



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Měření a hodnocení třesu hlavy a rukou
pro rozlišení pacientů s dystonickým
a esenciálním třesem**

**Measurement and Evaluation of Head
and Upper Limb Tremor for Distinguishing
of Patients with Essential and Dystonic Tremor**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Tereza Duspivová

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Radim Krupička, Ph.D.

Kladno 2017

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Tereza Duspivová**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Měření a hodnocení třesu hlavy a rukou pro rozlišení pacientů s dystonickým a esenciálním třesem**
Téma anglicky: Measurement and evaluation of head and upper limb tremor for distinguishing of patients with essential and dystonic tremor

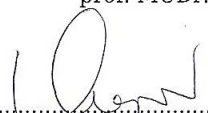
Zásady pro vypracování:

Cílem práce je navrhnout metodologii a způsob měření třesu hlavy a horních končetin pro rozlišení pacientů s dystonickým a esenciálním třesem. Ve spolupráci s lékaři definujte klinické hypotézy a navrhnete protokol měření. Pro měření třesu využijte akcelerometry a kamerový systém Optitrack. Naměřená data zpracujte a vytvořte algoritmy pro výpočet parametrů třesu. Na Neurologické klinice 1. LF UK a VFN naměřte minimálně 20 pacientů s esenciálním a dystonickým třesem a ověřte definované hypotézy.

Seznam odborné literatury:

- [1] Rodger J Elble, Defining dystonic tremor, Curr Neuropharmacol, ročník 11, číslo 1, 2013, Červenec
- [2] David Staněk, Systém pro měření pohybů ruky, 2016
- [3] Findley, Leslie J a William C Koller. , Handbook of tremor disorders, ed. 1, M. Dekker, 1995, ISBN 08-247-8859-1

Zadání platné do: 11.09.2018
Vedoucí: Mgr. Radim Krupička, Ph.D.
Konzultant: prof. MUDr. Evžen Růžička, Ph.D.


vedoucí katedry / pracoviště


děkan

V Kladně dne 20.02.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Měření a hodnocení třesu hlavy a rukou pro rozlišení pacientů s dystonickým a esenciálním třesem vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně 7. 5. 2017

.....*Duspivová*.....

Tereza Duspivová

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala panu Mgr. Radimovi Krupičkovi, Ph.D., za odborné vedení, věcné připomínky, podnětné rady, trpělivost a čas, který mi věnoval při řešení této práce. Zároveň bych chtěla poděkovat skvělému týmu na Neurologické klinice 1.LF a VFN v Praze za příjemné prostředí a skvělou spolupráci, především prof. MUDr. Evženovi Růžičkovi, Ph.D., Ing. Václavovi Čejkovi, MUDr. Olze Ulmanové, Ph.D., Ing. Janu Ruzzovi, Ph.D. a MUDr. Petru Hollému. Bakalářská práce byla podpořena Národním grantem AZV ČR č. 16-28119A pro analýzu pohybových poruch pro studium mechanismů postižení u extrapyramidových onemocnění pomocí „motion capture“ kamerových systémů.

ABSTRAKT

Měření a hodnocení třesu hlavy a rukou pro rozlišení pacientů s dystonickým a esenciálním třesem

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo vytvořit metodologii pro měření a hodnocení třesu hlavy a rukou pro rozlišení pacientů s dystonickým a esenciálním třesem. Třes pacientů byl zaznamenán dle navrhnutého protokolu záznamu třesu hlavy a horních končetin. Třes rukou byl zaznamenán kamerovým systémem Optitrack a třes hlavy akcelerometrem umístěným na čele pacienta. Bylo naměřeno 16 pacientů s esenciální třesem a 18 pacientů s dystonickým třesem. V rámci bakalářské práce byly vytvořeny algoritmy v MATLABu pro výpočet frekvence, výkonu a amplitudy třesu. Na základě statistického zpracování dat byly objeveny odlišnosti v projevech esenciálního a dystonického třesu.

Klíčová slova

třes, esenciální, dystonický, frekvence, amplituda, výkon, FFT

ABSTRACT

Measurement and Evaluation of Head and Upper Limb Tremor for Distinguishing of Patients with Essential and Dystonic Tremor

The main aim of this bachelor thesis was to create a methodology for measurement and evaluation of tremor of the head and hands for the differentiation of patients with dystonic and essential tremors. The patient's tremor was recorded according to the proposed measurement protocol for recording of tremor of head and upper limb. The tremor of hands was recorded by the Optitrack camera system and tremor of head was recorded by means of the accelerometer placed on the patient's forehead. 16 patients diagnosed with essential tremor and 18 patients diagnosed with dystonic tremor were measured. The algorithms for calculation of frequency, power and amplitude of tremor were created for the needs of this bachelor thesis in MATLAB. Based on statistical data processing, differences of essential and dystonic tremor were discovered.

Keywords

tremor, essential, dystonic, frequency, amplitude, power, FFT

Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	9
1 Úvod	10
2 Přehled současného stavu.....	11
2.1 Klinický popis třesu	11
2.1.1 Druhy třesu	11
2.1.2 Fyziologický třes	11
2.1.3 Esenciální třes.....	12
2.1.4 Dystonický třes	12
2.1.5 Vztah mezi dystonií a esenciálním třesem	12
2.2 Způsoby měření pohybu.....	15
2.2.1 Gyroakcelerometry	16
2.2.2 Kamerové systémy	17
2.3 Výpočet třesu.....	18
3 Cíle práce a klinické hypotézy	19
4 Návrh řešení	20
4.1 Požadavky měření	20
4.2 Způsob měření.....	20
4.2.1 Záznam třesu rukou	20
4.2.2 Záznam třesu hlavy.....	22
4.3 Výběr parametrů třesu	24
5 Metody	26
5.1 Subjekty.....	26
5.2 Přístroje	27
5.2.1 Akcelerometr	27
5.2.2 Kamerový systém Optitrack	28
5.2.3 Výsledné uspořádání přístrojů.....	28
5.3 Protokol měření	29
5.3.1 Záznam třesu rukou pomocí Optitracku	29
5.3.2 Záznam třesu hlavy pomocí akcelerometru.....	29

5.4	Zpracování dat.....	30
5.4.1	Zpracování dat z Optitracku pro analýzu třesu rukou	30
5.4.2	Zpracování dat z akcelerometrů pro analýzu třesu hlavy.....	34
5.5	Validace programů pro zpracování dat z akcelerometru.....	38
5.6	Definice hodnot parametrů fyziologického třesu	40
5.7	Statistické vyhodnocení dat.....	42
6	Výsledky.....	43
6.1	Třes hlavy	43
6.2	Třes rukou	46
6.3	Statistické zpracování dat.....	47
7	Diskuse	58
8	Závěr	62
	Seznam použité literatury	63
	Příloha A: Obsah přiloženého CD.....	67

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
a	m/s^2	zrychlení třesu
f	Hz	frekvence kmitání
f_v	Hz	vektor frekvencí
f_{vz}	Hz	vzorkovací frekvence
g	m/s^2	gravitační zrychlení
l	m	délka kyvadla
n	-	počet vzorků signálu
$P_{třes}$	dB	výkon třesu
s	m	dráha třesu
t	s	čas

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
1. LF UK	1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy
BTX	botulotoxin
DT	dystonický třes
ED	esenciální třes s pozdějším rozvojem dystonie
ET	esenciální třes
FFT	Rychlá Fourierova transformace
ID	identifikační číslo pacienta
IR	infračervené záření
KS	označení pro zdravé jedince v kontrolní skupině
<i>LCog</i>	kognitivní cvičení vleže
<i>LFon</i>	fonace vleže
<i>LRest</i>	pozice vleže zády na podložce, klidový stav
<i>LTapL</i>	tapping levou rukou vleže
<i>LTapR</i>	tapping pravou rukou vleže
MEMS	mikro-elektromechanické systémy
Optitrack	kamerový systém Optitrack V120 Trio
<i>SCog</i>	kognitivní cvičení vsedě
<i>SFon</i>	fonace vsedě
<i>SRest</i>	pozice vsedě, klidový stav, ruce v klíně
<i>STapL</i>	tapping levou rukou vsedě
<i>STapR</i>	tapping pravou rukou vsedě
tapping	klepání palcem a ukazováčkem k sobě a od sebe
<i>TForw</i>	pozice vsedě, ruce předpažené
<i>TKinL</i>	pozice vsedě, levou rukou se dotýkat střídavě vlastního nosu a ruky lékaře
<i>TKinR</i>	pozice vsedě, pravou rukou se dotýkat střídavě vlastního nosu a ruky lékaře
<i>TRest</i>	pozice vsedě, ruce v klíně při měření třesu rukou
<i>TWing</i>	pozice vsedě, ruce upažené skrčmo vpřed
VFN	Všeobecná fakultní nemocnice v Praze

1 Úvod

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou esenciálního a dystonického třesu. Přestože nezvladatelný třes neohrožuje pacienty na životě, komplikuje a omezuje jejich život. Lékaři prozatím nedokáží třes vyléčit, mohou však tlumit jeho projevy. Prvním krokem pro úspěšné použití dostupné efektivní léčby, která třes zmírní, je správné diagnostikování typu třesu a jeho objektivní zhodnocení. Definováním a odlišením jednotlivých druhů třesů se medicína zabývá již mnoho desítek let, stále však nejsou přesně definovaná jasná pravidla či parametry třesu, pomocí kterých by bylo možné jednoznačně určit, o jaký třes se jedná. Tato práce se snaží pomocí přístrojového měření pacientů s esenciálním a dystonickým třesem odhalit odlišnost v projevech obou nemocí a tím usnadnit lékařům diagnostiku těchto nemocí.

První část práce je zaměřena na aktuální teoretické informace týkající se obou druhů třesů a rozdílů mezi nimi, na možnosti detekce třesu a výpočtů parametrů třesu. Na základě požadavků lékařů z 1. LF UK a VFN v Praze je sestaven protokol měření třesu hlavy a rukou s využitím akcelerometru a kamerového systému Optitrack.

Následující část práce se zabývá měřením, které bylo uskutečněno pro ověření funkčnosti a účelnosti navrženého protokolu měření. Měření zahrnuje celkově 41 pacientů, 16 pacientům byl diagnostikován esenciální třes, 18 pacientům dystonický třes a 7 pacientů mělo smíšený třes (esenciální třes s pozdějším rozvojem dystonie). Získaná data jsou vyhodnocena pomocí vlastních algoritmů. Do následné analýzy parametrů třesu byli zahrnuti pouze pacienti s esenciálním nebo dystonickým třesem a byli vynecháni pacienti se smíšeným třesem. Na základě získaných výsledků jsou v závěru práce statisticky ověřeny hypotézy definované lékaři.

2 Přehled současného stavu

Tato kapitola se zabývá popisem současného stavu řešené problematiky. V první kapitole je definován klinický popis třesu, fyziologický třes a klinická stránka zkoumaných nemocí. Následující kapitola 2.2 se věnuje detekci třesu a kapitola 2.3 shrnuje současné možnosti výpočtu parametrů pro popis třesu pacienta.

2.1 Klinický popis třesu

Do klinického popisu třesu je zařazeno podrobnější dělení třesu, kterým se zabývá kapitola 2.1.1. Patologický třes bývá často zkoumán v porovnání se zdravými jedinci, proto se kapitola 2.1.2 zabývá popisem fyziologického třesu. Kapitola 2.1.3 definuje esenciální třes a kapitola 2.1.4 třes dystonický. Současný pohled na vzájemný vztah těchto dvou patologických třesů shrnuje kapitola 2.1.5.

2.1.1 Druhy třesu

Klidový třes je definován jako třes, který se projeví v části těla, která není vědomě aktivována. Pro klidový třes je typické, že se amplituda třesu zvětšuje v průběhu psychického stresu (například při počítání pozpátku nebo při provádění pohybů jinými částmi těla, především při chůzi). **Akční třes** je třes, který je produkován volními kontrakcemi svalů. Akční třes lze rozdělit na kinetický a posturální třes. Jako **kinetický třes** bývá označován třes vyskytující se během uvědomělých pohybů. Může se jednat například o flexi či extenzi končetiny nebo pohyb ruky za cílem, např. při testu dotyku prstem špičky nosu. **Posturální třes** se projevuje při dobrovolně udržované stabilní pozici působící proti gravitaci. [1]

2.1.2 Fyziologický třes

Mírný, obvykle bilaterální posturální či kinetický akční třes, vyskytující se především v rukách a prstech, je přirozený jev a nemusí se vždy jednat o projev nemoci, ale o fyziologický třes. Tento třes je intenzivnější ve stresu či při pocitu úzkosti, po fyzické zátěži nebo po požití kofeinu či jiných stimulantů. Výraznější případy viditelného třesu a často reverzibilního třesu bez evidence neurologické nemoci značí tzv. zvýšený fyziologický třes (enhanced physiologic tremor). Frekvence zvýšeného fyziologického třesu se pohybuje v rozmezí od 5 do 10 Hz dle [2], či v rozmezí 8-12 Hz dle [3]. Obvykle dostačuje nefarmakologická léčba. Nicméně pro některé pacienty je i mírný fyziologický třes překážkou a může se projevit i jako funkční postižení, například u houslistů v rozhodujícím konkurzu či při koncertu. [2]

2.1.3 Esenciální třes

Definování esenciálního třesu je obtížné, jelikož je toto onemocnění často spojeno s jinými typy třesu. Esenciální třes je autozomálně dominantní dědičné onemocnění, při kterém části těla vykazují smíšený posturální třes a kinetický třes bez dalších neurologických abnormalit. Nejčastěji jsou postiženy horní končetiny (přibližně 95 %). Třes hlavy se vyskytuje přibližně u 34 % nemocných, třes obličeje přibližně u 5 %, třes hlasu u 12 %, třes trupu u 5 % a třes dolních končetin u 20 % nemocných [4]. Frekvence třesu rukou se nejčastěji pohybuje v rozmezí 4 až 12 Hz [5].

Lékaři sestavili podmínky pro určení esenciálního třesu u pacienta, avšak tato kritéria nejsou zcela jednotná a mírně se liší [1; 6]. Pacienti s esenciálním třesem vykazují abnormality i při tzv. tandemové (provazochodecké) chůzi [7]. Při vyšetření postulografií byly zaznamenány posturální nestability jen u pacientů s esenciálním třesem a s dysfunkcí mozečku [7]. U většiny pacientů s esenciálním třesem bylo při zkoušce založené na opakování slabik zjištěné zhoršení hlasu [7]. U pacientů se může navíc také vyskytovat třes hlasu, který řeč ještě více zhoršuje [8].

2.1.4 Dystonický třes

Dystonie se projevuje svalovými záškuby či neúčelným repetitivním pohybem v dystonické části těla. Dystonický třes postihující část těla lze definovat jako třes v končetině nebo části těla, která je postižena dystonií nebo jako fokální třes, který má obvykle nepravidelnou frekvenci (obvykle však menší než 7 Hz). Dystonický třes se projevuje zejména posturálními nebo kinetickými třesy, které obvykle nejsou vidět během úplného klidu. [3]

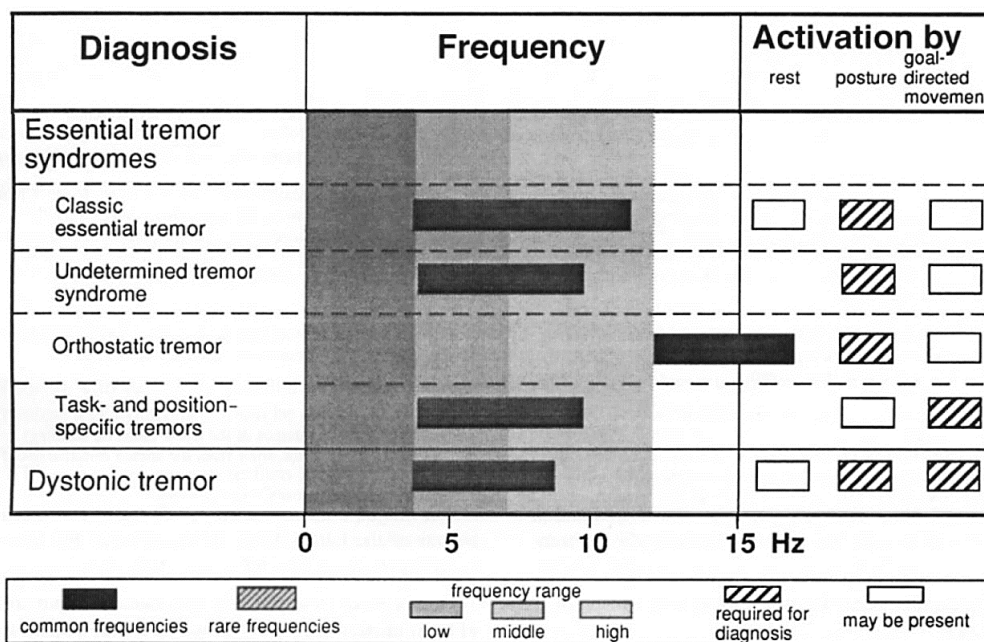
Typickým příkladem dystonického třesu je cervikální dystonie, u které pohyby svalových antagonistů snižují amplitudu třesu, zatímco u esenciálního třesu se amplituda nemění. U pacientů se může vyskytovat ještě třes spojený s dystonií, kdy je postižená třesem ještě jiná část těla, než ta s dystonií [3]. Příkladem může být třes hlavy u cervikální dystonie. Dalším aktuálním problémem je klidový třes u dystonických pacientů, u kterých se začala dystonie projevovat v dospělosti [9]. Zatím neexistuje žádná studie, která by potvrdila či vyvrátila, že klidový třes je součástí diagnózy dystonického třesu.

2.1.5 Vztah mezi dystonií a esenciálním třesem

Vztah mezi esenciálním třesem a dystonií je zkoumán již více než 100 let. V současné době převládá názor, že se tyto nemoci liší [10]. Existují však studie, které tvrdí, že esenciální třes spojený s dystonií je podtypem esenciálního třesu. Důvodem vedoucím k tomuto tvrzení je prokázání nenáhodné distribuce této nemoci na základě rodinné historie a dědičnosti [11]. Samotná diagnóza nemoci je obtížná a často závisí především na zkušenostech a znalostech lékaře.

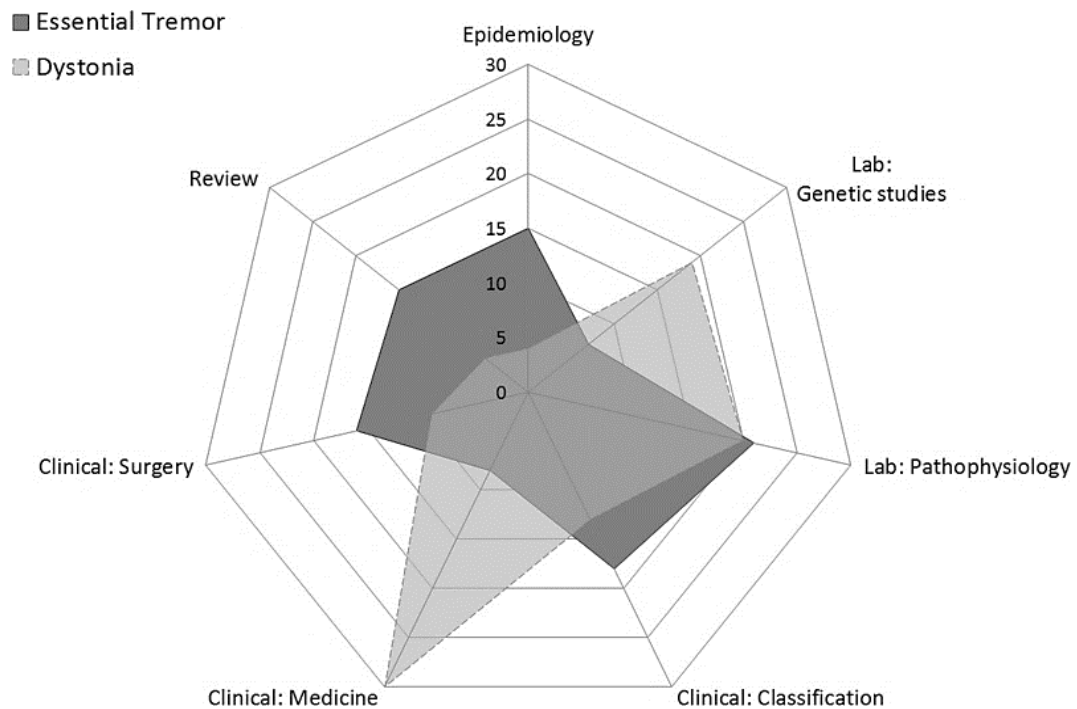
Problémem špatného určení diagnózy se zabývá mnoho studií [12; 13; 14]. Jedním z vodítek při určování diagnózy by mohl být rozdíl ve věku pacientů při nástupu nemoci. Počátek symptomů cervikální a fokální dystonie se nejčastěji projeví u pacientů až ve věku 40 a 50 let.

Dystonický třes může být natolik pravidelný, že je chybně klasifikován jako esenciální třes. Rozdíly ve frekvenci a spuštění třesu v různých polohách těla můžeme vidět na Obrázku 2.1.



Obrázek 2.1: Rozdíl mezi esenciálním a dystonickým třesem [1]

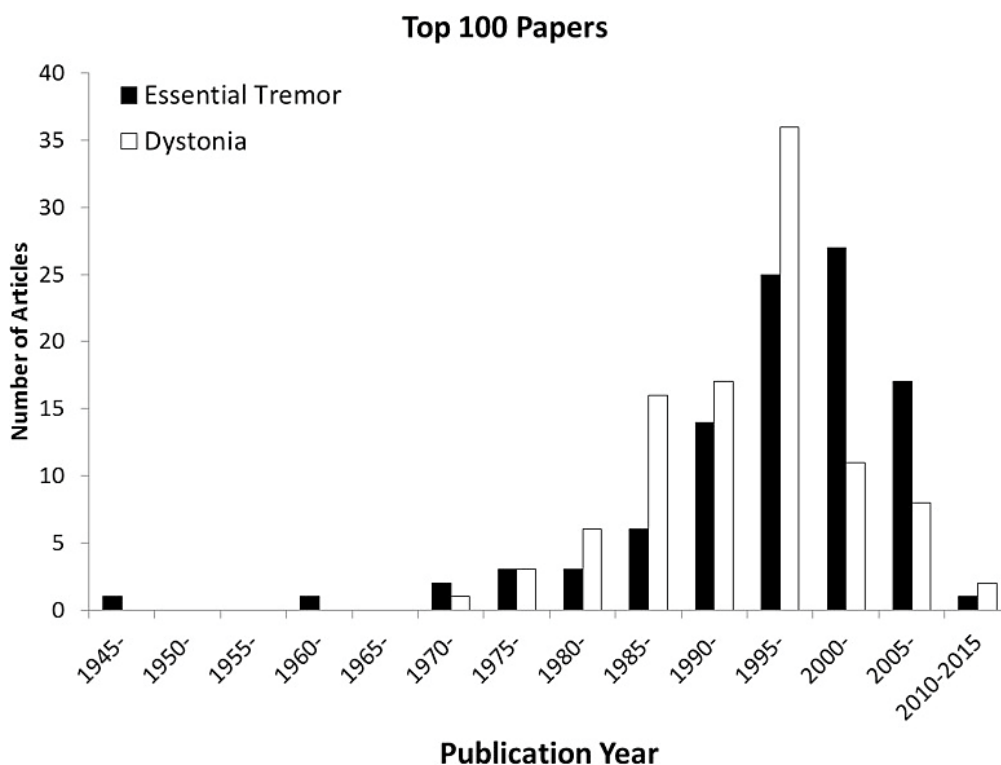
Souhrnný přehled o počtu a náplni odborných článků zabývajících se problematikou esenciálního třesu a dystonie je zobrazen na Obrázku 2.2. Zahrnuje články od roku 1900 do roku 2015. Články byly vyhledávány pomocí databáze ISI Web of Science database. 100 nejcitovanějších článků o esenciálním třesu a 100 nejcitovanějších článků o dystonii bylo rozděleno do 7 kategorií: epidemiologie (epidemiology), laboratorní genetické studie (laboratory genetic studies), laboratorní patofyziologické studie (laboratory pathophysiological studies), klinická klasifikace (clinical classification), klinické způsoby léčby (clinical medical therapies), klinické chirurgické způsoby léčby (clinical surgical therapies) a přehledové články (review articles). Počet článků je označen číselně pomocí sedmiúhelníků v paprskovém grafu. [15]



Obrázek 2.2: Porovnání oblastí studií zabývajících se esenciálním třesem a dystonií [15]

Z Obrázku 2.2 je vidět, že v některých oblastech se počty článků liší. Například v oblasti klinické medicíny je počet článků o esenciálním třesu mnohem vyšší než o dystonii. Naopak v oblasti laboratorních patofyziologických studií a klinických klasifikací jsou počty článků velmi podobné. ET je charakterizován velkým počtem článků popisujících epidemiologii, dystonií se naopak zabývá mnoho článků na téma genetické studie. [15]

Na následujícím Obrázku 2.3 je seřazeno 100 nejcitovanějších článků dle data vydání od roku 1900 do roku 2005. Data jsou v grafu zobrazena až od roku 1945, jelikož dříve vydané studie byly nahrazeny novějšími, které byly později více citovány. Nejvíce citovaných studií o esenciálním třesu je z rozmezí let 2000 až 2004. Počet citací článků o dystonii dosáhl svého vrcholu o něco dříve, a to v rozmezí let 1995 až 1999. Pokles počtu nejnovějších článků mohl být způsoben nedostatkem času pro vyšší počet citací článků. Zda tomu tak skutečně je, ukáží až další budoucí studie. [15]



Obrázek 2.3: Počet nejcitovanějších publikací zabývajících se esenciálním třesem a dystonií dle roku vydání [15]

Je zřejmé, že bude do budoucna potřeba tyto nemoci lépe definovat, získat více informací o původu nemocí a specifikovat jednotlivé rozdíly mezi nimi. Dále je nutné konkretizovat kritéria pro určení jednotlivých nemocí, jelikož v současnosti neexistuje jednotná a zcela spolehlivá metoda využívaná při diagnostikách těchto nemocí. [16]

2.2 Způsoby měření pohybu

S postupujícím rozvojem techniky byly vytvořeny přístroje, které umožňují podrobněji zaznamenávat a následně analyzovat třes pacientů. Díky malým velikostem měřících přístrojů již není pacient při měření omezován v pohybu. S možností zaznamenávat třes přesněji a pro pacienta komfortněji vzrostl v posledních letech zájem lékařů o podrobnější výzkum v tomto směru. Přestože lékaři zatím více využívají klinické škály, pomocí kterých pacienty vyšetřují a podle kterých určují diagnózu, přibývá využití akcelerometrických vyšetření a je studována využitelnost této metody [17; 18].

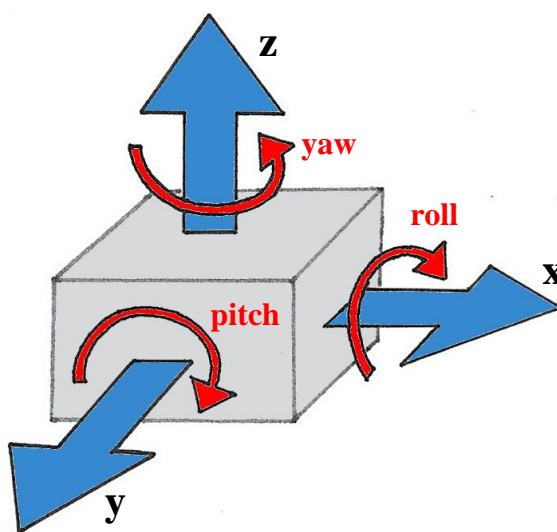
V následujících kapitolách jsou popsány nejčastěji používané systémy pro měření třesu. V kapitole 2.2.1 je popsán princip gyroakcelerometrů a kapitola 2.2.2 se zabývá kamerovými systémy. V Tabulce 2.1 umístěné za popisem jednotlivých principů jsou pro srovnání shrnuty výhody a nevýhody jednotlivých principů měření.

2.2.1 Gyroakcelerometry

Gyroskop je zařízení, které umožňuje zaznamenávat natočení. Princip fungování je založen na využití Coriolisovy síly. V současnosti jsou nejčastěji využívány MEMS (mikro-elektromechanické systémy) gyroskopy. Gyroskop je schopen měřit rotaci vůči jedné ose (x, y nebo z) označované jako roll, pitch a yaw.

Akcelerometr je zařízení, které umožňuje snímat zrychlení sil. Existuje několik základních principů fungování akcelerometru. Prvním typem jsou piezoelektrické akcelerometry využívající piezoelektrických krystalů, které generují náboj úměrný působící síle. Měří se poloha seismické hmotnosti vůči pouzdru senzoru. Pro měření vibrací se nejčastěji využívají piezoelektrické materiály. Dalším typem akcelerometrů jsou piezoodporové akcelerometry, kde zrychlení odpovídá změně odporu. Tento akcelerometr je založen na principu fungování tenzometru, změna délky piezoodporu je závislá na změně výchylky hmoty. Existují i další typy akcelerometrů, například kapacitní akcelerometry, kdy je změna zrychlení úměrná změně kapacity. Kapacitní akcelerometry jsou dnes nejčastěji vyráběny jako digitální MEMS akcelerometry. Tyto akcelerometry jsou například zabudovány v mobilních telefonech. [19]

Pro měření pohybu v prostoru je potřeba více senzorů. V současnosti se využívají tzv. gyroakcelerometry, kdy jsou v jednom zařízení zabudovány jak akcelerometry, tak gyroskopy. Pro měření pohybu ve 3 směrech jsou tedy potřeba tři gyroskopy a tři akcelerometry. Takové zařízení se umísťuje přímo na sledovaný objekt a měří zrychlení a natočení sledovaného objektu ve všech 3 směrech. Toto zjednodušené uspořádání je zobrazeno na Obrázku 2.4.



Obrázek 2.4: Schématický nákres tříosého gyroakcelerometru (modré šipky znázorňují zrychlení v jednotlivých osách a červené šipky označují natočení v osách x, y a z)

2.2.2 Kamerové systémy

Při studiu pohybu můžeme využít i sledovací systémy. Sledovací zařízení je obvykle ve statické poloze a poskytuje informaci o sledovaném pohybujícím se objektu. Častou konstrukcí takových systémů jsou kamerové systémy. Existují sledovací kamerové systémy se značkami a bez značek. Systémy se značkami se dále dělí na pasivní a aktivní. Pasivní systémy jsou založeny na sledování odrazu světla (pocházejícího z IR zářičů) od reflexních značek. Aktivní systémy obsahují značky, ve kterých jsou zabudovány IR LED diody, které jsou napájeny z akumulátoru. Takovým systémem je například systém rakouské společnosti Lukotronic AS200. Systémy bez značek mají nižší vzorkovací frekvenci a využívají hloubkové kamery. Objekt je prokládán modelem sestaveným na základě znalostí o sledovaném objektu. Tyto systémy se využívají u herních konzol. [20; 21]

Tabulka 2.1: Srovnání měřících systémů pro záznam pohybu [21]

Výhody	Nevýhody
Akcelerometry a gyroskopy	
+ možné měřit okamžité zrychlení a orientaci zařízení	- potřebuje napájení, vyšší váha – případně vyžaduje rozvody a zdroj
+ pohyb není omezen na určitý prostor	- nepřesná rekonstrukce trajektorie pohybu
+ levné	- špatně se určuje vzájemná pozice snímačů
Optické systémy	
+ měří absolutní pozici objektu v prostoru	- měření vyžaduje velký prostor bez překážek
+ pohyb není omezen snímacím zařízením	- snímáný objekt (značky) musí být viditelné kamerami
+ snadné použití	- vůči akcelerometrům a gyroskopům násobně dražší
+ přesné a rychlé	
pasivní značky:	
+ lehké a snadno připevnitelné na objekt	- scéna vyžaduje IR přisvětlení
+ existuje mnoho komerčních řešení	
aktivní značky:	
+ kompaktnější než kamerové systémy s pasivními značkami	- větší značky, které potřebují napájení (rozvody a zdroj)
+ nevyžaduje přisvětlení	
bez značek:	
+ rekonstruuje povrch objektu, vytváří jeho 3D model	- nízká frekvence snímání, případně pomalé offline zpracování
+ levné herní konzolové senzory	- malý snímáný prostor

2.3 Výpočet třesu

Třes se dá charakterizovat pomocí statických a dynamických parametrů. V klinické praxi se určuje frekvence třesu, amplituda třesu, rytmus, lokace (která část těla je třesem ovlivněna) a rozsah třesu. Porovnává se též, zda se objevuje třes jen v klidové pozici nebo i jako akční třes. [2]

Pro detekci třesu by měla být dostatečná frekvence třesu [22]. Jedním ze základních způsobů získání frekvence třesu ze signálu je zobrazení amplitudového či výkonového spektra pomocí Rychlé Fourierovy transformace (FFT) [23; 24]. Pro odfiltrování rušivého signálu se používá pásmová propust. Konkrétní hodnoty se liší, například v [23] je hledaná frekvence třesu rukou v rozmezí od 1 do 15 Hz nebo v [24] je rozmezí frekvence třesu rukou od 2 do 25 Hz a v [25] je hledaná frekvence třesu rukou v rozmezí od 4 do 11 Hz. K úpravě signálu se dají též využít různá okna, kterými lze potlačit především vliv okrajových vzorků, příkladem může být Hanningovo okno [23].

Způsob určení hodnoty frekvence třesu z výkonového spektra je různý. První možností je najít maximum těchto spekter a tomu odpovídající frekvenci [25; 24]. Druhou možností je tzv. střední frekvence, což je frekvence, která dělí plochu výkonu na dvě stejné poloviny [23].

Amplituda třesu může být určena dvojitou integrací zrychlení dle času na dominantní frekvenci [30]. Amplituda třesu může být vypočítána i pomocí odvozených vztahů pro harmonické kmitání v případě, že je třes pravidelný [25]. Amplituda třesu se dle literatury pohybuje v rozmezí od 0,001 do 1 cm [25].

Třes je možné analyzovat i pomocí strojového učení, tzv. support vector machines (SVM). Další alternativou může být dynamická neuronová síť. Nicméně pro použití metod strojového učení je potřeba velké množství dat. [22; 26]

3 Cíle práce a klinické hypotézy

Hlavním cílem práce je navrhnout metodologii a způsob měření třesu hlavy a horních končetin pro rozlišení pacientů s dystonickým a esenciálním třesem. Pro rozlišení typu třesu je nutné navrhnout, vypočítat a ověřit parametry, které třes popisují. Tyto parametry budou určeny na základě literární rešerše a pomocí vhodně navrženého protokolu měření bude zaznamenáván třes pacientů. Na základě literární rešerše a zadání této práce byly sestaveny dílčí cíle práce uvedené níže.

Cíle práce:

1. Ve spolupráci s lékaři definovat klinické hypotézy.
2. Navrhnout protokol měření s využitím akcelerometrů a kamerového systému Optitrack.
3. Naměřit minimálně 20 pacientů s esenciálním a dystonickým třesem.
4. Určit parametry třesu, které se budou vyhodnocovat.
5. Naměřená data zpracovat a vytvořit algoritmy pro výpočet parametrů třesu.
6. Ověřit definované hypotézy.

Protokol měření a hodnocení třesu vychází z klinických hypotéz sestavených ve spolupráci s lékaři z 1. LF a VFN v Praze (cíl 1). Tyto hypotézy vychází z klinického pozorování a popisují situace, ve kterých by se ET a DT mohly vzájemně lišit. Bylo sestaveno sedm klinických hypotéz pro odlišení zkoumaných patologických třesů.

Klinické hypotézy:

1. Při pozici vleže se oproti pozici vsedě zmírní výkon třesu, především u ET.
2. Fonace, kognitivní úloha a tapping prstů ovlivní intenzitu třesu hlavy.
3. Tapping prstů ovlivní frekvenci třesu hlavy.
4. Intenzita třesu rukou u ET se liší od intenzity třesu rukou u DT (u ET je intenzita větší).
5. Intenzita třesu rukou se změní při posturálním třesu oproti klidovému třesu.
6. Frekvence třesu rukou bude v pravé a v levé ruce shodná u pacientů s ET.
7. U ET dominuje třes rukou, u DT se vyskytuje jen třes hlavy (nebo dominuje).

4 Návrh řešení

Nejprve byly sestaveny požadavky měření vycházející z hypotéz a požadavků lékařů z 1. LF a VFN v Praze. Klinické hypotézy lékařů jsou sepsány v předchozí kapitole (kapitola 3). Praktická realizace požadavků je popsána v kapitole 4.24.2.

4.1 Požadavky měření

Základním požadavkem lékařů je, že měření nesmí zatěžovat a obtěžovat pacienta. Měření musí být rychlé a zároveň má zahrnovat všechny druhy třesu, které by se mohly projevit. V rámci měření je měřen klidový třes hlavy i rukou. U rukou je sledován a měřen akční třes, a to jak kinetický, tak i posturální. Na třes hlavy by mohl mít vliv stres pacienta, proto měření zahrnuje i kognitivní cvičení. Zároveň je vhodné v rámci měření třesu hlavy zahrnout fonaci, která také může ovlivnit třes hlavy. Na třes rukou by fonace neměla mít vliv, proto není potřeba třes rukou při tomto úkonu zaznamenávat.

4.2 Způsob měření

Na základě hypotéz a požadavků jsem sestavila návrh měření akcelerometrem a kamerovým systémem Optitrack. Tato kapitola je členěna na dvě části. Nejprve je rozebrána problematika záznamu třesu rukou (kapitola 4.2.1) a následně je v kapitole 4.2.2 podrobně popsán návrh záznamu třesu hlavy.

4.2.1 Záznam třesu rukou

Třes ruky byl zaznamenáván pomocí kamerového systému Optitrack (viz kapitola 5.2.2), jelikož značky umístěvané na tělo při záznamu Optitrackem jsou lehčí (< 1 g) než akcelerometr a neovlivňují třes pacienta. Na Obrázku 4.1 je zobrazen kamerový systém Optitrack.



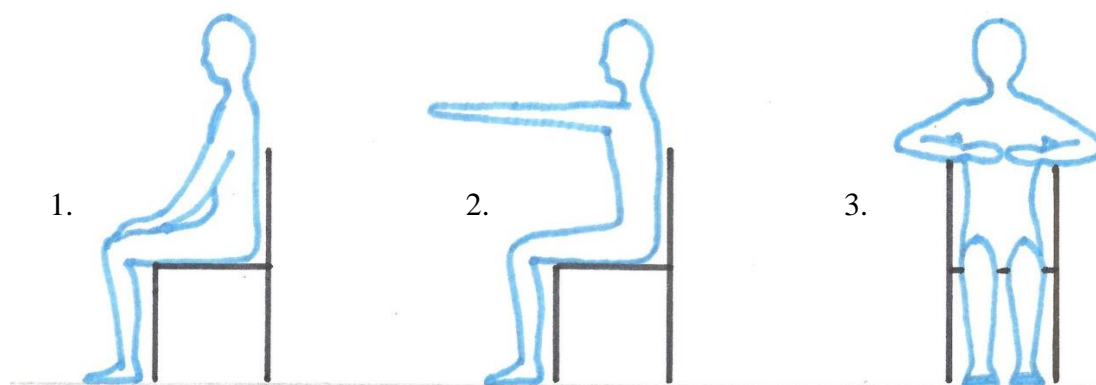
Obrázek 4.1: Kamerový systém Optitrack [27]

Pro snímání třesu rukou byly umístěny kulaté značky na třetí kloub malíku od konečku prstu na dorzální stranu ruky. Toto umístění je výhodné proto, že při snímání kamerami je hřbet ruky dobře viditelný a je možné snímat třes celé ruky, aniž by ho ovlivnily pohyby prstů. Zároveň lze tento bod jednoduše a opakovatelně určit u všech pacientů. Na každé ruce je vždy jen jedna značka. Reálné umístění značky je vyfoceno na Obrázku 4.2.



Obrázek 4.2: Umístění markeru na ruce pacienta

Při tomto umístění značek je snímán klidový třes rukou. Ruce jsou položeny na kolenou. Pro posturální třes byly navrženy 2 úkony. Nejprve je zaznamenáván posturální třes při předpažených rukou. Ve druhém úkonu jsou ruce v pozici křídel. Jednotlivé polohy jsou zachycené na schématických nákresech na Obrázku 4.3.

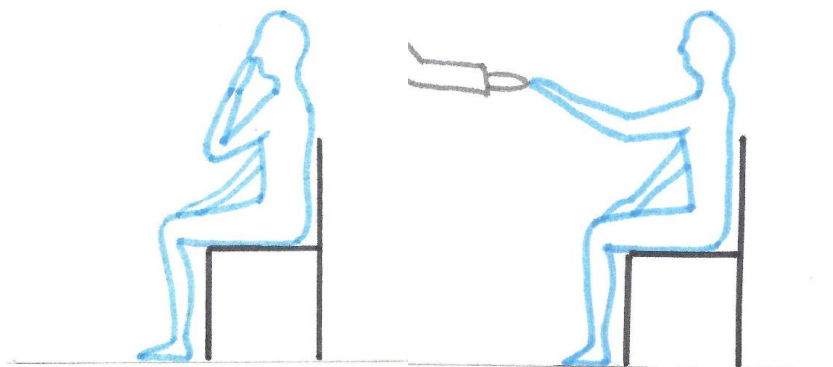


Obrázek 4.3: Grafické znázornění jednotlivých úkonů při vyšetření třesu rukou

Pro úlohu na vyšetřování kinetického třesu byla umístěna značka na špičku ukazováku. Aby značka na prstu držela, byla připevněna na rukavici, kterou si pacient navlékne na ruku. Tato rukavice je vyfocena na Obrázku 4.4. Kinetický třes byl vyšetřován v úloze, při které se pacient postupně dotýkal špičky svého nosu a prstu lékaře. Nákres úlohy je zobrazen na Obrázku 4.5.



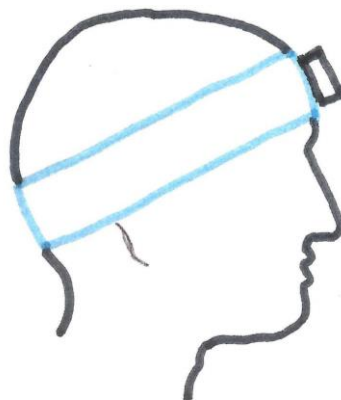
Obrázek 4.4: Vyfocené řešení umístění markeru při měření kinetického třesu



Obrázek 4.5: Nákres úkonu prováděného při vyšetření kinetického třesu

4.2.2 Záznam třesu hlavy

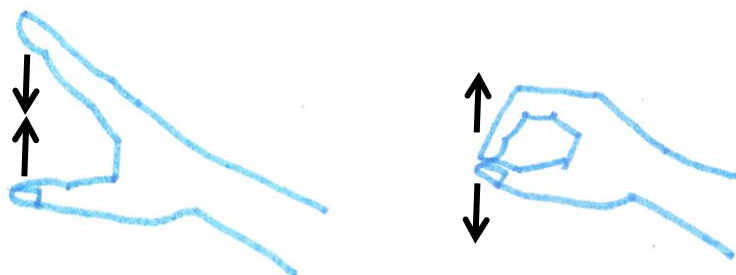
Pro záznam třesu hlavy byl využit bezdrátový akcelerometr. Snímání pohybu hlavy kamerovým systémem by vyžadovalo umístit na hlavu více než 1 značku, aby byl zřetelný pohyb celé hlavy. Umísťování značek na obličej je však problematické. Pacient může mrkat či hýbat mimickými svaly, a tak zkreslovat pohyb hlavy. Proto je vhodnější použít akcelerometr připevněný na čelenku, která se pacientovi nasadí na hlavu. Toto umístění je zobrazeno na následujícím Obrázku 4.6.



Obrázek 4.6: Schématický nákres umístění akcelerometru na čele pacienta

Na základě hypotéz bylo nutné do úloh pro analýzu třesu hlavy zahrnout úlohy jak vsedě, tak vleže. Všechny úkony byly stejné, aby se dalo následně porovnat, zda při dané činnosti má na třes pacienta vliv jeho poloha. Úkony vsedě byly prováděny tak, že pacient seděl na židli a díval se před sebe. Úkony vleže byly prováděny tak, že pacient ležel na zádech na lůžku a díval se nahoru před sebe.

Třes byl zaznamenáván v klidové pozici, následně při fonaci a při kognitivním cvičení, kdy byly pacientovi zadávány slovní kognitivní úlohy. Na základě klinické hypotézy, že tapping ruky může ovlivňovat i třes hlavy byl mezi úkony zahrnut i tapping. Pohyb ruky při tappingu je zobrazený na Obrázku 4.7. Aby bylo možné případně určit, zda mají na třes hlavy obě ruce stejný vliv, byl tapping prováděn nejprve pravou rukou a následně levou rukou. Pacient měl při tomto úkonu předpaženou paži.



Obrázek 4.7: Schématický nákres pohybu ruky při tappingu

4.3 Výběr parametrů třesu

Na základě literární rešerše, a především na základě stanovených hypotéz, jsem určila parametry třesu, kterými kvantifikuji třes pacientů. Tyto parametry jsou stejné pro třes hlavy i pro třes rukou, aby bylo možné třesy porovnat.

Prvním parametrem, který jsem určovala, je frekvence třesu. Aby byla data z Optitracku i akcelerometru sjednocena, byla data z Optitracku přepočítána na zrychlení pomocí dvojité derivace dle času, což lze zapsat pomocí vzorce jako:

$$a = \frac{d^2s}{dt^2}, \quad (1)$$

kde a je požadované zrychlení třesu, s je dráha třesu a t je čas.

Frekvenci třesu je možné určit pomocí Rychlé Fourierovy transformace (FFT), která signál převede do frekvenční oblasti. Výpočet FFT signálu lze vypočítat dle vzorce [28]:

$$Y(k) = \sum_{m=1}^n X(m) e^{\frac{2\pi i(m-1)(k-1)}{n}}, \quad (2)$$

kde n je počet vzorků signálu, Y je výsledný obraz Rychlé Fourierovy transformace a X je původní signál. Výpočtem absolutní hodnoty tohoto spektra získáme amplitudové spektrum signálu. Po úpravě lze získat výkonové spektrum, které lze vypočítat dle vztahu:

$$P = \frac{|Y|^2}{n}, \quad (3)$$

kde $|Y|$ je amplitudové spektrum signálu, n je počet vzorků signálu a P je výkonové spektrum signálu. Frekvenci třesu bude odpovídat největší výkon na rozsahu sledovaných frekvencí. Frekvence třesu bude pro třes hlavy i pro třes rukou zkoumána v rozsahu 2–12 Hz. Ostatní frekvence budou odfiltrovány. Filtrací se mimo jiné odstraní i případné volní pohyby v prostoru.

Tento rozsah byl stanoven na základě literární rešerše a konzultace s lékaři. Alternativou by mohla být frekvence, která dělí plochu výkonu na dvě stejné poloviny. Protože by měl být třes pacientů ve většině případů výrazný, výkonové křivky by měly vypadat jen jako jeden výrazný vrchol, proto se v rámci bakalářské práce určovala frekvence jen jako index na ose x největšího vrcholu výkonového spektra.

Z výkonového spektra byl následně odečten maximální výkon třesu, který se přepočítal do jednotek decibel, aby nebyly výsledné hodnoty příliš rozptýleny a bylo možné lépe porovnat jednotlivé hodnoty.

Tento přepoččet lze vypočítat pomocí vztahu:

$$P_{\text{třes}} = 10 \cdot \log_{10} P_{\text{max}}, \quad (4)$$

kde P_{max} je maximální hodnota výkonového spektra a $P_{\text{třes}}$ je výsledná hodnota třesu v decibelech, která je ukládána do složky pacienta.

Následně byla vypočítána amplituda třesu. Velikost amplitudy by neměla být dle literatury větší než jednotky centimetrů, proto byla amplituda třesu zaznamenávána v mm. Data naměřená Optitrackem jsou zaznamenávána přímo v prostorových souřadnicích v metrech, proto je stačí pouze převést na milimetry. Data z akcelerometru musí být nejprve převedena na dráhu dvojitou integrací podle času, kterou lze zapsat jako:

$$s = \iint a(t) dt^2, \quad (5)$$

kde a je zrychlení a s je dráha. Prvním integrálem získáme rychlost třesu. Následnou integrací rychlosti získáme dráhu třesu.

Amplituda třesu je vypočítána tak, aby každý úkon pacienta mohl být definován jednou hodnotou amplitudy. Proto jsem určila, že výsledná amplituda byla vypočítána jako velikost amplitudy prostorového kmitání (ze složek x, y a z). Tuto úpravu můžeme zapsat jako:

$$s = \sqrt{s_x^2 + s_y^2 + s_z^2}. \quad (6)$$

Tímto výpočtem získám velikost amplitudy třesu v průběhu záznamu. Výsledná amplituda třesu z takto upravených dat byla získána jako medián vrcholů amplitud třesu z průběhu záznamu.

5 Metody

Skupinu pacientů, kteří byli do studie zahrnuti, podrobněji charakterizuje kapitola 5.1. V následující kapitole 5.2. jsou popisovány přístroje používané při měření. Akcelerometry, které byly využity k měření třesu hlavy, jsou popsány v kapitole 5.2.1 a kamerový systém Optitrack, který se ukázal pro svoji malou váhu jako nejvhodnější pro měření třesu rukou, v kapitole 5.2.2. Kapitola 5.3 obsahuje podrobný protokol měření. Algoritmy pro zpracování dat z Optitracku a akcelerometru jsou popsány v kapitole 5.4. Aby byla ověřena funkčnost navržených programů, jsou v kapitole 5.5 popsány přístroje sestavené pro validaci programů na zpracování třesu hlavy. V kapitole 5.6 jsou definovány hodnoty počítaných parametrů fyziologického třesu. V poslední kapitole 5.7 je rozebíráno statistické zpracování dat.

5.1 Subjekty

Do této studie bylo zahrnuto 41 pacientů (23 žen, 18 mužů) ve věku 41 až 80 let, průměrný věk pacientů byl 62 let. 16 pacientům byl diagnostikován esenciální třes s význačným třesem hlavy. 18 pacientů má diagnostikovanou cervikální dystonii s význačným třesem hlavy a pravidelně docházejí na aplikace botulotoxinu (BTX). Měření pacientů s cervikální dystonií bylo provedeno nejméně 2,5 měsíce od poslední dávky BTX, obvykle těsně před novou aplikací BTX. 7 pacientů mělo smíšený třes, tedy esenciální třes s pozdějším rozvojem dystonie. V rámci bakalářské práce bylo naměřeno 9 zdravých jedinců (1 žena, 8 mužů) pro určení hodnot parametrů fyziologického třesu. Věk zdravých pacientů se pohyboval v rozmezí od 45 do 68 let, průměrný věk byl 57 let.

Lékaři diagnostikovali pacienty pomocí dvou klinických škál a rozdělili je do tří skupin: pacienti s esenciálním třesem, pacienti s dystonií a pacienti esenciálním třesem s pozdějším rozvojem dystonie. První z klasifikačních škál je škála sloužící k určování esenciálního třesu, tzv. TETRAS (The Essential Tremor Rating Assessment Scale) [29]. Druhá využívaná škála je TWSTRS (Toronto Western Spasmodic Torticollis Rating Scale), která pomáhá diagnostikovat dystonii [30].

Demografické údaje pacientů a informace o anamnéze jsou uloženy v databázi REDCap. Každému pacientovi bylo přiřazeno identifikační číslo (ID). Pacienti souhlasili se zařazením do studie a podepsali informovaný souhlas pacientů. Měření bylo prováděno na Neurologické klinice 1. LF UK a VFN v Praze. Tento projekt byl schválen etickou komisí VFN v Praze.

5.2 Přístroje

Pro záznam třesu byly vybrány dva přístroje: akcelerometr a kamerový systém Optitrack. Akcelerometrem je zaznamenáván třes hlavy. Kamerovým systémem se zaznamenává třes rukou. Kamerový systém využívá již dříve zmíněné optické značky, které nezatěžují pacienta při pohybu rukou. Specifikace těchto přístrojů jsou uvedeny v následujících kapitolách.

5.2.1 Akcelerometr

Data byla měřena dvěma typy akcelerometrů. Oba dva akcelerometry pochází od firmy Xsens. Nejprve byla data měřena akcelerometrem ze sady MTw Development Kit. Tento akcelerometr byl bezdrátový, ale musel být napájen, což mohlo pacienta omezovat v pohybu a záznam třesu by tak mohl být zkreslený. Proto jsme v průběhu studie přešli k novějšímu akcelerometru ze sady MT Awinda, který je zcela bezdrátový a pacienta nijak výrazně nezatěžuje. Tento akcelerometr je zobrazen na Obrázku 5.1. Měření zrychlení pomocí tohoto akcelerometru je založeno na funkci kapacitního senzoru (MEMS). Toto zařízení měří zrychlení ve třech navzájem kolmých osách. Zařízení obsahuje i tříosý magnetometr. Díky aplikaci MT manager od firmy XSens lze získat zrychlení již bez gravitační složky zrychlení v referenčním souřadném systému, jelikož akcelerometr obsahuje i gyroskopy ve všech třech osách. Zaznamenaná data zrychlení jsou měřena vůči akcelerometru. Pokud bychom chtěli data přepočítat sami vůči referenčnímu souřadnému systému, musí se data přenásobit maticí rotace, kterou lze též exportovat pomocí MT manageru a která je součástí záznamu. Natočení os tak, aby byly shodné s osami akcelerometru, je možné s využitím matice natočení, která je součástí záznamu. Zařízení váží 27 gramů. Vzorkovací frekvence tohoto akcelerometru může být až 120 Hz. [31]



Obrázek 5.1: Bezdrátový akcelerometr ze sady MT Awinda [31]

5.2.2 Kamerový systém Optitrack

Druhým přístrojem, který byl použit při měření, je 3D kamerový systém s pasivními IR značkami. Pro účely bakalářské práce byl použit kamerový systém Optitrack V120 Trio (v celé práci označován jako Optitrack), který využívá tři kamery. Kamerový systém je zobrazený na Obrázku 4.1 v předchozí kapitole. Obrazové senzory Optitracku mají rozlišení 640x480 a vzorkovací frekvenci až 120 FPS, mohou pracovat ve dvou stavech, stroboskopickém a spojitým. Všechny kamery mají vlastní prstence IR diod umístěné kolem objektivu, s vlnovou délkou signálu 850 nm. Toto uspořádání umožňuje rovnoměrné a dostačující osvětlení a případnou regulaci osvětlení. Pro měření byla expozice nastavena na 12. Před kamerami je umístěn IR filtr, který tlumí část signálu o vlnové délce 800 nm a méně. Kamery jsou umístěny rovnoměrně vedle sebe na 58,4 cm dlouhé konstrukci, kterou lze připevnit na stativ. Optitrack má vlastní software Motive, který data snímá a ukládá. Přesnost Optitracku je ± 3 mm. [27]

5.2.3 Výsledné uspořádání přístrojů

V rámci měření byla kromě akcelerometrů a kamerového systému Optitrack využita webkamera pro videozáznam sloužící pro následnou vizuální kontrolu lékaři a pro ověření námi naměřených dat či zhodnocení reálnosti vypočítaných hodnot parametrů třesu. K záznamu byla použita kamera HD Pro Webcam C920 od firmy Logitech. Váží 162 g a její rozměry jsou 29x24x24mm. Kamera je připojena k počítači. Rozlišení obrazu je 720x1280 px a snímkovací frekvence je 30 snímků za vteřinu.

Pro jednodušší přenastavování výšky kamer, přesouvání a pro kvalitnější záznam třesu byl Optitrack umístěn na stativu Velbon C-500 od společnosti VELBON. Aby se záznam Optitracku a záznam z webkamery co nejvíce podobal a aby bylo měření co nejjednodušší, byla webkamera přímo připevněna na konstrukci Optitracku. Toto uspořádání je vyfoceno na Obrázku 5.2.



Obrázek 5.2: Výsledné uspořádání kamery pro videozáznam a kamerového systému Optitrack na stativu (foto autora)

5.3 Protokol měření

Vyšetření bylo natáčeno kamerou pro následnou vizuální kontrolu a pro ověření správné diagnózy lékaři. Všechna naměřená data jsou ukládána do složky s označením: NNTTPříjmení, kde NN je identifikační číslo pacienta (01,02 atd.) a TT je typ třesu (ET – esenciální, DT – dystonický, ED – esenciální třes s pozdějším rozvojem cervikální dystonie, KS – kontrolní skupina zdravých lidí, kteří nemají patologický třes). Do adresáře jsou ukládány soubory s daty z měření s názvy jednotlivých úkonů.

5.3.1 Záznam třesu rukou pomocí Optitracku

Vyšetření probíhalo vsedě, pacient byl posazen na židli s opěrátkem. Pro každý úkon bylo naměřeno vždy minimálně 10 sekund záznamu. Měřeny byly 4 různé stavy, v závorce je vždy uvedeno označení pro nahrané soubory:

1. klidový stav – ruce v klíně (*TRest*)
2. předpažené ruce (*TForw*)
3. pozice křídel – upažit skrčmo vpřed (ruce před sebe, prsty proti sobě, dlaně natažené) (*TWing*)
4. kinetický třes – dotýkat se střídavě vlastního nosu a ruky lékaře nejprve pravou rukou, poté levou rukou (*TKinR, TKinL*)

V průběhu měření byl při záznamu prvních 3 úkonů posledním 15 pacientům přidán k markerům na rukách ještě 1 marker na hlavu pro porovnávání pozice hlavy a rukou. Tato bakalářská práce se však tímto porovnáváním nezabývá.

5.3.2 Záznam třesu hlavy pomocí akcelerometru

Pacienti byli nejprve vyšetřováni vsedě na židli s opěradlem, pro každý úkon bylo naměřeno vždy alespoň 10 sekund záznamu. Měřeny byly čtyři stavy, a to v následujícím pořadí:

1. klidový stav (*SRest*)
2. fonace (požádat o nádech a vyslovení hlásky ů) (*SFon*)
3. kognitivní cvičení (postupné odečítání 7 od 98) (*SCog*)
4. tapping (nejdříve pravou a pak levou rukou) (*STapR, STapL*)

Při fonaci byl pacient požádán o nádech a vyslovení hlásky „ů“ po co nejdelší dobu. Záznam byl zaznamenáván jen během samotné fonace, proto se mohlo stát, že nějaký pacient měl záznam kratší než 10 sekund. Při kognitivním cvičení musel pacient odečítat postupně číslo 7 od 98. Tapping je označení pro cvičení, kdy pacient dává od sebe a k sobě palec a ukazováček jedné ruky, a to ideálně co nejrychleji a s co největším oddálením prstů.

Následovalo vyšetření vleže, pacient ležel zády na rovném lůžku a díval se nahoru před sebe. Při každém úkonu bylo opět naměřeno nejméně 10 sekund záznamu. Pořadí úkonů bylo následující:

1. klidový stav (záznam min. 10 s) (*LRest*)
2. fonace (požádat o nádech a vyslovení hlásky „ú“, záznam pouze při fonaci) (*LFon*)
3. kognitivní cvičení (postupné odečítání 7 od 93) (*LCog*)
4. tapping (nejdříve pravou a pak levou rukou) (*LTapR*, *LTapL*)

Všechny úkony prováděné vleže jsou stejné jako vsedě. Jediný rozdíl je v poloze pacienta.

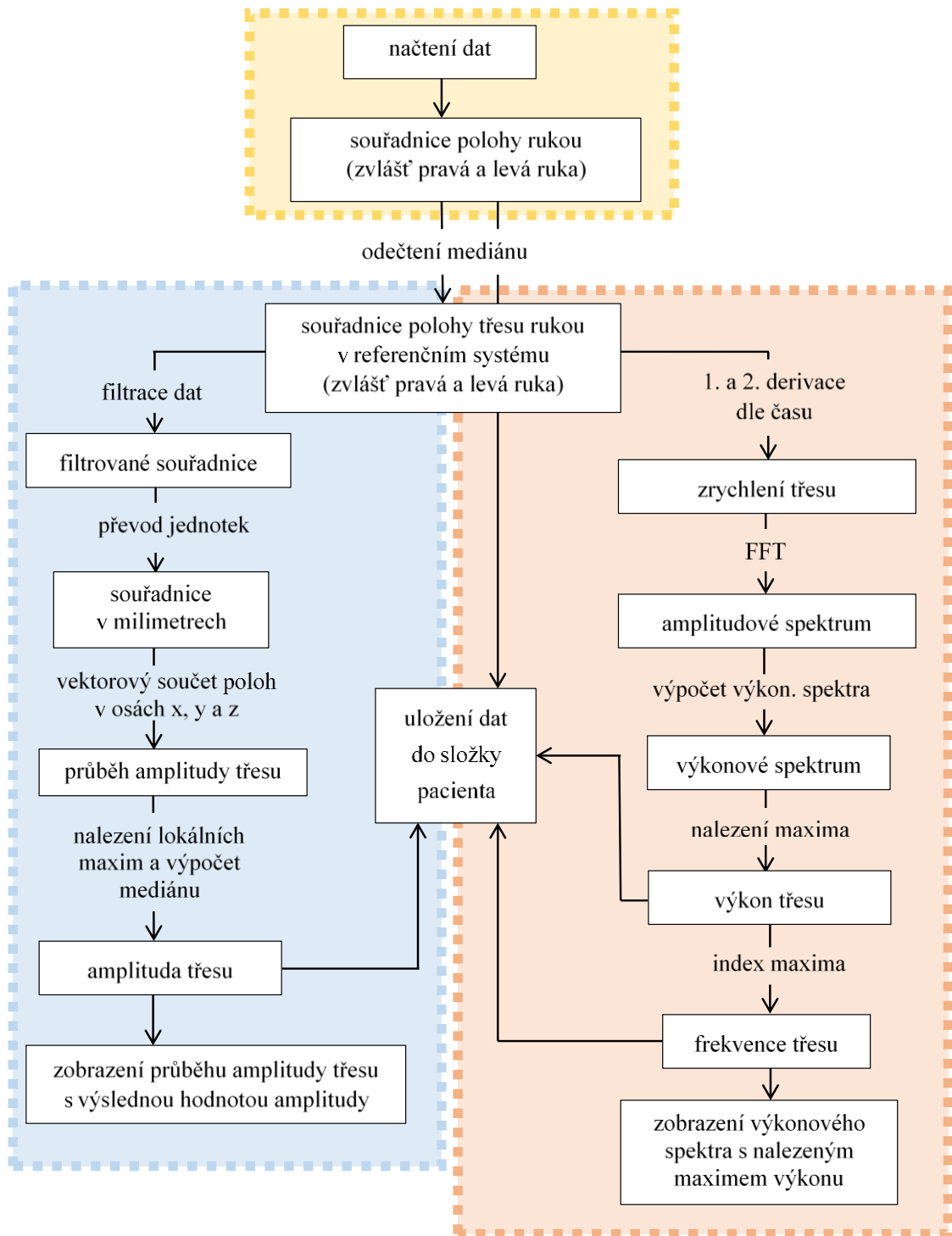
5.4 Zpracování dat

Naměřená data jsou zpracovávána vlastními algoritmy vytvořenými v MATLABu R2015b. Byly vytvořeny algoritmy na zpracování dat z kamerového systému a z akcelerometru, i když jsou algoritmy lehce odlišné, výstupy algoritmů jsou shodné. Data jsou nejprve funkcemi načtena a následně zpracována. Je vypočítána průměrná frekvence třesu, výkon třesu a amplituda třesu. Data byla pro zpracování rozdělena do složek určených zvláště pro třes hlavy a zvláště pro třes rukou. Názvy složek pacientů byly označeny pouze identifikačními čísly pro zachování anonymity pacientů při zpracování dat. Vytvořené algoritmy a naměřená data jsou na příloženém CD. Obsah CD je popsán v Příloze A.

5.4.1 Zpracování dat z Optitracku pro analýzu třesu rukou

Naměřená data z Optitracku jsou ukládána ve formátu *.tak (soubor TAK), který lze pomocí softwaru Motive trajektorizovat a exportovat ve formátu *.csv (soubor aplikace Microsoft Excel). Exportovaný soubor obsahuje hlavičku se souhrnnými informacemi o souboru. Každý následující řádek začíná slovem „frame“, následuje index, čas v sekundách, pozice bodu v souřadnicích x, y a z, dále ID značky a její název. Jednotlivá data jsou oddělena čárkou.

Pro zpracování dat z Optitracku jsem vytvořila funkci *LoadO*, která nahrané složky pacientů s jednotlivými úkony načte. Tato data jsou následně zpracována funkcí *FreqAnalysisO*, pomocí které je vypočtena frekvence a výkon třesu. Funkcí *AmpliAnalysisO* je vypočtena amplituda třesu. V rámci této bakalářské práce nebude zpracováván kinetický třes, jelikož žádná z klinických hypotéz se tímto třesem nezabývá. Schéma procesu zpracování dat třesu ruky je zobrazeno na Obrázku 5.3 na následující straně.



Obrázek 5.3: Schéma zpracování dat z kamerového systému (žlutě je vyznačena funkce *LoadO*, modře funkce *AmpliAnalysisO* a červeně funkce *FreqAnalysisO*)

Načtení dat – funkce *LoadO*

Vstupem této funkce je název složky pacienta, kterou chceme načíst. Funkce *LoadO* pracuje v následujících krocích. Vytvoří složku „results“ ve složce pacienta, pokud složka „results“ ve složce pacienta ještě neexistuje. Poté funkce vytvoří list s názvy všech *.csv souborů ve složce pacienta. Soubory *.csv uložené ve vytvořeném listu jsou postupně procházena v cyklu. Nejprve se otevře aktuální *.csv soubor. Data v souboru jsou procházeny po řádcích a rozřídí se podle písmen markerů a dle názvu úkonu. Pokud se soubor s daty jmenuje *TKinR* nebo *TKinL*, načte data do proměnné A. Pokud se soubor s daty jmenuje *TRest*, *TForw* nebo *TWing* načte data do proměnných R (pravá ruka), L (levá ruka) a případně H (pokud se pomocí Optitracku měřila i hlava). Tato funkce předzpracovává všechna naměřená data, avšak v rámci této bakalářské práce nebude dále zpracováván kinetický třes, ani třes hlavy zaznamenaný Optitrackem.

Jelikož mohla být data v jednom záznamu různě dlouhá (například pokud se značka jedné ruky na chvíli zakryla prsty), načítala se každá značka zvlášť do proměnných. Na závěr je vypočtena vzorkovací frekvence jako převrácená hodnota rozdílu času mezi jednotlivými záznamy. Data jsou následně uložena do podložky „results“ do složky pacienta pod stejným názvem jako původní soubor. Ukládá se vzorkovací frekvence a získané souřadnice končetin, případně i hlavy. V obou následujících funkcích se odečítá medián dat. Tento krok není zaveden v této funkci z důvodu, že by se tím ztratila informace o vzájemné poloze končetin.

Výpočet frekvence a výkonu třesu rukou – funkce *FreqAnalysisO*

Tato funkce zpracovává data uložená ve složce pacienta v podložce s názvem „results“, kde se nachází předzpracovaná data třesu ruky zaznamenané kamerovým systémem. Vstupním parametrem funkce *FreqAnalysisO* je název složky pacienta, kterou chceme zpracovat. V následujících bodech je popsán proces zpracování dat pomocí této funkce.

Je vytvořena složka „frequencyO“ ve složce pacienta, pokud zde taková složka neexistuje. Jsou načteny názvy souborů ve formátu *.mat ve složce „results“. Následuje cyklus, který postupně prochází soubory ze složky. Načte se aktuální soubor ve složce. Pro úkony *TForw*, *TRest* a *TWing* je spočítána frekvence a výkon třesu pro obě ruce.

Od každého záznamu je odečten medián zvlášť pro každou ruku. Aby bylo možné porovnat výkon třesu rukou a výkon třesu hlavy, v této funkci je z polohy končetin nejprve vypočítáno zrychlení třesu pomocí vzorce (1). Od načtených dat je odečten medián. Následně je vypočítána první derivace dle času. První derivací získáme rychlost třesu. Druhou derivací poloh podle času získáme požadované zrychlení.

Vypočítá se vektor frekvencí pro daný soubor pomocí vzorce převzatého z [28] jako:

$$f_v = \frac{inx f_{vz}}{n}, \quad (7)$$

kde f_v je vektor frekvencí, inx je index jdoucí od nuly do poloviny délky signálu, f_{vz} je vzorkovací frekvence a n je počet vzorků signálu. Program vytvoří masku pro rozsah frekvencí 2-12 Hz, která na pozice frekvencí, splňující toto rozmezí, vyznačí 1 (true). Na ostatní pozice umístí 0. Toto rozmezí vychází z fyziologických hodnot třesů a z předpokladu, že se pacientovy ruce třesou alespoň s minimální frekvencí 2 Hz. Pomocí FFT (Rychlá Fourierova transformace) je vypočteno amplitudové spektrum signálu s využitím vzorce (2), které je definováno jako součet absolutních hodnot rychlých Fourierových transformací v ose x, y a z. Vypočítá se výkonové spektrum signálu dle vztahu (3) z amplitudového spektra, které je přenásobeno vypočítanou maskou. Určí se maximální hodnota výkonového spektra a tomu odpovídající index na ose x, což je výsledná frekvence třesu. Výkon třesu je určen jako maximální hodnota výkonu (maximum na ose y) a tato hodnota je přepočítána pomocí vztahu (4) na výkon třesu v decibelech. Výkonové spektrum je vyneseno do grafu s názvem daného úkonu.

Výstupem funkce je graf se zobrazenými výkonovými spektry všech úkonů daného pacienta. V každém spektru je graficky vyznačena nalezená maximální hodnota výkonu. Vypočítané hodnoty frekvence a výkonu jsou uloženy do souboru s názvem „název původní složky_frequency“ do složky „frequencyO“. Data z měření jsou uložena zvlášť pro levou a pro pravou ruku a k názvu je navíc přidáno R (pravá ruka) nebo L (levá ruka), např. TRestR_frequency pro klidový třes pravé ruky.

Výpočet amplitudy třesu rukou – funkce *AmpliAnalysisO*

Funkce *AmpliAnalysisO* načítá data uložená ve složce pacienta v podložce s názvem „results“, kde jsou předzpracovaná data třesu ruky. Vstupním parametrem funkce *AmpliAnalysisO* je název složky pacienta, kterou chceme zpracovat. Tato funkce pracuje v následujících krocích. Ve složce pacienta se vytvoří složka „amplitudeO“, pokud zde taková složka již neexistuje.

Pro výpočet amplitudy třesu rukou je nejprve od každého záznamu odečten medián. Data jsou následně upravena pomocí filtru typu pásmová propust na frekvencích 2-12 Hz. Amplituda třesu je vypočítána jako vektorový součet poloh v ose x, y a z dle vzorce (6). Poloha je Optitrackem zaznamenávána v metrech, proto je amplituda přepočtena na milimetry. Výsledná amplituda v průběhu času v milimetrech se vynesou do grafu s názvem úkonu. Hodnota amplitudy třesu se získá jako medián vrcholů zobrazené amplitudy.

Výstupem funkce *AmpliAnalysisO* je graf s časovým průběhem amplitudy třesu pro všechny úkony daného pacienta pro obě ruce zvlášť. V tomto grafu je též zakreslena u každého úkonu výsledná amplituda třesu. Amplituda třesu se uloží do souboru pacienta s názvem „název původní složky_amplitude“ do složky „amplitudeO“, k názvu je přidáno označení R (pravá ruka) nebo L (levá ruka).

5.4.2 Zpracování dat z akcelerometrů pro analýzu třesu hlavy

Data naměřená akcelerometrem jsou automaticky ukládána do souboru *.mtb (MT Binary Logfile). Tato data musí být následně exportována pomocí programu MT Manager do formátu *.txt, do kterého jsou exportována zrychlení ve všech směrech (Acc_X, Acc_Y, Acc_Z), zrychlení bez gravitační složky (FreeAcc_X, FreeAcc_Y, FreeAcc_Z) a matice natočení. Dále textový dokument obsahuje čítač vzorků (PacketCounter) a vzorkovací čas. Data jsou oddělena tabulátory. Každý soubor má na začátku hlavičku, která obsahuje čas, vzorkovací frekvenci, profil filtru a verzi firmwaru.

Pro zpracování dat z akcelerometrů jsem vytvořila funkci *LoadMT*, která načte data jednotlivých úkonů ze složky pacientů, data upraví a uloží v požadovaném formátu. Takto předzpracovaná data se následně analyzují funkcí *FreqAnalysisMT*, pomocí které se provede frekvenční analýza dat. Touto funkcí se dopočítá frekvence třesu a výkon třesu. Z předzpracovaných dat se též vypočítá amplituda třesu v milimetrech pomocí funkce *AmpliAnalysisMT*. Všechny vytvořené funkce analyzují všechny úkony jednoho pacienta naráz. Funkce je možné použít v cyklu pro více pacientů naráz, jelikož jsou data vždy ukládána do složky pacienta a následně zavřena. Schéma procesu zpracování dat třesu hlavy je zobrazeno na Obrázku 5.5, který je zobrazen za popisem jednotlivých funkcí.

Načtení dat – funkce *LoadMT*

Vstupem této funkce je název složky pacienta, kterou chceme načíst. Funkce *LoadMT* pracuje v následujících krocích. Nejprve se vytvoří složka „results“ ve složce pacienta, pokud zde tato složka neexistuje. Následně se vytvoří list s názvy všech *.txt souborů ve složce pacienta. Tyto soubory se následně prochází v cyklu. Otevře se aktuální *.txt soubor. Načte se ze souboru hodnota vzorkovací frekvence, čítač vzorků, zrychlení, zrychlení bez gravitační složky a matice natočení.

Automaticky vypočítaný exportovaný signál MT Managerem obsahoval v mnoha případech chybné hodnoty, a to nejspíše z důvodu občasných chybějících dat v záznamu, což bylo nejspíše způsobeno rušením přenosu jinými přístroji. Proto musela být gravitační složka zrychlení ze záznamů odstraněna ze surového signálu pomocí této funkce. Zaznamenaná data zrychlení jsou měřena v osách akcelerometru.

Nejprve byla data transformována do referenčního souřadného systému (vzhledem k zemi) pomocí matice rotace:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \mathbf{M}_{21} \cdot \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix}, \quad (8)$$

kde x_1 , y_1 a z_1 jsou souřadnice třesu v souřadném systému akcelerometru a x_2 , y_2 , z_2 jsou přepočítané souřadnice v referenčním souřadném systému a \mathbf{M}_{21} je rotační matice. Data byla následně interpolována a od každé osy byl zvlášť odečten medián. Tím bylo odstraněno ze záznamu gravitační zrychlení.

Získaná data se uloží do proměnných do *.mat souboru se stejným názvem jako původní soubor. Ukládá se vzorkovací frekvence, zrychlení bez gravitační složky a packet counter. Na závěr cyklu se zavře se používaný *.txt soubor.

Výpočet frekvence a výkonu třesu hlavy – funkce *FreqAnalysisMT*

Tato funkce zpracovává data uložená ve složce pacienta v podložce s názvem „results“, kde jsou předzpracovaná data z akcelerometru. Vstupním parametrem funkce *FreqAnalysisMT* je název složky pacienta, kterou chceme zpracovat. V následujících bodech je popsán proces zpracování dat této funkce. Nejprve se vytvoří složka „frequency“ ve složce pacienta, pokud neexistuje. Poté se načtou názvy souborů ve formátu *.mat ve složce „results“. Následně jsou data zpracovávána v cyklu, který postupně prochází soubory ze složky „results“.

Funkce nejprve načte data. Vypočítá se vektor frekvencí pro daný soubor pomocí vzorce (7). Vytvoří se maska o velikosti 2-12 Hz, která na pozice frekvencí, splňující daný rozsah, vyznačí 1 (true). Na ostatní pozice umístí 0. Vypočítá se pomocí FFT amplitudové spektrum signálu, které se dopočítá jako součet absolutních hodnot rychlých Fourierových transformací v ose x, y a z. Výpočet FFT signálu probíhá dle vzorce (2). Následně se dopočítá výkonové spektrum signálu dle vztahu (3) jako mocnina amplitudového spektra násobeného maskou vydělená počtem vzorků signálu kvůli normalizaci dat. Výkonové spektrum se přepočítá do dB pomocí vzorce (4). Určí se maximální hodnota výkonu (maximum na ose y) a tomu odpovídající index na ose x, což je výsledná frekvence třesu. Výkonové spektrum se vynese do grafu s názvem daného úkonu.

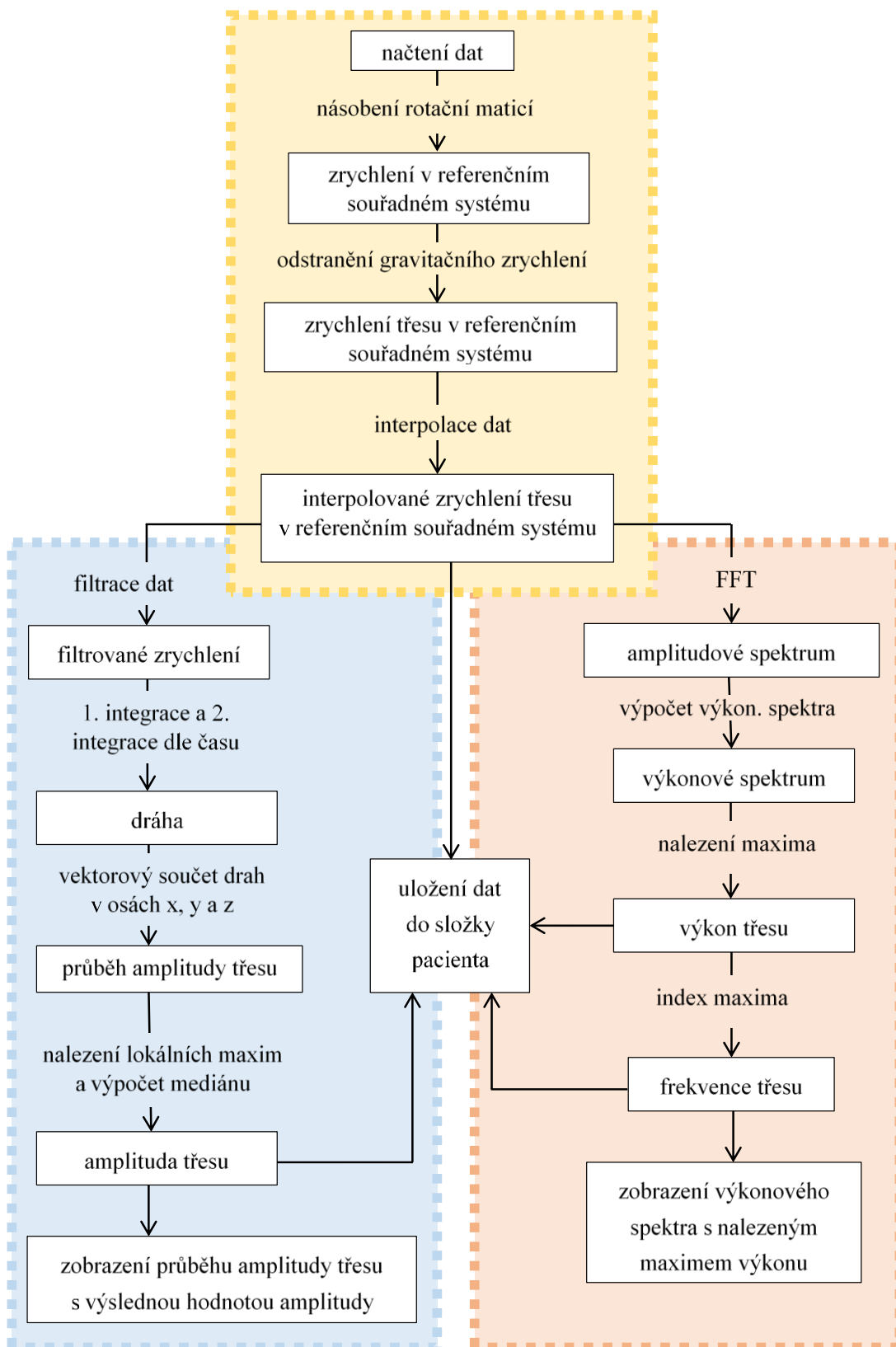
Výstupem této funkce je jeden graf s výkonovými spektry všech úkonů daného pacienta. Zároveň se uloží vypočítané hodnoty frekvence a výkonu třesu hlavy do souboru s názvem „název původní složky_frequency“ do složky „frequency“.

Výpočet amplitudy třesu hlavy – funkce *AmpliAnalysisMT*

Funkce *AmpliAnalysisMT* počítá amplitudu třesu z dat uložených ve složce pacienta v podložce s názvem „results“, kde jsou data předzpracovaná funkcí *LoadMT*. Vstupním parametrem funkce *AmpliAnalysisMT* je název složky pacienta, kterou má funkce analyzovat.

Na interpolovaná data zrychlení je aplikován filtr typu pásmová propust na frekvencích 2-12 Hz. Je provedena první a druhá integrace zrychlení podle času dle vztahu (5). První integrací se získá rychlost třesu a následnou integrací rychlosti se získá amplituda třesu. Jelikož se interpolací do dat zanáší chyba, musela být data po integraci ještě jednou filtrována. Data byla filtrována horní propustí s hranicí 0,6 Hz. Vektorovým součtem drah v ose x, y a z se vypočítá velikost amplitudy třesu dle vztahu (6). Výsledná amplituda v milimetrech se vynese do grafu s názvem úkonu.

Výstupem této funkce je jeden graf s časovým průběhem amplitudy třesu všech úkonů daného pacienta. V tomto grafu je graficky zobrazena výsledná amplituda třesu, která se zároveň uloží do souboru pacienta s názvem „název původní složky_amplitude“ do složky „amplitude“.



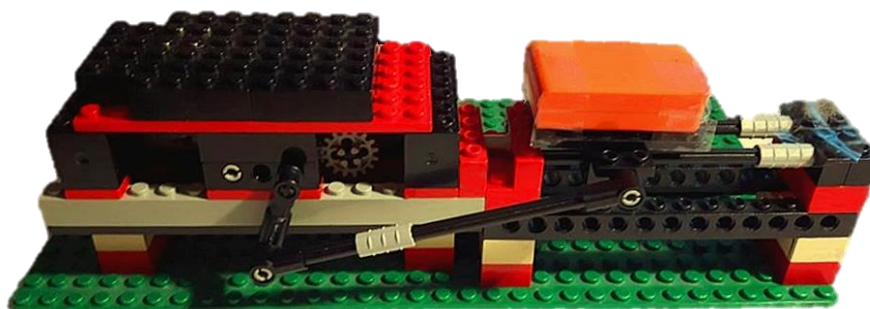
Obrázek 5.4: Schéma analýzy dat z akcelerometru (žlutě je vyznačena funkce *LoadMT*, modře funkce *AmpliAnalysisMT* a červeně funkce *FreqAnalysisMT*)

5.5 Validace programů pro zpracování dat z akcelerometru

V této kapitole jsou ověřovány pouze programy pro zpracování dat z akcelerometru. Data z Optitracku jsou zpracovávána na stejném principu a již byla ověřena [21]. Pro validaci byly sestaveny dva rozdílné mechanismy konající kmitavý pohyb se známou amplitudou a frekvencí. Mechanismy byly navrženy tak, aby kmitaly frekvencí shodnou s patologickými frekvencemi, tedy 2-12 Hz.

Prvním mechanismem byla sestava ze stavebnice Lego zobrazená na Obrázku 5.5. Motor byl napájen 12V baterií a kmital frekvencí 3,5 Hz. Frekvence kmitání byla určena vizuálně, kdy se měřil počet kmitů po dobu 10 sekund. Amplituda celého kmitu byla 48 mm.

Po exportu dat byla data dále předzpracována pomocí funkce *LoadMT* a následně zpracována pomocí funkce *FreqAnalysisMT* pro určení frekvence a výkonu třesu a *AmpliAnalysisMT* pro určení velikosti amplitudy třesu.



Obrázek 5.5: Sestavený kloubový mechanismus pro ověření programu

Výstupní hodnoty jsou zaznamenány v Tabulce 5.1. Toto měření bylo provedeno pětkrát, záznam byl dlouhý vždy minimálně 5 sekund. V Tabulce 5.1 je zobrazena průměrná hodnota výstupních parametrů třesu a směrodatná odchylka.

Tabulka 5.1: Výsledné hodnoty z prvního pokusu

amplituda (mm)	frekvence (Hz)	výkon (dB)
$23,0 \pm 0,2$	$3,3 \pm 0,1$	$44,2 \pm 3,2$

Pomocí sestaveného mechanismu se podařilo ověřit, že vytvořené algoritmy počítají určené parametry třesu správně. Amplituda i frekvence třesu přibližně odpovídají teoretickým hodnotám. Výkon třesu nelze předem ověřit. Při pravidelném kmitání by měl být výkon třesu větší, což odpovídá získané hodnotě.

Druhým mechanismem sestaveným pro ověření přesnosti navrženého algoritmu pro výpočet amplitudy a frekvence třesu byl model jednoduchého kyvadla, který je zobrazený na Obrázku 5.6. Při tomto pokusu se akcelerometr pouštěl ručně s počáteční amplitudou 1 cm a tím mohly vzniknout mírné nepřesnosti. Amplituda kmitání byla tedy určena na počátku a postupně se tlumila, což bylo patrné i na výstupním grafu průběhu amplitudy třesu. Frekvenci kmitání kyvadla jsme určili dle vztahu pro matematické kyvadlo:

$$f = \frac{1}{2\pi} \cdot \sqrt{\frac{g}{l}}, \quad (9)$$

kde f je frekvence kmitání, g je gravitační zrychlení ($g = 9,81 \text{ m/s}^2$) a l je délka kyvadla ($l = 3 \text{ cm}$). Předpokládaná frekvence byla 2,9 Hz.



Obrázek 5.6: Sestavené kyvadlo pro druhý pokus

Pohyb kyvadla byl zaznamenáván po dobu 6 až 7 sekund. Při vizuální kontrole výstupního grafu průběhu amplitudy funkce *AmpliAnalysisMT* se počáteční amplituda pohybovala vždy mezi 0,5 až 0,4 cm. Záznam z akcelerometru byl spuštěn těsně po uvolnění kyvadla z počáteční polohy a počáteční amplituda (1 cm) proto nebyla zobrazena. Výsledné hodnoty jsou zaznamenány v Tabulce 5.2, kde je zobrazená výsledná amplituda, frekvence a výkon třesu. Jsou zde uvedeny průměrné hodnoty a směrodatná odchylka z 5 měření.

Tabulka 5.2: Výsledné hodnoty z druhého pokusu

amplituda (mm)	frekvence (Hz)	výkon (dB)
$2,8 \pm 0,3$	$2,86 \pm 0,03$	$16,8 \pm 2,4$

Tento model byl sestavený především pro ověření frekvence kmitání, jelikož amplituda se postupně tlumila. Z Tabulky 5.2 vyplývá, že frekvence odpovídá teoretické hodnotě, kterou jsme určili při sestavení modelu. Výkon je menší v porovnání s výkonem prvního modelu, což by mělo být správně, jelikož u kyvadla nebylo kmitání tak výrazné, navíc se amplituda postupně tlumila.

Z obou testů vyplývá, že vytvořené programy fungují správně a je tedy možné je použít pro zpracování naměřených dat pacientů. Při prvním pokusu se potvrdilo, že program *AmpliAnalysisMT* určí správnou amplitudu třesu, při druhém pokusu se především ověřilo, že sestavený program *FreqAnalysisMT* určuje správně frekvenci třesu. Výkon třesu nebylo možné porovnat s žádným předem určitelným parametrem. Na základě tohoto ověření se domnívám, že dané programy určí frekvenci i amplitudu třesu správně.

5.6 Definice hodnot parametrů fyziologického třesu

V rámci této studie bylo naměřeno 9 zdravých jedinců obou pohlaví ve věku od 45 do 68 let. Tato data slouží k orientačnímu odhadu hranice fyziologického třesu tak, aby bylo možné odfiltrovat pacienty, u kterých se při daném úkonu neprojevuje patologický třes. Data byla zpracována výše popsány programy, třes hlavy byl zpracován funkcemi *LoadMT*, *FreqAnalysisMT* a *AmpliAnalysisMT*. V následující Tabulce 5.3 je zobrazena průměrná hodnota výkonu a frekvence třesu a jejich směrodatná odchylka pro všechny úkony vsedě.

Tabulka 5.3: Průměrná hodnota výkonu a směrodatná odchylka třesu hlavy zdravých jedinců při úkonech vsedě

název úkonu	<i>SRest</i>	<i>SFon</i>	<i>SCog</i>	<i>STapR</i>	<i>STapL</i>
výkon (dB)	-0,75 ± 1,77	1,32 ± 3,05	4,17 ± 2,26	4,79 ± 2,81	5,17 ± 3,03
frekvence (Hz)	3,64 ± 0,84	2,73 ± 0,54	2,84 ± 0,59	3,90 ± 1,25	3,45 ± 1,21
amplituda (mm)	0,15 ± 0,02	0,20 ± 0,06	0,36 ± 0,11	0,29 ± 0,09	0,30 ± 0,08

V Tabulce 5.4 je zobrazena hodnota průměrného výkonu a frekvence fyziologického třesu a směrodatná odchylka u zdravých jedinců pro úkony vleže.

Tabulka 5.4: Průměrná hodnota výkonu a směrodatná odchylka třesu hlavy zdravých jedinců při úkonech vleže

název úkonu	<i>LRest</i>	<i>LFon</i>	<i>LCog</i>	<i>LTapR</i>	<i>LTapL</i>
výkon (dB)	-5,09 ± 4,41	-6,75 ± 2,43	-0,67 ± 3,78	-0,48 ± 4,12	1,33 ± 4,87
frekvence (Hz)	6,09 ± 2,82	5,26 ± 2,27	5,51 ± 3,01	5,20 ± 1,95	4,85 ± 1,29
amplituda (mm)	0,06 ± 0,01	0,06 ± 0,02	0,15 ± 0,07	0,13 ± 0,06	0,15 ± 0,09

Z vypočítaných hodnot parametrů třesu je parné, že nelze definovat pouze jednu hodnotu, která by určila hranici fyziologického třesu. Frekvence fyziologického třesu se bohužel překrývají s hodnotami patologického třesu, proto nelze určit žádnou hranici ani rozmezí, ve kterém by se jednalo pouze o fyziologické frekvence, a nikoliv o patologické. Zajímavé je, že se s polohou těla mění i frekvence fyziologického třesu.

U úkonů vsedě se frekvence fyziologického třesu pohybovala kolem 3 Hz se směrodatnou odchylkou maximálně do 1,25 Hz. U úkonů vleže se průměrná frekvence posunula k 5 až 6 Hz, zde je směrodatná odchylka větší, nicméně je patrný výrazný posun ve frekvenci. Určené rozmezí frekvencí patologického třesu na základě naměřených dat nebudu měnit a zůstane na 2–12 Hz.

Amplituda fyziologického třesu se mírně liší v závislosti na daném úkonu. Získaná amplituda je však do 0,4 mm. Vleže byly hodnoty amplitudy nižší než vsedě. Amplituda fyziologického třesu vleže se pohybovala do 0,16 mm.

Výkon fyziologického třesu se výrazně mění v závislosti na typu úkonu. Proto je třeba definovat hodnotu fyziologického třesu pro každý úkon zvlášť. U klidového třesu vsedě (*SRest*) je hranice fyziologického třesu 0 dB. Při fonaci je hranice fyziologického třesu 2 dB. Pro zbylé úkony vsedě (*SCog*, *STapR* a *STapL*) jsem ze získaných hodnot určila hranici fyziologického třesu do 5 dB. Je patrné, že hodnota výkonu třesu hlavy klesá vleže v porovnání s výkonem vsedě u všech úkonů. Pro klidovou pozici vleže (*LRest*) je hranice fyziologického třesu -10 dB. Při fonaci (*LFon*) je hranice -7 dB a při dalších úkonech vleže (*LCog*, *LTapR*, *LTapL*) je hranice fyziologického třesu 0 dB.

V Tabulce 5.5 jsou zobrazeny získané hodnoty fyziologického třesu rukou. Jsou zde zaznamenány průměrné hodnoty parametrů třesu a jejich směrodatná odchylka pro jednotlivé úkony.

Tabulka 5.5: Hodnoty fyziologického třesu rukou

	<i>TRest</i>		<i>TForw</i>		<i>TWing</i>	
	pravá r.	levá r.	pravá r.	levá r.	pravá r.	levá r.
frekvence (Hz)	9,14 ±2,62	7,24 ± 2,86	5,20 ±3,29	4,78 ±3,12	5,43 ±1,07	5,66±2,98
výkon (dB)	-6,75 ±2,08	-6,71 ±2,53	2,33 ±5,74	2,60 ±6,36	3,26 ±2,90	2,98 ±3,17
amplituda (mm)	0,04 ±0,01	0,04 ±0,01	0,30 ±0,09	0,31 ±0,11	0,21 ±0,06	0,20 ±0,05

Ze zobrazených hodnot je patrné, že na výkon, amplitudu i frekvenci fyziologického třesu má vliv pozice a prováděný úkon. Pro analýzu patologického třesu je třeba určit orientační hranici fyziologického třesu rukou. Při klidové pozici je hranice třesu -7 dB, při úkonu *TForw* je hranice 2,5 dB a při úkonu *TWing* 3 dB. Amplituda fyziologického třesu rukou je 0,04 mm, při předpažených pažích (*TForw*) 0,3 mm a při úkonu *TWing* je amplituda 0,2 mm.

Hranice parametrů fyziologického třesu jsou spíše orientační a slouží k určení pro výrazně nízké hodnoty výkonu či amplitudy třesu u pacientů s patologickým třesem, kdy se již nejedná o patologický třes, ale o fyziologický třes.

5.7 Statistické vyhodnocení dat

Pro statistické zpracování byli pacienti rozděleni podle třesů na pacienty s esenciálním třesem (ET) a pacienty s dystonickým třesem (DT). Do statistického vyhodnocení nejsou zahrnuti pacienti se smíšeným třesem, tedy pacienti s esenciálním třesem s pozdějším rozvojem dystonie (ED).

Data jsou statisticky zpracovávána v programu MATLAB R2015b. Nejprve byla vytvořena vizualizace dat pomocí krabicových grafů (tzv. boxploty). Prostřední čára v krabicových grafech označuje medián (2. kvartil), nad ním je šedým obdélníkem ohraničen 3. kvartil a spodní část šedého obdélníku je 1. kvartil. Jednotlivé barevné body zobrazují skutečné hodnoty daného parametru jednotlivých pacientů.

Pro ověření klinických hypotéz sestavených za účelem rozlišení esenciálního a dystonického třesu jsou definovány statistické hypotézy. Budou využity jak párové testy, tak dvouvýběrové dle typu hypotézy. Analyzovaná data budou nejprve testována na normalitu Shapiro-Wilkovým testem. Pokud budou mít data normální rozdělení, bude použit párový nebo dvouvýběrový t-test. Pokud data neodpovídají Gaussovu normálnímu rozdělení, pak budou testována Wilcoxonovým párovým či dvouvýběrovým testem. Data budou testována pomocí předdefinovaných funkcí v programu MATLAB.

Pro dvouvýběrové neparametrické testy platí, že nulová hypotéza definuje, že medián studovaného parametru obou třesů je shodný. Alternativní hypotéza je, že se mediány liší. Parametrické testy testují rovnost středních hodnot. Výstupem této funkce je hodnota h , která je buď 1, nebo 0. Pokud $h=1$ můžeme zamítnout nulovou hypotézu na předem definované hladině významnosti (automaticky testy počítají s hladinou významnosti $p = 0,05$). Pokud $h=0$, nelze nulovou hypotézu zamítnout na dané hladině významnosti. Dvouvýběrový test bude použit na třes rukou i hlavy při rozdělení a porovnávání pacientů na esenciální a dystonický třes.

Párové testy fungují analogicky. Nulovou hypotézou zpravidla bývá, že střední hodnota (resp. medián pro neparametrické testy) prvního měření a druhého měření se rovnají. Alternativní hypotéza tvrdí, že střední hodnoty prvního a druhého měření se liší. Tento test bude použit pro analýzu změny parametrů při jednotlivých úkonech zvlášť pro esenciální a zvlášť pro dystonický třes.

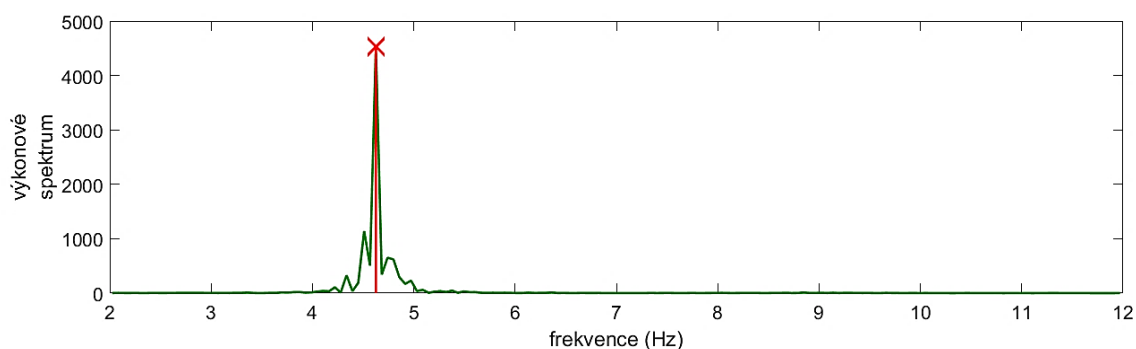
Pro zobrazení závislosti změny parametrů třesu hlavy v porovnání vsedě a vleže je využita korelace. Pro zhodnocení korelace je vypočítán Spearmanův korelační koeficient ρ , který určuje sílu závislosti porovnávaných dat. Tato závislost je definována hodnotou ležící v intervalu $\langle -1,1 \rangle$. Pokud je hodnota korelace -1 nebo 1, data jsou závislá. Pokud je hodnota 0, pak data nejsou závislá.

6 Výsledky

V následujících kapitolách jsou zaznamenány výsledky této bakalářské práce. V kapitole 6.1 je popsán třes hlavy a kapitola 6.2 se zabývá výsledky třesu rukou. V kapitole 6.3 jsou ověřovány klinické hypotézy (definované v kapitole 3) pomocí statistických hypotéz.

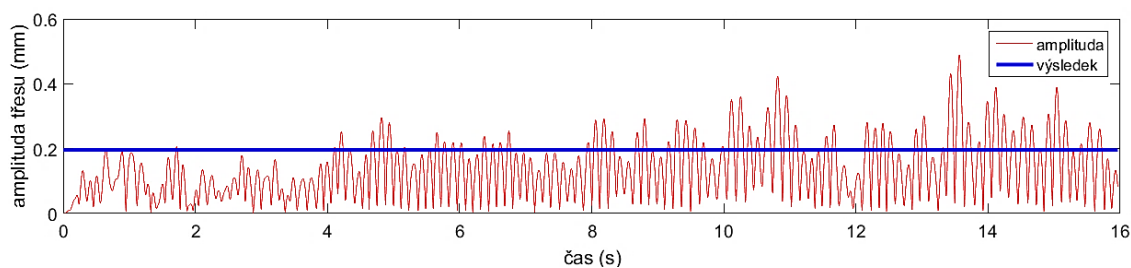
6.1 Třes hlavy

Detailní zobrazení výkonového spektra získaného při frekvenční analýze třesu hlavy je na Obrázku 6.1 pacienta č. 05 při úkonu *SCog*. Červenou čarou je zobrazená maximální hodnota výkonu. Tento výkon byl uložen po přepočtu v decibelech do složky pacienta. Na Obrázku 6.3 na následující straně je zobrazen celkový výstup funkce *FreqAnalysisMT*, tedy všechna výkonová spektra třesu hlavy jednotlivých úkonů pro jednoho pacienta.

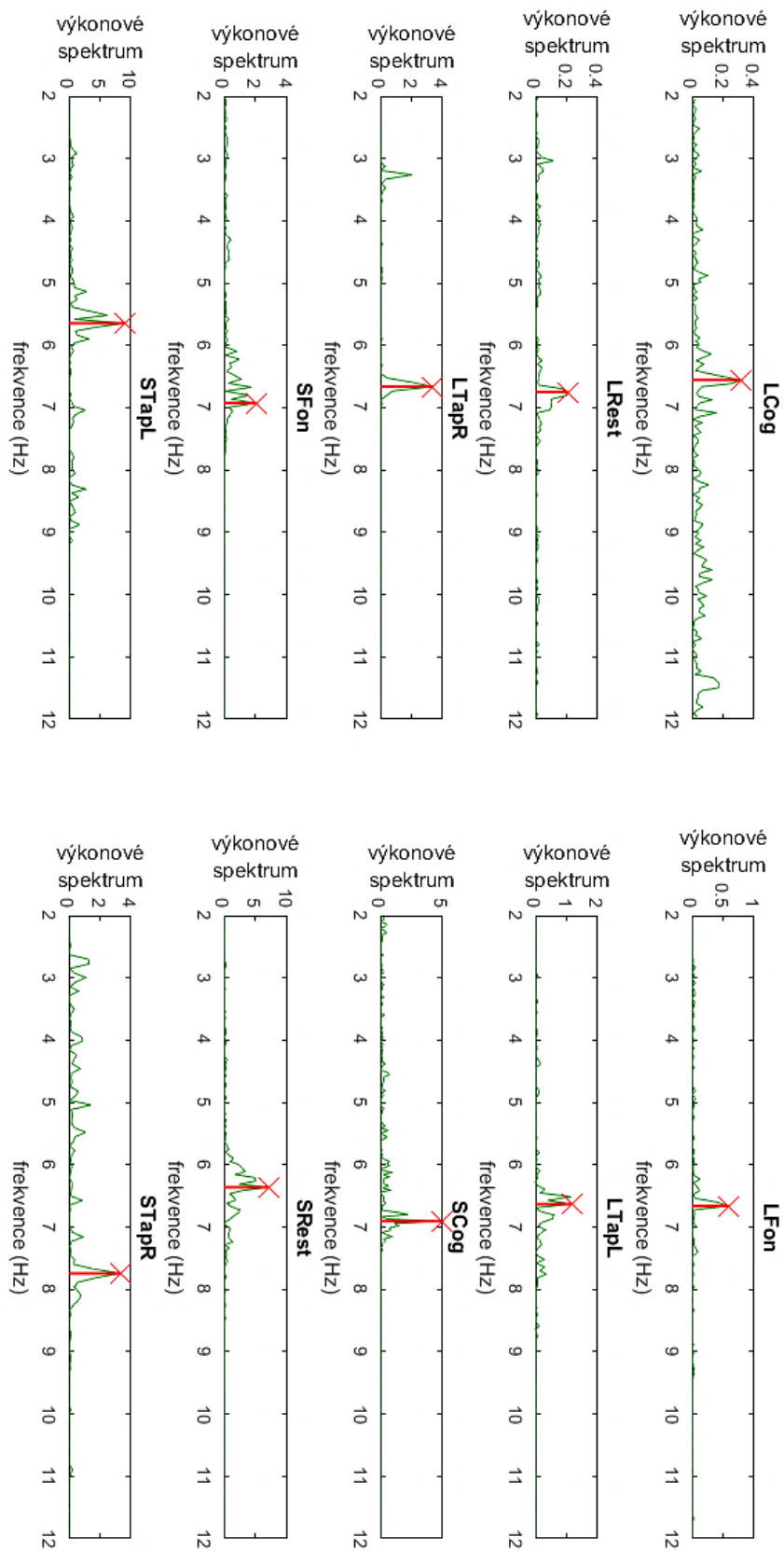


Obrázek 6.1: Ukázka výkonového spektra pacienta č. 05 při úkonu *SCog*

Výstupem funkce *AmpliAnalysisMT* je zobrazení amplitudy třesu hlavy jednoho pacienta pro všechny úkony najednou. Pro názornost je na Obrázku 6.2 zobrazen průběh amplitudy (červená čára) s výslednou hodnotou určené amplitudy třesu (modrá čára) pro úkon *LTapR*.



Obrázek 6.2: Vzorová ukázka průběhu amplitudy třesu hlavy a získaná výstupní hodnota amplitudy při úkonu *LTapR* pacienta č. 01



Obrázek 6.3: Výstup funkce *FreqAnalysisMT* pro pacienta č. 29

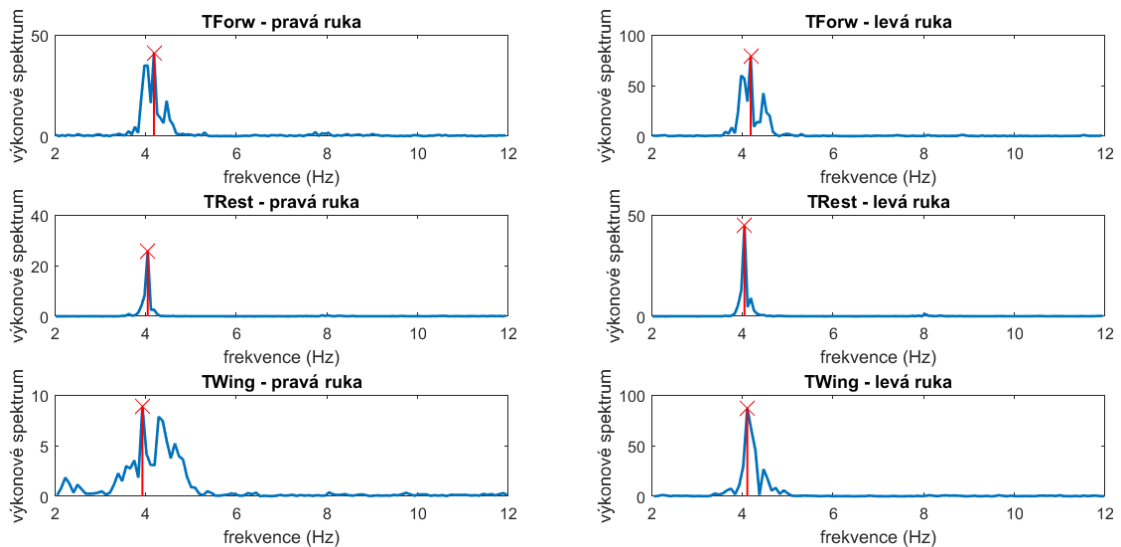
V Tabulce 6.1 jsou zobrazené výsledné hodnoty parametrů třesu hlavy pro jednotlivé úkony. Výsledky jsou rozdělené zvlášť vsedě a vleže. V tabulce je zobrazen medián sledovaných parametrů třesu a v závorce je uveden jejich mezikvartilový rozptyl (tzn. kvartily Q_1-Q_3) všech pacientů s esenciálním nebo dystonickým třesem.

Tabulka 6.1: Zobrazené hodnoty parametrů třesu hlavy esenciálního a dystonického třesu

typ úkonu	parametr	třes hlavy vsedě		třes hlavy vleže	
		ET	DT	ET	DT
klidový třes	frekvence (Hz)	4,67 (3,36-5,54)	4,31 (3,90-4,74)	4,38 (3,56-5,68)	3,96 (3,36-4,55)
	výkon (dB)	10,35 (-1,11-18,09)	9,61 (7,52-19,17)	-1,71 (-6,22-6,52)	-2,88 (-7,54-4,79)
	amplituda (mm)	0,17 (0,14-0,5)	0,48 (0,2-0,73)	0,08 (0,06-0,21)	0,11 (0,06-0,3)
fonace	frekvence (Hz)	4,79 (3,45-6,6)	4,75 (3,24-4,9)	4,83 (4,02-5,64)	4,3 (3,94-4,73)
	výkon (dB)	9,21 (1,67-16,88)	12,18 (7,37-17,32)	2,46 (-6-11,95)	-2,53 (-6,97-1,1)
	amplituda (mm)	0,22 (0,13-0,73)	0,36 (0,22-0,72)	0,1 (0,06-0,3)	0,09 (0,07-0,13)
kognitivní cvičení	frekvence (Hz)	4,69 (4,07-6,39)	4,19 (4,11-4,86)	5,21 (4,21-7,65)	4,02 (3,93-4,75)
	výkon (dB)	17,56 (7,16-23,65)	15,55 (11,98-24,16)	3,59 (-1,05-11,18)	11,75 (3,02-21,78)
	amplituda (mm)	0,43 (0,32-1,96)	1,18 (0,68-1,92)	0,18 (0,12-0,42)	0,32 (0,24-0,79)
tapping pravou rukou	frekvence (Hz)	4,35 (4,1-6,37)	4,16 (3,74-4,98)	4,47 (4,10-4,94)	4,27 (3,34-4,68)
	výkon (dB)	14,6 (10,56-21,57)	16,49 (9,74-21,64)	5,01 (0,84-18,34)	5,15 (0,7-9,77)
	amplituda (mm)	0,55 (0,32-1,02)	0,85 (0,38-1,2)	0,19 (0,17-0,54)	0,2 (0,18-0,32)
tapping levou rukou	frekvence (Hz)	4,90 (4,46-6,27)	4,37 (3,81-4,9)	4,73 (4,40-5,19)	4,43 (3,85-4,92)
	výkon (dB)	17,29 (12,64-20,46)	13,32 (9,67-20,2)	4,66 (2,11-17,35)	4,49 (1,36-7,35)
	amplituda (mm)	0,56 (0,35-0,82)	0,85 (0,39-1,07)	0,21 (0,15-0,34)	0,17 (0,14-0,25)

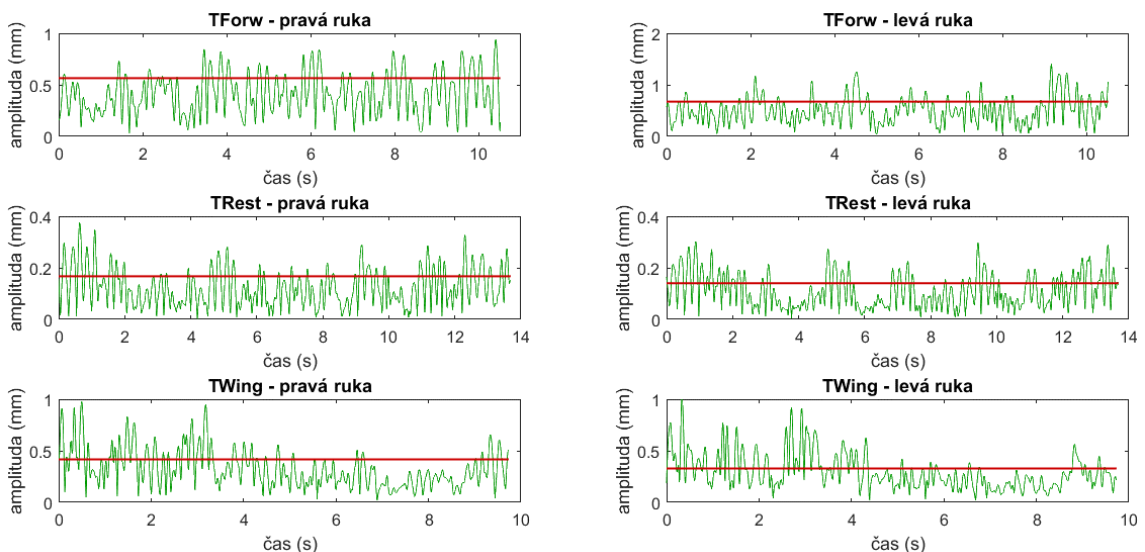
6.2 Třes rukou

Na následujících grafech je zobrazena frekvenční analýza třesu ve sledovaném rozmezí 2–12 Hz. Na Obrázku 6.4 je zobrazen výstupní graf se všemi zpracovávanými úkony třesu rukou. Červeně je označena maximální hodnota výkonového spektra. Tento graf je výstupem funkce *FreqAnalysisO*.



Obrázek 6.4 Ukázkový výstup frekvenční analýzy třesu rukou pacienta č. 05

Výstupem funkce *AmpliAnalysisO* je časový průběh amplitudy a čarou je zobrazena výsledná ukládaná hodnota amplitudy třesu. Vzorová ukážka tohoto časového průběhu amplitudy je zobrazena na následujícím Obrázku 6.5.



Obrázek 6.5: Ukážka výstupu funkce *AmpliAnalysisO* pacienta č. 06

V Tabulce 6.2 jsou zobrazeny výsledné hodnoty parametrů třesu pro jednotlivé úkony prováděné při analýze třesu rukou. V této tabulce je rozdělena zvlášť pravá a levá ruka pro oba zkoumané patologické třesy. Je zde medián frekvence, amplitudy a výkonu třesu. V závorce je uveden mezikvartilový rozptyl (Q_1 - Q_3) těchto hodnot.

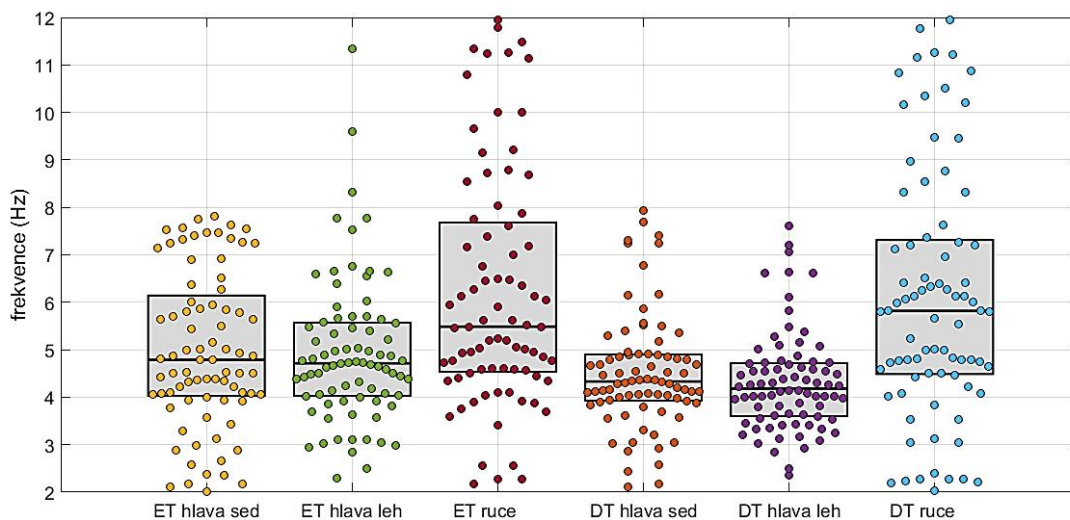
Tabulka 6.2: Přehled vypočítaných hodnot třesu rukou pro jednotlivé úkony

úkon	parametr	ET		DT	
		pravá ruka	levá ruka	pravá ruka	levá ruka
<i>TRest</i>	frekvence (Hz)	6,19 (5,2-8,73)	7,27 (5,03-10,79)	5,24 (4,02-7,24)	6,07 (4,77-8,97)
	výkon (dB)	1,99 (-4,45-8,58)	1,54 (-1,98-10,62)	-1,81 (-5,16-5,41)	-2,34 (-7,29-5,48)
	amplituda (mm)	0,06 (0,04-0,1)	0,06 (0,05-0,11)	0,06 (0,04-0,18)	0,09 (0,04-0,34)
<i>TForw</i>	frekvence (Hz)	4,98 (4,73-7,01)	4,81 (4,05-6,49)	4,76 (2,28-6,62)	6,13 (4,8-7,64)
	výkon (dB)	17,69 (6,07-23,71)	17,35 (9,02-24,37)	5,44 (-0,02-10,35)	3,99 (-0,06-9,77)
	amplituda (mm)	0,47 (0,27-1,45)	0,43 (0,29-2,25)	0,28 (0,22-0,59)	0,32 (0,22-0,58)
<i>TWing</i>	frekvence (Hz)	5,35 (4,4-6,75)	5,57 (4,56-7,52)	5,54 (4,48-7)	5,8 (4,15-6,66)
	výkon (dB)	19,46 (9,32-23,66)	20,47 (17,26-25,8)	5,5 (0,2-10,64)	5,87 (-0,2-13,86)
	amplituda (mm)	0,51 (0,35-1,49)	0,62 (0,35-0,99)	0,23 (0,15-0,39)	0,26 (0,16-0,38)

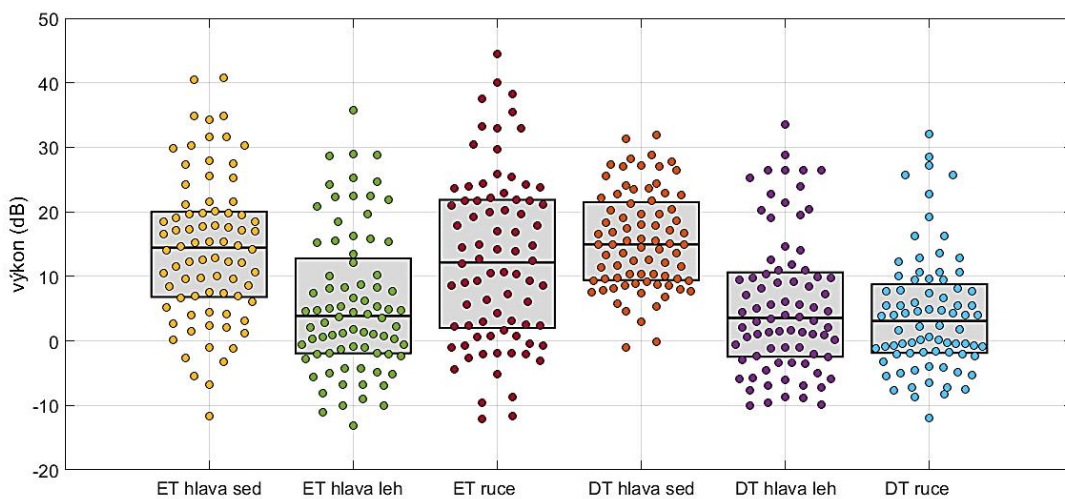
6.3 Statistické zpracování dat

V rámci této kapitoly budou nejprve data vizualizována pomocí krabicových grafů pro porovnání hodnot třesu hlavy i rukou. Následně budou statisticky ověřovány definované hypotézy.

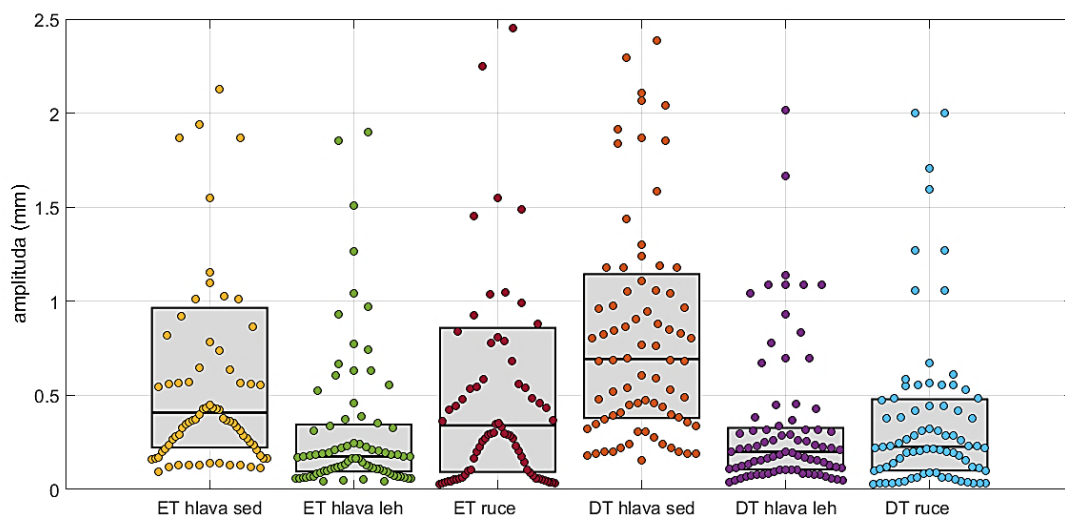
Na následující straně jsou zobrazeny krabicové grafy porovnávající vypočítané výsledky jednotlivých parametrů třesu, tedy frekvenci, amplitudu a výkon třesu esenciálního a dystonického třesu. Ve všech grafech je nejprve zobrazen esenciální třes a následně dystonický třes. Oba třesy se dále dělí na třes hlavy vsedě, třes hlavy vleže a třes rukou. V těchto grafech jsou zahrnuty hodnoty parametrů třesu pro všechny úkony všech pacientů dohromady. Na Obrázku 6.6 je zobrazeno porovnání získané frekvence třesu, na Obrázku 6.7 je porovnáván výkon třesu a na Obrázku 6.8 je zobrazeno porovnání amplitudy třesu.



Obrázek 6.6: Porovnání frekvence třesu ET a DT
(jednotlivé grafy jsou zvlášť pro třes hlavy při všech úkonech vsedě, vleže a třes rukou)



Obrázek 6.7: Porovnání výkonu třesu ET a DT
(jednotlivé grafy jsou zvlášť pro třes hlavy při všech úkonech vsedě, vleže a třes rukou)



Obrázek 6.8: Porovnání amplitudy třesu
(jednotlivé grafy jsou zvlášť pro třes hlavy při všech úkonech vsedě, vleže a třes rukou)

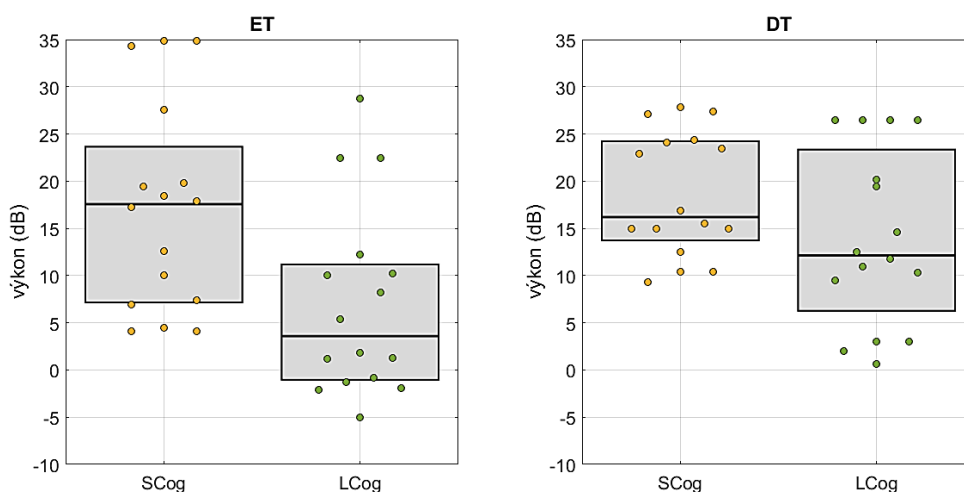
U Obrázku 6.8 nejsou zobrazené odchýlené hodnoty amplitudy třesu nad 2,5 mm, aby byly na obrázku patrné rozdíly mezi všemi krabicovými grafy. Tuto hranici výrazně přesahovala především amplituda třesu rukou a amplituda třesu hlavy vsedě u pacientů s esenciálním třesem.

Na následujících stranách budou postupně ověřovány všechny klinické hypotézy definované ve spolupráci s lékaři v kapitole 3. Pořadí klinických hypotéz je shodné s pořadím klinických hypotéz v kapitole 3. Na základě klinických hypotéz jsem definovala statistické hypotézy, které jsem ověřovala statistickými testy. Nejprve jsou testovány hypotézy zabývající se třesem hlavy, následně hypotézy týkající se třesu rukou, na závěr jsou analyzovány hypotézy porovnávající třes hlavy a třes rukou.

Při testování normality dat vyšlo normální rozdělení pouze u výkonu třesu hlavy vsedě. Všechna ostatní data nespĺňují podmínku normality pro použití parametrických testů. Z tohoto důvodu budou testovány t-testem pouze hypotézy týkající se výkonu třesu hlavy vsedě. Všechny ostatní hypotézy budou ověřovány pomocí neparametrického testu, v závislosti na hypotéze se bude používat Wilcoxonův párový test nebo Wilcoxonův dvouvýběrový test.

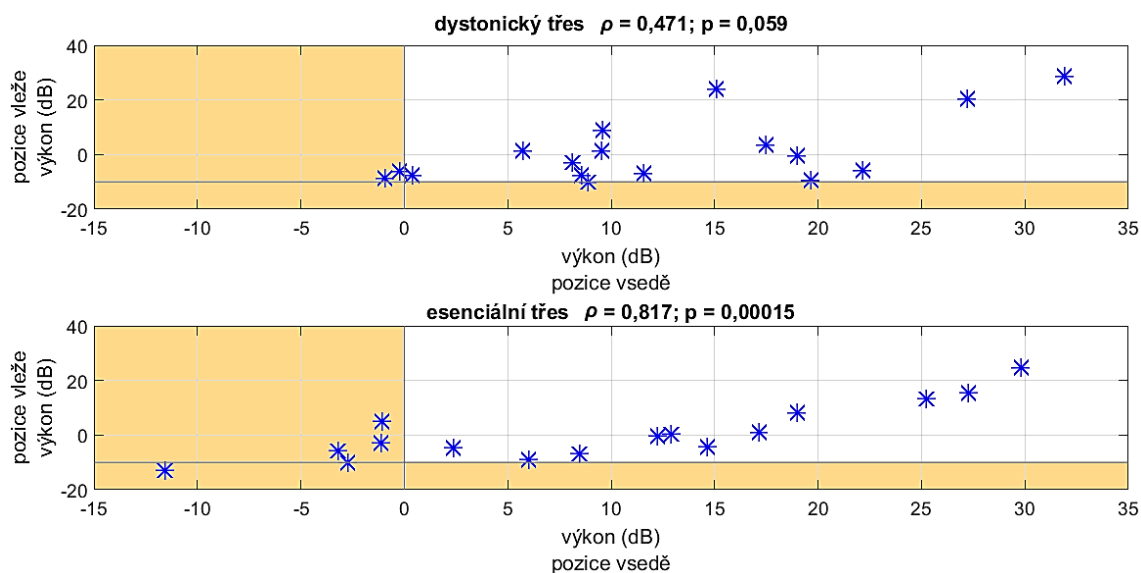
KH₁: Při pozici vleže se oproti pozici vsedě zmírní výkon třesu, především u ET.

V rámci této klinické hypotézy byla nejprve testována nulová hypotéza, že medián výkonu daného úkonu vsedě je shodný s mediánem výkonu daného úkonu vleže. Tato hypotéza byla testována párovým Wilcoxonovým testem. Ve většině případů vyšlo, že na hladině významnosti 5 % lze zamítnout nulovou hypotézu. Tuto hypotézu nebylo možné zamítnout pouze u dystonického třesu při porovnání kognitivního cvičení vleže a vsedě ($p=0,0551$). Výkon třesu hlavy při kognitivním cvičení je zobrazený na Obrázku 6.9. Pro porovnání je zde dystonický i esenciální třes.



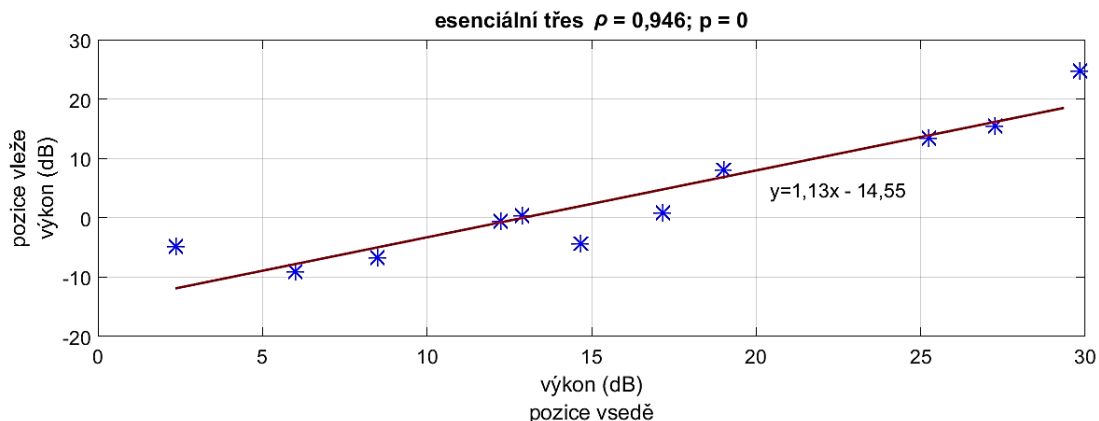
Obrázek 6.9: Porovnání třesu při kognitivní úloze vsedě a vleže u esenciálního (graf vpravo) a dystonického třesu (graf vlevo)

V rámci této klinické hypotézy se dále zaměřuji na analýzu klidového třesu. Byl sestaven graf závislosti třesu hlavy v klidu vsedě (*SRest*) na klidovém třesu hlavy vleže (*LRest*). Byla spočítána korelace dat zvláště pro esenciální a dystonický třes. Hodnoty korelace spolu s grafy jsou zobrazeny v Obrázku 6.10. Žlutě je vyznačena oblast, která je pod definovanou hranicí fyziologického třesu.



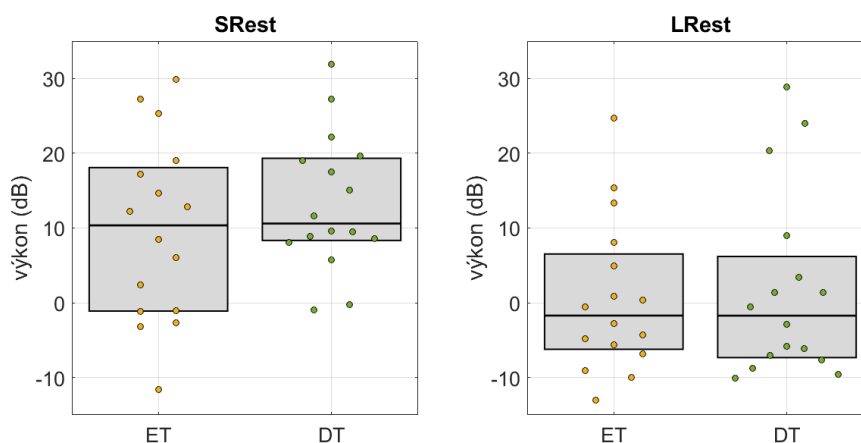
Obrázek 6.10: Korelace třesu vleže a vsedě při klidové poloze (*SRest* a *LRest*)

Na Obrázku 6.10 je patrná výrazná lineární závislost výkonu třesu hlavy u pacientů s esenciálním třesem ($\rho=0,817$). Z toho důvodu byli vybráni pacienti s esenciálním třesem, kteří překračují hranice fyziologického třesu (určené v kapitole 5.6). Pro tento výběr pacientů byla závislost proložena přímkou a byla přepočítána korelace (viz Obrázek 6.11). Pro pacienty s dystonickým třesem tato závislost nebyla detailněji zobrazována, jelikož při vynechání tří pacientů, kteří nesplňují podmínku překročení hranice fyziologického třesu, je korelace ještě nižší ($\rho = 0,354$; $p = 0,215$).



Obrázek 6.11: Korelace esenciálního třesu pacientů s výkonem vyšším, než je definovaná hranice fyziologického třesu

Při porovnání výkonu třesu hlavy pacientů s esenciálním a dystonickým třesem vsedě a následně vleže dvouvýběrovým neparametrickým Wilcoxonovým testem nelze na hladině významnosti 5 % zamítnout nulovou hypotézu, tedy že mediány výkonu těchto dvou třesů při klidovém třesu jsou shodné. Data byla testována zvlášť pro klidový třes vsedě a zvlášť pro klidový třes vleže. Podobnost dat je zobrazena i na Obrázku 6.12 pomocí krabicových grafů.



Obrázek 6.12: Porovnání výkonu třesu hlavy vsedě (graf vpravo) a vleže (graf vlevo)

KH2: Fonace, kognitivní úlohy a tapping prstů ovlivní intenzitu třesu hlavy.

V rámci této klinické hypotézy jsou data nejprve testována párovými testy, pro ověření, zda se třes hlavy změní v závislosti na daném úkonu v porovnání s klidovým třesem. Data byla porovnávána zvlášť vsedě a zvlášť vleže. Nulovou hypotézou bylo, že medián výkonu (amplitudy) klidového třesu je shodný s mediánem výkonu (amplitudy) porovnávaného úkonu. Pro výkon třesu vsedě bylo možné použít parametrický test, jelikož data splnila podmínku normality dat. Hypotéza v tomto případě byla, že střední hodnota výkonu klidového třesu je shodná se střední hodnotou výkonu daného úkonu. Výsledky párových testů pro úkony vsedě jsou zaznamenány v Tabulce 6.3. Výsledky testování úkonů vleže jsou zobrazeny v následující Tabulce 6.4.

Tabulka 6.3: Párové testy klidového výkonu a amplitudy třesu hlavy vůči ostatním úkonům vsedě na hladině významnosti 5%

		<i>SFon</i>		<i>SCog</i>		<i>STapR</i>		<i>STapL</i>	
		ET	DT	ET	DT	ET	DT	ET	DT
výkon	p	0,9978	0,9967	0,0023	0,0076	0,0009	0,0225	0,0003	0,0203
amplituda	p	0,0879	0,3812	0,0004	0,0036	0,0004	0,0113	0,0004	0,0495

Tučně jsou vyznačeny hodnoty $p < 0,05$, kdy lze zamítnout nulovou hypotézu.

Tabulka 6.4: Párový Wilcoxonův test výkonu a amplitudy klidového třesu hlavy vleže a ostatních úkonů vleže na hladině významnosti 5%

		<i>LFon</i>		<i>LCog</i>		<i>LTapR</i>		<i>LTapL</i>	
		ET	DT	ET	DT	ET	DT	ET	DT
výkon	p	0,0386	0,4348	0,0009	0,0016	0,0006	0,0552	0,0004	0,0168
amplituda	p	0,1477	0,1128	0,0045	0,0759	0,0009	0,2659	0,0011	0,4074

Tučně jsou vyznačeny hodnoty $p < 0,05$, kdy lze zamítnout nulovou hypotézu.

KH₃: Tapping prstů ovlivní frekvenci třesu hlavy.

Pro klinickou hypotézu KH₃ byla porovnávána frekvence třesu hlavy, a to jak vsedě, tak vleže pro tapping každé ruky zvlášť. Z důvodu nesplnění podmínky normality dat, byla data testována párovým Wilcoxonovým testem, zda se mění frekvence třesu v klidu oproti frekvenci třesu při tappingu. Nulovou hypotézou bylo, že medián frekvence třesu hlavy v klidu je shodný s mediánem frekvence třesu hlavy při tappingu. Na hladině významnosti 5 % však nelze ani v jednom sledovaném případě zamítnout nulovou hypotézu, že medián frekvencí je stejný.

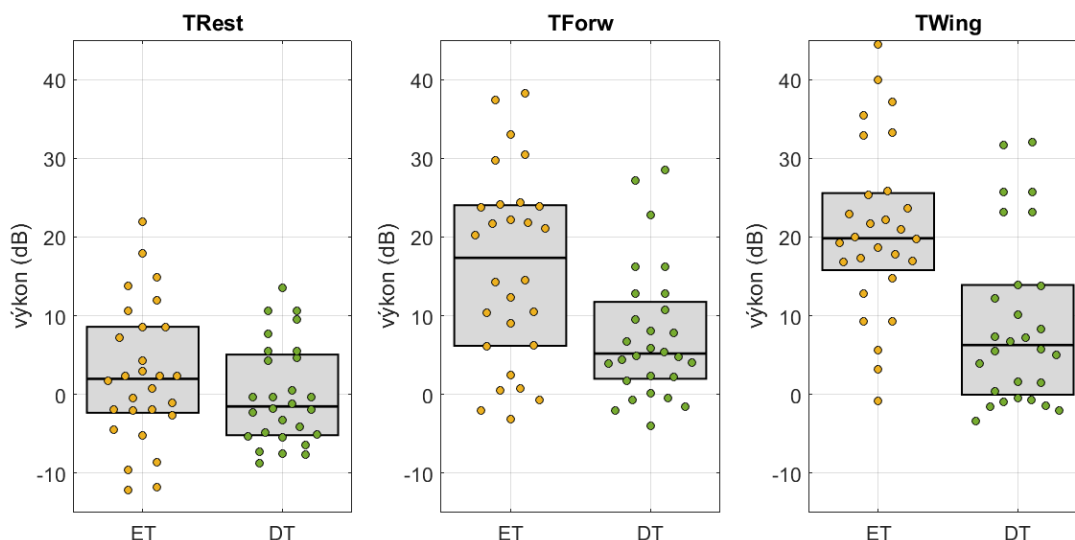
KH₄: Intenzita třesu rukou u ET se liší od intenzity třesu rukou u DT (u ET je intenzita větší).

Pro tuto klinickou hypotézu byl testován třes rukou dvouvýběrovým neparametrickým testem, jelikož data nesplňovala podmínku normality. V Tabulce 6.5 je porovnáván výkon třesu rukou u esenciálního a dystonického třesu pro obě ruce dohromady. Nulovou hypotézou bylo, že výkon třesu rukou u ET a DT má shodný medián. Následně byla stejným způsobem otestována i amplituda třesu. Výsledky statistických testů amplitudy třesu rukou jsou též zobrazeny v Tabulce 6.5. Porovnávané výkony třesu rukou jsou zobrazeny pro vizuální porovnání dat na Obrázku 6.13, kde jsou porovnávány výkony třesu rukou pro každý úkon zvlášť. Vlevo je vždy esenciální třes a vpravo dystonický třes.

Tabulka 6.5: Dvouvýběrový test třesu rukou pacientů s ET a DT

		<i>TRest</i>	<i>TForw</i>	<i>TWing</i>
výkon	p	0,1813	0,0017	0,0003
amplituda	p	0,5198	0,0192	0,0004

Tučně jsou vyznačeny hodnoty $p < 0,05$, kdy lze zamítnout nulovou hypotézu.



Obrázek 6.13: Porovnání výkonu třesu rukou esenciálního a dystonického třesu u jednotlivých úkonů

Na Obrázku 6.13 je vidět, že výkon třesu rukou u esenciálního třesu je větší, než u dystonického třesu. Tato hypotéza je testována zvláště pro jednotlivé úkony, tedy pro klidový třes, následně pro třes při předpažených pažích a třes rukou při pozici křídel v rámci následující klinické hypotézy.

KHs: Intenzita třesu rukou se změní při posturálním třesu oproti klidovému třesu.

V rámci této klinické hypotézy bylo definováno několik statistických hypotéz. Nejprve byl porovnáván klidový třes každé ruky zvláště vůči ostatním úkonům, tedy úkonům *TForw* a *TWing*. Hypotézou bylo, že medián výkonu klidového třesu ruky je shodný s mediánem výkonu třesu ruky při daném úkonu. Tato hypotéza byla testována párovým neparametrickým Wilcoxonovým testem zvláště pro esenciální a dystonický třes. Výsledky těchto testů jsou zobrazeny v Tabulce 6.6. Následně byla testována hypotéza, že medián výkonu třesu ruky při úkonu *TForw* je shodný s mediánem výkonu třesu ruky při úkonu *TWing*. Při tomto párovém testu ani u esenciálního ani u dystonického třesu nešlo zamítnout nulovou hypotézu, že medián výkonů těchto dvou úkonů je shodný při $p=0,05$.

Tabulka 6.6: Párový test na výkon třesu ruky (porovnání klidového třesu se zbylými úkony)

p	<i>TForw</i>				<i>TWing</i>			
	ET		DT		ET		DT	
	R	L	R	L	R	L	R	L
	0,0017	< 0,0001	0,0036	0,0075	0,0012	0,0001	0,0008	0,0026

Tučně jsou vyznačeny hodnoty $p < 0,05$, kdy lze zamítnout nulovou hypotézu.

KH₆: Frekvence třesu rukou bude v pravé a v levé ruce shodná u pacientů s ET.

Následující klinická hypotéza byla přeformulována na statistickou hypotézu. Data byla testována párovým Wilcoxonovým testem, jelikož frekvence třesu rukou nespĺnila podmínku normality dat. Nulovou hypotézou bylo, že medián frekvence pravé ruky je shodný s mediánem frekvence levé ruky. Byla porovnáována shodnost frekvence třesu pravé a levé ruky pro všechny úkony. Do testování byl zahrnut jak esenciální, tak dystonický třes. Výsledné hodnoty testů jsou zobrazeny v Tabulce 6.7.

Tabulka 6.7: Párový Wilcoxonův test frekvence třesu pravé a levé ruky

	<i>TRest</i>		<i>TForw</i>		<i>TWing</i>	
	ET	DT	ET	DT	ET	DT
p	0,2754	0,0066	0,4131	0,1177	0,7646	0,2104

Tučně jsou vyznačeny hodnoty $p < 0,05$, kdy lze zamítnout nulovou hypotézu.

KH₇: U ET dominuje třes rukou, u DT se vyskytuje jen třes hlavy (nebo dominuje).

V rámci poslední klinické hypotézy je porovnáván třes hlavy a třes rukou u esenciálního a dystonického třesu. Je porovnáván zvlášt' výkon třesu hlavy vsedě a vleže s výkonem třesu rukou. Zároveň bude testována i amplituda třesu. U dystonického třesu je navíc porovnáván třes rukou s výkonem třesu rukou zdravých pacientů z důvodu ověření, zda se u DT třes rukou vůbec nevyskytuje. Na data bude použit dvouvýběrový neparametrický Wilcoxonův test, jelikož úkony hlavy se neshodují s úkony rukou a je zde navíc jiný počet záznamů. Nulovou hypotézou tedy je, že medián výkonu třesu rukou je shodný s mediánem třesu hlavy vsedě. Tato hypotéza byla následně testována i pro amplitudu třesu. Další hypotézou bylo, že medián výkonu (amplitudy) třesu rukou je shodný s výkonem (amplitudou) třesu hlavy vleže. Poslední hypotézou bylo, že medián výkonu (amplitudy) třesu rukou u pacientů s DT je shodný s mediánem výkonu (amplitudy) kontrolní skupiny zdravých lidí. Souhrn výsledků testovaných hypotéz je zobrazen v Tabulce 6.8.

Tabulka 6.8: Dvouvýběrový neparametrický test pro porovnání výkonu a amplitudy třesu rukou a hlavy

		ruce=hlava sed		ruce=hlava leh		ruce=fyziolog. třes
		ET	DT	ET	DT	DT
výkon	p	0,5816	<0.0001	0,0003	0,7757	0,0005
amplituda	p	0,0590	<0.0001	0,0189	0,2607	0,0070

Tučně jsou vyznačeny hodnoty $p < 0,05$, kdy lze zamítnout nulovou hypotézu.

V následujících tabulkách jsou shrnuty výsledky všech klinických a statistických hypotéz. Pro zvýraznění odlišností mezi esenciálním a dystonickým třesem jsou rozdíly v tabulkách vyznačeny červeně. Všechny statistické hypotézy (označené písmenem H) byly ověřovány na hladině významnosti 5 %. V tabulkách je zapsáno „ano“, pokud lze zamítnout nulovou hypotézu při $p = 0,05$ a „ne“, pokud tuto hypotézu na dané hladině významnosti zamítnout nelze. Jednotlivé klinické hypotézy jsou rozděleny zvlášť do tabulek kvůli přehlednosti (Tabulky 6.9 až 6.15). Klinické hypotézy jsou ve stejném pořadí jako v předchozí části kapitoly.

Tabulka 6.9: Přehled výsledků klinických hypotéz KH₁

KH₁	Při pozici vleže se oproti pozici vsedě zmírní výkon třesu, především u ET.									
H_{1.1}	Medián výkonu třesu hlavy vsedě je shodný s mediánem výkonu třesu hlavy vleže.									
	ET					DT				
	<i>Rest</i>	<i>Fon</i>	<i>Cog</i>	<i>TapR</i>	<i>TapL</i>	<i>Rest</i>	<i>Fon</i>	<i>Cog</i>	<i>TapR</i>	<i>TapL</i>
	ano	ano	ano	ano	ano	ano	ano	ne	ano	ano
H_{1.2}	Medián výkonu třesu hlavy u ET je shodný s mediánem výkonu třesu hlavy u DT.									
	<i>SRest</i>	<i>SFon</i>	<i>SCog</i>	<i>STapR</i>	<i>STapL</i>	<i>LRest</i>	<i>LFon</i>	<i>LCog</i>	<i>LTapR</i>	<i>LTapL</i>
	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne
	Porovnání korelací výkonu třesu hlavy vleže a vsedě u ET a DT.									
	ET					DT				
	$\rho=0,946$					$\rho=0,354$				

ano=lze zamítnou nulovou hypotézu, ne=nelze zamítnou nulovou hypotézu při $p=0,05$

Tabulka 6.10: Přehled výsledků klinických hypotéz KH₂

KH₂	Fonace, kognitivní úlohy a tapping prstů ovlivní intenzitu třesu hlavy.							
H_{2.1}	Medián výkonu klidového třesu hlavy se rovná mediánu výkonu třesu hlavy daného úkonu.							
	ET				DT			
	<i>SFon</i>	<i>SCog</i>	<i>STapR</i>	<i>STapL</i>	<i>SFon</i>	<i>SCog</i>	<i>STapR</i>	<i>STapL</i>
	ne	ano	ano	ano	ne	ano	ano	ano
	<i>LFon</i>	<i>LCog</i>	<i>LTapR</i>	<i>LTapL</i>	<i>LFon</i>	<i>LCog</i>	<i>LTapR</i>	<i>LTapL</i>
	ano	ano	ano	ano	ne	ano	ne	ano
H_{2.2}	Medián amplitudy třesu hlavy vklidu je shodný s mediánem amplitudy třesu hlavy při jednotlivých úkonech.							
	ET				DT			
	<i>SFon</i>	<i>SCog</i>	<i>STapR</i>	<i>STapL</i>	<i>SFon</i>	<i>SCog</i>	<i>STapR</i>	<i>STapL</i>
	ne	ano	ano	ano	ne	ano	ano	ano
	<i>LFon</i>	<i>LCog</i>	<i>LTapR</i>	<i>LTapL</i>	<i>LFon</i>	<i>LCog</i>	<i>LTapR</i>	<i>LTapL</i>
	ne	ano	ano	ano	ne	ne	ne	ne

ano=lze zamítnou nulovou hypotézu, ne=nelze zamítnou nulovou hypotézu při $p=0,05$

Tabulka 6.11: Přehled výsledků klinických hypotéz KH₃

KH₃	Tapping prstů ovlivní frekvenci třesu hlavy.							
H_{3.1}	Medián frekvence třesu hlavy v klidu je shodný s mediánem frekvence třesu hlavy při tappingu.							
	ET				DT			
	<i>STapR</i>	<i>STapL</i>	<i>LTapR</i>	<i>LTapL</i>	<i>STapR</i>	<i>STapL</i>	<i>LTapR</i>	<i>LTapL</i>
	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne

ano=lze zamítnou nulovou hypotézu, ne=nelze zamítnou nulovou hypotézu při p=0,05

Tabulka 6.12: Přehled výsledků klinických hypotéz KH₄

KH₄	Intenzita třesu rukou u ET se liší od intenzity třesu rukou u DT (u ET je intenzita větší).		
H_{4.1}	Medián výkonu třesu rukou u ET je shodný s mediánem výkonu třesu rukou u DT.		
	<i>TRest</i>	<i>TForw</i>	<i>TWing</i>
	ne	ano	ano
H_{4.2}	Medián amplitudy třesu rukou u ET je shodný s mediánem amplitudy třesu rukou u DT.		
	<i>TRest</i>	<i>TForw</i>	<i>TWing</i>
	ne	ano	ano

ano=lze zamítnou nulovou hypotézu, ne=nelze zamítnou nulovou hypotézu při p=0,05

Tabulka 6.13: Přehled výsledků klinických hypotéz KH₅

KH₅	Intenzita třesu rukou se změní při posturálním třesu oproti klidovému třesu.							
H_{5.1}	Medián výkonu klidového třesu rukou je shodný s mediánem výkonu třesu rukou při ostatních úkonech.							
	ET				DT			
	<i>TForw</i>		<i>TWing</i>		<i>TForw</i>		<i>TWing</i>	
	R	L	R	L	R	L	R	L
	ano	ano	ano	ano	ano	ano	ano	ano
H_{5.2}	Medián výkonu třesu rukou při úkonu <i>TWing</i> je shodný s mediánem výkonu třesu rukou při úkonu <i>TForw</i> .							
	ET				DT			
	ne				ne			

ano=lze zamítnou nulovou hypotézu, ne=nelze zamítnou nulovou hypotézu při p=0,05

Tabulka 6.14: Souhrn výsledků klinických hypotéz KH₆

KH₆	Frekvence třesu rukou bude v pravé a v levé ruce shodná u pacientů s ET					
H_{6.1}	Medián frekvence třesu pravé ruky je shodný s mediánem frekvence třesu levé ruky.					
	ET			DT		
	<i>TRest</i>	<i>TForw</i>	<i>TWing</i>	<i>TRest</i>	<i>TForw</i>	<i>TWing</i>
	ne	ne	ne	ano	ne	ne

ano=lze zamítnou nulovou hypotézu, ne=nelze zamítnou nulovou hypotézu při p=0,05

Tabulka 6.15: Přehled výsledků klinických hypotéz KH₇

KH₇	U ET dominuje třes rukou, u DT se vyskytuje jen třes hlavy (nebo dominuje).	
H_{7.1}	Medián výkonu třesu hlavy vsedě je shodný s mediánem výkonu třesu rukou.	
	ET ne	DT ano
H_{7.2}	Medián výkonu třesu hlavy vleže je shodný s mediánem výkonu třesu rukou.	
	ET ano	DT ne
H_{7.3}	Medián amplitudy třesu hlavy vsedě je shodný s mediánem amplitudy třesu rukou.	
	ET ne	DT ano
H_{7.4}	Medián amplitudy třesu hlavy vsedě je shodný s mediánem amplitudy třesu rukou.	
	ET ano	DT ne
H_{7.5}	Medián výkonu třesu rukou u DT je shodný s mediánem výkonu třesu rukou zdravých lidí (KS).	
	ano	
H_{7.6}	Medián amplitudy třesu rukou u DT je shodný s mediánem amplitudy třesu rukou zdravých lidí (KS).	
	ano	

ano=lze zamítnou nulovou hypotézu, ne=nelze zamítnou nulovou hypotézu při p=0,05

7 Diskuse

V rámci této bakalářské práce byl navržen způsob přístrojového měření třesu hlavy a horních končetin a byl sestaven protokol měření se souborem úkonů pro rozlišení projevů dystonického a esenciálního třesu. Navržený protokol měření se osvědčil, stejně jako vybrané parametry třesu vypočítané vlastními algoritmy vytvořenými v MATLABu.

V rámci této bakalářské práce bylo naměřeno celkem 41 pacientů s esenciálním nebo dystonickým třesem. Při analýze dat byli vynecháni pacienti se smíšeným třesem, tedy s třesem esenciálním s pozdějším rozvojem dystonie. Zároveň musel být ze zpracování třesu hlavy vyřazen pacient č. 22 s dystonickým třesem z důvodu špatného exportu dat. Celkově bylo analyzováno 16 pacientů s esenciálním třesem a 18 pacientů s dystonickým třesem. Třes hlavy byl analyzován u 33 pacientů a třes rukou u 31 pacientů.

Významným zjištěním této bakalářské práce je, že v určitých aspektech je možné odlišit esenciální a dystonický třes. Při klidovém třesu vleže v porovnání s třesem hlavy vsedě je u esenciálního třesu silná korelace ($\rho=0,95$; $p=0$) na rozdíl od dystonického třesu ($\rho=0,35$; $p=0,22$). Intenzita třesu rukou u ET je větší, než intenzita třesu rukou u DT při posturálním třesu (úkon s předpaženými pažemi a při rukách v pozici křídel). Frekvence třesu rukou je u pacientů s ET shodná v obou rukách při všech úkonech a frekvence třesu rukou u pacientů s dystonickým třesem se u klidového třesu liší. U ET je třes rukou shodný s třesem hlavy v sedě a u DT je třes rukou shodný s třesem hlavy vleže, kdy je intenzita třesu hlavy menší než vsedě. Při porovnání třesu rukou s třesem hlavy vsedě u DT je intenzita třesu hlavy větší. Lze tedy tvrdit, že u pacientů s dystonickým třesem vsedě dominuje třes hlavy.

Navržený protokol měření s využitím akcelerometrů a kamerového systému Optitrack se ukázal jako vhodný, stejně tak i vybrané přístroje a pomůcky. Při měření třesu rukou se třes ve výjimečných případech projevoval pouze jako třes v jednom prstu či v několika prstech, což navržený systém záznamu třesu rukou z důvodu umístění značky nezaznamenával. Všechna měření na Neurologické klinice 1. LF UK a VFN v Praze probíhala bez problémů. Než se ustálil protokol měření, naměřila jsem u prvních tří pacientů pouze třes hlavy, proto u nich chybí data zaznamenávající třes rukou (1 pacient s DT a 2 pacienti s ET).

V této práci byly určeny tři parametry třesu, na základě kterých byly ověřovány definované hypotézy: frekvence, výkon a amplituda třesu. Důvodem k výběru frekvence byly hypotézy zabývající se změnou frekvence v závislosti na daných úkonech. Na základě výkonu třesu lze definovat intenzitu třesu. Amplitudu třesu je možné jednodušeji použít v klinické praxi, pro větší srozumitelnost lékařů. Výpočet amplitudy

byl sestaven dle vlastní úvahy, jelikož většina publikovaných prací tento parametr buď nepoužívá, nebo neuvádí popis výpočtu.

Na základě definovaných parametrů byly sestaveny algoritmy pro zpracování naměřených dat. Musely být vytvořeny odlišné algoritmy pro data z akcelerometru a Optitracku, jelikož naměřená data měla jiný formát i odlišné jednotky. Při ověřování funkčnosti vytvořených funkcí pro zpracování dat z akcelerometru jsem ověřila, že při pravidelném a zřetelném kmitání, fungují jednotlivé funkce správně. Hlavní limitací těchto metod je velká odlišnost dat jednotlivých pacientů. Odlišnosti jsou způsobené například neklidem nebo dalším zdravotním či fyzickým omezením. Předpokládám, že dané funkce počítají parametry správně na základě vlastní definice. Přesto jsou zde možnosti ke zlepšení funkcí. Například při určování frekvence třesu by mohl být sestaven algoritmus, který by rozhodoval, zda by měla být frekvence určena jako index na ose x největšího výkonu nebo by se počítala alternativním způsobem v případě, že ve výkonovém spektru není pouze jeden výrazný vrchol.

Při výpočtu amplitudy třesu se amplituda vždy nevracela do nulové polohy. Zřejmě to bylo způsobené tím, že pacient netřásl hlavou či horními končetinami kolem jednoho klidového bodu a jeho pohyb byl spíše eliptický. Velké pohyby končetin či hlavy jsou odfiltrovány pásmovou propustí. Tento nedostatek by mohl být vyřešen například detekcí trajektorie pohybu, jelikož by získaná data mohla být více přesná než po samotné filtraci signálu. Pacienti měli občas náhlé záškuby, které jsou součástí patologického třesu. Sestavená funkce pro určení amplitudy tyto záškuby většinou nedetekovala, jelikož se počítal medián z vrcholů. V rámci vylepšení vytvořených algoritmů je možné funkce upravit tak, aby takové záškuby algoritmus sám detekoval a zaznamenal zvlášť například jako pravidelnost třesu. Obecně lze však říci, že funkce fungují správně, jak je definováno v teoretické části práce.

Získané hodnoty frekvencí třesu hlavy a rukou je možné porovnat s teoretickými hodnotami převzatými z literatury. Rozmezí esenciálního třesu uváděného v [5] je 4-12 Hz. Podobné rozmezí jsme pozorovali i u vypočítaných dat. Třes hlavy se pohyboval spíše v rozmezí 2-8 Hz a třes rukou v celém sledovaném rozmezí, tedy 2-12 Hz. Dystonický třes by měl mít frekvenci obvykle do 7 Hz [3]. Třes hlavy u dystonických pacientů byl do 8 Hz, třes rukou měl frekvenci v rozmezí 2-12 Hz.

Na závěr této práce byly ověřovány definované klinické hypotézy. Tyto hypotézy směřovaly k odlišení jednotlivých třesů a podrobněji charakterizovaly dané třesy. V rámci každé klinické hypotézy byly definovány statistické hypotézy, které byly následně ověřovány. Část hypotéz byla porovnávána se zdravou skupinou lidí. Pro zdokonalení výsledků a přesnosti metody by bylo vhodné naměřit větší vzorovou skupinu zdravých lidí ve věku odpovídajícím zkoumaným pacientům, aby bylo možné lépe rozlišit fyziologický třes od patologického, který zkoumáme.

Získané výsledky jsou zobrazeny v Tabulkách 6.9 až 6.15 na konci přechozí kapitoly. První klinická hypotéza se zabývala vlivem polohy pacienta na třes hlavy. Shodné úkony byly měřeny ve dvou polohách, vsedě a vleže na zádech. Při porovnání jednotlivých úkonů vsedě a vleže se u ET zklidní třes u všech úkonů. U DT se zklidní třes u všech úkonů kromě kognitivního cvičení, kdy byl výkon třesu hlavy stejný vsedě i vleže. Při porovnání jednotlivých výkonů třesu hlavy u ET a DT při jednotlivých úkonech tyto třesy však nelze rozlišit.

Významným rozdílem v projevu je vypočítaná korelace klidového třesu vleže a vsedě. U ET se výkon třesu hlavy vleže tlumí při porovnání s výkonem třesu hlavy vsedě dle lineární závislosti ($P_{leh} = 1,13P_{sed}-14,55$). Korelace byla velmi silná ($\rho=0,95$; $p=0$). Dystonický třes pacientů nad fyziologickou hranicí má korelaci výrazně nižší ($\rho=0,35$; $p=0,22$). U DT jsou změny třesu individuální a nelze tvrdit, že se třes mění dle konkrétní závislosti. Toto zjištění by mohlo mít významný vliv na odlišení těchto třesů.

Druhá hypotéza sledovala vliv navrhnutých úkonů na třes hlavy. Zda se třes hlavy změní bylo testováno zvláště vleže a zvláště vsedě. U obou třesů bylo zjištěno, že fonace nemá vliv na třes hlavy. Nezměnil se ani výkon, ani amplituda třesu. Změna třesu hlavy se projevila pouze u ET při porovnání výkonu klidového třesu vleže a výkonu třesu hlavy vleže při fonaci. Při kognitivním cvičení a tappingu rukou vsedě se změnil výkon i amplituda třesu hlavy u obou zkoumaných skupin.

Při prováděných úkonech vleže, se u DT nezměnil výkon ani amplituda třesu ani u jednoho úkonu. U ET se naopak změnil třes hlavy u všech úkonů vleže při porovnání výkonu i amplitudy, kromě fonace, kdy se nezměnila amplituda třesu při porovnání s amplitudou klidového třesu vleže. Bylo zjištěno, že tapping prstů neovlivní frekvenci třesu hlavy ani u jedné skupiny.

Další klinické hypotézy se zabývaly třesem rukou. Třes rukou v klidu se u ET neliší od třesu rukou u DT. Při posturálním třesu se třes rukou liší. Při předpažených pažích i při pažích v pozici křídel se výkon i amplituda třesu rukou u ET liší od DT. Třes rukou je větší u esenciálního třesu.

Přestože se intenzita třesu rukou u porovnávaných skupin liší, u ET i DT se změnil třes rukou při posturálním třesu oproti klidovému třesu rukou. Při porovnání výkonu třesu rukou při jednotlivých úkonech posturálního třesu, tedy *TForw* a *TWing*, nelze rozlišit výkon třesu rukou ani u jedné skupiny.

Při porovnání symetrie frekvence obou horních končetin vyšlo, že při klidovém třesu je u DT rozdílná frekvence třesu v pravé a levé ruce. U ET je frekvence třesu horních končetin u všech úkonů shodná, stejně jako u zbylých úkonů u pacientů s dystonickým třesem.

Porovnáním výkonu a amplitudy třesu hlavy a rukou bylo zjištěno, že u ET je shodný výkon i amplituda třesu hlavy vsedě s výkonem a amplitudou třesu rukou. U DT je shodný výkon a amplituda u třesu hlavy vleže a třesu rukou. Porovnáním výkonu a amplitudy třesu rukou u DT a třesu rukou u zdravých jedinců bylo ověřeno, že přestože je intenzita třesu rukou u DT nízká, je vyšší než intenzita fyziologického třesu.

V této práci jsem ověřila funkčnost navrženého protokolu, jelikož je možné na základě naměřených dat dle navrženého protokolu a výpočtů vybraných parametrů třesu porovnávané patologické třesy odlišit.

8 Závěr

Tato bakalářská práce se zabývala esenciálním a dystonickým třesem. V rámci bakalářské práce byl sestaven protokol měření zahrnující využití akcelerometrů a kamerového systému Optitrack. V rámci protokolu měření bylo navrženo několik úkonů, které by mohly mít vliv na třes pacientů. Pomocí protokolu měření bylo naměřeno celkem 41 pacientů na Neurologické klinice 1. LF UK a VFN v Praze. Konkrétně bylo 16 pacientů s esenciálním třesem, 18 pacientů s dystonickým třesem a 7 pacientů s esenciálním třesem s pozdějším rozvojem dystonie. Naměřená data byla následně zpracována vlastními algoritmy v MATLABu a byl vypočítán výkon, amplituda a frekvence třesu.

Pomocí vypočítaných parametrů třesu jsem ověřila klinické hypotézy sestavené ve spolupráci s lékaři z Neurologické kliniky 1. LF a VFN v Praze. Klinické hypotézy byly sestaveny za účelem analýzy projevů jednotlivých nemocí a odlišení esenciálního a dystonického třesu. Na základě klinických hypotéz byly definovány statistické hypotézy, které byly v rámci této práce testovány. Byl porovnáván vliv polohy pacienta na změnu třesu hlavy v pozici vleže a vsedě a vlivy jednotlivých úkonů na klidový třes hlavy a rukou pacientů.

Na základě statistického zpracování dat byly objeveny odlišnosti v projevech esenciálního a dystonického třesu. Porovnávání třesů je možné odlišit při porovnání korelace klidového třesu hlavy vsedě a vleže, porovnání intenzity třesu rukou, porovnání frekvence pravé a levé ruky a při porovnání výkonu či amplitudy třesu hlavy a třesu rukou. V navazujících pracích by bylo vhodné se zaměřit na zjištěné odlišnosti třesů a naměřit a porovnat větší počet pacientů.

Seznam použité literatury

- [1] DEUSCHL, Gunther, Bain PETER a Michael BRIN. Consensus Statement of the Movement Disorder Society on Tremor. *Movement Disorders* [online]. b.r., **1998**(13), 2-23 [cit. 2016-03-09]. DOI: 10.1002/mds.870131303.
- [2] PUSCHMANN, Andreas a Zbigniew WSZOLEK. Diagnosis and Treatment of Common Forms of Tremor. *Semin Neurol* [online]. 2011, **31**(1), 65-77 [cit. 2017-02-28]. DOI: 10.1055/s-0031-1271312. Dostupné z: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-0031-1271312>
- [3] DEUSCHL, Gunther, Jan RAETHJEN, Michael LINDEMANN a Paul KRACK. The pathophysiology of tremor. *Muscle Nerve* [online]. 2001, **24**(6), 716-735 [cit. 2017-03-10]. DOI: 10.1002/mus.1063. ISSN 0148-639x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mus.1063>
- [4] BAIN, P., M. BRIN, G. DEUTSCHL, R. ELBLE et al. Criteria for the diagnosis of essential tremor. *Neurology* [online]. 2000, s. 54-57 [cit. 2016-03-09]. Dostupné z: http://intl.neurology.org/cgi/content/full/54/11_suppl_4/S2
- [5] LOUIS, Elan. Essential Tremor. *New England Journal of Medicine* [online]. 2001, **345**(12), 887-891 [cit. 2017-02-27]. DOI: 10.1056/NEJMcp010928. ISSN 0028-4793. Dostupné z: <http://www.nejm.org/doi/abs/10.1056/NEJMcp010928>
- [6] FINDLEY, Leslie a William KOLLER. *Handbook of tremor disorders*. New York: M. Dekker, 1995, xv, 576 p. Neurological disease and therapy, v. 30. ISBN 08-247-8859-1.
- [7] KRONENBUERGER, Martin, Jürgen KONCZAK, Wolfram ZIEGLER et al. *Balance and Motor Speech Impairment in Essential Tremor* [online]. b.r. [cit. 2016-03-13]. DOI: 10.1007/s12311-009-0111-y. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s12311-009-0111-y>
- [8] LOUIS, Elan a Marina GERBIN. Voice Handicap in Essential Tremor: A Comparison with Normal Controls and Parkinson's Disease. *Tremor and Other Hyperkinetic Movements* [online]. b.r., **2013**(3) [cit. 2016-03-13]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3582855/pdf/tre-03-114-970-1.pdf>

- [9] ERRO, R., N. QUINN, S. SCHNEIDER a K. BHATIA. Does rest tremor exclude the diagnosis of adult-onset primary dystonia?. *Journal of Neurology, Neurosurgery* [online]. 2013, **84**(6), 708-708 [cit. 2016-03-13]. DOI: 10.1136/jnnp-2012-304779. ISSN 0022-3050. Dostupné z: <http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp-2012-304779>
- [10] DEFAZIO, G., A. GIGANTE, G. ABBRUZZESE et al. Tremor in primary adult-onset dystonia: prevalence and associated clinical features. *Journal of Neurology, Neurosurgery* [online]. 2013, **84**(4), 404-408 [cit. 2016-03-13]. DOI: 10.1136/jnnp-2012-303782. ISSN 0022-3050. Dostupné z: <http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp-2012-303782>
- [11] HEDERA, Peter, Fenna PHIBBS, John FANG, Michael COOPER, P CHARLES a Thomas DAVIS. Clustering of dystonia in some pedigrees with autosomal dominant essential tremor suggests the existence of a distinct subtype of essential tremor. *BMC Neurology* [online]. 2010, **10**(1), 10-66 [cit. 2016-03-13]. DOI: 10.1186/1471-2377-10-66. ISSN 1471-2377. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/1471-2377/10/66>
- [12] AGNEW, A., S. FRUCHT a E. LOUIS. Supine head tremor: a clinical comparison of essential tremor and spasmodic torticollis patients. *Journal of Neurology, Neurosurgery* [online]. 2012, **83**(2), 179-181 [cit. 2016-03-13]. DOI: 10.1136/jnnp-2011-300823. ISSN 0022-3050. Dostupné z: <http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp-2011-300823>
- [13] QUINN, Niall, Susanne SCHNEIDER, Petra SCHWINGENSCHUH a Kailash BHATIA. Tremor-some controversial aspects. *Movement Disorders* [online]. 2011, **26**(1), 18-23 [cit. 2016-03-10]. DOI: 10.1002/mds.23289. ISSN 08853185. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mds.23289>
- [14] SCHRAG, A., A. MÜNCHAU, K.P. BHATIA, N.P. QUINN a C.D. MARSDEN. Essential tremor: an overdiagnosed condition?. *Journal of Neurology* [online]. 2000, **247**(12), 955-959 [cit. 2016-03-10]. DOI: 10.1007/s004150070053. ISSN 0340-5354. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s004150070053>
- [15] KING, Nicolas a Joseph TAM. The Most Cited Works in Essential Tremor and Dystonia. *Tremor and Other Hyperkinetic Movements* [online]. Toronto, Canada, 2016, **310**(6) [cit. 2017-02-15]. DOI: 10.7916/D8NG4QHP. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4841866/pdf/tre-06-310-7522-1.pdf>

- [16] ELBLE, J. Defining Dystonic Tremor. *Current Neuropharmacology* [online]. 2013, **11**(1), 48-52 [cit. 2016-03-13]. DOI: 10.2174/157015913804999478. ISSN 1570159x. Dostupné z: <http://openurl.ingenta.com/content/xref?genre=article>
- [17] PROCHÁZKOVÁ, Marie. *Hodnocení vlivu fyzioterapie na neurofyziologickém podkladě na tremor a kvalitu pohybu u roztroušené sklerózy mozkomíšní pomoci vybraných klinických testů a akcelerometrie*. Kateřinská 1660/32, 121 08 Praha 2, 2009. Bakalářská práce. 1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy. Vedoucí práce Petra Sládková.
- [18] GIRONELL, A, B PASCUAL-SEDANO a M BARBANOJ. Routine neurophysiologic tremor analysis as a diagnostic tool for essential tremor: a prospective study. *J clin neurophysiol* [online]. 2004, **21**(6), 446-450 [cit. 2016-11-05]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15622132>
- [19] HUSÁK, Miroslav. *Akcelerometry (přednáška)* [online]. In: . Kladno: ČVUT FBMI, b.r. [cit. 2017-03-10]. Dostupné z: https://predmety.fbmi.cvut.cz/sites/default/files/predmet/1934/prednasky/17PBBSL_20160524_211513_528d821dd8843ea8e07f4fdcafb17c8b.pdf
- [20] KUTÍLEK, Patrik a Adam ŽIŽKA. *Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky*. V Praze: České vysoké učení technické, 2012. ISBN 978-80-01-04993-8.
- [21] KRUPIČKA, Radim. *Měření a analýza pohybu ruky u parkinsoniků*. Kladno, 2013. Disertační práce. ČVUT, Fakulta biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Zoltán Szabó.
- [22] AHLRICHS, Claas a Albert SAMÀ. *Is "Frequency Distribution" Enough to Detect Tremor in PD Patients Using a Wrist Worn Accelerometer?* [online]. 2014 [cit. 2016-11-05]. DOI: 10.4108/icst.pervasivehealth.2014.254928. Dostupné z: <http://eudl.eu/doi/10.4108/icst.pervasivehealth.2014.254928>
- [23] MACHOWSKA-MAJCHRZAK, Agnieszka, Krystyna PIERZCHAŁA, Stanisław PIETRASZEK, Beata ŁABUZ-ROSZAK a Wojciech BARTMAN. *The usefulness of accelerometric registration with assessment of tremor parameters and their symmetry in differential diagnosis of parkinsonian, essential and cerebellar tremor* [online]. b.r., **2012**(46), 145-156 [cit. 2016-11-05]. DOI: 10.5114/ninp.2012.28257. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0028384314603297>

- [24] PATHAK, Anupam, John REDMOND, Michael ALLEN a Kelvin CHOU. A noninvasive handheld assistive device to accommodate essential tremor: A pilot study. *Mov Disord* [online]. 2013, **29**(6) [cit. 2017-02-28]. DOI: 10.1002/mds.25796. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mds.25796>
- [25] CALZETTI, S, M BARATTI, M GRETTY a L FINDLEY. Frequency/amplitude characteristics of postural tremor of the hands in a population of patients with bilateral essential tremor: implications for the classification and mechanism of essential tremor. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*. 1987, **50**(5), 561-567.
- [26] COLE, B., S.H. ROY, C.J. DE LUCA a S.H. NAWAB. Dynamic neural network detection of tremor and dyskinesia from wearable sensor data. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC): Annual International Conference of the IEEE*. b.r., **2010**(31), 6062-6065.
- [27] V120:Trio - An optical tracking system in a single, plug-and-play package - OptiTrack. *OptiTrack - Motion Capture Systems - OptiTrack* [online]. b.r. [cit. 2016-05-13]. Dostupné z: <https://www.optitrack.com/products/v120-trio/>
- [28] Fast Fourier transform - MATLAB fft. *MATLAB Documentation* [online]. b.r. [cit. 2016-05-13]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/help/matlab/ref/fft.html>
- [29] ELBLE, Rodger, Cynthia COMELLA, Stanley FAHN, Mark HALLETT, Joseph JANKOVIC, Jorge JUNCOS, Peter LEWITT a Kelly LYONS. Reliability of a new scale for essential tremor. *Movement Disorders* [online]. 2012, **27**(12), 1567-1569 [cit. 2016-11-05]. DOI: 10.1002/mds.25162. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4157921/>
- [30] ALBANESE, Alberto, Francesca SORBO, Cynthia COMELLA et al. Dystonia rating scales: Critique and recommendations. *Movement Disorders* [online]. 2013, **28**(7), 874-883 [cit. 2016-11-05]. DOI: 10.1002/mds.25579. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mds.25579>
- [31] MTw Development Kit - Products - Xsens 3D motion tracking. *Xsens 3D motion tracking* [online]. b.r. [cit. 2016-05-13]. Dostupné z: <https://www.xsens.com/products/mtw-development-kit/>

Příloha A: Obsah přiloženého CD

- klíčová slova (v českém a anglickém jazyce)
- abstrakt česky
- abstrakt anglicky
- naskenované zadání bakalářské práce
- kompletní bakalářská práce
- adresář Programy
 - adresář Optitrack
 - složky pacientů označené jejich ID s naměřenými daty z Optitracku
 - funkce *LoadO*
 - funkce *FreqAnalysisO*
 - funkce *AmpliAnalysisO*
 - spouštěcí skript
 - adresář Akcelerometr
 - složky pacientů označené jejich ID s naměřenými daty z akcelerometru
 - funkce *LoadMT*
 - funkce *FreqAnalysisMT*
 - funkce *AmpliAnalysisMT*
 - spouštěcí skript
 - textový soubor s popisem správného spuštění programů pro zpracování dat