



**UNIVERZITA KARLOVA v PRAZE  
1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**



Kateřinská 32, 121 08 Praha 2, Česká republika, tel.: 224 964 241, E-mail: office@lf1.cuni.cz

---

**METROLOGICKÉ CHARAKTERISTIKY  
ELEKTROKARDIOGRAFŮ**

**Diplomová práce**

**Autor: Bc. Stanislav BROŽÍK**

**Vedoucí diplomové práce: Doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.**

**Pracoviště: České vysoké učení technické v Praze**

**Fakulta biomedicínského inženýrství, Kladno**

**PRAHA 2008**

## **Čestné prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem Metrologické charakteristiky elektrokardiografů vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V ..... dne .....

podpis

## **Poděkování**

Rád bych poděkoval všem, kteří mi pomohli při tvorbě diplomové práce, zejména Doc. Ing. Jiřímu Hozmanovi, Ph.D. za ochotu, trpělivost a vedení při práci.

## **Abstrakt**

Brožík, Stanislav – Metrologické charakteristiky elektrokardiografů

1. lékařská fakulta UK Praha 2, Kateřinská 32

Vedoucí práce : Doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

Významnou součástí měření elektrické aktivity srdce je kontrola přesné funkce používaného elektrokardiografu a odstranění zbytečných odchylek měření. Tato diplomová práce popisuje postup při sestavování a použití devíti přípravků podle přijatého mezinárodního doporučení R 90 (Edition 1990). Sestrojené přípravky je možné připojit k testovanému elektrokardiografu a přesvědčit se podle doporučených způsobů měření a výpočtů podle stanovených vzorců, zda zjištěné parametry elektrokardiografu nepřesahují povolené limity odchylek měření.

*Klíčová slova: elektrokardiograf, doporučení R 90 (Edition 1990), metrologický parametr, limity povolených odchylek měření*

## **Abstract**

Brožík, Stanislav – Metrological characteristics of electrocardiographs

1. lékařská fakulta UK Praha 2, Kateřinská 32

Head of the work : Doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

In measuring of electrical activity of hearts, the control of accurate function of electrocardiograph and elimination of the measurement deviations is essential. This diploma thesis describes the procedure of putting together and use of nine gauging fixture according to international recommendation R 90 (Edition 1990). These devices are directly connected to the tested electrocardiograph. When following the recommended procedure of measurements and equations it is possible to find out if the parameters of electrocardiograph don't exceed the allowed measurement deviations.

*Key words: electrocardiograph, recommendation R 90 (Edition 1990), metrological parameter, the limits of allowed measurement deviation*

# Obsah

<b>1. ÚVOD .....</b>	<b>7</b>
1.1. Cíl práce .....	7
<b>2. TEORETICKÁ ČÁST .....</b>	<b>9</b>
2.1. Elektrokardiografie.....	9
2.1.1. Standardní 12svodový systém pro snímání EKG.....	10
2.1.2. Identifikace a barevný kód patientského kabelu.....	13
2.1.3. Funkční bloky elektrokardiografu.....	14
2.1.4. Artefakty vznikající při snímání EKG .....	19
2.2. Metrologie .....	21
2.2.1. Mezinárodní organizace – OIML.....	21
<b>3. PRAKTICKÁ ČÁST .....</b>	<b>23</b>
3.1. Cíl práce .....	23
3.2. Určení relativní chyby měření napětí .....	23
3.3. Určení relativní chyby nastavení citlivosti.....	33
3.4. Určení relativní chyby měření časového intervalu.....	35
3.5. Určení relativní chyby záznamové rychlosti.....	38
3.6. Určení zpoždění záznamu.....	40
3.7. Určení relativních chyb vnitřního kalibrátoru a časového markeru.....	42
3.8. Určení přesahu.....	45
3.9. Určení časové konstanty.....	47
3.10. Určení amplitudově-frekvenční odezvy.....	48
3.11. Určení vstupní impedance.....	51
3.12. Určení zaznamenané napěťové chyby způsobené upravovačem útlumu	58
3.13. Určení činitele potlačení souhlasného signálu.....	60
3.14. Určení šířky základní linky.....	66
3.15. Určení odchylky základní linky.....	67
3.16. Určení skutečné úrovně šumu přivedené na vstup.....	68
3.17. Určení mezikanálového koeficientu přeslechu.....	70
3.18. Určení proudu v pacientově obvodu.....	73

<b>4. DISKUZE .....</b>	<b>76</b>
<b>5. ZÁVĚR .....</b>	<b>78</b>
<b>6. SEZNAM ZKRATEK .....</b>	<b>80</b>
<b>7. SEZNAM TABULEK, GRAFŮ A ILUSTRACÍ.....</b>	<b>81</b>
<b>8. POUŽITÁ LITERATURA.....</b>	<b>84</b>
<b>9. SEZNAM PŘÍLOH .....</b>	<b>86</b>

# 1. Úvod

Výběr tématu mé diplomové práce souvisí s poznáním, že biomedicínský technik, který chce dobře a zodpovědně vykonávat své interdisciplinární povolání, musí získanými znalostmi i dovednostmi nejen reagovat na požadavky soudobé praxe, ale přitom také neustále dbát na dodržování všech požadavků předepsaných platnou legislativou. V elektrokardiografii doporučuje mj. správné postupy při měření mezinárodní organizace legální metrologie OIML doporučením R 90 (Edition 1990).

Moje diplomová práce odpovídá významnému požadavku tohoto doporučení na postup biomedicínského technika, který musí vědět, jak spolehlivě ověřit metrologické charakteristiky použitého elektrokardiografu. Práce pak popisuje některé možnosti ověřování přesnosti měření a jejich praktické vyzkoušení.

V kapitole č. 2 (Teoretická část) se zabývám postupy při používání nejčastějšího způsobu měření elektrické aktivity srdce – tj. soudobou elektrokardiografií. Dále popisuji, jak jsou při činnosti běžně používaného elektrokardiografu zajištěny požadavky na jeho funkce a také se věnuji artefaktům, které vznikají při snímání EKG a mohou tuto činnost negativně ovlivňovat. Závěr této kapitoly je zaměřen na význam metrologie při měření veličin, jejichž naměřené hodnoty ovlivňují stanovení diagnózy a postupu léčení; v elektrokardiografii konkrétně zmíněného doporučení OIML.

3. kapitola (Praktická část) vychází z konkrétních metrologických požadavků doporučení R 90. Popisuje a vyhodnocuje měření za pomoci sestrojených pomocných přípravků připojených k EKG, které určením odchylek při měření zvyšují jeho přesnost ve smyslu uvedeného doporučení.

## 1.1. Cíl práce

Touto diplomovou prací bych chtěl přispět ke zkvalitnění měření elektrické aktivity srdce podle platné legislativy. Jejím hlavním cílem je hledání jednoduchého způsobu ověřování přesnosti funkcí EKG podle všeobecně uznávané mezinárodní metrologické normy.

Sestrojil jsem proto devět pomocných přípravků odpovídajících doporučení mezinárodní organizace legální metrologie OIML R 90 Edition 1990 (E). Tyto

přípravky mají po připojení k elektrokardiografům určovat nežádoucí chyby ovlivňující výsledky měření.

Sestavy přípravků jsem propojil jednak s generátorem napětí, jednak s testovaným elektrokardiografem a hodnoty vycházejícího signálu jsem zaznamenával. Podle vzorců stanovených také uvedeným doporučení jsem z těchto hodnot signálu vypočítával, jak přezkušovaný přístroj odpovídá ve sledovaných parametrech stanoveným limitům.

Naměřené hodnoty a výpočty z nich, které jsem zapsal do protokolů, odpovídají postupům, podle kterých je nadále možné při připojení vytvořených přípravků k elektrokardiografu jednoduše detekovat nežádoucí vlivy měření.

Popsané postupy budou spolu s přípravky vhodné pro použití při zdokonalování výuky a další přípravy jak studentů, tak i posluchačů Akreditačních kvalifikačních kurzů MZ ČR v oboru Biomedicínský technik.



## 2. Teoretická část

V této části popisují, jak se za pomoci elektrokardiografu měří elektrická aktivita srdce s orientací na běžně používaný systém snímání, identifikaci patientského kabelu a funkční bloky EKG.

Dále charakterizují, jaké postupy používá v současnosti odpovídající metrologie k ověření přesnosti těchto způsobů měření.

### 2.1. Elektrokardiografie

Tkáně lidského těla obsahují velké množství elektricky nabitých iontů, a proto je celé tělo silně vodivé. Elektrická aktivita srdce se tedy projevuje i na povrchu těla a mezi jeho různými místy vzniká napětí, které je možné snímat. Z průběhu měřených elektrických proudů lze posuzovat kvalitu srdeční činnosti a její případné poruchy. Nejběžnější lékařskou vyšetřovací metodou zachycující a vizuálně zaznamenávající akční elektrické srdeční potenciály z různých míst povrchu těla je elektrokardiografie (EKG). Tato metoda může poskytnout dva druhy informací: ukazuje poruchy frekvence, rytmu a vedení a také poruchy tzv. gradientu – tj. poruchy vztahu mezi depolarizací a repolarizací.

Mezi určitými místy kůže na lidském těle vznikají při periodické aktivaci srdce registrovatelné elektrické potenciály. Jejich velikost a jejich časový průběh je obrazem dějů probíhajících v srdci při dráždění podněty vycházejícími ze sinoatriálního uzlu v pravé srdeční síni. Měříme tedy rozdíl dvou elektrokardiografických potenciálů – elektrokardiografické napětí. Časový průběh měřeného napětí koresponduje se šířením elektrického vzruchu v srdci.

Elektrokardiografie je významná vyšetřovací metoda, která dokáže zaznamenávat slabé elektrické impulsy provázející a umožňující srdeční stahy (kontrakce). Všeobecně užívá jako měřicí přístroj elektrokardiograf, který zesiluje kolísání slabých elektrických proudů vznikajících při činnosti srdečního svalu a graficky je zaznamenává na papír (EKG křivky). Protože většina srdečních onemocnění vykazuje při vyšetření pacientů touto metodou zcela specifické odchylky od normálních tvarů EKG křivky, je elektrokardiografie v současnosti nezastupitelná při jejich diagnostice.

Měření biofyzikálních veličin je ve srovnání např. s měřením v čistě technické praxi značně složitější, protože se týká živého, měnícího se organismu. Rozsah dalších artefaktů, které nepříznivě ovlivňují přesnost měření a často vytvářejí i falešné signály, je značný. Z uvedených důvodů je proto obtížné získat precizní údaje a vyvarovat se při měření chyb a zkreslení.

Přesnost a spolehlivost měření přitom snižují riziko nesprávného stanovení diagnózy a neúčinné následné léčby kardiaků. V současnosti se proto neustále zvyšují požadavky na správné postupy měření a výběr kvalitních diagnostických přístrojů, které musí splňovat přísné požadavky technických norem a další doporučení, např. z oblasti metrologie viz [10].

### 2.1.1. Standardní 12svodový systém pro snímání EKG

Při snímání elektrické aktivity srdce se v současné době nejvíce používá systém dvanácti elektrokardiografických svodů, které jsou založeny na měření napětí mezi různými místy na jednotlivých končetinách a hrudníku vyšetřované osoby. Do této skupiny nejvíce používaných svodů patří:

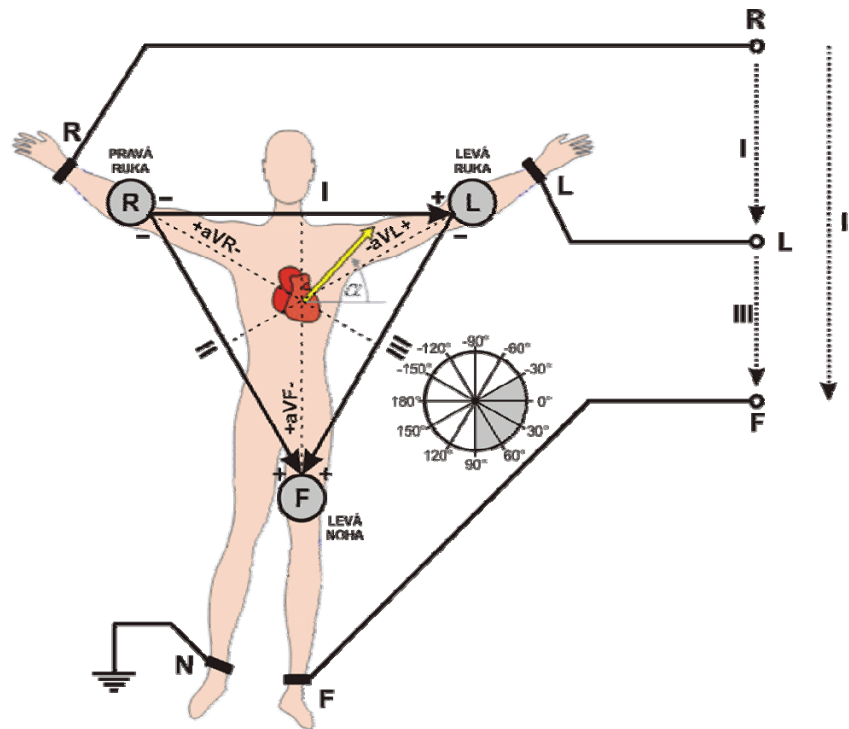
- bipolární končetinové svody I, II a III,
- unipolární zvětšené končetinové svody aVR, aVL a aVF,
- unipolární hrudní svody V1, V2, V3, V4, V5 a V6.

**Bipolární končetinové svody podle Einthovena** se označují římskými číslicemi I, II a III. Při bipolárním zapojení se zaznamenávají rozdíly potenciálů mezi elektricky od srdce stejně vzdálenými body. Tyto rozdíly jsou jejich dvojrozměrnou projekcí na frontální rovinu těla. Aktivní elektrody jsou umístěny na zápěstí pravé a levé horní končetiny a nad kotníkem levé dolní končetiny. Referenční elektroda je umístěna nad kotníkem pravé dolní končetiny. Tři standardní svody mezi elektrodami tak tvoří tzv. Einthovenův trojúhelník. Mezi bipolárními končetinovými svody platí vztahy (1):

$$\begin{aligned}U_I &= \Phi_L - \Phi_R \quad [mV] \\U_{II} &= \Phi_F - \Phi_R \quad [mV] \\U_{III} &= \Phi_F - \Phi_L \quad [mV]\end{aligned}$$

(1)

kde  $\Phi_R$ ,  $\Phi_L$  a  $\Phi_F$  jsou elektrické potenciály na daných elektrodách a  $U_I$ ,  $U_{II}$  a  $U_{III}$  jsou napětí na svodech.



Obrázek č. 1: Tři končetinové bipolární svody podle Einthovena [6]

Einthovenův trojúhelník slouží – mimo jiné – k určení tzv. „elektrické osy srdeční“.

**Unipolární zvětšené (zesílené) končetinové svody podle Goldbergera** se označují aVR, aVL a aVF (písmeno „a“ znamená augmentovaný, tj. zesílený). Výsledný potenciál je získán jako rozdíl potenciálu jedné končetiny a středního potenciálu zbývajících končetin. Střední potenciál se získá odporovým děličem stejných hodnot připojeným mezi zbývajících končetiny (indiferentní elektroda) [2].

Pro napětí na svodech tedy platí vztah (2):

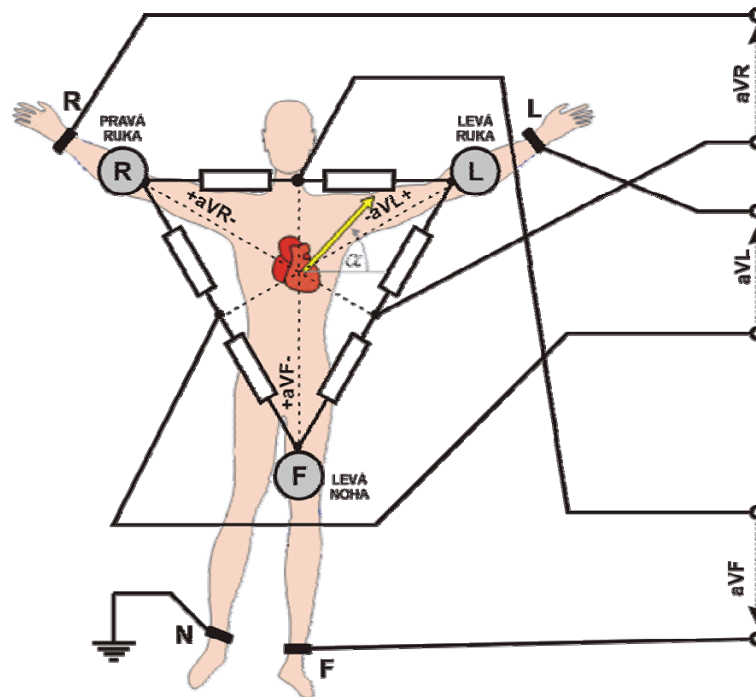
$$U_{aVR} = \Phi_R - \frac{\Phi_L + \Phi_F}{2} \quad [mV]$$

$$U_{aVL} = \Phi_L - \frac{\Phi_R + \Phi_F}{2} \quad [mV]$$

$$U_{aVF} = \Phi_F - \frac{\Phi_R + \Phi_L}{2} \quad [mV]$$

(2)

kde  $\Phi_R$ ,  $\Phi_L$  a  $\Phi_F$  jsou elektrické potenciály na daných elektrodách a  $U_{aVR}$ ,  $U_{aVL}$  a  $U_{aVF}$  jsou napětí na svodech.



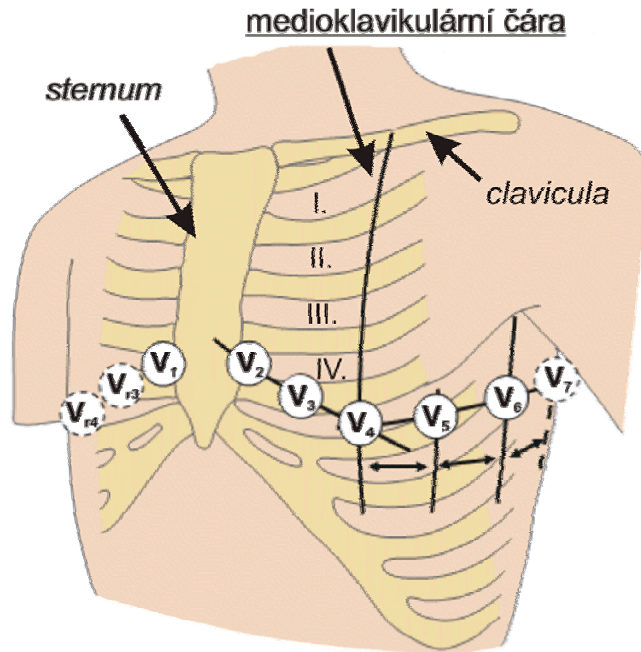
Obrázek č. 2: Tři unipolární svody podle Goldberga [6]

**Unipolární hrudní svody (též prekordiální)** sledují elektrickou aktivitu v horizontální rovině (půdorys). Dohromady s končetinovými svody umožňují určitou prostorovou představu o elektrickém poli srdečním.

Elektrody se označují V1, V2, V3, V4, V5 a V6 a jsou umístěny na specifických místech na hrudníku:

- V1 4. mezižebří vpravo od sternu,
- V2 4. mezižebří vlevo od sternu,
- V3 uprostřed mezi V2 a V4,
- V4 5. mezižebří ve střední klavikulární linii,
- V5 na stejné úrovni jako V4 na přední axilární linii,
- V6 na stejné úrovni jako V4 na střední axilární linii.

Měří se napětí mezi místy na hrudníku a tzv. Wilsonovou svorkou. Potenciál Wilsonovy svorky  $\Phi_W$  je daným průměrem všech tří potenciálů ve vrcholech Einthovenova trojúhelníku, který jako referenční považujeme za nulový.



Obrázek č. 3: Šest unipolárních svodů podle Wilsona (V1–V6) [6]

Pro hrudní unipolární svody platí (3), že:

$$\Phi_W = \frac{(\Phi_R + \Phi_L + \Phi_F)}{3} = 0 \text{ [mV]}$$

$$U_{VN} = \Phi_{VN} - \Phi_W \text{ [mV]}$$

(3)

kde  $\Phi_{VN}$  jsou elektrické potenciály  $\Phi_{V1}$  až  $\Phi_{V6}$  naměřené hrudními elektrodami.

### 2.1.2. Identifikace a barevný kód patientského kabelu

Barvy svodů a jejich identifikace patientského kabelu se v různých zemích liší. V následující tabulce je znázorněná jejich diferenciaci.

Systém	Evropské státy		USA a některé evropské státy	
	Identifikátor elektrody	Barevný kód	Identifikátor elektrody	Barevný kód
Končetinové bipolární svody podle Einthovena	R	červený	RA	bílý
	L	žlutý	LA	černý
	F	zelený	LL	červený
Šest unipolárních svodů podle Wilsona	C	bílý	V	hnědý
	C1	bíločervený	V1	hnědočervený
	C2	bíložlutý	V2	hnědožlutý
	C3	bílozelený	V3	hnědozelený
	C4	bílohnědý	V4	hnědomodrý
	C5	bíločerný	V5	hnědooranžový
	C6	bílofialový	V6	hnědofialový
	N	černý	RL	zelený

**Tabulka č. 1: Identifikace a barevný kód patientského kabelu [10]**

### 2.1.3. Funkční bloky elektrokardiografu

Všechny v současnosti používané typy elektrokardiografů musí splňovat dané požadavky: potlačení rušivých signálů, stejnosměrná soufázová i rozdílová napětí superponovaná na signál EKG, vhodné pásmo propustnosti při zesílení signálu, musí mít dostatečný dynamický rozsah pro různé amplitudy signálu EKG, dostatečně vysokou vstupní impedanci pro eliminaci impedance kontaktu elektroda – kůže, nízký vlastní šum zesilovače, schopnost akceptovat kardiostimulační impuls bez omezení následného snímání a odolnost proti defibrilaci aplikované současně při snímání. Kromě toho nesmí zkreslovat tvar a průběh zaznamenaného signálu. Samozřejmostí je také zajištění bezpečnosti pacienta a obsluhy ve smyslu příslušných bezpečnostních předpisů.

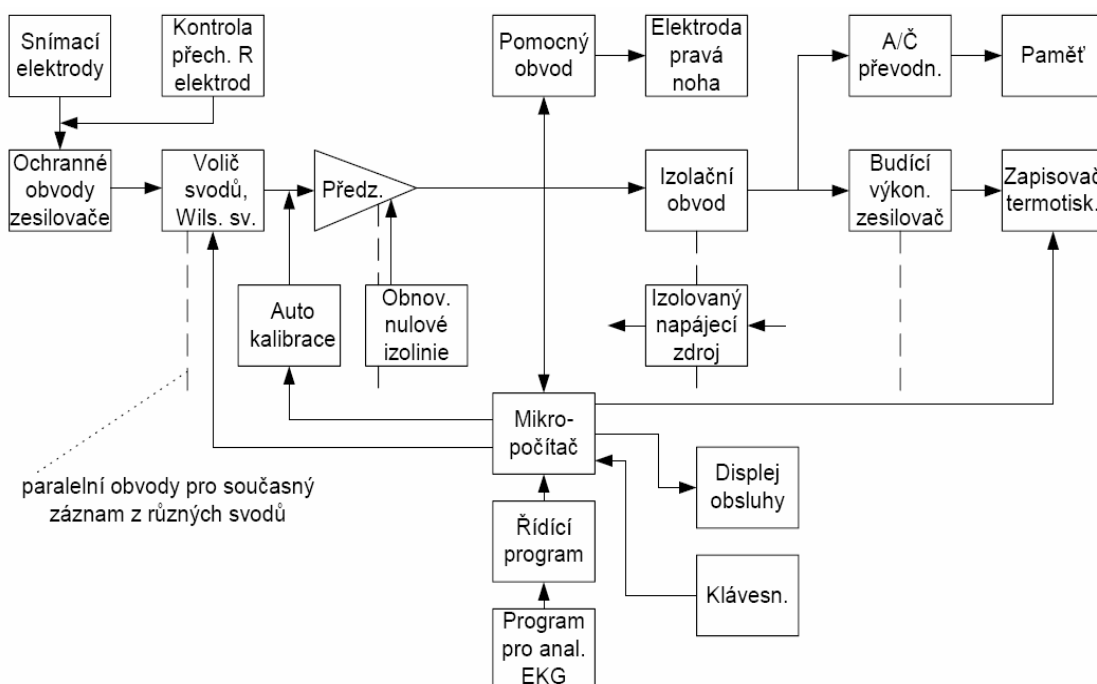
#### **Základní funkční bloky elektrokardiografu:**

##### **1. Ochranný obvod**

Tento okruh obsahuje ochranná zařízení, která mají zajistit elektrokardiograf proti zničení při vniknutí vysokého napětí na vstup.

## 2. Volič svodů

Každá patientská elektroda je napojena na volič svodů elektrokardiografu. Funkcí tohoto bloku je rozhodnout, které elektrody jsou potřebné k vybranému svodu a připojit je ke zbylému okruhu. Tato část elektrokardiografu uskutečňuje spojení s ovládacím blokem. Blok může být ovládán obsluhou nebo také v automatickém režimu pomocí mikropočítače elektrokardiografu. Lze vybrat jeden nebo více svodů k zaznamenání. V automatickém režimu je každý z dvanácti svodů zaznamenáván po dobu 10 sekund.



Obrázek č. 4: Blokové uspořádání elektrokardiografu [15]

## 3. Kalibrační signál

Kalibrační signál o amplitudě 1 mV je uvedený na začátku záznamu pro každý kanál elektrokardiografu, který bude zaznamenáván.

## 4. Předzesilovač

Vstupní předzesilovací stupeň tvoří vstupní zesílení elektrokardiografu. Tento stupeň by měl mít co největší vstupní impedanci a vysoký činitel potlačení souhlasného signálu (CMRR). Typický předzesilovač je diferenciální zesilovač, který se skládá z tří operačních zesilovačů.

## 5. Izolační obvod

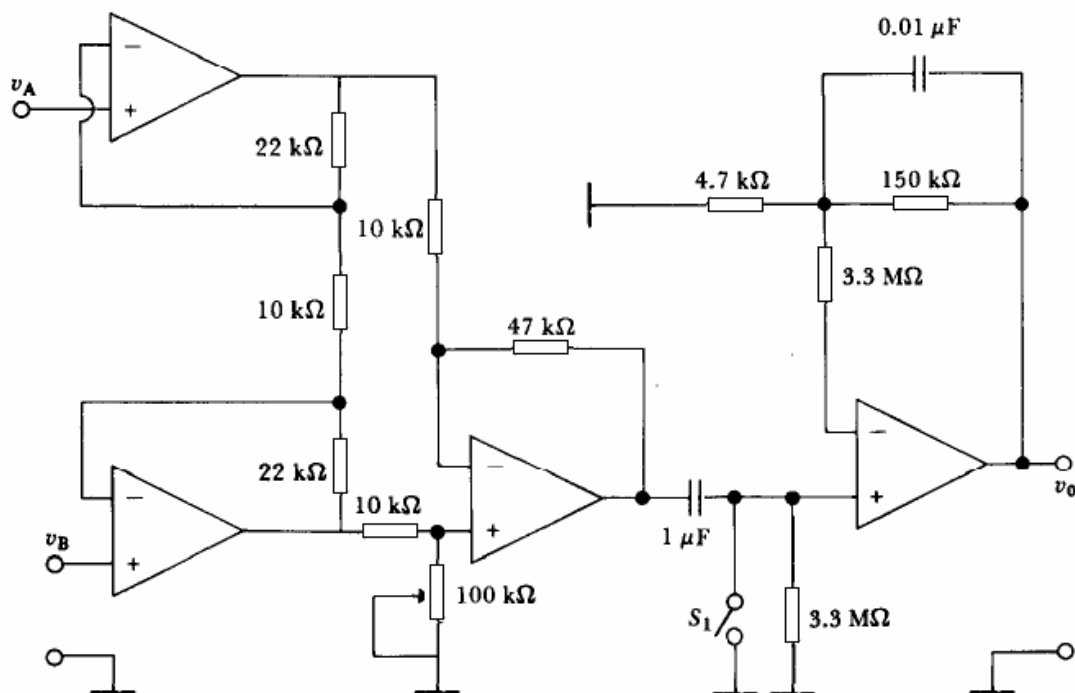
Obvody tohoto bloku vytvářejí pásmovou zadrž pro signál o frekvenci 60 Hz. Např. pokud pacient přijde do kontaktu s napětím o hodnotě 120 V, tato zadrž má zamezit průchodu nebezpečných proudů pacientem.

## 6. Elektroda pravé nohy

Tato elektroda poskytne na pacientovi referenční bod v podobě zemního potenciálu.

## 7. Budící výkonový zesilovač

Obvody tohoto bloku zesilují EKG na takovou úroveň, která dovoluje signál zaznamenávat. Jeho vstup by měl být střídavě zapojen tak, že zbytková napětí zesílená předzesilovačem nejsou na vstupním obvodu vidět. Pokud jsou tato stejnosměrná napětí na tomto stupni zesílena, mohlo by následně dojít k saturaci. Tento stupeň také zajišťuje pásmovou propust elektrokardiografu. Budící výkonový zesilovač též obsahuje astatickou regulaci, která se používá k umístění signálu na záznamový papír. Tento prvek reguluje také stejnosměrnou úroveň výstupního signálu.



Obrázek č. 5: Schéma EKG zesilovače [8]



## **8. Paměť**

Moderní přístroje mohou elektrokardiogramy vytisknout stejně jako je uchovat ve své interní paměti. Signál je nejprve digitalizován pomocí analogově/digitálního převodníku (ADC). Následně jsou desetisekundové záznamy z každého svodu uloženy do paměti spolu s informacemi o pacientovi. Celou proceduru kontroluje mikro počítač.

## **9. Mikro počítač**

Mikro počítač elektrokardiografu je mozkiem přístroje, který řídí činnost všech ostatních funkčních bloků. Obsluha může volit z několika režimů specifických programů. Mikro počítače v elektrokardiografech dokáží vytvořit předběžnou analýzu elektrokardiogramu. Touto analýzou může být určení srdeční frekvence, určení osy srdeční, rozpoznání arytmie a rozpoznání libovolných intervalů EKG signálu [14].

## **10. Obvod pro záznam a zobrazení EKG**

Zde se realizuje a zobrazuje záznam snímaného signálu EKG. Na záznamu jsou informace související s pacientem, uživatelem, provozním nastavením přístroje, registrovanými svody atd. Na přístrojích s možností rozměření a interpretace EKG se vypisují i tabulky, grafy a slovní výroky týkající se rozměření a interpretace.

V dnešní době se používá zápis řádkovou termohlavou na termoreaktivní papír. Vůči spolupracující externí logice řídicího bloku se řádková termohlava chová jako sériový registr s datovým a hodinovým vstupem, kam se zapisuje binární informace o právě vypisovaném řádku.

Pro zobrazení snímaného signálu EKG se většinou používají grafické displeje LCD s prosvětlením a různou jemností grafiky podle významu, který určuje výrobce

## **11. Blok napájení**

Bezpečnostní požadavky na přístroje lékařské elektroniky jsou mnohem přísnější než například pro měřicí nebo spotřební elektroniku. Dřívější provedení elektrokardiografů bylo ve II. izolační třídě (dvojitá nebo zesílená izolace na rozhraní síťová část – přístroj s vyloučením ochranného uzemnění, bez dodatečné izolace vstupních obvodů spojených galvanicky s pacientem). Dnes jsou elektrokardiografy provedeny výhradně v I. izolační třídě (povinné

ochranné uzemnění přístroje), kombinované ovšem povinně s dokonalou galvanickou izolací vstupních obvodů přímo spojených s pacientem (kategorie vstupní ochrany CF).

Spínací obvodová technika výrazně zvyšuje celkovou účinnost napájecího bloku i jeho odolnost při kolísání síťového napětí. Součástí napájecího bloku u přístrojů s alternativním napájením z vestavěných akumulátorů jsou obvody pro kontrolu nabíjení a vybíjení těchto akumulátorů proto, aby bylo dosaženo nejvyšší účinnosti využití energie akumulátorů a současně byly respektovány pokyny výrobců, zejména pro proces nabíjení akumulátorů [8].

### **Příklad technické specifikace elektrokardiografu viz [16]**

#### **EKG zesilovač**

- Citlivost: 5, 10, 20, 40 mm / mV  $\pm$  2%
- Svody: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1–V6, volně programovatelné
- Frekvenční rozsah: 0,05 Hz – 250 Hz
- Chybovost: < 1%
- Vzorkování: 0,5 ms / 2000 Hz
- Odchylka: automatická nulová linie
- A/D převodník: 12 bitový
- Rozlišení: 2,5mV
- Vstupní impedance: > 50 M $\Omega$
- CMRR: > 90 dB
- Časová konstanta: 3,2 s
- Filtr: síťový, svalový nebo kombinovaný

#### **Monitor**

- Monochromatický 1024x768
- Zobrazovací frekvence 90 Hz

#### **EKG zapisovač**

- Metoda: termotisková hlavice
- Rozlišení: 5, 10, 25, 50, 100 mm / sec
- Rozsah výtisku: 210 mm

- Papír: Termopapír, rastrovaný, 210 x 150 mm (DIN A5)

### **Rozhraní**

- 4x sériové rozhraní
- Optolink a paralelní port

### **Bezpečnost**

- IEC 62 D (CO) 17 (ne intrakardiální)
- Ochrana proti defibrilaci

### **Analogové I/O rozhraní**

- 4 nastavitelné analogové výstupy
- 8 analogových vstupů (např. pro katetr nebo modul pro sledování srdečních ozev)
- analogový signál je volně kombinovatelný s EKG signálem

### **Napájení**

- 210–230 V / 120 W

## **2.1.4. Artefakty vznikající při snímání EKG**

Reálný EKG signál představuje směs užitečného signálu elektrické aktivity srdečního svalu a parazitních signálů, jejichž úroveň má vliv na kvalitu sejmutého EKG signálu.

Zdroje těchto rušivých změn mohou být *vnitřní* (endogenní) a *vnější* (exogenní).

Do vnitřních zdrojů rušení se zahrnuje:

#### **- rušení způsobená pacientem**

Sem patří pohybové artefakty, myopotenciály různých svalových skupin, neklid pacienta, chlad pacienta způsobující třes, emoce, strach, nervozita, dýchání, EKG signál matky při FEKG aj. Toto rušení lze potlačit zajištěním vhodné polohy pacienta, uklidněním, podáním vhodných sedativ atd. U dnešních EKG-přístrojů se provádí kmitočtová filtrace k potlačení rušení těmito artefakty.

Mezi vnější zdroje rušení patří:

**- rušení vzniklá stykem pokožka – elektroda**

Základními parametry pro hodnocení elektrodového systému jsou elektrodová impedance a polarizační napětí na rozhraní elektroda – kůže. Snížení impedance se dříve dosahovalo pečlivou přípravou pokožky v místě kontaktu (např. obroušení rohové vrstvy kůže jemným smirkovým papírem). Dnes stačí nanést na pokožku kvalitní elektrodovou pastu.

Pro snížení polarizačního napětí je nezbytné použít nepolarizovatelných elektrod Ag – AgCl s poměrně stabilním a nízkým polarizačním napětím.

Snímací elektrody musí být spolehlivě fixovány.

**- rušení vzniklá mimo tělo pacienta**

Patří sem rušení elektromagnetickým polem od rozvodu elektrovedné sítě, vř diatermie, koagulátory, mikrovlnná hypertermie, elektronarkóza, rtg zařízení, defibrilátory, motory, transformátory atd., ale i vlastní přístrojové poruchy.

Tyto rušivé signály nazýváme *souhlasné*, protože jsou indukovány do všech svodů ve stejné fázi.

Častým řešením potlačení těchto signálů byla Faradayova klec, avšak ani ta někdy nebývá zcela účinná. Dalším způsobem snížení rušení je účinné uzemnění přístroje na zemnicí svorku kvalitního zemnění.

Nejúčinnější způsob k potlačení rušivých souhlasných signálů spočívá v použití symetrického diferenciálního zesilovače, kterým lze dosáhnout činitele CMRR většího než 120 dB ( $10^6$ ) za předpokladu stejných elektrodových impedancí.

Vstupní EKG zesilovače prakticky mívají činitele potlačení souhlasného signálu CMRR kolem 100 dB, čímž se dosáhne potlačení rušivého napětí ze sítě řádově na jednotky  $\mu\text{V}$  [2].

**- rušení způsobená chybou personálu**

Tato chyba se zpravidla vztahuje na neúmyslné přehození EKG svodů, které může vést až k chybné diagnóze. Základem správného měření jsou snímací elektrody, které musí být spolehlivě fixovány.

## **2.2. Metrologie**

Metrologie (někdy též metronomie) je obor, který se zabývá mírami pro stanovení velikosti různých technických a fyzikálních veličin a jejich měřením. Míry jsou obvykle definovány etalonem (normálem) nebo pomocí jejich odvození z jiných veličin. Metrologie pod svým povrchem skrývá hluboké poznatky, které jsou blízko jen málo lidem, avšak většina lidí je využívá s pevnou důvěrou, že všichni stejným způsobem vnímají takové pojmy jako metr, kilogram, litr, watt atd. Důvěra je důležitá k tomu, aby metrologie mohla propojit lidské činnosti navzájem napříč zeměpisnými a profesními hranicemi. Tato důvěra se zvyšuje širším využíváním spolupráce, společných jednotek míry a společných měřicích postupů a také s uznáváním akreditací a vzájemným zkoušením etalonů a laboratoří v různých zemích [9].

### **2.2.1. Mezinárodní organizace – OIML**

Mezinárodní organizace legální metrologie – Organisation Internationale de Métrologie Légale (OIML) – byla vytvořena na základě úmluvy v roce 1955 s cílem napomáhat globální harmonizaci postupů legální metrologie. OIML je mezivládní smluvní organizace s 57 členskými zeměmi, které se podílejí na technické činnosti, a s 48 korespondenčními členskými zeměmi, které se podílejí na činnosti OIML jako pozorovatelé. OIML spolupracuje s orgány Metrické konvence a BIPM v mezinárodní harmonizaci legální metrologie. OIML udržuje styky s více než 100 mezinárodních a regionálních institucí v otázkách metrologie a normalizace a v souvisejících oblastech.

#### **Metrologické směrnice**

Celosvětová technická struktura poskytuje členům metrologické směrnice na vypracování národních a regionálních požadavků týkajících se výroby a používání měřidel v oblasti legální metrologie.

#### **Vzorové předpisy, mezinárodní doporučení**

OIML vypracovává vzorové předpisy a vydává mezinárodní doporučení, která slouží pro členské země jako mezinárodně dohodnutý základ k vypracování národní legislativy pro různé kategorie měřidel. Technická doporučení obsažená v návrhu

Evropské směrnice pro měřidla (MID) jsou do značné míry shodná s Mezinárodními doporučeními OIML.

Hlavní prvky mezinárodních doporučení:

- rozsah, aplikace a terminologie,
- metrologické požadavky,
- technické požadavky,
- metody a zařízení pro zkoušení a ověřování shody s požadavky,
- formát zkušební zprávy.

Mezi dvě hlavní kategorie publikací OIML patří následující texty:

- **Mezinárodní doporučení (OIML R)** jsou modelové předpisy, které stanovují metrologické vlastnosti vyžadované určitými měřicími nástroji a které upřesňují metody a zařízení pro zajištění jejich souladu. Členské státy OIML implementují tato doporučení v nejvyšší možné míře.
- **Mezinárodní dokumenty (OIML D)** jsou informační povahy a jsou připravovány s cílem zlepšit práci metrologických služeb.

Návrhy doporučení a dokumentů OIML zpracovávají technické výbory, resp. podvýbory, jejichž členy jsou zástupci jednotlivých členských zemí. Jako poradní orgány působí také některé mezinárodní a regionální instituce. OIML má k odstranění konfliktních požadavků uzavřeny dohody o spolupráci s různými organizacemi např. s ISO a IEC. Proto mohou výrobci i uživatelé měřidel pro zkušební laboratoře současně používat jak publikace OIML tak i publikace jiných institucí.

### **Certifikační systém OIML**

Tento systém poskytuje výrobcům možnost získat certifikát a zkušební zprávu OIML potvrzující, že daný typ splňuje požadavky příslušných Mezinárodních doporučení OIML.

Certifikáty vydávají členské státy OIML, které vytvořily jeden nebo několik vystavujících orgánů odpovědných za vyřizování žádostí od výrobců, kteří si přejí mít certifikát pro typy svých přístrojů. Tyto certifikáty jsou předmětem dobrovolného uznání ze strany národních metrologických služeb [9].

## 3. Praktická část

### 3.1. Cíl práce

Touto diplomovou prací bych chtěl přispět ke zkvalitnění měření elektrické aktivity srdce podle platné legislativy. Sestrojil jsem devět pomocných přípravků odpovídajících doporučení mezinárodní organizace legální metrologie OIML R 90 Edition 1990 (E). Tyto přípravky mají po připojení k elektrokardiografům určovat nežádoucí chyby ovlivňující výsledky měření.

Pomocí sestav těchto přípravků a EKG typu MAX-1 od výrobce Marquette Electronics se sériovým číslem L5E93614F jsem měřením výstupních hodnot ověřoval jejich různé parametry. Přitom jsem postupoval podle úloh stanovených doporučením R 90 pro ověřování metrologických charakteristik.

Z naměřených hodnot jsem po výpočtu podle vzorců (také stanovených doporučením R 90) určoval, která kritéria prověřovaný elektrokardiograf podle tohoto doporučení splňuje a kterým naopak nevyhovuje.

Naměřené hodnoty a výpočty z nich, zapsané v protokolech, odpovídají postupům, podle kterých je nadále možné při připojení vytvořených přípravků k elektrokardiografu jednoduše detekovat nežádoucí vlivy měření.

Popsané postupy budou spolu s přípravky vhodné pro použití při zdokonalování výuky a další přípravy jak studentů, tak i posluchačů Akreditačních kvalifikačních kurzů MZ ČR v oboru Biomedicínský technik.

### 3.2. Určení relativní chyby měření napětí

**Definice:** Relativní chyba měření napětí je rozdíl mezi napětím zaznamenaným elektrokardiografem a napětím použitím k jeho napájení (jehož referenční hodnota se chápe jako běžná skutečná hodnota) vydělený vstupním napětím.

**Metoda měření:** Relativní chyba měření napětí by měla být stanovena přímo měřením amplitudy obdélníkového zaznamenaného signálu, vydělena nastavením citlivosti a srovnáním výsledku s rozkmitem vstupního napětí, jak je stanoveno referenčním voltmetrem (běžná skutečná hodnota).

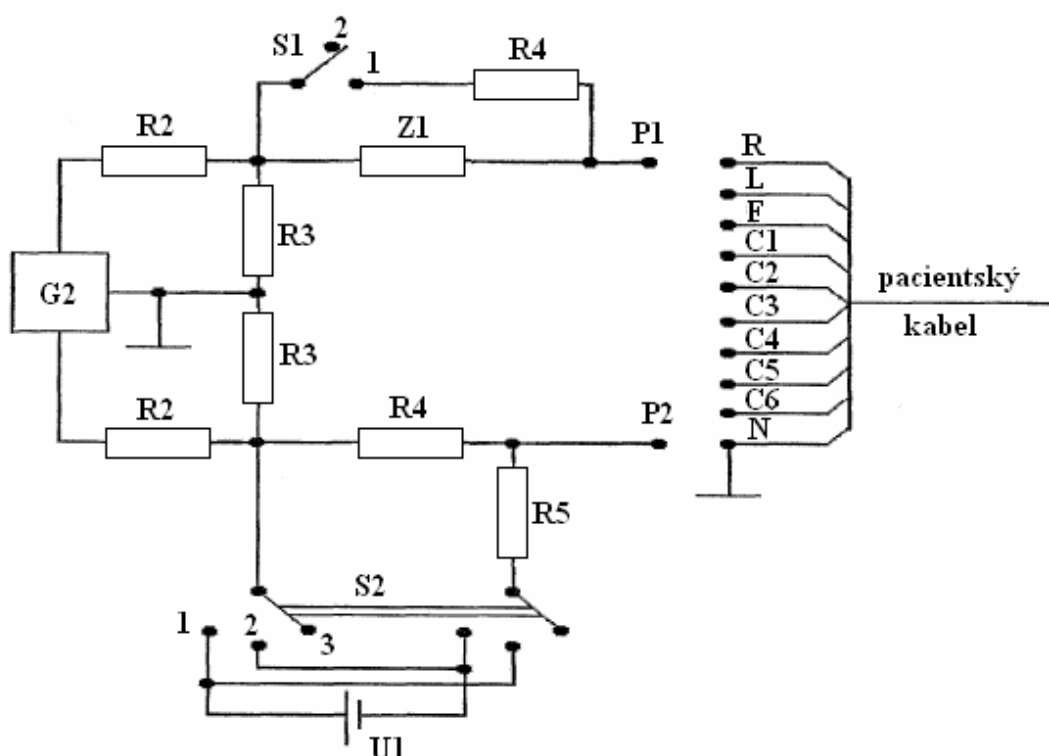
**Měřicí obvod:** Schéma obvodu přípravku 1 ukazuje obrázek č. 6. Mezi přípravek a generátor napětí se umístí převodník mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku jehož náhradní schéma zapojení je ukázáno na obrázku č. 7.

**Postup měření:** Záznamová rychlost je stanovena na 50 mm/s. Volič svodu nebo programu je nastaven střídavě pro každou dostupnou pozici. Konektory P1 a P2 jsou propojeny s patientským kabelem, jak je stanoveno v tabulce č. 2. Přepínač S1 je nastaven na pozici 2 (Z1 v obvodu). Přepínač S2 je nastaven na pozici 3 a generátor G2 je nastaven na kmitočet 10 Hz. Citlivost a amplituda špička – špička vstupního obdélníkového signálu jsou nastaveny tak, jak je stanoveno v tabulce č. 3. Pro každou hodnotu vstupního signálu stanoveného v tabulce 3 je měřena amplituda špička – špička zaznamenávaného signálu. Potom se měření postupně zopakuje se spínačem S2 v pozicích 1 a 2, který připojuje stejnosměrné napětí o hodnotě  $\pm 300$  mV k nasimulování maximální hodnoty polarizace elektrody.

Svod určený k měření	Svod s nulovou výchylkou	Přívodní elektroda připojená ke konektoru P1	Přívodní elektroda připojená ke konektoru P2
I, II a VR, aVL, aVF	III	R	všechny ostatní
I, III a VR, aVL, aVF	II	L	všechny ostatní
I, III a VR, aVL, aVF	I	F	všechny ostatní
V <sub>1</sub> –V <sub>6</sub>	I, II, III	C <sub>i</sub>	všechny ostatní

**Tabulka č. 2: Pozice voliče svodu a připojení elektrod při určení chyb měření napětí a vstupního odporu [10]**





Obrázek č. 6: Náhradní schéma k určení relativní chyby měření napětí, časové konstanty a přesahu, chyby měření časového intervalu, relativní chyby vnitřního kalibrátoru a časového markeru [10]

Vstupní napětí špička – špička na výstupu děliče D1 (mV)			Nastavení citlivosti (mm/mV)
0,4	2	4	5
0,2	1	2	10
0,1	0,5	1	20

Tabulka č. 3: Nastavení citlivosti a napětí vstupního signálu pro stanovení relativní chyby měření napětí [10]

**Výpočet:** Relativní chyba měření napětí (v procentech) se vypočítá podle následující rovnice (4):

$$\delta_u = \frac{U_m - U_{in}}{U_{in}} \cdot 100 [\%]$$

(4)

kde:

$U_m = h_m/S_n$  je zaznamenané napětí špička – špička v mV,

$h_m$  je amplituda špička – špička zaznamenaného výstupního signálu v mm,

$S_n$  je nominální hodnota nastavení citlivosti v mm/mV,

$U_{in}$  je vstupní napětí špička – špička v mV.

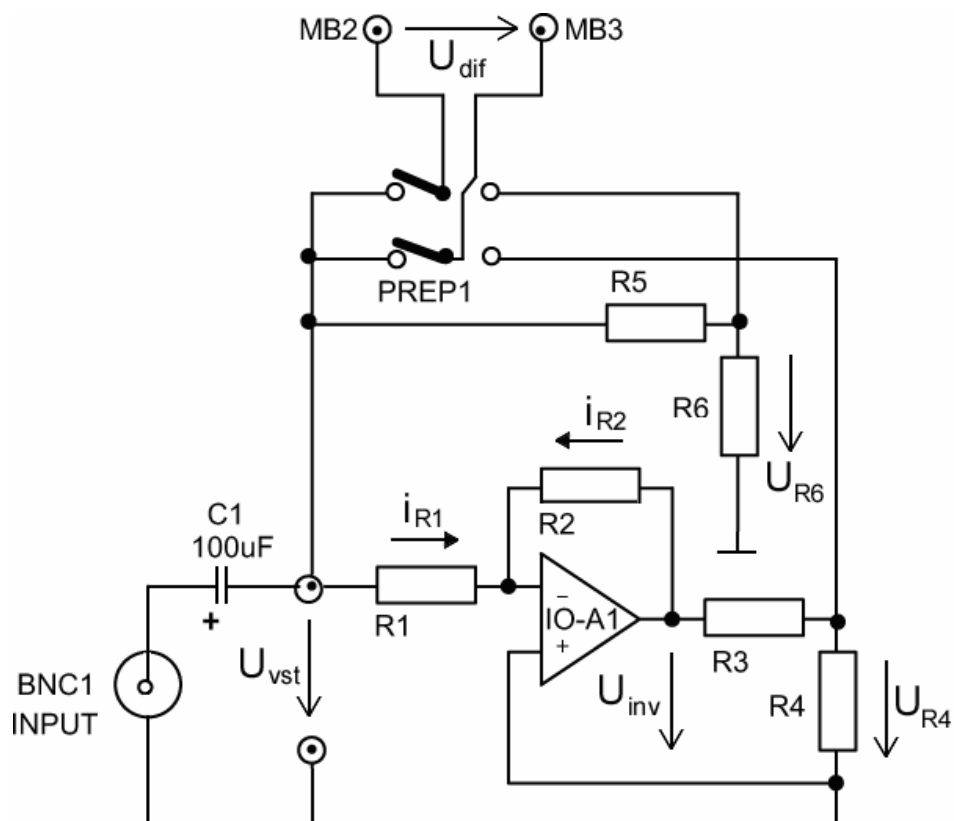
**Požadavek:** Pro signál zaznamenaný s konstantním stejnosměrným napětím nebo bez něj by chyba daná v rovnici (4) neměla přesáhnout hodnotu vypočtenou z následující rovnice (5):

$$10 (1 + U_1/U_{in})$$

(5)

kde:

$U_1$  je nejmenší hodnota rozsahu měření napětí, např. 0,1 mV.



**Obrázek č. 7: Náhradní schéma převodníku mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku**

Naměřené hodnoty:

P1: R

Poloha spínače S2	$U_{IN}$ (mV)	Citlivost (mm/mV)	$h_m$ š-š (mm)	$U_m$ (mV)	$\delta_u$ (%)	Maximální přípustná chyba (%)
S2: 3	0,1	20	2,1	0,11	5,0	20,0
	0,2	10	2,1	0,21	5,0	15,0
	0,4	5	2,1	0,42	5,0	12,5
	0,5	20	10,2	0,51	2,0	12,0
	1,0	10	10,2	1,02	2,0	11,0
	1,0	20	20,5	1,03	2,5	11,0
	2,0	5	10,5	2,10	5,0	10,5
	2,0	10	20,5	2,05	2,5	10,5
	4,0	5	20,5	4,10	2,5	10,3
S2: 2	0,1	20	2,1	0,11	5,0	20,0
	0,2	10	2,1	0,21	5,0	15,0
	0,4	5	2,1	0,42	5,0	12,5
	0,5	20	10,2	0,51	2,0	12,0
	1,0	10	10,5	1,05	5,0	11,0
	1,0	20	20,5	1,03	2,5	11,0
	2,0	5	10,0	2,00	0,0	10,5
	2,0	10	20,5	2,05	2,5	10,5
	4,0	5	20,0	4,00	0,0	10,3
S2: 1	0,1	20	2,0	0,10	0,0	20,0
	0,2	10	2,0	0,20	0,0	15,0
	0,4	5	2,0	0,40	0,0	12,5
	0,5	20	10,5	0,53	5,0	12,0
	1,0	10	10,0	1,00	0,0	11,0
	1,0	20	20,5	1,03	2,5	11,0
	2,0	5	10,0	2,00	0,0	10,5
	2,0	10	20,0	2,00	0,0	10,5
	4,0	5	20,5	4,10	2,5	10,3

Tabulka č. 4: Naměřené a vypočtené hodnoty k určení relativní chyby měření napětí pro přírodní elektrodu R připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2

P1: L

Poloha spínače S2	$U_{IN}$ (mV)	Citlivost (mm/mV)	$h_m$ š-š (mm)	$U_m$ (mV)	$\delta_u$ (%)	Maximální přípustná chyba (%)
S2: 3	0,1	20	2,0	0,10	0,0	20,0
	0,2	10	2,0	0,20	0,0	15,0
	0,4	5	2,0	0,40	0,0	12,5
	0,5	20	10,5	0,53	5,0	12,0
	1,0	10	10,0	1,00	0,0	11,0
	1,0	20	20,0	1,00	0,0	11,0
	2,0	5	10,5	2,10	5,0	10,5
	2,0	10	20,0	2,00	0,0	10,5
	4,0	5	20,5	4,10	2,5	10,3
S2: 2	0,1	20	2,2	0,11	10,0	20,0
	0,2	10	2,0	0,20	0,0	15,0
	0,4	5	2,0	0,40	0,0	12,5
	0,5	20	10,5	0,53	5,0	12,0
	1,0	10	10,5	1,05	5,0	11,0
	1,0	20	20,5	1,03	2,5	11,0
	2,0	5	10,0	2,00	0,0	10,5
	2,0	10	20,5	2,05	2,5	10,5
	4,0	5	20,0	4,00	0,0	10,3
S2: 1	0,1	20	2,0	0,10	0,0	20,0
	0,2	10	2,0	0,20	0,0	15,0
	0,4	5	2,0	0,40	0,0	12,5
	0,5	20	10,0	0,50	0,0	12,0
	1,0	10	10,5	1,05	5,0	11,0
	1,0	20	20,5	1,03	2,5	11,0
	2,0	5	10,0	2,00	0,0	10,5
	2,0	10	20,5	2,05	2,5	10,5
	4,0	5	20,5	4,10	2,5	10,3

Tabulka č. 5: Naměřené a vypočtené hodnoty k určení relativní chyby měření napětí pro přírodní elektrodu L připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2

P1: F

Poloha spínače S2	$U_{IN}$ (mV)	Citlivost (mm/mV)	$h_m$ š-š (mm)	$U_m$ (mV)	$\delta_u$ (%)	Maximální přípustná chyba (%)
S2: 3	0,1	20	2,2	0,11	10,0	20,0
	0,2	10	2,0	0,20	0,0	15,0
	0,4	5	2,0	0,40	0,0	12,5
	0,5	20	10,0	0,50	0,0	12,0
	1,0	10	10,5	1,05	5,0	11,0
	1,0	20	20,5	1,03	2,5	11,0
	2,0	5	10,5	2,10	5,0	10,5
	2,0	10	20,5	2,05	2,5	10,5
	4,0	5	20,5	4,10	2,5	10,3
S2: 2	0,1	20	2,0	0,10	0,0	20,0
	0,2	10	2,0	0,20	0,0	15,0
	0,4	5	2,0	0,40	0,0	12,5
	0,5	20	10,0	0,50	0,0	12,0
	1,0	10	10,5	1,05	5,0	11,0
	1,0	20	20,5	1,03	2,5	11,0
	2,0	5	10,5	2,10	5,0	10,5
	2,0	10	20,5	2,05	2,5	10,5
	4,0	5	20,0	4,00	0,0	10,3
S2: 1	0,1	20	2,2	0,11	10,0	20,0
	0,2	10	2,0	0,20	0,0	15,0
	0,4	5	2,0	0,40	0,0	12,5
	0,5	20	10,5	0,53	5,0	12,0
	1,0	10	10,5	1,05	5,0	11,0
	1,0	20	21,5	1,08	7,5	11,0
	2,0	5	10,5	2,10	5,0	10,5
	2,0	10	20,5	2,05	2,5	10,5
	4,0	5	20,0	4,00	0,0	10,3

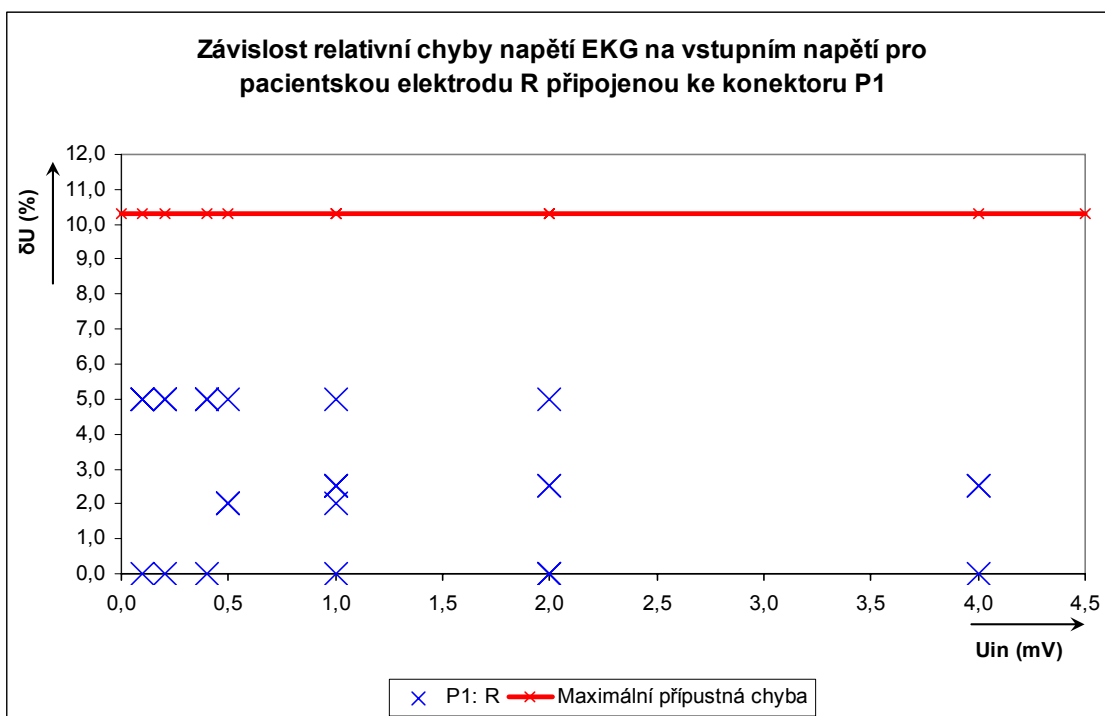
Tabulka č. 6: Naměřené a vypočtené hodnoty k určení relativní chyby měření napětí pro přírodní elektrodu F připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2

**P1: Ci**

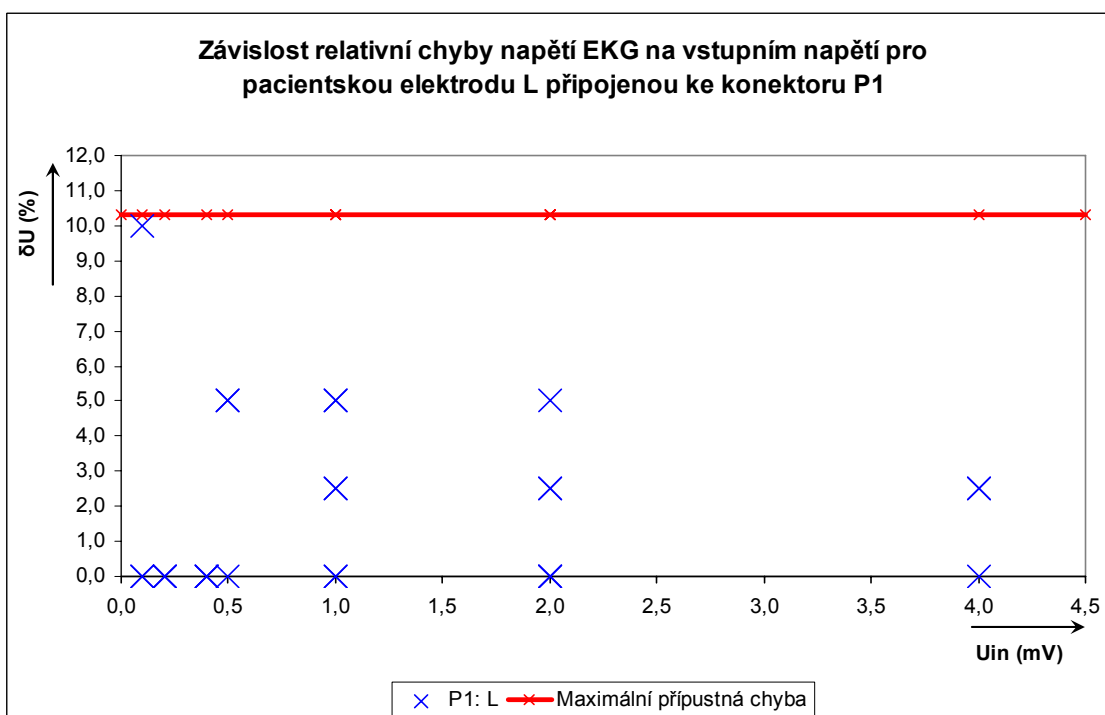
<b>Poloha spínače S2</b>	<b><math>U_{IN}</math> (mV)</b>	<b>Citlivost (mm/mV)</b>	<b><math>h_m</math> š-š (mm)</b>	<b><math>U_m</math> (mV)</b>	<b><math>\delta_u</math> (%)</b>	<b>Maximální přípustná chyba (%)</b>
<b>S2: 3</b>	0,1	20	2,0	0,10	0,0	20,0
	0,2	10	2,0	0,20	0,0	15,0
	0,4	5	2,0	0,40	0,0	12,5
	0,5	20	11,0	0,55	10,0	12,0
	1,0	10	10,5	1,05	5,0	11,0
	1,0	20	20,5	1,03	2,5	11,0
	2,0	5	10,5	2,10	5,0	10,5
	2,0	10	22,0	2,20	10,0	10,5
	4,0	5	21,0	4,20	5,0	10,3
<b>S2: 2</b>	0,1	20	2,0	0,10	0,0	20,0
	0,2	10	2,0	0,20	0,0	15,0
	0,4	5	2,0	0,40	0,0	12,5
	0,5	20	10,5	0,53	5,0	12,0
	1,0	10	10,5	1,05	5,0	11,0
	1,0	20	20,5	1,03	2,5	11,0
	2,0	5	10,0	2,00	0,0	10,5
	2,0	10	20,5	2,05	2,5	10,5
	4,0	5	21,0	4,20	5,0	10,3
<b>S2: 1</b>	0,1	20	2,2	0,11	10,0	20,0
	0,2	10	2,0	0,20	0,0	15,0
	0,4	5	2,0	0,40	0,0	12,5
	0,5	20	10,5	0,53	5,0	12,0
	1,0	10	10,5	1,05	5,0	11,0
	1,0	20	20,5	1,03	2,5	11,0
	2,0	5	10,5	2,10	5,0	10,5
	2,0	10	21,0	2,10	5,0	10,5
	4,0	5	20,5	4,10	2,5	10,3

**Tabulka č. 7: Naměřené a vypočtené hodnoty k určení relativní chyby měření napětí pro přírodní hrudní elektrody Ci připojené ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2**

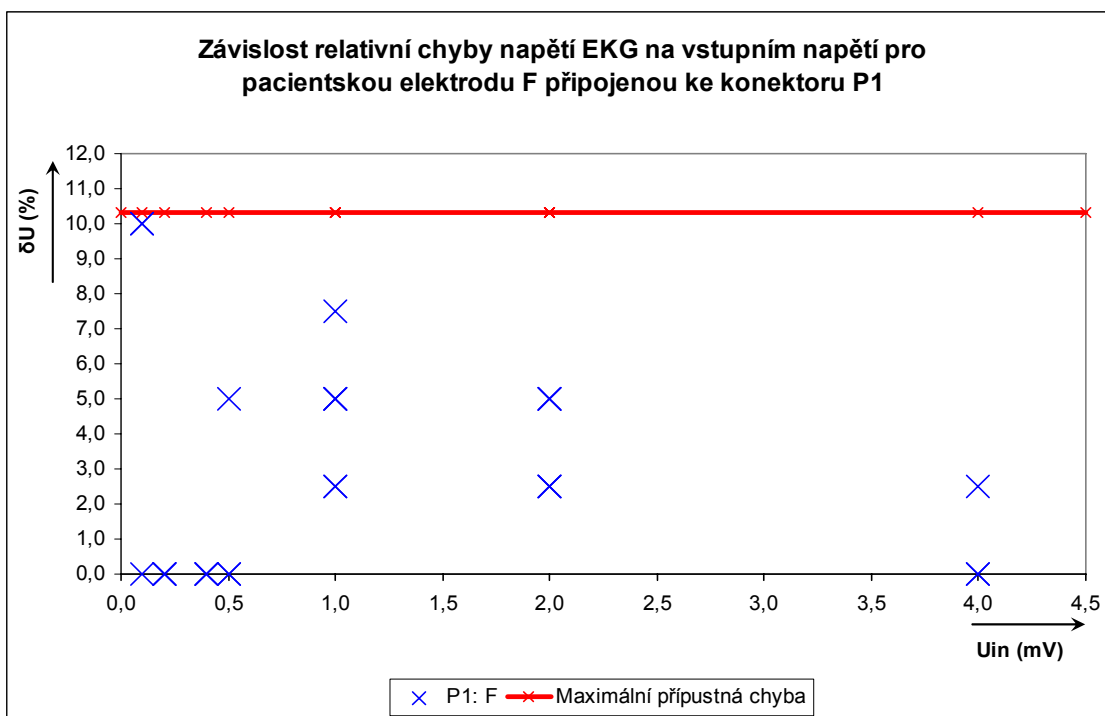
Grafy č. 1, 2, 3 a 4 znázorňují závislosti relativních chyb napětí elektrokardiografu na vstupním napětí pro patientské elektrody R, L, F, Ci postupně připojené ke konektoru P1 a pro všechny tři polohy spínače S2. Z grafů je vidět, že žádné měření nepřekročilo nejnižší maximální přípustnou chybu, která je 10,3 %.



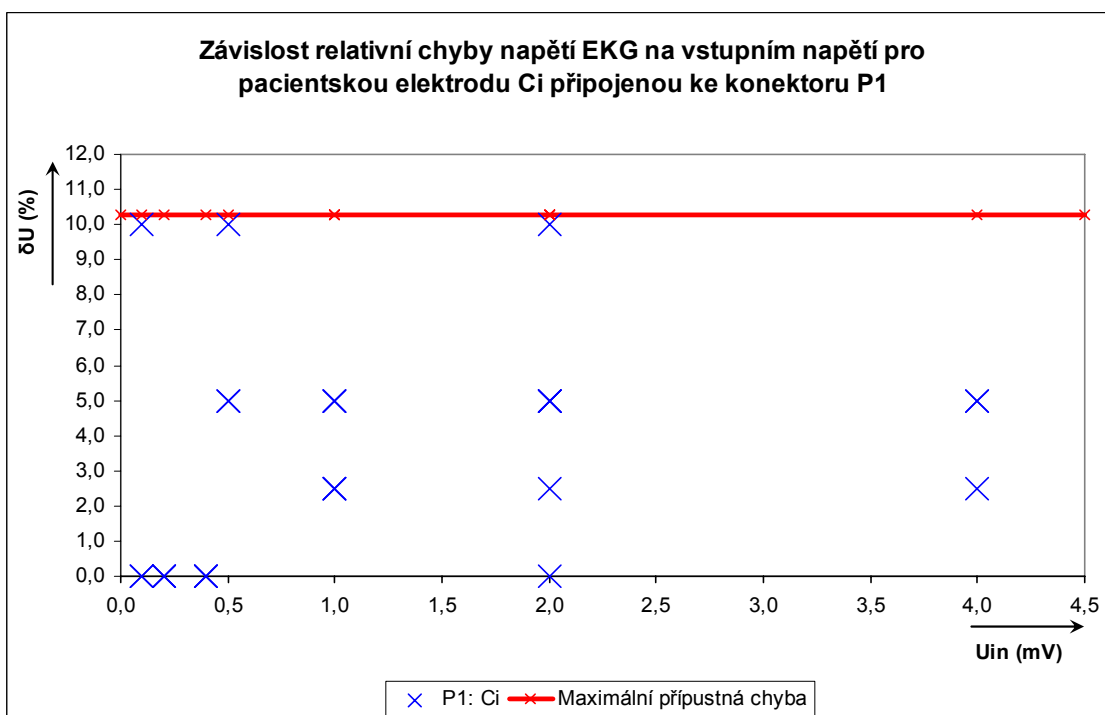
**Graf č. 1: Závislost relativní chyby napětí EKG na vstupním napětí pro patientskou elektrodu R připojenou ke konektoru P1**



**Graf č. 2: Závislost relativní chyby napětí EKG na vstupním napětí pro patientskou elektrodu L připojenou ke konektoru P1**



**Graf č. 3: Závislost relativní chyby napětí EKG na vstupním napětí pro patientskou elektrodu F připojenou ke konektoru P1**



**Graf č. 4: Závislost relativní chyby napětí EKG na vstupním napětí pro patientskou elektrodu Ci připojenou ke konektoru P1**



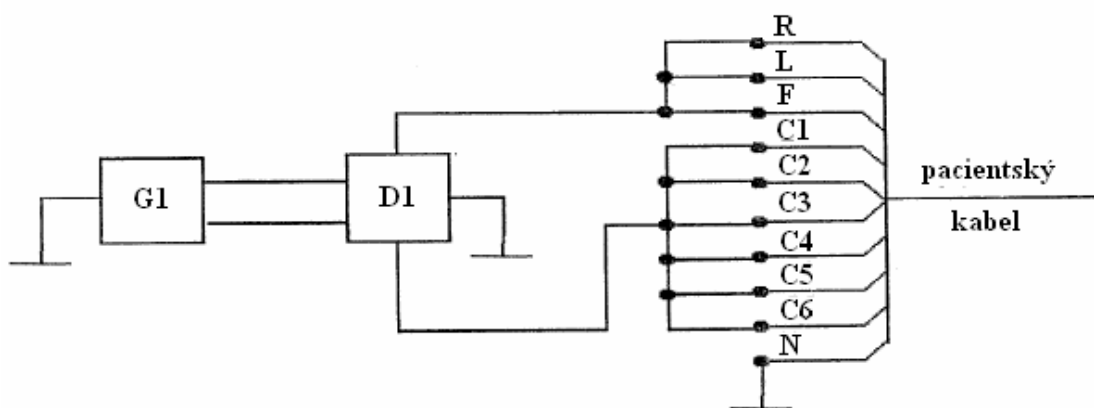
### 3.3. Určení relativní chyby nastavení citlivosti

**Definice:** Relativní chyba nastavení citlivosti je rozdíl mezi naměřenými a nominálními hodnotami citlivosti, které jsou dále vydělené nominální hodnotou.

**Metoda měření:** Relativní chyba nastavení citlivosti by měla být stanovena přímo změřením amplitudy (špička – špička) zaznamenaného sinusového signálu stimulu a následným vypočtením hodnoty citlivosti a jejím srovnáním s nominální hodnotou.

**Měřicí obvod:** Schéma obvodu přípravku 2 ukazuje obrázek č. 8. Mezi přípravkem a generátor napětí se umístí převodník mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku jehož náhradní schéma zapojení je ukázáno na obrázku č. 7.

**Postup měření:** Volič svodu je nastaven v pozici V1–V6. Záznamová rychlost je nastavena na 50 mm/s a citlivost je nastavena na 20 mm/mV. Na výstupu generátoru G1 a děliče napětí D1 je použit sinusový signál s amplitudou mezi špičkami 1 mV a kmitočtem 10 Hz. Měří se amplituda zaznamenaného signálu. Měření se opakuje pro citlivosti o hodnotách 10 mm/mV a 5 mm/mV a pro vstupní signály s amplitudami (špička – špička) o hodnotách 2 mV a 4 mV.



**Obrázek č. 8:** Náhradní schéma pro určení relativní chyby nastavení citlivosti, relativní chyby záznamové rychlosti a amplitudově-frekvenční odezvy [10]

**Výpočet:** Relativní chyba nastavení citlivosti (v procentech) se vypočítá podle následující rovnice (6):

$$\delta_S = \frac{S_m - S_n}{S_n} \cdot 100 \text{ [%]}$$

(6)

kde:

$S_m = h_m/U_{in}$  je naměřená hodnota citlivosti v mm/mV,

$h_m$  je amplituda špička – špička zaznamenaného výstupního signálu v mm,

$U_{in}$  je vstupní napětí špička – špička v mV,

$S_n$  je nominální hodnota citlivosti, v mm/mV.

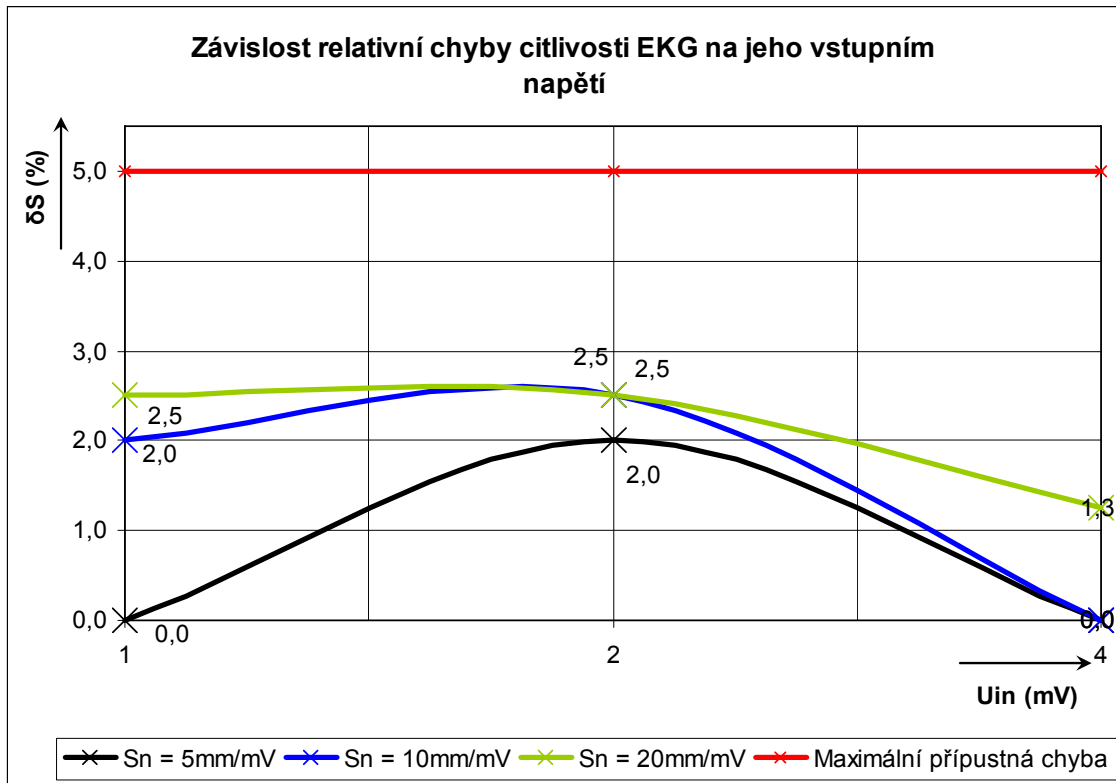
**Požadavek:** Relativní chyba nastavení citlivosti, jak stanoví rovnice (6), nepřesáhne  $\pm 5 \%$ .

**Naměřené hodnoty:**

Záznamová rychlost (mm/s)	f (Hz)	$U_{IN}$ (mV)	Citlivost (mm/mV)	$h_m$ š–š (mm)	$S_m$ (mm/mV)	$\delta_S$ (%)
50	10	1	5	5,0	5,00	0,0
		2	5	10,2	5,10	2,0
		4	5	20,0	5,00	0,0
		1	10	10,2	10,20	2,0
		2	10	20,5	10,25	2,5
		4	10	40,0	10,00	0,0
		1	20	20,5	20,50	2,5
		2	20	41,0	20,50	2,5
		4	20	81,0	20,25	1,3

**Tabulka č. 8: Naměřené a vypočtené hodnoty pro určení relativní chyby nastavení citlivosti**

Graf č. 5 znázorňuje závislost relativní chyby citlivosti EKG na jeho vstupním napětí. Z grafů je vidět, že žádné měření nepřekročilo maximální přípustnou chybu, která je  $\pm 5 \%$ . Větší chyby (2,5 %) má elektrokardiograf při vyšších nastaveních citlivostí.



### 3.4. Určení relativní chyby měření časového intervalu

**Definice:** Relativní chyba měření časového intervalu je rozdíl mezi zaznamenanou a běžnou skutečnou hodnotou periody vstupního signálu vydělený běžnou skutečnou hodnotou periody vstupního signálu.

**Metoda měření:** Relativní chyba měření časového intervalu je stanovena přímo změřením periody (lineární délky) zaznamenaného obdélníkového signálu, která je vydělena nominální záznamovou rychlostí a porovnána s převrácenou hodnotou vstupního kmitočtu.

**Měřicí obvod:** Schéma obvodu přípravku 1 ukazuje obrázek č. 6. Mezi přípravek a generátor napětí se umístí převodník mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku jehož náhradní schéma zapojení je ukázáno na obrázku č. 7.

**Postup měření:** Spínače S1 a S2 jsou nastaveny v pozicích 2 a 3. Volič svodu je nastaven na hodnotu  $V_1-V_6$ . Citlivost je nastavena na 10 mm/mV. Na vstup je z generátoru G2 a děliče napětí D1 přiveden obdélníkový signál s amplitudou mezi špičkami o hodnotě 1 mV. Kmitočet generátoru G2 a záznamová rychlost jsou nastaveny tak, jak je stanoveno v tabulce č. 9. Lineární dimenze záznamového signálu se měří ve třech cyklech.

<b>Časové intervaly určené k měření, (s)</b>	3,84	1,92	0,96	0,48	0,48	0,24	0,12	0,06
<b>Kmitočet generátoru G2, (Hz)</b>	0,76	1,56	3,12	6,25	6,25	12,5	25	50
<b>Záznamová rychlost, (mm/s)</b>	25				50			

**Tabulka č. 9: Kmitočty, které mají být nastaveny pro frekvenci generátoru G2 a hodnoty, které mají být naměřeny pro časové intervaly [10]**

**Výpočet:** Relativní chyba měření časového intervalu (v procentech) se vypočítá dle následující rovnice (7):

$$\delta_T = \frac{T_m - T_{in}}{T_{in}} \cdot 100 \text{ [%]} \quad (7)$$

kde:

$T_m = L_m/V_m$  je naměřený časový interval v s,

$L_m$  je délka tří cyklů v mm,

$V_n$  je záznamová rychlost v mm/s,

$T_{in}$  je časový interval odpovídající 3 cyklům vstupního signálu v s.

**Požadavek:** relativní chyba měření časového intervalu, jak určuje rovnice (7), nepřekročí hodnotu vypočtenou z následující rovnice (8):

$$10(1 + T_1 - T_{in}) \quad (8)$$

kde:

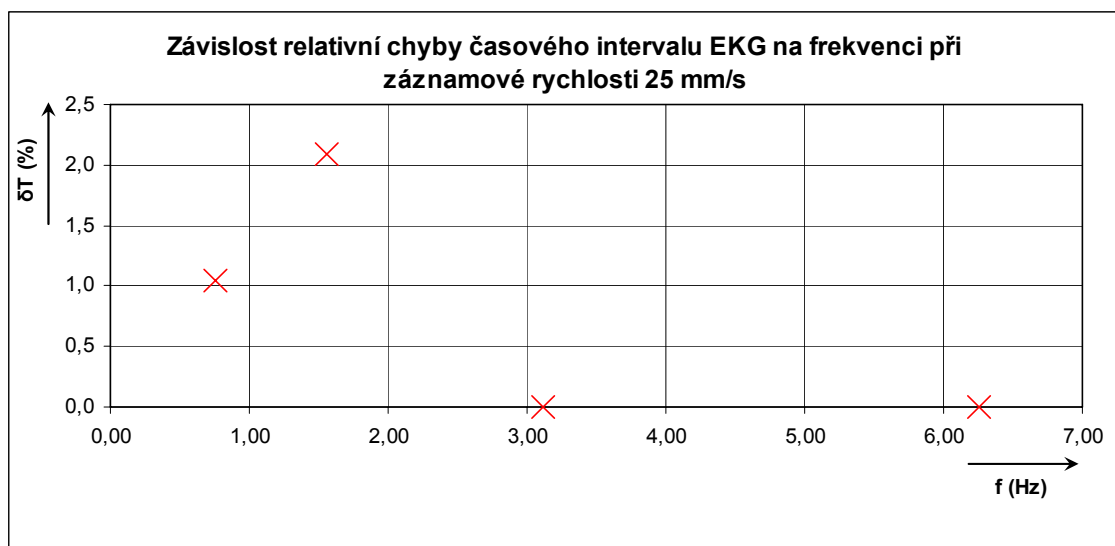
$T_1$  je spodní hranice rozmezí měření časového intervalu, která se rovná 0,06 s.

**Naměřené hodnoty:**

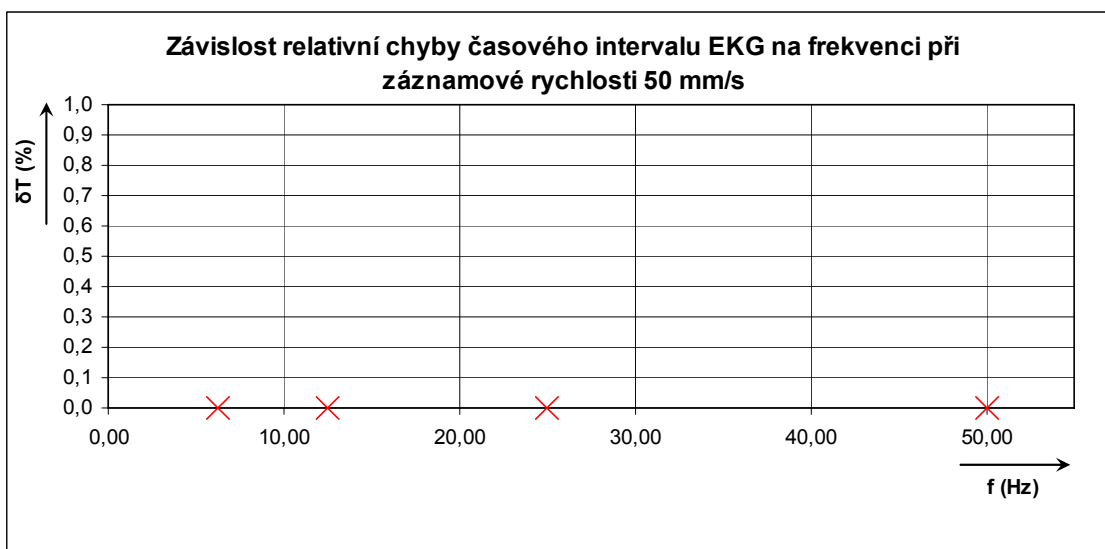
$U_{IN}$ (mV)	Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	f (Hz)	$L_m$ (mm)	$T_m$ (s)	$T_{IN}$ (s)	$\delta_T$ (%)	Maximální přípustná chyba (%)
1	10	25	0,76	97,0	3,88	3,84	1,0	-27,80
			1,56	49,0	1,96	1,92	2,1	-8,60
			3,12	24,0	0,96	0,96	0,0	1,00
			6,25	12,0	0,48	0,48	0,0	5,80
		50	6,25	24,0	0,48	0,48	0,0	5,80
			12,5	12,0	0,24	0,24	0,0	8,20
			25,0	6,0	0,12	0,12	0,0	9,40
			50,0	3,0	0,06	0,06	0,0	10,00

**Tabulka č. 10: Naměřené a vypočtené hodnoty pro určení relativní chyby měření časového intervalu**

Grafy č. 6 a 7 představují závislosti relativních chyb časových intervalů EKG na frekvencích při různých záznamových rychlostech. Z dat vyplývá, že pouze dvě měření při nejnižše nastavených frekvencích se vychýlila od nulové hranice relativní chyby časového intervalu.



**Graf č. 6: Závislost relativní chyby časového intervalu EKG na frekvenci při záznamové rychlosti 25 mm/s**



**Graf č. 7: Závislost relativní chyby časového intervalu EKG na frekvenci při záznamové rychlosti 50 mm/s**

### 3.5. Určení relativní chyby záznamové rychlosti

**Definice:** Relativní chyba záznamové rychlosti je rozdíl mezi naměřenou hodnotou záznamové rychlosti a jmenovitou hodnotou, který je dále vydělen jmenovitou hodnotou.

**Metoda měření:** Relativní chyba záznamové rychlosti je stanovena přímo změřením zaznamenané periody sinusového signálu, vypočtením hodnoty záznamové rychlosti z frekvence generátoru a jejím srovnáním s jmenovitou hodnotou.

**Měřicí obvod:** Schéma obvodu přípravku 2 ukazuje obrázek č. 8. Mezi přípravkem a generátor napětí se umístí převodník mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku jehož náhradní schéma zapojení je ukázáno na obrázku č. 7.

**Postup měření:** Citlivost je nastavena na 10 mm/mV a volič svodu je nastaven v pozici  $V_1-V_6$ . Na vstup je z generátoru G2 a děliče napětí D1 přiveden sinusový signál s amplitudou mezi špičkami o hodnotě 1 mV a frekvencí 10 Hz. Měření se provádí při záznamové rychlosti 25 mm/s a 50 mm/s a při všech dalších záznamových rychlostech, které zařízení poskytuje. Frekvence vstupního signálu z generátoru G1 je

zvolena tak, aby získaný zaznamenaný signál neměl periodu menší než 1 mm. Pro každou záznamovou rychlost je zaznamenáno nejméně deset cyklů.

**Výpočet:** Relativní chyba záznamové rychlosti (v procentech) se vypočítá podle následující rovnice (9):

$$\delta_V = \frac{V_m - V_n}{V_n} \cdot 100 \text{ [%]} \quad (9)$$

kde:

$V_m = L_m/nT_e$  je naměřená hodnota záznamové rychlosti v mm/s,

$L_m$  je délka sekce zaznamenané po  $n$  cyklech ( $n \geq 10$ ) v mm,

$T_e$  je perioda vstupního signálu, jak je stanoveno G1, v s,

$V_n$  je jmenovitá hodnota záznamové rychlosti v mm/s.

**Požadavek:** Relativní chyba záznamové rychlosti, jak stanoví rovnice (9), nepřesáhne  $\pm 5 \%$ .

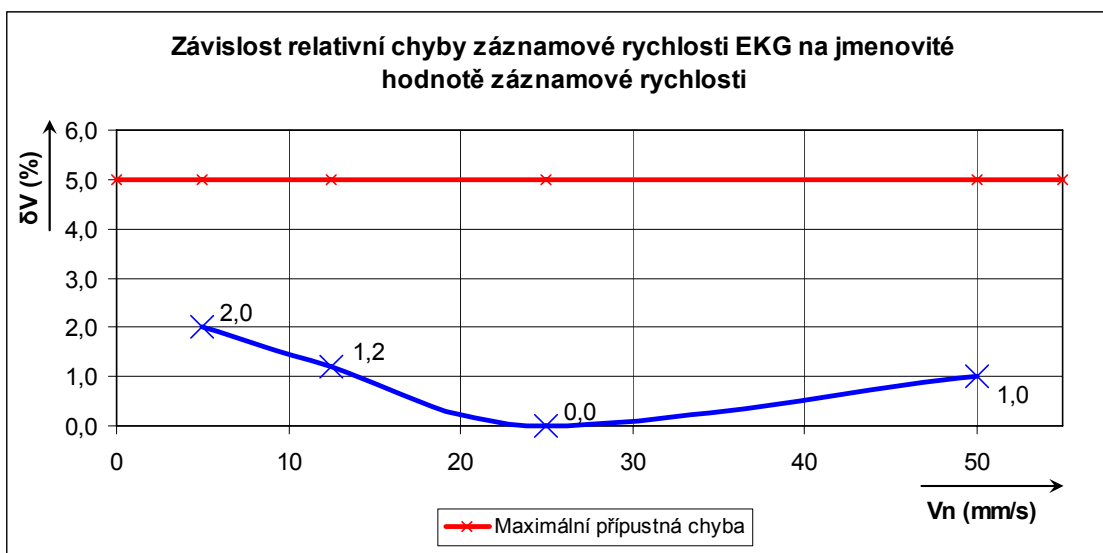
**Naměřené hodnoty:**

n = 10

$U_{IN}$ (mV)	Citlivost (mm/mV)	f (Hz)	$V_n$ (mm/s)	$L_m$ (mm)	$T_e$ (s)	$V_m$ (mm/s)	$\delta_V$ (%)
1	10	1	5	51,0	1	5,10	2,0
		1	12,5	126,5	1	12,65	1,2
		10	25	25,0	0,1	25,00	0,0
		10	50	50,5	0,1	50,50	1,0

**Tabulka č. 11: Naměřené a vypočtené hodnoty pro určení relativní chyby záznamové rychlosti**

Graf č. 8 znázorňuje závislost relativní chyby záznamové rychlosti EKG na jmenovité hodnotě záznamové rychlosti Z grafu je vidět, že žádné měření nepřekročilo maximální přípustnou chybu, která je  $\pm 5 \%$ .



**Graf č. 8: Závislost relativní chyby záznamové rychlosti EKG na jmenovité hodnotě záznamové rychlosti**

### 3.6. Určení zpoždění záznamu

**Definice:** Zpoždění záznamu či reverzibilita údajů je vzdálenost mezi základními liniemi získané stopy, respektive poté, co se pozitivní či negativní vstupní signál vrátí na nulu (viz obrázek č. 9).



**Obrázek č. 9: Určení zpoždění záznamu [10]**

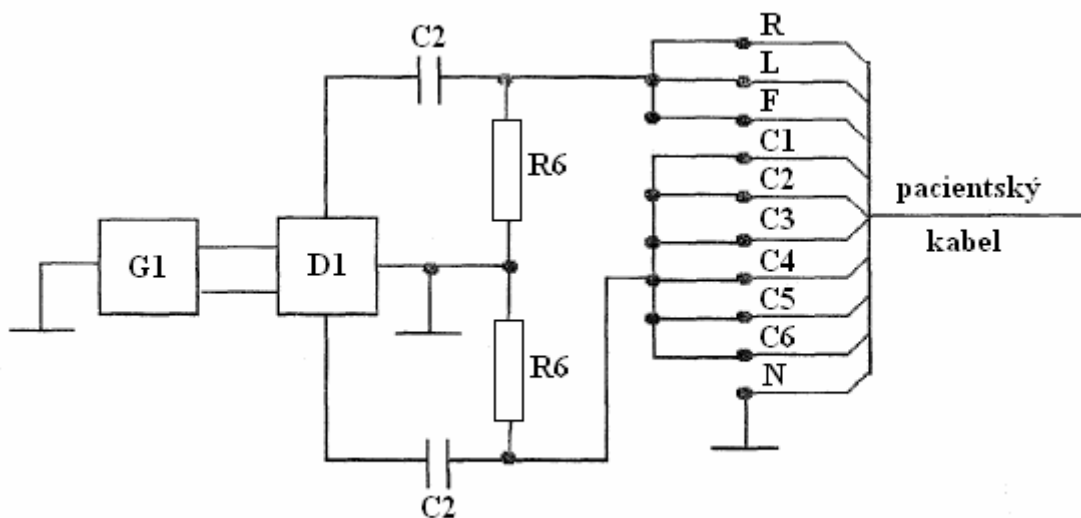
**Metoda měření:** Zpoždění záznamu je určeno přímo měřením vzdálenosti mezi základními liniemi získané stopy, respektive poté, co se pozitivní či negativní vstupní signál vrátí na nulu.

**Měřicí obvod:** Schéma obvodu přípravku 3 ukazuje obrázek č. 10. Mezi přípravkem a generátor napětí se umístí převodník mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku jehož náhradní schéma zapojení je ukázáno na obrázku č. 7.



**Postup měření:** Pro určení zpoždění záznamu je derivační obvod s časovou konstantou rovnou 50 ms (tj.  $R_6 = 100 \text{ k}\Omega$ ,  $C_2 = 0,5 \text{ }\mu\text{F}$ ) zapojen mezi napěťový dělič D1 a vstup. Citlivost je nastavena na 10 mm/mV a záznamová rychlost na 25 mm/s. Volič svodu je nastaven v pozici  $V_1-V_6$ . Derivační signál o hodnotě 1,5 mV a 1 Hz je připojen ke vstupu elektrokardiografu.

**Požadavek:** Zpoždění záznamu nepřesáhne hodnotu 0,5 mm.



Obrázek č. 10: Náhradní schéma pro určení zpoždění záznamu [10]

Naměřené hodnoty:

$U_{IN}$ (mV)	f (Hz)	Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	$h_1$ (mm)	$h_{1 \text{ MAX}}$ (mm)
1,5	1	10	25	0,1	0,5

Tabulka č. 12: Naměřené hodnoty pro určení zpoždění záznamu

### 3.7. Určení relativních chyb vnitřního kalibrátoru a časového markeru

**Definice:** Relativní chyba vnitřního kalibrátoru nebo časového markeru je rozdíl mezi nominální a naměřenou hodnotou výstupního napětí vnitřního kalibrátoru nebo časového intervalu časového markeru, který je vydělen jejich příslušnými nominálními hodnotami.

**Metoda měření:** Relativní chyby vnitřního kalibrátoru a časového markeru budou určeny porovnáním nominálních hodnot napětí a časového intervalu vnitřních signálů přístroje s amplitudou a časovým intervalem signálu připojeného ke vstupu. Zaznamenaná hodnota signálu by měla být na stejné úrovni jako zaznamenaná vnitřní hodnota.

**Měřicí obvod:** Schéma obvodu přípravku 1 ukazuje obrázek č. 6. Mezi přípravek a generátor napětí se umístí převodník mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku jehož náhradní schéma zapojení je ukázáno na obrázku č. 7.

**Postup měření:** Spínače S1 a S2 jsou nastaveny v pozicích 1 a 3. Volič svodu je nastaven v pozici, v níž dovoluje záznam 1 mV interního signálu kalibrace elektrokardiografu. Citlivost je nastavena na hodnotu 10 mm/mV a záznamová rychlost na hodnotu 50 mm/s. Signály jsou zaznamenávány z vnitřního kalibrátoru a časového markeru. Poté je volič svodu nastaven do pozice  $V_1$ – $V_6$ . Na vstup je z generátoru G2 a děliče napětí D1 přiveden obdélníkový signál s amplitudou mezi špičkami o hodnotě 1 mV a trváním 1 s. Amplituda a perioda vstupu jsou potom nastaveny tak, aby lineární dimenze zaznamenaného výstupu z interního kalibrátoru a časového markeru byly totožné s amplitudou a periodou zaznamenaných signálů indukovaných generátorem G2.

**Výpočet:** Relativní vnitřní chyba kalibrátoru (v procentech) se vypočítá podle následující rovnice (10):

$$\delta_{U_c} = \frac{U_{cm} - U_{cn}}{U_{cn}} \cdot 100 [\%]$$

(10)

kde:

$U_{cm}$  je naměřená hodnota napětí vnitřního kalibrátoru v mV,

$U_{cn}$  je nominální hodnota napětí vnitřního kalibrátoru v mV.

Relativní chyba časového markeru, v procentech, se vypočítá podle vzorce (11):

$$\delta_{T_c} = \frac{T_{cm} - T_{cn}}{T_{cn}} \cdot 100 [\%]$$

(11)

kde:

$T_{cm}$  je naměřená hodnota intervalu časového markeru v s,

$T_{cn}$  je nominální hodnota intervalu časového markeru v s.

**Požadavek:** Relativní chyba vnitřního kalibrátoru a relativní chyba časového markeru, jak je určeno příslušnými rovnicemi (10) a (11), nepřesáhnou  $\pm 5 \%$ .

**Naměřené hodnoty:**

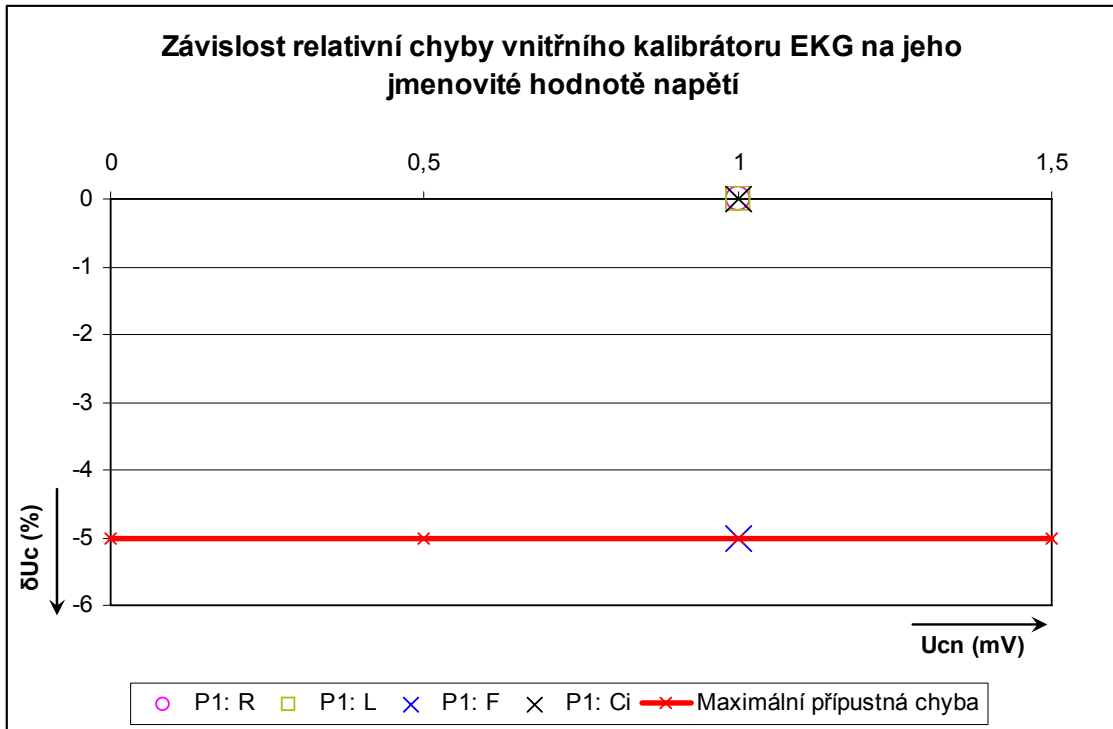
$U_{cn} = 1\text{mV}$  ;  $T_{cn} = 1\text{s}$

$U_{IN}$ (mV)	f (Hz)	Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	P1	$U_{cm}$ (mV)	$T_{cm}$ (s)	$\delta U_c$ (%)	$\delta T_c$ (%)
1	1	10	50	R	1	1	0	0
				L	1	1	0	0
				F	0,95	1,05	5	5
				Ci	1	1	0	0

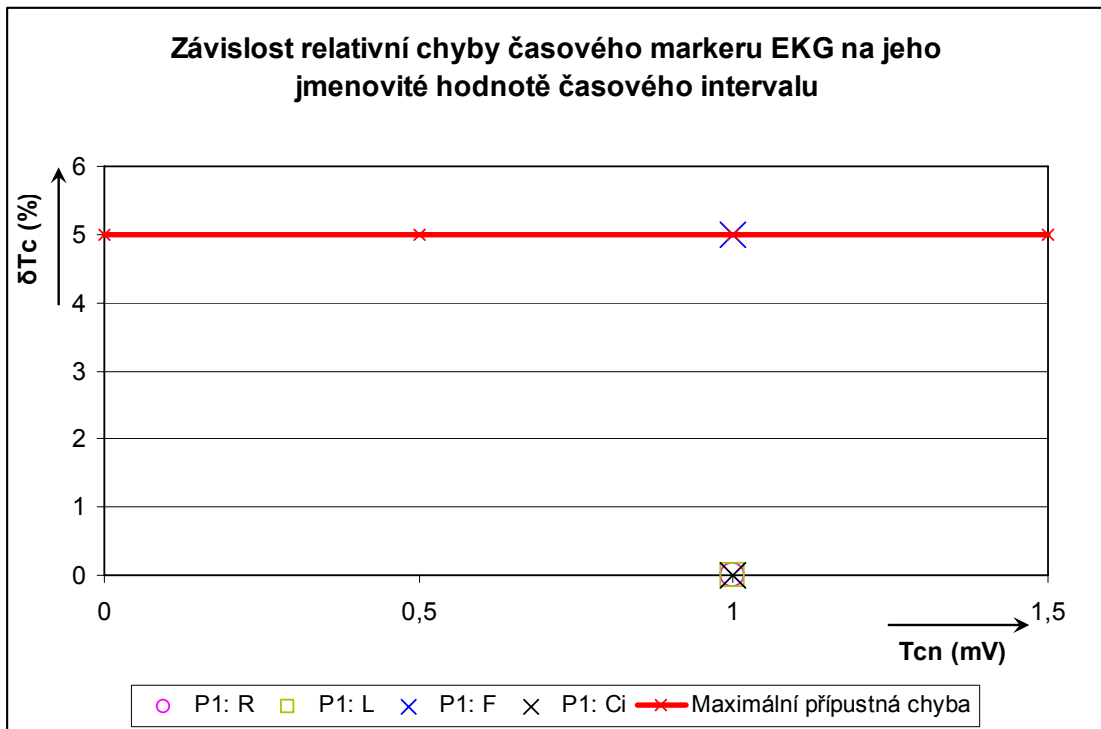
**Tabulka č. 13: Naměřené a vypočtené hodnoty pro určení relativních chyb vnitřního kalibrátoru a časového markeru**

Grafy č. 9 a 10 představují závislosti relativní chyby vnitřního kalibrátoru a chyby časového markeru EKG na jejich jmenovitých hodnotách. Z dat vyplývá, že

u připojené patientské elektrody F ke konektoru P1 se objevila při měření chyb vnitřního kalibrátoru a časového markeru hraniční chyba  $\pm 5\%$ .



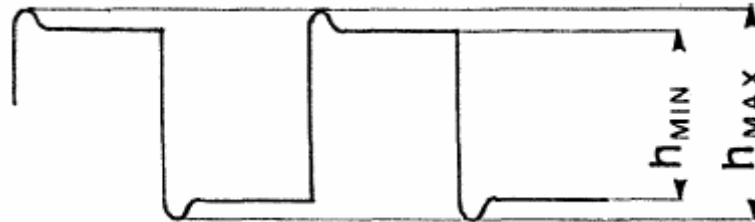
**Graf č. 9: Závislost relativní chyby vnitřního kalibrátoru EKG na jeho jmenovité hodnotě napětí**



**Graf č. 10: Závislost relativní chyby časového markeru EKG na jeho jmenovité hodnotě časového intervalu**

### 3.8. Určení přesahu

**Definice:** Přesah je rozdíl mezi maximální amplitudou (špička – špička) zaznamenaného obdélníkového signálu a jeho minimální hodnotou vydělený dvojnásobkem minimální hodnoty (viz obrázek č. 11).



Obrázek č. 11: Určení přesahu [10]

**Metoda měření:** Přesah se určuje přímým měřením amplitudy (špička – špička) zaznamenaného obdélníkového signálu.

**Měřicí obvod:** Schéma obvodu přípravku 1 ukazuje obrázek č. 6. Mezi přípravek a generátor napětí se umístí převodník mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku jehož náhradní schéma zapojení je ukázáno na obrázku č. 7.

**Postup měření:** Spínače S1 a S2 jsou nastaveny v pozicích 1 a 3. Volič svodu je nastaven v pozici V<sub>1</sub>–V<sub>6</sub>. Citlivost je nastavena na hodnotu 10 mm/mV a záznamová rychlost na hodnotu 50 mm/s. Na vstup je z generátoru G2 a děliče napětí D1 přiveden obdélníkový signál s amplitudou mezi špičkami o hodnotě 1 mV a frekvencí 10 Hz. Zaznamenány jsou přinejmenším 3 cykly a měří se maximální a minimální amplituda mezi špičkami každého cyklu.

**Výpočet:** Přesah (v procentech) se vypočítá podle následujícího vzorce (12):

$$\delta_o = \frac{h_{\max} - h_{\min}}{2h_{\min}} \cdot 100 [\%]$$

(12)

kde:

$h_{\max}$  a  $h_{\min}$  jsou hodnoty maximální a minimální amplitudy mezi špičkami naměřené pro každý zaznamenaný cyklus v mm.

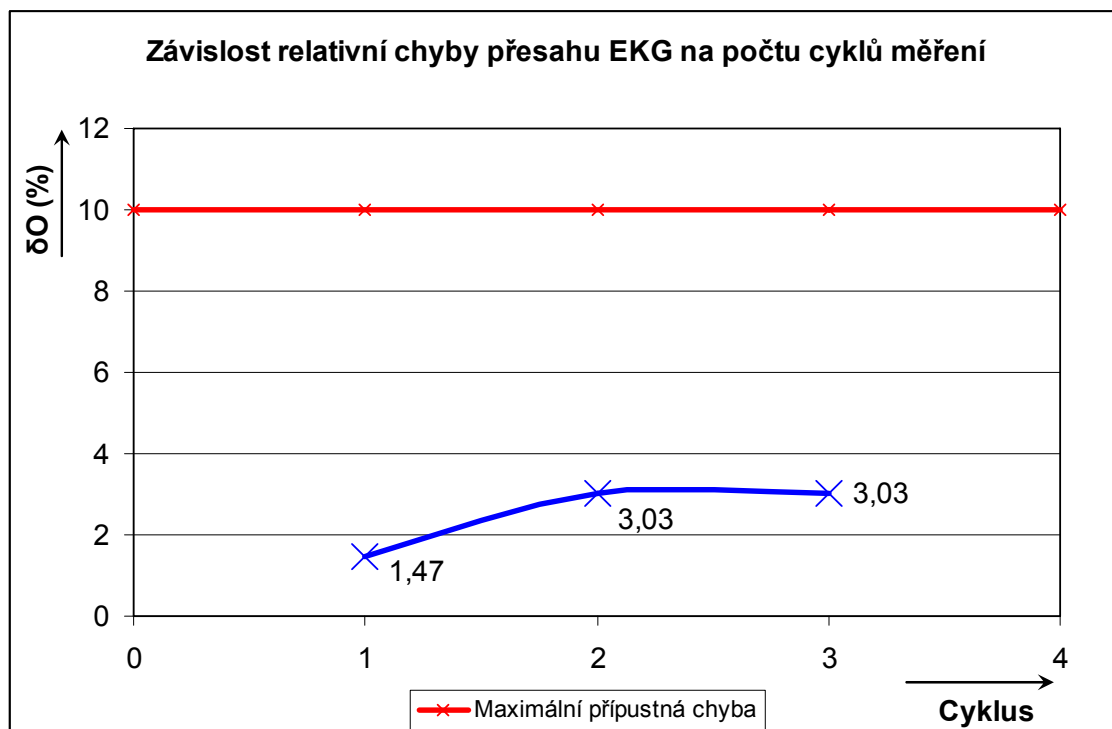
**Požadavek:** Přesah, jak stanoví rovnice (12), nepřekročí 10 %.

**Naměřené hodnoty:**

$U_{IN}$ (mV)	Citlivost (mm/mV)	f (Hz)	Záznamová rychlost (mm/s)	Cyklus	$h_{\min}$ (mm)	$h_{\max}$ (mm)	$\delta_o$ (%)
1	10	10	50	1	17	17,5	1,47
				2	16,5	17,5	3,03
				3	16,5	17,5	3,03

**Tabulka č. 14: Naměřené a vypočtené hodnoty pro určení přesahu**

Graf č. 11 představuje závislost relativní chyby přesahu EKG na počtu cyklů měření. Z grafu je vidět, že ze tří předepsaných cyklů žádné měření nepřekročilo maximální přípustnou chybu, tj.  $\pm 10$  %.

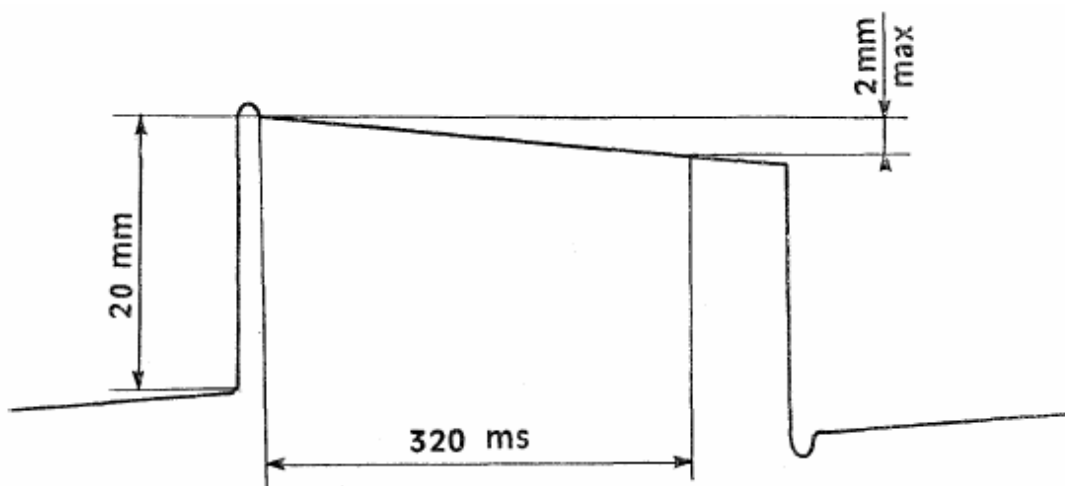


**Graf č. 11: Závislost relativní chyby přesahu EKG na počtu cyklů měření**

### 3.9. Určení časové konstanty

**Definice:** Časová konstanta elektrokardiografu je definována jako čas potřebný k tomu, aby zaznamenaná obdélníková amplituda signálu odezněla na  $1/e$  (37 %) své počáteční hodnoty (viz obrázek č. 12).

**Metoda měření:** Časová konstanta se určuje přímým změřením lineárních dimenzí odeznění zaznamenaného obdélníkového signálu, který následuje po přesahu.



Obrázek č. 12: Určení časové konstanty [10]

**Měřicí obvod:** Schéma obvodu přípravku 1 ukazuje obrázek č. 6. Mezi přípravkem a generátor napětí se umístí převodník mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku jehož náhradní schéma zapojení je ukázáno na obrázku č. 7.

**Postup měření:** Spínače S1 a S2 jsou nastaveny v pozicích 1 a 3. Volič svodu je nastaven v pozici  $V_1-V_6$ . Citlivost je nastavena na hodnotu 10 mm/mV a záznamová rychlost na hodnotu 50 mm/s. Na vstup je z generátoru G2 a děliče napětí D1 přiveden obdélníkový signál s amplitudou mezi špičkami o hodnotě 2 mV a frekvencí 1,25 Hz. Odeznění zaznamenaného signálu se měří po 320 ms počínaje skončením přesahu.

**Požadavek:** Odeznění zaznamenaného obdélníkového signálu po 320 ms bude menší než 2 mm (tj. 200  $\mu$ V), což odpovídá požadavku časové konstanty vyšší než 3,2 sekund.

### Naměřené hodnoty:

$U_{IN}$ (mV)	Citlivost (mm/mV)	f (Hz)	Záznamová rychlost (mm/s)	Odeznění (mm)	Odeznění <sub>max</sub> (mm)
2	10	1,25	50	1	2

Tabulka č. 15: Naměřené hodnoty pro určení časové konstanty

### 3.10. Určení amplitudově-frekvenční odezvy

**Definice:** Amplitudově-frekvenční odezva je odchylka způsobená frekvencí zaznamenané amplitudy výstupního signálu, přičemž vstupní amplituda signálu je konstantní.

**Metoda měření:** Amplitudově-frekvenční odezva se určí přímým změřením amplitudy mezi špičkami sinusového signálu za různých frekvencí při konstantní hodnotě vstupní amplitudy.

**Měřicí obvod:** Schéma obvodu přípravku 2 ukazuje obrázek č. 8. Mezi přípravkem a generátor napětí se umístí převodník mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku jehož náhradní schéma zapojení je ukázáno na obrázku č. 7.

**Postup měření:** Citlivost je nastavena na hodnotu 10 mm/mV. Pro frekvence pod 10 Hz je záznamová rychlost nastavena na hodnotu 25 mm/s. Pro všechny ostatní frekvence je záznamová rychlost nastavena na hodnotu 50 mm/s. Volič svodu je nastaven v pozici  $V_1$ – $V_6$ . Na vstup je z generátoru G1 a děliče napětí D1 přiveden sinusový signál s amplitudou mezi špičkami o hodnotě 1 mV (zůstává konstantní). Frekvence se postupně mění v těchto krocích: 0,5, 1,5, 5, 10, 30, 60 a 75 Hz (či 100 Hz, je-li stanoveno výrobcem). Následně se ze záznamu změří amplituda signálu mezi špičkami.



**Výpočet:** Amplitudově-frekvenční odezva (v procentech) se stanoví např. za pomoci trojčlenky, kdy amplituda zaznamenaného signálu mezi špičkami při 10 Hz se bude brát jako 100%.

**Požadavek:** Amplituda mezi špičkami zaznamenaného signálu za rozdílných frekvencí vzhledem k amplitudě signálu mezi špičkami zaznamenaného při 10 Hz (v procentech) bude následující:

- a) od 0,5 Hz do 60 Hz mezi 90 a 105 %
- b) od 60 Hz do 75 Hz (nebo 60 - 100 Hz) mezi 70-105 %

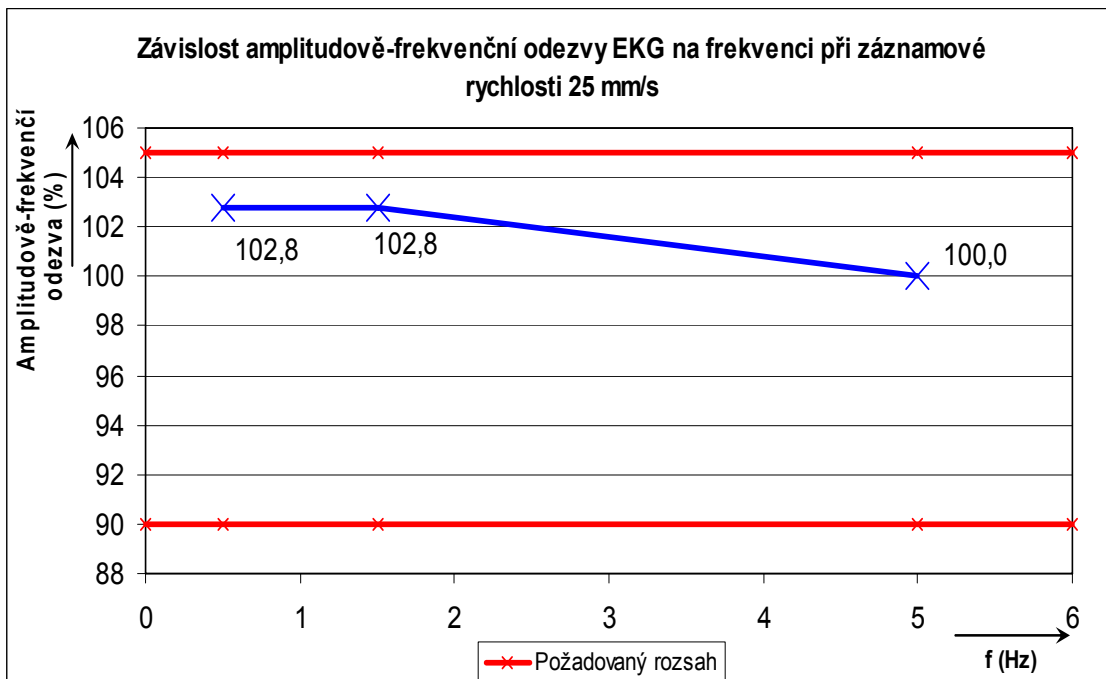
**Naměřené hodnoty:**

$U_{\xi-\xi}$  při  $f = 10$  Hz je 1,8 mV

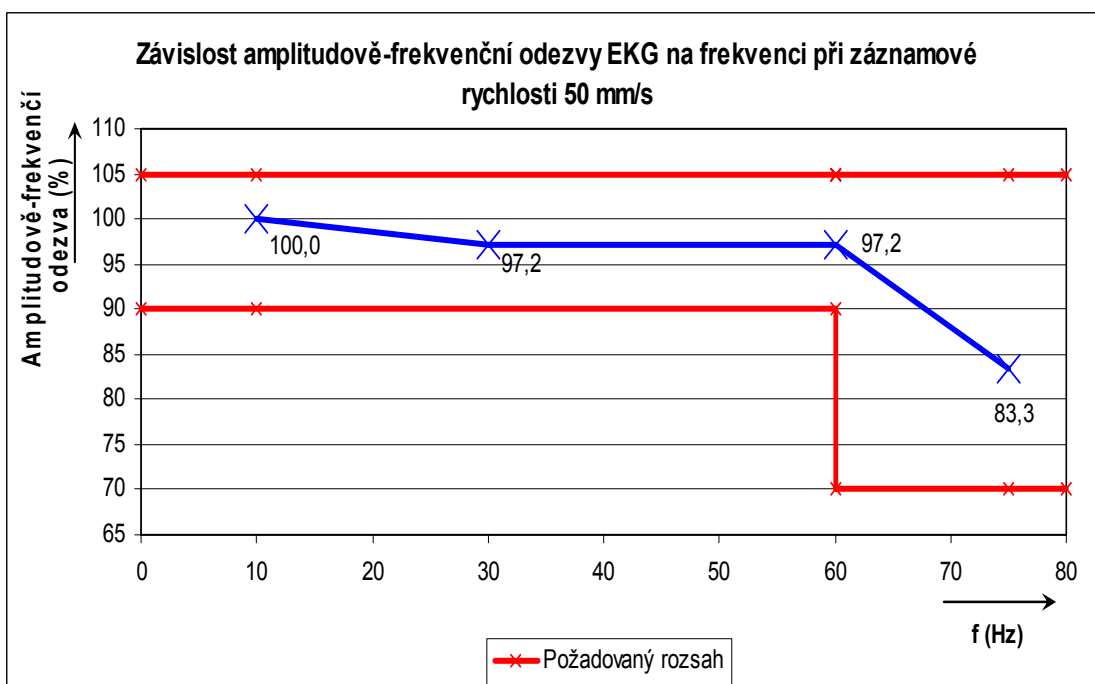
$U_{IN}$ (mV)	Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	f (Hz)	$U_{\xi-\xi}$ (mV)	Amplitudově-frekvenční odezva (%)	Požadovaný rozsah (%)
1	10	25	0,5	1,85	102,8	90–105
			1,5	1,85	102,8	90–105
			5	1,80	100,0	90–105
		50	10	1,80	100,0	90–105
			30	1,75	97,2	90–105
			60	1,75	97,2	70–105
			75	1,50	83,3	70–105

**Tabulka č. 16: Naměřené a vypočtené hodnoty pro určení amplitudově-frekvenční odezvy**

Grafy č. 12 a 13 znázorňují závislosti amplitudově-frekvenční odezvy elektrokardiografu na frekvenci při záznamových rychlostech 25 a 50 mm/s. Z grafů je patrné, že u obou záznamových rychlostí a při všech frekvencích amplitudově-frekvenční odezva nepřesahuje požadované rozsahy.



**Graf č. 12: Závislost amplitudově-frekvenční odezvy EKG na frekvenci při záznamové rychlosti 25 mm/s**



**Graf č. 13: Závislost amplitudově-frekvenční odezvy EKG na frekvenci při záznamové rychlosti 50 mm/s**

### 3.11. Určení vstupní impedance

**Definice:** Vstupní impedance je impedance měřená mezi jedním patientským kabelem a všemi dalšími, které jsou dohromady spojeny.

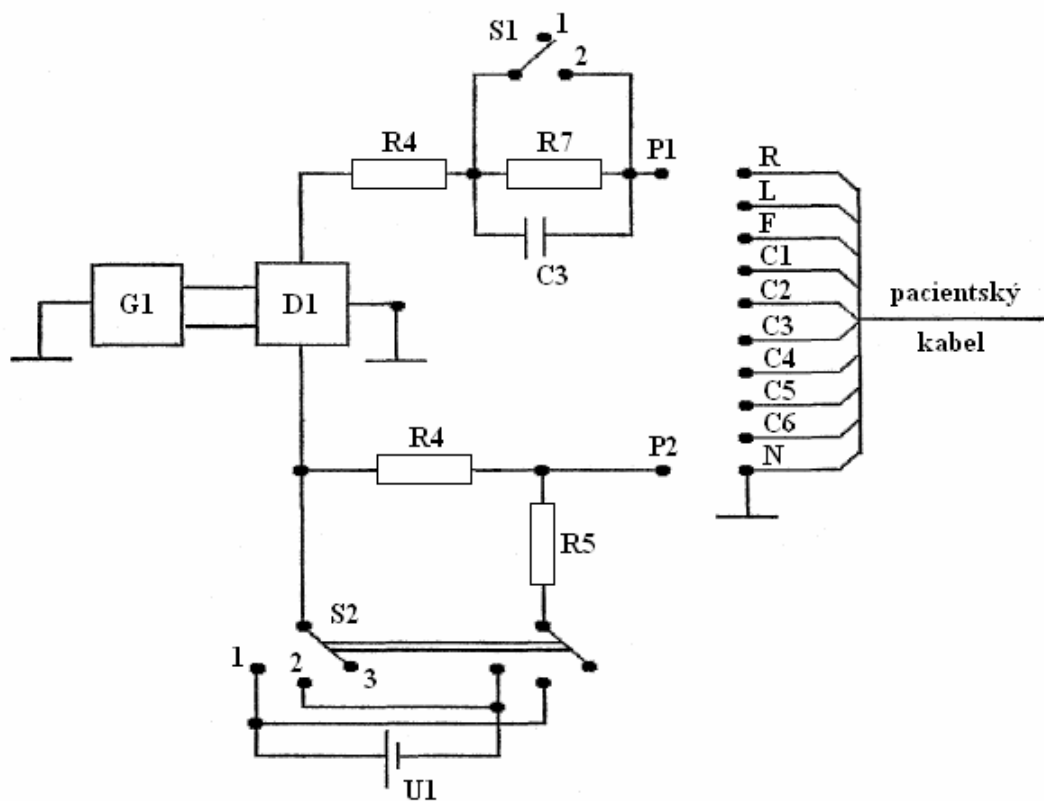
**Metoda měření:** Vstupní impedance se určí porovnáním amplitudy (špička – špička) zaznamenaného sinusového signálu s připojenou a odpojenou stálou impedancí, která je sériově spojená se vstupem.

**Měřicí obvod:** Schéma obvodu přípravku 4 ukazuje obrázek č. 13. Mezi přípravek a generátor napětí se umístí převodník mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku jehož náhradní schéma zapojení je ukázáno na obrázku č. 7.

**Postup měření:** Citlivost je nastavena na hodnotu 5 mm/mV a záznamová rychlost je nastavena na hodnotu 25 mm/s. Na vstup je z generátoru G1 a děliče napětí D1 přiveden sinusový signál s amplitudou mezi špičkami o hodnotě 2 mV a frekvencemi 0,5 Hz, 10 Hz a 75 Hz (100 Hz). Spínače S1 a S2 jsou nastaveny v pozicích 1 a 3. Délka záznamu by neměla být menší než 25 mm. Měří se zaznamenaný rozkmit amplitudy mezi špičkami. Potom se měření opakuje se spínačem S1 v pozici 2. Měření se provádí pro všechna připojení bodů P1 a P2 a asociovaných pozic voliče svodu, jak stanoveno v tabulce č. 17. Měření se opakují za přítomnosti stejnosměrného napětí  $\pm 300$  mV s S2 v pozicích střídavě 1 a 2.

Pozice voliče svodu	Přívodní elektroda zapojená do P1	Přívodní elektroda zapojená do P2
I	L	R a všechny ostatní
II	F	R a všechny ostatní
III	F	L a všechny ostatní
aVR	R	L, F a všechny ostatní
aVL	L	R, F a všechny ostatní
aVF	F	L, R a všechny ostatní
$V_i (i = 1-6)$	$C_i (i = 1-6)$	L, R, F a všechny ostatní

Tabulka č. 17: Vstup a volič svodu spojený s body P1 a P2 [10]



Obrázek č. 13: Náhradní schéma pro určení vstupní impedance [10]

**Výpočet:** Vstupní impedance, v  $M\Omega$ , se vypočítá podle následujícího vzorce (13):

$$Z_{in} = Z_2 \cdot \frac{h_2}{2h_1 - h_2} [M\Omega] \quad (13)$$

kde:

$h_1$  je zaznamenaná amplituda mezi špičkami se spínačem S1 v pozici 1, v mm,

$h_2$  je zaznamenaná amplituda mezi špičkami se spínačem S1 v pozici 2, v mm,

$Z_2$  (R7 a C3 jsou propojeny paralelně) je impedance zapojená sériově se vstupem v  $M\Omega$ .

**Výpočet:** Impedance  $Z_2$  (v  $M\Omega$ ) se vypočítá podle následujícího vzorce (14):

$$Z_2 = \frac{R \cdot \frac{1}{\omega C}}{R + \frac{1}{\omega C}} \quad [M\Omega]$$

(14)

kde:

R je hodnota odporu R7, v  $\Omega$ ,

C je hodnota kondenzátoru C3, v F,

$\omega = 2\pi f$ .

**Požadavek:** Vstupní impedance, jak stanoví rovnice (14), bude větší než 2,5 M $\Omega$ .

**Naměřené hodnoty:**

R7 = 620k $\Omega$ , C3 = 4,7nF

f (Hz)	Z <sub>2</sub> (M $\Omega$ )
0,5	0,61
10	0,52
75	0,26

Tabulka č. 18: Vypočtené hodnoty impedance Z<sub>2</sub> pro jednotlivé frekvence

**Naměřené hodnoty:**

P1 = L

U <sub>IN</sub> (mV)	Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	Poloha spínače S2	f (Hz)	h <sub>1</sub> (mm)	h <sub>2</sub> (mm)	Z <sub>in</sub> (M $\Omega$ )
2	5	25	S2: 1	0,5	14,5	24,0	2,95
				10	11,0	19,0	3,32
				75	9,2	17,0	3,17
			S2: 2	0,5	14,0	24,0	3,69
				10	11,0	19,5	4,09
				75	9,0	17,0	4,44
			S2: 3	0,5	14,0	24,0	3,69
				10	11,0	19,5	4,09
				75	9,5	17,5	3,05

Tabulka č. 19: Naměřené a vypočtené hodnoty k určení vstupní impedance pro přívodní elektrodu L připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2

P1 = F

$U_{IN}$ (mV)	Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	Poloha spínače S2	f (Hz)	$h_1$ (mm)	$h_2$ (mm)	$Z_{in}$ (M $\Omega$ )
2	5	25	S2: 1	0,5	14,5	24,0	2,95
				10	11,25	19,0	2,85
				75	9,0	16,5	2,87
			S2: 2	0,5	14,0	24,5	4,30
				10	11,0	20,0	5,24
				75	9,0	17,0	4,44
			S2: 3	0,5	14,0	24,5	4,30
				10	10,5	19,0	4,98
				75	9,0	17,0	4,44

Tabulka č. 20: Naměřené a vypočtené hodnoty k určení vstupní impedance pro přívodní elektrodu F připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2

P1 = R

$U_{IN}$ (mV)	Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	Poloha spínače S2	f (Hz)	$h_1$ (mm)	$h_2$ (mm)	$Z_{in}$ (M $\Omega$ )
2	5	25	S2: 1	0,5	14,0	24,0	3,69
				10	11,0	18,5	2,77
				75	9,2	17,0	3,17
			S2: 2	0,5	14,0	24,0	3,69
				10	11,0	19,5	4,09
				75	9,0	17,0	4,44
			S2: 3	0,5	14,0	24,0	3,69
				10	11,0	19,5	4,09
				75	9,5	17,5	3,05

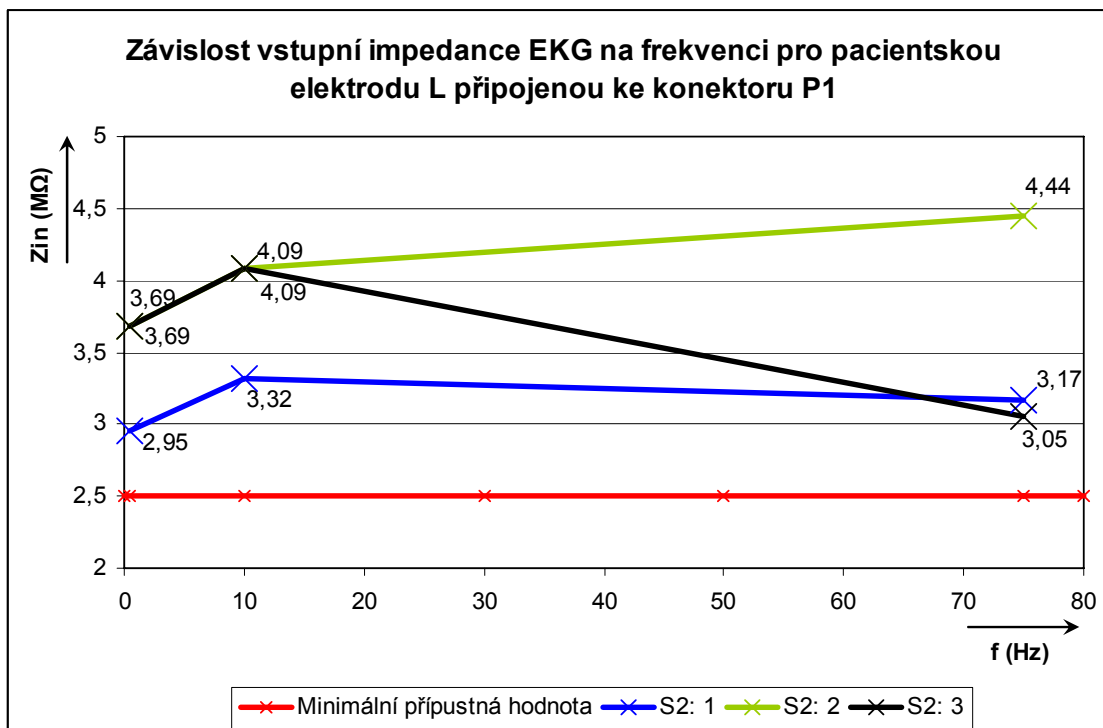
Tabulka č. 21: Naměřené a vypočtené hodnoty k určení vstupní impedance pro přívodní elektrodu R připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2

P1 = Ci

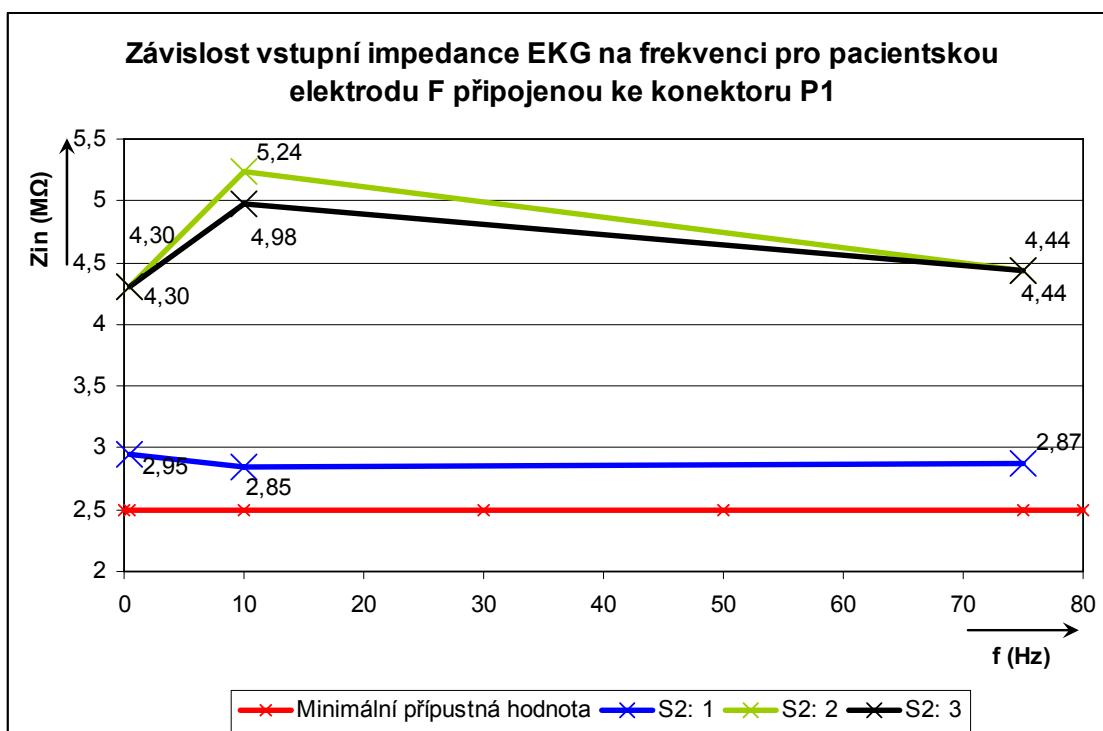
$U_{IN}$ (mV)	Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	Poloha spínače S2	f (Hz)	$h_1$ (mm)	$h_2$ (mm)	$Z_{in}$ (M $\Omega$ )
2	5	25	S2: 1	0,5	14,5	24,0	2,95
				10	11,0	19,0	3,32
				75	9,2	17,0	3,17
			S2: 2	0,5	14,0	24,0	3,69
				10	11,0	19,5	4,09
				75	9,0	17,25	6,01
			S2: 3	0,5	14,0	24,0	3,69
				10	11,0	19,25	3,67
				75	9,5	17,5	3,05

**Tabulka č. 22: Naměřené a vypočtené hodnoty k určení vstupní impedance pro přívodní hrudní elektrody Ci připojené ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2**

Grafy č. 14, 15, 16 a 17 znázorňují závislosti vstupních impedancí elektrokardiografu při frekvencích 0,5, 10 a 75 Hz pro patientské elektrody R, L, F, Ci, které jsou postupně připojené ke konektoru P1 a pro všechny tři polohy spínače S2. Z grafů je patrné, že všechny vstupní impedance převyšují minimální vstupní impedanci danou požadavkem doporučení, která je 2,5 M $\Omega$ . Dále jsou vidět změny v průbězích při různých polohách spínače S2, který připojuje stejnosměrné napětí o hodnotě  $\pm 300$  mV k nasimulování maximální hodnoty polarizace elektrody.

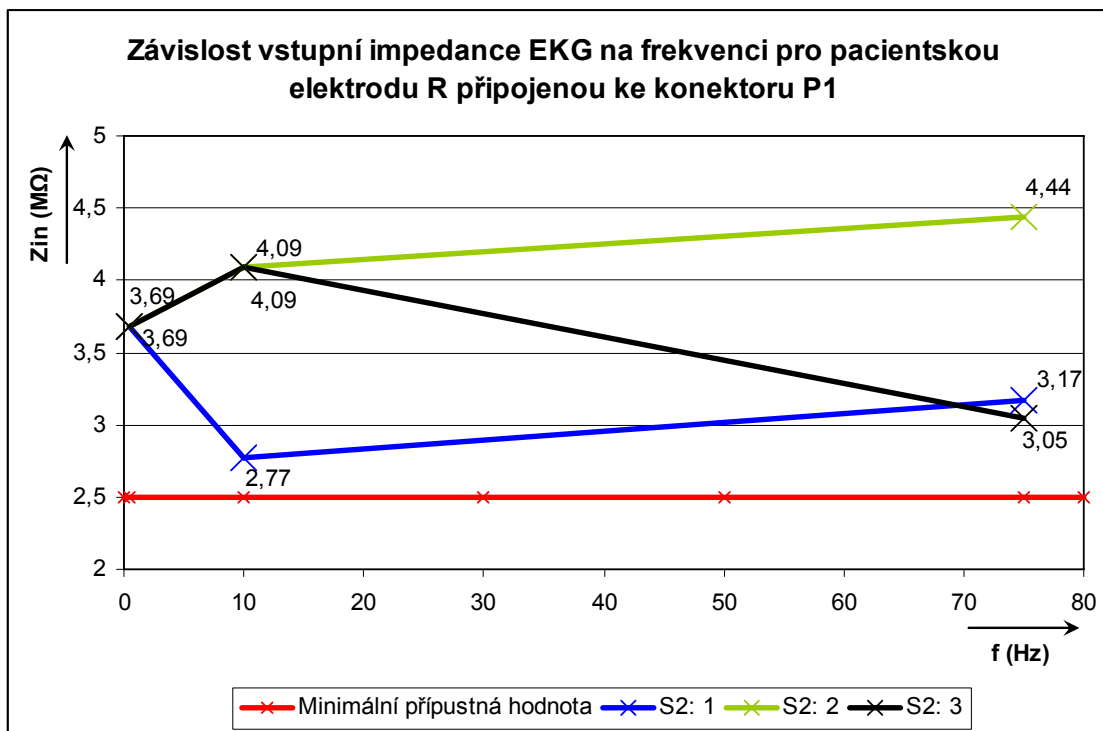


Graf č. 14: Závislost vstupní impedance EKG na frekvenci pro patientskou elektrodu L připojenou ke konektoru P1

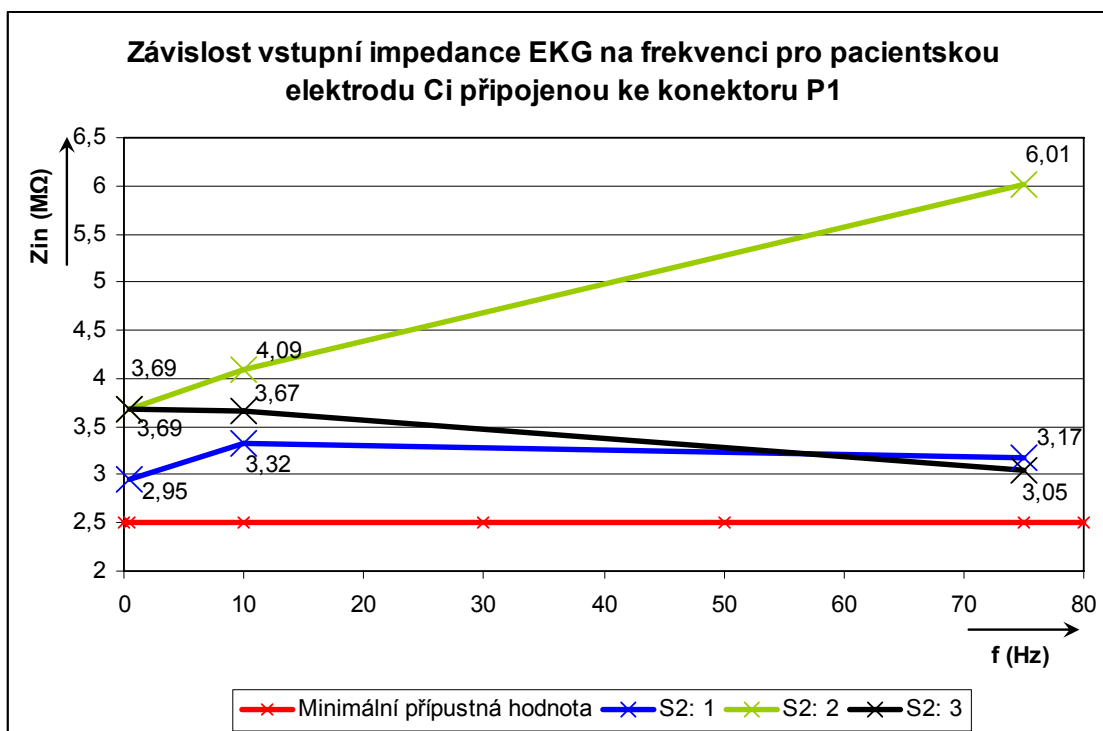


Graf č. 15: Závislost vstupní impedance EKG na frekvenci pro patientskou elektrodu F připojenou ke konektoru P1





**Graf č. 16: Závislost vstupní impedance EKG na frekvenci pro patientskou elektrodu R připojenou ke konektoru P1**



**Graf č. 17: Závislost vstupní impedance EKG na frekvenci pro patientskou elektrodu Ci připojenou ke konektoru P1**

### 3.12. Určení zaznamenané napět'ové chyby způsobené upravovačem útlumu

**Definice:** Určení zaznamenané napět'ové chyby způsobené upravovačem útlumu je rozdíl mezi maximálními a minimálními amplitudami signálů sinusoidy zaznamenanými na odlišných svodech.

**Metoda měření:** Zaznamenaná napět'ová chyba způsobená upravovačem útlumu se určí přímým měřením amplitudy (špička – špička) zaznamenaného sinusového signálu.

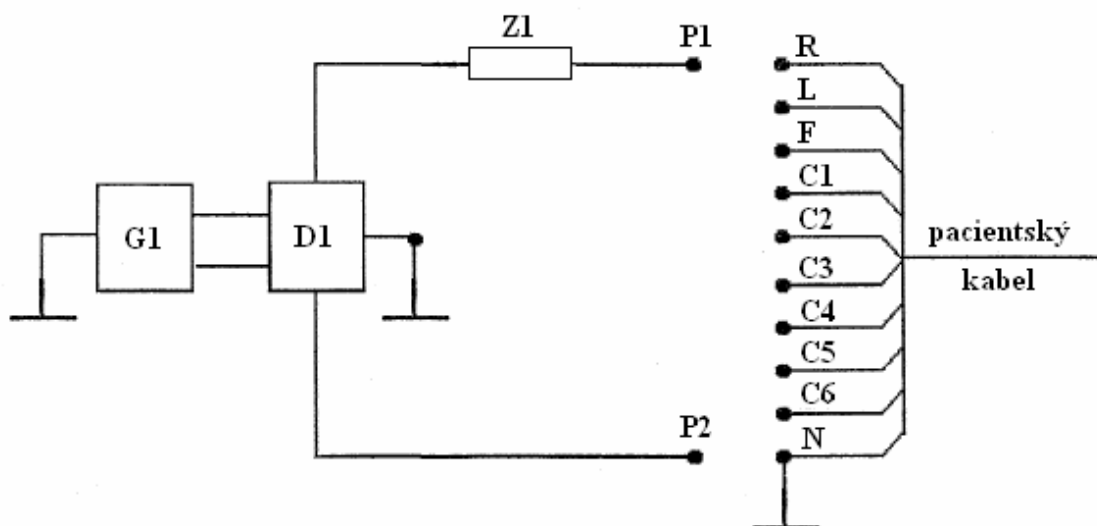
**Měřicí obvod:** Schéma obvodu přípravku 5 ukazuje obrázek č. 14. Mezi přípravek a generátor napětí se umístí převodník mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku. Jehož náhradní schéma zapojení je ukázáno na obrázku č. 7.

**Postup měření:** Citlivost je nastavena na hodnotu 10 mm/mV a záznamová rychlost je nastavena na hodnotu 50 mm/s. Vstupy R, L, F, C1, C2, C3 jsou postupně zapojeny do konektoru P1 v každé konfiguraci vyjmenované v tabulce 23. Všechny další vstupy jsou zapojeny na neutrální elektrodu. Na vstup je z generátoru G1, děliče napětí D1 a simulované impedance povrchové elektrody Z1 přiveden sinusový signál s frekvencí 10 Hz a amplitudami mezi špičkami odpovídajícími hodnotám vyjmenovaným v tabulce č. 23.

**Požadavek:** Pro všechny voliče svodu bude amplituda (špička – špička) zaznamenaného sinusového signálu mezi 18 mm a 22 mm. Amplituda vyplývající z odečtu běžného od modifikovaného přírodního signálu amplitudy (špička – špička) nepřesáhne 1 mm.

Pozice voliče svodu	Testovací podmínka	Vstupní napětí (špička–špička) (mV)	Přívodní elektroda připojená do P1	Přívodní elektroda připojená do P2
aVR	běžné	2	R	L, F
aVR	modifikované	4	L	R, F
aVL	běžné	2	L	F, R
aVL	modifikované	4	F	R, L
aVF	běžné	2	F	L, R
aVF	modifikované	4	F	L, F
V1	běžné	2	C1	L, R, F
V1	modifikované	6	L	C1, R, F
V2	běžné	2	C2	L, R, F
V2	modifikované	6	R	C2, L, F
V3	běžné	2	C3	L, R, F
V3	modifikované	6	F	C3, L, R

. Tabulka č. 23: Tabulka pro určení zaznamenané napět'ové chyby způsobené upravovačem útlumu [10]



Obrázek č. 14: Náhradní schéma pro určení zaznamenané napět'ové chyby způsobené upravovačem útlumu [10]

### Naměřené hodnoty:

Pozice voliče svodu	Testovací podmínka	Vstupní napětí (špička–špička) (mV)	Přívodní elektroda připojená do P1	Přívodní elektroda připojená do P2	Naměřené hodnoty (mm)
aVR	běžné	2	R	L, F	18,5
aVR	modifikované	4	L	R, F	19
aVL	běžné	2	L	F, R	20
aVL	modifikované	4	F	R, L	20,5
aVF	běžné	2	F	L, R	19
aVF	modifikované	4	F	L, F	20
V1	běžné	2	C1	L, R, F	19
V1	modifikované	6	L	C1, R, F	19,5
V2	běžné	2	C2	L, R, F	19
V2	modifikované	6	R	C2, L, F	19,5
V3	běžné	2	C3	L, R, F	20
V3	modifikované	6	F	C3, L, R	20,5

Tabulka č. 24: Naměřené hodnoty k určení zaznamenané napět'ové chyby způsobené upravovačem útlumu

### 3.13. Určení činitele potlačení souhlasného signálu

**Definice:** Činitelem potlačení souhlasného signálu je činitel amplitudy (špička – špička) součtového signálu zapojeného do vstupu EUT k amplitudě (špička – špička) běžného signálu s rozdílnou fází, což vede ke shodné amplitudě (špička – špička) zaznamenaného signálu.

**Metoda měření:** Činitel potlačení souhlasného signálu se určuje nepřímým měřením amplitudy (špička – špička) zaznamenaného signálu EUT, přičemž sinusový signál s frekvencí 50 Hz a danou amplitudou je zapojen běžným způsobem (mezi vstup a zemnění).

**Měřicí obvod:** Schéma obvodu přípravku 6 ukazuje obrázek č. 15.

**Postup měření:** Citlivost je nastavena na hodnotu 10 mm/mV a záznamová rychlost je nastavena na hodnotu 25 mm/s. Generátor napětí G1 je nastaven na hodnotu 20 V RMS s frekvencí 50 Hz. Kondenzátor Ct je nastaven tak, že napětí v bodě A s ohledem na zemnění je rovno 10 V RMS s tím, že patientský kabel je odpojen z testovacího obvodu. Po znovuzapojení patientského kabelu jsou měřeny

zaznamenané signály amplitud pro všechny svody specifikované v tabulce 2. Měření se opakují při zapojení stejnosměrného napětí  $\pm 300$  mV (s nastavením spínače S v pozicích 1 a 2).

**Výpočet:** Činitel potlačení souhlasného signálu se vypočítá podle následujícího vzorce (15):

$$K = \frac{U_A}{h} \cdot S_n \cdot 10^3 [-] \quad (15)$$

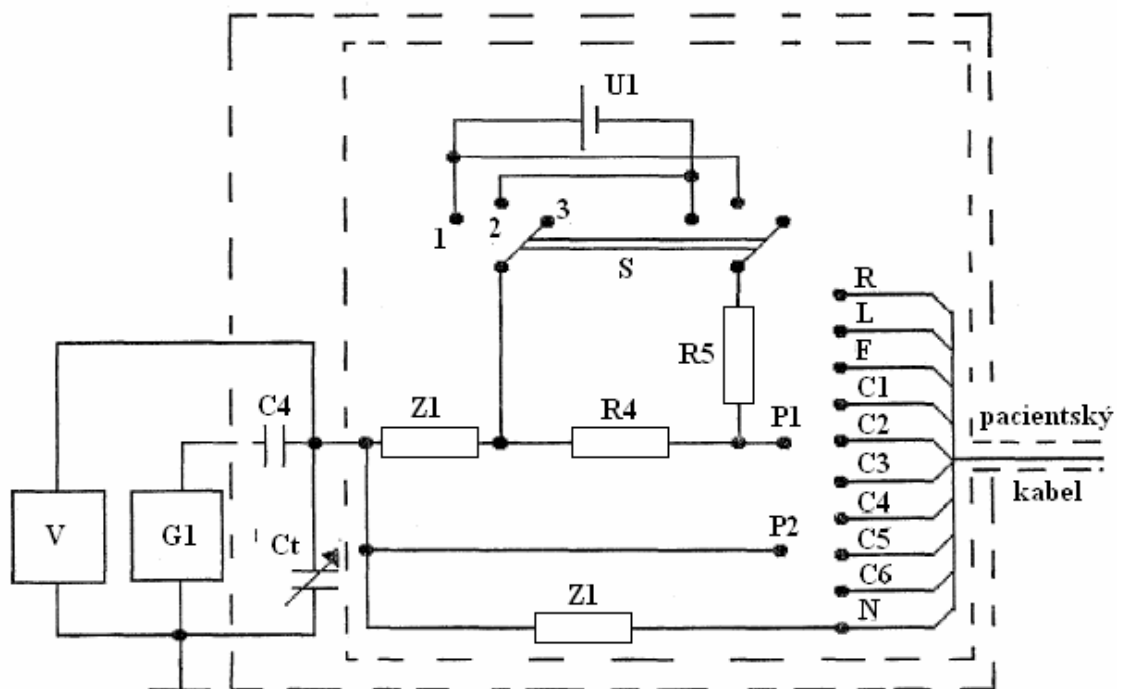
kde:

$h$  je zaznamenaná amplituda signálu, v mm,

$S_n$  je hodnota nastavení citlivosti, v mm/mV,

$U_A$  je amplitudy (špička – špička) vstupního napětí v bodě A, ve voltech.

**Požadavek:** Činitel potlačení souhlasného signálu, jak stanoví rovnice (15), nebude menší než  $2,8 \times 10^4$  pro každý kanál.



Obrázek č. 15: Náhradní schéma pro určení činitele potlačení souhlasného signálu [10]

Naměřené hodnoty:

P1: R

U <sub>A</sub> (V)	Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	Poloha spínače S	Pozice voliče svodu	h (mm)	K (-)	CMRR (dB)
10	10	25	S: 3	I	3	33333	90,46
				II	3,5	28571	89,12
				III	3	33333	90,46
				aVR	2,5	40000	92,04
				aVL	3,0	33333	90,46
				aVF	2,5	40000	92,04
				V1	2,8	35714	91,06
				V2	3	33333	90,46
				V3	2,6	38462	91,70
				V4	2,8	35714	91,06
				V5	2,6	38462	91,70
				V6	3	33333	90,46
			S: 2	I	3	33333	90,46
				II	3,5	28571	89,12
				III	3	33333	90,46
				aVR	2,5	40000	92,04
				aVL	3,0	33333	90,46
				aVF	3	33333	90,46
				V1	2,8	35714	91,06
				V2	3	33333	90,46
				V3	2,6	38462	91,70
				V4	3	33333	90,46
				V5	2,6	38462	91,70
				V6	2,5	40000	92,04
			S: 1	I	3	33333	90,46
				II	3,5	28571	89,12
				III	3	33333	90,46
				aVR	3,0	33333	90,46
				aVL	3,0	33333	90,46
				aVF	2,5	40000	92,04
V1	2,5	40000		92,04			
V2	3	33333		90,46			
V3	2,6	38462		91,70			
V4	2,5	40000		92,04			
V5	2,6	38462		91,70			
V6	3	33333		90,46			

Tabulka č. 25: Naměřené a vypočtené hodnoty k určení činitele potlačení souhlasného signálu pro přívodní elektrodu R připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S

P1: L

U <sub>A</sub> (V)	Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	Poloha spínače S	Pozice voliče svodu	h (mm)	K (-)	CMRR (dB)
10	10	25	S: 3	I	3	33333	90,46
				II	3	33333	90,46
				III	3,5	28571	89,12
				aVR	2,5	40000	92,04
				aVL	3,5	28571	89,12
				aVF	2,5	40000	92,04
				V1	3,5	28571	89,12
				V2	3	33333	90,46
				V3	2,6	38462	91,70
				V4	3,5	28571	89,12
				V5	2,6	38462	91,70
				V6	3	33333	90,46
			S: 2	I	3	40000	92,04
				II	3,5	28571	89,12
				III	3	33333	90,46
				aVR	2,5	40000	92,04
				aVL	2,5	40000	92,04
				aVF	3	33333	90,46
				V1	2,8	35714	91,06
				V2	2,5	40000	92,04
				V3	2,6	38462	91,70
				V4	3	33333	90,46
				V5	2,5	40000	92,04
				V6	2,5	40000	92,04
			S: 1	I	3	33333	90,46
				II	3	33333	90,46
				III	3	33333	90,46
				aVR	2,8	35714	91,06
				aVL	3	33333	90,46
				aVF	2,5	40000	92,04
V1	2,5	40000		92,04			
V2	3	33333		90,46			
V3	2,6	38462		91,70			
V4	2,8	35714		91,06			
V5	2,6	38462		91,70			
V6	2,8	35714		91,06			

Tabulka č. 26: Naměřené a vypočtené hodnoty k určení činitele potlačení souhlasného signálu pro přívodní elektrodu L připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S

P1: F

U <sub>A</sub> (V)	Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	Poloha spínače S	Pozice voliče svodu	h (mm)	K (-)	CMRR (dB)
10	10	25	S: 3	I	3	33333	90,46
				II	2,8	35714	91,06
				III	3	33333	90,46
				aVR	2,8	35714	91,06
				aVL	3	33333	90,46
				aVF	2,5	40000	92,04
				V1	2,8	35714	91,06
				V2	3	33333	90,46
				V3	2,6	38462	91,70
				V4	2,8	35714	91,06
				V5	2,6	38462	91,70
				V6	3	33333	90,46
			S: 2	I	3	33333	90,46
				II	3,5	28571	89,12
				III	2,6	38462	91,70
				aVR	2,5	40000	92,04
				aVL	2,6	38462	91,70
				aVF	3	33333	90,46
				V1	2,8	35714	91,06
				V2	3	33333	90,46
				V3	2,6	38462	91,70
				V4	3	33333	90,46
				V5	2,6	38462	91,70
				V6	2,5	40000	92,04
			S: 1	I	3	33333	90,46
				II	3,5	28571	89,12
				III	2,6	38462	91,70
				aVR	3	33333	90,46
				aVL	3	33333	90,46
				aVF	2,5	40000	92,04
V1	3	33333		90,46			
V2	3	33333		90,46			
V3	2,6	38462		91,70			
V4	3	33333		90,46			
V5	2,6	38462		91,70			
V6	3	33333		90,46			

Tabulka č. 27: Naměřené a vypočtené hodnoty k určení činitele potlačení souhlasného signálu pro přívodní elektrodu F připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S



## P1: Ci

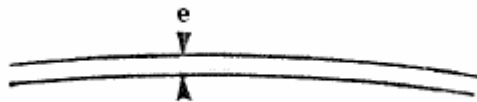
U <sub>A</sub> (V)	Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	Poloha spínače S	Pozice voliče svodu	h (mm)	K (-)	CMRR (dB)
10	10	25	S: 3	I	3	33333	90,46
				II	3,5	28571	89,12
				III	3	33333	90,46
				aVR	2,5	40000	92,04
				aVL	3	33333	90,46
				aVF	2,5	40000	92,04
				V1	3	33333	90,46
				V2	3	33333	90,46
				V3	2,6	38462	91,70
				V4	3	33333	90,46
				V5	2,6	38462	91,70
				V6	3	33333	90,46
			S: 2	I	3	33333	90,46
				II	2,8	35714	91,06
				III	3	33333	90,46
				aVR	2,8	35714	91,06
				aVL	3	33333	90,46
				aVF	3	33333	90,46
				V1	2,8	35714	91,06
				V2	2,8	35714	91,06
				V3	2,6	38462	91,70
				V4	3	33333	90,46
				V5	2,6	38462	91,70
				V6	2,5	40000	92,04
			S: 1	I	3	33333	90,46
				II	2,8	35714	91,06
				III	3	33333	90,46
				aVR	2,6	38462	91,70
				aVL	3	33333	90,46
				aVF	2,5	40000	92,04
				V1	2,6	38462	91,70
				V2	3	33333	90,46
				V3	2,6	38462	91,70
V4	2,5	40000		92,04			
V5	2,6	38462		91,70			
V6	2,6	38462		91,70			

Tabulka č. 28: Naměřené a vypočtené hodnoty k určení činitele potlačení souhlasného signálu pro přívodní elektrodu Ci připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S

### 3.14. Určení šířky základní linky

**Definice:** Šířka základní linky je šířka linky na záznamovém médiu se vstupními vývody zapojenými do neutrálu.

**Metoda měření:** Šířka základní linky se určí přímým změřením linky kolmo ke stopě (obrázek 16).



Obrázek č. 16: Určení šířky základní linky [10]

**Postup měření:** Citlivost je nastavena na hodnotu 5 mm/mV a záznamová rychlost je nastavena na hodnotu 25 mm/s. Pro volič svodu v jakékoli pozici je vytvořena stopa po dobu 10 s. Měří se šířka zaznamenané linky.

**Požadavek:** Šíře základní linky nepřekročí 1 mm

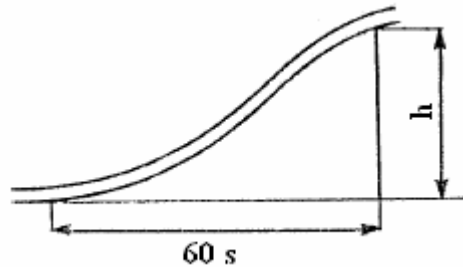
Naměřené hodnoty:

Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	Pozice voliče svodu	e (mm)
5	25	I	0,9
		II	0,9
		III	0,9
		aVR	0,8
		aVL	0,9
		aVF	0,9
		V1	0,8
		V2	0,9
		V3	0,9
		V4	0,9
		V5	0,9
		V6	0,9

Tabulka č. 29: Naměřené hodnoty k určení šířky základní linky

### 3.15. Určení odchytky základní linky

**Definice:** Odchytkou základní linky je výchylka základní linky během stanoveného časového intervalu se vstupními vývody zapojenými do neutrálu (obrázek 17).



Obrázek č. 17: Určení odchytky základní linky [10]

**Metoda měření:** Odchytkou základní linky se určí přímo změřením výchylky základní linky v časovém intervalu 60 s.

**Postup měření:** Citlivost je nastavena na hodnotu 20 mm/mV a záznamová rychlost je nastavena na hodnotu 25 mm/s. Volič svodu je v libovolné pozici. Po jednodominutové zahajovací zahřívací fázi se měří odchytkou základní linky po dobu 60 s.

**Požadavek:** Odchytkou základní linky během 60 sekund nepřekročí 5 mm

**Naměřené hodnoty:**

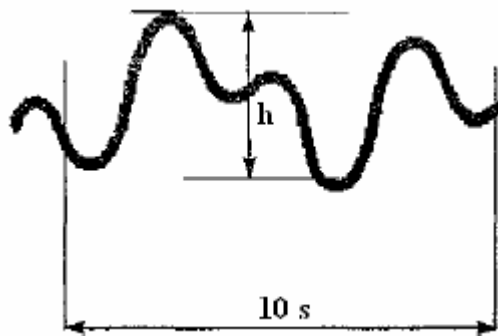
Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	h (mm)
20	25	3

Tabulka č. 30: Naměřené hodnoty k určení odchytky základní linky

### 3.16. Určení skutečné úrovně šumu přivedené na vstup

**Definice:** Skutečná úroveň šumu přivedená na vstup je maximální amplituda (špička – špička) signálu hodnoceného pro daný časový interval se Z1 připojenými ke vstupům elektrokardiografu.

**Metoda měření:** Skutečná hladina šumu přivedená na vstup se určuje přímým změřením maximální amplitudy (špička – špička) signálu zaznamenaného pro časový interval 10 sekund. Naměřená hodnota se následně dělí nastaveným stupněm citlivosti (obrázek č. 18).



Obrázek č. 18: Určení skutečné úrovně šumu přivedené na vstup [10]

**Měřicí obvod:** Schéma obvodu přípravku 7 ukazuje obrázek 19

**Postup měření:** Citlivost je nastavena na hodnotu 20 mm/mV a záznamová rychlost je nastavena na hodnotu 50 mm/s. Poté, co je impedance Z1 připojena ke všem vstupům, zaznamenává se stopa po dobu 10 sekund pro všechny pozice voliče svodu. Měří se lineární dimenze maximální amplitudy (špička – špička) pro každý záznam.

**Výpočet:** Skutečná úroveň šumu přivedená na vstup (v  $\mu V$ ) se vypočítá podle vzorce (16):

$$U_n = \frac{h_n}{S_n} \cdot 10^3 [\mu V]$$

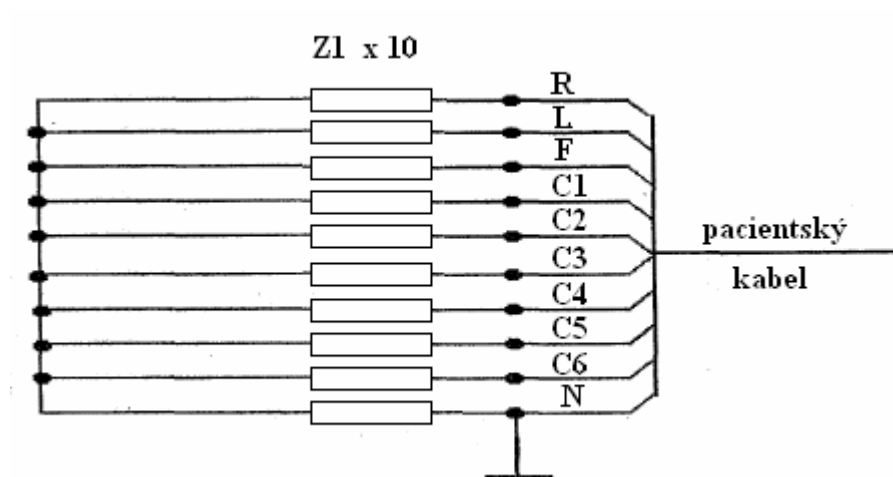
(16)

kde:

$h_n$  je maximální amplituda (špička – špička) u měřeného šumu na záznamu v mm,

$S_n$  je nominální hodnota nastavení citlivosti v mm/mV.

**Požadavek:** Skutečná úroveň šumu přivedená na vstup nepřekročí  $35 \mu\text{V}$ .



Obrázek č. 19: Náhradní schéma pro určení skutečné úrovně šumu přivedené na vstup [10]

Naměřené hodnoty:

Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	Pozice voliče svodu	$h_n$ (mm)	$U_n$ ( $\mu\text{V}$ )
20	50	I	0,5	25
		II	0,5	25
		III	0,5	25
		aVR	0,6	30
		aVL	0,5	25
		aVF	0,5	25
		V1	0,4	20
		V2	0,6	30
		V3	0,5	25
		V4	0,5	25
		V5	0,6	30
		V6	0,5	25

Tabulka č. 31: Naměřené hodnoty k určení skutečné úrovně šumu přivedené na vstup

### 3.17. Určení mezikanálového koeficientu přeslechu

**Definice:** Mezikanálový koeficient přeslechu je poměr amplitudy (špička – špička) indukovaného napětí na testovaném kanálu k amplitudě (špička – špička) u napětí připojeného ke všem ostatním kanálům.

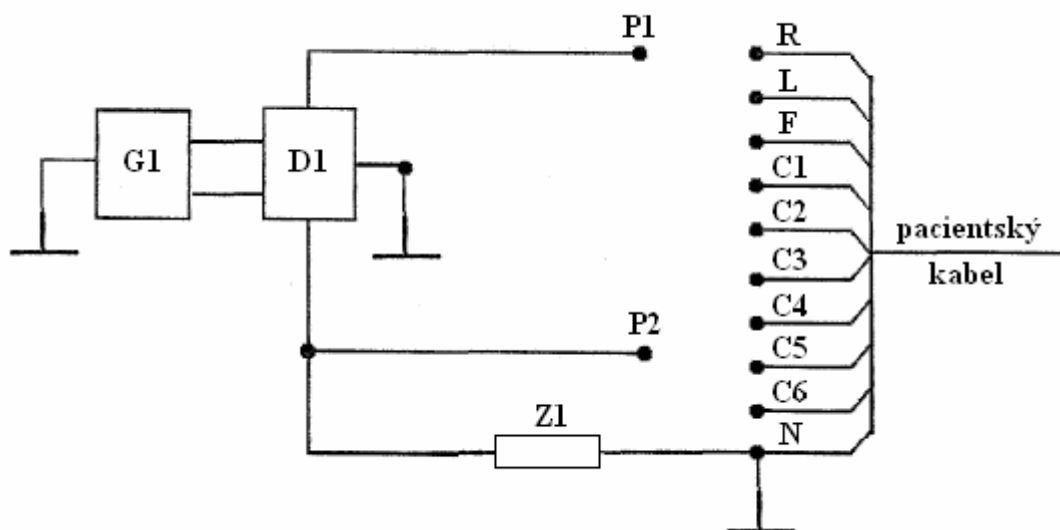
**Metoda měření:** Mezikanálový koeficient přeslechu se určuje porovnáním amplitudy (špička – špička) signálů zaznamenaných na testovaném kanálu s amplitudou (špička – špička) signálů zaznamenaných na všech ostatních kanálech.

**Měřicí obvod:** Schéma obvodu přípravku 8 ukazuje obrázek č. 20. Mezi přípravek a generátor napětí se umístí převodník mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku jehož náhradní schéma zapojení je ukázáno na obrázku č. 7.

**Postup měření:** Citlivost je nastavena na hodnotu 10 mm/mV a záznamová rychlost na hodnotu 25 mm/s. Na vstup je z generátoru G1 a děliče napětí D1 přiveden sinusový signál s amplitudou mezi špičkami o hodnotě 4 mV a frekvencemi 1 Hz a 40 Hz (postupně). Měří se lineární dimenze signálů zaznamenaných na testovaných kanálech. Celý postup měření se postupně opakuje u všech svodů, jak ukazuje tabulka č. 32.

Pozice voliče svodu	Přívodní elektroda připojená k P1	Přívodní elektroda připojená k P2
I	F, C1	R, L, C2, C3, C4, C5, C6
II	L, C1	R, L, F, C2, C3, C4, C5, C6
III	R, C1	L, F, C2, C3, C4, C5, C6
V2, V3, V4, V5, V6	C1	R, L, F, C2, C3, C4, C5, C6
V1, V2, V3, V4, V5	C6	R, L, F, C1, C2, C3, C4, C5, C6

**Tabulka č. 32: Kombinace voliče svodu a přívodní elektrody pro určení mezikanálového koeficientu přeslechu [10]**



Obrázek č. 20: Náhradní schéma pro určení mezikanálového koeficientu přeslechu [10]

**Výpočet:** Mezikanálový koeficient přeslechu (v procentech) se vypočítá podle následujícího vzorce (17):

$$W_i = \frac{h_i}{U_{in} \cdot S_n} \cdot 100 \text{ [%]}$$

(17)

kde:

$i = 1, 2, \dots, n$  je číslo testovaného kanálu,

$n$  je počet kanálů,

$h_i$  je amplituda (špička – špička) signálu indukovaného v testovaném kanále, v mm,

$U_{in}$  je amplituda (špička – špička) napětí připojeného ke všem dalším kanálům, v mV,

$S_n$  je nominální hodnota nastavení citlivosti, v mm/mV.

**Požadavek:** Mezikanálový koeficient přeslechu, jak stanoví rovnice (17), nepřekročí při frekvencích 1 Hz a 40 Hz 2 %.

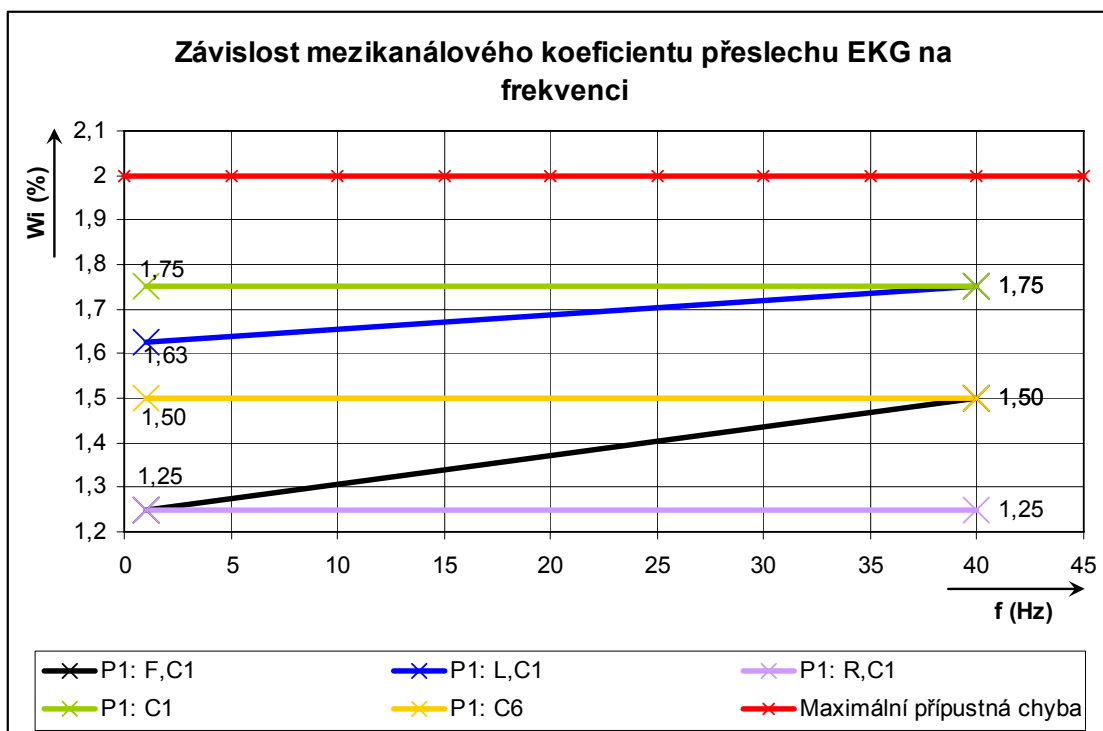
**Naměřené hodnoty:**

$U_{IN}$ (mV)	Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	Pozice voliče svodu	Přívodní elektroda připojená k P1	Přívodní elektroda připojená k P2	f (Hz)	$h_i$ (mm)	$W_i$ (%)
4	10	25	I	F, C1	R, L, C2, C3, C4, C5, C6	1	0,5	1,25
						40	0,6	1,50
			II	L, C1	R, L, F, C2, C3, C4, C5, C6	1	0,7	1,75
						40	0,7	1,75
			III	R, C1	L, F, C2, C3, C4, C5, C6	1	0,5	1,25
						40	0,5	1,25
			V2, V3, V4, V5, V6	C1	R, L, F, C2, C3, C4, C5, C6	1	0,7	1,75
						40	0,7	1,75
			V1, V2, V3, V4, V5	C6	R, L, F, C1, C2, C3, C4, C5, C6	1	0,6	1,50
						40	0,6	1,50

**Tabulka č. 33: Naměřené a vypočtené hodnoty k určení mezikanálového koeficientu přeslechu**

Graf č. 18 představuje závislost mezikanálového koeficientu přeslechu EKG na frekvenci. Z grafu je vidět, že při jakékoliv frekvenci a přívodní elektrodě připojené ke konektoru P1 mezikanálový koeficient přeslechu nepřekročil maximální přípustnou chybu, která je 2 %.





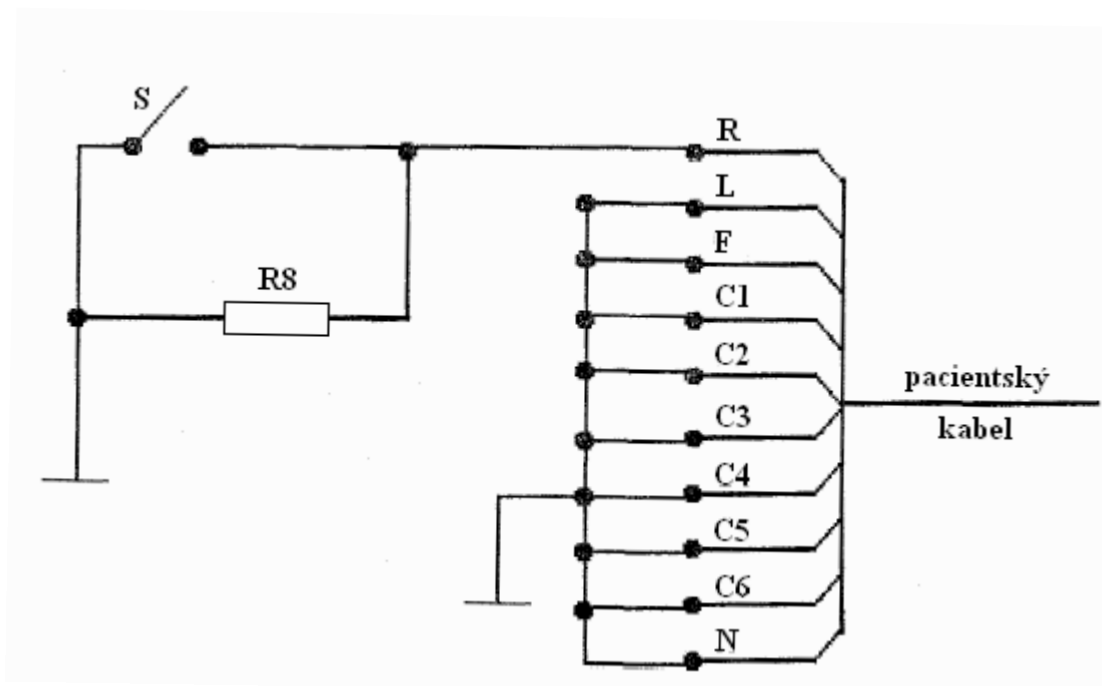
**Graf č. 18: Závislost mezikanálového koeficientu přeslechu EKG na frekvenci**

### 3.18. Určení proudu v pacientově obvodu

**Definice:** Proud v pacientově obvodu je definován jako proud, který prochází kterýmkoliv svodem napojeným na pacienta.

**Metoda měření:** Proud v pacientově obvodu se určí nepřímým změřením zaznamenaného napětí elektrokardiografem s odporem sériově připojeným ke vstupu a vypočtením hodnoty proudu.

**Měřicí obvod:** Schéma obvodu přípravku 9 ukazuje obrázek č. 21



Obrázek č. 21: Náhradní schéma pro určení proudu v pacientově obvodu [10]

**Postup měření:** Citlivost je nastavena na hodnotu 10 mm/mV a záznamová rychlost je nastavena na hodnotu 25 mm/s. Nejdříve je zaznamenána základní linka, poté je sepnut spínač S a je změřena odchylka. Měření se opakuje pro všechny pozice voliče svodu.

**Výpočet:** Proud v pacientově obvodu (v  $\mu\text{A}$ ) se vypočítá podle následujícího vzorce (18):

$$I = \frac{h}{S_n \cdot r} \quad [\mu\text{A}] \quad (18)$$

kde:

h je výška zaznamenaného linky v mm,

$S_n$  je hodnota nastavení citlivosti v mm/mV,

r je hodnota připojeného odporu, v  $\text{k}\Omega$ .

**Požadavek:** Proud v pacientově obvodu, jak stanoví rovnice (18), nepřesáhne  $0,1 \mu\text{A}$ .

**Naměřené hodnoty:**

R8 = r = 10kΩ

Citlivost (mm/mV)	Záznamová rychlost (mm/s)	Pozice voliče svodu	h (mm)	I (μA)
10	25	I	0,3	3,0E-06
		II	0,5	5,0E-06
		III	0,4	4,0E-06
		aVR	0,6	6,0E-06
		aVL	0,6	6,0E-06
		aVF	0,5	5,0E-06
		V1	0,4	4,0E-06
		V2	0,6	6,0E-06
		V3	0,4	4,0E-06
		V4	0,5	5,0E-06
		V5	0,5	5,0E-06
		V6	0,4	4,0E-06

**Tabulka č. 34: Naměřené a vypočtené hodnoty k určení proudu v pacientově obvodu**

## 4. Diskuze

Mezinárodní organizace legální metrologie OIML ve zmíněném doporučení R 90 (Edition 1990) uvádí v kapitole č. 5 mj. také chyby a nežádoucí odchylky, které ovlivňují přesnost měření elektrické aktivity srdce a ke kterým by při použití správně fungujícího elektrokardiografu nemělo docházet. Doporučení proto také stanovuje požadavky na přezkušování správnosti funkcí použitého EKG.

Podle závazných požadavků doporučení R 90 jsem sestrojil devět pomocných přípravků a jeden převodník, které po připojení k EKG napomáhají k určení těchto chyb, a následně tedy ke zjištění, zda použitý přístroj doporučení vyhovuje.

**Přípravek č. 1** slouží k určení relativní chyby měření napětí, časové konstanty a přesahu, chyby měření časového intervalu, relativní chyby vnitřního kalibrátoru a časového markeru;

**přípravek č. 2** slouží k určení relativní chyby nastavení citlivosti, relativní chyby záznamové rychlosti a amplitudově-frekvenční odezvy;

**přípravek č. 3** slouží pro určení zpoždění záznamu;

**přípravek č. 4** slouží pro určení vstupní impedance;

**přípravek č. 5** slouží pro určení napěťové chyby způsobené upravovačem útlumu;

**přípravek č. 6** slouží pro určení činitele pro potlačení souhlasného signálu;

**přípravek č. 7** slouží pro určení skutečné úrovně šumu přivedené na vstup;

**přípravek č. 8** slouží pro určení mezikanálového koeficientu přeslechu;

**přípravek č. 9** slouží pro určení proudu v pacientově obvodu,

**převodník** mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku.

Doporučení R 90 v požadavcích na přezkušování EKG také stanoví limity odchylek, které jsou u ověřovaného elektrokardiografu přípustné – přístroj, který nepřesahuje jejich hranici, je v povolené normě.

Při postupném zapojení všech devíti sestrojených přípravků k testovanému elektrokardiografu, předepsaném měření všech sledovaných parametrů a následných výpočtech odchylek podle stanovených vzorců jsem došel k závěru, že přezkušovaný EKG přístroj typu MAX-1 od výrobce Marquette Electronics se sériovým číslem

L5E93614F v žádném z 18 měření nepřekročil povolenou hranici pro nežádoucí odchylky měřených hodnot a vyhovoval tak ve všech parametrech doporučení R 90 Edition 90 (E). Testovaný exemplář elektrokardiografu typu MAX-1 i přes dlouhodobé používání ve výuce Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT a absenci předchozího odborného přezkoušení tedy vyhověl všem předepsaným kritériím.

Doporučení R 90 rovněž určuje, z jakých komponentů se mají přípravky na přezkušování EKG sestavovat. Uvedená norma již platí 18 let, a proto nezohledňuje, že k sestavení zkušebních přípravků by již mohly být běžně používány modernější součástky, které mají lepší vlastnosti a vykazují také menší vlastní chyby (např. je předepsáno použití odporu s 0,5 % chybou a přitom je již běžně na trhu přesnější odpor s hodnotou 0,1 %).

Potřebné sestavování většího počtu sad přípravků na doporučené metrologické přezkušování všech používaných elektrokardiografů by na druhé straně ulehčila snadnější dostupnost některých jejich drobných specifických komponentů na trhu – např. konektorů („patentek“) pro patientský svod.

## 5. Závěr

Elektrokardiografické vyšetření je v kardiologii důležitou a velice používanou vyšetřovací metodou, která měřením elektrické aktivity srdce a zaznamenáváním změn elektrických potenciálů srdečního svalu pomáhá stanovit diagnózu jeho onemocnění. Při práci s EKG je nutné nejenom dodržovat všechny zákonné předpisy pro bezpečnost jeho provozu, ale také ve smyslu mezinárodních metrologických doporučení zabezpečit, aby přístroj nepřekračoval přípustné limity odchylek měření. Aby byly zjištěné výsledky v zájmu správného stanovení diagnózy co nejpřesnější, měl by tedy být používaný elektrokardiograf také pravidelně metrologicky testován.

Pro jednoduché vystihnutí metrologického přezkušování EKG jsem sestavil devět přípravků z doporučených součástek a podle doporučených schémat – zhotovené přípravky pak přesně odpovídaly požadavkům doporučení R 90 na stanovení nežádoucích odchylek při měření. Pomocí sestav zhotovených přípravků a EKG typu MAX-1 od výrobce Marquette Electronics se sériovým číslem L5E93614F jsem měřením výstupních hodnot ověřoval různé parametry prověřovaného elektrokardiografu. Přitom jsem postupoval podle úloh rovněž stanovených doporučením R 90 pro ověřování metrologických charakteristik. S použitím devíti zmíněných přípravků jsem provedl celkem 384 měření; každé měření bylo třikrát zopakováno a do tabulek pak byla zaznamenána průměrná hodnota z těchto tří měření. Z naměřených hodnot jsem po výpočtu podle vzorců (také stanovených doporučením R 90) určoval, která metrologická kritéria testovaný přístroj podle tohoto doporučení splňuje a kterým naopak nevyhovuje.

Zkoumaný elektrokardiograf typu MAX-1, který jsem dostal pro tato měření k dispozici na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT, nepřekročil ani v jednom ze sledovaných parametrů povolený limit odchylky a vyhovuje tedy metrologickým požadavkům na spolehlivé měření elektrické aktivity srdce. Podle popsané metody, která přesně odpovídá zásadám doporučení R 90, je možno postupovat také v ověřování dalších elektrokardiografů.

Mezinárodní organizace zákonné metrologie Organisation Internationale de Métrologie Légale je celosvětově uznávanou nevládní organizací, která doporučuje nejlepší a nejpřesnější způsoby kontrol a tím i následné zajištění správné funkce měřicích přístrojů, používaných v členských státech OIML. Modelové doporučení této

organizace – R 90 (Edition 1990), který upřesňuje metody pro zajištění souladu ověřovaných elektrokardiografů s jeho potřebnými metrologickými vlastnostmi, by měl být v České republice – členském státu OIML – používán při kontrole všech testovaných elektrokardiografů.

Zhotovené přípravky, postupy měření a následné výpočty z naměřených veličin podle správných postupů doporučených mezinárodní organizací legální metrologie OIML doporučením R 90 (Edition 1990), kterými jsem se zabýval ve své diplomové práci, naznačují možný postup při pravidelné kalibraci elektrokardiografu a dají se také dále využívat při zdokonalování názorné výuky studentů. Konkrétně ukazují, jak postupovat při ověřování toho, zda je kontrolovaný elektrokardiograf v dobrém technickém stavu a jeho současné parametry jsou v tolerancích uvedených v mezinárodním doporučením R 90 (Edition 1990).

## 6. Seznam zkratek

EKG	Elektrokardiograf
EUT	Equipment Under Test – testované zařízení
RMS	Root Mean Square – Efektivní hodnota střídavého napětí / proudu
OIML	Organisation Internationale de Métrologie Légale – Mezinárodní organizace legální metrologie



<b>7. Seznam tabulek, grafů a ilustrací</b>		<b>str.</b>
<b>Tabulka č. 1:</b>	Identifikace a barevný kód patientského kabelu	14
<b>Tabulka č. 2:</b>	Pozice voliče svodu a připojení elektrod při určení chyb měření napětí a vstupního odporu	24
<b>Tabulka č. 3:</b>	Nastavení citlivosti a napětí vstupního signálu pro stanovení relativní chyby měření napětí	25
<b>Tabulka č. 4:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty k určení relativní chyby měření napětí pro přívodní elektrodu R připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2	27
<b>Tabulka č. 5:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty k určení relativní chyby měření napětí pro přívodní elektrodu L připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2	28
<b>Tabulka č. 6:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty k určení relativní chyby měření napětí pro přívodní elektrodu F připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2	29
<b>Tabulka č. 7:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty k určení relativní chyby měření napětí pro přívodní hrudní elektrody Ci připojené ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2	30
<b>Tabulka č. 8:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty pro určení relativní chyby nastavení citlivosti	34
<b>Tabulka č. 9:</b>	Kmitočty, které mají být nastaveny pro frekvenci generátoru G2 a hodnoty, které mají být naměřeny pro časové intervaly	36
<b>Tabulka č. 10:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty pro určení relativní chyby měření časového intervalu	37
<b>Tabulka č. 11:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty pro určení relativní chyby záznamové rychlosti	39
<b>Tabulka č. 12:</b>	Naměřené hodnoty pro určení zpoždění záznamu	41
<b>Tabulka č. 13:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty pro určení relativních chyb vnitřního kalibrátoru a časového markeru	43
<b>Tabulka č. 14:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty pro určení přesahu	46
<b>Tabulka č. 15:</b>	Naměřené hodnoty pro určení časové konstanty	48
<b>Tabulka č. 16:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty pro určení amplitudově-frekvenční odezvy	49
<b>Tabulka č. 17:</b>	Vstup a volič svodu spojený s body P1 a P2	51
<b>Tabulka č. 18:</b>	Vypočtené hodnoty impedance $Z_2$ pro jednotlivé frekvence	53
<b>Tabulka č. 19:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty k určení vstupní impedance pro přívodní elektrodu L připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2	53
<b>Tabulka č. 20:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty k určení vstupní impedance pro přívodní elektrodu F připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2	54
<b>Tabulka č. 21:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty k určení vstupní impedance pro přívodní elektrodu R připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2	54
<b>Tabulka č. 22:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty k určení vstupní impedance pro přívodní hrudní elektrody Ci připojené ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S2	55
<b>Tabulka č. 23:</b>	Tabulka pro určení zaznamenané napěťové chyby způsobené upravovačem útlumu	59
<b>Tabulka č. 24:</b>	Naměřené hodnoty k určení zaznamenané napěťové chyby způsobené upravovačem útlumu	60

<b>Tabulka č. 25:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty k určení činitele potlačení souhlasného signálu pro přívodní elektrodu R připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S	62
<b>Tabulka č. 26:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty k určení činitele potlačení souhlasného signálu pro přívodní elektrodu L připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S	63
<b>Tabulka č. 27:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty k určení činitele potlačení souhlasného signálu pro přívodní elektrodu F připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S	64
<b>Tabulka č. 28:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty k určení činitele potlačení souhlasného signálu pro přívodní elektrodu Ci připojenou ke konektoru P1 ve všech třech režimech spínače S	65
<b>Tabulka č. 29:</b>	Naměřené hodnoty k určení šířky základní linky	66
<b>Tabulka č. 30:</b>	Naměřené hodnoty k určení odchylky základní linky	67
<b>Tabulka č. 31:</b>	Naměřené hodnoty k určení skutečné úrovně šumu přivedené na vstup	69
<b>Tabulka č. 32:</b>	Kombinace voliče svodu a přívodní elektrody pro určení mezikanálového koeficientu přeslechu	70
<b>Tabulka č. 33:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty k určení mezikanálového koeficientu přeslechu	72
<b>Tabulka č. 34:</b>	Naměřené a vypočtené hodnoty k určení proudu v pacientově obvodu	75
<b>Graf č. 1:</b>	Závislost relativní chyby napětí EKG na vstupním napětí pro patientskou elektrodu R připojenou ke konektoru P1	31
<b>Graf č. 2:</b>	Závislost relativní chyby napětí EKG na vstupním napětí pro patientskou elektrodu L připojenou ke konektoru P1	31
<b>Graf č. 3:</b>	Závislost relativní chyby napětí EKG na vstupním napětí pro patientskou elektrodu F připojenou ke konektoru P1	32
<b>Graf č. 4:</b>	Závislost relativní chyby napětí EKG na vstupním napětí pro patientskou elektrodu Ci připojenou ke konektoru P1	32
<b>Graf č. 5:</b>	Závislost relativní chyby citlivosti EKG na jeho vstupním napětí	35
<b>Graf č. 6:</b>	Závislost relativní chyby časového intervalu EKG na frekvenci při záznamové rychlosti 25 mm/s	37
<b>Graf č. 7:</b>	Závislost relativní chyby časového intervalu EKG na frekvenci při záznamové rychlosti 50 mm/s	38
<b>Graf č. 8:</b>	Závislost relativní chyby záznamové rychlosti EKG na jmenovité hodnotě záznamové rychlosti	40
<b>Graf č. 9:</b>	Závislost relativní chyby vnitřního kalibrátoru EKG na jeho jmenovité hodnotě napětí	44
<b>Graf č. 10:</b>	Závislost relativní chyby časového markeru EKG na jeho jmenovité hodnotě časového intervalu	44
<b>Graf č. 11:</b>	Závislost relativní chyby přesahu EKG na počtu cyklů měření	46
<b>Graf č. 12:</b>	Závislost amplitudově-frekvenční odezvy EKG na frekvenci při záznamové rychlosti 25 mm/s	50
<b>Graf č. 13:</b>	Závislost amplitudově-frekvenční odezvy EKG na frekvenci při záznamové rychlosti 50 mm/s	50
<b>Graf č. 14:</b>	Závislost vstupní impedance EKG na frekvenci pro patientskou elektrodu L připojenou ke konektoru P1	56
<b>Graf č. 15:</b>	Závislost vstupní impedance EKG na frekvenci pro patientskou elektrodu F připojenou ke konektoru P1	56
<b>Graf č. 16:</b>	Závislost vstupní impedance EKG na frekvenci pro patientskou elektrodu R připojenou ke konektoru P1	57

<b>Graf č. 17:</b>	Závislost vstupní impedance EKG na frekvenci pro patientskou elektrodu Ci připojenou ke konektoru P1	57
<b>Graf č. 18:</b>	Závislost mezikanálového koeficientu přeslechu EKG na frekvenci	73
<b>Obrázek č. 1:</b>	Tři končetinové bipolární svody podle Einthovena	11
<b>Obrázek č. 2:</b>	Tři unipolární svody podle Goldberga	12
<b>Obrázek č. 3:</b>	Šest unipolárních svodů podle Wilsona	13
<b>Obrázek č. 4:</b>	Blokové uspořádání elektrokardiografu	15
<b>Obrázek č. 5:</b>	Schéma EKG zesilovače	16
<b>Obrázek č. 6:</b>	Náhradní schéma k určení relativní chyby měření napětí, časové konstanty a přesahu, chyby měření časového intervalu, relativní chyby vnitřního kalibrátoru a časového markeru	25
<b>Obrázek č. 7:</b>	Náhradní schéma převodníku mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku	26
<b>Obrázek č. 8:</b>	Náhradní schéma pro určení relativní chyby nastavení citlivosti, relativní chyby záznamové rychlosti a amplitudově-frekvenční odezvy	33
<b>Obrázek č. 9:</b>	Určení zpoždění záznamu	40
<b>Obrázek č. 10:</b>	Náhradní schéma pro určení zpoždění záznamu	41
<b>Obrázek č. 11:</b>	Určení přesahu	45
<b>Obrázek č. 12:</b>	Určení časové konstanty	47
<b>Obrázek č. 13:</b>	Náhradní schéma pro určení vstupní impedance	52
<b>Obrázek č. 14:</b>	Náhradní schéma pro určení zaznamenané napěťové chyby způsobené upravovačem útlumu	59
<b>Obrázek č. 15:</b>	Náhradní schéma pro určení činitele potlačení souhlasného signálu	61
<b>Obrázek č. 16:</b>	Určení šířky základní linky	66
<b>Obrázek č. 17:</b>	Určení odchylky základní linky	67
<b>Obrázek č. 18:</b>	Určení skutečné úrovně šumu přivedené na vstup	68
<b>Obrázek č. 19:</b>	Náhradní schéma pro určení skutečné úrovně šumu přivedené na vstup	69
<b>Obrázek č. 20:</b>	Náhradní schéma pro určení mezikanálového koeficientu přeslechu	71
<b>Obrázek č. 21:</b>	Náhradní schéma pro určení proudu v pacientově obvodu	74

## 8. Použitá literatura

- [1] KHAN, M. GABRIEL.: EKG a jeho hodnocení. Praha: Grada, 3.11.2005 (1.vydání), ISBN 80-247-0910-4.
- [2] CHALOUPKA, JOSEF.: Diagnostika srdeční činnosti. Praha: skriptum SPŠE V Úžlabině, 1996 (2. vydání). 94 s.
- [3] CHALOUPKA, JOSEF.: Somatologie I. a II. Praha: skriptum SPŠE V Úžlabině, 1997. (Zpracováno podle učebnic I. Dylevský a S. Trojan: Somatologie (1) a Somatologie (2)). 75 s.
- [4] SCHREIBER, MICHAL.: Funkční somatologie. Praha: H&H, 1998 (1. vydání). 467 s. ISBN 80-86022-28-5.
- [5] Výukový web EKG [online]. HAMAN, Petr, [cit. 2008-05-04]. URL: <<http://ekg.kvalitne.cz/>>
- [6] Generátor EKG křivky pro potřeby simulačních modelů [online]. KOLÁTEK, Jakub, bakalářská práce ČVUT v Praze – FEL, Katedra kybernetiky, c2006-2008 [cit. 2008-04-26]. URL: <[https://dip.felk.cvut.cz/browse/pdfcache/kolatj1\\_2006bach.pdf](https://dip.felk.cvut.cz/browse/pdfcache/kolatj1_2006bach.pdf)>
- [7] Elektrokardiografie, vznik a měření signálů [online]. ČVUT v Praze – FEL, studijní materiály – cvičení c2006-2008 [cit. 2008-04-26]. URL: <[http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/cviceni\\_3\\_EKG\\_pozn.pdf](http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/cviceni_3_EKG_pozn.pdf)>
- [8] Elektrokardiografie (registrace srdečních potenciálů) a další příbuzné nebo odvozené vyšetřovací metody [online]. BÁBKOVÁ, Dana., Brno: diplomová práce Masarykova univerzita, Pedagogická fakulta , Katedra fyziky, c2007–2008 [cit. 2008-05-03]. URL: <[http://is.muni.cz/th/77550/pedf\\_m/diplomka.pdf](http://is.muni.cz/th/77550/pedf_m/diplomka.pdf)>
- [9] HOWARTH, PREBEN.: Metrologi – kort og godt. Lyngby, Dánsko: DFM, 1998 projekt č. 595 sdružení EUROMET  
překlad VYPLEL, ZDENĚK.: Metrologie v kostce. Praha: Sdělovací technika : Český metrologický institut, 2002 (1. vydání). 55 s. ISBN 80-86645-01-0
- [10] Electrocardiographs – Metrological Characteristics, Method and Equipment for Verification [online]. ORGANISATION INTERNATIONALE DE MÉTROLOGIE LÉGALE, Paříž: doporučení OIML R 90, c1990, TC 18/SC 4

- [cit. 2008-06-19]. URL: < <http://www.oiml.org/publications/R/R090-e90.pdf>>
- [11] ROZMAN, J.: Elektronické přístroje v lékařství. Praha: Academia, 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [12] PENHAKER, M., TIEFENBACH, P., IMRAMOVSKÝ, M., KOBZA, F.: Lékařské diagnostické přístroje – učební texty. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 332 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [13] HRAZDÍRA, I., MORNSTEIN, V.: Lékařská biofyzika a přístrojová technika. Brno: Neptun, 2001. 395 s. ISBN 80-902896-1-4.
- [14] WEBSTER, J. G. Medical Instrumentation. Application and Design. 3. ed. Boston: Wiley, 1997.
- [15] Elektrokardiograf [online]. HOZMAN, Jiří, ČVUT v Praze – FBMI, Technické aspekty lékařských přístrojů I 1 (magisterský) [cit. 2008-07-14]. URL: <<http://www.fbmi.cvut.cz/predmety/elfmtapi1>>
- [16] Kardiologie – EKG [online]. BTL zdravotnická technika, a.s., c2008 [cit. 2008-05-15]. URL: <<http://www.btl.cz/us/kardiologie/ekg/>>

## 9. Seznam příloh

- Příloha č. 1**   obrázek přípravku 1
- Příloha č. 2**   obrázek přípravku 2
- Příloha č. 3**   obrázek přípravku 3
- Příloha č. 4**   obrázek přípravku 4
- Příloha č. 5**   obrázek přípravku 5
- Příloha č. 6**   obrázek přípravku 6
- Příloha č. 7**   obrázek přípravku 7
- Příloha č. 8**   obrázek přípravku 8
- Příloha č. 9**   obrázek přípravku 9
- Příloha č. 10**  obrázek převodníku mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku
- Příloha č. 11**  obrázek obou svorkovnic



Příloha č. 1 obrázek přípravku 1



Příloha č. 2 obrázek přípravku 2



Příloha č. 3 obrázek přípravku 3



Příloha č. 4 obrázek přípravku 4



Příloha č. 5 obrázek přípravku 5



Příloha č. 6 obrázek přípravku 6



Příloha č. 7 obrázek přípravku 7



Příloha č. 8 obrázek přípravku 8





**Příloha č. 9** obrázek přípravku 9



**Příloha č. 10** obrázek převodníku mezi nesymetrickým koaxiálním výstupem generátoru a symetrickým diferenciálním vstupem přípravku



**Příloha č. 11** obrázek obou svorkovnic