UNIVERZITA KARLOVA

**3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

*Klinika rehabilitačního lékařství FNKV*

**Patrik Horák**

# Objektivizace vyšetření třesu pomocí akcelerometru

*Objectivization of tremor with accelerometer*

*Bakalářská práce*

Praha, květen 2018

Autor práce: **Patrik Horák**

Studijní program: **Fyzioterapie**

Bakalářský studijní obor: **Specializace ve zdravotnictví**

Vedoucí práce: **doc. PhDr. Kamila Řasová, Ph.D.**

Pracoviště vedoucího práce: **Klinika rehabilitačního lékařství FNKV**

Předpokládaný termín obhajoby: **červen 2018**

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci vypracoval samostatně a použil výhradně uvedené citované prameny, literaturu a další odborné zdroje. Současně dávám svolení k tomu, aby má bakalářská práce byla používána ke studijním účelům.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací. Potvrzuji, že tištěná i elektronická verze v Studijním informačním systému UK je totožná.

V Praze, dne 21. 5. 2018 Patrik Horák ……...

Podpis

## Poděkování

V prvé řádě bych na tomto místě rád poděkoval paní doc. PhDr. Kamile Řasové, Ph.D., vedoucí této bakalářské práce, za její odborné vedení, připomínky, čas a ochotu, které mi po celou dobu vypracovávání práce věnovala.

Dále mé díky patří panu Ing. Janu Havlíkovi, Ph.D., který mi také poskytl svůj volný čas a pomohl mi se zpracováním dat.

Na závěr děkuji své rodině a přátelům, bez kterých by tato práce nemohla vzniknout.

# ABSTRAKT

Práce se zabývá vyšetřením zdravých jedinců, u kterých byla odebrána základní anamnéza, byla provedena tři klinická vyšetření na funkci horních končetin, a kteří byli podrobeni akcelerometrickému vyšetření pro posouzení přítomnosti posturálního třesu. Základním cílem bylo jednak vytvoření databáze hodnot klinických vyšetření a hodnot charakterizujících třes změřeného pomocí akcelerometru těchto zdravých probandů pro další výzkumy, jednak pokusit se na základě změřených hodnot akcelerometrem objektivizovat chování třesu. Pro objektivizaci byla provedena navíc korelace dat klinických vyšetření s daty z akcelerometru.

Struktura práce je členěna na teoretickou část podávající základní informace o třesu a o možnostech jeho vyšetření s důrazem na přístrojové vyšetření akcelerometry. V praktické části jsou pak stanoveny cíle a hypotézy, je zde popsána metodika práce, výsledky a diskuse.

Bylo vyšetřeno 20 jedinců, z toho 2 byli označeni za „hraničně zdravé“ probandy po vyhodnocení nasbíraných dat. Byla tedy vytvořena databáze hodnot jak klinických vyšetření na funkci horní končetiny, tak hodnot charakterizujících třes změřený akcelerometricky. Pro charakteristiku třesu byly zvoleny dva parametry ($f_{HIGH}$ a $f_{MAX}$). Parametr $f_{HIGH}$ se z vyhodnocených dat ukázal být vhodnější pro posouzení chování a kvantifikování třesu než parametr $f_{MAX;}$ většina hodnot parametru $f_{HIGH}$ se pohybovala okolo 14 Hz. Druhý parametr naproti tomu vykázal širší pole hodnot/frekvencí o vysokých četnostech a nepodal tak jasné výsledky. Korelace mezi daty z akcelerometru a výsledky klinických vyšetření nepřinesly žádné významnější výsledky – lineární vztahy.

**Klíčová slova:** tremor, vyšetření zdravých jedinců, akcelerometr, klinická vyšetření

# ABSTRACT

This paper concerns with an examination of healthy individuals, from whom a medical history was taken, and three clinical tests for function of upper extremities and assessment of postural tremor with an accelerometer were carried out. Partly the main goal of this study was to create a database of values of clinical tests and a database of values characterizing tremor assessed with the accelerometer for the purpose of a following research, and partly to try to objectivize the tremor evaluation on the basis of the values obtained by the accelerometer. In addition to that, correlations of the values gained by the accelerometer and the values of clinical tests were executed.

The structure of this work consists of the theoretical part, in which basic information about the tremor and techniques of tremor evaluation with the emphasis on accelerometry can be found. The practical part comprises determined goals and hypotheses, the methodology, results and discussion.

20 individuals were examined, two of them were determined as not fully healthy subjects on the grounds of the acquired results. The databases were created. To characterize and to quantify the tremor two parameters ($f_{HIGH}$ a $f_{MAX}$) were set. The parametr $f_{HIGH}$ seems to be more suitable for the assessment of tremor than the second parameter; the former showed clearer results (the majority of values is found around 14 Hz) in contrast to the latter which demonstrated wider bandwidth. The executed correlations did not show any significant results.



**Key words:** tremor, examination of healthy subjects, accelerometer, clinical tests

# OBSAH

1 ÚVOD ..... 10
2 TEORETICKÁ ČÁST ..... 11
2.1 Obecně o třesu ..... 11
2.1.1 Etiologie třesu ..... 11
2.1.2 Fyziologie a patofyziologie třesu ..... 12
2.1.3 Klasifikace a dělení třesu ..... 15
2.2 Vyšetření třesu ..... 20
2.2.1 Odebrání anamnézy ..... 20
2.2.2 Fyzikální/neurologické vyšetření ..... 21
2.2.3 Subjektivní klinická měření ..... 21
2.2.4 Vliv třesu na pacientův každodenní život ..... 22
2.2.5 Objektivní funkční testy ..... 23
2.2.6 Fyziologické techniky, komputerizované metody ..... 23
2.3 Akcelerometry a gyroskopy ..... 26
2.3.1 Dělení akcelerometrů ..... 26
2.3.2 Akcelerometry a třes ..... 28
2.3.3 Gyroskopy ..... 29
2.3.4 Příklady studií využívajících akcelerometry ..... 30
3 CÍLE A HYPOTÉZY ..... 31
3.1 Cíle ..... 31
3.2 Hypotézy ..... 31
4 METODIKA PRÁCE ..... 32
4.1 Design studie a výběr probandů ..... 32
4.2 Průběh vyšetření ..... 32
4.3 Metody vyšetření ..... 33

4.3.1 Klinická vyšetření na funkci horní končetiny ... 33
4.3.2 Měření akcelerometrem ... 35
4.4 Zpracování a statistické vyhodnocení dat ... 37
5 VÝSLEDKY ... 38
5.1 Charakteristika souboru/vyšetřených probandů ... 38
5.2 Anamnestické údaje (kouření a alkohol) a subjektivní pocit zdraví ... 39
5.3 Klinická vyšetření ... 40
5.4 Spektrální charakteristika třesu ... 43
5.5 Korelace klinických vyšetření s výstupy z akcelerometru ... 46
6 DISKUSE ... 48
6.1 Výběr probandů, charakteristika souboru ... 48
6.2 Kouření, alkohol a subjektivní pocit zdraví ... 49
6.3 Klinická vyšetření na funkci horní končetiny ... 50
6.4 Spektrální charakteristika třesu ... 51
6.5 Korelace klinických vyšetření s výstupy z akcelerometru ... 53
6.6 Přínos práce ... 53
7 ZÁVĚR ... 54
SEZNAM LITERATURY ... 55
SEZNAM TABULEK ... 63
SEZNAM OBRÁZKŮ ... 64
PŘÍLOHY ... 65

# SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

| | |
|---|---|
| 3. LF UK | 3. lékařská fakulta Univerzity Karlovy |
| CNS | centrální nervová soustava |
| ČVUT | České vysoké učení technické v Praze |
| ČZU | Česká zemědělská univerzita v Praze |
| EMG | elektromyografie |
| $f_{HIGH}$ | parametr třesu; horní mezní kmitočet |
| $f_{MAX}$ | parametr třesu; frekvence o maximální energii ve spektrální oblasti |
| g | normální tíhové zrychlení |
| HK | horní končetina |
| Hz | hertz |
| kg | kilogram |
| LO | levá horní končetina s otevřenýma očima |
| LZ | levá horní končetina se zavřenýma očima |
| MEMSIC | tepelný akcelerometr |
| mV | milivolt |
| n | počet jedinců |
| PE | piezoelektrický akcelerometr |
| PR | piezorezistivní akcelerometr |
| PSD | „power spectral density“; spektrální hustota výkonu |
| r | Pearsonův korelační koeficient |
| RO | pravá horní končetina s otevřenýma očima |
| RS | roztroušená skleróza mozkomíšní |
| RZ | pravá horní končetina se zavřenýma očima |
| UPDRS | Unified Parkinson’s disease rating scale |
| VC | akcelerometr s proměnnou kapacitou |
| ω | frekvence kmitání |

# 1 ÚVOD

Uvádí se, že třes je nejčastější extrapyramidový příznak. Doprovází velká množství onemocnění a může značně komplikovat běžný život. Je to fenomén, který je už mnoho let předmětem zkoumání. Velká část výzkumů se soustřeďuje na možnosti jeho objektivního vyšetření/zhodnocení různými přístroji, jelikož v současné době stále převažuje subjektivní vyšetření a použití klinických škál. Objektivizace vyšetření by mohla pomoci v diagnostice, při volbě terapie a jako zpětná vazba vývoje nemoci po proběhlé terapii.

Třes jako mimovolní, rytmický a oscilační pohyb nejméně jedné funkční části těla se vyskytuje také fyziologicky u zdravých jedinců. Abychom mohli činit závěry ohledně diagnostiky či úspěšnosti proběhlé terapie u různých onemocnění (např. roztroušené sklerózy) doprovázených třesem, je třeba vytvořit databázi zdravých lidí vyšetřených na přítomnost třesu. Tedy hlavním cílem této práce je vyšetření třesu u zdravých jedinců pomocí akcelerometru, přístroje, který je hojně využívaný v problematice objektivizace vyšetření třesu.

Další cíl, který souvisí s výše uvedeným, je pak pokusit se na základě zvolených parametrů určit charakteristiku změřeného třesu, pomocí které by se porovnal třes zdravých a nemocných.

Jelikož je tato práce součástí větší studie zabývající se terapií pacientů s roztroušenou sklerózou, tak kromě vytvoření databáze měření třesu akcelerometrem, je dalším cílem vytvořit databázi klinických vyšetření na funkci horní končetiny zdravých lidí. Tyto výsledky klinických vyšetření pak budou korelovány s daty z akcelerometru za účelem posouzení vzájemného vztahu těchto dvou vyšetřovacích postupů.

# 2 TEORETICKÁ ČÁST

## 2.1 Obecně o třesu

Třes je mimovolní, rytmický a oscilační pohyb nejméně jedné funkční části těla [1]. Toto je jedna z možných definic. Pro představu uvádím ještě jednu definici: *„Tremor (třes) je rytmický oscilační pohyb části těla působený střídavými stahy svalových agonistů a antagonistů.“*[1] Tento fenomén se vyskytuje jednak fyziologicky u normálních jedinců, jednak jako patologický symptom [3]. Tak například můžeme třes pozorovat u neurologicky nemocných (roztroušená skleróza, Parkinsonova nemoc aj.), u lidí s metabolickými či toxickými chorobnými stavy a u jiných poruch [2].

*„Jakkoliv tremor přímo neohrožuje zdraví, může být nepředstavitelně nepříjemný a může nesmírně ztěžovat běžné činnosti.“*[2]

Obecně je tedy tremor přítomný u všech lidí. Sotva viditelný třes se může více projevit například při precisních motorických úkonech nebo při extendovaných pažích (za posturální situace). Patologický třes sledujeme za různých chorobných stavů, ať už jako samostatný fenomén, nebo jako součást dalších symptomů [1].

### 2.1.1 Etiologie třesu

S ohledem na fakt, že se třes objevuje jak u zdravých, tak i u nemocných lidí, jsou možnými příčinami třesu jednak přirozené/fyziologické procesy probíhající v těle člověka (fyziologický třes), jednak faktory podmiňující různé choroby a onemocnění (patologický třes) [20].

Etiologie tremoru (a s ním možný vznik dalších symptomů) jsou různorodé a vyvolávajících příčin může být opravdu mnoho. Důležitá je provázanost příčin s klinickými syndromy, které se popisují na základě charakteristických znaků nemoci stanovených při vyšetření.

[1] NEVŠÍMALOVÁ S., J. TICHÝ a E. RŮŽIČKA. *Neurologie*. s. 30
[2] LAMBERT L. Třes. In: LUKÁŠ, K. a A. ŽÁK. *Chorobné znaky a příznaky: 76 vybraných znaků, příznaků a některých důležitých laboratorních ukazatelů v 62 kapitolách s prologem a epilogem*. s. 371

Respektive tremor (jako součást dalších příznaků, nebo jako jediný symptom) může mít více příčin a také určitá příčina může kromě tremoru vyvolat další symptomy, které pak tvoří syndromy [19].

Podle Bhatia et al. (2018) je etiologie geneticky podmíněná, získaná, nebo idiopatická. Stručný přehled možných etiologií ukazuje Tabulka 1.

**Tabulka 1: Přehled etiologie tremoru** (upraveno podle Bhatia et al., 2018)

| Přehled etiologie tremoru (výběr) | |
|---|---|
| Neurodegenerativní choroby | Parkinsonova choroba, Wilsonova choroba, spinocerebellární ataxie |
| Chromosomální aneuploidie | XYY, XXY (Klinefelterův syndrom) a XXYY syndromy |
| Mitochondriální genetické poruchy | Leighův syndrom, mitochondriální polymerázová gamma mutace |
| Infekční a jiné zánětlivé afekce | Roztroušená skleróza, encefalitidy, tuberkulóza, syfilis |
| Endokrinní a metabolické poruchy | Selhání ledvin nebo jater, hypertyreóza |
| Neuropatie a spinální muskulární atrofie | Syndrom Guillain-Barré |
| Toxiny, jedy | Rtuť, arzen, kyanid, toluen, olovo, naftalen |
| Drogy, léky | Antikonvulziva, antidepresiva, při závislosti na drogách či alkoholu |
| Jiné | Úzkost a stres, únava, úrazy hlavy, nádory mozku, chlad |

### 2.1.2 Fyziologie a patofyziologie třesu

Při popisování původu třesu v tělesném systému člověka pracujeme s pojmem „oscilátory“. Pojem osvojený pro výzkum lidského třesu označuje systémy schopné tvořit rytmickou aktivitu. Nezahrnuje jedinou anatomickou strukturu, ale popisuje spíše tělesnou část a funkční spoje zahrnující uskupení neuronů schopných tvořit rytmickou aktivitu za určitých podmínek.

V podstatě rozlišujeme čtyři základní komponenty podílející se na vzniku tremoru, je to: *mechanická komponenta, reflexní komponenta, centrální komponenta* a komponenta při *selhání systémů dopředné (feedforward) a zpětné (feedback) vazby* [6].

*Mechanická komponenta* je popisována pomocí základních fyzikálních zákonů. Těmto zákonům podléhá mechanický systém tvořený v našem případě kloubem a jeho okolními svaly. Systém kmitá s určitou frekvencí (ω) závislou na tuhosti (K) svalů a setrvačnosti (I) oscilující části těla při zaujetí určité posturální situace (kupříkladu natažená ruka)[3]:

$$\omega = \sqrt{\frac{K}{I}}$$

Svaly ruky budou držet tuto proti gravitaci a budou aktivovány s jistou rezonanční frekvencí, s touto frekvencí pak bude oscilovat ruka. Podle Marsdena (In Findley, Capildeo, 1984) je rezonanční frekvence jiná pro odlišné části těla, např. 25 hertz (Hz) pro prsty, 6-8 Hz pro ruku, 3-4 Hz pro loket a 0,5-2 Hz pro ramenní kloub [6], [10]. Mechanickou komponentu můžeme také považovat za pasivní odpověď na určité „rušivé" podněty (např. tzv. kardiobalistické) [4].

*Reflexní komponenta* je tvořena reflexními oblouky periferními a centrálními. Periferní oblouky (nejjednodušším příkladem je svalové vřeténko→dostředivý nerv→mícha→odstředivý nerv→extrafuzální svalové vlákno) pracují s jistou frekvencí. Když je tato frekvence podobná frekvenci mechanické komponenty, vznikne jistý kmitočet, který je označován jako mechanický reflex. Klasickým příkladem centrální smyčky (oblouku) jsou pak spoje s mozečkem, které kontrolují např. přesnost zacílení pohybu [10]. Reflexní komponenta tedy do jisté míry ovlivňuje komponentu mechanickou. Je také vhodné zmínit, že se frekvence mechanického reflexu nelineárně zmenšuje při zatížení končetiny [4].

*Centrální komponenta* zahrnuje skupiny neuronů centrální nervové soustavy (CNS). Zásadní roli hrají neurony dolní olivy, thalamu, okruhy bazálních ganglií a některé další. Centrální neurogenní třes je tedy tvořen neurony v CNS, které jsou mezi sebou různě propojeny. Generují vlastní frekvenci nezávislou na aktivitě reflexní a mechanické komponenty [26]. Schéma těchto nervových sítí představuje Obrázek 1.

[3] Byla použita terminologie z práce HALLETT M. Overview of Human Tremor Physiology. s. 43

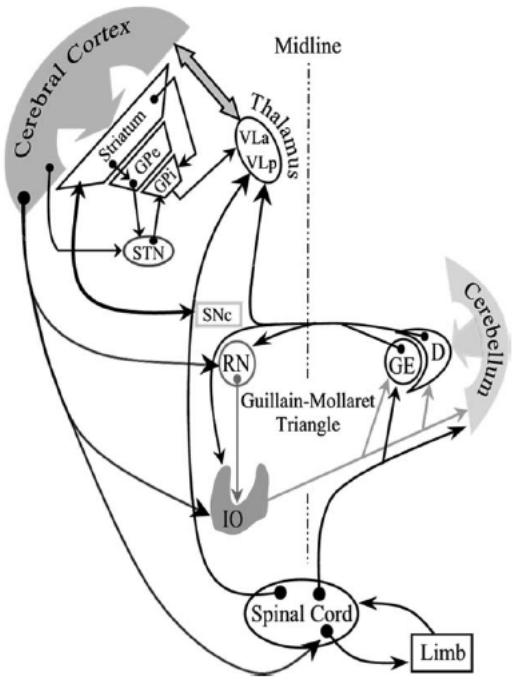



**FIG. 1.** Schematic diagram of motor pathways involved in tremor. Rest tremor is believed to be produced within the basal ganglia loop. Postural and intention tremors are probably generated within the olivor-cerebello-thalamo-cortical loop or the Guillain-Mollaret triangle (GPe and GPi, globus pallidus externa and interna, respectively; VLa and VLp, ventralis lateralis anterior and posterior, respectively [VLp, ventralis intermedius]; STN, subthalamic nucleus; SNc, substantia nigra pars compacta; RN, red nucleus; GE, globose-emboliform nuclei; D, dentate nucleus; IO, inferior olive).

**Obrázek 1 – Schéma neuronálních okruhů pro vznik třesu**
(převzato z Elble a Deuschl, 2011)

*Systémy dopředné a zpětné vazby* zahrnují zejména činnost mozečku. Nejčastěji při selhání tohoto systému můžeme pozorovat intenční tremor [6].

*„Fyziologický význam mozkových oscilátorů není zcela jasný. Mohou se podílet na jemné regulaci svalového napětí v klidu i při pohybové aktivitě. Za chorobných okolností se poruší normální tlumivé mechanismy, zvýší se nestabilita oscilátoru a na příhodný podnět se nekontrolovaně rozvine jeho rytmická aktivita.“*[4]

[4] NEVŠÍMALOVÁ S., J. TICHÝ a E. RŮŽIČKA. *Neurologie*. s. 31

### 2.1.3 Klasifikace a dělení třesu

Třes může být klasifikován více způsoby:

*a)* Z pohledu etiologie (viz výše) [19].

*b)* Podle normálních nebo patologických stavů:

- fyziologický,
- patologický (nejčastěji esenciální a parkinsonský) [7].

*c)* Na základě podmínek, za kterých třes vzniká. Takto rozdělujeme třes na klidový a akční.

Klidový třes se objevuje na částech těla, která jsou podepřena proti působení gravitace, takže není přítomna žádná volní svalová aktivita.

Akční tremor naproti tomu je přítomen při volní svalové aktivitě. Akční třes dále může být rozdělen na posturální (objevuje se při aktivním držení těla proti gravitaci) a na kinetický třes (třes při aktivním pohybu). Do kinetického třesu zařazujeme intenční tremor (při dosahování určitého cíle), „task-specific tremor“ (např. při psaní) a izometrický tremor (při izometrické kontrakci svalu) [4].

*d)* Rozdělení třesu na základě frekvence je následující:

- nízké frekvence, <4 Hz (mozečkový tremor, Holmesův tremor, palatální tremor atd.),
- střední frekvence, 4-7 Hz (např. parkinsonický tremor, fyziologický tremor, esenciální tremor, „task-specific tremor“, psychogenický tremor a další),
- vysoké frekvence, nad 7 Hz (ortostatický třes, esenciální třes, fyziologický třes) [1], [5].

*e)* Třes můžeme dále rozdělit dle lokalizace výskytu:

Třes může být přítomen v oblasti hlavy, konkrétně na bradě, obličeji, jazyku či patře. Další oblastí je horní končetina a její části (rameno, loket, zápěstí a prsty). Přítomnost tremoru byla popsána i na trupu a dolní končetině, a to v oblasti kyčlí, kolen, kotníků i prstců [5].

*f)* Důležité dělení z hlediska diagnostického a terapeutického je syndromologické dělení třesu [5]. Patří sem následující typy třesu:

- *Fyziologický třes* je přítomen u všech normálních a zdravých jedinců. Vyskytuje se při cíleném pohybu, při udržování určité postury a v neposlední řadě také jako klidový třes [1]. Amplituda tohoto třesu je nízká; frekvence je vyšší v oblasti ruky a prstů, nižší v proximálních segmentech těla (např. rameno) [5].

Na jeho vzniku se podílí tři komponenty, a to mechanická, reflexní a centrální komponenta. U normálních subjektů tvoří hlavní část frekvenční komponenty mechanická složka, jejíž oscilace jsou tlumené. Existují tři faktory utvářející tuto tlumenou oscilaci:

- vlastní frekvenční rezonance (aktivita svalů),
- kardiobalistický efekt (při systole dojde ke vzniku oscilací),
- fyziologicky se objevující inervační nepravidelnosti.

Pokud bychom chtěli ověřit přítomnost mechanické složky tremoru, např. na končetině, je vhodné tuto zatížit, čímž vyloučíme rezonanční frekvenci (utlumíme mechanický reflex). Reflexní komponenta hraje pak důležitou roli u akcentovaného fyziologického tremoru (viz dále). Poslední komponentou jsou centrální oscilátory, které jsou u zdravých jedinců zodpovědné za frekvence tremoru 8–12 Hz [6].

- *Akcentovaný fyziologický tremor* je vlastně zvýrazněný fyziologický tremor. Je způsoben požíváním určitých typů léků (některá antidepresiva, sympatomimetika či lithium; na základě této etiologie můžeme tento třes označit také jako *třes navozený léky*), drog, alkoholu, při hypotermii, hypoglykémii, úzkostech, stresu, únavě a při hypertyreóze [1], [4], [10]. Podle Deuschl et al. (1998) je definován jako tremor viditelný, zejména posturální a vysokofrekvenční, při kterém není evidence přítomnosti neurologického deficitu a příčina je obvykle vratná. Z pohledu patofyziologie se jedná o zesílenou reflexní komponentu [6].

- Za *esenciální tremor* můžeme v prvním případě označit *klasický* esenciální tremor, který se projevuje jako tremor akční (posturální a kinetický). Jeho frekvence se pohybuje v rozsahu 4–12 Hz. Postihuje zejména horní končetiny, ale může být přítomen i na hlavě, trupu nebo dolních končetinách. Odhaduje se, že podstatou vzniku je neurodegenerace. Je to porucha, která se dědí autosomálně dědičně v 60 % případů [1].

Je to nejčastější pohybová porucha. Pro stanovení této diagnózy jsou důležitá následující diagnostická kritéria:

- bilaterální, symetrický posturální nebo kinetický tremor zahrnující ruce a předloktí, který je viditelný a trvalý,
- může být přítomen dodatečný nebo izolovaný třes hlavy bez současného zaujímání abnormální postury.

Ve druhém případě můžeme pojmem *esenciální (idiopatické)* označit třesy, které jsou neznámého původu a neodpovídají plně diagnostickým kritériím pro *klasický* esenciální tremor [5]. Jedná se o „*Indeterminate tremor syndrome", Primární ortostatický tremor* a „*Task-specific tremor"* (viz dále).

Pojmem „*Indeterminate tremor syndrome"* se myslí takový třes, který odpovídá kritériím pro klasický esenciální třes, ale zároveň jsou přítomny další neurologické příznaky nenabývající takové významnosti, aby na základě těchto mohla být stanovena jasná diagnóza [5].

*Primární ortostatický tremor* je ojedinělý typ třesu, projevující se subjektivními pocity nejistoty až ztrátou rovnováhy při stoji. Projevy zanikají při chůzi, sezení nebo ležení. Je to třes o vysoké frekvenci pohybující se okolo 16 Hz a o nízké amplitudě. Z klinického hlediska můžeme tento třes pozorovat nebo palpovat v oblasti dolních končetin. Je možné ho diagnostikovat pouze pomocí EMG (elektromyografie).

„*Task-specific tremor"* se vyskytuje při určité motorické aktivitě. Patří sem třes objevující se při psaní nebo tzv. *„isolated voice tremor"*, který se projevuje rozechvělým hlasem.

- Další skupinou jsou *dystonické třesové syndromy*, které se dále dělí ještě na několik subtypů. Obecně se vyskytují u lidí trpících dystonií a vznikají za podmínek posturálních a kinetických.

- Důležitou skupinou jsou *parkinsonické třesové syndromy.* Třes u Parkinsonovy choroby je druhý nejčastější patologický tremor vůbec [1]. Nejčastěji se jedná o klidový třes o frekvenci 3–6 Hz [4]. Je vyjádřený zejména na akrech končetin (tzv. počítání peněz), je asymetrický a viditelný hlavně, když má pacient ruce volně položené. Je zesílen při chůzi, má-li dotyčný/á horní končetiny volně podél těla, při stresu nebo při výrazném mentálním úsilí a únavě. Mizí ve spánku [11]. S progresí onemocnění se může z aker rozšířit proximálně za vzniku např. supinace-pronace předloktí [12]. Může být přítomen

na trupu, ale nikdy, na rozdíl od esenciálního nebo mozečkového třesu, není přítomen na hlavě [11]. Předpokládá se, že na vzniku třesu se podílí centrální oscilátory zahrnující bazální ganglia a kortikocerebelární okruhy [1].

- *Mozečkový třes* je charakterizován takto:
    - viditelný a jasný intenční tremor, uni- nebo bilaterální,
    - frekvence tremoru je převážně pod 5 Hz,
    - může být přítomen posturální tremor, ne však klidový [5].

Pro mozečkovou lézi je typický intenční tremor pomalejší frekvence. Je charakterizovaný rytmickými oscilacemi při dosahování cíle (např. zkouška prst-nos). Amplituda oscilací se může zvyšovat s přibližováním se k cíli. Kromě končetin může postihovat i hlavu a trup, pak se jedná o posturální tremor. Nejčastější etiologií poškození mozečku je roztroušená skleróza, cévní příhody a tumory zadní jámy lební. V patofyziologii se uplatňuje poškození cerebelárních okruhů [12].

Na základě výše zmíněného mozečkového tremoru a jeho etiologie zde ještě uvedu *specifika třesu vyskytujícího se u roztroušené sklerózy*. Odhaduje se, že třes u pacientů s roztroušenou sklerózou se vyskytuje až v 75 % případů, nicméně toto procentuální zastoupení je složité odhadovat např. pro komplikované odlišení klasického projevu dysmetrie od intenčního tremoru [13]. Také je třeba přihlédnout k faktu, že třes může být pro pacienta různě obtěžující, pak jeden zdroj uvádí výskyt těžkého a omezujícího tremoru okolo 30 % [14]. Kromě tremoru a dysmetrie se dále u pacientů objevuje ataxie. Z hlediska lokalizace se tremor projevuje na hlavě, krku, hlasivkách, trupu a končetinách. U pacientů s RS (roztroušenou sklerózou) se podle Charcota (1875) klasický klidový tremor nevyskytuje [13]. Alusi et al. (2001), kteří se řídili definicí klidového třesu stanovenou Deuschlem et al. (1998), došli ke stejnému závěru po vyšetření 100 pacientů s diagnózou RS [15]. Jsou však k nalezení klasické druhy akčního tremoru. Je to posturální tremor a kinetický tremor. Posturální tremor může zasáhnout všechny výše zmiňované oblasti těla (kromě hlasivek). Kinetický tremor je pak vyjádřen buďto jako intenční tremor, nebo jako tzv. „hyperkinetický“ tremor, který je charakterizovaný rytmickými oscilacemi kolem pohybové trajektorie [13]. Koch et al. (2007) uvádí, že pravděpodobně hlavní roli při vzniku intenčního tremoru u RS hrají cerebellum a talamická jádra, nicméně ve hře jsou i bazální ganglia [16].

- *Holmesův tremor*, známý také jako rubrální tremor nebo mezencefalický tremor, je tremor vznikající při lézi nucleus ruber a jiných částí pontu či mezencefala [12]. Jeho frekvence je v oblasti nízkých hodnot (pod 4,5 Hz). Objevuje se jako klidový nebo intenční tremor. Vzniku předchází cerebrální poranění, např. cévní mozková příhoda při pravděpodobném poškození bazálních ganglií a talamocerebellárních okruhů [1]. Doba nástupu třesu po proběhlé příhodě se variabilně pohybuje v rozmezí od 4 týdnů až do 2 let [5].

- *Palatální tremor* se vyskytuje ve dvou formách. Symptomatický palatální tremor je sdružen s rytmickými pohyby měkkého patra aktivitou svalu levator veli palatini, kdežto esenciální palatální tremor je zapříčiněn činností svalu tensor veli palatini. Pohyby jsou přítomny uni- nebo bilaterálně s frekvencí od 1,5 do 3 Hz. U prvně zmiňované formy se může vyskytnout synchronní aktivita dalších svalů (např. svalů laryngu, jazyka, obličeje nebo i končetin) [10].

- *Třes vyvolaný léčivy* se manifestuje v souvislosti s počátkem medikamentózní léčby a bývá zhoršen navýšením dávek léčiva. Klidový třes bývá vyvolán antipsychotiky, lithiem nebo valproátem. Lithium a valproát mohou způsobit také akční třes. Například u valproátu můžeme sledovat posturální třes o frekvencích 6–9 Hz, který se podobá tremoru způsobenému tricyklickými antidepresivy. Mezi další léčiva zapříčiňující třes se řadí některá antiarytmika, bronchodilatancia nebo chemoterapeutika [4]. *Toxický třes* je způsoben předávkováním, intoxikacemi nebo může být součást abstinenčního syndromu. Alkohol je dobrým příkladem, jeho vysazení po chronickém užívání způsobí akcentovaný fyziologický třes s frekvencemi nad 6 Hz. Při chronickém užívání se objevuje intenční třes z poruchy cerebella s frekvencemi okolo 3 Hz [5]. Drogy jako kokain, amfetamin, nebo opravdu nadměrné užívání kofeinu také vyvolají třes [4].

- *Neuropatický třes* se vyskytuje u lidí s periferní neuropatií. Často se jedná o demyelinizační neuropatie (např. Guillain-Barré syndrom nebo chronická zánětlivá demyelinizační neuropatie) [1]. Je přítomen nepravidelně, v distálních částech končetin, jak relativně symetricky, tak i asymetricky. Může být zaměňován s třesy jiné etiologie, nicméně dobrým diferenciálně diagnostickým vodítkem je přítomnost neuropatických symptomů. Objevuje se jako klidový i akční tremor [4].

- *Psychogenní tremor* častěji postihuje mladé lidi a až tři čtvrtiny tvoří ženy. Je nejčastějším vyjádřením psychogenních poruch motoriky. Často ho nalézáme

např. u konverzní a depresivní poruchy. Je charakterizován náhlým nástupem, variabilní amplitudou a frekvencí. Je možné docílit dočasného ústupu třesu zadáním mentální úlohy, rozhovorem nebo provedením motorického úkolu např. druhostrannou horní končetinou. Třes má frekvenci obvykle do 7 Hz. K vyšetření tohoto třesu se dá použít „vnucení" frekvence tím, že vyšetřovanému pokyneme, ať zatleská. Dále tento tremor nebývá přítomen na palci a ostatních prstech ruky, ale je vyjádřen spíše proximálněji, kupříkladu na zápěstí [12].

- *Kortikální tremor* je přítomen u lidí s kortikálním myoklonem. Objevuje se jako akční třes [10].

## 2.2 Vyšetření třesu

V této kapitole bych chtěl uvést přehled možných metodik vyšetření/vyhodnocení třesu.

Vedle základního vyšetření spočívajícího v odebrání anamnézy a v provedení klinického (neurologického) vyšetření je možné využít další způsoby hodnocení třesu. Patří sem tzv. fyziologické techniky/technologie, subjektivní klinická měření, objektivní funkční testy a škály (dotazníky) týkající se vlivu tremoru na pacientův denní život [21].

### 2.2.1 Odebrání anamnézy

Podle Eliase a Shaha (2014) se praktický lékař či neurolog ve své praxi potká nejčastěji s esenciálním tremorem a Parkinsonovou nemocí. Na základě anamnézy může lékař odhalit příčinu vzniku tremoru, ať už jde o cévní mozkovou příhodu, trauma hlavy, roztroušenou sklerózu, či výše zmíněnou Parkinsonovu nemoc. Vyšetřující by měl zjistit informace o počátečních projevech třesu (lokalizace, doba vzniku atd.). U Parkinsonovy nemoci je třes přítomný asymetricky na palci nebo prstu ruky, kdežto když pacient udává akční třes vyjádřený bilaterálně a symetricky, může se jednat o metabolickou poruchu, systémovou poruchu nebo o projev vyvolaný léky.

Důraz by měl být kladen na rodinnou anamnézu, která bývá pozitivní u esenciálního tremoru vyskytujícího se u mladých, jinak zdravých lidí. Významné místo v anamnéze zaujímá farmakologická anamnéza pro existenci léků způsobujících třes, které pacient užívá [17].

Dalšími informacemi jsou: přítomnost komorbidit, abúzus (alkohol, kouření), psychologické aspekty pacienta (stres, deprese) [20].

### 2.2.2 Fyzikální/neurologické vyšetření

Při hodnocení třesu je rozhodující se zaměřit na podmínky, za kterých třes vzniká. Proto sledujeme, zda se třes u pacienta vyskytuje v klidu (klidový třes), ve statické poloze (posturální třes) nebo při pohybu (kinetický nebo intenční tremor). Všímáme si orientačně frekvence, amplitudy, a/symetrie a tělesné lokalizace třesu. Pro objasnění přítomnosti třesu poslouží i některé jednoduché neurologické zkoušky, jako zkouška prst-nos (vyšetření intenčního tremoru). Je také možné pacienta vyzvat například k napití se z plné sklenice nebo kreslení obrazců/spirál (viz níže) [2].

### 2.2.3 Subjektivní klinická měření

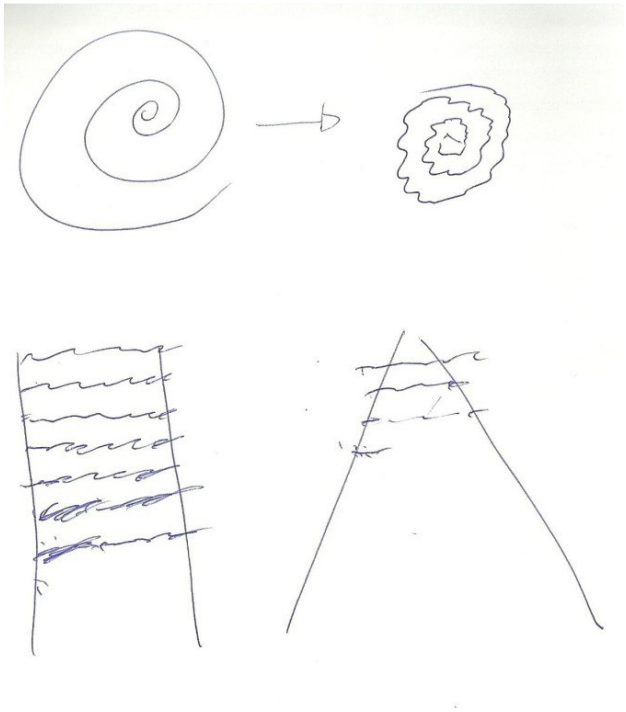
S potřebou standardizovat vyšetření třesu bylo zhotoveno několik hodnotících škál. Zde uvedu jen některé.

Jednou z prvních byla škála *The Fahn-Tolosa-Marin Tremor Rating Scale*, jejíž první verze byla vydána v roce 1988, aktualizována pak v roce 1993. Tato škála se skládá z několika částí. V části A se hodnotí na specifických anatomických lokalizacích amplituda klidového, posturálního, kinetického i intenčního tremoru; v části B je to psaní, malování a nalévání vody; aktivity denního života v části C; na závěr se provádí celkové zhodnocení pacientem a vyšetřujícím. Každá položka je ohodnocena body 0 až 4.

*Bain and Findley Clinical Tremor Rating Scale* je škála představená v roce 1993. Hodnotí závažnost klidového, posturálního, kinetického nebo intenčního tremoru hlavy, hlasu a všech končetin s využitím škály o hodnotách 0 až 10. Jednotlivé hodnoty znamenají: 0 – žádný třes; 1–3 – lehký třes; 4–6 – střední třes; 7–9 – těžký třes; 10 – extrémně těžký třes [22].

Dalšími škálami jsou např. *Washington Heights-Inwood Genetic Study of Essential Tremor (WHIGET)* – pro hodnocení esenciálního třesu, nebo *UPDRS (Unified Parkinson's Disease Rating Scale)* – pro hodnocení třesu v rámci Parkinsonovy nemoci.

Závažnost třesu se dá také posoudit vyhodnocením nakreslených *obrazců* (např. *spirály*) nebo *napsaného písma*, viz Obrázek 2. Text nebo kresba je posléze posuzována klinikem (neurologem) s využitím numerické škály a předlohami kreseb vytvořených předchozími pacienty. Toto zhodnocení si s sebou nese jistou dávku subjektivity, jelikož vyžaduje vizuální srovnávání jedním jedincem. Z dalších nevýhod lze zmínit absenci jiných charakteristik třesu, např. frekvence nebo amplitudy [20]. V dnešní době se pro objektivizaci hodnocení nakreslených obrazců používají grafické tablety (viz dále).



**Obrázek 2 – Vyšetření závažnosti třesu kresbou obrazců**
(převzato z Andrade et al., 2012)

### 2.2.4 Vliv třesu na pacientův každodenní život

To, jak třes zasahuje do každodenního života pacienta, je možné vyšetřit mnoha způsoby. Podle Baina (1998) hodnotíme v tomto smyslu *disabilitu* (omezení či obtíže pacienta při vykonávání běžných denních činností), *handicap* (sociální důsledky přítomnosti disabilit), *kvalitu života* a *celkový dopad onemocnění.*

Disabilitu a handicap zjišťujeme pomocí dotazníků, ať už se jedná o obecné, nebo na nemoc zaměřené. Na nemoc zaměřené jsou vhodnější z hlediska senzitivity při cílení na konkrétní nemoc. Kvalitu života a handicap lze považovat z určitého úhlu pohledu za shodné pojmy. Nicméně za významný rozdíl můžeme považovat ten, že handicap je

„externím“ (objektivním) vyjádřením sociálních důsledků, tj. znevýhodnění ve společnosti, a kvalita života pak může odrážet subjektivní pocit nebo náhled pacienta na jeho zařazení ve společnosti atd. [21]

### 2.2.5 Objektivní funkční testy

Mezi tyto testy řadíme tzv. volumetrické metody: prosté *přelévání vody z jedné sklenice do druhé* nebo *držení sklenice vody po dobu jedné minuty*. Pomocí prvně jmenovaného testu ověříme přítomnost bimanuálního kinetického třesu, druhý testuje jednostranný posturální třes. Při druhém testu sledujeme dva fenomény, a to čas od započetí testu do prvního vylití části vody (testujeme schopnost pacienta dočasně potlačit třes) a množství vylité vody (testujeme schopnost tlumit amplitudu třesu). Nevýhodou těchto testů je jejich nízká sensitivita pro jemné tremory [21].

*Devítikolíkový test* (Nine-hole peg test) hodnotí funkci horní končetiny, konkrétně její obratnost. Mathiowetz et al. (1985) zavedli standardizovaný postup pro práci a testování pomocí tohoto testu. Použili k tomu dřevěné vybavení skládající se z desky s devíti dírkami a z nádoby ve tvaru čtverce, ve které se nacházely kolíčky. Obě části vybavení byly oddělené. S rozvojem doby vznikla komerční verze testu, která má jisté odlišnosti (např. materiál, ze kterého je vybavení) [24]. Dírkovaná deska a nádoba s kolíčky má být umístěna přímo před vyšetřovaným s tím, že nádoba je na straně vyšetřované horní končetiny. Vyšetřovaný má za úkol nejprve vložit po jednom kolíčky do dírek a poté je postupně vrátit zpět do nádoby. Měří se čas od prvního kontaktu ruky s prvním kolíčkem do doby, kdy se poslední kolíček vrátí do nádoby. Před ostrým startem byl vyšetřovanému popsán postup a uskutečněna ukázka vyšetřujícím. Vyšetřovaný také provedl tréninkový pokus. Nejdříve byla vyšetřena dominantní ruka [23]. Využití tohoto testu pro zhodnocení třesu je omezené v tom smyslu, že testování bývá ovlivněno i jinými faktory, a navíc při těžkých typech třesu pacient nemusí být schopen umístit ani jeden kolíček do díry [21].

### 2.2.6 Fyziologické techniky, komputerizované metody

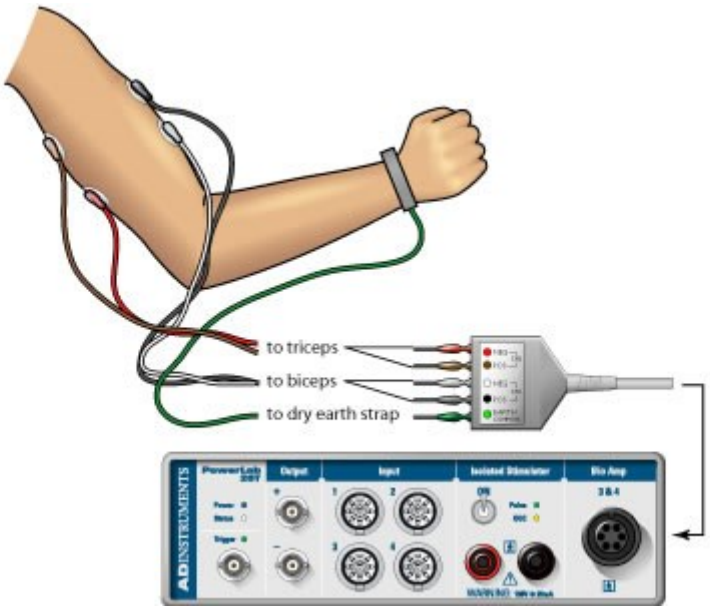
Základními charakteristikami třesu jsou frekvence, tedy počet kmitů za sekundu, a amplituda. Zároveň to jsou nejdůležitější charakteristiky, které se pomocí digitalizovaných metod snažíme analyzovat [4].

Lze tvrdit, že pro hodnocení třesu jsou stále nejvíce populární klinické hodnotící škály, nicméně jak technizace v posledních desetiletích postupuje kupředu, vyvíjejí se stále nové a nové technické prostředky, které by mohly pomoci objektivizovat charakteristiky různých druhů třesu. Rozvoj technologií umožňuje vyrobit zařízení přesnější, dostupnější, přenosnější a schopnější delšího časového záznamu. Širokou základnu těchto přístrojů tvoří metody založené na transdukci (převodu). Haubenberger et al. (2016) uvádějí ve své práci přehled těchto metod. Definovali transduktor (v originále *transducer*) jako jakýkoliv sensor, který převádí fyziologické vlastnosti tremoru na elektrický signál. Na základě jejich práce uvedu přehled těchto metod.

*Elektromyografie (EMG)* je metodou založenou na zpracování signálu vznikajícího ze superpozice jednotlivých aktivit několika motorických jednotek svalů během svalové kontrakce. Slouží k diagnostice mnoha neuromuskulárních poruch. K snímání signálu slouží elektrody povrchové, zachycující aktivitu velkého počtu motorických jednotek, nebo elektrody jehlové (pro menší počet motorických jednotek). Při použití EMG jako metody vyšetření třesu hodnotíme frekvenci (Hz), střední amplitudu (mV) a vzorec signálu (synchronní nebo střídavý) [20].

Signál z elektrod je nejčastěji převáděn přes systém kabelů do počítačového zařízení, kde je signál zpracován. Bezdrátový přenos dat s přenosnými vícekanálovými záznamy do počítače je umožněn v modernějších povrchových EMG systémech. V těchto komerčně dostupných systémech je defaultně nahraný software, který je nicméně pro potřeby analýzy tremoru nutné ještě většinou přeprogramovat [25].

Ukázku schématického zapojení povrchových elektrod představuje Obrázek 3.




**Obrázek 3 – Povrchová EMG** (zdroj: medchrome.com)

*Aktigrafie* (v originále *Activity Monitoring*) je metoda sloužící ke snímání spontánních pohybů těla po dobu 24 hodin. Původně byla vytvořena pro sledování člověka při spánku (zda u něho docházelo k určitým pohybům, či nikoliv). Měřicí zařízení se připevnilo na zápěstí (mohlo ale i na jiná místa těla), kdy mělo podobu klasických hodinek. Jedny z prvních zařízení obsahovaly jednoosý akcelerometr, dnešní modernější už jsou vybaveny tříosým akcelerometrem nebo tříosým gyroskopem, či obsahují obě dvě komponenty zároveň. Pro odlišení tremoru od ostatních pohybových aktivit byl sestrojen přístroj s názvem The Tremorwatch, který se používal k měření třesu u Parkinsonovy choroby, esenciálního třesu či funkčního třesu. Přístroj dnes již není k dostání.

Tato metoda je schopna měřit frekvenci, amplitudu či přítomnost třesu při dlouhodobých aktivitách, spontánních nenucených pohybech nebo během specifických činností. I přes nedostatek publikovaných prací s touto tématikou je možné Activity Monitoring použít k hodnocení patologických třesů a k posouzení frekvenčních a amplitudových změn, ke kterým dojde úspěšnou léčbou, nebo progresí onemocnění [25].

*Grafické tablety* (v originále *Digitizing Tablet-Based Tremor Measures*) umožnují objektivizovat a kvantifikovat vyšetření akčního tremoru na základě vyhodnocení nakresleného obrazce (nejčastěji tzv. Archimedovy spirály) počítačem. K vytvoření obrazců na tabletu se používají speciální pera [25]. Oproti dalším metodám jsou této metodě přisuzovány výhody jako např. bezpečnost, neinvazivnost, rychlost vyšetření či

v neposlední řadě je tablet pro svou velikost lehce přenosný. Kromě vyhodnocení kresby v dvourozměrném prostoru je možné využít virtuální třetí osu vznikající vyvinutým tlakem pera při tvoření kresby [27]. Grafické tablety se nedají použít u pacientů s těžkým typem třesu (nelze dokončit kresbu) a také nám neumožní přesnou diferenciální diagnostiku třesu [25].

S výhodou se při této metodě používá technika *spirografie* (v originále *spirography*; pozn.: neplést s klasickým pojmem vyjadřujícím vyšetření dechových funkcí). Na tabletu je zobrazen ideální tvar obrazce (např. Archimedovy spirály) a pacient má za úkol „překrýt" linii obrazce nejpřesněji, jak dokáže [20].

*Akustická analýza hlasového třesu* spočívá ve vyhodnocení charakteristik hlasu pomocí mikrofonu. Pacient prodlouženě vyslovuje samohlásky, nebo opakuje různé věty. Pro nedostatek studií je složité hodnotit použitelnost akustické analýzy pro posouzení závažnosti třesu, nicméně metoda detekuje třes a určí základní charakteristiky typické pro hlasový tremor [25].

Haubenberger et al. (2016) uvádějí jako další metody ještě *akcelerometrii* a *gyroskopy*. Vzhledem k tématu práce je těmto věnována samostatná kapitola.

## 2.3 Akcelerometry a gyroskopy

*„Akcelerometry, senzory pro měření statického nebo dynamického zrychlení, jsou vhodné nejen pro měření odstředivých a setrvačných sil, ale i pro určování pozice tělesa, jeho naklonění nebo vibrací. Nejznámější uplatnění je patrně v automobilovém průmyslu."*[5]

### 2.3.1 Dělení akcelerometrů

Akcelerometry jsou elektromechanická zařízení, pomocí nichž můžeme zjistit úhel vychýlení vzhledem k zemskému povrchu při měření statického gravitačního zrychlení nebo posoudit směr pohybu zařízení u měření dynamických zrychlení. V automobilovém průmyslu jsou důležité při vibračních zkouškách analyzujících problémy v motoru automobilu či v hudebním průmyslu se využívají při vyrábění

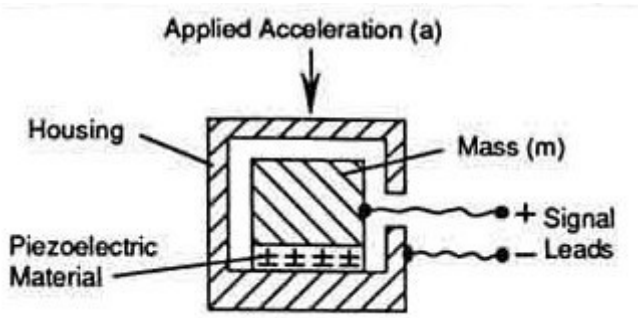
[5] VOJÁČEK Antonín. Principy akcelerometrů – 1. díl – Piezoelektrické.

hudebních nástrojů. Akcelerometry můžeme nalézt též v laptopech pro ochranu harddisků a jako bezpečnostní prvek jsou použity jako „odhalovače“ autonehod pro vystřelení airbagů v automobilech [29].

Základní principy, na základě kterých akcelerometry přeměňují zrychlení (změnu rychlosti pohybu) na měřitelný elektrický signál, jsou v zásadě čtyři:

- piezoelektrické akcelerometry (PE),
- piezorezistivní akcelerometry (PR),
- tepelné akcelerometry (MEMSIC),
- akcelerometry s proměnnou kapacitou (VC) [31].

*Piezoelektrické akcelerometry* obsahují piezoelektrický materiál. Materiál je mechanicky namáhán působící akcelerací a generuje náboj úměrný tomuto namáhání. Jsou tvořeny dvěma hlavními částmi, a to již zmíněným piezoelektrickým materiálem (snímač měřící zrychlení) a seismickou hmotou, která převádí hodnotu zrychlení na sílu (podle Newtonova zákona) [28]. Zjednodušené schéma PE akcelerometrů představuje Obrázek 4.




**Obrázek 4 – Zjednodušené schéma PE akcelerometrů** (zdroj: automatizace.hw.cz)

*Piezorezistivní akcelerometry* na rozdíl od piezoelektrických obsahují piezorezistivní materiál. Při mechanickém namáhání dochází ke změně odporu piezokeramiky, což je základní princip těchto akcelerometrů [30].

*Tepelné akcelerometry* pracují na základě změn přenosu tepla klidného a proudícího vzduchu (plynu) působícím zrychlením. Jsou velmi odolné a levné na výrobu. V senzoru nenacházíme žádné mechanické pohyblivé prvky či části.

Poslední typ akcelerometrů je založen na změně kapacity, jedná se o *akcelerometry s proměnnou kapacitou*. Jsou tvořeny mikrokřemíkovou mechanickou strukturou [31].

Obecně rozdělujeme akcelerometry na analogové a digitální, podle počtu os na jednoosé, dvouosé a tříosé. Dalšími charakteristikami akcelerometrů jsou: impedance, šířka pásma, maximální rozkmit a citlivost [29].

### 2.3.2 Akcelerometry a třes

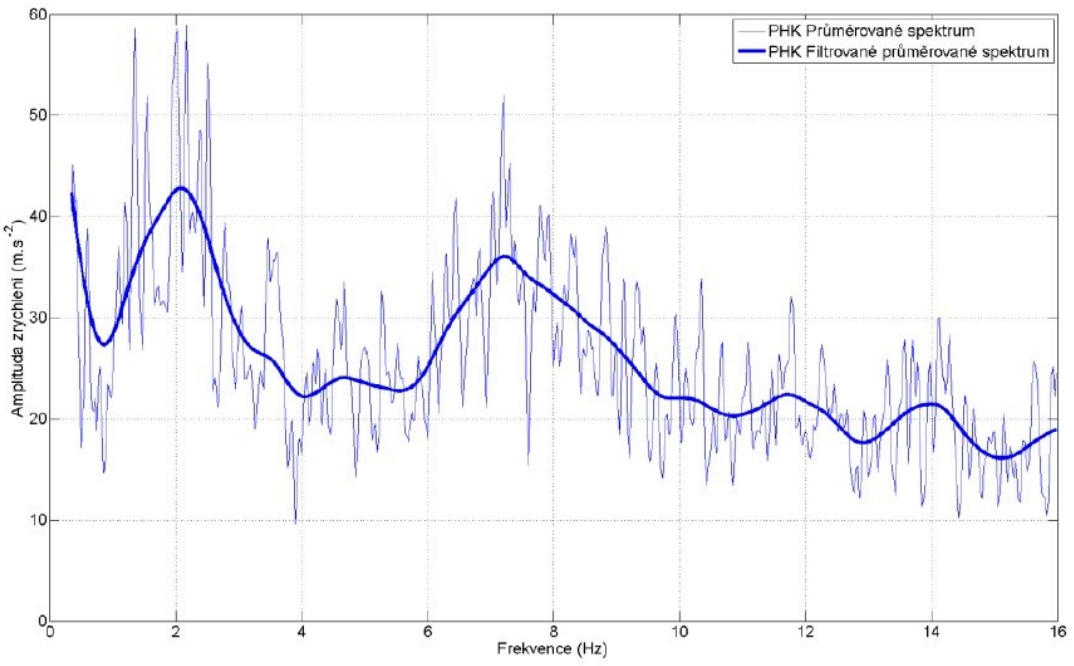
Akcelerometry jako přístroje pro měření třesu se využívají více než 50 let. Existují různá komerční zařízení s již vloženým softwarem, nicméně pro analýzu třesu je mnohdy nutné původní software upravit. Akcelerometry jsou používány k měření tremoru napříč všem věkovým kategoriím a našly uplatnění i v aktigrafii (viz výše) [25].

Zisk dat je zprostředkován senzorem, který připevníme na tělesnou oblast. Data jsou tvořena sekvencí hodnot (časovou řadou) představujících okamžitou hodnotu zrychlení jako funkce času tělesné části, tedy po připevnění senzoru (nejčastěji na končetiny, příležitostně na hlavu nebo trup) můžeme měřit velikost zrychlení nebo pohyb části těla způsobený třesem [20]. Měření patologických centrálně podmíněných třesů je možné provádět akcelerometry v kombinaci s EMG vyšetřením (mezi tyto centrálně podmíněné tremory patří například esenciální tremor, tremor v rámci Parkinsonovy choroby či ortostatický tremor; je pro ně charakteristické, že jejich frekvence je nezávislá na délce reflexního oblouku a na mechanickém zatížení). Pomocí různých algoritmů je dále možné a vhodné odlišit třes od ostatních pohybů té části těla, a tím stanovit přítomnost třesu. Po provedeném měření akcelerometrem se získaná data uloží a posléze zpracují zpravidla pomocí Fourierovy transformace a poté se provede vyhodnocení výsledného spektra (spektrální analýza), prostřednictvím kterého můžeme zanalyzovat chtěné frekvence nebo amplitudy třesu [25]. Je důležité zmínit, že výsledky (frekvence a amplituda třesu) měření těmito přístroji jsou v logaritmickém vztahu se subjektivním hodnocením závažnosti třesu pozorovaného klinikem. Vztah je podpořen faktem, že byly nalezeny vysoké korelace mezi měřením třesu transduktory a hodnotami klinických škál pro třes. Tento vztah popisuje Weberův-Fechnerův zákon [4], [26].

Z klinického hlediska mají měření akcelerometry dobrou „face“ validitu (validita zjevná). Předpokladem však je, že jsou vhodně připevněny na zkoumanou část těla

a nastavení zařízení je voleno na základě cíle, kterého chceme dosáhnout. Tedy „face“ validita se snižuje, když například s cílem měřit třes ruky uchytíme senzor na zápěstí nebo přístroj není dostatečně citlivý či nemá přijatelnou šířku pásma pro jisté typy tremoru [25]. Důležitou vlastností akcelerometru, abychom mohli zkoumat určité typy třesů z hlediska frekvence, je velikost vzorkovací frekvence (*sampling rate*). Chceme-li hodnotit třes s maximální hodnotou frekvence např. 20 Hz, přístroj musí být vybaven vzorkovací frekvencí alespoň 40 Hz [4].

Na závěr je vhodné poznamenat, že vyhodnocení spektra jako výsledku měření akcelerometrem se napříč studiemi liší. Lze si totiž stanovit různé podmínky (parametry), pomocí kterých stanovíme charakteristiku třesu (ať už se jedná o frekvenci, nebo amplitudu). Jmenujme třeba: spektrální amplitudové maximum (v originále *spectral peak amplitude*), plocha pod maximem (*area under the peak*) nebo plocha pod spektrem (*area under the spectrum*) [25]. Níže na Obrázku 5 je pro ukázku vyobrazeno spektrum frekvencí.




**Obrázek 5 – Příklad frekvenčního spektra** (převzato z Novotný, 2013)

### 2.3.3 Gyroskopy

Počátek gyroskopů se datuje na začátek 18. století. Označení gyroskop zavedl Leon Foucalt, který na něm demonstroval rotaci zemské osy. Gyroskop je definován jako

volný rotační setrvačník a využívá gyroskopického efektu (vlivem momentu setrvačnosti má těleso tendenci zachovat svou osu rotace). Gyroskop je nejčastěji třístupňový, používá se však i gyroskop dvoustupňový (má pouze dva stupně volnosti) [32].

Velikostí jsou srovnatelné s akcelerometry a jsou schopné měřit úhlovou rychlost tělesné části v prostoru. Často bývají sdruženy právě s akcelerometry do přístrojů, které se nazývají inerciální měřicí jednotky. Ty jsou rozšířeny v průmyslu a hlavně v medicíně pro analýzu lidského pohybu [25].

### 2.3.4 Příklady studií využívajících akcelerometry

Pro úplnost uvedu stručně některé studie z posledních let, ve kterých byl třes vyšetřován akcelerometry.

**Barrantes et al. (2017)** vyšetřili 17 pacientů s Parkinsonovou nemocí, 16 pacientů s esenciálním tremorem, 12 zdravých dobrovolníků a 7 pacientů s nejistou diagnózou. Jejich cílem bylo nalézt rozdíly a znaky při analýze tremoru každé skupiny a usnadnit tak provádění diferenciální diagnostiky. Využili k tomu tříosý akcelerometr zabudovaný v iPhonu 5S [42].

**Shaikh et al. (2013)** zkoumali pomocí tříosého akcelerometru neurologické projevy onemocnění Ataxia-telangiectasia (Syndrom Louis-Barové), mezi které patří mimo jiné tremor. Vyšetřili 80 pacientů s touto diagnózou a 19 zdravých lidí [43].

**Mehta, Brittain a Brown (2014)** provedli tzv. crossover studii, kdy zkoumali efekt rytmické transkraniální stimulace na fyziologický tremor u 12 zdravých lidí. Použit byl, jako v předchozích případech, tříosý akcelerometr [44].

**Blesic et al. (2011)** použili ve své práci dvouosý piezorezistivní akcelerometr. Vyšetřili 25 pacientů s esenciálním tremorem, kontrolní skupinu tvořilo 20 zdravých lidí. Zkoumali dynamické charakteristiky třesu ruky v čase pomocí speciální („*scaling analysis*“) analytické metody [45].

**Rudzińska et al. (2010)** kromě tříosého akcelerometru použili ve své studii také EMG metodu. Vyšetřili 47 pacientů s faciálním hemispasmem a 48 zdravých dobrovolníků. Jejich cílem bylo posoudit přítomnost, typ a charakteristiky tremoru u pacientů s faciálním hemispasmem [46].

# 3 CÍLE A HYPOTÉZY

## 3.1 Cíle

Cílem bakalářské práce je:

- vytvoření databáze normativních hodnot charakterizujících třes vyšetřený pomocí akcelerometru a klinických testů na funkci horních končetin zdravých jedinců,
- korelovat výsledky klinických testů na funkci horní končetiny s výsledky získanými pomocí akcelerometru.

## 3.2 Hypotézy

1. Vyšetření posturálního třesu zdravých jedinců pomocí akcelerometru vykazuje vzájemně podobné charakteristiky.
2. Je možné nalézt korelace mezi výsledky klinických testů a výstupy z akcelerometru.

# 4 METODIKA PRÁCE

Tato práce proběhla se souhlasem Etické komise Fakultní nemocnice Královské Vinohrady. Všichni účastníci byli seznámeni s obsahem studie a podepsali informovaný souhlas.

Tato studie probíhá v rámci projektu: VLIV FYZIOTERAPEUTICKÝCH FACILITAČNÍCH TECHNIK A VIRTUÁLNÍ REALITY NA FUNKCI HORNÍ KONČETINY U PACIENTŮ S ROZTROUŠENOU SKLERÓZOU

## 4.1 Design studie a výběr probandů

Podstatou studie bylo vyšetření dobrovolníků. Tito byli hledáni v prostředí vysokých škol (ČVUT, ČZU a 3. LF UK). Vyšetření spočívalo v odebrání základní anamnézy a doplňujících informací (alkohol, kouření a subjektivní pocit zdraví), v podstoupení klinických vyšetření na funkci horních končetin a v akcelerometrickém vyšetření posturálního třesu.

Do projektu byli přednostně zařazeni dobrovolníci – zdraví jedinci, kteří pro tuto práci byli definováni takto: absence definitivně diagnostikovaného neurologického onemocnění, bez úrazu či ortopedické operace za posledních 5 let či bez jiného úrazu nebo operace narušující lokomoci a motoriku horních končetin, netěhotné ženy a jedinci bez akutních a chronických bolestí jakékoli etiologie. Dále věkové rozpětí pro vstup do studie bylo od 18 let do 50 let věku a zúčastnit se mohla obě pohlaví.

## 4.2 Průběh vyšetření

Na začátku vyšetření byl proband seznámen s obsahem studie a s informovaným souhlasem. Po tomto byl na základě anamnézy orientačně zjištěn zdravotní stav zúčastněného, odebrány základní charakteristiky jedince a doplňující informace ohledně užívání alkoholu, kouření a subjektivního pocitu zdraví (fyzického a psychického) – pomocí vizuální analogová škála. Následovalo vyšetření klinickými testy zaměřenými na funkci horní končetiny a na závěr bylo provedeno měření akcelerometrem. Celkový čas vyšetření se pohyboval okolo 25 minut.

Všechna vyšetření a měření proběhla v listopadu 2017.

## 4.3 Metody vyšetření

Anamnéza byla odebrána konkrétními otázkami na přítomnost neurologické diagnózy atd. (podrobněji viz Příloha č. 1), dále na základní údaje, např. věk, váha, výška atd. K doplnění informací bylo dále zjišťováno, zda dotyčný/á užívá alkohol či kouří. Před samotným vyšetřením požívání alkoholu jsme si stanovili bodovou stupnici 0–3: 0 – abstinent, 1 – příležitostně (ne denně), 2 – denně, 3 – denně ve větším množství (až závislost). Stejně tomu bylo u kouření: 0 – nekuřák, 1 – příležitostně (ne denně), 2 – denně, 3 – denně ve větším množství (až závislost).

Subjektivní pocit zdraví byl zjištěn pomocí vizuální analogové škály (viz Obrázek 6), a to na základě položené otázky: „Jak se dnes cítíte psychicky/duševně a fyzicky?“ Pokud byl probandův pocit psychického a fyzického zdraví odlišný, vypočítal se průměr obou hodnot a výsledek se zaokrouhlil. Hodnota škály 0 je nejlepší, hodnota 10 je nejhorší.

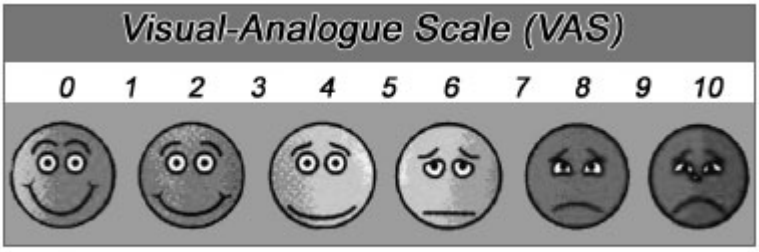



Figure 1. Model of the visual-analogue scale (VAS) used.

**Obrázek 6 – Vizuální analogová škála** (zdroj: scielo.br)

### 4.3.1 Klinická vyšetření na funkci horní končetiny

Vyšetření síly stisku ruky (Hand grip) bylo provedeno pomocí přístroje Jamar dynamometer (obrázek přístroje viz Foto č. 1 v Příloze č. 2). Byla použita následující metodika:

1. Subjekt je posazen na židli. Úhel v kyčelních a kolenních kloubech se má co nejvíce blížit 90°.
2. Paže je volně u těla a neutrálně rotována, loket je držen v pravém úhlu, předloktí směřuje vpřed a zápěstí je drženo v rozmezí 0°–15° v ulnární dukci.

3. Ruka s dynamometrem není podpírána vyšetřujícím ani loketní podpěrkou židle a dynamometr je držen vertikálně a v prodloužení předloktí (Horowitz, 1997).

Vyšetřovaný byl vyzván, aby co nejvíce stiskl přístroj. Měřila se levá i pravá ruka a pro každou ruku byly provedeny tři pokusy. Pokusy se pak zprůměrovaly a daly výslednou hodnotu síly stisku. Síla byla změřena v kilogramech [8].

Devítikolíkový test (Nine-hole peg test) je testem pro vyšetření motoriky horní končetiny.

K provedení je potřeba speciální desky s devíti dírkami a odkládacím místem pro kolíčky ve tvaru úzkého válce (obrázek vybavení viz Foto č. 2 v Příloze č. 2).

Úkolem je co nejrychleji vložit kolíčky do dírek a následně je vytáhnout a umístit zpět na odkládací místo.

Čas byl změřen pomocí stopek. Od chvíle, kdy se vyšetřovaný dotkl prvního kolíčku, se začal měřit čas. Posléze byl čas zastaven při umístění posledního kolíčku na odkládací místo (misku) [23].

Probandi neměli možnost si činnost před zahájením ostrého startu vyzkoušet. Byly provedeny dva pokusy pro levou a dva pokusy pro pravou horní končetinu. Celkový výkon byl průměrem obou pokusů.

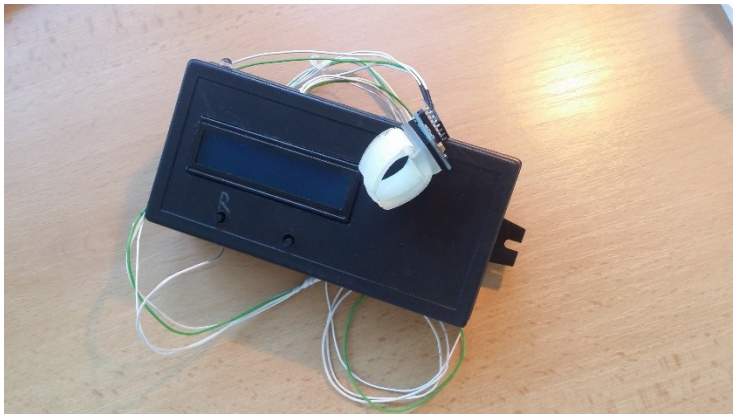
Test rotace mince (Coin rotation test/task) testuje schopnost jemné a obratné motoriky horní končetiny. Spočívá v otáčení mince pomocí tří prstů ruky, a to palcem, ukazováčkem a prostředníčkem.

Vyšetřovaný měl za úkol provést co nejrychleji dvacet půlotáček, měřil se čas výkonu. Pokud mince spadla na zem, čas se nezastavil a ihned se mince navrátila vyšetřovanému. Jedinec měl možnost si činnost před ostrým startem vyzkoušet [33].

Dotyčný/á měl/a dva pokusy pro každou ruky, výsledný čas byl průměrem obou pokusů [9]. V našem případě proběhl test s českou pětikorunou.

### 4.3.2 Měření akcelerometrem

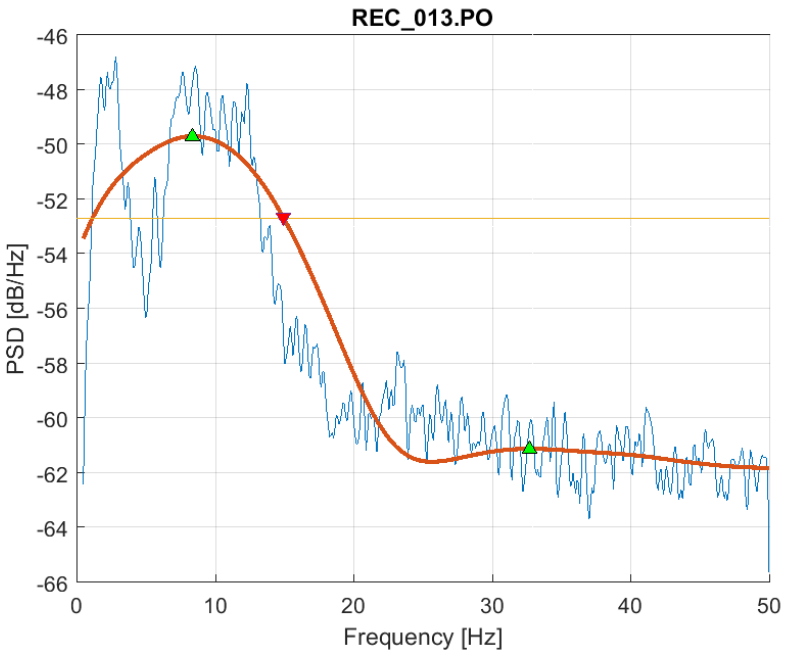
V měřicím zařízení byl použit čip MotionTracking sensor MPU-6050. Jedná se o tříosý akcelerometr a tříosý gyroskop se schopností měřit zrychlení až do ±16 g (nastaven rozsah ±2 g) a rotace až ±2000 stupňů za vteřinu. Data byla získána vlastním zařízením pomocí mikrokontroléru Atmel Mega 328 a uložena na SD kartu. Obrázek zařízení viz níže.



**Obrázek 7 – Měřicí zařízení** (zdroj: autor)

Metoda měření spočívala v měření posturálního třesu horní končetiny. Na prostředníček (proximální článek) vyšetřované horní končetiny byl nasazen detektor ve tvaru prstýnku. Proband zaujímal vzpřímený postoj s předpaženou a extendovanou horní končetinou s prsty rovněž extendovanými a mírně abdukovanými. Nevyšetřovaná horní končetina visela volně podél těla. Dolní končetiny byly mírně rozkročeny k zaujetí stabilnějšího stoje (viz Foto č. 3 v Příloze č. 3). Proběhlo vyšetření obou horních končetin při zavřených a otevřených očích. Tedy u každého probanda proběhla čtyři měření. Při otevřených očích byl proband vyzván k pohledu přímo před sebe a k fixaci pomyslného bodu na zdi. Každý záznam má časovou hodnotu nejméně jedné minuty.

Grafický výstup z měření akcelerometrem představuje Obrázek 8. Jedná se o zobrazení *spektra* frekvencí.




**Obrázek 8 – Spektrální záznam posturálního třesu**

*Měření a zpracování signálu:* Použitá vzorkovací frekvence měla hodnotu 100 Hz (což je dostatečná hodnota s ohledem na rozsah zkoumaných frekvencí). Vzhledem k měření pomocí tříosého akcelerometru byla celková velikost akcelerace pohybu (všech tří os) vypočítána jako vektorový součet těchto os. K výpočtu spektra byla použita Fourierova transformace. Signál z každého měření akcelerometrem byl poté filtrován a vyhlazen k přehlednějšímu vyhodnocení grafu (viz níže).

*Popis grafu*: Obrázek 8 představuje spektrální záznam posturálního třesu pravé horní končetiny s otevřenýma očima jednoho z probandů. Na ose x jsou znázorněny hodnoty frekvence (od 0 Hz až do 50 Hz) třesu, na ose y je to spektrální hustota výkonu (PSD) vyjádřena v decibelech na hertz, která uvádí energii (výkon) zastoupení jednotlivých frekvencí ve spektru. Tedy čím častěji se daná frekvence během měření vyskytla, tím má vyšší výkon. Modrá tenká křivka znázorňuje nevyhlazený signál zastoupených frekvencí s velkým množstvím maxim (vrcholů). Hnědá křivka je výsledkem vyhlazení (smoothing) předchozího signálu. Na této křivce dále můžeme vidět zelené trojúhelníky, vyjadřující lokální maximální energii spektra, a červený trojúhelník značící pokles energie ve spektru o 3 dB z maximální hodnoty.

*Vyhodnocené parametry grafu:* Zaměřili jsme se na oblast grafu, kde z celého spektra převládala největší energie. To odpovídá nižším frekvencím (přibližně do hodnoty

20 Hz), a tedy vyššími frekvencemi jsme se nezabývali. Na základě vypočítané spektrální hustoty výkonu a zastoupených frekvencí byly k určení spektrální charakteristiky třesu z každého jednotlivého měření stanoveny následující parametry:

- $f_{MAX}$ – frekvence, na které je ve spektrální oblasti maximální energie; na Obrázku 8 vyznačena levým zeleným trojúhelníkem;
- $f_{HIGH}$ – horní mezní frekvence či šířka pásma; je to kmitočet, na kterém klesne výkon ve spektru o 3 dB; tento pokles představuje poloviční energii; je vyznačena červeným trojúhelníkem na Obrázku 8;

## 4.4 Zpracování a statistické vyhodnocení dat

Anamnestické údaje, základní charakteristika souboru a klinická vyšetření byla zaznamenána a zpracována v MS Excel. Data pořízená akcelerometrem byla zpracována v programu MatLab. K ověření normálnosti dat získaných akcelerometrem byl použit Lillieforsův test normality a Jarqueův a Beryho test normality. Pro stanovení vzájemného vztahu mezi daty z akcelerometru a daty z klinických testů byl použit Pearsonův korelační koeficient.

# 5 VÝSLEDKY

## 5.1 Charakteristika souboru/vyšetřených probandů

Do studie se přihlásilo 22 dobrovolníků. Dva z těchto byli vyloučeni na základě anamnesticky zjištěné definitivní neurologické diagnózy. Celkový soubor tedy představuje 20 subjektů (17 studentů a 3 asistenty) z vysokých škol, jmenovitě ČVUT, ČZU a 3. LF UK. Po vyhodnocení anamnézy, klinického vyšetření a výstupů z akcelerometru byly dva subjekty z původního souboru označeny za „hraničně zdravé" probandy. Oba jedinci však byli ponecháni v konečných výsledcích (viz níže). Jeden z těchto probandů při anamnéze uvedl, že navštívil neurologa pro podezření na dědičné onemocnění, ale ještě nebyl definitivně diagnostikován. Druhý jedinec všechny klíčové anamnestické otázky negoval, ale při klinickém vyšetření se objevily určité odchylky. U obou se pak objevily jisté rozdílnosti akcelerometrického vyšetření. Charakteristiku souboru představuje Tabulka 2.

**Tabulka 2: Základní charakteristika souboru**

| Charakteristika souboru | Muži | Ženy | Celkem |
|---|---|---|---|
| **Počet** | 6 | 14 | 20 |
| **Věk – průměr** | 27 | 28 | 28 |
| **Věk – medián** | 22 | 25 | 24 |
| **Věk – Max** | 45 | 49 | 49 |
| **Věk – Min** | 20 | 21 | 20 |
| **Věk – SD** | 8,79 | 8,54 | 8,64 |
| **Leváci – počet** | 2 | 3 | 5 |
| **Praváci – počet** | 4 | 11 | 15 |
| **Výška (cm) - průměr** | 178,67 | 166,5 | 170,15 |
| **Váha (kg) – průměr** | 71,4 | 63,74 | 66,04 |
| **BMI – průměr** | 22,25 | 22,99 | 22 |

*Vysvětlivky: max – maximální hodnota, min – minimální hodnota, SD – směrodatná odchylka, cm – centimetr, kg – kilogram, BMI – Body Mass Index*

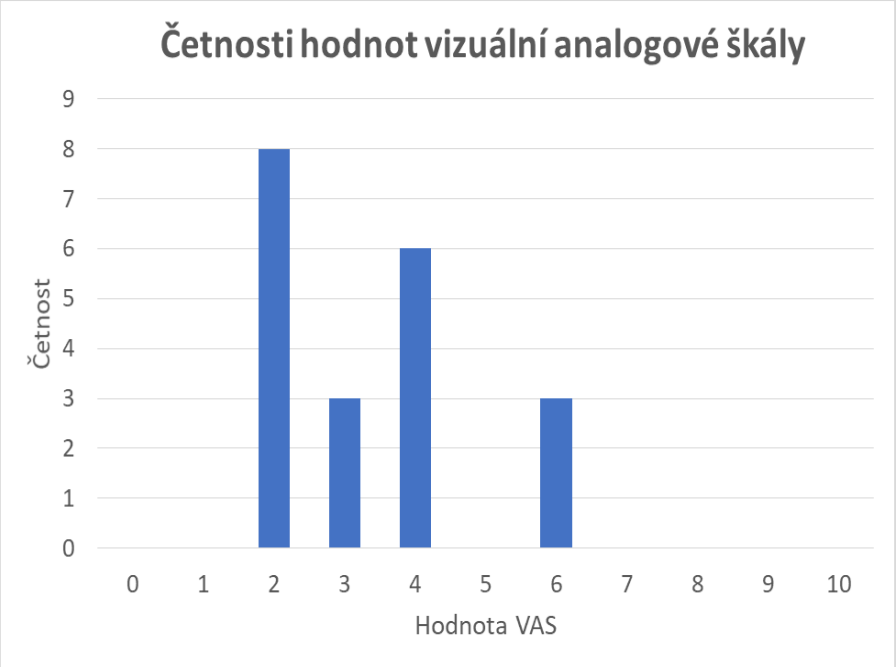
## 5.2 Anamnestické údaje (kouření a alkohol) a subjektivní pocit zdraví

Z anamnestického šetření bylo zjištěno, že 19 probandů v současné době nekouří (z toho 3 sdělili, že přestali kouřit před 6–7 lety). Pouze jeden proband uvedl, že kouří denně, a to až 20 cigaret za den.

Co se týče informací o užívání alkoholu, tak dva subjekty uvedli, že jsou abstinenti. Většina probandů (konkrétně 16 vyšetřených) uvedla, že jsou příležitostní konzumenti (nepijí denně). A nakonec dva vyšetřovaní sdělili, že jsou každodenními spotřebiteli alkoholu (v naprosté většině se jedná o konzumaci piva).

Při zjišťování subjektivního pocitu zdraví podle vizuální analogové škály se tři probandi v den vyšetření necítili zcela dobře. Ostatní uvedli s jemnými odlišnostmi pozitivní odpověď na otázku, jak se dnes cítí.

Graficky je tato skutečnost zobrazena na Obrázku 9.




**Obrázek 9 – Četnosti hodnot vizuální analogové škály**

## 5.3 Klinická vyšetření

**Tabulka 3: Hodnoty klinických vyšetření a normativních dat podle věkového rozdělení**

| | Pravá HK<br>$\bar{x} \pm SD$ | Normativní data<br>$\bar{x}$ | Levá HK<br>$\bar{x} \pm SD$ | Normativní data<br>$\bar{x}$ |
|---|---|---|---|---|
| Muži – Hand grip [kg] | | | | |
| 20-29 (5) | 41,13 ± 1,69 | 47 | 39 ± 4,29 | 45 |
| 40-49 (1) | 49,33 | 47 | 49,33 | 45 |
| Ženy – Hand grip [kg] | | | | |
| 20-29 (11) | 28,27 ± 4,77 | 30 | 27,36 ± 4,19 | 28 |
| 30-39 (1) | 31,67 | 31 | 33,33 | 29 |
| 40-49 (2) | 22,83 ± 0,17 | 29 | 19,67 ± 1,67 | 28 |
| Muži – 9HPT [s] | | | | |
| 20-25 (4) | 18,27 ± 0,57 | 16,41 | 18,21 ± 1,45 | 17,5 |
| 26-30 (1) | 18,92 | 16,88 | 19,53 | 17,84 |
| 41-45 (1) | 16,29 | 18,54 | 15,61 | 18,49 |
| Ženy – 9HPT [s] | | | | |
| 20-25 (8) | 17,78 ± 1,35 | 16,04 | 18,18 ± 0,84 | 17,21 |
| 26-30 (3) | 16,95 ± 0,44 | 15,9 | 17,51 ± 1,45 | 16,97 |
| 31-35 (1) | 16,63 | 16,69 | 17,33 | 17,47 |
| 46-50 (2) | 20,45 ± 3,94 | 17,36 | 21,05 ± 5,75 | 17,96 |
| Muži – Coin rotation task [s] | | | | |
| 20-29 (5) | 12,92 ± 2,15 | x | 13,56 ± 0,93 | x |
| 40-49 (1) | 11,15 | 12,9 | 10,92 | 14 |
| Ženy – Coin rotation task [s] | | | | |
| 20-29 (11) | 14,14 ± 2,41 | x | 14,69 ± 2,24 | x |
| 30-39 (1) | 11,37 | x | 13,45 | x |
| 40-49 (2) | 14,64 ± 1,96 | x | 14,25 ± 3,99 | x |

*Vysvětlivky: HK – horní končetina, $\bar{x}$ - aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, kg – kilogramy, s – sekundy, 9HPT – Nine-hole peg test (Devítikolíkový test), číslo v závorce – počet probandů věkové kategorie, x – normativní data nenalezena*

**Tabulka 4: Celková základní statistika klinických vyšetření**

| | M - pravá HK $\bar{x} \pm SD$ | M - levá HK $\bar{x} \pm SD$ | Ž - pravá HK $\bar{x} \pm SD$ | Ž - levá HK $\bar{x} \pm SD$ |
|---|---|---|---|---|
| Hand grip [kg] | 42,5 ± 3,43 | 40,72 ± 5,50 | 27,74 ± 4,76 | 26,69 ± 4,98 |
| Nine-hole peg test [s] | 18,05 ± 0,94 | 17,99 ± 1,67 | 17,9 ± 2,13 | 18,38 ± 2,62 |
| Coin rotation task [s] | 12,62 ± 2,07 | 13,12 ± 1,30 | 14,01 ± 2,38 | 14,54 ± 2,52 |

*Vysvětlivky: M – muži, Ž – ženy, HK – horní končetina, $\bar{x}$ – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, kg – kilogramy, s – sekundy*

Obě výše zobrazené tabulky představují pro přehlednost aritmetické průměry a směrodatné odchylky hodnot klinických vyšetření. První tabulka je podrobnější z hlediska rozdělení probandů na věkové skupiny a jejich počty a z hlediska doplněných normativních dat [24], [33], [34]. Druhá tabulka pak obsahuje celkovou základní statistiku a rozdělení dle klinických testů, pohlaví a vyšetřované horní končetiny.

Vyšetření síly stisku ruky (Hand grip) proběhlo u pěti mužů ve věkovém rozmezí 20-29 let s průměrným výsledkem 41,13 ± 1,69 kilogramů (střední hodnota ± směrodatná odchylka) pro pravou HK (horní končetinu) a s průměrem 39 ± 4,29 kg (kilogramů) pro levou HK a u jednoho muže spadajícího do kategorie 40–49 let s výsledkem 49,33 kg pro pravou HK i levou HK. Jedenáct žen ve věkové kategorii 20–29 kg let dosáhlo zprůměrovaného výsledku 28,27 ± 4,77 kg pro pravou HK a 27,36 ± 4,19 kg pro levou HK. Jedna žena ve věkové skupině 30–39 let pro pravou HK dosáhla výsledku 31,67 kg a pro levou HK 33,33 kg. Dvě ženy ve věku 46 a 49 let dosáhly zprůměrované hodnoty 22,83 ± 0,17 kg pro pravou HK a 19,67 ± 1,67 kg pro levou HK. Průměrný výsledek všech vyšetřených mužů pro pravou HK činí 42,5 ± 3,43 kg, pro levou HK 40,72 ± 5,50 kg. U všech vyšetřených žen je průměrná hodnota pro pravou HK 27,74 ± 4,76 kg, pro levou HK 26,69 ± 4,98 kg.

Klinické vyšetření Nine-hole peg test (Devítikolíkový test) proběhlo u čtyř mužů ve věkové kategorii 20–25 let s výsledkem 18,27 ± 0,57 sekund pro pravou HK a průměrnou hodnotou 18,21 ± 1,45 sekund pro levou HK. U jednoho muže ve věku 29 let s výsledkem 18,92 sekund pro pravou HK a 19,53 sekund pro levou HK. Jeden muž ve věku 45 let dosáhl výsledku 16,29 sekund pro pravou HK a 15,61 sekund pro levou HK. U osmi žen ve věku 20–25 let je průměrná hodnota pro pravou HK 17,78 ± 1,35 sekund, pro levou HK pak 18,18 ± 0,84 sekund. Zprůměrovaný výsledek 16,95 ± 0,44 sekund pro pravou HK a 17,51 ± 1,45 sekund pro levou HK se vyskytuje u tří žen ve věku 26–30 let. Jedna žena ve věku 28 let dosáhla hodnoty 16,63 sekund pro pravou HK a 17,33 sekund

pro levou HK.  U dvou žen ve věkové kategorii 46–50 let byl zaznamenán průměrný výsledek 20,45 ± 3,94 sekund pro pravou HK a 21,05 ± 5,75 sekund pro levou HK. Po zprůměrování výsledků všech mužů je výsledná hodnota pro pravou HK 18,05 ± 0,94 sekund, pro levou HK 17,99 ± 1,67 sekund. Celková průměrná hodnota u všech vyšetřených žen pro pravou HK je 17,9 ± 2,13 sekund, pro levou HK 18,38 ± 2,62 sekund.

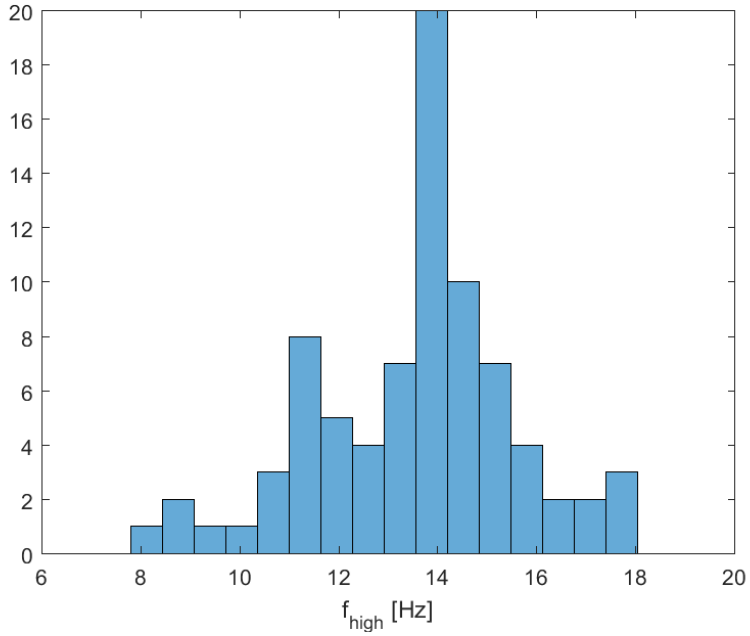
Průměrný výsledek Coin rotation task u pěti mužů ve věku 20-29 let je roven 12,92 ± 2,15 sekund pro pravou HK a 13,56 ± 0,93 sekund pro levou HK. U jednoho muže ve věku 45 let byl zaznamenán výsledek 11,15 sekund pro pravou HK a 10,92 sekund pro levou HK. Ženy ve věku 20–29 let dosáhly průměrného výsledku 14,14 ± 2,41 sekund pro pravou HK a 14,69 ± 2,24 sekund pro levou HK. U jedné ženy ve věku 33 let je přítomna hodnota 11,37 sekund pro pravou HK a 13,45 sekund pro levou HK. Dvě ženy ve věkové kategorii 40–49 let dosáhly průměrného výsledku 14,64 ± 1,96 sekund pro pravou HK a 14,25 ± 3,99 sekund pro levou HK. Průměrný výsledek všech mužů pro pravou HK činí 12,62 ± 2,07 sekund, pro levou HK 13,12 ± 1,30 sekund. U všech žen je tento výsledek pro pravou HK 14,01 ± 2,38 sekund, pro levou HK 14,54 ± 2,52 sekund.

Zdrojová data výsledků všech tří klinických vyšetření jsou k nalezení v Příloze č. 4.

## 5.4 Spektrální charakteristika třesu

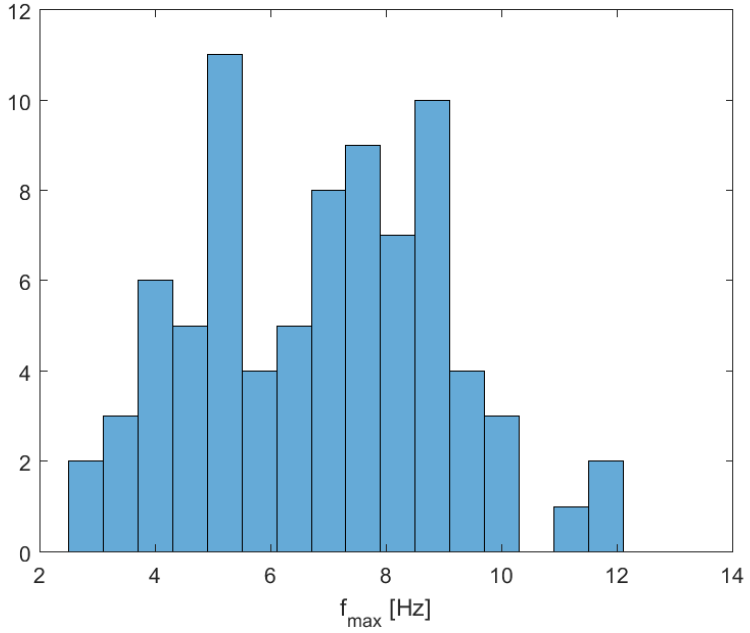
K popisu spektrální charakteristiky třesu jsme využili výše zmíněné parametry $f_{HIGH}$ a $f_{MAX}$. Tabulka obsahující hodnoty těchto parametrů ze všech záznamů z akcelerometru je k nalezení v Příloze č. 4. Z těchto hodnot jsme pak sestavili histogramy (viz níže).

Na Obrázku 10 je zobrazen histogram parametru $f_{HIGH}$ pro všechny situace měření, tedy pro otevřené a zavřené oči a pro levou i pravou horní končetinu dohromady (celkem 80 měření). Z tohoto obrázku jasně vyplývá, že nejvíce hodnot se vyskytuje v okolí 14 Hz. Okolní hodnoty jsou zastoupeny s menší četností. Tento histogram se podobá grafu s normálním rozdělením pravděpodobností.




**Obrázek 10 – Histogram horních mezních frekvencí/šířky pásma**

Obrázek 11 představuje histogram frekvencí s maximální energií (parametr $f_{MAX}$) opět všech záznamů dohromady. Oproti předchozímu grafu můžeme na tomto vidět širší rozsah frekvencí s vysokou četností. Největší zastoupení má hodnota frekvence okolo 5 Hz, dále 9 Hz a následují hodnoty přibližně 7,5 Hz.




**Obrázek 11 – Histogram frekvencí s maximální energií**

Přehled základní statistiky vypočítaných parametrů je zobrazen v Tabulce 5. U obou parametrů byl vypočítán průměr a směrodatná odchylka jak separovaně pro levou či pravou horní končetinu s otevřenýma či zavřenýma očima, tak pro všechny situace dohromady.

**Tabulka 5: Základní statistika vyhodnocených parametrů $f_{MAX}$ a $f_{HIGH}$**

| | f_max (Hz) | | f_high (Hz) | |
|---|---|---|---|---|
| | $\bar{x}$ | SD | $\bar{x}$ | SD |
| **LO** | 7,07 | 2,28 | 13,54 | 2,17 |
| **LZ** | 6,04 | 1,62 | 12,84 | 1,90 |
| **RO** | 7,16 | 2,27 | 13,85 | 1,87 |
| **RZ** | 7,07 | 2,24 | 13,83 | 2,23 |
| **celkově** | 6,83 | 2,13 | 13,52 | 2,05 |

*Vysvětlivky: Hz – hertz, f_max – frekvence s maximální energií, f_high – horní mezní kmitočet/šířka pásma, $\bar{x}$ – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, LO – levá horní končetina a otevřené oči, LZ – levá horní končetina a zavřené oči, RO – pravá horní končetina a otevřené oči, RZ – pravá horní končetina a zavřené oči*

Pro měření na levé horní končetině s otevřenýma očima vyšel parametr $f_{MAX}$ 7,07 ± 2,28 Hz a parametr $f_{HIGH}$ 13,54 ± 2,17 Hz. Pro měření na levé horní končetině se zavřenýma očima vyšel parametr $f_{MAX}$ 6,04 ± 1,62 Hz a parametr $f_{HIGH}$ 12,84 ± 1,90 Hz. Za situace na pravé horní končetině s otevřenýma očima vyšel parametr $f_{MAX}$ 7,16 ± 2,27 Hz a parametr $f_{HIGH}$ 13,85 ± 1,87 Hz. Na pravé horní končetině se zavřenýma očima vyšel parametr $f_{MAX}$ 7,07 ± 2,24 Hz a parametr $f_{HIGH}$ 13,83 ± 2,23 Hz. Po zahrnutí všech situací dohromady činil parametr $f_{MAX}$ 6,83 ± 2,13 Hz a parametr $f_{HIGH}$ 13,52 ± 2,05 Hz.

Pro $f_{MAX}$ i pro $f_{HIGH}$, a to jak pro všechny záznamy dohromady, tak i separované LO, LZ, RO a RZ, vyšlo v obou testech normality (viz kapitola 4.4 Zpracování a statistické vyhodnocení dat, str. 37) pro hladinu významnosti 0,05, že nelze zamítnout nulovou hypotézu (H0: data pocházejí z normálního rozdělení).

## 5.5 Korelace klinických vyšetření s výstupy z akcelerometru

Před provedením výpočtu korelací mezi daty klinických testů a daty z akcelerometru jsme provedli normalizaci dat (standardizaci směrodatnou odchylkou). Data se stala bezrozměrnými a vzájemně porovnatelnými.

K posouzení vzájemného vztahu mezi daty byla vytvořena korelační matice. Tabulka 6 představuje matici s Pearsonovými korelačními koeficienty pro vzájemné vyhodnocení klinických testů a dat z akcelerometru.

**Tabulka 6: Přehled korelace dat z akcelerometru s daty klinických testů**

| | HG-R | HG-L | NHPT-R | NHPT-L | CRT-R | CRT-L |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **f_max (LO)** | -0.35 | -0.20 | 0.35 | 0.29 | 0.13 | 0.32 |
| **f_high (LO)** | -0.24 | -0.11 | 0.37 | 0.35 | 0.09 | 0.31 |
| **f_max (LZ)** | -0.20 | -0.12 | 0.22 | 0.00 | 0.08 | 0.1 |
| **f_high (LZ)** | -0.24 | -0.11 | 0.16 | 0.02 | 0.06 | 0.2 |
| **f_max (RO)** | -0.07 | 0.00 | 0.17 | 0.01 | 0.30 | 0.16 |
| **f_high (RO)** | 0.04 | 0.12 | 0.16 | 0.02 | 0.23 | 0.16 |
| **f_max (RZ)** | -0.44 | -0.31 | 0.26 | 0.1 | 0.26 | 0.2 |
| **f_high (RZ)** | -0.32 | -0.19 | 0.14 | 0.05 | 0.12 | 0.15 |

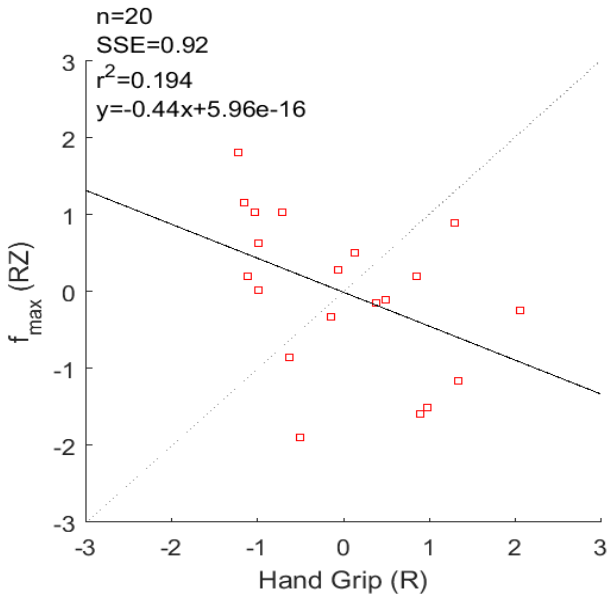
*Vysvětlivky: f_max – frekvence s maximální energií, f_high – horní mezní kmitočet/šířka pásma, LO – levá horní končetina s otevřenýma očima, LZ – levá horní končetina se zavřenýma očima, RO – pravá horní končetina s otevřenýma očima, RZ – pravá horní končetina se zavřenýma očima, HG-R – Hand grip pravé ruky, HG-L – Hand grip levé ruky, NHPT-R – Nine-hole peg test pravé ruky, NHPT-L – Nine-hole peg test levé ruky, CRT-R – Coin rotation task pravé ruky, CRT-L – Coin rotation task levé ruky*

Při pohledu na výše zmíněnou tabulku můžeme vidět, že nejvyšší hodnota korelačního koeficientu (r = -0.44) je záporná a je přítomna u parametru f_max (RZ) s parametrem HG-R. Nejvyšší kladný koeficient nalézáme u korelace NHPT-R s parametrem f_high (LO), má hodnotu 0.37. Obdobně vysoká hodnota je i u parametru f_max (LO), konkrétně 0.35.

Pro ukázku jsme vygenerovali korelační diagram parametru f_max (RZ) a HG-R, viz Obrázek 12. Na svislé ose grafu jsou zachyceny hodnoty parametru f_max pro pravou horní končetinu se zavřenýma očima, na vodorovné ose pak hodnoty klinického vyšetření Hand grip pro pravou ruku. Legenda:

- n – počet hodnot
- SSE – suma čtverců vzdáleností mezi jednotlivými body a přímkou, kterou byla data proložena

- $r^2$ – druhá mocnina korelačního koeficientu
- y – rovnice přímky, kterou byla data proložena




**Obrázek 12 – Korelační diagram parametru $f_{MAX}$ a hodnot Hand grip pravé ruky**

Přímka vykazuje náznak nepřímé úměry mezi porovnávanými hodnotami. Hodnotu korelačního koeficientu (r = -0.44) z hlediska velikosti můžeme označit za střední závislost mezi veličinami.

# 6 DISKUSE

## 6.1 Výběr probandů, charakteristika souboru

Jedním z cílů této práce bylo vyšetření zdravých jedinců za účelem vytvoření databáze normativních hodnot měření akcelerometrem a klinických testů na funkci horní končetiny. Pro získání zdravých dobrovolníků byla vytvořena sada anamnestických otázek, které měly za úkol odhalit případná vylučovací kritéria (neurologická diagnóza atd.), nebo alespoň upozornit na to, že výsledky dotyčných se mohou nějak odlišovat.

Jak napsáno ve výsledcích, celkový soubor představuje 20 probandů. Z toho 19 probandů negovalo klíčové anamnestické otázky (kromě dotazu ohledně léků – viz Příloha č. 2), a z tohoto hlediska byli označeni za zdravé. Výjimkou je však jeden proband, který posléze vykázal odlišnosti výsledků jak klinických testů, tak i akcelerometrie, viz dále. Při dotazu, zda vyšetřovaní užívají nějaké léky, byla nejčastější odpověď u mladých žen antikoncepce, nebo že žádné léky nepožívají. Na základě základního výčtu léků způsobujících třes podle Bhatia et al. (2018) nebyly žádné takové u probandů zjištěny. Zbylý proband se svěřil, že před třemi lety byl na vyšetření u neurologa pro podezření na neurologické onemocnění. I přes tuto odpověď byl pro zajímavost vložen do výsledků, viz dále.

Autor si je vědom, že ke zjištění zdravotního stavu vyšetřovaných je zapotřebí mnohem detailnějšího vyšetření, tedy kromě anamnézy, která je zde navíc částečná (neobsahuje všechny klasické prvky), je třeba provést také kompletní neurologické vyšetření atd. Tudíž je také možné, že někteří z probandů nemusí být zcela zdraví, jelikož nebyly položeny některé konkrétní dotazy či nebyla cíleně vyšetřena neurologická symptomatika. Na druhou stranu případné provedení kompletního vyšetření jedince by bylo nad rámec této práce. Existují studie zabývající se vyšetřením třesu pouze zdravých jedinců, kteří podstoupili anamnestické šetření či neurologické vyšetření [36], [37], [38], [39].

## 6.2 Kouření, alkohol a subjektivní pocit zdraví

K doplnění informací ohledně zdraví byly vyšetřovaným položeny otázky týkající se užívání alkoholu, kouření a aktuálního subjektivního pocitu duševního a fyzického zdraví. Pro kategorizaci abusu kouření a alkoholu byla vytvořena škála o hodnotách 0 (nepije, nekouří) až 3 (závislost na alkoholu, kouření).

V nalezené literatuře nebyla dohledána žádná zmínka o samotném vlivu kouření na vznik nebo ovlivnění třesu. Mohli bychom ale předpokládat, že při chronickém kouření o velkých denních dávkách (při závislosti) a po náhlém vysazení, podobně jako u alkoholu, se alespoň akcentovaný fyziologický třes objevit může. Jediný proband sdělil, že kouří denně až 20 cigaret. Akcentovaný třes však u tohoto probanda zpozorovaný nebyl.

Co se týče alkoholu, tak zde byla kvantifikace užívání poněkud složitější. Použitá čtyřbodová škála se zdá být nedostatečná, jelikož označení příležitostně (ne denně; hodnota 1 na škále) pro každého jedince představovalo co do množství trochu jiné kvantum alkoholu. Nicméně známé působení alkoholu na třes se projevuje jen při chronickém užívání větších denních dávek, a tedy nepředpokládáme, že výpověď 16 probandů s příležitostným konzumováním alkoholu nějak výrazně pozmění charakteristiku třesu [4]. Uvažovat o této situaci bychom mohli u dvou probandů, kteří konstatovali denní užívání. V tomto případě se jednalo o konzumaci 1-2 piv denně. Avšak parametry třesu u těchto jedinců nevykázaly větší odchylky, ani nebyl spatřen akcentovaný fyziologický třes.

Vliv stresu se uvádí také jako faktor podmiňující vznik akcentovaného fyziologického třesu [19]. Tento případný vliv se autor pokusil zachytit pomocí vizuální analogové škály a dotazu na aktuální duševní a fyzický stav. Třem probandům byla udělena hodnota 6 na základě přítomného nachlazení nebo stresu ze školy. U ostatních probandů se hodnota pohybovala v rozmezí hodnot 2 až 4 s tím, že u hodnoty 4 byly důvody nedostatek spánku či také nachlazení. Je proto vidět, že škála je opět orientační. Podle mého názoru by se mohly očekávat změny třesu při subjektivním pocitu s hodnotou 6. Nicméně při analýze získaných výsledků (parametrů) třesu nebyly zjištěny výraznější odchylky, ani zpozorován akcentovaný fyziologický třes.

## 6.3 Klinická vyšetření na funkci horní končetiny

Klinické testy byly vybrány z těchto důvodů:

Primárním cílem bylo vytvořit databázi zdravých jedinců (např. pro další porovnání s nemocnými subjekty), dále využít tato data ke zjištění míry korelace s daty z akcelerometru a nakonec na základě normativních dat porovnat „normálnost“ vyšetřených probandů i přes lehké odchylky v metodikách vyšetření.

U vyšetření síly stisku ruky (Hand grip) byla použita normativní data podle Massy-Westropp et al. (2011). U mužů ve věku 20-29 let (n = 5) nacházíme významné rozdíly v průměrných hodnotách v porovnání s normativními daty jak pro pravou tak pro levou HK. Toto může být způsobeno několika faktory. Prvním může být vedený způsob života (všichni dotyční jsou studenti; sedavý způsob života, práce s počítačem, nevykonávání silových činností atd.). Věk probandů hraje také roli, jelikož se udává, že svalová síla dosahuje vrcholu okolo 25. roku života (věkové rozpětí čtyř probandů je 20 až 23 let) [35]. Významné rozdíly jsou přítomné také u dvou žen (věk 46 a 49 let). Obě dvě ženy dosáhly nízkých výsledků, přičemž jedna z nich je již zmiňovaný „ne zcela“ zdravý proband. A nakonec je otázka, nakolik může ovlivnit výsledky podpora dynamometru rukou vyšetřujícího (v této práci vyšetření proběhlo bez podpory dynamometru), jak to bylo provedeno v práci s uvedenými normativními daty. Literaturu s normativními daty bez podpory dynamometru se mi bohužel nepodařilo nalézt.

Výsledky Devítikolíkového testu (Nine-hole peg test) byly porovnány s normativními daty podle Grice et al. (2003). Zde bych chtěl opět upozornit na výsledky žen ve věku 46 a 49 let. Jedna z těchto žen dosáhla průměrné hodnoty 24,40 sekund pro pravou HK a 26,80 sekund pro levou HK, tyto časy se významně liší od normativních dat. Opět se jedná o tutéž „ne zcela“ zdravou osobu. Do jisté míry mohly být výsledky ovlivněny faktem, že na rozdíl od této práce měli vyšetřovaní u Grice et al. (2003) možnost vyzkoušení si testu před ostrým startem.

Použitá normativní data pro test rotace mince pocházejí z práce Mendoza et al. (2009). Tato normativní data jsou omezena pro účely této práce pouze na jednu mužskou věkovou kategorii, pro ženy a ostatní věkové kategorie nebyla žádná další normativní data nalezena. Odlišnosti naší metodiky od metodiky s normativními daty spočívaly v počtu pokusů, kterých bylo u Mendoza et al. (2009) tři, v této práci pak podle Heldner et al. (2014) pouze dvě. Druhý faktor pro existující odlišnosti ve výsledcích je použití jiné

mince, v našem případě se jednalo o českou pětikorunu, u Mendoza et al. (2009) to byl americký pěticent.

Obecně skutečnost, že metodiky zde použité se mírně lišily od těch s normativními daty, se zdá být kontraproduktivní, na druhou stranu nám to poskytuje možnost tyto metodiky porovnat (a vlastně určit i faktory, které je mohou ovlivnit – což ale není předmětem této práce). Zároveň byla stanovena základní normativní data pro tyto nové metodiky. Nepochybně pak pro další využití normativních dat ve studii, v rámci které je tato práce vedena, je třeba dodržet stanovenou metodiku. Pro doplnění možných okolností působících na výsledky vyšetření a jejich interpretaci je nutné zmínit ještě vliv denní doby vyšetření (vyšetření proběhla v odpoledních hodinách; výskyt únavy nebo snížení pozornosti probandů atd.) a počet jedinců, který navíc po rozdělení do věkových kategorií byl nízký (tudíž výsledky jsou do jisté míry obtížně interpretovatelné a porovnatelné s normativními daty).

## 6.4 Spektrální charakteristika třesu

Pro kvantitativní popis spektrální charakteristiky třesu bylo nejdříve provedeno vyhlazení křivky původního signálu a poté stanoveny parametry $f_{HIGH}$ a $f_{MAX}$. Tyto parametry a způsob vyhlazení signálu jsou jedinečné v tom smyslu, že nebyly nalezeny v žádné jiné studii, což má své výhody a nevýhody. Jako výhodu vidím rozšíření baterie možných způsobů vyhodnocení křivky signálu pro další studie a dále celkem jednoduché odečítání parametrů třesu z vyhlazené křivky (například za účelem porovnání hodnot frekvencí zdravých s nemocnými v rámci dalšího pokračování hlavní studie). Mezi nevýhody bych zařadil téměř nemožné porovnání výsledků s ostatními studiemi a s tím související skutečnost, že nevyhlazený (původní, hrubý) signál třesu vykazuje, konkrétně v naší posturální situaci, více lokálních maxim, což by si zasloužilo detailnější analýzu, viz Obrázek 8 na straně 36. Do jisté míry může mít takovéto vyhlazení za následek i zkreslení hodnot stanovených parametrů.

Z Obrázku 10 na straně 43 vyplývá, že nejvíce zastoupená hodnota parametru $f_{HIGH}$ je rovna frekvenci okolo 14 Hz, navíc tvar histogramu připomíná graf s normálním rozdělením pravděpodobností. Tedy graf nám napovídá, do jaké oblasti hodnot bude směřovat většina vyšetřených jedinců (v tomto případě zdravých). Můžeme se pouze domnívat, zda okrajové hodnoty histogramu už svědčí pro patologii, nebo je hodnota

parametru pro zdravé lidi širší. Po určení dvou jedinců jako potencionálně nezdravých v této práci je možné tyto osoby nalézt právě na okrajích histogramu (konkrétně první proband má všechna čtyři měření v rozsahu 8,20 až 9,18 Hz, druhý se pak pohybuje na opačné straně grafu s výsledky 15,14 až 17,68 Hz).

Při pohledu na histogram parametru $f_{MAX}$ je situace výrazně nepřehlednější. Objevují se tam totiž až tři značně separované hodnoty s vysokou četností. Vliv na tuto různorodost může mít již zmiňovaný způsob zpracování signálu, nebo přirozeně širší variabilita hodnot u zdravých lidí, či nejméně pravděpodobná přítomnost více nezdravých jedinců, kteří nebyli odhaleni. První z potencionálně nezdravých jedinců se v tomto případě pohybuje v rozmezí frekvencí 2,93–4,20 Hz, druhý pak ve frekvencích 8,98 až 11,72 Hz.

Z celkových okolností, které potenciálně ovlivnily výsledky, bych zmínil opět různou denní dobu vyšetření či jiné okolní podmínky (např. rušivé vlivy) při měření jedinců a pak možný vznik chyb měření přístrojem. Ideálním stavem by byla možnost provedení opakovaného měření ke zpřesnění výsledků.

Malý počet jedinců a omezená věková hranice jsou limitem této práce. To je také jeden z důvodů, proč byla provedena syntéza a vyhodnocení všech záznamů dohromady (celkem 80 záznamů) a nedošlo například k separování a k porovnání levé či pravé ruky nebo otevřených a zavřených očí. Dále je možná menší diskrepance mezi výsledky žen a mužů, např. pro jejich odlišné antropometrické vlastnosti [38]. Zajímavějším předmětem pro porovnání při větším počtu zkoumaných by mohl být vliv věku jedinců na chování třesu [40].

Při pohledu na Tabulku 5 na straně 44 si lze všimnout, že pro situace LO, RO a RZ se pohybuje $f_{MAX}$ okolo 7 Hz a pro situaci LZ je to 6,04 Hz. Výše zmíněná literatura nepopisuje odlišnosti frekvence třesu mezi pravou a levou horní končetinou (ať už byly vyšetřené s otevřenýma, nebo zavřenýma očima) u jednoho jedince. Bohužel z výsledků této práce nelze učinit závěr, proč tomu tak je zde.

Parametr $f_{HIGH}$ se z prezentovaných výsledků jeví jako vhodný ukazatel frekvenční charakteristiky zdravých jedinců vykazující jisté podobnosti v porovnání s parametrem druhým ($f_{MAX}$), který má mnohem širší pole hodnot o vysokých četnostech.

Kromě této frekvenční charakteristiky by bylo vhodné provést ještě vyhodnocení amplitudy jako druhé základní vlastnosti třesu [4].

## 6.5 Korelace klinických vyšetření s výstupy z akcelerometru

Po provedení výpočtu korelací bylo zjištěno, že se žádné významnější lineární vztahy mezi proměnnými neobjevují. Tedy klinické testy na funkci horní končetiny nejsou ve významnějším lineárním vztahu s parametry výstupů z akcelerometru. Avšak nevylučuje to možnost existence jiného druhu vzájemné závislosti.

Např. interpretace středně silné záporné korelace (r = -0,44) mezi parametrem f_max (RZ) a parametrem HG-R může vypadat takto: „Čím větší bude síla stisku pravé ruky, tím více se může snížit hodnota frekvence třesu s největším zastoupením ve spektru při posturální situaci se zavřenýma očima.“ Je to nicméně nevýznamná korelace.

V mnou nalezené literatuře se nepodařilo objevit práce řešící tuto problematiku korelací. Za obdobnou práci můžeme považovat např. tu od Rybníčkové (2009). Její cílovou skupinou byli pacienti s RS a korelovala výstupy z akcelerometru s výsledky klinického vyšetření (vyšetření třesu, ataxie, dysdiadochokinézy atd. pomocí různých škál) [41]. Dále existuje práce shrnující jiné studie, které se zabývaly mimo jiné korelacemi dat z akcelerometrie horních končetin s výsledky různých klinických hodnotících škál u pacientů po cévní mozkové příhodě [18].

Na základě dosažených výsledků a výše jmenované literatury se zdá být výhodnější a logičtější spíše provádět korelace s využitím klinických škál specializujících se na vyhodnocení závažnosti třesu. Klinická vyšetření na funkci horní končetiny provedená v této práci jsou totiž ovlivněna i jinými faktory a třes nemusí hrát v tomto případě dominantní roli. Navíc bychom touto obměnou více přispěli k problematice objektivizace vyšetření třesu akcelerometrem.

## 6.6 Přínos práce

Na základě měření byly definovány dílčí nedostatky zařízení pro měření tremoru a zařízení bylo následně upraveno. Proběhla úprava uživatelského rozhraní a ověření správnosti uložených dat.

# 7 ZÁVĚR

Bylo vyšetřeno celkem 20 probandů, z toho 2 jedinci vykázali na základě anamnézy, výsledků klinických vyšetření nebo měření akcelerometrem jisté výraznější odlišnosti, v rámci kterých byli označeni za „hraničně zdravé“ probandy.

I přes absenci odebrání úplné anamnézy a neurologického vyšetření je možné konstatovat, že se podařilo vytvořit databázi alespoň 18 zdravých jedinců, a to jednak databázi normativních hodnot klinických testů na funkci horní končetiny, jednak databázi normativních hodnot charakterizujících třes vyšetřený pomocí akcelerometru.

Z dosažených výsledků – histogramů dvou zvolených parametrů pro charakteristiku třesu se jeví jako výhodnější pro posouzení chování třesu parametr $f_{HIGH}$ vykazující velkou četnost v okolí 14 Hz; parametr $f_{HIGH}$ v porovnání s druhým parametrem ($f_{MAX}$) vykazuje u zdravých lidí vzájemně podobné charakteristiky, kdy u většiny záznamů klesla energie signálu o polovinu u frekvence okolo 14 Hz. Parametr $f_{MAX}$ pak pro stanovení jasného verdiktu o chování třesu poskytl méně přehledné informace, a tedy vzájemnou podobnost mezi jedinci nenacházíme, jelikož pásmo frekvencí o vysokých četnostech je mnohem širší.

Po zhotovení korelací nebyly nalezeny žádné významnější vztahy mezi hodnotami klinických vyšetření na funkci horní končetiny a parametry z měření akcelerometrem. Jediný vztah s vyšší hodnotou Pearsonova korelačního koeficientu ($r = -0.44$) byl mezi parametrem síly stisku pravé ruky s parametrem $f_{MAX}$ změřeným na pravé HK se zavřenýma očima.

# SEZNAM LITERATURY


[1] RUBCHINSKY, Leonid, Alexey KUZNETSOV, Vicki MD a Karen SIGVARDT. Tremor. *Scholarpedia* [online]. 2007, **2**(10), 1379- [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.4249/scholarpedia.1379. ISSN 1941-6016. Dostupné z: http://www.scholarpedia.org/article/Tremor

[2] NEVŠÍMALOVÁ, Soňa, Jiří TICHÝ a Evžen RŮŽIČKA. *Neurologie*. Praha: Galén, c2002. ISBN 80-246-0502-3.

[3] MCAULEY, J. H. Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control. *Brain* [online]. **123**(8), 1545-1567 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1093/brain/123.8.1545. ISSN 14602156. Dostupné z: https://academic.oup.com/brain/article-lookup/doi/10.1093/brain/123.8.1545

[4] HESS, Christopher W. a Seth L. PULLMAN. Tremor: Clinical Phenomenology and Assessment Techniques. *Tremor and Other Hyperkinetic Movements* [online]. Columbia University: Tremor Other Hyperkinet Mov, 2012 [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: https://tremorjournal.org/index.php/tremor/article/view/65/html

[5] DEUSCHL, Günther, Peter BAIN a Mitchell BRIN. Consensus Statement of the Movement Disorder Society on Tremor. *Movement Disorders* [online]. 1998, **13**(S3), 2-23 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1002/mds.870131303. ISSN 08853185. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1002/mds.870131303

[6] DEUSCHL, Günther, Jan RAETHJEN, Michael LINDEMANN a Paul KRACK. The pathophysiology of tremor. *Muscle & Nerve* [online]. 2001, **24**(6), 716-735 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1002/mus.1063. ISSN 0148-639X. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1002/mus.1063

[7] LUKÁŠ, Karel a Aleš ŽÁK. Chorobné znaky a příznaky: 76 vybraných znaků, příznaků a některých důležitých laboratorních ukazatelů v 62 kapitolách s prologem a epilogem. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-2764-6.

[8] Hand-held Dynamometer / Grip Strength | Shirley Ryan AbilityLab - Formerly RIC. *AbilityLab Home | Shirley Ryan AbilityLab - Formerly RIC* [online]. East Erie - Chicago: AbilityLab, 2014 [cit. 2018-05-12]. Dostupné z:

https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/hand-held-dynamometergrip-strength

[9] HELDNER, M. R., T. VANBELLINGEN, S. BOHLHALTER, H. P. MATTLE, R. M. MURI a C. P. KAMM. Coin Rotation Task: A Valid Test for Manual Dexterity in Multiple Sclerosis. *Physical Therapy* [online]. 2014, **94**(11), 1644-1651 [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.2522/ptj.20130252. ISSN 0031-9023. Dostupné z: https://academic.oup.com/ptj/article-lookup/doi/10.2522/ptj.20130252

[10] HALLETT, Mark. Overview of Human Tremor Physiology. *Movement Disorders* [online]. 1998, **13**(S3), 43-48 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1002/mds.870131308. ISSN 08853185. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1002/mds.870131308

[11] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

[12] VALKOVIČ, Peter a Ján BENETIN. Tremor z pohľadu klinického neurológa. *Neurol. pro Praxi*[online]. 2011, **12**(1), 12-15 [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: https://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-201101-0004_Tremor_z_pohladu_klinickeho_neurologa.php

[13] ALUSI, S H, S GLICKMAN, T Z AZIZ a P G BAIN. Tremor in multiple sclerosis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 1999, **66**(2), 131-134 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1136/jnnp.66.2.131. ISSN 0022-3050. Dostupné z: http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp.66.2.131

[14] SIMMONS, Jonathan. Tremor. *MS Daily Blog, Experts & Community | MultipleSclerosis.net* [online]. Philadelphia: Health Union, 2018 [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: https://multiplesclerosis.net/symptoms/tremor/

[15] ALUSI, S. H. A study of tremor in multiple sclerosis. *Brain* [online]. **124**(4), 720-730 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1093/brain/124.4.720. ISSN 14602156. Dostupné z: https://academic.oup.com/brain/article-lookup/doi/10.1093/brain/124.4.720

[16] KOCH, Marcus, Jop MOSTERT, Dorothea HEERSEMA a Jacques KEYSER. Tremor in multiple sclerosis. *Journal of Neurology* [online]. 2007, **254**(2), 133-145 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1007/s00415-006-0296-7. ISSN 0340-5354. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s00415-006-0296-7

[17] ELIAS, W. Jeffrey a Binit B. SHAH. Tremor. *JAMA* [online]. 2014, **311**(9), 948- [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1001/jama.2014.1397. ISSN 0098-7484. Dostupné z: http://jama.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/jama.2014.1397

[18] NOORKÕIV, Marika, Helen RODGERS a Christopher I PRICE. Accelerometer measurement of upper extremity movement after stroke: a systematic review of clinical studies. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2014, **11**(1), 144- [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1186/1743-0003-11-144. ISSN 1743-0003. Dostupné z: http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-11-144

[19] BHATIA, Kailash P., Peter BAIN, Nin BAJAJ, et al. Consensus Statement on the classification of tremors. from the task force on tremor of the International Parkinson and Movement Disorder Society. *Movement Disorders* [online]. 2018, **33**(1), 75-87 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1002/mds.27121. ISSN 08853185. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1002/mds.27121

[20] ANDRADE, Adriano, Adriano ALVES, Maria Fernanda Soares DE ALMEIDA, Guilherme LOPES, Ana Paula SOUZA PAIXAO, Sheila BERNARDINO a Valdeci CARLOS. Human Tremor: Origins, Detection and Quantification. *Practical Applications in Biomedical Engineering* [online]. InTech, 2013, 2013-01-09 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.5772/54524. ISBN 978-953-51-0924-2. Dostupné z: http://www.intechopen.com/books/practical-applications-in-biomedical-engineering/human-tremor-origins-detection-and-quantification

[21] BAIN, P. G. Clinical Measurement of Tremor. *Movement Disorders* [online]. 1998, **13**(S3), 77-80 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1002/mds.870131313. ISSN 08853185. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1002/mds.870131313

[22] ELBLE, Rodger, Peter BAIN, Maria JOÃO FORJAZ, et al. Task force report: Scales for screening and evaluating tremor. *Movement Disorders* [online]. 2013, **28**(13), 1793-1800 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1002/mds.25648. ISSN 08853185. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1002/mds.25648

[23] MATHIOWETZ, Virgil, Karen WEBER, Nancy KASHMAN a Gloria VOLLAND. Adult Norms for the Nine Hole Peg Test of Finger Dexterity. *The Occupational Therapy Journal of Research* [online]. 2016, **5**(1), 24-38 [cit. 2018-04-28]. DOI:

10.1177/153944928500500102. ISSN 0276-1599. Dostupné z: http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/153944928500500102

[24] OXFORD GRICE, K., K. A. VOGEL, V. LE, A. MITCHELL, S. MUNIZ a M. A. VOLLMER. Adult Norms for a Commercially Available Nine Hole Peg Test for Finger Dexterity. *American Journal of Occupational Therapy* [online]. 2003, **57**(5), 570-573 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.5014/ajot.57.5.570. ISSN 0272-9490. Dostupné z: http://ajot.aota.org/Article.aspx?doi=10.5014/ajot.57.5.570

[25] HAUBENBERGER, Dietrich, Giovanni ABBRUZZESE, Peter G. BAIN, et al. Transducer-based evaluation of tremor. *Movement Disorders*[online]. 2016, **31**(9), 1327-1336 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1002/mds.26671. ISSN 08853185. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1002/mds.26671

[26] ELBLE, Rodger a Günther DEUSCHL. Milestones in tremor research. *Movement Disorders* [online]. 2011, **26**(6), 1096-1105 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1002/mds.23579. ISSN 08853185. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1002/mds.23579

[27] PULLMAN, Seth L. Spiral Analysis: A New Technique for Measuring Tremor With a Digitizing Tablet. *Movement Disorders* [online]. 1998, **13**(S3), 85-89 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1002/mds.870131315. ISSN 08853185. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1002/mds.870131315

[28] VOJÁČEK, Antonín. Principy akcelerometrů - 1. díl - Piezoelektrické. In: *Automatizace.HW.cz | Elektronika v automatizaci* [online]. Praha: HW server, 2007 [cit. 2018-05-18]. Dostupné z: https://automatizace.hw.cz/clanek/2007011401

[29] JURÁNEK, Martin. Prostředky automatického řízení. *VŠB Technická univerzita Ostrava* [online]. Ostrava: VŠB Technická univerzita Ostrava, 2007 [cit. 2018-05-18]. Dostupné z: http://homel.vsb.cz/~jur286/prostredky_aut_rizeni/preklad.htm

[30] VOJÁČEK, Antonín. Principy akcelerometrů - 2. díl - Piezorezistivní. In: *Automatizace.HW.cz | Elektronika v automatizaci* [online]. Praha: HW server, 2007 [cit. 2018-05-18]. Dostupné z: https://automatizace.hw.cz/clanek/2007012601

[31] VOJÁČEK, Antonín. Principy akcelerometrů - 3. díl - Tepelné akcelerometry MEMSIC. In: *Automatizace.HW.cz | Elektronika v automatizaci* [online]. Praha:

HW server, 2007 [cit. 2018-05-18]. Dostupné z: https://automatizace.hw.cz/clanek/2007040901

[32] HÁJEK, L. a T. HAMBÁLEK. *Gyroskopy* [online]. Praha, 2010 [cit. 2018-05-18]. Dostupné z: http://fyzsem.fjfi.cvut.cz/2010-2011/Zima10/proc/gyroskopy.pdf. Seminární práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská.

[33] MENDOZA, J. E., G. T. APOSTOLOS, J. D. HUMPHREYS, B. HANNA-PLADDY a S. E. O'BRYANT. Coin Rotation Task (CRT): A New Test of Motor Dexterity. *Archives of Clinical Neuropsychology* [online]. 2009, **24**(3), 287-292 [cit. 2018-05-12]. DOI: 10.1093/arclin/acp030. ISSN 0887-6177. Dostupné z: https://academic.oup.com/acn/article-lookup/doi/10.1093/arclin/acp030

[34] MASSY-WESTROPP, Nicola M, Tiffany K GILL, Anne W TAYLOR, Richard W BOHANNON a Catherine L HILL. Hand Grip Strength: age and gender stratified normative data in a population-based study. *BMC Research Notes* [online]. 2011, **4**(1), 127- [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1186/1756-0500-4-127. ISSN 1756-0500. Dostupné z: http://bmcresnotes.biomedcentral.com/articles/10.1186/1756-0500-4-127

[35] DVOŘÁK, Radmil. *Základy kinezioterapie*. 2. přeprac. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003. ISBN 80-244-0609-8.

[36] ELBLE, Rodger J. Characteristics of physiologic tremor in young and elderly adults. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2003, **114**(4), 624-635 [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1016/S1388-2457(03)00006-3. ISSN 13882457. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245703000063

[37] RAETHJEN, J, M LAUK, B KÖSTER, U FIETZEK, L FRIEGE, J TIMMER, C.H LÜCKING a G DEUSCHL. Tremor analysis in two normal cohorts. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2004, **115**(9), 2151-2156 [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1016/j.clinph.2004.04.006. ISSN 13882457. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245704001488

[38] RAETHJEN, J, F PAWLAS, M LINDEMANN, R WENZELBURGER a G DEUSCHL. Determinants of physiologic tremor in a large normal population. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2000, **111**(10), 1825-1837 [cit.

2018-05-18]. DOI: 10.1016/S1388-2457(00)00384-9. ISSN 13882457. Dostupné z: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245700003849

[39] JALALEDDINI, Kian, Akira NAGAMORI, Christopher M. LAINE, Mahsa A. GOLKAR, Robert E. KEARNEY a Francisco J. VALERO-CUEVAS. Physiological tremor increases when skeletal muscle is shortened: implications for fusimotor control. *The Journal of Physiology* [online]. 2017, **595**(24), 7331-7346 [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1113/JP274899. ISSN 00223751. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1113/JP274899

[40] STURMAN, Molly M., David E. VAILLANCOURT a Daniel M. CORCOS. Effects of Aging on the Regularity of Physiological Tremor. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2005, **93**(6), 3064-3074 [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1152/jn.01218.2004. ISSN 0022-3077. Dostupné z: http://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.01218.2004

[41] RYBNÍČKOVÁ, Marie. Hodnocení vlivu fyzioterapie na neurofyziologickém podkladě na tremor a kvalitu pohybu u roztroušené sklerózy mozkomíšní pomocí vybraných klinických testů a akcelerometrie. Praha, 2009. Bakalářská práce. Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství 1. LF UK a VFN v Praze. Vedoucí práce Sládková, Petra.

[42] BARRANTES, Sergi, Antonio J. SÁNCHEZ EGEA, Hernán A. GONZÁLEZ ROJAS, et al. Differential diagnosis between Parkinson's disease and essential tremor using the smartphone's accelerometer. *PLOS ONE* [online]. 2017, **12**(8), e0183843- [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1371/journal.pone.0183843. ISSN 1932-6203. Dostupné z: http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0183843

[43] SHAIKH, Aasef G., David S. ZEE, Allen S. MANDIR, Howard M. LEDERMAN, Thomas O. CRAWFORD a Natasha M. MAURITS. Disorders of Upper Limb Movements in Ataxia-Telangiectasia. *PLoS ONE*[online]. 2013, **8**(6), e67042- [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1371/journal.pone.0067042. ISSN 1932-6203. Dostupné z: http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0067042

[44] MEHTA, A. R., J.-S. BRITTAIN a P. BROWN. The Selective Influence of Rhythmic Cortical versus Cerebellar Transcranial Stimulation on Human Physiological Tremor. *Journal of Neuroscience* [online]. 2014, **34**(22), 7501-7508

[cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.0510-14.2014. ISSN 0270-6474. Dostupné z: http://www.jneurosci.org/cgi/doi/10.1523/JNEUROSCI.0510-14.2014

[45] BLESIC, S., J. MARIC, N. DRAGASEVIC, S. MILANOVIC, V. KOSTIC a Milos LJUBISAVLJEVIC. Scaling analysis of bilateral hand tremor movements in essential tremor patients. *Journal of Neural Transmission* [online]. 2011, **118**(8), 1227-1234 [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1007/s00702-011-0581-1. ISSN 0300-9564. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s00702-011-0581-1

[46] RUDZIŃSKA, Monika, Magdalena WÓJCIK, Marcin HARTEL a Andrzej SZCZUDLIK. Tremor in hemifacial spasm patients. *Journal of Neural Transmission* [online]. 2011, **118**(2), 241-247 [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1007/s00702-010-0533-1. ISSN 0300-9564. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s00702-010-0533-1

**Obrázek 1** ELBLE, Rodger a Günther DEUSCHL. Milestones in tremor research. *Movement Disorders* [online]. 2011, **26**(6), 1096-1105 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1002/mds.23579. ISSN 08853185. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1002/mds.23579

**Obrázek 2** ANDRADE, Adriano, Adriano ALVES, Maria Fernanda Soares DE ALMEIDA, Guilherme LOPES, Ana Paula SOUZA PAIXAO, Sheila BERNARDINO a Valdeci CARLOS. Human Tremor: Origins, Detection and Quantification. *Practical Applications in Biomedical Engineering* [online]. InTech, 2013, 2013-01-09 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.5772/54524. ISBN 978-953-51-0924-2. Dostupné z: http://www.intechopen.com/books/practical-applications-in-biomedical-engineering/human-tremor-origins-detection-and-quantification

**Obrázek 3** Electromyography. In: *Electromyography | MEDCHROME* [online]. 11. červen 2010 [cit. 2018-05-12]. Dostupné z: http://medchrome.com/basic-science/pathology/electromyography/

**Obrázek 4** *Nejjednodušší blokové schéma principu piezoelektrických akcelerometrů. In:* Principy akcelerometrů - 1. díl - Piezoelektrické | Automatizace.HW.cz [online]. 14. leden 2007 [cit. 2018-05-12]. Dostupné z: https://automatizace.hw.cz/clanek/2007011401

**Obrázek 5** NOVOTNÝ, Petr. *Stanovení míry tremoru pomocí akcelerometrických senzorů*. Praha, 2013. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická.

**Obrázek 6** Visual-analogue scale. In: *Correlation analysis of the visual-analogue scale and the Tinnitus Handicap Inventory in tinnitus patients* [online]. 2009 [cit. 2018-05-12]. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0034-72992009000100012&script=sci_arttext&tlng=en

**Tabulka 1** BHATIA, Kailash P., Peter BAIN, Nin BAJAJ, et al. Consensus Statement on the classification of tremors. from the task force on tremor of the International Parkinson and Movement Disorder Society. *Movement Disorders* [online]. 2018, **33**(1), 75-87 [cit. 2018-04-28]. DOI: 10.1002/mds.27121. ISSN 08853185. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1002/mds.27121

# SEZNAM TABULEK

**Tabulka 1: Přehled etiologie tremoru** (upraveno podle Bhatia et al., 2018) ..... 12
**Tabulka 2: Základní charakteristika souboru** ..... 38
**Tabulka 3: Hodnoty klinických vyšetření a normativních dat podle věkového rozdělení** ..... 40
**Tabulka 4: Celková základní statistika klinických vyšetření** ..... 41
**Tabulka 5: Základní statistika vyhodnocených parametrů $f_{MAX}$ a $f_{HIGH}$** ..... 44
**Tabulka 6: Přehled korelace dat z akcelerometru s daty klinických testů** ..... 46

# SEZNAM OBRÁZKŮ

**Obrázek 1 – Schéma neuronálních okruhů pro vznik třesu** (převzato z Elble a Deuschl, 2011) ..... 14
**Obrázek 2 – Vyšetření závažnosti třesu kresbou obrazců** (převzato z Andrade et al., 2012) ..... 22
**Obrázek 3 – Povrchová EMG** (zdroj: medchrome.com) ..... 25
**Obrázek 4 – Zjednodušené schéma PE akcelerometrů** (zdroj: automatizace.hw.cz) 27
**Obrázek 5 – Příklad frekvenčního spektra** (převzato z Novotný, 2013) ..... 29
**Obrázek 6 – Vizuální analogová škála** (zdroj: scielo.br) ..... 33
**Obrázek 7 – Měřicí zařízení** (zdroj: autor) ..... 35
**Obrázek 8 – Spektrální záznam posturálního třesu** ..... 36
**Obrázek 9 – Četnosti hodnot vizuální analogové škály** ..... 39
**Obrázek 10 – Histogram horních mezních frekvencí/šířky pásma** ..... 43
**Obrázek 11 – Histogram frekvencí s maximální energií** ..... 44
**Obrázek 12 – Korelační diagram parametru $f_{MAX}$ a hodnot Hand grip pravé ruky** ..... 47

# PŘÍLOHY

**Příloha č. 1 – Anamnestické otázky**

**Příloha č. 2 – Fotografie vybavení pro klinická vyšetření**

**Příloha č. 3 – Fotografie posturální situace při měření akcelerometrem**

**Příloha č. 4 – Zdrojová data („raw data“)**

**Příloha č. 1 – Anamnestické otázky**

Klíčové otázky:

- Bylo Vám diagnostikováno neurologické onemocnění, nebo jste měl/a nějaký úraz hlavy, míchy, či obecně nervového systému/nervů na dolních či horních končetinách?
- Navštívil/a jste někdy neurologa?
- Trpíte závratěmi nebo poruchami rovnováhy např. při chůzi či stoji?
- Máte problémy při denních činnostech, např. oblékání se, jemné manipulace např. s příborem? Neobjevuje se třes nebo zvýšená únavnost?
- Podstoupil/a jste v horizontu 5 let nějaké operace nebo úrazy (např. zlomeniny)?
- Cítíte teď nějaké bolesti, jakéhokoliv charakteru? Máte nějaké dlouhodobé bolesti?
- Užíváte nějaké léky?

Doplňující otázky:

- Léčíte se s něčím dlouhodoběji? (cukrovka, vysoký krevní tlak atd.)
- Necítíte teď slabost, nemáte pocit žízně nebo hladu?

**Příloha č. 2 – Fotografie vybavení pro klinická vyšetření** (zdroj: autor)

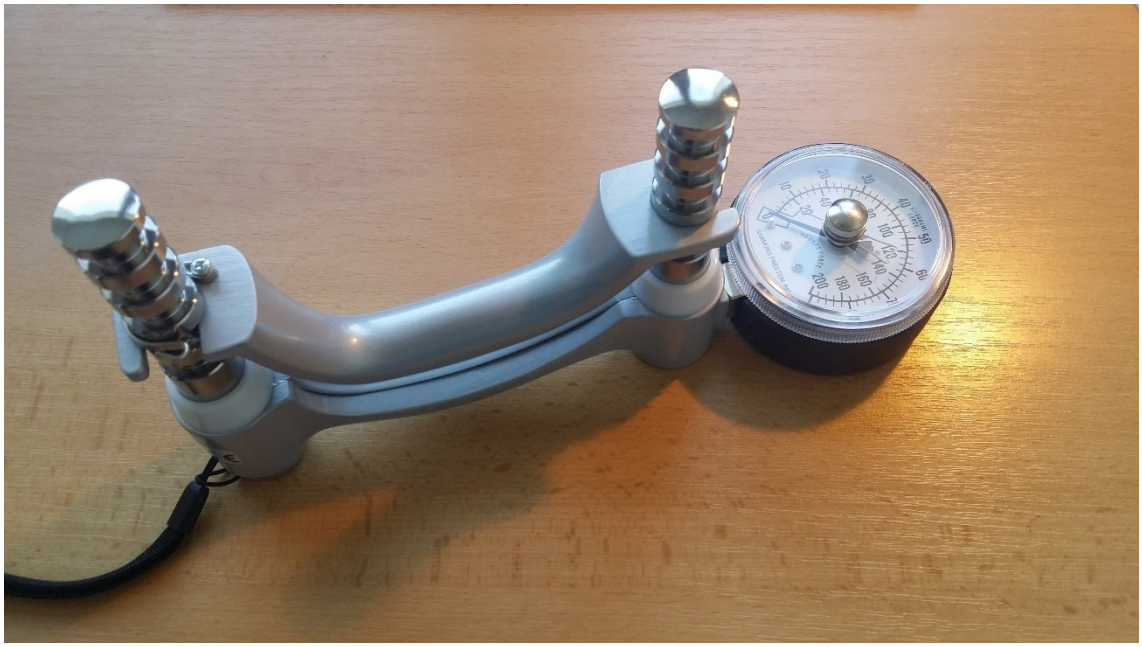


Foto č. 1 – Jamar Hydraulic Hand Dynamometer

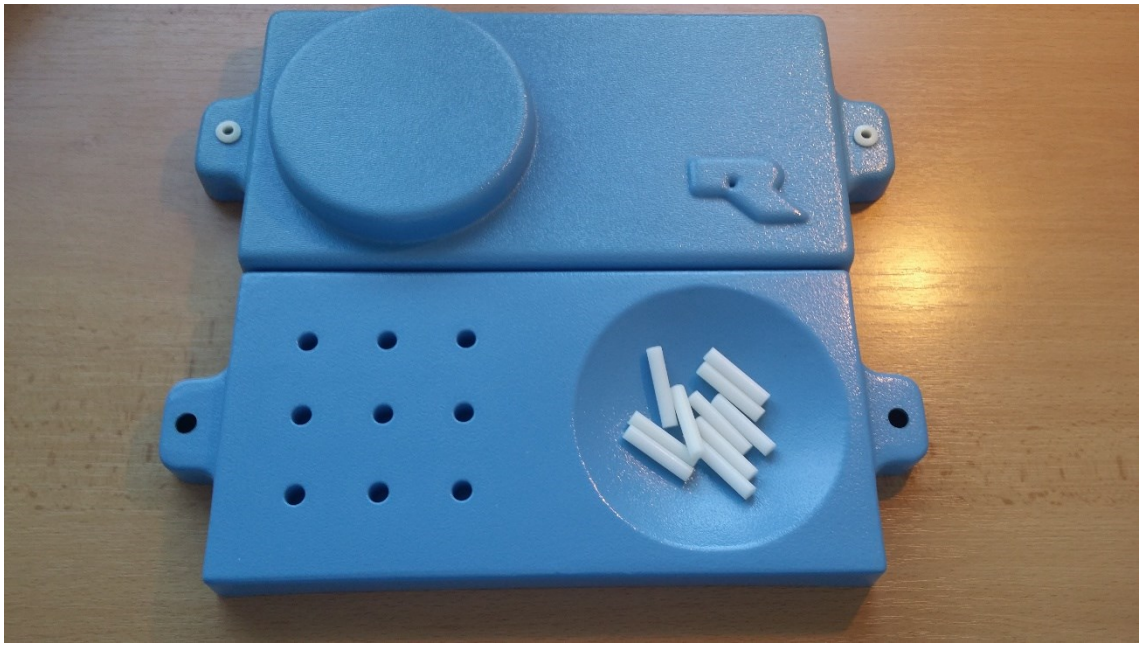


Foto č. 2 – Vybavení pro Devítikolíkový test

**Příloha č. 3 – Fotografie posturální situace při měření akcelerometrem** (zdroj: autor)

Foto č. 3 – Postura při měření posturálního třesu akcelerometrem

## Příloha č. 4 – Zdrojová data („raw data“)

| pořad. Číslo | time 20 half turns R trial 1 | number half turns in 1 min R trial 1 | coin drops R trial 1 | time 20 half turns R trial 2 | Mean R | number half turns in 1 min R trial 2 | coin drops R trial 2 | time 20 half turns L trial 1 | number half turns in 1 min L trail 1 | coin drops L trial 1 | time 20 half turns L trial 2 | Mean L | number half turns in 1 min L trail 2 | coin drops L trial 2 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 16,7 | | | 17,04 | 16,87 | | | 12,7 | | | 16,53 | 14,615 | | 1 |
| 2 | 11,26 | | | 10,2 | 10,73 | | | 13,84 | | | 12,28 | 13,06 | | |
| 3 | 13,28 | | 1 | 10,76 | 12,02 | | | 15,75 | | | 13,42 | 14,585 | | |
| 4 | 12,1 | | | 11,15 | 11,625 | | | 13,54 | | | 13,1 | 13,32 | | |
| 5 | 13,02 | | | 13,64 | 13,33 | | | 11,54 | | | 12,89 | 12,215 | | |
| 6 | 11,23 | | | 11,07 | 11,15 | | | 10,8 | | 1 | 11,04 | 10,92 | | |
| | 12,9317 | | | 12,31 | 12,62 | | | 13,0283 | | | 13,21 | 13,12 | | |
| | 12,56 | | | 11,11 | 11,8225 | | | 13,12 | | | 12,995 | 13,19 | | |
| | | | | | 2,07 | | | | | | | 1,30 | | |
| 7 | 12,86 | | | 12,84 | 12,85 | | | 13 | | | 14,04 | 13,52 | | |
| 8 | 13,43 | | | 14,21 | 13,82 | | | 13,1 | | | 13,2 | 13,15 | | |
| 9 | 17,17 | | | 18,1 | 17,635 | | | 21,39 | | | 18,56 | 19,975 | | |
| 10 | 11,06 | | | 12,5 | 11,78 | | | 12,24 | | | 13,1 | 12,67 | | |
| 11 | 12,04 | | | 12,51 | 12,275 | | | 14,73 | | 1 | 13,1 | 13,915 | | |
| 12 | 12,93 | | | 11,48 | 12,205 | | | 14,46 | | | 16 | 15,23 | | |
| 13 | 16,14 | | | 13,7 | 14,92 | | | 15,29 | | | 16,5 | 15,895 | | |
| 14 | 13,24 | | | 13,73 | 13,485 | | | 14,37 | | | 14,7 | 14,535 | | |
| 15 | 16,61 | | | 14,9 | 15,755 | | | 17,59 | | | 15,29 | 16,44 | | |
| 16 | 22,42 | | | 16,18 | 19,3 | | | 16,07 | | 1 | 14,45 | 15,26 | | |
| 17 | 10,64 | | | 12,42 | 11,53 | | 1 | 11,87 | | | 10,07 | 10,97 | | |
| 18 | 11,53 | | | 11,2 | 11,365 | | | 12,31 | | | 14,59 | 13,45 | | |
| 19 | 16,32 | | | 16,87 | 16,595 | | | 19,81 | | 1 | 16,67 | 18,24 | | |
| 20 | 11,24 | | | 14,12 | 12,68 | | | 10,23 | | | 10,28 | 10,255 | | |

**Hodnoty Testu rotace mince**

| pořad. Číslo | Hand grip R 1 | Hand grip L 1 | Hand grip R 2 | Hand grip L 2 | Hand grip R 3 | Hand grip L 3 | Mean R | Mean L |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 38 | 32 | 40 | 32 | 40 | 36 | 39,33 | 33,33 |
| 2 | 45 | 42 | 44 | 40 | 41 | 39 | 43,33 | 40,33 |
| 3 | 40 | 32 | 38 | 36 | 41 | 36 | 39,67 | 34,67 |
| 4 | 41 | 43 | 40 | 42 | 48 | 48 | 43,00 | 44,33 |
| 5 | 40 | 40 | 39 | 43 | 42 | 44 | 40,33 | 42,33 |
| 6 | 46,00 | 46,00 | 52 | 50,00 | 50 | 52,00 | 49,33 | 49,33 |
| | 41,6667 | 39,1667 | 42,1666667 | 40,5 | 43,6667 | 42,5 | 42,50 | 40,72 |
| | 40,5 | 41 | 40 | 41 | 41,5 | 41,5 | 41,6667 | 41,3333 |
| | | | | | | | 3,43 | 5,50 |
| 7 | 28 | 24 | 28 | 22 | 28 | 21 | 28,00 | 22,33 |
| 8 | 25 | 26 | 25 | 26 | 22 | 28 | 24,00 | 26,67 |
| 9 | 34 | 31 | 36 | 30 | 36 | 30 | 35,33 | 30,33 |
| 10 | 22 | 20 | 23 | 20 | 26 | 21 | 23,67 | 20,33 |
| 11 | 32 | 28 | 32 | 30 | 29 | 27 | 31,00 | 28,33 |
| 12 | 24 | 28 | 27 | 31 | 30 | 33 | 27,00 | 30,67 |
| 13 | 31 | 29 | 34 | 29 | 35 | 35 | 33,33 | 31,00 |
| 14 | 24 | 30 | 18 | 22 | 24 | 24 | 22,00 | 25,33 |
| 15 | 27 | 27 | 27 | 26 | 25 | 25 | 26,33 | 26,00 |
| 16 | 24 | 24 | 26 | 23 | 22 | 26 | 24,00 | 24,33 |
| 17 | 38 | 32 | 35 | 38 | 36 | 37 | 36,33 | 35,67 |
| 18 | 34 | 34 | 31 | 32 | 30 | 34 | 31,67 | 33,33 |
| 19 | 26 | 26 | 22 | 19 | 20 | 19 | 22,67 | 21,33 |
| 20 | 22 | 16 | 23 | 18 | 24 | 20 | 23,00 | 18,00 |

**Hodnoty síly stisku ruky (Hand grip)**

| pořad. Číslo | NHPT trial 1 R | NHPT trial 2 R | Mean R | NHPT trial 1 L | NHPT trial 2 L | Mean L |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 16,54 | 21,58 | 19,06 | 16,92 | 15,42 | 16,17 |
| 2 | 18,02 | 17,4 | 17,71 | 19,43 | 18,9 | 19,17 |
| 3 | 20,86 | 16,26 | 18,56 | 20,34 | 19,5 | 19,92 |
| 4 | 16,9 | 18,6 | 17,75 | 18,07 | 17,06 | 17,57 |
| 5 | 19,32 | 18,51 | 18,92 | 21,86 | 17,2 | 19,53 |
| 6 | 15,9 | 16,67 | 16,29 | 15,54 | 15,68 | 15,61 |
| | 17,9233 | 18,17 | 18,05 | 18,6933 | 17,2933 | 17,99 |
| | 17,46 | 17,955 | 18,155 | 18,75 | 17,13 | 18,365 |
| | | | 0,94 | | | 1,67 |
| 7 | 17,93 | 17,87 | 17,90 | 17,62 | 18,5 | 18,06 |
| 8 | 18,65 | 18,54 | 18,60 | 19,67 | 15,81 | 17,74 |
| 9 | 17,4 | 17,75 | 17,58 | 20,28 | 17,24 | 18,76 |
| 10 | 15,24 | 19,2 | 17,22 | 17,67 | 19,25 | 18,46 |
| 11 | 15,17 | 16,53 | 15,85 | 18,26 | 16,95 | 17,61 |
| 12 | 18,2 | 13,72 | 15,96 | 17,36 | 16,09 | 16,73 |
| 13 | 19,84 | 19,5 | 19,67 | 21,84 | 17,68 | 19,76 |
| 14 | 20 | 19,01 | 19,51 | 18,43 | 18,18 | 18,31 |
| 15 | 16,82 | 16,17 | 16,50 | 17,26 | 17,59 | 17,43 |
| 16 | 17,59 | 16,02 | 16,81 | 19,21 | 19,42 | 19,32 |
| 17 | 16,92 | 18,15 | 17,54 | 16,43 | 15,12 | 15,78 |
| 18 | 17,26 | 16 | 16,63 | 17,73 | 16,93 | 17,33 |
| 19 | 25,59 | 23,2 | 24,40 | 26,45 | 27,15 | 26,80 |
| 20 | 16,92 | 16,1 | 16,51 | 16,51 | 14,09 | 15,30 |

**Hodnoty Devítikolíkového testu**

| pořad. Číslo | LO - f_max | LO - f_high | RO - f_max | RO - f_high | LZ - f_max | LZ - f_high | RZ - f_max | RZ - f_high |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 11,72 | 17,68 | 8,98 | 15,14 | 9,38 | 17,09 | 11,13 | 16,99 |
| 2 | 8,59 | 14,45 | 7,71 | 13,87 | 7,91 | 13,57 | 7,52 | 13,57 |
| 3 | 12,01 | 17,97 | 9,77 | 15,72 | 7,23 | 13,96 | 9,67 | 15,63 |
| 4 | 7,32 | 13,67 | 10,16 | 15,72 | 7,71 | 14,75 | 6,84 | 13,28 |
| 5 | 6,15 | 13,38 | 8,79 | 15,14 | 5,08 | 12,21 | 7,13 | 13,28 |
| 6 | 5,18 | 11,33 | 6,45 | 13,57 | 4,59 | 11,13 | 8,50 | 15,23 |
| | 8,50 | 14,75 | 8,64 | 14,86 | 6,98 | 13,79 | 8,47 | 14,66 |
| | | | | | | | | |
| | | | | | | | | |
| 7 | 8,30 | 13,67 | 9,08 | 14,55 | 7,03 | 13,48 | 9,38 | 15,33 |
| 8 | 5,18 | 13,87 | 3,71 | 13,67 | 4,88 | 12,79 | 3,52 | 11,43 |
| 9 | 8,59 | 14,65 | 8,40 | 14,94 | 5,18 | 13,87 | 7,71 | 14,84 |
| 10 | 8,20 | 14,36 | 8,98 | 14,75 | 8,40 | 14,36 | 8,20 | 14,06 |
| 11 | 8,01 | 15,53 | 9,77 | 16,60 | 7,52 | 13,87 | 9,08 | 16,70 |
| 12 | 5,18 | 13,28 | 4,20 | 12,11 | 5,27 | 13,09 | 9,38 | 17,68 |
| 13 | 4,00 | 10,64 | 3,42 | 10,55 | 3,81 | 10,25 | 3,71 | 11,04 |
| 14 | 8,59 | 14,45 | 4,39 | 12,40 | 6,15 | 14,26 | 5,18 | 12,60 |
| 15 | 7,13 | 13,57 | 8,79 | 15,14 | 5,57 | 11,82 | 6,54 | 13,87 |
| 16 | 6,05 | 11,91 | 6,74 | 13,77 | 5,47 | 11,33 | 6,35 | 13,67 |
| 17 | 5,47 | 12,11 | 4,79 | 11,52 | 5,08 | 11,13 | 4,49 | 10,55 |
| 18 | 5,08 | 11,52 | 7,13 | 14,75 | 5,86 | 12,60 | 7,52 | 13,87 |
| 19 | 3,42 | 8,79 | 4,20 | 9,18 | 2,93 | 8,20 | 2,83 | 8,69 |
| 20 | 7,32 | 13,87 | 7,71 | 13,87 | 5,66 | 13,18 | 6,74 | 14,06 |

**Hodnoty parametrů z měření akcelerometrem**