

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická



Diplomová práce

Diagnostika pacientů s Parkinsonovou chorobou

Jan Doležel

Vedoucí práce: Ing. Miroslav Skrbek, Ph.D.

Studijní program: Elektrotechnika a informatika strukturovaný magisterský

Obor: Výpočetní technika

leden 2007

Poděkování

Chtěl bych poděkovat zejména vedoucímu práce, Ing. Skrbkovi, za pomoc a cenné rady. Také bych rád poděkoval lékařům z neurologického oddělení z Fakultní nemocnice v Motole za poskytnuté materiály a konzultace. A dalším, kteří mi nějakým způsobem pomohli s tvorbou této práce.

Dále bych rád poděkoval své rodině a přátelům za morální podporu a trpělivost.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze podklady uvedené v příloženém seznamu.

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).

V Praze dne 15.1. 2007

.....

Abstract

Topic of this diploma thesis is to propose and to implement software for support of diagnosis of Parkinson disease (and other diseases with tremor) in patients. In collaboration with doctors we propose the test battery which patients will perform. These tests are read by tablet and stored in the database. Also several analytic tools for feature extraction were suggested and inspected. Diagnostic application supports longterm monitoring of patient, includes an implementation of some proposed analytic tools and various visualization tools for viewing and analyzing of features.

Abstrakt

Tématem této práce je navrhnout a realizovat programové vybavení pro podporu diagnostiky pacientů s Parkinsonovou chorobou (a dalších pacientů, trpících třesem). Ve spolupráci s lékaři jsme navrhli sadu testů, které budou pacienti vykonávat. Testy jsou snímány tabletem a uchovávány v databázi. Dále byly navrženy a zkoumány různé analytické nástroje pro extrakci charakteristických příznaků onemocnění. Diagnostický program umožňuje dlouhodobé sledování pacienta, obsahuje implementaci některých navržených analytických nástrojů a různé vizualizační nástroje pro zobrazování a analyzování příznaků.

Obsah

| | |
|---|-----------|
| Seznam obrázků | xii |
| Seznam tabulek | xiii |
| 1 Úvod | 1 |
| 2 Třes | 2 |
| 2.1 Druhy třesu | 2 |
| 2.2 Třes podle příznaků | 3 |
| 2.2.1 Fyzický třes | 3 |
| 2.2.2 Esenciální třes | 3 |
| 2.2.3 Parkinsonova choroba | 3 |
| 2.2.4 Mozečkový třes | 4 |
| 2.2.5 Psychický třes | 4 |
| 2.2.6 Ostatní | 4 |
| 2.3 Shrnutí | 5 |
| 3 Přehled předešlých prací | 6 |
| 3.1 Analýza spirál | 6 |
| 3.2 Analýza psaní | 7 |
| 3.3 Visuomotorické schopnosti pacientů s esenciálním třesem | 8 |
| 3.4 Visuomotorické schopnosti pacientů s Parkinsonovou chorobou | 9 |
| 3.5 Určování roztroušené sklerózy | 9 |
| 3.6 Určování esenciálního třesu | 9 |
| 3.7 Ostatní | 10 |
| 4 Návrh řešení | 11 |
| 4.1 Požadavky na aplikaci | 11 |
| 4.2 Návrh řešení | 11 |
| 4.3 Soubor testů | 12 |
| 4.4 Průběh vyšetření | 14 |
| 5 Zpracování dat | 15 |
| 5.1 Společné příznaky | 16 |
| 5.2 Čáry horizontální, vertikální, diagonální | 17 |
| 5.3 Spirály | 18 |
| 6 Diskuse | 40 |
| 6.1 Příznaky | 40 |
| 6.2 Další možné příznaky | 41 |
| 7 Implementace | 43 |
| 7.1 Databáze | 43 |
| 7.1.1 XML databáze | 44 |
| 7.2 Prohlížeče | 45 |
| 7.3 Struktura balíků | 47 |
| 8 Závěr | 48 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 9 | Literatura | 49 |
| A | Seznam použitých zkratk | 51 |
| B | Matematický aparát | 53 |
| B.1 | Fourierova transformace | 53 |
| B.1.1 | Diskrétní Fourierova transformace | 53 |
| B.1.2 | Krátkodobá Fourierova transformace | 54 |
| B.2 | Savitzky-Golay filtry | 55 |
| B.3 | Lineární regrese | 56 |
| B.3.1 | Lineární regrese dat, závislost x na y | 57 |
| B.3.2 | Lineární regrese dat, závislost na t | 57 |
| C | Uživatelská / instalační příručka | 59 |
| C.1 | Práce s pacienty a návštěvami | 59 |
| C.2 | Práce s daty | 62 |
| C.2.1 | Snímání nových dat | 63 |
| C.2.2 | Editace dat | 63 |
| C.2.3 | Prohlížení a analýza dat | 63 |
| C.3 | Konfigurace | 64 |
| D | Obsah přiloženého CD | 69 |

Seznam obrázků

| | | |
|------|--|----|
| 1.1 | Tablet Wacom Intuos2 | 1 |
| 3.1 | Ideální a posunutá spirála, závislost r na θ | 7 |
| 3.2 | Obrázky k průběhu experimentu - Analýza psaní | 8 |
| 3.3 | Rotace cíle | 9 |
| 3.4 | Princip Groove-Type Steadiness Tester | 10 |
| 3.5 | Princip Nine-Hole Steadiness Tester | 10 |
| 4.1 | Workflow diagram | 11 |
| 4.2 | Blokové schema aplikace | 12 |
| 4.3 | Soubor testů pro jednu ruku (příklad) | 13 |
| 5.1 | Příklad typických artefaktů na začátku a na konci čáry | 15 |
| 5.2 | Kvantizační chyba a šum | 16 |
| 5.3 | Úhel θ | 16 |
| 5.4 | Funkce unwrap | 16 |
| 5.5 | Lineární regrese | 17 |
| 5.6 | Průběh velikosti okna adaptivního filtru | 18 |
| 5.7 | Analýza spirály zdravého člověka v délkové oblasti (a) | 19 |
| 5.8 | Analýza spirály zdravého člověka v délkové oblasti (b) | 20 |
| 5.9 | Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (1a) | 21 |
| 5.10 | Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (1b) | 22 |
| 5.11 | Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (2a) | 23 |
| 5.12 | Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (2b) | 24 |
| 5.13 | Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (3a) | 25 |
| 5.14 | Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (3b) | 26 |
| 5.15 | Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (4a) | 27 |
| 5.16 | Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (4b) | 28 |
| 5.17 | Přefiltrovaná spirála | 29 |
| 5.18 | Analýza spirály zdravého člověka v časové oblasti (a) | 30 |
| 5.19 | Analýza spirály zdravého člověka v časové oblasti (b) | 31 |
| 5.20 | Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (1a) | 32 |
| 5.21 | Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (1b) | 33 |
| 5.22 | Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (2a) | 34 |
| 5.23 | Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (2b) | 35 |
| 5.24 | Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (3a) | 36 |
| 5.25 | Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (3b) | 37 |
| 5.26 | Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (4a) | 38 |
| 5.27 | Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (4b) | 39 |
| 6.1 | Parkinsonici vykazují větší tlak na jedné straně spirály | 42 |
| 7.1 | UML návrhu databáze | 44 |
| 7.2 | UML diagram hierarchie prohlížečů | 46 |
| B.1 | Srovnání FFT a STFT | 54 |
| C.1 | Aplikace po spuštění | 59 |
| C.2 | Vytváření nového pacienta | 60 |
| C.3 | Vytváření nové návštěvy | 61 |

| | |
|---|----|
| C.4 Nabídka vyhledávání | 62 |
| C.5 Panel s nasnímanými daty návštěvy | 62 |
| C.6 Snímání dat | 63 |
| C.7 Úprava dat | 64 |
| C.8 Panel s nasnímanými daty návštěvy | 65 |
| C.9 Ukázky z různých prohlížečů | 66 |

Seznam tabulek

| | | |
|-----|---|---|
| 2.1 | Klasifikace a charakteristika třesu | 2 |
| 2.2 | Porovnání esenciálního třesu a Parkinsonovy choroby | 3 |
| 2.3 | Klinické a diagnostické příznaky třesu | 4 |

1 Úvod

Třes je příznakem mnoha různých chorob. Například Parkinsonova nemoc, roztroušená skleróza, esenciální třes, mozečkový třes, abstinenční příznaky, neuróza. Každá z těchto chorob se projevuje různým třesem — ať už různou amplitudou, frekvencí nebo v různých situacích. Správně třes rozeznat je proto důležité pro nasazení správné léčby.

Momentálně dostupné metody jsou často buď nespolehlivé a subjektivní — pozorování pacienta při různých činnostech, ohodnocování obrazců (spirály, osmičky, čáry, text) nakreslených na papír, nebo drahé a dlouhé — vyšetření akcelerometrem, elektromagnetická rezonance, testování pomocí léků (jejich nasazení nebo vysazení). Podle různých studií je špatně diagnostikováno, nebo není vůbec diagnostikováno, 20–50 % pacientů. U většiny chorob je však její správná a včasná diagnóza důležitá pro léčbu nebo alespoň zpomalení příznaků.

V poslední době se objevily i pokusy o nasazení počítačové techniky, zejména zpracování dat z tabletu, ale zatím experimentálně nebo bez větších úspěchů.



Obrázek 1.1: Tablet Wacom Intuos2

Cílem mé práce je poskytnout programové a analytické vybavení pro lékaře, které by jim pomohlo určit zejména stupeň postižení třesem a dlouhodobé sledování jeho zhoršování či zlepšování (vliv léků a léčby na průběh choroby). Pokud to bude možné, měl jsem se na základě extrahovaných příznaků i pokusit rozpoznat různé choroby.

Testy by měly být neinvazivní, rychlé a snadné jak pro pacienta, tak pro zpracování obsluhou. Pokud to bude možné, testy by měly být navrženy tak, aby je mohl provádět jen poučený personál a nebylo by potřeba, aby byl testům přítomný lékař.

Výsledná aplikace bude nasazena na neurologickém oddělení Fakultní nemocnice v Motole.

2 Třes

Kapitola byla převzata z článků [CED⁺99] a [Sma03]. Více informací naleznete v těchto člancích.

Třes je nedobrovolná, rytmická oscilace opětovně inervované antagonistické svalové skupiny (např. biceps vs. triceps), která způsobuje pohyb částí těla. Je nejčastější pohybovou poruchou.

2.1 Druhy třesu

Třes můžeme rozdělit do několika skupin. Dvě hlavní skupiny tvoří třes klidový a akční.

Za klidový třes se považuje takový, který se vyskytuje v případě, že je postižená část těla plně podepřena nebo položena a nevystavena gravitaci (ruce položené v klíně). Amplituda třesu se zvětšuje s mentálním stresem (například počítání, nebo jiné rozumové aktivity) nebo při obecném, nekonkrétním pohybu (chůze) a klesá s cíleným pohybem (prst na nos).

Akční třes se vyskytuje při vědomé svalové kontrakci (pohybu) a dále se dělí na posturální, isometrický a kinetický třes. Posturální třes se objevuje, když je postižená část těla udržována v pozici, kdy na ní působí gravitace (předpažení). Isometrický třes je výsledkem svalové aktivity proti nehybnému objektu (stisknutí prstů vyšetřujícího). Kinetický třes se objevuje při dobrovolném pohybu a je to buď třes jednoduchý kinetický nebo intenční. Jednoduchý kinetický třes je spojen s pohybem končetin (pohyb zápěstím) a intenční s pohybem k cíli (prst na nos nebo spojení prstů). Amplituda se mění při přibližování k cíli.

Tabulka 2.1: Klasifikace a charakteristika třesu

| <i>Typ třesu</i> | <i>Frekvence</i> | <i>Amplituda</i> | <i>Výskyt</i> | <i>Příklady</i> |
|--------------------------|-----------------------------|--------------------------------------|--|--|
| Klidový třes | Nízká až střední (3–6 Hz) | Vysoká; snižuje se s cíleným pohybem | Končetina není vystavena gravitaci; svaly nejsou aktivní | Parkinsonova chorea, léky navozený Parkinsonismus |
| Akční třes | — | — | Úmyslné svalové stahy | |
| Posturální | Střední až vysoká (4–12 Hz) | Nízká; zvyšuje se s úmyslným pohybem | Končetina si udržuje pozici proti gravitaci | Fyzický třes; esenciální třes; poruchy metabolismu; abstinční příznaky |
| Kinetický | | | | |
| Jednoduchý | Liší se (3–10 Hz) | Nemění se s cíleným pohybem | Jednoduché pohyby končetinou | — |
| Intenční | Nízká (< 5Hz) | Zvyšuje se s cíleným pohybem | Cílený pohyb | Zranění mozečku (mrtvice, roztroušená skleróza, nádor); navozeno léky |
| Isometrický | Střední | Liší se | Svalová kontrakce proti objektu v klidu | Držení těžkého předmětu v ruce |
| V závislosti na činnosti | Liší se (4–10 Hz) | Liší se | Objevuje se při specifické činnosti | Třes při psaní; třes u hudebníků |

2.2 Třes podle příznaků

2.2.1 Fyzický třes

Všichni normální lidé projevují fyzický třes, neškodný, vysokofrekvenční (cca 20 Hz) posturální třes s nízkou amplitudou. Obvykle jej nevidíme, ale může být zesílen například laserovým ukazovátkem. Zesílený fyzický třes není následkem neurologické choroby, ale zdravotními komplikacemi jako je nedostatek cukru, abstinenční příznaky po alkoholu nebo benzodiazepamu. Obvykle ustoupí poté, co je příčina odstraněna.

2.2.2 Esenciální třes

Esenciální třes, laicky někdy označovaný za stařecký třes, je viditelný posturální třes v rukou a předloktí, někdy obsahuje i kinetickou složku. Je to nejrozšířenější pohybová porucha na světě. Postihuje 4,1 až 39,2 lidí z tisíce ve věku pod 60 let a až 50,5 ve věku nad 60 let. Čísla jsou však zřejmě podceněna, protože až 50 % lidí s mírným esenciálním třesem si příznaky neuvědomuje.

Objevuje se nečekaně a postupuje pomalu, většinou se projevuje jako posturální třes rukou (95 % případů). Třes obvykle začíná v jedné paži a postupně se rozšíří i na druhou, nejčastěji jako pohyb zápěstí s frekvencí 4–12 Hz. Někdy postihne i hlavu (přikyvování nebo kroucení hlavou). Amplituda se zvětšuje se stresem, únavou, některými medikamenty nebo při činnostech jako držení vidličky nebo šálku.

2.2.3 Parkinsonova choroba

Parkinsonova choroba je dvacetkrát méně běžná než esenciální třes. Protože jsou známé specifické léčebné postupy, je důležité ji správně diagnostikovat. Příznaky se začínají objevovat po padesátém roku života, ačkoli se choroba může dostavit i u dvacátníků.

Počátečním symptomem je klidový třes v jedné ruce s frekvencí 4–6 Hz. Typicky je to pohyb lokte a předloktí nebo prstů. Zhoršuje se stresem a mizí s vědomým pohybem. Může mít posturální nebo kinetickou složku. Přesto je 10–20 % pacientů, kteří třes neprojevují.

Dalšími příznaky jsou ztuhlost (rigidita), zpomalení pohybu (bradykinesie) a nesouměrné postojové reflexy. Při zkoušce pohybového rozsahu můžeme zaznamenat i “syndrom ozubeného kola”. Postojové reflexy se zkoumají testem, kdy pacient stojí s rukama volně podél těla, testující stojí za pacientem, drží ho pod rameny a lehce přitáhne k sobě. Pokud pacient začne padat, znamená to nestabilitu.

Tabulka 2.2: Porovnání esenciálního třesu a Parkinsonovy choroby

| <i>Příznak</i> | <i>Parkinsonova choroba</i> | <i>Esenciální třes</i> |
|-----------------|----------------------------------|----------------------------------|
| Věk propuknutí | > 50 let | buď v dospívání nebo po padesáti |
| Pohlaví | více u mužů | stejně |
| Rodina | > 25 % | > 90 % |
| Asymetrie | nejdříve jedna polovina těla | symetricky |
| Charakter | v klidu | posturální, kinetický |
| Frekvence | 4–6 Hz | 4–10 Hz |
| Rozsah | ruce, nohy | ruce, hlava, hlas |
| Účinky alkoholu | bez účinků | po alkoholu se snižuje |
| Další příznaky | zpomalení, ztuhlost, nestabilita | — |

2.2.4 Mozečkový třes

Mozečkový třes se projevuje jako jednostranný nebo oboustranný, nízkofrekvenční (méně než 5 Hz) intenzivní třes způsobený mrtvicí, nádorem mozkového kmene nebo roztroušenou sklerózou. Může obsahovat i posturální třes. Většinou způsobuje i kinetický třes na té samé straně těla. Při testech prst k nosu a spojení prstů se třes zhoršuje ke konci úkolu. Dále se projevuje abnormalitami při chůzi, řeči a pohybu očí, neschopností provádět rychlé opakované pohyby rukou a posturálním třesem trupu a hlavy.

2.2.5 Psychický třes

Psychický třes představuje proměnlivý třes, který se může zlepšit nebo zmizet, když není pod přímým pozorováním, psychoterapií nebo podáním placeba. Pacient je požádán, aby vyťukával rytmus zdravou rukou. Pokud třes ustává nebo změni frekvenci na stejnou, pak můžeme předpokládat psychický třes.

Tabulka 2.3: Klinické a diagnostické příznaky třesu

| <i>Třes</i> | <i>Klinické příznaky</i> | <i>Testy</i> |
|----------------------|---|---|
| Fyzický třes | Posturální třes: absence neurologické choroby | Chemický profil (glukóza, jaterní test), testy štítné žlázy, přezkoumání léků |
| Esenciální třes | Posturální třes: postihuje ruce a hlavu; zvyšuje se se stresem, únavou a stimulanty a s úmyslným pohybem, snižuje alkoholem | Nemá specifický test; vyloučení jiných problémů chemickým profilem, CBC ¹ a testem štítné žlázy |
| Parkinsonova choroba | Klidový třes: zvyšuje se se stresem, snižuje s úmyslným pohybem končetiny; ztuhlost, zpomalení, nesoúměrné posturální reflexy | Při typických příznacích není nutné testování; MRI ² při netypických příznacích; na zvažení PET ³ nebo SPECT ⁴ |
| Mozečkový třes | Intenzivní třes (na stejné straně těla jako poškození); rychlé proměnlivé pohyby rukou; chyby v chůzi, problémy s řečí, tékání očí | CT ⁵ nebo MRI ² ; vyšetření mozkomíšního moku; testy na alkohol a lithium |
| Psychický třes | Různé (klidový, posturální nebo intenzivní): zvyšuje se při pozorování, snižuje s rozptýlením, mění se s úmyslným pohybem druhé končetiny | Elektrofyzilogické testy |
| Wilsonova choroba | “Mávání křídly” | Jaterní testy; měď v moči, ... |

2.2.6 Ostatní

Méně často se třes objevuje při psaní nebo jiných specifických činnostech, dále periferní neuropatie a orthostatický třes. Třes se také občas objevuje u dětí jako esenciální, fyzický, při psaní a nebo třes jako následek zranění hlavy.

¹CBC = kompletní krevní obraz

²MRI = magnetická rezonance

³PET = pozitronová emisní tomografie

⁴SPECT = fotonová emisní počítačová tomografie

⁵CT = počítačová tomografie

Výjimečně je příčinou třesu u mladých lidí Wilsonova choroba (vrozená porucha metabolismu mědi). Příznaky se objevují mezi 11. a 25. rokem. Třes může být intenzí, nebo, častěji, jako “mávání křídly” při upažení.

2.3 Shrnutí

Z uvedeného je patrné, že klidový třes tabletem změřit nelze, nebo jen s obtížemi. Už samotné držení pera pacientem vyžaduje svalovou aktivitu. Podle vymezených druhů třesu bychom tak “v klidu” měřili třes isometrický a ne klidový. Stejně tak by se s velikými obtížemi měřil třes objevující se při specifických činnostech.

Pomocí tabletu tak můžeme měřit třes posturální/isometrický (volný třes), kinetický jednoduchý (rovné čáry) a intenzí (osmičky a spirály). Testy jsou popsány v kapitole 4.3.

Také vidíme, že jednotlivé choroby se většinou projevují několika druhy třesu zároveň.

Třes je podle definice rytmická oscilace. U některých pacientů (zejména s roztroušenou sklerózou) se projevuje i ataxie. To jsou nerytmické, neperiodické svalové záškuby.

3 Přehled předešlých prací

3.1 Analýza spirál

Seth. L. Pullman se ve své práci [Pul98] pokusil vyvinout metodu pro ohodnocování spirál nakreslených na tablet pacientem. Navrhnul několik matematických vzorců, které ohodnotí třes pacienta. Kombinací výsledků poté určí stupeň postižení v rozsahu 0–4, kde 0 znamená nejmenší postižení a 4 největší.

Spirálu lze popsat v souřadnicích kartézských:

$$x = a\theta \cos(\theta + c) \quad (3.1)$$

$$y = a\theta \sin(\theta + c) \quad (3.2)$$

x, y jsou souřadnice bodu v kartézské soustavě, a je konstanta, která udává velikost rozevření (kroucení) spirály, θ je úhel a c je konstanta reprezentující počáteční úhel. Spirálu lze vyjádřit i v souřadnicích polárních:

$$r = a\theta \quad (3.3)$$

kde $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ je poloměr. Celý princip vzorců nalezených Pullmanem se odvíjí od lineární závislosti poloměru na úhlu. A zde je problém. Poloměr spirály musíme určovat od nějakého středu. Pullman za střed spirály určil první zaznamenanou souřadnici v posloupnosti bodů. Na obrázku 3.1 vidíme, že když u ideální, počítačově generované spirály posuneme její střed, lineární závislost r na θ se rozpadá. Druhým případem je, pokud spirála bude elipticky zploštělá. Závislost r na θ je velice podobná minulému případu.

Tyto dvě “chyby” jsou však mnohem větší než chyba, kterou do této lineární závislosti vnáší třes, a kterou se Pullman pokouší kvantifikovat.

Pro určení chyby používá pět vzorců. První nazývá “hladkost prvního řádu”:

$$\begin{aligned} i_1 &= \frac{1}{\Theta} \sum_{j=1}^N \left(\frac{\Delta r_j}{\Delta \theta_j} - \bar{r}_\theta \right)^2 \\ I_1 &= \ln i_1 \\ \bar{r}_\theta &= \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \frac{\Delta r_j}{\Delta \theta_j} \end{aligned} \quad (3.4)$$

Θ je celkový úhel spirály, N je počet bodů a \bar{r}_θ je a vypočítané z nakreslené spirály.

Druhý vzorec nazývá “hladkost druhého řádu” (první derivace):

$$\begin{aligned} i_2 &= \frac{1}{\Theta} \sum_{j=1}^N \left(\frac{\frac{\Delta \Delta r_j}{\Delta \theta_j}}{\Delta \theta_j} - \overline{dr}_\theta \right)^2 \\ I_2 &= \ln i_2 \\ \overline{dr}_\theta &= \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \frac{\Delta \frac{\Delta r_j}{\Delta \theta_j}}{\Delta \theta_j} \end{aligned} \quad (3.5)$$

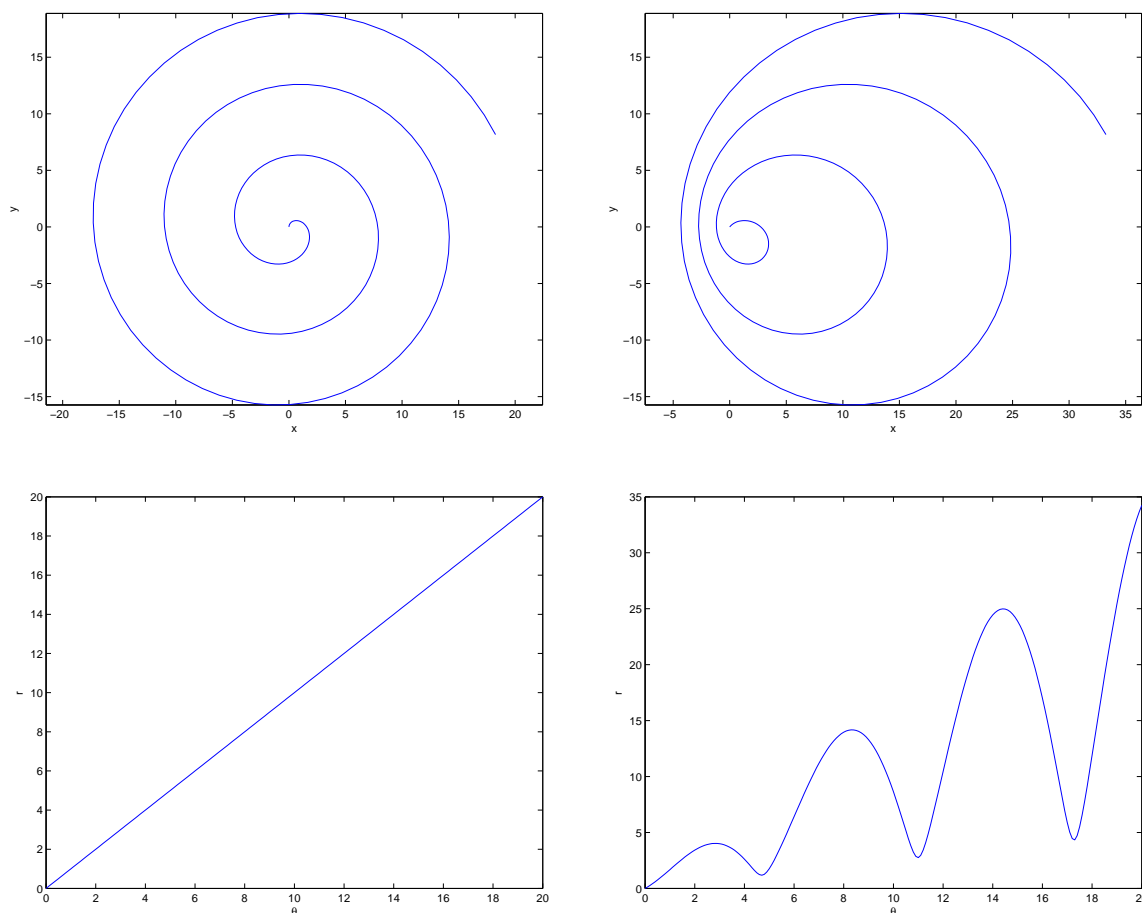
Dále definuje těsnost spirály:

$$I_3 = (\Theta/R - 14\pi)/2\pi \quad (3.6)$$

Poslední dva vzorce měří počet průchodů nulou pro hladkost prvního a druhého řádu:

$$I_4 = \frac{1}{2(N-1)} \sum_{j=1}^{N-1} \left[\text{sign} \left(\frac{\Delta r_{j+1}}{\Delta \theta_{j+1}} - \bar{r}_\theta \right) - \text{sign} \left(\frac{\Delta r_j}{\Delta \theta_j} - \bar{r}_\theta \right) \right] \cdot 100\% \quad (3.7)$$

$$I_5 = \frac{1}{2(N-1)} \sum_{j=1}^{N-1} \left[\text{sign} \left(\frac{\frac{\Delta \Delta r_{j+1}}{\Delta \theta_{j+1}}}{\Delta \theta_{j+1}} - \overline{dr}_\theta \right) - \text{sign} \left(\frac{\frac{\Delta \Delta r_j}{\Delta \theta_j}}{\Delta \theta_j} - \overline{dr}_\theta \right) \right] \cdot 100\% \quad (3.8)$$



Obrázek 3.1: Ideální spirála a ideální spirála s posunutým středem. Pod nimi je závislost poloměru na úhlu.

Z těchto pěti čísel experimentální cestou došel ke vzorci $DOS = 0.4615I_1 + 0.0544I_5 - 0.2331I_1^2 - 0.0726I_2^2 - 0.0001I_5^2 + 0.2539I_1I_2 + 1.3668$. DOS (Degree of Severity) by měl odpovídat standardní stupnici pro určování stupně postižení Parkinsonismem. Ta je v rozsahu 0 až 4.

Tuto metodu jsem zkoumal ve své semestrální práci [Dol05]. Implementoval jsem výše uvedené vzorečky, ale Pullmanovy výsledky se mi nepodařilo zopakovat. DOS se pohybovala v rozmezí přibližně -30 až +30 a vůbec neodpovídala stupni postižení Parkinsonismem. Jak jsem uvedl na začátku — tato metoda vyžaduje lineární závislost r na θ . Této linearitě však není docíleno ani u hladkých spirál zdravých lidí.

3.2 Analýza psaní

C. Marquardt a N. Mai se ve svých pracích [MM93] a [MGM99] věnují analýze ručně psaného textu. Spíše než na ohodnocování stupně postižení se zaměřují na experimenty s vizuomotorickou adaptabilitou.

V [MGM99] popisují experiment, kdy testovaní zdraví lidé používají tablet a pohyby pera vidí na obrazovce před sebou (na tablet se nedívají). Snaží se ohodnotit, jaký veliký vliv mají naučené automatické pohyby na psaní (pohyb).

Experiment se skládá ze dvou částí.

V první části testovaný subjekt kreslí neustále dokola “ll” (dvě psací l za sebou) tak, aby

pokud možno kresbou plně vyplňovaly čtverec na obrazovce. Až si testovaný ustálí kresbu, je změněno měřítko na tabletu na 66 % nebo 133 %. Lékaři poté pozorují, jak se dokáže s touto změnou vyrovnat. Analýzou kresby a průběhu rychlosti zjistili, že na plynulost pohybu neměla změna velikosti písma vliv a na novou velikost se adaptovali již v následujícím “l”.

Druhý experiment začíná tím, že člověk umístí pero do malého čtverce na levé straně obrazovky. Obrazovka se vymaže a po chvíli se ozve zvuk a v pravé části obrazovky, ve stejné výšce a ve vzdálenosti 215 mm, se objeví čtverec o hraně 1 cm. Testovaný má jedním rychlým pohybem posunout pero do čtverce a zastavit v něm, přičemž se klade důraz na rychlost. Když si testovaný subjekt tento pohyb natrénoval, byl cílový čtverec posunut doprava nebo doleva a opět se sledovalo, jak se člověk adaptuje.



Obrázek 3.2: Obrázky k průběhu experimentu - Analýza psaní

Na základě těchto experimentů dospěli k závěru, že by se mělo rozlišovat mezi vizuální zpětnou vazbou u automatických pohybů a u pohybu, který je řízený.

V druhé práci se zabývali nejlepší metodou na filtrování psaného textu. K tomu používali napsaná písmena “lu”.

3.3 Visuomotorické schopnosti pacientů s esenciálním třesem

V práci [SBGH99] se zaměřují pouze na visuomotorické schopnosti pacientů s esenciálním třesem. Pacienti s jinými symptomy byli z experimentu vyloučeni.

Průběh experimentu byl podobný jako v minulém případě. Tablet, na který člověk neviděl a pohyb pera sledoval na obrazovce před sebou. Úkoly pro testované osoby byly dva — sledování a obtahování. Všechny testy probíhaly na třech křivkách: čtverec (jednoduchý rovný pohyb), kruh (konstantní změna směru) a sinus (proměnlivá změna směru).

Při obtahování byla na monitoru zobrazena křivka a testovaný ji měl perem co nejpřesněji obtáhnout. Při sledování se po monitoru pohyboval po křivce terčík, na kterém měl subjekt udržovat pero.

Sledována byla rychlost jakou testovaný obtáhne křivku, směrová odchylka od ideálního průběhu (měří se odchylka derivace), průměrná chyba (měří se vzdálenost od ideálního průběhu), čas po který byla směrová chyba větší než určený práh, rychlost pohybu a počet přerušení sledování.

Zjistili, že pacienty s esenciálním třesem lze rozdělit do dvou skupin. Jednu skupinu pacientů nebylo možné pomocí těchto testů odlišit od zdravých lidí (mají normální visuomotorické schopnosti) a tu druhou poměrně lehce (mají snížené visuomotorické schopnosti). Dále zjistili, že ačkoli byl třes více koncentrován v jedné polovině těla, pomocí těchto testů to nebylo možné poznat.

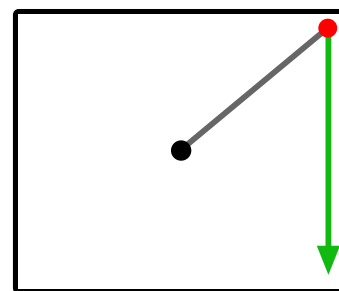
3.4 Visuomotorické schopnosti pacientů s Parkinsonovou chorobou

Contreras-Vidal a Buch se v práci [CVB03] obdobnými experimenty zaměřují na schopnosti Parkinsoniků.

I zde testovaný subjekt pozoruje na obrazovce monitoru pohyb pera. Kurzor umístí do středu obrazovky a má za úkol jím postupně pohybovat do čtverců v rozích obrazovky a zpátky. Nejdříve si to takto několikrát vyzkouší (*preexposure*) a poté je cíl posunut o 90° ve směru hodinových ručiček (*exposure*). Takto je test opět několikrát opakován a nakonec se subjekt opět testuje s výchozí pozicí terčiku (*postexposure*). Experiment ohodnocuje adaptaci na nečekanou změnu cíle a adaptaci na situaci, kdy se vrátí do původní polohy.

U subjektů byla měřena IDE (počáteční směrová chyba), byl kvantifikován počet “trhnutí” (NJ), RMSE¹, PTR (poměr vzdálenosti středu a bodu k délce trajektorie) a další.

Testy ukázaly, že zdraví lidé a Parkinsonici vykazují podobnou počáteční směrovou chybu a RMSE ve fázi *preexposure* a v rané fázi *exposure*. Parkinsonici však mají roztřesenější kresbu a větší PTR. V průběhu pozdní fáze *exposure* vykazují Parkinsonici větší IDE, RMSE a NJ a menší PTR. Celkově se u pacientů s Parkinsonovou chorobou projevila pomalejší a snížená schopnost adaptace v porovnání s kontrolní zdravou skupinou.



Obrázek 3.3: Rotace cíle

3.5 Určování roztroušené sklerózy

V článku [ESA⁺01] je popsán experiment, ve kterém se autoři snaží odlišit pacienty s roztroušenou sklerózou od ostatních pacientů s třesem. Roztroušená skleróza se projevuje především nepravidelnými, neperiodickými pohyby (ataxie), které se snaží u pacientů najít.

Vyvinuli k tomu sadu testů, které byly prováděny levou i pravou rukou:

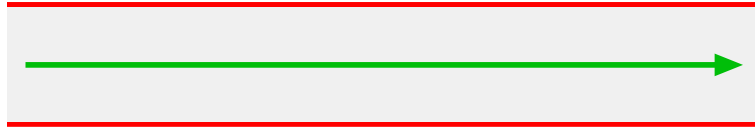
- Obtáhnutí předkreslené osmičky. Při testu záleželo především na přesnosti a hladkosti kresby. Ryhlost nebyla předepsána.
- Co nejrychleji ťukat perem o tablet po dobu 60 sekund.
- Nine Hole Peg test — devět předmětů, devět děr; testovaný má za úkol co nejrychleji umístit devět předmětů v misce do odpovídajících děr a poté je opět co nejrychleji vrátit zpátky.
- Přikládání prstu na nos.
- Měření svalového tonusu.
- Martinův vigorimetr — měří sílu stisku v balónku, který testovaný subjekt drží v ruce.

Vysledovali, že ataxické symptomy lze nejlépe odlišit v rozsahu spektrálního výkonu 2–10 Hz. Průměrná chyba kreslení dokáže oddělit pacienty od zdravých, ale již s její pomocí nelze odlišit jednotlivé skupiny nemocných. Pomocí ťukání a 9HPT lze odlišit pacienty s motorickými a sensorickými symptomy. Dále pak méně a více postiženou ruku.

3.6 Určování esenciálního třesu

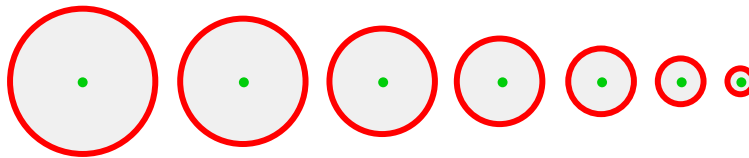
V práci [LYB⁺00] se autoři zabývali nástroji pro měření závažnosti třesu u pacientů s esenciálním třesem. Používali k tomu dva nástroje.

¹Root Mean Square error



Obrázek 3.4: Princip Groove-Type Steadiness Tester

Groove-Type Steadiness Tester (GTST) se používá k měření kinetického třesu. Skládá se ze dvou železných plátů a pera s železným hrotem. Testovaný subjekt má za úkol perem pohybovat mezerou mezi pláty od začátku do konce. Pokud se pero dotkne jednoho z železných plátů, spojí se elektrický obvod a zařízení to zaznamená.



Obrázek 3.5: Princip Nine-Hole Steadiness Tester

Nine-Hole Steadiness Tester (NHST) se používá k měření posturálního třesu. V zařízení je devět postupně se zmenšujících děr s železným obvodem. Opět se používá pero s železným hrotem. Pacient má za úkol udržet pero v díře po dobu deseti sekund. Zařízení počítá, kolikrát se pero dotkne stěny díry.

Z obou zařízení se vypočítají příznaky, které zahrnují šířku díry (šířku mezery mezi pláty) a počet dotknutí pro jednotlivé průměry děr (šířky mezery). Z toho pak lze odvodit amplitudu, frekvenci a závažnost postižení. Nedokážou však rozlišovat mezi třesem a jinými pohybovými postiženími.

3.7 Ostatní

Ostatní články uvedené v použité literatuře se zabývají kvantifikací příznaků tradiční cestou, porovnáváním testovacích baterií, vlivem léků na průběh choroby a symptomy, nebo používají drahé testy.

4 Návrh řešení

4.1 Požadavky na aplikaci

- bude komunikovat s tabletem
- umožní volbu (případně i změnu) různých druhů testů
- umožní nasnímaná data uchovávat v databázi
- umožní prohledávání databáze
- bude lehce použitelná pro lékaře nebo obsluhující personál
- umožní zobrazování a vizualizaci dat
- bude implementovat nalezené analytické nástroje pro extrakci příznaků
- umožní sledování stavu pacienta v průběhu času
- umožní export anonymních dat pro další analýzu
- umožní zálohování databáze



Obrázek 4.1: Pacient nakreslí na tablet testované obrazce, tablet odešle data aplikaci, která je uchová v databázi. Data lze prohlížet a analyzovat i na jiném počítači

4.2 Návrh řešení

Programovacím jazykem, v kterém je aplikace implementovaná, jsme zvolili Javu. Pro Javu jsme se rozhodli z následujících důvodů: je objektová, multi-platformní a přenositelná, bezpečná, umožňuje psát přehledný kód, který neobsahuje některé chyby z nepozornosti (například uvolňování ukazatelů z paměti), k dispozici je obrovské množství knihoven, podporuje ji mnoho firem, Java není omezena licenčními ani jinými poplatky a v neposlední řadě jsou aplikace pro Neuronovou skupinu psané v Javě z důvodu znovupoužitelnosti kódu a kompatibility.

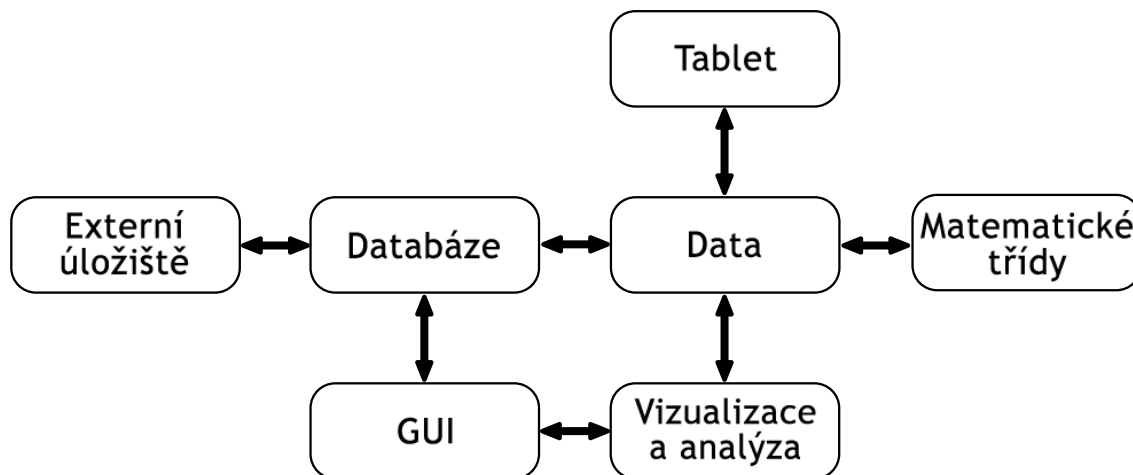
Pro komunikaci s tabletem jsme zvolili knihovnu JWinTab od Juna Rekimota ([Rek05]). Je to Java rozhraní pro komunikaci se standardní knihovnou pro Windows — Wintab, kterou podporují i tablety firmy Wacom.

Aby bylo možno sledovat vývoj pacienta v čase, dělíme data nasnímaná pacientem do jednotlivých návštěv pacienta u lékaře.

Aplikace je postavena na architektuře Model-View-Controller a umožňuje tak modulární dělení do relativně nezávislých částí. Aplikace se tedy skládá z částí (obrázek 4.2):

- třídy pro práci s tabletem
- databáze v paměti počítače

- externí úložiště dat
- data, jejich vizualizace a analýza
- matematické nástroje
- uživatelské rozhraní



Obrázek 4.2: Blokové schéma aplikace

Databáze podporuje komunikaci s různými externími úložišti dat. Je šetrná ke zdrojům počítače a tak z externího úložiště data nahrává až v okamžiku, kdy je opravdu potřebuje a při nedostatku paměti nepotřebná data opět uvolňuje.

Jako konkrétní externí úložiště jsem naprogramoval XML databázi. Výhody XML: formát čitelný a přímo editovatelný i člověkem, podpora pro XML je v mnoha aplikacích, snadnější práce s textovým formátem než s binárním, data jsou lehce převaditelná do jiných formátů, snadná transformace dat pomocí XSLT. Pokud to bude potřeba, je možné přes implementované rozhraní přidat podporu pro SQL databáze a podobně.

V konfiguračním souboru je možné přidávat, měnit nebo odebírat zvolené testy a upravovat různé nastavení aplikace. Aplikace může být provozována na několika počítačích. Umožňuje zálohování, import a slučování databází, takže nezáleží, na kterém počítači (pracovišti) bude pacient vyšetřen. Jeho data mohou být jednoduše přenesena do všech ostatních provozovaných aplikací. Data také mohou být anonymizována a exportována pro zkoumání mimo lékařská pracoviště.

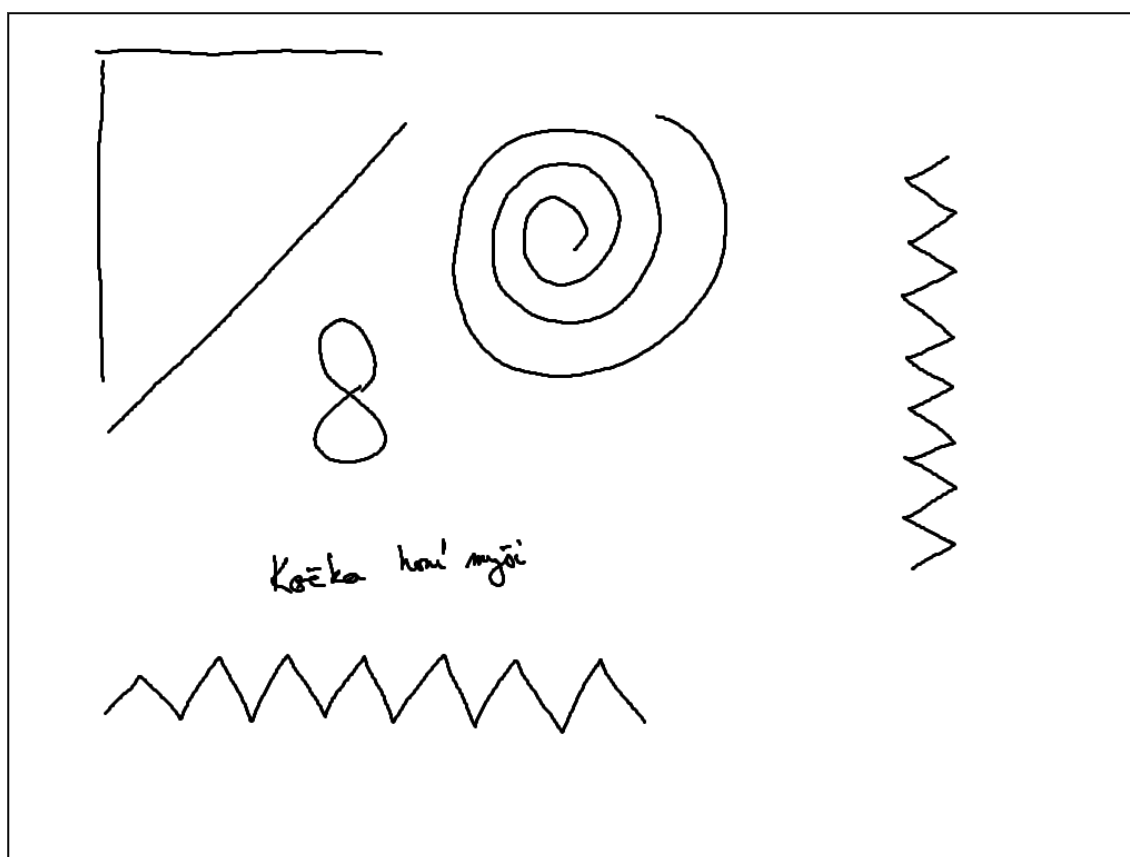
Některé zajímavé a konkrétní detaily implementace jsou blíže popsány v kapitole 7.

4.3 Soubor testů

Na základě použitých postupů v jiných pracích a po dohodě s lékaři jsme stanovili několik testů, které budou pacienti provádět. Testy jsou jednoduché, pacienti jsou snadno instruováni, jaké úkoly mají provést. K tomu velice napomáhá, že použitý tablet umožňuje snímat data perem, které na papíře zanechává stopu (jako kuličkové pero) a tak je pro vyšetřované kreslení intuitivní. Tablet nasnímá data a předá je aplikaci ke zpracování. Všechny testy se provádějí levou i pravou horní končetinou.

- Čára horizontální

- Čára diagonální
- Čára vertikální
- Čára lomená vertikální
- Čára lomená horizontální
- Osmička
- Spirála
- Text
- Volný třes



Obrázek 4.3: Soubor testů pro jednu ruku (příklad)

Čáry, osmičky, spirály a text se běžně používají v lékařské praxi pro diagnózu Parkinsonů. Čáry jsou jednoduché obrazce a při jejich kreslení se nejvíce zapojuje celá paže, zápěstí jen minimálně. Osmičky a spirály jsou pro nakreslení obtížnější. Vyžadují již vizuomotorickou koordinaci a do kreslení se zapojuje více svalů ruky, zejména pak zápěstí.

Při volném třesu má vyšetřovaný člověk loket volně položený na stole a pero drží volně nad tabletem. Jinou část ruky než loket nemá o podložku opřenou. Data jsou snímána po dobu dvaceti vteřin.

V těchto testech by se tedy měly projevovat různé druhy třesu, jak byly představeny výše. Požadované obrazce nejsou předkresleny a testovaná osoba je může nakreslit podle sebe.

Použitý tablet (Wacom Intuos2) snímá s frekvencí 200 Hz a rozlišením 2 540 dpi a zjišťuje následující údaje: souřadnice x a y , 1024 stupňů tlaku, sklon pera a výšku pera nad tabletem.

4.4 Průběh vyšetření

Tablet je připojen k počítači, kde je spuštěna aplikace. Pokud pacient zatím v databázi není, lékař založí jeho nový záznam — vyplní jméno, příjmení, věk a rodné číslo. Nyní založí pacientovi novou návštěvu (pro stálého i nového pacienta). Provede svá lékařská vyšetření (prst na nos, pohybovou nestabilitu, rigiditu zápěstí a podobně) a výsledky svého vyšetření doplní k návštěvě. Po té začnou s pacientem provádět naše testy.

Pacient se usadí pohodlně před tabletem a dostane do ruky pero od tabletu. Lékař nebo obsluhující personál postupně vybírá z nabídky testů a instruuje pacienta, co má nakreslit, případně jak se test provádí. Po stisku tlačítka **Start** pacient test vykoná a testující zmáčkne tlačítko **Stop**. Data se mu zobrazí v podobě, v které v nich lehce pozná počáteční a koncové artefakty (popsáno v následující kapitole 5). Pokud jsou data správně nasnímána (pacient ani testující neudělali chybu), data uloží a pokračuje dalším testem. Jinak je test zopakován.

Po dokončení testů si lékař může vybrané testy kdykoliv prohlížet různými vizualizačními metodami a analyzovat je. Implementovanými nástroji jsou:

- Lineární regrese a vzdálenost od přímky pro zpracování čar
- Adaptivní filtr pro zpracování osmiček a spirál a zvýraznění vzdálenosti od filtrovaného průběhu
- Zobrazení signálu, filtrace a rozdíl původního a filtrovaného signálu
- Zobrazení signálu v závislosti na délce
- Fourierova transformace a spektrogram signálu
- Signálem může být: θ , x , y , rychlost, v_x , v_y , tlak

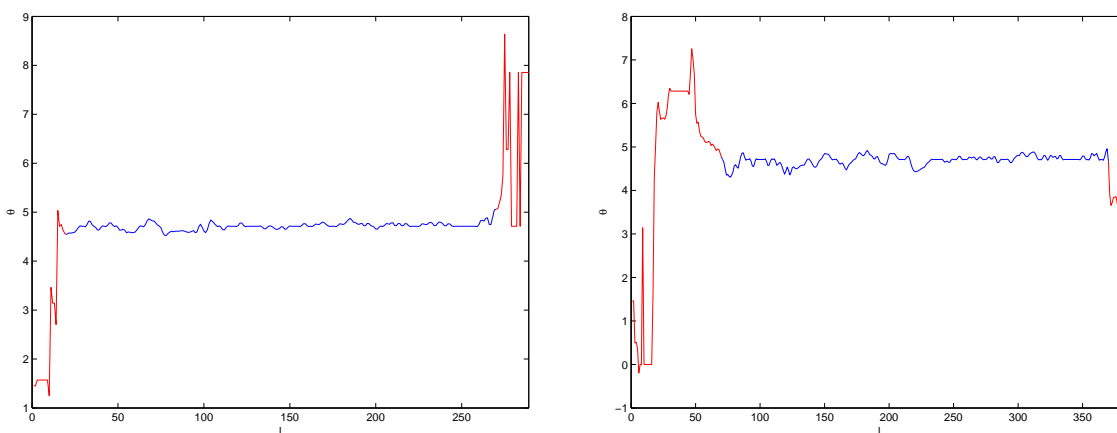
Tyto metody jsou popsány dále. Používání aplikace je podrobně popsáno v příloze C.

5 Zpracování dat

Naměřená data jsem nejdříve zkoumal v prostředí Matlab. Teprve pokud se některá metoda ukázala být zajímavá, implementoval jsem ji i do své aplikace. Zde popisované algoritmy proto budou uváděny v kódu nebo pseudokódu připomínající syntaxi Matlabu.

Nejdříve je data nutné na začátku a na konci oříznout, protože obsahují artefakty, které další zkoumání dat znehodnocují. Tyto artefakty obsahují jak data zdravých, tak nemocných a vznikají tak, že testovaný přiloží pero na tablet a pár desetin sekundy trvá, než začne perem pohybovat nebo jím pohybuje velice pomalu. To samé se většinou opakuje na konci kreslení, kdy se pero na okamžik zastaví.

Na obrázku 5.1 jsou vidět artefakty na začátku a na konci čáry (červeně zvýrazněny) u zdravého člověka. Obdobné artefakty najdeme u všech kreseb. Graf vyjadřuje závislost θ na čase. Jeden dílek znamená 5 ms (vzorkovací frekvence tabletu je 200 Hz). Dále již budeme pracovat pouze s vyčištěnými daty.



Obrázek 5.1: Příklad typických artefaktů na začátku a na konci čáry

Z nasnímaných dat používám pouze souřadnice x a y . Z nich určuji rychlost:

```
dt = 5; % 5 ms je časový interval mezi dvěma následujícími vzorky

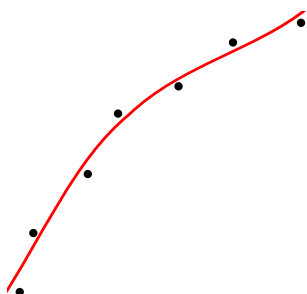
% SG filtr řádu 3, délky 5 na vektory X a Y
fx = sgolayfilt(X, 3, 5);
fy = sgolayfilt(Y, 3, 5);

% spočítá diference mezi následujícími hodnotami ve filtrovaných polích fx a fy
dx = filter([.5 0 -.5], 1, fx);
dy = filter([.5 0 -.5], 1, fy);

% korekce na prvních dvou pozicích vektorů
dx(1) = 0;
dy(1) = 0;
dx(2) = (fx(2) - fx(1));
dy(2) = (fy(2) - fy(1));

ds = sqrt((dx .* dx) + (dy .* dy));
```

```
% výpočet vektorů rychlostí
v = ds / dt;
vx = dx / dt;
vy = dy / dt;
```



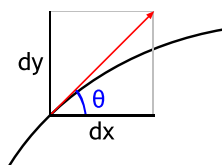
Obrázek 5.2: Kvantizační chyba a šum

Před počítáním rychlosti musíme data vyhladit filtrem s malým oknem. V datech je totiž patrná kvantizační chyba a šum, viz obrázek 5.2, které vznikají převodem analogového signálu na digitální. Sousední okamžité rychlosti se proto mohou lišit, přestože pohyb při kreslení byl plynulý.

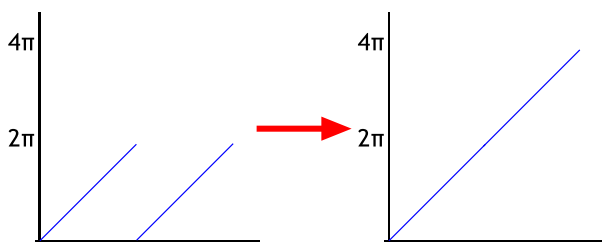
Filter s parametrem $[0.5 \ 0 \ -0.5]$ odpovídá diferencii. Můžeme si představit, že je to průměr ze dvou následujících diferencí:

$$\begin{aligned} \frac{z^1 - z^0}{2} + \frac{z^0 - z^{-1}}{2} &= \frac{(z^1 - z^0) + (z^0 - z^{-1})}{2} = \frac{z^1 - z^{-1}}{2} = \\ &= \frac{1}{2}z^1 + 0z^0 - \frac{1}{2}z^{-1} \end{aligned}$$

Výpočet změny v x a y je tak méně náchylný k chybám (vzniklých při snímání, digitalizaci apod.). Implementace filtru je s fázovým posuvem, a proto špatně vypočítá první dvě hodnoty pole. Ty musíme spočítat klasickou cestou. Takto získáme okamžité rychlosti ve směru x , y a velikost vektoru okamžité rychlosti pro všechny nasnímané body.



Obrázek 5.3: Úhel θ



Obrázek 5.4: Funkce unwrap

Z rychlostí ve směru x a y vypočítáme úhel θ , který svírá vektor rychlosti s osou x a pomocí funkce `unwrap`¹ získáme závislost úhlu θ na čase.

$$\begin{aligned} \theta &= \arctan\left(\frac{\Delta y}{\Delta x}\right) = \arctan\left(\frac{\Delta y}{\Delta x} \frac{\Delta t}{\Delta t}\right) = \arctan\left(\frac{\frac{\Delta y}{\Delta t}}{\frac{\Delta x}{\Delta t}}\right) = \\ &= \arctan\left(\frac{v_y}{v_x}\right) \end{aligned} \quad (5.1)$$

5.1 Společné příznaky

Z nakreslené křivky se nejdříve snažíme odvodit její “ideální” průběh tak, jak ji pacient zamýšlel. Nakreslenou a ideální křivku od sebe odečteme a dostaneme průběh rušivých vlivů - třesu. Z tohoto rozdílu pak můžeme extrahovat různé příznaky, které ukazují sílu třesu.

¹Funkce provádí korekci úhlu (v radiánech) tím, že přidává násobky $\pm 2\pi$ tak, aby rozdíl hodnot mezi následujícími elementy v poli nebyl větší než π

Významnými znaky se ukazují:

- Plocha rozdílu — ukazuje na celkovou sílu třesu
- Rozdíl ploch pod křivkou a nad křivkou — ukazuje, zda je třes jednostranný, zda jsou záškuby ojedinělé, nebo je třes rovnoměrný
- Maximální velikost — ukazuje na sílu třesu
- Počet překročení určitého prahu — ukazuje na jednotlivé silné záškuby

Třes je vlastně kmitání. Proto se pro jeho určení velice hodí Fourierova transformace, která převádí signál z časové oblasti do frekvenční. S její pomocí zjišťujeme, jaké frekvence se v signálu objevují.

Pokud bychom chtěli přesně určit frekvenci třesu pacienta, je k tomu účelu používaný akcelerometr nebo sledování elektrických impulzů v nervech pacienta. Při kreslení se projevuje již jiná frekvence, na kterou má vliv: převod nervových vzruchů na svalový pohyb, držení pera v ruce, tření pera o podložku a další. K zjištění třesu to však stačí.

Fourierova transformace se však počítá přes celou délku signálu a tak mohou být ojedinělé záškuby potlačeny, může se objevit prosakování energie ve spektru. Třes nemá přesně danou periodu a tak se může ve spektru projevit v několika frekvencích. Tyto problémy jsou potlačeny při použití STFT (Krátkodobá Fourierova transformace). Data se rozdělí do stejně velkých oken a Fourierova transformace se počítá na každém okně zvlášť. Vyniknou tak zejména jednotlivé záškuby a lokální třes.

Podle některých studií je vhodné pozorovat rychlost kreslení. Nemocní lidé kreslí většinou pomaleji. Rychlost kreslení by také měla být stálá, případně se měnit plynule. Můžeme opět sledovat průměrnou a maximální rychlost, FFT a spektrogram rychlosti...

5.2 Čáry horizontální, vertikální, diagonální

Pro určení ideální křivky používám lineární regresi (odvození vzorečků viz příloha B.3 na straně 56). Daty proložím přímkou a zjišťuji, jak se od ní nakreslená čára odchyluje.

Při použití lineární regrese jsem narazil na problém. Standardní udávaný vzoreček počítá se závislostí y na x (viz B.22 a B.23). Pokud se však čára více blíží svislici, kumuluje se v součtech chyba a proložená přímkou neodpovídá skutečnosti. Pro tato data se hodí vzoreček, který počítá se závislostí x na y (viz B.24).

Tuto nepříjemnost jsem se pokusil obejít odvozením jiného vztahu pro lineární regresi. Nový vztah (viz B.29) ovšem počítá s rovnoměrným růstem dat a proto se také nehodí.

Vzhledem k tomu, že nejvíce nasnímaných bodů je na začátku a (nebo) na konci křivky, data nejdříve převzorkuji z časové oblasti do oblasti délky - všechny body křivky pak mají přesně stejné rozestupy. Podle sklonu čáry poté vyberu vhodnější vzoreček pro výpočet lineární regrese.



Obrázek 5.5: Lineární regrese: oranžová čára je střed lineární regrese, červené čáry vymezují pruh o šířce 0,5 cm

Použití Fourierovy transformace nemělo smysl, protože testovaný člověk nakreslil čáru většinou příliš rychle a ze spektra ani spektrogramu se poté nic nepozná.

5.3 Spirály

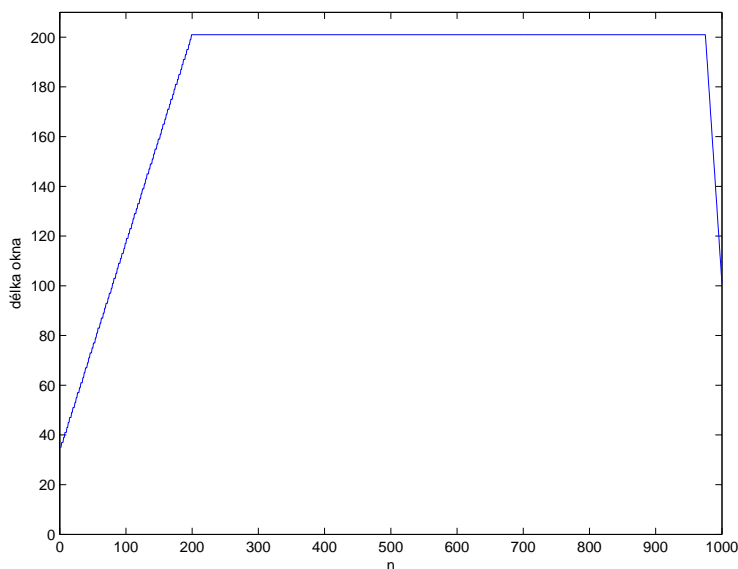
Pro určení ideální křivky používám Savitzky-Golay filtr. Savitzky-Golay filtr je polynomiální vyhlazovací filtr. S jeho pomocí se pokouším odstranit ze signálu třes.

Pokud má pacient nepravidelné záškuby, vyznačují se zejména tím, že ve vrcholu zákmitu setrvává pero nějakou chvíli a nahromadí se tam nasnímané body. Pro určení průběhu bez třesu tak filtr nelze použít v časové oblasti, protože by ho tyto shluky bodů spletly (neodfiltroval by je).

Data je proto nejprve nutné převzorkovat do délkové oblasti (data nebudou záviset na čase, ale následující body dat budou mít od sebe stejnou vzdálenost).

Zde však narážíme na problém, že střed spirály má větší zakřivení, a proto obsahuje i vyšší frekvence. Navíc SG filtr na začátku a konci dat sleduje jejich trend a proto potlačuje i legitimní změny, které se zde vyskytují.

Data je proto nutné filtrovat adaptivním filtrem. Filtr mění v průběhu filtrace svoji délku lichoběžníkovým průběhem. Délka filtru uprostřed spirály (maximum) je odvozena od její velikosti. Filtr začíná na jedné šestině maximální délky a lineárně se zvětšuje až do jedné pětiny délky dat. Poslední čtyřicetinu pak délka filtru opět lineárně klesá na polovinu maximální délky. Viz obrázek 5.6.

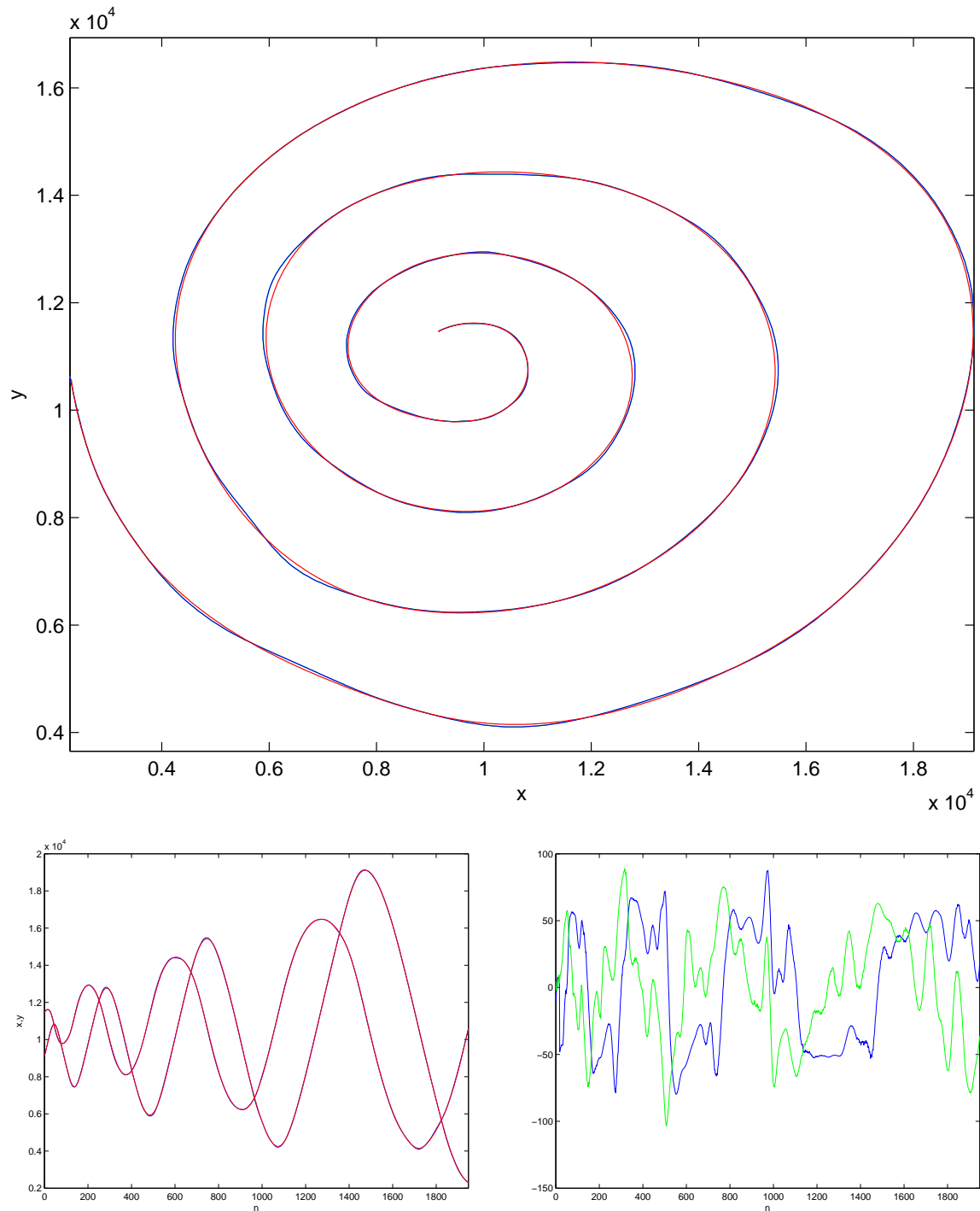


Obrázek 5.6: Průběh velikosti okna adaptivního filtru

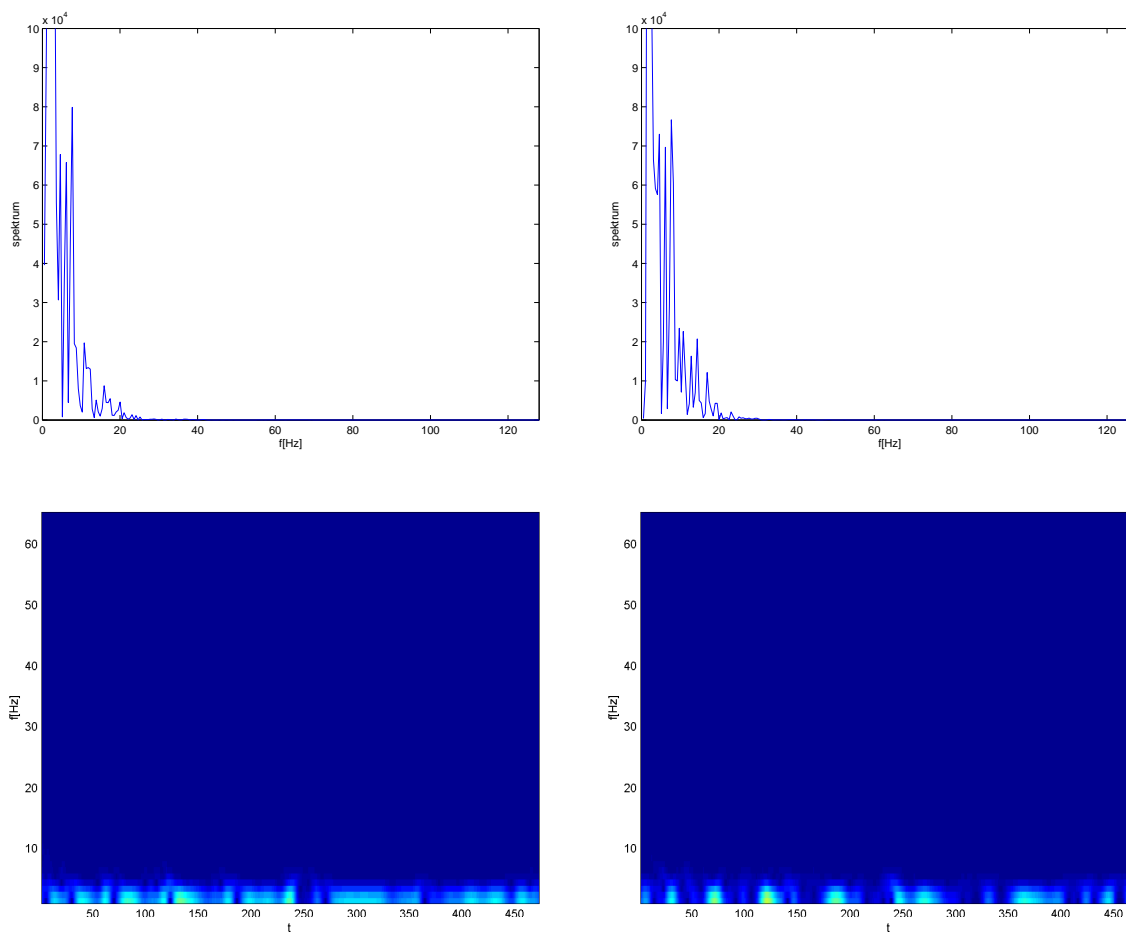
Řád SG filtru je 2 a maximální délku filtru určíme z rozměrů spirály (šířky a výšky). Jako odpovídající vzorec se ukázal být

$$\text{maxLength} = 1.1 \times (\max(x) + \max(y) - \min(x) - \min(y))/200; \quad (5.2)$$

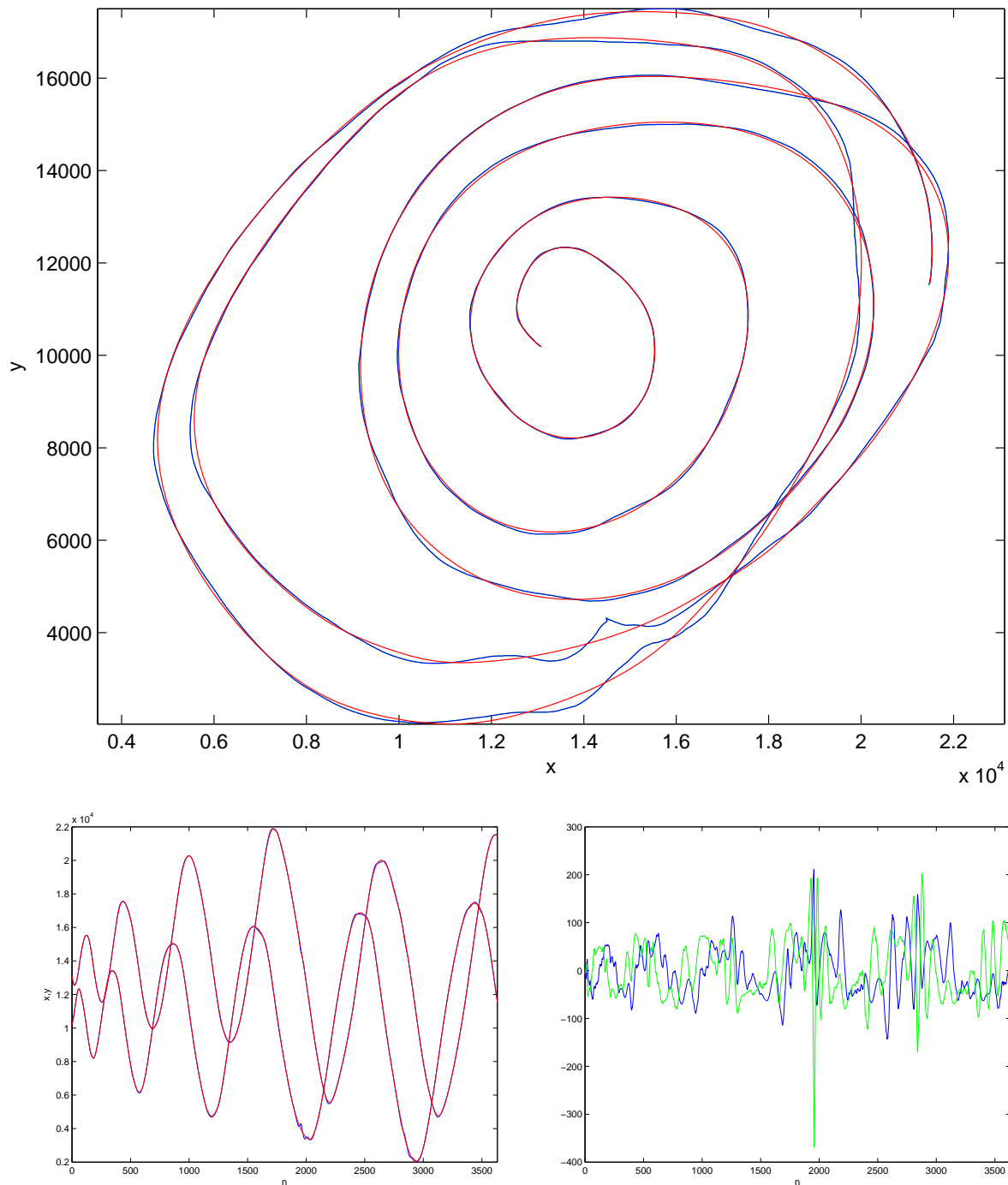
Z takto vyfiltrovaného signálu můžeme určovat rozdíl od nakreslených dat, plochu rozdílu a podobně, ale experimenty ukázaly, že není vhodný pro počítání FFT a STFT. To je vidět zejména z obrázků 5.7 a 5.15. První z nich je spirála zdravého člověka, druhý obrázek je spirála člověka evidentně postiženého třesem. Fourierova transformace a STFT přitom vykazují podobné hodnoty a proto je nelze odlišit v délkové oblasti. Na obrázcích 5.7 až 5.16 je vidět, že adaptivní filtr nalezne křivku, kterou chtěl testovaný nakreslit.



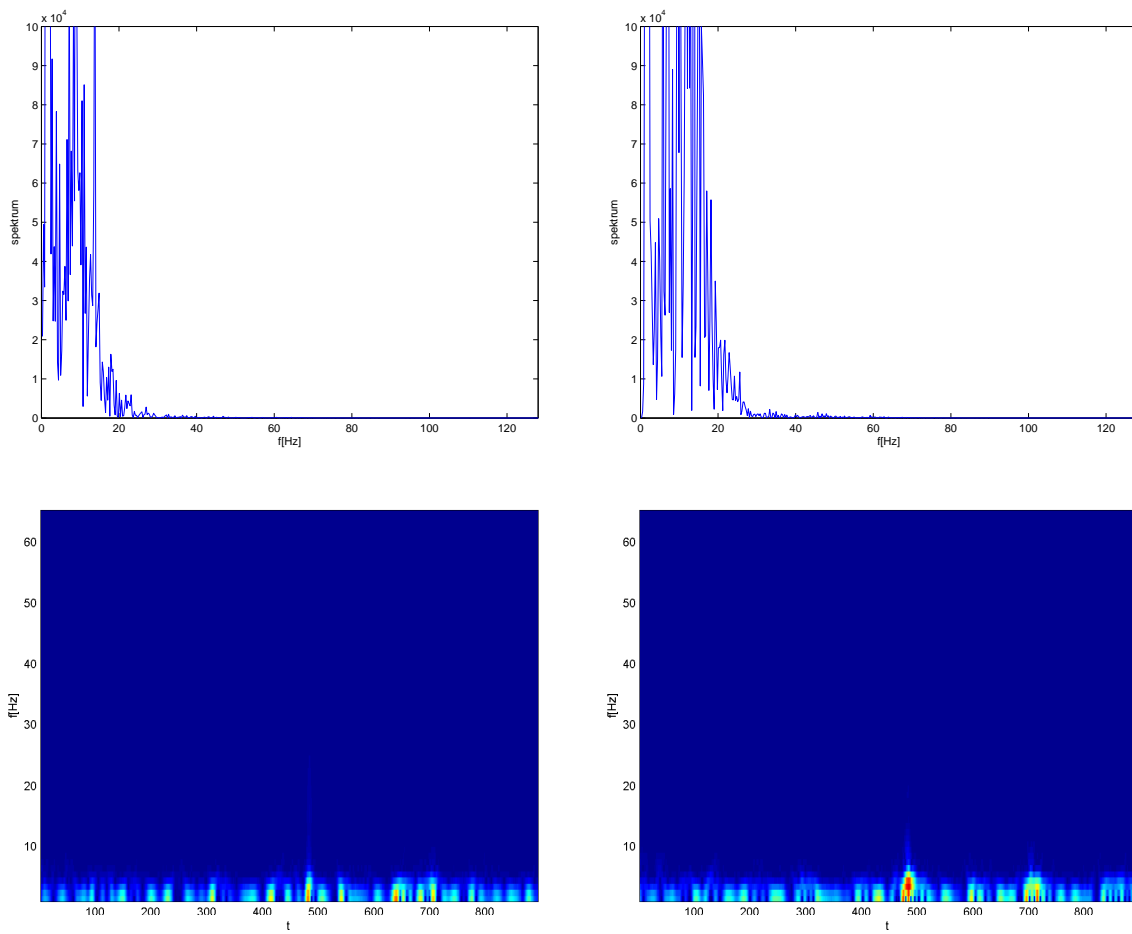
Obrázek 5.7: Analýza spirály zdravého člověka v délkové oblasti (a): 1) nahoře původní a filtrovaná spirála, 2) vlevo dole průběh v ose x a y a jejich filtrované hodnoty, 3) vpravo dole rozdíl filtrovaných a původních hodnot v x a y ,



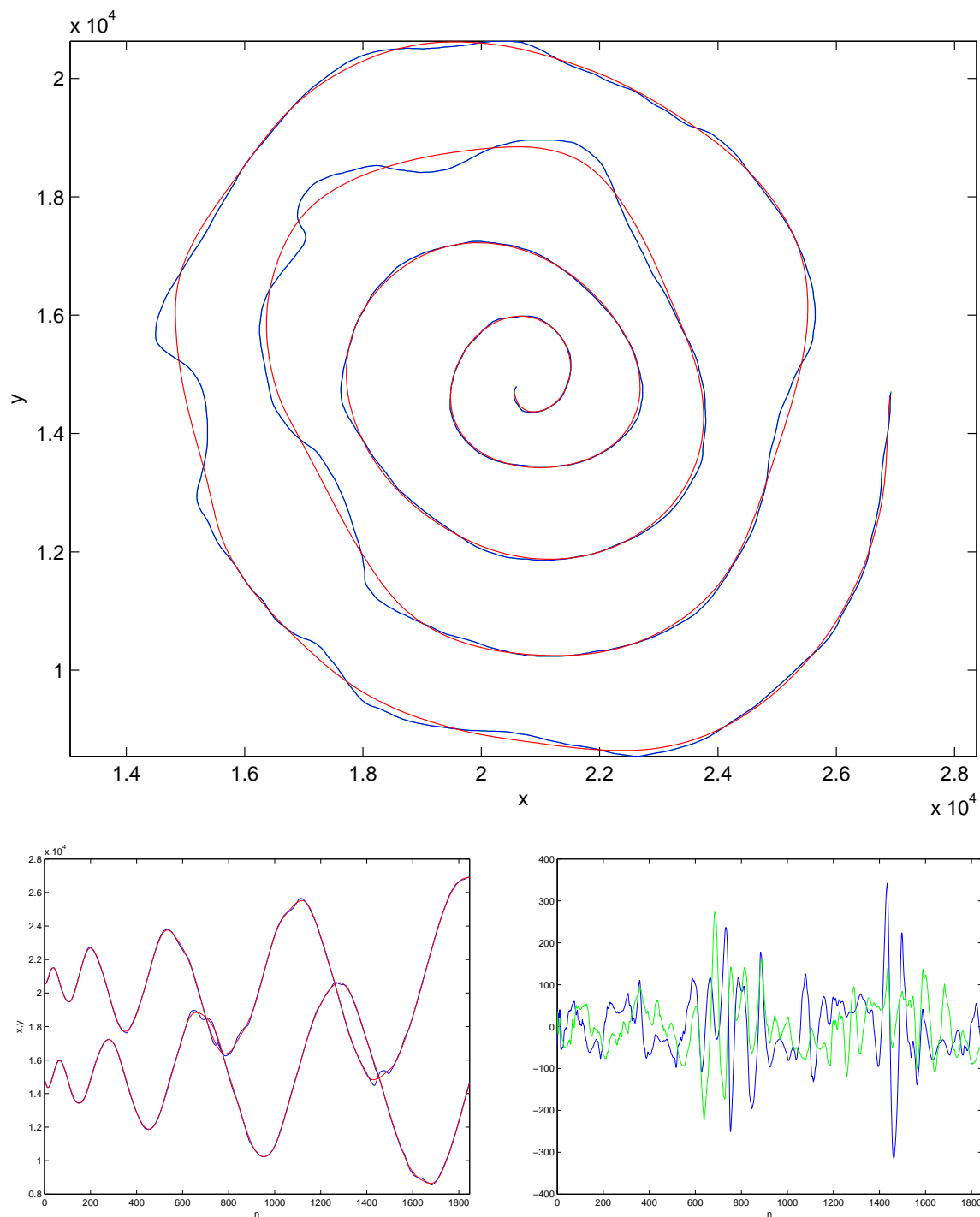
Obrázek 5.8: Analýza spirály zdravého člověka v délkové oblasti (b): 4) vlevo nahoře FFT na rozdíl v x, 5) vpravo nahoře FFT na rozdíl v y, 6) vlevo dole spektrogram rozdíl v x, 7) vpravo dole spektrogram rozdíl v y



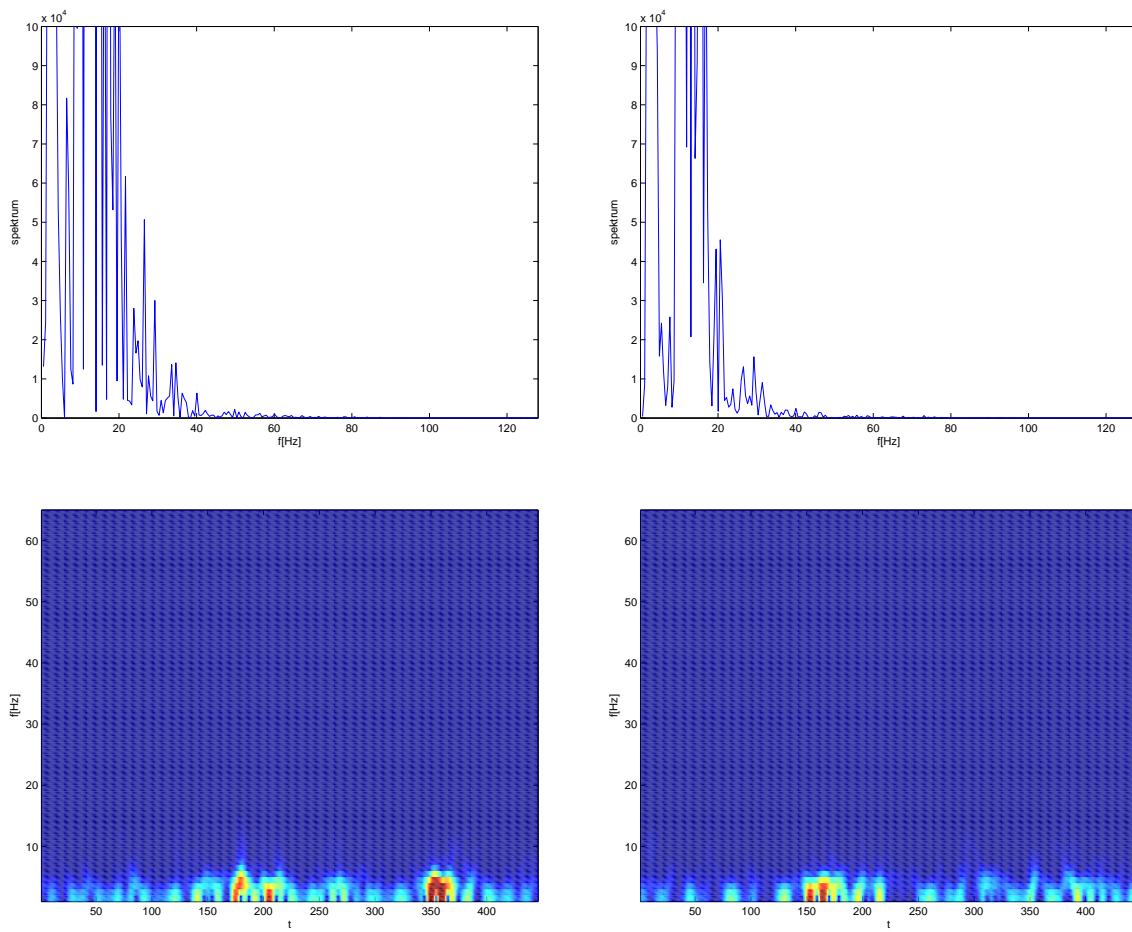
Obrázek 5.9: Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (1a): 1) nahoře původní a filtrovaná spirála, 2) vlevo dole průběh v ose x a y a jejich filtrované hodnoty, 3) vpravo dole rozdíl filtrovaných a původních hodnot v x a y,



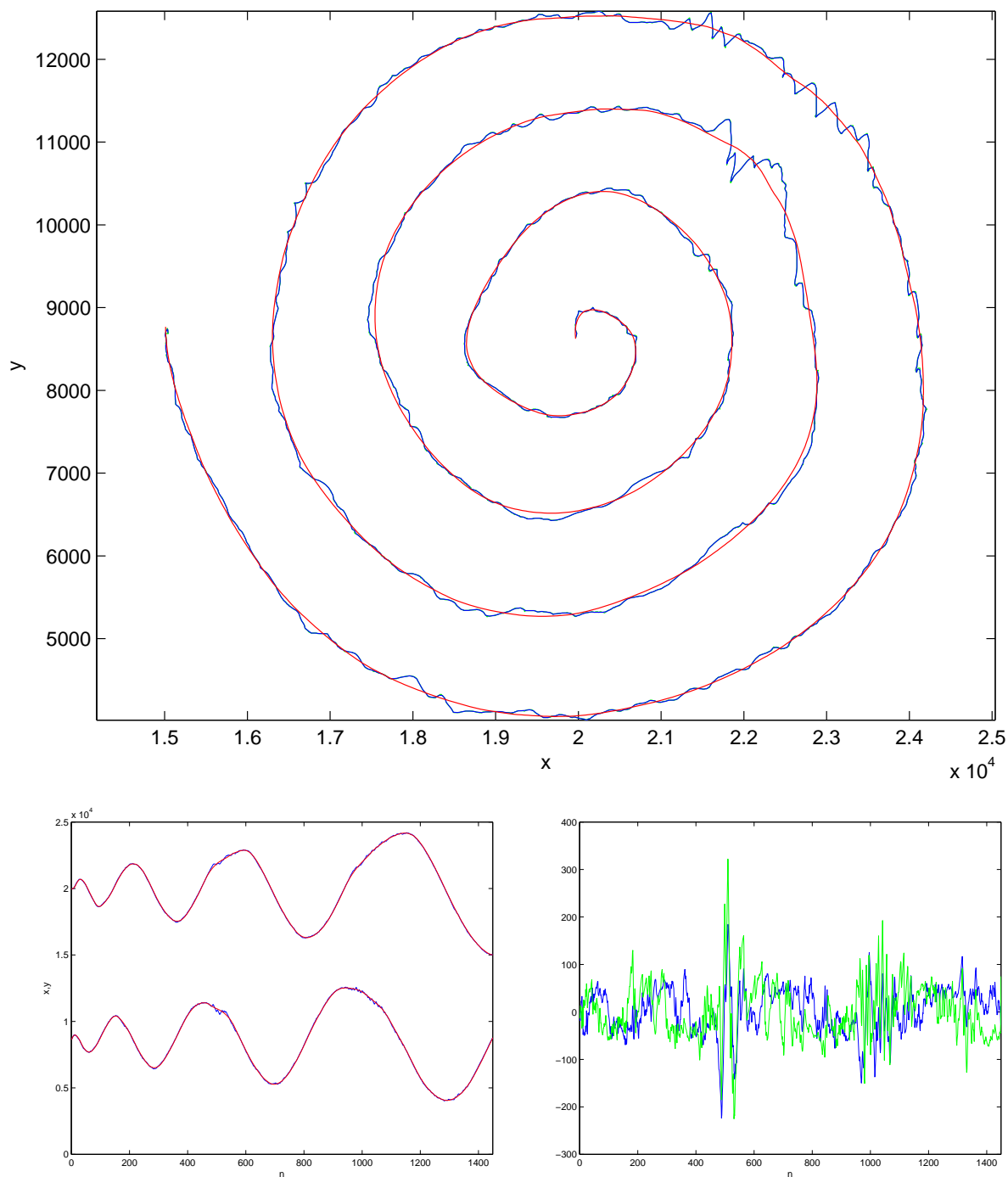
Obrázek 5.10: Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (1b): 4) vlevo nahoře FFT na rozdíl v x, 5) vpravo nahoře FFT na rozdíl v y, 6) vlevo dole spektrogram rozdíl v x, 7) vpravo dole spektrogram rozdíl v y



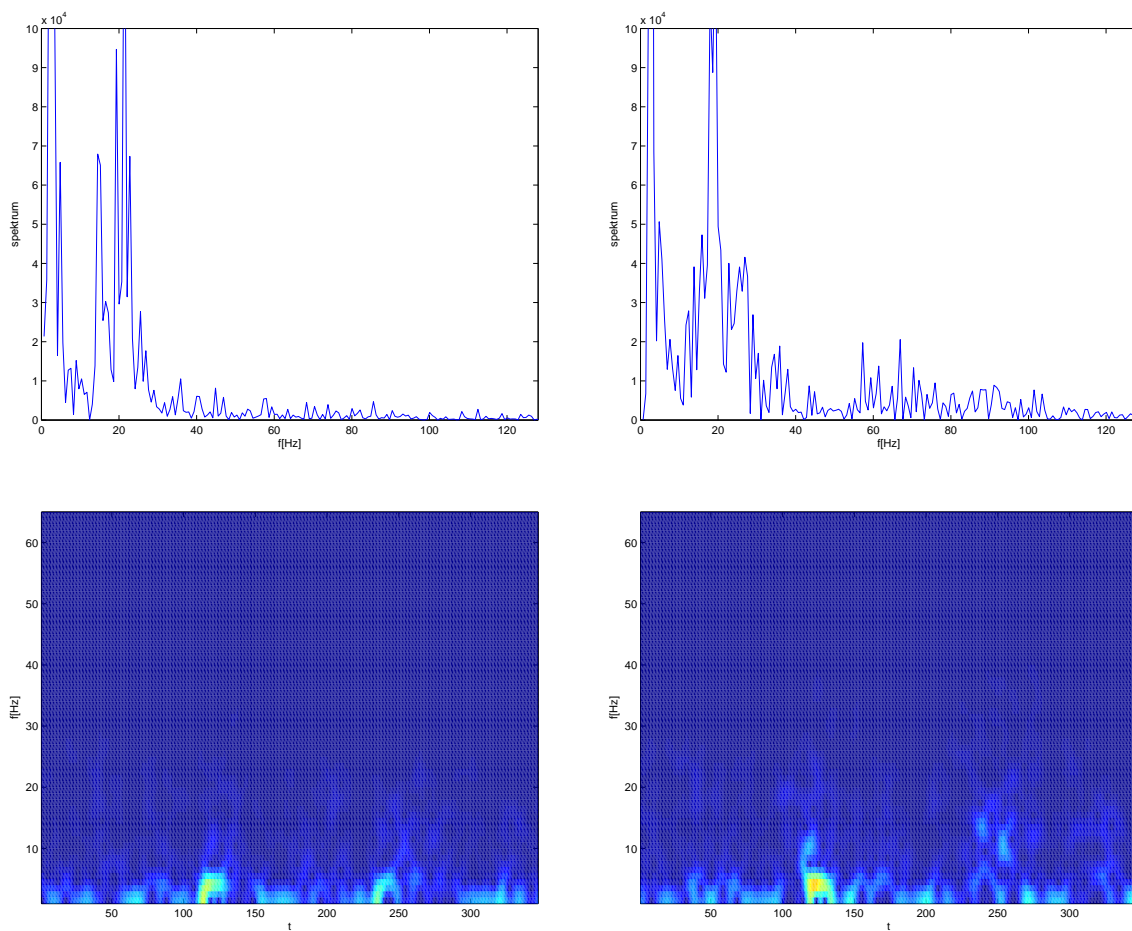
Obrázek 5.11: Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (2a): 1) nahoře původní a filtrovaná spirála, 2) vlevo dole průběh v ose x a y a jejich filtrované hodnoty, 3) vpravo dole rozdíl filtrovaných a původních hodnot v x a y,



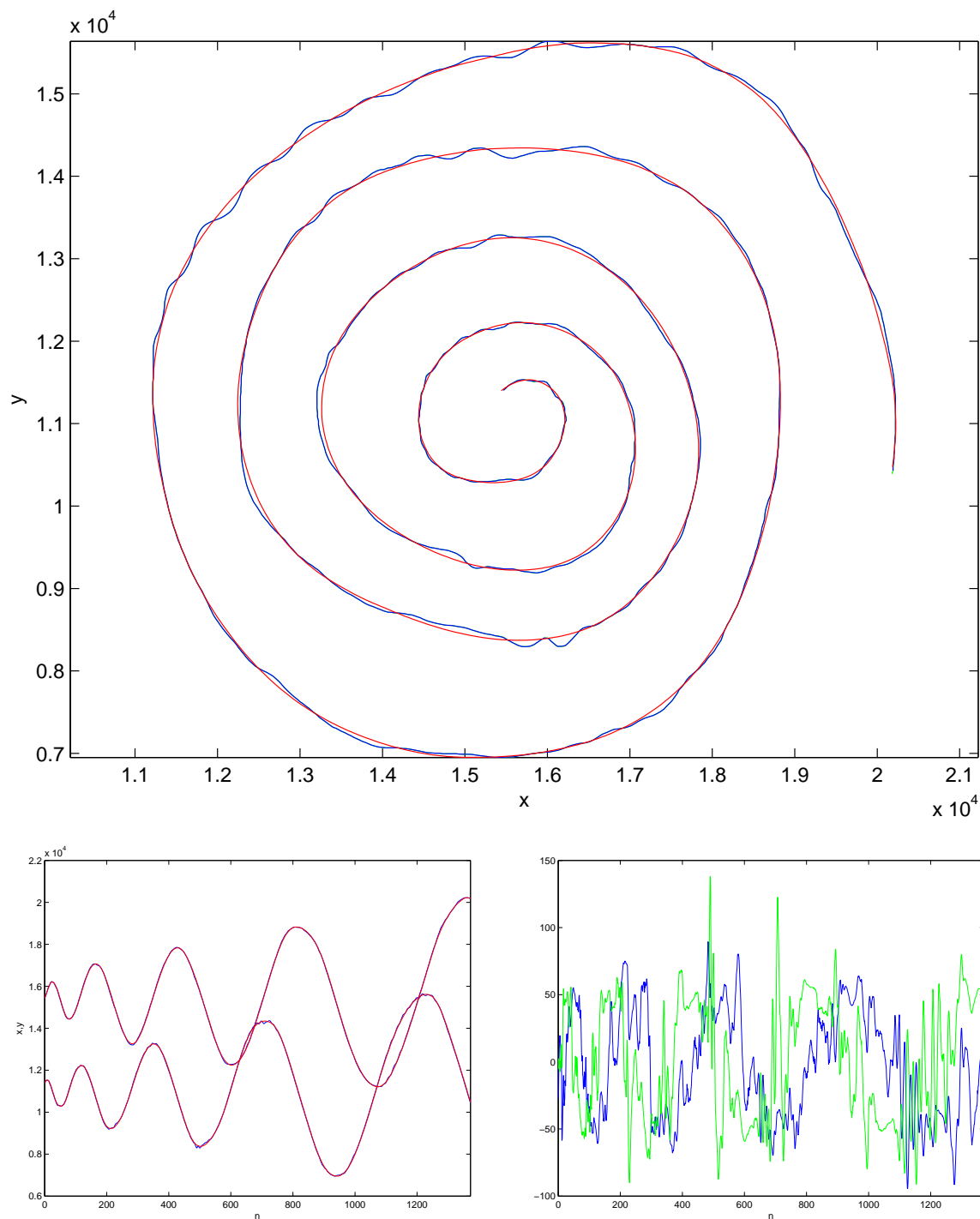
Obrázek 5.12: Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (2b): 4) vlevo nahoře FFT na rozdíl v x, 5) vpravo nahoře FFT na rozdíl v y, 6) vlevo dole spektrogram rozdíl v x, 7) vpravo dole spektrogram rozdíl v y



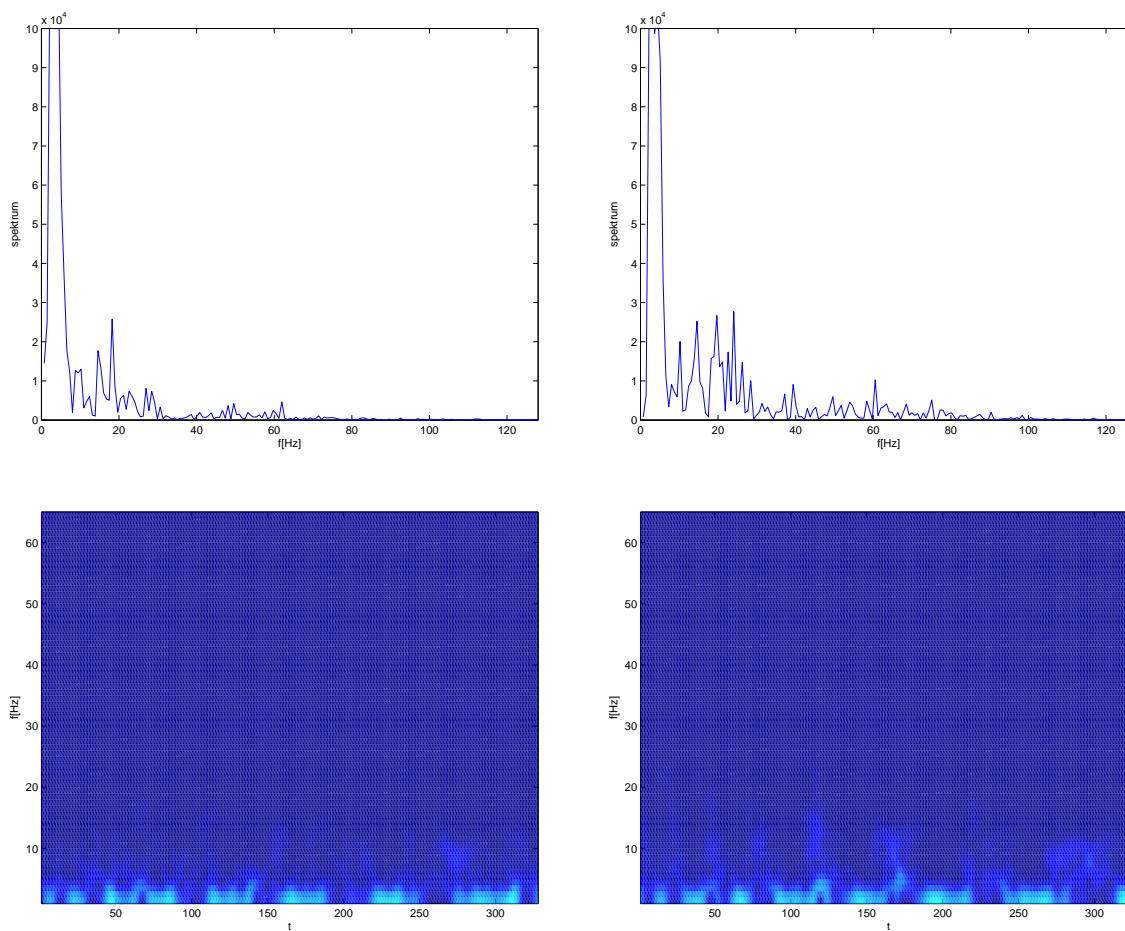
Obrázek 5.13: Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (3a): 1) nahoře původní a filtrovaná spirála, 2) vlevo dole průběh v ose x a y a jejich filtrované hodnoty, 3) vpravo dole rozdíl filtrovaných a původních hodnot v x a y,



Obrázek 5.14: Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (3b): 4) vlevo nahoře FFT na rozdíl v x, 5) vpravo nahoře FFT na rozdíl v y, 6) vlevo dole spektrogram rozdíl v x, 7) vpravo dole spektrogram rozdíl v y



Obrázek 5.15: Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (4a): 1) nahoře původní a filtrovaná spirála, 2) vlevo dole průběh v ose x a y a jejich filtrované hodnoty, 3) vpravo dole rozdíl filtrovaných a původních hodnot v x a y ,



Obrázek 5.16: Analýza spirály nemocného člověka v délkové oblasti (4b): 4) vlevo nahoře FFT na rozdíl v x, 5) vpravo nahoře FFT na rozdíl v y, 6) vlevo dole spektrogram rozdíl v x, 7) vpravo dole spektrogram rozdíl v y

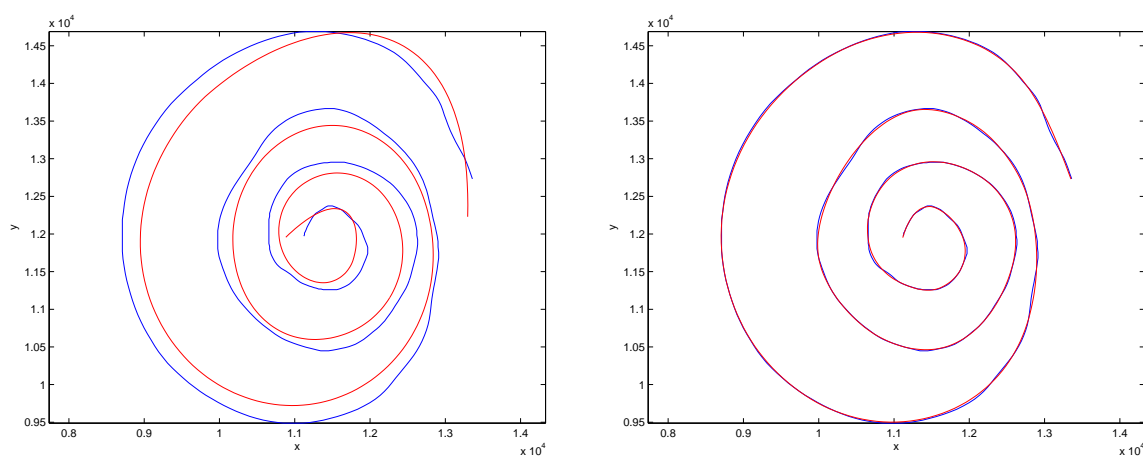
Pro výpočty FFT a STFT je vhodnější filtrace v časové oblasti SG filtrem, jehož délka je odvozena od průměrné rychlosti kreslení. Experimenty odhalily vzorec pro výpočet délky filtru (délka musí být lichá)

$$length = 2 * \text{ceil}(700/\text{mean}(v)) + 1 \quad (5.3)$$

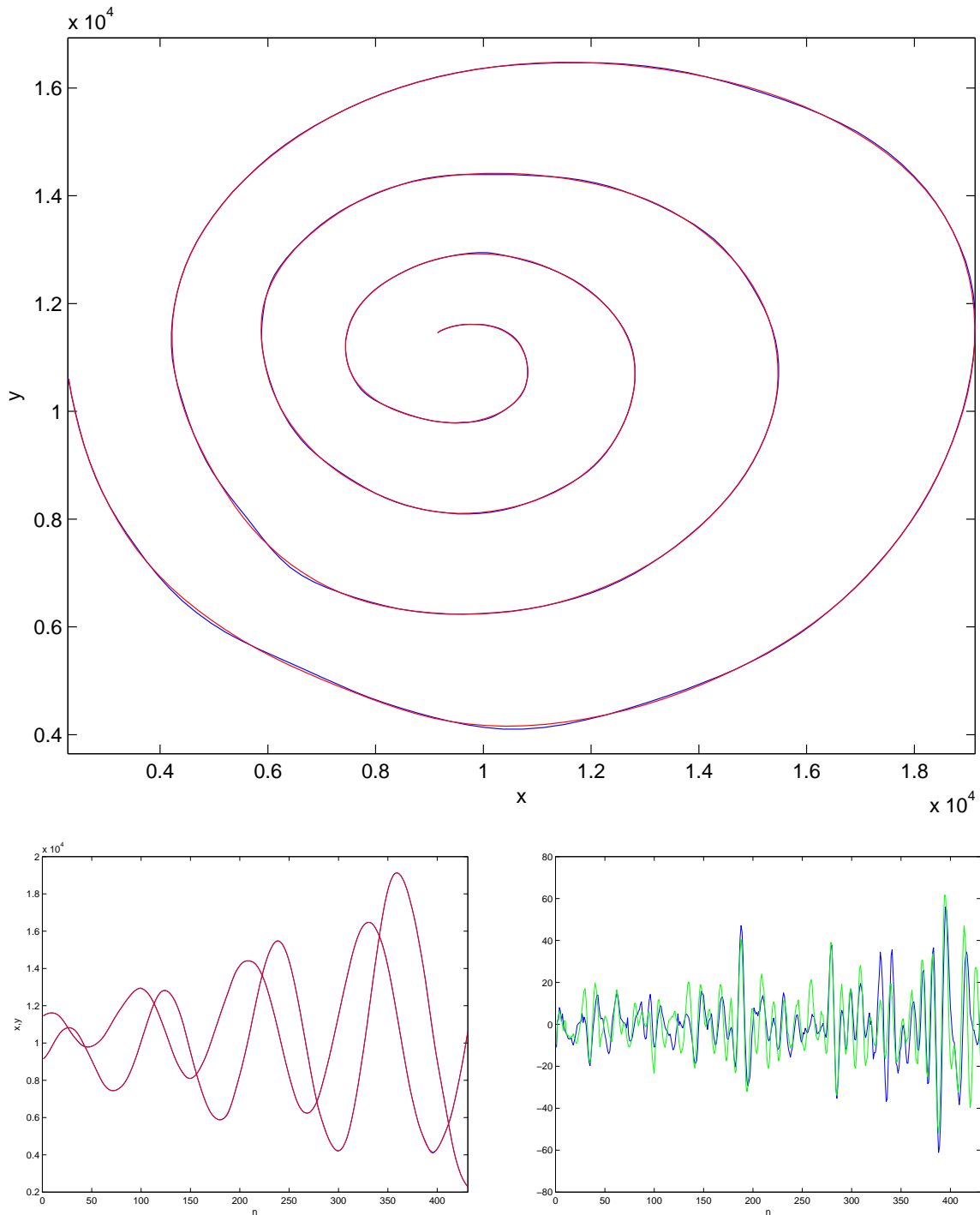
a řád filtru je 3. Funkce `mean` vypočítá střední hodnotu prvků v poli. Takto určená délka filtru je však pro spirály, které mají málo bodů (nakreslené rychle, většinou zdravým člověkem) příliš velká a proto ji musíme snížit, například:

$$length = 2 * \text{ceil}(700/\text{mean}([v \ 10000])) + 1 \quad (5.4)$$

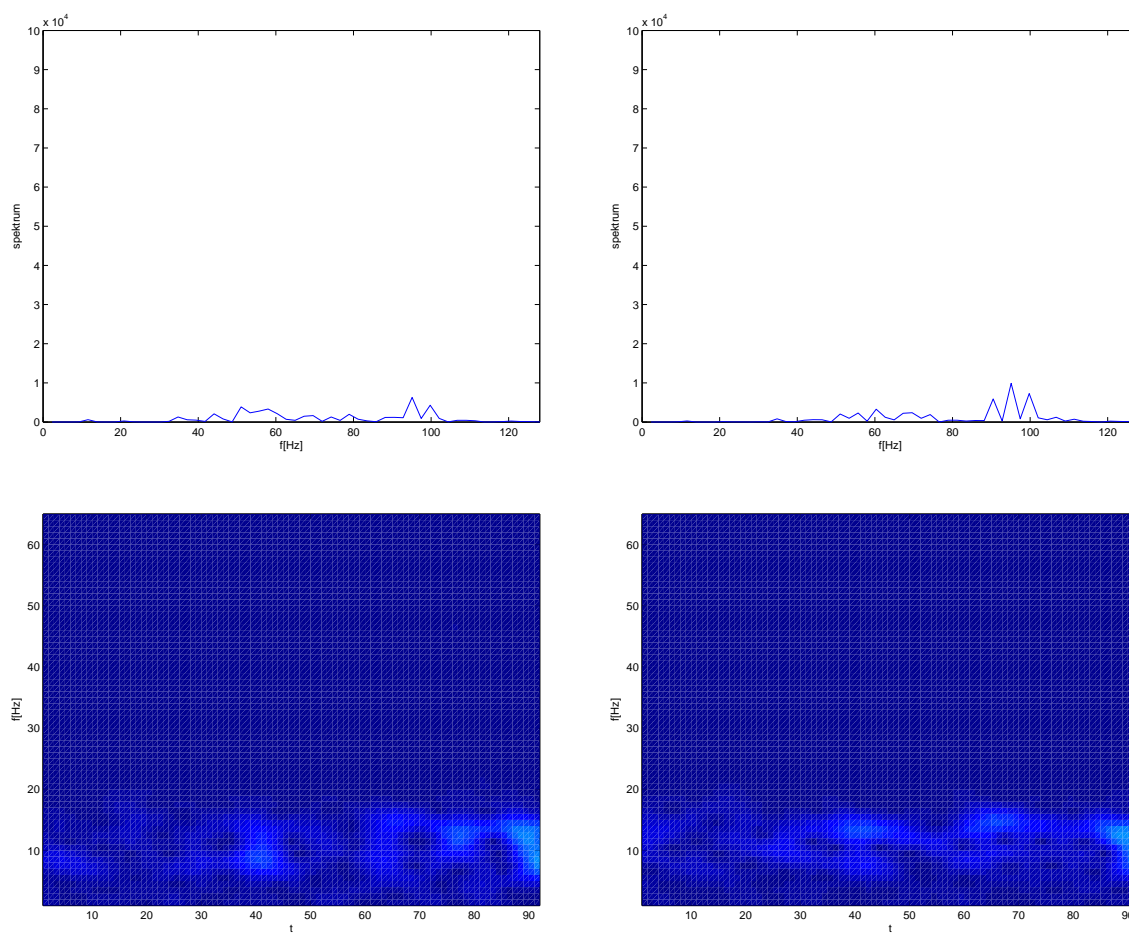
V tomto případě není adaptivní filtr nutný, postačí filtrovat celou posloupnost jedním filtrem s danou délkou.



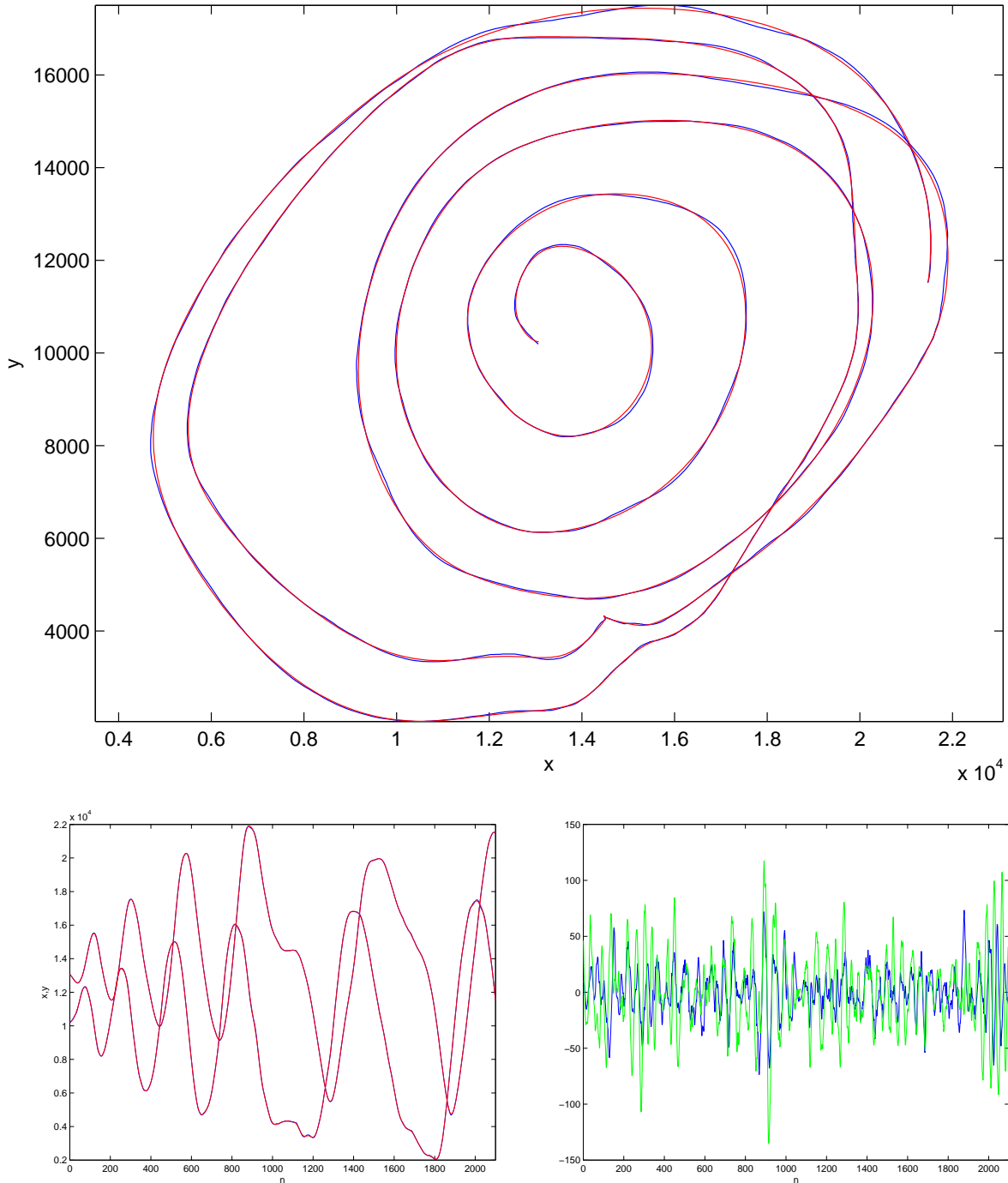
Obrázek 5.17: Vlevo přefiltrovaná spirála (dlouhá délka okna), vpravo správně filtrovaná spirála



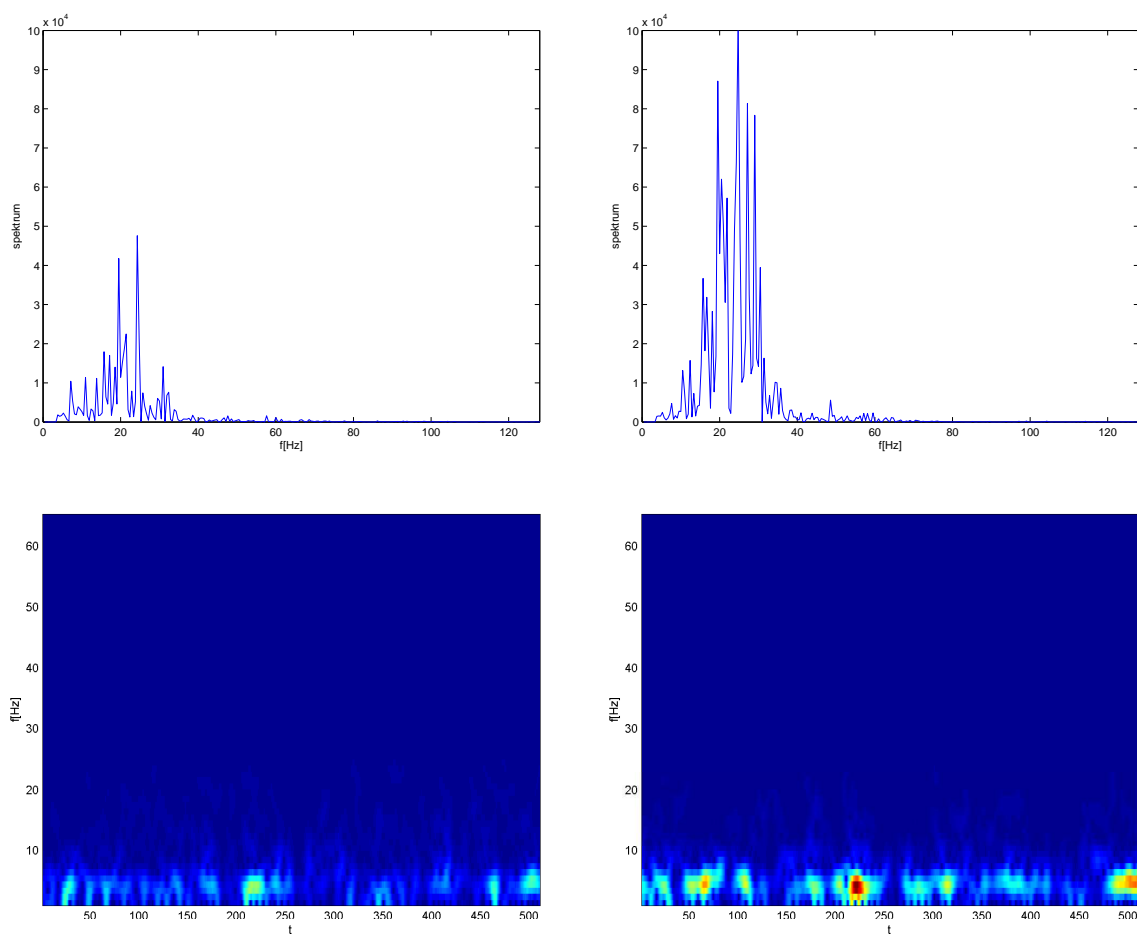
Obrázek 5.18: Analýza spirály zdravého člověka v časové oblasti (a): 1) nahore původní a filtrovaná spirála, 2) vlevo dole průběh v ose x a y a jejich filtrované hodnoty, 3) vpravo dole rozdíl filtrovaných a původních hodnot v x a y ,



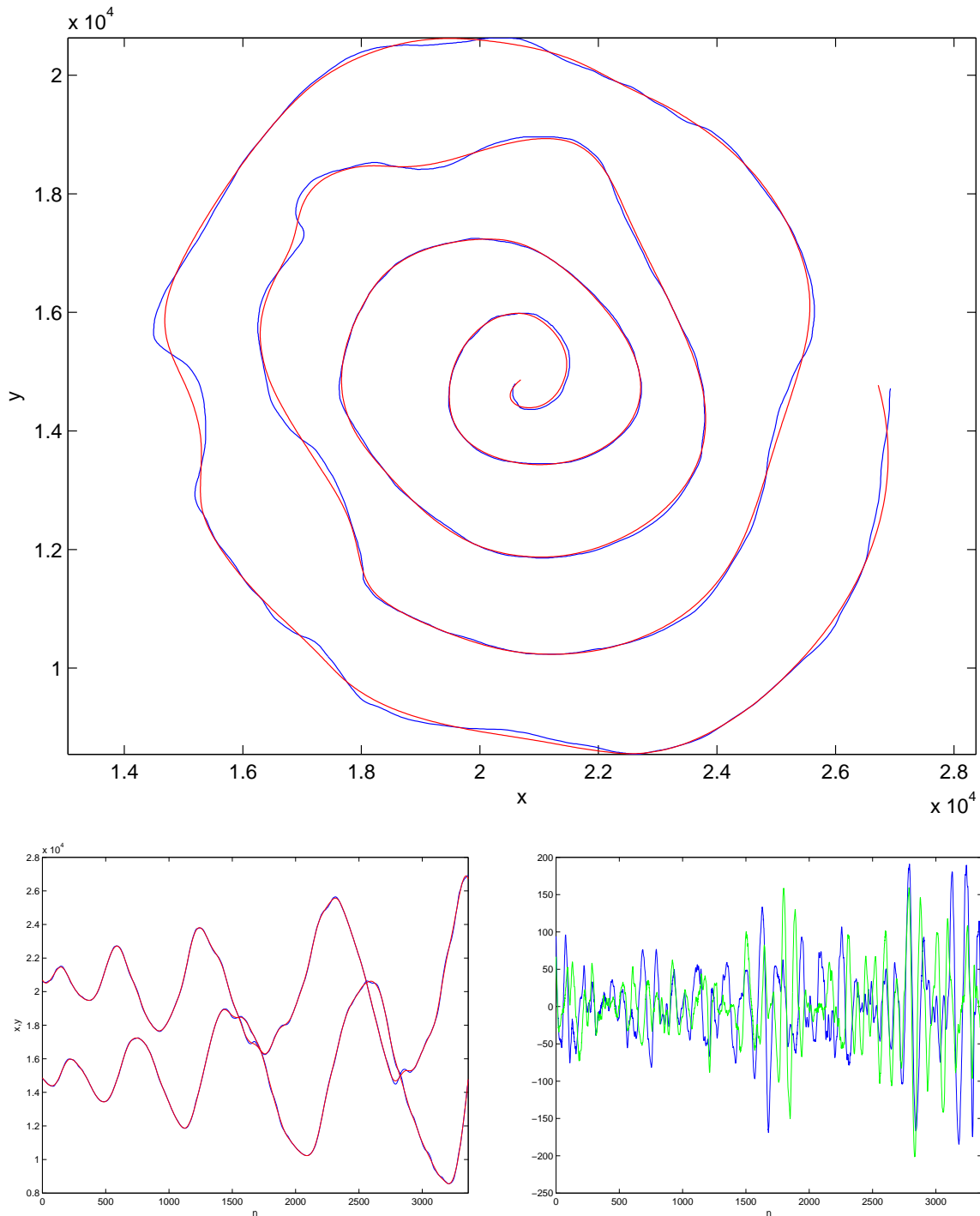
Obrázek 5.19: Analýza spirály zdravého člověka v časové oblasti (b): 4) vlevo nahoře FFT na rozdíl v x, 5) vpravo nahoře FFT na rozdíl v y, 6) vlevo dole spektrogram rozdíl v x, 7) vpravo dole spektrogram rozdíl v y



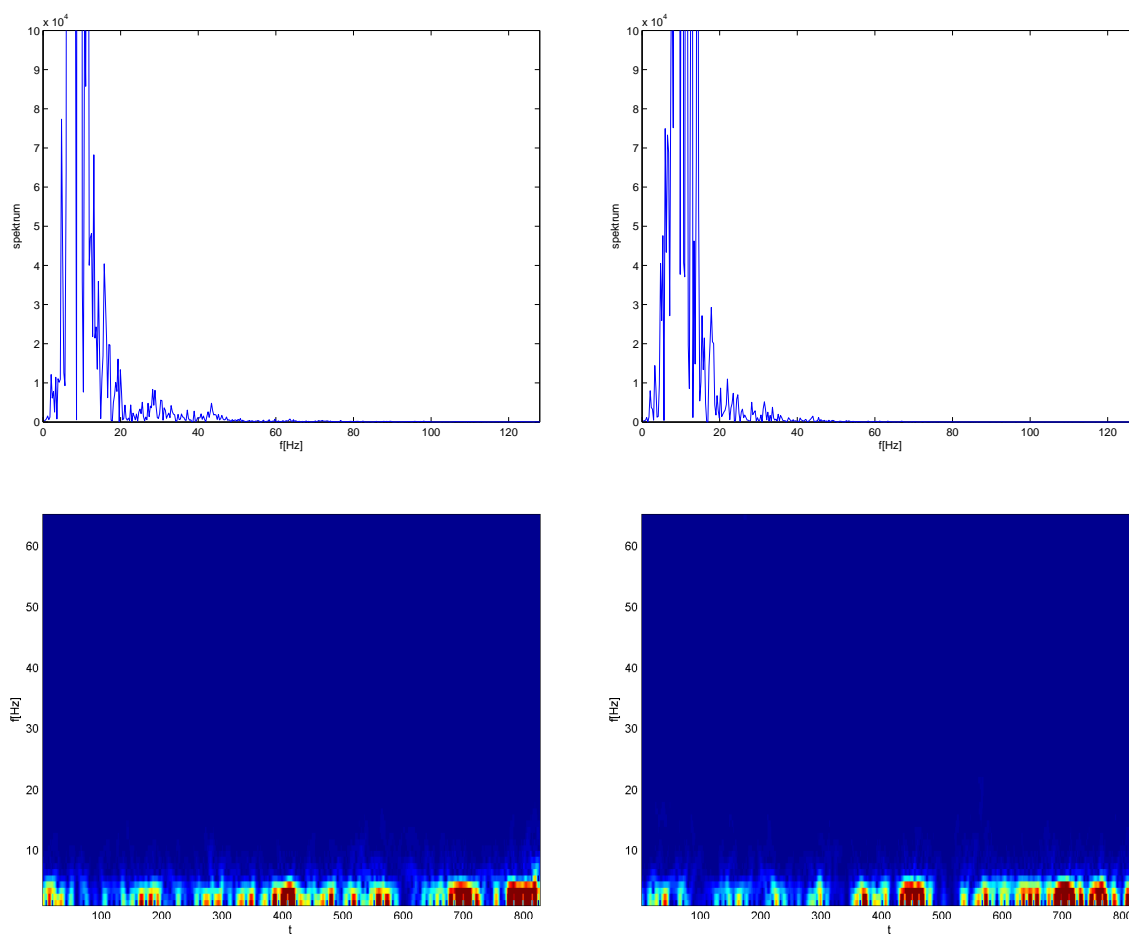
Obrázek 5.20: Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (1a): 1) nahore původní a filtrovaná spirála, 2) vlevo dole průběh v ose x a y a jejich filtrované hodnoty, 3) vpravo dole rozdíl filtrovaných a původních hodnot v x a y,



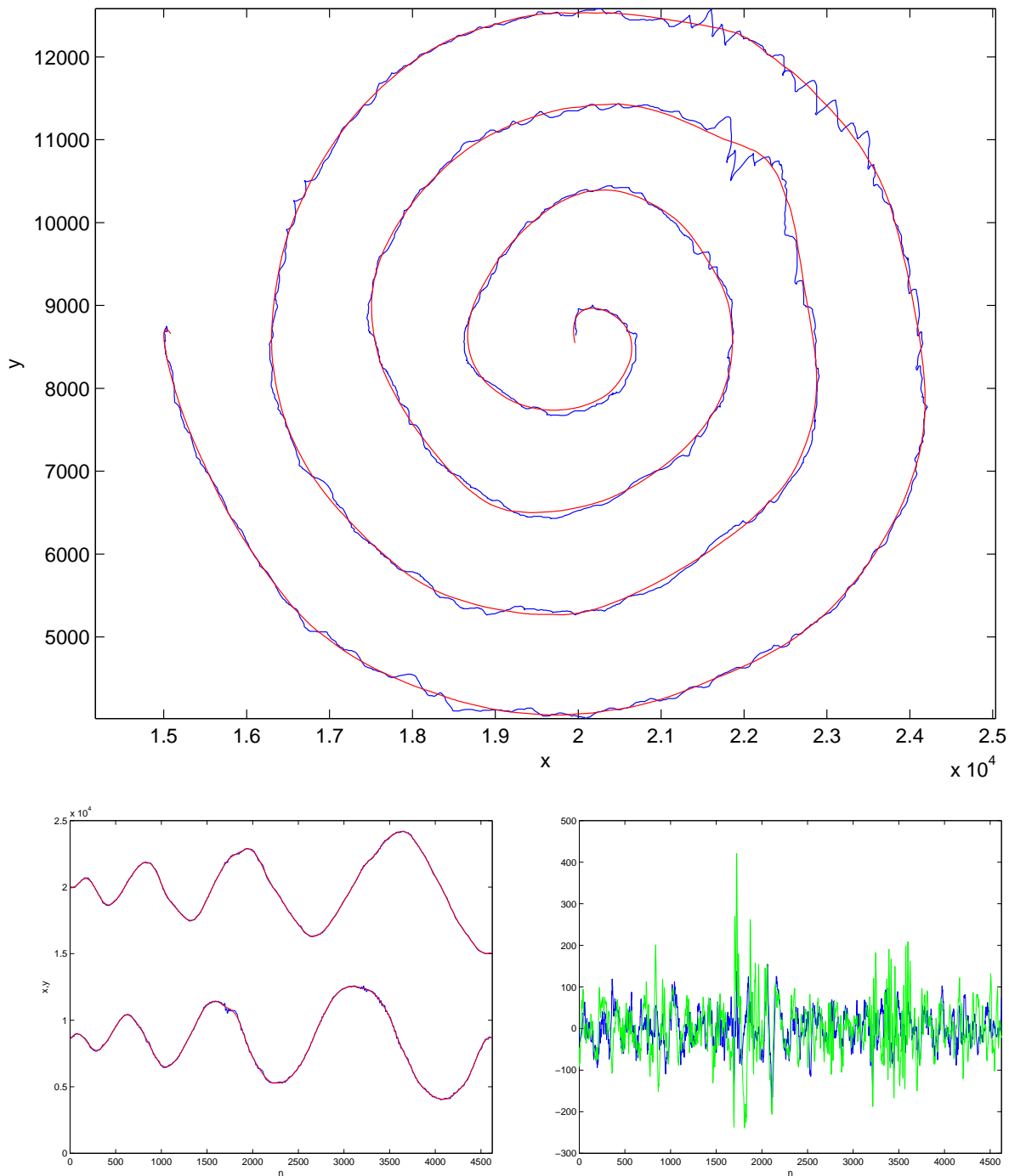
Obrázek 5.21: Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (1b): 4) vlevo nahoře FFT na rozdíl v x, 5) vpravo nahoře FFT na rozdíl v y, 6) vlevo dole spektrogram rozdíl v x, 7) vpravo dole spektrogram rozdíl v y



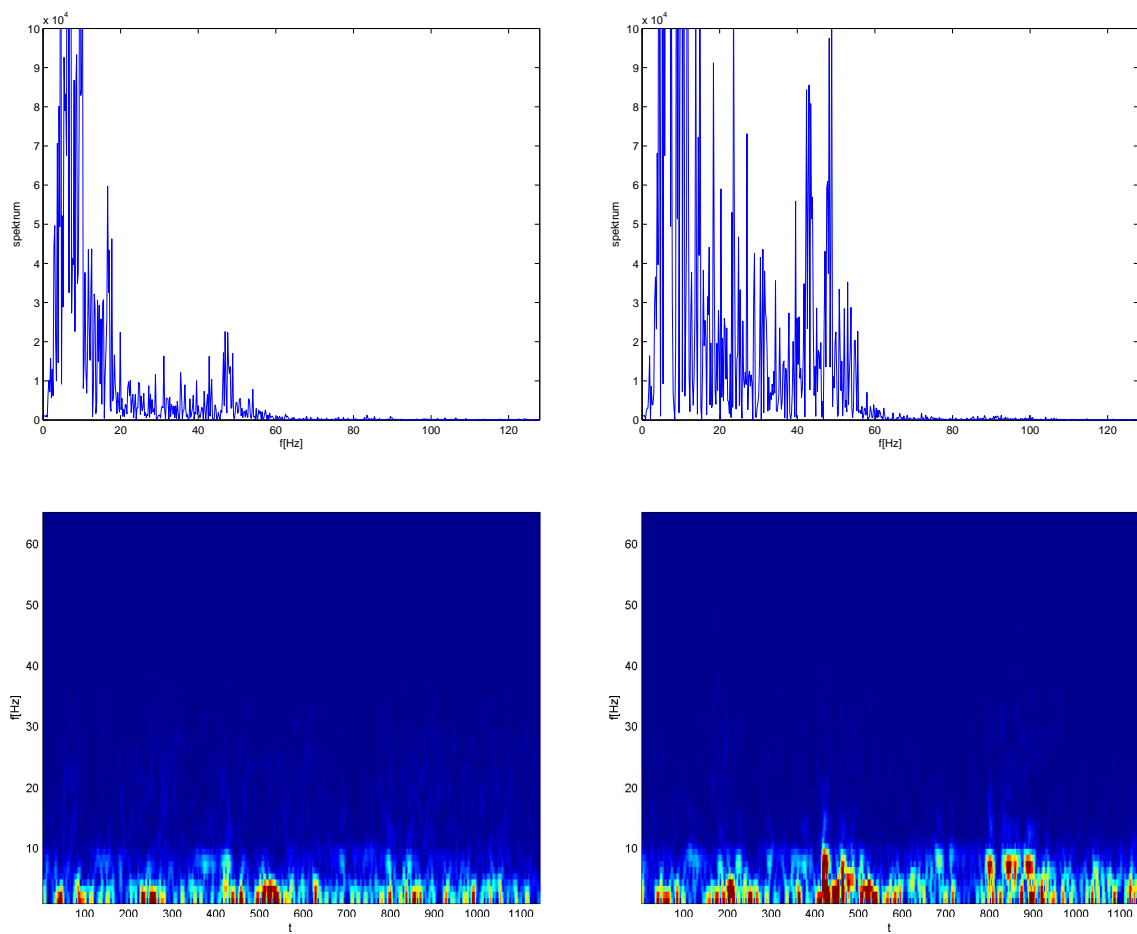
Obrázek 5.22: Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (2a): 1) nahore původní a filtrovaná spirála, 2) vlevo dole průběh v ose x a y a jejich filtrované hodnoty, 3) vpravo dole rozdíl filtrovaných a původních hodnot v x a y ,



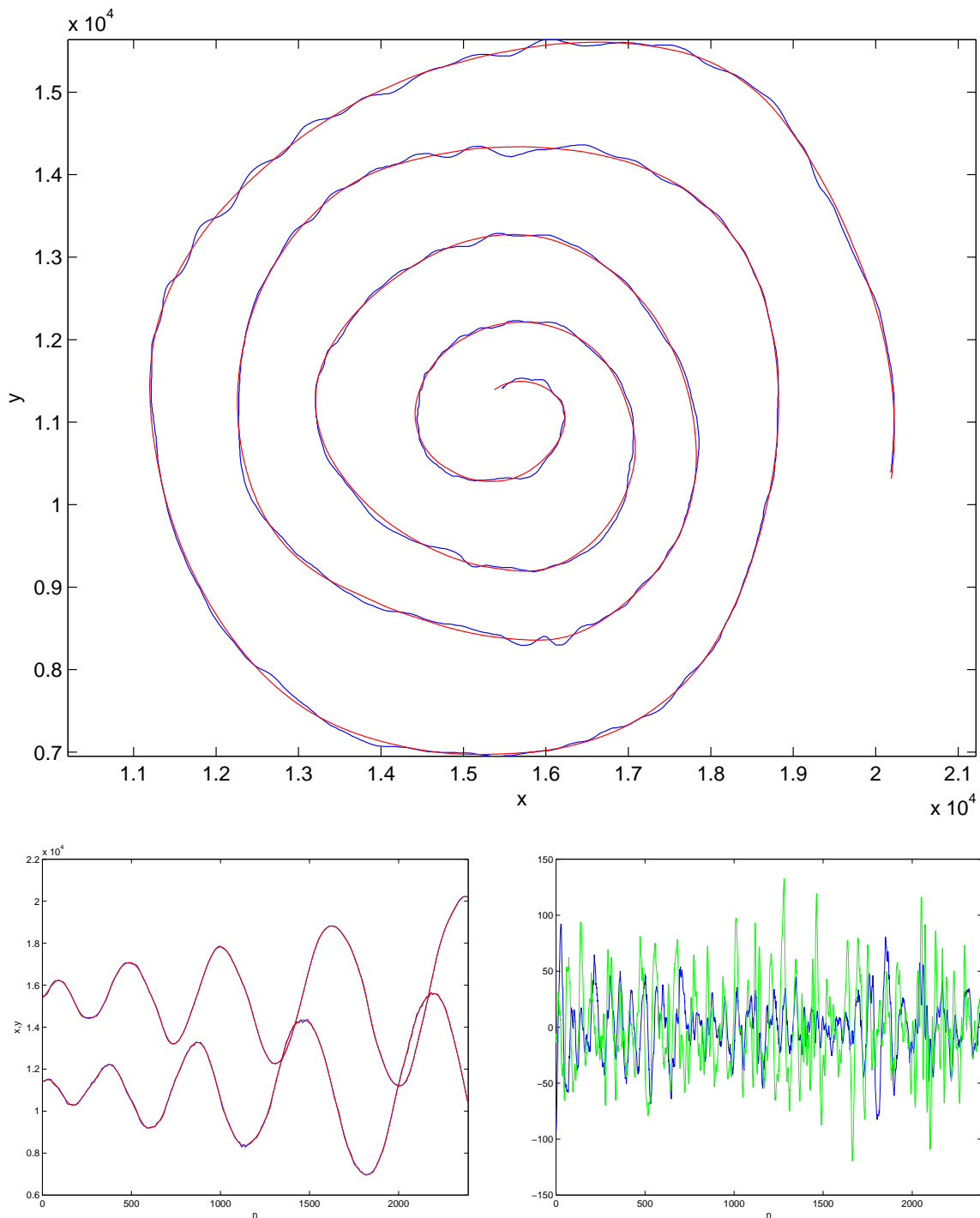
Obrázek 5.23: Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (2b): 4) vlevo nahoře FFT na rozdíl v x, 5) vpravo nahoře FFT na rozdíl v y, 6) vlevo dole spektrogram rozdíl v x, 7) vpravo dole spektrogram rozdíl v y



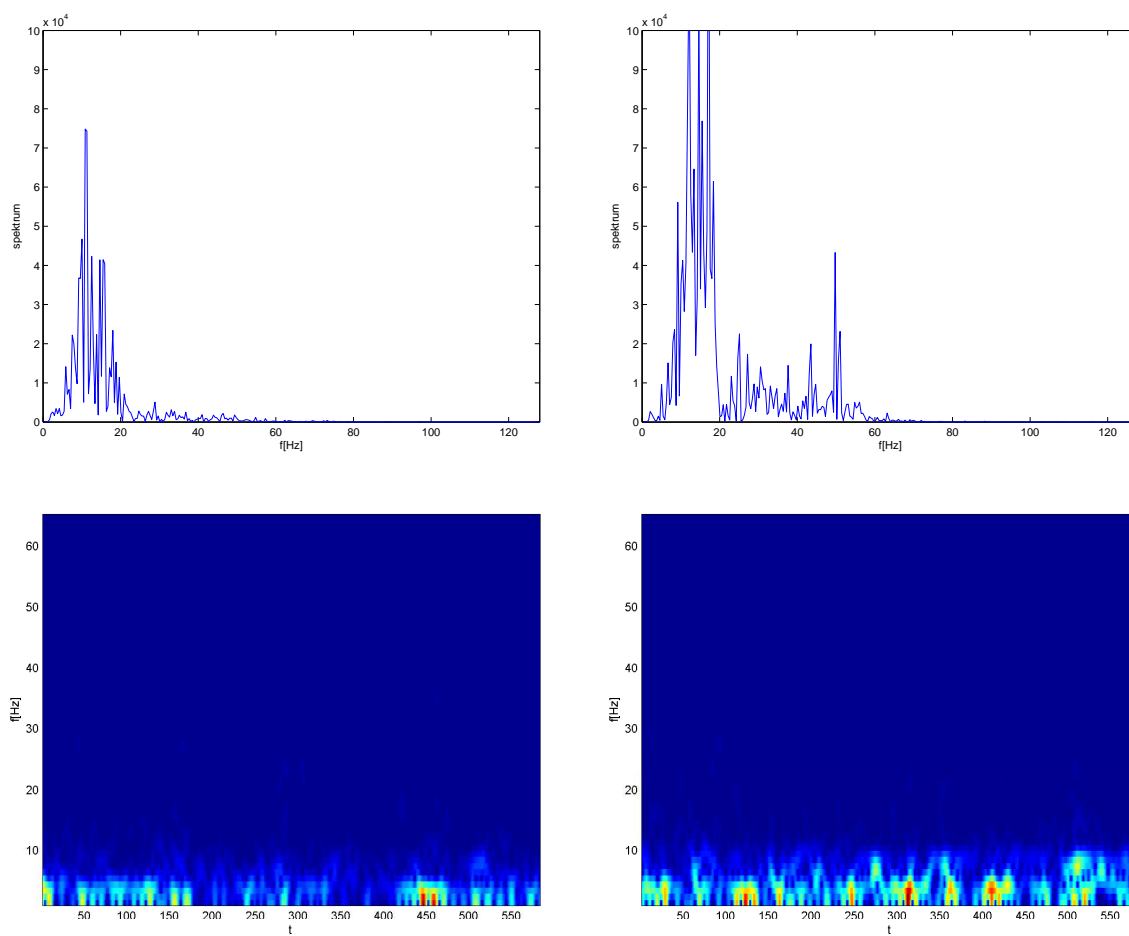
Obrázek 5.24: Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (3a): 1) nahoře původní a filtrovaná spirála, 2) vlevo dole průběh v ose x a y a jejich filtrované hodnoty, 3) vpravo dole rozdíl filtrovaných a původních hodnot v x a y ,



Obrázek 5.25: Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (3b): 4) vlevo nahoře FFT na rozdíl v x, 5) vpravo nahoře FFT na rozdíl v y, 6) vlevo dole spektrogram rozdíl v x, 7) vpravo dole spektrogram rozdíl v y



Obrázek 5.26: Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (4a): 1) nahore původní a filtrovaná spirála, 2) vlevo dole průběh v ose x a y a jejich filtrované hodnoty, 3) vpravo dole rozdíl filtrovaných a původních hodnot v x a y ,



Obrázek 5.27: Analýza spirály nemocného člověka v časové oblasti (4b): 4) vlevo nahoře FFT na rozdíl v x, 5) vpravo nahoře FFT na rozdíl v y, 6) vlevo dole spektrogram rozdíl v x, 7) vpravo dole spektrogram rozdíl v y

6 Diskuse

Výsledkem předchozí kapitoly jsou dva hlavní poznatky:

- V prostorové oblasti se lépe určuje rozdíl nakreslených obrazců od “ideálního” průběhu. Jsou zde lépe vidět odchylky od vyhlazeného průběhu. Dá se z něj určit amplituda. A je vhodný jako vizualizace pro lékaře.
- V časové a frekvenční oblasti je třes vidět z jiného pohledu, lépe se určují dominantní frekvence a charakter třesu (zda je periodický či aperiodický)

Věnoval jsem se hlavně analýze spirál, protože je na nich třes nejlépe poznat. Spirálám jsou velice podobné osmičky a závěry ze spirál by měly být aplikovatelné i na ně. V řadě jiných prací jsou spirály a osmičky pro testované osoby předkresleny a ti je pak mají za úkol na tablet překreslit. Zjednodušuje se tak hledání původního průběhu, protože ten je znám předem. Do spirály kreslené volně se však mohou promítnout i další aspekty pacientovy choroby. Těmito vlivy jsem se nezabýval, ale možná by se daly v počtu otáček spirály, zploštění a dalších deformacích najít i jiné příznaky.

Třes u přímých čar (horizontální, vertikální a diagonální) se projeví spíše jen při těžším postižení třesem. Ostatní ji většinou nakreslí příliš rychle a švihem. Třes tak nemá ani možnost se projevit. Bylo by vhodné zvážit, jestli by testovaní neměli být instruováni, aby kreslili čáru pomaleji. V tomto případě by však bylo zřejmě nutné vyladit nebo najít nové algoritmy pro filtrování signálu. Lineární regrese by totiž nemusela stačit a například u spirál jsme viděli, že bylo nutné aplikovat adaptivní filtr.

Volný třes jsem blíže nezkoumal, ale šlo by ho přiblížit testu prováděnému v [LYB⁺00] (viz kapitola 3.6 na straně 9). Tam má testovaný za úkol udržet pero v otvoru daného průměru, aniž by se dotknul jeho okraje. Volný třes tento experiment docela věrně simuluje. V našem případě však pacient otvor nevidí a tak by mohl perem nevědomky pohybovat pryč. To by se dalo vyřešit buď tím, že na tabletu bude předkreslen bod, nad kterým má testovaný pero držet, nebo se může vliv posunu pera eliminovat filtrem s nízkým řádem a velkou délkou okna. Z výsledného signálu pak můžeme určovat amplitudu, kolikrát testovaný překročil určitý práh, kolik času strávil za hranicí prahu a podobně. Tento test pomocí tabletu by mohl být i výhodnější než test pomocí NHST jako v [LYB⁺00], protože dotýčný by nemusel být testovaný pro každý otvor zvlášť, ale stačil by jeden test a velikost otvoru lze pak měnit v aplikaci.

Pro lomené čáry a text jsem nenašel žádný vhodný způsob jejich automatické analýzy. Proto bych doporučoval je z testů vyjmout. To by ovšem mohla být škoda, protože analýza psaného textu je již zaběhlým lékařským postupem. Některé choroby se projevují ve změně velikosti písma, jeho sklonu a podobně. Proto by bylo dobré tyto příznaky sledovat v průběhu času. Druhou možností tedy je, že je bude ohodnocovat obsluhující personál dle nějaké stanovené stupnice. Některé činnosti jsou přeci jen stále vhodnější pro člověka než pro počítač a analýza psaného textu k nim bezesporu patří. Zvláště pak, když u některých pacientů je průběh choroby natolik závažný, že píšou již jen tiskací.

Kromě Fourierovy transformace jsem pro zkoumání třesu v signálu zkoušel použít i vlnkovou (wavelet) transformaci, ale nepodařilo se mi najít lepší příznaky. FFT a hlavně STFT se v tomto případě ukazují být lepšími.

6.1 Příznaky

Z uvedených postupů můžeme extrahovat příznaky:

- Průběh x , y v prostorové oblasti
 - maximální odchylka od ideálního průběhu

- průměrná odchylka od ideálního průběhu; velikost plochy, kterou tvoří rozdíl nakresleného a ideálního průběhu
 - kolikrát se kreslená křivka vzdálí od ideální křivky o více než stanovený práh (například 1 mm, 3 mm, 5 mm)
 - procentuální poměr délky křivky za prahem ku délce celé křivky
 - procentuální poměr délky nakreslené křivky ku délce “ideální” křivky
 - Pokud od sebe odečteme ideální a nakreslenou křivku, dostaneme linearizovaný průběh. Můžeme zjistit rozdíl ploch nad křivkou a pod křivkou, tedy jestli je třes jednostranný.
- Průběh x , y v časové a frekvenční oblasti
 - dominantní frekvence ve spektru
 - velikost plochy ohraničené FFT
 - maximum ve spektrogramu
 - podíl vyšších frekvencí ve spektru a spektrogramu — pravděpodobně vznikají jako vyšší harmonické frekvence ve spektru
 - kolikrát hodnoty ve spektrogramu překročí určitý práh (to závisí mimo jiné na druhu křivky a je potřeba tuto hranici teprve stanovit)
 - průměr z hodnot spektrogramu — pravděpodobně by měl stačit přes nižší frekvence (1–10 Hz)
 - Průběh θ (viz vzorec 5.1). Protože je úhel vypočítán z průběhů x a y , může s nimi korelovat a může některé zákmity zdůraznit.

Abychom z těchto příznaků dostali jednu nebo dvě hodnoty, které by vystihovaly třes — například druh třesu a závažnost třesu, můžeme třeba naučit neuronovou síť, rozhodovací strom nebo podobně. Na použité metodě tolik nezáleží. Nejdříve by se však musel nasbírat reprezentativní a dostatečně veliký vzorek dat od pacientů a zdravých lidí.

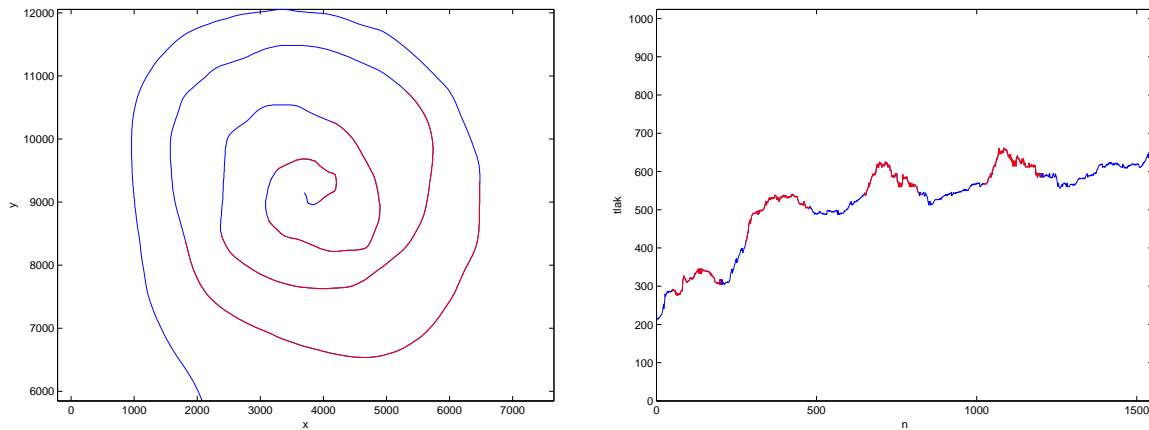
Některé testy nelze na tabletu a počítači provádět, proto by do tohoto vyhodnocovacího algoritmu měly vstupovat i údaje z vyšetření lékařem — test prst na nos, zavírání dlaní, test posturální nestability a další. Na typech a hodnocení těchto testů je však nejprve nutné se s lékaři dohodnout.

Pravděpodobně se ukáže, že některé příznaky spolu korelují a jejich výpočet je nadbytečný. Některé navržené příznaky nemusí vypovídat vůbec o ničem. Budeme je pak moci z aplikace vynechat a zjednodušit ji.

6.2 Další možné příznaky

Tyto příznaky jsem blíže nezkoumal, ale mohly by se ukázat jako cenné:

- Průběh v_x a v_y . Je možné je zkoumat stejně jako průběh x a y a lze je i použít pro hledání ideální křivky. Signál v_x a v_y se nejdříve přefiltruje a poté se z přefiltrované posloupnosti opět sestaví průběh x a y (již filtrovaný). Experiment ukázal, že by to mohla být další možnost hledání ideálního průběhu.
- Tlak, sklon pera. Dle [Pul98] zvyšují Parkinsonici tlak na jedné straně spirály, to se dle nasnímaných dat zdá být pravda (viz obrázek 6.1) a stojí za bližší prozkoumání. Nemocní lidé také, zdá se, vykazují větší rozdíly hodnot v tlaku.



Obrázek 6.1: Parkinsonici vykazují větší tlak na jedné straně spirály

- Sledovat dlouhodobý trend x , y , θ a registrovat krátkodobé změny (z rostoucího průběhu na klesající a podobně).
- Zkoumat jiné možnosti pro hledání ideálního průběhu signálu bez třesu. Například místo Savitzky-Golay filtru vyzkoušet FIR a IIR filtry, dolní propusti a nebo úplně jiné metody
- Mozečkový třes se projevuje neschopností provádět rychlé opakované pohyby, proto bych dle [ESA⁺01] (viz 3.5 na straně 9) do testů zařadil i rychlé klepání perem o tablet.

7 Implementace

Aplikace pro lékaře ve fakultní nemocnici v Motole je napsána v programovacím jazyku Java. Umožňuje zaznamenávat údaje o pacientech, hodnotit a diagnostikovat pacienta během návštěv a snímat, uchovávat, zobrazovat a analyzovat data z tabletu. Aplikace je plně objektová a postavena na architektuře MVC. Za bližší zmínku stojí návrh vlastní databáze a tříd pro prohlížení dat.

7.1 Databáze

Databáze se skládá ze tří částí: třídy pro reprezentaci dat v paměti počítače, abstraktní třídy pro načítání dat z externí databáze a vlastních implementací pro různé externí databáze (XML, MySQL, ODBC a podobně). UML diagram návrhu je na obrázku 7.1.

- Každý pacient je jednoznačně identifikován svým ID, které v reálném světě reprezentuje rodné číslo pacienta.
- Každá návštěva je jednoznačně identifikována pacientem, ke kterému patří, a časem, kdy proběhla.
- Všechna nasnímaná data jsou jednoznačně identifikována návštěvou, ke které patří, a časem, kdy byla nasnímaná

Metodám pro nahrávání a ukládání dat do externího úložiště se předávají jako první parametr vlastní data. Například `PatientLoader.load(Patient, ID)`. Při nahrávání se do něj uloží načtená data.

Při spuštění aplikace je vytvořena a inicializována třída pro nahrávání databáze z externího zdroje. V našem případě `XMLDatabaseLoader`. Ta je předána konstruktoru třídy `Database`. Ta obsahuje seznam objektů třídy `Patient`, které se hned nahrají pomocí `XMLPatientLoader`.

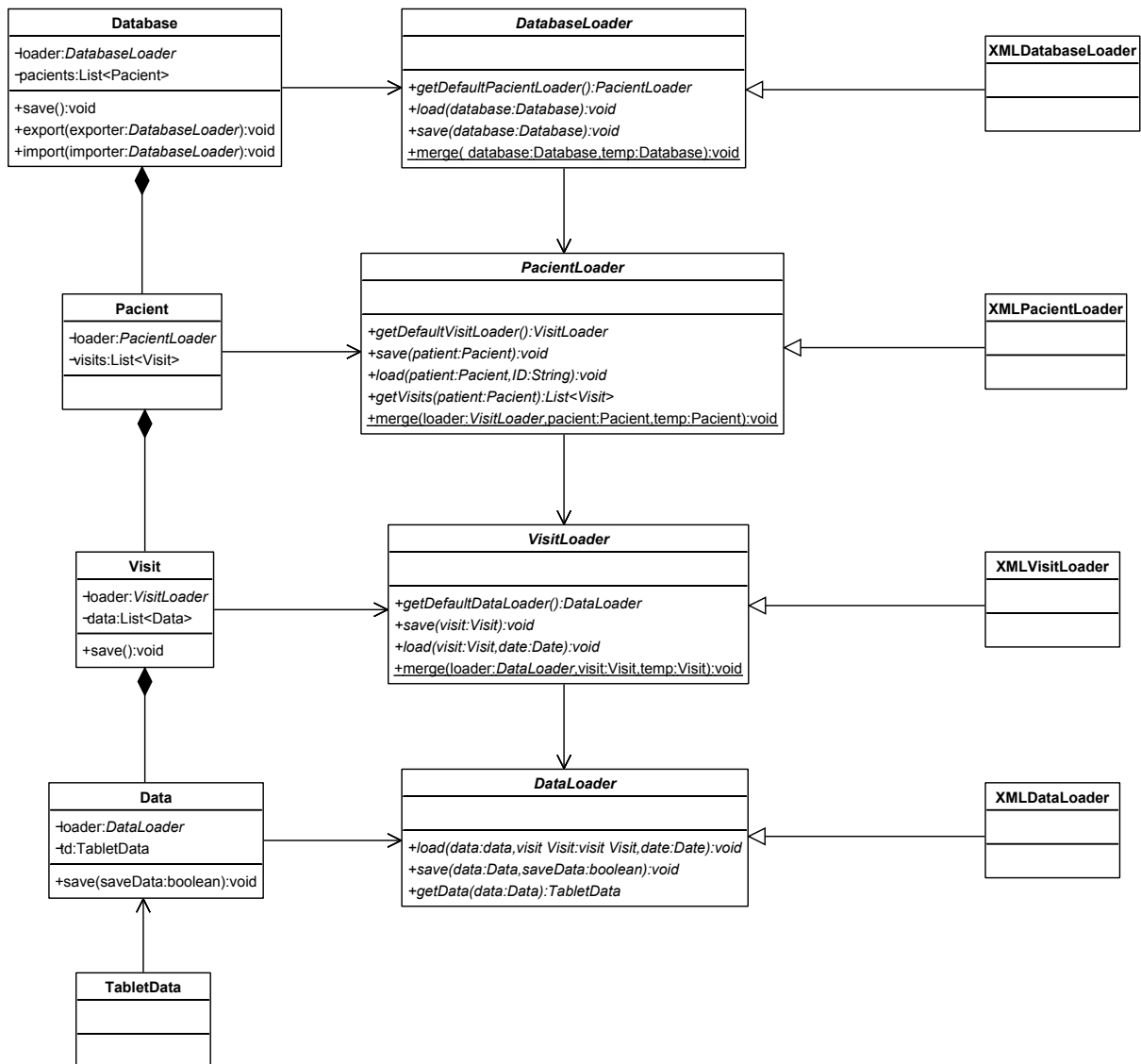
Pokud uživatel vybere nějakého pacienta, nahraje se seznam jeho návštěv. Tím se šetří paměť, protože data jednotlivých návštěv mohou v paměti počítače zabírat až několik desítek MB. K uchování odkazu na seznam návštěv je použita třída `SoftReference`. Ta dovoluje v případě nedostatku paměti uvolnit paměť, na kterou ukazuje (za podmínky, že není odkazována žádným jiným běžným objektem. Takže v případě, že dochází paměť vyhrazená pro aplikaci a pacienta již nepotřebujeme, jsou z paměti uvolněny záznamy o jeho návštěvách. Pokud je uživatel bude někdy potřebovat, opět se nahrají.

Podobně funguje i objekt třídy `Data`, který obsahuje informace o nasnímaných datech (popis, datum, poznámky, ...) "měkký odkaz" na objekt `TabletData`. Třída `TabletData` obsahuje vlastní data (souřadnice x , y a další údaje). Tyto se také nahrávají až v případě potřeby (prohlížení, analýza) a při nedostatku paměti uvolňují. Vzhledem k velkému pohybu dat při ukládání je při volání metody pro uložení dat k dispozici možnost ukládat jen informace o datech a volitelně uložit i nasnímaná data.

Dvě databáze mají možnost se sloučit do jedné pomocí metody `Database.merge(Database d1, Database d2)`. Do databáze `d1` se uloží záznamy z databáze `d2`, které databáze `d1` neobsahuje. Na konkrétním externím úložišti databází nezáleží.

Uživatel má možnost zálohovat celou databázi a provést její export. Při zálohování jsou všechna data zachována a tuto zálohu je možno využít pro import a sloučení na jiném počítači. Při exportování jsou osobní údaje o pacientech (jméno, příjmení a rodné číslo) anonymizovány, aby je bylo možné použít pro analýzu mimo lékařské zařízení bez porušení zákona.

V současnosti je podporována pouze XML databáze. Ale není problém vytvořit třídy pro manipulaci s daty v jiných úložištích (např. v MySQL databázi).



Obrázek 7.1: UML návrhu databáze

7.1.1 XML databáze

K manipulaci s XML soubory jsem použil knihovnu JDOM ([HM97]).

XML databáze se nachází ve zvoleném adresáři (kořenový adresář databáze, implicitně `data`). Tento adresář obsahuje XML soubor `database.xml`, kde jsou uloženy údaje o databázi a pacientech. Kořenový adresář obsahuje podadresáře s údaji o návštěvách pacienta (jméno podadresáře odpovídá rodnému číslu pacienta). Informace o návštěvě jsou uloženy v XML souborech, jejichž jméno má tvar `RRRR_MM_DD_HH_MM.xml` (čas návštěvy). Soubory návštěv mají v sobě uloženy informace o návštěvě (datum, diagnóza, ...) a o datech, které k návštěvě patří.

Vlastní data jsou uložena v souboru `RRRR_MM_DD_HH_MM_SS.zip`. Kompresi je použita proto, že práci s daty výrazně zrychluje. Kompresní poměr dosahuje téměř 50 % a čas potřebný na kompresi a dekompresi je kratší než čas potřebný na obsluhu disku při použití nekomprimo-

vaných dat. Velikost dat je dále zmenšena použitím binárního formátu pro ukládání dat. Jeden bod sejmutý z tabletu je reprezentován 20 byty, jejichž význam je následující:

- 3 byty - souřadnice x
- 3 byty - souřadnice y
- 4 byty - čas
- 2 byty - sklon pera
- 2 byty - výška pera nad tabletem
- 2 byty - tlak
- 1 byte - tlačítka
- 3 byty - sériové číslo

Příložený program na CD (`UnPacker.jar`) se spouští v adresáři pacienta a převede všechny soubory s příponou zip do textového formátu čitelného Matlabem i člověkem.

7.2 Prohlížeče

Pro zobrazení dat jsem naprogramoval skupinu tříd. Všechny jsou potomky abstraktní třídy `TabletDataViewer` a musí implementovat abstraktní metodu `public abstract void paint (Graphics g)`. Kromě toho mohou implementovat několik následujících metod:

- `public String getDescription()` - vypisuje informace o prohlížeči
- `public void updateControls()` - volá se při změně dat, při zmáčknutí ovladačící tlačítka
- `public void disableControls()` - volá se, pokud mají být deaktivována ovládací tlačítka
- `public void updateData()` - volá se v případě změny v datech nebo parametrech pro výpočty

Kromě toho jednotlivé prohlížeče implementují další vlastní metody, které operují nad zobrazenými daty. Hierarchie implementovaných prohlížečů je na obrázku 7.2.

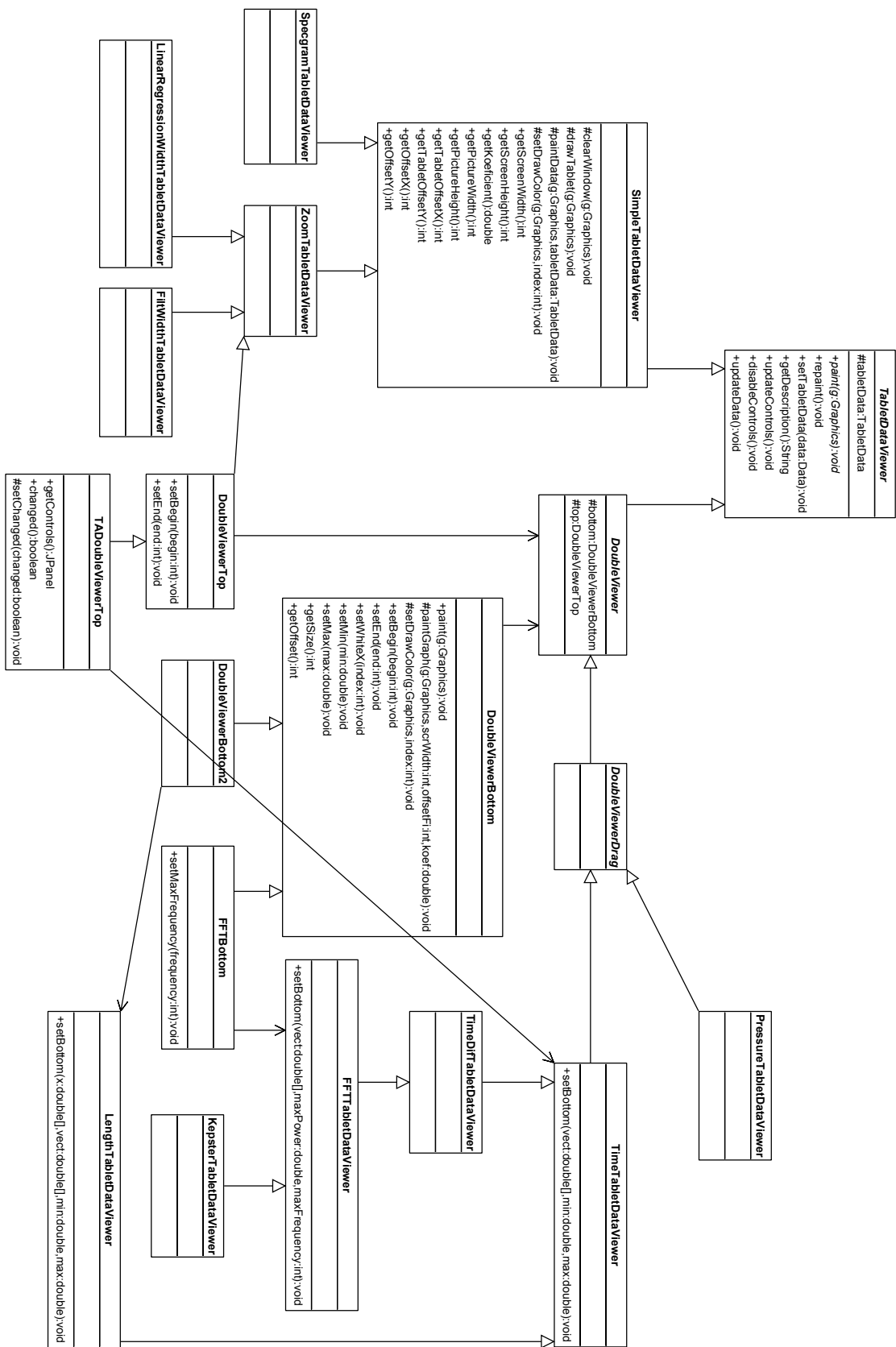
Přímým potomkem `TabletDataViewer` je `SimpleTabletDataViewer`. Ten umožňuje jednoduché zobrazení dat na plátno a implementuje několik metod pro určení pozice kresby a tabletu na plátně. Tyto metody jsou přepsány v potomkovi `ZoomTabletDataViewer`, který umožňuje přibližovat/oddalovat kresbu a pohybovat s kresbou a tabletem po plátně.

Druhým potomkem `TabletDataViewer` je abstraktní třída `DoubleViewer`. Ta pouze zastřešuje dva další prohlížeče, které dělí plátno na dvě půlky — horní (`DoubleViewerTop`) a dolní (`DoubleViewerBottom`). Potomkem třídy `DoubleViewer` je třída `DoubleViewerDrag`, která umožňuje myší vybírat části kresby.

Třída `DoubleViewerBottom2` rozšiřuje třídu rodiče o možnost zobrazit graf v závislosti na jiné proměnné, než na posloupnosti $1, 2, \dots, n$. Třída `TADoubleViewerTop` umožňuje zjišťovat, jestli byl na datech proveden nový výběr.

Seznam nejdůležitějších tříd:

TabletDataViewer abstraktní třída, kterou musí všechny prohlížeče rozšiřovat



Obrázek 7.2: UML diagram hierarchie prohlížečů

SimpleTabletDataViewer nejjednodušší zobrazovač dat

ZoomTabletDataViewer zobrazovač dat, který umí pohybovat s daty a tabletem a implementuje funkci lupy

SpecgramTabletDataViewer umí zobrazit spektrogram signálu

LinearRegressionTabletDataViewer provede lineární regresi dat a zobrazí pruh, do kterého by se měla data vejít

FiltWidthTabletDataViewer vyfiltruje x, y adaptivním filtrem a zobrazí pruh, do kterého by se data měla vejít

DoubleViewer abstraktní třída, kterou implementují prohlížeče s dvěma okny

PressureTabletDataViewer třída zobrazující tlak v rozsahu hodnot 0–1024 (rozsah tabletu Wacom Intuos2)

TimeTabletDataViewer třída zobrazuje signál v závislosti na čase¹

TimeDifTabletDataViewer třída zobrazuje rozdíl původního a filtrovaného signálu v závislosti na čase¹

LengthTabletDataViewer třída zobrazuje signál v závislosti na délce¹

FFTabletDataViewer třída zobrazuje FFT rozdílů původního a filtrovaného signálu (v závislosti na čase)

KepsterTabletDataViewer třída zobrazuje kepstrum (spektrum spektra) rozdílů původního a filtrovaného signálu (v závislosti na čase)

7.3 Struktura balíků

- jwintab interface k dll knihovně tabletu
- mathutil třídy pro matematické operace (FFT, filtry, lineární regrese, spektrogram, ...)
- res adresář s obrázky a ikonami aplikace
- spirals
 - data třídy pro uchovávání a práci s daty
 - * doubleViewers prohlížeče, které jsou potomky třídy DoubleViewer
 - * viewers jednoduché prohlížeče
 - motol aplikace
 - * database třídy pro uchovávání databáze v paměti
 - * gui třídy starající se o vykreslení aplikace
 - * loaders třídy pro nahrávání dat z externích zdrojů
 - XML třídy pro nahrávání dat z XML databáze
- tablet třídy pro ovládání a informací o tabletu

¹Třídy zobrazující signál v závislosti na čase nebo na délce mají rozsah od minima do maxima signálu (to je odlišuje od přesně stanoveného rozsahu *PressureTabletDataViewer*. Signálem může být: θ, x, y , rychlost, v_x, v_y , tlak

8 Závěr

Seznámil jsem se s různými metodami vyšetřování (používanými i experimentálními) pacientů a na jejich základě jsem ve spolupráci s lékaři navrhl sadu testů, které pacienti podstoupí.

Navrhnul jsem a napsal aplikaci, která zpracovává data z tabletu a uchovává je v XML databázi. Aplikaci lze jednoduše rozšířit o další ovladače k jiným databázím. Aplikace byla psána s ohledem na výkon, použité systémové zdroje a uživatelskou přívětivost.

Výsledky testů jsou uchovávány v databázi a zpracovávány navrženými analytickými nástroji. Výsledky, testy a jejich průběhy si mohou lékaři zobrazit pomocí implementované sady prohlížečů.

Implementované nástroje jsou:

- Lineární regrese a vzdálenost od přímky pro zpracování čar
- Adaptivní filtr pro zpracování osmiček a spirál a zvýraznění vzdálenosti od filtrovaného průběhu
- Zobrazení signálu, filtrace a rozdíl původního a filtrovaného signálu
- Zobrazení signálu v závislosti na délce
- Fourierova transformace a spektrogram signálu
- Signálem může být: θ , x , y , rychlost, v_x , v_y , tlak

Navrhované změny (blíže popsané v kapitole 6 na straně 40):

- Vypustit z testů lomené čáry a text
- Přidat mezi testy “ťukání”
- Zvážit, zda nepřidat obkreslované osmičky a spirály
- Testování by zřejmě měli být instruováni, aby přímé čáry kreslili pomaleji
- Zpracovávat volný třes podobně jako NHST
- Zaměřit se na tlak pera

Experimenty ukázaly, že po převedení signálu z časové závislosti do délkové se lépe určuje původní, filtrovaný signál. Z něj se pak dá určit třes, který se na původní signál superponuje. Na druhou stranu ze signálu v závislosti na čase se pomocí Fourierovy transformace a krátkodobé Fourierovy transformace lépe určuje frekvence a místa s největším třesem. Vlnková (wavelet) transformace se neukázala být přínosem.

Zda navrhované příznaky opravdu o třesu vypovídají, je třeba teprve ověřit. Dále je potřeba rozšířit databázi pacientů na reprezentativní vzorek (současných sedm pacientů je málo) s různými chorobami v různém věku — s věkem se mění i dynamika psaní a kreslení, a to by mohlo mít na navržené nástroje vliv. To je třeba ověřit. K pacientům bude třeba srovnávací skupina zdravých lidí z různých věkových skupin.

Závěrem bych shrnul, že vytyčené cíle se mi podařilo dosáhnout (až na ověření předpokládané vypovídací hodnoty příznaků). Aplikace i s nástroji byla používána ve fakultní nemocnici v Motole. Doufám, že má práce podpoří zájem o výzkum a podporu lékařů moderní počítačovou technikou.

9 Literatura

- [AN04] Jim Arlow and Ila Neustadt. *UML a unifikovaný proces vývoje aplikací*. Computer Press, Nám. 28. dubna 48, 635 00 Brno, 2004.
- [BO03] David J. Burn and John T. O'Brien. Use of functional imaging in parkinsonism and dementia. *Movement Disorders*, 18(6):88–95, 2003.
- [BPL⁺01] L. S. Boylana, S. L. Pullman, S. H. Lisanby, K. E. Spicknall, and H. A. Sackeim. Repetitive transcranial magnetic stimulation to sma worsens complex movements in parkinson's disease. *Clinical Neurophysiology*, 112:259–264, 2001.
- [CED⁺99] P. David Charles, Gregory J. Esper, Thomas L. Davis, Robert J. Maciunas, and David Robertson. Classification of tremor and update on treatment. *American Family Physician*, 1999.
- [CSG⁺00] Esther Cubo, Glenn T. Stebbins, Lawrence I. Goelbe, Annette V. Nieves, Sue Luegans, Christopher G. Goetz, and Katie Kompoliti. Application of the unified parkinson's disease rating scale in progressive supranuclear palsy: Factor analysis of the motor scale. *Movement Disorders*, 15(2):276–279, 2000.
- [CVB03] José L. Conteras-Vidal and Ethan R. Buch. Effects of parkinson's disease on visuomotor adaption. *Experimental Brain Research*, pages 25–32, 2003.
- [Dol05] Jan Doležel. Semestrální práce - analýza spirál, 2005.
- [Eck03] Bruce Eckel. *Thinking in Java*. Pearson Education, Inc., Prentice Hall PTR Upper Saddle River, NJ 07458, 3 edition, 2003.
- [ESA⁺01] Lutz-Peter Erasmus, Stefania Sarno, Holger Albrecht, Martina Schwecht, and Nicolaus König Walter Pöllmann. Measurement of ataxic symptoms with a graphic tablet: standard values in controls and validity in multiple sclerosis patients. *Journal of Neuroscience Methods*, 108:25–37, 2001.
- [FJ97] Matteo Frigo and Steven G. Johnson. FFTW, 1997. <http://www.fftw.org/>.
- [GHJV03] Erich Gamma, Richard Helm, Ralph Johnson, and John Vlissides. *Návrh programů pomocí vzorů*. Grada Publishing a.s., U Průhonu 466/22 Praha 7, 2003.
- [HM97] Jason Hunter and Brett McLaughlin. Knihovna JDOM, 1997. <http://jdom.org/>.
- [KD04] Helmut Kopka and Patrick W. Daly. *Latex: Kompletní průvodce*. Computer Press, Nám. 28. dubna 48, 635 00 Brno, 2004.
- [LP01] Elan D. Louis and Seth L. Pullman. Comparison of clinical vs. electrophysiological methods of diagnosing of essential tremor. *Movement Disorders*, 16(4):668–673, 2001.
- [LYB⁺00] Elan D. Louis, Edna Yousefzadeh, Livia F. Barnes, Qiping Yu, Seth L. Pullman, and Kristin J. Wendt. Validation of a portable instrument for assessing tremor severity in epidemiologic field studies. *Movement Disorders*, 15(1):95–102, 2000.
- [MBLK00] Erwin B. Montgomery, Kenneth B. Baker, Kelly Lyons, and William C. Koller. Motor initiation and execution in essential tremor and parkinson's disease. *Movement Disorders*, 15(3):511–515, 2000.

- [MGM99] C. Marquardt, W. Gentz, and N. Mai. Visual control of automated handwriting movements. *Experimental Brain Research*, pages 224–228, 1999.
- [MKL⁺00] Erwin B. Montgomery, William C. Koller, Theodora J. K. LaMantia, Mary C. Newman, Elizabeth Swanson-Hyland, Alfred W. Kaszniak, and Kelly Lyons. Early detection of probable idiopathic parkinson’s disease: I. development of a diagnostic test battery. *Movement Disorders*, 15(3):467–473, 2000.
- [MM93] C. Marquardt and N. Mai. A computational procedure for movement analysis in handwriting. *Journal of Neuroscience Methods*, 52:39–45, 1993.
- [Pul98] Seth L. Pullman. Spiral analysis: A new technique for measuring tremor with a digitizing tablet. *Movement Disorders*, 13:85–89, 1998.
- [Rek05] Jun Rekimoto. Knihovna JWinTab, 2005. <http://www.cs1.sony.co.jp/person/rekimoto/java/jwintab/>.
- [SBGH99] Miguel Schwartz, Samich Badarny, Svetlana Gofman, and Shraga Hocherman. Visuomotor performance in patients with essential tremor. *Movement Disorders*, 14(6):988–993, 1999.
- [Sch01] Herbert Schildt. *Java 2 - Příručka programátora*. SoftPress s.r.o., Čajkovského 16, 616 00 Brno, 2001.
- [Sm05] Miloš Sedláček and Radislav Šmíd. *Matlab v měření*. Vydavatelství ČVUT, Zikova 4, 166 36 Praha 6, 2005.
- [Sma03] Sharon Smaga. Tremor. *American Family Physician*, 2003.
- [Sun04] Sun Microsystems. The java tutorials, 2004. <http://java.sun.com/docs/books/tutorial/>.
- [TT97] Antonio Sánchez Torralba and Antonio S. Torralba. Savitzky-Golay filters, 1997. http://bbm1.ucm.es/torralba/funder/theory/savitzky_golay_filters.shtml.

A Seznam použitých zkratek

CBC Complete blood scan, kompletní krevní obraz

CT počítačová tomografie

DOS Degree of Severity

DFT Diskrétní Fourierova transformace

FFT Fast Fourier Transform

FIR Finite Impulse Response (filter)

GTST Groove-Type Steadiness Tester

IDFT Inverzní diskrétní Fourierova transformace

IIR Infinite Impulse Response (filter)

MRI Magnetická rezonance

MVC Model-View-Controller

NHPT Nine Hole Peg Test

NHST Nine-Hole Steadiness Tester

PET Pozitronová emisní tomografie

RMSE Root Mean Square Error

STFT Short-Time Fourier Transform

SG Savitzky-Golay (filter)

SPECT Fotonová emisní počítačová tomografie

XML Extensible Markup Language

B Matematický aparát

B.1 Fourierova transformace

Každý signál lze reprezentovat v časové oblasti, ale i v oblasti frekvenční. Tyto oblasti jsou duální a v obou oblastech lze na signálu provádět stejné operace. Tyto operace mají v obou oblastech ale jinou složitost. K transformaci signálu mezi těmito oblastmi slouží Fourierova transformace. Fourierova transformace vychází z předpokladu, že každý signál lze reprezentovat jako superpozici nekonečně mnoha sinusových signálů.

Výsledkem Fourierovy transformace jsou fourierovy koeficienty, které vyjadřují, jak daná sinusovka přispívá k signálu, čili vlastně amplitudu sinusovky.

Podmínku, aby bylo možno signál převést Fourierovou transformací je, že funkce $x(t)$ musí být po částech spojitá, její derivace musí být také po částech spojitá (v těch samých intervalech) a

$$\int_{-\infty}^{\infty} |x(t)| dt < \infty \quad (\text{B.1})$$

pak

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt \quad (\text{B.2})$$

je Fourierův obraz funkce $x(t)$ (někdy nazývané frekvenční spektrum). Toto spektrum lze rozepsat na

$$X(\omega) = R(\omega) + jI(\omega) = A(\omega)e^{j\varphi(\omega)} \quad (\text{B.3})$$

kde $X(\omega)$ je vektor komplexních spektrálních koeficientů, $R(\omega)$ je jeho reálná část, která vyjadřuje amplitudy kosinů, $I(\omega)$ je pak část imaginární a obsahuje amplitudy sinů, $A(\omega)$ je amplituda a $j\varphi(\omega)$ fáze jednotlivých sinusovek.

Vzorec pro výpočet inverzní Fourierovy transformace (z frekvenční zpět do časové oblasti) je

$$x(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(i\omega)e^{j\omega t} d\omega \quad (\text{B.4})$$

B.1.1 Diskrétní Fourierova transformace

Protože zpracováváme signál na počítači v digitální podobě, dostáváme ho v podobě diskrétních vzorků s určitou samplovací frekvencí, používáme pro převod diskrétního signálu z časové oblasti do frekvenční diskrétní Fourierovu transformaci.

Základní definiční vztahy pro přímou a zpětnou diskrétní Fourierovu transformaci jsou

$$X(k/NT) = T \sum_{n=0}^{N-1} x(nT)e^{-j\frac{2\pi}{N}nk}, \quad k = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (\text{B.5})$$

$$x(nT) = \frac{1}{NT} \sum_{k=0}^{N-1} X(k/NT)e^{j\frac{2\pi}{N}nk}, \quad n = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (\text{B.6})$$

a umožňují určit frekvenci odpovídající dané hodnotě k ($f_k = k/NT$) a čas odpovídající hodnotě n ($t_n = nT$).

V praxi se však pro výpočet DFT a IDFT používají zjednodušené vztahy

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j\frac{2\pi}{N}nk}, \quad k = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (\text{B.7})$$

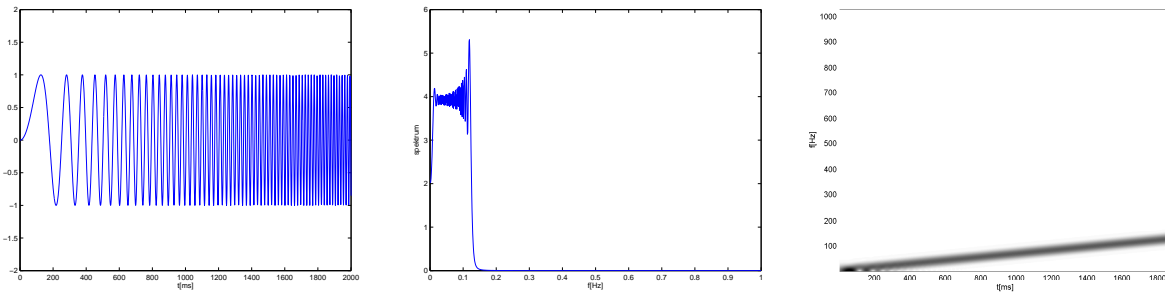
$$x(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k)e^{j\frac{2\pi}{N}nk}, \quad n = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (\text{B.8})$$

Pro výpočet DFT se nejčastěji používá algoritmus rychlé Fourierovy transformace (FFT). V současnosti zřejmě nejdokonalejší známou verzí algoritmu je FFTW vyvinutý na MIT (Massachusetts Institute of Technology) viz. [FJ97].

Typickou aplikací DFT je nalezení harmonických složek v zašuměném signálu (ty v časové oblasti lze jen těžko zjistit). Harmonické složky se projevují jako špičky výkonového spektra. Výkonové spektrum signálu spočítáme jako $P(k) = |X(k)|^2/N$.

B.1.2 Krátkodobá Fourierova transformace

Pokud se zabýváme analýzou nestacionárních signálů (signálů, jejichž parametry se mění s časem — například s proměnnou frekvencí), a to my děláme, s klasickou Fourierovou transformací již nevystačíme. Potřebujeme u spektra sledovat nejen jeho okamžitý tvar, ale i umístění v čase. Jedním z nástrojů časově-frekvenční analýzy je i krátkodobá Fourierova transformace, jejímž výsledkem je krátkodobé spektrum (STFT spektrum).



Obrázek B.1: Srovnání FFT a STFT

Na obrázku B.1 vlevo vidíme signál, u kterého se lineárně zvyšuje frekvence. Na tomtéž obrázku uprostřed je Fourierova transformace tohoto signálu. Vidíme, že spektrum se rozprostřelo přes všechny frekvence v něm obsažené. Oproti tomu na obrázku vpravo je spektrum STFT, kde vidíme, jak se frekvence mění v průběhu času.

Pokud v definici Fourierovy transformace použijeme signál vynásobený oknem, jehož poloha se vůči signálu mění s parametrem τ , dostaneme spektrum jako funkci dvou proměnných (ω a τ):

$$X(\omega, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t - \tau)e^{-j\omega t} dt \quad (\text{B.9})$$

Okno $w(t - \tau)$ potlačuje hodnoty signálu vně své délky. Vzhledem k tomu, že plocha obdélníku o stranách Δt a $\Delta \omega$ je konstantní, nelze současně dosáhnout vysokého rozlišení v čase i frekvenci. Krátké časové okno umožňuje vysoké rozlišení v čase, ale špatné rozlišení ve frekvenci a naopak. Pokud bychom zvolili okno přes celou délku signálu, dostáváme se zpátky k původní Fourierově transformaci.

Stejně jako u Fourierovy transformace (výkonové spektrum), spočítáme spektrogram jako $S_x(\omega, \tau) = |X(\omega, \tau)|^2$.

V praxi se opět spíše setkáme s diskretním signálem. STFT spektrum pro diskretní čas a frekvence můžeme vyjádřit jako

$$X(k, m) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)w(n - mN)e^{-j\frac{2\pi nk}{M}} \quad (\text{B.10})$$

V podstatě počítáme pro každé okno FFT zvlášť.

B.2 Savitzky-Golay filtry

Savitzky-Golay filtr je vyhlazovací filtr (také nazývaný digitální polynomiální vyhlazovací filtr nebo vyhlazovací filtr metodou nejmenších čtverců). Typicky jsou používány k vyhlazení zašuměného signálu, jehož frekvenční rozpětí (bez šumu) je velké. V těchto typech úloh si Savitzky-Golay filtry vedou lépe než klasické FIR filtry, které spolu s šumem filtrují i značnou část vyšších frekvencí signálu. Ačkoliv jsou Savitzky-Golay filtry lepší při zachování vysokofrekvenčních složek signálu, v potlačování šumu jsou naopak horší než běžné FIR filtry.

Principem je přiblížit N bodů (se stejnou vzorkovací frekvencí) v pohyblivém okně f_i , $i = -l, \dots, r$, kde $N = l + r + 1$, polynomu stupně $M < N - 1$. K tomu se nejlépe hodí metoda nejmenších čtverců. Polynom můžeme vyjádřit jako $g_i = a_0 + a_1 i + \dots + a_M i^M$ a tak řešíme rovnici

$$\mathbf{B}\mathbf{a} = \mathbf{f} \quad (\text{B.11})$$

kde \mathbf{B} je matice mocnin

$$\mathbf{B} = \begin{pmatrix} 1 & -l & \dots & (-l)^M \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & k & \dots & k^M \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & r & \dots & r^M \end{pmatrix} \quad (\text{B.12})$$

$\mathbf{a} = (a_0, \dots, a_M)$ je vektor koeficientů polynomu a $\mathbf{f} = (f_{-l}, \dots, f_r)$ je vektor dat.

Matice \mathbf{B} má více řádek než sloupců a tak je rovnice B.11 přeurčená. Rovnici začneme řešit rozšířením transponovanou maticí \mathbf{B} zleva:

$$(\mathbf{B}^T \mathbf{B})\mathbf{a} = \mathbf{B}^T \mathbf{f} \quad (\text{B.13})$$

dostáváme

$$\mathbf{a} = (\mathbf{B}^T \mathbf{B})^{-1} (\mathbf{B}^T \mathbf{f}) \quad (\text{B.14})$$

Protože rovnice B.13 je lineární, můžeme rovnici B.14 vyjádřit jako

$$\mathbf{a} = \mathbf{C}\mathbf{f} \quad (\text{B.15})$$

kde \mathbf{C} je Savitzky-Golay matice, která nezávisí na vstupních datech. To znamená, že existuje univerzální sada Savitzky-Golay matic, takže nemusíme počítat nejmenší čtverce pro každá data zvlášť, ale můžeme si spočítat matici \mathbf{C} , když známe N a M .

Navíc, koeficienty polynomu jsou spjaty s prvními M derivacemi (a nultou) uprostřed okna ($i = 0$):

$$\left. \frac{d^n g_i}{d i^n} \right|_{i=0} = n! a_n \Delta \lambda^{-n} \quad (\text{B.16})$$

$\Delta \lambda$ je vzdálenost mezi body.

Důsledkem B.16 je, že pokud chceme vyhladit data (vztah pro nultou derivaci), stačí nám první řádek matice \mathbf{C} (pro první derivaci druhý řádek atd.). To lze vyjádřit jako konvoluci

$$a_n = \sum_{i=-l}^r c_{ni} f_i \quad (\text{B.17})$$

ze které lze filtrovanou n -tou derivaci spočítat.

Takže pokud $f_i = \delta_{ij}$, pak $c_{nj} = a_n$, pro $n = 0, 1, \dots, M$ a $j = -l, \dots, r$, kde δ_{ij} je Kroneckerovo delta a dosazením do B.14 dostáváme

$$c_{nj} = \sum_{i=0}^M [(\mathbf{B}^T \mathbf{B})^{-1}]_{ni} j^i \quad (\text{B.18})$$

což jsou koeficienty Savitzky-Golay matice, které současně splňují podmínku

$$\sum_{j=-l}^r c_{nj} = \delta_{0n} \quad (\text{B.19})$$

Odvození vztahů je převzato z [TT97].

B.3 Lineární regrese

Lineární regrese představuje aproximaci daných hodnot polynomem prvního řádu (přímkou) metodou nejmenších čtverců.

Pro odvození vztahu pro lineární regresi začneme vyjádřením přímky jako

$$y = kx + q \quad (\text{B.20})$$

x a y jsou souřadnice bodů na přímce, k je sklon přímky a q je posunutí po ose y . My máme množinu bodů $[\tilde{x}_i, \tilde{y}_i]$ a potřebujeme k nim najít k a q , tak aby součet čtverců vzdáleností od této přímky $([\bar{x}_i, \bar{y}_i])$ byl minimální:

$$\begin{aligned} e &= y - kx + q \\ e &= \sum_{i=1}^N (y_i - kx_i + q)^2 = \min \end{aligned} \quad (\text{B.21})$$

Rovnici tedy zderivujeme podle k i q :

$$\begin{aligned} \frac{\delta e}{\delta k} &= 2 \sum_{i=1}^N (-x_i)(y_i - kx_i + q) = 0 \\ \frac{\delta e}{\delta q} &= 2 \sum_{i=1}^N (y_i - kx_i + q) = 0 \end{aligned}$$

obě strany rovnice vynásobíme $1/2N$:

$$\begin{aligned} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (-x_i y_i + kx_i^2 - qx_i) &= 0 \\ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i - kx_i + q) &= 0 \end{aligned}$$

to můžeme přepsat jako

$$\begin{aligned} Exy - kEx^2 + qEx &= 0 \\ Ey - kEx + qN &= 0 \end{aligned}$$

To už jsou dvě rovnice o dvou neznámých, jejichž řešením je:

$$k = \frac{Exy - \frac{ExEy}{N}}{Ex^2 - \frac{(Ex)^2}{N}} \quad (\text{B.22})$$

$$q = Ey - kEx \quad (\text{B.23})$$

B.3.1 Lineární regrese dat, závislost x na y

Právě odvozený vztah vychází ze závislosti přímky y na x . A proto, pokud ho použijeme na data převážně horizontální ($k > 1$), může vlivem akumulace chyb při měření, vzorkování a podobně, dojít k chybnému určení k a q . Pro takováto data je lépe vzorec odvodit ze závislosti x na y . Postup je stejný (ve vzorcích stačí prohodit x za y), dostaneme však k_y a q_y v souřadné soustavě s prohozenými osami x a y ($k = 1/k_y$ a $q = -kq_y$). Tedy:

$$k = \frac{Ey^2 - \frac{(Ey)^2}{N}}{Exy - \frac{ExEy}{N}} \quad (\text{B.24})$$

$$q = Ey - kEx \quad (\text{B.25})$$

B.3.2 Lineární regrese dat, závislost na t

Třetí možností pro odvození vzorce pro lineární regresi je rozdělit data na složku x a na složku y . Pro každou spočítat lineární regresi zvlášť (v závislosti na indexu) a takto vypočítané hodnoty spojit do výsledného k a q . Vycházíme ze vzorce

$$(x_i, y_i) = (q_x, q_y) + (k_x, k_y)t \quad (\text{B.26})$$

Čas t je diskrétní (od 1 do počtu bodů N). Pro každou složku se snažíme minimalizovat chybu:

$$\begin{aligned} e_x &= x - k_x t - q_x \\ e_x &= \sum_{i=1}^N (x_i - k_x i - q_x)^2 = \min \end{aligned} \quad (\text{B.27})$$

$$\begin{aligned} e_y &= y - k_y t - q_y \\ e_y &= \sum_{i=1}^N (y_i - k_y i - q_y)^2 = \min \end{aligned} \quad (\text{B.28})$$

Nyní postupujeme stejně jako v prvním případě (složka y obdobně):

$$\begin{aligned} \frac{\delta e_x}{\delta q_x} &= \sum_{i=1}^N (x_i - k_x i - q_x) = 0 \\ \frac{\delta e_x}{\delta k_x} &= \sum_{i=1}^N i(x_i - k_x i - q_x) = 0 \end{aligned}$$

$$Ex - Eik_x - Nq_x = 0$$

$$Exi - Ei^2 k_x - NEiq_x = 0$$

Opět soustava dvou rovnic o dvou neznámých a výsledek

$$k_x = \frac{ExEi - Exi}{(Ei)^2 - Ei^2}$$

a konečně

$$k = \frac{k_x}{k_y} = \frac{EyEi - Eyi}{ExEi - Exi} \quad (\text{B.29})$$

$$q = Ey - kEx \quad (\text{B.30})$$

kde $Ei = (N + 1)/2$.

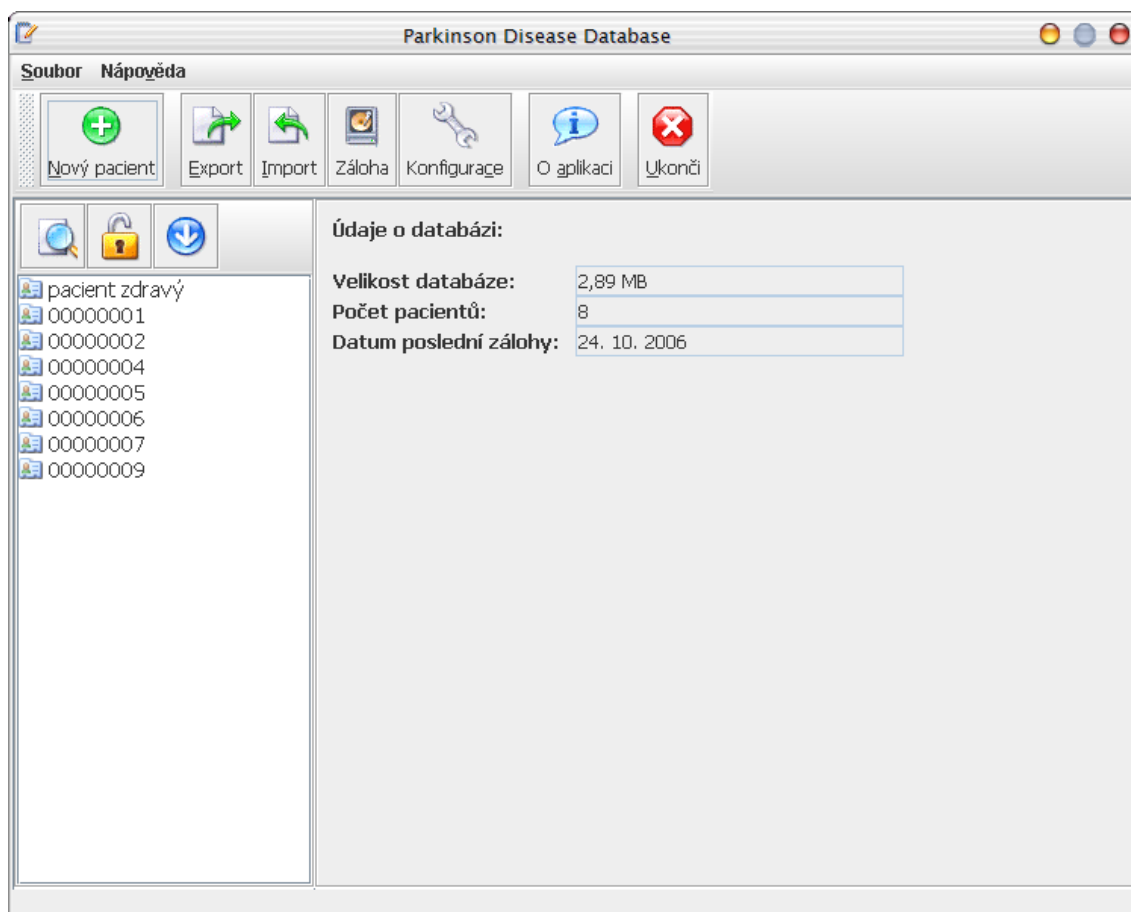
C Uživatelská / instalační příručka

Aplikaci není nutno instalovat. K běhu aplikace stačí pouze adresář **bin**, kde jsou uloženy java archivy s třídami a soubor **config.xml**, kde jsou uloženy proměnné a konfigurace aplikace.

Aplikace se v prostředí Windows spouští dávkovým souborem **StartDatabase.bat**. Pokud žádná databáze neexistuje, je při startu vytvořena implicitně v adresáři **data**. Pokud není k počítači připojený tablet, aplikace na to upozorní. Aplikace je funkční i bez tabletu - uživatel si může procházet databázi, zobrazovat a analyzovat data. Nemůže však sbírat nová data.

C.1 Práce s pacienty a návštěvami

Na obrázku C.1 vidíme okno aplikace hned po spuštění. V horní části je toolbar s ikonami pro práci s databází, v levé části je panel s pacienty a největší část okna zabírá hlavní panel, kde jsou aktuálně zobrazeny souhrnné informace o databázi.



Obrázek C.1: Aplikace po spuštění

V liště s ikonami najdeme tato tlačítka:

Nový pacient Založí nového pacienta — bude probráno později

Export Provede anonymizaci dat (nahradí jména a RČ pacientů náhodnými identifikátory) a uloží databázi do zip archivu. Tato anonymní data potom lze nahrát do databáze na jiném počítači a analyzovat.

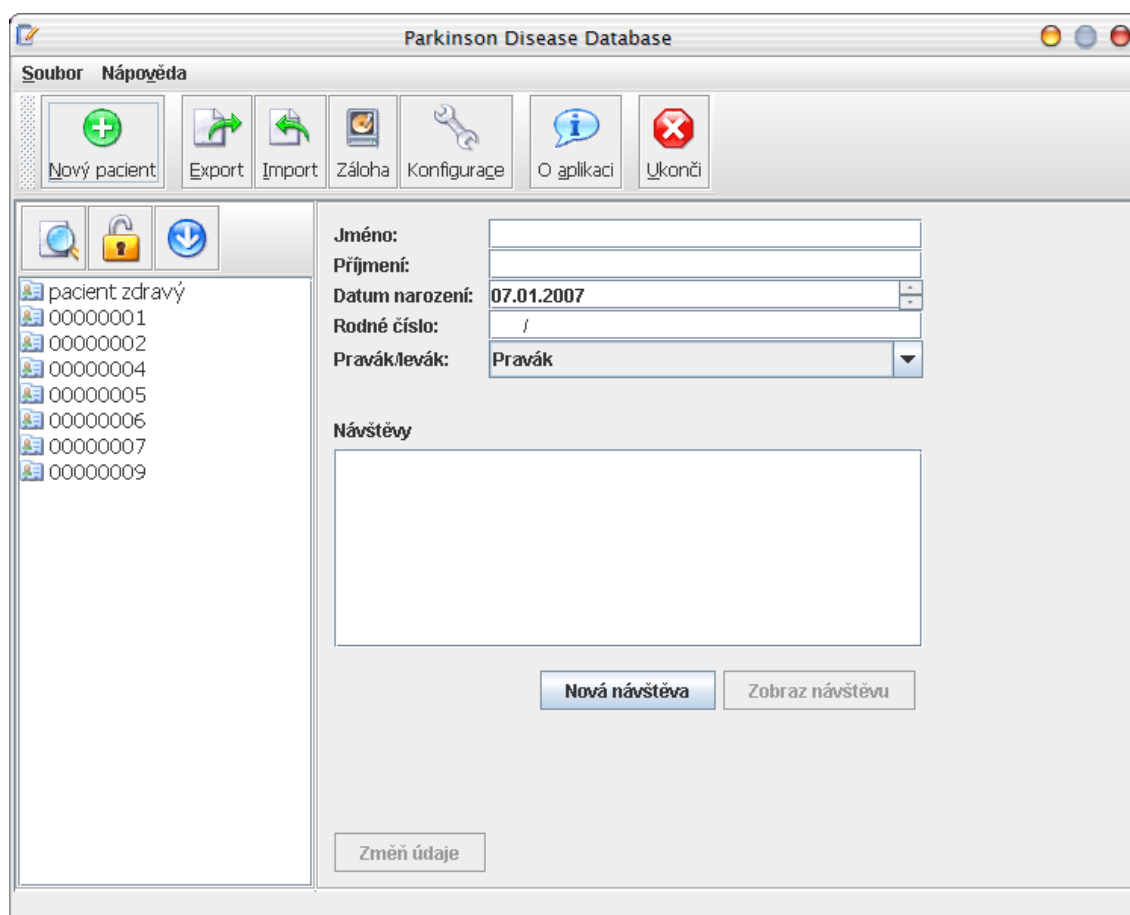
Import Sloučí stávající databázi s databází uloženou v zip archivu

Záloha Provede zálohu dat do zip archivu (bez anonymizace — data jsou vhodná pro import na jiném počítači)

Konfigurace Umožňuje zvolit vzhled aplikace a vybrat tablet.

O aplikaci Informace o programu

Konec Ukončí práci s databází

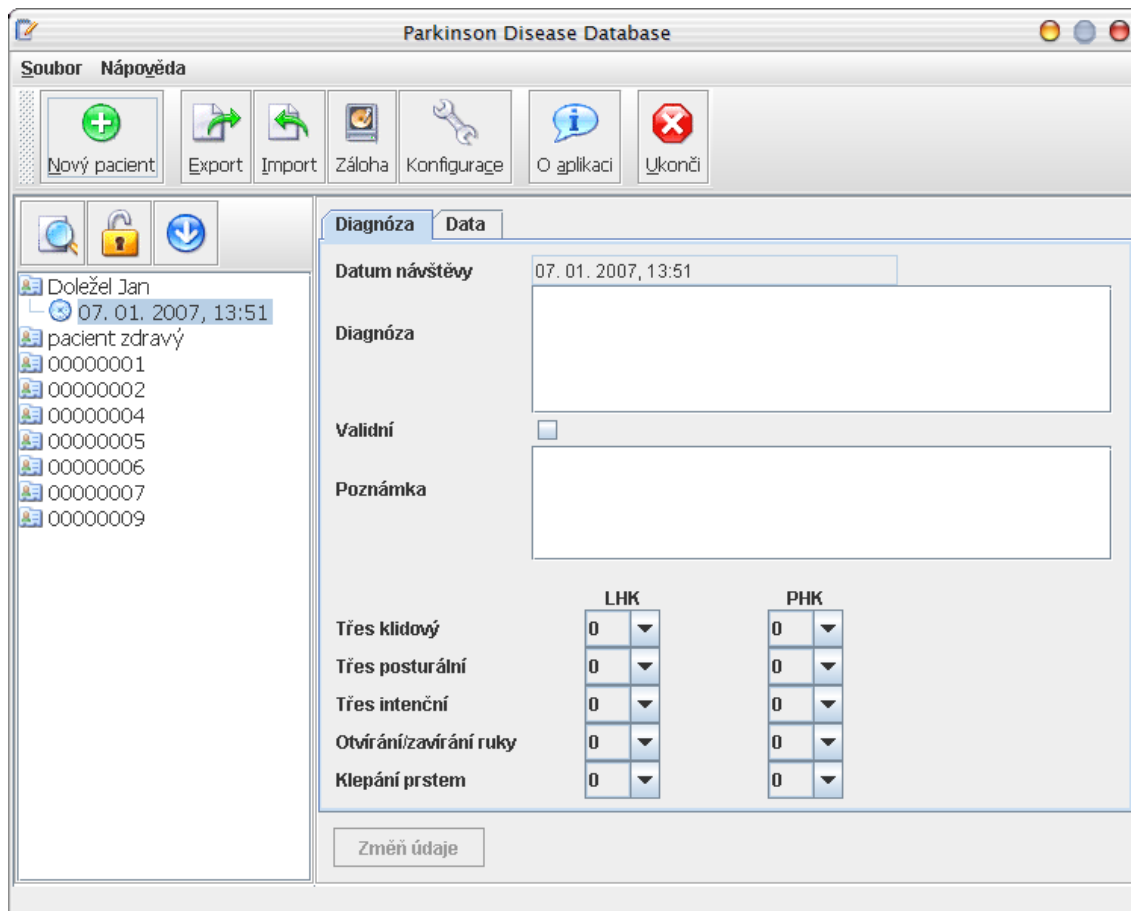


Obrázek C.2: Vytváření nového pacienta

Pokud klikneme na tlačítko **Nový pacient**, objeví se na hlavním panelu záznamy o pacientovi (viz obrázek C.2), které je třeba vyplnit: jméno a příjmení, datum narození, rodné číslo a zda je pravák nebo levák. Po vyplnění údajů zmáčkne uživatel tlačítko **Nová návštěva** a založí tak pacientovi první návštěvu u lékaře.

Na obrázku C.3 vidíme dialog, který uživatel (lékař) vyplňuje při návštěvě pacienta. Pokud toto není první návštěva pacienta, všechny informace se z předposlední návštěvy překopírují do nové návštěvy a lékaři jsou nabídnuty k editaci.

Lékař vyplní diagnózu, aktuální pro tuto návštěvu, případně poznámku vztahující se k aktuální návštěvě. Dále vyplňuje míru postižení (na stupnici 0–4) v různých třesech v obou horních končetinách. Poté přejde na záložku data a začne snímat nová data. Práci s daty probereme v sekci C.2.



Obrázek C.3: Vytváření nové návštěvy

V levé části okna aplikace se nachází seznam pacientů. Pokud je pacient vybrán (například dvojklikem), objevují se u něj i absolvované návštěvy. V pravé části okna aplikace se poté vypisují informace vztahující se k vybranému pacientovi nebo návštěvě. Ihned po vybrání je uživateli zakázáno údaje měnit, aby nedošlo k náhodnému znehodnocení dat. Po zmáčknutí tlačítka **Změň údaje** vespod okna má uživatel možnost potřebné údaje změnit.

Ihned nad seznamem pacientů se nacházejí tři tlačítka (zleva): **vyhledávání**, **zámek** a **řazení**.

Vyhledávání (obrázek C.4) umožňuje vybrat pacienty podle zadaného kritéria. Umožňuje vybrat pacienty v rozsahu příjmení a jména, podle data poslední návštěvy nebo podle data narození. Do levého políčka se zadává počáteční písmeno (datum) rozsahu, do druhého políčka poslední písmeno (datum). Lze také vybrat pacienta se známým rodným číslem. Výběr můžeme provést i podle několika kritérií zároveň. U všech kritérií, podle kterých chceme pacienty vyhledat, musíme zaškrtnout pravé zaškrtačkové tlačítko.

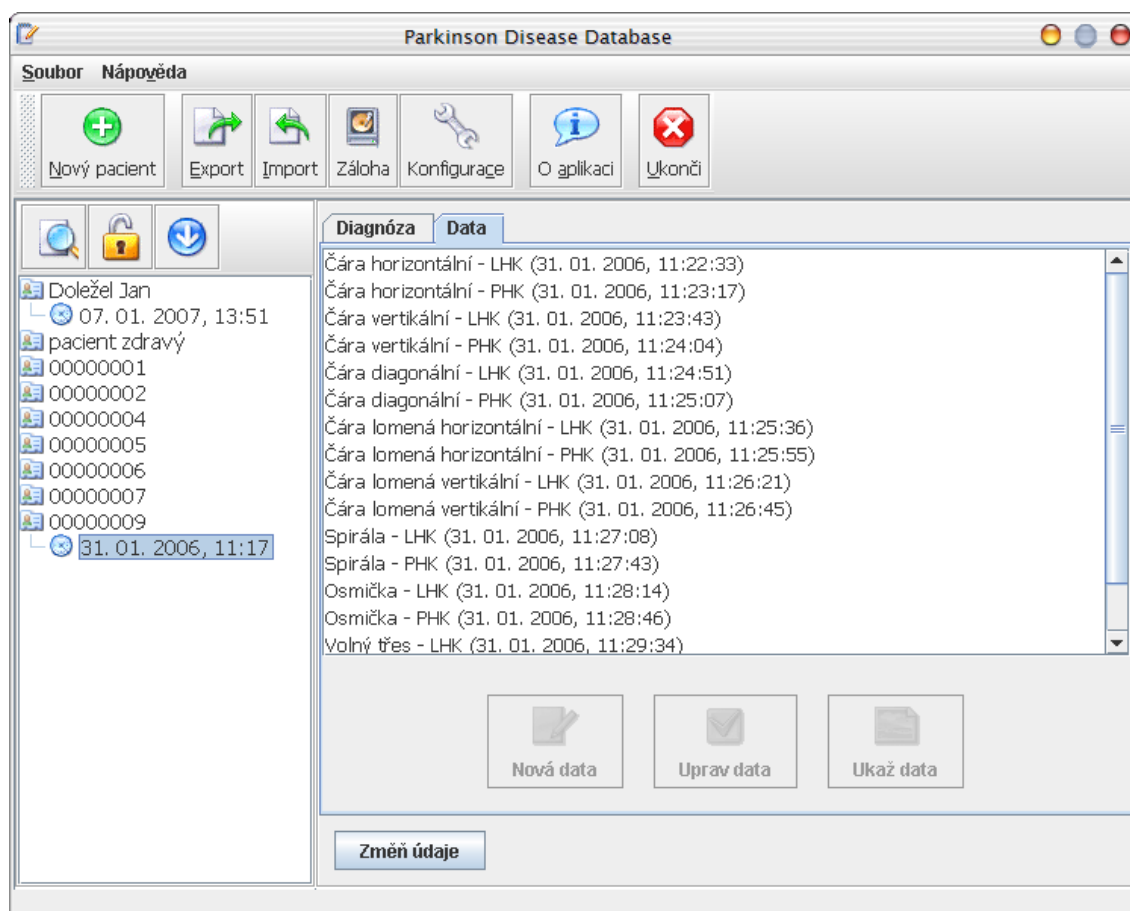
Zámek umožňuje přepínat mezi seznamem všech pacientů a mezi seznamem naposled vyhledaných pacientů.

Řazení uživateli umožňuje řadit pacienty podle příjmení a jména, data poslední návštěvy nebo podle data narození.

Obrázek C.4: Nabídka vyhledávání

C.2 Práce s daty

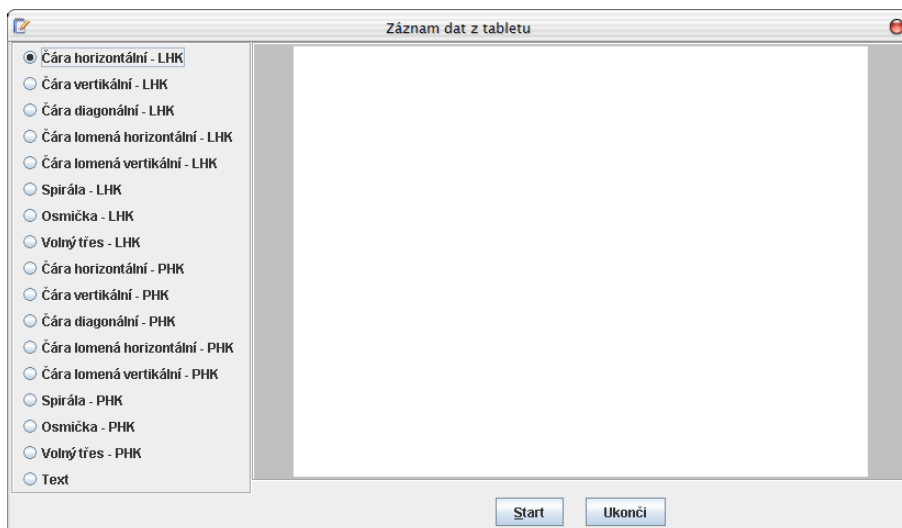
Na obrázku C.5 vidíme panel se seznamem dat nasnímaných během jedné návštěvy. Při založení nové návštěvy je seznam prázdný a spodní tlačítko vlevo je povoleno (druhá dvě tlačítka se aktivují, pokud vybereme nějaká data ze seznamu).



Obrázek C.5: Panel s nasnímanými daty návštěvy

C.2.1 Snímání nových dat

Na obrázku C.6 vidíme okno, které se objeví po stisku tlačítka **Nová data**. V levém sloupci jsou všechny možné typy testů. Pokud máme již od nějakého testu nasnímaná data (u aktuální návštěvy), zobrazí se zeleně a do závorky se uvede jejich počet.



Obrázek C.6: Snímání dat

Uživatel vybere test, který má pacient provést a stiskne tlačítko **Start**. Tablet začne snímat data a aplikace je zaznamenána. Nápis na tlačítku **Start** se změnil na **Stop** a až pacient test ukončí, uživatel tlačítko zmáčkne. Nyní se před uživatelem objeví okno z obrázku C.7, které je stejné jako pro úpravu dat. Uživatel vybere úsek dat bez artefaktů, data uloží a může pokračovat ve snímání dalších dat. Pokud jsou data sejmuta špatně (pacient či testující udělal chybu nebo podobně), může se rozhodnout data neukládat.

Uložený test se zvýrazní v levém seznamu testů a automaticky se vybere následující. Uživatel má možnost zvolit i jakýkoliv jiný test. Ukončení práce se provede stiskem tlačítka **Ukonči**.

C.2.2 Editace dat

Po stisknutí tlačítka **Uprav data** nebo po sejmutí dat se uživateli zobrazí okno z obrázku C.7.

V levé části jsou dva pohledy na data — nahoře má uživatel možnost použití lupy a pohybem kresbou, dole se zobrazuje průběh úhlu v závislosti na čase.

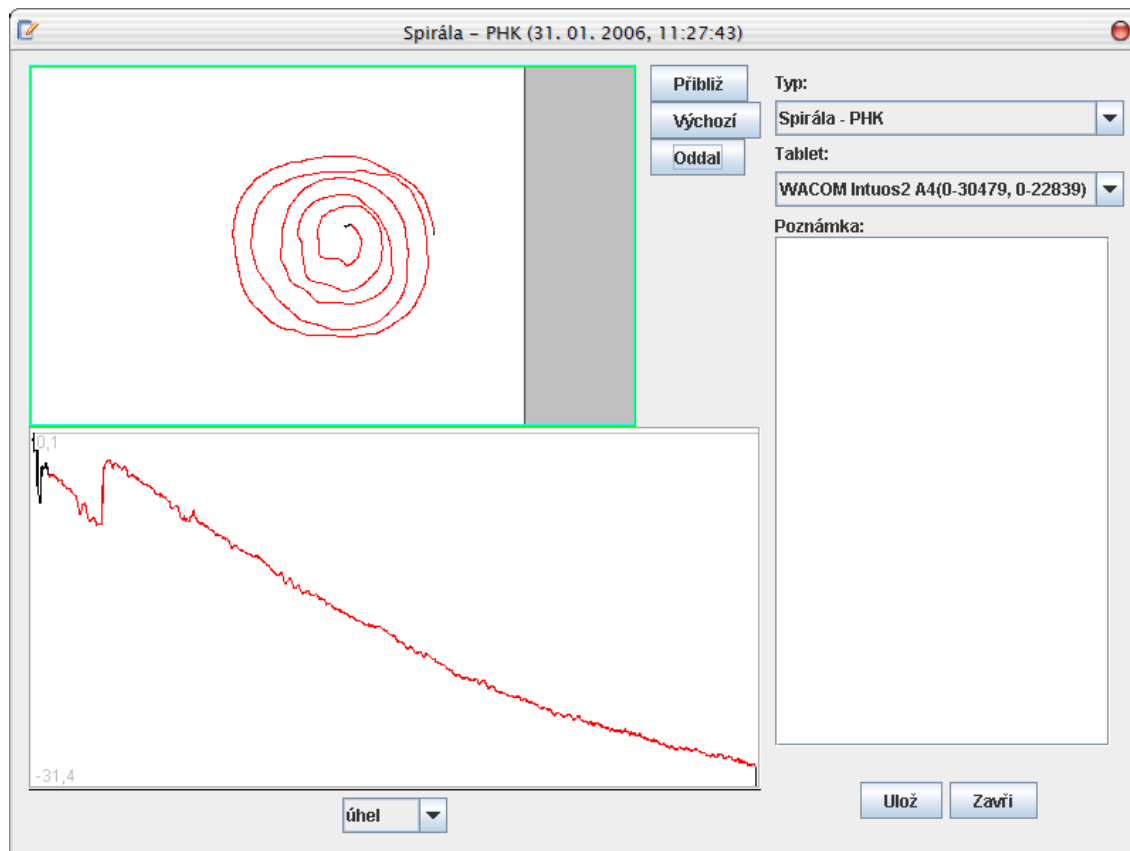
Uživatel v dolní části vybere tažením úsek dat, který je validní pro další analýzu (vytažený červeně v obou pohledech). Tedy bez počátečních a koncových artefaktů.

Pokud typ dat neodpovídá, máme možnost vybrat nový typ z rozbalovací nabídky vpravo nahoře. Můžeme také změnit tablet (informace o tabletu), kterým byla data nasnímaná. Můžeme též k datům připojit poznámku.

C.2.3 Prohlížení a analýza dat

Při prohlížení a analýze dat aplikace pracuje pouze s daty vybranými při editaci. Pro prohlížení a analýzu jsou k dispozici následující nástroje:

- Zobrazení s lupou
- Zobrazení tlaku



Obrázek C.7: Úprava dat

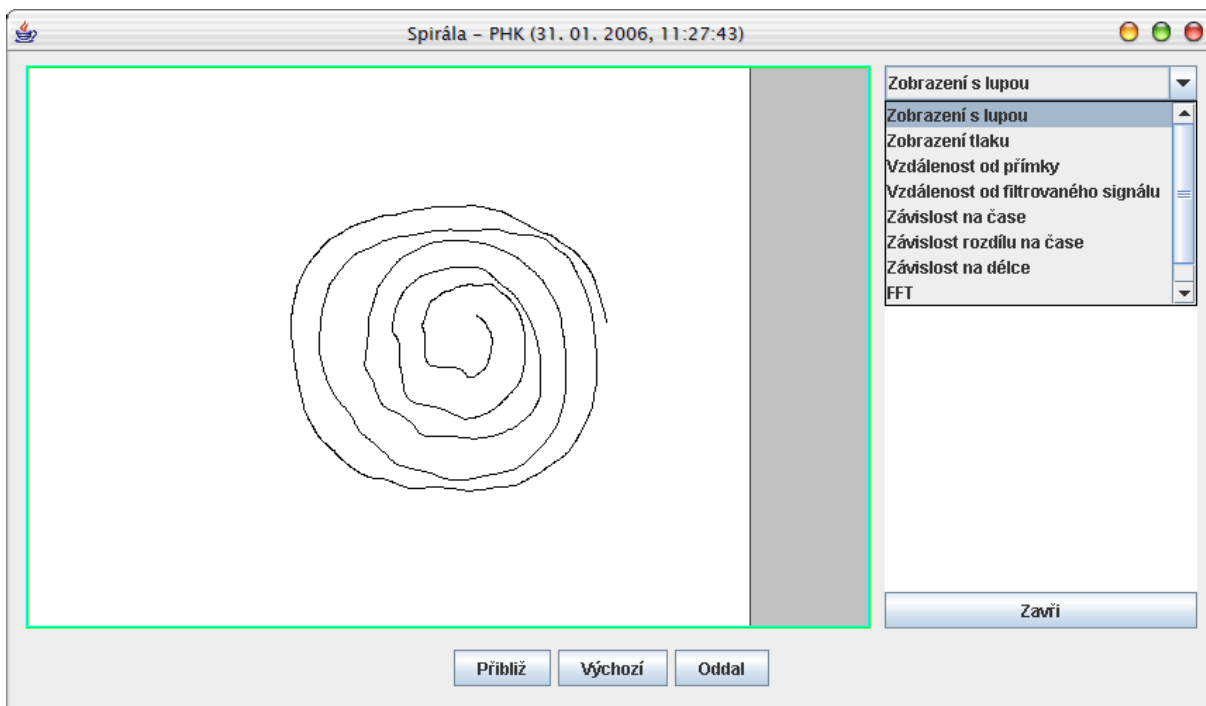
- Vzdálenost od přímky
- Vzdálenost od filtrovaného signálu
- Závislost signálu na čase
- Závislost rozdílu původního a filtrovaného signálu na čase
- Závislost signálu na délce
- Fourierova transformace signálu
- Spektrogram signálu

Zobrazitelným signálem může být: θ , x , y , rychlost, v_x , v_y nebo tlak. U vzdálenosti od přímky a od filtrovaného signálu můžeme zvolit vzdálenost (v centimetrech), ve které mají být zobrazeny dva krajní posuvníky, které ohraničují data. Při zobrazení signálu v závislosti na čase nebo délce jsou také vidět maximální a minimální hodnoty signálu. Ukázky jsou na obrázku C.9.

C.3 Konfigurace

Standardní obsah souboru `config.xml` s konfigurací je:

```
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8"?>
```

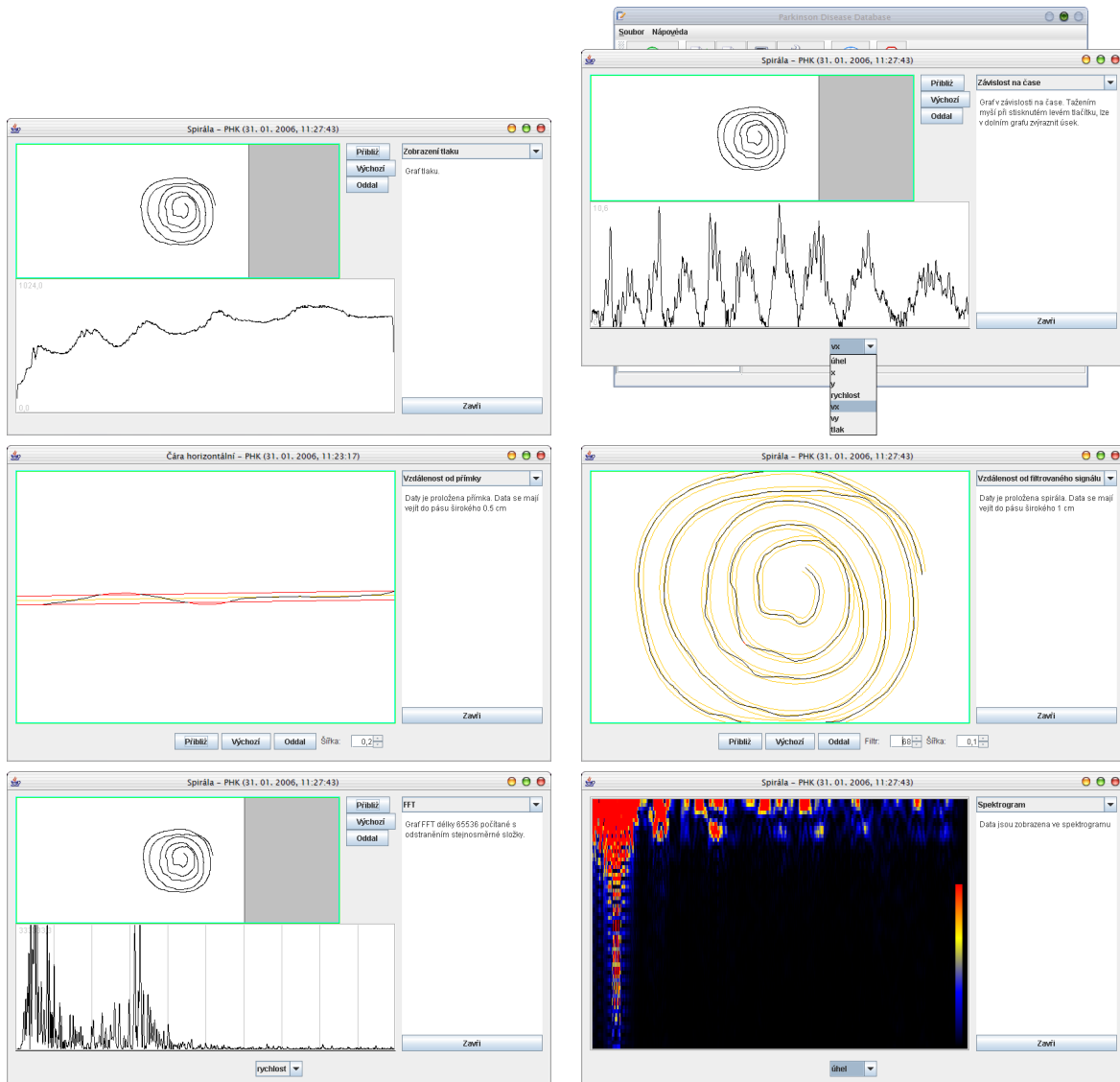


Obrázek C.8: Panel s nasnímanými daty návštěvy

```

<configuration>
  <tablet name="WACOM Intuos2 A4" minx="0" maxx="30479" miny="0" maxy="22839" />
  <tablet name="WACOM Intuos A5" minx="0" maxx="12699" miny="0" maxy="9649" />
  <defTablet value="0" />
  <type id="1" name="Čára horizontální - LHK"
    start="button" end="trim" visible="on" show="up" />
  <type id="2" name="Čára vertikální - LHK"
    start="button" end="trim" visible="on" show="up" />
  <type id="3" name="Čára diagonální - LHK"
    start="button" end="trim" visible="on" show="up" />
  <type id="4" name="Čára lomená horizontální - LHK"
    start="button" end="trim" visible="on" show="up" />
  <type id="5" name="Čára lomená vertikální - LHK"
    start="button" end="trim" visible="on" show="up" />
  <type id="6" name="Spirála - LHK"
    start="button" end="trim" visible="on" show="up" />
  <type id="7" name="Osmička - LHK"
    start="button" end="trim" visible="on" show="up" />
  <type id="8" name="Volný třes - LHK"
    start="start" end="full" visible="on" show="down" />
  <type id="9" name="Čára horizontální - PHK"
    start="button" end="trim" visible="on" show="up" />
  <type id="10" name="Čára vertikální - PHK"
    start="button" end="trim" visible="on" show="up" />
  <type id="11" name="Čára diagonální - PHK"
    start="button" end="trim" visible="on" show="up" />

```



Obrázek C.9: 1) Vlevo nahoře - zobrazení tlaku, 2) Vpravo nahoře - závislost v_x na čase, 3) Vlevo uprostřed - lineární regrese a vzdálenost od přímky, 4) Vpravo uprostřed - vzdálenost původní kresby od vyfiltrované, 5) Vlevo dole - Fourierova transformace na rychlost, 6) Vpravo dole - spektrogram úhlu

```

<type id="12" name="Čára lomená horizontální - PHK"
  start="button" end="trim" visible="on" show="up" />
<type id="13" name="Čára lomená vertikální - PHK"
  start="button" end="trim" visible="on" show="up" />
<type id="14" name="Spirála - PHK"
  start="button" end="trim" visible="on" show="up" />
<type id="15" name="Osmička - PHK"
  start="button" end="trim" visible="on" show="up" />
<type id="16" name="Volný třes - PHK"
  start="start" end="full" visible="on" show="down" />
<type id="17" name="Text"
  start="start" end="full" visible="on" show="up" />

```



```
<lafClass>javax.swing.plaf.metal.MetalLookAndFeel</lafClass>
<timeout>300</timeout>
<databaseRoot>data</databaseRoot>
</configuration>
```

Na začátku souboru vidíme definici známých tabletů (jméno a rozsah souřadnic), následované indexem tabletu, který je implicitně zvolený.

Dále jsou definovány typy testů, které aplikace umožní snímat. Jsou jednoznačně určeny identifikačním číslem (*id*), které musí být jednoznačné a nesmí se opakovat. V aplikaci se objevují pod jménem *name*. Způsob snímání dat je určen několika parametry:

- **start**: Určuje, kdy se mají data začít snímat. Hodnota *start* znamená, že data se začnou snímat ihned po zmáčknutí tlačítka **Start**. Při hodnotě *button* se navíc ještě čeká na první dotyk pera s tabletem.
- **end**: Při hodnotě *full* jsou použita všechna naměřená data, při hodnotě *trim* se zahodí poslední nasnímaná data, kdy se pacient nedotýkal perem tabletu.
- **visible**: *on/off* určuje, jestli se má test zobrazovat v nabídce testů.
- **show**: Při hodnotě *up* jsou zobrazena pouze data, kdy se pacient dotýká tabletu, při hodnotě *down* všechna data.

Konfigurační soubor ukončují: definice třídy použité pro vzhled aplikace (*lafClass*), maximální čas (v sekundách), po který mohou být data z tabletu snímána (*timeout*) a jméno adresáře s databází (*databaseRoot*).

D Obsah příloženého CD

Aplikace Adresář s aplikací pro lékaře

bin jar soubory nutné pro běh aplikace

data testovací databáze s anonymními daty

doc javadoc dokumentace ke zdrojovým souborům

src zdrojové soubory aplikace

Clanky Lékařské články o třesu a nemocech s třesem spojenými

Diplomka Zdrojové a výsledné soubory programu L^AT_EX s textem a obrázky diplomové práce

Ostatni Další soubory

stara data Data, která byla nasnímana ještě před napsáním popsané aplikace. Jsou ve formátu vhodném pro MatLab

UnPacker Jednoduchý program převádějící soubory databáze do formátu čitelného člověkem a MatLabem

Testy Adresář se zdrojovými soubory a daty pro MatLab

testy.1 Nejstarší testy prováděné na celých datech

testy.2 Novější testy prováděné na datech bez artefaktů

testy.3 Shrnutí výsledků

index.html Podrobnější popis příloženého CD