



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

**Analýza třesu rukou a hlavy u pacientů s esenciálním  
a dystonickým třesem**

**Analysis of hand and head tremor in patients with essential  
and dystonic tremor**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská technika

Vedoucí práce: Ing. Tereza Hubená

**Aneta Pavlíková**

---

**Kladno 2023**

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Pavlíková** Jméno: **Aneta** Osobní číslo: **499882**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**  
Studijní program: **Biomedicínská technika**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Analýza třesu rukou a hlavy u pacientů s esenciálním a dystonickým třesem**

Název bakalářské práce anglicky:

**Analysis of hand and head tremor in patients with essential and dystonic tremor**

Pokyny pro vypracování:

Cílem bakalářské práce je analyzovat třes rukou a hlavy u pacientů s esenciálním a dystonickým třesem. V rámci práce se seznámte se způsoby měření a metodami pro výpočet dominantní frekvence a koherence třesu hlavy a rukou. Na základě rešerše definujte protokol pro měření třesu s využitím akcelerometrů a implementujte vybrané metody. Naměřte minimálně 20 pacientů s esenciálním třesem a 20 pacientů s dystonickým třesem, aplikujte implementované metody a ověřte, zda je rozdíl v jednotlivých skupinách.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Pattamon Panyakaew, The Pathophysiology of Dystonic Tremors and Comparison With Essential Tremor, The Journal of Neuroscience, ročník I, číslo 10, 2020
- [2] Findley, Leslie J a William C Koller, Handbook of tremor disorders, ed. 1, M. Dekker, 1995, ISBN 08-247-8859-1
- [3] Rodger J Elble, Defining dystonic tremor, Curr Neuropharmacol, ročník 11, číslo 1, 2013, Červenec

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Ing. Tereza Duspivová**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

**doc. Mgr. Radim Krupička, Ph.D.**

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2024**

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.  
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA  
děkan

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Analýza třesu rukou a hlavy u pacientů s esenciálním a dystonickým 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 dne 18.5.2023

.....

Aneta Pavlíková

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala vedoucí bakalářské práce Ing. Tereze Hubené za její vynikající vedení, ochotu, bezproblémovou komunikaci, čas, trpělivost, cenné rady a připomínky, které byly při řešení bakalářské práce velice užitečné. Také bych chtěla poděkovat MUDr. Petru Hollému za skvělou spolupráci. V neposlední řadě bych ráda poděkovala své rodině za podporu během studia.

## **ABSTRAKT**

### **Analýza třesu rukou a hlavy u pacientů s esenciálním a dystonickým třesem**

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo navržení protokolu měření esenciálního a dystonického třesu za využití akcelerometrů od firmy Xsens. Měření se zúčastnilo celkem 48 probandů. Pacientů s esenciálním třesem bylo zahrnuto 25 a pacientů s dystonickým třesem 23. Pro zpracování dat byly vytvořeny vlastní algoritmy v prostředí MATLAB R2021b. Na základě stanovených klinických hypotéz byly zvoleny hodnocené parametry, konkrétně výkon, dominantní frekvence třesu hlavy a rukou, koherence mezi hlavou a pravou, resp. levou rukou i rukama navzájem a směrovost třesu. Projevy obou třesů se ukázaly jako nejednoznačné. Pomocí parametrů je od sebe bylo možné odlišit pouze při některých úkonech.

### **Klíčová slova**

esenciální třes, dystonický třes, akcelerometr, frekvence, koherence

## **ABSTRACT**

### **Analysis of hand and head tremor in patients with essential and dystonic tremor**

The main aim of this bachelor thesis was to create a protocol for measuring essential and dystonic tremor using accelerometers from Xsens. A total of 48 probands participated in the measurements. 25 patients with essential tremor and 23 patients with dystonic tremor were included. Based on the established clinical hypotheses, the evaluated parameters were chosen, namely the power, the dominant frequency of head and hand tremor, the coherence between the head and the right or left hand and hand with each other, and the directionality of the tremor. The symptoms of both tremors proved to be ambiguous. Using the parameters, it was only possible to distinguish them from each other during certain tasks.

### **Keywords**

essential tremor, dystonic tremor, accelerometer, frequency, coherence

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk</b> .....	<b>8</b>
<b>1 Úvod</b> .....	<b>9</b>
<b>2 Přehled současného stavu</b> .....	<b>10</b>
2.1 Popis esenciálního a dystonického třesu .....	10
2.2 Metody měření třesu.....	12
2.3 Analýza třesu.....	15
<b>3 Cíle práce</b> .....	<b>18</b>
<b>4 Metody</b> .....	<b>19</b>
4.1 Popis probandů .....	19
4.2 Přístrojové měření .....	19
4.3 Analýza dat.....	24
4.3.1 Interpolace .....	24
4.3.2 Výpočet dominantní frekvence třesu .....	25
4.3.3 Výpočet koherence třesu .....	27
4.3.4 Výpočet směrovosti třesu .....	28
4.3.5 Statistické vyhodnocení dat .....	29
<b>5 Výsledky</b> .....	<b>31</b>
5.1 Výpočet výkonu a dominantní frekvence.....	31
5.1.1 Statistické zpracování výsledků výkonu a dominantní frekvence.....	31
5.2 Výpočet koherence .....	38
5.2.1 Statistické zpracování výsledků koherence .....	40
5.3 Výpočet směrovosti.....	41
5.3.1 Statistické zpracování výsledků směrovosti.....	41
<b>6 Diskuse</b> .....	<b>43</b>
<b>7 Závěr</b> .....	<b>48</b>
<b>Seznam použité literatury</b> .....	<b>49</b>
<b>Příloha A: Obsah přiloženého ZIP souboru</b> .....	<b>55</b>

# Seznam symbolů a zkratek

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$f$	Hz	Frekvence třesu
$F$	N	Síla působící na část těla
$a$	m/s <sup>2</sup>	Zrychlení
$Y(k)$	-	Výsledný obraz FFT
$pW_{dB}$	dB	Výkon třesu
$C_{xy}$	-	Koherence třesu
$S$	-	Směrnost

## Seznam zkratek

Zkratka	Význam
ET	Esenciální třes
DT	Dystonická třes
BoNT	Botulinum neurotoxin
VIM DBS	Hluboká mozková stimulace ventrálního intermediálního jádra
MEMS	Mikroelektromechanické systémy
EMG	Elektromyogram
PN	Parkinsonova choroba
PCA	Analýza hlavních komponent
ICA	Analýza nezávislých komponent
PC	Hlavní komponenty
FFT	Rychlá Fourierova transformace
1. LF UK	1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy
VFN v Praze	Všeobecná nemocnice v Praze
id	Identifikační číslo
SPhon	Vyslovení hlásky á
SRest	Klidný sed, ruce v klíně, pohled před sebe
SCogn	Kognitivní úloha, postupné odečítání 7 od 100
SForw	Předpažení rukou
SWing	Upažení rukou skrčmo vpřed
SKinL	Levá ruka se střídavě dotýká nosu a vrací do pozice upažení
SKinR	Pravá ruka se střídavě dotýká nosu a vrací do pozice upažení
LRest	Leh na zádech, ruce podél těla
PSD	Výkonová spektrální hustota
FT	Fourierova transformace
MSC	Magnitude-squared koherence



# 1 Úvod

Bakalářská práce se zabývá problematikou esenciálního a dystonického třesu. Jedná se o patologické třesy, jejichž projevy se ve velké míře překrývají. Je tedy velice obtížné je rozlišit a stanovit správnou diagnózu, která je momentálně z velké části postavena na zkušenostech lékaře. Proto je snaha nalézt parametry, na základě kterých by bylo možné spolehlivě odlišit tato dvě onemocnění a zlepšit přesnost diagnóz pacientů. To by umožnilo zařadit způsob léčby, který pacient vyžaduje a na základě toho by mohlo dojít ke zlepšení kvality života lidí trpících esenciálním či dystonickým třesem. Třes totiž může být v jejich životech omezující, a to zejména v každodenních činnostech jako je například konzumace jídla či pití.

První část práce obsahuje přehled aktuálních poznatků týkajících se esenciálního i dystonického třesu, dále také výčet metod a přístrojů používaných pro jejich měření a záznam. V neposlední řadě jsou zde zmíněny i parametry, které je možné u těchto onemocnění hodnotit.

Hlavním cílem této práce bylo navrhnout protokol měření a otestovat klinické hypotézy, které byly stanoveny ve spolupráci s lékaři z Neurologické kliniky 1. LF a VFN v Praze a reagují také na aktuální poznatky týkající se problematiky esenciálního a dystonického třesu. Dle sestaveného protokolu bylo naměřeno celkem 48 probandů, z toho 25 pacientů s esenciálním třesem a 23 pacientů s dystonickým třesem. Pro zpracování dat byly vytvořeny algoritmy v prostředí MATLAB R2021b. Hodnocenými parametry byl výkon, dominantní frekvence třesu, koherence třesu hlavy a pravé ruky, hlavy a levé ruky a pravé a levé ruky. Posledním hodnoceným parametrem byla směrovost třesu. Klinické hypotézy byly následně pomocí získaných hodnot statisticky ověřeny. V závěru byla tato zjištění shrnuta, spolu s hodnocením parametrů z pohledu rozlišení esenciálního třesu od dystonického.

## 2 Přehled současného stavu

Tato kapitola se zabývá shrnutím poznatků týkající se problematiky esenciálního a dystonického třesu. Kapitola 2.1 se věnuje popisu samotných onemocnění. V následující kapitole jsou zmíněné vybrané metody používané pro zaznamenání třesu. Poslední kapitola se zaměřuje na analýzu třesu a parametry, které je u něj možné hodnotit.

### 2.1 Popis esenciálního a dystonického třesu

Esenciální třes (ET) je jedno z nejčastějších neurologických onemocnění. Lékaři bylo rozpoznáno již koncem 19. století a název má zdůrazňovat fakt, že podstatou této poruchy je právě třes. [1] Celá 90. léta 20. století byl považován za jednopříznakové onemocnění. Dnes je již některými autory vnímán jako onemocnění komplexní a progresivní. [2] Jiné studie se zastávají původní definice nebo ji pouze zpochybňují [1,3]. Třes se projevuje nejvíce v rukou, ale pozorovatelný je i na hlase nebo na hlavě, u dolních končetin a trupu je naopak malý nebo žádný [4,5]. Jeho frekvence se pohybuje mezi 4 a 12 Hz a je nepřímo úměrná věku, u starších pacientů se tedy nachází na spodní hranici zmíněného rozhraní. Kinetický třes se objevuje během řady běžných aktivit, jako je například konzumace jídla a pití nebo psaní. Pacienti s těžkým ET mají také posturální třes, který lze vyvolat tím, že jsou požádáni, aby drželi ruce natažené před tělem. [6] Rizikovými faktory pro vznik ET jsou zejména věk, etnická příslušnost a předešlý výskyt tohoto onemocnění v rodině [7,8]. Pro snížení amplitudy třesu mohou pacienti užívat propranolol nebo primidone. Propranolol je neselektivní  $\beta$ -adrenergní blokátor, jenž tlumí účinek sympatiku a sympatomimetik na  $\beta$ -adrenergních receptorech. Primidone je antikonvulzivum, tedy jeden ze skupiny léčiv používaných pro léčbu a prevenci epileptických záchvatů a křečí. [9,10] Diagnóza ET je založena na klinickém vyšetření a neurologické anamnéze [1]. Jeden z důvodů, který brání snaze o lepší léčbu a genetické objasnění je pravděpodobně uměle zúžený pohled na ET jako na specifické onemocnění [3,10]. Další příčinou je například to, že kliničtí lékaři přehlížejí nebo hodnotí jako bezvýznamné jiné neurologické příznaky [11,12]. To je klíčové, jelikož definice ET jako čistého syndromu třesu klade velký důraz na vyloučení dalších neurologických příznaků. Nejistota diagnózy může pramenit i ze vztahu ET k třesu specifickému pro daný úkol nebo polohu, jako je primární třes při psaní, izolovaný třes hlavy a izolovaný třes hlasu [13].

Dystonický třes (DT) je definován jako posturální nebo kinetický třes v končetinách nebo částech těla postiženými dystonií [14]. Dystonie je heterogenní pohybová porucha, nikoli specifické onemocnění [15]. Dystoničtí pacienti mají někdy se vyskytující rytmické pohyby, zejména v oblasti paží a krku. Tyto pohyby se projevují jako třes. Můžeme rozeznat jeho dva základní typy. Prvním typem je doprovodný posturální neboli akční třes, který se podobá ET. Druhým typem je potom zesílený

fyziologický třes a třes, který je rytmickým projevem rychlých dystonických pohybů, ten lze od prvního typu rozlišit tím, že se třes objeví pouze tehdy, když je postižená část těla umístěna do polohy, která je v opozici vůči hlavnímu směru tahu abnormálních dystonických kontrakcí, a zmizí, když je část těla umístěna tam, kam ji dystonie chce umístit. [16] DT se může vyskytovat v klidu, při trvalých polohách a při volných pohybech. Může být fokální a specifický pro daný úkol. [1] Klinické projevy třesu jsou hrubé, trhané, nepravidelné, směrové a asymetrické [17]. Studie prokázaly, že třes je menšího rozsahu, ale má vyšší nepravidelnost, pokud jde o amplitudu a frekvenci, ve srovnání s ET [17,18]. Dystonický třes je často potlačován senzoryckými triky (geste antagoniste) a může vykazovat nulové body neboli polohy těla bez třesu, nepravidelný trhavý rytmus a amplitudu, specifčnost pro polohu, přetrvávání v klidu a přelévání do sousedních segmentů těla [19]. Nejlepší metodou pro léčbu je Botulinum neurotoxin (BoNT) injekce aplikovaná do postižených svalů [20,21]. BoNT je neurotoxin produkovaný bakterií Clostridium botulinum. Zasahuje do nervového přenosu blokováním uvolňování acetylcholinu, hlavního neurotransmiteru na nervosvalovém spojení. Tento proces způsobuje svalovou paralýzu. Slabost vyvolaná injekcí trvá obvykle asi tři měsíce. [22] Po uplynutí této doby musí pacienty na aplikaci botulotoxinu znovu.

Další možnou léčbou obou třesů je hluboká mozková stimulace ventrálního intermediálního jádra (VIM DBS) [23,24]. Hluboká mozková stimulace (DBS) je chirurgický zákrok, při kterém se implantuje zařízení, které vysílá elektrické signály do oblastí mozku zodpovědných za pohyb těla. Elektrody jsou umístěny hluboko v mozku a jsou připojeny ke stimulačnímu zařízení. Neurostimulátor využívá elektrické impulzy k regulaci mozkové aktivity. [25] Tato metoda prokazatelně zlepšuje třes pacientů s ET a DT. Celkově jsou výsledky v případě obou onemocnění srovnatelné. To pravděpodobně souvisí se zásahem do posledního společného uzlu v síti patologického třesu. Dlouhodobé zlepšení denních aktivit u DT však není trvalé, pravděpodobně v důsledku nedostatečné kontroly souběžných symptomů dystonie. Tato zjištění z velké populace DT naznačují, že cílení na VIM je rozumné, pokud je třes podstatně více invalidizující než dystonické rysy. [24]

Klasifikace esenciálního a dystonického třesu je často zaměňována, jak je možné vidět v tabulce 2.1 na následující straně, projevy ET a DT nejsou natolik odlišné.

Tabulka 2.1 Projevy ET a DT [6]

	ET	Dystonia
Action tremor in arms, hands, or head	++	++
Hemi-body (arm and leg) tremor	..	..
Action tremor > rest tremor	++	++
Rest tremor > action tremor	..	..
Rigidity or bradykinesia (excluding cogwheeling without rigidity)	..	..
Dystonic movements and postures in tremulous body region	..	++
Tremor is non-rhythmic	..	++
Tremor is directional (amplitude greater in one direction)	..	++
Null point (limb or neck position that lessens the tremor)	+	++
Sensory trick	..	++
Muscle hypertrophy (in neck when neck tremor is present)	..	++
Pain (in neck when neck tremor is present)	..	++
Pulling sensation	..	++

..=Does not occur; +=sometimes occurs; ++=often occurs.

## 2.2 Metody měření třesu

Volba senzoru závisí na vlastnostech třesu, tedy amplitudě a kmitočtu, ve vztahu k technickým specifikacím snímače. Frekvence třesu musí spadat do kmitočtového rozsahu (šířky pásma) senzoru a největší předpokládaná amplituda třesu by měla spadat do jeho udávaného rozsahu amplitudy. Dalším parametrem, na který je třeba brát ohled, je rozlišení zařízení. Pro analýzu patologického třesu je dostačující 12bitové rozlišení. V neposlední řadě je důležitou úvahou studovaná část těla. V tomto případě se musí zvážit hmotnost, rozměry a montáž snímače pohybu, aby se zajistil platný záznam třesu. [26]

Akcelerometry se začaly pro kvantifikaci třesu používat více než před 50 lety. První akcelerometrické studie vyžadovaly drahé a objemné laboratorní zařízení. Tato analogová zařízení vyžadovala kabel, který připojoval senzor ke zdroji napájení, zesilovači a filtrům. Zesílené signály se často ukládaly na magnetický páskový magnetofon před digitalizací pomocí analogově-digitálního převodníku pro počítačovou analýzu. S nástupem technologie mikroelektromechanických systémů (MEMS) v 90. letech 20. století se velikost i náklady na snímací zařízení znatelně zmenšily. [26]

Akcelerometry měří zrychlení ve třech rovinách: frontální, sagitální a transverzální. V reálném čase poskytují posouzení intenzity, trvání a frekvence aktivity [27]. Jejich fungování může být založeno na několika způsobech jako je piezodoporový, piezoelektrický, tepelný nebo kapacitní [28]. Pro analýzu pohybu lidí se dnes nejčastěji využívají MEMS kapacitní měřidla zrychlení, zaznamenávají inerciální zrychlení a gravitační sílu Země  $g$ .

Inerciální zrychlení části tělesa je funkcí síly působící na část těla o hmotnosti  $m$  podle 2. Newtonova zákona (vzorec 1).

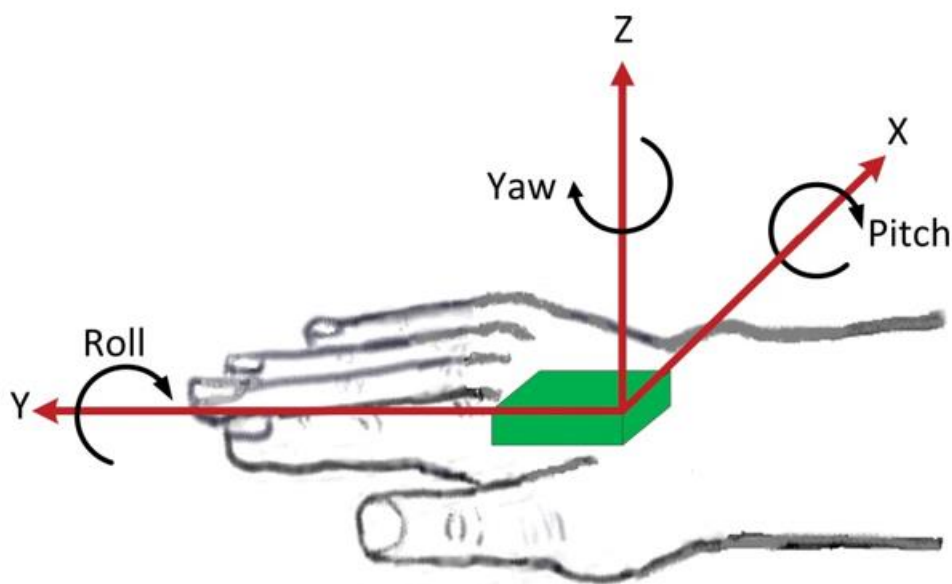
$$F = m \cdot a \quad (1)$$

Kde  $F$  je síla působící na část těla,  $a$  je zrychlení a  $m$  je hmotnost části těla.

Z důvodu otáčení akcelerometru v prostotu a tím i vždy přítomnému určitému rotačnímu pohybu při záznamu třesu není vliv zemské gravitace na akcelerometr konstantní. Gravitační síla bude kolísat mezi  $\pm 1$  g s otáčením jednoosého akcelerometru v prostoru. Pokud se například jednoosý akcelerometr pomalu otáčí při 1 Hz, bude výstupním záznamem sinusová oscilace s frekvencí 1 Hz a amplitudou 1 g. Akcelerometry jsou navrženy tak, aby byly citlivé na translaci (lineární zrychlení), nikoli na úhlovou rotaci, takže pokud je akcelerometr namontován přesně na osu rotace, bude jeho výstup zcela gravitačním artefaktem. Teoreticky lze k odhadu inerciálního zrychlení použít více akcelerometrů, strategicky namontovaných na části tělesa, bez gravitačního artefaktu. [26]

Gyroskop je zařízení sloužící k měření nebo udržování orientace a úhlové rychlosti. Jedná se o rotující kolo nebo kotouč, jehož osa otáčení může sama nabývat libovolné orientace. Při otáčení není orientace této osy ovlivněna nakláněním nebo otáčením upevnění, a to podle principu zachování momentu hybnosti. [29] Existuje mnoho tříd gyroskopů v závislosti na fyzikálním principu fungování a použité technologii, jako jsou například mechanické gyroskopy, optické gyroskopy, prstencové laserové gyroskopy (RLG) a gyroskopy s mikroelektromechanickým systémem (MEMS). MEMS gyroskopy jsou často využívány v některých zařízeních spotřební elektroniky, například v chytrých telefonech. Gyroskopy mohou být použity samostatně nebo mohou být součástí složitějších systémů, jako jsou gyrokompas, inerciální měřicí jednotka, inerciální navigační systém a systém pro měření polohy. [30]

Pro analýzu třesu se využívají gyroakcelerometry, které obsahují tříosé akcelerometry a gyroskopy. Pohyb části těla se může skládat z translačního a rotačního pohybu v trojrozměrném prostoru, jak lze vidět na obrázku 2.1. Je tedy možné, aby část těla vykazovala libovolnou kombinaci předozadní, boční a svislé translace a otáčela se kolem předozadní (roll), boční (pitch) a svislé (yaw) osy. Tyto tři parametry lze získat gyroakcelerometrickým měřením [26]. Výhodou této metody je, že senzorem měříme přesné zrychlení a zároveň můžeme zaznamenat i třes. Je tedy objektivní, narozdíl od lékařů, kteří hodnotí třes pouze pohledem, to může vést k nepřesnému a subjektivnímu závěru.

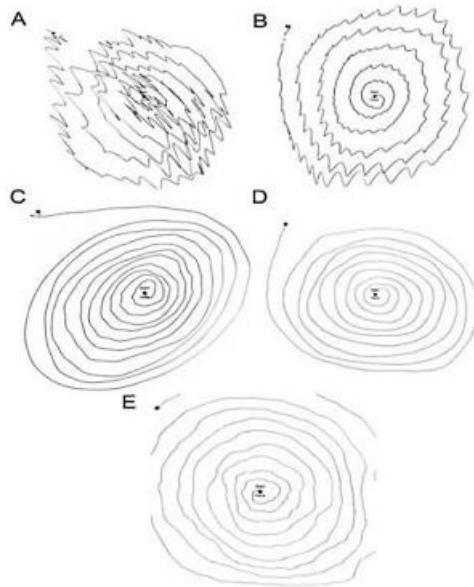


Obrázek 2.1 Kreslený obrázek pohybového senzoru (zelený) umístěného na hřbetě ruky [26]

Další metodou pro detekci třesu může být elektromyogram (EMG), který umožňuje zaznamenávat elektrické potenciály generované svalovými vlákny, nikoliv však výpočet amplitudy. Existují různé typy EMG, jedním z nich je SEMG, který využívá povrchové elektrody umístěné na úrovni svalů postižených třesem a to 2 cm od sebe. Elektrody mohou být jednorázové nebo diferenciální se zabudovanými předzesilovači. [31] Dalším typem EMG může být dlouhodobé EMG, jehož výhodou je snímání elektrických signálu po dobu celého dne a tím je získána možnost vidět změny vlastností třesu po celý den. Můžeme díky němu také odlišit ET od Parkinsonovy choroby. [32]

Optoelektrické senzory využívají pasivní a aktivní značky umístěné na anatomických bodech těla. Poskytují sice přesné výsledky, ale měření je časově náročné. Odhad trojrozměrné polohy z digitalizovaných dat vychází z geometrických vlastností centrální projekce. Rozpoznávání pasivních markerů lze provádět využitím softwaru nebo pomocí hardwarového obvodu k tomu určenému. Aktivní markery jsou zaznamenávány detekcí sekvenčních pulsů. [32]

Třes se může hodnotit také pomocí kreslení Archimedových spirál. Pacient spirály musí nakreslit oběma rukama bez toho, aniž by opřel zápěstí o papír. Neurolog obrázky následně vyhodnotí. [33,17] Příklady nakreslených spirál jsou ukázány na obrázku 2.2.



Obrázek 2.2 Příklady kresby Archimedových spirál [33]

(A) kresba spirály levou rukou pacienta se závažným ET, (B) kresba spirály pravou rukou pacienta se středním ET, (C) kresba spirály pravou rukou pacienta s mírným až středním ET, (D) kresba levou rukou pacienta s mírným ET, (E) spirální kresba pacienta s DT

Studie také poukazují na možné využití chytrých hodinek a mobilních telefonů [34-37]. Tato řešení však dokážou spolehlivě odhadnout pouze frekvenci třesu [38]. Jednou z možností je systém založen na komerčních chytrých hodinkách a smartphonu se systémem Android. Výzkumná aplikace pro Android řídí proces záznamu surových dat z trojrozměrných gyroskopů chytrých hodinek. [34] V dalším případě se využívá vestavěného akcelerometru v chytrém mobilním telefonu iPhone a aplikací s implementovanou detekcí frekvencí [35]. Obdobný princip je využíván v další studii zabývající se třesem v souvislosti s Parkinsonovou chorobou (PN), kde alternativní strategie zahrnuje implementaci aplikace pro iPhone umožňující, aby přístroj sloužil jako funkční bezdrátový akcelerometrický systém. Výsledný signál může být přenesen bezdrátově prostřednictvím e-mailu k následnému zpracování dat. [36]

### 2.3 Analýza třesu

Vyhodnocení dat se provádí na základě požadavků lékařů tak, aby jim pomohlo diagnostikovat správné onemocnění bez záměny jednotlivých druhů třesů.

Před samotnou analýzou je třeba odfiltrovat frekvence, které jsou pro vyhodnocení irelevantní, jako jsou například rušivé signály. Pro toto předzpracování je možné použít Butterworthův filtr [39,40]. Butterworthovy filtry mají maximálně plochou frekvenční charakteristiku v propustném pásmu a celkově monotónní, zároveň ale mají sníženou strmost odezvy [41].

V rámci předzpracování dat můžeme také izolovat dominantní osu třesu pomocí Analýzy hlavních komponent (Principal Component Analysis, PCA) [42] nebo analýzy nezávislých komponent (Independent component analysis, ICA) [43]. PCA je matematický nástroj, který reprezentuje variabilitu přítomnou v souboru dat pomocí malého počtu faktorů. Pro vizuální analýzu se obvykle konstruuje dvourozměrná nebo trojrozměrná projekce vzorků, která má osy neboli hlavní komponenty (PC) jako faktory. Každá PC je lineární kombinací původních odpovědí a jednotlivé PC jsou navzájem kolmé. [44] PCA je ekvivalentní fyzickému natočení senzoru, díky čemuž je možné dosáhnout toho, že se analýza bude týkat především orientace spojené s největším příspěvkem k třesu bez ohledu na variace v umístění senzoru [42]. ICA je statistický generativní model, platí tedy tvrzení vyplývající z centrální limitní věty a to, že rozdělení součtu nezávislých náhodných veličin má tendenci směřovat ke Gaussovu rozdělení za určitých podmínek. Cílem modelu ICA je maximalizovat ne Gaussovské rozdělení pro získání nezávislých složek. Separace se dosahuje na základě jejich statistické nezávislosti. [45]

Častým parametrem, který je při samotném zpracování dat počítán, je frekvence. Je možné ji vypočítat pomocí rychlé Fourierovy transformace (FFT) dle vzorce 2.

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

Kde  $n$  je počet vzorků signálu,  $X$  je původní signál a  $Y$  je výsledný obraz.

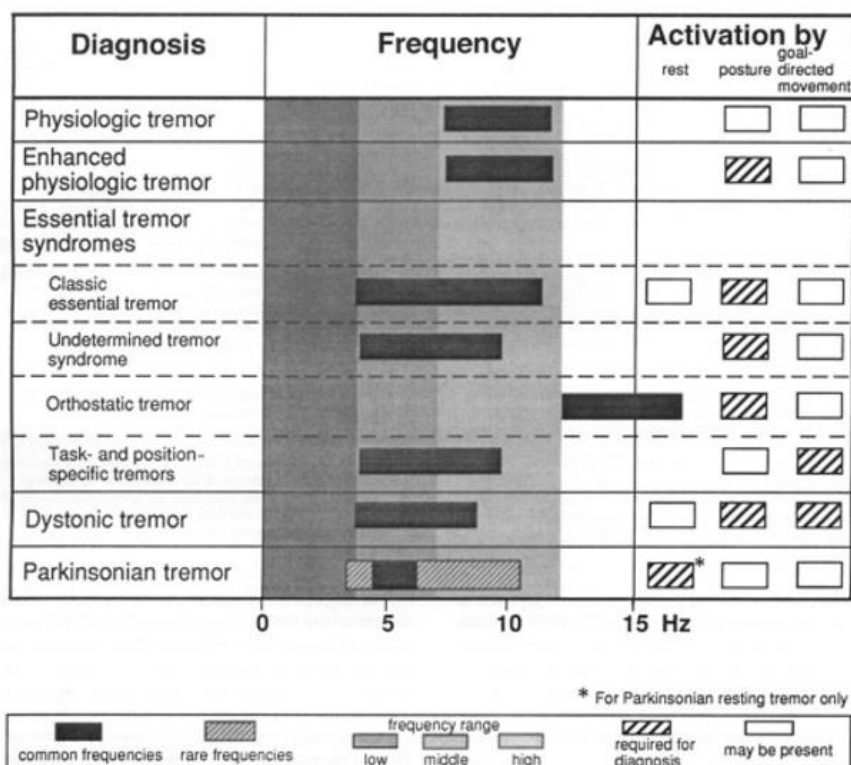
Další metodou pro výpočet frekvence je Welchova metoda FFT, která vypočítá modifikovaný periodogram pro každý segment a poté tyto odhady zprůměruje a získá odhad výkonové spektrální hustoty. Segmenty se obvykle násobí okénkovou funkcí, jako je například Hammingovo okno. Funkce okna mění signál a zužuje ho na začátku a na konci téměř na nulu. Hammingovo okno je rozšířením Hannova okna v tom smyslu, že se jedná o zvýšené cosinové okno. Parametr  $\alpha$  umožňuje optimalizovat destruktivní potlačení postranních laloků. Konkrétně při nastavení  $\alpha$  na 25/46 se zruší první postranní lalok. Běžná aproximace této hodnoty  $\alpha$  je 0,54, pro kterou se okno nazývá Hammingovo okno. [46]

Welchova metoda po rozdělení dat na segmenty a vypočítání jejich periodogramů je také následně zprůměruje. Protože se segmenty obvykle překrývají, hodnoty dat na začátku a konci segmentu zúžené oknem v jednom segmentu se vyskytují mimo konce sousedních segmentů. To chrání před ztrátou informací způsobenou okénkováním. [47] Zobrazení dat pouze jako periodogram [48] není dostačující, jelikož periodogram není konzistentním odhadem skutečné výkonové spektrální hustoty rozsáhlého stacionárního procesu [47].



Třes může být hodnocen také na základě poloviční šířky výkonu. Tento parametr je mírou třesu, znázorňuje plochu pod křivkou mezi dvěma svislými přímkami na vzestupné a sestupné hraně vrcholu při polovičním výkonu, který je naopak mírou rozsahu frekvence třesu nebo variability frekvence. [17]

Jak je možné vidět na obrázku 2.3, frekvenční spektra se u jednotlivých onemocnění poměrně překrývají, proto frekvenci není vhodné považovat za plně spolehlivý ukazatel při diagnostice třesu.



Obrázek 2.3 Rozdíl mezi frekvencemi ET a DT [49]

Pro porovnání dvou závislých časových signálů je možné vypočítat koherenci. Určit koherenci můžeme jako poměr velikosti čtverců křížového spektra dvou signálů a jejich autospekter [48]. Další možností může být wavelet koherence vypočítána jako absolutní hodnota čtverce vyhlazeného cross waveletového spektra normalizovaná součinem vyhlazených vlnových autospekter [50,51]. Vyhlazení v časové oblasti je možné provést pomocí váženého klouzavého průměru s váhami definovanými Gaussovou funkcí. Pokud se jedná o vyhlazení frekvenční oblasti, tam je možné použít boxcar filtr. [51]

### 3 Cíle práce

Hlavním cílem této bakalářské práce je navrhnout protokol měření a stanovit klinické hypotézy. Následně naměřit minimálně 20 pacientů trpících esenciálním třesem a 20 pacientů s dystonickým třesem dle vypracovaného protokolu. Vytvořit algoritmy pro výpočet předem vybraných parametrů. Výsledky statisticky zpracovat a tím ověřit stanovené hypotézy. Dílčí cíle a hodnocené parametry byly stanoveny na základě konzultace s lékaři z 1. LF a VFN v Praze, literární rešerše a zadání této práce. Níže jsou tyto vyplývající cíle a klinické hypotézy bodově shrnuty.

1. Ve spolupráci s lékaři vypracovat protokol měření a stanovit hypotézy.
2. Naměřit pacienty s esenciálním a dystonickým třesem pomocí akcelerometrů dle vypracovaného protokolu.
3. Vytvořit algoritmus pro výpočet dominantní frekvence a koherence třesu hlavy a rukou.
4. Ověřit stanovené hypotézy statistickým zpracováním dat.

Pro tvorbu algoritmů bylo využito prostředí MATLAB R2021b.

#### **Klinické hypotézy:**

1. Přítomnost klidového třesu rukou u pacientů trpících ET.
2. Výkon třesu rukou při předpažení a pozici křídel je u pacientů s DT významnější než v klidu.
3. Významná koherence třesu hlavy a rukou u DT.
4. Esenciální třes hlavy je pravidelný a pouze v 1 směru, dystonický třes hlavy je nepravidelný a rozptýlený.

První hypotéza je založena na předpokladu, že esenciální třes se projevuje i v klidu. Druhá a třetí klinická hypotéza vychází ze skutečnosti, že v případě dystonického třesu se jedná o pouze o přenos třesu z hlavy do rukou. Samostatný třes v rukou se u pacientů s tímto onemocněním nevyskytuje. Měla by tedy být přítomná koherence mezi hlavou a pravou rukou, hlavou a levou rukou. Poslední klinická hypotéza hodnotí směrovost obou třesů. Pacienti trpící ET vykazují kývavé pohyby hlavou jako je ano, ano a ne, ne. Esenciální třes by tedy měl být symetrický, resp. pravidelný a pouze v jednom směru. V takovém případě je zastoupena pouze jedna dominantní frekvence. Dystonický třes je naopak rozptýlený a nepravidelný. Frekvencí je tedy možné zaznamenat více než jednu.

## 4 Metody

Popis pacientů zúčastněných měření lze nalézt v kapitole 4.1, protokol měření a použité přístroje jsou popsány v kapitole 4.2. V kapitole 4.3 je charakterizována analýza dat a princip vytvořených algoritmů.

### 4.1 Popis probandů

Měření se zúčastnilo celkem 48 pacientů, z toho 25 mělo diagnostikovaný esenciální třes. Pacientů s dystonickým třesem bylo naměřeno 23, ti pravidelně docházejí na aplikaci Botulinu neurotoxinu. Měření bylo provedeno 2,5 měsíce po injekci BoNT, tedy těsně před další dávkou. Diagnózu provedli neurologové před začátkem studie. Pro zachování anonymity byla probandům přiřazena id čísla, dále se pracovalo pouze s nimi, a ne se jmény. Průměrný věk pacientů trpících esenciálním a s dystonickým třesem v době měření a jejich pohlaví je zaznamenáno v tabulce 4.1.

Měření je součástí studie probíhající ve 1. LF UK a VFN v Praze. Souhlas podala etická komise právě tohoto pracoviště, kde také probíhalo veškeré měření. Všichni probandi udělili informovaný souhlas.

Tabulka 4.1: Popis probandů.

Skupina pacientů	ET (25 probandů)	DT (23 probandů)
Pohlaví (muži/ženy)	5/18	10/15
Průměrný věk (roky)	68,1±12,1	65,2±10,5

### 4.2 Přístrojové měření

Třes hlavy a rukou byl zaznamenán akcelerometry Xsens typu MTw Awinda zobrazené na obrázku 4.1. Tento typ akcelerometru je zcela bezdrátový, pacient tak není omežován v žádném pohybu. Jeho hmotnost je 16 g, což lze považovat za hodnotu dostatečně malou na to, aby výrazně ovlivnila třes. Dalšími parametry jsou vnitřní vzorkovací frekvence, která je rovna 100 Hz, doba latence odpovídající 30 ms a doba vyrovnávací paměti při opakovaných přenosech činící 10 s. Akcelerometr měří zrychlení ve třech osách. [34]

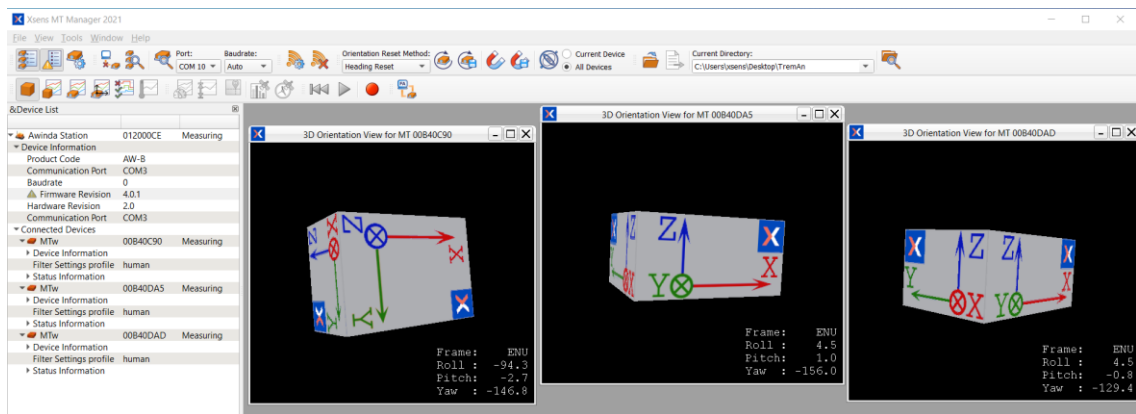


Obrázek 4.1 Označené akcelerometry. Fotografie: autor

Před samotným měřením je v programu pro zaznamenání dat z akcelerometrů MT Manager 2021 připojena dokovací stanice, která je zobrazena na obrázku 4.2. Akcelerometry jsou následně vyrovnány a zobrazí se jejich natočení v prostoru. Výhodou je také zvolit při každém měření stejné úložíště. Tím byla v tomto případě složka TremAn v úložišti počítače. Prostředí programu MT Manager je znázorněno na obrázku 4.3.



Obrázek 4.2 Dokovací stanice pro akcelerometry. Fotografie: autor



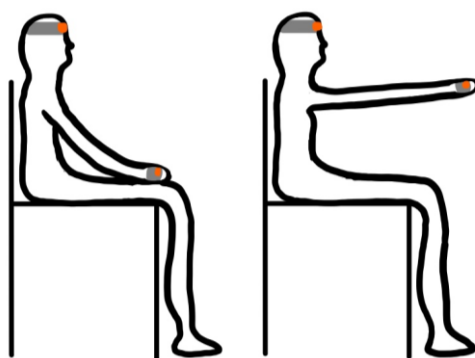
Obrázek 4.3 Program MT Manager 2021 s 3D zobrazením orientace akcelerometru.  
Fotografie: autor

Po výše zmíněných krocích jsou nejdříve pacientovi nasazeny rukavice a čelenka s akcelerometry připevněnými pomocí suchých zipů. Nasazení rukavice s akcelerometrem reprezentuje obrázek 4.4. Jednotlivé akcelerometry jsou popsány dle jejich vnitřního kódu. Odpovídá tomu také jejich umístění a název souboru dat jimi naměřenými. Po seznámení pacienta s měřením se zapne záznam kamery a následně i akcelerometrů. Pacient provádí osm úkonů, jejich grafické znázornění je možné vidět na obrázcích 4.5 až 4.7. Obrázek 4.8 reprezentuje ukázkou z měření. Jednotlivé úkony trvají minimálně 20 sekund a jejich pořadí je následující:

1. **SRest**-pacient klidně sedí, má ruce v klíně, dívá se před sebe
2. **SPhon**-fonace (pacienta požádáme o nádech a vyslovení hlásky á)
3. **SCogn**-kognitivní úloha, postupné odečítání 7 od 100
4. **SForw**-předpažení rukou
5. **SWing**-křídla, upažení rukou skrčmo vpřed (ruce před sebe, prsty k sobě, dlaně natažené, nesmí se dotýkat těla, ani ruce navzájem)
6. **SKinR**-kinetický třes-pravá ruka-dotýkat se střídavě na nos a rozpažit (10x)
7. **SKinL**-kinetický třes-levá ruka-dotýkat se střídavě na nos a rozpažit (10x)
8. **LRest**-klidový stav vleže (pacient leží na zádech, ruce má natažené podél těla)



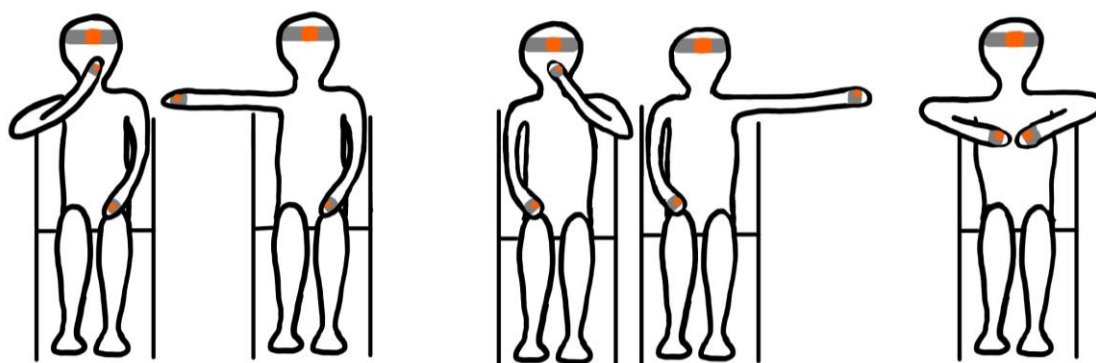
Obrázek 4.4 Rukavice s akcelerometrem. Fotografie: autor



Obrázek 4.5 Grafické znázornění úkonů SRest (vlevo) a SForw (vpravo)



Obrázek 4.6 Grafické znázornění úkonu LRest



Obrázek 4.7 Grafické znázornění úkonů SKinR (vlevo), SKinL (uprostřed) a SWing (vpravo)



Obrázek 4.8 Ukázka z měření (úkon SWing). Fotografie: autor

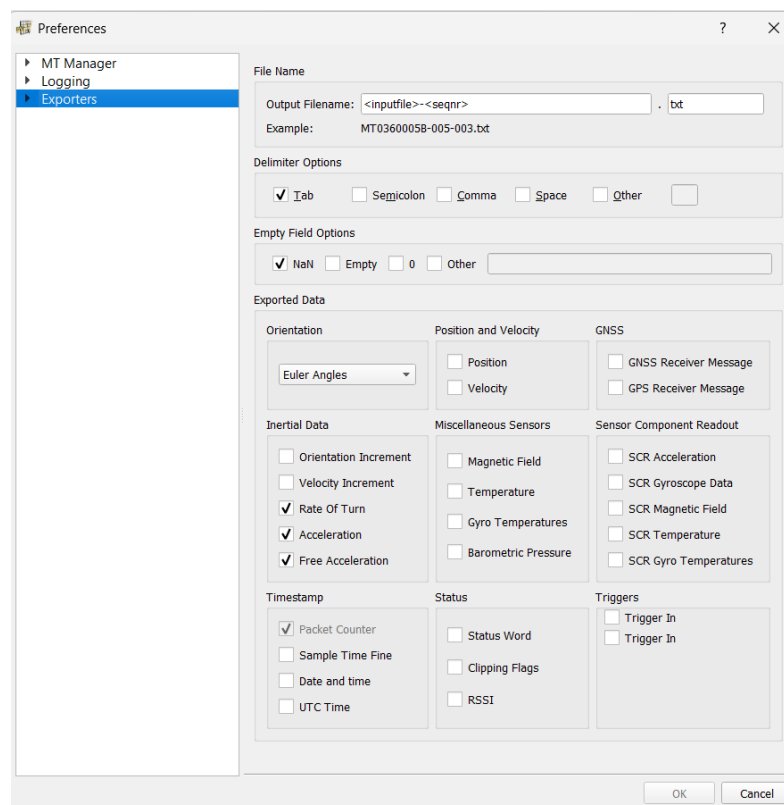
Průběh měření byl nahráván kamerou Logitech BRIO 4K PROWEBCAM pro ověření pravdivosti naměřených dat a pro další analýzu neurology. Součástí kamery byly 2 všesměrové mikrofony, její rozlišení bylo 4K Ultra HD 2160p / 30 fps a diagonální zorný úhel 65°, 78° a 90° [52]. Videa byla pojmenována pod názvem jednotlivých úkonů a uložena do složek dle id pacientů.

## 4.3 Analýza dat

V této kapitole jsou popsány algoritmy pro předzpracování a výpočet dominantní frekvence, koherence a směrovosti třesu.

### 4.3.1 Interpolace

Tato kapitola se věnuje popisu algoritmu *INTERPOLACE*, jehož grafické znázornění reprezentuje obrázek 4.10. Nejprve byla data exportována v programu MT Manager do formátu textových souborů a zálohována. Jednotlivé soubory byly pojmenovány dle vnitřního kódu akcelerometrů a provedeného úkonu. Pro každého pacienta byla vytvořena vlastní složka s názvem dle jeho id. Při exportu byly zvoleny preference zobrazené na obrázku 4.9.



Obrázek 4.9 Zvolené preference pro export dat v programu MT Manager. Fotografie: autor

Data byla následně načtena do prostředí MATLAB R2021b pomocí for cyklu přímo ze složky v počítači. Následně byly nalezeny soubory, kde úsek dat nebyl při měření zaznamenán, a to na základě hledání rozdílu po sobě jdoucích číselných označení jednotlivých naměřených hodnot parametrů z akcelerometru v daném okamžiku. Tam, kde se rozdíl lišil od 1, tedy kde byla v datech nějaká mezera, byla příslušná data interpolována. Interpolace byla provedena pomocí integrované funkce v MATLABu



interp1. Pokud se rozdíl rovnal 1, tedy v záznamu nechyběla žádná data, bylo provedeno zapsání do tabulky rovnou.

Jednotlivým souborům se přiřadily názvy dle příslušného úkonu a umístění akcelerometru na těle. Tento krok bylo možné provést z důvodu jednotného pojmenování souborů pro úkony i akcelerometry u všech pacientů.

Vytvořená tabulka byla spolu s proměnnými obsahujícími seznam úkonů, id pacientů a koncovky pro jednotlivé akcelerometry uložena do souboru ve formátu \*.mat, aby se interpolovaná data mohla jen načíst a nemusel se celý algoritmus spouštět pokaždé znovu.

### 4.3.2 Výpočet dominantní frekvence třesu

V této kapitole je podrobněji popsán princip algoritmu *Frek\_ETvsDT\_FreeAcc*. Prvním krokem byl výpočet výkonu a frekvence pomocí Welchovy metody FFT. Jak již bylo popsáno v kapitole 2.3, Welchova metoda vypočítá modifikovaný periodogram pro každý segment a poté tyto odhady zprůměruje a získá odhad výkonové spektrální hustoty. Periodogram není konzistentním odhadem skutečné výkonové spektrální hustoty stacionárního procesu s širokým smyslem. Welchova technika snižování rozptylu periodogramu rozděluje časovou řadu na segmenty, které se obvykle překrývají. Protože proces je stacionární v širokém smyslu a Welchova metoda používá odhady výkonové spektrální hustoty (PSD) různých segmentů časové řady, představují modifikované periodogramy přibližně nekorelované odhady skutečné PSD a průměrování snižuje variabilitu. [47] Pro výpočet se využívala interpolovaná data načtena ze souboru získaného pomocí algoritmu *INTERPOLACE* popsaného v kapitole 4.3.1. Segmenty se násobí okénkovou funkcí, kterou bylo zvoleno Hammingovo okno pro získání osmi segmentů vstupních dat s 50 % překrývajícími se vzorky. Tím se dosáhne výsledku odpovídajícímu průměrování modifikovaných periodogramů. Hodnoty dat na začátku a na konci segmentu zúžené oknem v jednom segmentu se z důvodu překrývání vyskytují mimo konce segmentů sousedních. Tím je dosaženo ochrany před ztrátou informací, kterou způsobilo okénkování. Dalším vstupním parametrem, bez kterého by nemohl tento postup fungovat, byla vzorkovací frekvence, která určuje počet vzorků získaných za 1 s. V tomto případě odpovídala hodnotě 100 Hz. Charakterizován byl i počet bodů diskretní FT. Každý odhad PSD se dále škáluje o ekvivalentní šířku pásma šumu okna a tím se získá výsledek odpovídající odhadu výkonu na každé frekvenci. Dalším výstupním parametrem je cyklická frekvence v rozsahu od 0 do jedné poloviny vzorkovací frekvence neboli 50 Hz.

Následně se na základě rešerše a obrázku 2.3 omezil frekvenční rozsah třesu od 2 do 12 Hz. Ze získané frekvence předchozím výpočtem se určily indexy hodnot

daného intervalu a v dalších částech se již počítalo pouze s daty odpovídajícími těmito indexům.

Po omezení frekvenčního rozsahu se určil maximální výkon a jeho index. Celkový výkon se vypočítal dle vzorce 3. Z výsledné hodnoty bylo nalezeno maximum. Hodnota výkonu se zároveň převedla na decibely dle vzorce 4.

$$pw = \sqrt{pw_x^2 + pw_y^2 + pw_z^2} \quad (3)$$

Kde  $pw_x$  je výkon třesu v ose x,  $pw_y$  v ose y a  $pw_z$  je výkon třesu v ose z.

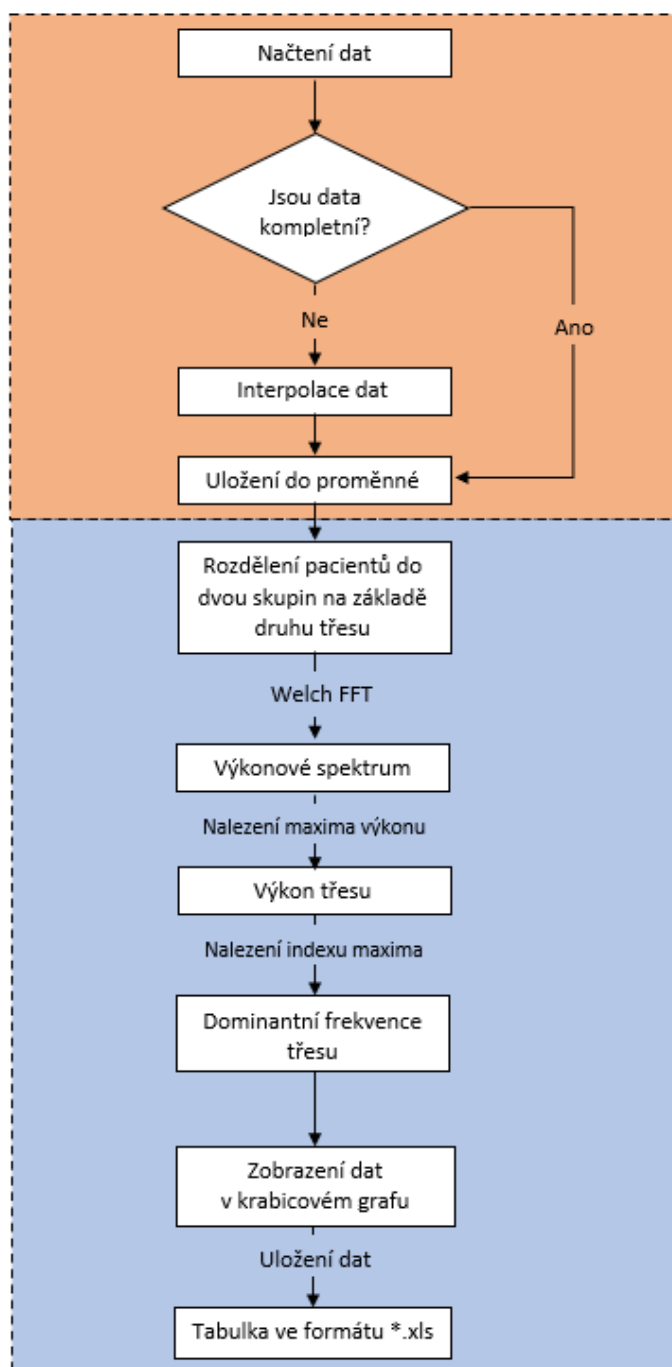
$$pw_{dB} = 10 \cdot \log_{10} pw \quad (4)$$

Kde  $pw$  je vypočítaný výkon.

Posledním hledaným parametrem byla dominantní frekvence. Ta byla získána nalezením odpovídající hodnoty na frekvenční ose (ose x) maximálnímu výkonu na ose y, a to díky jeho získanému indexu.

Tabulka pro výkon třesu i dominantní frekvence byla uložena do souboru formátu \*.xls. Jednotlivé hodnoty jsou vypočteny pro každý úkon, všechny tři polohy akcelerometru a zároveň každého pacienta.

Grafický popis algoritmu je možné vidět na obrázku 4.10 na následující straně.



Obrázek 4.10 Schéma algoritmů *INTERPOLACE* (oranžová barva) a *Frek\_ETvsDT\_FreeAcc* (modrá barva)

### 4.3.3 Výpočet koherence třesu

Pro výpočet koherence třesu byl vytvořen algoritmus *koherence\_ETvsDT\_Free*. Vstupní data se získala pomocí Analýzy hlavních komponent (Principal Component Analysis, PCA), ve které byla vstupními parametry zrychlení bez gravitační složky ve směru osy x, y a z získané z tabulky s interpolovanými hodnotami. Od těchto dat byl nejprve odečten jejich průměr a následně se vydělila číslem, které odpovídalo průměru

odmocniny součtu druhých mocnin konkrétních hodnot, tím se zajistilo, že střed každé nové osy neboli 0 bude odpovídat průměru, resp. soubor dat bude standardizován. Tato osa je tvořena ve vstupním souboru dat, okolo ní je snaha maximalizovat rozptyl. PCA lze považovat za metodu lineární transformace nové proměnné, druhá komponenta je tak kolmá na první a třetí komponenta na první i druhou. Podstatou je, že při ní dochází ke kompresi dat. Pořadí hlavních komponent je tedy určeno na základě rozptylu, a to od největšího k nejmenšímu, každá další nová proměnná obsahuje méně informací. V tomto výpočtu se dále využívá pouze první komponenta.

Magnitude-squared coherence (MSC) porovnává data na jednotlivých frekvencích [53]. Vstupními parametry byly vypočítané první komponenty všech tří částí těla, kde byly akcelerometry umístěny. Samotná koherence se počítala dle vzorce 5 [53] a to zvlášť pro pravou ruku a hlavu, následně pro levou ruku a hlavu a v neposlední řadě pro obě ruce.

$$C_{xy} = \frac{|P_{xy}(f)|^2}{P_{xx}(f)P_{yy}(f)} \quad (5)$$

Kde  $P_{xx}(f)$  a  $P_{yy}(f)$  jsou výkonové spektrální hustoty,  $P_{xy}(f)$  je cross výkonová spektrální hustota vstupních dat x a y. [53] Výkonové spektrální hustoty byly vypočteny pomocí Welchovy metody FFT.

Výsledné hodnoty se mohou pohybovat v rozmezí od 0 do 1, kdy 0 neodpovídá žádné koherenci tzn. signály jsou zcela odlišné a pokud koherence odpovídá 1, vstupní data jsou totožná na příslušných frekvencích. Maximální hodnoty koherence ze všech jejích hodnot pro daného pacienta, typ třesu a dvojici srovnávaných dat se hledaly z omezeného frekvenčního rozsahu od 2 do 12 Hz.

Po nalezení maxim následovalo vykreslení grafů a uložení výsledků do souboru ve formátu \*.xls, kde byl vytvořen list s pacienty trpícími ET a druhý list pro pacienty s DT.

#### 4.3.4 Výpočet směrovosti třesu

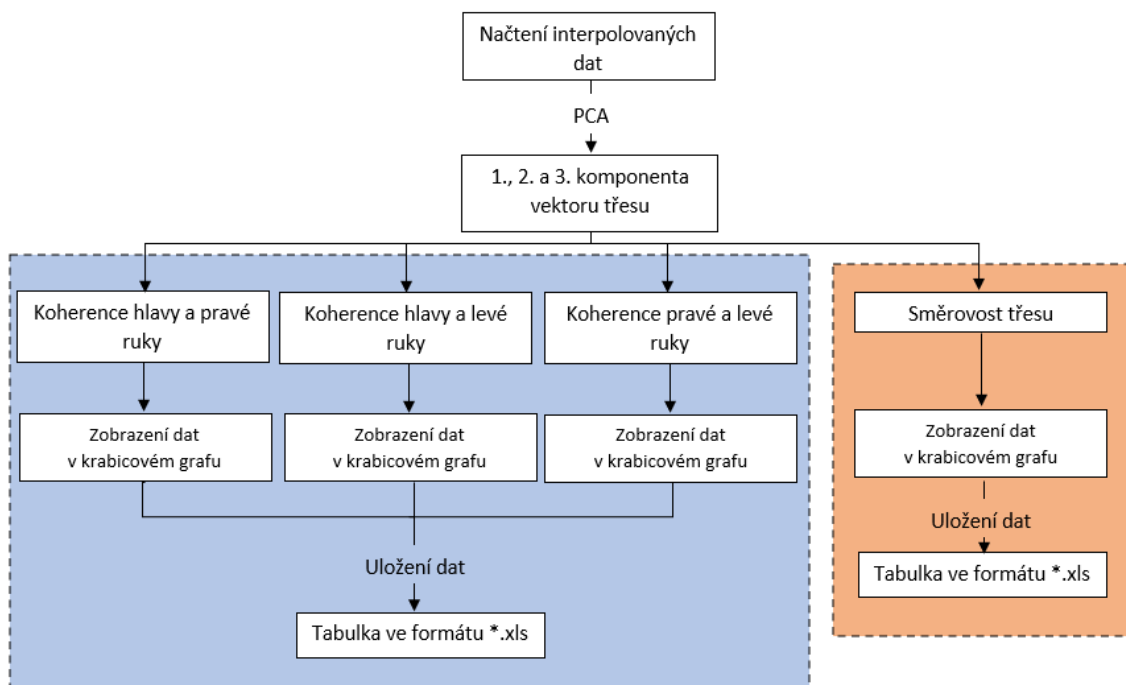
Výpočet směrovosti třesu proběhl ve vytvořeném algoritmu *smervost\_FreeAcc*, jehož postup je graficky znázorněn na obrázku 4.11. Nejdříve proběhlo načtení interpolovaných dat, následně se pomocí PCA získaly tři hlavní komponenty třesu hlavy, narozdíl od výpočtu koherence se v tomto případě využívaly první dvě. Výsledného parametru bylo dosaženo dvěma způsoby, a to pomocí průměru a směrodatné odchylky. Do výsledného vzorce 6 pro výpočet směrovosti je tedy třeba dosadit buď průměr nebo směrodatnou odchylku absolutních hodnot obou komponent.

$$S = \frac{m_{k1}}{m_{k2}} \quad (6)$$

Kde  $m_{k1}$  je průměr nebo směrodatná odchylka komponenty 1 a  $m_{k2}$  je průměr nebo směrodatná odchylka komponenty 2.

Tento postup se zopakoval pro všechny úkony. V poslední části algoritmu proběhlo uložení proměnných, ve kterých byly uloženy výsledné hodnoty zvlášť pro ET a DT, do tabulky formátu \*.xls. Jednotlivé proměnné jsou zaznamenány na samostatném listě.

Obrázek 4.11 znázorňuje grafický popis algoritmů *koherence\_ETvsDT\_Free* a *smerovost\_FreeAcc*.



Obrázek 4.11 Schéma algoritmů *koherence\_ETvsDT\_Free* (modrá barva) a *smerovost\_FreeAcc* (oranžová barva). Nezvýrazněné bloky probíhají v obou skriptech.

### 4.3.5 Statistické vyhodnocení dat

Před vyhodnocením hypotéz byla testována normalita dat Shapiro-Wilkovým testem, který zjišťuje, zda je nulová hypotéza o složené normalitě předpokladem o populačním rozdělení náhodného vzorku [54]. Nulová hypotéza nastává, pokud je vzorek normální s neurčeným průměrem a rozptylem. Principem testu je statistické vyjádření skutečnosti, jak je křivka zobrazená Q-Q diagramem odlišná od ideální přímky. Pozorované hodnoty se seřadí a proloží regresní přímkou vzhledem

k očekávaným hodnotám normálního rozdělení. Je vhodné ho použít v situacích, kdy máme k dispozici omezený počet pozorování. [55]

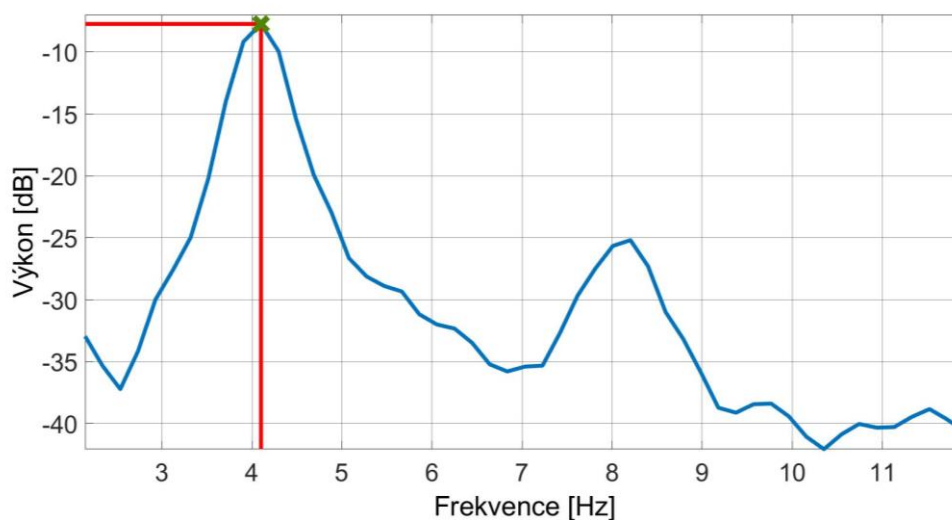
Pro testování klinických hypotéz zmíněných v kapitole 3 byl použit v případě dvou nezávislých výběrů Mannův-Whitneyho test a párový Wilcoxonův znaménkový test nebo t test pro závislé výběry. Nezávislé výběry je možné uvažovat v případě porovnání skupin pacientů s esenciálním a dystonickým třesem mezi sebou. Pokud se jedná o vyhodnocení parametrů v rámci jednoho pacienta, bude zvolen párový t test pro data s normálním rozložením, při jiném než normálním rozložení Wilcoxonův znaménkový test. Mannův-Whitneyho test je neparametrický, je tedy možné ho použít u souboru dat s jiným než normálním rozdělením [55]. Testuje se nulová hypotéza, že data z obou souborů jsou vzorky ze spojitého rozdělení se stejnými mediány, proti alternativě, že tomu tak není. Výsledek je udáván na hladině významnosti 5 %. [56] Párový t test rozhoduje o nulové hypotéze, že data pocházejí z normálního rozdělení se střední hodnotou rovnou nule a neznámým rozptylem na hladině významnosti 5 % [57]. Wilcoxonův znaménkový test je neparametrický a používá se pro párová pozorování. Testuje nulovou hypotézu, že rozdíl vzorků pochází z rozdělení s nulovým mediánem na hladině významnosti 5 %. [58]

## 5 Výsledky

V této kapitole jsou reprezentovány výsledky dílčích částí bakalářské práce. Jedna část kapitol je věnována prezentaci samotných výsledků jednotlivých parametrů, druhá část se zabývá jejich statistickým zpracováním.

### 5.1 Výpočet výkonu a dominantní frekvence

Tato kapitola zobrazuje výsledky vypočteného výkonu a dominantní frekvence třesu, jehož postup byl popsán v kapitole 4.3.2. Výkonové spektrum bylo získáno Welchovou metodou FFT. Následně byla nalezena maximální hodnota výkonu třesu a jí odpovídající frekvence, která vyjadřuje dominantní frekvenci třesu. Tento postup byl proveden pro každého pacienta, úkon i umístění akcelerometru. Na obrázku 5.1 je zobrazeno výkonové spektrum třesu hlavy s nalezeným maximem a dominantní frekvencí pro pacienta č.1 a úkon SPhon.



Obrázek 5.1 výkonové spektrum třesu hlavy s nalezeným maximem a dominantní frekvencí pro pacienta č.1 a úkon SPhon

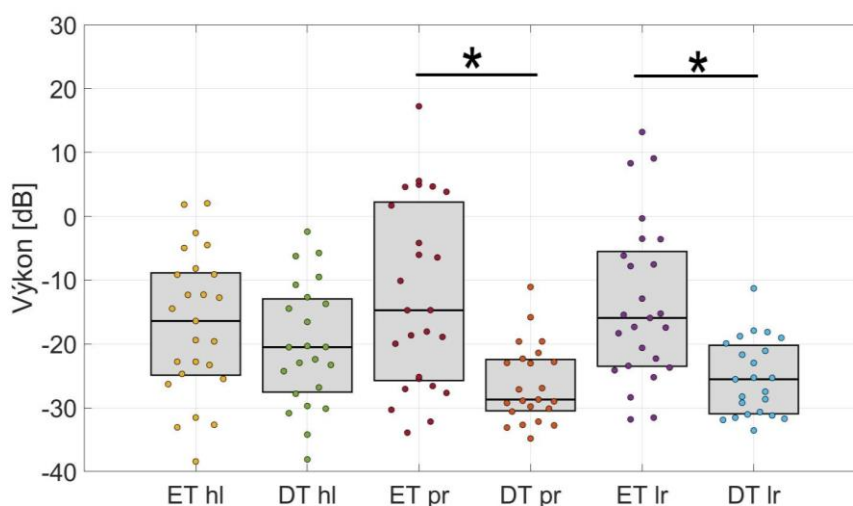
#### 5.1.1 Statistické zpracování výsledků výkonu a dominantní frekvence

Statistika výkonu třesu byla stejně jako pro dominantní frekvenci počítána pomocí Mannova-Whitneyho U-testu. Výsledné p hodnoty testování jsou zaznamenány v tabulce 5.1, kde řádky reprezentují část těla, kde byl umístěn akcelerometr a sloupce jednotlivé úkony, které při měření pacient vykonával. Červeně zvýrazněné jsou statisticky významné hodnoty.

Tabulka 5.1 Výsledné p hodnoty porovnání výkonu ET a DT pro všechny pozice akcelerometru (řádky) při jednotlivých úkonech (sloupce)

	SRest	SPhon	SCogn	SForw	SWing	SKinR	SKinL	LRest
Hlava	0,119	0,796	0,327	0,297	0,1052	0,703	0,570	0,845
Pravá ruka	0,392	<b>0,017</b>	<b>0,019</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	0,140	0,056	0,845
Levá ruka	0,529	0,078	<b>0,042</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,003</b>	1,000	0,877

Na obrázku 5.2 je možné vidět příklad grafického zobrazení statistických výsledků pomocí krabicového grafu, konkrétně pro úkon SForw. Krabicový graf je shora ohraničen 3. kvantilem a v dolní části 1. kvantilem, medián reprezentuje linie uvnitř. Vodorovná přímka na obrázku značí porovnávanou sadu dat a symbol \* reprezentuje jejich statistickou závislost na hladině významnosti 5 %.



Obrázek 5.2 Krabicový graf pro porovnání výkonu ET a DT pro úkon SForw.

\*p hodnota  $\leq 0,05$ ; hl=hlava, pr=pravá ruka, lr=levá ruka

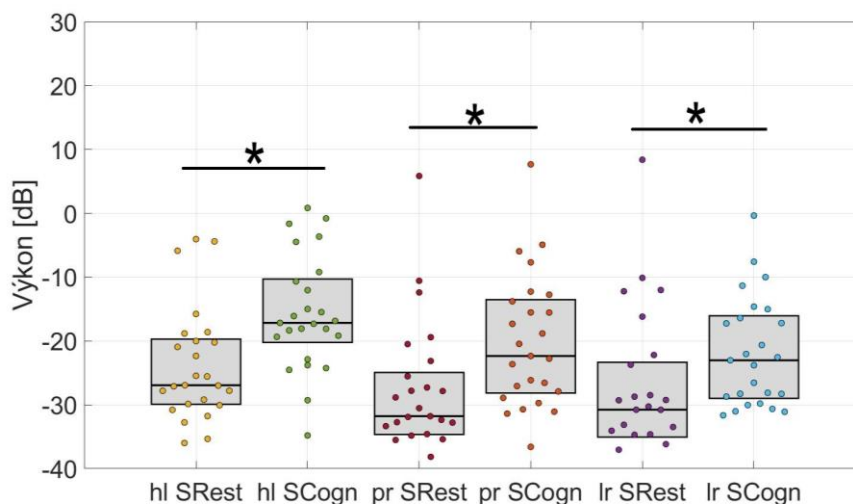
V případě výkonu bylo pomocí párového t testu zjišťováno, zda data pro zvolené dvojice úkonů v rámci skupiny ET pocházejí z normálního rozdělení se střední hodnotou rovnou nule a neznámým rozptylem. U skupiny s DT byla ověřována nulová hypotéza, zda rozdíl vzorků pochází z rozdělení s nulovým mediánem na hladině 5 % pomocí Wilcoxonova znaménkového testu. V tabulce 5.2 jsou zaznamenány výsledné p hodnoty testování úkonů SRest a SCogn.

Tabulka 5.2 Výsledné p hodnoty porovnání úkonů SRest a SCogn pro ET a DT

	Hlava	Pravá ruka	Levá ruka
ET	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,002</b>
DT	<b>0,004</b>	<b>0,001</b>	<b>0,002</b>

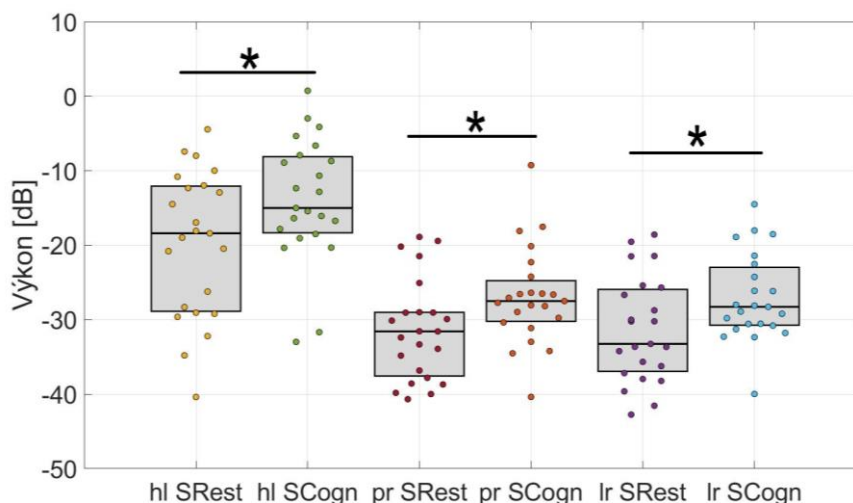


Obrázek 5.3 reprezentuje grafické znázornění hodnot výkonu třesu hlavy a rukou jednotlivých pacientů trpící esenciálním třesem. Jsou na něm také vyznačeny porovnávané soubory dat a statisticky významné hodnoty na hladině významnosti 5 %. Obrázek 5.4 zobrazuje totožné informace, ale pro hodnoty výkonů třesu pacientů s diagnostikovaným dystonickým třesem.



Obrázek 5.3 Krabicový graf pro porovnání výkonu ET při úkonu SRest a SCogn.

\*p hodnota  $\leq 0,05$ ; hl=hlava, pr=pravá ruka, lr=levá ruka



Obrázek 5.4 Krabicový graf pro porovnání výkonu DT při úkonu SRest a SCogn.

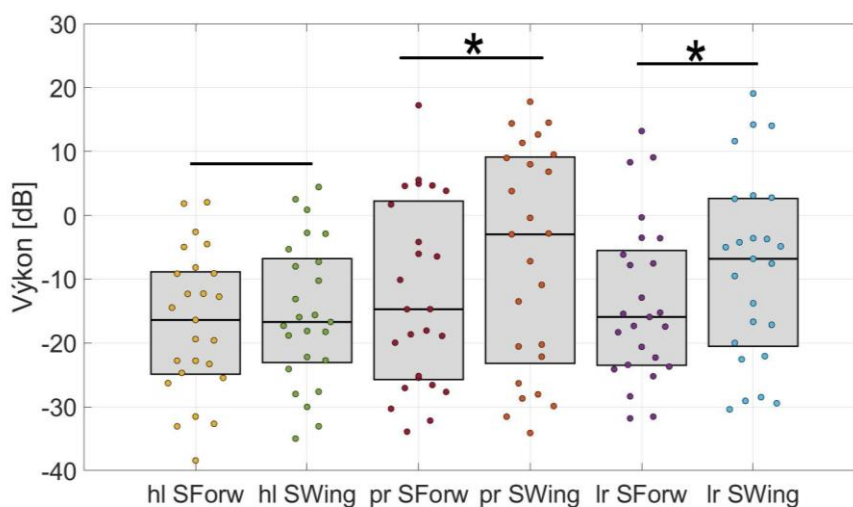
\*p hodnota  $\leq 0,05$ ; hl=hlava, pr=pravá ruka, lr=levá ruka

V tabulce 5.3 je možné pozorovat výsledné p hodnoty párového t testu a Wilcoxonova znaménkového testu. V tomto případě se jedná o porovnání úkonů SForw a SWing pro pacienty s esenciálním a dystonickým třesem.

Tabulka 5.3 Výsledné p hodnoty porovnání úkonů SForw a SWing pro ET a DT

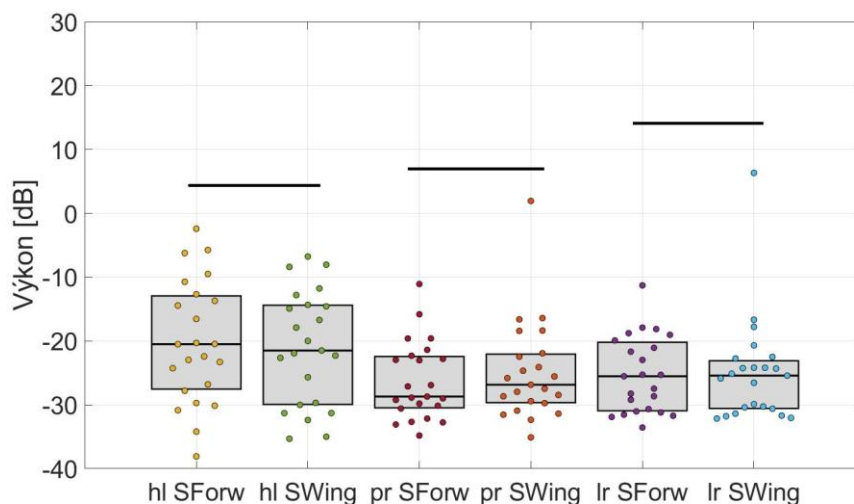
	Hlava	Pravá ruka	Levá ruka
ET	0,406	<b>0,032</b>	<b>0,015</b>
DT	0,456	0,346	0,903

Statistické výsledky porovnání úkonů byly graficky zpracovány i pro druhou dvojici úkonů. Ta se skládala z úkonu, kdy měl pacient v prvním případě upažené ruce (SForw) a v druhém případě je měl v pozici křídel (SWing). Stejně jako na obrázcích 5.3 a 5.4 je na obrázcích 5.5 a 5.6 označeno, jaké soubory dat byly mezi sebou porovnány a symbolem \* jsou označeny statisticky významné hodnoty na hladině významnosti  $\alpha = 5\%$ .



Obrázek 5.5 Krabicový graf pro porovnání výkonu ET při úkonu SForw a SWing.

\*p hodnota  $\leq 0,05$ ; hl=hlava, pr=pravá ruka, lr=levá ruka



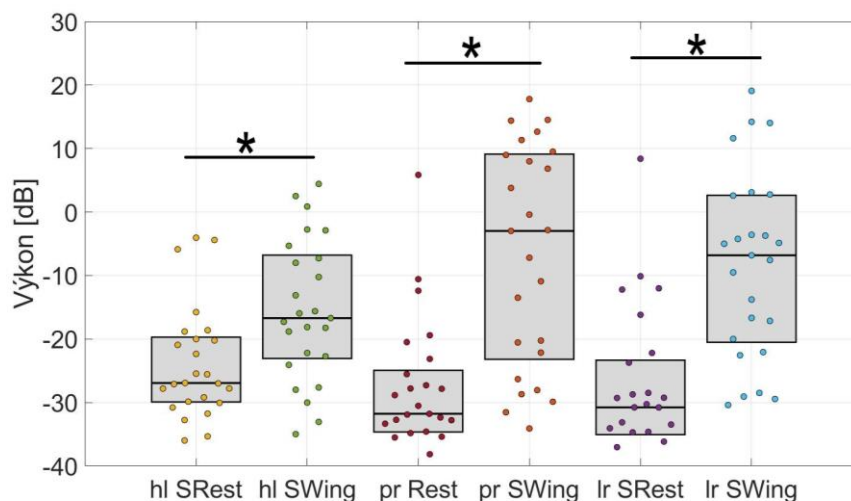
Obrázek 5.6 Krabicový graf pro porovnání výkonu DT při úkonu SForw a SWing.  
hl=hlava, pr=pravá ruka, lr=levá ruka

V tabulce 5.4 je možné pozorovat výsledné p hodnoty párového t testu pro třes hlavy u esenciálního třesu, zbylé p hodnoty jsou výsledky Wilcoxonova znaménkového testu. Porovnávány byly úkony SRest a SWing u pacientů s esenciálním a dystonickým třesem.

Tabulka 5.4 Výsledné p hodnoty porovnání úkonů SRest a SWing pro ET a DT

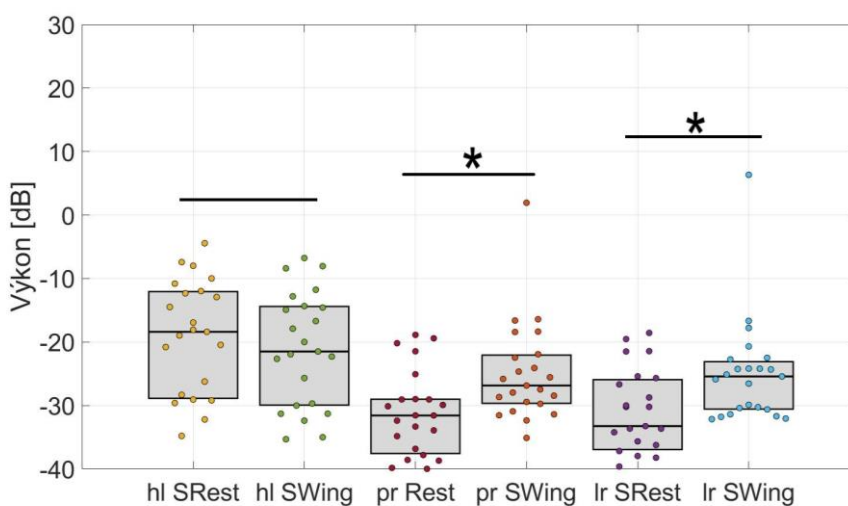
	Hlava	Pravá ruka	Levá ruka
ET	<b>0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>
DT	0,315	<b>0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>

Graficky znázorněné výsledky je možné vidět na obrázku 5.7 pro esenciální třes a 5.8 pro dystonický třes. Vodorovná linie reprezentuje soubory dat, které byly mezi sebou porovnány a symbol \* statisticky významné hodnoty na hladině významnosti  $\alpha = 5\%$ .



Obrázek 5.7 Krabicový graf pro porovnání výkonu ET při úkonu SRest a SWing.

\*p hodnota ≤ 0,05; hl=hlava, pr=pravá ruka, lr=levá ruka



Obrázek 5.8 Krabicový graf pro porovnání výkonu DT při úkonu SRest a SWing.

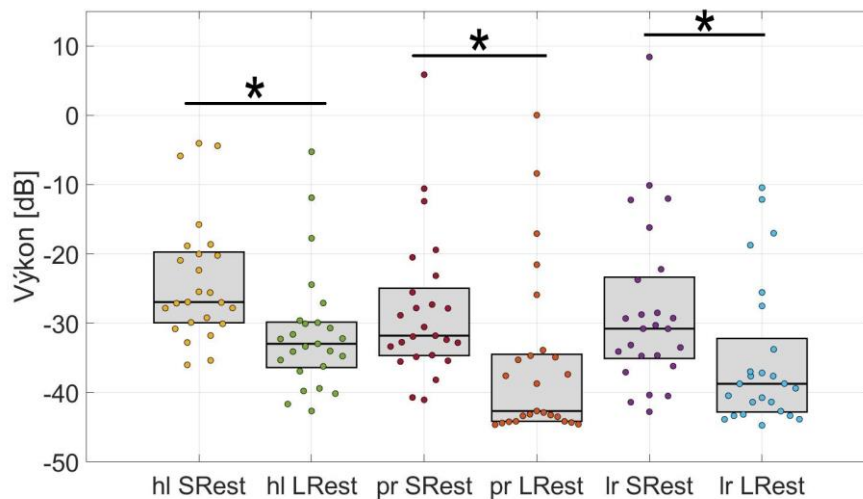
\*p hodnota ≤ 0,05; hl=hlava, pr=pravá ruka, lr=levá ruka

Výsledné p hodnoty porovnání úkonů SRest a LRest jsou zaznamenány v tabulce 5.5. Testování u skupiny pacientů s esenciálním třesem proběhlo pomocí Wilcoxonova znaménkového testu, stejně jako pro pravou ruku dystonického třesu. V ostatních případech byl využit párový t test.

Tabulka 5.5 Výsledné p hodnoty porovnání úkonů SRest a LRest pro ET a DT

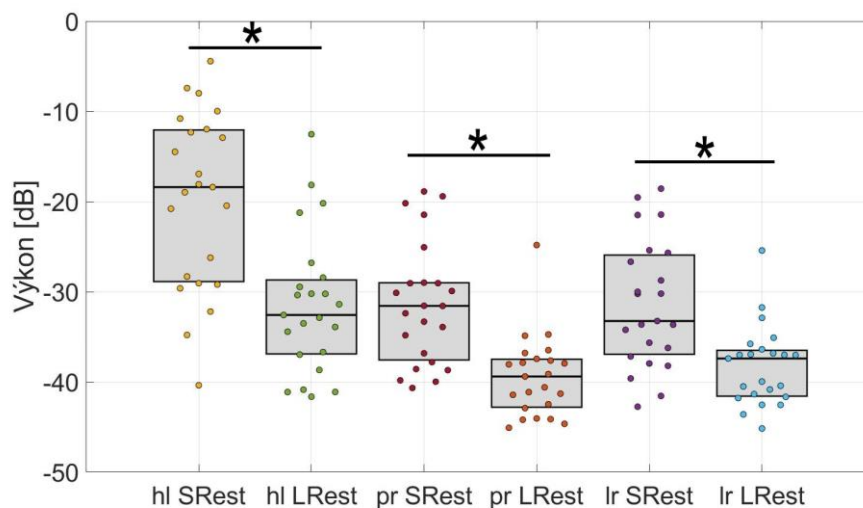
	Hlava	Pravá ruka	Levá ruka
ET	<0,001	<0,001	0,006
DT	<0,001	<0,001	<0,001

Na obrázcích 5.9 a 5.10 jsou výsledky statistické analýzy znázorněny pomocí krabicových grafů. Vodorovná čára znázorňuje soubory dat, které byly mezi sebou porovnány a symbol \* statisticky významné hodnoty na hladině významnosti  $\alpha = 5\%$ .



Obrázek 5.9 Krabicový graf pro porovnání výkonu ET při úkonu SRest a LRest.

\*p hodnota  $\leq 0,05$ ; hl=hlava, pr=pravá ruka, lr=levá ruka



Obrázek 5.10 Krabicový graf pro porovnání výkonu DT při úkonu SRest a LRest.

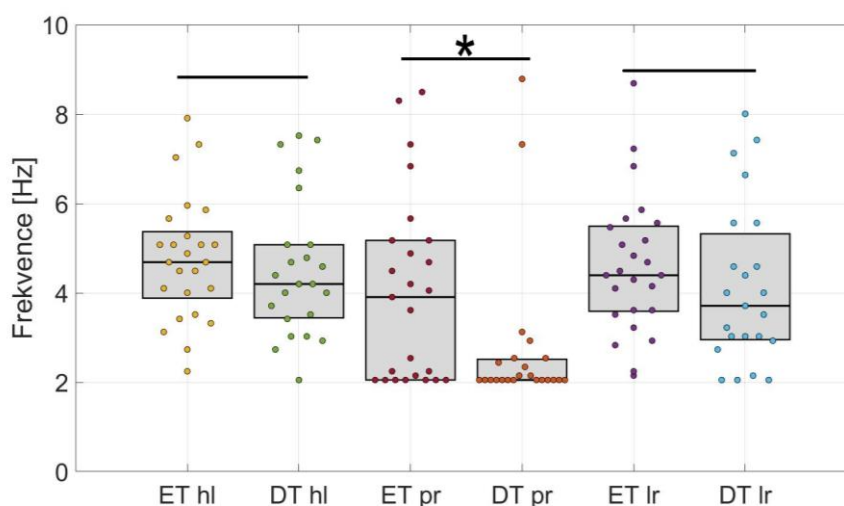
\*p hodnota  $\leq 0,05$ ; hl=hlava, pr=pravá ruka, lr=levá ruka

V případě dominantní frekvence třesu byl postup statistického zpracování dat totožný jako u výše zmíněného výkonu třesu. Tabulka 5.6 reprezentuje p hodnoty pro testování skutečnosti, že hodnoty dominantní frekvence třesu esenciálního a dystonického třesu pocházejí ze spojitého rozdělení se stejnými mediány.

Tabulka 5.6 Výsledné p hodnoty porovnání dominantní frekvence ET a DT pro všechny pozice akcelerometru (řádky) při jednotlivých úkonech (sloupce)

	SRest	SPhon	Scogn	SForw	SWing	SKinR	SKinL	LRest
Hlava	0,243	0,820	0,757	0,483	0,820	0,408	0,083	0,287
Pravá ruka	0,869	0,877	0,951	0,107	0,820	<b>0,013</b>	0,081	0,163
Levá ruka	0,780	0,536	0,893	0,154	0,176	0,193	<b>0,029</b>	0,143

Obrázek 5.11 znázorňuje krabicový graf pro úkon SKinR, který reprezentuje hodnoty dominantní frekvence jednotlivých pacientů, jejich medián a výsledky Mannova-Whitneyho U-testu.



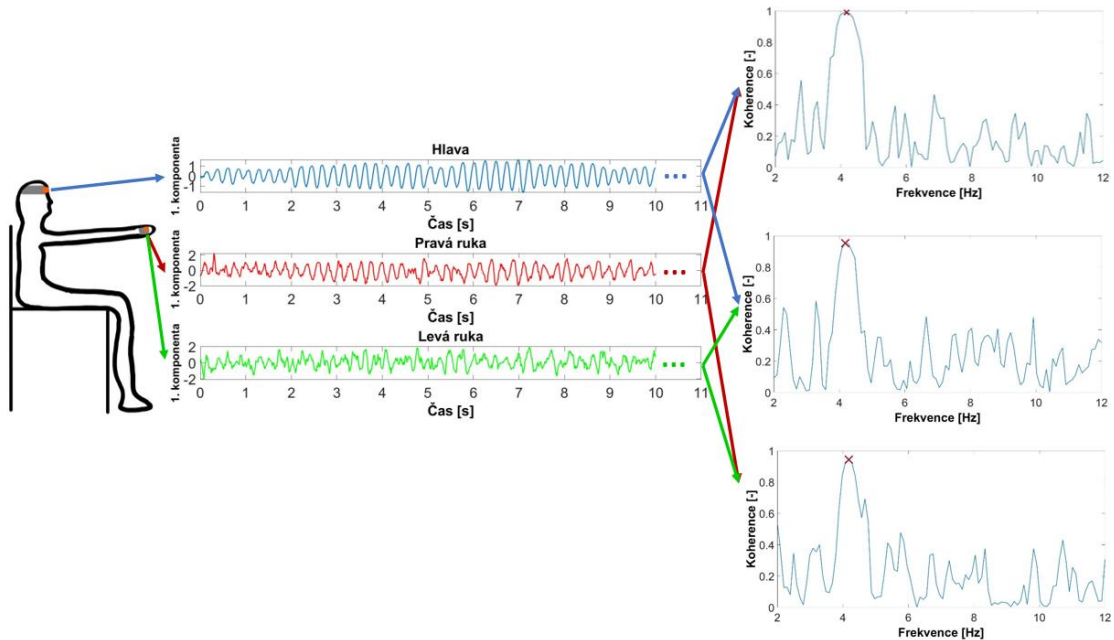
Obrázek 5.11 Krabicový graf pro porovnání dominantní frekvence ET a DT pro úkon SKinR.

\*p hodnota  $\leq 0,05$ ; hl=hlava, pr=pravá ruka, lr=levá ruka

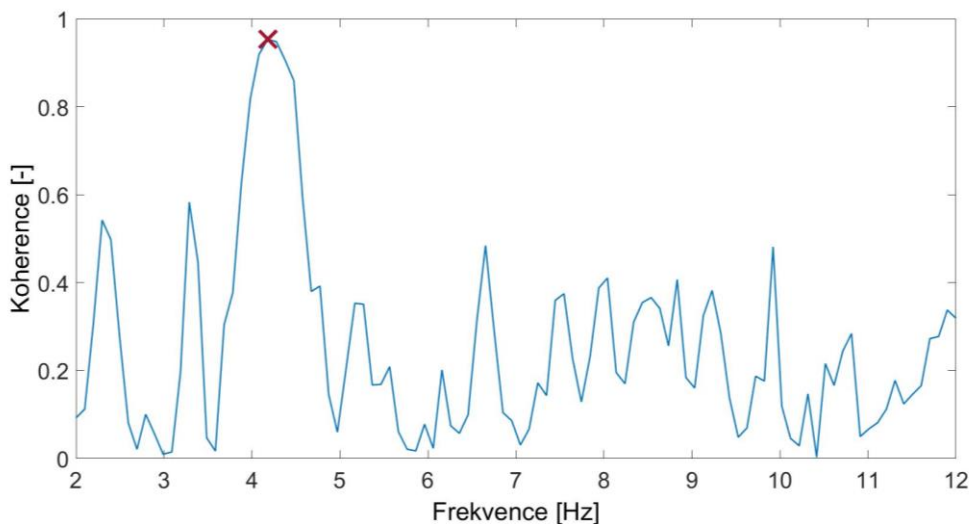
## 5.2 Výpočet koherence

Tato kapitola se věnuje výsledkům výpočtu koherence. Analýzou hlavních komponent byly získány tři hlavní komponenty. Výpočet MSC se prováděl z první PC pomocí funkce mscohere, která je součástí prostředí MATLAB. Obrázek 5.12 reprezentuje schéma výpočtu koherence s jednotlivými výsledky pro pacienta č.159 a úkon SForw. Vlevo je znázorněn pacient při měření s umístěnými akcelerometry na hlavě, pravé a levé ruce. Uprostřed je možné vidět první komponentu po provedení PCA

třesu hlavy a rukou. Vpravo jsou zobrazeny grafy reprezentující koherenci v závislosti na frekvenci a vyznačeným maximem. Toto spektrum je samostatně zobrazeno na obrázku 5.13 pro lepší viditelnost.



Obrázek 5.12 Schéma výpočtu koherence s jednotlivými výsledky pro pacienta č.159 s ET a úkon SForw. Pacient při měření s umístěnými akcelerometry (vlevo), první komponenty třesu hlavy a rukou (uprostřed), grafy reprezentující koherenci v závislosti na frekvenci a vyznačeným maximem (vpravo)



Obrázek 5.13 Závislost koherence hlavy a levé ruky na frekvenci pro pacienta č.159 s ET a úkon SForw

## 5.2.1 Statistické zpracování výsledků koherence

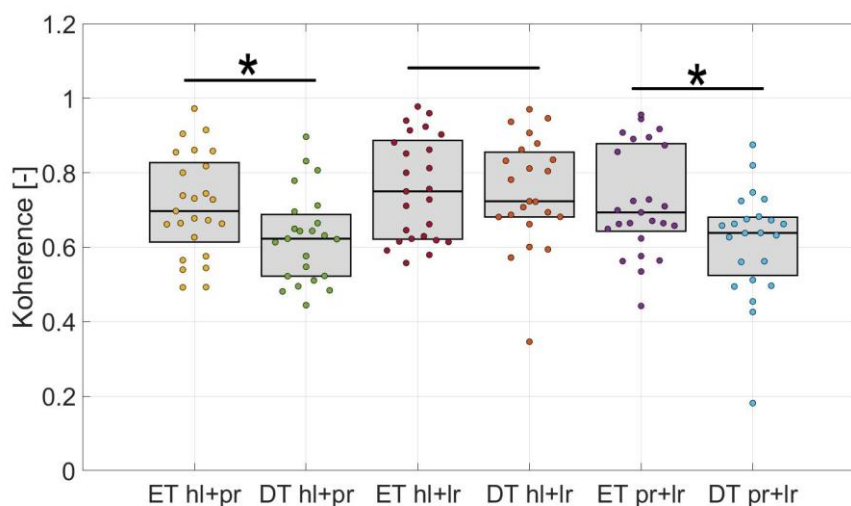
Výsledné p hodnoty statistického porovnání koherence esenciálního a dystonického třesu pomocí Mannova-Whitneyho U-testu jsou znázorněny v tabulce 5.7. Sloupce reprezentují jednotlivé úkony a řádky umístění akcelerometrů na těle pacienta mezi kterými byla koherence počítána. Barevně jsou zvýrazněny statisticky významné hodnoty neboli hodnoty menší než 0,05.

Tabulka 5.7 Výsledné p hodnoty porovnání koherence ET a DT při jednotlivých úkonech (sloupce)

	SRest	SPhon	Scogn	SForw	SWing	SKinR	SKinL	LRest
hl a pr	<b>0,034</b>	0,516	<b>0,040</b>	0,992	0,176	<b>0,020</b>	0,327	0,105
hl a lr	0,183	<b>0,027</b>	0,105	0,124	0,733	0,975	0,369	0,124
pr a lr	0,369	0,718	0,097	0,219	0,516	<b>0,025</b>	0,796	<b>0,003</b>

\* hl = hlava, pr= pravá ruka, lr = levá ruka

Grafické zobrazení výsledku statistického testování dat pro úkon SKinR je znázorněno na obrázku 5.14, kde je vodorovnou přímkou znázorněno, jaké soubory dat byly mezi sebou porovnávány, symbol \* odpovídá statisticky významným hodnotám na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ .



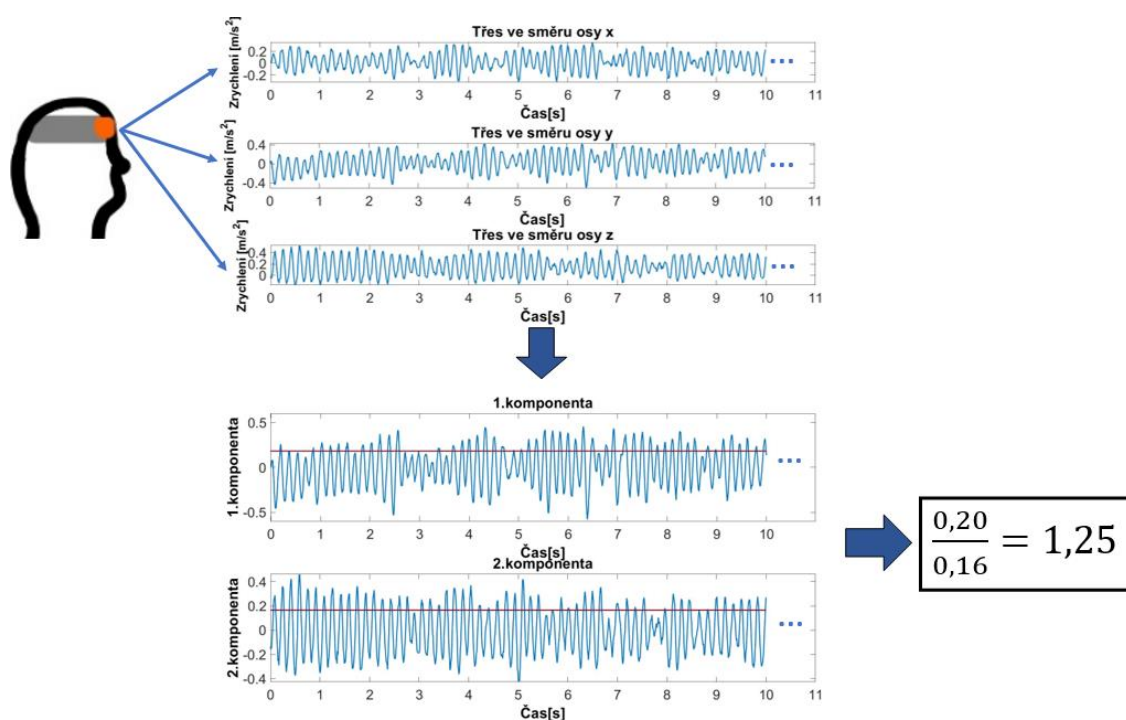
Obrázek 5.14 Krabicový graf pro porovnání koherence ET a DT pro úkon SKinR.

\*p hodnota  $\leq 0,05$ ; hl=hlava, pr=pravá ruka, lr=levá ruka



## 5.3 Výpočet směrovosti

Směrovost byla vypočtena jako poměr směrodatných odchylek a průměrů absolutních hodnot první a druhé komponenty třesu hlavy. Hlavní komponenty byly získány PCA. Obrázek 5.15 reprezentuje schéma výpočtu směrovosti s jednotlivými výsledky pro pacienta 17, kterému byl diagnostikován dystonický třes. Třes byl zaznamenán při úkonu SRest. Na obrázku je znázorněn pacient při měření s umístěným akcelerometrem na hlavě, od kterého jsou vedeny šipky znázorňující záznam třesu v osách x, y a z. Zaznamenané zrychlení bez gravitační složky třesu ve třech osách je znázorněno uprostřed obrázku nahoře. Následující část reprezentuje získané první dvě komponenty a linie reprezentuje průměr absolutní komponenty. V rámečku vpravo je zobrazen poměr průměrů absolutních hodnot první a druhé komponenty a jeho výsledek reprezentující směrovost třesu.



Obrázek 5.15 Schéma výpočtu směrovosti s jednotlivými výsledky pro pacienta 17 s DT a úkon SRest. Pacient při měření s umístěným akcelerometrem (vlevo), zaznamenané zrychlení bez gravitační složky v osách x, y, a z (uprostřed nahoře), první dvě komponenty třesu hlavy s linií reprezentující průměr absolutní hodnoty (uprostřed dole), poměr průměrů 1. a 2. komponenty a výsledná hodnota směrovosti třesu (vpravo dole)

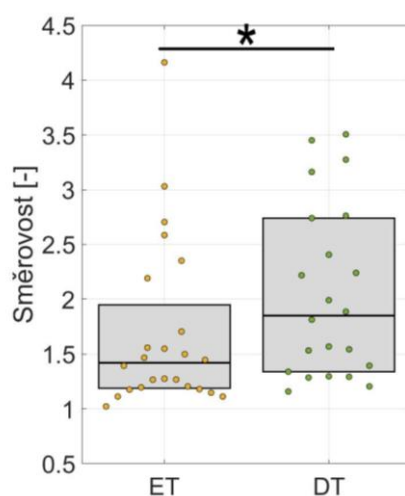
### 5.3.1 Statistické zpracování výsledků směrovosti

Směrovost esenciálního a dystonického třesu byla statisticky zpracována pomocí Mannova-Whitneyho U-testu. Tabulka 5.8 znázorňuje výsledné p hodnoty pro směrovost počítanou jako poměr směrodatných odchylek a průměrů absolutních hodnot prvních dvou komponent.

Tabulka 5.8 Výsledné p hodnoty porovnání směrovosti ET a DT počítané pomocí směrodatných odchylek a průměrů při jednotlivých úkonech.

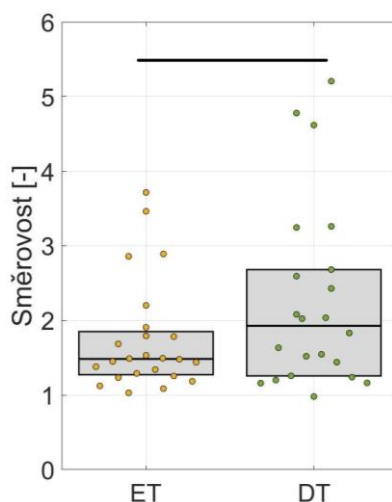
	SRest	SPhon	Scogn	SForw	SWing	SKinR	SKinL	LRest
Poměr směr. odchylek	0,077	0,668	0,869	0,183	<b>0,032</b>	0,111	<b>0,049</b>	0,636
Poměr průměrů	0,106	0,502	0,461	0,448	0,183	0,084	0,068	0,590

Obrázek 5.16 a 5.17 reprezentuje ukázkou graficky vyjádřených výsledků statisticky zpracovaných dat směrovosti třesu hlavy pro úkon SWing. Porovnávána byla data pro esenciální a dystonický třes, jak je naznačeno vodorovnou přímkou. Symbol \* znázorňuje statisticky významné výsledky na hladině významnosti 5 %.



Obrázek 5.16 Krabicový graf pro porovnání směrovosti ET a DT hlavy pro úkon SWing a výpočet pomocí směrodatné odchylky.

\*p hodnota  $\leq 0,05$



Obrázek 5.17 Krabicový graf pro porovnání směrovosti ET a DT hlavy pro úkon SWing a výpočet pomocí průměru.

\*p hodnota  $\leq 0,05$

## 6 Diskuse

V rámci této bakalářské práce byl navržen protokol měření třesu hlavy a rukou pomocí akcelerometrů. Data byla zpracována v prostředí MATLAB R2021b. Algoritmy zahrnovaly výpočet jednotlivých parametrů a následně i statistické zpracování. Průběh měření i hodnocené parametry byly stanoveny na základě konzultace s lékaři z Neurologické kliniky 1.LF a VFN v Praze a literární rešerše.

Měření se zúčastnilo celkem 48 probandů, kteří byli na základě diagnózy třesu rozděleni do dvou skupin. Pacientů s esenciálním třesem bylo naměřeno 25 a probandů trpících dystonickým třesem 23.

Do analýzy výkonu, dominantní frekvence i koherence třesu byla zahrnuta všechna naměřená data. V případě směrovosti třesu byli vyřazeni dva pacienti, vypočítaný parametr se u nich řádově lišil od ostatních hodnot.

Navržený protokol měření se ukázal jako vhodně sestavený. Většinu úkonů zahrnutých v protokolu pacient prováděl 20 sekund, výjimkou byly úkony, kdy pacient pohyboval jednou rukou od nosu do upažení. Ty trvaly delší dobu, aby byl tento pohyb zaznamenán alespoň desetkrát. Záznam se zapínal vždy ve stejné poloze z důvodu dalšího porovnání, v opačném případě by mohl být výsledek touto nepřesností negativně ovlivněn. Vzhledem ke komplexnosti vybraných úkonů bylo možné získat o třesu více informací, které by mohly ovlivnit budoucí diagnostiku těchto onemocnění. Zároveň je možné vybrat jeden konkrétní, který odlišuje esenciální a dystonický třes nejlépe. Průběh měření i přes více dílčích částí netrval více než 10 minut, což pacientům přinášelo komfort.

Jednotlivé úkony byly navrženy pro hodnocení více charakteristik třesu. Při sezení v klidu (SRest) se jednalo o zaznamenání klidového třesu, ten mohl být ale ovlivněn jeho vědomým potlačením pacientem i přes to, že měření trvalo relativně delší dobu. Druhý úkon tuto limitaci odstranil tím, že se pacient soustředil na počítání. V některých případech se hlasité odečítání čísel nahradilo jednodušší úlohou, kdy proband musel také přemýšlet, ale nad obecně snazší úlohou. K alternativní možnosti se přistoupilo ve chvíli, kdy měl pacient například sníženou kognitivní schopnost. Třes může ovlivnit soustředění i pozornost. Svou roli mohla hrát i nervozita nebo jiné emocionální faktory. U některých pacientů docházelo k tomu, že si počítali na prstech nebo měli tendenci zvedat hlavu a nekoukat na jeden bod před sebou. V takových situacích byli požádáni o zopakování úlohy, ale ne vždy se podařilo tyto pohyby zcela eliminovat. Vyslovení hlásky á probíhá u pacientů s dystonickým třesem s větší námahou a chybovostí, jelikož jsou při něm zapojeny svalové skupiny, které mohou být zdrojem svalových křečí. Právě proto je možné tento úkon zařadit pro porovnání mezi skupinami. Čtvrtým úkonem bylo předpažení rukou vyvolávající posturální třes. Ten je uváděn jako znak obou třesů, toto tvrzení lze pomocí tohoto úkonu ověřit nebo porovnat zaznamenaný

třes s hodnotami parametrů při některém z dalších úkonů. V následujícím úkonu měl pacient ruce v poloze křídel, ruce se neměly dotýkat hrudi ani prsty o sebe. V této poloze je vyvolán jemnější třes, který není jinak viditelný. Šestý a sedmý úkon zahrnoval dotyk nosu a upažení levé, resp. pravé ruky. Zařazení těchto úkonů do protokolu měření vedlo k získání informací o akčním třesu. Poslední úkon zahrnoval měření vleže. Při tomto úkonu byl pacient v klidu, ležel na zádech a ruce měl natažené podél těla.

V této bakalářské práci byly zvoleny akcelerometry jako senzory pro měření. Jejich pozitivum je vnímáno například ve snadné obsluze, záznamu třesu v reálném čase a možnosti umístění kdekoli na těle. V rámci tohoto protokolu měření se jejich poloha na těle pacienta určila na základě určení nejvíce postižených částí třesem. K umístění senzorů na ruce byly využity rukavice od výrobce akcelerometrů, ten se díky nim nachází na hřbetu ruky. U některých pacientů se může objevovat i třes prstů, ale akcelerometr v této pozici nejlépe charakterizuje třes celé ruky a rukavice také zajišťuje jeho pevné držení i při náhodných záškubech. Senzor na hlavě byl umístěn pomocí čelenky na stejné místo, kde se nachází linie mezi elektrodami  $F_p$  u elektroencefalografie. Akcelerometry na sobě mají suchý zip, který obsahovaly i zmíněné rukavice a čelenka. Pro pacienta byl tento princip pohodlný, jelikož jim při úkonech akcelerometry nijak nepřekážely a zároveň bylo jejich umístění stabilní. Další výhodou těchto senzorů je malá hmotnost, která zásadně neovlivňuje třes. V průběhu měření se ale v některých případech stávalo, že zejména na začátku měření nebyla zaznamenána všechna data. Software si data sám zpětně doplňuje, ale ne vždy je to provedeno stoprocentně, proto byla v předzpracování dat zahrnuta kontrola správnosti a interpolace dat. Dalším negativem je to, že se před začátkem bloku měření muselo srovnat jejich natočení, jednotlivé akcelerometry v opačné situaci ukazovaly jiné natočení v prostoru ve stejné poloze. Pro výpočet parametrů třesu bylo zvoleno zrychlení bez gravitační složky, kterou senzor sám odečítá.

Před zpracováním dat proběhl jejich export do textových souborů v programu MT Manager. Tento program byl přehledný a umožňoval připojení akcelerometrů, kontrolu stavu jejich baterie, sledování průběhu měření v reálném čase, jeho záznam a již zmíněný export se zvolenými parametry vhodné pro další analýzu.

Prvním krokem zpracováním dat byla jejich interpolace pro doplnění chybějících hodnot způsobených výpadkem signálu. Ne pro všechny soubory byla tato část nutností, tato skutečnost se v algoritmu zohlednila a soubory, kterých se to týkalo byly za využití podmínky *if* rovnou uloženy do nové proměnné. Interpolace dat snížila chyby v následné analýze, zlepšila tak její kvalitu. Dalším přínosem byla lepší čitelnost grafů.

Jedním z hodnocených parametrů byla dominantní frekvence a zároveň výkon třesu. Výkonové spektrum bylo získáno pomocí Welchovy metody FFT. Tato metoda využívá překrývající se okna, rozdělí tak signál na menší části a zajistí tak lepší přesnost

výsledků zejména u signálů s nedostatečnou délkou než rychlá Fourierova transformace. Dále bylo nalezeno maximum výkonu a jemu odpovídající hodnota frekvence. Právě tento nalezený bod odpovídal dominantní frekvenci třesu. Na základě literární rešerše byl frekvenční rozsah omezen od 2 do 12 Hz.

Ukázalo se, že frekvence třesu není spolehlivým ukazatelem pro rozlišení esenciálního a dystonického třesu. Hodnoty se v rámci těchto dvou onemocnění překrývají. Tento závěr potvrdil očekávání vytvořené na základě literární rešerše. Výkon třesu se lišil pro pravou a levou ruku pro kognitivní úlohu (SCogn), při předpažených rukách (SForw) a pro úkon, kdy měl pacient ruce v poloze křídel (SWing). Rozlišovat esenciální a dystonický třes na základě jeho výkonu by bylo omezené, ale může být ukazatelem na rozdílné projevy třesu rukou při jednotlivých úkonech. Třes byl hodnocen i v rámci jednotlivých skupin, a to jako porovnání výkonu mezi dvěma vybranými úkony. Rozdíl u obou skupin byl mezi úkonem vsedě a kognitivní úlohou a pouze u esenciálního třesu mezi nataženými rukama a rukama v pozici křídel. Při kognitivní úloze v porovnání s klidným sezením (SRest) mohl být rozdíl ovlivněn vědomým potlačením třesu při úkonu SRest, jelikož pacient pouze v klidu seděl a nad ničím nemusel přemýšlet na rozdíl od úkonu SCogn. V případě porovnání úkonů s předpaženými rukama a rukama v pozici křídel byl zjištěn pouze pro pacienty s esenciálním třešem. Křídla vyvolávají jemný třes jinak nerozpoznatelný a ruce natažené před tělem třes posturální. Tyto dva znaky se zjevně u tohoto onemocnění svým projevem liší. U obou onemocnění byl zaznamenán rozdíl při záznamu třesu rukou i hlavy vsedě a vleže. Toto zjištění by mohlo vypovídat o rozdílné amplitudě třesu v daných situacích.

Přítomnost klidového třesu u pacientů trpících esenciálním třešem se měřením potvrdila. Toto tvrzení je ukazatelem při samotné diagnóze a vyplývá i z literární rešerše. Výhodou měření pomocí akcelerometrů je to, že dokáží detekovat třes, který je přítomný, ale není viditelný pouhým okem. Prokázalo se také, že se třes rukou při kognitivní úloze i při fonaci zvýšil oproti tomu, kdy pacient nebyl zaměstnán jiným úkolem a pouze se díval před sebe. Ruce byly ve všech třech případech v klidu položeny na stehnech. U dystonického třesu se klidový třes rukou nevyskytoval.

Výkon třesu rukou při předpažení a pozici křídel je u pacientů s DT na základě statistické analýzy odlišný než v klidu. Dle vypočítaných hodnot lze tvrdit, že je v klidu menší než při zbylých dvou úkonech. Tato klinická hypotéza byla potvrzena.

Pro výpočet koherence třesu byl vytvořen algoritmus *koherence\_ETvsDT\_Free* v prostředí MATLAB R2021b. Analýza hlavních komponent byla zahrnuta z důvodu, že třes mohl být pokaždé v jiném směru. Každá další nová proměnná neboli hlavní komponenta obsahuje méně informací vypovídajících o patologickém třešu. Pro výpočet koherence byla proto použita pouze první hlavní komponenta. Výpočet byl proveden pomocí funkce *mscohere*, která pro získání výkonové spektra využívá opět

Welchovu metodu FFT. Po získání výkonové spektra byl opět omezen frekvenční rozsah od 2 do 12 Hz. Pro další analýzu a hodnocení se využívalo maximum koherence. V tomto algoritmu se projevila různá délka dat, podmínkou *if* muselo být zakomponováno rozdělení částí výpočtu na základě délky konkrétního souboru dat, jinak by byl program nefunkční. Toto může být limitací pro zpracování jakýkoliv dat bez úpravy algoritmu. Tato skutečnost vznikla délkou záznamu, která se lišila u úkonů SKinL a SKinR.

Koherence mezi dystonickým a esenciálním třesem se lišila v šesti případech ze všech porovnáání. Tento parametr tedy není vhodným ukazatelem rozdílu mezi esenciálním a dystonickým třesem. Pro úkon SKinR se koherence lišila mezi hlavou a pravou rukou i oběma rukama. Toto zjištění by se dalo využít v klinické praxi, jelikož se jednalo o pohyb právě pravou rukou. V případě pohybu levou rukou se ale koherence nelišila ani v jednom případě. Z tohoto důvodu nelze tento fakt považovat za klinicky významný.

Významná koherence třesu hlavy a pravé ruky u pacientů s diagnostikovaným dystonickým třesem byla u 18 pacientů, v případě hlavy a levé ruky u 19 pacientů z celkových 23 probandů. Lze tedy považovat koherenci mezi hlavou a pravou i levou rukou za významnou. Hladina významnosti u koherence odpovídala hodnotě 0,7. Třetí klinická hypotéza byla tedy podpořena a lze tvrdit že díky svalovým záškubům byl třes rukou a hlavy závislý a synchronizovaný. Může to poukazovat na totožnou frekvenci, fázi nebo zdroj třesu. Frekvence třesu hlavy a pravé nebo levé ruky se kromě úkonu vleže neliší, při pohybu jednou rukou se frekvence liší vždy mezi hlavou a rukou, která vykonává pohyb. V případě esenciálního třesu byly hodnoty také ve většině případů významné, pro koherenci mezi hlavou a pravou rukou byla hladina významnosti překročena u 19 pacientů a mezi hlavou a levou rukou u 22 pacientů. Tento fakt podporuje i porovnání frekvencí hlavy a rukou, které se ve většině případů neliší. Koherence může být zkruslena, pokud se u pacienta třes téměř nevyskytoval.

Parametr směrovosti třesu byl přidán navíc oproti zadání této práce, toto rozhodnutí vyplynulo z diskuse s lékaři. Výpočet byl proveden pomocí algoritmu *smarovost\_FreeAcc*. Tento parametr se určoval pouze pro třes hlavy. Nejprve byla provedena analýza hlavních komponent třesu hlavy. Následně byl určen poměr směrodatných odchylek a průměrů absolutních hodnot první a druhé komponenty. Výsledná hodnota odpovídala směrovosti třesu hlavy u pacientů s esenciálním a dystonickým třesem.

Směrovost třesu vypočítaná pomocí směrodatné odchylky se lišila pouze ve dvou případech, při úkonu, kdy měl pacient ruce v pozici křidel (SWing) a úkonu, kde vykonával pohyb levou rukou od nosu do upažení. Ukázalo se, že tento parametr od sebe onemocnění odlišit nedokáže. Očekávalo by se, že když se liší směrovost třesu hlavy u pohybu levou rukou, měla by se lišit i u pohybu druhou rukou, což se při

testování neprokázalo. Výsledek je tak těžko odůvodnitelný. Při dosažení průměru do vzorce pro výpočet směrovosti se od sebe hodnoty nelišily ani v jednom případě. Výsledek mohl být v tomto případě ovlivněn odlehlými hodnotami, které zkreslily průměr daného souboru dat.

Poslední klinická hypotéza vychází z předpokladu, že esenciální třes hlavy je pravidelný a pouze v 1 směru, a naopak dystonický třes hlavy je nepravidelný a rozptýlený. V prvním případě by měla být většina informací v první komponentě a v druhé téměř žádné, jejich rozdíl by tedy měl být větší než u dystonického třesu, kde bude informace rozložena do prvních dvou komponent. Parametr směrovosti třesu hlavy byl u pacientů trpících esenciálním třesem menší než u pacientů s dystonickým třesem. Statisticky se výsledné hodnoty liší pouze pro pátý a sedmý úkon za dosažení směrodatné odchylky do výpočtu. V případě průměru se hodnoty neliší ani v jednom případě.

Projevy esenciálního i dystonického třesu se překrývají. Získané parametry rozliší tyto dva patologické třesy pouze při některých úkonech. Výkon třesu a dominantní frekvence reprezentují charakteristické znaky obou onemocnění.

Další analýza by mohla být zaměřena na vylepšení výpočtu směrovosti třesu hlavy a hledání nových parametrů pro charakteristiku třesu hlavy a rukou.

## 7 Závěr

Tato bakalářská práce se zaměřuje na návrh protokolu pro měření třesu a formulaci klinických hypotéz jako jejího hlavního cíle. Protokol měření byl, stejně jako klinické hypotézy, vypracován ve spolupráci s lékaři z 1. LF a VFN v Praze. Jako senzor pro měření a záznam třesu hlavy a rukou byl zvolen akcelerometr. Pacient prováděl během měření 8 odlišných úkonů, které se zaměřovaly na různé projevy třesu. Průběh měření nebyl náročný ani bolestivý.

Dle vytvořeného protokolu bylo naměřeno celkem 48 probandů. Pacientů s esenciálním třesem se zúčastnilo 25, pacientů s dystonickým třesem 23. Probandi byli rozřazeni do skupin na základě předešlé diagnózy, kterou provedl lékař. Pro zachování anonymity byly soubory dat vedeny pod čísla id.

Pro zpracování dat byly vytvořeny algoritmy v prostředí MATLAB R2021b. Na základě klinických hypotéz a charakteristik třesu byly zvoleny hodnocené parametry. Jeden z programů byl zaměřen na výpočet výkonu a dominantní frekvence třesu hlavy a rukou. Další výpočet se zabýval koherencí pro porovnání třesu hlavy a pravé, levé ruky a rukama mezi sebou. Posledním parametrem byla směrovost třesu hlavy pro hodnocení pravidelnosti třesu. Frekvenční rozsah byl pro výpočty omezen od 2 do 12 Hz.

Stanovené klinické hypotézy byly ověřovány pomocí statistických testů. Byla zaznamenána přítomnost klidového třesu rukou u pacientů trpících esenciálním třesem. Tento třes se při kognitivní úloze i při fonaci zvýšil oproti situaci, kdy se pacient pouze díval před sebe. Druhá klinická hypotéza byla také potvrzena, výkon třesu rukou při předpažení a pozici křídel byl u pacientů s dystonickým třesem větší než v klidu. Významná koherence třesu hlavy a rukou se vyskytovala u esenciálního i dystonického třesu. Hodnoty směrovosti třesu hlavy byly v případě esenciálního třesu menší. Tento fakt ale nepotvrzuje ani nevyvrací jeho pravidelnost.

V rámci této bakalářské práce byla potvrzena skutečnost, že odlišení esenciálního a dystonického třesu je obtížné. Jejich charakteristiky se překrývají. Jednotlivé parametry potvrzují jejich rozdíl pouze při konkrétních úkonech.



## Seznam použité literatury

- [1] ELBLE, Rodger J. Defining Dystonic Tremor. *Curr Neuropharmacol* [online]. 2013, **11**(1), 48-52 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.2174/157015913804999478
- [2] CERTCHLEY, M. Observations on essential (heredofamial) tremor. *Brain* [online]. 1949, **72**(2), 113-39 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1093/brain/72.2.113
- [3] DEUSCHL, Günther a Rodger ELBLE. Essential tremor--neurodegenerative or nondegenerative disease towards a working definition of ET. *Movement disorders* [online]. 2009, **24**(14), 2033-41 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1002/mds.22755
- [4] HSU, Y D, M K CHANG, S C SUNG, H H HSEIN a J C DENG. Essential tremor: clinical, electromyographical and pharmacological studies in 146 Chinese patients. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi (Taipei)* [online]. 1990, **45**(2), 93-9 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2168256/>
- [5] WHALEY, N R, John D PUTZKE, Yasuhiko BABA, Zbigniew K WSZOLEK a Ryan J UITTI. Essential tremor: phenotypic expression in a clinical cohort. *Parkinsonism Relat Disord.* [online]. 2007, **13**(6), 333-9 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1016/j.parkreldis.2006.12.004
- [6] LOUIS, E.D. Essential tremor. *The Lancet Neurology* [online]. 2005, **4**(2), 100-110 [cit. 2022-04-26]. Dostupné z: doi: [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(05\)00991-9](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(05)00991-9)
- [7] Differences in the prevalence of essential tremor among elderly African Americans, whites, and Hispanics in northern Manhattan, NY. *Arch Neurol.* [online]. 1995, **52**(12), 1201-5 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1001/archneur.1995.00540360079019
- [8] HAERER, MD, Armin F., Dallas W. ANDERSON, PHD a Bruce S. SCHOENBERG, MD, DRPH. Prevalence of Essential Tremor: Results From the Copiah County Study. *Arch Neurol.* [online]. 1982, **39**(12), 750-751 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1001/archneur.1982.00510240012003
- [9] BENITO-LEÓN, Julián a Elan D LOUIS. Clinical update: diagnosis and treatment of essential tremor. *Lancet.* [online]. 2007, **369**(9568), 1152-4 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(07)60544-3
- [10] DEUSCHL, MD, Prof Günther, Jan RAETHJEN, MD, Helge HELLRIEGEL, MD a Rodger ELBLE, MD. Treatment of patients with essential tremor. *The Lancet Neurology* [online]. 2011, **10**(2), 148-161 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1016/S1474-4422(10)70322-7

- [11] JAIN, Samay, Steven E LO a Elan D LOUIS. Common misdiagnosis of a common neurological disorder: how are we misdiagnosing essential tremor?. *Arch Neurol*. [online]. 2006, **63**(8), 1100-4 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1001/archneur.63.8.1100
- [12] SCHRAG, A, A MÜNCHAU, K P BHATIA, N P QUINN a C D MARSDEN. Essential tremor: an overdiagnosed condition?. *J Neurol*. [online]. 2000, **247**(12), 955-9 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1007/s004150070053
- [13] Consensus statement of the Movement Disorder Society on Tremor. Ad Hoc Scientific Committee. *Movement disorders* [online]. 1998, **13**(3), 2-23 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1002/mds.870131303
- [14] DEUSCHL MD, Günther, Jan RAETHJEN MD, Michael LINDEMANN MSC a Paul KRACK MD. The pathophysiology of tremor. *Muscle&Nerve* [online]. 2001, **24**(6), 716-735 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1002/mus.1063
- [15] JANKOVIC, Joseph. Essential tremor: a heterogenous disorder. *Movement disorders* [online]. 2002, **17**(4), 638-44 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1002/mds.10221
- [16] GIRONELL, Alexandre a Jaime KULISEVSKY. Diagnosis and management of essential tremor and dystonic tremor. *Ther Adv Neurol Disord*. [online]. 2009, **2**(4), 215-22 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1177/1756285609104791
- [17] PANYAKAEW, Pattamon, Hyun Joo CHO, Sang Wook LEE, Tianxia WU a Mark HALLETT. The Pathophysiology of Dystonic Tremors and Comparison with Essential Tremor. *Journal of Neuroscience* [online]. 2020, **40**(48), 1181-20 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1523/JNEUROSCI.1181-20.2020
- [18] JEDYNAK, Dr. C. P., A. M. BONNET a Y. AGID. Tremor and idiopathic dystonia. *Movement disorders* [online]. 1991, **6**(3), 230-236 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1002/mds.870060307
- [19] DEUSCHL, G. Dystonic tremor. *Rev Neurol (Paris)* [online]. 2003, **159**(10 Pt 1), 900-5 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14615679/>
- [20] The treatment of dystonic tremor: a systematic review. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 759–769 [cit. 2022-03-24]. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp-2013-305532
- [21] Treatment of Primary Writing Tremor With Botulinum Toxin Type A Injections: Report of a Case Series. *Clinical Neuropharmacology* [online]. 2006, 364–367 [cit. 2022-03-24]. Dostupné z: doi:10.1097/01.wnf.0000236765.00785.9c
- [22] NIGAM, P K a Anjana NIGAM. Botulinum toxin. *Indian J Dermatol*. [online]. 2010, **55**(1), 8-14 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.4103/0019-5154.60343

- [23] LOZANO, A M. Vim thalamic stimulation for tremor. *Arch Med Res* [online]. 2000, **31**(3), 266-9 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1016/s0188-4409(00)00081-3.
- [24] Longitudinal follow-up with VIM thalamic deep brain stimulation for dystonic or essential tremor. *Neurology* [online]. 2020, **94**(10), e1073-e1084 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1212/WNL.00000000000008875
- [25] Deep Brain Stimulation for Movement Disorders. In: *Mayfield Certified Health Info* [online]. Cincinnati, Ohio: Mayfield Clinic, 2022, s. 6 [cit. 2023-04-08]. Dostupné z: <https://mayfieldclinic.com/pe-dbs.htm>
- [26] ELBLE, Rodger J a James MCNAMES. Using Portable Transducers to Measure Tremor Severity. *Tremor Other Hyperkinet Mov (N Y)* [online]. 2016, **6**, 375 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.7916/D8DR2VCC
- [27] EMERY, Erin E., Erin L. WOODHEAD, Victor MOLINARI a Marcia G. HUNT. Chapter 17 - Treatment Adherence in Late-Life. In: *Handbook of Assessment in Clinical Gerontology: Second Edition* [online]. 2. Academic Press, 2010, s. 427-457 [cit. 2023-05-17]. ISBN 9780123749611. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978012374961110017X>
- [28] HUSÁK, Miroslav. *Akcelerometry* [online]. In: . Praha: FEL ČVUT [cit. 2022-03-14]. Dostupné z: [https://predmety.fbmi.cvut.cz/sites/default/files/predmet/1934/prednasky/17PBBESL\\_20210512\\_225213\\_dfcad2a14321311a687a9aa227007d11.pdf](https://predmety.fbmi.cvut.cz/sites/default/files/predmet/1934/prednasky/17PBBESL_20210512_225213_dfcad2a14321311a687a9aa227007d11.pdf)
- [29] Wikipedia contributors. Gyroscope. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2023-04-09]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Gyroscope&oldid=1145919101>
- [30] PASSARO, Vittorio M. N., Antonello CUCCOVILLO, Lorenzo VAIANI, Martino De CARLO a Carlo Edoardo CAMPANELLA. Gyroscope Technology and Applications: A Review in the Industrial Perspective. *Sensors (Basel)* [online]. 2017, **17**(10), 2284 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.3390/s17102284
- [31] GRIMALDI, Giuliana a Mario MANTO. Neurological Tremor: Sensors, Signal Processing and Emerging Applications. *Sensors* [online]. 2010, **10**(2), 1399-1422 [cit. 2022-04-27]. Dostupné z: doi:10.3390/s100201399
- [32] BREIT, S., S. SPIEKER, J. B. SCHULZ a T. GASSER. Long-term EMG recordings differentiate between parkinsonian and essential tremor. *Journal of Neurology* [online]. 2008, **255**(1), 103-111 [cit. 2022-04-27]. Dostupné z: doi:10.1007/s00415-008-0712-2
- [33] MICHALEC, M., N. HERNANDEZ, L.N. CLARK a E.D. LOUIS. The spiral axis as a clinical tool to distinguish essential tremor from dystonia cases. *Parkinsonism*

- & *Related Disorders* [online]. 2014, **20**(5), 541-544 [cit. 2022-04-27]. Dostupné z: doi:10.1016/j.parkreldis.2014.01.021
- [34] LÓPEZ-BLANCO, Roberto, Miguel A. VELASCO, Antonio MÉNDEZ-GUERRERO, Juan Pablo ROMERO, María Dolores del CASTILLO, J. Ignacio SERRANO, Julián BENITO-LEÓN, Félix BERMEJO-PAREJA a Eduardo ROCON. Essential tremor quantification based on the combined use of a smartphone and a smartwatch: The NetMD study. *Journal of Neuroscience Methods* [online]. 2018, **303**, 95-102 [cit. 2023-05-17]. ISSN 0165-0270. Dostupné z: doi:10.1016/j.jneumeth.2018.02.015
- [35] BHATTI, Danish, Rebecca THOMPSON, Amy HELLMAN, Cynthia PENKE, John M BERTONI a Diego TORRES-RUSSOTTO. Smartphone Apps Provide a Simple, Accurate Bedside Screening Tool for Orthostatic Tremor. *Mov Disord Clin Pract.* [online]. 2017, **4**(6), 852–857 [cit. 2022-12-30]. Dostupné z: doi:10.1002/mdc3.12547
- [36] LEMOYNE, Robert, Timothy MASTROIANNI, Michael COZZA, Cristian COROIAN a Warren GRUNDFEST. Implementation of an iPhone for characterizing Parkinson's disease tremor through a wireless accelerometer application. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology* [online]. 2010, 4954-4958 [cit. 2022-12-30]. Dostupné z: doi:10.1109/IEMBS.2010.5627240
- [37] LEMOYNE, Robert. Wearable and wireless accelerometer systems for monitoring Parkinson's disease patients—A perspective review. *Advances in Parkinson's Disease* [online]. 2013, **2**(4), 113-115 [cit. 2022-12-30]. Dostupné z: doi:10.4236/apd.2013.24021.
- [38] VESCIO, Basilio, Andrea QUATTRONE, Rita NISTICÒ, Marianna CRASÀ a Aldo QUATTRONE. Wearable Devices for Assessment of Tremor. *Front Neurol.* [online]. 2021,12:680011.,28-34 [cit. 2022-12-29]. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2021.680011
- [39] PEDROSA, David J., Christiane RECK, Esther FLORIN, et al. Coherence between low-frequency activation of the motor cortex and tremor in patients with essential tremor. *Experimental Neurology* [online]. **237**(2), 435-443 [cit. 2022-10-30]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.expneurol.2012.07.002
- [40] VAN DER STOUWE, A.M.M., B.A. CONWAY, J.W. ELTING, M.A.J. TIJSSSEN a N.M. Usefulness of intermuscular coherence and cumulant analysis in the diagnosis of postural tremor. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2015, **126**(8), 1564-1569 [cit. 2022-10-30]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.clinph.2014.10.157

- [41] Butter: Butterworth filter design. In: *Mathworks: Documentation* [online]. [cit. 2022-10-30]. Dostupné z: [https://www.mathworks.com/help/signal/ref/butter.html?s\\_tid=doc\\_ta](https://www.mathworks.com/help/signal/ref/butter.html?s_tid=doc_ta)
- [42] DI BIASE, Lazzaro, John-Stuart BRITTAIN, Syed Ahmar SHAH, David J. PEDROSA, Hayriye CAGNAN, Alexandre MATHY, Chiung CHU CHEN, Juan Francisco MARTÍN-RODRÍGUEZ, Pablo MIR, Lars TIMMERMAN, Petra SCHWINGENSCHUH, Kailash BHATIA, Vincenzo DI LAZZARO a Peter BROWN. Tremor stability index: a new tool for differential diagnosis in tremor syndromes. *Brain* [online]. 2017, **140**(7), 1977–1986 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1093/brain/awx104
- [43] DUANN, J. R., C. H. LIN, C. M. CHEN, M. K. LU, C. H. TSAI a J. C. CHIOU. Anatomic differences between Parkinson's disease and essential tremor using ICA-based brain morphometry. *2013 6th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)* [online]. 2013, 573-576 [cit. 2022-11-01]. Dostupné z: doi:10.1109/NER.2013.6695999
- [44] GRANATO, Daniel, Jânio S. SANTOS, Graziela B. ESCHER, Bruno L. FERREIRA a Rubén M. MAGGIO. Use of principal component analysis (PCA) and hierarchical cluster analysis (HCA) for multivariate association between bioactive compounds and functional properties in foods: A critical perspective. *Trends in Food Science & Technology* [online]. 2018, **72**(1), 83-90 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: doi:10.1016/j.tifs.2017.12.006
- [45] CIARAMELLA, A., E. DE LAURO, S. DE MARTINO, B. DI LIETO, M. FALANGA a R. TAGLIAFERRI. Characterization of Strombolian events by using independent component analysis. *Nonlin. Processes Geophys.* [online]. 2004, **11**(4), 453–461 [cit. 2022-11-01]. Dostupné z: doi:10.5194/npg-11-453-2004, 2004
- [46] HARRIS, FREDERIC J. Multirate FIR Filters for Interpolating and Desampling. In: *Handbook of Digital Signal Processing: Engineering Applications* [online]. Academic Press, 1987, s. 173-287 [cit. 2022-10-30]. ISBN 978-0-08-050780-4. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/hamming-window>
- [47] Pwelch: Welch's power spectral density estimate. In: *Mathworks: Documentation* [online]. [cit. 2022-10-30]. Dostupné z: [https://www.mathworks.com/help/signal/ref/pwelch.html?searchHighlight=pwelch&s\\_tid=srchtitle\\_pwelch\\_1](https://www.mathworks.com/help/signal/ref/pwelch.html?searchHighlight=pwelch&s_tid=srchtitle_pwelch_1)
- [48] HALLIDAY PHD, DM, BA CONWAY PHD, SF FARMER MRCP, U SHAHANI PHD, AJC RUSSELLMRCP a Prof JR ROSENBERG PHDD. Coherence between low-frequency activation of the motor cortex and tremor in patients with essential tremor. *The Lancet* [online]. 2000, **355**(9210), 1149-1153 [cit. 2022-10-30]. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(00)02064-X

- [49] Consensus Statement of the Movement Disorder Society on Tremor. *Movement Disorders* [online]. 2008, 2–23 [cit. 2022-03-24]. Dostupné z: doi:10.1002/mds.870131303
- [50] ELBLE, MD, PHD, Rodger J., Helge HELLRIEGEL, MD, Jan RAETHJEN, MD, PHD a Gunther DEUSCHL, MD, PHD. Assessment of Head Tremor with Accelerometers Versus Gyroscopic Transducers. *Movement disorders: Clinical practice* [online]. 2017, 4(2), 205-211 [cit. 2022-10-30]. Dostupné z: doi:10.1002/mdc3.12379
- [51] KRAMER, G., A.M.M. Van der STOUWE, N.M. MAURITS, M.A.J. TIJSSEN a J.W.J. ELTING. Wavelet coherence analysis: A new approach to distinguish organic and functional tremor types. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2018, 129(1), 13-20 [cit. 2022-10-31]. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2017.10.002
- [52] BRIO 4K PROWEBCAM. *Logitech* [online]. [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: <https://www.logitech.com/cs-cz/products/webcams/brio-4k-hdr-webcam.960-001106.html#specs>
- [53] Mscohere: Magnitude-squared coherence. In: *Documentation* [online]. MathWorks [cit. 2023-03-11]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/mscohere.html>
- [54] BENSÁIDA, Ahmed. *Shapiro-Wilk and Shapiro-Francia normality tests* [online]. In: . MATLAB Central File Exchange, 2023 [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/13964-shapiro-wilk-and-shapiro-francia-normality-tests>
- [55] PAVLÍK, Tomáš a Ladislav DUŠEK. *Biostatistika* [online]. 1. Brno: AKADEMICKÉ NAKLADATELSTVÍ CERM, 2012 [cit. 2023-05-17]. ISBN 978-80-7204-782-6. Dostupné z: <https://www.matematickabiologie.cz/media/3293331/pavlik-biostatistika.pdf>
- [56] Ranksum: Wilcoxon rank sum test. In: *Mathworks: Documentation* [online]. [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/stats/ranksum.html>
- [57] Ttest: One-sample and paired-sample t-test. In: *Mathworks: Documentation* [online]. [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: [https://www.mathworks.com/help/stats/ttest.html?searchHighlight=ttest&s\\_tid=srchtitle\\_ttest\\_1](https://www.mathworks.com/help/stats/ttest.html?searchHighlight=ttest&s_tid=srchtitle_ttest_1)
- [58] Signrank: Wilcoxon signed rank test. In: *Mathworks: Documentation* [online]. [cit. 2023-05-17]. Dostupné z: [https://www.mathworks.com/help/stats/signrank.html?searchHighlight=signrank&s\\_tid=srchtitle\\_signrank\\_1](https://www.mathworks.com/help/stats/signrank.html?searchHighlight=signrank&s_tid=srchtitle_signrank_1)

## Příloha A: Obsah přiloženého ZIP souboru

- Spouštěcí skript *INTERPOLACE.m*
- Spouštěcí skript *Frek\_ETvsDT\_FreeAcc.m*
  - Data pro vykreslení krabicových grafů pro výkon  
*dataBoxplotVykJFree.mat*
  - Data pro vykreslení krabicových grafů pro frekvenci  
*dataBoxplotFrekJFree.mat*
  - Tabulka pro výsledky frekvence a výkonu *frek+vykETaDT.xls*
- Spouštěcí skript *koherence\_ETvsDT\_Free.m*
  - Tabulka pro výsledky koherence *koherence\_ETaDT.xls*
- Spouštěcí skript *smervost\_FreeAcc.m*
  - Tabulka pro výsledky směrovosti *smervost\_ETaDT.xls*
- Funkce *UnivarScatter2.m*
- Funkce *padcat.m*
- Složka pacienta č.31 obsahující exportovaná data naměřená pomocí akcelerometru