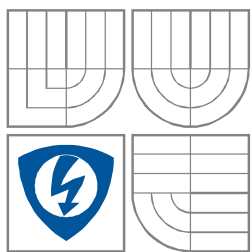


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ  
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND  
COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

## PSYCHOGALVANICKÝ REFLEX A JEHO DETEKCE SKIN GALVANIC RESPONSE AND ITS DETECTION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

Vladislav Brudík

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

doc. Ing. Milan Chmela , CSc.

BRNO, 2008

# LICENÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

## 1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Vladislav Brudík  
Bytem: Axmanova 11, Brno, 623 00  
Narozen/a (datum a místo): 12. září 1984 v Brn

(dále jen „autor“)

a

## 2. Vysoké učení technické v Brn

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií  
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00  
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:  
prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida, předseda rady oboru Elektronika a sdělovací technika  
(dále jen „nabyvatel“)

### 1. 1

#### Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- disertační práce
- diplomová práce
- bakalářská práce
- jiná práce, jejíž druh je specifikován jako .....  
(dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Psychogalvanický reflex a jeho detekce

Vedoucí/školitel VŠKP: doc. Ing. Milan Chmela, CSc.

Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: \_\_\_\_\_

VŠKP odevzdal autor nabyvateli\*:

- v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčíinností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.

3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

---

\* hodící se zaškrtněte

## **lánek 2**

### **Ud lení licen ního oprávn ní**

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávn ní (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýd le n užit, archivovat a zp ístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným ú el m v etn po izování výpis , opis a rozmnožením.
2. Licence je poskytována celosv tov , pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zve ejn ním díla v databázi p ístupné v mezinárodní síti
  - ihned po uzav ení této smlouvy
  - 1 rok po uzav ení této smlouvy
  - 3 roky po uzav ení této smlouvy
  - 5 let po uzav ení této smlouvy
  - 10 let po uzav ení této smlouvy(z d vodu utajení v n m obsažených informací)
4. Nevýd le né zve ej ování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona . 111/ 1998 Sb., v platném zn ní, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k n mu povinen a oprávn n ze zákona.

## **lánek 3**

### **Záv re ná ustanovení**

1. Smlouva je sepsána ve t ech vyhotoveních s platností originálu, p i emž po jednom vyhot ovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vlože no do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se ídí autorským zákonem, ob anským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v pla tném zn ní a pop . dalšími právními p edpisy.
3. Licen ní smlouva byla uzav ena na základ svobodné a pravé v le smluvních stran, s plným porozum ním jejímu textu i d sledk m, nikoliv v tísní a za nápadn nevýhodných podmínek.
4. Licen ní smlouva nabývá platnosti a ú innosti dnem jejího podpisu ob ma smluvními str anami.

V Brn dne: 6. ervna 2008

.....  
Nabyvatel

.....  
Autor

**Abstrakt:**

Bakalářská práce popisuje historický vývoj měření psychogalvanického reflexu. Zabývá se polarizací elektrod a velikostí měřeného elektrického proudu a napětí procházejícím přes povrch kůže. Také se zabývá vedením elektrického proudu tkáněmi a účinkem elektrického proudu na organismus. Na konci projektu se zabývá návrhem psychogalvanometru a jeho využití.

**Klíčová slova:** psychogalvanický reflex, polarizací elektrod, vedením elektrického proudu tkáněmi

**Abstract:**

This bachelor's thesis describes historical progress of psychogalvanic reflex measurement. It deals with polarization of electrodes and value of measured current and voltage coming through tissues of human skin. It also deals with conducting of electric current in different tissues and its effect on human organism. In the final part of this project it's described construction of psychogalvanometer and its application.

**Klí ová slova - anglicky:** psychogalvanic reflex, polarization of electrodes, conducting of electric current in different tissues

**Bibliografická citace mé práce:**

BRUDÍK, V. *Psychogalvanický reflex a jeho detekce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 34 s., 4p. il. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Milan Chmela, CSc.

## Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Psychogalvanický reflex a jeho detekce jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 6. února 2008

.....  
podpis autora

## Podkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za úžasnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 6. února 2008

.....  
podpis autora

## **Obsah:**

1, Úvod.....	11
2, Historický vývoj .....	12
3, Terminologie měření elektrokožních jev .....	13
4, Kůže a její vlastnosti.....	14
4.1, Co se v kůži měří během EDA .....	14
5, Pot.....	15
5.1, Potní žlázy .....	15
5.2, Příprava kůže .....	16
6, Umístění elektrod.....	17
6.1, Elektrody.....	17
6.2, Polarizace elektrod .....	18
6.3, Impedance elektrod .....	18
7, Kožní impedance .....	20
8, Měření stálým stejnosměrným napětím a proudem .....	22
9, Pasivní elektrické vlastnosti tkání .....	24
9.1, Vedení elektrického proudu tkáněmi .....	24
10, Úinek elektrického proudu na organismus .....	27
11, Návrh a popis psychogalvanometru .....	29
11.1, Popis elektrického zapojení psychogalvanometru .....	30
12, Využití psychogalvanického reflexu .....	32
13, Závěr.....	33
14, Seznam použité literatury .....	34

## Seznam obrázk

Obr.1: Rozmístění a četnost potních žláz na lidském těle.....	15
Obr.2: Náhradní zapojení rozhraní elektroda k žele.....	19
Obr.3: Dvouelektrodové měření kožního odporu.....	20
Obr.4: Tříelektrodové měření kožní impedance.....	21
Obr.5: Charakter kožní impedance.....	21
Obr.6: Princip dvouelektrodového měření impedancí.....	22
Obr.7: Princip čtyřelektrodového měření.....	23
Obr.8: Elektrický model tkáně.....	24
Obr.9: Model tkáňového odporu.....	25
Obr.10: Polarizace dielektrika.....	25
Obr.11: Pásmo fyziologických úniků střídavého sinusového proudu.....	28
Obr.12: Blokové schéma psychogalvanometru.....	30
Obr.13: a) Detektor lži, b) Rozmístění elektrod.....	32

## Přílohy

Příloha A – Napájecí část psychogalvanometru.....	35
Příloha B – Měřicí část psychogalvanometru.....	36
Příloha C – Simulace zapojení psychogalvanometru.....	37
Příloha D – Použité vzorce.....	38

# Psychogalvanický reflex

## 1, Úvod

Psychogalvanický reflex je změna elektrického potenciálu a odporu kůže, kterou mohou vyvolávat různé emoce, jako jsou například stres, strach, smutek, úleva atd. Tyto změny probíhají v těle aniž by si je člověk uvědomoval. Snímají se pomocí elektrod, které se připevní na určitá místa lidského těla, na kterých jsou nejvíce poznat tyto změny.

Tato práce se zabývá vlastnostmi kůže, potu a elektrod při měření stálým stejnosměrným napětím a proudem. Pasivními elektrickými vlastnostmi a vedením elektrického proudu tkáněmi a únikem elektrického proudu na organismus. Dále návrhem a popisem psychogalvanometru a využití psychogalvanického reflexu v praxi.

## 2, Historický vývoj

Prvními tvůrčími nápady v oblasti zkoumání elektrických projevů lidského organismu byli Bertholom a Galvani se svou živočišnou elektřinou. První objevení elektrických vlastností pokožky se objevuje kolem roku 1849, kdy DuBois-Reymond pozoroval proud, který prochází od kontrahované končetiny do končetiny uvolněné. DuBois-Reymond však považoval tento jev za výsledek akčních svalových potenciálů.

První měření elektrického kožního potenciálu uskutečnil Vigoroux. Později C. Feré (1888) použil vnější stejnosměrný proud připojený elektrodami na předloktí a sledoval změny kožního odporu v závislosti na smyslových podnětech. Jevo, který Feré objevil, se dá popsat výrokem: „když se stává lepším vodičem, jsou-li prezentovány vnější stimuly“, odpor se zvyšoval v klidu.

Ruský vědec J. Tarchanoff o něco později vycházel z potenciálového rozdílu mezi jakýmkoli dvěma místy na kůži. Tento tělesný proud neutralizoval slabým vnějším potenciálem, a tím dosáhl na galvanometru nulové hodnoty. Při stimulaci pokusných osob získal výchylky galvanometru. Ale podobné výchylky získal i při mentální aktivitě pokusných osob. Tarchanoffova a Ferého postupy jsou základními metodami způsobů snímání elektrodermální aktivity (EDA).

Dalším, kdo zkoumal elektrické jevy kůže, je Veraguth, který navrhl termín „psychogalvanický reflex“.

### Shrnutí:

- tělesný proud se měří bez vnějšího zdroje proudu na principu měření kožních potenciálů - jevo Tarchanoffova

- s vnějším zdrojem proudu se měří pomocí velmi malého proudu procházejícího mezi elektrodami:

- a) stejnosměrného proudu pro měření kožního odporu - kožní odpor  $SR$  (během měření je udržován konstantní proud) i kožní vodivost  $SC$  (během měření je udržováno konstantní napětí), měření jevo Feréova.

- b) střídavého proudu pro měření kožní impedance (efektivní proud konstantní) i kožní admitance (efektivní napětí konstantní).

### 3, Terminologie m ěření elektrokožních jev

Starší termíny psychogalvanický reflex, kožn -galvanická reakce a jiné nelze doporučit k systematickému užívání, nebo zastírají výše na rntnou heterogenitu p ístup a implikují, že EDA p edstavuje jakýsi druh reflexu i reakce na stimulaci, což v p ípad m ěření spontánní EDA neodpovídá skute nosti. Uvedené termíny implikují p edstavu, že k ži lze považovat za jednoduchý elektrický element, což je však v rozporu se skute ností.

#### Elektrické fenomény k že

Metoda m ěření	endosomatická		exosomatická	
	bez proudu	jednosm ěrný		
Jednotky	mV	k	S/m	
Obecn	SP	SR	SC	
Tonické parametry	SPL	SRL	SCL	
Fázické parametry	SPR	SRR	SCR	

SP – kožní potenciál, SPL – stáhnout úrove potenciálu, SPR – stáhnout potenciální odezvu, SR – kožní odpor, SRL – úrove odporu t ění, SRR – odpov odporu t ění, SC – kožní vodivost, SCL – stáhnout úrove vodivosti, SCR – stáhnout odezvu vodivosti

## 4, Kůže a její vlastnosti

Kůže je jako jeden z orgánů lidského těla, který má své základní funkce pro fungování organismu. Plocha kožního povrchu u dospělého člověka je 1,6-2,0m<sup>2</sup>, v průměru 1,85m<sup>2</sup>, u novorozence pak 0,25m<sup>2</sup>. Hmotnost lidské kůže představuje přibližně 1/16 hmotnosti celého těla.

Dá se říct, že je kůže selektivní bariéra, poskládaná z několika vrstev, které mají ochranný a vyrovnávací účel. Kůže zabráňuje vstupu cizích těles do těla a zároveň podporuje přenos látek z těla a do těla. Chrání tkáň před UV paprsky. Kůže udržuje rovnováhu vody v těle, také udržuje fyziologickou teplotu těla, funkce jsou zajišťovány vazokonstrikcí/vasodilací a změnami v produkci potu.

Dohromady má kůže tyto funkce: 1) obranná, 2) zábrana ztrát tělesných tekutin, 3) udržování stálé tělesné teploty, 4) je jako smyslový orgán (hmat, chlad, teplo, bolest), 5) funkce metabolická a skladovací, 6) produkuje vitamin D, 7) vylučovací funkce kůže, 8) resorpční funkce kůže, 9) kůže jako charakteristický znak identifikace jedince.

### 4.1, Co se v kůži děje během EDA

V historickém vývoji u elektrodermální aktivity byla dlouhou dobu nevysvětlená otázka, jak vlastně dochází k nárůstu kožní vodivosti během stimulu. Dlouho uznávaný model popsal Edelberg. Zakládá se na součinnosti dvou periferních mechanismů, tzv. model dvouefektorový: 1) sekrece potu z potních žláz a doprovodné plnění potních kanálků; 2) aktivita selektivní membrány ležící v epidermis. Při vdeckém zkoumání nebyl model selektivní membrány zcela potvrzen, proto v roce 1993 Edelberg usoudil, že hypotéza o selektivní membráně na EDA není potěbná. Přesto se selektivní membrána může podílet na rozmanitosti elektrodermálních jevů – včetně změn v tonické SCL a fázické SCR amplitudy a návratové fáze – na základě modelu založeného na jednom efektoru potních žláz.

K porozumění, jaký je vztah mezi elektrokožní aktivitou a potními žlázami, je vhodné představit si kanálky potních žláz, jako sady rezistorů, které jsou spojeny paralelně. Sloupce potu budou resistory v kanálkách v určitém množství a v určitém množství potních žláz v závislosti na stupni sympatické aktivace. Jak pot plní kanálky, vzniká více vodivých cest skrz relativně rezistentní vrstvu. Čím více roste hladina potu v kanálku, tím více klesá odpor v rezistoru. Každá změna úrovně hladiny potu v kanálkách má hodnotu rezistoru a přináší pozorovatelné změny v EDA.

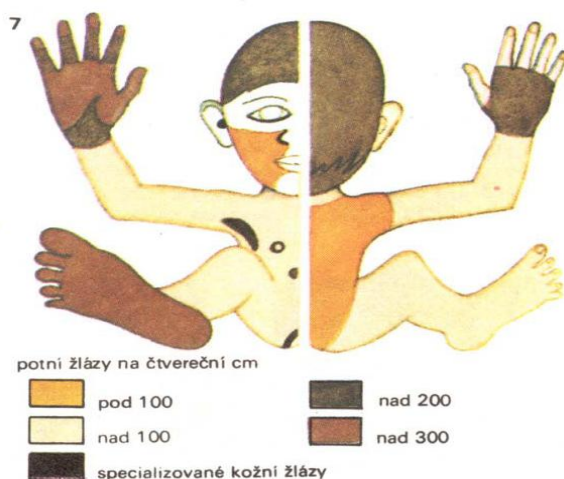
## 5, Pot

Pot je produktem potních žláz. Skládá se především z vody a iontu ( $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Cl}^-$  atd.), kyseliny mléčné a močoviny. Odpařováním se ztrácí voda a ionty, sekrece potu může dosahovat dvou až tří litrů za hodinu, což zvýší odvod tepla až desetkrát.

### 5.1, Potní žlázy

V kůži lidského těla jsou dva typy potních žláz: ekrinní a apokrinní. Rozdíly mezi nimi jsou v lokalizaci a funkci:

- Apokrinní potní žlázy ústí do vlasových váčků a najdeme je hlavně v podpaží, v genitálních oblastech, v ušních kanálcích a v okolí prsních bradavek. Funkce apokrinních žláz není úplně prostudována, aktivují se během dospívání, reagují na stavy vznikající v důsledku strachu, sexuální touhy, i jiných emocí. Jedná se zejména o pozůstatek evolučně staršího komunikačního systému pachů. Například u savců, jako jsou psi a opice, se výměšky apokrinních žláz mohou být bakteriemi na povrchu kůže v identifikaci nebo sexuální hormon (feromon).
- Ekrinní, tedy pravé potní žlázy jsou rozmístěny po celém těle, je jich něco mezi dvěma a třemi miliony a vylučují v těle množství potu nižší než žlázy apokrinní. Hlavní funkce většiny z nich je termoregulace. Přesto žlázy umístěné na povrchu dlaní a chodidel jsou spíše chápány jako týkající se úchopového chování než odpařovacího ochlazování, a bylo předpokládáno, že odpovídají spíše emocionálnímu stimulaci než tepelným.



**Obr.1:** Rozmístění a četnost potních žláz na lidském těle

## 5.2, Příprava kůže

Na kožním povrchu mohou zůstat zbytky vysušeného potu, proto je lepší před měřením omytí kůži a tím zabráníme možnému výskytu chyby. Carrie a Heemeyer zjistili, že od posledního umytí roste koncentrace NaCl na povrchu kůže lineárně s časem. V odporu po umytí destilovanou vodou, éterem nebo acetonem není žádný rozdíl, ale po umytí vody s mýdlem dojde k velkému zvýšení odporu. Je tedy dobré poslat všechny osoby na umytí bezprostředně před použitím elektrody a tak odstranit nekontrolované rozdíly.

Broušením jemným stupněm smirkového papíru může být více vhodný v práci s rozrušenými pacienty. V aktivním místě by neměla být žádná ranka v kůži.

## 6, Umístění elektrod

Běžně se používají dva typy rozmístění elektrod; monopolární, ve kterém je používána jedna aktivní a jedna referenční elektroda, nebo bipolární, ve kterém jsou používány dvě aktivní elektrody, například k dlaní, prst k prstu a chodidlo k lýtku. Dlaňové oblasti nabízejí nejvíce vhodné místo v názoru množství potních žláz v těchto oblastech. Hlavní elektrodové místo je dlaňový povrch středního segmentu prostředníka. Špička prstu je také užitečné místo, ale tato oblast by měla být ošetřena odězem a oděny, které se chovají jako krátká spojení a vyloučí nebo velmi sníží SRL a SRR. Pásky lepidla plastu jsou výkonné při pevném držení elektrody na místě.

Bohužel, se nedá předpokládat, že aktivita na jakém místě je ekvivalentní k jinému. Každá prstová špička ruky může udávat jiný výsledek. Proto se využívá pro jeden nebo více experimentů pouze jedno místo.

### 6.1, Elektrody

Nejkompletnější zhodnocení elektrod pro kožní potenciální měření uskutečnil O'Connell, Tursky a Orne. Tito pracovníci zkoumali vlastnosti stříbra/chlorid stříbra (Ag/AgCl), zinek/chlorid zinku (Zn/ZnCl<sub>2</sub>) a vedení olovné (Pb) elektrody v průběhu použití chloridu.

- Ag/AgCl houbová elektrody - tyto elektrody se skládají z termo-elektrolyt zhotovené z houby stříbra a chloridu stříbra. O'Connell zjistil možný pokles z nastavených 0,20mV, standardní odchylku 0,12mV pro skupinu elektrod měřených ve Sanborn EKG past. Ze čtyř pár elektrod vybral nejnižší možný pokles, odchylka za 1hod byla 0,02mV; ale mohla by být menší než 5μV pro zaznamenanou dobu 5min.
- Ag/AgCl diskové elektrody - tyto elektrody se obecně skládají z stejného stříbrného disku elektrolytu, který je pokrytý chloridem stříbra. Venables a Sayer ukazují, že je možné vybrat Ag/AgCl diskové elektrody které mají teoretický pokles 0,1mV nebo méně a mohou mít odchylku za 30min o 0,05mV.
- Zn/ZnCl<sub>2</sub> - O'Connell zjistil střední možný pokles z 14,3mV, standardní odchylku 9,7mV. S těmito elektrodami byl střední pokles po 1hod v soli 6,2mV. Tyto elektrody ukázaly střední změnu v úrovni 20mV/hod, kdy je zaznamenána poměrně neaktivní plocha na dotýkajícím se pedmetu, zatímco střední změna v úrovni Ag/AgCl elektrodami během stejného období, poklesne o 5mV.
- Zn/ZnSO<sub>4</sub> (NaCl) - tento systém elektrod obhajoval Lykken, který podal zprávu o možném poklesu o 1mV. Tuto elektrodu také zvažovali Floyd a Keele ale oni říkají, že to má nevýhodu ZnSO<sub>4</sub>/NaCl přes kapaliny, která produkuje potenciál, který se mění přes čas a je tak zdroj chyby.

Použití NaCl jako elektrolytu, p edejdeme solím zinku a dostane se k povrchu k že.

- Pb - pískovaný disk vedení obhajoval Lykken, který poukazoal na zanedbatelný elektrodový potenciál (1mV), když se použije s konven ní elektrolytovou pastou. O'Connell nicmén hlásil st ední možný pokles z 4,0mV, standardní odchylku 2,8mV, st ední pokles 1,4mV/hod v soli, a špatnou zm na v úrovni o 17mV/hod, když zkoušel neaktivní oblasti dotýkající se p edm tu. To je o 13mV víc než srovnatelné m ení s Ag/AgCl elektrodami.
- Rozmanité - rtu /chlorid rtu ný/solný elektrody byly ur ený za uspokojivé, ale pot ebují dohled p i používání a je obtížné je p ipravit. Nerezová ocel a platina byly zvažovány Lykken, ale bohužel prod ukovaly vysoký pokles. Z t chto dat vypadá, že Ag/AgCl elektrody splní nejvíce požadavk na správnost fungování. Tento záv r podporoval Janz a Taniguchi, kte í obhajovali Ag/AgCl elektrody jako druhotný referen ní standard s výhodami „usnadn ní p ípravy, pevnost, opakovatelnost a p ímého použití v halogenním ešení, zbavili jsme se nejistoty potenciálu kapaliny“.

## 6.2, Polarizace elektrod

Polarizovatelné elektrody jsou takové u nichž se elektrodový potenciál p i pr chodu elektrodovým systémem m ní v d sledku koncentra ní nebo chemické polarizace. Koncentra ní a chemická polarizace vytvá í galvanický lánec, jehož nap tí je namí eno proti elektronové síle p sobící na elektrody.

- koncentra ní – m ní se do asn koncentrace iont v okolí elektrod v d sledku vylu ování iont na jedné elektrod a uvol ování iont z druhé elektrody
- chemické – na povrchu elektrod se uvol ují plyny a dochází k trvalé polarizaci

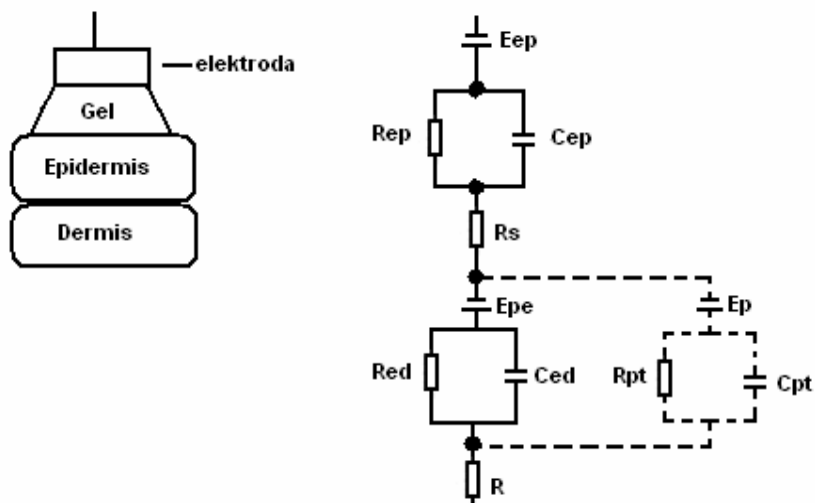
Elektrody s malým povrchem pono ené v elektrolytu s nízkou koncentrací se polarizují již p i pr chodu malého proudu a naopak. Elektrody s velkým povrchem a s elektrolytem s vysokou koncentrací iont polarizaci nepodléhají, tudíž jsou nepolarizovatelné.

Mezi nepolarizovatelné elektrody pat í nap . Ag/AgCl elektrody, které jsou používány s gelem(elektrolytem), který obsahuje stejnou s l jako pot. Tyto elektrody jsou charakterizovány stálým fyzikáln -chemický definovaným elektrodovým potenciálem, ten ovšem závisí na velikosti procházejícího proudu a velikosti elektrody. Pro minimální polarizaci se používá proudová hustota menší než  $10\mu\text{A}/\text{cm}^2$ .

## 6.3, Impedance elektrod

Každá elektroda má impedanci, která je závislá na elektrické dvojrstv . P es impedanci elektrod a vstupní impedanci za ízení prochází malý proud z lov ka. Vstupní impedance p ístroje je velká a proud je malý, proto je nap ový pokles na

elektrod nepatrný (není zkraslený signál). Elektrická dvojrstva, která vznikne ponořením elektrody do elektrolytu je tzv. molekulární kondenzátor, přes který prochází proud (kondenzátor se ztrátami) z toho nám vyplývá že impedance elektrod má komplexní charakter. Proto se musí nastavit přístroj tak, aby se neuplatnil příliš vliv elektrod.



**Obr.2:** Náhradní zapojení rozhraní elektroda k ží

$E_{ep}$  - napětí na rozhraní elektroda+gel(elektrolyt);  $C_{ep}$ ,  $R_{ep}$  – impedance rozhraní elektroda+gel;  $R_s$  – odpor gelu mezi elektrodou a kůží;  $C_{ed}$ ,  $R_{ed}$  – impedance epidermis;  $E_p$ ,  $R_{pt}$ ,  $C_{pt}$  – vliv potních žláz na vrstvě dermis;  $R$  – odpor dalších vrstev kůže

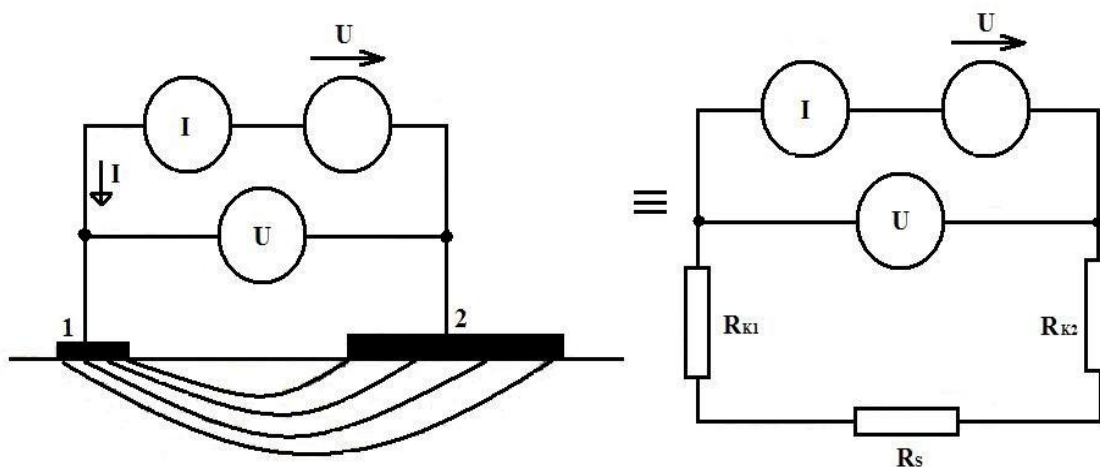
## 7, Kožní impedance

Celý povrch těla zasahují nepředvídatelné změny odporu vyvolané nervovou inností. Podráždění nervové soustavy silným podnětem vyvolává snížení kožního odporu, provázené následně pocením (nejde přitom o změnu odporu vlivem změny vlhkosti vyvolané pocením). Změna odporu je vyvolána změnou propustnosti membrán následkem nervového podráždění. Ke změně dochází při jakémkoliv nervovém podráždění, tedy optickém, akustickém, při zbytnosti pozornosti atd.

Lokální změny kožního odporu, kterých částí povrchu těla mohou být využity i k diagnostice vnitřních orgánů. Jsou projevem tzv. segmentálních vztahů mezi kůží a vnitřními orgány.

Měření impedance lze provádět dvěma způsoby zapojení. Buď se používá dvouelektrodivé nebo čtyřelektrodivé zapojení.

- Dvouelektrodivé zapojení - jako zdroj k buzení tkáň se u této stejnosměrné metody používá stejnosměrný proud. Na obrázku je zobrazeno zapojení a náhradní obvod dvouelektrodivého měření kožního odporu.

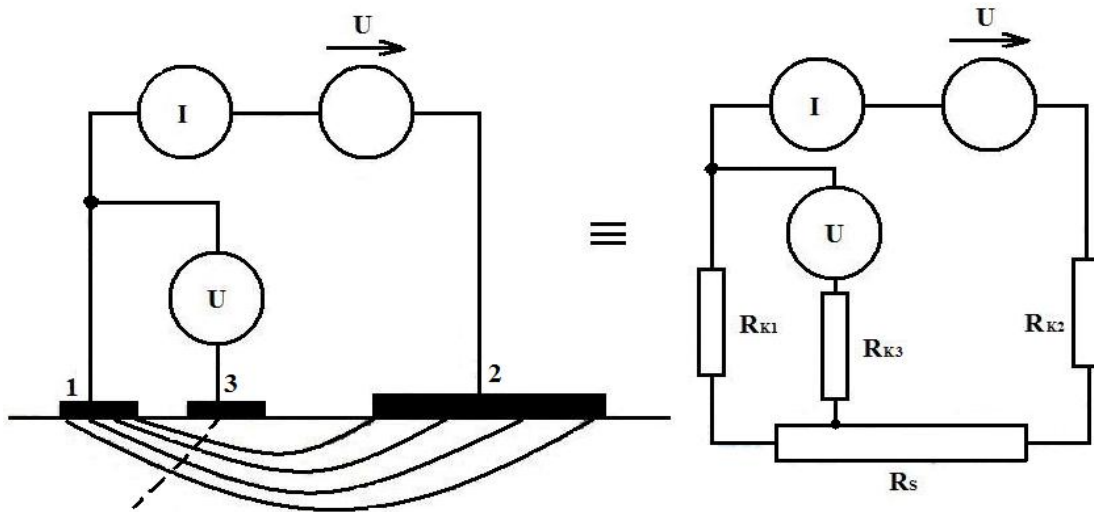


**Obr.3:** Dvouelektrodivé měření kožního odporu.

$R_{K1}$  a  $R_{K2}$  představují kožní odpory v místě jednotlivých elektrod a  $R_S$  je odpor vnitřních tkání. Pokud bychom chtěli měřit kožní odpor jen do místa jedné elektrody, například  $R_{K1}$ , museli bychom zabezpečit, aby byly ostatní části obvodu mezi elektrodami k  $R_{K1}$  zanedbatelné. Snížení  $R_{K2}$  je už naznačené velkým rozměrem druhé elektrody. Z obrázku je patrné, že odpor s plochou lineárně klesá. Velikost druhé elektrody se dá zvětšovat do chvíle, kdy se neohroží přesnost lokalizace měřeného místa.

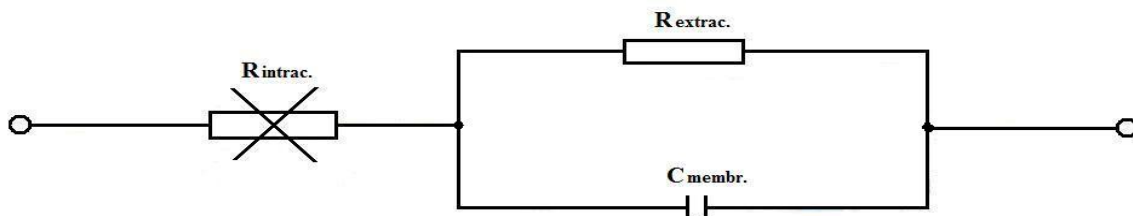
Pod druhou elektrodou je potřeba připravit kůži obroušením nejméně vodivé povrchové vrstvy (epidermis) a dále kladně nanést vodivý elektrolyt. Odpor vnitřních tkání se dá ovlivnit jen zkrácením vzdálenosti mezi elektrodami. Stejně zapojení se může použít i při stídivých měřeních s nízkým kmitočtem. V obou těchto případech se pohybují naměřené hodnoty přibližně na jednotkovou plochu elektrody ( $1 \text{ cm}^2$ ) v rozmezí stovek  $\text{k}\Omega$ .

- ty elektrodové zapojení - se zvyšováním kmito tu se kv li snižování reaktance membrán za inají projevat i v tve odpovídající pr toku proudu nitrobu nými tekutinami a proto dochází ke snižování reaktance dané permitivitou me zibun né tekutiny. Proto se výsledná impedance sniží a nastávají v tší problémy splnit požadavek zanedbatelnosti ostatních ástí m ené impedance. Proto je lepší použít období ty elektrodového m ení, t íelektrodové m ení kožní impedance. Budou nám sta it t i elektrody, p i emž dv elektrody budí ve tkáni proud, a t etí elektrodou se m í nap tí na odporu  $R_{K1}$  a malé ásti odporu  $R_S$ . P i vysokém vstupním odporu voltmetru obvodem t etí elektrody prakticky nete e proud a nedochází k úbytku nap tí na odporu  $R_{K3}$ .



**Obr.4:** T íelektrodové m ení kožní impedance

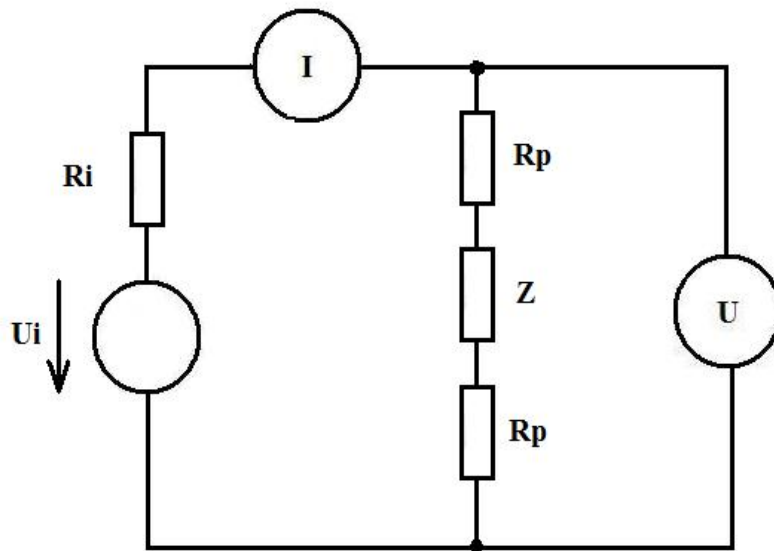
P i sestrojování náhradního obvodového zapojení kožní impedance by se dalo vycházet z t chto p edpoklad . Náhradní zapojení kožní impedance se dá sestrojít paralelní kombinací rezistoru a kondenzátoru, což by znamenalo zanedbání odporu intracelulární tekutiny. P i stejnosm rném m ení a p i nízkých kmito tech p evládá vodivost odporové v tve p edstavující extracelulární tekutinu. P i zvyšování kmito tu se proto vlivem poklesu reaktance kondenzátoru, p edstavující kapacitu bun ných membrán, výsledná impedance sniží.



**Obr.5:** Charakter kožní impedance

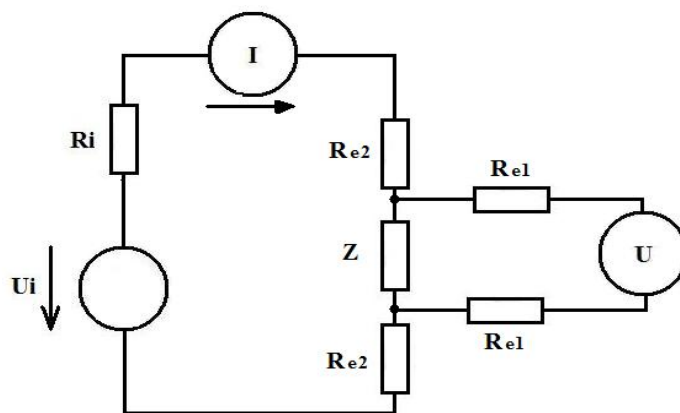
## 8, Měření stálým stejnosměrným napětím a proudem

Dvouelektrodová a čtyrelektrodová metoda se tady používá jako základní zapojení pro stejnosměrné měření impedančních parametrů. Jestliže se použije konstantní napávací zdroj a je měřen proud v obvodu, zapojuje se tkáň do obvodu především pomocí dvou elektrod a měří se úbytek napětí na tkáni v sérii s přechodovými odpory mezi elektrodami a křížem.



Obr.6: Princip dvouelektrodového měření impedancí

Při použití zdroje s konstantním proudem se může použít tzv. čtyrelektrodového měření. Mezi dvěma elektrodami je přiváděn do obvodu proud, nezávislý jak na impedanci tkáně  $Z$ , tak na přechodových odporech  $R_{e2}$ . Dalšími dvěma elektrodami je odváděno napětí z určitého úseku tkáně k voltmetru. Vlivem vysoké vstupní impedance voltmetru je jeho obvodem zanedbatelný proud, a proto se neuplatní přechodové odpory  $R_{e1}$  mezi napávacími elektrodami a tkání.



**Obr.7:** Princip měření elektroodvojem.

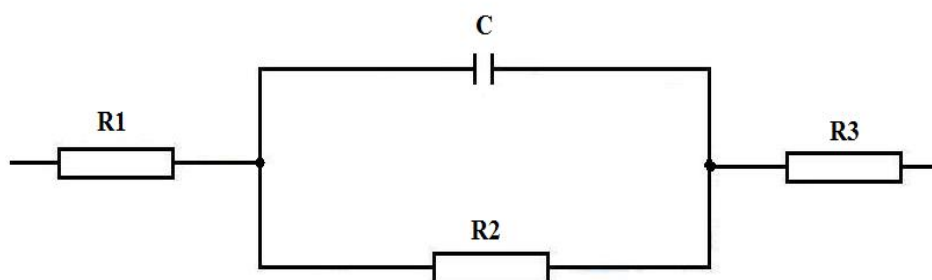
Při dvouelektrodeovém měření jsou tedy měřeny v sérii s měřenou impedancí poměrně špatně definovatelné polohové odpory, jejichž velikost závisí na kvalitě připojení elektrod k tkáni. Tento nedostatek je při dvouelektrodeovém měření prakticky odstraněn.

Význam měření stejnosměrným napětím je pro biologii omezený hlavně pro nekontrolovatelnou polarizaci. Proto se používá k měření impedancí tkání převážně střídavých metod.

## 9, Pasivní elektrické vlastnosti tkáni

Živá tkáň se v elektrickém poli chová jako zvláštní druh vodiče. Od kovových vodičů i od elektrolytů odlišuje tkáň její makroskopická i mikroskopická nehomogenost. Elektrický proud prochází při průchodu tkáněmi různými prostředími chemického složení, viskozity a struktury, mezibuněčným prostředím, buněčnými membránami apod. Každé toto prostředí má jinou svou vodivost. Měrná vodivost mezibuněčného prostředí a cytoplazmy buněk je přibližně stejná a pohybuje se v rozmezí  $0,2-1,0 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$ , měrná vodivost buněčných membrán je  $10^8$  krát nižší.

U elektrických vlastností buněčných membrán odpor klesá se vzrůstající frekvencí střídavého proudu, to znamená že se chová jako biologický kondenzátor. Plošná kapacita je poměrně stálá přibližně  $1\mu\text{F}\cdot\text{cm}^{-2}$ .

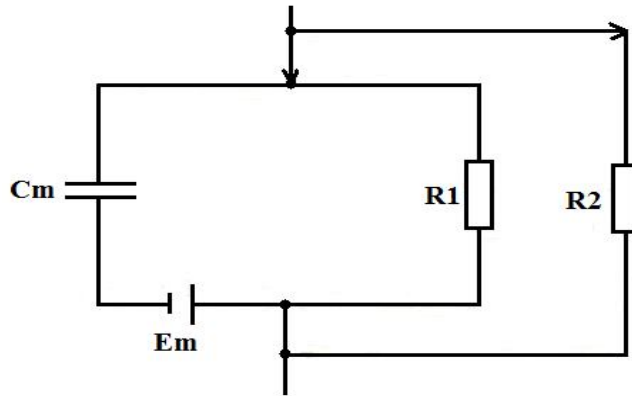


**Obr.8:** Elektrický model tkáně

$R_1, R_2, R_3$  – ohmické odpory tkáňových elektrolytů,  $C$  – kapacita buněčných membrán

### 9.1, Vedení elektrického proudu tkáněmi

Různé prostředí tkáně je komplikovaným vodičem elektrického proudu. Proud má v buňce a mimobuněčné tekutině odlišné vlastnosti. Odpor mezibuněčné tekutiny je odpor vodiče druhého řádu, membrána má charakter impedance.

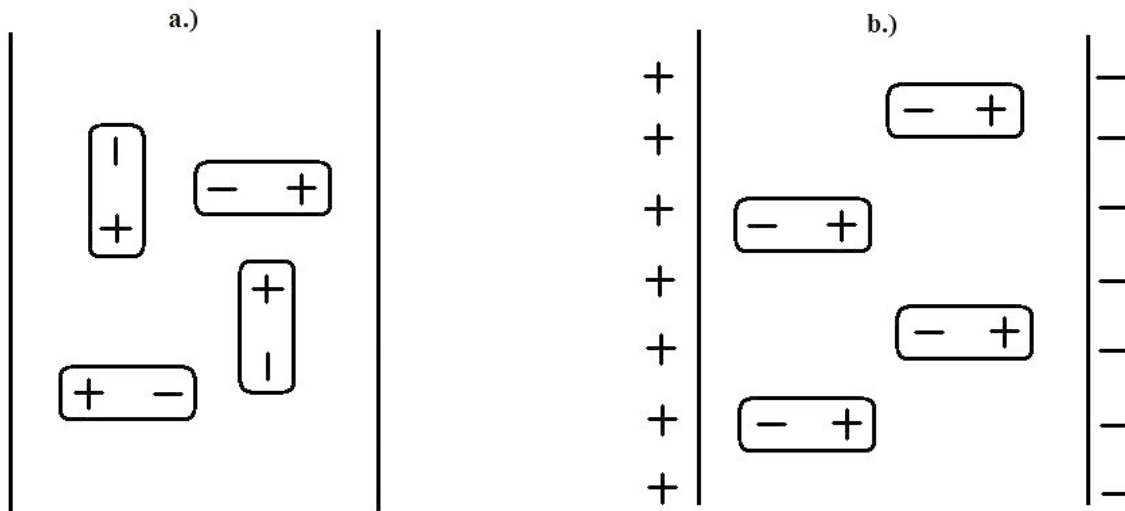


**Obr.9:** Model tká ového odporu

$R_1$  - odpor bun ěné membrány,  $R_2$  - odpor mimobun ěné tekutiny,  $R_1 \gg R_2$ ,  $C_m$  - kapacita bun ěné membrány,  $E_m$  - membránový potenciál

Stejnosp rný proud protéká pouze p es odpor  $R_2$  podstatn ě v tším odporem bun ěných membrán  $R_1$  prochází jen kolem 2-3% proudu. Vlivem stejnosp rného proudu vznikají v tkáních iontové zm ěny - pohyb iont ů a polarizace membrán.

P í inou permanentního dipólu v tkáních je mnoho polárních molekul, nesymetrické rozložení elektrických náboj ů stejné velikosti a opa ěné polarity. Dipólové molekuly jsou neuspo řádané a vzhledem k jejich r ůzné orientaci se dipólové momenty navenek ruší. P ůsobením zevního elektrického pole se dipóly orientují, nastává polarizace dielektrika. Vzniká tak vnit řní elektrické pole opa ěné polarity než pole zevní a tím jsou zp ůsobeny dielektrické ztráty zevního elektrického pole.



**Obr.10:** Polarizace dielektrika

A.) Dipólové momenty se navenek ruší vzhledem k jejich různé orientaci.

B.) Orientace polarizace – dipóly se orientují ve směru zevního elektrického pole.

Elektrický proud je v podstatě emisí elektrického náboje. Ve vodičích je proud tvořen pohybem volných elektricky nabitých částic. V kovu jsou to elektrony a v elektrolytu ionty. V dielektriku nejsou náboje volně pohyblivé, ale jsou vázány na polarizované atomy a molekuly. Ty se mohou posunovat a natáčet, čím dochází k polarizaci dielektrika. Pohybem elektrických nábojů v dielektriku vzniká posuvný proud.

Střídavý proud je tkáním veden převážně jako posuvný proud. Dipolární molekuly se natáčí ve směru polarizace elektrického pole. Tímto pohybem vzniká velké množství tepla.

Nízkofrekvenčnímu proudu kladou membrány velký odpor, vysokofrekvenční proud snadno prochází kapacitami buněčných membrán díky malému kapacitnímu odporu při vysokých frekvencích. Tento mechanismus bývá označován jako kapacitní permeabilita buněčných membrán.

V obvodu střídavého elektrického proudu mohou být ohmické, indukční a kapacitní odpory. Protékající proud se řídí Ohmovým zákonem, kde místo  $R$  je zavedena veličina  $Z$  (zdánlivý odpor, impedance):

$$Z = \frac{U}{I} \quad (9.1.1)$$

$Z$  – zdánlivý odpor,  $U$  – efektivní hodnota napětí,  $I$  – efektivní hodnota proudu

Proud prochází tkáním cestou nejmenšího odporu, podél obalů nervových vláken, cév, mezibuněčnými prostory. Nejvyšší vodivost má likvor, dále krevní plazma, asi o jeden řád menší vodivost má tuková tkáň, suchá kůže asi o pět řádů, kosti až o sedm řádů. Hodnoty mnohého odporu některých orgánů: krev ( $150 \Omega \cdot \text{cm}$ ), játra ( $350 \Omega \cdot \text{cm}$ ), lidská paže (podélně  $240 \Omega \cdot \text{cm}$ , příčně  $675 \Omega \cdot \text{cm}$ ), kosterní svalstvo (podélně  $150 \Omega \cdot \text{cm}$ , příčně  $2,3 \text{ k}\Omega \cdot \text{cm}$ ), myokard (podélně  $160 \Omega \cdot \text{cm}$ , příčně  $5181 \Omega \cdot \text{cm}$ , průměr  $410$  až  $750 \Omega \cdot \text{cm}$ ), plíce (průměr  $727$  až  $2363 \Omega \cdot \text{cm}$ ), tuk ( $2,5 \text{ k}\Omega \cdot \text{cm}$ ) a kost ( $16,6 \text{ k}\Omega \cdot \text{cm}$ ). Tyto hodnoty byly zjištěny měřením v rozsahu kmitočtů od  $20 \text{ kHz}$  do  $100 \text{ kHz}$ .

## 10, Úinek elektrického proudu na organismus

Při průchodu elektrického proudu se živá tkáň chová jak nehomogenní elektrolytický vodič, nosiče proudu jsou tedy ionty. V případě vedení střídavého proudu vodivost tkáň vzrůstá s narůstající frekvencí.

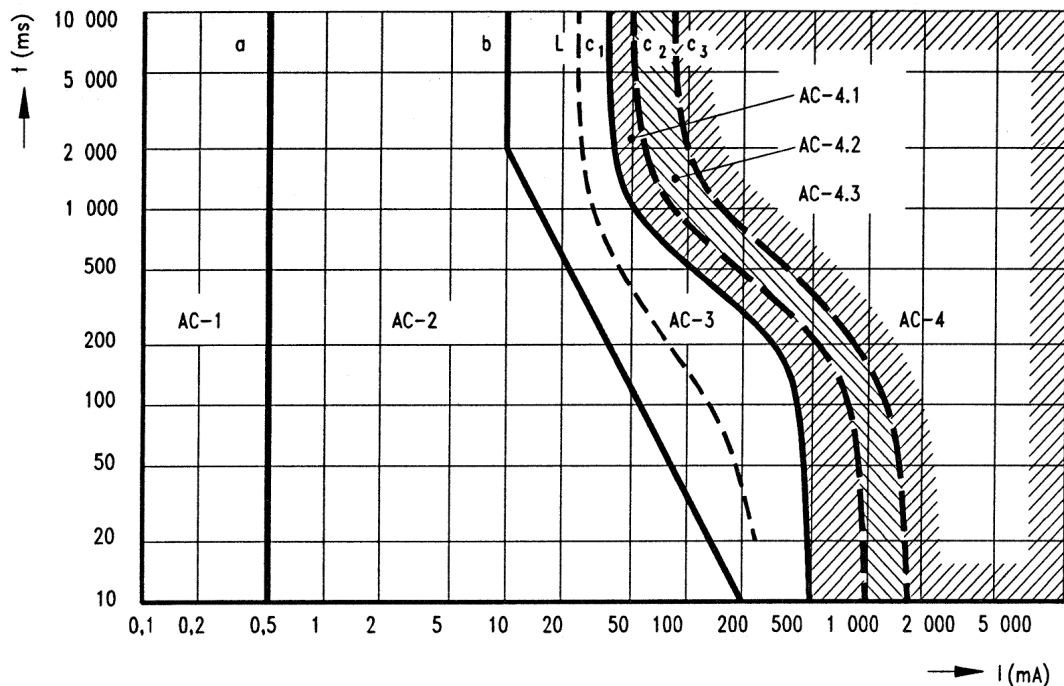
Fyziologické účinky při průchodu elektrického proudu:

- okolo 4 mA – jemné brnění
- 4-7 mA – slabé křeče, chvění, teplo
- 10-25 mA – silné křeče, popálení
- 25-60 mA – velmi bolestivé křeče – nelze se uvolnit z obvodu
- nad 100 mA – zdraví poškozující proud (život)

Úinky elektrického proudu na organismus závisí na několika faktorech: typ proudu (stejnosemenný, střídavý) jeho intenzita a napětí; odpor tkáň; směr resp. cesta, kterou proud do organismu postupuje; zdravotní stav organismu.

Úinky stejnosměrného a střídavého proudu jsou určeny mezními hodnotami elektrického proudu. Mez citlivosti je minimální hodnota elektrického proudu, kterou pocítí osoba, kterou tělem protéká proud. Mez reakce je hodnota proudu, která způsobí neúmyslnou svalovou kontrakci. Mez uvolnění je maximální hodnota elektrického proudu, při níž osoba držící elektrody neztratí schopnost se sama pustit. Fibrilace srdečních komor způsobí minimální hodnota elektrického proudu, která prochází lidským tělem a způsobí fibrilace srdečních komor.

Bezpečný proud pro muže se liší od bezpečného proudu pro ženy a děti, poněvadž ženy a děti jsou citlivější než muži. Pro ženy je bezpečná hranice 66 % a pro děti 50 % proudu bezpečného pro muže.



**Obr.11:** Pásma fyziologických účinků střídaného sinusového proudu

Na obr.11 jsou vidět pásma fyziologických účinků střídaného sinusového proudu o frekvencích 15Hz - 100Hz. Pásmo AC-1 (do 0,5 mA) zobrazuje proudy, které člověk nepocítí. V pásmu AC-2 jsou zobrazeny proudy, které člověk vnímá, ale nezpůsobují mu žádné škodlivé fyziologické účinky. V pásmu AC-3 už dochází k potížím s dýcháním, svalovým křečím a poruchám srdeční inností. Tyto změny jsou vratné a nedochází k organickému poškození. Pásmo AC-4 zobrazuje nebezpečné patofyziologické jevy, které vznikají s rostoucím proudem a časem (zástava srdce, popáleniny). V části AC-4.1 je vznik fibrilací srdečních komor menší než 5%, v AC-4.2 je do 50% a v AC-4.3 nad 50%.

V závislosti na frekvenci jsou nejnižší hodnoty dovoleného proudu odpovídajícího uvolnění mezi 10Hz - 500Hz. Vyšší a nižší frekvence jsou tedy méně nebezpečné.

## 11, Návrh a popis psychogalvanometru

Jako zdroj napájení se běžně používá síťový napájecí zdroj nebo zvestavný akumulátor. Za předpokladu, že elektrody jsou o velikosti  $1\text{cm}^2$  a zdroj konstantního proudu udržuje  $1\mu\text{A}$ , pak pro předpokládanou hodnotu kožního odporu  $100\text{k}\Omega$  nám vychází úbytek napětí  $0,1\text{V}$ . Doporučená hodnota proudové hustoty má být menší než  $10\mu\text{A}/\text{cm}^2$ . Zdroj kompenzačního napětí je tvořen nastavitelným odporem, který kompenzuje odpor elektrod a další parazitní odpory a napětí na něm je snímáno pomocí rozdílového (přístrojového) zesilovače. Tento odpor je zapojen do série s měřenou osobou. Rozdílový zesilovač má úbytek napětí na daném odporu a toto napětí zesílí  $A$ -krát, kde  $A$  je napájecí zesílení.

$$U_{OUT} = A_U \cdot \Delta U \quad (11.1)$$

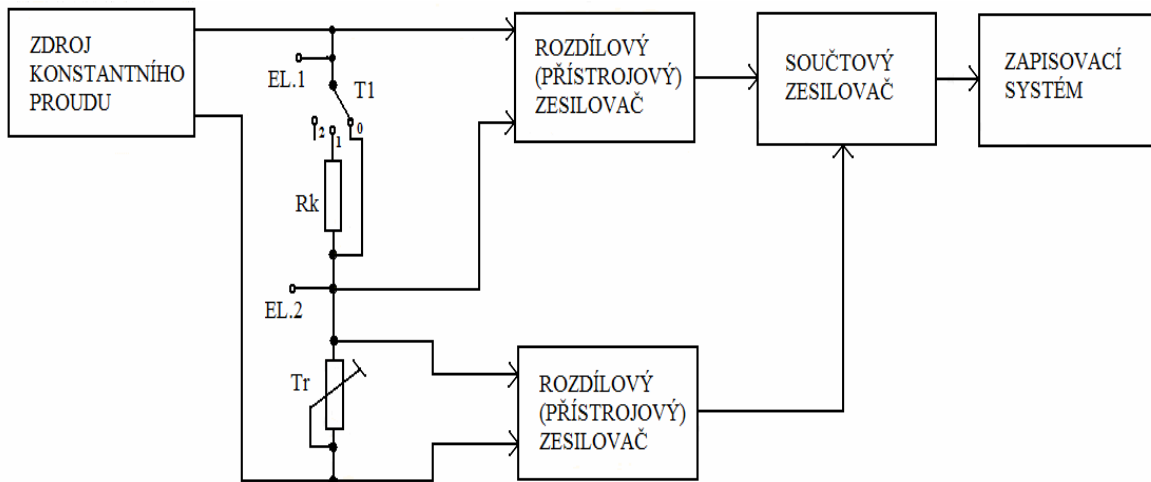
kde  $U_{OUT}$  je výstupní napětí rozdílového zesilovače,  $A_U$  je napájecí zesílení a  $\Delta U$  je rozdíl vstupních napětí. Pro náš případ jsem použil dvoustupňový zesilovač, proto bude obecný vzorec pro náš případ dle vzorce

$$U_{OUT} = (A_{U1} \cdot A_{U2}) \cdot \Delta U \quad (11.2)$$

kde  $U_{OUT}$  je výstupní napětí rozdílového zesilovače,  $A_{U1}$  je napájecí zesílení prvního stupně,  $A_{U2}$  je napájecí zesílení druhého stupně a  $\Delta U$  je rozdíl vstupních napětí. Po dosazení hodnot ze schématu dostáváme vzorec

$$U_{OUT} = (A_{U1} \cdot A_{U2}) \cdot (U_{CS} - U_2) \quad (11.3)$$

Součtový zesilovač se teoreticky jednotlivá napětí z rozdílových zesilovačů a provede jejich součet. Jako zapisovací systém se používají přístroje, na kterých je dobře viditelná výchylka od klidového stavu. V těchto případech je lepší použít analogový voltmetr nebo zapisovací systém, který tuto výchylku zaznamená na papír.



**Obr.12:** Blokové schéma psychogalvanometru

EL.1, EL.2 – elektrody přičleněné na měřené osobě, Rk – kalibrační odpor,  
T1 – kalibrační přepínač, Tr – odpor určující velikost kompenzačního napětí

## 11.1, Popis elektrického zapojení psychogalvanometru

### Napájecí část

Elektrické zapojení je uvedeno v příloze A. Pro napájení bylo použito baterie 4x1,5V, což zaručuje galvanické oddělení a bezpečnost zařízení. Toto napětí je pro použití v tomto zapojení příliš malé. Proto jsem se rozhodl zvýšit jej pomocí měničného napětí. Ten je realizovaný pomocí speciálního obvodu MC-34063. Jedná se o nábojovou pumpu za pomoci kondenzátoru, tlumivky a diody. Tlumivka je použita standardní navinutá na toroidním jádře. Celé zapojení měničného bylo provedeno podle základního zapojení uvedeného v datasheetu od výrobce. Tímto jsem získal vyšší napětí 18V, které je již postačující vstupní napětí pro tlumivkový stabilizátor typu 78L15. Zapojení tohoto stabilizátoru je provedeno opět podle doporučení výrobce v datasheetu. V tomto zapojení jsou na výstupu i na vstupu 2 kondenzátory. První, elektrolytický slouží jako vyhlazovací a druhý keramický slouží jako blokovací. Získali jsme tak napětí 15V, které je stabilizované a tím nezávislé na aktuálním stavu vybití baterií. Zároveň umožňuje velký rozkmit výstupního signálu operačních zesilovačů. Zapojení jsme dále doplnili indikátorem stavu vybití napájecích baterií. Indikace vybití baterie je provedena pomocí LED diody. LED dioda se rozsvítí při poklesu napájecího napětí z baterie pod 4,5V.

### Proudový zdroj

Jedná se o klasické zapojení proudového zdroje s operačním zesilovačem. Podle vzorce (11.4) jsem vypočetl hodnotu rezistoru ve zpětné vazbě. Jeho hodnota je 2MΩ.

A dále jsem navrhl možnost p epnutí pomocí p epína e S1 mezi pevn nastaveným proudem na 1μA a nastavitelnou hodnotou proudu pomocí potenciometru na vstupu opera ního zesilova e. Potenciometr slouží k dostavení požadované hodnoty proudu.

$$I_{KONST} = \frac{U_{SET}}{R_{13}} \quad (11.4)$$

$R_{13}$  – zp tnovazební odpor,  $I_{KONST}$  – konstantní proud,  $U_{SET}$  – nastavené nap tí

### M ící ást

Elektrické zapojení je uvedeno v p íloze B. Zapojení se skládá ze dvou rozdílových zesilova , tzv. p ístrojových zesilova , a jejich výstup je veden do sou tového zesilova e, který zárove slouží jako výstup pro panelové m idlo. Oba p ístrojové zesilova e jsou tém shodného zapojení. Oba jsou dvoustup ové, kdy první stupe je zapojen jako dvojce neinvertujících zesilova , ili toto zapojení má samo o sob velký vstupní odpor a navíc díky vhodné volb zesilova e, který je typu se vstupem CMOS, jsme dosáhli velkého vstupního odporu a tím malého ovlivn ní zm ené hodnoty. Za prvním stupn m následuje vlastní rozdílový zesilova se standardním zapojení. Zapojení má díky nastavitelné zp tné vazb u prvního stupn nastavitelné zesílení a to pomocí trimru R11 potažmo R29. Hodnotu zesílení jsem volil tak, aby p í zadané maximální hodnot vstupního signálu byla na panelovém m idle maximální výchylka. Toto je z dvodu p esnosti ru kového panelového m idla. Spodní ást zapojení, zdroj kompenza ního nap tí, je shodné jen s tím rozdílem, že v druhém stupni jsou zam nny signály z prvního stupn . Toto zp sobuje že výsledná hodnota je dána rozdílem hodnot signál z horního rozdílového zesilova e a ze spodního, zdroje kompenza ního nap tí. Za tmito dv mi p ístrojovými zesilova i následuje sou tový len s p enosem rovno jedné v základním zapojení. Výstupní nap tí je p ímo úm rné sou tu vstupních proud .

### Postup kalibrace

P í zkratu je na vstupu nulové nap tí na rozdílovém zesilova i, v tomto režimu se dostavuje kompenzace na 0 jednotlivých zesilova . Když máme p epína ve fázi 1, (kalibra ní odpor) tak se pomocí trimr nap ového zesílení R11 a R29 nastaví na panelovém m í i výchylka, která nám ukazuje velikost daného m eného odporu. Tím skon il proces kalibrace.

### D vod použití zesilova e TLC271P

Použil jsem ho pon vadž je vyroben s technologií CMOS, ili má velmi velký vstupní odpor p esahující desítky M . Vstupní proud udávaný výrobcem je 1pA. Další výhodou je nesymetrické napájení a nízká vlastní spot eba, která je výhodná kv li napájení z baterií. Má rovn ž dostate nou ší ku pásma a díky vn jšímu vyvedení kompenzace vstupní nap ové nesymetrie, lze ho snadno vykompenzovat.

## 12, Využití psychogalvanického reflexu

**Detektor lži (polygraf)** – Vyšetření na polygrafu vypadá jednoduše. Testovaný člověk usedne do křesla a odborník mu na ruce připevňuje elektrody. Principem polygrafu je v podstatě fyziologické vyšetření, které zjistí, jestli a jak člověk reaguje na otázky, které předložené podmínky. Nemusí dokonce říct ani slovo, vše se dá poznat z neovlivnitelných fyziologických procesů.

Odborníci pak sledují pět základních ukazatelů: Dýchání (jeho rychlost), frekvenci tepu (puls), průměrný krevní tlak, změny charakteru svalového chvění v hlase a psychogalvanickou reakci.

Například zmíněná elektrická vodivost může kolísat v rozptýlení desítek  $k\Omega$  až jednotek  $M\Omega$ . Obvykle bývá závislý na momentálním duševním stavu člověka. Každá změna tohoto stavu automaticky vyvolává odlišnou vnitřní reakci žláz a v přímé souvislosti s tím dochází ke změně vinnosti potních žláz. Někdo tak třeba strachy zvlhne ruce, za ne se potí. Přímou úměrou tomu, jaké množství potu naše kůže vyloučí, klesne kožní odpor.



a)

b)

**Obr.13:** a) Detektor lži, b) Rozmístění elektrod

**Biofeedback (biologická zpětná vazba)** – je většinou založený na funkci speciálních přístrojů, které snímají a zpracovávají signály z těla.

Ty jsou pak předloženy do různých podob (zvuky, obrazy, počítačové hry) a vysílány dotyčné osobě, která se je snaží změnit zpět. Takto dochází k učení (tzv. operantnímu podmínování) a ovlivnění zvolených funkcí těla nebo mysli.

Biofeedback je dnes používán po celém světě v mnoha oblastech, a to jako metoda tréninková i léčebná. Pro zlepšení výkonu u zdravých lidí, pro odstranění reakcí na stres, pro zlepšení a pozitivní ovlivnění zdravotního stavu.

Vzhledem k tomu, že biofeedback se může využít spolu s různými tělesnými signály (např.: EEG, EKG, EMG), může mít i různé zaměření.

## 13, Záv r

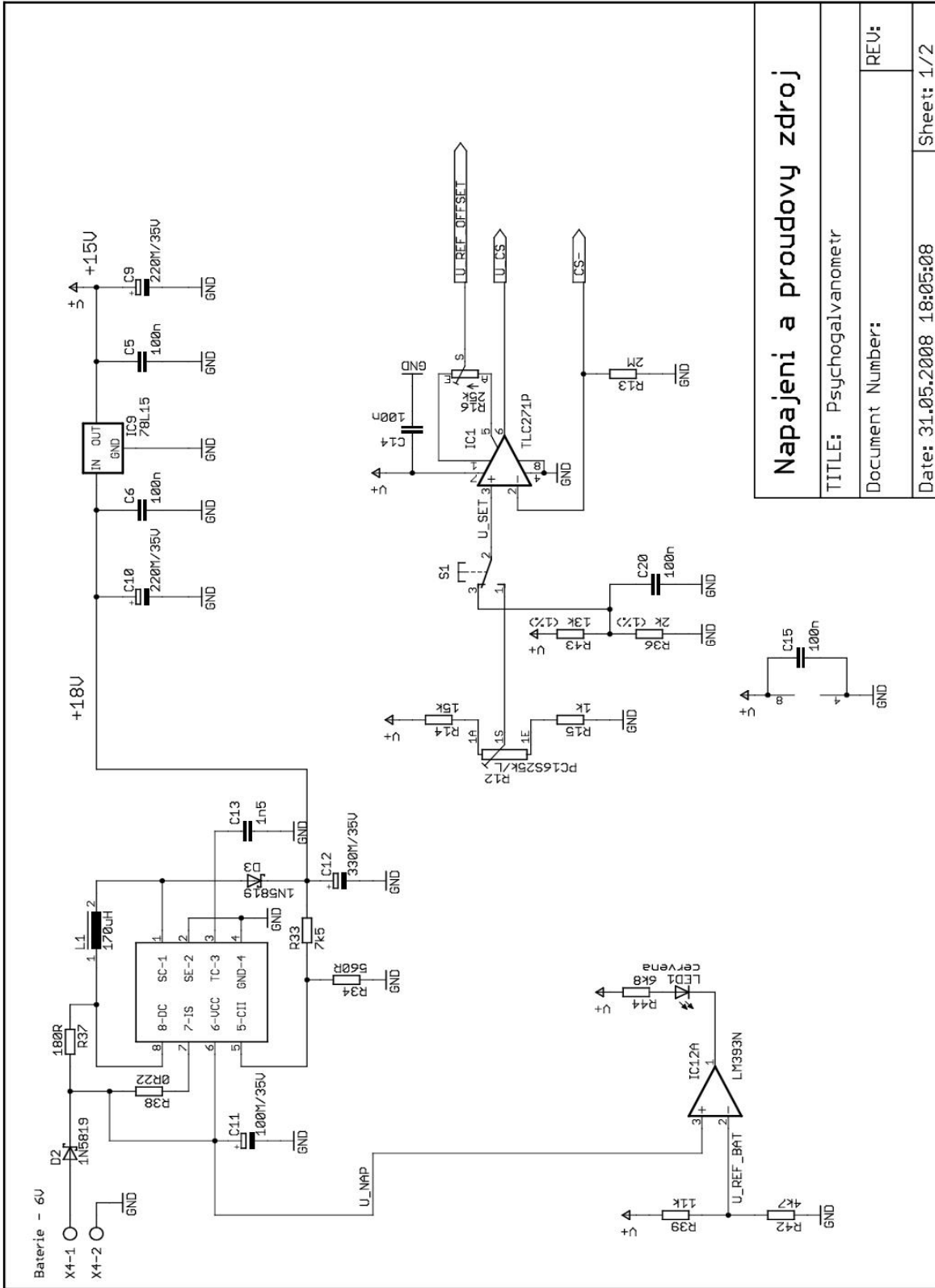
Z hlediska vývoje měření psychogalvanického reflexu, došlo v posledních letech k velkému a rychlému pokroku ve vývoji snímání. K tomuto pokroku došlo v důsledku vývoje nových postupů výroby elektrod a výroby elektrod z nových materiálů. Tento vývoj by mohl nadále postupovat, ale už pomaleji. Pro lidstvo by mohl mít tento pokrok ve vývoji velký přínos, jak ve využití kriminalistiky tak i v lékařském odvětví.

Zapojení bylo odsimulováno v programu PSpice a výsledné hodnoty ze simulace odpovídají předpokladům. Odsimulované zapojení je přiloženo v příloze C.

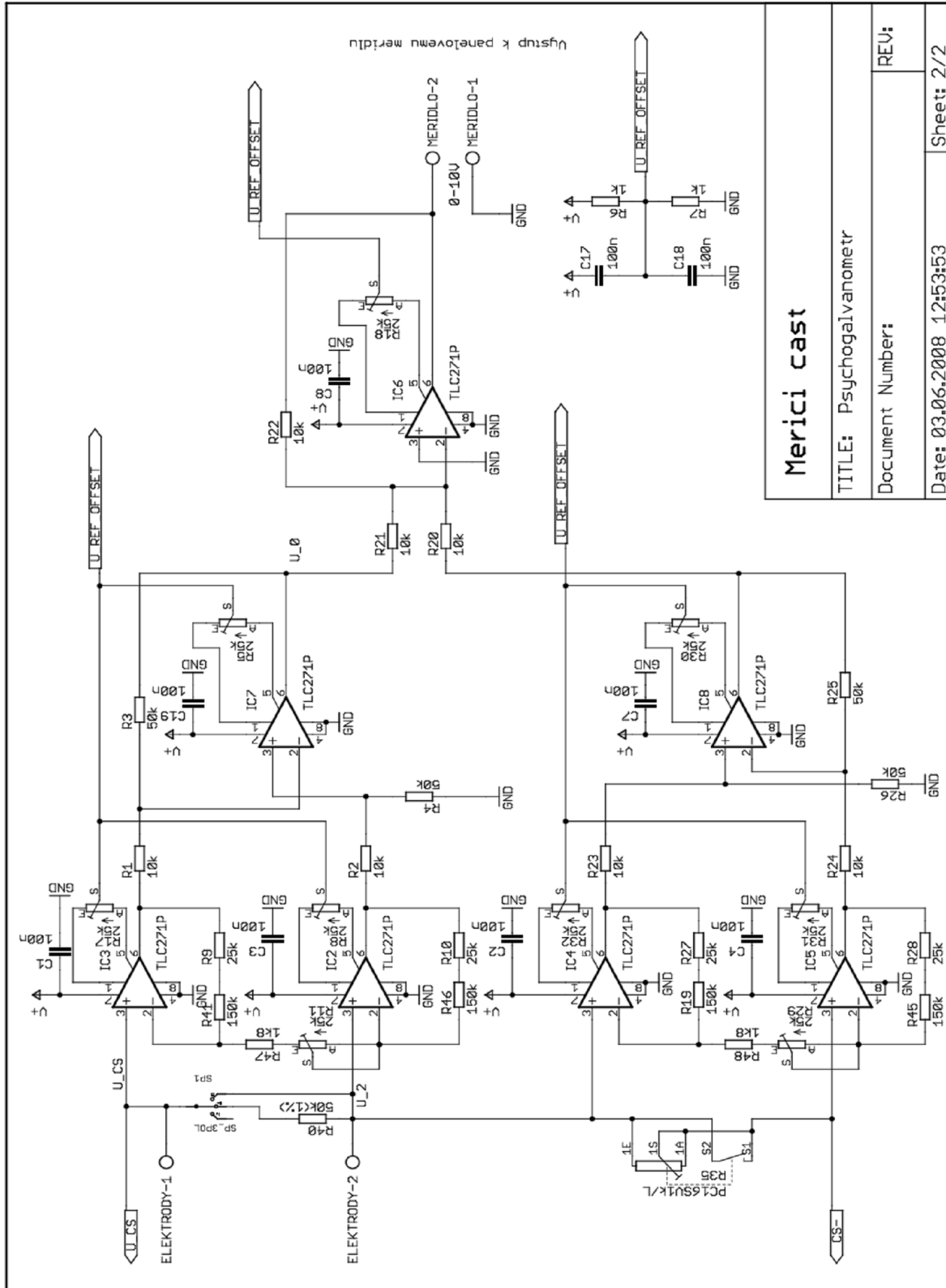
Další rozšíření tohoto psychogalvanometru by bylo v rozšíření funkce měření střídavým proudem.

## 14, Seznam použité literatury

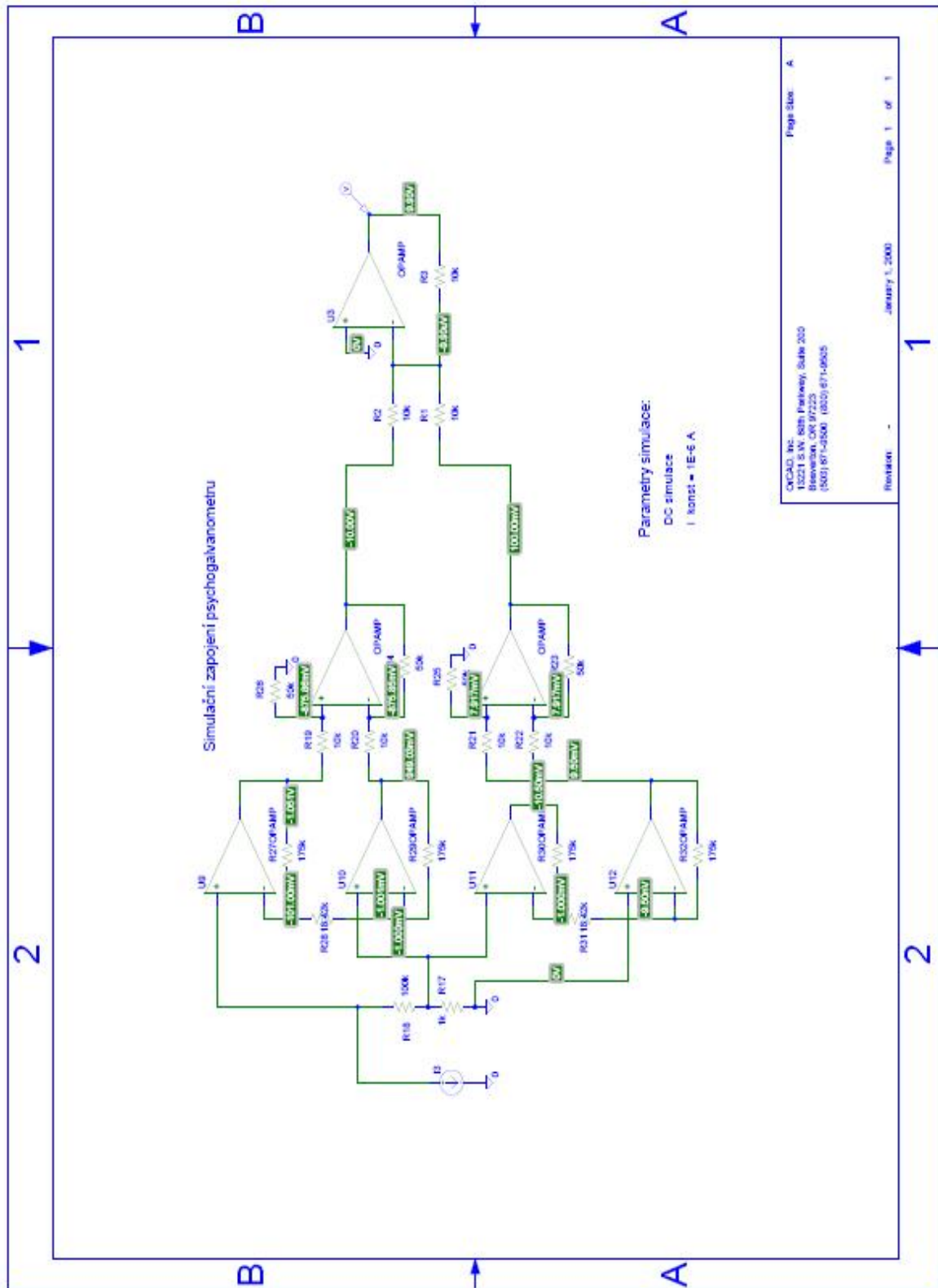
- [1] P.H. Venables, I. Martin: A Manual of Psychophysiological Methods, North - Holland Publishing Company – Amstrdam 1967
- [2] R. L. Atkinsonová a kol.: Psychologie; Victoria Publishing, Praha 1995 část 2/2 (str. 76-156)
- [3] MAJER, L., STOPJAKOVÁ, V., VAVRINSKÝ, E. Sensitive and accurate measurement environment for continuous biomedical monitoring using microelectrodes. Measurement Science Review, 2007, vol. 7, no. 2 .  
Dostupné na: [www.measurement.sk/2007/S2/Majer.pdf](http://www.measurement.sk/2007/S2/Majer.pdf)
- [4] LEARMONTH, G. J., ACKLEY, W., KAPLAN, M. Relationships between Palmar Skin Potential during Stress and Personality Variables. Psychosomatic Medicine. 1959, vol. 21, no. 2. Dostupné na:  
[www.psychosomaticmedicine.org/cgi/reprint/21/2/150.pdf](http://www.psychosomaticmedicine.org/cgi/reprint/21/2/150.pdf)
- [5] Ing. Jan Biš: Biofyzika, Učební texty, Střední průmyslová škola elektrotechnická, Kounicova 16 – 1996
- [6] HRAZDÍRA, I., MORNSTEIN, V., LECHNER, J. Biofyzikální principy lékařské počítačové techniky. Masarykova universita Brno – 1999. ISBN 80-210-2213-2.
- [7] Chmela, M. Lékařská laboratorní technika. VUT Brno, 2000. ISBN 80-214-1770-6.
- [8] Belza, J. Operační zesilovače pro obyčejné smrtelníky. BEN Praha 2004. ISBN 80-7300-060-1.
- [9] Trohn, Oberthür, Seidler, Wiemer, Zastrow. Elektronika, součástky a základní zapojení. BEN Praha 2004. ISBN 80-7300-123-3.
- [10] Lániček, R. Elektronika, obvody, součástky dle je. BEN Praha 1998. ISBN 80-86056-25-2.
- [11] Internetové stránky: [www.neuro.cz](http://www.neuro.cz)



<b>Napajeni a proudovy zdroj</b>	
TITLE: Psychogalvanometr	
Document Number:	REV:
Date: 31.05.2008 18:05:08	Sheet: 1/2



<b>Merici cast</b>	
TITLE: Psychogalvanometr	
Document Number:	REV:
Date: 03.06.2008 12:53:53	Sheet: 2/2



## P ÍLOHA D

Pro výpočet hodnot odporů mi na webu MC34063 jsem použil webovou kalkulačku. Pro ověření správnosti jsem dosadil hodnoty odporů do vzorce a spočítal výstupní napětí.

$$U_{REF} = U_{VÝST} \cdot \frac{R_{34}}{R_{33} + R_{34}} \Rightarrow \frac{U_{REF}}{U_{VÝST}} = \frac{R_{34}}{R_{33} + R_{34}} \Rightarrow$$

$$\Rightarrow U_{VÝST} = \frac{R_{33} + R_{34}}{R_{34}} \cdot U_{REF} = \frac{7,5k\Omega + 560\Omega}{560\Omega} \cdot 1,25V = \underline{\underline{17,991V \approx 18V}}$$

Výpočet poklesu napájecího napětí, při kterém se LED dioda rozsvítí.

$$U_{REF\_BAT} = U^+ \cdot \frac{R_{42}}{R_{39} + R_{42}} = 15V \cdot \frac{4,7k\Omega}{11k\Omega + 4,7k\Omega} = 4,49V \approx \underline{\underline{4,5V}}$$

Výpočet velikosti zpětnovazebního odporu  $R_{13}$

$$I_{KONST} = \frac{U_{SET}}{R_{13}} \Rightarrow R_{13} = \frac{U_{SET}}{I_{KONST}} = \frac{2V}{1\mu A} = \underline{\underline{2M\Omega}}$$

Výpočet  $U_{VST\_MAX}$  pro uvažovaný maximální  $R_{K\text{žE}} = 100k\Omega$ .  $R_{K\text{žE}}$  je odpor k žele mezi elektrodami.

$$\Delta U_{VST\_MAX} = R_{K\text{žE}} \cdot I_{KONST} = 100k\Omega \cdot 1\mu A = \underline{\underline{0,1V}}$$

Z výše uvedené hodnoty  $U_{VST\_MAX}$  vyplývá, že nejvhodnější hodnota napájecího zesílení je  $A_U = 100$ .

$$U_{OUT1} = A_U \cdot \Delta U_{VST\_MAX}$$

$$U_{OUT1} = (A_{U1} \cdot A_{U2}) \cdot (U_{CS} - U_2)$$

$$U_{OUT1} = (A_{U1} \cdot A_{U2}) \cdot \Delta U_{VST\_MAX}$$

Odpor  $R_1 = R_2$  a odpor  $R_3 = R_4$

$$U_{OUT1} = \Delta U_{VST.MAX} \cdot \left( 1 + \frac{R_9 + R_{41} + R_{10} + R_{46}}{R_{11} + R_{47}} \right) \cdot \left( \frac{R_3}{R_1} \right) =$$

$$= 0,1V \cdot \left( 1 + \frac{150k\Omega + 25k\Omega + 150k\Omega + 25k\Omega}{1,8k\Omega + 16,62k\Omega} \right) \cdot \left( \frac{50k\Omega}{10k\Omega} \right) = \underline{\underline{10V}}$$

Výpo et  $U_{VST.MIN}$  pro uvažovaný maximální  $R_K \text{ žE} = 10K$  .

$$\Delta U_{VST.MIN} = R_K \cdot I_{KONST} = 10k\Omega \cdot 1\mu A = \underline{\underline{10mV}}$$

$$U_{OUT1} = \Delta U_{VST.MIN} \cdot \left( 1 + \frac{R_9 + R_{41} + R_{10} + R_{46}}{R_{11} + R_{47}} \right) \cdot \left( \frac{R_3}{R_1} \right) =$$

$$= 10mV \cdot \left( 1 + \frac{150k\Omega + 25k\Omega + 150k\Omega + 25k\Omega}{1,8k\Omega + 16,62k\Omega} \right) \cdot \left( \frac{50k\Omega}{10k\Omega} \right) = \underline{\underline{1V}}$$

Výpo et  $U_{VST}$  pro  $R_{35} = 1K$  .

$$\Delta U_{VST} = R_{35} \cdot I_{KONST} = 1k\Omega \cdot 1\mu A = \underline{\underline{1mV}}$$

$$U_{OUT2} = A_U \cdot \Delta U_{VST}$$

$$U_{OUT2} = (A_{U1} \cdot A_{U2}) \cdot (U_2 - U_{CS} -)$$

$$U_{OUT2} = (A_{U1} \cdot A_{U2}) \cdot \Delta U_{VST}$$

Odpor  $R_{23} = R_{24}$  a odpor  $R_{25} = R_{26}$

$$U_{OUT2} = \Delta U_{VST} \cdot \left( 1 + \frac{R_{19} + R_{27} + R_{28} + R_{45}}{R_{29} + R_{48}} \right) \cdot \left( \frac{R_{26}}{R_{23}} \right) =$$

$$= 1mV \cdot \left( 1 + \frac{150k\Omega + 25k\Omega + 150k\Omega + 25k\Omega}{1,8k\Omega + 16,62k\Omega} \right) \cdot \left( \frac{50k\Omega}{10k\Omega} \right) = \underline{\underline{0,1V}}$$