

616.12—073.97/612.014.421.81]

ELEKTRODOVÉ SYSTÉMY PRO DLOUHODOBÉ SNÍMÁNÍ EKG, RESP. TEPOVÉ FREKVENCE ZA NEKLIDOVÝCH PODMÍNEK

Plukovník MUDr. Jan HOSPODÁŘ, CSc.

Ústav leteckého zdravotnictví v Praze

Monitorování základních fyziologických parametrů za neklidových podmínek a po dlouhé časové úseky, jež bylo dříve doménou fyziologů, pracovníků a tělovýchovných lékařů, se v posledních letech dostává rovněž do zájmové oblasti řady klinických oborů. Uvedená problematika zejména při fyzických zátěžích většího stupně není zdaleka tak jednoduchá, jak by se na první pohled mohlo zdát. Zkušenosti různorodých pracovišť jednoznačně ukazují, že při připojení jakéhokoliv elektronického agregátu na živý organismus je za neklidových podmínek zdrojem nesnází ve většině případů variabilita soustavy snímač - biologický objekt podmíněná např. u snímacích elektrod řadou vedlejších faktorů, jako jsou polarizační jevy, vznik elektrického článku, difúzní potenciály a zejména podstatné změny přechodového odporu způsobující četné artefakty, jež vedou ke špatné čitelnosti až znehodnocení záznamu nebo nemožnosti dalšího elektronického a strojního zpracování signálu. Proto je třeba věnovat vždy maximální pozornost vlastnímu snímání fyziologických parametrů — výběru vhodných svodů, elektrodového media a zejména vlastních snímacích elektrod. Méně zainteresovanému pracovníku by se mohlo zdát, že snímací elektroda je v rámci současných lékařsko-elektronických možností

zanedbatelný a tudíž nadměrně propagovaný detail. Pravdou je však pravý opak. Elektroda je zejména při monitorování EKG za neklidových podmínek z hlediska vstupních artefaktů prokazatelně nejdůležitějším článkem celého měřicího řetězce, jehož nespolehlivou funkci nelze žádným dalším elektronickým zapojením kompenzovat. Proto se také této otázce věnuje na celém světě velká pozornost a v odborné literatuře se objevuje stále značné množství prací.

Cílem článku je podat čtenáři přehled o současném stavu problematiky elektrod pro dlouhodobé snímání EKG, resp. tepové frekvence za neklidových podmínek. Ostatní aspekty — zejména otázky bezprostřední aplikace elektrod ve vhodných svodech při laboratorní i terénní praktické činnosti hodláme uvést v dalším článku.

Běžné komerční destičkové snímací elektrody zhotovené většinou z nekorodující oceli nebo stříbra jsou dobře použitelné pro snímání EKG za klidových podmínek jednorázově během krátkého časového úseku (např. běžný klinický provoz, vyšetřování při lékařském výběru apod.). Pro snímání EKG za neklidových podmínek jsou zcela nevhodné, protože jsou relativně velké, těžké, nejsou ploché a potřebují základní fixaci děrovanými pryžovými pásky s upínacími knoflíky a připojení většinou banánkovými konektory.

EKG elek- trody pro vyšetřování	statické	s přímým kontaktem	končetinové destičkové	
			hrudní přísavné	
			speciální	
	destičkové		(Ag, nekorodující ocel)	
	pohárkové			
	síťkové (nekorodující ocel, zlacené, rhodiované)			
	z vodivé pryže			
	z vodivé plastické hmoty			
	pro jedno použití			
	s chem. můstky			
	sprayové			
	„suché“ hrotové			
	balzové			
	polovodičové			
	dynamické	plovoucí	polarizovatelné (Ag, nekorodující ocel)	
			nepolarizovatelné (Ag-AgCl)	
		bezkontaktní (s kapacitní vazbou)		

Rozdělení povrchových elektrod pro snímání EKG

Nehodí se rovněž ani pro dlouhodobé klidové vyšetření, neboť elektrodová pasta nebo gel poměrně brzy vysychají a enormně stoupá přechodový odpor elektroda — kůže.

Prísavné elektrody jsou vhodné jen pro krátkodobé použití i za neklidových podmínek; při delší aplikaci hrozí, jak je známo, odtržení epidermis a tvorba puchýřů.

Pro snímání EKG při tělesné zátěži se používalo a používá velké množství různých verzí lehkých elektrod destičkových, sítkových a nejčastěji pohárkových z různého materiálu. Fixují se přímým lepením okraje ke kůži, lepením jejich překrytí z látky nebo fólie plastické hmoty, nastříknutím filmu rychle schnoucí akrylátové spraye typu našeho Akutolu a různými alternativami fixačních pásů. Dokonalý styk s kůží se řeší použitím různých typů komerčních i speciálních elektrodových past a gelů, řidčeji obalením gázou nebo podložním filtračním papírkem, nasycenými vhodným kapalným elektrolytem.

Zkušenosti mnoha desítek pracovišť však ukázaly, že při dlouhodobém snímání EKG za pracovních podmínek je možné používat speciální elektrodové systémy, splňující řadu zvláštních předpokladů, které nejsou běžné při klasickém klidovém či krátkodobém snímání v klinické a laboratorní praxi.

Nevhodné jsou především elektrody z kovů vyznačujících se ve spojení s elektrodovou pastou nebo gelem vznikem vysokých polarizačních potenciálů a povrchovou korozí. Z klasických materiálů jsou optimální nekorodující slitiny obsahující většinou Ni, Cr a Mo, chlorované stříbro a zejména sintrované terčiky Ag-AgCl.

Z neběžných alternativ elektrod pro snímání EKG za neklidových podmínek stojí za zmínku „suché“ elektrody, balzové elektrody a „samonosné“ elektrody ze suspenze stříbra v koloidu.

Marko (1961) používal při laboratorní radiotelemetrii „suché“ stříbrné elektrody umístěné na hrudním fixačním pásu. Miller (1961) uváděl při popisu jednoho ze systémů navržených pro monitorování fyziologických hodnot kosmonautů snímání EKG suchými sítkovými elektrodami přitlačovanými ke kůži k zajištění kontaktu podložkami z mořské houby.

Jenkner (1967) pokrývá klasické EEG elektrody vrstvičkou elektricky vodivé silikonové gumy Silastic S-2086 a získává údajně velmi výhodné, pro pacienta pohodlné (měkké) snímací elektrody použitelné bez jakékoli přípravy kůže a bez elektrodové pasty či gelu. Tyto elektrody nekloužou, protože použitý materiál je lehce adhezivní, jejich odpor se neliší od běžně používaných typů, materiál se hodí rovněž pro EKG a jiné elektrody.

Jiné adaptace suchých elektrod z metalizovaného nylonu používali při radiotelemetrickém přenosu Bergey a spol. (1968). Podle jejich zkušeností zajistila dostatečnou vodivost během 15–20 minut normální perspirace; pouze při požadavku okamžité funkce doporučovali navlhčeni malým množstvím fyziologického roztoku.

Zvláštní verzi suchých elektrod vyvinul Lewes

(1966; Lewes a Hill 1967). Na základě zjištění, že stratum corneum má největší podíl na kožním odporu, zkonstruoval několik verzí kovových elektrod s mnoha vyčnívajícími hroty (původně vyrobeny z kuchyňského struhadla), jež bez jakékoli přípravy kůže a bez pasty nebo gelu přikládal a fixoval přímo na kůži. Snížení přechodového odporu dosahoval tak proniknutím mnoha hrotů kovové elektrody skrze stratum corneum.

Velmi zajímavá je koncepce „suchých“ elektrod z balzových destiček saturovaných ve vakuu nasyceným roztokem LiCl. Výsledky prvních měření s takovými elektrodami publikovali v roce 1962 Fischmann a spol. z klinického pracoviště na Novém Zélandě. Používali je dvojím způsobem — namísto elektrodové pasty, kdy balzové destičky nasycené LiCl byly vkládány mezi kovové elektrody a kůži, a namísto pasty i vlastních kovových elektrod, kdy přímo z balzových elektrod přiložených na kůži vedly přírodní kablíky. Autoři však před aplikací elektrod čistili alkoholem kůži a zvyšovali její vodivost vtíráním elektrodové pasty. Výsledky měření v této adaptaci neprokázaly rozdíly ve srovnání s klasickými kovovými destičkovými elektrodami s pastou nebo gelem. Vzhledem k velmi dlouhé době použitelnosti tohoto typu suchých elektrod byla uvedena nadějná metodika později rozpracována na vojenském pracovišti v USA (Adams a spol. 1967). Podrobněji byly publikovány výsledky měření se suchými balzovými elektrodami aplikovanými až měsíc bez jakékoli přípravy kůže Richardsonem a spol. (1968). Vzhledem k velké variabilitě mezi elektrodovým odporem během několikátýdenní aplikace bylo však nutno vyvinout speciální zesilovač s vysokou vstupní impedancí blízkou 1000 megaohmů.

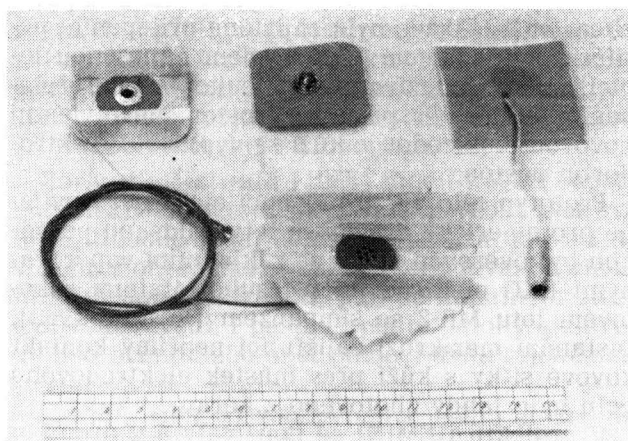
Současné verze balzových elektrod nasycených LiCl jsou velmi perspektivní pro některé lékařské obory, zejména např. pro kosmické lékařství z hlediska jednoduché aplikace přímo vyšetřovanou osobou — bez jakéhokoliv očištění kůže, bez pasty, lepení, dále z hlediska fixace na hrudním páse, možnosti hygienické očištění těla a několikátýdenní použitelnosti.

Thompson a Patterson (1963) se pokoušeli o podstatné snížení přechodového odporu elektrody — kůže čistě chemickou cestou — mýstkem vybrané komplexní sloučeniny, již byla prosycena poddajná elektroda z metalizovaného nylonu. Podle jejich údajů lze snížit přechodové odpory s těmito elektrodami bez abraze kůže až na 100 ohmů.

Krasno a Graybiel (1955) používali bez elektrodové pasty různých typů běžných snímacích elektrod s povrchem pokrytým vrstvou CaSO_4 a NaCl. Před použitím se příslušná funkční partie elektrody navlhčila několika kapkami vody, což podle autorů zajistilo vhodnou vodivost na dobu až 1 hodiny.

V oblasti komerčních snímacích elektrod jsou k některým účelům zejména v USA běžně použí-

vány speciální elektrody pro jedno použití se spínátkem na zevní straně a rezervoárem pro elektrodovou pastu nebo gel v textilní vložce a metalizované nebo kovové síťce v centru vnitřní strany s okrajem z náplasti; nejrozšířenější byly TELELECTRODES fy TELEMEDICS (Master a Rosenfeld 1964; Rosenfeld a spol. 1964) a velmi podobné elektrody JOHNSONPLAST fy JOHNSON & JOHNSON vyráběné v licenci v Itálii a dále firmou HELIGE. Obdobnou verzi elektrod s krátkým přívodním kablíkem a zdírkou dodává americká firma BIO — DYNAMICS a její pobočka v Hamburku.

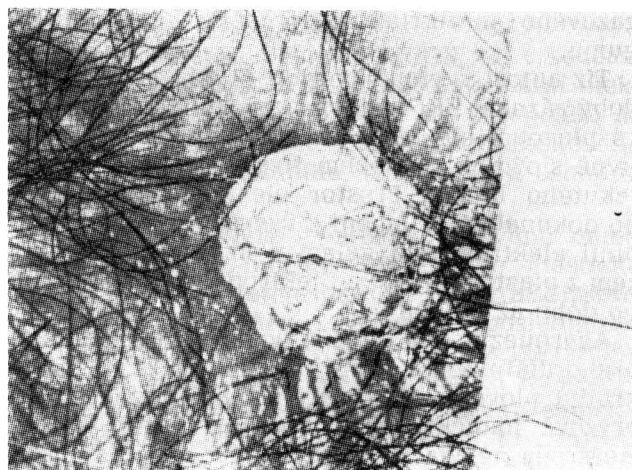


Obr. 1

EKG elektrody pro jedno použití: Vlevo nahoře elektroda JOHNSONPLAST při pohledu ze strany aplikace, vedle rub téže elektrody se spínátkem; vpravo obdélníková elektroda firmy BIO-DYNAMICS s krátkým přívodním kablíkem a banánkovou zdírkou; dole stříbrná elektroda s nepřímým kontaktem firmy GENERAL ELECTRIC

Značnou pozornost v lékařském světě vzbudily publikace o samonosných elektrodách ze suspenze stříbra v koloidu, jež byly údajně velmi lehké, vysoce vodivé, dokonale fixované a neodrážlivé i při několika denní aplikaci. Po první práci Traiteho a spol. (1959) publikovali podrobné metodické rozpracování obdobných samonosných elektrod Patten a spol. (1966) v rámci NASA. Metodika je velmi náročná na speciální technické sprayovací a pomocné přístrojové vybavení. Jeden ze spoluautorů — Roman — publikoval v témže roce (1966) výsledky srovnávacích měření bez podrobnějších technologických údajů a o rok později (Roman a spol. 1967) pak využití těchto elektrod při měření v bojových letounech. Zjednodušené adaptace této metodiky používali při vyšetřování EKG dětí na bicyklovém ergometru a pohyblivém koberci Bendersky (1967) a při kontrole EKG dětí během blíže nespecifikovaného cvičení Trank a spol. (1968). Zjednodušenou metodu nanášení sprayových elektrod publikoval v poslední době Saldivar (1970). Uvádí zejména jejich výhody oproti klasickým snímacím elektrodám; tento druh elektrod nevyžaduje vyholování místa aplikace, použití elektrodových past nebo gelů, fixace adhezivními páskami; iritace kůže je minimální, je-

jich funkce není ovlivňována pocením. Autor ovšem neuvádí podstatný faktor — stupeň pohybové zátěže při svých údajně úspěšných experimentech. V naší laboratoři ÚLZ (Hospodář, Luxa 1969) jsme před několika lety provedli několik sérií měření se „samonosnými“ elektrodami ze suspenze stříbra v koloidu; po aplikaci na kůži a zaschnutí vznikala mezi elektrodovým terčíkem a kůží jakási neodstranitelná bariéra s vysokým přechodovým odporem. Ke stejným závěrům došli již před námi — jak jsme si potvrdili později — Gilson a Griffing (1961) a Rowley a spol. (1961). Kladné výsledky s tímto typem elektrod nebyly kromě ojedinělých shora uvedených pracovišť publikovány. Vysvětlení i potvrzení našich experimentálních výsledků se sprayovými elektrodami přinesly pozdější údaje Hausera a Lilese (1968). Podle těchto autorů je impedance těchto elektrod značně vysoká — 40 až 80 kiloohmů — a při použití s běžnými elektrokardiografickými zesilovači vyžadují zvláštní



Obr. 2

Sprayová „suchá“ elektroda; na podložce vpravo zřetelný elektrodový kablík

impedanční transformátory (couplery) s vysokou vstupní impedancí. Na vysokou impedanci těchto elektrod upozorňuje sám název Romanovy (1966) práce („High Impedance Electrode Techniques“), v níž je rovněž uvedeno, že tyto ideálně tenké elektrody jsou citlivé na mechanické ovlivňování, takže musí být např. při použití za letu chráněny speciálními nalepenými kloboučky z plastické hmoty.

Podle přesvědčivých zahraničních literárních údajů i zkušeností z našich výzkumných ústavů z posledních let nemají mít elektrody používané za pracovních podmínek přímý styk s kůží, neboť to je jeden ze základních zdrojů vzniku artefaktů při registraci. Elektrody tohoto typu jsou zvané v anglicky psané literatuře „fluid“ nebo častěji „floating“ electrodes — „plovoucí“ elektrody.

Velmi zajímavé je srovnání, jak na různých pracovištích vznikaly a byly zdokonalovány různé verze a adaptace elektrod tohoto typu.

Lucchina a Phipps (1962, 1963) používali pro neklidové podmínky speciální stříbrné elektrody, kde byl přímý kontakt s kůží eliminován použitím korkových podložek a nahrazen vodivým můstkem elektrodového gelu v prostoru mezi kůží a vlastní kovovou elektrodou.

Furman a Lupu (1963) vyvinuli pro radiotelemetrický přenos EKG stříbrné elektrody v kalíšcích z metakrylátové pryskyřice (Lucite) naplněné elektrodovým gelem, které fixovali ke kůži pryžovým lepidlem.

Butčenko (1963) používal speciální kombinované elektrody s čískovým držákem vlastní mosazné elektrody zhotoveným z organického skla nebo jiné plastické hmoty. Podelektrodový prostor vyplňoval elektrodovou pastou vlastní receptury.

Rowley a spol. (1959) snímali srdeční potenciály pro kumulativní čítač tepové frekvence malými hrudními plovoucími elektrodami. Plášť křížové drátkové elektrody z proužku pryžové hadičky byl pevně přilepen ke kůži prostřednictvím gázového mezikruží nasyceného lepidlem na gumu.

Tíž autoři vyvinuli později (1961) pro dlouhodobý záznam EKG při práci zdokonalené drátkové plovoucí elektrody se spolehlivým, ale relativně složitým způsobem fixace na kůži pomocí tekutého latexu. Prostor elektrodového pláště po dokonalém přilepení a vysušení fénem se naplnil elektrodovým gelem a uzavřel shora víčkem z plastické hmoty. Elektrody byly použitelné po dobu až 72 hodin.

Abarquez a spol. (1960) používali pro snímání prekardiálního EKG při fyzické zátěži speciální hrudní plovoucí elektrody s pláštěm z proužku pryžové hadičky jako předchozí autoři, avšak elektroda nebyla ke kůži přilepena, nýbrž pouze přitlačena polštářkem z pěnové pryže a pro vodivé spojení vlastní elektrody ze sítě z nereza-vějícího ocelového drátu s kůží byla používána EEG bentonitová pasta.

Smedal a spol. (1960) vyvinuli pro záznam EKG ve speciálních hrudních svodech na palubním registračním zařízení při přetíženi za letu plovoucí elektrodu vlastní konstrukce skládající se z několika dílů: na mezikruží z plastické hmoty s vnitřním prostorem naplněným elektrodovou pastou fy SANBORN přiložené na kůži kladli vlastní sítkovou elektrodu o průměru 1 palce (25,4 mm) se zesíleným okrajem, na vrchní straně pokrytou vrstvou epoxidové pryskyřice a celek přelepovali kruhovou fixační páskou.

Téměř shodný systém používali Mason a Likar (1966) a Mason a spol. (1967) v obdobných hrudních svodech při dynamickém vyšetřování pacientů s ischemickou chorobou myokardu: na kůži přilepili mezikruží z plastické fólie, na ně pokládali vlastní distanční mezikruží z PVC se stejně velkým vnitřním kruhem o průměru 12 mm naplněným elektrodovým gelem, na kterém spočívala vlastní sítková elektroda o průměru 20 mm, celek byl pak fixován dalším lepivým mezikružím.

Burns a Gollnick (1966) vyvinuli pro snímání EKG při značné fyzické zátěži plovoucí elektrodu skládající se ze dvou neoprenových mezikruží o síle 2 mm a průměru 5 cm s vnitřním průměrem cca 2 cm, mezi něž byla vlepena kovová síťka. Po nalepení na kůži se do centra aplikovala kontaktní pasta a zevní otvor se uzavřel přelepením.

Pro americké kosmické lety v projektu Mercury (Results 1961; Results 1962) byly vyvinuty speciální elektrody určené k dlouhodobému snímání EKG. V plochých kotoučcích vyrobených ze silikonové pryže byla zavulkanizována síťka z nekorodující oceli tak, že byla 2 mm nad povrchem kůže. Fixace byla zajištěna přilepením periferie kotoučku na kůži předem nanesenou lepicí hmotou používanou na leukoplasti a přelepením adhezivní páskou. Prostor mezi vlastní kovovou elektrodou a kůží se vyplňoval elektrodovou pastou.

Prototyp této verze plovoucí elektrody vyvíjené pro americké družicové lety s lidskou posádkou byl ověřován spolu se základními voperovanými EKG elektrodami při suborbitálním raketovém letu MR-2 se šimpanzem (Results 1963). Distanční mezikruží zajišťující nepřímý kontakt kovové sítě s kůží přes můstek elektrodového gelu bylo tehdy zhotoveno z korku.

V projektu GEMINI se používaly a v projektu APOLLO se používají plovoucí elektrody z chlorovaného stříbra v kalíšcích z plastické hmoty, fixovaných ke kůži mezikruží z oboustranně dokonale lepivé adhezivní pásky (Seal, Weltman 1965; Berry 1966). Již pro projekt GEMINI byly tyto elektrody vyvinuty vzhledem k řadě plánovaných pracovních úkonů zejména mimo přetlakovou kabinu kosmické lodi v několika velikostních verzích — o průměru 4,10 a 20 mm; hledal se kompromis mezi malými rozměry a vahou a parametry nezbytnými pro spolehlivou funkci (Gregory 1964).

Při radiotelemetrické kontrole fyziologických parametrů japonských sportovců při tréninku před olympiádou v Tokiu (Horák, Samek 1965) se používaly obdobné menší elektrody z měkké plastické hmoty naplněné elektrodovým gelem a fixované ke kůži lepicí páskou z plastické hmoty.

Plovoucí elektrody bez přímého kontaktu vlastní kovové elektrody s kůží nahrazeného vodivým můstkem elektrodového gelu nebo pasty používali při náročných měřeních rovněž Roman a Lamb (1962), Helvey a spol. (1964) a Fujie (1965) při letecké radiotelemetrii, Kobayashi a spol. (1965) při automatickém radiotelemetrickém monitorování základních fyziologických parametrů hospitalizovaných pacientů, Sasamoto a spol. (1965) při kabelovém přenosu EKG, Fascenelli a spol. (1966) při komplexním lékařském monitorování během fyzické zátěže aj. U nás se používaly plovoucí stříbrné elektrody v kalíšcích z organického skla fixované ke kůži lepicí páskou s kontaktem vatovou vložkou nasycenou fyziologickým roztokem k snímání EKG

v Laboratoři grafických vyšetřovacích metod ČSAV (Netušil 1965).

V NDR vyvinuli Henssge a Otto (základní údaj Handbuch 1965) tzv. „elektrody s konstantním kontaktem“. Je to verze plovoucí elektrody plněné namísto elektrodovou pastou nebo gelem vhodným kapalným elektrolytem. Proto vyžaduje vzhledem k základnímu požadavku dokonalé těsnosti pečlivou časově náročnou přípravu. Okraj elektrodového kloboučku zhotoveného z neporézní měkké přírodní pryže nebo plastické hmoty s obdobnými vlastnostmi se za použití dvou pomocných nástrojů přilepí speciálním lepidlem na kůži a prostřednictvím dvou předem vertikálně proti sobě vbodnutých injekčních jehel se naplní vhodným elektrolytem — fyziologickým roztokem nebo Sepso tinkturou, jež zajišťuje vodivé spojení kůže se stříbrnou destičkou fixovanou ve vrcholu kloboučku.

Börnert a Maiwald (1965) modifikovali popsanou elektrodu v tom smyslu, že pryžový elektrodový klobouček je nahoře otevřen a uzavírá se víčkem z organického skla se zabudovanou vlastní stříbrnou elektrodou; plní se kapalným elektrolytem (event. i pastou) podle polohy elektrody buď přímo nebo opět pomocí dvou injekčních jehel.

Israel a spol. (1965) vytvořili celou elektrodu z organického skla (Piacryl — polymetakrylátová pryskyřice) a opatřili ji vnitřním těsnicím prstencem a nastříkovacím kanálkem pro plnění elektrolytem. Průhledný klobouček umožňuje obdobně jako průhledné víčko u uvedené modifikace Börnertovy a Maiwaldovy optickou kontrolu naplnění elektrodových kloboučků elektrolytem. Pozdější adaptace uvedené elektrody (Israel a spol. 1966) je uzpůsobena pro použití pasty; oddělený průhledný klobouček s vlastní elektrodou je opatřen „prstencem ohraničujícím kontaktní plochu“ a ke kůži je fixován přilepením prostřednictvím nasazeného mezikruží z plastické hmoty.

Dvě verze plovoucích elektrod s kapalinovým elektrolytem vyvinul Rozenblat (1967). Pro zajištění spolehlivé hermetizace elektrody — snadnější vytlačení vzduchových bublinek po její aplikaci na kůži — měla první verze jednoduchý postranní výtlačný ventil, který musel být při umístění elektrody orientován nahoru. U druhé zjednodušené verze bez ventilu se dosahovalo nepatrného „přísátí“ elektrody před fixací zatlačením na její pryžové dno; proto se snímací plovoucí elektrody tohoto typu nazývají někdy „elektrod — prisoska“.

Boter a spol. (1966) používali při několikaodinových pracovně lékařských měřeních plovoucí elektrody s terčíky z čistého stříbra ve tvrdých polyvinylchloridových kalíšcích. Na kůži je fixovali čtverečkem gázy oboustranně potřeným lepidlem, jehož centrem pronikal elektrodový gel ke kůži.

Zajnutdinov (1968) používal hermetické elektrody vlastní konstrukce pro snímání EKG, resp.

tepové frekvence při plavání. Na základě Butčenkovy (1963) konstrukce vyvinul celkem klasickou verzi poměrně ploché plovoucí elektrody z organického skla se zalisovaným kovovým terčíkem. Materiál terčíku, způsob lepení ani elektrodový gel autor neuvádí. Doporučuje neutralizační elektrodu téže koncepce, ale větších rozměrů.

Castillo a Crowell (1969) vyzkoušeli miniaturní lehkou plovoucí elektrodu. V prstenci z pěnové pryže fixovaném oboustranně adhezivní páskou byla rozpletená stříbrná vlákna elektrodového kablíku ponořena do elektrodové pasty. Tyto jednoduché elektrody se autorům osvědčily při snímání dlaňových potenciálů novorozenců, dále při snímání EKG, EEG, EMG rektálního sfinkteru a impedanční pletysmografii.

Nencini a Pasquali (1968) publikovali pozoruhodnou práci o minimálně polarizovatelné stimulační i snímací uhlíkové elektrodě s depolarizační vrstvou MnO_2 prozatím v laboratorním zkušebním provedení nevhodném pro praktické použití.

Západoněmecká firma HELLIGE má v současné době v provozních zkouškách speciální elektrodu pro snímání fyziologických potenciálů se sintrovaným funkčním terčíkem z práškového stříbra a jodidu, kyanidu, rhodanidu a bromidu stříbrného.

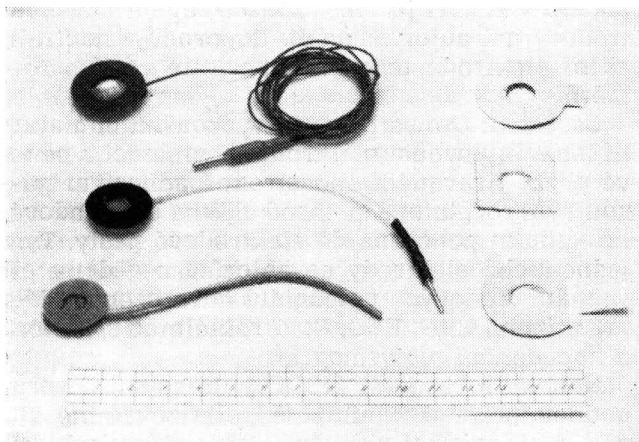
Dokonalé plovoucí elektrody fixované oboustranně lepícím mezikružím z fólie plastické hmoty vyrábí po léta americká firma BECKMAN a v licenci BECKMAN — FRANCE; v poslední době se používají jako vlastní nepolarizovatelné elektrody terčíky sintrované ze směsi $Ag+AgCl$. Podobné sintrované elektrody dodávají západoněmecké firmy HELLIGE a SIEMENS. Pro univerzální použití ve fyziologii (EKG, EEG, EMG, GSR, EOG apod.) nabízejí plovoucí elektrody rovněž americké firmy GULTON MEDICAL INSTRUMENTS, SPACELABS a IMI DIVISION of BECTON, DICKINSON & CO a anglická firma SPECIALISED LABORATORY EQUIPMENT.

Plovoucí elektrody konstrukčně shodné s elektrodami BECKMAN a HELLIGE vyrábí americká firma E & M INSTRUMENT, avšak s vlastní elektrodou z čistého stříbra — tedy silně polarizovatelnou. Anglická firma CARDIAC RECORDERS nabízí plovoucí elektrody s Ag funkčním terčíkem — tedy rovněž polarizovatelné — v kloboučcích z plastické hmoty fixovatelných obvodově jednostranně lepícím mezikružím.

Holandská firma GODART dodává ke svým monitorovacím systémům klasické, nepřiliš lehké plovoucí elektrody.

Nezvyklou verzi knoflíkové nepolarizovatelné elektrody vyrábí firma HELLIGE; elektroda má tvar fixačního knoflíku pro perforované pryžové pásky pro končetinové destičkové elektrody, funkční plocha je $Ag-AgCl$, styk s povrchem kůže prostřednictvím několika otvůrků ve spodním kontaktním kotoučku z plastické hmoty tvaru normálního knoflíku. Způsob fixace (perforova-

nou pryžovou páskou] vymezuje hlavní použití této neobvyklé adaptace nepolarizovatelné elektrody.



Obr. 3

Srovnání velikostních parametrů plovoucích elektrod: Na-
hoře polarizovatelná Ag elektroda americké firmy E & M
INSTRUMENT, uprostřed syntrovaná nepolarizovatelná
elektroda západoněmecké firmy HELIGE, dole syntro-
vaná nepolarizovatelná elektroda vyráběná ve VÚEML Pra-
ha, vpravo různé verze oboustranně lepicích fixačních
mezikruží z plastické hmoty (s papírovými krytkami)

Americká firma GENERAL ELECTRIC dodává zajímavou verzi elektrod pro jedno použití bez přímého kontaktu kůže — elektrodový terčík. Vlastní stříbrná elektroda tvaru mělkého pohárku je fixována v centru papírového kruhu opatřeného vrstvou lepidla. Do prohlubeninky elektrodového pohárku se aplikuje kapka elektrodového gelu; po přiložení cca 1 mm silné pryžové podložky se 7 otvůrkou se elektroda aplikuje na kůži. Kontakt vlastní kovové elektrody s kůží je zprostředkován elektrodovým gelem pronikajícím otvůrkou pryžové podložky.

VEB MESSGERÄTEWERK Zwönitz (NDR) nabízí nový typ plovoucí elektrody „Monitrode“, tvořené pryžovým korpusem, který se fixuje na kůži oboustranně lepivým mezikružím, a centrální čepičkou s vlastním elektrodovým terčíkem a kablíkem, jež se zasunuje do korpusu po naplnění jeho dutiny elektrodovým gelem.

Prozatím unikátní nepolarizovatelné elektrody pro okamžité použití dodává švédská firma ELEMA — SCHÖNANDER. V pásu fólie z plastické hmoty jsou vzduchotěsně uzavřeny lehké ploché elektrody se stříbrným terčíkem opatřeným vrstvou AgCl, potřebným množstvím elektrodové pasty a vnějším lepivým mezikružím. Skladovací doba neotevřeného balení je 5 měsíců, otevřeného balení asi 1 měsíc. Elektrody jsou vícenásobně použitelné po výměně fixačního mezikruží a doplnění elektrodové pasty. Elektroda se připojuje pomocí plochého konektoru připevněného ke kůži kouskem náplasti. V jednodušším provedení dodává obdobné lehké elektrody pro okamžité použití s přívodním kablíkem ve stejném balení v zásobnících po 50 ks americká firma

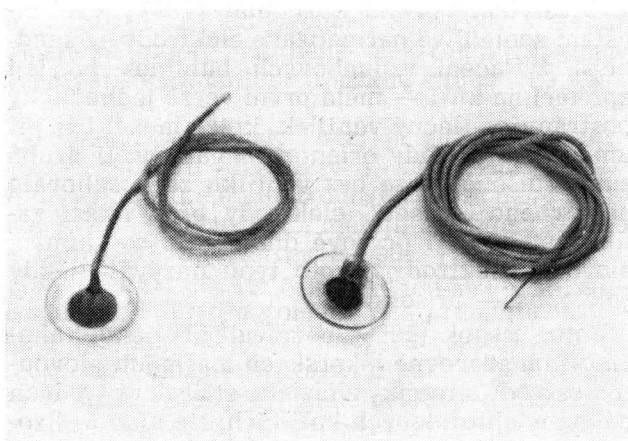


Obr. 4

Nepolarizovatelné elektrody švédské firmy ELEMA-SCHÖNANDER pro okamžité použití

TRAVENOL LABORATORIES a západoněmecká firma SIEMENS.

V ČSSR počali vyrábět ve Výzkumném ústavu pro elektroniku a modelování v lékařství v Praze syntrované (Ag-AgCl) plovoucí elektrody velmi podobné elektrodám BECKMAN a HELIGE podle Lébala a Dvořáka (1968). Prototyp rozměrově větší syntrované plovoucí elektrody vyvinul Jakubek (1968) ve Výzkumném ústavu zdravotnické techniky v Brně. V naší laboratoři Ústavu leteckého zdravotnictví jsme postupně vyvinuli plovoucí elektrodu s funkčním terčíkem ze sítky z nekorodující oceli v krycím kloboučku z novodurové fólie, jež se fixuje ke kůži mezikružím z textilní lepicí pásky (Hospodář 1966). Uvedená snímací elektroda se v roce 1967 počala vyrábět v n. p. PROTETIKA v Praze. V roce 1969 jsme ve spolupráci s vývojovým oddělením n. p. ERGON v Praze vyvinuli nový zjednodušený typ skořepinové EKG elektrody ve dvou verzích: se sítkou z nekorodující oceli a s funkčním syntrovaným terčí-



Obr. 5

Skořepinové elektrody vypnuté v ÚLZ: vlevo se sítkou z nekorodující oceli, vpravo se syntrovaným terčíkem Ag-AgCl

kem Ag-AgCl (Hospodář, Luxa 1969). Prvá verze se vyrábí v n. p. ERGON, druhá v družstvu EXPERIMA. Na obě vyvinuté elektrody byly uděleny čs. patenty (Karhan, Hospodář 1967; Hospodář a spol. 1969).

Richardson a spol. (1968) publikovali první výsledky prací s tzv. „izolovanými“ elektrodami. Při jejich vývoji vyšli z předpokladu, že podstatnou úlohu při vzniku pohybových artefaktů hraje změna přechodového ohmického odporu elektroda — kůže a elektrodové polarizační potenciály, a snažili se proto eliminovat ohmický odpor při zachování čistě kapacitního spojení s kůží. Takový systém však vyžaduje zesilovač s ultravysokou vstupní impedancí vzhledem k zamezení poruch a zachování dobré charakteristiky poměru signál — šum. Výsledkem vývojových prací byla speciální elektroda se styčnou plochou z anodizovaného hliníku, jež zajišťuje kapacitní spojení s tělem; přitom je odpor elektroda — kůže větší než 30 gigaohmů. Uvedená kontaktní destička je napojena na pól řízený tranzistor, který spolu s ostatními miniaturními prvky vstupního obvodu je umístěn přímo ve stíněném pouzdře elektrody. Výstup elektrod se pak napojuje stíněným kablíkem na vstup běžného zesilovače EKG s relativně nízkou vstupní impedancí 5 kiloohmů. Praktické zkoušky však ukázaly, že u těchto elektrod s eliminovaným ohmickým spojením mohou být zdrojem artefaktů změny kapacitního spojení elektroda — kůže při pohybu.

Novou verzi elektrod se snímáním povrchových biologických potenciálů polovodičovou technologií (Si-SiO₂) opracovali Wolfson a Neuman (1969). Epoxidový terčík o průměru 16 mm a výšce 6 mm s vlastním snímacím prvkem obsahuje rovněž obvod s dvěma pólmi řízenými tranzistory a diodou; vstupní odpor „elektrody“ je přibližně 10 000 MΩ, výstupní odpor menší než 1 kΩ. Využívá se primárně jako povrchová EKG elektroda, dále se hodí pro snímání EMG, EEG a k implantaci.

Souhrn

Článek podává přehled elektrod pro dlouhodobé snímání EKG za neklidových podmínek.

Pro běžný klinický provoz, vyšetřování při lékařském výběru apod. postačí komerční destičkové a přísavné elektrody.

Pro krátkodobé použití i za neklidových podmínek mohou být v některých případech použity přísavné elektrody.

Pro snímání EKG za neklidových podmínek, resp. při účelové tělesné zátěži (fyziologie, pracovní lékařství, tělovýchovné lékařství, kontrola EKG chodících pacientů, fyzická rehabilitace pacientů s anginózním syndromem apod.) stejně jako pro dlouhodobé sledování EKG (při některých operačních výkonech, na pooperačních a resuscitačních odděleních, na pokojích intenzivní péče o koronární choroby apod.) jsou v současné době nejvýhodnější různé verze utěsněných plovoucích (floating) elektrod bez přímého kontaktu vlastní elektroda — kůže. Nejlepších výsledků při extrémních zátěžích lze dosáhnout nepolarizovatelnými elektrodami s funkčními sintrovanými terčíky Ag-AgCl.

Pokud se týká rutinního využití uvedených různých adaptací „suchých“ elektrod za neklidových podmínek, sama okolnost, že jde o ojedinělá sdělení, svědčí o jejich nevyhovujících vlastnostech.

Není zřejmě uzavřena otázka dalšího vývoje sprayových elektrod, u nichž prozatím vysokou impedancí a citlivostí vůči mechanickému ovlivňování nestačí vyvážit ostatní velmi dobré vlastnosti.

Podstatnou a v našich podmínkách v současnosti nekompenzovatelnou nevýhodou balzových elektrod jsou vysoké přechodové odpory elektroda — kůže, již lze zásadně eliminovat speciálním zesilovačem s velmi vysokou vstupní impedancí.

Obdobně není dosud realizovatelné rutinní využití elektrod kapacitních a polovodičových.

Literatura

1. Abarquez, R. F., Freiman, A. H., Reichel, F., LaDue, J. S.: The Precordial Electrocardiogram during Exercise. *Circulation*, 22, 1960, 6:1060—1068.
2. Adams, R. M., Coombs, F. K., Richardson, P. C.: Electrode Techniques for Recording Heart Rate Continuously over Long Periods of Time. *Annual Scientific Meeting 1967*, str. 94—95. Washington, Aerospace Medical Association 1967. 322 s.
3. Bendersky, D.: A Muscle Accelerometer and Spray-on Electrocardiogram Electrodes. *Digest of the 7th International Conference on Medical and Biological Engineering*, Stockholm, Sweden, August 14—19, 1967, str. 413.
4. Bergey, G. E., Sipple, W. C., Hamilton, W. A., Squires, R. D.: Personal FM/FM Biotelemetry System. *Aerospace Med.*, 39, 1968, 5:488—492.
5. Berry, Ch. A.: Man's Response to a New Environment including Weightlessness: Gemini Biomedical Results. *XV. Congressus internationalis medicinae aviaticae et cosmoaer.* Praga 1966.
6. Boter, J., den Hertog, A., Kuiper, J.: Disturbance-Free Skin Electrodes for Persons during Exercise. *Med. & Biol. Engng.*, Pergamon Press, 1966, Vol. 4:91—95.
7. Börner, D., Maiwald, D.: Elektroden zur Ableitung von bioelektrischen Potentialen unter statischen und dynamischen Bedingungen. *Medizintechnik*, 5, 1965, 4:140 až 145.
8. Burns, D. C., Gollnick, P. D.: An Inexpensive Floating-Mesh Electrode for EKG Recording during Exercise. *J. Appl. Physiol.*, 21, 1966, 6:1889—1891.
9. Butchenko, L. A.: Elektrokardiografia v sportivnoj medicene. Leningrad, Gosudarstvennoje izdatelstvo medicinskoj literatury 1963. 207 s.
10. Castillo, H. T., Crowel, D. H.: Point Contact Electrode for Surface Biopotentials. *Proceedings of the 8th International Conference on Medical and Biological Engineering*, Chicago, USA, July 20—25, 1969, Session 14—3.
11. Fascenelli, F. W., Cordova, Ch., Simons, D. G., Johnson, J., Pratt, L., Lamb, L. E.: Biomedical Monitoring During Dynamic Stress Testing: I. Instrumentation and Normal Values. *Aerospace Med.*, 37, 1966, 9:911—922.
12. Fischmann, E. J., Seelye, R. N., Crutcher, L. R.: Clinical Trial of a Balsa-Lithium Electrode for Conventional Electrocardiography. *Amer. J. Cardiol.*, 10, 1962, 6:846 až 851.
13. Fujie, Z.: Physiological Monitoring in Flight. *Digest of the 6th International Conference on Medical Electronics and Biological Engineering*, 1965, Tokyo, str. 195—6.
14. Furman, K. I., Lupu, N. Z.: Cardiac Monitoring and Telemetry System. *J. Appl. Physiol.*, 18, 1963, 4:840 až 842.
15. Gilson, J. S., Griffing, R. B.: Continuous Electrocardiograms. Electrodes and Lead Systems. *Amer. J. Cardiol.*, 8, 1961, 2:212—215.
16. Gregory, W. H.: Biomedical Sensors Improved for Gemini. *Aviation Week & Space Technology*, 80, 1964, 23:69—77.

17. Handbuch medizinischer Elektronik, Teil III. VEB Verlag Technik, Berlin 1965.
18. Hauser, R. L., Liles, M. S.: New Electrodes for Medical Instrumentation. *Aerospace Med.*, 39, 1968, 2:190.
19. Helvey, W. M., Albright, G. A., Axelrod, A. E.: A Review of Biomedical Monitoring Activities and Report on Studies Made on F-105 Pilots. *Aerospace Med.*, 35, 1964, 1:23—27.
20. Horák, J., Samek, L.: Radiotelemetrie v japonském sportovním lékařství. Ústní sdělení a demonstrace elektrody 1965.
21. Hospodář, J.: Elektrody pro snímání EKG za neklidových podmínek. *Služba zdravotníkům*, 7, 1966, 4:283 až 289.
22. Hospodář, J., Luxa, J.: Metody dlouhodobého snímání elektrokardiogramu, tepové a dechové frekvence při pracovním zatížení. Závěrečná zpráva výzkumného úkolu ÚLZ, publikace č. 131/1969.
23. Hospodář, J., Vodňanský, J., Sequens, J.: Elektroda pro snímání biologických potenciálů za neklidových podmínek. Čs. patent číslo 140 022/69.
24. Israel, S., Stolz, J., Hummer, K.: Neue Elektrode zur fortlaufenden Registrierung der Herzstromkurve während physischer Belastung. *Medizin und Sport*, 5, 1965, 5:142—143.
25. Israel, S., Stolz, J., Hummer, K., Clausnitzer, C.: Konstant-Kontakt-Kleinelektroden für die Tele-EKG-Abnahme. *Medizin und Sport*, 6, 1966, 4:121—122.
26. Jakubek, V.: Sintrované elektrody EKG (dosud nepublikovány). Vývoj VÚZT Brno, prototypy zkoušeny v ÚLZ v roce 1968.
27. Jenkner, F. L.: A New Electrode Material for Multipurpose Biomedical Application. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 23, 1967, 6:570—571.
28. Karhan, F., Hospodář, J.: Elektroda pro snímání biologických potenciálů za neklidových podmínek. Čs. patent číslo 122 733/1967.
29. Kobayashi, T., Ito, Y., Takeuchi, M., Koro, T., Tawara, T., Taneichi, Y., Kase, Y., Nakao, O.: Automatic Monitoring Instrument for Hospitalized Patients by Telemetering. Digest of the 6th International Conference on Medical Electronics and Biological Engineering, 1965, Tokyo, str. 368—369.
30. Krasno, L. R., Graybiel, A.: A New „Plaster Electrode“ Not Requiring Paste. *Amer. Heart J.*, 49, 1955, 5:774 až 776.
31. Lébl, M., Dvořák, M.: Elektroda pro stanovení bioelektrických potenciálů. Příhláška vynálezu 1486—1968.
32. Lewes, D.: Multipoint Electrocardiography without Skin Preparation. *World Medical Electronics*, 4, 1966, 8:240—245.
33. Lewes, D., Hill, D. W.: Application of Multipoint Electrodes to Telemetry in Patient-Monitoring and during Physical Exercise. *Brit. Heart J.*, 29, 1967, 5:689—699.
34. Lucchina, G. G., Phipps, C. G.: A Vectorcardiographic Lead System and Physiologic Electrode Configuration for Dynamic Readout. *Aerospace Med.*, 33, 1962, 6:722 až 729.
35. Lucchina, G. G., Phipps, C. G.: An Improved Electrode for Physiological Recording. *Aerospace Med.*, 34, 1963, 3:230—231.
36. Marko, A. R.: Multi-Channel Personal Telemetry System Using Pulse Position Modulation. *Aerospace Med.*, 32, 1961, 11:1019—1022.
37. Mason, R. E., Likar, I.: A New System of Multiple-Lead Exercise Electrocardiography. *Amer. Heart J.*, 71, 1966, 2:196—205.
38. Mason, R. E., Likar, I., Biern, R. A., Ross, R. S.: Multiple-Lead Exercise Electrocardiography. *Circulation*, 36, 1967, 4:517—525.
39. Master, A. M., Rosenfeld, I.: Monitored and Post-Exercise Two-Step Test. *J. A. M. A.*, 190, 1964, 6:494—500.
40. Miller, B.: System Monitors Bioastronautic Data. *Aviation Week and Space Technology*, 75, 1961, 17:57, 61 až 62.
41. Nencini, R., Pasquali, E.: Manganese Dioxide Electrodes for Stimulation and Recording. *Med. & Biol. Engin.*, 6, 1968, 193—197.
42. Netušil, M.: Plovoucí EKG elektrody používané v Laboratorii grafických vyšetřovacích metod ČSAV. Ústní sdělení a demonstrace elektrod 1965.
43. Patten, Ch. W., Ramm, F. B., Roman, J.: Dry Electrodes for Physiological Monitoring. NASA Technical note D - 3414. Washington, NASA 1966. 32 s.
44. Results of the Second United States Manned Suborbital Space Flight. Manned Spacecraft Center NASA. Washington, U. S. Government Printing Office 1961. 58 s.
45. Results of the First United States Manned Orbital Space Flight. Manned Spacecraft Center NASA. Washington, U. S. Government Printing Office 1962. 204 s.
46. Results of the Project Mercury Ballistic and Orbital Chimpanzee Flights. Manned Spacecraft Center NASA, SP - 39. Washington, Office of Scientific and Technical Information 1963. 71 s.
47. Richardson, P. C., Coombs, F. K., Adams, R. M.: Some New Electrode Techniques for Long-term Physiologic Monitoring. *Aerospace Med.*, 39, 1968, 7:745—750.
48. Roman, J.: Flight Research Program III. High Impedance Electrode Techniques. *Aerospace Med.*, 37, 1966, 8:790—795.
49. Roman, J. A., Lamb, L. E.: Electrocardiography in Flight. *Aerospace Med.*, 33, 1962, 5:527—544.
50. Roman, J., Older, H., Jones, W. L.: Flight Research Program VII. Medical Monitoring of Naval Carrier Pilots in Combat. *Aerospace Med.*, 38, 1967, 2:133—139.
51. Rosenfeld, I., Master, A. M., Rosenfeld, C.: Recording the Electrocardiogram during the Two-Step, Test: I. *Circulation*, 29, 1964, 2:204—211.
52. Rowley, D. A., Glagov, S., Stoner, P.: Measurement of Human Heart Rate during Usual Activity. *Science*, 130, 1959, Number 3381:976—977.
53. Rowley, D. A., Glagov, S., Stoner, P.: Fluid Electrodes for Monitoring the Electrocardiogram during Activity and for Prolonged Periods of Time. *Amer. Heart J.*, 62, 1961, 2:263—269.
54. Rozenblat, V. V.: Radiotelemetričeskije issledovanija v sportivnoj medicene. Moskva, Izdat. Medicina 1967. 208 s.
55. Saldívar, J. T.: Simplified Technique for Application of Dry ECG Electrode. *Aerospace Med.*, 41, 1970, 4:456 až 457.
56. Sasamoto, H., Hosono, K., Nakamura, Y., Shimada, H., Ogino, T., Nagoshi, H., Mizogami, S.: Wired Tele-Electrocardiography. Digest of the 6th International Conference on Medical Electronics and Biological Engineering, 1965, Tokyo, str. 199—200.
57. Seal, H. R., Weltman, G.: Physical Exam in Orbit. *Electronics*, 38, 1965, 7:35—43.
58. Smedal, H. A., Holden, G. R., Smith, J. R.: A Flight Evaluation of an Airborne Physiological Instrumentation System including Preliminary Results under Conditions of Varying Accelerations. NASA, Technical Note D - 351. Moffet Field, Calif. 1960. 23 s.
59. Thompson, N. P., Patterson, J. A.: Solid Salt Bridge Contact Electrodes. *Am. Journal of Medical Electronics*, 2, 1963, 1:42—48.
60. Traite, M., Welkowitz, W., Kilduff, J., Purpuro, C.: Environmental Testing of Future Spaceman. *Electronics*, 32, 1959, 42:65—69.
61. Trank, J., Fetter, R., Lauer, R. M.: A Spray-on Electrode for Recording the Electrocardiogram during Exercise. *J. Appl. Physiol.*, 24, 1968, 2:267—268.
62. Wolfson, R. N., Neuman, M. R.: Miniature Si-SiO₂ Insulated Electrodes Based on Semiconductor Technology. Proceedings of the 8th International Conference on Medical and Biological Engineering, Chicago, USA, July 20—25, 1969, Session 14—6.
63. Zajnutdinov, R. K.: Germetičnyje elektrody i usoveršestvovanije registracii biopotencialov serdca vo vremja plavanija. Problemy radiotelemetrii v fiziologii i medicene, str. 112—113. Sverdlovsk, Izdat. AN SSSR 1968. 265 s.