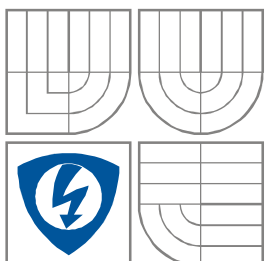


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

Snímání EMG a jeho hodnocení

THE EMG RECORD AND HIS CLASSIFICATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

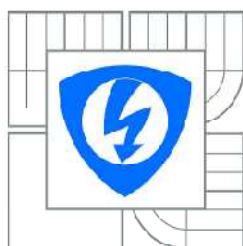
AUTHOR

Lenka Mášová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Lenka Mášová
Ročník: 3

ID: 119727
Akademický rok: 2010/2011

NÁZEV TÉMATU:

Snímání EMG a jeho hodnocení

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Popište vlastnosti elektrických signálů vznikajících v nervové soustavě a ve svalech. Rozeberte možnosti hodnocení funkčnosti jednotlivých nervových drah. Pomocí EMG sejměte jednak spontánní svalovou aktivitu při změnách izometrického zatížení, dále pak odezvu svalu na stimulační impulzy. Stanovte rychlost šíření vzruchů v nervové soustavě. Pro snímání používejte výhradně povrchové elektrody. Popište postupy používané při hodnocení naměřených EMG signálů a jejich využití pro diagnostiku.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] BERLIT, P. Memorix neurologie, Grada 2007.
- [2] DEUSCHEL, G., EISEN, A. Doporučení pro praxi v klinické neurofyzilogii: Standardy Mezinárodní federace klinické neurofyzilogie, dostupné na <http://www.neurofyzilogia.sk/>

Termín zadání: 7.2.2011

Termín odevzdání: 27.5.2011

Vedoucí práce: doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce je v první části zaměřena na svalové a nervové struktury, a na přechod signálu, který se šíří mezi nimi. Další část se zabývá základními požadavky na elektromyograf a jeho příslušenství. Poté následuje kapitola rozebírající možnosti hodnocení funkčnosti jednotlivých nervových drah za pomoci kondukčních studií. Závěrečné kapitoly jsou věnovány vlastnímu měření izometrického zatížení a měření rychlosti šíření vzruchu nervovým vláknem.

KLÍČOVÁ SLOVA

EMG, elektromyograf, motorická jednotka, reflexní oblouk, motorické a senzorické vlákno, izometrické zatížení, stimulace.

ABSTRACT

The first part this bachelor thesis describe the muscle and nerve structures, and the move signals between variol structures. The next part deals with the basic requirements for electromyograph and accessories. After discussion about the possibility of assessing the performance of neural pathways through conduction studies is the final part of this bachelor thesis. The final chapters are devoted to their own measure isometric load and speed the spread of nerve fiber conduction.

KEYWORDS

EMG, electromyograph, motor unit, reflex arc, motor and sensory fiber, isometric load, stimulation.

Mášová, L. *Snímání EMG a jeho hodnocení*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2011. 41 s., 24 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce: doc. ing. Milan Chmelař, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Snímání EMG a jeho hodnocení jsem vypracovala 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 autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Také děkuji za veškerý čas, který věnoval přípravě přístroje, aby bylo možné provádět měření. Chtěla bych poděkovat i panu prof. MUDr. Zdeňkovi Kadaňkovi, CSc. za velmi užitečné rady, které jsem využila v druhé části svého měření. Mé díky patří i všem dobrovolníkům, kteří se zúčastnili měření a poskytli mi tak zdroj signálu.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

Obsah

Seznam tabulek	1
Seznam obrázků	2
Úvod	3
1. Prostředí pro šíření EMG signálu	1
1.1 Stavba kosterního svalu	1
1.1.1 Stavba svalového vlákna	2
1.1.2 Motorická jednotka	2
1.2 Reflexní oblouk	3
1.3 Motorická ploténka	4
1.4 Stavba nervové buňky	5
1.4.1 Buněčná membrána	7
2. Šíření elektrických signálů ve svalech a v nervové soustavě	8
2.1 Akční potenciál	8
2.2 Šíření akčního potenciálu	8
2.3 Klidový membránový potenciál	10
3. Elektromyografie	13
3.1 Historie	13
3.2 Elektromyograf	13
3.2.1 Zesilovač	15
3.2.2 Akustický zesilovač a reproduktor	16
3.2.3 Stimulátor	16
3.2.4 Elektrody	17
3.2.5 Vyhodnocovací jednotka	19
3.2.6 Monitor	19
4. Hodnocení funkčnosti jednotlivých nervových drah	20
4.1 Kondukční studie	20
4.2 Artefakty	24
5. Závislost signálu na izometrickém zatížení	27
5.1 Umístění elektrod, příprava dobrovolníka	27
5.2 Naměřené hodnoty	29
6. Odezva na stimulační impuls	32
6.1 Umístění elektrod	32
6.1.1 Umístění elektrod – m. abduktor pollicis brevis	32

6.1.2 Umístění elektrod – m. abduktor digiti minimi	33
6.2 Získané hodnoty	34
6.2.1 Stimulace	34
6.2.2 Impulzy	34
6.2.3 Postup při získávání signálů.....	34
6.2.4 Naměřené hodnoty	35
6.3 Faktory ovlivňující výsledné hodnoty	36
6.4 Využití pro diagnostiku	37
6.4.1 Mononeuropatie	37
6.4.2 Myopatie	39
7. Závěr	40
Seznam použité literatury	41
Přílohy.....	i

Seznam tabulek

Tabulka 1 Vhodné frekvenční rozsahy pro různé typy vyšetření [9].....	16
Tabulka 2 Ukázka naměřených hodnot a jejich průměry X1 – žena, Y1 – muž.....	29
Tabulka 3 Naměřené a vypočítané hodnoty	35
Tabulka 4 Korekční faktory pro jednotlivé teplotní stupně [8].....	37

Seznam obrázků

Obrázek 1 Stavba a funkce kosterního svalu [1].....	1
Obrázek 2 Struktura kosterního svalu [9]	2
Obrázek 3 Motorická jednotka [8]	3
Obrázek 4 Reflexní oblouk [10].....	3
Obrázek 5 Motorická ploténka[1]	5
Obrázek 6 Ploténkové proudy[1]	5
Obrázek 7 Stavba a funkce nervové buňky [1]	6
Obrázek 8 Akční potenciál (1) a vodivost pro ionty (2) (nerv a kosterní sval) [1].....	8
Obrázek 9 Vedení akčního potenciálu [1].....	9
Obrázek 10 Šíření vzruchu v nemyelinizovaných a myelinizovaných vláknech [1]	9
Obrázek 11 Vznik rovnovážného napětí na membráně propustné pro ionty K^+ [6]	10
Obrázek 12 Elektrické schéma reálné membrány [6]	11
Obrázek 13 Blokové schéma elektromyografu [9]	14
Obrázek 14 Elektromyograf ALIEN	15
Obrázek 15 Stimulační elektrody	18
Obrázek 16 Zemní elektrody	18
Obrázek 17 Vpichové elektrody.....	19
Obrázek 18 Povrchové elektrody	19
Obrázek 19 Označení elektrod [8]	20
Obrázek 20 Jednotlivé části vedení svalem [8].....	21
Obrázek 21 Různé tvary akčních potenciálů ve svalech [8]	22
Obrázek 22 Pozdní latence [8]	22
Obrázek 23 F vlny [8]	23

Obrázek 24 N. tibialis [8]	24
Obrázek 25 Umístění elektrod při nativním snímání	28
Obrázek 26 Elektrody použité při měření	28
Obrázek 28 Se zvyšující se zátěží dochází ke zvýšení frekvence	30
Obrázek 29 Umístěné elektrody a naznačená dráha měřené vzdálenosti [15].....	32
Obrázek 30 Umístění zemnicí elektrody [15]	33
Obrázek 31 Umístění elektrod s vyznačenou dráhou vzdálenosti [15].....	33
Obrázek 32 Měření vzdáleností elektrod	35
Obrázek 33 Zobrazené rychlosti naměřené u dobrovolníků	36

Úvod

Snímání EMG signálu za pomoci elektromyografu se stalo jednou z významných metod, využívaných v lékařské diagnostice. Využívá se například při vyšetření nervosvalových onemocnění a při podezření na poškození některých nervových nebo svalových center, které umožňují přenos signálu k dalšímu zpracování. Aby bylo možné dokázat a pochopit nejružnější nervosvalová onemocnění nebo jejich poškození, a bylo možné je také řádně vyšetřit, je nutné seznámit se nejen s fyziologií pohybu ale také s jednotlivými strukturami, ve kterých dochází k šíření signálu a tím přenosu informace.

První část bakalářské práce je věnována svalovým a nervovým strukturám, ve kterých dochází k šíření signálu. Navazuje částí zabývající se elektromyografem a jeho příslušenstvím. Dále rozebírá způsob šíření signálu a hodnocení jednotlivých nervových drah pomocí kondukčních studií. Poslední kapitoly jsou věnovány výhradně vlastním měřením. První se zabývá snímáním hodnot při izometrickém zatížení a druhá část snímáním rychlosti šíření vzruchu nervovým vláknem. Celou práci pak uzavírá kapitola zabývající se využitím těchto metod v diagnostice.

1. Prostředí pro šíření EMG signálu

Svalovou tkáň můžeme dělit do tří skupin:

Kosterní svalstvo – příčně pruhované, je ovládané vůlí, zajišťuje pohyb těla (viz. obr.1).

Hladké svalstvo – vůlí je neovladatelné, nalézá se ve stěnách orgánů.

Srdeční sval – je příčně pruhovaný, ale není ovladatelný vůlí.



Obrázek 1 Stavba a funkce kosterního svalu [1]

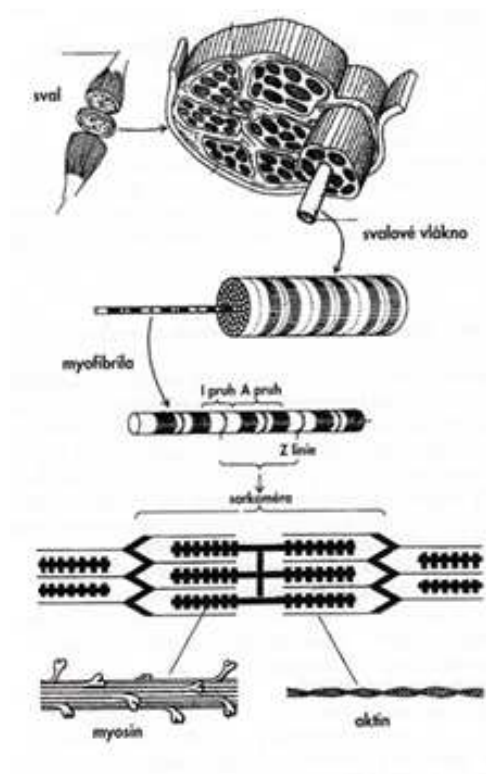
1.1 Stavba kosterního svalu

Kosterní sval (viz. obr.2) se skládá z obrovských mnohояaderných buněk nebo-li svalových vláken. Jedná se o útvar dlouhý 1-15cm. Sval je příčně pruhovaný a jeho šířka se pohybuje v rozmezí 10 až 100 μm . Svalová vlákna ve svazcích tvoří celek jednotlivých svalů. [4]

1.1.1 Stavba svalového vlákna

Na povrchu každého svalového vlákna se nachází kluzká ochranná vrstva zvaná sarkolema. Hlavní část svalového vlákna tvoří sarkoplazma, které obsahuje barvivo myoglobin a vlákna myofibrily. Myofibrily jsou příčně pruhované a jejich tloušťka je kolem 1-2 μ m. V závislosti na rozložení myofibril v sarkoplasmě mohou být buď difuzní, jedná se o bílá vlákna, nebo tvoří svazky a v takovém případě se jedná o červená vlákna. Tento jev můžeme pozorovat na obr.2.

Každá z myofibril je rozdělena na segmenty tzv. sarkomery. Každá sarkomera se skládá z pravidelně se střídajících tmavších a světlejších vláken, která se nazývají myofilamenta. Myofilamenta jsou dvojího druhu tlustá, která jsou tvořena myozinem, a tenká, které tvoří aktin. Pomocí posuvného mechanismu dochází ke zkrácení myofibril a tak ke svalovému stahu. Dochází k zasouvání aktinových myofilament mezi myozinová. [4]



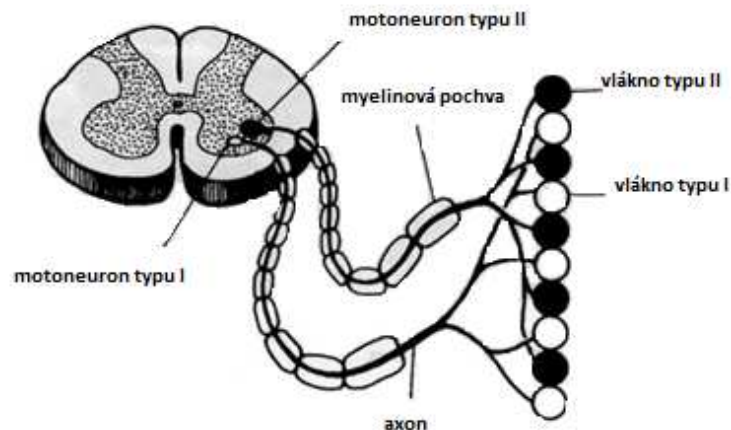
Obrázek 2 Struktura kosterního svalu [9]

1.1.2 Motorická jednotka

Motorická jednotka (viz. obr.3) je tvořena jedním motoneuronem a svaem. Motoneuron se vyznačuje schopností inervovat svalová vlákna, v závislosti na nutnosti přesného pohybu

daného svalu. Inervovaná vlákna se mohou pohybovat v rozmezí 5 až 1000. Čím vyšší počet inervovaných vláken, tím je pohyb svalu přesnější. Sval obsahuje 100 až 2000 motorických jednotek. Síla motorické jednotky může být stupňována v závislosti na zvyšování frekvence nervových impulsů.

Stimulace jednoho motorického neuronu způsobí kontrakci všech nápomocných svalových vláken. Obecně platí, že svaly, které řídí jemnější nebo menší pohyby mají menší motorické jednotky než ty, které ovládají pohyby hrubé. [8]

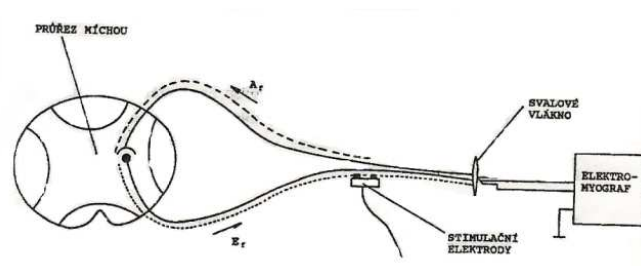


Obrázek 3 Motorická jednotka [8]

Nervová vlákna neboli axony vycházejí z míchy a před svaem se větví. Každé svalové vlákno je buzeno jedním neuronem.

1.2 Reflexní oblouk

Reflexní oblouk (viz. obr.4) je základní anatomický a funkční prvek smyslové a nervové soustavy. Nervový obvod je složen z odstředivého sensorického vlákna a dostředivého motorického vlákna. Tato vlákna mohou být propojena buď přímo nebo pomocí intraneuronů.



A_f – dostředivé sensorické vlákno

E_f – odstředivé motorické vlákno

Obrázek 4 Reflexní oblouk [10]

Celkem je složen z pěti hlavních částí:

- 1) Receptor – Jedná se o specializované buňky, které zachycují podráždění.
- 2) Senzitivní dráha (dostředivá, aferentní) - Vede informaci (vzruchy, impulsy) do centra.
- 3) Centrum (mozek nebo mícha) – Probíhá zde analýza a vznik nových informací.
- 4) Motorická dráha (odstředivá, eferentní) - Vede informaci k výkonným orgánům.
- 5) Efektor (výkonný orgán) – Projeví se u něj odpověď na podráždění.

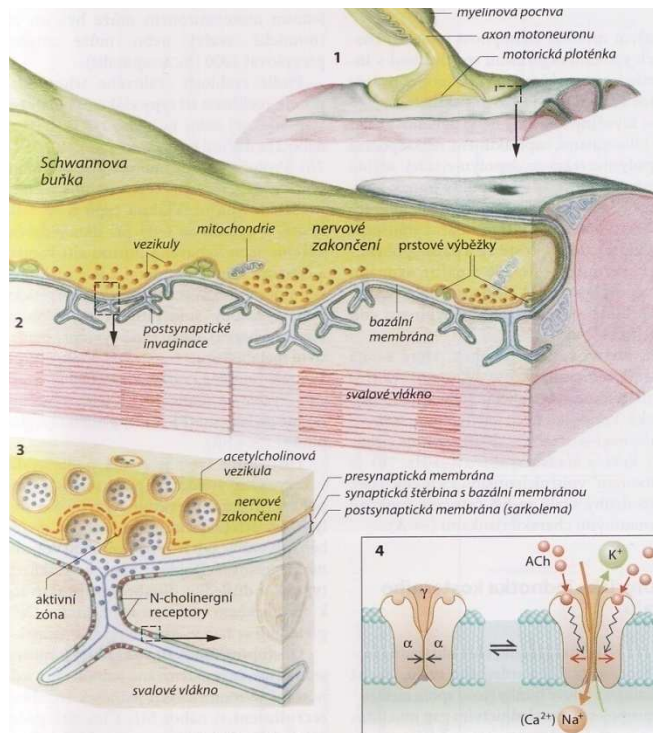
Všechna motorická vlákna jsou excitační, neboli vyvolávají stah svalových vláken. Síla stahu svalu závisí na frekvenci akčního potenciálu. K úplné mechanické sumaci kontrakcí (tzv. tetanus), nastane u pomalých svalů při 20Hz, u rychlých svalů při 50Hz, u okohybných svalů při 350Hz. [1]

1.3 Motorická ploténka

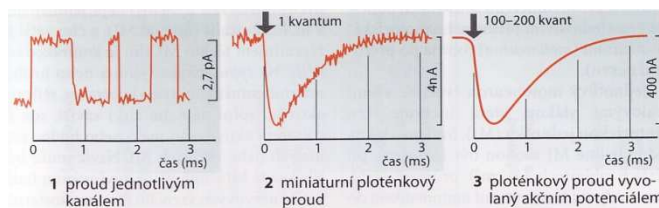
Právě na motorické ploténce (viz. obr.5) dochází k přenosu vzruchu z motoneuronu na svalová vlákna. Jedná se o chemickou synapsi. Transmitterem neboli přenašečem je zde acetyl-cholin. Ten se naváže na cholinové receptory a ty vytvoří iontový kanál. Kanál je specifický pro kationty (K^+ , Na^+ , Ca^+), neboli při klidovém potenciálu $-90mV$, dojde hlavně k proudění sodíkových iontů do buňky, v opačném směru k odtékání draslíkových iontů, tím také k depolarizaci. Vzniká ploténkový potenciál. Aby však došlo k vybavení akčního potenciálu, je nutné, aby se na axonu motoneuronu vyprázdnilo kolem sta vezikul (1 vazikula = kvantum acetyl-cholinu). Teprve poté se otevře okolo 200 000 kanálů. Vzniká nervově indukovaný ploténkový proud (viz. obr.6) (okolo 400nA). [1]

Ploténkový proud závisí na:

1. Počtu otevřených kanálů
2. Na koncentraci acetyl-cholinu v synaptické štěrbině
3. Na vodivosti jednotlivých kanálů[1]



Obrázek 5 Motorická ploténka[1]



Obrázek 6 Ploténkové proudy[1]

1.4 Stavba nervové buňky

Nervová buňka (viz. obr.7) nebo-li neuron, tvoří strukturní i funkční jednotku celého nervového systému. Neuron tvoří soma a dva druhy výběžků. Jsou jimi axon a dendrity. Každý z těchto výběžků zastává jinou funkci. Pomocí dendritů přijímá neuron signály směřující do centra a to často od tisíců dalších neuronů. Tyto signály se pak všechny na povrchu somatu sčítají. Axon, který vychází z axonálního hrbolku pak plní funkci přenašeče signálů do centra na buňky svalů či žláz. Stane-li se, že je na axonálním hrbolku překročena prahová hodnota, je axonem vyslán akční potenciál a ten dojde až k synapsi.

Synapse je část, kde dochází k napojení axonu k jedné nervové buňce nebo k jinému neuronu. Až do této chvíle docházelo k elektrickému přenosu. Mezi presynaptickou a postsynaptickou membránou je však přenos chemický. Zvláštním druhem synapse je nervosvalová ploténka, která spojuje dva různé druhy buněk a to nervovou a svalovou.

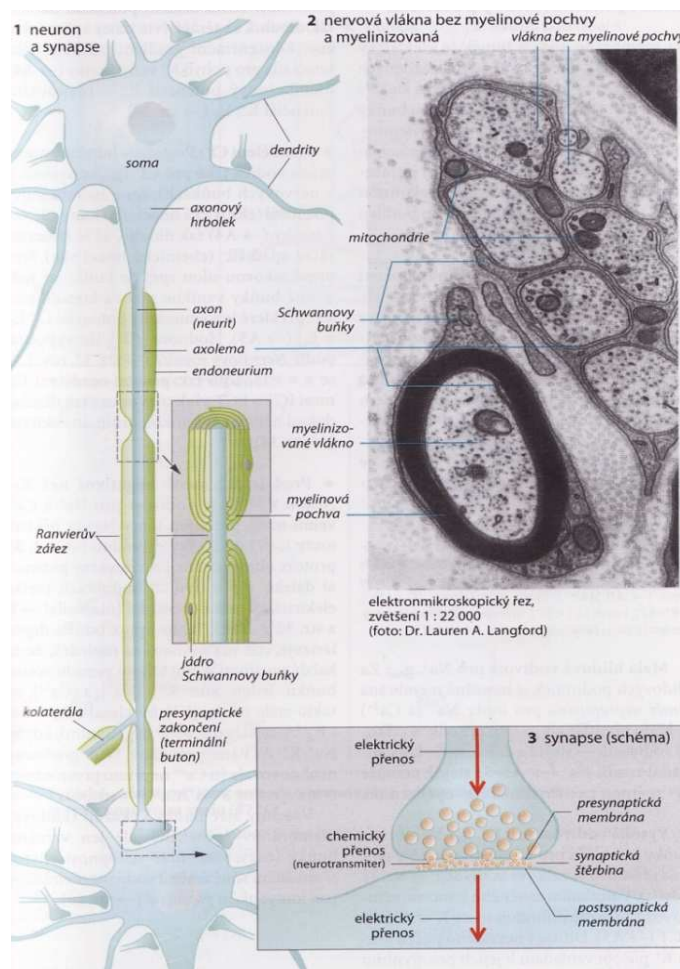
Buněčná membrána somatu postupuje dále podél axonu jako tzv. axolema, která je v periferním nervovém systému obalena Schwannovými buňkami. Tvoří myelinovou pochvu, která je tvořena z fosfolipidové dvojvrstvy. Podél axonu je zhruba po 1,5mm přerušována tzv. Ranvierovými zářezy. Velkou výhodou myelinové pochvy je schopnost mnohem rychlejšího vedení signálu. Rychlost se také zvyšuje se zvýšením průměru vlákna. Dále také slouží jako izolátor proti iontovým proudům. [1][2]

Nervové buňky můžeme dělit podle funkce:

Senzitivní neuron – vedou informaci z receptorů do míchy a mozku, to znamená - nervy vedou vjemy z periferie do centrálního nervového systému.

Motorický neuron – přivádí informaci z ústředního nervstva k buňkám, které vykonávají nějakou funkci, to znamená - nervy vedou informaci z CNS na periferii.

Asociační neurony – nachází se mezi senzitivními a motorickými neurony, tvoří tak funkční řetězce. (představují 97% všech nervových buněk) [3] [4]



Obrázek 7 Stavba a funkce nervové buňky [1]

1.4.1 Buněčná membrána

Buněčná membrána má hned několik důležitých funkcí. Především odděluje vnitřní prostředí buňky od okolí. Buněčné prostory mohou být rozdělovány do různých oddělení, mezi nimiž je omezena látková výměna. Např.: mitochondrie, jádro atd. Jednou z hlavních vlastností membrán je selektivní permeabilit, což znamená, že je membrána pro jistý druh látek propustná a pro jiný zase ne. Některé ionty jsou transportovány i proti koncentračnímu spádu. Funkce membrán je také metabolická, regulační a imunologická. [7]

Membrány jsou složeny z lipidů a proteinů. Lipidovou složku tvoří fosfolipidy. V membránách nervových buněk se nachází především sfingofosfolipidy (sfingomyelin). Další složkou je cholesterol a různé množství glykolipidů. [7]

Tyto molekuly, o kterých bylo psáno, mají tzv. polárně-nepolární charakter. Tudíž mají část molekuly hydrofilní (hlava) a část hydrofobní (ocas). Naprostým základem membrán je fosfolipidová dvojvrstva (viz. obr.11), která je orientována hydrofobními konci k sobě. Právě v takovéto vrstvě se nachází molekuly bílkovin. Bílkoviny jsou dvojího druhu:

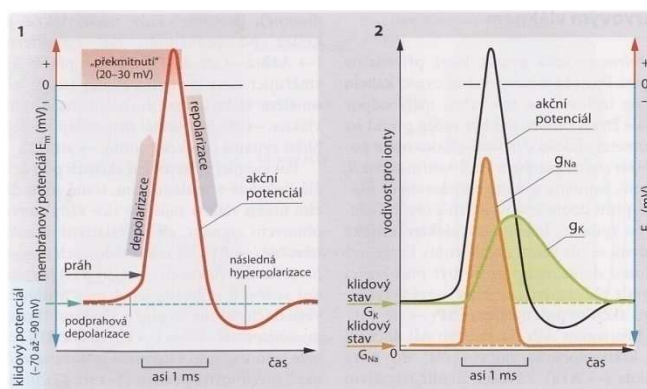
Integrální – mohou pronikat buď celou tloušťkou membrány, nebo jsou zanořeny částečně svým hydrofobním koncem do povrchu membrány.

Periferní – ty jsou navázány na povrchu membrán elektrostatickými interakcemi. [7]

2. Šíření elektrických signálů ve svalech a v nervové soustavě

2.1 Akční potenciál

Akční potenciál (viz. obr.8) je signál, který se dále šíří po axonu a vyvolává kontrakci svalu. K podráždění dojde, pokud na axonovém hrbolku nebo motorické ploténce svalového vlákna dojde k vychýlení potenciálu z klidových hodnot. [1] K tomuto procesu dochází např. otevřením sodíkových kanálů a projeví se jako rychlé přeskočení membránového potenciálu do kladných hodnot (20-30mV). Sodíkové ionty začnou pronikat do nitra buňky. Dochází k tzv. depolarizaci. Téměř ve stejnou chvíli dochází k navyšování propustnosti draslíkových iontů. Draselné ionty K^+ se přemisťují z vnitřní části buňky do jejího okolí a tím dojde k zastavení přeskočení potenciálu a následuje jeho pokles neboli tzv. repolarizace. V případě, že by nedošlo k dosažení prahového potenciálu, zůstane jen u lokální odpovědi. [5] Jelikož je vodivost g_K zvýšená i po dosažení klidového membránového potenciálu a v závislosti na tom leží elektrický potenciál dočasně blízko rovnovážného potenciálu E_K , v tomto důsledku může nastat hyperpolarizace. [1]



Obrázek 8 Akční potenciál (1) a vodivost pro ionty (2) (nerv a kosterní sval) [1]

2.2 Šíření akčního potenciálu

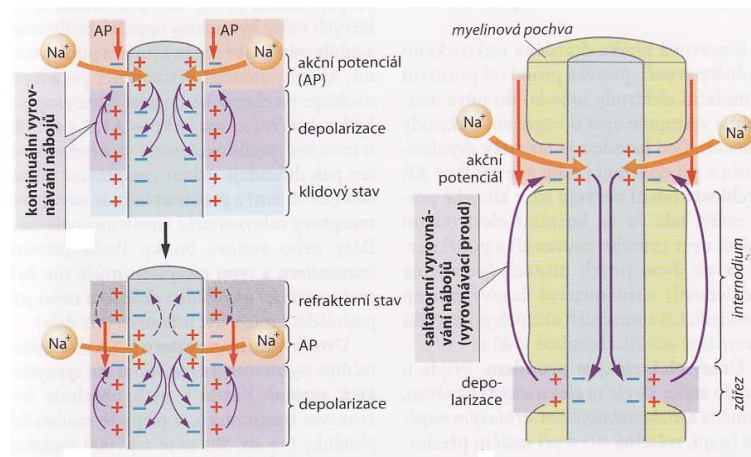
Vedení akčního (viz. obr.9) potenciálu je tím lepší, čím je nervové vlákno a myelinová pochva silnější. V podélném stavu má nervové vlákno mnohem vyšší odpor. Při vedení elektrického impulzu po nervové dráze, dochází k rychlým ztrátám. Ještě než k úplné ztrátě dojde, je nutné znovu tento impulz vybudit novým akčním potenciálem.

Na počátku vzniku akčního potenciálu dochází k chvilkovému vniknutí Na^+ do vnitřní části vlákna. Uvnitř se nachází negativní náboj, který se na krátký okamžik změní v pozitivní, důsledkem pronikání Na^+ a vznikne tak rozdíl nábojů vůči vedlejším, které zatím nebyly

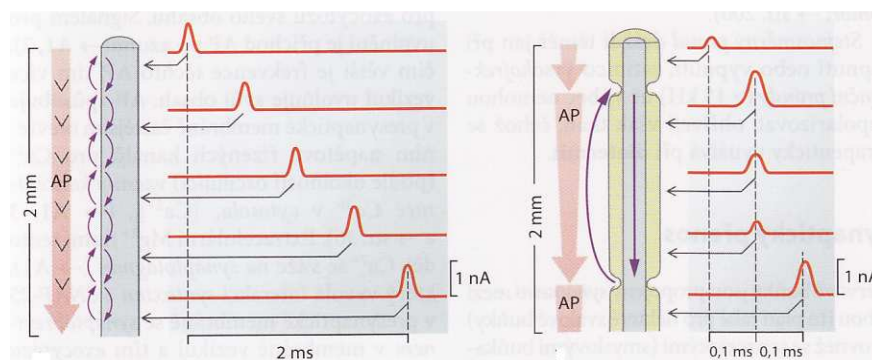
podrážděny (uvnitř -70 až -90mV). To vede k depolarizaci, a pokud bylo dosaženo prahového potenciálu, dojde ke vzniku nového akčního potenciálu a v předešlém úseku postupně vymizí.

Za běžných podmínek dochází k šíření akčního potenciálu stále kupředu (viz. obr.10) a to díky úsekům, které se stávají po proběhnutí akčního napětí na určitou dobu refrakterní. Pokud by ovšem nastal případ zpětného šíření (což by mohlo nastat např.: při umělé stimulaci nervového vlákna), k ukončení šíření dojde u nejbližší synapse, která funguje jako záchytný ventil. [1]

Způsob vybavování akčního potenciálu sice zajistí obnovení signálů, je však náročný na čas. Pokud jde o vlákno nemyelinizované, rychlost šíření se pohybuje okolo 1m/s . Myelinizovaná vlákna šíří akční potenciál mnohem větší rychlostí. Dosahují u člověka rychlosti kolem 90m/s .



Obrázek 9 Vedení akčního potenciálu [1]



Obrázek 10 Šíření vzruchu v nemyelinizovaných a myelinizovaných vláknech [1]

2.3 Klidový membránový potenciál

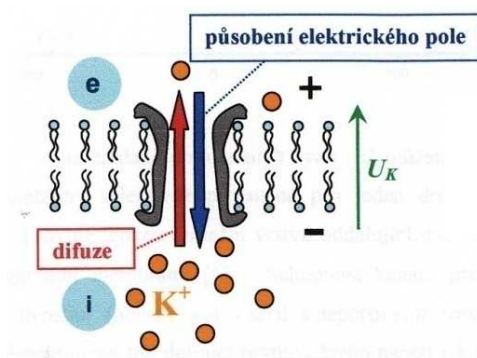
Pokud bychom zkusili vložit jednu mikroelektrodu do buňky a druhou bychom ponechali v elektrolytu obklopujícího buňku, naměřili bychom elektrické napětí. Hodnota napětí ve stavu polarizace, což znamená, že vnitřek buňky je záporný vůči okolí, nazýváme klidový potenciál. [4] [5] [6]

Klidový potenciál je u různých typů buněk různý. Např.: u červených krvinek je nízký, zatímco u nervových a svalových buněk se pohybuje kolem 50mV až 100mV. Příčinou klidového potenciálu je nerovnoměrné rozložení iontů mezi vnějším (extracelulárním) a vnitřním (intracelulárním) prostředím. [4] [5] [6]

Pro lepší pochopení uvedeme jeden příklad: Budeme předpokládat, že membrána není propustná v určitou chvíli pro ionty. Tato situace se následně změní, ale tak, že membrána bude propustná pro ionty draselné K^+ . Tyto ionty začnou membránou difundovat z místa vyšší koncentrace do místa s nižší koncentrací. Což znamená z vnitřku buňky do vnější části buňky. Tímto přesunem náboje se naruší elektrická rovnováha a uvnitř buňky bude negativní potenciál a utvoří se v membráně vzhledem k vnějšímu prostředí elektrické pole. To způsobí, že elektrický gradient v membráně začne působit proti koncentračnímu spádu. Dojde k ustálení rozdílu potenciálu a elektrický proud protékající membránou bude nulový. Rovnovážné napětí pro draslíkové ionty závisí na poměru koncentrací K^+ v obou prostředích. Vyjádřit ho můžeme tzv. Nernstovou rovnicí

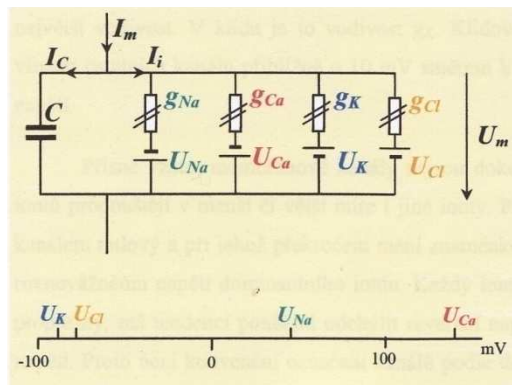
$$U_k = \frac{RT}{F} \ln \frac{[K^+]_e}{[K^+]_i}, [6] \quad (1)$$

kde R je plynová konstanta, F Faradayův náboj, T absolutní teplota. [4] [5] [6]



Obrázek 11 Vznik rovnovážného napětí na membráně propustné pro ionty K^+ [6]

Skutečnost je však odlišná. Skutečná membrána (viz. obr.12) je propustná pro všechny ionty, i když pro některé méně a pro jiné více.



Obrázek 12 Elektrické schéma reálné membrány [6]

I_m – celkový proud

I_c – kapacitní proud

I_i - vodivostní (úhrnný) iontový proud

g_{Na} , g_{Ca} , g_K , g_{Cl} – vodivosti jednotlivých iontových kanálů, vyjadřují schopnost přenášet přes membránu ionty

U_m – membránové napětí

Z obrázku lze jednoduše odvodit vztah:

$$I_m = I_c + I_i \quad [6] \quad (2)$$

Současně platí:

$$I_c = C \frac{dU_m}{dt} , [6] \quad (3)$$

$$I_i = I_{Na} + I_K + I_{Ca} + I_{Cl} , [6] \quad (4)$$

x v těchto rovnicích zastupuje druh kanálů:

$$I_x = g_x (U_m - U_x) \quad (5)$$

$$I_{Na} = g_{Na} (U_m - U_{Na}) , I_K = g_K (U_m - U_K) ,$$

$$I_{Ca} = g_{Ca} (U_m - U_{Ca}) , I_{Cl} = g_{Cl} (U_m - U_{Cl}) . [6]$$

Z podmínky $I_{ik} = 0$ (I_{ik} vyjadřuje klidovou velikost iontového membránového proudu I_i), odvodíme klidové membránové napětí U_{mk} . Z toho vyplývá, že při klidovém konstantním membránovém napětí nedochází k přenosu náboje.

$$U_m = U_{mk} ,$$

Z této rovnosti lze odvodit vzorec pro stanovení klidového membránového napětí.

$$U_{mk} = \frac{g_{Na}U_{Na} + g_K U_K + g_{Ca}U_{Ca} + g_{Cl}U_{Cl}}{g_{Na} + g_K + g_{Ca} + g_{Cl}}. \quad [6] \quad (6)$$

Rovnovážné napětí, kterému odpovídá největší vodivost, se blíží membránovému napětí. [6]

3. Elektromyografie

3.1 Historie

Elektromyografie je skupinou elektrofyziologických metod, které umožňují vyšetření funkčnosti periferního nervového systému a kosterního svalstva. Elektromyografie je obrovským přínosem především pro neurologickou diagnostiku. Napomáhá při určení postižení a odhalení i mírných poruch. Dokáže stanovit charakter a také šíří postižení a přesnou lokalizaci místa s postižením. Umožňuje také sledovat vývoj postižení a případné změny při nasazení léčby [2].

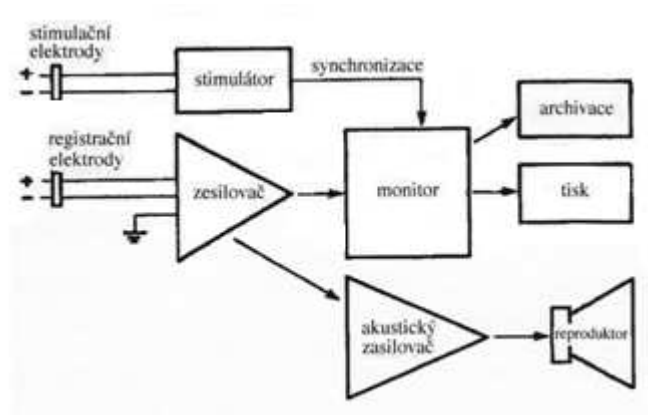
Carlo Matteucci se nacházel u samého počátku neurofyziologie. Roku 1838, jako profesor fyziky využil izolovaného preparátu nerv – sval. Preparovaný nerv přeložil přes sval druhé končetiny. Došlo k podráždění nervu preparátu svalovou aktivitou a k vyvolání pohybu v izolovaném svalu.

Dalším významným jménem je Du-Bois-Reymond, který objevil nervový impulz a jeho posun v nervové soustavě. Dalo by se říct, že rok 1851 je rokem počátku elektromyografie.

Postupným zdokonalováním vyšetřovacích metod se rozšířila oblast zkoumání až na sensitivní a motorický systém. Elektrofyziologie ukázala, že buněčná membrána vzrušivých buněk ať už nervových či svalových, nejen přenáší elektrický náboj, ale dokáže tento potenciál na přechodnou dobu změnit. Tuto změnu elektrického potenciálu je schopný detekovat právě elektromyograf a to jak v průběhu nervu tak ve svalu. [9]

3.2 Elektromyograf

Jedná se o přístroj (viz. obr.13), pomocí něhož lze měřit aktivity skupin svalových vláken, kontrolovat činnost jednotlivých nervových drah a měření rychlosti šíření vzruchů v nervové soustavě. Umožňuje rovněž snímání spontánní i vyvolané aktivity. Přístroj je vícekanálový, počet kanálů se pohybuje mezi 2 až 6 [11].



Obrázek 13 Blokové schéma elektromyografu [9]

Mezi běžně nastavované parametry EMG patří:

- a) Nastavení citlivosti
- b) Možnost přepínání akustického zesilovače na libovolný kanál, aby byla možnost kontroly kvality signálu v každém z kanálů.
- c) Nastavení frekvenční charakteristiky neboli dolního a horního kmitočtu
- d) Možnost proměření zaznamenaných signálů přímo při jeho zobrazení
- e) Nastavení způsobu snímání: nativní nebo snímání s využitím stimulátoru
- f) Možnost regulace nastavení parametrů stimulátoru

Specifikace snímací jednotky EMG ALIEN (viz. obr.14), pomocí které budu získávat následující semestr hodnoty pro bakalářskou práci.

Počet kanálů	2 až 4
Vnitřní vzorkovací kmitočet	50kHz na jeden kanál
Šířka pásma	DC-16kHz na kanál
Analogová časová konstanta	DC nebo 0,3s
Vstupní impedance	10 GΩ
Měřitelná přechodová impedance	1-50 kΩ
Napájení	LiPol baterie
Rozměry (délka x šířka x výška v mm)	137 - 87 - 27



Obrázek 14 Elektromyograf ALIEN

Základní vybavení je u všech elektromyografů stejné, i když pochází od různých firem. Dnešní elektromyografy mají široké programové vybavení. Obsahují nastavení na různé typy vyšetření a také dokážou automaticky vyhodnocovat naměřené výsledky. [9]

3.2.1 Zesilovač

K základním požadavkům na zesilovač patří:

1. Vysoký vstupní odpor.
2. Zanedbatelný unikající proud.
3. Musí mít malý vlastní šum.
4. Musí pracovat v té části kmitočtového spektra, ve které jsou biologické signály.
5. U rozdílových zesilovačů je požadavek na vysoký diskriminační činitel.
6. Možnost snadné kalibrace a nastavení přesné hodnoty zesílení.[9]

Amplitudy EMG signálu se pohybují v rozmezí $20\mu\text{V}$ až 30mV . Hodnoty závisí na místě a způsobu snímání signálu. Kmitočtový rozsah elektromyografů bývá od $0,1\text{Hz}$ do 10kHz . Kmitočtová charakteristika je dána typem signálu, který je snímán. Impulsní charakter má signál, který je snímán ze svalových vláken či z nervových drah. Právě pro jeho věrné zobrazení potřebujeme přenést kmitočty až do 10kHz .

Ve spojení s elektromyografem se používají jehlové elektrody (pro snímání signálu z určitých svalů) a povrchové elektrody, které snímají sumaci elektrických signálů z prostoru pod elektrodou. Celková úroveň signálu se mění se svalovou námahou. U jehlových elektrod

může být amplituda signálu řádově vyšší. Díky malé ploše elektrody je vnitřní odpor zdroje vysoký. Plocha elektrod určuje vnitřní odpor generátoru, který v tomto případě představuje lidské tělo. U jehlových elektrod tato hodnota dosahuje až $1\text{M}\Omega$. Aby nebyla velikost snímaného signálu ovlivněna vstupním odporem elektromyografu musí mít zesilovač vstupní impedanci řádově vyšší (nejméně bývá okolo $100\text{M}\Omega$). [10]

Zesilovač je vybaven filtrem proti nežádoucímu rušení. Rušivé signály (nejčastěji síťový brum) se při vyšetření EMG snažíme potlačit i za cenu, že dojde k tvarovému zkreslení signálu, který chceme zaznamenat. Pomáhají k tomu tzv. frekvenční filtry, které omezí frekvenční rozsah pouze na pásmo těch signálů, které zaznamenat chceme. [9]

Tabulka 1 Vhodné frekvenční rozsahy pro různé typy vyšetření [9]

	dolní filtr	horní filtr
Rychlost motorických vláken (MNCV)	5Hz	10kHz
Rychlost senzitivních vláken (SNCV)	20Hz	2kHz
Koncentrická elektroda (EMG)	5Hz	10kHz
Vyšetření jednotlivých vláken (SFEMG)	500Hz	50kHz

Problémem při déle trvajícím snímání pomocí povrchových elektrod je, že mezi kůží a elektrodou dochází během vyšetření pod elektrodou k vysychání gelu, což vede ke zvyšování přechodového odporu elektrody.

3.2.2 Akustický zesilovač a reproduktor

Elektromyograf má zabudovaný reproduktor, který umožňuje zachycené signály sledovat pomocí sluchu. Signál, který není zarušený síťovým brumem při reprodukci připomíná suchý praskot, který se výrazně liší od síťového brumu. Výhodou této kontroly kvality snímaného signálu je, že není třeba sledovat obrazovku s nasnímaným signálem.

3.2.3 Stimulátor

Stimulátor vytváří pravoúhlý impuls, u kterého lze měnit amplitudu a dobu trvání, případně opakovací frekvenci. Tento impuls je pomocí stimulační elektrody směřován do příslušné nervové dráhy. Impulzy je možno vysílat buďto jednorázově, nebo ve skupinách (délka skupiny volitelná), nebo s určitou opakovací frekvencí (nastavitelná).

Stimulační elektroda musí být umístěna co nejbližší nervové dráze, která má být stimulována. Podle velikosti podaného impulsu, může dojít ke dvěma dějům.

První - stimulační impuls bude menšího rozsahu. V takovém případě dojde k vybuzení pouze citlivějšího dostředivého senzoričkého vlákna. Vzruch postupuje dál do míchy a z míchy pak odstředivým motorickým vláknem až do svalu, ten reaguje stahem. Zpoždění odezvy na stimulační impuls vzniklo délkou dráhy a rychlostí šíření vzruchů v nervové soustavě. V záznamu dostáváme tzv. nepřímou odpověď.

Druhý - stimulační impuls bude vyšší. V tuto chvíli je odstředivé motorické vlákno vybuzeno přímo. Elektromyograf tedy zaznamená dvě odpovědi. Jednu odpověď vyvolanou na impuls, kterým bylo vybuzeno odstředivé motorické vlákno přímo. A také zaznamená odpověď na vzruch, který prostupuje ze senzoričkého vlákna do míchy a z míchy do svalu. Jedná se o nepřímou odpověď.

Aby byla zachycena a zobrazena pouze požadovaná odpověď, musí být obě svorky stimulátoru dobře izolované. Pokud by se tak nestalo, dostal by se stimulační impuls přímo na vstup přístroje. Vzhledem k tomu, že je výška stimulačního impulsu 100V a více, a zesilovače elektromyografu jsou velmi citlivé, mohlo by dojít ke zničení vstupních obvodů vstupu přístroje. [11]

Základní požadavky na stimulátor pro elektromyograf jsou následující:

- 1) Stimulátor musí mít obě vstupní svorky izolované, aby nedošlo k přetížení vstupních zesilovačů.
- 2) Výšky stimulačních impulsů musí být nastavitelné.
- 3) Někdy může být požadováno vytvoření dvojestimulů. [11]

3.2.4 Elektrody

Elektrody jsou snímače, které umožňují spojení mezi organizmem a vstupem přístroje. Elektrody můžeme rozdělit buď podle jejich funkce na registrační a stimulační nebo podle způsobu jejich použití na podpovrchové (vpichové jehly) nebo povrchové plovoucí (dává se pod ně vodivý gel). U elektrod, při jejichž použití se využívá nějakého elektrolytu, se jedná o spojení elektroda – elektrolyt. Elektrolytem může být vodivý gel, u vpichových jehel tělní tekutina. Organizmus je vodič druhé třídy, u něhož zprostředkovávají vedení elektrického proudu ionty. Spojení elektroda a vstup přístroje je vodič první třídy. Zde zprostředkovávají proud volné elektrony. Na přechodu elektroda-tkáň dochází ke změně typu elektrické vodivosti z elektronové na iontovou. Veškeré děje, ke kterým na tomto rozhraní dochází, se započítávají do série se snímaným signálem a objeví se v záznamu. Proto chceme, aby toto rozhraní bylo časově stálé. Z tohoto hlediska mají nejlepší vlastnosti (pro povrchové snímání)

elektrody Ag-AgCl, a proto jsou na celém světě nejvíce používány. [10]

Stimulační elektrody (viz. obr.15) – Mohou být nalepovací nebo jsou přikládány na povrch těla vyšetřované osoby. V tomto případě mají izolační držák. Mají dva póly negativní katodu a pozitivní anodu. Pod katodou dochází k depolarizaci zatímco pod anodou k hyperpolarizaci. Oba póly jsou od sebe 2-3cm. [13]

Registrační elektrody – Mohou být kruhové, obdelníkové nebo čtvercové.

Aktivní elektroda – Umisťuje se do bodu, v kterém se bude snímat.

Referenční elektroda – Jedná se o druhý vstup zesilovače.

Zemnicí elektroda (viz. obr.16) – Pásková nebo disková, umisťuje se do blízkosti aktivní a referenční elektrody.

Jehlové elektrody (viz. obr.17) – nejčastěji se využívá koncentrická elektroda, která má uvnitř jeden vodič, jehož zakončení je aktivní elektroda a plášť je pak referencí. Její velkou výhodou je, že obvykle nemá příliš velký stimulační artefakt. Je zde také možnost stimulace nervů ve větší hloubce a nedochází k podráždění okolních struktur.

Povrchové elektrody (viz. obr.18) – při jejich použití se nejedná o invazivní metodu, tudíž pro vyšetřovaného je metoda lépe snesitelná. [9]



Obrázek 15 Stimulační elektrody



Obrázek 16 Zemnicí elektrody



Obrázek 17 Vpichové elektrody



Obrázek 18 Povrchové elektrody

3.2.5 Vyhodnocovací jednotka

Její hlavním úkolem je zpracovat signál, který se pak zobrazí na monitoru. Zajišťuje frekvenční korekci, změření rozhodujících amplitud, zprůměrování a hlavně digitalizaci. Různé frekvenční filtry mohou napomoci při zkvalitňování snímaného signálu. Např.: zlepšení poměr signál šum. Jsou-li zachyceny příliš malé amplitudy a dochází k jejich ztrátě v biologickém šumu, je možnost zprůměrovat více opakování. Dojde ke zlepšení čistoty záznamu. [9]

3.2.6 Monitor

Monitor nám umožňuje sledovat nasnímané signály ve vizuální podobě. Nachází se na něm mnohem více údajů, než jen zachycená záznamová křivka. Nejdříve signál projde analog-digitálním převodníkem, kde je zpracován a digitalizovaný záznam je poté zobrazen na monitoru.

4. Hodnocení funkčnosti jednotlivých nervových drah

Elektromyografie je metoda, která výrazně napomáhá při vyšetření celého senzomotorického systému. Během vyšetření se testuje vedení impulsu v periferních nervech - rychlost šíření až ke svalu. Dlouhé nervové dráhy se pak testují pomocí stimulace, která přivede na výstup přístroje odpověď.

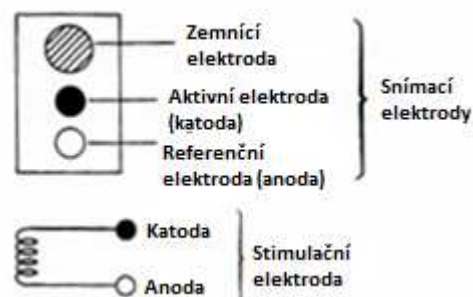
Hlavní cíle vyšetření jsou následující:

- 1) Charakterizovat typ motorické poruchy a následně určit její místo.
- 2) Určit stupeň a rozsáhlost postižení
- 3) O jaký typ postižení jde: lokalizované postižení nebo difuzní
- 4) Zda jde o akutní nebo chronické postižení
- 5) Pokud jde o opakované vyšetření, porovnat s předcházejícím vyšetřením a určit zda jde o patologický proces [9]

4.1 Kondukční studie

Do kondukčních studií spadá rychlost vedení motorickým vláknem (MNCV), rychlost vedení senzomotorickým vláknem (SNCV), studie F vln, studie H vln.

Základem kondukční studie je stimulace. Používají se buď povrchové, nebo vpichové elektrody. Povrchová stimulační elektroda se skládá z referenční elektrody (anoda) a z aktivní elektrody (katoda). Nedílnou součástí celku je zemní elektroda. Elektrický proud směřuje od anody ke katodě. Elektrody se umístí nad nervovou část, která bude stimulována. Stimulační elektroda (katoda) se umístí blíže ke snímací elektrodě (viz. obr.19) [8].

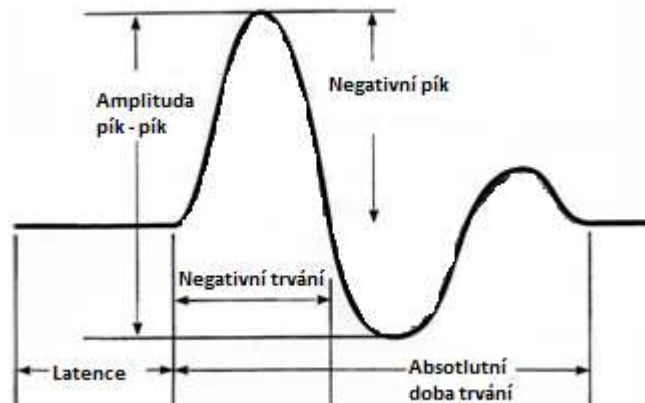


Obrázek 19 Označení elektrod [8]

- Při senzitivním vedení se vzdálenost mezi záznamovým a stimulačním bodem měří od katody k aktivní snímací elektrodě.

- U motorického vedení se rychlost vedení vypočítá měřením mezi dvěma stimulačními body a to mezi distálním (okrajový) a proximálním (centrálním). [8]

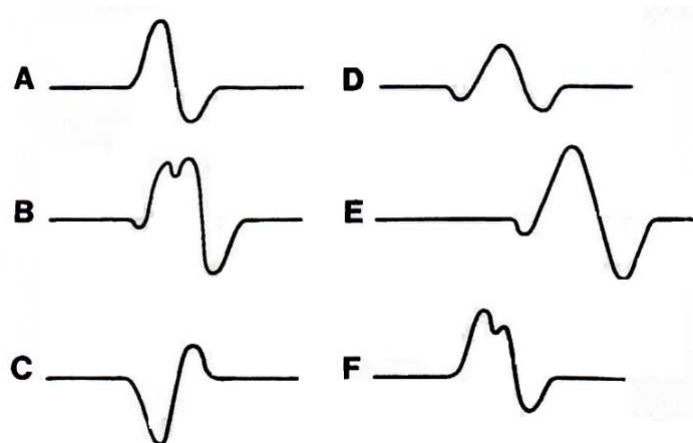
Celkové měření může ovlivňovat mnoho faktorů. Dlouhé nervy vedou impulz pomaleji, např. nervy na nohách. Distální úseky nervů jsou pomalejší než proximální. Může rozhodovat také teplota svalu. To vše je nutné zohlednit při provádění měření. Ukázka klasického neporušeného vedení (viz. obr.20).



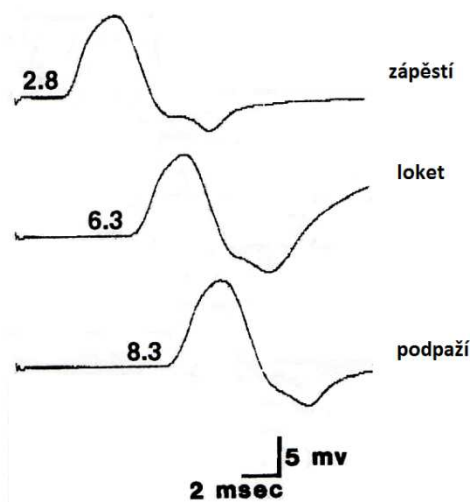
Obrázek 20 Jednotlivé části vedení svalem [8]

Během vyšetření může dojít k nejrůznějším abnormalitám jako je:

- snížená amplituda CMAP a to s normální latencí nebo prodlouženou (viz. obr.21).
- normální amplituda s prodlouženou latencí (viz. obr.22).
- různě zablokovaná vedení
- nepřicházející odpověď
- vysoký práh dráždivosti
- zpomalení vedení



Obrázek 21 Různé tvary akčních potenciálů ve svalech [8]



Obrázek 22 Pozdní latence [8]

Rychlost vedení motorickými vlákny (MNCV)

Je nutné sledovat následující faktory:

Latence – čas průběhu impulzu axonem a to od místa, kde došlo ke stimulaci přes axonální větvení, nervosvalovou ploténku až membráně svalového vlákna.

Amplituda – závisí přibližně na počtu podrážděných axonů.

Trvání – je odrazem synchronie výbojů v axonech, odpovídá rozsahu spektra vláken od nejrychlejších po nejpomalejší.

Plocha – přesněji než amplituda odpovídá množství podrážděných axonů. [9]

Rychlost vedení – je vyjádřena hodnotou rychlostí nejrychlejších vláken nervu. Ke zpomalení dojde, pokud je poškozeno víc jak 75% vedoucích vláken. [8]

Rychlost vedení senzitivními vlákny (SNCV)

Latence – měří se od počátku negativní výchyly. Pokud je měření prováděno povrchovými elektrodami je zapotřebí odečíst latenci vzdálenosti stimulační a snímací elektrody, a to nejméně 100mm. Pokud by se tak nestalo, chyba měření by byla tak velká, že by naměřené výsledky znehodnotila.

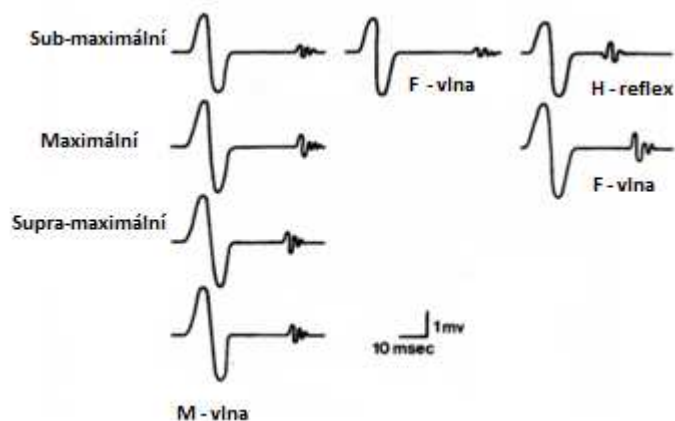
Amplituda – závisí přibližně na počtu stimulovaných vláken. [8]

Trvání – vyjadřuje míru časové disperze

Rychlost vedení – vypočítává se pro ta nejrychlejší vlákna. Při poklesu rychlosti dojde také ke snížení amplitudy, což vede k nemožnosti zaznamenání odpovědi. Pokles by musel být pod 30m/s. [9]

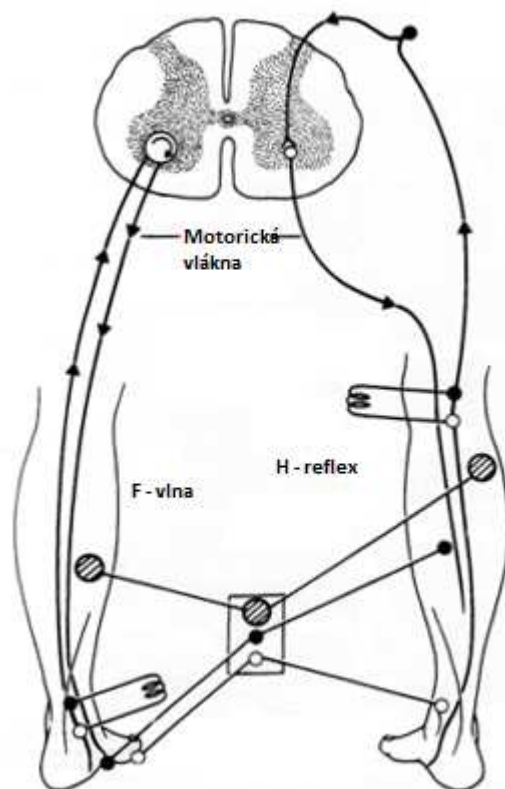
F vlna

Pokud bude stimulován periferní nerv, dojde k šíření vzruchu nejen odstředivě, ale také dostředivě ve směru motoneuronu. V některých motoneuronech dochází k dalšímu vzniku AP, ten se opět šíří periferně. Takto dojde k podráždění jednotlivých motorických jednotek. Ve svalu dojde k zaznamenání různé odpovědi s nízkou amplitudou a s proměnlivou latencí. Tak vznikne F vlna (viz. obr.23). Nejlépe zřetelná bude F vlna při supramaximálním stimulu (došlo k podráždění všech motorických axonů).



Obrázek 23 F vlny [8]

F vlnu lze lehce najít např. na dolní končetině n. tibialis (viz. obr.24) [9].



Obrázek 24 N. tibialis [8]

H vlna (viz. obr.24)

Při stimulaci periferního nervu dochází k podráždění jak svalových tak aferentních vláken, která vychází ze svalových vřetének. Vřeténka končí na motoneuronu daného svalu. Motoneurony, které mají nižší práh dráždivosti, vyprodukují nový akční potenciál a ten se šíří dále do svalu. Bude-li intenzita stimulace narůstat, bude ze začátku docházet k reflexní odpovědi. Při supramaximální stimulaci se odpověď již nevybaví. Je to dáno tím, že dojde k podráždění některých axonů vycházejících z motoneuronů. Impuls se šíří jak periferně, tak centrálně. Tím také dojde ke střetnutí obou depolarizačních vln a ty se vzájemně vyruší. [9]

4.2 Artefakty

Artefakty v záznamu jsou dvojího druhu, buď grafické, nebo rušení síťovým brumem. Grafické artefakty mají za následek znehodnocení záznamu. Mohou způsobit jeho nečitelnost, nebo se mohou podobat svým tvarem běžně se objevujícímu potenciálu a mohou tak způsobit chybný závěr při vyhodnocování nasnímaného signálu. [2]

Porucha uzemnění

Tato porucha může nastat, pokud je zemnicí elektroda poškozená, nemá dobrý kontakt

s pokožkou (např.: vyschl gel pod elektrodou) nebo je špatně umístěna. Pokud toto nastane, dostane se do záznamu tzv. síťový brum, což jsou pravidelné vlny o frekvenci 50Hz.

Vyvarovat se takovým artefaktům je možné buď namočit, nebo potřít elektrodu gelem. V případě její poruchy ji vyměnit. Ne příliš dobrým řešením je odfiltrování frekvence 50Hz. Mohlo by dojít ke zkreslení nasnímaného záznamu.

Pohybové artefakty

Nastávají při pohybu elektrody po povrchu kůže. Takovéto artefakty vznikají na rozhraní kůže-kov. Takovému artefaktu lze jednoduše zabránit kvalitní fixací elektrody.

Elektrodový šum

Dochází k němu na kontaktu elektrody a gelu nebo gelu a kůže polarizací elektrody. Z toho důvodu jsou elektrody vyráběny z inertních kovů. K odstranění elektrodového šumu je nutné doplnit gel pod elektrodu, odstranit zrohovatělou povrchovou vrstvu epidermis nebo odmastit kůži.

Kardiostimulátor

Patří ke kontraindikacím stimulačních technik. Je vidět pravidelná frekvence i tvar, synchronní s pulsem. [2]

5. Závislost signálu na izometrickém zatížení

Základem tohoto měření byla následující hypotéza: Při zvyšování svalové síly, dochází k zhuštění průběhu signálu a zvýšení podílu velkých motorických jednotek. Pro sledování vlivu zvyšování svalové síly bylo zvoleno izometrické zatížení. K tomu byla použita přesně nastavitelná činka.

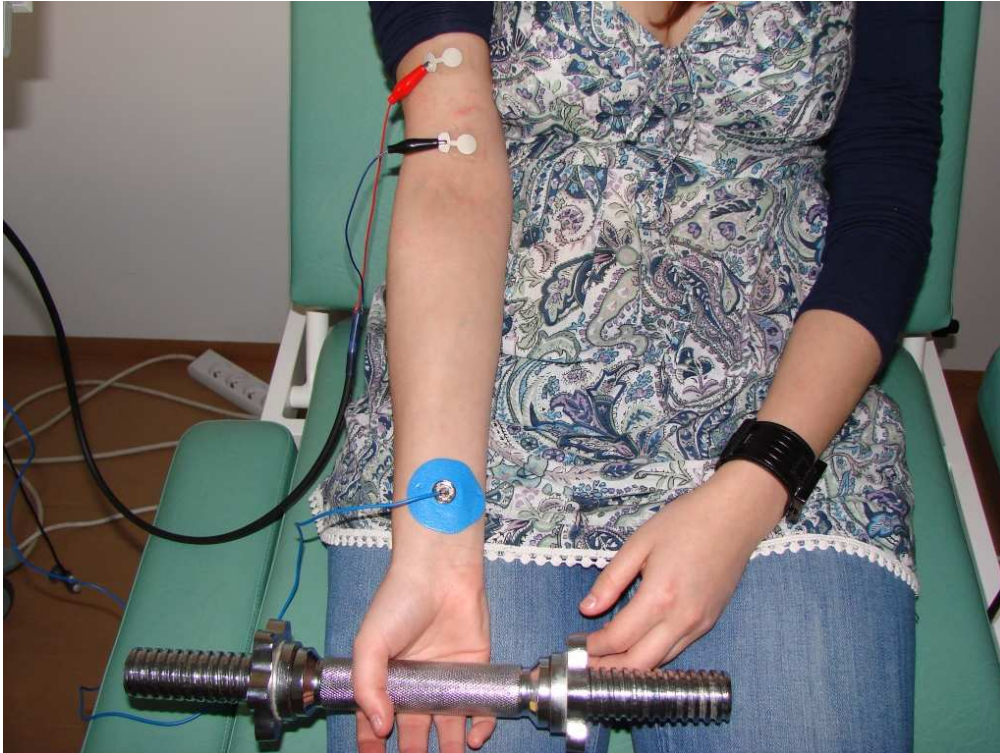
Při měření těchto signálů byla vytvořena skupina dobrovolníků čítající dvaatřicet studentů ve věkovém rozmezí dvaadvacet až pětadvacet let, z toho šestnáct žen a šestnáct mužů.

Snímání probíhalo v pěti fázích u každého z dobrovolníků. První bylo snímání signálu v klidu bez jakékoliv zátěže. Následovalo snímání se zátěží. Zátěž se přidávala při každém snímání. Při prvním snímání byla zátěž 2,25 kg, což je váha tyčky, následně využívané činky. S dalším měřením se přidala zátěž 1,5kg. Po tomto měření následovala ještě další dvě měření, kde se vždy přidalo po 1kg. Celkem tedy proběhlo pět měření. První bez zátěže v klidu, druhé se zátěží 2,25kg, třetí se zátěží 3,75kg, čtvrté měření se zátěží 4,75kg a páté měření se zátěží 5,75kg.

Každý dobrovolník tuto zátěž držel v předpažení, dlaní otočenou vzhůru. Následně získané signály byly zaznamenány elektromyografem a vyhodnoceny. Každý dobrovolník tak poskytl pět druhů signálu. U každého signálu bylo provedeno deset ručních rozměření pomocí elektromyografu. Tato měření se zprůměrovala a tak bylo získáno pět průměrných hodnot u každého dobrovolníka. Tento postup se opakoval u všech dvaatřiceti dobrovolníků.

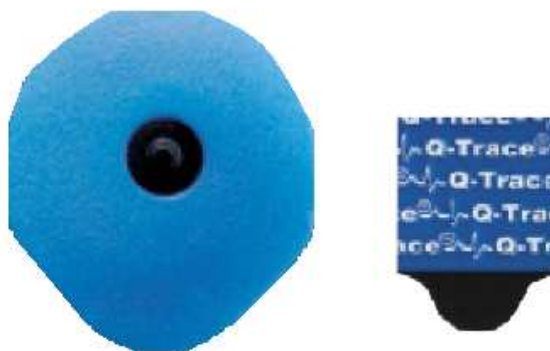
5.1 Umístění elektrod, příprava dobrovolníka

Pro měření izometrického zatížení byl zvolen sval biceps brachii na pravé ruce. Aktivní elektroda byla umístěna doprostřed svalového bříška na ventrální plochu paže, referenční elektroda nad šlachou a zemnicí elektroda byla umístěna na vnitřní část zápěstí (viz. obr.25).



Obrázek 25 Umístění elektrod při nativním snímání

Na měření byly využity gelové elektrody značky Kendall. Jako zemnicí byla využita víceúčelová EKG elektroda Kendall H34SG, která je potažena pevným hydrogelem, má karbonový střed a senzor Ag/AgCl, pěnový nosič o průměru 45mm. Pro snímání byly použity elektrody diagnostické, tedy klidové, jednorázové značky Kendall, opět potažené hydrogelem a se senzorem Ag/AgCl o průměru 23x25mm (viz. obr.26). Elektrody se umisťují na očištěnou, odmaštěnou pokožku, aby byl odpor kůže co nejmenší.



Obrázek 26 Elektrody použité při měření

Pro samotné měření je velmi důležitá příprava dobrovolníka. Především pro první měření bez zátěže v klidu je nutné pacienta nejen obeznámit s celým postupem měření, ale také ho uklidnit. Právě při prvním měření by se případná nervozita nebo napětí projeví ve

svalech jako amplitudy, což by v tomto případě bylo považováno za patologické. U snímání v klidu by se neměly objevit žádné amplitudy, tedy žádný průběh signálu.

5.2 Naměřené hodnoty

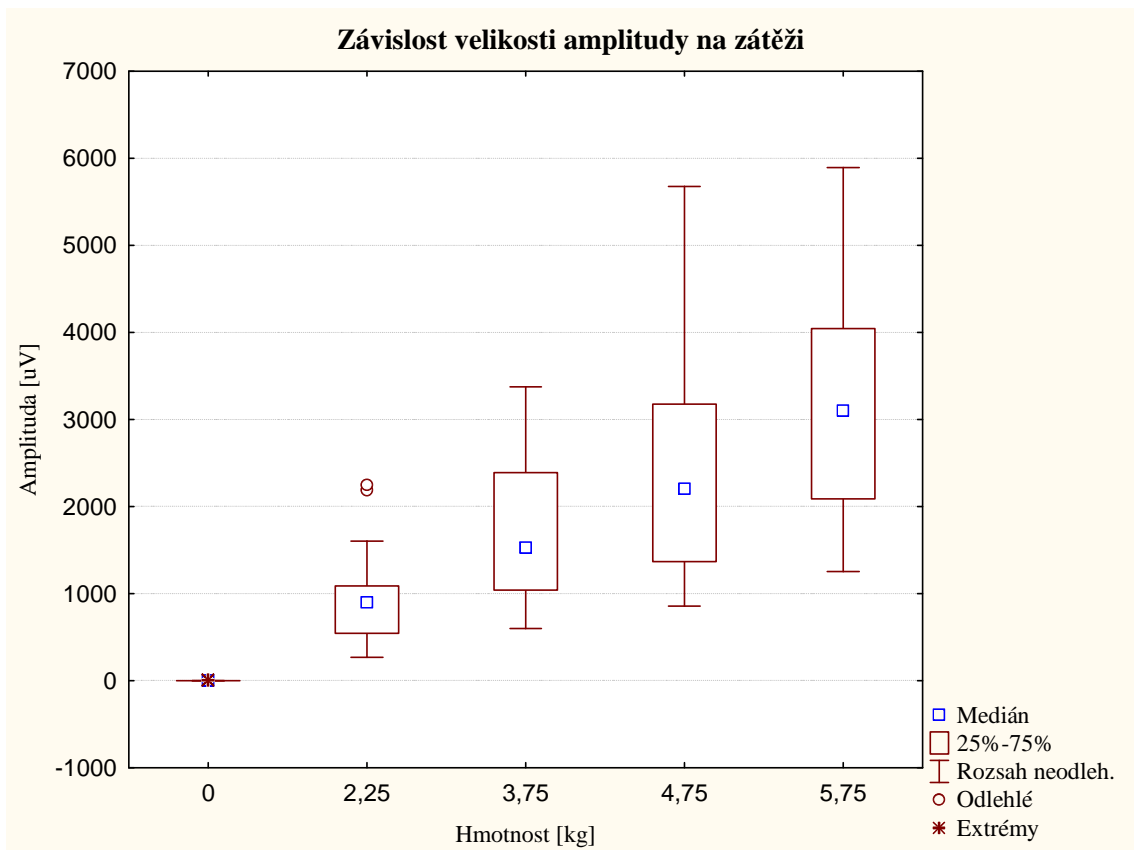
Naměřené signály se zobrazí a uloží v elektromyografu na němž se následně provádí jednotlivé rozměrování amplitud a kmitočtu pomocí markrů. Markr B (begin) se umístí na počátek analyzovaného intervalu, což je v tomto případě negativní vrchol amplitudy a markr E (end) na konec analyzovaného intervalu, nebo-li na následující pozitivní vrchol amplitudy. Na obrazovce se poté objeví hodnota amplitudy v μV . Dále se pomocí markrů změří kmitočet. Markr B je umístěn na vrchol amplitudy a markr E na vrchol o tři fáze dál. Tak získáme kmitočet v Hz. Výsledné hodnoty byly zaznamenány do tabulek pro vyhodnocení (viz. tab.2).

Tabulka 2 Ukázka naměřených hodnot a jejich průměry X1 – žena, Y1 – muž

Y1		X1	
nativn - zátěž, 2,5 + 1,5kg		nativn - zátěž, 2,25kg + 1,5kg	
Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]
2138	143,7	3382	109,6
1492	143,8	3171	114,4
1522	112,6	2764	233,6
1768	146,2	2215	112,1
2373	120,8	3030	92,9
1865	180,5	2212	122,0
2039	197,6	2558	158,7
1888	138,9	2186	154,3
1997	141,2	3337	80,9
2767	170,6	2885	213,2
2016	144,2	3135	86,2
1987,7	149,1	2806,8	134,4

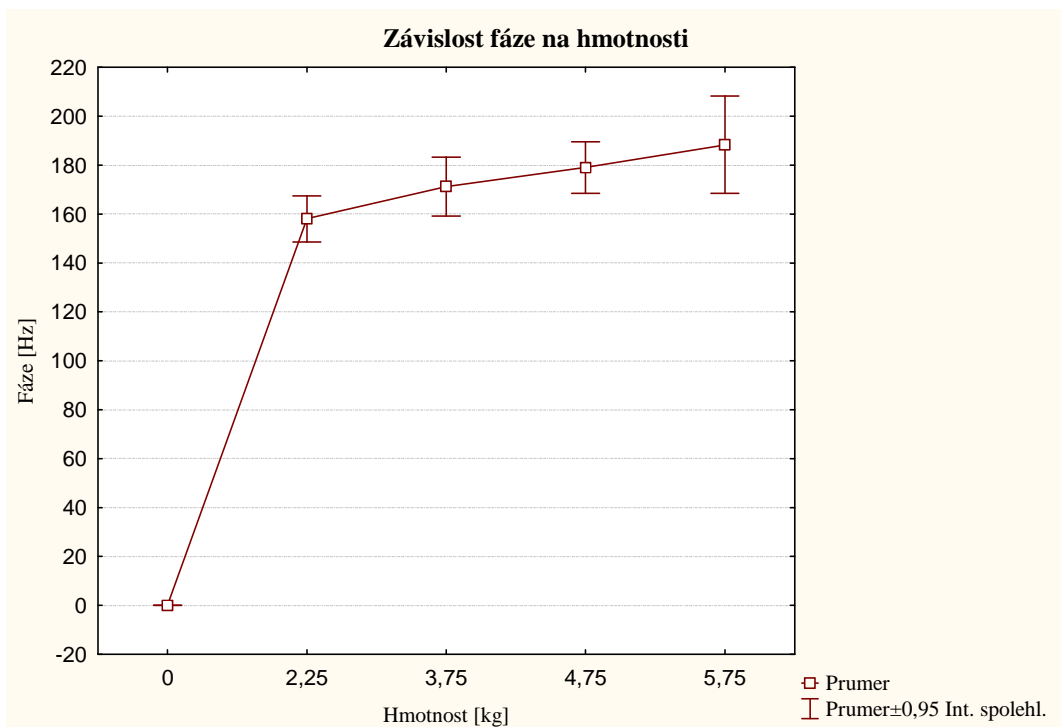
Následně se tyto zprůměrované hodnoty převedly do jednotných tabulek, které byly využívány pro tvorbu grafů. Pomocí programu STATISTICA byly vytvořeny box ploty zobrazující závislost velikosti amplitudy na velikosti zátěže a závislost fáze na hmotnosti.

Při měření nativním, kdy měl dobrovolník ruku v klidu, se neobjevil žádný signál ani amplituda. Nastal však u několika jedinců případ, kdy se malá amplituda, do $10\mu\text{V}$, objevila. V těchto případech se však nedokázal dobrovolník dokonale uklidnit a jeho sval byl stále v mírném napětí, což vyvolalo objevení amplitudy. Nejedná se tedy o žádný patologický nález. Při měření se zátěží 2,25kg měl medián $900,75 \mu\text{V}$. U druhého měření se zátěží 3,75 došlo k navýšení na $1527,55 \mu\text{V}$, se zátěží 4,75 se medián opět zvýšil a to na $2202,4 \mu\text{V}$. Při posledním měření se zátěží 5,75kg došlo ke zvýšení na $3099,4 \mu\text{V}$. Grafické znázornění je na obr. 27.



Obrázek 27 Závislost velikosti amplitudy na zátěži (sumář ze všech dobrovolníků)

Se zvyšující se zátěží došlo také ke zvýšení frekvence, což dokazují znázorněné průměry v grafu na obr. 28.



Obrázek 28 Se zvyšující se zátěží dochází ke zvýšení frekvence

Z těchto obrázků je patrné, že se potvrdila hypotéza. Došlo ke zvýšení amplitudy se zvyšující se zátěží a také došlo ke zvýšení frekvence.

6. Odezva na stimulační impuls

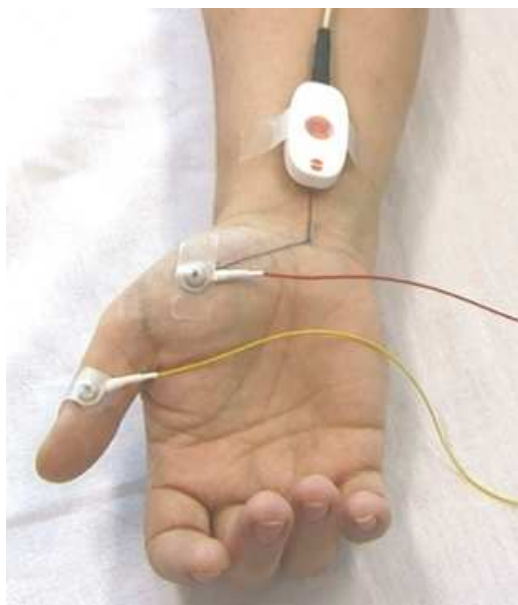
Byla vytvořena skupina dobrovolníků ve věku dvaadvaceti let, u nichž byla snímána rychlost šíření vzruchů nervem. Jelikož se jedná o skupinu mladých, zdravých lidí, očekávaným výsledkem je rychlost šíření vzruchu nervovým vláknem v rozmezí 60 až 70 m/s. Za normální lze považovat rychlost vyšší než 48 m/s. Pokud je rychlost menší, je tento nálezn považován za patologický.

6.1 Umístění elektrod

Pro snímání rychlosti vedení nervem byly vybrány dvě oblasti. Musculus abduktor pollicis brevis s nervovou dráhou – n. medianus. Druhou měřenou oblastí je musculus abduktor digiti minimi s nervovou dráhou – n. ulnaris. Elektrody byly využity stejně jako při snímání izometrického zatížení.

6.1.1 Umístění elektrod – m. abduktor pollicis brevis

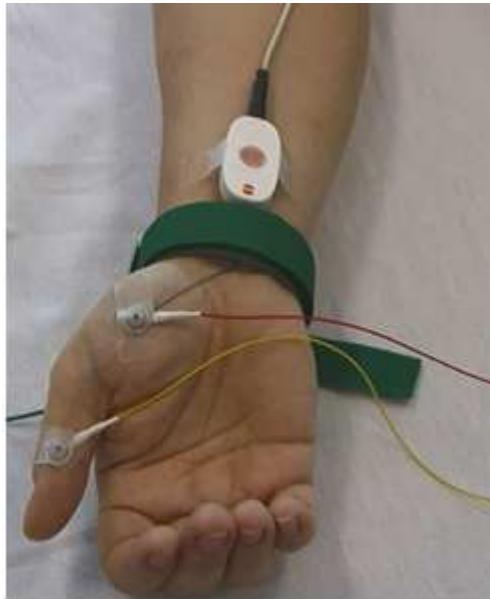
Elektroda aktivní je umístěna na břicho svalu palce a elektroda referenční přímo na palec. Stimulační elektroda se přiloží na n. medianus ve vzdálenosti cca osmi centimetrů. Tato vzdálenost se měří na střed zápěstí na místo začátku dlaně a odtud pokračuje za zápěstí až na požadovanou délku osmi centimetrů (viz. obr.29).



Obrázek 29 Umístění elektrod a naznačená dráha měřené vzdálenosti [15]

Kromě vzdálenosti je také nesmírně důležité, aby nedošlo k záměně elektrod. Aktivní elektroda musí být katoda a referenční anoda. Stimulační elektroda musí být nasměrována katodou blíž k aktivní elektrodě. Pokud by došlo k záměně, signál by se jevil obrácený a byl by neměřitelný.

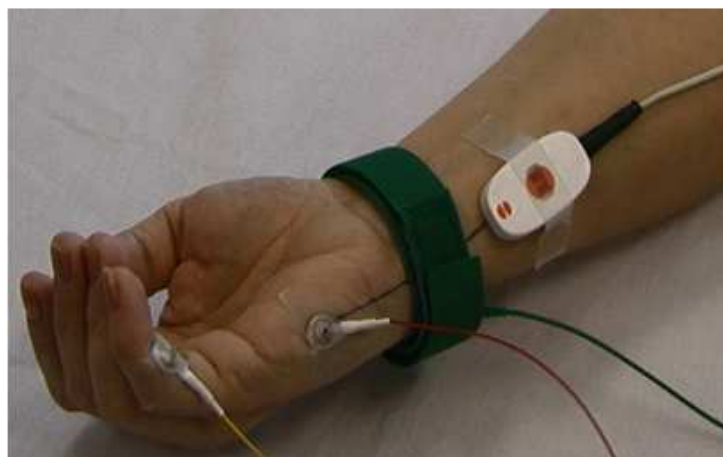
Musí být také zvoleno vhodné místo pro zemní elektrodu, zabraňující rušení ze sítě. Nejlepším místem pro zemní elektrodu je mezi stimulační a aktivní elektrodou (viz. obr.30).



Obrázek 30 Umístění zemní elektrody [15]

6.1.2 Umístění elektrod – m. abduktor digiti minimi

Aktivní elektroda je umístěna na břicho abduktor digiti minimi a referenční elektroda na malíček. Opět mezi aktivní a stimulační elektrodu je umístěna zemní elektroda. Stimulační elektroda je přiložena na n. ulnaris ve vzdálenosti osmi centimetrů (viz. obr.31).



Obrázek 31 Umístění elektrod s vyznačenou dráhou vzdálenosti [15]

6.2 Získané hodnoty

6.2.1 Stimulace

Stimulaci je možné provádět dvojitým způsobem podle typu stimulatoru. První se nazývá “constant voltage“ což by se dalo přeložit jako trvalé napětí. Velikost takového stimulu je regulována ve voltech. Maximum takového stimulu se pohybuje mezi 300 – 500V.

Druhý se nazývá “constant current“ což by bylo možné přeložit jako trvalý proud a intenzita takového stimulu je regulována v mA. Maximální stimul se pohybuje v rozmezí 80 – 100mA. Právě tento typ stimulatoru byl také využit během těchto měření.

Při stimulaci je elektroda položena podél nervu a katoda musí být položena blíž snímací elektrodě. [13]

6.2.2 Impulzy

Při stimulaci se jedná o pravoúhlé elektrické impulzy, které se vyznačují velikostí napětí, frekvencí a délkou probíhajícího impulsu. Během těchto měření se pohybovala velikost stimulačního impulsu mezi 30 - 40 mA, u některých ojedinělých případech bylo nutné použít vyššího stimulu. Maximálně však do 50mA. Použity byly jednotlivé stimuly s délkou impulsu 0,5ms. [13]

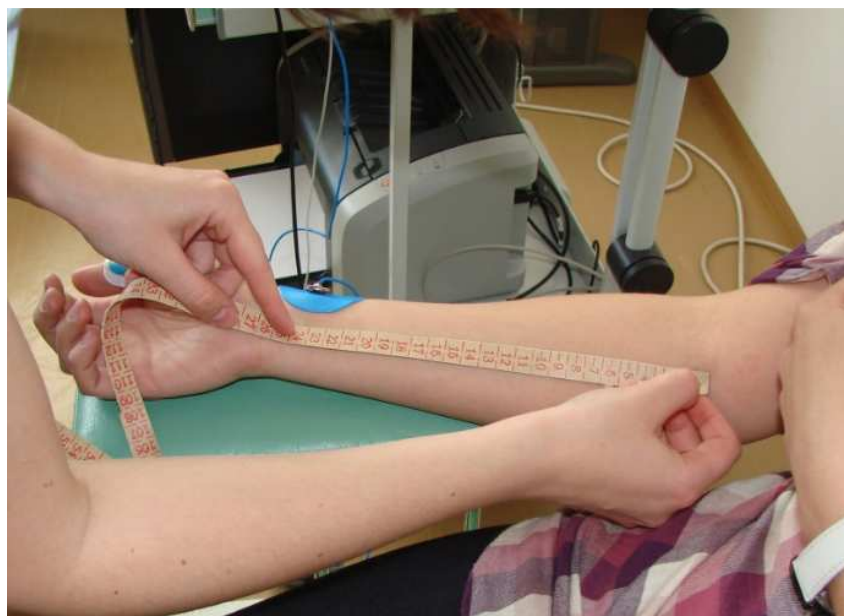
Podle toho jakou odpověď stimulus vyvolá, dělíme jednotlivé stimuly na několik druhů. Pokud k odpovědi nedojde, jedná se o podprahový. Prahový znamená hranici mezi vyvoláním a nevyvoláním odpovědi. Při submaximálním k odpovědi dochází, ale amplituda se může stále zvyšovat. U maximálního stimulu již nedochází k navyšování amplitudy. [13] Právě tento stimulus je nutný nalézt u každého dobrovolníka. Následně byl stimulus zvýšen o 10% na supramaximální. Tento průběh byl pak zaznamenán a vyhodnocen.

6.2.3 Postup při získávání signálů

Pro získání hodnot umožňující vypočítání rychlosti šířící se nervovým vláknem jsou nutná dvě stimulační místa. Pro m. abduktor pollicis brevis je první stimulační místo na n. medianu, u zápěstí, vzdálené 8cm. Zde je tento nerv dobře stimulovatelný, nachází se zatím ve vrchní oblasti ruky a postupně se začíná zanořovat. Druhé stimulační místo je v oblasti ventrální oblasti lokte v místě, kde je dobře hmatatelný tep. Právě kolem tohoto místa prochází medianus a je tak snadnější vést impuls přímo do něj. Pro m. abduktor digiti minimi je první stimulační místo na n. ulnaris na boční straně předloktí ve vzdálenosti 8cm od aktivní

elektrody. Druhým stimulačním místem je v oblasti zadní části lokte v místě „brňavky“.

U každé stimulace se odečte čas, který byl nutný (latence) než vznikla odezva. Následně se odečte čas z bližší elektrody od vzdálenější. Dále se krejčovským metrem změří vzdálenost od elektrod viz. obr.32 (od katody ke katodě) a tak byla získána dráha s a na ní čas t a jednoduše byla dopočítána, podle vzorce $v = s / t$, rychlost šířící se nervem.



Obrázek 32 Měření vzdáleností elektrod

Při dosazování do vzorce je nutné převést čas z milisekund na sekundy a vzdálenost z centimetrů na metry. Výsledná hodnota vychází v metrech za sekundu.

6.2.4 Naměřené hodnoty

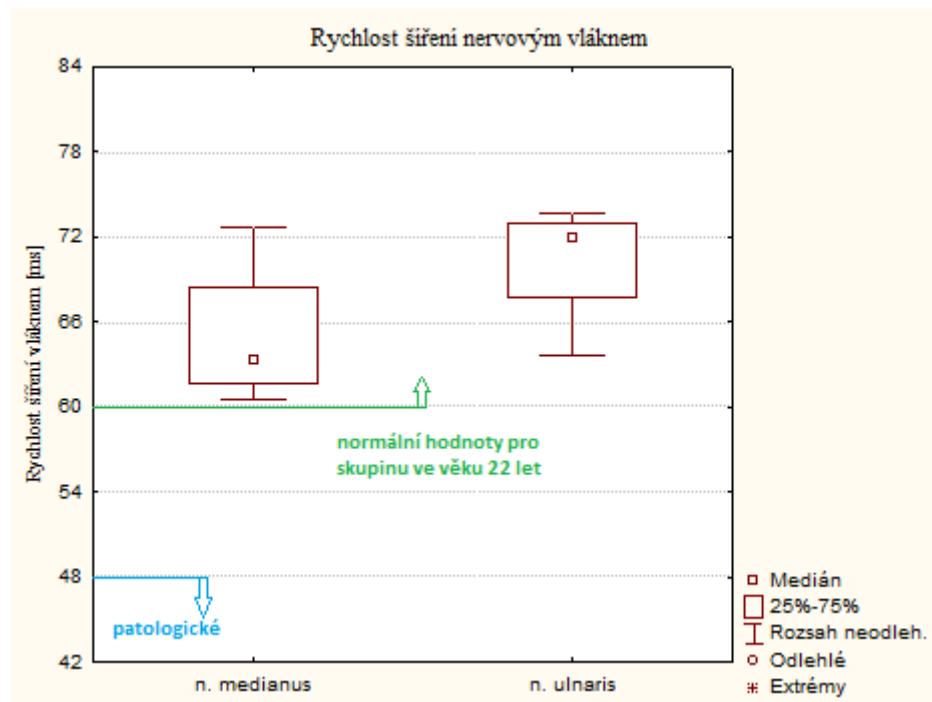
Jednotlivé změřené rychlosti a vzdálenost byly převedeny a vypočítány. Následně pak byly zaznamenány v tabulce (viz. tab.3).

Tabulka 3 Naměřené a vypočítané hodnoty

Jméno	rychlost 1 [ms]	rychlost 2 [ms]	vzdálenost elektrod [cm]	vypočítaná rychlost [m/s]	
Y1	3,10	7,00	25,00	64,10	n. medianus
Y2	3,60	7,90	26,00	60,47	
X1	3,40	7,70	27,00	62,79	
X2	3,10	6,40	24,00	72,73	
Y1	2,80	6,70	28,00	71,79	n. ulnaris
Y2	2,40	6,80	28,00	63,64	
X1	2,10	5,90	28,00	73,68	
X2	2,10	5,70	26,00	72,22	

Z naměřených hodnot je vidět, že došlo k potvrzení předpokladu. U skupiny, kterou tvoří

dobrovolníci ve věku dvaadvaceti let, se pohybuje rychlost šíření vláknem v rozmezí přibližně 60 -70 m/s viz. obr.33.



Obrázek 33 Zobrazené rychlosti naměřené u dobrovolníků

6.3 Faktory ovlivňující výsledné hodnoty

Jedním z faktorů, které výrazně ovlivňují získané hodnoty je věk vyšetřovaného. Pokud se jedná o skupinu dobrovolníků ve věku do třiceti let a jsou zdraví, např. dobrovolníci v těchto měřeních, je očekávaná hodnota rychlosti šíření vzruchů nervem v rozmezí přibližně 60 až 70m/s. Nad čtyřicet let dochází k pozvolnému zpomalování rychlosti a v osmdesáti letech dosahuje okolo 90% původní hodnoty mladého jedince. [13] [2]

Dále mohou být výsledky ovlivněny výškou pacienta. Ve většině případů platí, že vyšší pacienti mohou mít nižší rychlost vedení na okrajích končetin. Tento jev může být dán menším průměrem axonů nebo nižší teplotou v těchto částech těla. Z podobných důvodů jako bylo uvedeno u výšky je rychlost vedení na horních končetinách o 7 až 10 m/s vyšší než na končetinách dolních. [2]

Hlavním faktorem ovlivňující rychlost vedení vláknem je teplota. Je velmi důležité teplotu vyšetřované končetiny zkontrolovat před měřením, ale také v jeho průběhu. Je to z toho důvodu, že při poklesu vhodné kožní teploty, tj. teplota 31-34°C, dochází s každým 1°C k poklesu rychlosti vedení o 1,2 – 2,5m/s nebo přibližně 5% hodnoty. K tomu, aby

končetina měla dostatečnou teplotu, postačí, když bude před vyšetřením v místnosti s teplotou okolo 26°C.

Pokud dojde ke zjištění nižší teploty, je nutné část končetiny nahřát. Jedna z možností je ponoření končetiny do teplé vody, nahřátí tepelnými vaky nebo infračervenou lampou. Pokud by z časových důvodů nebo nemožnosti nahřátí, nebylo možné končetinu rozehtát, je možné použít korekci. Buď připočtením 5% s každým stupněm celsia, nebo využít korekčních faktorů, kterými se násobí výsledná hodnota [13] (viz. tab.4).

Tabulka 4 Korekční faktory pro jednotlivé teplotní stupně [8]

rozdíl zjištěné a standardní teploty	korekční faktor
0,5°C	1,021
1,0°C	1,043
1,5°C	1,065
2,0°C	1,087
2,5°C	1,117
3,0°C	1,134
4,0°C	1,183
5,0°C	1,233

Nemalou důležitost při vyšetření hraje také dostatečná informovanost dobrovolníka. Měl by být obeznámen s průběhem provádění měření a také na to, že může být vyšetření bolestivé avšak neškodné. Před každou stimulací nervu je dobré upozornit, aby nedošlo ke zbytečnému uleknutí a tak k objevení pohybových artefaktů v záznamu. Pro celé vyšetření se využívají nejnižší stimuly, se kterými je však stále možné získat validní výsledky. [13]

6.4 Využití pro diagnostiku

Vyšetření vedení nervem, nebo-li kondukční studie, mají bohaté využití při diagnostice poruch nervových vedení. Napomáhají najít zcela přerušené vedení nervu nebo odhalují léze, které se na nervu mohou vyskytnout a způsobí zpomalení vedení nervem nebo úplné přerušení jeho vedení. Mezi takto zjišťované nemoci patří mononeuropatie či myopatie.

6.4.1 Mononeuropatie

Jedná se o pojem užívaný pro postižení jednoho periferního nervu. Například postižení n.

medianus nebo n. ulnaris lézemi.

Léze n. medianus

Nejčastějším onemocněním bývá tzv. Syndrom karpálního tunelu. Jedná se o utlačování n. medianus okolními strukturami. Nad touto štěrbinou se nachází pevný zápěstní vaz, jehož funkcí je držet zápěstní kůstky v stabilní poloze, aby nedocházelo k útlaku. Pokud při ohybu k němu dochází ať už nějakým úrazem či otokem, nazývá se tento stav syndrom karpálního tunelu. [13]

Výskyt tohoto onemocnění je vyšší u žen než u mužů, bývá postihnuta ruka, která je dominantní, tedy více zatěžována. V populaci se objevuje ve věku okolo padesátého až šedesátého roku. Často souvisí toto onemocnění s přetěžováním ruky nebo zápěstí jedním opakovaným pohybem. Z toho důvodu je ohrožena populace lidí, kteří trvale pracují na počítači, hudebníci nebo horníci. Další ohroženou skupinou jsou těhotné ženy, lidé s diabetes mellitus nebo lidé postižení revmatizmem. [13]

Onemocnění se projevuje nejdříve v noci, kdy se může objevovat brnění, které ustupuje až po prohýbání prstů. Postupně se tento příznak začne objevovat ve dne. Může se objevit také tuhnutí prstů a jejich zhoršená ovladatelnost při drobných či jemných pohybech.

Při EMG vyšetření se projevuje toto onemocnění zpomaleným vedením vzruchů v n. medianus při porovnání s n. ulnaris. Při vedením motorickými vlákny by nemělo zpomalení přesáhnout 1,8m/s. Při porovnání vedení senzitivními vlákny se pohybuje normální limit pro rozdíl latencí mezi n. medianus a n. ulnaris okolo 0,5m/s. Jsou-li významně tyto hodnoty překročeny, jedná se o podezření na syndrom karpálního tunelu. [13]

Léze n. ulnaris

Nejčastěji bývá postižen loketní nerv, což bývá způsobeno množstvím působících nepříznivých vlivů na zvýšené námaze v oblasti lokte. K těmto nepříznivým vlivům patří opírání se lokty o tvrdé podložky, časté ohýbání loktů, ale příčinami mohou být i různé druhy zánětů, traumatech měkkých tkání nebo frakturách. Důvodem může také být tvorba změn v kubitálním kanálku, což je oblast pod loktem, ve které lze nalézt n. ulnaris vedoucí na předloktí.

Hlavní projev léze na n. ulnaris je citivost v ulnární oblasti ruky. Příčiny léze na n. ulnaris mohou být dvojího druhu. Buď postižení nervu v zářezu n. ulnaris nebo komprese nervu v kubitálním kanálku. [13]

Nejčastěji jsou tímto onemocněním postiženy motorická vlákna. Nejpoužívanější

technikou pro detekci lézí je vyšetření motorických nervových drah s vedením přes loket. Dále se porovná vedení na paži a na předloktí nervu. Parametr ukazující na postižení, je zpomalení vedení motorickým nervem. V ojedinělých případech se může objevit blok vedení. [13]

6.4.2 Myopatie

Pod tímto názvem se skrývá celá skupina vrozených či získaných onemocnění kosterních svalů. Můžeme sem zařadit svalové dystrofie, zánětlivé myopatie, myotonické poruchy, toxické myopatie a další.

Duchenneova svalová dystrofie

Jedná se o genetické onemocnění, které zasahuje svalstvo a především muže. Ženy mohou být přenašečkami, samotná nemoc se však u nich obvykle nijak neprojeví. Příčinou onemocnění je mutace na chromozomu x v genu bílkoviny distrofinu. U lidí s touto chorobou tato bílkovina zcela chybí. Nachází-li se ve zmutované formě, pak se jedná o Beckerovu svalovou dystrofii. U tohoto onemocnění je průběh nemoci mírnější a pacienti se dožívají více let.

Duchenneova svalová dystrofie se projevuje v rozmezí druhého až pátého roku života jako slabost svalstva, našlapování na špičky nebo zvětšenými lýtky oproti normálu. Onemocnění se dá zjistit ještě před svým projevem a to z krevních testů, kde se objevuje zvýšená hladina kreatin kinázy a to 300 až 400x. [13]

U Duchenneovy nemoci se objevují úzké, malé motorické jednotky. Při malé svalové síle dochází k rychlému zapojení motorických jednotek a v záznamu se objevují nízké amplitudy. To se děje při maximální volní aktivitě. [13]

Myotonie

Myotonii lze poznat podle hlavního příznaku, kterým je porucha uvolnění kosterního svalu po jeho stahu. Při opakování pohybu dochází ke zmírnění dekontrakce. Kontrakce myotonické nejsou bolestivé, čímž se liší od svalových křečí.

Vedení rychlosti jak motorickým tak senzitivním vláknem jsou normální. Pro odhalení myotonii se využívá jehlová EMG, která dokáže odhalit myotonické výboje. Motorické jednotky mají sníženou amplitudu, jsou úzké a mají abnormální tvar. [13]

7. Závěr

Pro užívání elektromyografu bylo velice důležité vyzkoušení jednotlivých jeho funkcí a práce s ním, při které se vyzkoušelo umístění jednotlivých elektrod, různá nastavení v setupu a další nastavení přímo na obrazovce, které elektromyograf umožňuje.

Aby byla práce účelná a následně také dobře hodnotitelná, bylo nutné stanovit jednotnou metodiku u všech dobrovolníků a to pro všechna měření. Při měření s izometrickým zatížením to znamenalo, užití vždy stejné zátěže a stejné umístění elektrod. Pro měření rychlosti vedení vzruchu motorickým nervem je metodika již obecně nastavena a užívána při získávání výsledků v nemocnicích. K měření rychlosti v n. medianus a n. ulnaris je zapotřebí dvou stimulačních míst a změření nejen latence, ale také vzdáleností mezi jednotlivými elektrodami. Neméně důležitou součástí je správné umístění snímacích elektrod, což znamená, že katoda, nebo-li aktivní elektroda, bude nad bříškem svalu a anoda u jeho šlachy. Katoda snímací elektrody musí být vždy blíže stimulační elektrodě, která je upevněna podél nervu. Je velice důležité před měřením zkontrolovat správnost polarit u obou snímacích elektrod, aby nedošlo k záměně. Jak se ukázalo u těchto měření, kdy přes barevné označení byla polarita obrácená a průběh signálu tím otočený, znehodnocený a tím také nehodnotitelný. Z toho vyplývá nespolehat se pouze na barevné označení, kdy obvykle červená značí anodu, tedy kladný pól a katoda označena černě je záporný pól. Po těchto zjištěních bylo nutné provést nová měření.

K měření izometrického zatížení byla stanovena hypotéza. Při zvyšování svalové síly, dochází ke zvýšení frekvence a bude se zvyšovat podíl velkých motorických jednotek. Po získání potřebných hodnot byla daná hypotéza potvrzena. Se zvyšující se silou došlo k nárůstu amplitud a k zvýšení frekvence.

U snímání rychlosti šíření vzruchu motorickým nervem byla očekávaná hodnota rychlosti v rozmezí přibližně 60 až 70 m/s, vzhledem ke skupině dobrovolníků ve věku dvaadvaceti let. I tento předpoklad byl na základě naměřených hodnot potvrzen.

Seznam použité literatury

[1] SILBERNAGL, Stefan ; DESPOPOULOS, Agamemnon. Atlas fyziologie člověka. 6.vydání, zcela rozšířené a přepracované. U Průhonu 22, Praha7 : Grada Publishing, a.s., 2004. Nerv a sval, práce, s. 448.

[2] DUFEK, Jaroslav . *Elektromyografie*. Vinařská 6, 65602 Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví BRNO, 1995. 102 s. ISBN 80-7013-208-6.

[3] ČECH, Svatopluk; HORKÝ, Drahomír. *Histologie a mikroskopická anatomie pro bakaláře*. 1. Brno : Vydala Masarykova univerzita v Brně, 2004. 138 s. ISBN 80-210-3513-7.

[4] VOKURKA, Martin; HUGO, Jan. *Praktický slovník medicíny*. 9. aktualizované vydání. Na Šejdru 247/6a,14200 Praha 4 : MEXDORF s.r.o., 2008. 518 s. ISBN 978-80-7345-159-2.

[5] HRAZDIRA, Ivo; MORNSTEIN, Vojtěch ; ŠKORPÍKOVÁ, Jiřina. *Základy biofyziky a zdravotnické techniky*. Březová 18,63700 Brno : Neptun, 2006. 312 s. ISBN 80-86850-01-3.

[6] ŠIMURDA, Jiří. *Bioelektrické jevy*. Brno : Vydalo Vysoké učení technické v Brně, 72 s.

[7] DOSTÁL, Jiří , et al. *Biochemie*. Brno : Vydala Masarykova Univerzita, 2009. 158 s. ISBN 978-80-210-520-4.

[8] OH, Shin J. *Clinical Electromyography*. Walnut Street, Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins, 2002. 846 s. ISBN 0-7817-3681-1.

[9] KELLER, Otakar. *Obecná elektromyografie*. Praha : TRITON, 1999. 173 s. ISBN 80-7254-047-5.

[10] CHMELAŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika*. Brno : Akademické nakladatelství CERM s.r.o., 1995. 192 s. ISBN 80-85867-63-X.

[11] CHMELAŘ, Milan; ROZMAN, Jiří. *Lékařská přístrojová technika*. Praha : SNTL-Nakladatelství technické literatury, n.p., 1982. 182 s.

[12] BERLIT, Petr. *Memorix neurologie*. 4. Praha : Grada Publishing, a.s., 2006. 464 s. ISBN 978-80-247-1915-3

[13] KADAŇKA, Zdeněk; BEDNAŘÍK, Josef; VOHÁŇKA, Stanislav. Praktická elektromyografie. 1. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994. 180 s. ISBN 80-7013-181-0.

[14] HRBEK, Jaromír. Neurologie 1. 1. Praha : Státní zdravotnické nakladatelství, n. p., 1968. 760 s. ISBN 08-080-68

[15] Přednáška. LF MU a FN Brno (CZ), Zdeněk; KADAŇKA, Syndrom karpálního tunelu.

[16] DEUSCHEL, G.; EISEN, A. Doporučení pro praxi v klinické neurofyziologii: Standardy Mezinárodní federace klinické neurofyziologie, dostupné na <http://nerufyziologia.sk/>

[17] ZVÁRA, Karel. Biostatistika. 2. Praha : Nakladatelství Karolinum, 2008. 213 s. ISBN 978-80-246-0739-9.

Přílohy

Naměřené hodnoty při izometrickém zatížení – muži

Z důvodů anonymity dobrovolníků, byli muži označeni písmenem Y a ženy písmenem X.

Y1		Y1		Y1	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [µV]	T/s [Hz]	Amplituda [µV]	T/s [Hz]	Amplituda [µV]	T/s [Hz]
0	0	1053	242,7	1890	165,6
0	0	1149	105,0	1816	130,2
0	0	1032	180,5	1381	202,2
0	0	1070	181,2	2109	106,8
0	0	935	159,2	1898	218,3
0	0	880	118,5	1563	147,1
0	0	1195	97,3	1651	117,9
0	0	1381	92,9	1785	105,5
0	0	1322	97,3	2299	159,2
0	0	1176	142,0	1646	158,7
0	0	1136	140,8	1736	140,4
0,0		1120,8	141,6	1797,6	150,2

Y1		Y1	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [µV]	T/s [Hz]	Amplituda [µV]	T/s [Hz]
2146	122,5	2816	146,8
2978	195,3	3058	125,6
2696	233,6	2440	206,6
2813	209,2	4081	241,5
2193	167,8	2908	214,6
2132	263,2	3028	188,0
2519	136,6	3131	235,8
1971	117,9	2972	194,8
2377	193,1	2642	205,5
2131	148,8	2714	147,9
3070	125,6	2445	133,0
2456,9	174,0	2930,5	185,5

Y2		Y2		Y2	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [µV]	T/s [Hz]	Amplituda [µV]	T/s [Hz]	Amplituda [µV]	T/s [Hz]
0	0	1602	166,7	3562	126,3
0	0	2050	109,6	3316	149,3
0	0	2121	163,4	3651	183,6
0	0	2114	140,1	4254	126,3
0	0	2703	94,0	3169	135,9
0	0	2324	117,4	3020	183,8
0	0	2216	176,6	2828	107,3
0	0	2712	229,4	3997	199,2
0	0	2230	204,4	2662	175,4
0	0	2255	128,9	3044	128,9
0	0	2384	162,9	3525	185,2
0,0		2246,5	153,9	3366,2	154,7

Y2		Y2	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
3721	102,0	4806	165,1
3571	264,1	5729	240,4
3602	228,0	4173	188,0
3241	100,0	5391	188,7
4712	270,3	5027	134,8
5015	156,7	5031	94,3
4127	222,6	5022	104,5
5069	232,6	4621	200,0
4876	128,9	4835	167,6
3900	105,9	5426	232,9
3974	125,0	4500	265,0
4164,4	176,0	4960,1	180,1

Y3		Y3		Y3	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	384	100,8	852	246,3
0	0	654	205,8	829	135,9
0	0	489	233,6	859	229,4
0	0	512	138,9	943	228,3
0	0	456	181,2	929	196,6
0	0	589	97,3	1142	222,2
0	0	483	187,3	1243	122,0
0	0	601	215,5	1165	232,0
0	0	412	169,7	1047	227,3
0	0	552	132,3	1043	307,4
0	0	510	166,3	937	133,7
0,0		512,9	166,2	999,0	207,4

Y3		Y3	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
1561	227,3	2382	179,2
1538	214,9	2634	271,7
1435	128,2	1790	144,5
1426	203,3	2465	117,9
1594	165,6	2233	297,6
1390	197,6	1989	245,1
1729	246,3	1818	147,9
1655	241,5	1943	148,8
1436	218,0	1868	135,9
1123	225,2	1960	207,8
1345	272,7	2265	147,1
1475,6	212,8	2122,5	185,8

Y4		Y4		Y4	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	544	132,3	882	190,0
0	0	510	193,8	885	114,7
0	0	489	133,7	886	228,3
0	0	512	149,7	790	155,3
0	0	427	228,3	963	193,1
0	0	516	193,8	929	200,8
0	0	447	129,9	969	204,9
0	0	521	147,9	814	211,9
0	0	509	160,3	1053	151,5
0	0	485	155,3	1153	223,9
0	0	545	225,2	1011	227,3
0,0		500,5	168,2	939,5	191,1

Y4		Y4	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
1975	288,5	2218	159,2
2220	197,6	2377	178,6
1587	206,0	2404	271,7
1424	140,4	3634	185,2
1916	132,3	2645	191,8
1808	246,3	2233	159,2
1528	189,4	1927	186,6
1650	248,8	2366	213,7
1428	214,6	1943	191,1
1431	191,6	2449	145,3
2103	133,0	2772	292,4
1733,6	199,0	2451,6	197,7

Y5		Y5		Y5	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	396	142,9	1072	246,3
0	0	295	82,2	612	145,3
0	0	402	88,0	693	189,4
0	0	545	211,0	717	201,2
0	0	383	172,4	790	134,4
0	0	372	133,0	953	155,8
0	0	551	126,9	1010	124,4
0	0	577	167,2	1142	123,2
0	0	458	115,2	857	87,4
0	0	618	158,2	963	119,6
0	0	722	143,3	783	179,9
0,0		483,5	140,0	872,0	155,2

Y5		Y5	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
1114	189,2	1439	138,1
1217	164,5	1682	122,6
1414	133,0	2034	97,7
1365	149,7	2544	112,2
1428	184,2	2290	118,5
1418	133,7	2115	71,6
1608	158,2	2267	153,4
1383	132,3	1586	118,5
1116	113,1	2297	128,9
1294	188,0	2449	180,7
1694	173,3	1875	126,3
1368,3	156,3	2052,5	124,4

Y6		Y6		Y6	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	1121	158,2	2138	143,7
0	0	766	139,7	1492	143,8
0	0	1290	116,3	1522	112,6
0	0	1384	119,0	1768	146,2
0	0	1000	146,2	2373	120,8
0	0	1432	219,3	1865	180,5
0	0	1283	98,8	2039	197,6
0	0	952	132,3	1888	138,9
0	0	771	132,3	1997	141,2
0	0	769	147,9	2767	170,6
0	0	737	161,3	2016	144,2
0,0		1045,9	142,8	1987,7	149,1

Y6		Y6	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
2621	128,2	2894	143,7
2557	148,8	2306	240,4
2209	120,8	1673	142,9
2431	230,4	3741	154,2
3200	131,6	2888	240,4
2881	337,8	2896	130,9
2952	162,3	3739	242,2
2834	133,7	2686	147,9
2532	151,5	3280	153,4
3701	166,7	3284	234,7
3607	139,7	3781	133,7
2865,9	168,3	3015,3	178,6

Y7		Y7		Y7	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
5	0	807	150,6	1237	154,3
3	0	1119	147,1	1404	78,4
4	0	1007	166,1	935	167,2
1	0	810	142,9	1579	163,4
1	0	865	119,6	868	147,1
5	0	1077	92,6	1214	158,2
3	0	1011	121,4	914	158,7
5	0	812	168,4	1172	145,3
3	0	898	151,4	1099	175,4
4	0	1126	184,5	1048	129,5
4	0	1096	140,8	1227	109,2
3,5		966,2	144,1	1154,3	144,2

Y7		Y7	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
1013	185,9	1425	142,0
1382	188,2	2250	171,2
1318	131,6	2194	143,7
1357	189,9	2109	182,3
1280	122,5	2198	183,6
1837	122,0	2260	162,3
1389	112,1	2703	131,6
1233	225,2	1628	235,8
1640	158,2	2400	223,2
1445	177,3	2195	140,4
1103	143,7	2079	150,6
1363,4	159,7	2131,0	169,7

Y8		Y8		Y8	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	737	163,4	1065	277,8
0	0	689	156,2	865	290,7
0	0	648	174,8	960	113,1
0	0	675	123,8	844	220,3
0	0	677	212,3	932	147,1
0	0	713	245,1	1143	168,9
0	0	888	277,8	701	171,2
0	0	874	268,1	879	136,6
0	0	667	214,6	903	133,0
0	0	713	155,3	1153	201,6
0	0	885	151,5	1324	153,4
0,0		742,4	194,8	979,0	183,1

Y8		Y8	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
875	258,3	1248	167,8
1038	220,3	1656	147,1
992	209,5	1330	143,7
1082	151,5	1037	192,3
1100	159,2	1188	179,4
1397	129,0	1540	246,3
1163	214,4	1464	193,8
1291	271,7	1770	184,5
1103	116,3	1528	176,1
1158	185,2	1476	135,1
1143	274,7	2049	191,6
1122,0	199,1	1480,5	178,0

Y9		Y9		Y9	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	918	234,7	2385	233,6
0	0	1038	115,7	2305	109,6
0	0	1243	154,3	2565	116,8
0	0	987	135,1	2181	106,8
0	0	956	135,9	2026	182,5
0	0	1139	200,5	2106	179,2
0	0	1185	123,2	2093	111,1
0	0	1090	198,4	2695	141,2
0	0	1058	94,3	2745	134,4
0	0	1284	193,8	2070	141,2
0	0	1602	127,6	2074	104,2
0,0		1136,4	155,8	2295,0	141,9

Y9		Y9	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
2360	196,1	4495	113,1
3085	111,6	3295	137,4
3134	196,9	3320	135,1
3305	179,9	3525	171,2
3824	120,2	3073	121,4
3072	197,6	4364	99,2
3130	120,2	4444	134,4
4222	108,2	3956	101,2
4049	129,5	5329	133,7
2414	188,0	4749	167,8
4032	176,1	4432	109,2
3329,7	156,8	4089,3	129,4

Y10			Y10			Y10		
nativ - v klidu bez zátěže			nativ - zátěž, tyčka			nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg		
Amplituda [μV]	T/s [Hz]		Amplituda [μV]	T/s [Hz]		Amplituda [μV]	T/s [Hz]	
0	0	0	667	132,6		1260	199,2	
0	0	0	763	219,8		1331	238,1	
0	0	0	772	116,8		1263	146,2	
0	0	0	988	106,6		1101	253,8	
0	0	0	773	115,7		1064	255,1	
0	0	0	1132	119,0		1255	306,1	
0	0	0	734	128,2		1285	114,2	
0	0	0	684	111,1		1029	271,7	
0	0	0	808	95,1		1166	245,1	
0	0	0	997	123,8		1188	157,2	
0	0	0	693	120,2		1004	230,3	
0,0			819,2	126,3		1176,9	219,7	

Y10		Y10	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]
1318	276,2	1644	239,2
1443	237,0	1590	319,5
1057	128,9	1836	283,0
1341	204,4	1943	135,1
1784	234,7	2096	182,5
1931	126,9	1643	308,3
1601	133,7	1871	166,1
1330	191,8	1544	300,0
1365	176,7	1006	370,4
1916	126,9	1690	272,5
1425	146,2	1798	327,2
1501,0	180,3	1696,5	264,0

Y11			Y11			Y11		
nativ - v klidu bez zátěže			nativ - zátěž, tyčka			nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg		
Amplituda [μV]	T/s [Hz]		Amplituda [μV]	T/s [Hz]		Amplituda [μV]	T/s [Hz]	
0	0	0	502	106,8		798	273,2	
0	0	0	522	216,5		1366	306,7	
0	0	0	591	161,8		1025	266,5	
0	0	0	793	116,8		1201	280,9	
0	0	0	680	238,1		809	260,4	
0	0	0	393	211,9		424	263,3	
0	0	0	519	136,6		444	266,0	
0	0	0	720	192,3		1049	290,7	
0	0	0	499	271,7		1176	193,8	
0	0	0	501	215,5		862	193,8	
0	0	0	495	254,2		965	204,9	
0,0			565,0	192,9		919,9	254,6	

Y11		Y11	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
1055	260,4	1467	318,5
1409	284,1	1853	229,4
1242	289,0	1627	394,7
1414	280,9	2014	211,9
1428	203,3	1638	301,2
1549	242,7	1263	266,0
1233	198,4	1415	206,6
1406	204,9	980	320,5
1249	217,4	1280	223,2
1219	225,2	1554	171,2
1037	204,1	1594	208,3
1294,6	237,3	1516,8	259,2

Y12		Y12		Y12	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	1111	121,4	1828	294,1
0	0	1432	245,9	1730	283,3
0	0	1346	102,6	2514	315,1
0	0	1475	104,2	2166	161,3
0	0	1016	123,2	1911	223,2
0	0	1061	113,6	1623	205,8
0	0	1302	152,4	2637	268,8
0	0	1334	212,5	2332	119,0
0	0	1509	240,4	2760	222,2
0	0	1314	96,3	2205	253,8
0	0	1498	141,2	2272	257,7
0,0		1308,9	150,3	2179,8	236,8

Y12		Y12	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
2117	297,6	3109	125,6
3104	115,2	4081	120,8
3017	136,6	3716	135,9
2209	264,6	3502	335,6
1848	267,4	4575	120,2
2403	196,9	3255	268,8
2793	234,7	3813	117,9
2507	94,3	3821	201,6
3638	297,6	4725	160,3
2139	255,1	4987	156,2
2185	152,4	4821	123,8
2541,8	210,2	4036,8	169,7

Y13		Y13		Y13	
nativ - v klidu bez zátěže (cit. 20µV)		nativ - zátěž, tyčka(cit.1mV)		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [µV]	T/s [Hz]	Amplituda [µV]	T/s [Hz]	Amplituda [µV]	T/s [Hz]
0	0	505	119,6	1130	144,5
0	0	492	130,2	1173	224,2
0	0	459	119,0	1166	142,0
0	0	525	125,6	1085	158,2
0	0	601	142,0	1009	164,5
0	0	727	146,2	1269	159,2
0	0	398	158,2	1153	192,3
0	0	527	146,2	943	153,4
0	0	642	125,6	931	170,1
0	0	524	141,2	986	132,3
0	0	516	130,2	1026	125,6
0	0	591,6	148,4	1079,2	160,6

Y13		Y13	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [µV]	T/s [Hz]	Amplituda [µV]	T/s [Hz]
1169	285,7	1628	333,3
1126	251,7	1375	271,7
1144	216,5	1200	159,2
1088	276,2	1264	354,6
1252	193,1	1167	148,8
1177	170,5	1686	370,4
1153	170,1	1428	303,3
1182	230,4	1777	151,5
1419	231,5	1878	178,6
1294	260,4	1755	364,1
1070	260,4	1812	251,3
1188,5	231,5	1542,7	262,4

Y14		Y14		Y14	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka(cit1mV)		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [µV]	T/s [Hz]	Amplituda [µV]	T/s [Hz]	Amplituda [µV]	T/s [Hz]
0	0	733	142,0	1725	183,8
0	0	686	186,6	1113	129,5
0	0	848	160,3	1583	270,3
0	0	693	171,2	1903	181,2
0	0	666	175,2	1881	152,2
0	0	583	190,8	1749	158,2
0	0	782	203,3	1883	181,2
0	0	615	147,1	1507	164,5
0	0	635	151,5	1860	193,8
0	0	664	217,4	1720	201,6
0	0	578	193,8	1200	211,9
0	0	748,3	193,9	1647,6	184,4

Y14		Y14	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
1893	217,4	2690	245,1
2180	238,1	3021	170,3
1866	230,4	2629	227,3
2284	119,6	2816	231,5
1932	154,5	2246	145,3
1653	245,1	2645	144,5
2335	326,8	2008	223,2
2053	150,6	2700	220,3
2048	158,2	3098	200,2
2303	196,9	2096	245,1
2218	223,2	3134	213,7
2069,5	205,5	2643,9	206,0

Y15		Y15		Y15	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
5	0	1501	95,1	3384	177,3
5	0	1336	128,2	3066	117,4
6	0	1615	185,2	3529	113,1
5	0	1131	208,3	2584	117,4
6	0	1376	212,8	3549	129,2
6	0	2076	106,8	3585	243,9
6	0	1712	100,8	3661	112,6
5	0	1645	115,7	3006	149,7
7	0	1625	191,6	2767	104,5
5	0	1836	109,6	3099	167,2
4	0	1734	129,5	3396	125,0
5,5		1598,8	144,0	3238,7	141,6

Y15		Y15	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
2976	243,9	5197	294,1
4040	241,2	3938	128,2
3708	174,2	5126	114,7
3337	117,9	4695	200,0
4077	248,8	4244	125,0
4755	121,4	4313	267,4
3877	134,4	4701	112,1
3381	103,7	3231	187,3
3138	116,8	4661	129,5
3587	114,7	4170	123,2
3824	111,1	5122	109,6
3700,0	157,1	4490,7	162,8

Y16		Y16		Y16	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	587	104,2	1067	210,1
0	0	1206	143,6	1096	91,6
0	0	862	141,2	1104	126,9
0	0	916	112,6	941	193,7
0	0	900	112,6	1222	160,8
0	0	975	111,1	1148	108,7
0	0	850	117,9	1282	179,2
0	0	819	117,9	1391	123,2
0	0	873	130,9	1038	149,7
0	0	891	118,5	1141	145,3
0	0	1071	125,6	1089	113,3
0	0	904,5	121,5	1138,1	145,7

Y16		Y16	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
2142	147,9	2016	183,8
1483	133,7	2167	183,2
1373	174,8	2155	142,0
1504	135,1	2290	123,8
1750	119,0	2316	128,9
1965	165,6	3514	119,0
1301	158,2	3125	142,9
1573	187,5	3239	142,9
1241	143,7	3007	129,5
1594	110,6	3675	175,4
1426	95,8	3115	122,0
1577,5	142,9	2783,5	144,9

Naměřené hodnoty při izometrickém zatížení - ženy

X1		X1		X1	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	1023	69,3	2529	116,8
0	0	852	100,4	1432	144,1
0	0	858	176,0	2386	125,9
0	0	1142	193,1	1929	160,9
0	0	900	81,4	1989	134,8
0	0	931	166,7	2475	87,7
0	0	1222	162,3	2186	124,4
0	0	950	100,0	2020	120,8
0	0	859	148,8	1320	114,2
0	0	895	197,7	2421	101,6
0	0	1025	107,8	2884	102,9
0,0		968,8	136,7	2142,8	121,3

X1		X1	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
2727	105,0	3699	248,3
3385	133,3	2628	196,9
2651	233,6	5723	198,4
2734	135,5	3521	289,6
2939	203,3	4088	150,6
2869	114,7	3620	116,3
2644	100,8	4300	206,6
2385	225,2	3958	217,4
2951	107,3	5057	177,3
2685	100,8	3875	315,7
3304	109,6	4444	229,4
2843,1	142,6	4083,0	213,3

X2		X2		X2	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	383	92,3	605	146,2
0	0	397	163,4	518	150,6
0	0	426	129,5	700	148,8
0	0	466	113,1	626	201,6
0	0	416	102,0	571	171,2
0	0	432	170,1	501	177,9
0	0	451	116,3	550	128,2
0	0	574	104,6	919	143,3
0	0	538	196,9	636	223,7
0	0	554	123,2	865	127,6
0	0	657	174,8	827	112,9
0,0		481,3	135,1	665,3	157,5

X2		X2	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
819	193,6	1150	122,0
858	116,3	757	135,5
800	119,6	885	140,8
1018	102,9	1129	173,0
1050	124,4	1448	82,5
729	181,2	1307	131,2
1017	146,2	1421	203,3
780	147,4	1593	121,4
882	188,9	1643	95,1
793	122,5	1513	143,3
835	185,2	1725	131,6
871,0	148,0	1324,6	134,5

X3		X3		X3	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	928	126,3	1575	213,1
3,7	0	1095	95,1	1420	207,8
3,5	0	1153	120,2	1175	196,1
1,2	0	1073	183,2	1291	121,4
0	0	958	147,5	1343	100,0
5,3	0	985	290,0	1554	154,0
0	0	1008	116,8	1449	195,3
5,9	0	1065	202,4	1336	210,1
0	0	1396	176,1	1723	115,7
3,7	0	989	164,5	1313	107,8
0	0	973	126,3	1326	198,4
2,1		1056,6	158,9	1409,5	165,4

X3		X3	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
2622	191,8	3781	95,8
2472	198,9	2782	136,2
2528	187,5	3329	99,6
2558	213,1	2801	223,2
2360	165,6	2725	103,3
1973	152,9	3156	166,1
2322	214,6	3640	163,4
2296	231,5	2893	155,3
2029	213,7	3822	102,5
2217	190,8	3038	179,2
2311	247,5	3051	245,1
2335,3	200,7	3183,5	151,8

X4		X4		X4	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
3,6	0	1734	183,2	2317	160,8
2,8	0	1776	108,7	2450	250,8
2,4	0	1982	167,2	2231	270,0
5,1	0	2309	168,4	2716	273,7
5,2	0	1930	156,2	2316	114,7
2,8	0	2098	271,1	2471	251,7
4,7	0	2142	212,3	2314	260,4
4,5	0	2413	108,7	3004	138,9
2,7	0	2193	148,8	2669	114,7
1,5	0	2264	193,1	2381	125,0
3,5	0	3207	121,4	2446	138,5
3,5		2186,2	167,2	2483,2	190,8

X4		X4	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
2884	121,4	3455	125,5
1831	151,1	3886	204,1
2255	114,2	3136	215,5
3689	140,4	3632	245,9
2693	222,2	3186	143,7
3670	151,1	3398	208,3
2179	183,2	2880	222,2
3431	162,9	4783	159,7
3299	224,7	4268	160,8
3807	165,6	4745	254,2
3452	197,6	3661	194,6
3017,3	166,8	3730,0	194,0

X5		X5		X5	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	841	284,6	1270	228,7
0	0	661	248,3	1375	225,2
0	0	555	151,4	979	228,3
0	0	759	210,7	1227	234,7
0	0	814	188,0	1001	193,8
0	0	865	274,4	884	120,2
0	0	864	163,9	930	94,0
0	0	608	177,3	1278	127,6
0	0	594	177,9	1139	158,2
0	0	689	125,0	974	130,2
0	0	692	119,6	1378	209,5
0,0		722,0	192,8	1130,5	177,3

X5		X5	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
1559	130,2	1905	112,6
1756	165,6	1354	164,5
1423	257,7	1136	196,9
1676	178,6	1228	216,5
1135	319,1	1606	118,5
1537	156,2	2123	113,6
1303	168,4	1475	157,2
1188	266,9	1636	178,6
1160	156,2	1578	138,9
1067	242,7	1362	112,6
1047	226,6	1916	168,2
1350,1	206,2	1574,5	152,6

X6		X6		X6	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	481	179,9	2363	161,8
0	0	410	72,7	1925	123,5
0	0	561	200,8	1748	156,7
0	0	511	196,3	2274	165,0
0	0	573	97,7	1997	109,6
0	0	478	108,5	1436	142,7
0	0	462	135,1	1828	122,5
0	0	462	134,4	2571	110,6
0	0	478	109,6	1967	183,2
0	0	531	181,2	2756	263,2
0	0	493	203,3	1914	118,5
0,0		494,5	147,2	2070,8	150,7

X6		X6	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
3125	183,2	3801	272,9
2644	271,7	4189	300,5
4187	123,3	4390	230,8
3909	114,2	3820	254,2
2174	240,4	3817	106,4
4730	118,5	3577	129,5
5056	193,8	3682	179,2
3498	179,2	5492	200,0
5226	102,5	5859	109,2
2742	177,3	4644	104,2
3913	138,9	4137	112,1
3745,8	167,5	4309,8	181,7

X7		X7		X7	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]
0	0	1656	133,0	4052	292,4
0	0	1443	126,3	4602	115,2
0	0	1639	149,7	3368	123,8
0	0	1085	195,3	1780	233,6
0	0	1187	81,2	1949	149,7
0	0	1599	127,6	3772	120,2
0	0	1458	224,2	4067	142,9
0	0	1745	166,7	3258	148,8
0	0	1145	165,5	3728	212,8
0	0	2614	121,4	3417	271,7
0	0	2052	146,2	3123	139,7
0,0		1602,1	148,8	3374,2	177,3

X7		X7	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]
6455	117,4	6325	100,0
6532	127,6	6374	142,9
6325	194,6	6237	133,0
6589	121,4	5023	205,5
5153	132,3	5510	140,4
4126	138,9	5232	127,9
4677	111,6	6410	133,7
5768	195,8	5904	176,1
6089	199,7	5720	191,6
5244	194,6	5840	98,9
5466	137,4	6253	102,5
5674,9	151,9	5893,5	141,1

X8		X8		X8	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]
0	0	305	115,2	1317	224,2
0	0	619	121,5	1163	241,2
0	0	451	152,4	1686	156,2
0	0	566	179,9	1665	188,4
0	0	479	93,3	1667	131,9
0	0	554	183,8	1891	148,8
0	0	517	196,1	1724	207,5
0	0	623	126,2	1821	204,4
0	0	547	121,4	2121	198,4
0	0	533	173,8	1399	215,5
0	0	530	172,4	1653	211,9
0,0		520,4	148,7	1646,1	193,5

X8		X8	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]
2127	235,6	1987	195,3
2133	203,3	2004	190,8
1803	237,0	1513	247,1
1324	233,6	2468	192,3
1945	200,9	2689	232,0
1531	184,5	2284	227,3
2106	126,9	2275	208,2
1656	225,7	2255	200,8
1879	152,4	2166	164,5
1855	212,8	1700	215,2
1942	154,3	2261	154,3
1845,5	197,0	2145,6	202,5

X9		X9		X9	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]
0	0	1915	160,8	3382	109,6
0	0	1486	168,9	3171	114,4
0	0	989	215,1	2764	233,6
0	0	1737	126,3	2215	112,1
0	0	1599	99,6	3030	92,9
0	0	945	89,9	2212	122,0
0	0	1132	164,1	2558	158,7
0	0	1547	104,2	2186	154,3
0	0	827	95,4	3337	80,9
0	0	861	74,0	2885	213,2
0	0	1072	145,3	3135	86,2
0,0		1282,7	131,2	2806,8	134,4

X9		X9	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]
3111	250,0	2758	251,3
3199	205,5	3593	182,5
2769	191,9	3188	119,0
2763	105,3	3068	153,4
3424	109,6	3293	190,8
3428	119,6	2927	215,5
2380	126,3	3674	271,7
2751	92,9	3766	125,0
2520	122,5	4283	168,2
3529	117,4	3518	112,1
3414	289,2	3189	111,6
3026,2	157,3	3387,0	172,8

X10		X10		X10	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]
11	0	825	194,6	1122	75,2
7	0	1015	216,5	928	138,9
13	0	1012	100,8	1245	203,3
8	0	646	217,4	1253	173,0
11	0	1083	188,7	743	220,3
17	0	693	179,9	939	121,4
9	0	913	126,9	1503	114,2
14	0	930	95,1	1112	227,3
11	0	1156	122,0	1211	173,0
10	0	612	206,6	939	111,6
12	0	982	71,2	1558	227,3
11,2		897,0	156,3	1141,2	162,3

X10		X10	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]
1754	128,2	3458	124,4
3352	107,3	3278	128,9
2272	108,2	4298	206,6
2398	218,3	3446	203,3
3160	220,3	3341	130,9
2185	154,8	3883	156,2
2898	95,8	2685	104,6
2807	123,3	2566	168,9
3782	175,4	3521	103,7
3412	185,9	2900	2787,0
1754	252,5	3521	168,9
2706,7	160,9	3354,3	389,4

X11		X11		X11	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]
0	0	1006	242,7	1335	147,1
0	0	1049	279,6	1040	252,2
0	0	1110	290,0	1317	280,9
0	0	1105	289,0	1316	311,2
0	0	1068	125,0	1495	185,9
0	0	796	103,7	1335	156,7
0	0	988	160,8	1149	91,2
0	0	1023	131,6	1197	133,0
0	0	867	123,2	1130	293,0
0	0	945	111,1	1419	226,8
0	0	984	117,4	1225	90,3
0,0		994,6	179,5	1268,9	197,1

X11		X11	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]
2347	282,0	4002	401,1
1841	353,8	4031	138,1
1916	127,9	3314	292,4
2916	141,6	3446	234,2
1624	274,7	3221	389,6
1988	141,2	4176	332,2
1384	218,3	4055	293,4
2426	113,1	3668	113,6
1523	156,7	3686	141,6
1595	274,4	3241	243,5
1624	141,2	4044	281,5
1925,8	202,3	3716,7	260,1

X12		X12		X12	
0		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]
0	0	833	160,8	3367	100,8
0	0	1372	88,0	2322	181,2
0	0	1104	87,1	2545	166,1
0	0	924	110,1	3049	162,9
0	0	1347	155,3	4149	312,5
0	0	1268	87,1	2512	173,0
0	0	1411	122,0	2962	113,1
0	0	775	127,6	2362	149,1
0	0	615	105,9	1978	132,3
0	0	1096	112,1	2886	266,0
0	0	786	130,2	3188	155,3
0,0		1048,3	116,9	2847,3	173,8

X12		X12	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μV]	T/s [Hz]	Amplituda [μV]	T/s [Hz]
3328	125,6	3731	220,3
3481	181,2	4074	137,7
2430	139,7	3509	136,6
3289	193,8	3208	115,7
3215	120,8	2417	195,3
2773	99,6	4146	307,0
3397	169,5	3208	238,9
3955	101,6	4518	275,7
3809	184,5	4787	94,3
3237	191,3	4074	234,4
3649	193,8	3208	120,2
3323,9	154,7	3716,4	188,7

X13		X13		X13	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	812	221,2	2950	224,6
0	0	693	256,8	3485	213,7
0	0	834	200,8	2872	257,7
0	0	853	274,7	3180	171,8
0	0	888	144,5	3232	130,9
0	0	574	255,1	3268	267,4
0	0	797	229,4	3255	113,1
0	0	645	221,2	3599	183,2
0	0	635	234,7	3446	185,9
0	0	656	200,0	2706	242,7
0	0	538	259,5	3568	245,1
0,0		720,5	227,1	3232,8	203,3

X13		X13	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
3255	276,2	3532	128,9
3128	225,2	3348	333,3
3167	162,9	3650	205,5
3551	135,9	3874	187,3
3842	190,1	3519	242,7
4062	274,7	2943	251,3
3070	271,7	4323	229,8
4120	177,3	4051	286,3
2702	365,5	3192	242,7
3798	253,4	3204	229,4
3705	299,4	3030	286,3
3490,9	239,3	3515,1	238,5

X14		X14		X14	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	320	190,8	570	201,6
0	0	558	186,6	785	177,3
0	0	401	210,1	616	238,1
0	0	392	183,8	443	268,8
0	0	480	216,8	555	166,7
0	0	483	153,4	790	259,1
0	0	492	210,4	419	229,4
0	0	396	227,3	596	177,3
0	0	469	108,7	602	174,8
0	0	343	168,9	548	271,7
0	0	371	208,3	679	200,0
0,0		427,7	187,7	600,3	215,0

X14		X14	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
998	182,5	1093	226,2
679	168,9	1322	164,5
711	142,0	1631	168,4
736	234,7	1128	147,1
960	209,2	1530	152,4
918	204,1	1086	168,9
738	152,4	1291	216,5
890	210,1	1344	130,9
913	186,6	1152	126,3
936	183,3	1115	188,0
940	188,0	1104	143,3
856,3	187,4	1254,2	166,6

X15		X15		X15	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	933	120,8	3511	93,3
0	0	822	126,3	3040	134,4
0	0	1104	184,5	3417	115,2
0	0	1297	116,5	2948	127,6
0	0	859	123,4	3320	125,6
0	0	799	158,2	2905	147,1
0	0	1131	139,7	3346	99,6
0	0	874	146,2	2939	123,2
0	0	844	154,3	3592	121,4
0	0	1011	136,4	3589	117,9
0	0	917	118,5	2846	120,2
0,0		962,8	138,6	3223,0	120,5

X15		X15	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
3774	154,3	4922	109,6
3576	109,6	4574	100,3
3301	128,5	5516	111,1
3601	138,1	4387	110,6
2434	163,4	5516	141,2
3356	161,8	4627	161,8
3495	147,1	4882	123,8
4192	162,3	4511	126,9
3405	158,2	4770	118,7
3690	142,9	4883	129,5
3725	160,8	4454	144,5
3504,5	147,9	4822,0	125,3

X16		X16		X16	
nativ - v klidu bez zátěže		nativ - zátěž, tyčka		nativ - zátěž, tyčka + 1,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
0	0	233	213,7	1152	110,6
0	0	295	271,7	816	140,4
0	0	283	174,8	736	152,4
0	0	272	247,5	925	101,2
0	0	295	198,4	888	117,9
0	0	288	179,2	990	115,7
0	0	225	182,5	982	130,9
0	0	292	188,0	857	83,6
0	0	272	181,8	855	102,5
0	0	269	171,2	814	123,3
0	0	232	207,5	870	134,4
0,0		268,7	201,5	898,6	119,4

X16		X16	
nativ - zátěž, tyčka + 2,5kg		nativ - zátěž, tyčka + 3,5kg	
Amplituda [μ V]	T/s [Hz]	Amplituda [μ V]	T/s [Hz]
851	233,6	5219	119,0
1048	122,3	4765	117,4
834	91,6	4646	117,4
900	109,2	5321	116,8
1073	130,2	4514	112,1
807	125,6	4516	121,4
938	123,8	4996	112,5
1047	130,2	5311	120,2
725	117,6	5804	112,1
762	150,6	5225	119,6
927	121,4	4526	108,7
901,1	132,4	4985,7	116,1

Průměrné hodnoty – ženy

Jsou to průměrné hodnoty získané z předchozích tabulek, které byly využity pro tvorbu grafů a ověřování hypotézy.

	X1	X2		X3		X4		
0,00	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
2,25	968,8	136,7	481,3	135,1	1056,0	158,9	2186,2	167,2
3,75	2142,8	121,3	665,3	157,5	1409,0	165,4	2483,2	190,8
4,45	2843,1	142,6	871,0	148,0	2335,3	200,7	3017,3	166,8
5,75	4048,0	213,3	1324,6	134,5	3183,5	151,8	3730,0	194,0

X5	X6		X7		X8		
0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
722,0	192,8	494,5	147,5	1602,1	148,8	520,4	148,7
1130,5	177,3	2070,8	150,7	3374,2	177,3	1646,1	193,5
1350,1	206,2	3745,8	167,5	5674,9	151,9	1845,5	197,0
1574,5	152,6	4309,8	181,7	5893,5	141,1	2145,6	202,5

X9	X10		X11		X12		
0,0	0,0	11,2	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
1282,7	131,2	897,0	156,3	994,6	179,5	1048,0	116,9
2806,8	134,4	1141,2	162,3	1268,9	197,1	2847,3	173,8
3026,2	157,3	2706,7	160,9	1925,8	202,3	3323,9	154,7
3387,0	172,8	3354,3	389,4	3716,7	260,1	3716,4	188,7

X13	X14		X15		X16		
0,0	0,0	0,0	0,0	2,1	0,0	3,5	0,0
720,5	227,1	427,7	187,7	962,8	138,6	268,7	201,5
3232,8	203,3	600,3	215,0	3223,0	120,5	898,6	119,4
3490,9	239,3	856,3	187,4	3504,5	147,9	901,1	132,4
3515,1	238,5	1254,2	166,6	4822,0	125,3	4985,0	116,1

Průměrné hodnoty - muži

	Y1	Y2		Y3		Y4		
0,00	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
2,25	1120,8	141,6	2246,5	153,9	512,9	166,2	500,5	168,2
3,75	1797,6	150,2	3366,2	154,7	999,0	207,4	939,5	191,1
4,45	2456,9	174,0	4164,4	176,0	1475,6	212,8	1733,6	199,0
5,75	2930,5	185,5	4960,1	180,1	2122,5	185,8	2451,6	197,7

Y5	Y6		Y7		Y8			
0,0	0,0	0,0	0,0	3,5	0,0	0,0	0,0	0,0
483,5	140,0	1045,9	142,8	966,2	144,1	742,4	194,8	
872,0	155,2	1987,7	149,1	1154,3	144,2	979,8	183,1	
1368,3	156,3	2865,9	168,3	1368,4	159,7	1122,0	199,1	
2052,5	124,4	3015,3	178,6	2131,0	169,7	1480,5	178,0	

Y9	Y10		Y11		Y12			
0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
1136,4	155,8	819,2	126,3	565,0	192,4	1308,9	150,3	
2295,0	141,9	1176,9	219,7	919,9	254,6	2179,8	236,8	
3329,7	156,8	1501,0	180,3	1294,9	237,3	2541,8	210,2	
4089,3	129,4	1696,0	264,0	1516,8	259,2	4036,8	169,7	

Y13	Y14		Y15		Y16			
5,5	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
1598,8	144,0	904,5	121,5	748,3	193,9	591,6	148,4	
3238,7	141,6	1138,1	145,7	1647,0	184,4	1079,2	160,6	
3700,0	157,1	1577,5	142,9	2069,5	205,5	1188,5	231,5	
4490,7	162,8	2783,5	144,9	2643,9	206,0	1542,7	262,4	