

1. Elektrické vlastnosti elektrod pro snímání biopotenciálů

Existuje velké množství elektrod používaných v lékařství v klinické praxi a v laboratořích při vědeckém výzkumu. Konstrukce těchto elektrod a použité materiály souvisejí s aplikací, pro kterou jsou elektrody určeny. Elektrody použitelné pro snímání biopotenciálů jsou buď elektrody II. druhu, nebo elektrody inertní.

Elektrody II. druhu jsou tvořeny kovem, jehož povrch je pokryt špatně rozpustnou solí nebo hydroxidem daného kovu. Anionty soli jsou pak stejné jako anionty v roztoku elektrolytu. Typickým zástupcem tohoto typu elektrod v lékařství je argentschloridová elektroda ($\text{Ag}|\text{AgCl}$). Mezi elektrody II. druhu patří zejména elektrody pro povrchové snímání bioelektrických signálů, které jsou přikládány na pokožku vyšetřovaného pacienta. Jejich typické využití je například při vyšetření EKG, EMG nebo EEG. Nejen jako nutný roztok elektrolytu pro správnou funkci elektrody II. druhu, ale i pro zlepšení vodivosti na rozhraní elektrody a kůže jsou používány tzv. vodivostní gely. Tyto gely obsahují anionty soli nebo hydroxidu, kterým je elektroda pokryta.

Mezi inertní elektrody můžeme zařadit vpichové kovové elektrody a mikroelektrody určené pro vyšetření elektrické aktivity nervových buněk a dále implantabilní elektrody, které se vyskytují například u kardiostimulátorů. Jsou tvořeny nejčastěji platinou, nebo jiným kovem s vysokou korozní odolností.

Tvar elektrod, použité materiály, vlastnosti povrchu elektroda a další charakteristiky mají přímý vliv na elektrické vlastnosti elektrod. Ty bychom mohli definovat elektrickou impedancí elektrod. Cílem tohoto cvičení je poznat kmitočtovou závislost elektrické impedance elektrod určených pro vyšetření EKG.

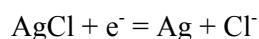
Kmitočtová charakteristika elektrod pro povrchové snímání EKG není příliš ovlivněna vlastnostmi samotného kovu elektrody, ale je tvořena zejména kmitočtovou závislostí impedance nábojové dvojvrstvy, která se na povrchu elektrody vytváří. Jelikož je tento kmitočtově závislý přenos elektrody řazen do série s měřeným zdrojem signálu, může dojít k výraznému tvarovému zkreslení zaznamenávaného biosignálu. Z tohoto důvodu je nutné znát kmitočtovou charakteristiku elektrod, abychom nežádoucím zkreslením předešli.

1.1 Základy, teorie

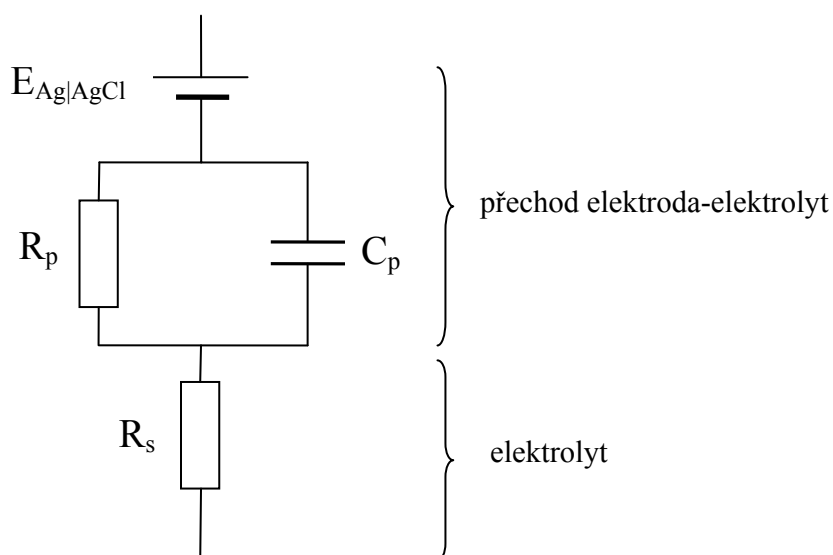
Elektrody pro vyšetření EKG jsou také označovány jako plovoucí kovové elektrody. Jedná se o elektrody II. druhu. Kovová část elektrody, která je tvořena stříbrem nebo slitinou stříbra a niklu, je pokryta tenkou vrstvičkou špatně rozpustné soli AgCl , která brání styku kovu s elektrolytem a vzniku redox potenciálu. Pro zvýšení vodivosti mezi elektrodou a pokožkou využívají elektrody vodivostního gelu, který obsahuje například chlorid sodný NaCl nebo chlorid draselný KCl a slouží jako solný můstek. Dále tento gel zároveň tvoří nutný elektrolyt elektrody. Díky vysokému obsahu NaCl v gelu zůstává prostředí v okolí elektrody neměnné a nemá tedy na ní vliv změna chemického složení na povrchu pokožky, která může být způsobena například potem pacienta. Hodnota vodivosti gelu bývá okolo 100 mS/cm [1]. Přenos elektrického proudu mezi elektrolytem (vodivostní gel, fyziologický roztok), který představuje vodič druhé třídy (proud je nesen ionty), a kovem, který představuje vodič první třídy (proud je nesen elektrony), je zprostředkován pomocí elektrochemické reakce, kdy se kov

mění na své ionty a naopak v závislosti na směru proudu. Detailní popis funkce argentchloridové elektrody, prosím, nastudujte ve skriptech fyzikální chemie [1].

V našem případě se mezi kovem a elektrolytem nachází ještě vrstva špatně rozpustné soli, to znamená, že kovové ionty se uvolňují a difundují přes vrstvu špatně rozpustné soli. Dochází tedy k výměně iontů mezi elektrodou a elektrolytem, pokud jsou kationty kovu uvolňovány z elektrody (rozpuštění elektrody), elektrony se hromadí na elektrodě a jedná se o redukční reakci. V případě, že jsou kationty kovu elektrodou přijímány (elektroda opačné polarity), elektrony jsou spotřebovávány a jedná se o oxidační reakci. Tuto reakci, která zprostředkovává přenos proudu mezi elektrolytem a elektrodou, můžeme zapsat v následujícím tvaru:



Rozhraní elektroda elektrolyt si můžeme popsat elektrickým náhradním obvodem, kdy toto rozhraní je tvořeno elektrickým potenciálem $E_{\text{Ag}|\text{AgCl}}$, který vzniká na elektrodě, paralelní kombinace rezistoru R_p a kondenzátoru C_p představuje reálnou kapacitu přechodu, která je tvořena nábojovou dvojrůstkou iontů na rozhraní elektroda-elektrolyt a dále sériovým rezistorem R_s , který představuje elektrický odpor elektrolytu. Náhradní zapojení je zobrazeno na Obr. 1.1. Vzhledem k tomu, že se nejedná o ideální elektrické součástky, je výsledná impedance tohoto zapojení silně závislá na frekvenci procházejícího signálu.



Obr. 1.1: Náhradní elektrický obvod rozhraní elektroda elektrolyt.

1.2 Přístroje a pomůcky

Samolepicí EKG elektroda	2 ks
Precision LCR meter, Agilent 4284A	1 ks

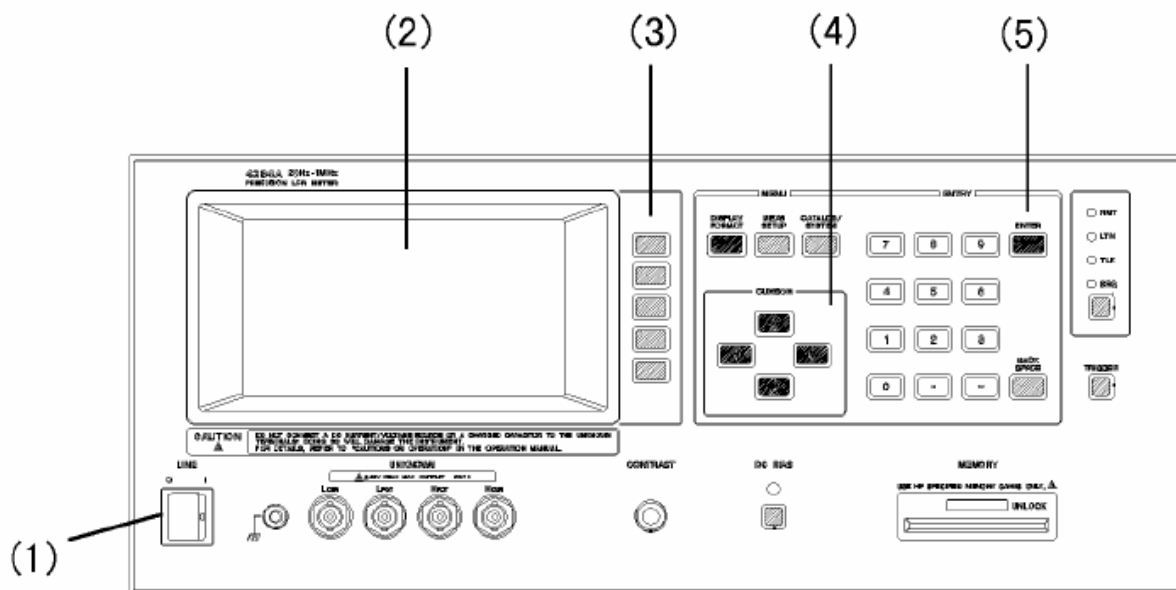
Precision LCR Meter Agilent 4284A je laboratorní přístroj, který slouží k přesnému měření elektrických vlastností materiálů, roztoků nebo elektrosoučástí v závislosti na frekvenci v rozsahu od 20 Hz až do 1 MHz. Je schopen měřit elektrický odpor R (Ω), kapacitu C (F), indukčnost L (H), jejich paralelní a sériové kombinace a výsledný modul impedance $|Z|$ (Ω) nebo admitance $|Y|$ (S), spolu s fázovým posunem θ (rad). Přístroj měří čtyřbodově Ohmovou metodou [3] pomocí proudových a napěťových měřicích svorek. Napěťové svorky se umísťují co nejbližže měřené součástce a teprve za ně (pokud to není technicky možné, umístí se proudové svorky na svorky napěťové) se umístí svorky proudové. Tím je potlačen vliv parazitních přechodových odporů napěťových svorek. Napěťové svorky jsou označeny H_{POT} – High potential a L_{POT} – Low potential a proudové svorky H_{CUR} – High current a L_{CUR} – Low current.



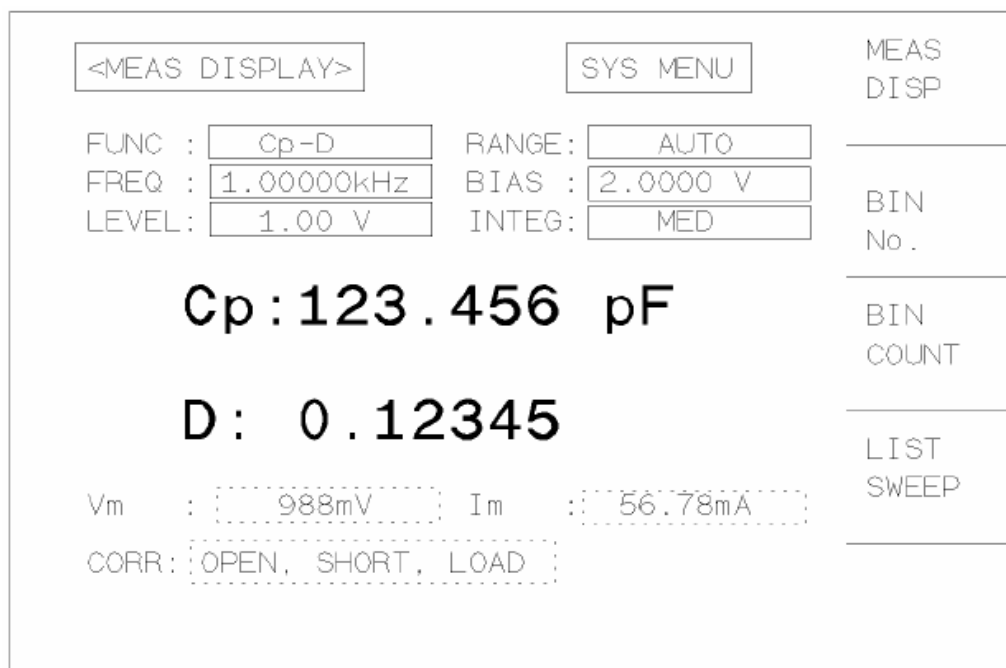
Obr. 1.2: LCR metr Agilent 4284A.

1.3 Postup měření

Z EKG elektrod odstraňte krycí folii a přilepte je k sobě tak, aby k sobě přiléhaly spodní stranou, na které se nachází vodivostní gel. Na kovové patentky elektrod připojte krokosvorky LCR metru tak, aby na kovových patentkách elektrod byly připojeny krokosvorky napěťových kabelů H_{POT} a L_{POT} a na tyto svorky připojte odpovídající krokosvorky proudových kabelů H_{CUR} a L_{CUR} .



Obr. 1.3: Ovládací panel LCR metru: (1) hlavní vypínač, (2) displej, (3) tlačítka volby, (4) kurzorová tlačítka, (5) ENTER.



Obr. 1.4: Displej LCR metru v základním stavu.

1) Měření hodnoty paralelní kombinace odporu a kapacity

Na přístroji nastavte měření paralelní kombinace odporu a kapacity, a to tak, že pomocí kurzorových tlačítek umístěných na čelním panelu přemístíte kurzor na položku FUNC (Measurement Function) na displeji. V pravé části displeje se vám objeví nabídka parametrů, které chcete měřit. Pomocí tlačítek volby umístěných v těsné blízkosti displeje po pravé straně vyberte položku Cp-Rp pro měření paralelní kombinace odporu a kapacity a potvrďte tlačítkem ENTER. Přesuňte kurzor na obrazovce pomocí kurzorových tlačítek na položku FREQ (Test Frequency), pomocí numerické klávesnice postupně nastavujte hodnotu testované frekvence v rozsahu 20 Hz až 10 kHz. Jednotky zvolené frekvence nastavíte výběrem pomocí tlačítek volby a potvrdíte tlačítkem ENTER. Změřené hodnoty zapisujte do prvního sloupce tabulky.

2) Měření hodnoty modulu impedance a fázového posunu

Na přístroji nastavte měření impedance a fázového posunu, a to tak, že se pomocí kurzorových tlačítek umístěných na čelním panelu přemístíte kurzor na položku FUNC (Measurement Function) na displeji. V pravé části displeje se Vám objeví nabídka parametrů, které chcete měřit. Pomocí tlačítek volby umístěných v těsné blízkosti displeje po pravé straně se přesuňte na pátou záložku ze šesti a vyberte položku Z-θ (deg) pro měření modulu impedance $|Z|$ a fázového posunu θ , výběr potvrďte tlačítkem ENTER. Přesuňte kurzor na obrazovce pomocí kurzorových tlačítek na položku FREQ (Test Frequency), pomocí numerické klávesnice postupně nastavujte hodnoty frekvencí zvolených v předchozím měření. Změřené hodnoty zapisujte do druhého sloupce tabulky.

3) Výpočet hodnoty modulu impedance a fázového posunu z naměřených hodnot

Pomocí vztahu pro paralelní kombinaci odporu a kapacity vypočítejte z naměřených hodnot z prvního měření hodnoty modulu impedance $|Z|$ a fázového posunu θ . Vypočtené hodnoty запиšte do tabulky a porovnejte s naměřenými hodnotami z druhého měření. Vztah pro výpočet impedance Z_p je následující,

$$Z_p = R_p \parallel X_p = \frac{R_p \cdot X_p}{R_p + X_p},$$

kde X_p je kapacitance a R_p je odpor. Pro výpočet kapacitance použijeme následující vztah

$$X_p = \frac{1}{j\omega C_p}, \quad \omega = 2\pi f,$$

kde C je kapacita a f je hodnota frekvence. Velikost modulu impedance spočítáme jako její absolutní hodnotu podle vztahu

$$|Z_p| = \sqrt{\text{Re}^2 + \text{Im}^2},$$

1.4 Závěr

Odpovězte na vybrané otázky a proveďte shrnutí úlohy:

--

1.5 Vybrané otázky k dané problematice

- a. Chovají se elektrody jako lineární nebo nelineární prvek?
- b. Náhradní obvod přechodu elektroda elektrolyt má ve svém zapojení zdroj napětí, vysvětlíte, proč tento zdroj napětí nemá vliv na měření?

1.6 Literatura

- [1] Roubík, K.: Fyzikální chemie pro biomedicínské inženýrství 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2007. 145 s. ISBN 978-80-01-03788-1.
- [2] Chmelař, M.: Lékařská přístrojová technika I. CERM, s. r. o., Brno, 1995.
- [3] Haasz, V., Sedláček, M.: Elektrická měření: přístroje a metody. Vyd. 2. Praha: ČVUT, 2003. 337 s. : ISBN 80-01-02731-7.

Datum a podpis	
-----------------------	--