

**ČESKÉ VYSOKÉ  
UČENÍ TECHNICKÉ  
V PRAZE**

**FAKULTA  
BIOMEDICÍNSKÉHO  
INŽENÝRSTVÍ**



**BAKALÁŘSKÁ  
PRÁCE**

**2020**

**MARTIN  
STANĚK**



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
**Katedra biomedicínské informatiky**

# **Testování Center of Motion algoritmu pro hodnocení třesu**

## **Testing of Center of Motion algorithm for tremor assessment**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínská informatika

Autor bakalářské práce: Martin Staněk

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Jan Tesař

---

**Kladno 2020**

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Staněk** Jméno: **Martin** Osobní číslo: **474350**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské informatiky**  
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**  
Studijní obor: **Biomedicínská informatika**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Testování Center of Motion algoritmu pro hodnocení třesu**

Název bakalářské práce anglicky:

**Testing of Center of Motion algorithm for tremor assessment**

Pokyny pro vypracování:

Cílem bakalářské práce je otestovat a zhodnotit funkčnost Center of Motion (CoM) algoritmu pro měření třesu (například u parkinsonických pacientů), který je implementován v aplikaci TremAn3. V teoretické části popište algoritmus CoM a udělejte rešerši podobných řešení. V praktické části vytvořte skript pro generování testovacích dat ve formě videí simulujících třes. Skript bude možné spouštět s různě nastavitelnými parametry (snímkovací frekvence, frekvence pohybu, amplituda pohybu, oblast pohybu, parametry šumu). Porovnejte TremAn3 s předchozí verzí a algoritmem na vygenerovaných i skutečných datech (zde porovnejte též s měřením akcelerometrů).

Seznam doporučené literatury:

[1] Uhríková, Zdenka; Sprdlík, Otakar; Hoskovcová, Martina; Komárek, Arnošt; Ulmanová, Olga; Hlaváč, Václav; Nugent, Chris D; Růžička, Evžen, Validation of a new tool for automatic assessment of tremor frequency from video recordings, Journal of Neuroscience Methods, ročník 198, číslo 1, 2011, Květen

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Ing. Jan Tesař**

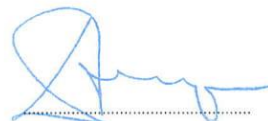
Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **17.02.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2021**



doc. Ing. Zoltán Szabó Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) katedry



prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.  
podpis děkana(ky)

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Testování Center of Motion algoritmu pro hodnocení třesu vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové 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 .....

.....

Martin Staněk

## **PODĚKOVÁNÍ**

Rád bych poděkoval svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Janu Tesařovi za to, že mě naučil mnoho užitečných věcí už během mého studia. Děkuji mu i za nabídku zajímavé spolupráce při vzniku aplikace TremAn3, která mi přinesla mnoho nových zkušeností, i za to, že mě profesionálně vedl při této bakalářské práci. Vždy mi ochotně pomohl, když jsem nevěděl jak dál, a byl mi oporou i v těchto těžkých časech. Také bych chtěl poděkovat za podporu mé matce Ing. Haně Staňkové.

# **ABSTRAKT**

## **Testování Center of Motion algoritmu pro hodnocení třesu**

Cílem této bakalářské práce bylo otestovat a zhodnotit funkčnost Center of Motion (CoM) algoritmu pro měření třesu (například u parkinsonických pacientů), který je implementován v aplikaci TremAn3. Implementace CoM algoritmu do aplikace TremAn3, na které se autor rovněž podílel, umožnila oprostit se od uživatelsky nepřívětivých rozhraní a zajistila přenositelnost na jiné platformy. Pro úspěšnost implementace bylo třeba otestovat, zda toto řešení je stejně dobré a přesné jako jsou jeho předchůdci. Pro úspěšné otestování se tato práce v praktické části zabývá vytvořením skriptu pro generování testovacích dat ve formě videí simulujících třes. Na závěr práce porovnává TremAn3 s předchozí verzí na vygenerovaných i skutečných datech (též s měřeními akcelerometrů). Výsledkem testování je zjištění, že aplikace TremAn3 měří minimálně stejně přesně jako jeho předchůdce.

## **Klíčová slova**

Center of Motion Algoritmus, TremAn, Parkinsonova choroba, třes, měření třesu

## **ABSTRACT**

The aim of this bachelor thesis was to test and evaluate the functionality of the Center of Motion (CoM) algorithm, for measuring tremor (for example Parkinson's tremor), which is implemented in the application TremAn3. Implementation of CoM algorithm to TremAn3 enabled portability to other platforms and made user-friendly interface. For successful implementation, it was necessary to test the algorithm, if it is as good as its predecessors. To successfully test it, this work in the practical part developed script to generate test data with adjustable parameters to simulate tremors. Finally, the work compares TremAn3 with the previous versions on the generated data and actual data (performed with accelerometer measurements). The result of the testing is ascertainment that the TremAn3 application is at least as good as its predecessor.

## **Keywords**

Center of Motion Algorithm, TremAn, Parkinson's disease, tremor, tremor measurement

# Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	5
<b>1 Úvod .....</b>	<b>6</b>
<b>2 Přehled současného stavu.....</b>	<b>7</b>
2.1 Parkinsonova nemoc .....	7
2.1.1 Příznaky .....	7
2.1.2 Průběh nemoci .....	8
2.1.3 Diagnóza .....	9
2.1.4 Způsoby léčby .....	9
2.2 Třes.....	10
2.2.1 Příčiny třesu.....	10
2.2.2 Druhy třesu .....	10
2.2.3 Způsoby měření třesu .....	12
2.3 CoM Algoritmus .....	13
2.3.1 Základní princip CoM Algoritmu.....	13
2.4 Obdobná řešení.....	14
2.4.1 HTMA: Hand Tremor Measurement Application .....	14
2.4.2 Hand-tremor frequency estimation in videos .....	15
2.5 Aplikace TremAn .....	18
2.5.1 TremAn1 .....	18
2.5.2 TremAn2.....	19
2.5.3 TremAn3.....	19
2.5.4 Funkcionality aplikace.....	20
2.5.5 Průběh měření v aplikaci .....	20
2.5.6 Uživatelské rozhraní aplikace.....	20
<b>3 Cíle práce.....</b>	<b>22</b>
<b>4 Návrh software - skriptu pro generování testovacích videí.....</b>	<b>23</b>
4.1 Analýza požadavků .....	23
4.1.1 Funkční požadavky .....	23
4.2 Případy užití .....	24
4.3 Návrh a specifikace .....	25



4.3.1	Funkční specifikace .....	25
4.3.2	Technické specifikace .....	26
4.3.3	Použité technologie .....	26
<b>5</b>	<b>Implementace .....</b>	<b>27</b>
<b>6</b>	<b>Testování.....</b>	<b>30</b>
6.1	Návrh testování .....	30
6.2	Videa generovaná pomocí Matlab skriptu .....	31
6.3	Videa a měření akcelerometrem.....	36
<b>7</b>	<b>Diskuse .....</b>	<b>40</b>
<b>8</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>41</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>42</b>
	<b>Seznam obrázků .....</b>	<b>45</b>

# Seznam symbolů a zkratk

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$f$	Hz	Frekvence

## Seznam zkratk

Zkratka	Význam
CoM	Center of Motion
ROI	Region of interest
PSD	Power Spectral Density
fps	Frames per second

# 1 Úvod

Cílem této bakalářské práce je otestovat a zhodnotit funkčnost Center of Motion (CoM) algoritmu pro měření třesu (například u parkinsonických pacientů), který je implementován v aplikaci TremAn3.

První část práce se zabývá popisem Parkinsonovy choroby a přibližuje její diagnostiku a léčbu, charakterizuje různé druhy třesu, které se mohou vyskytovat u pacientů při diagnostice pomocí této aplikace. V této části práce je také nastíněn princip CoM algoritmu, popsána TremAn3 aplikace i obdobná řešení pro měření třesu.

Implementace CoM algoritmu do aplikace TremAn3, na které se autor rovněž podílel, na rozdíl od již existujících starších verzí na měření třesu, má za cíl oprostít se od uživatelsky nepřívětivých rozhraní a zajistit přenositelnost na jiné platformy.

Pro úspěšnost implementace je třeba otestovat, zda toto řešení je stejně dobré a přesné jako jsou jeho předchůdci.

Pro úspěšné otestování se tato práce v praktické části zabývá vytvořením skriptu pro generování testovacích dat ve formě videí simulujících třes. Skript by mělo být možné spouštět s různě nastavitelnými parametry (snímkovací frekvence, frekvence pohybu, amplituda pohybu, oblast pohybu, parametry šumu).

Na závěr práce porovnává TremAn3 s předchozí verzí na vygenerovaných i skutečných datech (též s měřením akcelerometrů).

## 2 Přehled současného stavu

Pro uvedení do problematiky je nejprve přiblížena Parkinsonova choroba, její diagnóza a způsoby léčby. Dále je popsán třes, který s Parkinsonovou chorobou úzce souvisí a různé způsoby, jak jej měřit. Poté je vysvětlen základní princip algoritmu CoM. Nakonec je představena aplikace TremAn včetně předchozích verzí. Na konec této kapitoly jsou popsána obdobná řešení měření třesu.

### 2.1 Parkinsonova nemoc

Parkinsonova choroba je nevléčitelné chronické progresivní neurologické onemocnění (cca 10 % je geneticky podmíněných) vznikající na podkladě degenerativního zániku neuronů, ale i zániku dalších jader mozkového kmene, kortexu a periferních ganglií. Je charakteristická poruchami motorických funkcí.

Vyskytuje se na celém světě nezávisle na životním stylu a sociální vrstvě. Na výskytu Parkinsonovy choroby se pravděpodobně podílí hned několik faktorů, od dědičných predispozic nebo působení toxinů v prostředí, až po stárnutí.[23] Může se projevit v jakémkoliv věku, typicky v 5.–6. dekádě. A o něco častěji postihuje muže.[20] Po Alzheimerově chorobě se jedná o druhou nejrozšířenější chorobu neurodegenerativního typu.[15][16][24]

#### 2.1.1 Příznaky

Prvotní příznaky se u většiny nemocných rozvíjejí pozvolně, proto jim pacienti nepřikládají zvláštní pozornost. Obvykle se jedná o rychle nastupující únavu, pocit tuhosti pocit těžkých končetin, křeče, zpomalení chůze, zvýšenou tvorbu slin, slz a potu.

Typické signály, kterých si pacienti již spolehlivě povšimnou, obvykle souvisí až s motorickou činností. Příznaky jim totiž začínají ztěžovat každodenní činnosti, které jim do té doby nedělaly žádný problém. Často se jedná například o odemykání dveří či přecházení ulice. Mezi typické poruchy motoriky patří charakteristický třes, kterým se zabývá další kapitola, svalová ztuhlost, zpomalenost a poruchy rovnováhy.

Svalová ztuhlost se obvykle stejně jako třes vyskytuje v pozdějším stádiu, ztuhlost krku a ramen se však může objevit již na počátku nemoci. Většinou nejprve postihuje polovinu těla a postupně se rozšiřuje. Ztuhlost nemocní obvykle cítí při vstávání ze židle nebo během přetáčení v posteli.

Zpomalenost zasahuje nemocnému do běžných denních činností, které mu trvají o poznání déle než zdravému jedinci. Typicky se zpomalenost týká psaní, zapínání knoflíků či chůze. Může přijít znenadání, kdy jdoucí pacient zničehonic zpomalí či úplně zastaví. Tento příznak může vyústit až ke změně řeči, polykání či snížené četnosti mrkání.

Parkinsonova choroba ovlivňuje i vzpřímené držení těla, často tedy dochází k pádům, neméně obvyklá je také šouravá chůze. Často také dochází k zamrznutí či váhání před prvním krokem. V tomto případě pacient podupává na místě a nedaří se mu vykročit.

Mezi další poruchy související s pohybem při Parkinsonově chorobě patří i potíže při polykání, kdy pacient má narušenou koordinaci svalů jazyka a hrtanu. Tento stav může ohrozit život, proto je důležité, aby nemocný vyhledal pomoc lékaře. Také problémy s vyjadřováním a řečí jsou důsledkem ztuhlosti svalů hrtanu, dýchacích svalů a svalů obličeje. Pacient má často problém vyslovit větu. Zhruba 75 % nemocných trpí i poruchami spánku. Ti se v noci často budí a nemohou znovu usnout. Nemocní mají též problémy s písmem, jeho velikost se postupem času zmenšuje a zhušťuje. Rukopis se stává velmi nečitelný.

V průběhu nemoci se vyskytují i poruchy související s užíváním léků, tzv. stavy ON-OFF. Jedná se o nečekané stavy hybnosti a ztuhlosti, které se mění důsledkem dlouhodobého užívání léků. Pacienti v pozdějších stádiích si nejsou jistí, zda budou za pár minut schopní pohybu. Stejně jako stavy hybnosti a nehybnosti bývají důsledkem užívání léků i mimovolné pohyby. Dostavují se obvykle v rozmezí 5 až 10 let od zahájení medikace, která je i přes vedlejší účinky velmi potřebná. Nemocný samovolné pohyby není schopný nijak regulovat. [15][16][20]

### **2.1.2 Průběh nemoci**

Samotný průběh choroby je u každého pacienta individuální. Onemocnění má progradující tendenci, to znamená, že se zhoršuje s časem. Pacient tak prochází celkem čtyřmi vývojovými fázemi. Jejich délka a projevy se u každého jedince liší.

První fáze je často označována jako fáze adaptační. Jedná se tedy o první roky s nemocí, které jsou pro pacienta těžké hlavně po psychické stránce. V této fázi si nemocný uvědomuje, že je více unavený, klesá jeho pracovní výkon a je náchylnější k nemocem. Z těch se následně dostává nepřírozeně dlouho. Pacient také může pociťovat bolest v ramenu či v ruce. Občas se objevují i první známky nemotornosti – pacientovy nejdou zapnout knoflíky, má potíže s psaním.

Ve druhé fázi se díky léčbě život pacientovi vrací k normálu. Nemocný nemusí omezovat osobní ani pracovní život. V této fázi vyrovnanosti se s nemocí svěřuje rodině a přátelům.

Ve třetí fázi dochází ke zvratu. Léky už neúčinkují tak spolehlivě jako ve druhé fázi. U nemocného se střídají stavy hybnosti, které komplikují běžný život. Nemoc začíná mít navrch.

Čtvrtá fáze představuje poslední stádium nemoci. Onemocnění pacienta už značně omezuje v každodenních činnostech. Jeho závislost na okolí roste.[15][16]

### 2.1.3 Diagnóza

Zvláště u mladších lidí nebývá lehké její diagnózu určit. Příznaky nemoci jsou totiž typické i pro jiná onemocnění, Parkinsonova choroba tak může být diagnostikována až po vyloučení jiných příčin obtíží.

V této době neexistují žádné krevní nebo laboratorní testy, které by byly schopné pomoci s diagnózou Parkinsonovy choroby. Z toho důvodu je její diagnóza založená hlavně na analýze zdravotních záznamů pacienta a jeho neurologických vyšetřeních. To bývá ve většině případů složité. Proto lékaři mohou pomoci skeny mozku nebo laboratorní testy, které vyloučí ostatní choroby.[22]

Diagnóza je výhradně klinická, opírá se o typický nález (jako je např. svalová ztuhlost, klidový třes 4-6 Hz atd), absenci varovných klinických známek (jako jsou např. opakované úrazy hlavy, prodělaná encefalitida, léčba neuroleptiky v anamnéze, časná těžká demence, tumor mozku nebo hydrocefalus na CT), odezva na dopaminergní terapii a teprve potom eventuálně na výsledky pomocných vyšetření.

Typickými (ale ne nezbytně přítomnými) známkami pro stanovení diagnózy je jednostranný začátek příznaků a dlouho trvající stranová asymetrická porucha hybnosti a přítomnost klidového třesu. Významným kritériem je velmi dobrá odpověď na dopaminergní terapii.

Parkinsonský syndrom (také parkinsonismus nebo Parkinsonův syndrom) je soubor příznaků, které jsou stejné nebo podobné jako u Parkinsonovy choroby. Člověk s Parkinsonským syndromem nemusí mít nutně Parkinsonovu chorobu. Přibližně 15 % pacientů s tímto syndromem je má z důvodu užívání léků, vaskulárních problémů nebo jiných neurodegenerativních onemocnění. V počátečních fázích je pro lékaře obtížné rozpoznat, zdali se u pacienta projevila Parkinsonova nemoc nebo jen syndrom. [14][15][24]

### 2.1.4 Způsoby léčby

Parkinsonovu chorobu není možno vyléčit a v současné době není znám ani účinný postup k zpomalení progresu, můžeme však účinně tlumit symptomy a zlepšit tak kvalitu života. Terapeutické možnosti jsou farmakologické, rehabilitační a neurochirurgické.

Jelikož se jedná o nevléčitelné onemocnění, jeho léčba spočívá v celoživotním tlumení příznaků. K tomu slouží speciální léky zvané levodopa, která se skrze tenké střevo vstřebávají do krevního oběhu a odtud pokračují do mozku. Tam nahrazují funkci dopaminu, látky, která je potřebná k přenosu informací mezi nervovými buňkami. Kromě léků je vhodným doplňkem léčby také rehabilitace a pravidelný pohyb.[20]

## 2.2 Třes

Třes, neboli tremor, je mimovolní kontinuální rytmické kmitání svalů jedné nebo více částí těla okolo společné osy. Projevuje se v klidu, nebo při pohybu a postihuje různé části těla. Vyskytuje se většinou u starších dospělých, ale postižení mladších jedinců není výjimkou. Nejčastěji jsou třesem postiženy horní končetiny, ale i další části, jako jsou dolní končetiny, hlava, obličej, hlas a trup mohou být postiženy také.[3][11][17]

### 2.2.1 Příčiny třesu

Třes může být projevem neurologických chorob, může se objevit jako vedlejší účinek některých látek, ale jeho nejvíce běžná forma se objevuje hlavně u zdravých lidí. Z toho vyplývá, že třes nemusí vždy znamenat vážný stav, ale v některých případech může indikovat vážnou chorobu

Mezi neurologické choroby či stavy, které mohou produkovat třes, je možné zařadit např. roztroušenou sklerózu, náhlou mozkovou příhodu, traumatický úraz mozku a neurodegenerativní onemocnění, která poškozují části mozkového kmene nebo mozečku.

Třes může být způsoben i užíváním některých látek např. amfetaminů, kortikosteroidů, přípravků pro léčbu psychiatrických onemocnění a alkoholu.[3]

### 2.2.2 Druhy třesu

Třes lze velmi obecně rozdělit na dva základní typy, podle stavu, ve kterém se typicky objevují. Klidový třes nastává v případě, kdy jsou všechny svaly relaxovány, jako jsou položené či volně visící ruce podél těla ve stoje nebo při chůzi. Naopak třes, který se vyskytuje během pohybu postižené části těla, je nazýván třesem akčním.

Podle jeho výskytu, frekvence a doprovázejících znaků lze třes rozdělit na následující druhy:[3][5][25][26][27]

**Fyziologický třes** je nejčastější formou třesu s rozsahem frekvence 3-12 Hz, [5][26], který se vyskytuje u každého normálního jedince. Okem je vidět jen výjimečně a většinou se projevuje jako mírné třesení rukou. Nejedná se o žádné onemocnění a není generován mozkiem, ale mechanickými vlastnostmi těla spojenými s tělními rytmy, jako je tlukot srdce či normální svalové kontrakce. Za jeho vznikem a zesilováním mohou stát silné emoce (úzkost, strach), fyzické vyčerpání (hlad, prochlazení, svalové přetížení), stres, únava nebo například kofein. Pokud je fyziologický třes na takové úrovni, že je okem dobře viditelný, bývá příčinou buď reakce na určité léky a jiné látky (alkohol, těžké kovy atd.), nebo zdravotní stavy, jako jsou hypoglykémie či hypertyreóza.

**Základní (esenciální) třes** je nejběžnější formou abnormálního třesu s frekvencí v rozsahu 4 - 12 Hz. Frekvence nepřímo souvisí s věkem, u starších pacientů obvykle frekvence třesu je na spodní hranici. Primárně postihuje ruce, ale potenciálně také ovlivňuje krk, hlavu, trup a nohy. U většiny pacientů nejsou pozorovány doprovázející

neurodegenerativní příznaky, ale jak dokazují poslední studie, může být při vyšetření nalezeno méně nebo více odlišných znaků na různých částech mozečku, zejména u pacientů s dlouho přetrvávajícím třesem.

**Parkinsonický třes**, jak vypovídá z jeho názvu, je jedním z hlavních a často nejdříve nastupujících příznaků Parkinsonovy choroby. Nejčastěji při tomto onemocnění vidíme klidový třes s frekvencí v rozsahu 4-7 Hz, se střední amplitudou a asymetrickým nástupem (postihuje nejdříve jen jednu končetinu). Tato frekvence může často stoupat se stresem nebo emočním vypětím. Typicky se vyskytuje jako klidový třes, až u poloviny všech pacientů se ale může objevit i mírný akční třes. Vyznačuje se typickými oscilujícími krouživými pohyby rukou, vypadá jako „počítání mincí“. [26].

**Dystonický třes** se objevuje u jedinců každého věku, kteří jsou postiženi dystonií, nemocí, při níž mimovolní kontrakce svalů způsobují abnormální krouživé a opakující se pohyby a bolestivé pozice, jako např. mimovolní kroucení krkem (torticollis). Tento třes může ovlivňovat jakýkoli sval v těle a často se objevuje, je-li osoba v určité pozici nebo se pohybuje určitým směrem. Typicky se tedy jedná o specifický třes, který nastává při specifických aktivitách, v některých případech se objevuje také jako klidový třes rukou a může vést k mylné diagnóze brzké Parkinsonovy choroby. Jeho frekvence se pohybuje mezi 5-7 Hz. Vyskytuje se nepravidelně, často mizí při úplném klidu a jeho vážnost může být snížena dotykem postižené oblasti. Většinou bývá počátečním příznakem dystonie v konkrétní části těla.

**Cerebelární třes** je pomalý (jeho frekvence se pohybuje pod hranicí 4,5 Hz), velkoamplitudový třes končetin, ke kterému dochází ke konci účelových pohybů, jako je stisknutí tlačítka. Jedná se tedy o intenční třes, který je způsoben lézemi nebo jiným poškozením na mozečku, zapříčiněným mozkovou příhodou, tumorem, roztroušenou sklerózou nebo jinou dědičnou degenerativní chorobou. Může být také důsledkem chronického alkoholismu nebo nadměrného užívání některých léků. U klasického cerebelárního třesu, léze na jedné straně mozku produkuje třes na stejné straně těla, který se zhoršuje při přímém pohybu. Jeho jiná podoba je nazývána jako Holmesův třes, který je kombinací klidového, intenčního a posturálního třesu.

**Psychogenický třes** se může projevit jako třes klidový i kterýkoli z podtypů třesu akčního. Charakteristika tohoto třesu může být vždy odlišná, ale je pro něj typický náhlý nástup a následné rychlé odeznění. Často se vyskytuje při velkém stresu, jeho směr a oblast postižení se mění, stejně jako jeho frekvence. Trpí jím mnoho jedinců s různými druhy psychiatrických onemocnění a hlavně s disociativní poruchou, psychologickou chorobou, která má fyzické symptomy.

**Ortostatický třes** jsou svalové kontrakce v oblasti nohou a trupu objevující se ve vzpřímené poloze a způsobující nestabilitu stoje. Jeho vysoká frekvence, mezi 12 až 18 Hz, vede ke splynutí jednotlivých kontrakcí a je těžké ho okem rozeznat. Kontrakce mohou být slyšet stetoskopem při přiložení na stehenní sval.



Svůj typický druh třesu mají i onemocnění jako je roztroušená skleróza, neuropatie.

Pro správnou diagnostiku je tedy nezbytné lokalizovat třes, určit postiženou část těla, zjistit stranovou asymetrii, najít vyvolávající nebo zvýrazňující okolnosti a okolnosti výskytu třesu (v klidu, statické zátěži nebo při činnosti) nebo reakci stresu na odvedení pozornosti. V neposlední řadě je třeba zjistit frekvenci a amplitudu třesu. [5]

### 2.2.3 Způsoby měření třesu

Určení frekvence třesu je důležité při diagnóze nebo sledování vývoje některých neurologických chorob. Třes může být hodnocen objektivními fyziologickými metodami, subjektivními klinickými hodnotícími škálami, nebo jednoduchými testy, které posuzují vliv třesu na funkci horních končetin [5][28].

Klinická vyšetření zůstávají i přes své nedostatky, jako je např. subjektivní odhad, klíčová. Používá se vyšetření třesu aspekcí, standardizované klinické hodnotící škály, různé motorické testy, vyšetření kresbou spirály apod.

Fyziologické metody využívají k diagnostice či zhodnocení výsledků terapie přístroje např. EMG, akcelerometry, gyroskopy, tablety, videokamery nebo počítačové aplikace.[5]

Akcelerometry se používají pro měření třesu více než 50 let. Fungují na principu zaznamenání okamžitého zrychlení v čase. Data se získávají připevněním snímače na měřenou část těla. Jsou tvořena funkcí hodnota okamžitého zrychlení oproti času.

Gyroskop je zařízení využívané v navigaci. Přístroj obsahuje setrvačnick, který zachovává polohu osy své rotace v inerciálním prostoru. Přesnost gyroskopu závisí na stabilitě udržení jeho otáček.

Digitální tablety slouží na shromáždění dat pomocí různých úloh jako například kreslení nebo psaní. [18][19]

Tato práce je zaměřena na testování funkčnosti nové desktopové aplikace, která je schopna frekvenci třesu určit z videozáznamu, což je levnější metoda pro běžnou analýzu třesu než jiné fyziologické metody, a navíc během měření nemusí být použito žádné speciální zařízení. Způsoby a metody měření třesu z videa jsou podrobněji popsány dále.

## 2.3 CoM Algoritmus

Center of Motion algoritmus je jednou z metod měření třesu z videa (například u pacientů s Parkinsonovou chorobou). Je použit v aplikaci TremaAn3.

### 2.3.1 Základní princip CoM Algoritmu

CoM Algoritmus se skládá z následujících kroků:

1. Převedení framů do šedotónového spektra.
2. Spočítání diferencí mezi framy.
3. Normalizování diferencovaných framů (df) od 0 do 1.
4. Vypočítání center of motion (něco jako střed hmotnosti, ale s normalizovaným df) pro X a Y souřadnice.
5. Uložení center of motin pro každý frame.
6. Spočítání amplitudového spektra pomocí Fourierovy transformace pro X a Y souřadnice. (Fourierova transformace je transformace, která slouží k převedení signálu z časové oblasti do frekvenční).
7. Získání maxima z průměrného (X a Y) spektra. [30]

## 2.4 Obdobná řešení

Tato kapitola se věnuje rešerši obdobných řešení pro měření třesu z videa.

### 2.4.1 HTMA: Hand Tremor Measurement Application

Aplikace HTMA byla vytvořena Mauro Pichilianim v roce 2014 pro Intel RealSense App Challenge. Jejím cílem bylo shromáždit data o mikro-pohybech rukou a prstů, která by pomohla diagnostikovat Parkinsonovu chorobu.

HTMA používá pro sledování rukou Intel RealSense™ Developer Kit a Creative Cameru. Aplikace snímá 22 bodů na každé ruce a během 10sekundového záznamu pro každou ruku. Vypočítá X a Y mikrovariace prstů, zápěstí a dlaně.



Obrázek 1: Uživatelské rozhraní aplikace HTMA

Uživatelské rozhraní HTMA je velmi prosté, viz Obrázek 1. V dolní části jsou tlačítka pro spuštění a zastavení kamery, zahájení 10ti sekundového měření a pro ukončení aplikace. Nad tlačítka se ukazuje živé video z Infra Red kamery, které sleduje ruku, prsty, dlaň a zápěstí.

Napravo jsou spojitě grafy jednotlivých prstů, které ukazují variace X (modrá) a Y (červená) souřadnic v průběhu času. Nalevo se ukazují spojitě grafy zobrazující variaci zápěstí a dlaně spolu s celkovým měřením, které průměruje data ze všech mikrovariací. Po měření je možnost exportovat data do textového souboru.

HTMA poskytuje objektivní a přesná data, aniž by bylo třeba přítomnosti lékaře. Shromážděná data mohou pomoci vyhodnotit příznaky třesu rukou, sledovat progresi příznaků, a vyhodnotit účinnost léčby nebo terapie.

Nevýhodou aplikace však je, že není veřejně dostupná a k použití aplikace je zapotřebí zakoupit speciální kameru Intel RealSense™.[7]

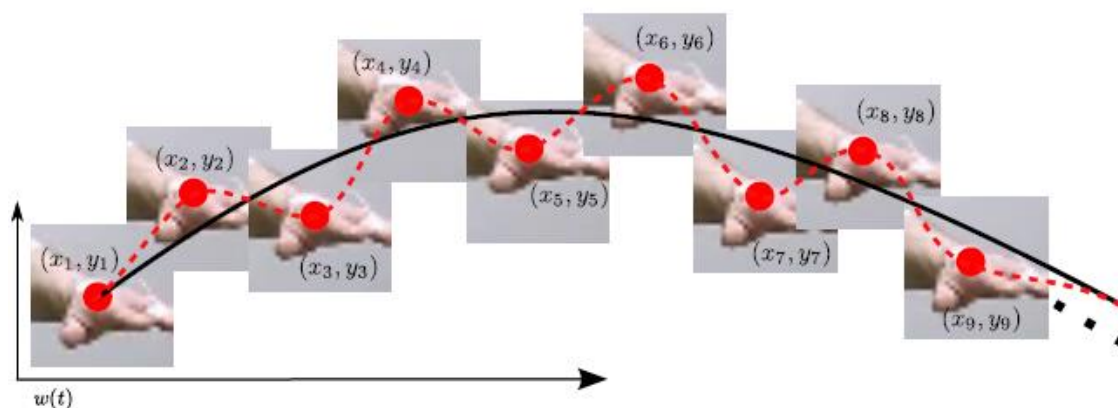
## 2.4.2 Hand-tremor frequency estimation in videos

Práce se věnuje problému odhadu třesu lidské ruky ze vstupních dat RGB videa. V práci jsou představeny dva přístupy pro odhad četnosti třesu:

- A) **Lagangiánský přístup**, kdy ve videu detekují ruku na každém snímku, a odhadnou frekvenci třesu podél trajektorie.
- B) **Eulerský přístup**, kde ruku nejdříve lokalizují, následně odstraní velký pohyb podél pohybové trajektorie ruky a použijí časový údaj z videa zakódovaný jako hodnoty intenzity nebo fázové informace pro odhad frekvence třesu.

Prvním krokem v obou přístupech je lokalizování ruky. Lokalizují polohu ruky pomocí souřadnic  $(x_i, y_i)$  na každém snímku. K detekci se používá kratších časových úseků  $w(t)$ .

### Lagangiánský přístup



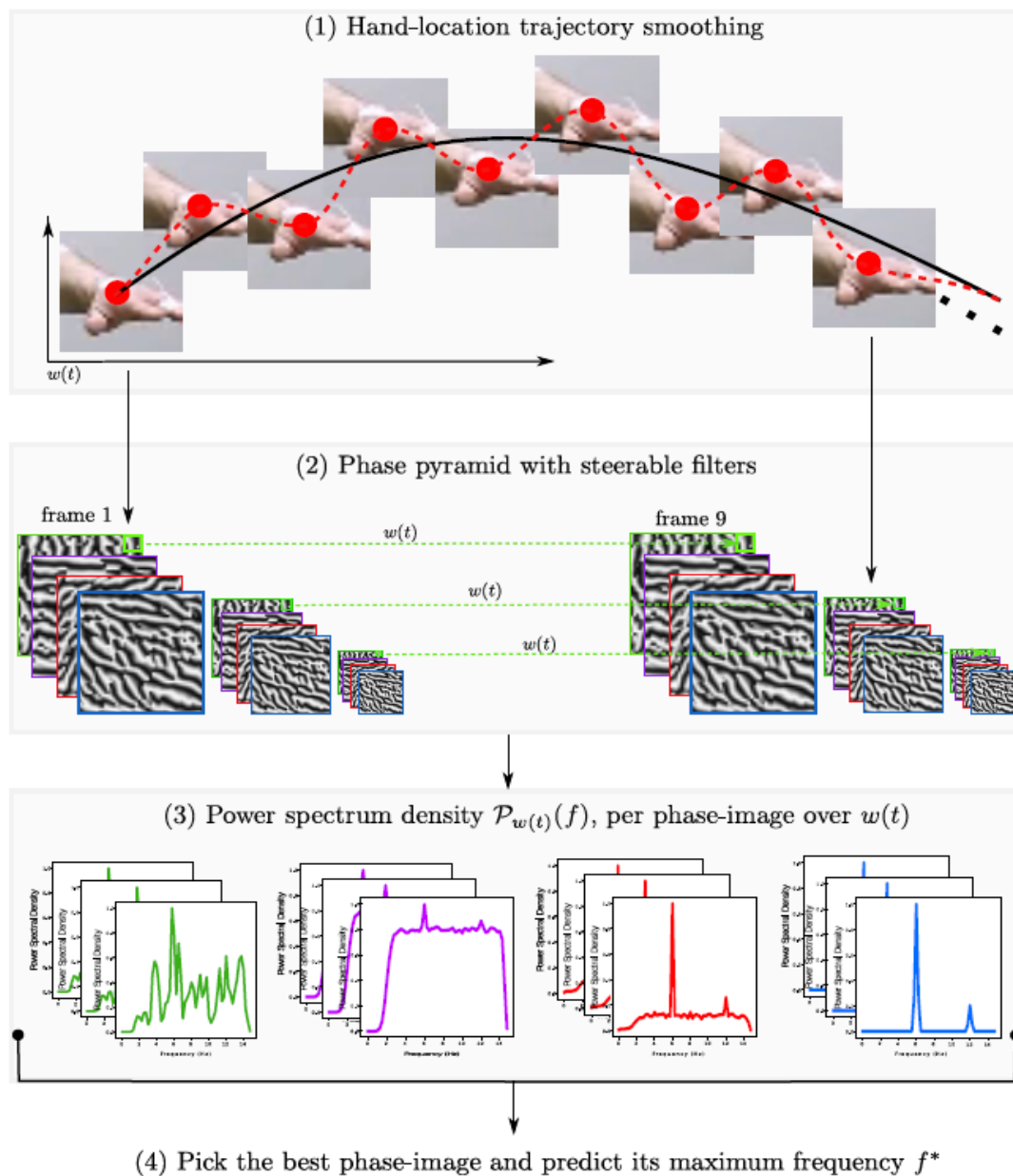
Obrázek 2 Lagangiánský přístup

Lagrangian Hand-tremor odhad je založen na frekvenčním odhadu  $(x, y)$  souřadnic. Pohyb ruky je typicky charakterizován kombinací dvou pohybů: velký pohyb vyjadřující trajektorii ruky znázorněného spojitou černou čarou, a malého pohybu odpovídajícího chvění, znázorněného na obrázku tečkovanou červenou čarou. Nejprve vyhledá trajektorii ruky, pro získání velkého pohybu. Následně odečtou tuto hladkou trajektorii z původních poloh ruky, aby si zachovali pouze X a Y souřadnice malého pohybu, odpovídajícího chvění. Potom použijí lokální Fourierovu transformaci přes získaná korigovaná místa. To poskytne funkci PSD (Power Spectrum Density). Používají maximální frekvenci jako

odhadovanou frekvenci třesu ruky. Tento způsob je obdobný jako u CoM Algoritmu. Postup je viditelný na obrázku 2.

### Eulerský přístup

Eulerský odhad třesu rukou je založen na frekvenčním odhadu z obrazu. Tvrdí, že odpovědi fáze (vlny) v čase obsahují popisné informace týkající se přítomného pohybu na obrazu.



Obrázek 3 Eulerský přístup

1. Krok detekuje pohyb ruky stejně jako v Lagangianského přístupu.

2. V druhém kroku se oříznou okna kolem vyhlazených lokací rukou. Každý takový oříznutý obrázek je transformován do fázové pyramidy se třemi stupnicemi pomocí steerbale filtru.
3. Pro každý pixel v každém fázovém obrazu nad dočasným oknem  $w(t)$  odhadují PSD (Power Spectrum Density). Shromažďují tyto pixely do jednoho fázového obrazu, aby získali jeden PSD graf na jeden fázový obraz.
4. Nakonec vyberou nejvíce informativní fázový obraz PSD a použijí jej k odhadu frekvence třesu.

Znázorněno na obrázku 3.

Tato práce však popisuje pouze teoretické možnosti měření třesu z videa, ale neposkytuje odkaz na žádnou volně šiřitelnou aplikaci k využití.[6]

## 2.5 Aplikace TremAn

Aplikace TremAn měří frekvenci třesu (např. Parkinsonovského třesu) z videa.

Tato aplikace poskytuje levnější alternativu pro běžné metody analýzy třesu a během měření nemusí být použito žádné speciální zařízení.

### 2.5.1 TremAn1

První verze aplikace TremAn byla vytvořena Ing. Zdeňkou Uhríkovou na FEL ČVUT v roce 2009. K vytvoření této aplikace byl použit programovací jazyk C++.

Aplikace byla vytvořena v roce 2009 a zatím funguje i na současných verzích Windows, ale v brzké době, vzhledem ke zkracujícím se intervalům vydávání nových verzí tohoto operačního systému, by tomu už tak být nemuselo. Na současných verzích (Windows 10 a Windows 8) nefungují kodeky, které jsou s aplikací dodány. Je nutné hledat alternativní a ani to není zárukou její správné funkčnosti.

Aplikace je schopna pracovat s formáty .avi a .mpg, ale bohužel s těmi dnes nejpoužívanějšími, jako jsou .wmv nebo .mp4, pracovat neumožňuje. Měření frekvence je prováděno v reálném čase při přehrávání videozáznamu. Tento přístup uživateli dává dobrý přehled o průběhu měření, ale neumožňuje, v některých případech potřebnou přípravu videozáznamu a přeskokování v něm bez zkreslení výsledků.

Měření je možné spustit tlačítkem Play, které je umístěné netradičně v horní části okna aplikace. Parametry měření nelze nastavovat. Prostředí aplikace je jednoduché a přehledné. Dává uživateli možnost definovat si vlastní klávesové zkratky pro úkony jako je např. zpomalení přehrávání videa. Překážkou pro uživatele mohou však být grafy a výběr oblasti zájmu.

Grafy jsou vykreslované přímo do videozáznamu, tím mohou zakrývat jeho potřebné části (viz Obrázek 2). V tomto případě je třeba upravovat parametry každého grafu jednotlivě (jeho pozice pomocí rozbalovacího seznamu Graph location, výšku a šířku textovými poli Height a Width) a to může být zdlouhavý a nepohodlný proces.

Oblast zájmu je možné přesouvat pouze kliknutím levým tlačítkem do videozáznamu a její šířku nebo výšku lze měnit jen pomocí textových polí Area width a Area height. Díky tomu není často jednoduché označit oblast, kterou opravdu chceme. Pozici oblasti nelze ukládat a nejde ji tedy automaticky měnit, je-li třeba.

Výhodou aplikace je schopnost exportovat videozáznam s grafy a obrázek s výslednými grafy a hodnotami. Export do textového souboru je možný také, ale obsahuje pouze průměrnou hodnotu frekvence a rozsah, ve kterém se hodnoty pohybují, takový výstup není příliš použitelný k případné další analýze. [1][3]

## 2.5.2 TremAn2

Druhá verze aplikace TremAn2 byla vytvořena v roce 2016 studentem FBMI ČVUT Ondřejem Bímou v jazyce C# jako jeho bakalářská práce.

TremAn 2 je aplikace pro měření frekvence třesu z videozáznamu, která dává uživateli možnost nahrát videozáznam a připravit ho pro analýzu jeho ořezáním a posouváním. Umožňuje označit oblast zájmu, jejíž pozice je možné měnit. Tyto pozice jsou ukládány a mohou být načteny pro konkrétní videozáznam.

Aplikace měří frekvenci třesu, přičemž výpočet frekvence není ovlivněn měnící se pozicí oblasti zájmu.

TremAn2 reprezentuje výsledky pomocí grafů a umožňuje jejich export.

Aplikace má jednoduché uživatelsky přívětivé grafické rozhraní pro snadnou práci a orientaci.

Jak už je zmíněno tato desktopová aplikace je napsána v jazyce C# a běží na platformě .NET. Využívá technologie WPF, které jí umožňují fungovat na současných i starších verzích operačního systému Windows. Nevýhodou aplikace je však její nepřenositelnost na jiné platformy.

Díky implementaci architektonického návrhového vzoru MVVM je aplikace modulární, tím je zdrojový kód aplikace přehlednější a usnadňuje její další úpravy.

Tato aplikace byla vytvořena pro ICM institut v Paříži, kde by měla pomáhat při měření třesu u opic postižených Parkinsonovou chorobou. [3]

## 2.5.3 TremAn3

TremAn3 vznikla, aby bylo možno se oprostít od uživatelsky nepřívětivého rozhraní a aby aplikace byla přenositelná i na jiné platformy. Vyvíjela se jako 2 projekty, TremAn3 a TremAn3.core. Oba jsou napsány v programovacím jazyce C#. TremAn3.core obsahuje COM algoritmus a má schopnost snadné přenositelnosti i na jiné projekty/platformy. Pro TremAn3, což je uživatelské rozhraní aplikace, byla použita technologie UWP (universal windows platform).

Projekt vznikl na FBMI ČVUT v roce 2019 pod vedením Ing. Jana Tesaře, který nabídl autorovi této práce a jeho spolužákovi J. Ihoovi spolupráci v rámci semestrálního projektu. Autor této práce se konkrétně podílel na vytváření uživatelského rozhraní.



## 2.5.4 Funkcionality aplikace

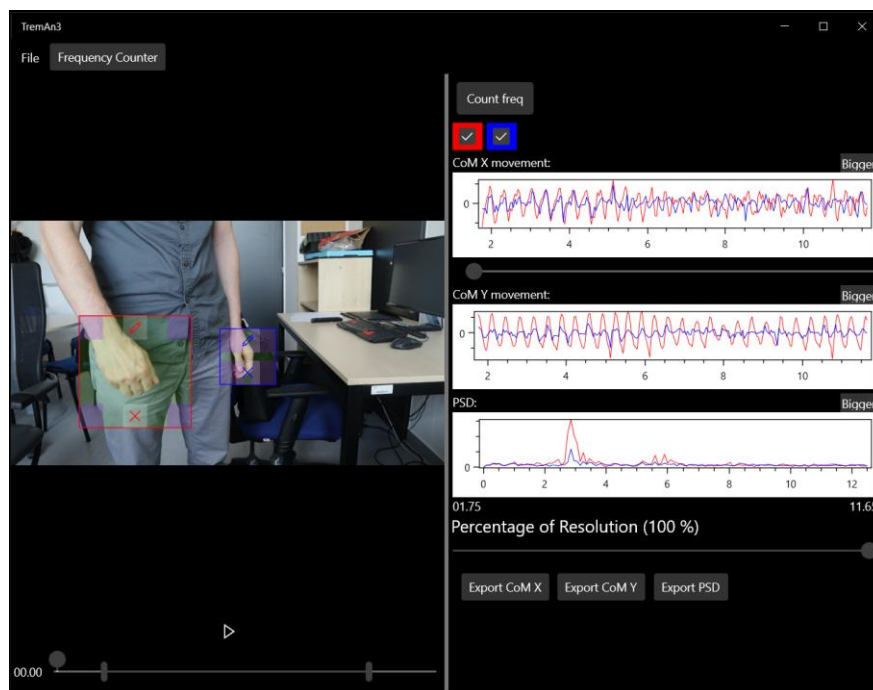
- Otevírání a přehrávání videa
- Měření frekvence třesu z videa za použití CoM algoritmu
- Výběr ROI (region of interest – oblast zájmu)
- Výběr vícero ROI pro měření různých částí videa (např. levá a pravá ruka)
- Upřesnění velikosti a polohy ROI
- Nastavení časového rozsahu pro výpočet
- Nastavení procenta rozlišení pro rychlejší výpočet
- Zobrazení grafu s PSD (výkonová spektrální hustota)
- Zobrazení grafu s hodnotami CoM
- Export výsledných hodnot do formátu CSV [31]

## 2.5.5 Průběh měření v aplikaci

1. Uživatel nahraje video s třesoucím se subjektem
2. Zvolí jednu či více oblastí zájmu (ROI) včetně upřesnění jejich velikosti a polohy
3. V sekci Frequency Counter může nastavit možnost Percentage of Resolution pro rychlost výpočtu
4. V sekci Frequency Counter zmáčkne „Count freq“ tlačítko pro výpočet
5. Jsou zobrazeny výsledky v okénkách pro CoM grafy a PSD graf
6. Může proběhnout exportování výsledků do CSV souboru

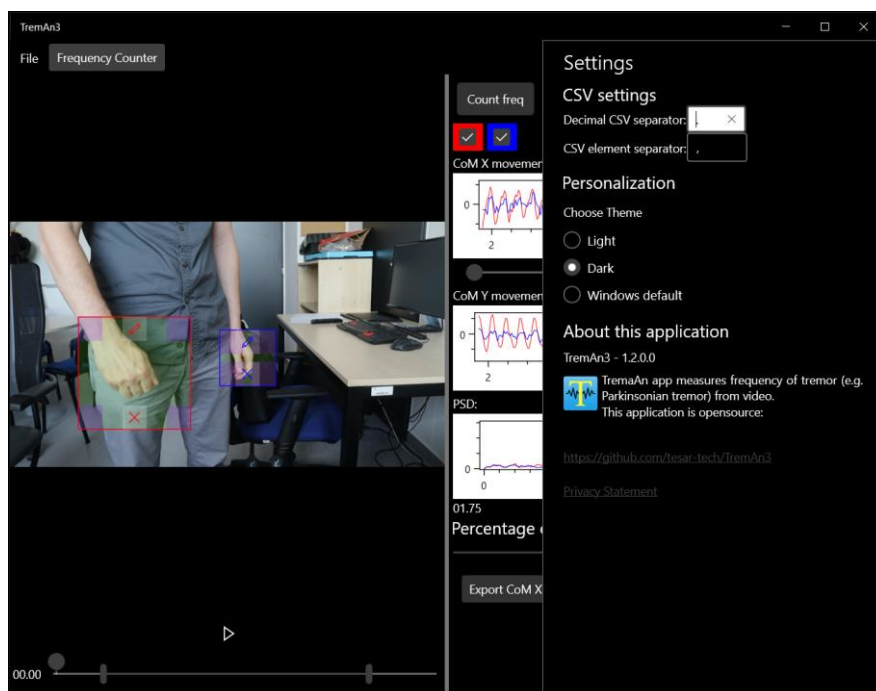
## 2.5.6 Uživatelské rozhraní aplikace

Uživatelské rozhraní aplikace je velice jednoduché a intuitivní. Po spuštění se ukáže okno, které nabídne uživateli možnost buď otevřít videosoubor nebo možnost stáhnout zkušební video. Také umožňuje uživateli přejít na úložiště github. Po nahrání videa se uživatel může pomocí tlačítka „Frequency Counter“ přesunout do sekce pro výpočet. Nejprve si zvolí jeden či více ROI (oblastí zájmu). Následně může upřesnit jejich velikost či polohu. Uživatel si také nemusí vybrat pro výpočet celý záznam, ale pouze jeho část. To lze upravit na samotné liště pro přehrávání dvěma posuvnými slidery. Uživatel může také snížit procento rozlišení pro rychlejší výpočet. Když má vše připravené, tak může spustit výpočet pomocí tlačítka „Count freq“. Poté se mu objeví lišta informující procentuálně o stavu výpočtu. Nakonec se zobrazí výsledky jako grafy v jednotlivých oknech pro CoM křivky a finální PSD křivku. Každý z těchto grafů si může uživatel exportovat ve formátu CSV. Viz. obrázek 4.



Obrázek 4 TremAn3 Counter freq sekce

V části Settings, do které se uživatel dostane přes hlavní menu, si může zvolit způsob separování desetinných míst a jednotlivých sloupců v generovaném CSV souboru. Dále je zde sekce s možnostmi úprav vzhledu aplikace, odkaz na úložiště git a prohlášení o ochraně osobních údajů. Viz. obrázek 5.



Obrázek 5 TremAn3 Nastavení

V základním menu je také možnost zobrazit si detailní informace o zvoleném videu, jako je název videa, jeho délka, rozlišení, cesta uložení, velikost a snímkovací frekvence.

### 3 Cíle práce

Cílem této bakalářské práce je popsat, otestovat a zhodnotit funkčnost Center of Motion (CoM) algoritmu pro měření třesu (například u parkinsonických pacientů), který je implementován v aplikaci TremAn3.

Konkrétně je třeba vytvořit skript v Matlabu, generující testovací data ve formě videí simulujících třes. Skript by mělo být možné spouštět s různě nastavitelnými parametry (snímkovací frekvence, frekvence pohybu, amplituda pohybu, oblast pohybu, parametry šumu).

Na závěr práce je třeba ověřit funkčnost CoM algoritmu na vygenerovaných videích a porovnat TremAn3 s předchozí verzí a s měřením na akcelerometru.

## 4 Návrh software - skriptu pro generování testovacích videí

### 4.1 Analýza požadavků

Tato část je věnována požadavkům kladených na funkce skriptu, stanovených v zadání práce.

#### 4.1.1 Funkční požadavky

##### **Simulace třesu**

Objekt se bude třást podle navolených parametrů. Skript musí vytvořit takový videozáznam s objektem simulujícím třes, aby po nahrání vytvořeného videozáznamu do aplikace TremAn3 byla tato aplikace schopna z něj vypočítat pomocí CoM algoritmu hodnoty na ose X nebo ose Y odpovídající funkci sinus.

##### **Snímkovací frekvence**

Ve skriptu musí být možnost nastavit počet snímků zobrazujících se za sekundu (fps), a to i v kombinaci s jakýmkoliv ostatními parametry.

##### **Délka videa**

Uživatel bude moci zvolit celkovou délku videa. Délka videa se bude zadávat v sekundách.

##### **Frekvence pohybu**

Frekvence se bude zadávat v hertzech a objekt bude kmitat o zvolené frekvenci.

##### **Amplituda pohybu**

Bude se také moci nastavit určitá amplituda třesoucího se pohybu.

##### **Oblast pohybu**

Na začátku bude možnost zvolit oblast pohybu, tedy bude možné nastavit počáteční polohu objektu, kde začne kmitat.

##### **Parametry šumu**

Dále bude možné do videa zanést určitý šum. Každý snímek tedy bude zašuměn určitým typem šumu podle zvolených parametrů.

##### **Přehrávání videozáznamu**

Skript musí umožnit po vygenerování videozáznamu jeho přehrání.

##### **Vytvoření videozáznamu**

Skript musí být schopný vytvořený záznam uložit do běžně užívaného video formátu (.avi, .mp4, .wmv).

## 4.2 Případy užití

Pro vytvoření skriptu je důležité vytvořit seznam případů užití, který pokryje funkční požadavky definované v předchozí kapitole. Tento popis chování aplikace z pohledu uživatele je důležité vytvořit před realizováním samotného skriptu, aby se před vývojem správně stanovily všechny funkce softwaru, které je nutné implementovat. Pro tyto účely dobře posloužil UML diagram (obrázek 6), který popisuje možnosti použití skriptu.



Obrázek 6 Diagram případů užití

Následující tabulka popisuje pokrytí funkčních požadavků use-case diagramem (obrázek 7).

Požadavky	Případy užití											
	UC1	UC2	UC3	UC4	UC5	UC6	UC7	UC8	UC9	UC10	UC11	UC10
<b>Simulace třesu</b>										X		
<b>Snímkovací frekvence</b>				X								
<b>Délka videa</b>					X							
<b>Frekvence pohybu</b>						X						
<b>Amplituda pohybu</b>							X					
<b>Oblast pohybu</b>			X									
<b>Parametry šumu</b>									X			
<b>Přehrávání videozáznamu</b>											X	
<b>Vytvoření videozáznamu</b>												X

Obrázek 7 Tabulka případů užití

## 4.3 Návrh a specifikace

V této části je detailněji popsán návrh a funkčnost skriptu, rozvádí funkční požadavky do funkčních specifikací. Také je tato část práce věnována technickým specifikacím a využitým technologiím.

### 4.3.1 Funkční specifikace

Funkční požadavky na skript podrobněji rozvádí následující konkrétní funkční specifikace.

Nejdříve uživatel zadá požadované parametry na skript, tedy snímkovací frekvenci, délku videa, oblast pohybu, amplitudu pohybu atd. Poté se definuje funkce sinus podle zadaných parametrů. Dále si uživatel zvolí průběh třesu objektu na ose X nebo Y. Pak proběhne výpočet, kde se objekt na každém snímku posune o definovanou hodnotu funkce sinus na plátně. Výsledkem by tedy měl být kmitavý pohyb objektu odpovídající funkci sinus, simulující třes například ruky. Nakonec si uživatel zvolí, zdali chce videozáznam přehrát, například pro kontrolu videa, nebo exportovat samotný záznam a vytvořit video v odpovídajícím formátu. Jméno videa bude možné upravit nebo ho skript doplní sám podle zadaných parametrů. Doplněné jméno bude obsahovat snímkovací frekvenci, hodnotu frekvence v hertzech a osu, na které objekt kmitá.

### 4.3.2 Technické specifikace

Skript bude rozdělen do jednotlivých sekcí, které se budou spouštět postupně. První část bude modifikovatelná uživatelem a bude sloužit k zadávání parametrů. V druhé sekci se bude definovat funkce sinus, vygeneruje se funkce s odpovídající amplitudou, frekvencí a každý bod sinu bude odpovídat jednomu snímku videa. Dohromady bude tedy počet snímků odpovídat předem uživatelem nastavené délce videa. Ve třetí části si uživatel zvolí, zda bude chtít, aby se třesoucí objekt pohyboval na ose X nebo ose Y. V této sekci se vygenerují samotné framy o zvoleném rozlišení. Na každém framu se objekt posune o hodnotu funkce. V této sekci se také bude obraz zanášet šumem, bude-li to uživatel chtít. V další sekci si bude moci uživatel takto vygenerovaný záznam pro kontrolu přehrát. V poslední sekci bude probíhat samotné vytvoření videozáznamu, kde se vytvoří soubor v daném formátu a vygenerované framy se do něj zapíší. Při zadání špatných parametrů, například když by amplituda pohybu byla větší než samotné rozlišení, se ukáže varování a nastaví se parametry do defaultních hodnot, u každého parametru bude v závorce uvedena základní hodnota, na kterou se v případě chyby parametr nastaví.

### 4.3.3 Použité technologie

Pro vytvoření skriptu bude použit program MATLAB R2019b, konkrétně licence Campus Wide Matlab, kterou zajišťuje ČVUT pro své studenty i zaměstnance. Nebylo užito žádných rozšíření ani externích knihoven.

MATLAB je interaktivní programové prostředí a skriptovací programovací jazyk. Program MATLAB je vyvíjen společností MathWorks. Název MATLAB vznikl zkrácením slov MATrix LABoratory (volně přeloženo „maticová laboratoř“), což odpovídá skutečnosti, že klíčovou datovou strukturou při výpočtech v MATLABu jsou matice. I s obrazem je v MATLABu nakládáno jako s maticemi. Vlastní programovací jazyk vychází z jazyka Fortran a v současnosti ho využívají miliony inženýrů a vědců po celém světě.

MATLAB umožňuje počítání s maticemi, vykreslování 2D i 3D grafů funkcí, počítačovou simulaci, analýzu a prezentaci dat i vytváření aplikací včetně uživatelského rozhraní. Původně byl určen pro matematické účely, ale časem byl upraven, byly přidány nové funkce a rozšíření, rozrostl se různými směry a dnes je využitelný v široké paletě aplikací. MATLAB je nástroj a prostředí určené pro vědecké a technické výpočty, analýzu dat, vizualizaci a vývoj algoritmů, aplikovanou matematiku, strojové učení, zpracování obrazu a počítačové vidění, zpracování signálu, finanční analýzu a modelování, navrhování řídicích systémů, robotiku a mnoha dalších. [12][29]

## 5 Implementace

Tato kapitola je věnována implementaci a interpretaci jednotlivých částí kódu. Je zde také čtenáři přiblížena samotná struktura skriptu a vysvětleny jednotlivé sekce.

První sekce s názvem „Video definition“ je modifikovatelná uživatelem. Slouží k zadání a nastavení parametrů, podle kterých se později vygeneruje samotné video. Za znakem procenta, který v Matlabu slouží pro komentář, je uveden název parametru, který odpovídá určité proměnné. Některé parametry mají v závorce uvedenou základní hodnotu, kterou se uživatel může inspirovat u nastavování parametrů. Při špatném nastavení parametrů se objeví varování a automaticky se nastaví tyto základní hodnoty.

```
% Video definition
M=500; N=500; %matrix dimensions
m = 100; n = 100; %center of square (default values = m =
M/2, n = N/2)
a=50; %object dimension
fps = 60; %fps
d = 2; %duration of video (in seconds)
f = 5; % frequency (in Hz)
amp = M/4; %amplitude (default value = axis/4)
noise = 0.001; %noise (0 = no noise, default noise =
0.001)
noise_type = 'salt & pepper'; % ('salt & pepper' or
'gaussian')
name="Video_"+fps+"fps_"+f+"Hz_";
```

Kód 5.1: Zadání parametrů.



V další sekci s názvem „Sinus definition“ se vytvoří funkce sinus, kde každý jeden bod funkce musí odpovídat jednomu framu, což zajistí výpočet vzorkování signálu  $ff$  a následně výpočet odpovídajícího času  $t$ . Nakonec se signál vynásobí dříve zvolenou amplitudou.

```
%% sinus definition
ff= f/(fps/(2*pi));
t = 0:ff:fps*ff*d;
sinus = sin(t);
sinus = sinus*amp;
```

#### Kód 5.2: Vygenerování funkce sinus

Následující sekce se rozděluje na více částí podle osy pohybu objektu, a tvar objektu z nichž si uživatel zvolí pouze jednu, Výpočet probíhá velice obdobně, proto je popsána pouze část generující třes na ose Y se čtvercovým objektem. Každý snímek se vloží do jednorozměrného pole *Array*, je vytvořen jako tří rozměrné pole o velikostech  $M$ ,  $N$  (které odpovídají rozlišení videa) a 3(reprezentující RGB spektrum). V Matlabu jsou všechny barevné obrazy reprezentovány jako trojrozměrné matice, kdy jedna hodnota odpovídá jednomu pixelu. Vídea jsou sice pouze černobílá, ale kvůli pozdějšímu převodu na framy, musejí být reprezentována jako barevný obraz. Poté je do obrazu zanesen šum pomocí funkce *imnoise*. Následně je vytvořen objekt o rozměrech  $a$  na souřadnicích  $m$  a  $n$ , od kterých se odečte daná hodnota sinus. Tento proces se opakuje pro všechny hodnoty funkce sinus. Výsledkem je tedy pole naplněné jednotlivými framy, na kterých se objekt pohybuje o danou hodnotu funkce sinus.

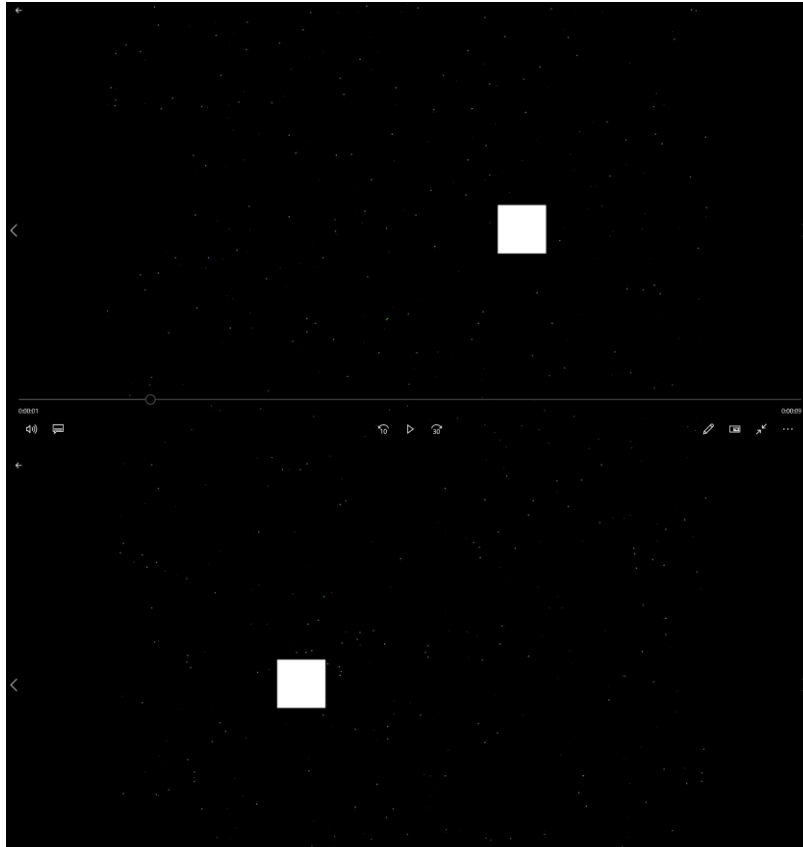
```
Array{i} = zeros(M, N, 3);
Array{i} = imnoise(Array{i},noise_type,noise);
Array{i}((m-a/2)-sinus(i):(m+a/2)-sinus(i),(n-a/2):(n+a/2), :) = 1;
```

#### Kód 5.3 Vytvoření jednotlivých framů

V této sekci s názvem Video creation se už pouze vytvoří video soubor s odpovídajícím jménem, které se vytváří v průběhu skriptu, zvolí se daná snímkovací frekvence. A všechny matice z pole *Array*, se převedou na framey a vepíší se do souboru. Ukázka videa je viditelná na obrázku 8.

```
%% Video creation
video = VideoWriter(name);
video.FrameRate = fps;
open(video);
for i=1:length(Array)
    Frame = im2frame(Array{i});
    writeVideo(video,Frame); %write the image to file
end
close(video);
```

Kód 5.4 Vepsání framů do videosouboru



Obrázek 8 Ukázka testovacího videa

## 6 Testování

Tato kapitola je věnována testování funkčnosti Center of Motion algoritmu, implementovaném v aplikaci TremAn3. V práci Zdenky Uhríkové, *Validation of a new tool for automatic assessment of tremor frequency from video recordings*, je popsána validace její aplikace z dat získaných od 26 pacientů a 5 zdravých jedinců, vzniklo tedy celkem 240 videozáznamů.[2] Nyní díky vytvořenému skriptu na generování videí se tento proces značně zjednodušil. Testování proběhlo na videích vygenerovaných skriptem, i na reálných videích s přiloženými naměřenými hodnotami z akcelerometru. Reálná videa byla testována jak v TremAn3, tak i v předchozí verzi TremAn a oboje výsledky byly porovnány s údaji z akcelerometru.

### 6.1 Návrh testování

Tato podkapitola popisuje návrh testování. Jak už bylo výše nastíněno, testování proběhlo na reálných i vygenerovaných datech.

Testování skriptem generovanými videi má výhodu, že se požadovaná frekvence zvolí při tvorbě videa a ta by se pak měla projevit po výpočtu v samotné aplikaci, a tak otestovat správnost výpočtu. Po konzultaci s vedoucím autor navrhl následující způsob testování:

- Testování bude probíhat na videích s rozlišením 640x480, je to běžně používané rozlišení videí.
- Délka videa bude 10 sekund, tato délka odpovídá průměrné délce standardního záznamu pacienta.
- Pro hodnoty frekvence byly zvoleny hodnoty 0,5 Hz, 5 Hz, 10 Hz a 14 Hz. Simulující hodnoty od třesu o minimální frekvenci až po třes s relativně velkou frekvencí.
- Pro každou variantu bude existovat video s třesem na ose X i ose Y, aby se otestovala schopnost rozlišit výpočet pro obě osy a správné vyhodnocení výsledku na PSD grafu.
- Pro každou možnost bude taky existovat video o snímkovací frekvenci 30fps a 60fps, aby se otestovalo že různá snímkovací frekvence nemá vliv na výpočet.

Výsledkem bude tedy 48 testovacích videí, které by měla být schopná otestovat a zhodnotit funkčnost CoM algoritmu obsaženém v aplikaci TremAn3.

Pro reálná data byly zvoleny dva datasey, dataset s názvem MV, který simuluje třes ruky, a dataset s názvem SRest, na kterém jsou pacienti, kterým se snímá třes hlavy. Oba datasey obsahují hodnoty z akcelerometru. Pro testování byly zvoleny stejné ROI u obou

aplikací, spočítány frekvence pro všechny videa v aplikaci TremAn3 i TremAn a porovnány s daty z akcelerometru.

## 6.2 Videá generovaná pomocí Matlab skriptu

Níže jsou reprezentovány výsledky testování CoM algoritmu, 48 skriptem vygenerovanými videi. Výsledky jsou popsány v jednotlivých tabulkách rozdělených podle velikosti kmitajícího objektu. Obsahují sloupce s frekvencí zadanou ve skriptu, osu pohybu, snímkovací frekvenci a výslednou frekvenci vypočítanou CoM. Velikost je udávána v pixelech, frekvence pohybu v hertzech a snímkovací frekvence v fps.

100px			
Frekvence ve skriptu [Hz]	Osa pohybu	Snímkovací frekvence [fps]	Výsledná frekvence [Hz]
0,5	x	30	0,5
0,5	y	30	0,5
0,5	x	60	0,5
0,5	y	60	0,5
5	x	30	5,03
5	y	30	5,03
5	x	60	5,02
5	y	60	5,02
10	x	30	10,06
10	y	30	10,06
10	x	60	10,03
10	y	60	10,03
14	x	30	14,09
14	y	30	14,09
14	x	60	14,05
14	y	60	14,05

Tabulka 6.1: Výsledky pro objekt o velikosti 100px.

50px			
Frekvence ve skriptu [Hz]	Osa pohybu	Snímkovací frekvence [fps]	Výsledná frekvence [Hz]
0,5	x	30	0,5
0,5	y	30	0,5
0,5	x	60	0,5
0,5	y	60	0,5
5	x	30	5,03
5	y	30	5,03
5	x	60	5,02
5	y	60	5,02
10	x	30	10,07
10	y	30	10,07
10	x	60	10,03
10	y	60	10,03
14	x	30	14,09
14	y	30	14,09
14	x	60	14,05
14	y	60	14,05

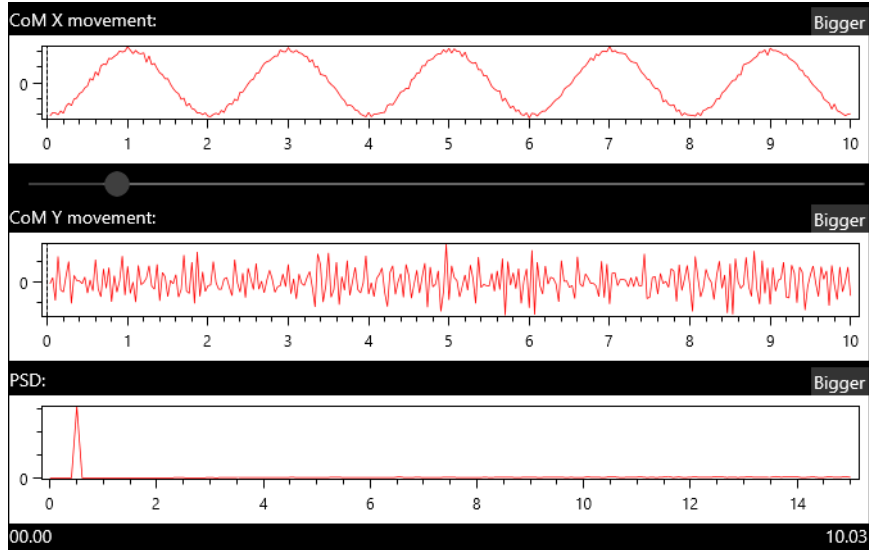
Tabulka 6.2: Výsledky pro objekt o velikosti 50px.

10px			
Frekvence ve skriptu [Hz]	Osa pohybu	Snímkovací frekvence [fps]	Výsledná frekvence [Hz]
0,5	x	30	14,89
0,5 (bez šumu)	x	30	0,5
0,5	y	30	11,37
0,5	x	60	28,6
0,5	y	60	25,38
5	x	30	5,03
5	y	30	5,03
5	x	60	5,02
5	y	60	5,02
10	x	30	10,07
10	y	30	10,07
10	x	60	10,03
10	y	60	10,03
14	x	30	14,09
14	y	30	14,09
14	x	60	14,05
14	y	60	14,05

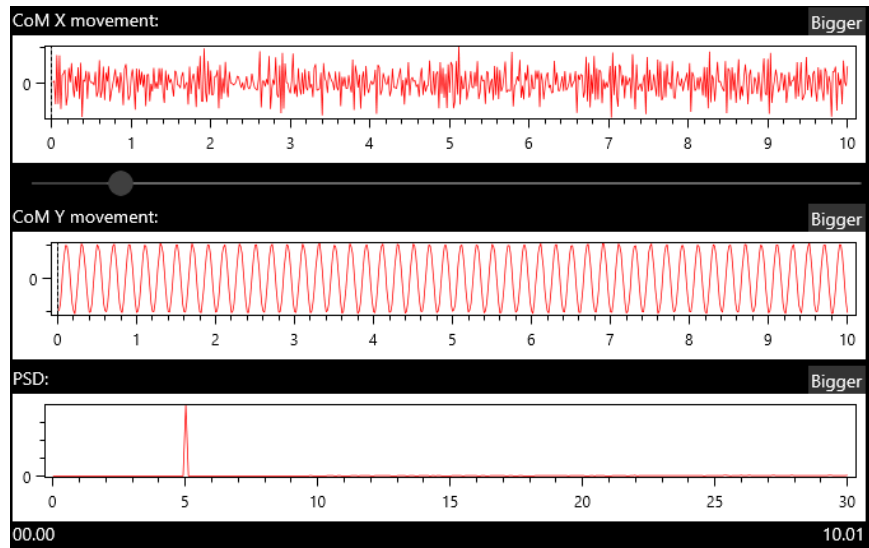
Tabulka 6.3: Výsledky pro objekt o velikosti 10px.

Hodnoty pro frekvenci 0,5 Hz v tabulce 6.3 kvůli zašumění nevycházely správně, proto vzniklo ještě jedno testovací video bez šumu. Dále jsou uvedeny ukázky grafů z průběhu měření a grafy pro videa s frekvencí 0,5 Hz z tabulky 6.3.

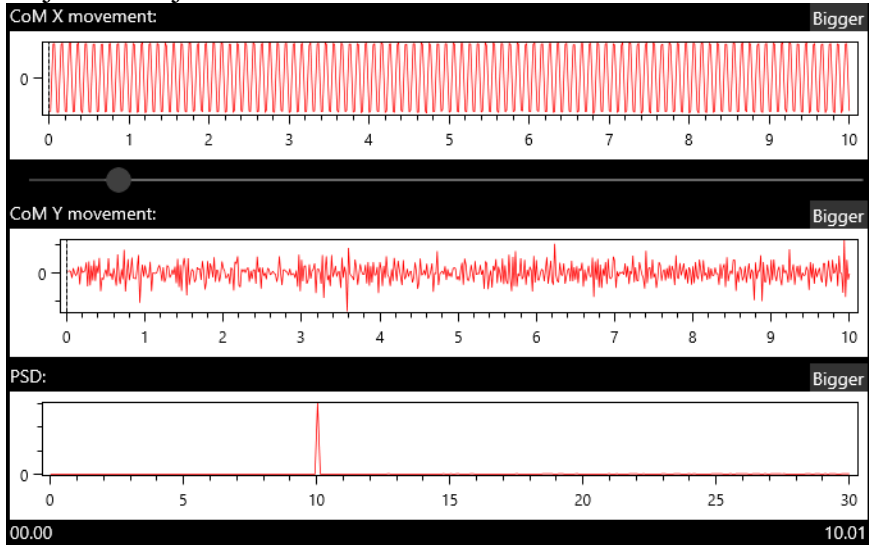
### Objekt kmitající na ose X o frekvenci 0,5 Hz



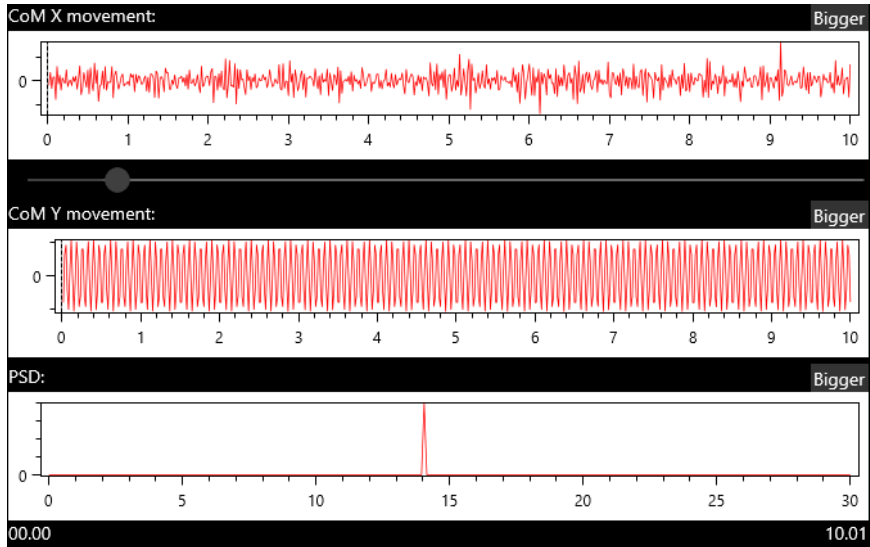
### Objekt kmitající na ose Y o frekvenci 5 Hz



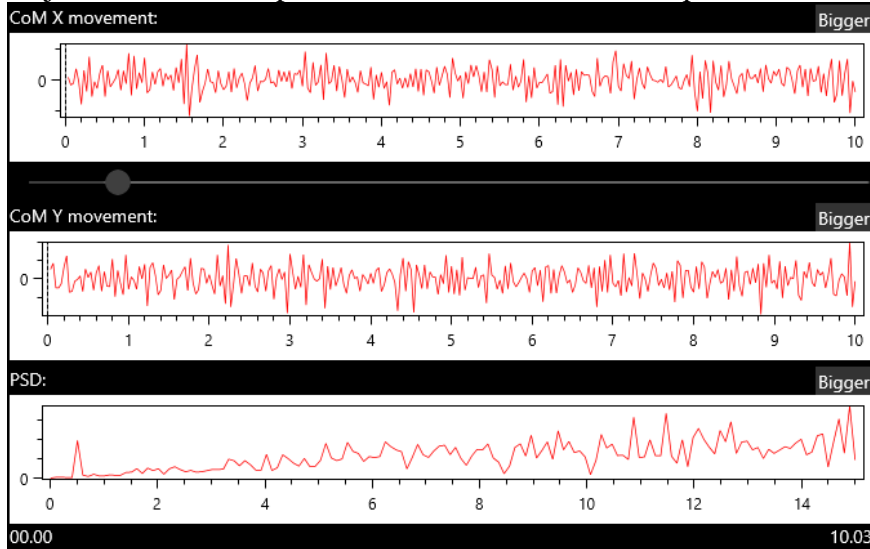
### Objekt kmitající na ose X o frekvenci 10 Hz



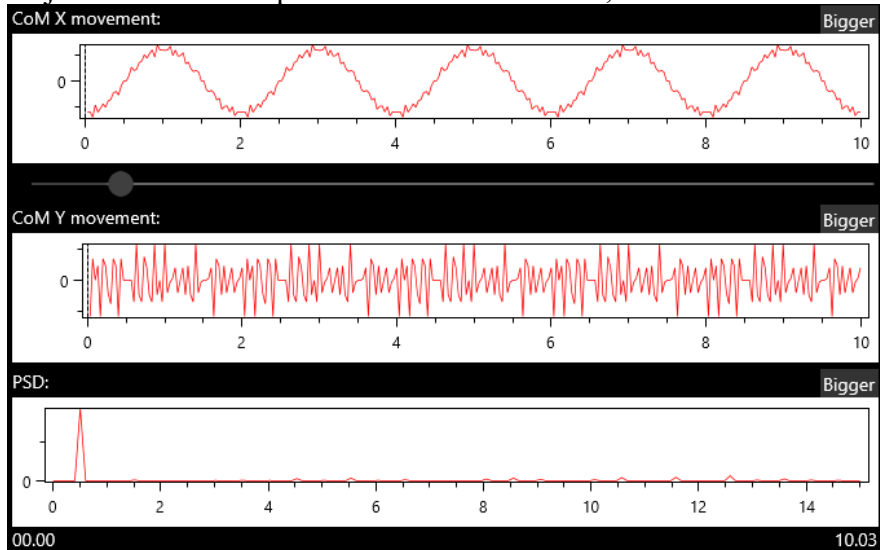
### Objekt kmitající na ose Y o frekvenci 14 Hz



### Objekt o velikosti 10px na ose X o frekvenci 0,5 Hz při zašumění



### Objekt o velikosti 10px na ose X o frekvenci 0,5 Hz bez šumu





### 6.3 Videa a měření akcelerometrem

Tato část zhodnocuje výsledky reálných videí a měření akcelerometrem. Jsou zde vizualizovány výsledky z měření na obou datasetech a porovnány s měřením na akcelerometru.

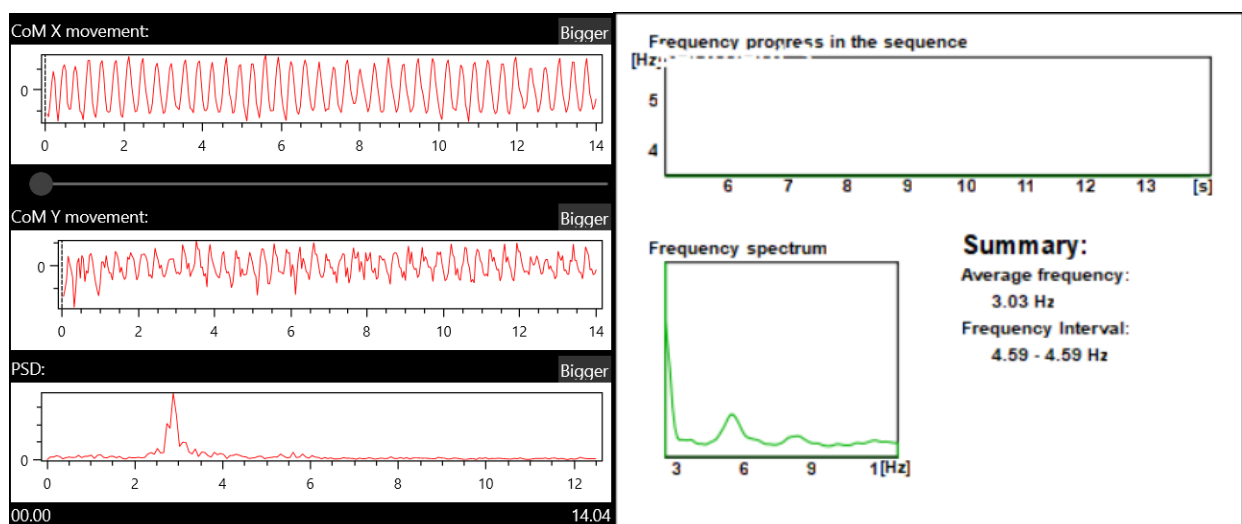
Data z akcelerometru u videa MV1 byla poškozená, a proto nebylo zahrnuto do měření.

Dataset MV			
Název videa	Akcelerometr	TremAn3	TremAn
MV2	2.86 Hz	2.87 Hz	3.03 Hz
MV3	4.06 Hz	4.07 Hz	4.1 Hz
MV4	5.48 Hz	5.5 Hz	5.66 Hz
MV5	5.56 Hz	5.57 Hz	5.66 Hz
MV6	2.52 Hz	2.61 Hz	3.03 Hz

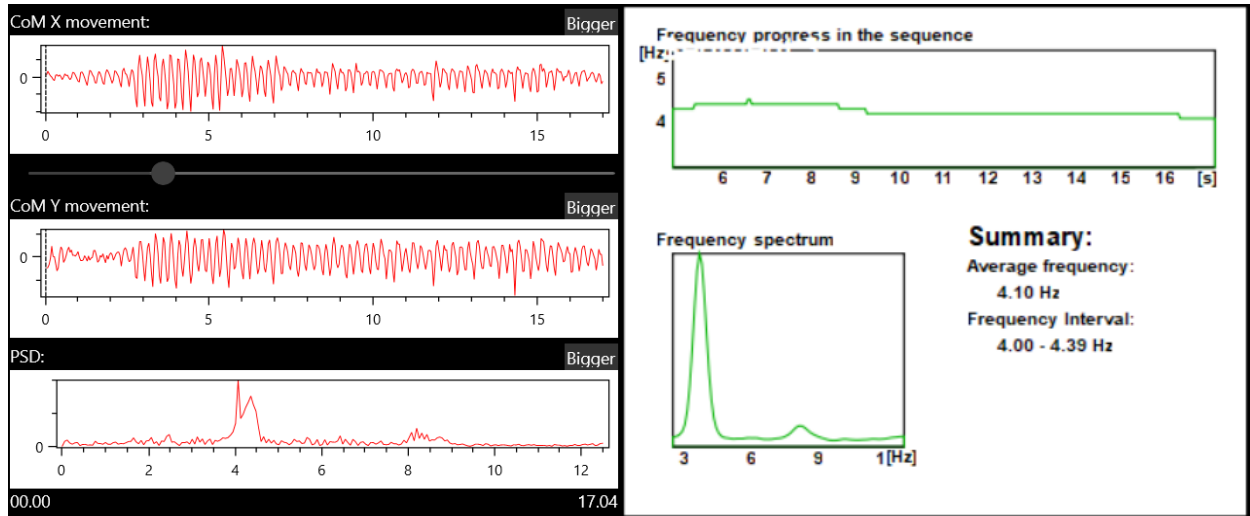
Tabulka 6.4: Výsledky pro dataset MV.

Následující grafy popisují jednotlivá měření v obou aplikacích, nalevo je vždy záznam z aplikace TremAn3 a napravo je záznam z aplikace TremAn:

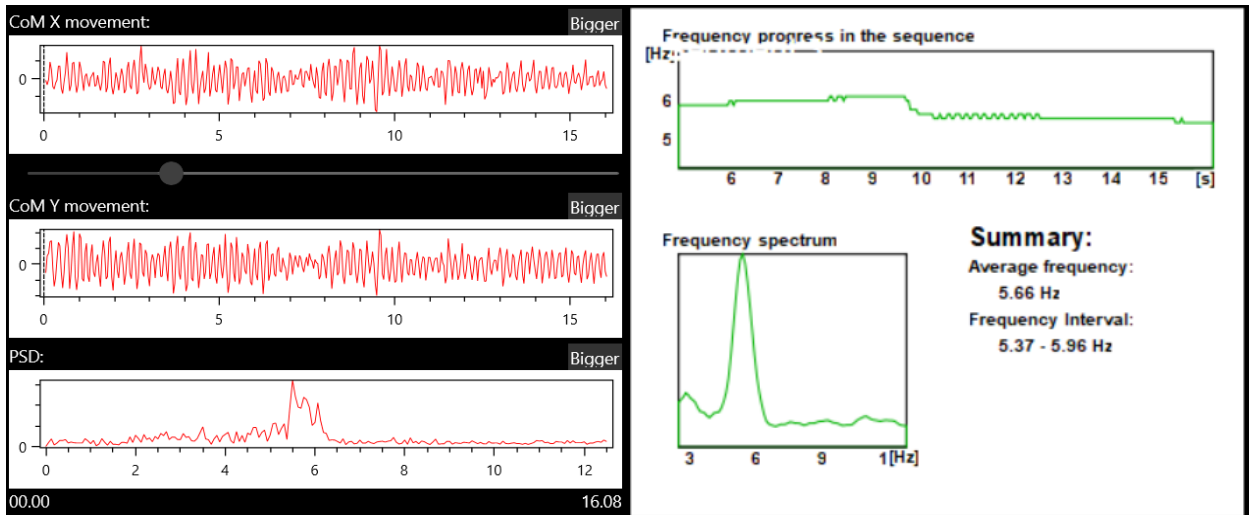
Video MV2:



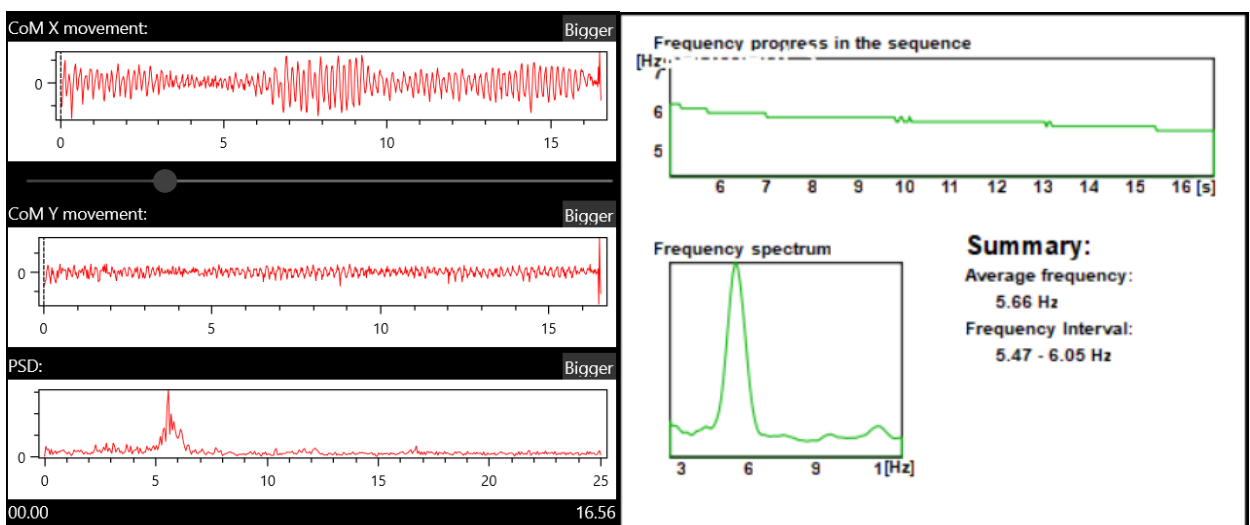
### Video MV3:



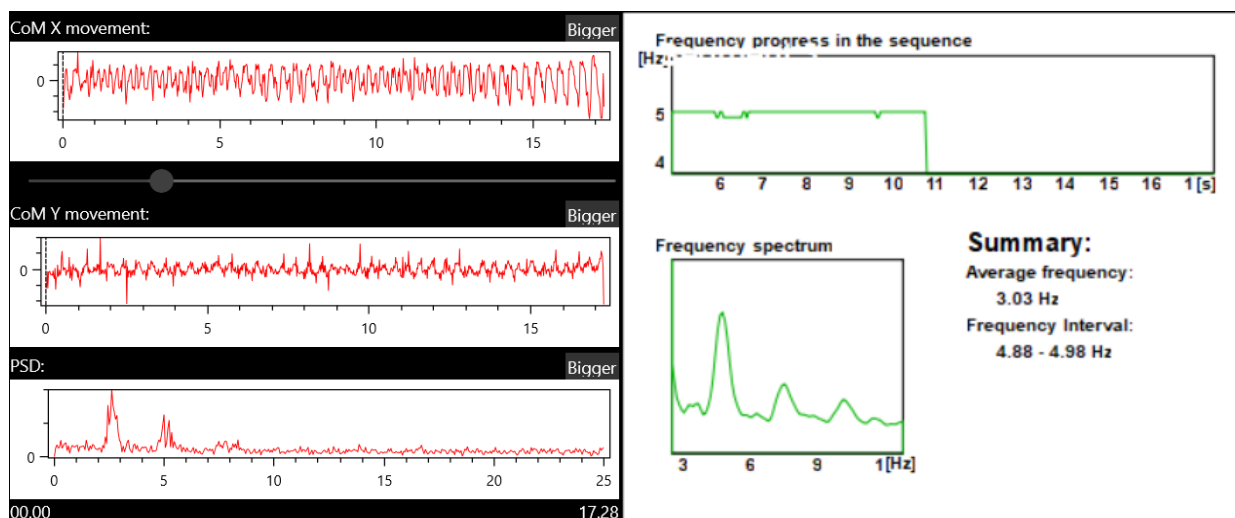
### Video MV4:



### Video MV5:



## Video MV6:



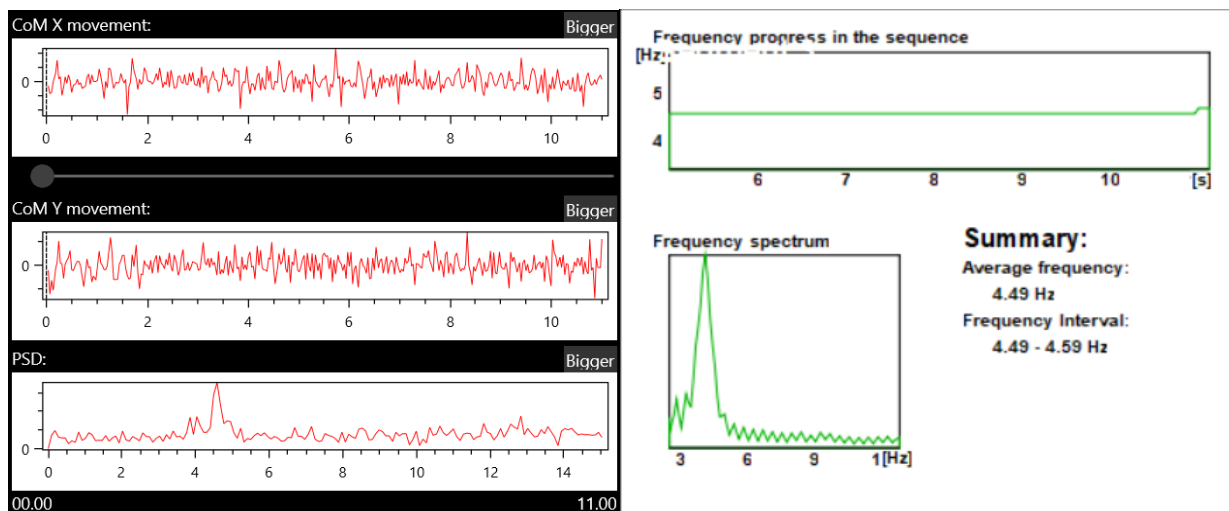
Následuje prezentování dat z datasetu SRest:

Dataset SRest			
Název videa	Akcelerometr	TremAn3	TremAn
05SRest	4.55 Hz	4.58 Hz	4.49 Hz
27SRest	2.89 Hz	2.94 Hz	3.03 Hz
31SRest	4.09 Hz	4.17 Hz	3.32 Hz
38SRest	3.7 Hz	3.74 Hz	3.71 Hz

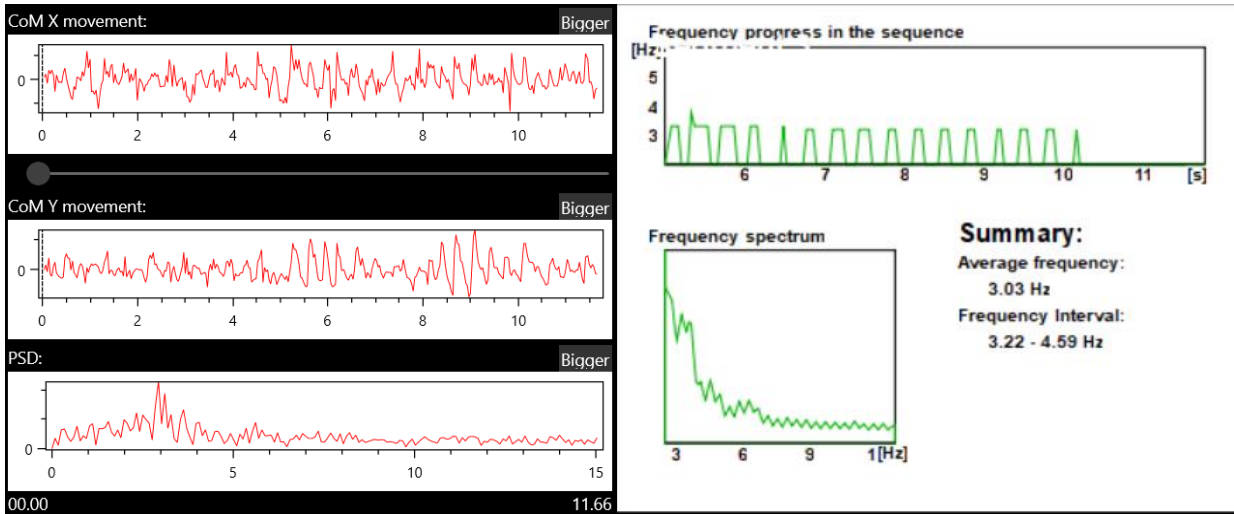
Tabulka 6.5: Výsledky pro dataset SRest.

Stejně jako v předchozí části následující grafy popisují jednotlivá měření, nalevo je vždy záznam z aplikace TremAn3 a napravo je záznam z aplikace TremAn:

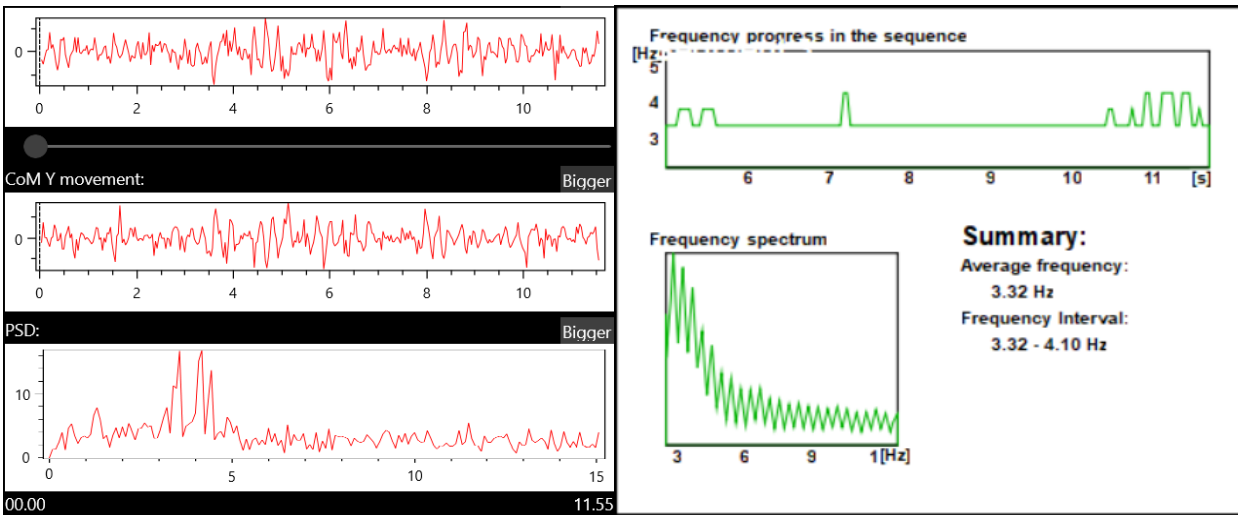
## Video 05SRest:



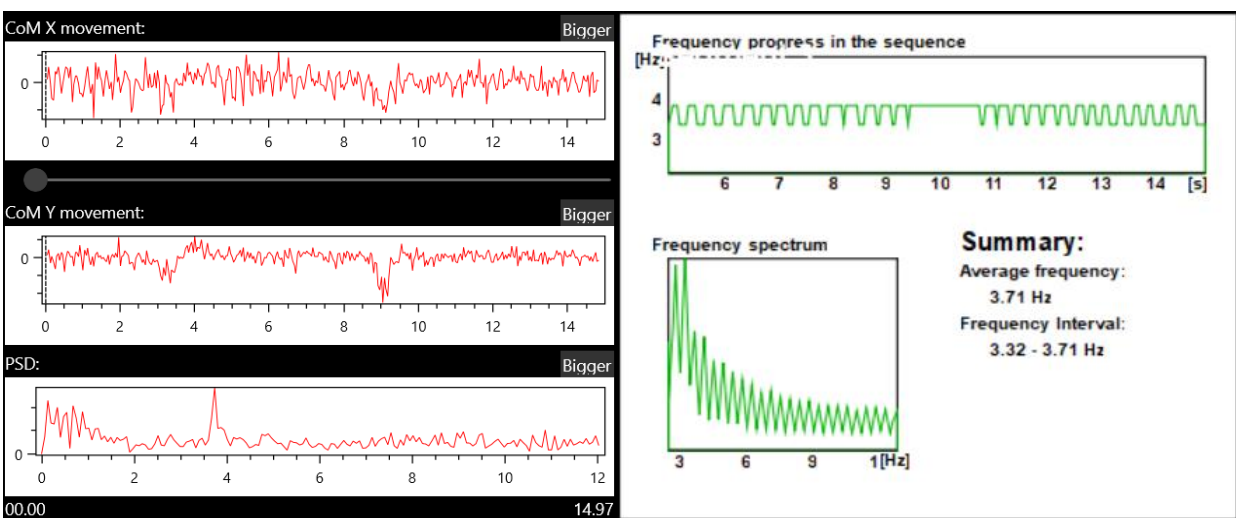
### Video 27SRest:



### Video 31SRest:



### Video 38SRest:



## 7 Diskuse

Předmětem této práce bylo vytvořit skript na generování videí s nastavitelnými parametry a otestovat a zhodnotit funkčnost Center of Motion (CoM) algoritmu pro měření třesu. Do budoucna by bylo vhodné do skriptu implementovat možnost importovat jakýkoliv tvar objektu, popřípadě vytvořit nějaké jednoduché uživatelské rozhraní pro zadávání parametrů.

Testování bylo provedeno dvojím způsobem, a to na vygenerovaných i skutečných datech. Co se týká výsledků z vygenerovaných dat, měření bylo provedeno na 48 videích vytvořených na základě parametrů stanovených v kapitole 6.1 Návrh testování. Ve skriptu se zadala daná frekvence a předpokladem bylo, že CoM algoritmus vrátí stejné výsledky. Rozdíl ve většině výsledcích nečinil více než 0,1 Hz, takže algoritmus věrohodně prokázal, že dokáže vypočítat frekvenci třesu na videu. Problém nastal u videí o velikosti 10px při frekvenci 0,5 Hz, kdy kvůli malé velikosti objektu a velkému zašumění byla frekvence vyhodnocena špatně. Na grafech je sice zřejmý vrchol v hodnotě 0,5 Hz, ale není dostatečný. Kvůli této skutečnosti vzniklo ještě 49. video, které je bez šumu a simuluje třes 0,5 Hz o velikosti objektu 10px, pro toto video CoM algoritmus vypočítal frekvenci správně. Nepřesnosti tedy byly zřejmě způsobeny přílišným šumem současně s malou velikostí objektu, u jiných velikostí objektu se totiž problém nevyskytl.

Testování na reálných videích probíhalo na dvou datasetech, následně byly výsledky měření porovnány s výsledky z předešlé verze a s daty z akcelerometru. Výsledky měření na obou datasetech se nelišily od dat z akcelerometru více než o 0,1 Hz. Prokázaly dokonce větší přesnost než výsledky z TremAn. Takže algoritmus opět potvrdil, že funguje velice přesně.

## 8 Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo popsat, otestovat a zhodnotit funkčnost Center of Motion (CoM) algoritmu pro měření třesu (například u parkinsonických pacientů), který je implementován v aplikaci TremAn3.

Byl vytvořen skript v Matlabu, generující testovací data ve formě videí simulujících třes. Skript je možné spouštět s různě nastavitelnými parametry (snímkovací frekvence, frekvence pohybu, amplituda pohybu, oblast pohybu, parametry šumu).

Testováním byla ověřena funkčnost CoM algoritmu na vygenerovaných videích, také byla porovnána aplikace TremAn3 s předchozí verzí a měřením na akcelerometru. Z výsledků testování vyplývá, že CoM algoritmus je schopný úspěšně měřit frekvenci třesu z videa.

Vygenerovaná videa skriptem byla úspěšná při testování algoritmu a skript by se mohl použít i při testování jiného obdobného řešení, než je TremAn3. Do budoucna by se mohl skript modifikovat pro generování či importování rozmanitějšího počtu tvarů, či vložení více tvarů, dále by se mohlo vytvořit jednoduché uživatelské rozhraní po jednodušší práci se skriptem.

Skript je volně dostupný na gitovém úložišti <https://github.com/Stanema/Tremor-Video-Generator> a je jej možno volně šířit.

## Seznam použité literatury

- [1] UHRÍKOVÁ, Zdenka, Evžen RŮŽICKA, Václav HLAVÁČ a Chris D NUGENT. TremAn: a tool for measuring tremor frequency from video sequences. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society* [online]. 2010, roč. 25, č. 4, s. 504–6 [cit. 2020-05-20]. ISSN 1531-8257. Dostupné z: doi:10.1002/mds.22904
- [2] UHRÍKOVÁ, Zdenka, Otakar ŠPRDLÍK, Martina HOSKOVCOVÁ, Arnošt KOMÁREK, Olga ULMANOVÁ, Václav HLAVÁČ, Chris D. NUGENT a Evžen RŮŽICKA. *Validation of a new tool for automatic assessment of tremor frequency from video recordings* [online]. Česká Republika, 2011 [cit. 2020-05-20]. Studie. Dostupné z: doi:10.1016/j.jneumeth.2011.02.033
- [3] BÍNA, Ondřej. *Aplikace pro měření frekvence třesu z videozáznamu. Kladno, 2016. Bakalářská práce. ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ. Vedoucí práce Mgr. Radim Krupička, PhD.*
- [4] HORÁK, Patrik. *Objektivizace vyšetření třesu pomocí akcelerometru. Praha, 2018. Bakalářská práce. UNIVERZITA KARLOVA 3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA. Vedoucí práce Doc. PhDr. Kamila Řasová, Ph.D.*
- [5] KŘÍŽOVÁ, Anna. *Vyšetření esenciálního třesu pomocí akcelerometru. Praha, 2014. Bakalářská práce. UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE 3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA. Vedoucí práce PhDr. Kamila Řasová, PhD.*
- [6] PINTEA, Silvia L., Jian ZHENG, Xilin LI, Paulina J.M. BANK, Jacobus J. VAN HILTEN a Jan C. VAN GEMERT. *Hand-tremor frequency estimation in videos. Švýcarsko, 2019. Delft University of Technology, Leiden University Medical Center.*
- [7] PICHILIANI, Msc. Mauro. HTMA: Hand Tremor Measurement Application. *Slideshare* [online]. 11.5.2015 [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: [https://www.slideshare.net/pichiliani/htma-hand-tremor-measurement-application?from\\_action=save](https://www.slideshare.net/pichiliani/htma-hand-tremor-measurement-application?from_action=save)
- [8] ANDRADE, Adriano O., Adriano Alves PEREIRA, Maria Fernanda SOARES DE ALMEIDA, Guilherme Lopes CAVALHEIRO, Ana Paula SOUZA PAIXÃO, Sheila Bernardino FENELON a Valdeci Carlos DIONISIO. *Human Tremor: Origins, Detection and Quantification* [online]. Brazil, 2013 [cit. 2020-05-20]. DOI:10.5772/54524. Dostupné z: <https://www.intechopen.com/books/practical-applications-in-biomedical-engineering/human-tremor-origins-detection-and-quantification>.

- [9] Types of tremor. *Tremor* [online]. Anglie: National Tremor Foundation [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: <https://tremor.org.uk/types-of-tremor.html>
- [10] Gyroskop. *Wikipedia* [online]. Wikimedia Foundation, 2001, 5. 10. 2017 [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Gyroskop>
- [11] Třes/PGS/diagnostika. *WikiSkripta* [online]. Praha: 1. lékařské fakulta a Univerzita Karlova, 2008, 29. 5. 2019. [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/T%C5%99es/PGS/diagnostika>
- [12] Matlab. *CVUT* [online]. Praha: ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE, 2014 [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: <https://download.cvut.cz/campus-wide-matlab/>
- [13] Parkinsonský syndrom. *WikiSkripta* [online]. Praha: 1. lékařské fakulta a Univerzity Karlova, 2008, 20. 2. 2018. [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Parkinsonský\\_syndrom](https://www.wikiskripta.eu/w/Parkinsonský_syndrom)
- [14] Parkinsonský syndrom/PGS/diagnostika. *WikiSkripta* [online]. Praha: 1. lékařské fakulta a Univerzity Karlova, 2008, 25. 11. 2016. [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Parkinsonsk%C3%BD\\_syndrom/PGS/diagnostika](https://www.wikiskripta.eu/w/Parkinsonsk%C3%BD_syndrom/PGS/diagnostika)
- [15] Parkinsonova nemoc/PGS. *WikiSkripta* [online]. Praha: 1. lékařské fakulta a Univerzita Karlova, 2008, 16. 3. 2019. [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Parkinsonova\\_nemoc/PGS](https://www.wikiskripta.eu/w/Parkinsonova_nemoc/PGS)
- [16] Parkinsonova nemoc/PGS. *WikiSkripta* [online]. Praha: 1. lékařské fakulta a Univerzita Karlova, 2008 [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Parkinsonova+nemoc%2FPGS%2Fdiagnostika&oldid=10265>
- [17] Třes. *WikiSkripta* [online]. Praha: 1. lékařské fakulta a Univerzita Karlova, 2008, 16. 2. 2017. [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/T%C5%99es>
- [18] ELBLE, Rodger J. a James MCNAMES. *Using Portable Transducers to Measure Tremor Severity* [online]. USA, 2016 [cit. 2020-05-20]. DOI: 10.7916/D8DR2VCC. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4872171/>. Studie.
- [19] Handheld devices can measure and monitor essential tremor. *Sperling Medical Group* [online]. USA, 2018 [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: <http://sperlingmedicalgroup.com/handheld-devices-can-measure-and-monitor-essential-tremor/>
- [20] Parkinsonova choroba příznaky a stádia nemoci. *Zdravi euro* [online]. Praha [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/leky/parkinsonova-choroba-priznaky-a-stadia-nemoci/>



- [21] NATIONAL INSTITUTE OF NEUROLOGICAL DISORDERS AND STROKE. NINDS | Parkinson's Disease Information Page [online]. [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: [http://www.ninds.nih.gov/disorders/parkinsons\\_disease/parkinsons\\_disease](http://www.ninds.nih.gov/disorders/parkinsons_disease/parkinsons_disease)
- [22] MERELLO M.D., Marcelo a David John BURN M.D. Parkinson's Disease & Parkinsonism [online]. [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: <http://www.movementdisorders.org/MDS/About/Movement-DisorderOverviews/Parkinsons-Disease--Parkinsonism.htm>
- [23] *Parkinsonova choroba* [online]. 2016 [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: <http://www.parkinsonovachoroba.cz>
- [24] Parkinson: Jak se projevuje? *Parkinsonova choroba* [online]. 2016 [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: <http://www.parkinsonovachoroba.cz/jak-se-projevuje/>
- [25] WIKIPEDIA: Essential tremor. [on-line]. Wikipedia, The Free Encyclopedia. aktualizace: 28.4.2014 [cit. 2020-05-20], Dostupnost z: [http://en.wikipedia.org/wiki/Essential\\_tremor](http://en.wikipedia.org/wiki/Essential_tremor)
- [26] SIGVARDT K., RUBCHINSKY L. ET AL.: Tremor. [on-line]. Scholarpedia, 28.2.2013 [cit. 2020-05-20], Dostupnost z: <http://scholarpedia.org/article/Tremor>
- [27] ALBANESE A., JANKOVIC J.: Hyperkinetic Movement Disorders : Differential Diagnosis and Treatment. Hoboken, NJ, USA. Wiley-Blackwell 2012 [cit. 2020-05-20], 408 s., ISBN: 978-1-4443-4615-2
- [28] NOVOTNÝ P.: Stanovení míry tremoru pomocí akcelerometrických senzorů. Praha. Diplomová práce, České vysoké učení technické v Praze, fakulta elektrotechnická, 2013 [cit. 2020-05-20]
- [29] MATLAB. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2020, 13.4.2020 [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/MATLAB>
- [30] TremAn Algorithms. *Github* [online]. Praha: tesartech, 2019 [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: [https://github.com/tesar-tech/treman\\_algorithms](https://github.com/tesar-tech/treman_algorithms)
- [31] TremAn3. *Github* [online]. Praha: tesartech, 2019 [cit. 2020-05-20]. Dostupné z: <https://github.com/tesar-tech/TremAn3>

## Seznam obrázků

Obrázek 1: Uživatelské rozhraní aplikace HTMA[7].....	14
Obrázek 2 Lagangiánský přístup[6].....	15
Obrázek 3 Eulerský přístup[6].....	16
Obrázek 4 TremAn3 Counter freq sekce .....	21
Obrázek 5 TremAn3 Nastavení .....	21
Obrázek 6 Diagram případů užití .....	24
Obrázek 7 Tabulka případů užití .....	25
Obrázek 8 Ukázka testovacího videa.....	29