobné diferenciaci může dojít při zkrácení PEP např. při hypertyreóze.

Stejně tak nejsou standardně používány jednotné metodiky odečítání začátku prvního vysokofrekvenčního kmitu aortální komponenty II. ozvy a odečítání LVET ze záznamu karotického pulsu. To se týká jak definic počátku strmého vzestupu anakrotické části křivky, tak i konce ejekce, kde některá pracoviště používají podle Carduse a Very (1974) vertikály z tečny v konečné části descendentního raménka před incisurou — tím se dostávají u LVET hodnoty v průměru o 10 ms kratší a tím o 10 ms delší hodnoty PEP; což není málo, protože to je právě podle Weisslera směrodatná odchylka pro LVET a podstatná část směrodatné odchylky pro PEP (13 ms pro muže, 11 ms pro ženy). Vokrouhlický (1978), Hůla a Titman (1976) aj. mají pravdu v závěrech svých publikací z této oblasti, že totiž „je nezbytné stanovit regresní rovnice pro vlastní soubory“ právě proto, že existuje vedle možných diferencí daných elektronickým řetězcem nejednotnost přesných metodických přístupů. Není však dobře představitelné, že by se rozpětím hodnot SČI podstatně lišily kontrolní soubory na klinických pracovištích. Od průměru zdravých, ale většinou málo trenovaných probandů se mohou odlišovat výběrové soubory trenovanější — sportovci, výkonní letci apod.

Metodika chronometrie srdeční systoly se začíná uplatňovat i v leteckém lékařství (Pernod et al. 1971; Manchanda, Maher, Cymerman 1975; Balasubramanian et al. 1975; Dökössy, Remes, Hideg 1976; Colin, Carré, Amoretti 1978) a kosmickém lékařství (Kosmické polety 1976; Degtjarev et al. 1978; Fatenkov, Jurčenko 1978).

Systolické časové intervaly jsou ovlivňovány:

- srdeční frekvencí;
- změnou polohy těla;
- fyzickou zátěží;
- denní dobou;
- příjmem stravy;
- výraznějšími změnami emočního stavu;
- pohlavím;
- věkem;
- farmaky — vazopresoriky,
 - srdečními glykosidy,
 - betablokátory,
 - amylnitritem aj.

Působení na systolické časové intervaly je propracováno u těchto onemocnění:

- ICHS,
- AIM,
- systémová hypertenze,
- myokarditis, kardiomyopatie,
- idiopatická hypertrofická subaortální stenóza,
- konstriktivní perikarditis,
- arytmie,
- blok levého raménka,
- endokrinní onemocnění,
- genetická onemocnění.

Problematika všech uvedených oblastí ovlivňování systolických časových intervalů je rozpracována v bohatém spektru literárních údajů. U nás ji souhrnně podali ve svých monografiích zejména Kozák (1973), Sova (1975) a Fabián (1973). Rozbor této problematiky však není předmětem tohoto sdělení.

Základním přístrojovým předpokladem pro plnohodnotný záznam potřebného spektra fyziologických signálů je šesti — nebo lépe osmikanálový polygraf vybavený speciálními předzesilovači, adaptéry a snímací technikou s napojeným vícekanálovým osciloskopem. Současná optimální kompletace je osmikanálový MINGOGRAF 82 ELEMA s šestikanálovým osciloskopem OPD 601 TESLA. Ukázka polygrafického záznamu je na obr. 4.

Požadavek osmikanálového polygrafu není zdaleka přehnaný:

1. kanál EKG
2. kanál karotický puls
3. kanál 1. derivace karotického pulsu $dCar/dt$
4. kanál FKG — středofrekvenční kanál pro odečítání A_2
5. kanál FKG — nízkofrekvenční kanál pro kontrolu IV. a III. ozvy (při zátěži nebo farmakologickém ovlivnění)
6. kanál — apexkardiogram
7. kanál 1. derivace apexkardiogramu dA/dt
8. kanál normalizovaná 1. derivace apexkardiogramu $dA/dt/A$

Nezbývají již volné kanály pro pomocný kanál $dA/dt/A$ s identifikačními pulsy, pro další

(srovnávací) svod EKG, vř. kanál fonokardiogramu pro detekci některých šelestů (insuficience aortálních a pulmonálních chlopní) apod.

Aplikace snímačů se prověří na osciloskopu. Vlastní záznam je výhodné provádět postupně 3 různými rychlostmi posunu registračního papíru:

- při rychlosti $25 \text{ mm} \times \text{s}^{-1}$ se upraví parametry zesílení, resp. filtrace jednotlivých zesilovacích kanálů a event. diferenciátorů;
- rychlost $50 \text{ mm} \times \text{s}^{-1}$ je nejvýhodnější pro morfologické posouzení apexkardiogramu, fonokardiogramu a karotického pulsu;
- rychlostí $100 \text{ mm} \times \text{s}^{-1}$ se provede záznam pro vlastní měření parametrů srdečního cyklu.

Při vhodném uspořádání elektronického řetězce lze SČI s výhodou měřit a zpracovávat na číslicovém počítači. V drážďanské lékařské akademii již pracují s účelově zkonstruovaným zařízením pro elektronickou úpravu a zpracování SČI (Schubert 1978; Henssge, Schubert 1978).

Švýcarská firma AVL AG für Elektromedizin dodává přístroj MYOCARD CHECK AVL 970, na jehož vstup se z pacienta přivádějí signály elektrokardiogramu, fonokardiogramu a karotického pulsu; po zesílení lze křivky kontrolovat na 3kanálovém osciloskopu, automaticky se měří intervaly RR EKG, elektromechanická systola QA_2 , vypuzovací doba levé komory srdeční LVET, odečtením se získává hodnota preejekční periody PEP a vypočítá se kvocient PEP/LVET. Uvedených 5 hodnot (SF, QA_2 , LVET, PEP, PEP/LVET) se indikuje na digitálním display a tiskne se na papírový pásek.

U nás se zpracovává metodika strojového měření a vyhodnocování SČI v Institutu klinické a experimentální medicíny v Praze. Winter a Guttenbergerová vyvinuli již v roce 1975 metodiku a programový systém; v současné době se ověřuje mobilní přístrojová kompletace se zesilovači a magnetofonem (čtyřstopý cívkový TANDBERG určený přímo pro lékařské účely anebo kazetový SONY se speciálním modulačním a demodulačním zařízením). Signál z magnetického pásu se zpracovává off-line na číslicovém počítači (Winter, Křišťan 1978).

Závěr

Na základě současných přístrojových možností daných rozvojem lékařské elektroniky a na základě průkazných srovnávacích prací s invazivním měřením je možno jednoznačně konstatovat, že chronometrie srdečního cyklu v klidu a zejména v zátěžových podmínkách se jeví jako velmi perspektivní neinvazivní metodika, podávající významnou doplňkovou informaci o stavu kontraktility myokardu levé srdeční komory. Z hlediska srovnatelnosti výsledků různých pracovních skupin je nezbytná určitá koncepční unifikace a standardizace me-

todických snímacích, registračních, měřicích a korekčních prvků. V tomto směru je zaměřeno v rámci metodického výzkumného úkolu úsilí zainteresovaných pracovníků IKEM s přizvanými odborníky z jiných ústavů.

V oblasti chronometrie srdečního cyklu, zejména dynamické, je nezbytné stanovit (Hospodář 1979):

1. jednotnou koncepci pojmu mechanická systola — tzn. od patky AKG k aortální složce druhé ozvy,
2. jednotné dělení PEP na EMI a IVCT a standardizovat
3. referenční svod EKG,
4. odečítání začátku aortální složky druhé ozvy,
5. frekvenční kanál fonokardiogramu,
6. odečítání LVET z karotického pulsu,
7. časové konstanty komplexních elektronických řetězců karotického pulsu a apexkardiogramu,
8. event. frekvenční parametry diferenciátorů pro 1. derivaci signálu karotického pulsu ($dCar/dt$) a apexkardiogramu (dA/dt) a pro normalizovanou 1. derivaci apexkardiogramu ($dA/dt/A$),
9. koncepci korekce SČI na srdeční frekvenci, resp. intervaly RR EKG pro vyšetřování statické i dynamické vsedě nebo vleže, pro potřebné úrovně zátěže, muže a ženy a určené věkové soubory trenované a netrenované.

Souhrn

Uvedeny všechny současné možnosti polygrafického záznamu jakožto základu pro chronometrii srdečního cyklu. Pro měření systolických časových intervalů v zátěži jednoznačně doporučeno používat pouze novější definice mechanické systoly a dělení preejekční periody. Uvedeny různé způsoby korekce SČI na SF, základní prvky nejednotnosti metodických přístupů, nejvhodnější přístrojové vybavení a prvé realizace strojového měření a vyhodnocování SČI. Z hlediska srovnatelnosti výsledků různých pracovních skupin poukázáno na nezbytnost koncepční unifikace a standardizace metodických snímacích, registračních, měřicích a korekčních prvků.

Literatura

- Balasubramanian, V. - Kaushik, V. S. - Manchanda, S. C. - Sujoy, B. R.: Effects of High Altitude Hypoxia on Left Ventricular Systolic Time Intervals in Man. Brit. Heart J., 37, 1975, č. 3, s. 272—276.
- Bazett, H. C.: An Analysis of Time-Relations of Electrocardiograms. Heart, 7, 1920, č. 4, s. 353—370.
- Bělina, O. N.: Issledovanie električeskich i mehaničeskich projavlenij serdečnoj deĭatel'nosti u sportsmenov v uslovijach napražnenoj myšečnoj raboty. Autoreferat kand. dissertacii 1968. In: Degtjarev, V. A. - Kalmykova, N. D.: Osobennosti formirovanija anakrotičeskoj časti sfigmogrammy sonnoj arterii i nedostatky polikar-

diografického metodu opredelenija faz serdečnogo cikla. *Medicina*, 1970, č. 3, s. 126—131.

Belz, G.: Die systolischen Zeitintervalle als Messmethode zur Pharmakodynamik der Herzglykoside. 2. Kolloquium Systolische Zeitintervalle, Graal-Müritz 1979.

Blumberger, K.: Die Anspannungszeit und Austreibungszeit beim Menschen. *Arch. Kreisl.-Forsch.*, 6, 1940, s. 203—292.

Blumberger, K.: Die Herzdynamik in der klinischen Diagnostik. In: *Kreislaufmessungen*. Red. A. Weber, K. Blumberger. Mnichov-Gräfelfing, Werk-Verlag Dr. E. Banaschewski 1958, s. 99—128.

Bravený, P. - Dvořák, I. - Štefja, M. - Zemánková, J.: Rozbor systolických intervalů v průběhu zátěžového testu u pacientů s AP. *Čas Lék. čes.*, 114, 1975, č. 16, s. 484—490.

Bravený, P. - Dvořák, I. - Štefja, M. - Zemánková, J.: Zátěžová polygrafie u ischemické choroby srdeční. In: *Užití zátěžových testů v klinice kardiopulmonálních onemocnění v pracovním a tělovýchovném lékařství*. Abstrakta. IV. Kadlecovy dny fyziologie a patologie dýchání 7.—8. 10. 76, Praha, s. 31.

Cardus, D. - Vera, L.: Systolic Time Intervals at Rest and during Exercise. *Cardiology*, 59, 1974, s. 133—153.

Colin, J. - Carré, R. - Amoretti, R.: Impédance électrique à mécanographie, méthodes d'investigation cardiovasculaire en médecine aéronautique. *Méd. Aéronaut. et Spatiale, Méd. Subaquat. et Hyperbare*, 17, 1978, č. 65, s. 13—20.

Degtjarev, V. A. - Dorošev, V. G. - Kalmykova, N. D. - Kirillova, Z. A. - Lapšina, N. A. - Lepskij, A. A. - Ragozin, V. N.: Issledovanie gemodinamiki i fazovoj struktury serdečnogo cikla u ekipaža „Saljut-4“. *Kosmičeskaja Biol.*, 12, 1978, č. 6, s. 9—14.

Dőkössey, J. - Remes, P. - Hideg, J.: Mechanografičeskije issledovanija pri uslovijach položitel'nogo vnutrilegočnogo davljenja. Konferencija po aviacionnoj medicině, Varna 1976, s. 1—25.

Fabián, J.: Současné diagnostické možnosti u ischemické choroby srdeční. In: *Novinky v medicíně* (2). Praha, Avicenum 1973, s. 3—68.

Fabian, J. - Epstein, E. J. - Coulshed, N.: Duration of Phases of Ventricular Systole Using Indirect Methods. I: Normal subjects. *Brit. Heart J.*, 34, 1972, s. 874—881.

Fatenkov, V. N. - Jurčenko, A. A.: Vlijanije nervno-emocional'nogo stressa na serdečno-sosudistuju sistem. *Voj. med. Ž.*, 1978, č. 10, s. 55—58.

Gábor, G. - Porubszky, I. - Kálmán, P.: Determination of Systolic Time Intervals Using the Apex Cardiogram and Its First Derivative. *Amer. J. Cardiol.*, 30, 1972, č. 3, s. 217—221.

Henssge, R. - Schubert, D.: Automatisierte Informationsverarbeitung der systolischen Zeitintervalle. *Z. ges. inn. Med.*, 33, 1978, č. 12, s. 399—403.

Hospodář, J.: Derzeitige methodische Aspekte der unblutigen Chronometrie der Herzsysteme. 2. Kolloquium Systolische Zeitintervalle, Graal-Müritz 1979.

Hůla, J. - Titman, O.: Normální hodnoty důležitých systolických časových intervalů. *Čas. Lék. čes.*, 115, 1976, č. 6, s. 177—181.

Inoue, K. - Young, G. M. - Grierson, A. L. - Smulyan, H. - Eich, R. H.: Isometric Contraction Period of the Left Ventricle in Acute Myocardial Infarction. *Circulation*, 42, 1970, č. 1, s. 79—90.

Johanovská, K.: Význam apexokardiogramu a jiných grafických metod v diagnostice neobstrukčních kardiomyopatií. Habilitační práce. Praha 1976. 165 s. — Universita Karlova. Fakulta všeobecného lékařství (II. int. klin.). Karpman, V. L.: Fazovyy analiz serdečnoj dejatel'nosti. Moskva, *Medicina* 1965. 276 s.

Kosmičeskije polety na korabljach „Sojuz“, Red. O. G. Gagenko, L. I. Kakurin, A. G. Kuzněčov. Moskva, *Nauka* 1976. 416 s.

Kozák, P.: Vyšetřování srdeční dynamiky nepřímými metodami. Praha, Avicenum 1973. 223 s.

Kumar, S. - Spodick, D. H.: Study of the Mechanical

Events of the Left Ventricle by Atraumatic Techniques: Comparison of Methods of Measurement and their Significance. *Am. Heart J.*, 80, 1970, č. 3, s. 401—413.

Lance, V. Q. - Spodick, D. H.: Constant-Load Versus Heart Rate-Targeted Exercise: Responses of Systolic Intervals. *J. Appl. Physiol.*, 38, 1975, č. 5, s. 794—800.

Lindquist, V. A. Y. - Spangler, R. D. - Blount, S. G.: A Comparison between the Effects of Dynamic and Isometric Exercise as Evaluated by the Systolic Time Intervals in Normal Man. *Amer. Heart J.*, 85, 1973, č. 2, s. 227 až 236.

List, W. F. - Marsoner, H.: Die Messung der Systolischen Zeitintervalle als Parameter für die Myocardfunktion. In: *Wissenschaftliche Vorträge 1. Jahrestagung Österreichische Gesellschaft für Biomedizinische Technik*, Graz, 19. bis 22. Mai 1976, s. 58—61.

Maher, J. T. - Beller, G. A. - Ransil, B. J. - Hartley, L. H.: Systolic Time Intervals during Submaximal and Maximal Exercise in Man. *Amer. Heart J.*, 87, 1974, č. 3, s. 334—342.

Manchanda, S. C. - Maher, J. T. - Cymerman, A.: Cardiac Performance during Graded Exercise in Acute Hypoxia. *J. Appl. Physiol.*, 38, 1975, č. 5, s. 858—862.

Manolas, J. - Rutishauser, W. - Wirz, P. - Arbenz, U.: Time Relation between Apex Cardiogram and Left Ventricular Events Using Simultaneous High-Fidelity Tracings in Man. *Brit. Heart J.*, 37, 1975, s. 1263—1267.

McConahay, D. R. - Martin, C. M. - Cheitlin, M. D.: Resting and Exercise Systolic Time Intervals. Correlation with Ventricular Performance in Patients with Coronary Artery Disease. *Circulation*, 45, 1972, č. 3, s. 592—601.

Meiners, S.: Messmethoden zur Analyse der Herz- und Kreislaufdynamik. In: *Kreislaufmessungen*. Red. A. Weber, K. Blumberger. Mnichov-Gräfelfing, Werk-Verlag Dr. E. Banaschewski 1958, s. 84—98.

Oreškov, V. I.: Indirect Measurement of Isovolumetric Contraction Time on the Basis of Polygraphic. *Cardiologia (Basel)*, 47, 1965, č. 5, s. 315—322.

Oreškov, V. I.: Phasic Analysis of Cardiac Cycle on the Basis of Polygraphic Tracing. Apex Cardiogram, Phonocardiogram and Carotid Tracing. *Jap. Heart J.*, 9, 1968, č. 4, s. 332—338.

Pernod, J. - Carré, R. - Colomer, J. P. - Kermarec, J.: Étude statistique de l'influence du rythme, du sexe et de l'âge sur la durée de l'éjection du carotidogramme. *Arch. Mal. du Cœur*, 64, 1971, č. 1, s. 57—68.

Pigott, V. M. - Spodick, D. H. - Rectra, E. H. - Khan, A. H.: Cardiocirculatory Responses to Exercise: Physiologic Study by Non-Invasive Techniques. *Amer. Heart J.*, 82, 1971, č. 5, s. 632—641.

Pouget, J. M. - Harris, W. S. - Mayron, B. R. - Naughton, J. P.: Abnormal Responses of the Systolic Time Intervals to Exercise in Patients with Angina Pectoris. *Circulation*, 43, 1971, č. 2, s. 289—298.

Quarry, V. M. - Spodick, D. H.: Cardiac Responses to Isometric Exercise. Comparative Effects With Different Postures and Levels of Exertion. *Circulation*, 49, 1974, č. 5, s. 905—920.

Schubert, D. - Römer, B. - Henssge, R.: Herzzeitwerte unter physischer Belastung. Kongress der Gesellschaft der biomedizinischen Technik der DDR, Leipzig 1977.

Siegel, W. - Gilbert, Ch. A. - Nutter, D. O. - Schlant, R. C. - Hurst, J. W.: Use of Isometric Handgrip for the Indirect Assessment of Left Ventricular Function in Patients with Coronary Atherosclerotic Heart Disease. *Amer. J. Cardiol.*, 30, 1972, č. 1, s. 48—54.

Sova, J.: EKG a jiné grafické metody v kardiologické praxi. Praha, Avicenum 1975. 303 s.

Spodick, D. H. - Kumar, S.: Isovolumetric Contraction Period of the Left Ventricle. *Am. Heart J.*, 76, 1968 a, č. 4, s. 498—503.

Spodick, D. H. - Kumar, S.: Electromechanical Lag of the Left Ventricle. *Cardiovasc. Res.*, 2, 1968 b, č. 4, s. 338 až 340.

Spodick, D. H. - Pigott, V. Q.: Effects of Posture on Exercise Performance-Measurement by Systolic Time Intervals. *Circulation*, 48, 1973, č. 1, s. 74—78.

- Štefja, M. - Bravený, P. - Dvořák, I. - Zemánková, J.: A Noninvasive Study of the Response of Ischemic Heart to Exercise. *Europ. J. Cardiol.*, 6, 1977, č. 4, s. 259—270.
- Schubert, D.: Osobní sdělení v rámci odborné konference Sekce biotelemetrie Společnosti pro biomedicínskou techniku NDR v Bad Schandau, 1978.
- Tafur, E. - Cohen, L. S. - Levine, H. D.: The Normal Apexcardiogram. Its Temporal Relationship to Electrical, Acoustic and Mechanical Cardiac Events. *Circulation*, 30, 1964, č. 2, s. 381—391.
- Tavel, E. T. - Campbell, R. W. - Feigenbaum, H. - Steinmetz, E. F.: The Apexcardiogram and its Relationship to Haemodynamic Events within the Left Heart. *Brit. Heart J.*, 27, 1965, č. 6, s. 829—839.
- Vokrouhlický, L.: Systolické a diastolické intervaly u normálních jedinců. *Lékařské Zprávy* (Hradec Králové), 24, 1979, č. 1—2, s. 1—8.
- Weissler, A. M. - Garrard, C. L. Jr.: Systolic Interlic Time Intervals in Heart Failure in Man. *Circulation*, 37, 1968, č. 2, s. 149—159.
- Weissler, A. M. - Harris, W. S. - Schoenfeld, C. D.: Bed-side Technics for the Evaluation of Ventricular Function in Man. *Am. J. Cardiol.*, 23, 1969, č. 4, s. 577—583.
- Weissler, A. M. - Garrard, C. L. Jr.: Systolic Time Intervals in Cardiac Disease I. *Mod. Conc. Cardiovasc. Dis.*, 40, 1971, č. 1, s. 1—4.
- Winter, Z. - Guttenbergerová, K.: Strojová identifikace systolických intervalů u tepových křivek. Příspěvek k hodnocení srdečního výkonu neinvazivní metodou. *Knižnice odborných a vědeckých spisů VUT v Brně*, 1975, sv. B-57, s. 183—192.
- Winter, Z. - Křišťan, L.: Osobní sdělení v rámci konzultace v IKEM, 1978.
- Wolfe, L. A. - Cunningham, D. A. - Davis, G. M. - Rechnitzer, P. A.: Reliability of Noninvasive Methods for Measuring Cardiac Function in Exercise. *J. Appl. Physiol.-Respir. Environ.*, 44, 1978, č. 1, s. 55—58.