

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2007

Marie Kříženecká

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
Fakulta tělesné výchovy a sportu

# Pohyb plošiny posturomedu

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:  
MUDr. Eugen Rašev

Zpracovala:  
Bc. Marie Kříženecká

září 2007

# 1. Abstrakt

Název práce: Pohyb plošiny posturomedu

Tato diplomová práce se zabývá rozborem kmitání plošiny posturomedu po jednotkovém skoku a jejím chováním, když na ní cvičí člověk. Pro měření bylo použito ultrazvukového snímání bodu v prostoru přístrojem Zebris. Pro pohyb samotného posturomedu se zjišťuje vlastní frekvence a činitel útlumu. Porovnávají se varianty s různým zaaretováním cvičební plošiny. Dále je rozebrán pohyb plošiny s cvičící osobou. Kmitání je zpracováno po stránce frekvenční a amplitudové. U jednoho měření byly vypočítány útlumové charakteristiky. Byla zpracována data 27 osob s bolestmi v oblasti zad a čtyř zdravých osob.

Klíčová slova: posturomed, stabilita

Prohlašuji, že jsem magisterskou diplomovou práci vypracovala samostatně a s použitím uvedené literatury.

V Praze dne 4. 9. 2007

Marie Kříženecká

*Kříženecká*

Ráda bych poděkovala MUDr. Raševovi za vedení diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat Dr. Ing. Liboru Veselému a Tomášovi Grünwaldovi za rady v oblasti měření, Ing. Jindřichu Rohlíkovi za konstruktivní připomínky k programování a Ing. Jiřímu Svobodovi, PhD. za konzultace z mechaniky.

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům.

# 1. Obsah

1. Abstrakt.....	3
2. Úvod.....	9
3. Teoreticko-metodologická část.....	10
3.1. Posturomed.....	10
1. Terapie pomocí přístroje posturomed.....	11
3.2. Obecně o stabilitě.....	15
1. Aference.....	17
2. Nocicepce.....	18
3. Řízení motoriky.....	18
4. Nervové struktury podléjící se na motorice.....	19
5. Posturální funkce.....	20
6. Pohybové programy.....	21
7. Senzomotorická stimulace .....	22
3.3. Matlab – co to je a co umí.....	25
3.4. Analýza kmitání tělesa.....	26
1. Kmitání pružně zavěšeného tělesa s tlumením.....	26
2. Kmitání soustavy s vnějším buzením.....	28
3.5. Posturomed z pohledu mechaniky .....	29
1. Aretace posturomedu.....	30
2. Člověk stojící na posturomedu.....	31
4. Cíl diplomové práce.....	32
5. Výzkumné otázky a hypotézy.....	32
6. Metodika výzkumu.....	33
6.1. Měřicí zařízení Zebris a postup měření.....	33
6.2. Programy na zpracování dat v Matlabu.....	34
1. Obecný princip programu pro analýzu pohybu samotného posturomedu.....	34
2. Analýza pohybu lidí cvičících na posturomedu.....	36
7. Výsledky.....	39
7.1. Výsledky z měření kmitání samotného posturomedu.....	39
1. Průběh kmitání posturomedu po jednotkovém skoku.....	39
2. Rozdíly ve vlastních frekvencích posturomedu při různém zaaretování.....	44

3. Vlastní tlumení posturomedu.....	48
7.2. Výsledky z měření s cvičícím člověkem.....	52
4. Frekvence a amplituda pohybu desky posturomedu.....	52
5. Průběh tlumení posturomedu ovlivněné stojícím člověkem.....	58
8. Diskuse.....	60
9. Závěr.....	62
10. Seznam literatury.....	65
11. Přílohy.....	68



## 2. Úvod

Dobrá stabilizace hybného systému je jednou z podmínek úspěšné léčby bolestí zad posturální etiologie stejně jako i dalších bolestí pohybového aparátu. Jednou z možností pro zlepšení svalové stabilizace je i posturomed. Je to terapeutická plošina, která se využívá hlavně při bolestech zad posturální etiologie, funkční nestabilitě v nosných kloubech, u ochablého a vadného držení těla a dalších.

Posturomed byl vyvinut MUDr. Raševem ve spolupráci s firmou Haider Bioswing v roce 1993. Ve své podstatě se jedná o labilní plošinu speciálně upravenou pro použití v terapii.

Ve své práci jsem se pokusila získat nové informace o této terapeutické pomůcce. U posturomedu se rozebírá pohyb plošiny po jednotkovém skoku. Zjišťuje se jaký charakter má jeho kmitání – frekvence, amplituda a tlumení. Dále je práce zaměřena na vhodné zpracování dat naměřených u lidí cvičících na posturomedu a tedy na vzájemnou interakci mezi posturomedem a člověkem.

Pro měření bylo použito přístroje Zebris, který umožňuje zaznamenávání pohybu bodu v prostoru a čase. Na měřených bodech se umístí vysílač ultrazvukových impulsů a měří se čas, kdy zvuk dorazí k mikrofonom. Mikrofony jsou tři a jsou rozmístěny do trojúhelníku. To umožňuje následné vypočtení trajektorie pohybu bodu v prostoru a čase. Přístroj je tedy schopen měřit ve třech osách ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ). K dalšímu zpracování bylo použito možností programovacího prostředí Matlabu, ve kterém byl napsán program na analýzu naměřených dat.

V teoretické části je popsána terapie na posturomedu podle MUDr. Raševa. a posturomed je zde rozebrán z hlediska mechaniky.

## 3. Teoreticko-metodologická část

### 3.1. Posturomed

Posturomed je terapeutická labilní plošina s nastavitelným stupněm instability cvičební plochy, která umožňuje dávkování stupně obtížnosti a tím zajišťuje zapojování posturální stabilizační motoriky [1].

Je určená pro terapii patologických posturálních reakcí obzvláště intersegmentální instability nosných kloubů. Posturomed byl vyvinut v roce 1993 MUDr. Raševem ve spolupráci s firmou Haider bioswing v Německu.

Posturomed se používá v léčbě funkční nestability nosných kloubů, při léčbě bolestí zad zvláště u chronických případů, funkčních bolestí pohybového aparátu a jako preventivní koordinační trénink.

Skládá se z plošiny, která je v rozích zavěšena na pružných závěsech. Plošina má velikost 80x80 cm.

Při změně těžiště osoby stojící na posturomedu dojde k rozkmitání plošiny s tendencí k ustálení. Plošina osciluje ve všech směrech, i když svislá složka je málo patrná. Pro zvýšení lability jsou na posturomedu ještě další čtyři závěsy, které je však možno zastabilizovat brzdíčkami. Toto zařízení tedy umožňuje regulaci obtížnosti podle individuálních potřeb cvičícího. Součástí posturomedu je zábradlí, které je vhodné pro větší jistotu cvičícího. Posturomedy jsou také vybaveny kolečky pro snazší manipulaci.



*Ilustrace 1: Posturomed. Ukázka terapie na posturomedu.*

## 1. Terapie pomocí přístroje posturomed

Posturomed nutí člověka k většímu soustředění na jednotlivé pohyby, které vykonává, neboť každá výchylka jeho těžiště má okamžitou odezvu v podobě kmitání plošiny.

Cvičení se zahajuje na posturomedu, jenž má obě brzdíčky zaaretované. Pacient se postaví na plošinu bos nebo v tenkých ponožkách. Udělá pár kroků na místě, aby získal první informace o chování plošiny. Poté se s pacientem nacvičuje stoj na jedné dolní končetině s tím, že zvednutá noha je v kyčelním kloubu ve flexi asi  $45^\circ$  a v mírné abdukci. Běrec je svěřen volně kolmo k zemi. Hlezenní kloub je v základním postavení až v mírné dorzální flexi a prsty nohy jsou mírně zdvižené. Pacientovi lze říci, aby si představil, že pokládá nohu na malý schůdek. Chodidlo by mělo být 10-15 cm nad plošinou. Pak se nohy vystřídají. Pacienta je třeba na počátku zkorigovat do správného držení těla, které se bude cvičením fixovat.

Pokud pacient na posturomedu výrazně ztratí rovnováhu, měl by se chytit zábradlí a neměl by se snažit získat rovnováhu zpět poskoky a trhavými pohyby. Ve cvičení se pokračuje, jakmile pacient opět získá jistotu.

Metodika se rozděluje do 7 stupňů podle náročnosti, která je kladena na pacienta.

### Stupeň 0

Obě brzdíčky jsou zaaretované, aby bylo cvičení, co nejjednodušší. Tímto stupněm se terapie začíná a zároveň ho lze použít jako diagnostický ohledně posturálních reakcí pacienta.

Pacient udělá tři nebo pět kroků na místě a při posledním se zastaví na jedné noze. Všechny kroky by měly být stejné tak, jak je výše uvedeno. Ve stoji na jedné noze vytrvá jednu až dvě vteřiny. Poté udělá další tři kroky a zastaví se na druhé noze.

Důležité je, aby se pacient soustředil na správnou techniku kroků a nohy zvedal při každém kroku vždy před svou frontální rovinu a nikoli pod sebe. Při zvedání dolní končetiny pod sebe nedochází k vychýlení těžiště v předozadním směru. Pacient má ulehčenou stabilizaci.

Pokud to pacient zvládá alespoň 20 sekund, bez toho, aby se přidržoval, lze přistoupit k následujícímu stupni cvičení.

### Stupeň 1

Obě brzdíčky jsou stále zabrzděné. K předchozím třem krokům a zastavení se přidají pohyby rukou. Při zastavení na jedné noze po třech krocích pacient vyhodí a chytí míček.

Pacient jej vyhodí jednou rukou a chytá jej oběma rukama. Míček by měl být měkký a lehký s hladkým povrchem, aby bylo obtížné s ním házet. Výhoz míčku by měl následovat až poté, co pacient získá jistotu při stožení na jedné noze. Začíná se s jedním výhozem, následují 3 kroky atd. Pokud to cvičící zvládne, alespoň třikrát za sebou bez většího zakolísání, může začít s dvěma výhozy. Postupně pacient přidává další výhozy až do pěti výhozů. Ve chvíli, kdy toto pacient bezvadně zvládá může přistoupit k následujícímu stupni terapie.

## Stupeň 2

Během tohoto terapeutického stupně jsou obě brzdičky zaaretované. Používá se stejná technika jako u předchozího stupně s tím rozdílem, že se ve stožení na jedné noze udělá tělem malá rotace 10° - 15°. Pohyb by neměl být pomalý, ale rychlý a prudký. Na konci rotace je třeba zastavit a zastabilizovat. Poté následuje výhoz míčku, rotace na druhou stranu a výhoz a chycení míčku na druhé straně a návrat do střední polohy. Následují opět rychlejší tři kroky na místě, zastavení na jedné noze a vše se znovu opakuje. Pokud toto pacient zvládá, tuto sekvenci: 3 kroky, zastavení na jedné noze, rotace, výhoz a chycení, rotace na druhou stranu, výhoz a chycení, návrat do střední polohy, může tuto sekvenci prodloužit o další rotaci a výhoz. Takto se zvyšuje počet rotací a výhozů až do šesti. Pokud i toto pacient zvládne, přistupuje se k dalšímu stupni cvičení.

## Stupeň 3

Jedna brzdička je zaaretována, avšak druhá nikoli. Pacient cvičí stejně jako při první stupni pouze je zvýšena labilita, které je vystaven. Obtížnost se zvyšuje vyhazováním míčku až do pěti výhozů ve stožení na jedné dolní končetině. K dalšímu stupni cvičení se přistupuje v případě, že tento byl již dokonale zvládnut.

## Stupeň 4

Brzdičky zůstávají jako v předešlém stupni a pacient cvičí stejně jako při stupni 2. Obtížnost se zvyšuje od dvou do šesti výhozů ve stožení na jedné dolní končetině. K dalšímu stupni cvičení se přistupuje pokud byl tento již dokonale zvládnut.

## Stupeň 5

Během tohoto stupně jsou obě brzdičky odaretované, takže je plně uvolněn druhý okruh kmitání. Terapie je totožná se stupněm 1. Obtížnost se reguluje počtem výhozů až do pěti při stožení na jedné dolní končetině. K dalšímu stupni cvičení se přistupuje pokud byl tento již dokonale zvládnut.

## Stupeň 6

Brzdíčky zůstávají odaretované. Terapie probíhá jako při stupni 2. Postupuje se od dvou výhozů k šesti.

K tomuto stupni cvičení se již dostává jen malá část pacientů.

## Stupeň 7

V sedmém stupni terapie se podporuje vertikální složka cvičení. Tento stupeň cvičení se blíže vyučuje ve speciálních kurzech.

### Nejčastější chyby:

- Postavení pánve není horizontální, ale strana se zvedlou dolní končetinou je, buď příliš pokleslá, anebo příliš zdvižená.
- Úklon trupu na stranu stojné nohy.
- Vybočení pánve na stranu stojné nohy.
- Rotace pánve.
- Flexe trupu.
- Větší flexe v kyčelním kloubu zdvižené dolní končetiny.
- Běrec není kolmo k zemi, ale pacient jej vykopává před sebe nebo naopak jej drží příliš pod tělem.

Držení zdvižené dolní končetiny bývá na začátku většinou správné, ale obvykle se po chvíli, kdy se pacient soustředí na něco jiného, změní a je třeba pacienta upozornit, aby se vrátil k původnímu provedení.

Postupně se zařazují obtížnější prvky cvičení. Pokud to pacient zvládne, zvýší se labilita plošiny odaretováním jedné z brzdíček a znovu se začne cvičit od nejjednodušších cviků k složitějším. Po zvládnutí pacientem se odbrzdí i druhá brzdíčka a opakuje se totéž cvičení.

Délka cvičení se řídí možnostmi a únavou pacienta. To znamená, že cvičení se ukončí v případě, že se množují chyby u pacienta a není schopen korekce. Většinou se pohybuje mezi 10 - 25 minutami. Je vhodné, aby byl posturomed umístěn u zrcadla a pacient se mohl sám korigovat.

Destabilizace pacienta by měla být maximální, kterou pacient ještě zvládá. Mělo by docházet k učení. Důležitá je aktivace hlubokého svalstva bez zvýšené aktivity povrchových svalů.

MUDr. Rašev doporučuje pro optimální efekt cvičení na posturomedu nejdřív vhodně upravit svalové dysbalance například postizometrickou relaxací, horkou rolí nebo myofasciálními technikami.

Indikacemi pro cvičení na posturomedu jsou:

- 1. funkční nestabilita v nosných kloubech (kolenní kloub, hlezenní kloub, kyčelní kloub, páteř)
- 2. bolesti zad posturální etiologie
- 3. stavy po operacích páteře, kolenních kloubů, hlezenních kloubů, kyčelních kloubů
- 4. stavy po implantaci endoprotéz kolenních a kyčelních kloubů
- 5. kloubní hypermobilita a svalová hypotonie s funkční instabilitou v nosných kloubech
- 6. Ochablé a vadné držení těla
- 7. Neúplné chabé parézy v oblasti páteře a nosných kloubů
- 8. poruchy krční páteře, whiplash syndrom
- 9. fibromyalgie, v rámci kompletní posturální terapie.
- 10. tinitus, pokud je jeho příčina v dysfunkci krční páteře.
- 11. neurologická a ortopedická onemocnění, u nichž je klinickým příznakem inhibice synergistické aktivity svalů v posturálních reakcích.
- 12. poruchy klenby nožní
- 13. preventivní koordinační trénink

Kontraindikace pro cvičení na posturomedu:

- 1. akutní záněty nosných kloubů nebo jejich měkkých tkání.
- 2. spasticita
- 3. ankylosa nosných kloubů
- 4. morbus Menière nebo silná porucha vestibulárního vstupu
- 5. akutní bolest

## 3.2. Obecně o stabilitě

Gravitační síla ovlivňuje každý pohyb, který člověk dělá. Tato síla působí na člověka jako na celek, ale také na jednotlivé segmenty lidského těla [2]. Kromě gravitační síly na tělo působí i další síly například deformační síla, setrvačné síly a odstředivé síly. Rovnováha sil je takový stav, kdy síly působící na těleso jsou vyrovnány a těleso je v klidu. U člověka se spíše mluví o dynamické rovnováze, neboť ideálního stavu z fyzikálního hlediska nelze dosáhnout a neustále dochází k práci svalů, které vyrovnávají odchylky. Jednotlivé segmenty lidského těla mají svá těžiště. Tělo jako celek má také své těžiště, které je závislé kromě anatomické struktury těla také na poloze, kterou tělo zaujímá.

Podle slovníku [3] je stabilita rozdíl potenciálních energií tělesa mezi vratkou a stálou rovnovážnou polohou, neboli to je množství práce, které je třeba vykonat, aby se těleso ze stálé rovnovážné polohy dostalo do vratké rovnovážné polohy. Stabilita tělesa závisí přímo úměrně na hmotnosti tělesa, nepřímo úměrně na výšce těžiště ve stálé poloze a přímo úměrně na výšce těžiště ve vratké poloze.

Véle [4] rozděluje faktory ovlivňující stabilitu člověka na fyzikální a neurofyzilogické. Mezi fyzikální faktory zařazuje:

1. opornou plochu,
2. hmotnost a polohu těžiště,
3. charakter kontaktu těla s opornou plochou,
4. postavení a vlastnosti hybných segmentů.

U oporné plochy je důležitá její velikost a přilnavost. Stabilita se dá zvýšit rozšířením oporné báze, například rozkročením. Pokud je špatná přilnavost povrchu - ledová plocha, je těžší udržování stability. V těchto případech se také velmi projeví vektor působící síly na povrch. Pokud je kolmý k povrchu, nic se neděje, pokud není, může dojít k pádu v případě, že při rozložení sil, je překonána třecí síla povrchu. To znamená, že po ledu chodit lze, ale pouze opatrně.

Véle [4]: "Segmentované těleso je staticky stabilní tehdy, jestliže těžnice prochází středy jednotlivých segmentů. Jestliže jeden segment vybočuje jedním směrem je nutno toto vybočení kompenzovat vybočením jiného segmentu na druhou stranu "cik-cak"".

Břemeno, které člověk drží, může být považováno za další segment. Svou váhou ovlivňuje

polohu a hmotnost těžiště.

Fyzikální zákony zajišťují osobám s vyšší hmotností i vyšší stabilitu. Naopak lidé vysocí mají stabilitu nižší, protože jejich těžiště je umístěno výše. Snížením těžiště se stabilita zvyšuje. Například pokrčením kolen.

Faktory neurofyzilogické rozděluje na procesy:

1. psychické a vlivy vnitřního prostředí. Postura má souvislost s psychikou. Pokud je člověk laděn depresivně má tendence k flekčnímu držení těla a naopak při dobré náladě k extenčnímu držení těla. Na držení těla se také projevují stavy vnitřního prostředí. Například je specifické držení těla lidí s astmatem nebo lidí se srdečními obtížemi.

2. nastavující excitabilitu, to jsou procesy související s odpočinkem nebo naopak se stavem připravenosti podle nastavení organismu a jeho prostředí.

3. spouštějící pohybové programy. Podle předpokládaného provedení a vzhledem k vnějšímu prostředí musí organismus zaujmout počáteční polohu, vhodně vybrat program a spustit jej.

4. zpětnovazebné procesy přizpůsobují průběžně posturu podle aktuálních aferentních signálů.

Nestabilní poloha vyžaduje svalovou práci s odpovídající energetickou spotřebou. Pokud těžiště nespadá do opěrné plochy dochází k pádu. Pokud se průmět těžiště promítá do středu opěrné plochy, je vysoká stabilita.

Ve vztahu k posturomedu je důležitá stabilita těla a to těla jako celku (rovnováha), tak i stabilita jednotlivých segmentů vůči sobě. Celková stabilita člověka se zvětšuje s zvětšením podpěrné plochy, snížením těžiště a se zvětšením hmotností [2].

Véle píše [4], citují: "Ke stabilizační schopnosti dolních končetin přispívá i fakt, že jak kyčelní tak i kolenní kloub lze v určité poloze "uzamknout" a v tomto stavu se oporné pilíře končetin stabilizují mechanicky. Klouby na páteři však "uzamknout" nelze a jejich polohu lze stabilizovat jak ve směru předozadním, tak laterálním jenom dynamicky svalovým a zčásti ligamentózním aparátem, na které jsou pak kladeny značné požadavky."

Stabilita páteře je závislá na vzájemném působení pevných kostních částech a svalového a ligamentózního aparátu. Je zde třeba zajistit dostatečnou flexibilitu a zároveň pevnou a stabilní polohu. To umožňuje dynamická práce svalů. Pokud dojde k jejich poruše – oslabení, objevují se



obtíže spojené s bolestmi.

Při volných pohybech dochází k vychýlení z těžiště. Vychylování těžiště umožňuje lokomoci. Zároveň je však třeba i během pohybu regulovat pohyb těžiště. Systém agonistických a antagonistických svalů umožňuje jemné vyrovnávání.

Aktivita svalů postupuje na osovém svalstvu od hlubokých vrstev k silnějším povrchovým svalům, které se zapojují až při větší labilitě.

## 1. Aference

Vnímání polohy těla je zajištěno aferentními vstupy, které se vzájemně doplňují. Informace jsou přijímány z vestibulárního aparátu, hlubokého a povrchového čítí, zraku a sluchu. Mezi jednotlivými strukturami existují propojení v mesencefalu a retikulární formaci [5].

Propriorecepce [6] je hluboká citlivost. To zahrnuje polohocit (statestézie), pohybecit (kinestézie) a vhodné nastavení svalového tonu. Hluboké čítí je zajišťováno proprioreceptory. Mezi ty se zahrnují svalová vřeténka, která jsou uložena přímo ve svalu. Poskytují informace o délce svalových vláken. Z těchto receptorů vedou aferenci dva typy nervových vláken A $\alpha$  a A $\beta$  do zadních rohů míšních [7]. Dalším receptorem jsou Golgiho šlachová tělíska. Jsou méně dráždivá nežli svalová vřeténka a jsou uložena ve šlachách. Při dráždění tlumí příslušný sval přes vmezežený interneuron. V kloubním pouzdře jsou uloženy mechanoreceptory, které reagují na změnu polohy v kloubu. Svou roli mají i kožní receptory, i když mají až druhořadý význam. Stimuluje je posun kůže při pohybech v kloubu. Véle [4] udává jako obzvláště významnou propriorepceci z okohybných svalů a z krajiny horní krční páteře.

Vestibulární ústrojí informuje o poloze hlavy. Vestibulární ústrojí je tvořeno dvěma složkami periferní a centrální [5]. Část periferní je tvořena sacculem, utrikulem a třemi polokruhovitými kanálky. Vlastními receptory jsou vláskové bipolární buňky z jejichž dendritů vzniká nervus vestibularis. Signály z vestibulárního aparátu jsou přenášeny do centrální části vestibulárního systému a dendrity vestibulárního nervu končí ve čtyřech vestibulárních jádrech na spodině IV. mozkové komory (nuclei Deitersi, Schwalbei, Roller, Bechterewi). Velikost podráždění a individuální citlivost ovlivňují výslednou intenzitu vestibulárních reakcí.

Aference optická a akustická je také velmi důležitá. Umožňuje anticipaci podle vnějšího prostředí [4]. A člověk se může připravit na situaci, která teprve nastane. Pro posturu má obzvláště význam optický vstup, i když v běžných případech není nepostradatelným. Pokud ale dojde k poruše aference z proprioreceptorů, pacient není schopen stoje se zavřenýma očima tzv. Rombergův

příznak.

## 2. Nocicepce

Nocicepce je pro pohyb také velmi důležitou. Rašev [8] uvádí, že kvůli nocicepci může dojít ke změně pohybového programu některého pohybu. To vede k úhybným pohybům. Tyto úchytky vedou k šetření oblasti s nocicepcí, ale zároveň mohou přetěžovat jinou oblast nebo hybný systém jako celek. V některých případech může přetrvat nevýhodná pohybová úchytky i po odeznění nocicepce.

Véle [9] píše, že nocicepce může facilitovat i inhibovat. I když nocicepce není na vědomé úrovni, podvědomě působí na průběh pohybu. Pokud je nocicepce interpretována jako bolest, člověk zaujímá vědomě úlevovou polohu, tak aby postižené místo bylo, co nejméně iritováno. Brüger hovoří v podobném případě o nociceptivním somatomotorickém blokujícím efektu.

Lewit [10] uvádí že bolest se na centrální úrovni projevuje jako stres. Objevují se změny dýchání, kardiovaskulární změny a další. Každé lokalizované bolestivé podráždění působí v segmentu, ve kterém se nalézá bolestivá struktura. V samotném segmentu se to pak projeví hyperalgickou kožní zónou, svalovým spazmem, bolestivými body na okostici, omezenou pohyblivostí pohybového segmentu páteře a některou dysfunkcí vnitřního orgánu. Vážnější porucha na periférii vyvolá centrální odpověď. Dojde ke změně pohybového stereotypu, která má za úkol šetřit bolestivou strukturu. Tím vznikají změny pohybových stereotypů, které se fixují a mohou přetrvávat i pokud původní porucha pominula.

## 3. Řízení motoriky

Trojan [6] uvádí, že úmyslné pohyby jsou řízeny komplexní činností nervové soustavy. Dominantní postavení v jejich integraci zaujímá mozková kůra.

"Složitější regulační funkce CNS jsou možné pouze při zachování principu vzájemné interakce jednotlivých struktur CNS. Centrální nervový systém je komplex analyticko-syntetických a integračních celků - subsystémů, které jsou základem integrační činnosti. Funkčně nejvýznamnější je mozkový kmen, limbický systém a mozková kůra (pracují jen částečně samostatně)." [11]

Na řízení motoriky se podílí celý centrální nervový systém. Korová i podkorová centra, aference z proprioceptorů, exteroceptorů, ale i psychika člověka.

## 4. Nervové struktury podílející se na motorice

Centrální nervový systém podílející se na řízení motoriky lze rozdělit, podle toho účastní-li se řízení cílené nebo opěrné motoriky [6].

Cílenou volní motoriku ovlivňují:

1. bazální ganglia, mají tlumivý efekt na motoriku, zpětnovazebnou cestou ovlivňují činnost neuronů mozkové kůry, dopřednou cestou tlumí korové výstupní informace v oblasti retikulární formace a míšních reflexů. Starší pallidum se účastní řízení svalového napětí a mladší striatum ovlivňuje řízení celkových rozsáhlých pohybů.

2. thalamus. Zabývá se integrací signálů z míchy, mozkového kmene, mozečku, bazálních ganglií a z mozkové kůry a jejich následný převod zpět do neokortexu a bazálních ganglií.

3. mozková kůra, ve které vznikají úmyslné pohyby. Za účasti podkorových struktur, hlavně retikulární formace a thalamu, analyzuje informace vzniklé součinností všech receptorů. Každá informace je také porovnávána s předchozími, které jsou uloženy v paměti.

„Motorické funkce mozkové kůry jsou těsně spjaty s činností bazálních ganglií, podkorových motorických jader, mozečku, retikulární formace a spinální míchy. Přitom elektrofyziologická sledování ukázala, že vzruchová aktivace před započítím pohybu objevuje nejdříve v limbické oblasti, pak v bazálních gangliích a teprve nakonec v kortexu.“ [6]

Opěrnou motoriku ovlivňují:

1. páteční mícha, která je nejnižší reflexní motorické ústředí. Přichází sem informace z proprioreceptorů a exteroceptorů, které jsou důležité pro reflexní svalovou činnost.

Míšní reflexy lze rozdělit na propioceptivní reflexy, které jsou monosynaptické. Vzruch je při nich převáděn na homonymní alfa-motoneuron příslušného svalu.

Dále jsou reflexy exteroceptivní. K jejich vybavení dochází při dráždění dotykovými nebo bolestivými podněty na kůži. Taktilní podněty na chodidle zvyšují reflexně napětí extenzorů. Extenzorové reflexy tvoří základ pro postojové reakce. Flexorové reflexy, také označované jako obrané reflexy, jsou vyvolávány bolestivým podnětem a aktivují flexory. Exteroceptivní reflexy jsou polysynaptické a plurisegmentální. To znamená, že na jejich integraci se podílí více interneuronů a prostupují více míšních segmentů.

Z míšních interneuronů je řízena reciproční inervace. Ta zajišťuje souhru mezi agonisty a antagonisty, které tlumí. Míšní interneurony také facilitují nebo tlumí základní aktivitu. Rozdělují se proto na inhibiční a excitační.

## 2. mozkový kmen.

V prodloužené míše a Varolově mostě se přepojují dostředivé a odstředivé nervové dráhy. Jsou zde uložena jádra hlavových nervů. Dále se zde řídí životně důležité procesy.

Střední mozek se uplatňuje v udržování vzpřímené polohy těla. Je centrem některých hlavových nervů. Je zde centrum pro zrakové a sluchové reflexy jako je například otáčení hlavy na zvukový podnět.

3. Retikulární formace je důležité podkorové ústředí pro hybnost, zpracovává také aferenci. Spolupodílí se na řízení úmyslných i neúmyslných pohybů. Funkčně lze rozdělit na inhibiční a facilitační systém. Facilitačně působí především na reflexní tonus antigravitačních svalů. Je tedy důležitý pro udržení vzpřímeného stoje a polohy těla obecně. Inhibiční oblast je aktivována spinálním mozečkem, bazálními ganglii a mozkovou kůrou. Tlumí se tonus extenzorů i úmyslné pohyby.

4. mozeček je důležitým integračním a koordinačním centrem motoriky a to jak mimovolní, tak i úmyslné. Mozeček má vztah k řízení svalového tonu, k postojovým reflexům a k úmyslným pohybům. Vestibulární mozeček se podílí na udržování vzpřímené polohy těla, spojuje informace ze statokinetického centra, z proprioreceptorů a z mozkové kůry. Zajišťuje vzpřimovací reflexy. Spinální mozeček analyzuje hlavně informace z proprioreceptorů. Podílí se na řízení svalového napětí a působí tlumivě na antigravitační svaly.

## 5. Posturální funkce

Postura je poloha těla a jeho částí v klidu před začátkem pohybu a po jeho ukončení. Posturální funkce je průběžný, dynamicky probíhající aktivní proces [4]. Dále dodává [9], že posturální funkce zabezpečuje udržování a nastavování polohy jednotlivých segmentů i celého systému v gravitačním poli.

Posturální funkce brzdí změnu polohy, ale zároveň umožňuje pohyb jako takový, neboť zajišťuje opornou složku. Posturální funkce předchází vlastnímu pohybu, provází jej a pohyb také zakončuje. [4] Posturální systém zvyšuje úroveň své činnosti při anticipaci<sup>1</sup> pohybu, neboť je upravována excitabilita jednotlivých částí soustavy, jako příprava na pohyb. Při pohybu dochází k

---

<sup>1</sup> Anticipace - předjem, jest každá akce, kterou něco časově se předjímá. [12]

inhibici tonických svalů, které zajišťují posturu a naopak k aktivaci svalů fázických, čímž je pohyb umožněn. Po skončení pohybu znovu nastupuje funkce posturální. Během pohybu posturální systém napomáhá pohybu ve smyslu plynulosti. Brání prudkým a velkým výchylkám v průběhu pohybu. Posturální aktivita je závislá na poloze těla. Nejvyšší je ve stoji, neboť při stoji je těžiště poměrně vysoko a je malá opěrná plocha. O něco nižší je aktivita v sedu a nejnižší v lehu, kdy je tělo stabilní.

Posturální funkce jsou podvědomé. Vzhledem k tomu je problematická změna naučeného držení těla [4]. pro korekci vadného držení těla je nutné změnit posturální program a zajistit jeho funkci z podvědomí.

Vařeka [13] považuje posturu za nutnou součást všech způsobů lokomoce.

Při chůzi na chůdách, kde je těžiště výrazně posunuto nahoru a opěrná plocha je menší než u dámských lodiček. Chůdaři musí neustále přešlapovat a tím si zajišťovat polohu těžiště. Dalo by se říci, že každým přešlápnutím zachytí a vyrovnají počínající pád.

## 6. Pohybové programy

Rašev [8] píše o přenosu informací do řídicího počítače, tedy centrální nervové soustavy, kde podle těchto informací dodaných z periferie a z kůry vytváří pohybový program. Pohybovým programem je myšleno pořadí a síla kontraktlních elementů aktivujících se při pohybu.

Véle [9] uvádí, že volní pohyb, tedy pohybový program se skládá z dílčích pohybových vzorů (pattern, stereotyp, podprogram).

Pohybový vzor (pattern) je organizační struktura pohybového úkonu integrovaného do pohybové



*Ilustrace 2: Na chůdách je zvýšeno těžiště a tím je ovlivněna rovnováha.*

matrice uložené jako vzor v paměti. Z paměti se posléze mohou tyto vzory (pattern) přenášet do výstupních drah. Jednoduché matrice nebo pohybové vzory (podprogramy) se skládají do složitějších pohybových programů.

V CNS je programově zakódována reakce [14], motorický vzor, na aferentní signál. Centrální odpověď na příslušný podnět závisí na integrační rovině CNS, na které je aferentní signál zpracován. Byly popsány reakce na definované podněty na spinální a kmenové úrovni řízení.

Kolář [15] píše, že motorické programy organizované do kmenové úrovně mají reciproční charakter řízení, to znamená v odpovědi je aktivován sval a inhibován jeho antagonist. Aktivací vyšších zrajících etází CNS se objevuje koaktivace. Tím pádem dochází k útlumu reflexů vyvolaných v novorozenecké fázi vývoje.

Kolář rozlišuje 2 typy motorických vzorů:

1. spontánní motoriku. Ta se objevuje v rané motorice a je to určitá pohybová aktivita, která je bez determinovaného vstupu. Řadí se do ní spontánní pohyby končetin, které nejsou náhodné, ale jsou predisponovány.
2. motorika s inputem. Tato motorika je na základě podnětu. Podnět může být akustický vizuální nebo propioceptivní. Do této skupiny se zahrnuje posturální aktivita, posturální reaktivita, primitivní reflexologie.

## **7. Senzomotorická stimulace**

"Senzomotorika je soubor procesů spojující oblast smyslovou a motorickou." [11]

Terapeutický přístup senzomotorické stimulace (SMS) zavedl Janda se svým kolektivem. Vycházel ze studií anglického ortopéda Freemana a francouzských fyzioterapeutů Hervéua a Méséana. Freeman zavedl pojmy útlum a inkoordinace. Spjoval je s narušeno aferentací z poraněného kloubu. Pro terapii využíval balanční cvičení na úseči a takto ovlivňoval hlezenní kloub. Hervéu a Méséan zdokonalili Freemanův přístup a rozšířili indikace také na kolenní kloub a oblast dolních končetin. Pojem senzomotorická stimulace (SMS) zdůrazňuje jednotu senzoričkých (aferentních) a motorických (eferentních) struktur. [16]

SMS má za cíl dosažení reflexní, automatické aktivace daných svalů na takové úrovni, aby pohyby nevyžadovaly výraznější kortikální tedy volní kontrolu. Jedná se zde o ovlivnění pohybu v rámci pohybového stereotypu pomocí facilitace proprioceptorů, které se vztahují k řízení stoje a vertikálního držení a na aktivaci spino-cerebello-vestibulárních drah a center, jenž se podílejí na regulaci stoje a provedení přesně adjustovaného a koordinovaného pohybu. [17]

Tento druh terapie se používá nejčastěji pro sed, stoj a chůzi. Napomáhá rozbití špatných pohybových stereotypů a dosažení automatizované aktivity svalů potřebných pro správné držení těla ve vertikále. Velký význam pro držení těla se přikládá aferenci z oblasti chodidla, pánve a šije. Kromě koordinace je také velmi důležitá rychlost svalové reakce, která má ochrannou funkci pro kloub, i to lze ovlivnit SMS. [17, 18]

Haladová [18] dále uvádí, že technika SMS se skládá ze soustavy balančních cviků prováděných v různých posturálních polohách. Pacient je buď vychylován z rovnovážného postavení nebo je vychylována podložka, na které stojí. Tím dochází k aktivaci receptorů a příslušných nervových drah a center. Využívají se zde vzpřimovací, rovnovážné a obrané reflexy.

K indikacím patří [18]: nestabilní kotník a koleno, nedostatečná fixace svalstva u chronických vertebrogenních algických syndromech, vadné držení těla, idiopatická skolioza, mozečkové a vestibulární poruchy, poruchy hlubokého cití a prevence v rámci zdravotní tělesné výchovy. SMS naopak není vhodná při akutních bolestivých a zánětlivých stavech, u úplné ztráty povrchového a hlubokého cití a u onemocnění centrální nervové soustavy s projevy zvýšené spasticity.

Aby došlo ke správnému zautomatizování pohybu je třeba zvolit vhodné cviky, jejich dostatečné opakování, postupně zvyšovat náročnost a případně odpoutat pozornost od prováděných cviků. [18]

Při terapii se začíná úpravou periferních struktur, tedy úpravou svalové dysbalance, mobilizací kloubů nohy, péčí o jizvy a otoky, facilitací plosky nohy. Následuje nácvik malé nohy. Poté se přistupuje k vlastnímu cvičení. Cviky se nejdříve pacient učí na zemi a po jeho zvládnutí teprve na labilní ploše. Mezi cviky se řadí: stoj na obou dolních končetinách, stoj na jedné dolní končetině, postrky přes pánev, ramena, přídatné pohyby horních končetin, nácvik předního a zadního půlkroku, podřepy, výpady, výskoky, chůze po úsečích a házení míčkem.

Při cvičení se dodržují některé zásady [17]. Při korekci se postupuje od distálních částí proximálně, tedy nejdříve se koriguje chodidlo, následně pánev, ramena a hlava. Cvičení probíhá na boso. Cvičení nesmí působit bolest a necvičí se přes únavu. Měla by být stálá kontrola správného postavení celého těla. Cviky by se měly opakovat 10-20 krát během jedné terapie, u obtížnějších cviků 5-6 opakování, výdrž po dobu 5-10 vteřin. Náročnost cviků se zvyšuje postupně, vždy až po zvládnutí jednoduššího cviku.

Při senzomotorické stimulaci se využívá mnoho různorodých pomůcek.

- Válcová a kulová úseč
- Minitrampolína
- Točna (twister, rotana)
- Fitter (swinger)
- Balanční sandály
- Balance step
- Rolo
- Posturomed
- Balanční míče
- Spacecurl



*Ilustrace 3: Ukázka cvičení na spacecurl.*



### 3.3. Matlab – co to je a co umí

Matlab [19, 20] je programové prostředí a skriptovací programovací jazyk pro vědeckotechnické numerické výpočty, modelování, návrhy algoritmů, počítačové simulace, analýzu a prezentaci dat, měření a zpracování signálů, návrhy řídicích a komunikačních systémů. Matlab vytvořen pro práci s maticemi. Typické oblasti pro použití Matlabu jsou matematické výpočty, vývoj algoritmů, modelování a simulace, analýza dat a vizualizace, vědecká a inženýrská grafika a vývoj aplikací včetně uživatelského interface. Tento program je produktem firmy The MathWorks [21] založené v roce 1984. Matlab je určen hlavně pro lidi, jenž řeší náročné úlohy a nepotřebují zkoumat matematickou podstatu úlohy. Matlab má výhodu ve velmi rychlém výpočetním jádru s optimálními algoritmy. Kromě již zmíněného dále Matlab nabízí odpovídající 2D a 3D grafiku. je možné snadné zobrazení výsledků získaných výpočtů.

Díky výše uvedeným vlastnostem se Matlab ukázal jako optimální prostředek pro řešení problémů této práce a při analýze a zpracování naměřených dat. Veškeré matematické algoritmy i velká část grafů uvedených v této práci byla vypracována jeho prostřednictvím.

### 3.4. Analýza kmitání tělesa

Plošina posturomedu je zavěšena na čtveřici pružin. Teoreticky se chová jako hmotné těleso zavěšené na pružném závěsu. Pro analýzu naměřených dat je nutné znát základní popis jeho chování.

#### 1. Kmitání pružně zavěšeného tělesa s tlumením

Pohyb hmotného tělesa na pružném závěsu popisuje rovnice [24]:

$$\frac{d^2 y}{dt^2} m + b \frac{dy}{dt} + ky = 0$$

kde

b... činitel tlumení

k... tuhost

m... hmotnost

Pro netlumený pohyb platí, že činitel tlumení  $b = 0$ . Řešení této rovnice má tvar

$$u = A \sin(\omega t)$$

kde

t... čas

$\omega$ ... úhlová rychlost

A... amplituda výchylky příslušná času  $t = 0$

$$\omega = \sqrt{\frac{k}{m}}$$

Pružně zavěšené těleso bez tlumení bude po vychýlení z rovnovážné polohy kmitat vlastní frekvencí nekonečně dlouho.

Pro tlumený pohyb je řešení složitější. Řešení rovnice pro tlumený pohyb hmotného bodu má tvar:

$$u = A e^{-bt} \sin(\omega t + \varphi_0)$$

$\varphi_0$ ... počáteční fáze výchylky

kde opět

$$\omega = \sqrt{\frac{k}{m}}$$

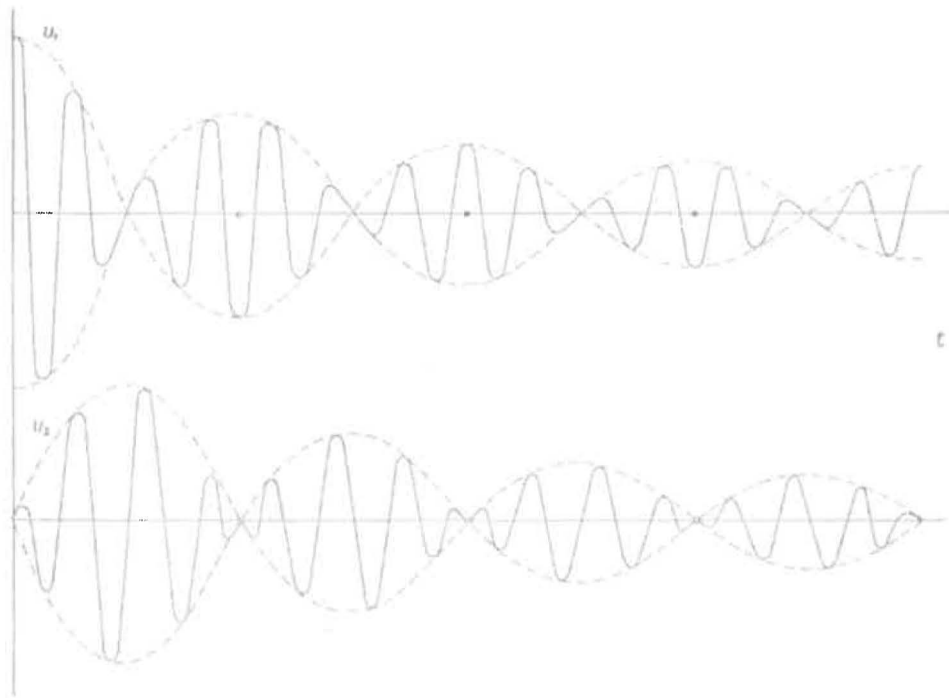
Pružně zavěšené těleso s tlumením bude po vychýlení z rovnovážné polohy kmitat vlastní frekvencí a amplituda kmitů se bude exponenciálně snižovat. Činitel tlumení odpovídá rychlosti, se kterou se bude amplituda kmitů snižovat.

U dvojitého závěsu (dvojice pružných soustav zavěšených za sebou) pro pohyb v jedné ose platí:

$$\frac{d^2 u_1}{dt^2} + \omega_2^2(1+k)u_1 = k\omega_1^2 u_2$$

$$\frac{d^2 u_2}{dt^2} + \omega_1^2(1+k)u_2 = k\omega_2^2 u_1$$

Každá z pružných soustav může mít jinou vlastní frekvenci. Z řešení dané soustavy rovnic je známo, že pohyb soustavy s dvojitým závěsem bude vyjma vlastních frekvencí jednotlivých závěsů obsahovat také jejich součtové a rozdílové složky, případně i jejich harmonické složky. Tomuto jevu se říká modulace. Výsledkem jsou na rozdíl od jednoduché soustavy balíky postupně zanikajících kmitů.



*Ilustrace 1: Průběh kmitů spřažených kmitavých soustav. (Zdroj: Základy fyziky I. [25])*

Uvedené rovnice platí ve všech směrech  $x$ ,  $y$ , a  $z$ . Pro prostorový popis bude platit vektorový součet pohybů v jednotlivých osách.

$$\vec{u} = \vec{u}_x + \vec{u}_y + \vec{u}_z$$

Pohyb pružně zavěšeného tělesa odpovídá plošině posturomedu bez pacienta.

## 1. Kmitání soustavy s vnějším buzením

Pružně uložená tlumená soustava ovšem nemusí kmitat pouze samovolně, jak bylo popsáno v předchozích odstavcích, ale může být buzena ještě další vnější silou. Tím vznikají tzv. nucené kmity, které pro jednoduchou soustavu popisuje následující rovnice:

$$\frac{d^2 u}{dt^2} + 2\delta \frac{du}{dt} + \omega^2 u = \frac{F_0}{m} \sin \Omega t$$

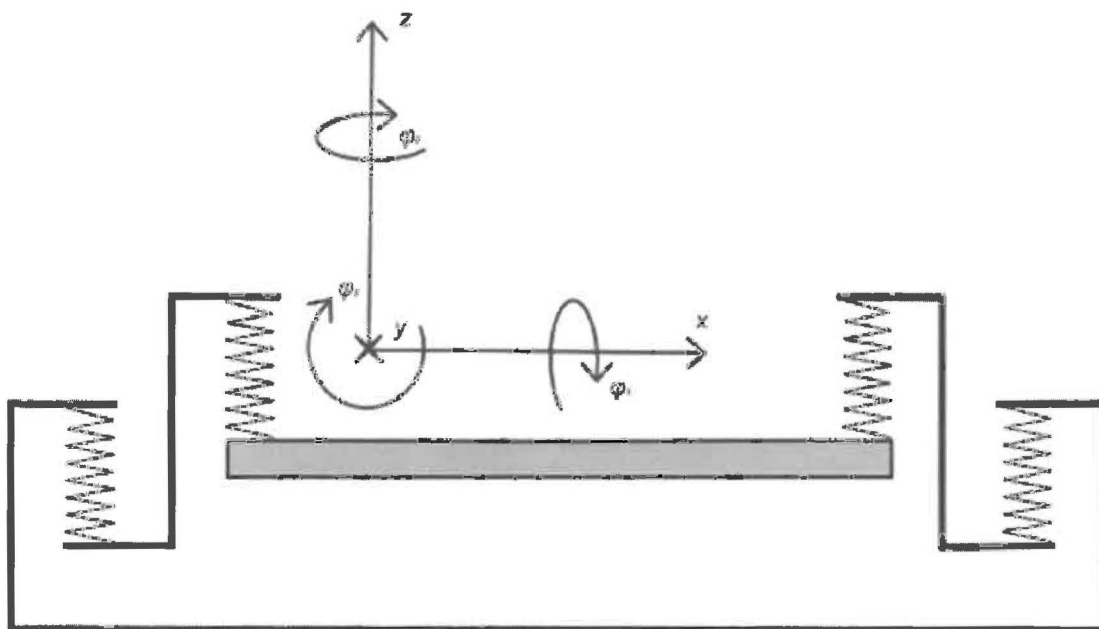
Tento případ odpovídá chování posturomedu s pacientem, který svým pohybem budí pružnou soustavu svým pohybem.

### 3.5. Posturomed z pohledu mechaniky

Posturomed se skládá z plošiny v rozích zavěšené na čtyřech pružinách a tato konstrukce je zavěšena na dalších čtyřech pružinách. Plošina má velikost 80x80 cm. Z mechanického hlediska se jedná o dvojitý pružný závěs s různou tuhostí v příčném  $x$  (resp. podélném  $y$ ) směru a ve svislém  $z$  směru. Předpokládáme, že při stejných pružinách bude tuhost v ose  $x$  a  $y$  přibližně shodná. Jedna soustava nese pouze desku posturomedu a druhá nese desku společně s rámem, proto jsou hmotnosti odlišné a kvůli tomu jsou odlišné i vlastní frekvence jednotlivých závěsů. Díky odlišným hmotnostem bude mít každý pružný závěs mírně odlišnou vlastní frekvenci.



*Ilustrace 5: Posturomed. Systém umístění pružin.*



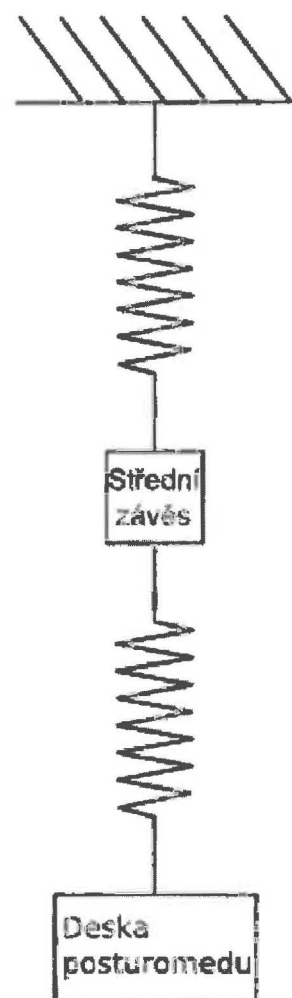
Ilustrace 6: Zjednodušený model posturomedu s naznačenými směry pohybu. Osy  $x$  a  $y$  se chovají identicky.

Soustava je pro názornost ještě více zjednodušena na obr. č.7. Je třeba si uvědomit, že každý pružný závěs se skládá ve skutečnosti ze čtyř pružin. Oba pružné závěsy posturomedu umožňují pohyb s 6 stupni volnosti: posuny ve směrech os  $x$ ,  $y$  a  $z$  a rotace podle těchto os. Dále se předpokládá, že vlastní frekvence obou pružných závěsů jsou si velice blízké. Proto se celá soustava pro zjednodušení nahrazuje jednou základní harmonickou frekvencí a spektrem modulačních frekvencí.

Pokud se deska posturomedu vychýlí, rozkmitá se a postupně se ustálí. Dochází k tlumení, při kterém se amplituda s časem exponenciálně zmenšuje.

## 1. Aretace posturomedu

Při aretaci se omezují stupně volnosti dolního rámu a současně se mění chování v osách  $x$  a  $y$ .



Ilustrace 7: Schéma závěsu posturomedu

Posturomed lze aretovat v jednom rohu, v tomto případě dojde k omezení pohybu spodního závěsu ve směru os  $x$  a  $y$  a tím ke zvýšení tuhosti systému. Při aretaci na obou stranách je navíc omezena rotace středního závěsu kolem osy  $z$ , avšak zůstávají náklony podél zbylých os. Různá tuhost systému se při terapii používá pro nastavení nestability terapeutické plochy, což je jedna z nejdůležitějších možností, jak dávkovat náročnost cvičení.

## **2. Člověk stojící na posturomedu**

Člověk, který vstoupí na plošinu ji uvede do pohybu vlastní hmotností a svým pohybem. Plošina posturomedu je velmi labilní a rozkývá se již při malém impulzu. Osoba na posturomedu může svým chováním tuto soustavu budít, anebo tlumit. Předpokládáme, že zdraví lidé budou tlumit pohyb plošiny generováním vlastní frekvence odpovídající frekvenci posturomedu v protifázi.

Nemocní lidé nebudou reagovat správně a budou budít soustavu skupinou vlastních frekvencí.

Z pozorování lze říci, že osoba stojící na posturomedu na obou nohách nemívá obvykle problémy s udržením vzpřímeného stoje. Avšak při stoji na jedné noze se musí soustředit na udržení rovnováhy téměř každý.

## 4. Cíl diplomové práce

Ve své studii jsem se rozhodla zabývat chováním posturomedu s pacientem. Lze předpokládat, že pokud budeme lépe znát vlastnosti této terapeutické pomůcky samotné a zároveň chování člověka na posturomedu, přiblížíme se k pochopení principů reakcí na nestabilní plochy a lépe odlišíme různé varianty správného a patologického chování.

Cílem této diplomové práce je nalezení vhodného způsobu objektivizace pohybu posturomedu a zpracování dat naměřených na přístroji Zebris. Zpracovávání bude v první části pohyb samotného posturomedu po jednotkovém skoku. V druhé části je cílem zpracovat a porovnat data při cvičení různých osob. Na analýzu dat bude sepsán program v prostředí Matlab.

## 5. Výzkumné otázky a hypotézy

*Hypotéza:* Výsledný pohyb posturomedu se skládá z pohybu posturomedu tvořeného pružnou soustavou a příspěvku pacienta, který generuje vnější budící síly. Posouzením chování posturomedu s pacientem ve frekvenční doméně, usoudíme na schopnost pacienta adaptovat se na labilní podložku a posouzením téhož v časové doméně usoudíme na schopnost vyšetřovaného tlumit labilní plošinu.

Výzkumné otázky:

1. Jak kmitá plošina posturomedu? S jakou frekvencí a s jakým tlumením?
2. K jakým změnám u posturomedu dojde při aretaci v rohu posturomedu?
3. Lze vhodným způsobem objektivně zhodnotit stabilitu probandů cvičících na posturomedu pomocí měřicího přístroje Zebris?
4. Lze zpracovat data naměřená pomocí přístroje Zebris tak, aby se výsledky daly vzájemně porovnávat, a to u jednoho pacienta v různých fázích terapie, nebo u různých pacientů vzájemně?
5. Je možné v měřeních oddělit fázi kráčení pokusné osoby od fáze, kdy stála na jedné dolní končetině?



## 6. Metodika výzkumu

Tato práce byla zaměřena v první části na samotný pohyb desky posturomedu a v druhé části na chování posturomedu s cvičícím probandem. V této části byla do výzkumu zařazena data naměřená u osob s bolestmi posturální etiologie. Měření vycházela z klinické každodenní praxe. Pokud byla nalezena *funkční* instabilita, byl pacient proměřen. Jednalo se o 27 osob, z toho 18 trpělo bolestmi dolní části páteře, 9 celé páteře. Měření se zúčastnilo 7 žen a 20 mužů. Dále byla zpracovávána ještě data 4 zdravých osob – 2 žen a 2 mužů.

### 6.1. Měřicí zařízení Zebris a postup měření

Pro toto měření bylo využito přístroje Zebris, který umožňuje zaznamenávání pohybu bodu v prostoru a čase. Využívá k tomu ultrazvuku. Na měřených bodech se umístí vysílač ultrazvukových impulsů a měří se čas, kdy zvuk dorazí k mikrofonom. Mikrofony jsou tři a jsou rozmístěny do trojúhelníku. To umožňuje následné vypočtení trajektorie pohybu bodu v prostoru a čase. Přístroj je tedy schopen měřit ve třech osách ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ). Maximální počet měřených bodů je 24. Měření je možné v rozsahu cca 2x2 metry. Frekvence snímání je závislá na počtu vysílačů. Nejvyšší je 200 Hz. Přístroj Zebris měří s přesností na 1 mm. Přesnost měření je dále ovlivněna teplotou a vlhkostí vzduchu. Měření může být také negativně ovlivněno překrytím vysílače například končetinou probanda. Rušivě mohou působit i některé hladké plochy.

Měření se ovládá programem WinData. Z tohoto programu se pak data exportují v textovém formátu.

Při měření pohybu posturomedu bez probanda byla umístěna dvě čidla na desku posturomedu. Jedno do středu jeho plošiny a druhé z přední strany na bok desky. Ve stejném místě se umísťuje čidlo i v případě měření s probandem. Upravila se pozice snímacího zařízení – mikrofonom. Zařízení Zebris se spustilo a započalo měření. Nejprve se měřily výchylky posturomedu bez aretace. Plošina posturomedu se vychýlila do maxima v ose  $x$  a uvolnila se (jednotkový skok v ose  $x$ ). Změřilo se kmitání posturomedu. Pokus se opakoval šestkrát. Poté následovalo totožné měření s vychýlením v ose  $y$ . Poté se zaaretovala přední brzdička a taktéž se měřily výchylky v osách  $x$  a  $y$ . Následně se přední brzdička odaretovala a zaaretovala se zadní brzdička a opakovalo se měření. Nakonec se měřil posturomed s oběma brzdičkami zaaretovanými.

Při měření s probandem byly dva ultrazvukové vysílače umístěny na tělo probanda (*spina*

*iliaca anterior superior sinistra et dextra*) a jeden na posturomed jako v předchozím případě. Při vlastním měření byl nejdříve proband seznámen s průběhem měření. Poté byl instruován, jak cvičit na posturomedu a vyzkoušel si stoj a chůzi na místě na posturomedu. Úkolem vyšetřovaného bylo udělat tři kroky na místě a zastavit se na jedné noze, takto vydržet po dobu osmi sekund, pak udělat další tři kroky a zastavit se na druhé noze. Toto měl opakovat asi desetkrát. Celé měření se běžně opakuje několikrát podle potřeby, minimálně však dvakrát.

## 6.2. Programy na zpracování dat v Matlabu

Byly napsány dva programy. První z nich zpracovává data naměřená při pohybu samotného posturomedu po jednotkovém skoku bez pacienta. Druhý analyzuje data naměřená na posturomedu s cvičícím pacientem.

Pohyb samotného posturomedu bez cvičící osoby je výrazně jednodušší, neboť je zde pouze počáteční impuls, který postupně doznívá. Pokud na posturomedu stojí člověk, dochází k mnohem složitějším pohybům.

Pro sepsání programu byla použita studentská verze Matlabu poskytnutá MUDr. Raševem.

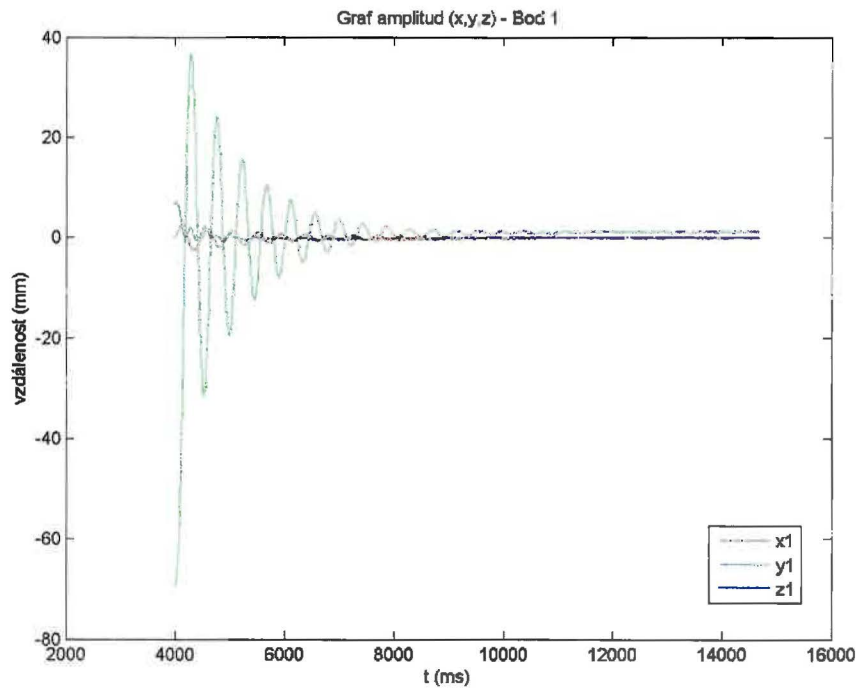
### 1. Obecný princip programu pro analýzu pohybu samotného posturomedu

Účelem programu je ověření teorie pohybu posturomedu jako soustavy pružných závěsů stručně popsaného výše.

Programu se zadá, kde nalezne soubory s naměřenými daty. Data jsou uložena v textovém formátu (viz příloha 1). V prvním sloupci je zaznamenáván čas v milisekundách, v ostatních sloupcích jsou souřadnice bodů.

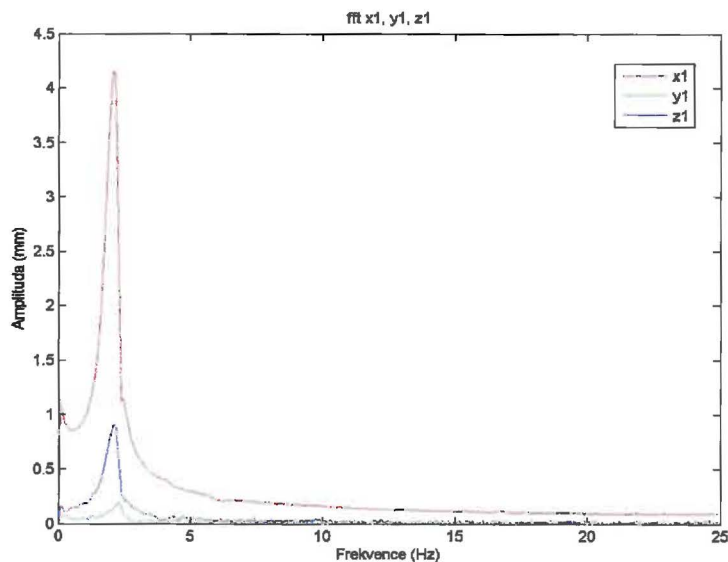
Pohyb bodů v prostoru byl zaznamenáván souřadnicemi  $x$ ,  $y$  a  $z$ . Aby se pohybovaly hodnoty okolo nuly, odečetla se střední hodnota. Dále se vypočítá vzorkovací frekvence. Zařízení snímá každých 20 ms ( $\sim 50$  Hz).

Pomocí příkazu *plot* se vykreslí průběh pohybu bodů v čase v jednotlivých osách –  $x$ ,  $y$ ,  $z$ . Specifikuje se barva křivek a způsob vykreslení jejich průběhu. V tomto případě mají křivky barvu červenou (pohyb v ose  $x$ ), zelenou (pohyb v ose  $y$ ) a modrou (pohyb v ose  $z$ ) a je použito obyčejné spojité čáry (obr. č.8).



*Ilustrace 8: Ukázka vykreslení pohybu bodu v osách x, y, a z.*

Fourierova transformace [6] je vyjádření časově závislého signálu pomocí harmonických signálů, tj. funkcí  $\sin$  a  $\cos$ , obecně tedy funkce komplexní exponenciály. Slouží pro převod signálů z časové oblasti do oblasti frekvenční. Signál je tedy zpracován Fourierovou transformací a taktéž je vykreslen jeho graf (obr.č.9).



*Ilustrace 9: Fourierova transformace*

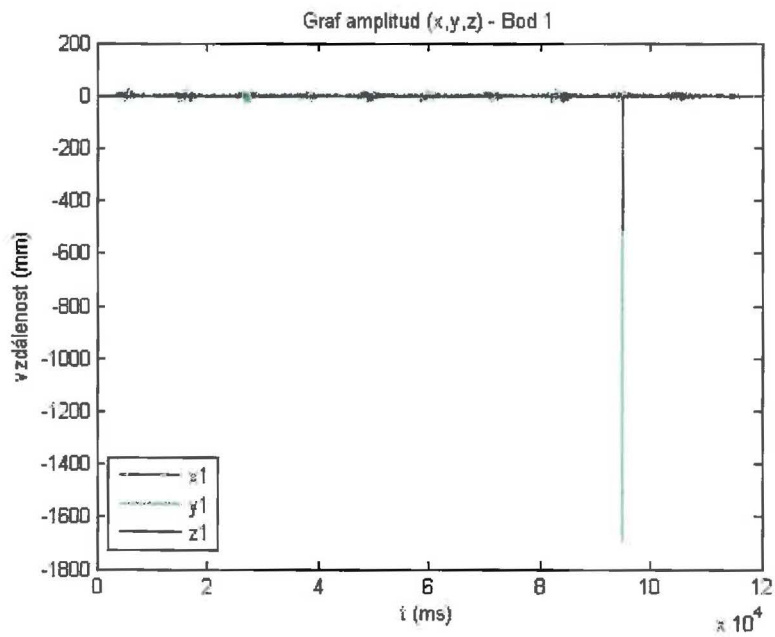
Dále byl vypočítáno tlumení u jednotlivých měření. Pro výpočet se vybraly vrcholy sinusového průběhu a z nich se již v programu Excel 2003 vytvořil graf a proložil se exponenciálou.

## 2. Analýza pohybu lidí cvičících na posturomedu

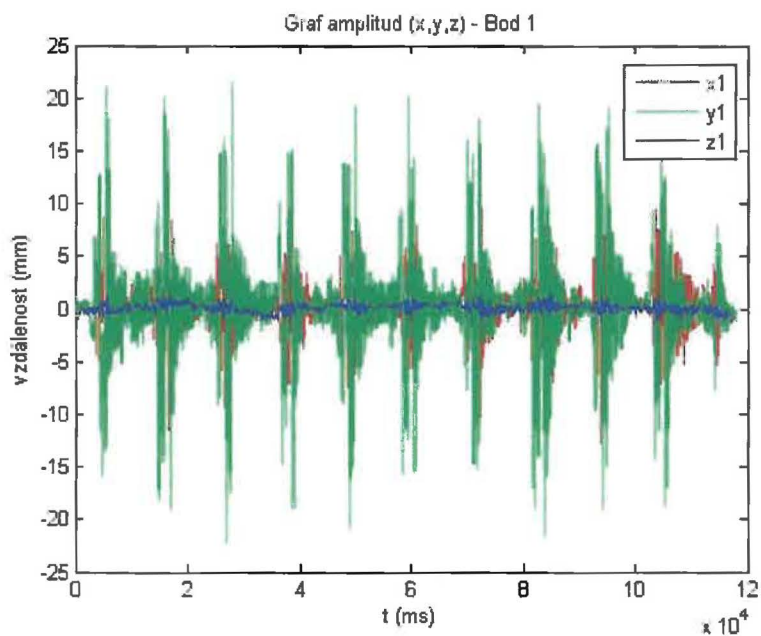
Tuto část práce komplikovaly značně odlišné výsledky jednotlivých cvičících osob. Dále se zde také projeví chyby pravděpodobně vznikající v měřicím zařízení, které bylo nutno odstranit, neboť zbytečně znehodnocovaly velké množství naměřených dat. A posledním velkým problémem bylo strojové odlišení fáze, kdy pacient kráčí, a fáze, kdy stojí na jedné noze, která ukazuje, jak reaguje na kmitání posturomedu.

### Odstranění některých chyb měření

V některých měřeních se vyskytují souřadnice bodů, které nejsou součástí křivky. Jedná se o čísla, které se řádově zcela hodnotou vymykají (obr.č.10 a č.11) reálným hodnotám měřeného průběhu. Proto byla použita funkce *median* (mediánový filtr). Funkce byla vždy použita na úsek tří hodnot vedle sebe. Tímto byly eliminovány chyby za předpokladu, že se jednalo pouze o jednu chybu v řadě hodnot. Pokud jsou vedle sebe dvě a více chyb, nelze měření použít.



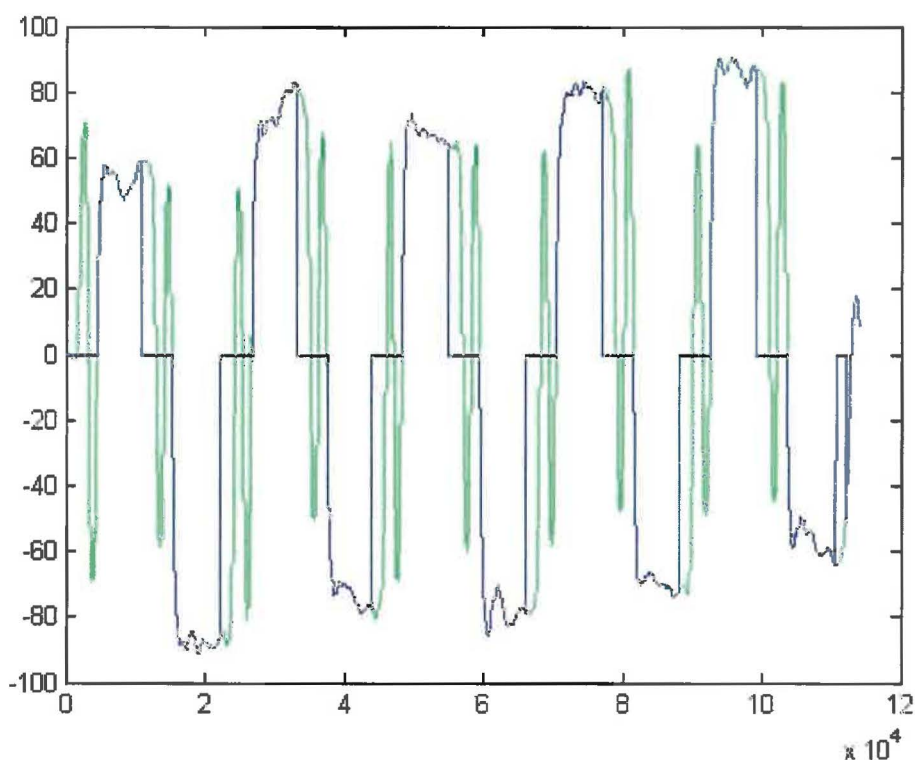
*Ilustrace 10: Ukázka chyby měření, která je zcela mimo rámeček měřených hodnot.*



*Ilustrace 11: Po opravě stejné měření již ve správném měřítku.*

### **Odlišení fáze chůze na místě od stání na jedné končetině**

Pro analýzu dat bylo třeba od sebe odlišit dobu, kdy pacient stál na jedné noze a kdy dělal kroky mezi tím. Na to bylo využito dráhy pohybu vysílače 2 umístěného na SIAS (*spina iliaca anterior superior*), neboť v ose  $y$  je jasně patrné, kdy vyšetřovaná osoba přenesla váhu na druhou nohu. Vždy, když došlo v ose  $y$  k průchodu nulou, byla část signálu v okolí odstraněna. Jednotlivé úseky měření se tímto rozdělily na úseky a každý byl zpracováván zvlášť. Na obrázku č. 12 je znázorněn průběh pohybu v ose  $y$ . Zelenou barvou jsou vyznačeny úseky, které se dále matematicky nezpracovávaly (kráčení pacienta).



*Ilustrace 12: Odlišení fáze chůze od fáze stání na jedné dolní končetině.*

Průběh záznamu bodu 2 na SIAS pak pouze sloužil k zjištění okrajů jednotlivých úseků odpovídajících průběhu pohybu plošiny posturomedu při stání pacienta.

Pro tyto úseky byly vypracovány grafy pohybu bodu v osách  $x$ ,  $y$ ,  $z$  a Fourierova transformace.

V programu se dále vyhledávají lokální maxima v jednotlivých úsecích měření, která se následně již v programu Excel prokládají exponenciálou.

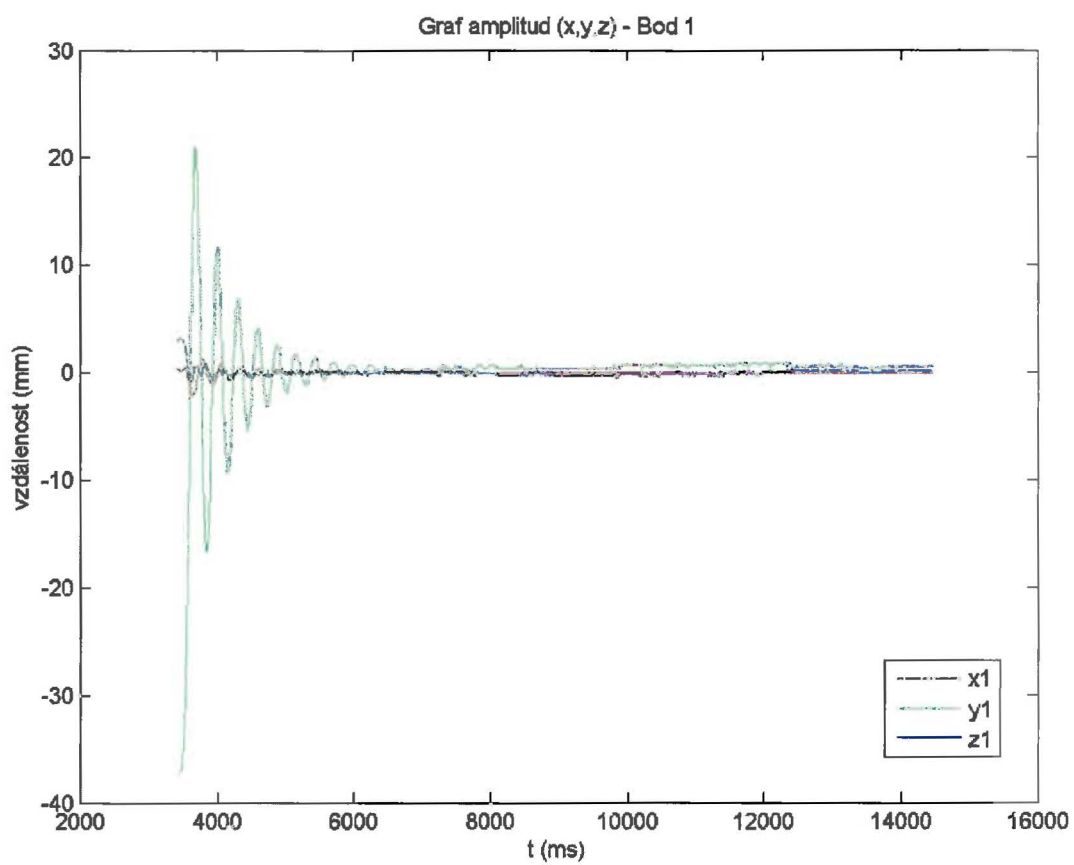
## 7. Výsledky

### 7.1. Výsledky z měření kmitání samotného posturomedu

#### 1. Průběh kmitání posturomedu po jednotkovém skoku

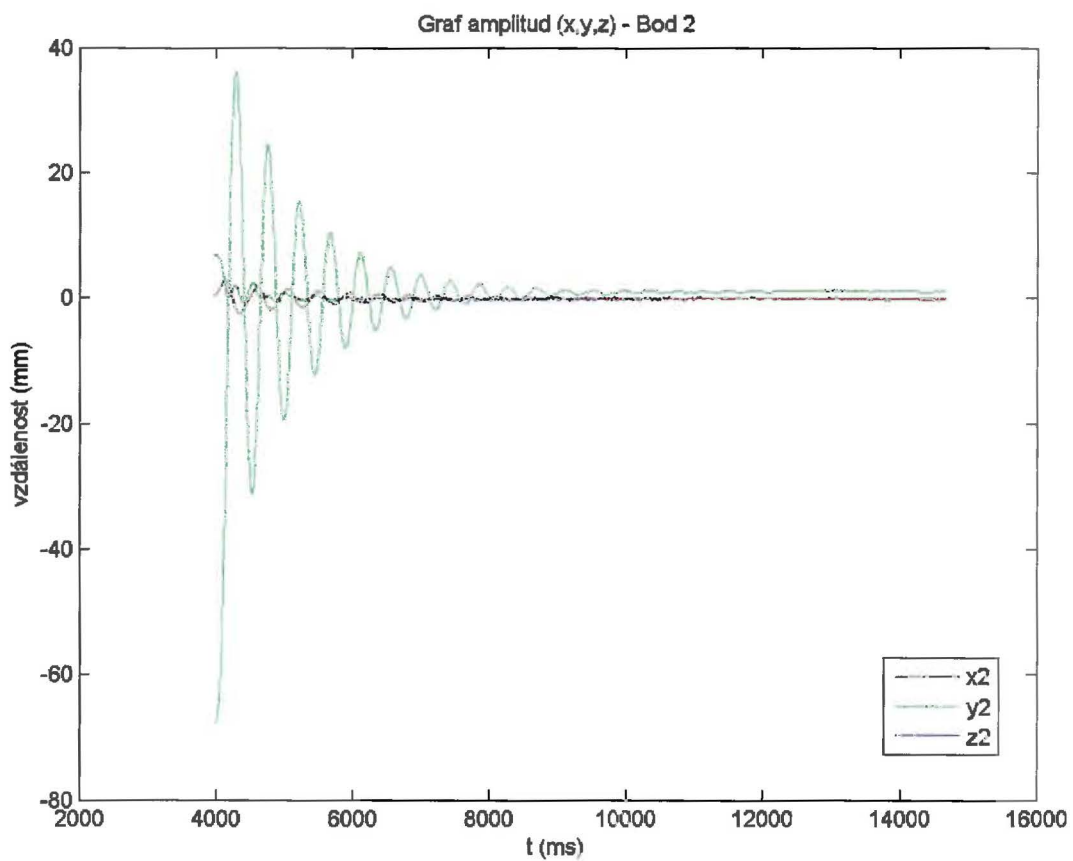
Kmitání je zde rozloženo do jednotlivých os. Červeně je znázorněno kmitání v ose  $x$ , modře  $y$  a zeleně  $z$ . Všechna měření v jednotlivých skupinách jsou téměř totožná, proto byl vybrán jeden zástupce z každé skupiny měření. U prvních dvou grafů je vidět, že byla deska posturomedu vychýlena v ose  $y$ , a v druhých dvou případech bylo vychýlení v ose  $x$ .

Na prvních dvou grafech (obrázek č.13 a 14), kde je znázorněn pohyb posturomedu bez aretace, resp. s aretací dvou brzdíček, je vidět fázový posun kmitání v ose  $x$  a  $y$ , způsobený přenosem kmitání z osy  $y$  (ve které došlo k jednotkovému skoku) do osy  $x$ . Následující dva grafy (obrázek č. 15 a 16) odpovídají měření s jednou zaaretovanou brzdíčkou. V tomto případě dochází ihned k velké rotaci a k pohybu dochází jak v ose  $x$ , tak v ose  $y$ . Je tu také patrna modulace z kmitání, jako již bylo popsáno výše (viz obrázek č.4).

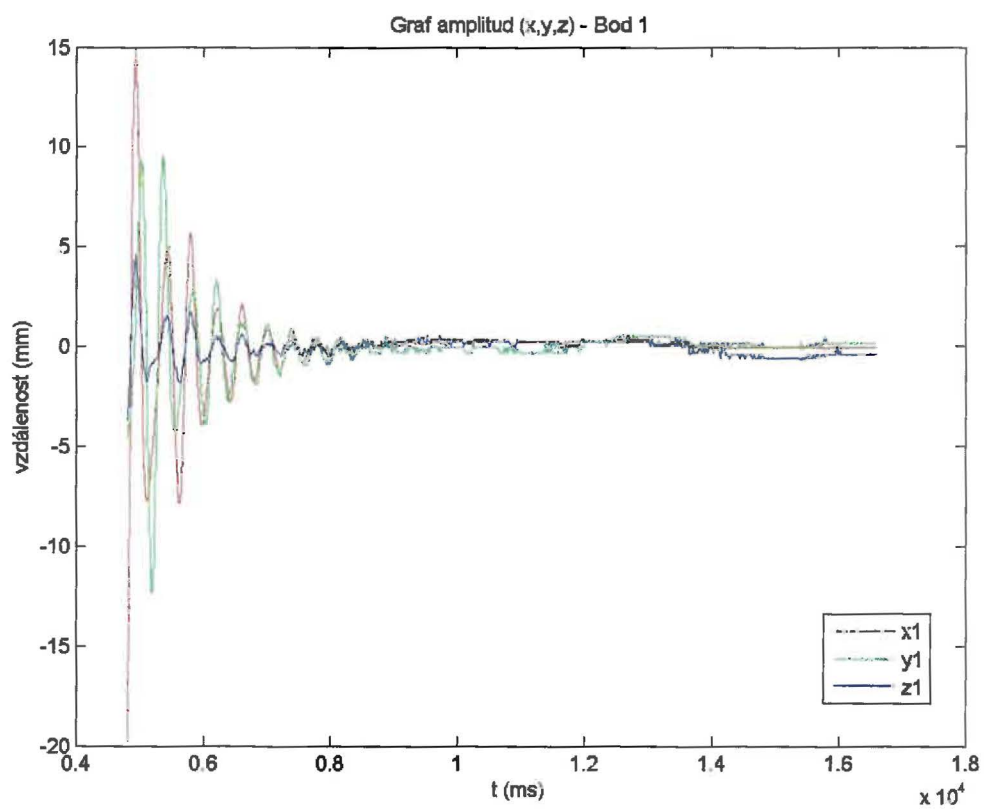


*Ilustrace 13: Graf amplitud po jednotkovém skoku. Zaaretovaný posturomed.*

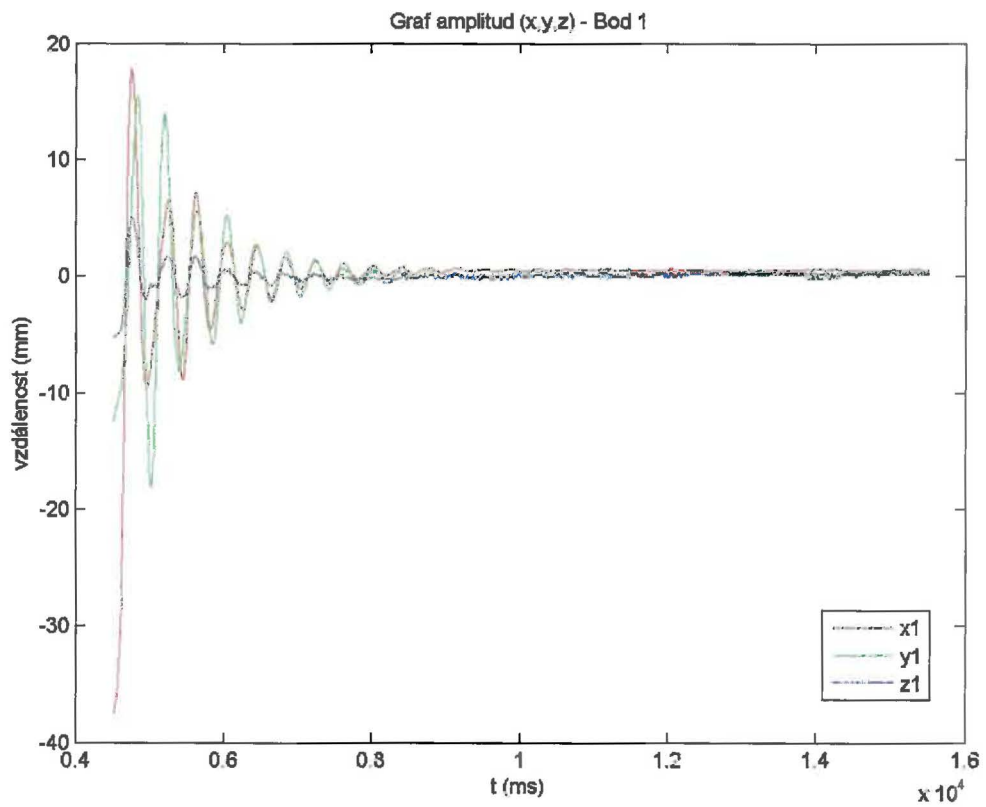




*Ilustrace 14: Graf amplitud po jednotkovém skoku. Odaretovaný posturomed.*



*Ilustrace 15: Graf amplitud po jednotkovém skoku. Částečně zaaretovaný posturomed (levá přední brzdička).*

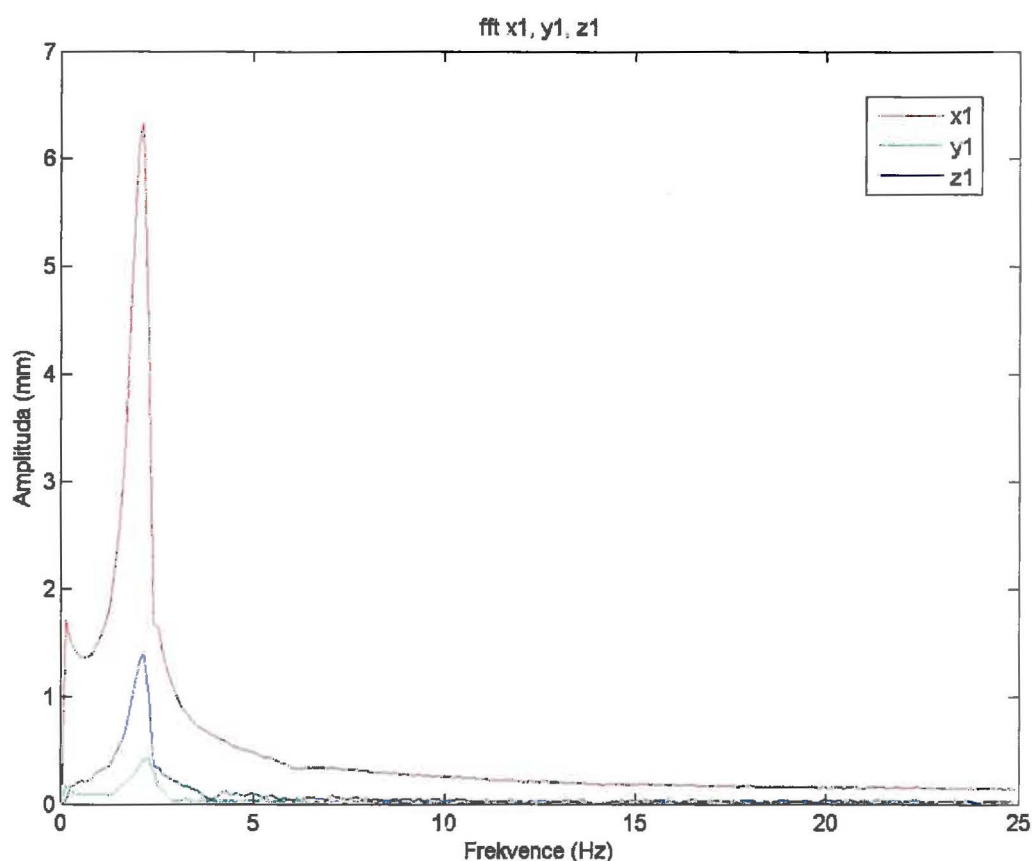


*Ilustrace 16: Graf amplitud po jednotkovém skoku. Částečně zaaretovaný posturomed (pravá zadní brzdička).*

## 2. Rozdíly ve vlastních frekvencích posturomedu při různém zaaretování

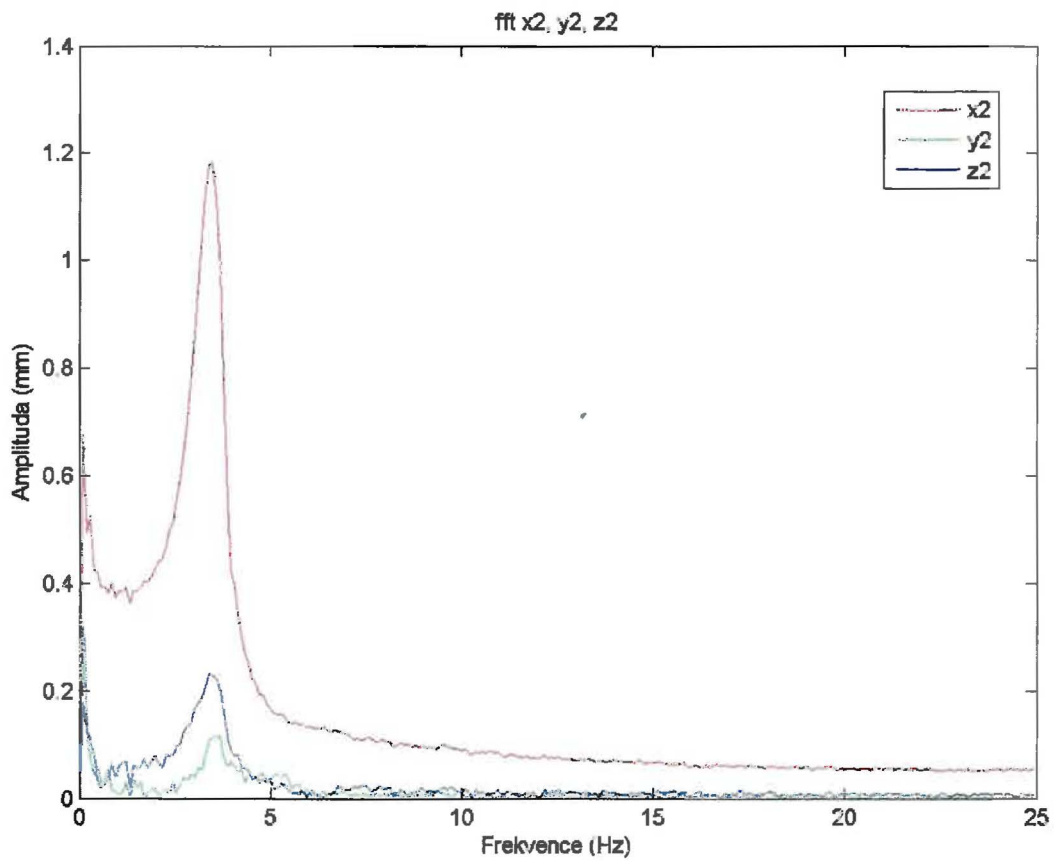
Výsledky byly odečteny z výpočtů Fourierovy transformace. U měření se zaaretovanou jednou brzdíčkou měla Fourierova transformace dva vrcholy, tzn. dvě vlastní frekvence.

Nezaaretovaný posturomed má vlastní frekvenci kmitající soustavy přibližně 2 Hz (obrázek č. 17).



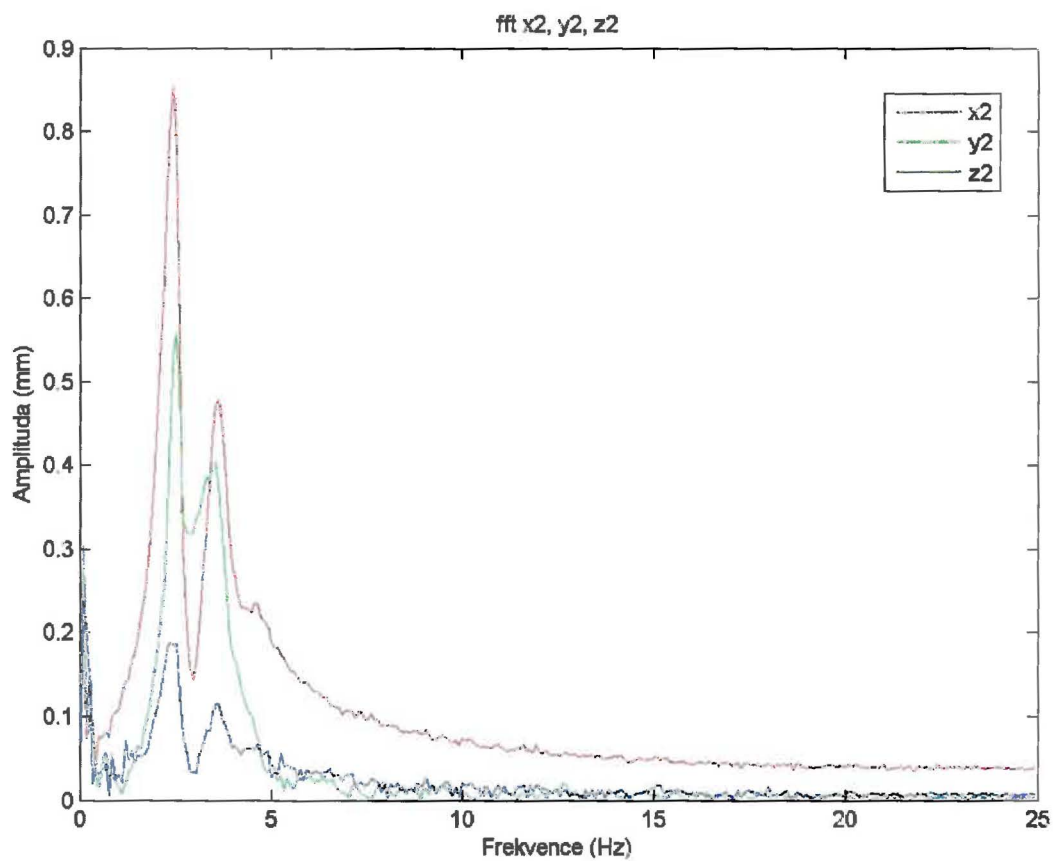
*Ilustrace 17: Fourierova transformace kmitání nearetovaného posturomedu po jednotkovém skoku v ose x.*

Pohyb zaaretovaného posturomedu má jinou vlastní frekvenci (přibližně 3 Hz, viz obrázek č. 18), neboť je v pohybu pouze deska posturomedu a druhý okruh kmitání je omezen.



*Ilustrace 18: Fourierova transformace kmitání zcela zaaretovaného posturomedu po jednotkovém skoku v ose x.*

Pokud je zaaretována jedna brzdička, projevují se frekvence dvě, protože je druhý závěs částečně omezen, tzn. projevuje se jak frekvence celé soustavy, tak frekvence desky posturomedu – jako v případě aretace obou brzdiček (obrázek č. 19).



*Ilustrace 19: Fourierova transformace kmitání částečně zaaretovaného posturomedu po jednotkovém skoku v ose x.*

Z analýzy pohybu vyplývá, že aretace mění tuhost soustavy a tím i její vlastní frekvenci. Aretace jednou brzdíčkou je proto složením charakteristik zaaretovaného a nearetovaného posturomedu.

V následující tabulce jsou uvedena naměřená data.

vlastní frekvence [Hz] - vychýlení v ose x	bez aretace	aretace na jedné straně - dvě výrazné frekvence		zaaretovány obě strany
průměr	2,08	2,39	3,37	3,40
1x	2,15	2,40	3,36	3,33
2x	2,05	2,43	3,44	3,49
3x	2,07	2,42	3,39	3,41
4x	2,04	2,37	3,30	3,37
5x	2,08	2,36	3,36	
6x		2,38	3,39	

vlastní frekvence [Hz] - vychýlení v ose y	bez aretace	aretace na jedné straně - dvě výrazné frekvence		zaaretovány obě strany
průměr	2,20	2,38	3,34	3,16
1y	2,22	2,38	3,27	3,14
2y	2,15	2,40	3,45	3,20
3y	2,16	2,33	3,39	3,07
4y	2,23	2,36	3,27	3,14
5y	2,23	2,36	3,32	3,25
6y		2,43	3,34	

### 3. Vlastní tlumení posturomedu

Pro výpočet tlumení posturomedu byl navržen algoritmus, který prokládal vrcholy amplitud časového záznamu exponenciálou. Pro proložení byla použita metoda exponenciální regrese pomocí nejmenších čtverců.

V tabulce jsou uvedeny výsledky měření. Pod tabulkou jsou dva grafy, ve kterých je vidět prokládání vrcholů amplitud exponenciálou. První je z měření nearetovaného posturomedu a druhý je z měření plně aretovaného posturomedu. Výpočet vychází z již zmíněné rovnice:

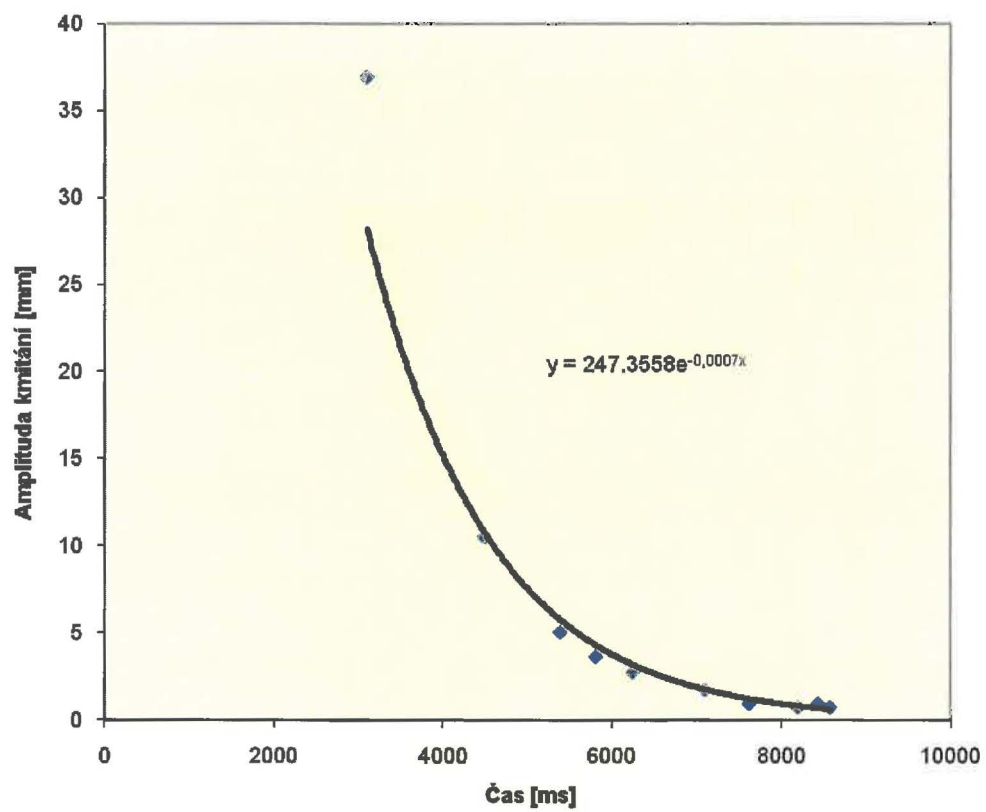
$$u = Ae^{-bt} \sin(\omega t + \varphi_0)$$

V grafech je na počátku odstraněna část záznamu s ručním vychylováním posturomedu, která do výsledného hodnocení nepatří. Grafy jsou proto posunuté.

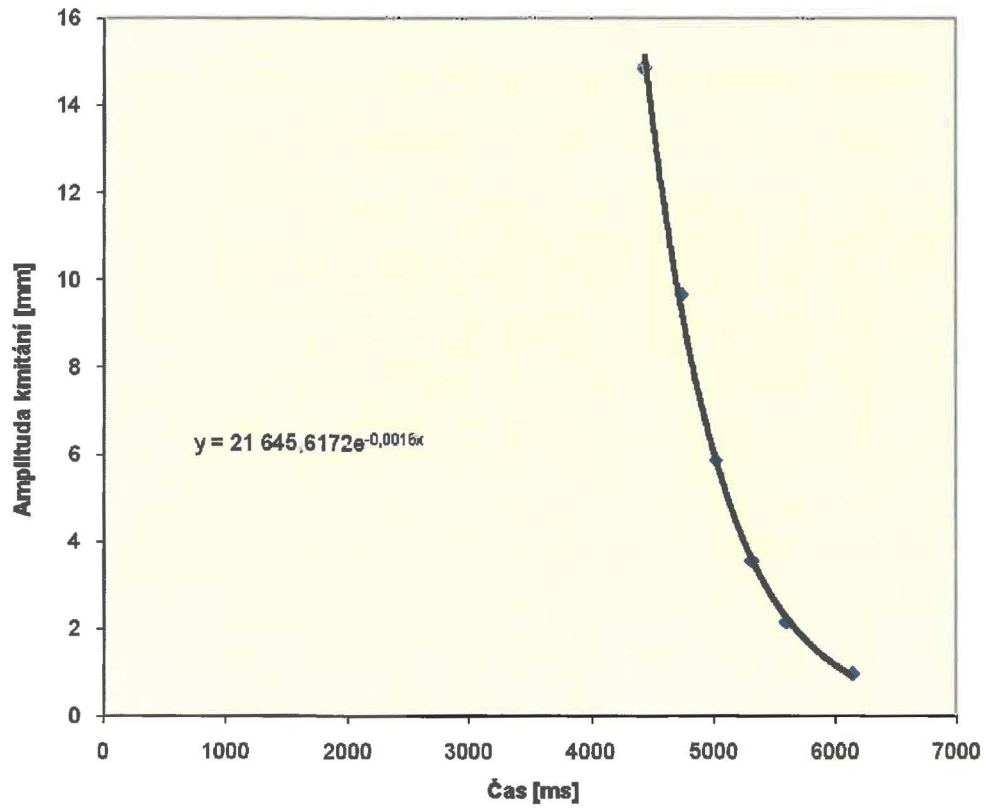


<b>Tlumení</b>	<b>číslo měření</b>	<b>b - činitel tlumení [·10<sup>-4</sup>]</b>
<b>baz aretace</b>  průměr <b>7,50</b>	1x	8
	2x	7
	3x	8
	4x	7
	5x	7
	6y	8
	7y	7
	8y	8
	9y	8
	10y	7
<b>aretována brzdíčka vpředu</b>  průměr <b>9,17</b>	1x	8
	2x	10
	3x	7
	4y	12
	5y	11
	6y	12
<b>aretována brzdíčka vzadu</b>	1x	7
	2x	9
	3x	8
	4y	9
	5y	8
	6y	9
<b>aretovány obě brzdíčky</b>  průměr <b>16,22</b>	1x	16
	2x	18
	3x	17
	4x	18
	5y	17
	6y	15
	7y	16
	8y	14
	9y	15

### Útlumová charakteristika nearetovaného posturomedu



### Útlumová charakteristika zaaretovaného posturomedu



## 7.2. Výsledky z měření s cvičícím člověkem.

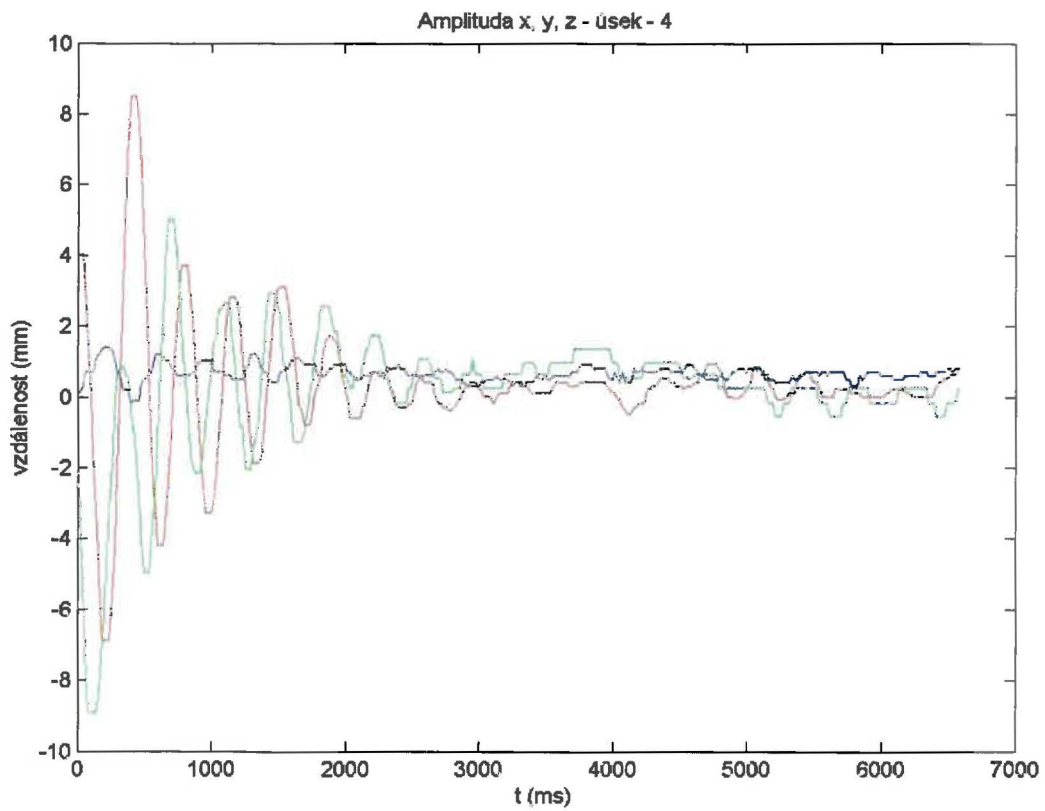
### 4. Frekvence a amplituda pohybu desky posturomedu

Frekvence a amplituda pohybu desky posturomedu se zpracovává pro ty části měření, ve kterých pacient stojí na jedné noze. Nejprve tedy desku posturomedu rozpohybuje, poté se postaví na jednu nohu a snaží se pohyb desky uklidnit. Právě pro tyto části zpracováváme Fourierovu transformaci a to jak pro osu  $x$ , tak pro osu  $y$  v prostoru. Pohyb v ose  $z$  nebyl dále zpracováván, neboť výchylky v této ose jsou minimální.

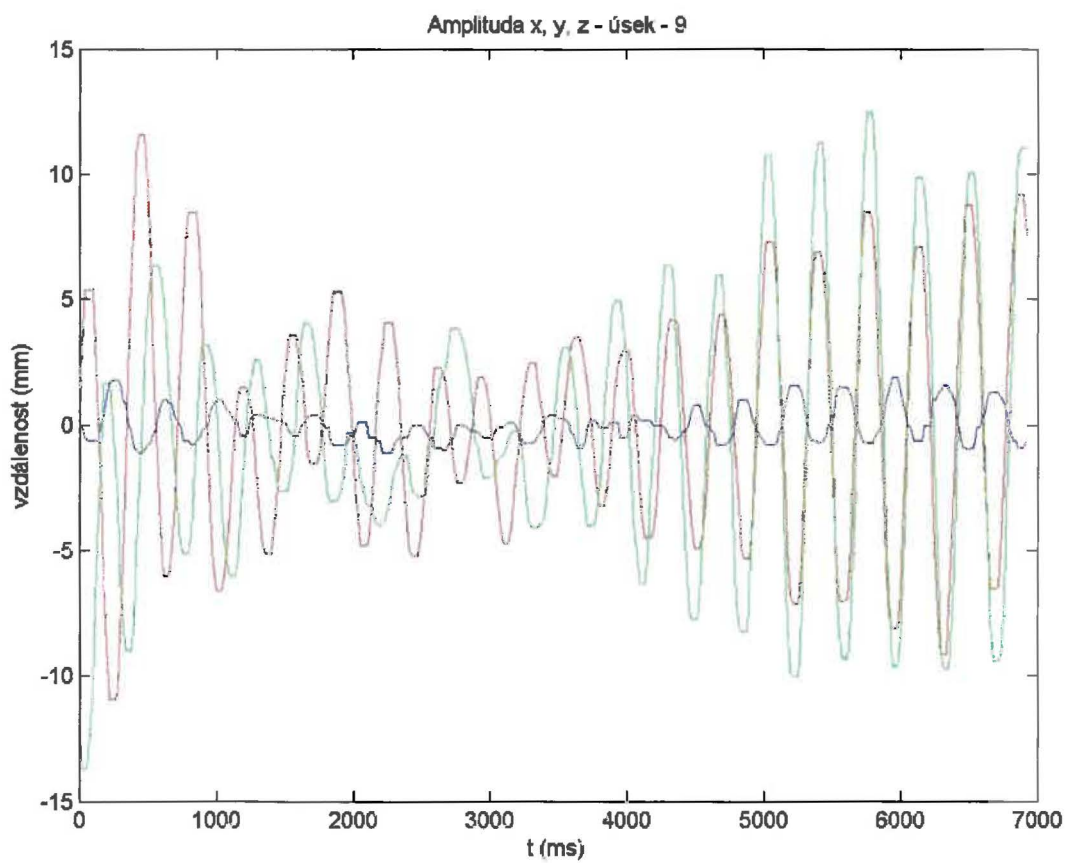
Po zpracování dat se objevily tři základní typy kmitání desky posturomedu. Většina naměřených úseků se skládá z různých kombinací tohoto chování. První z nich je zklidnění kmitů, kdy se pohyb desky tlumí (Ilustrace 20). Takovouto reakci lze nalézt téměř u všech měření zdravých osob.

V měření je ovšem možné také nalézt také změnu průběhu amplitudy. Můžeme ho najít v různé míře u mnoha probandů. V tomto případě (Ilustrace 21) naopak amplituda kmitů postupně vzrůstá.

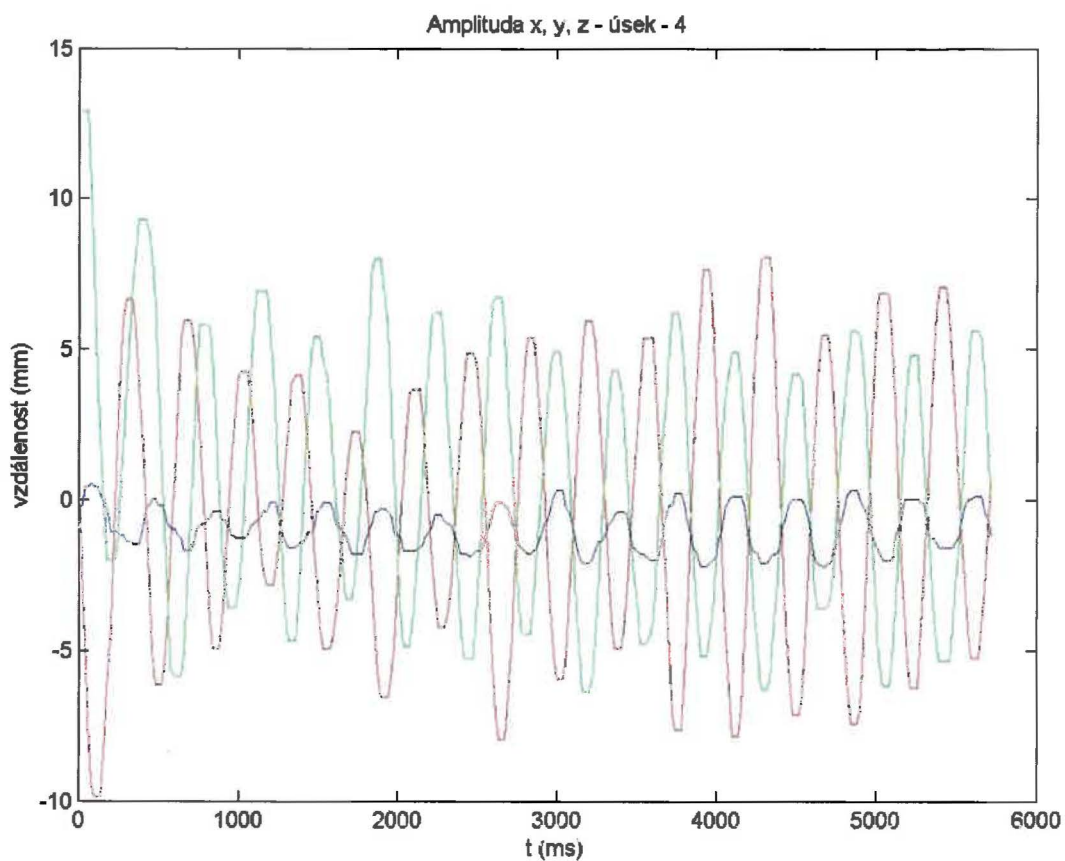
Poslední případ, který se v měřeních objevuje, je charakteristický neměnným kmitáním. Amplituda v takovýchto případech nemá postupný pokles ani vzrůst. (Ilustrace 22).



*Ilustrace 20: Útlum kmitání. Červená barva odpovídá kmitání v ose x, zelená v ose y a modrá v ose z.*

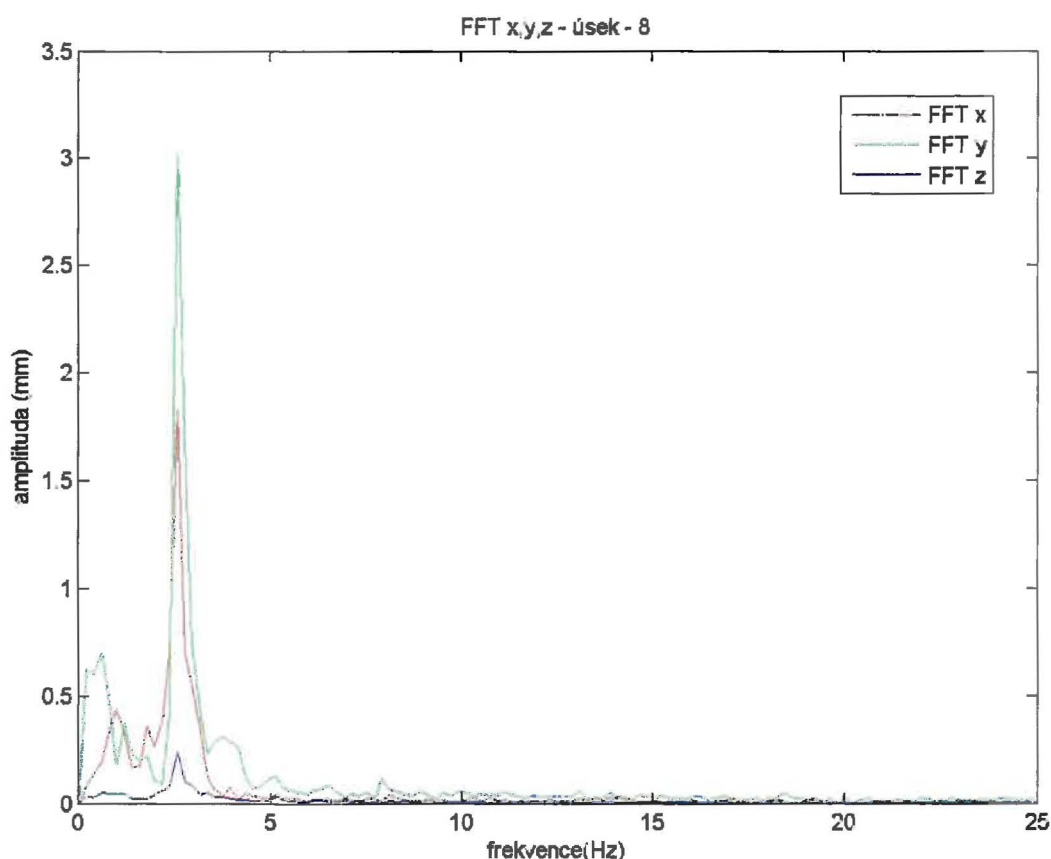


*Ilustrace 21: Postupné narůstání amplitudy. Červená barva odpovídá kmitání v ose x, zelená v ose y a modrá v ose z.*



*Ilustrace 22: Ukázka kmitání. Červená barva odpovídá kmitání v ose x, zelená v ose y a modrá v ose z.*

Velikost samotné frekvence se nezdá být důležitá, protože po zpracování Fourierovou transformací se projevuje u všech vyšetřovaných osob jen jedna výrazná frekvence, která se pohybuje okolo 2,5—3 Hz (Ilustrace 23). To odpovídá i analýze pohybu samotného poturomedu uvedené v předchozích kapitolách.



*Ilustrace 23: Ukázka Fourierovy transformace na jednom úseku měření.*

Velké rozdíly nastávají až v amplitudě odečtené z vrcholů Fourierovy transformace (amplituda vlastní frekvence kmitů). V každém měření nalezneme jeden výrazně vyšší vrchol (maximum). Zde je pak patrný výrazný rozdíl mezi zdravými osobami a osobami s bolestmi posturální etiologie. V první tabulce jsou výsledky zdravých osob. Následující tabulka obsahuje všechna měření pacientů bez ohledu na fázi terapie. Pokud bylo u probanda více měření jsou uvedena všechna. V tabulce jsou již uvedeny aritmetické průměry z jednotlivých úseků měření.

proband č.	frekvence v ose x	amplituda v ose x	frekvence v ose y	amplituda v ose y
<b>průměr</b>	<b>2,80</b>	<b>0,63</b>	<b>2,68</b>	<b>1,01</b>
1	2,81	0,41	2,61	0,59
2	2,82	0,48	2,74	0,63
3	2,76	0,71	2,66	0,99
4	2,81	0,74	2,67	1,31
	2,80	0,80	2,70	1,53



proband č.	frekvence v ose x	amplituda v ose x	frekvence v ose y	amplituda v ose y
průměr	2,85	1,77	2,79	3,01
5	2,72	4,89	2,65	14,76
	2,71	5,20	2,65	10,02
6	2,87	1,65	2,78	2,25
	2,93	1,08	2,96	1,96
8	2,88	0,74	2,88	1,33
	2,77	2,71	2,74	2,70
	2,83	3,07	2,76	2,69
9	2,81	1,47	2,73	1,39
	2,81	1,80	2,77	3,33
	2,88	1,84	2,82	1,54
10	2,79	1,32	2,70	2,26
	2,99	0,82	2,86	2,63
	2,98	0,84	2,85	1,98
	3,04	0,69	2,87	1,36
11	2,98	0,55	2,84	1,49
	2,78	6,13	2,80	9,07
12	3,01	1,30	2,83	1,76
	2,97	1,03	2,88	2,26
13	2,84	0,93	2,79	3,04
	2,72	0,78	2,71	1,37
	2,78	0,38	2,74	1,11
	2,78	0,63	2,73	1,54
14	2,87	3,45	2,76	6,06
	2,82	2,68	2,77	4,88
15	2,88	1,08	2,82	1,76
16	2,81	1,87	2,70	1,97
	2,80	1,38	2,67	1,87
17	2,89	3,00	2,89	4,52
	2,86	1,72	2,84	3,97
	2,93	1,14	2,83	2,42
18	2,82	0,90	2,86	3,04
	2,87	0,95	2,85	3,21
	2,97	1,13	2,97	1,78
19	3,00	0,87	2,99	1,35
	2,96	0,79	2,96	1,26
	2,72	2,46	2,69	3,14
	2,77	1,88	2,72	2,06
20	2,75	1,07	2,73	1,88
	2,74	1,04	2,75	1,49
	2,80	2,72	2,75	3,35
21	2,76	2,56	2,75	2,90
	2,76	2,01	2,75	2,45
	2,78	1,52	2,72	2,05

V příloze číslo 2 je podrobné porovnání probanda č.2 (zdravý) a probanda č.5 s grafy jednotlivých úseků.

V příloze číslo 3 jsou grafy jednotlivých úseků měření u probanda číslo 19. U tohoto

probanda je velmi zajímavý rozdíl ve stoji na pravé a levé noze. V sudých úsecích měření stál proband na pravé noze, v lichých na levé noze. V lichých úsecích je patrné mnohem lepší tlumení než v sudých úsecích. Také amplituda kmitů je odlišná viz následující tabulka.

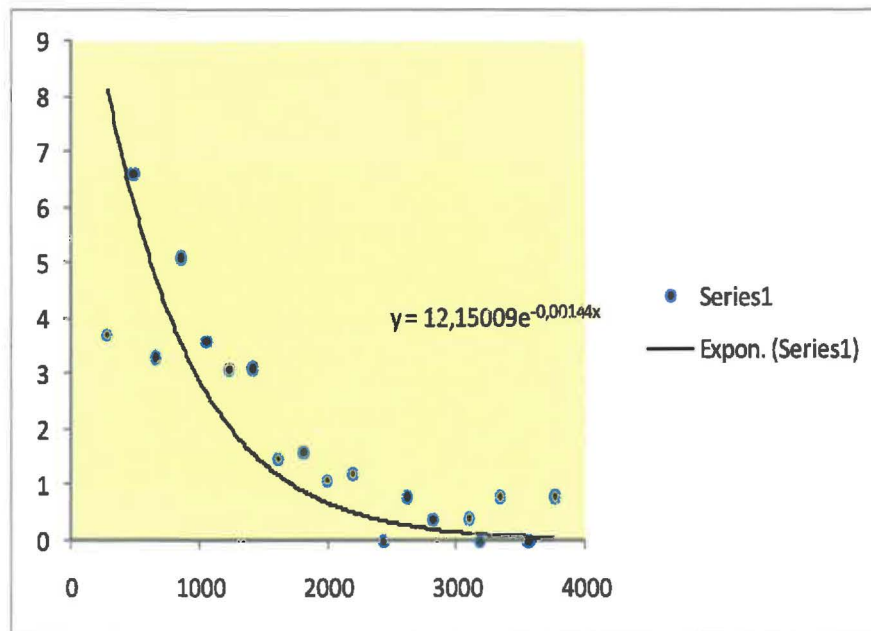
Levá dolní končetina		Pravá dolní končetina	
Amplituda v ose x	Amplituda v ose y	Amplituda v ose x	Amplituda v ose y
0,61	0,69	1,07	1,57
0,50	0,86	1,42	2,22
0,33	0,55	0,99	1,64
0,45	0,71	1,61	2,58

## 5. Průběh tlumení posturomedu ovlivněné stojícím člověkem

Útlum byl počítán u jednoho měření zdravé osoby. Aby nedocházelo k velkému zkreslení při regresi exponenciály, byly z každého úseku brány pouze 4 sekundy. Při analýze se ukazují podstatné chyby způsobené odlehlými body, které výrazně ovlivňují výsledný útlum. Pro automatické vyhodnocení bude nutné upravit algoritmus na vyškrtávání odlehlých výsledků (Grubbsovo kritérium apod.). případně by se mělo zvážit použití jiné vhodnější metody regrese.

Celkový činitel útlumu se získá exponenciální regresi z lokálních maxim časového záznamu. Jako kritérium regrese byla použita metoda nejmenších čtverců. Výsledky jsou uvedeny v následující tabulce. Pod ní je graf s jedním úsekem. V příloze 4 jsou uvedeny všechny útlumové charakteristiky jednotlivých úseků měření.

Úsek	x [ $\cdot 10^{-4}$ ]	y [ $\cdot 10^{-4}$ ]
<b>Průměr</b>	<b>9,5</b>	<b>8,6</b>
1	7,5	5,1
2	8,2	8,8
3	12,7	7,7
4	8,4	7,9
5	7,5	6,2
6	9,5	7,4
7	11,6	10,9
8	10,7	14,4



*Ilustrace 24: Útlumová charakteristika z úseku 9 v ose y.*

## 8. Diskuse

Cílem práce bylo zhodnotit stav pacienta na základě analýzy jeho pohybu při cvičení na posturomedu. Dosud bylo při hodnocení kmitání posturomedu obvykle používáno pouze vizuální hodnocení spektrogramů. Spektrogram je ovlivňován třemi proměnnými. V tomto případě se jedná o Fourierovu transformaci a její vývoj v čase. Na ose  $x$  je vývoj v čase, na ose  $y$  frekvenční rozložení a amplituda je vyjadřována barvou. Problematiku podrobně rozebírá ve své práci Krčková [26]. Jedním z problémů, proč se nevyužívalo jiného zpracování výsledků, byl způsob měření. Proband vždy udělá tři kroky a poté stojí 8 s na jedné noze, pak udělá znovu tři kroky a celý cyklus se opakuje. Tyto tři kroky, které jsou součástí měření, při vizuálním hodnocení nevadí, ale pro automatizované matematické zpracování jsou velkým problémem.

Měřicí zařízení bohužel samo znehodnocuje velké množství měření. Naměřená data jsou zarušena krátkodobými výpadky měřeného signálu. V případě, že výpadků je málo, jsou odstranitelné mediánovým filtrem. Bohužel řada měření má výpadků mnoho a jejich odstranění znehodnocuje měřený signál. Dále je nutné si uvědomit, že vzorkovací frekvence 50 Hz není pro rychlý kmitavý pohyb optimální a bylo by vhodné ji zvýšit. Také rozlišovací schopnost zařízení Zebris je na hranici použitelnosti. V případě zdravého pacienta je v signálu patrná kvantovací chyba zařízení (Ilustrace 20). Do budoucna je tedy nutné tyto problémy odstranit buď vylepšením stávajícího zařízení Zebris, případně nahrazením nebo doplněním jinou vhodnou měřicí metodou, například optickým snímáním, nebo použitím akcelerometru.

Nic nenahradí pohled odborníka, v tomto případě pohled lékaře nebo fyzioterapeuta na pacienta. Toto vizuální hodnocení má komplexní podobu, ale jeho nevýhodou je neobjektivnost v drobnostech a v časovém odstupu a samozřejmě subjektivita vyšetřujícího. Na druhé straně přístrojové vyšetření obvykle postihne pouze jedinou vlastnost, kterou je schopno ohodnotit, ale není zatíženo subjektivní chybou.

Vlastní způsob měření, kráčení pacienta na místě a stoj na jedné dolní končetině je výhodou pro pacienty, neboť je to téměř totožné se způsobem terapeutického cvičení na posturomedu. Jak bylo ale uvedeno výše, tento způsob komplikuje zpracování.

Dále bude nutné rozšířit informace, které se o vyšetřovaných zaznamenávají. Zásadní v tomto případě je hmotnost a výška, protože hmotnost má vliv na celkovou rezonanční frekvenci posturomedu s pacientem a výška se může uplatnit při měření pohybu pacienta.

Bylo by vhodné rozšíření měření i na zaaretovaném posturomedu, aby bylo možno měřit i

pacienty, kteří nezvládnou cvičení na odaretovaném posturomedu. Cvičení na odaretovaném posturomedu na počátku terapie zvládne jen minimum pacientů.

## 9. Závěr

Pro hodnocení stavu pacienta podle jeho chování na posturomedu bylo nutné popsat pohyb samotného posturomedu a následně jeho pohyb s pacientem.

Při analýze pohybu samotného posturomedu byla měřena a vyhodnocena jeho odezva na jednotkový skok v osách  $x$  a  $y$  v režimu bez aretace, s částečnou a s úplnou aretací.

### Závěry z měření pohybu posturomedu po jednotkovém skoku

Na grafech amplitud posturomedu bez aretace a s úplnou aretací je vidět fázový posun kmitání v osách  $x$  a  $y$ . To je způsobeno přenosem kmitání z osy, ve které došlo k vychýlení, do osy druhé. V měřeních s jednou zaaretovanou brzdíčkou dochází ihned k velké rotaci plošiny posturomedu a pohyb se promítá plně jak v ose  $x$  tak  $y$ . Je tu také patrna modulace kmitání.

Odaretovaný posturomed se pohybuje s frekvencí 2,1 Hz v ose  $x$  a 2,2 Hz v ose  $y$ . Zcela zaaretovaný posturomed se pohybuje frekvencí 3,4 Hz při pohybu v ose  $x$  a 3,2 Hz při pohybu v ose  $y$ . U částečně zaaretovaného posturomedu se projevují dvě vlastní frekvence: přibližně 2,4 Hz a 3,4 Hz. Dá se z toho usuzovat, že vlastnosti posturomedu v při rotaci plošiny (zabrzděná jedna brzdíčka) a při jejím pohybu bez aretace jsou odlišné a každý z těchto pohybů má mírně odlišnou vlastní frekvenci kmitů.

Činitel tlumení u nearetovaného posturomedu byl  $7,5 \cdot 10^{-4}$ , u částečně aretovaného posturomedu  $9,2 \cdot 10^{-4}$  a u plně aretovaného posturomedu  $16,2 \cdot 10^{-4}$ .

### Závěry z měření pohybu posturomedu s člověkem

Při analýze pohybu posturomedu s pacientem byla data naměřená zařízením Zebris vyfiltrována a byly odstraněny hrubé chyby měření (viz kap 6.2.) a data byla analyzována pomocí Fourierovy transformace.

Měření bylo rozděleno na úseky, kdy pacient stál. Části, ve kterých pacient kráčí, byly odstraněny, protože jsou pro hodnocení bezpředmětné. Fáze kráčení a stoje na jedné dolní končetině se povedlo oddělit využitím současného snímání pohybu bodu umístěného na SIAS (*spina iliaca anterior superior*) pacienta. Pohyb tohoto bodu jasně ukazuje, kdy vyšetřovaný přenesl váhu a postavil se na druhou nohu. Pomocí tohoto byly vybrány jenom úseky, kdy cvičící stál na jedné

dolní končetině.

Pro hodnocení pacienta v takto získaných úsecích bylo použito maximum vlastní frekvence pohybu plošiny s pacientem. Jako další kritérium hodnocení se stanovil činitel útlumu pohybu pacienta (rychlost ustálení).

Po vykreslení pohybu plošiny s pacientem se objevily tři základní typy kmitání desky posturomedu. Většina naměřených úseků se skládá z různých kombinací tohoto chování. První z nich je zklidnění kmitů (exponenciální pokles amplitudy kmitů, pohyb desky se zmenšuje). Takovouto reakci lze nalézt téměř u všech měření zdravých osob. Usuzuji, že toto je odpovídající reakce, která by se měla nalézat u zdravého člověka.

Druhým z nich je přibližně konstantní nebo náhodně se měnící amplituda kmitání (pacient svým pohybem rozkmitává posturomed místo aby jeho pohyb tlumil).

Tento jev můžeme najít v různé míře u mnoha probandů. Proband se postupně rozhoupává a jeho stabilita se snižuje. Toto chování lze označit za projev poruchy.

Z naměřených útlumových charakteristik vyplývá, že plošina posturomedu je uložena s malým tlumením a má výraznou vlastní rezonanční frekvenci, která se mírně mění s váhou pacienta, ale nikoliv se způsobem jeho pohybu na plošině. Proto není důležitá vlastní frekvence kmitání, která se pohybuje okolo 2,5-3Hz a je přibližně stejná u všech vyšetřovaných osob.

Důležitým výsledkem hodnocení je amplituda vlastní frekvence a činitel útlumu pohybu plošiny.

Amplituda pohybu se u zdravých osob pohybuje okolo 1mm. Je nutno dodat, že amplituda v ose  $x$  je obecně menší než v ose  $y$ , což je logické, neboť se vyšetřovaná osoba kráčením z jedné dolní končetiny na druhou více rozkýve ve frontální rovině. Také ploska nohy je v předozadním směru stabilnější vzhledem ke svému tvaru. U osob, které se léčí s bolestmi zad se amplituda v průměru pohybuje 2mm v ose  $x$  a 3mm v ose  $y$ . Výsledky jednotlivých pacientů se velmi liší.

Činitel tlumení se u probanda č. 1 pohybuje v průměru  $9,5 \cdot 10^{-4}$  v ose  $x$  a  $8,6 \cdot 10^{-4}$  v ose  $y$ . U osob, které se se léčí pro bolest zad, nebyl stanoven algoritmus výpočtu, protože vývoj kmitů v čase nemá jednoznačně exponenciální charakter. Někdy se amplituda kmitů zvyšuje a činitel útlumu by měl opačné znaménko. V jiných případech se amplituda kmitů se během jednoho úseku snižuje i

znovu zvyšuje. Výpočetní algoritmus se pro tyto případy nepodařilo nalézt. Jednoznačně lze říci, že činitel útlumu mimo kladné hodnoty indikuje určitou poruchu u pacienta. Činitel útlumu, v po sobě jdoucích úsecích, by se měl mírně zvyšovat (proband se postupně učí ovládat plošinu posturomedu) nebo alespoň neměnit. (proband nepůsobí aktivně na plošinu a ta se samovolně ustaluje).



# 1. Seznam literatury

- [1] HAIDER BIOSWING Health Care Seating and Therapy System [online]. c2007 [cit. 2007-03-15]. Dostupný z WWW: <[http://www.bioswing.de/seiten\\_en/th\\_pr\\_po\\_en.php](http://www.bioswing.de/seiten_en/th_pr_po_en.php)>
- [2] DYLEVSKÝ, I. *Kineziologie*. Praha 1994
- [3] KRAUS, J. a kolektiv. *Velký slovník cizích slov*, LEDA sro., 1999
- [4] VÉLE, F.: *Kineziologie posturálního systému*. Praha 1995: Karolinum. ISBN 80-7184-100-5, 85 stran.
- [5] HYBÁŠEK, I., *Ušní, nosní a krční lékařství*, Galén, Karolinum, Praha 1999
- [6] TROJAN, S. a kolektiv: *Lékařská fyziologie*. Grada, Praha 1994, ISBN 80-7169-036-8, 460 s.
- [7] ROKYTA, R.: *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1. vydání. ISV nakladatelství. Praha 2000. ISBN 80-85866-45-5.
- [8] RAŠEV, E. Koordinačné cvičenie v liečbe segmentálnej instability chrbtice a váhonosných kĺbov ako proprioceptívna posturálna terapia na posturomede podľa Dr. Raševa. *Rehabilitácia*, 1999, 32, s. 14-25.
- [9] VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Grada, Praha 1997. ISBN 80-7169-256-5. 85 stran.
- [10] LEWIT, K.: *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Česká lékařská společnost J. Ev. Purkyně, Praha 1996, ISBN 3-335-00401-9, 347 s.
- [11] TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Grada Publishing, Praha 1996
- [12] *Ottova encyklopedie: Anticipace* [online]. 1. 1. 1908 [citováno 15. 05. 2007]. Dostupný z

WWW: <http://encyklopedie.seznam.cz/heslo/373842-anticipace>

[13] VAŘEKA, J.: Posturální stabilita I., II. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9, 2002, č.4, s. 115-129.

[14] KOLÁŘ, P.: Význam vývojové kineziologie pro manuální medicínu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3,1996, č. 4, s: 152-155.

[15] KOLÁŘ, P.: Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 5, 1998, č.4, strana 142 - 147.

[16] PAVLŮ, D., NOVOSÁDOVÁ, K. Příspěvek k objektivizaci účinku „metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem k tzv. Evidence-based-practice. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, 8, s. 178-181.

[17] JANDA, V., VÁVROVÁ, M.(1992). Senzomotorická stimulace. *Rehabilitácia*, 1992, 25, s.14-34.

[18] HALADOVÁ, E. *Léčebná tělesná výchova*. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně. Brno 1997, ISBN 80-7013-236-1.

[19] Wikipedie: Otevřená encyklopedie: *MATLAB* [online]. c2007 [citováno 1. 04. 2007]. Dostupný z WWW: <<http://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=MATLAB&oldid=1353774>>

[20] PÍŠA, P. *Matlab, laboratoř nejen pro matematiky* [online].15. června 2001 [cit. 2007-04-01]. Dostupný z WWW: <[http://cmp.felk.cvut.cz/~pisa/Public/ST\\_matlab.html](http://cmp.felk.cvut.cz/~pisa/Public/ST_matlab.html)>

[21] *About The MathWorks* [online]. 2. dubna 2007 [cit. 2007-04-02] Dostupný z WWW: <<http://www.mathworks.com/company/>>

[22] *MATLAB® - The Language of Technical Computing* [online]. 2. dubna 2007 [cit. 2007-04-02] Dostupný z WWW: <<http://www.mathworks.com/products/matlab/>>

[23] *MATLAB - Popis produktu* [online]. 17. ledna 2007 [cit. 2007-04-02] Dostupný z WWW: <<http://www.humusoft.cz/matlab/matlab.htm>>

[24] *Mechanické kmitání* [online]. 24. prosince 2006 [cit. 6.6.2007]. Dostupný z WWW: <http://mfweb.wz.cz/fyzika/128.htm>

[25] KLIMEŠ, B., PACHNER, J., ŘÍMAN, E., SEDLÁČEK, K., TICHÝ, J. *Základy fyziky I. 2.* vydání nezměněné. Nakladatelství Československé akademie věd, Praha 1962. 668 s. ISBN 21-009-62

[26] KRČOVÁ J. *Vzájemná interakce posturomed - člověk s využitím frekvenční analýzy pohybu-multisegmentlární posturografií.* Praha 2004. Diplomová práce na FTVS UK na katedře fyzioterapie. Vedoucí práce: Eugen Rašev.

## 11. Přílohy

Příloha číslo 1 - Ukázka textového formátu, ve kterém jsou data získávána z měřicího programu WinData.

Příloha číslo 2 - porovnání výsledků zdravé osoby - proband č. 2 (grafy vlevo) a osoby s poruchou stability - proband č.5 (grafy vpravo).

Příloha číslo 3 - zpracování úseků amplitud u probanda č.19, má rozdílné výsledky v stoji na pravé a levé dolní končetině.

Příloha číslo 4 - útlumové charakteristiky úseků u probanda č.4. Vlevo jsou útlumové charakteristiky osy  $x$  a vpravo osy  $y$ .

Příloha č.1

Frequency,Hz 50.000

Count 831

Exercises {

# Name Start,sec Length,sec Start time

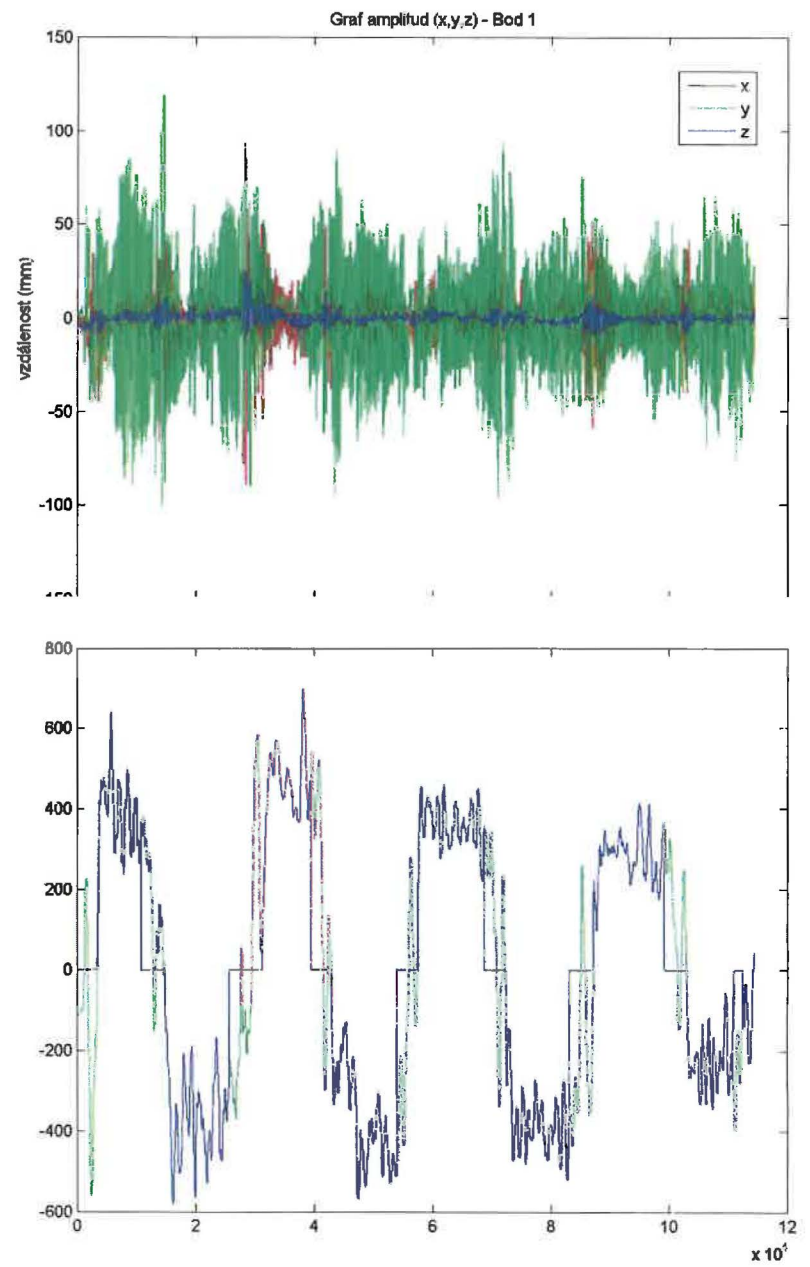
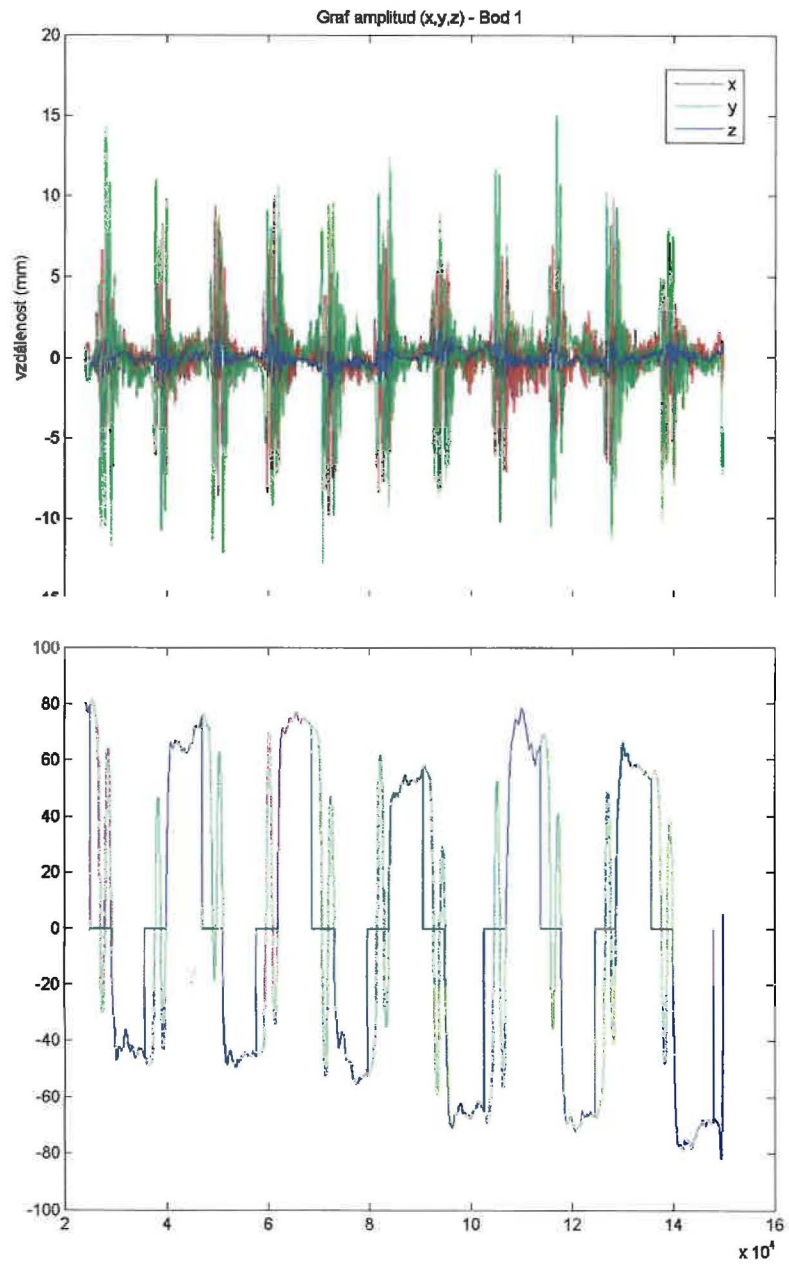
1 Combined 0.00 16.62 13:01:58.50

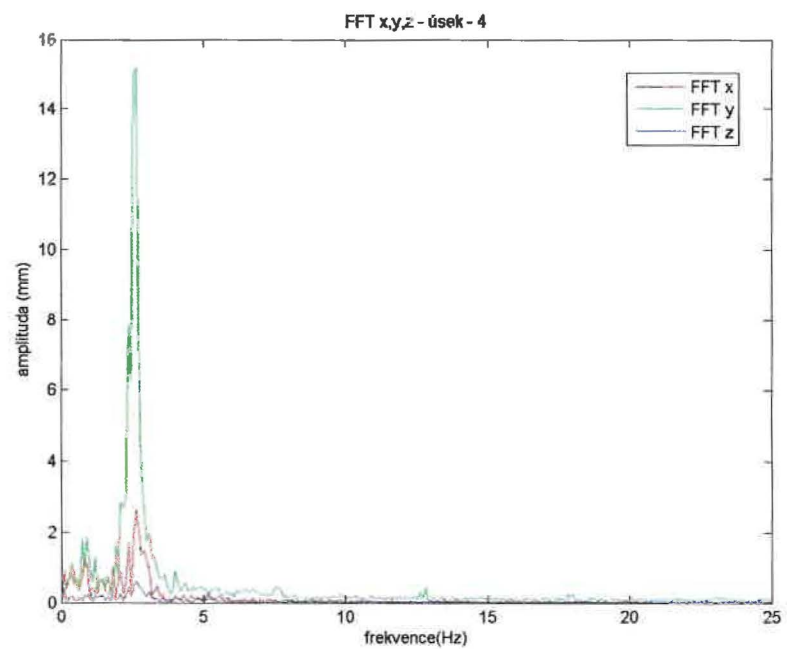
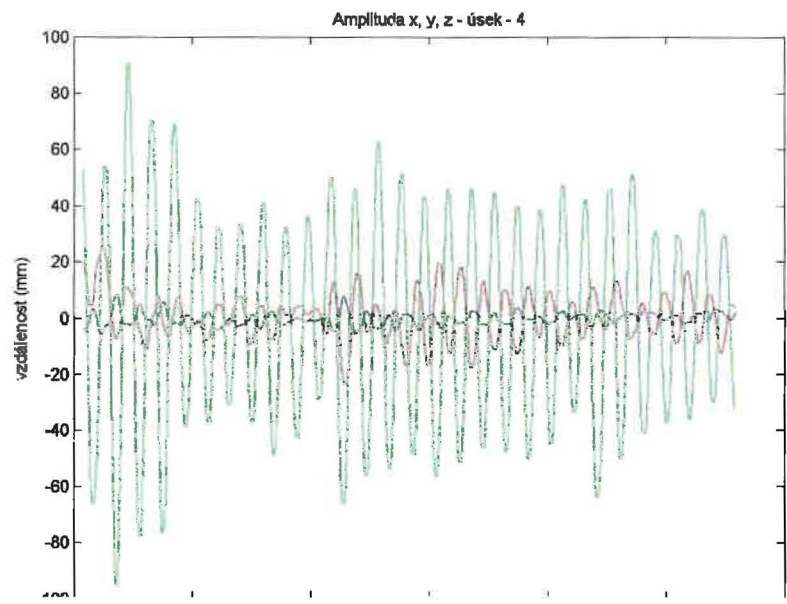
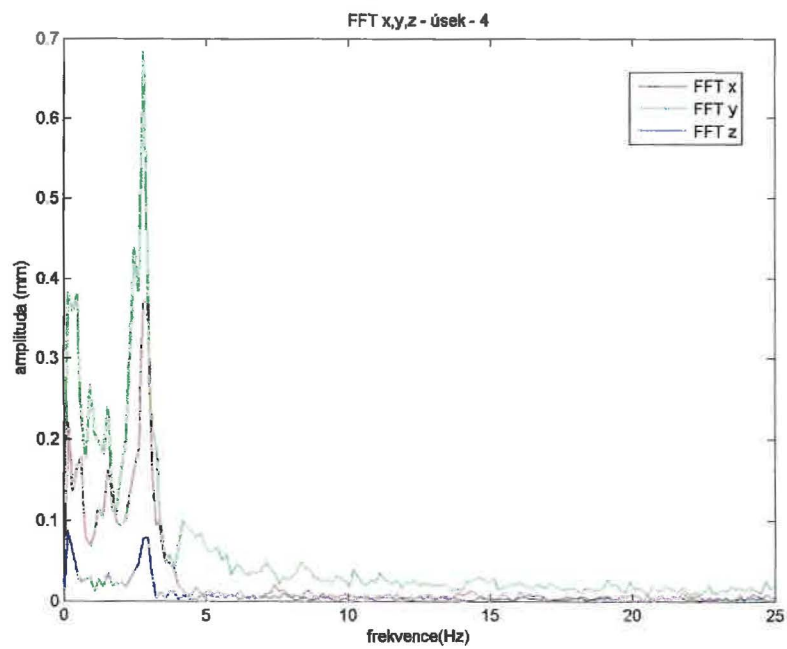
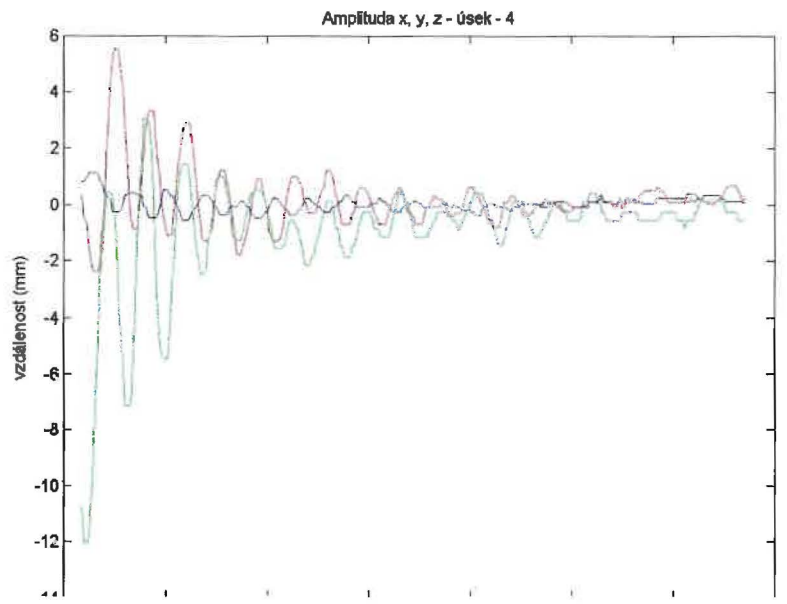
}

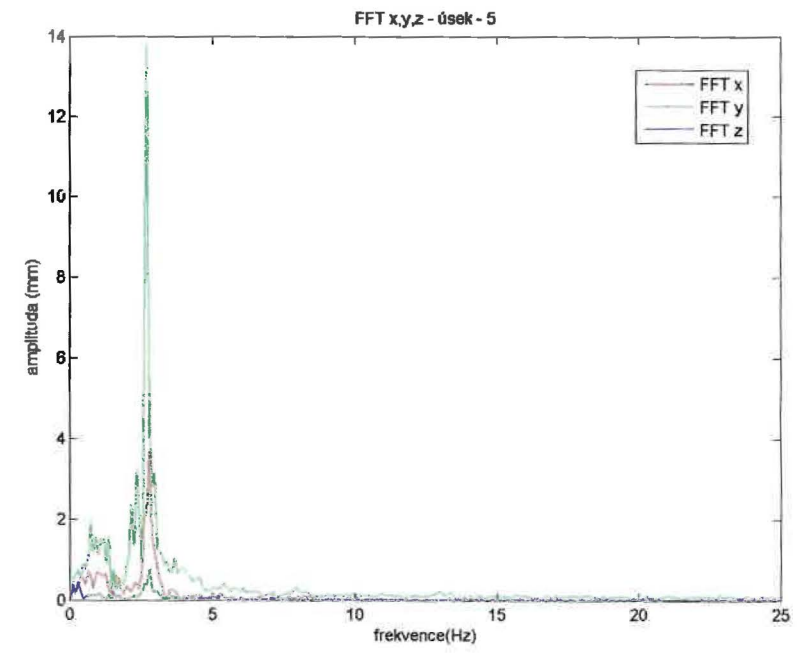
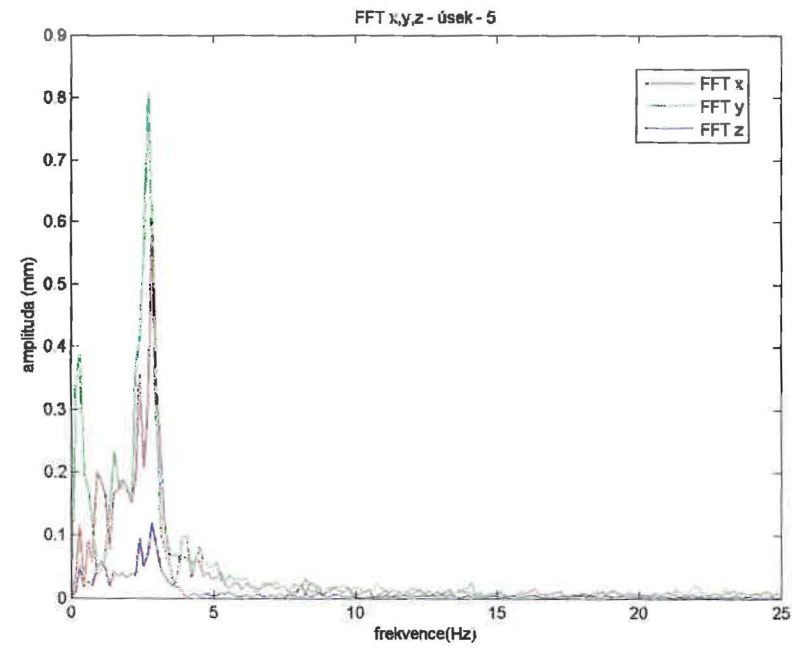
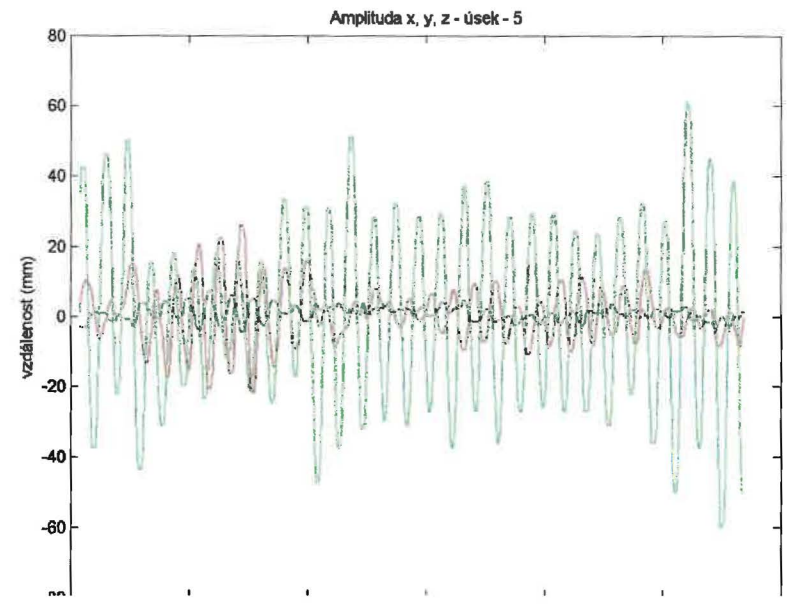
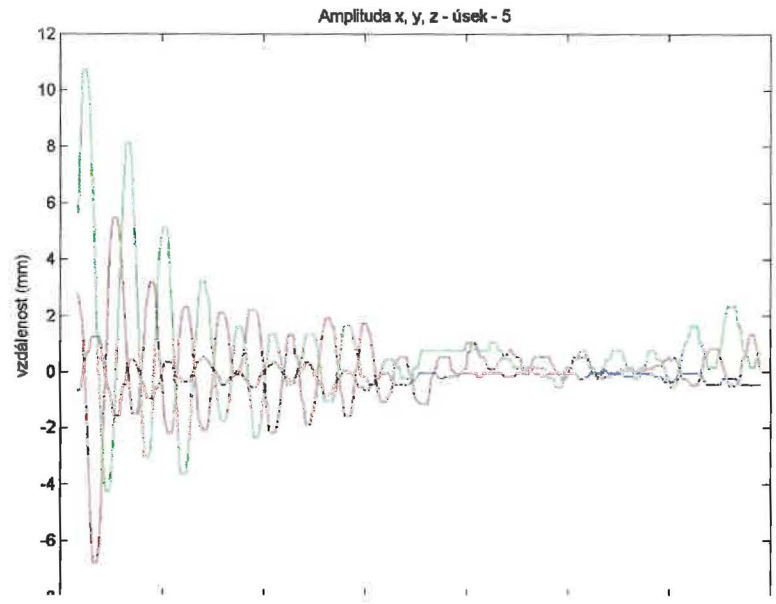
Time,ms	X1,mm	Y1,mm	Z1,mm	X2,mm	Y2,mm	Z2,mm	X3,mm	Y3,mm	Z3,mm
Calibr	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0

0	961.2	97.5	-374.8	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
20	961.3	97.0	-374.8	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
40	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
60	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
80	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
100	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
120	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
140	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.2	-439.3	NaN	NaN	NaN
160	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.2	-439.3	NaN	NaN	NaN
180	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
200	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.2	-439.3	NaN	NaN	NaN
220	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.3	-439.4	NaN	NaN	NaN
240	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.2	-439.3	NaN	NaN	NaN
260	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
280	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
300	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
320	961.3	97.0	-374.8	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
340	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
360	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
380	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.2	-439.2	NaN	NaN	NaN
400	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.2	-439.2	NaN	NaN	NaN
420	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
440	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.2	-439.2	NaN	NaN	NaN
460	961.3	97.2	-374.7	804.7	135.2	-439.3	NaN	NaN	NaN
480	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.4	NaN	NaN	NaN
500	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.2	NaN	NaN	NaN
520	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
540	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN
560	961.3	97.2	-374.7	804.8	135.0	-439.3	NaN	NaN	NaN

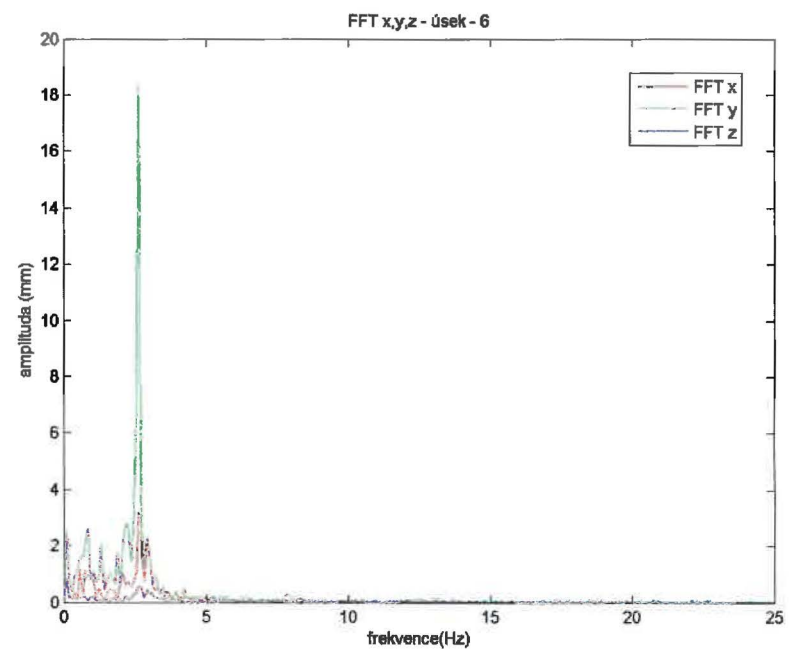
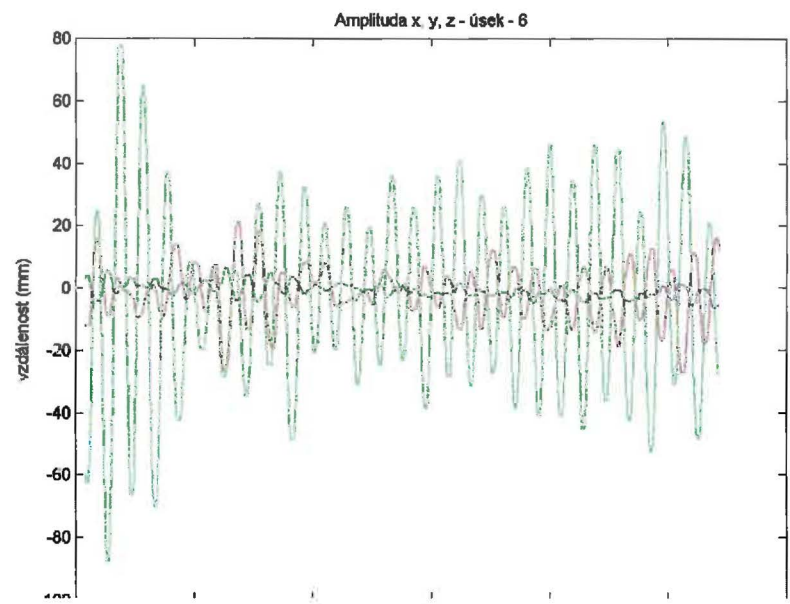
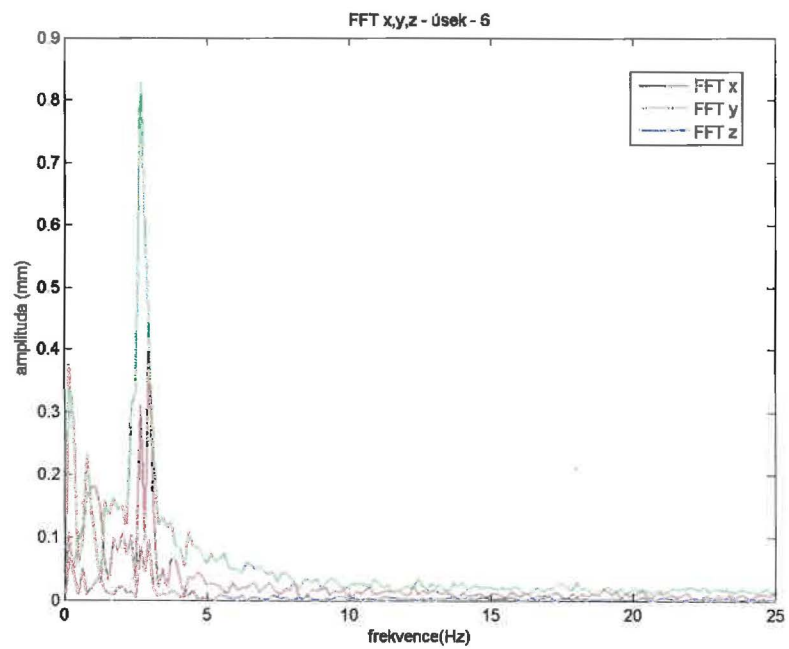
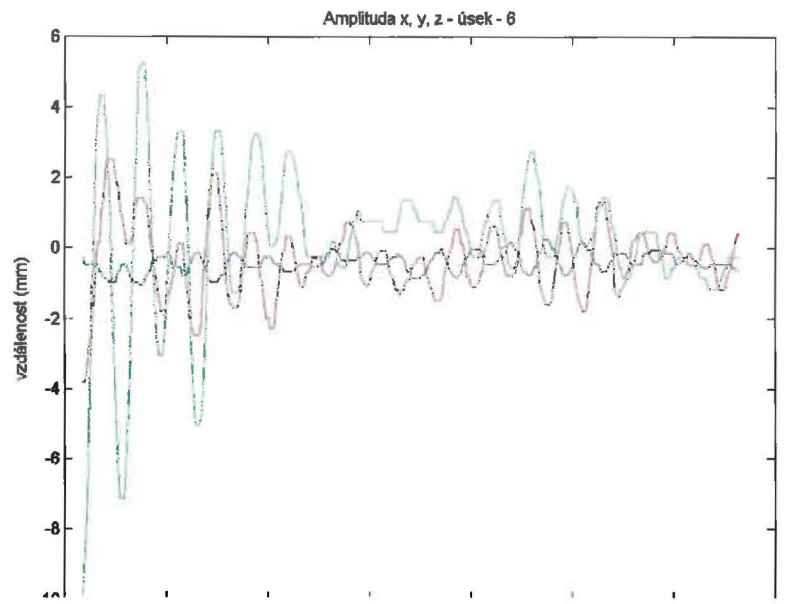
Příloha č. 2





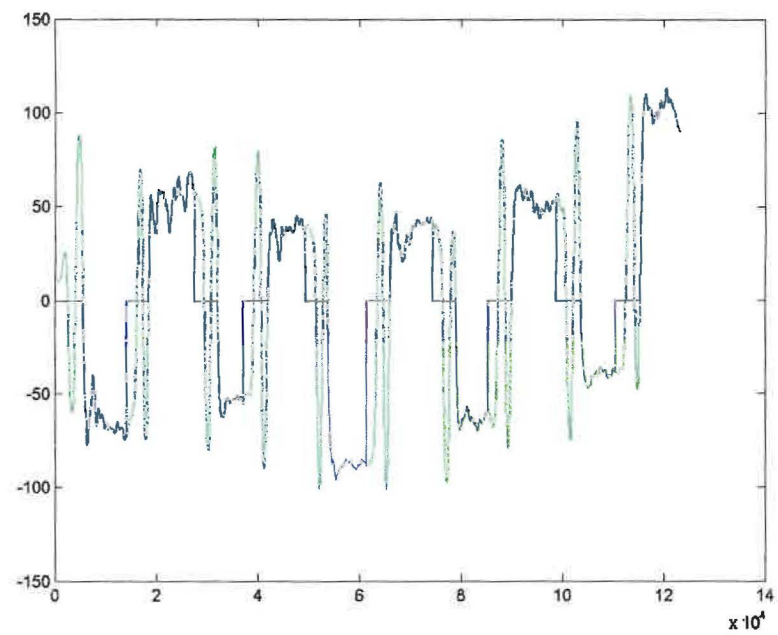
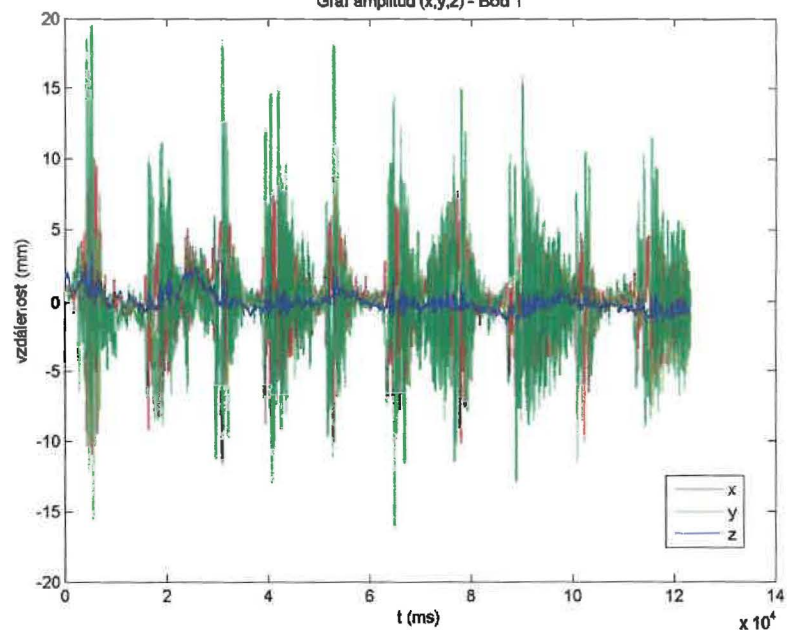


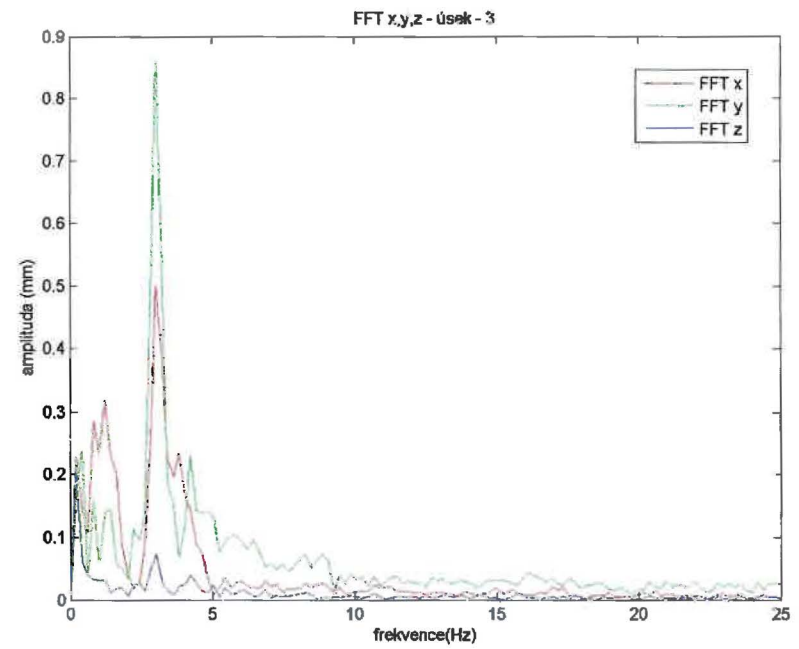
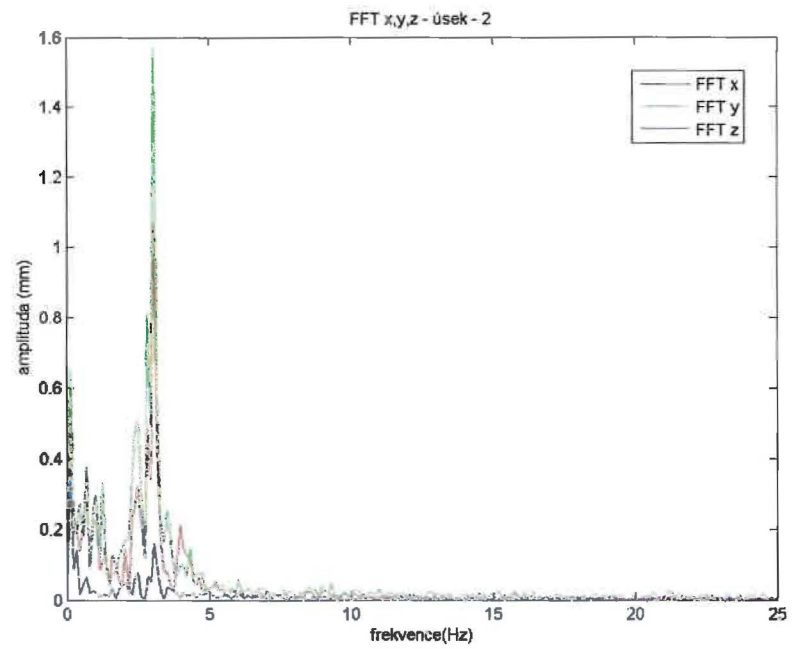
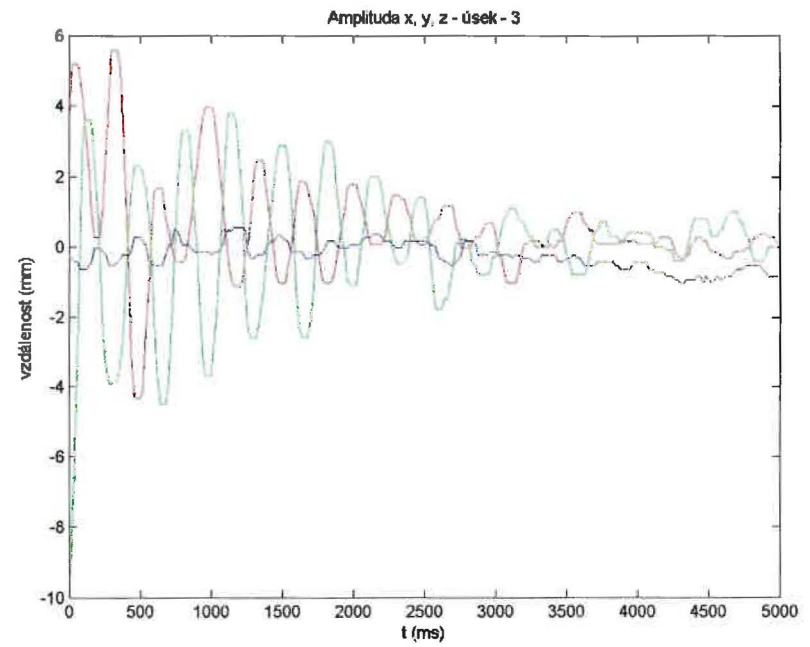
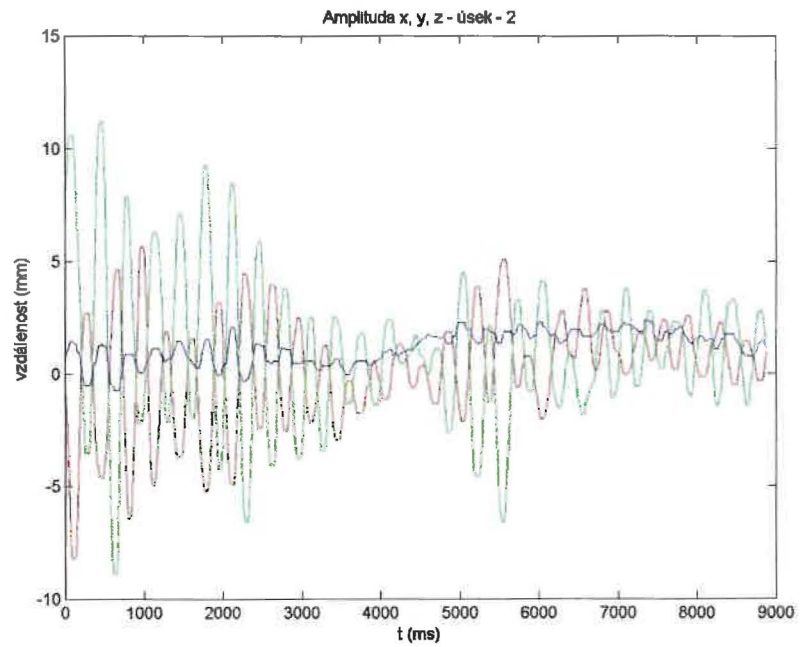


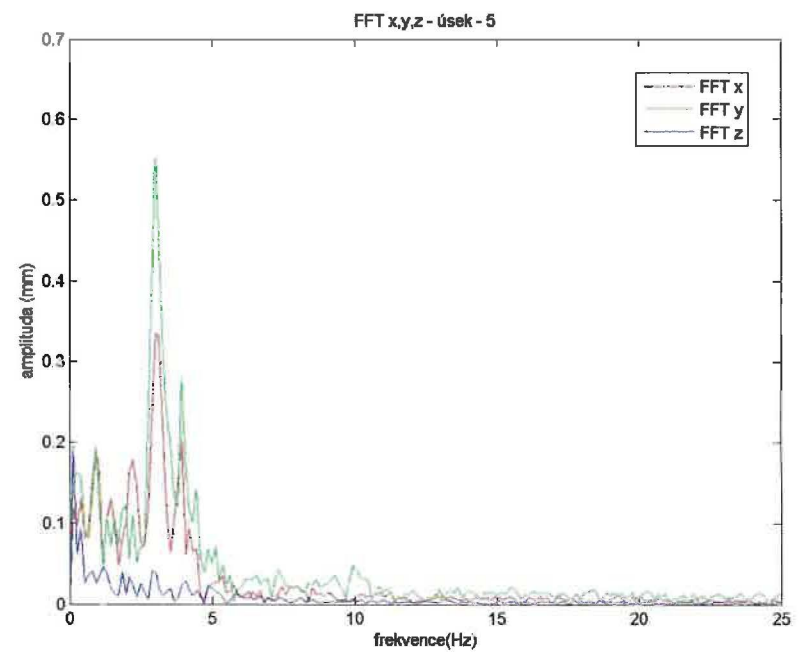
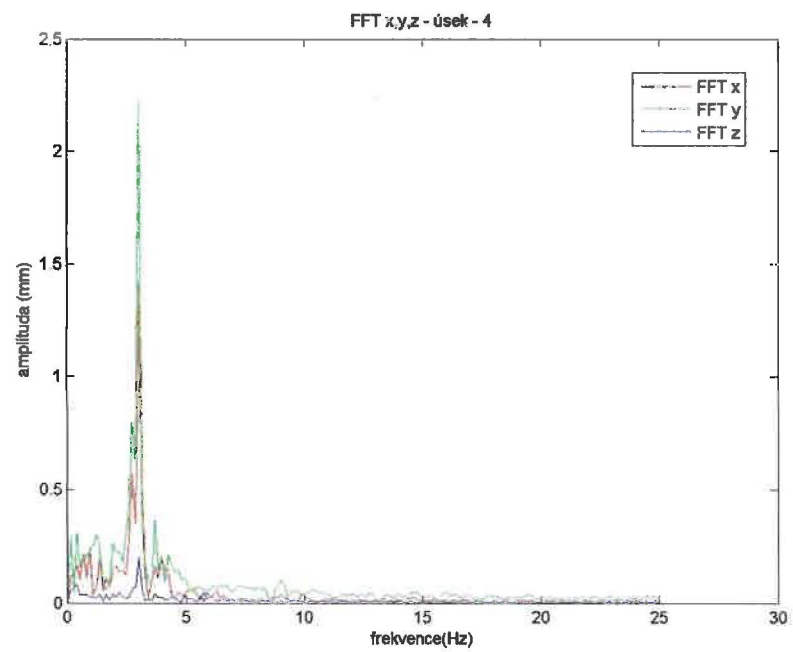
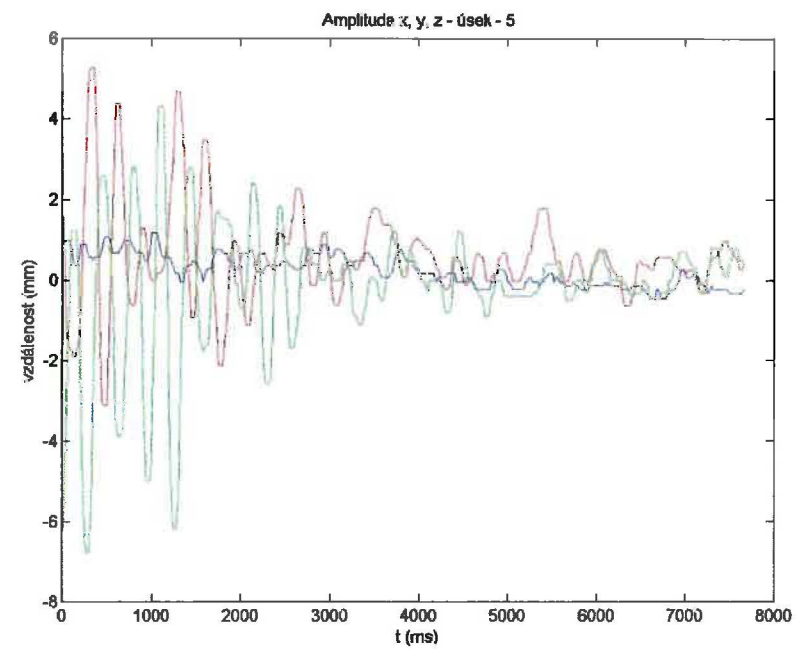
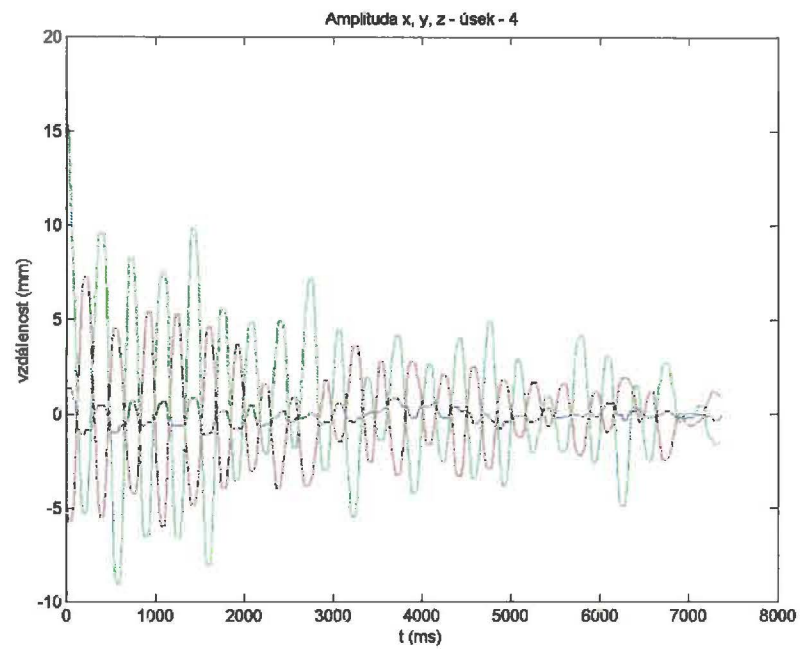


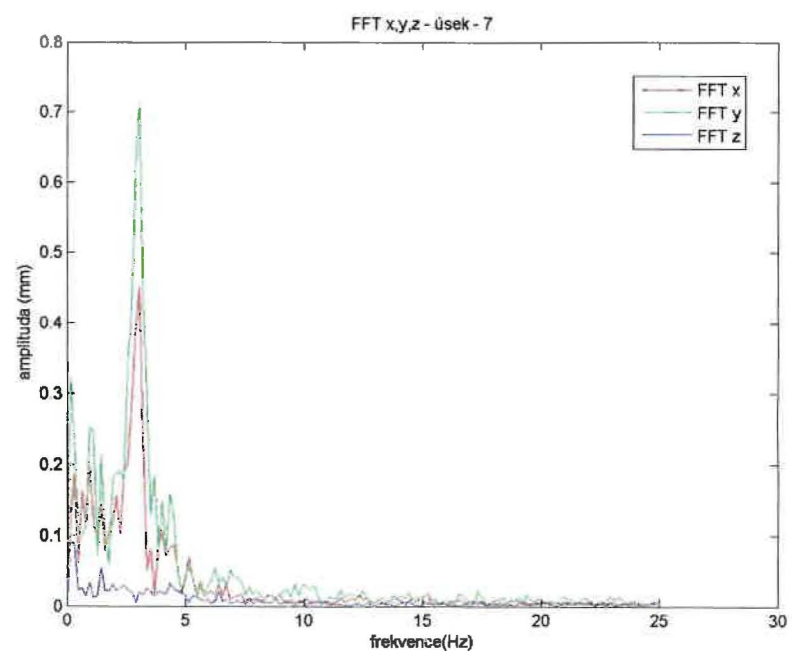
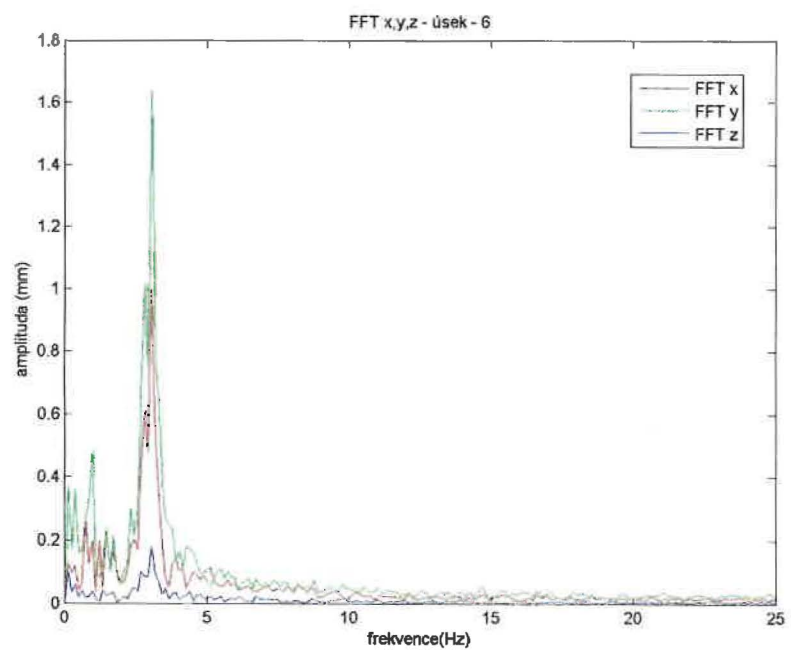
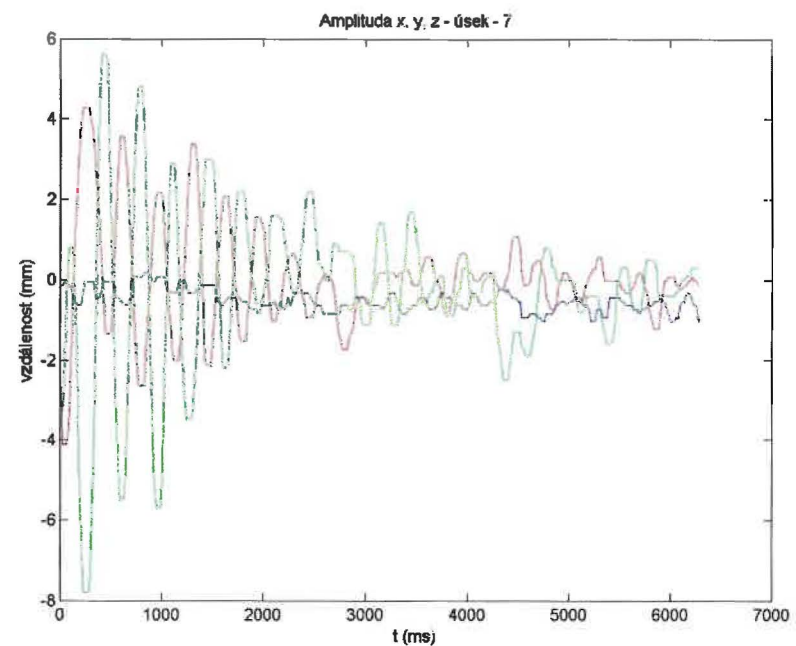
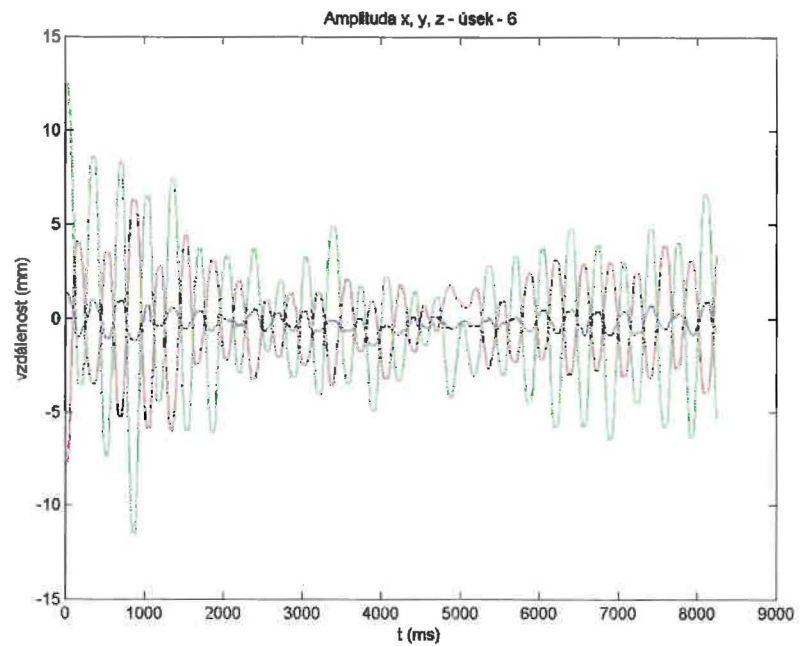
### Příloha č.3

Graf amplitud (x,y,z) - Bod 1

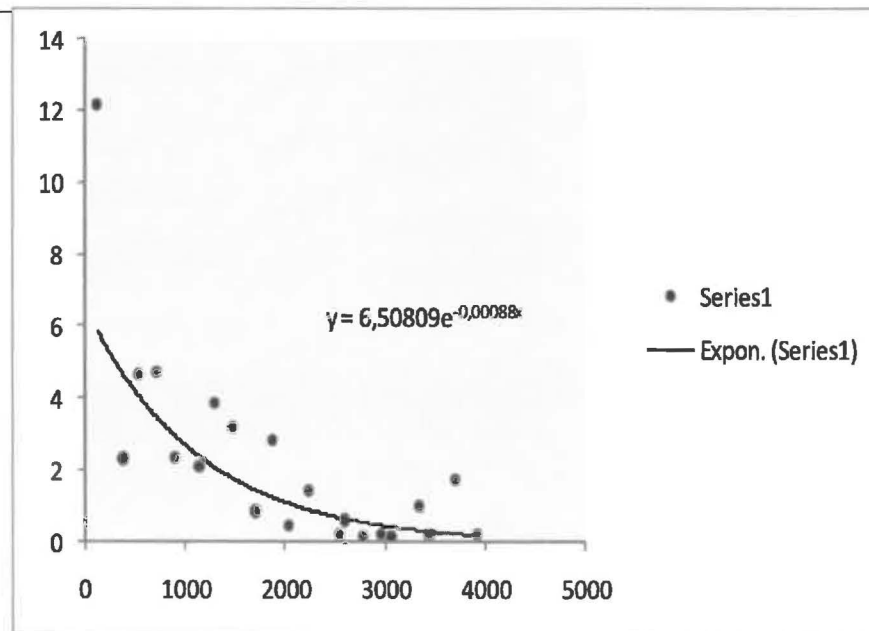
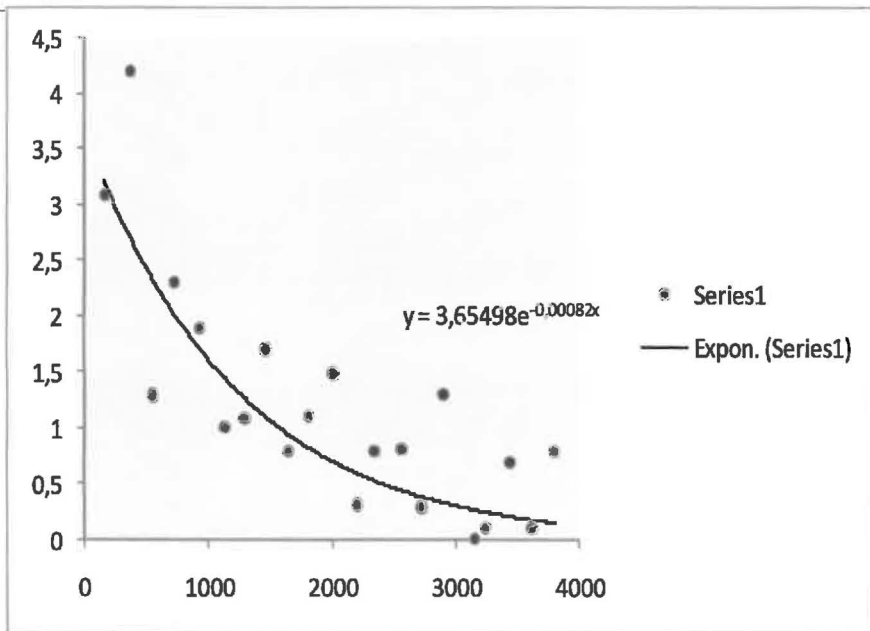
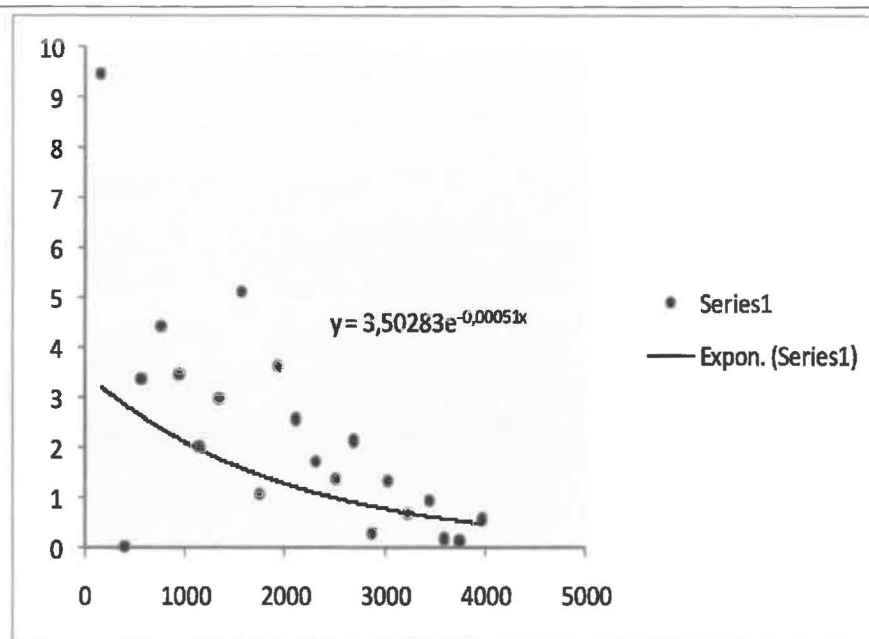
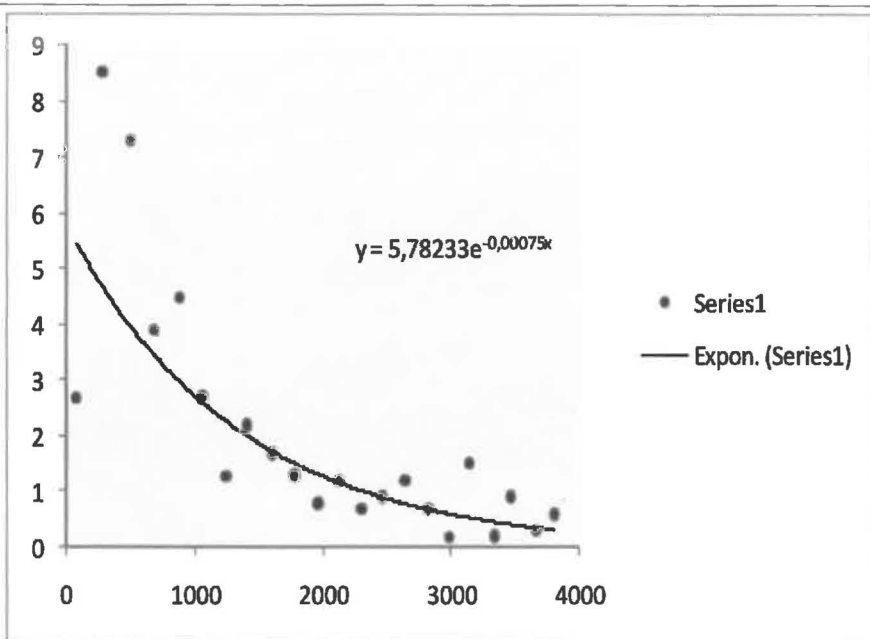




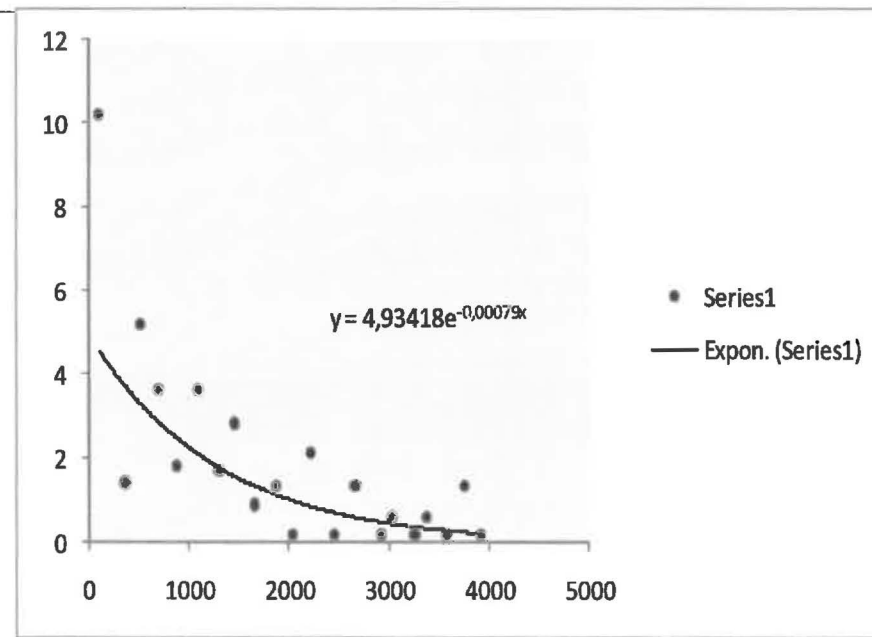
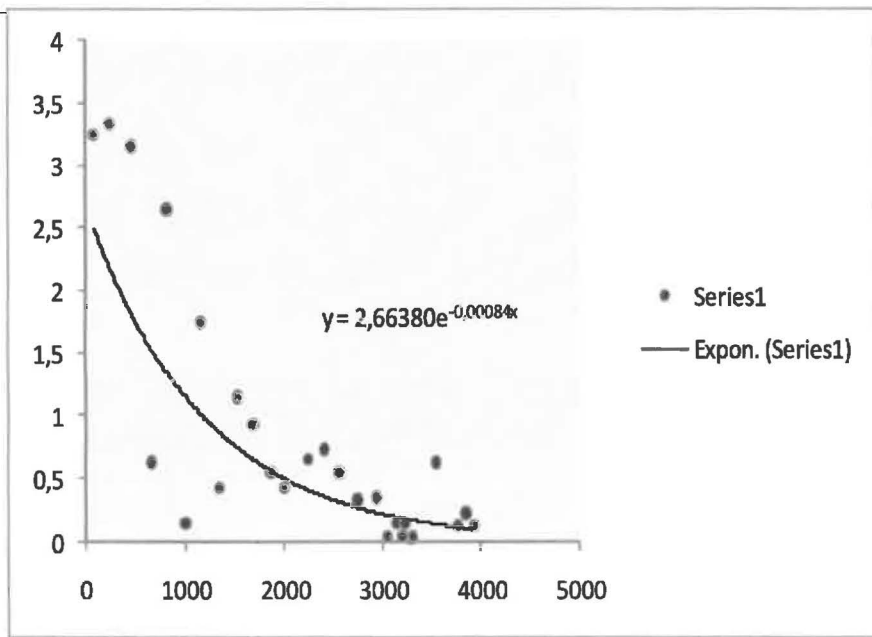
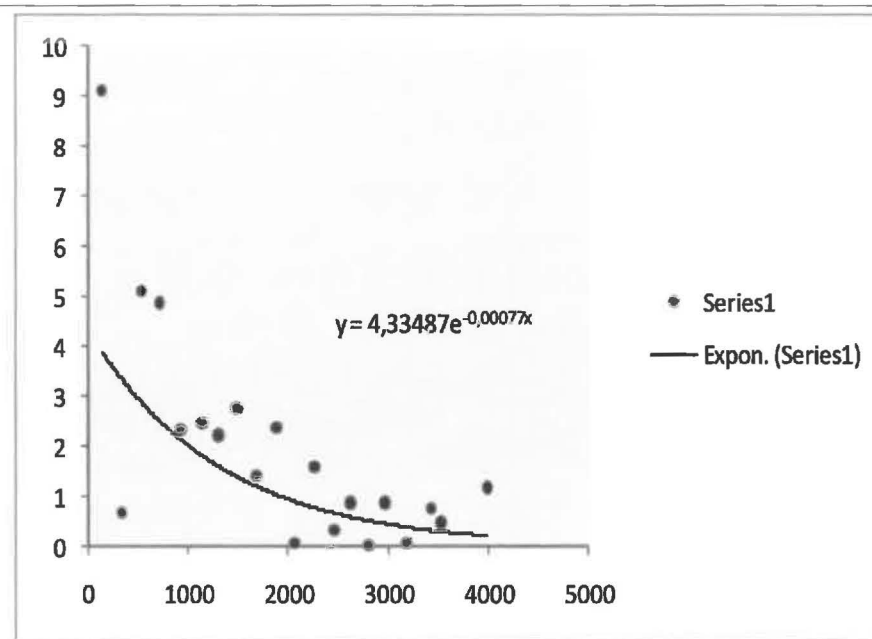
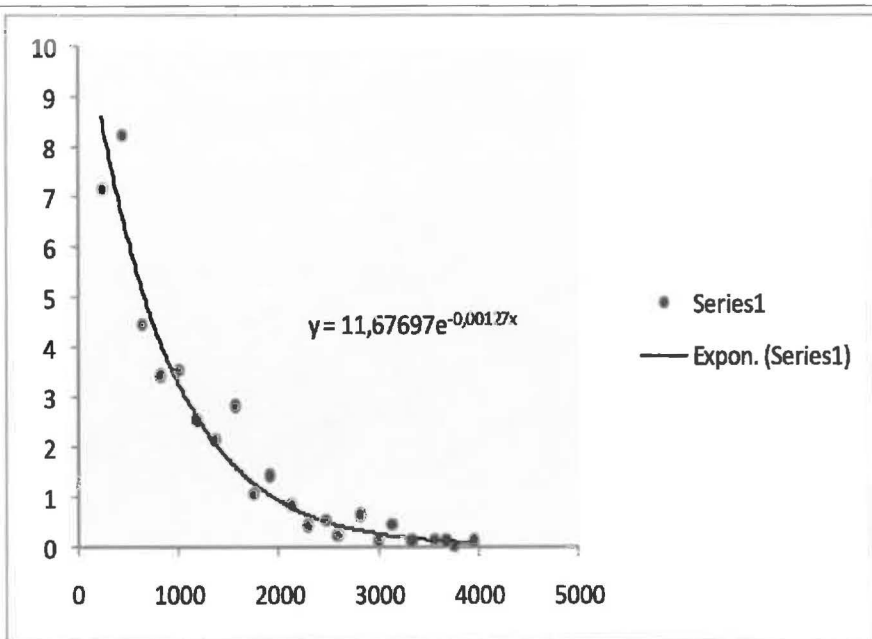




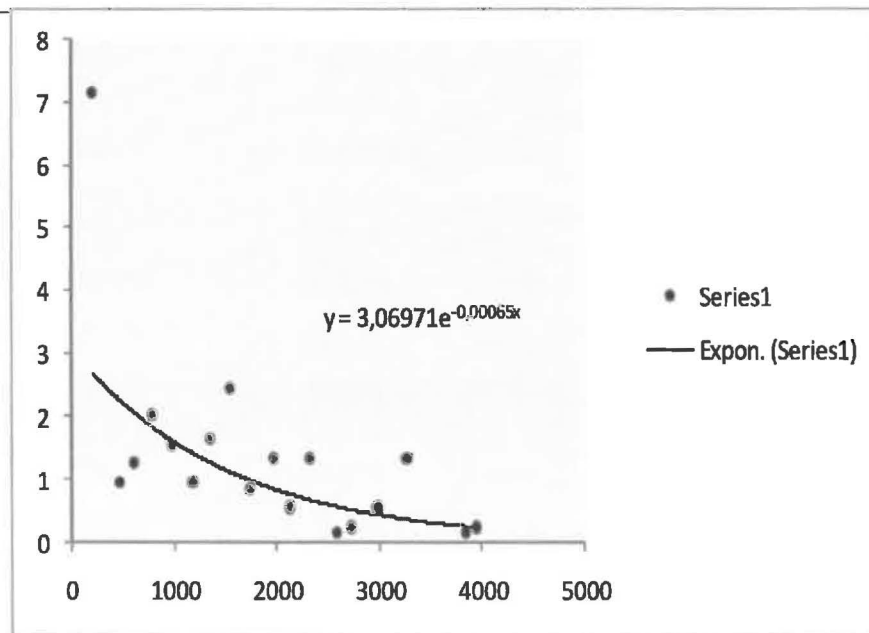
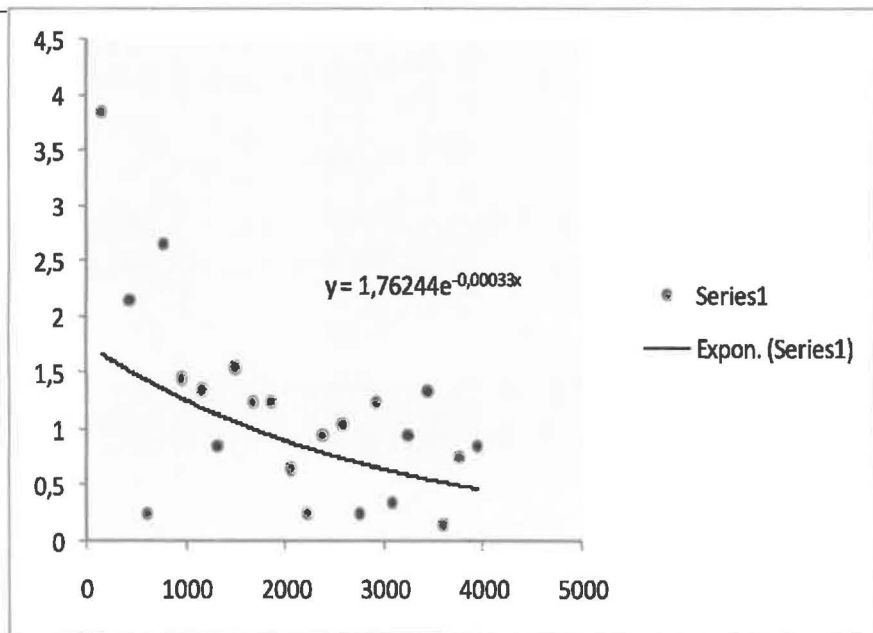
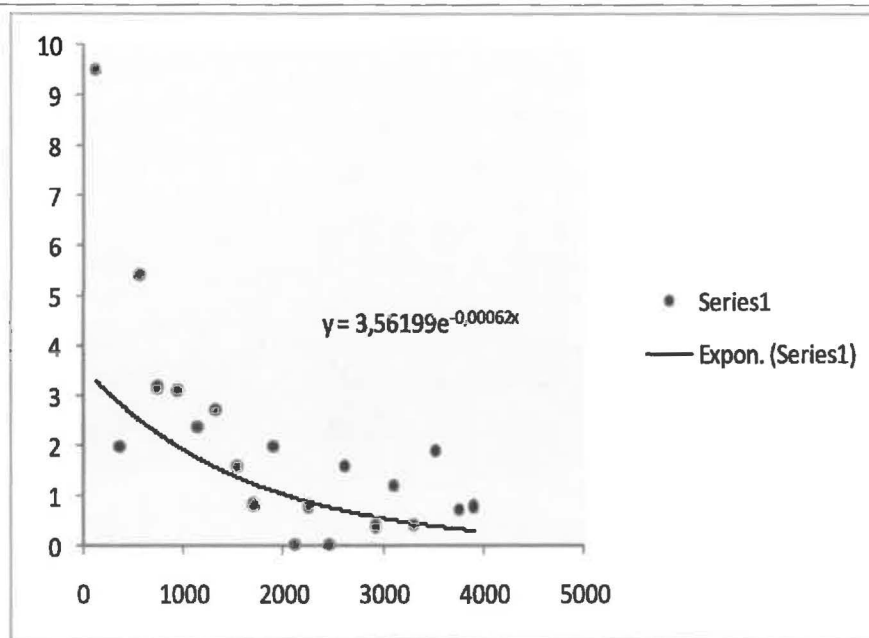
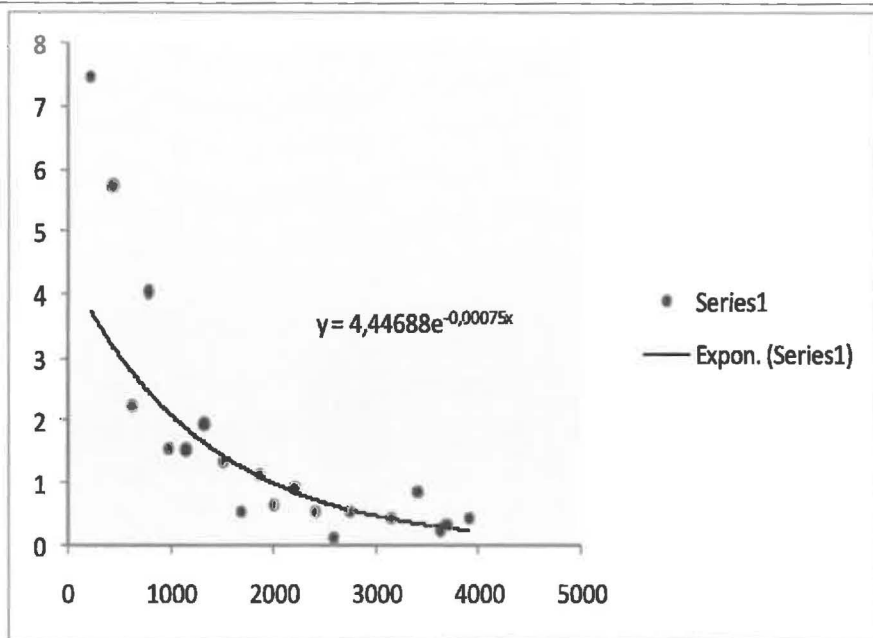
Příloha číslo 4



Příloha číslo 4

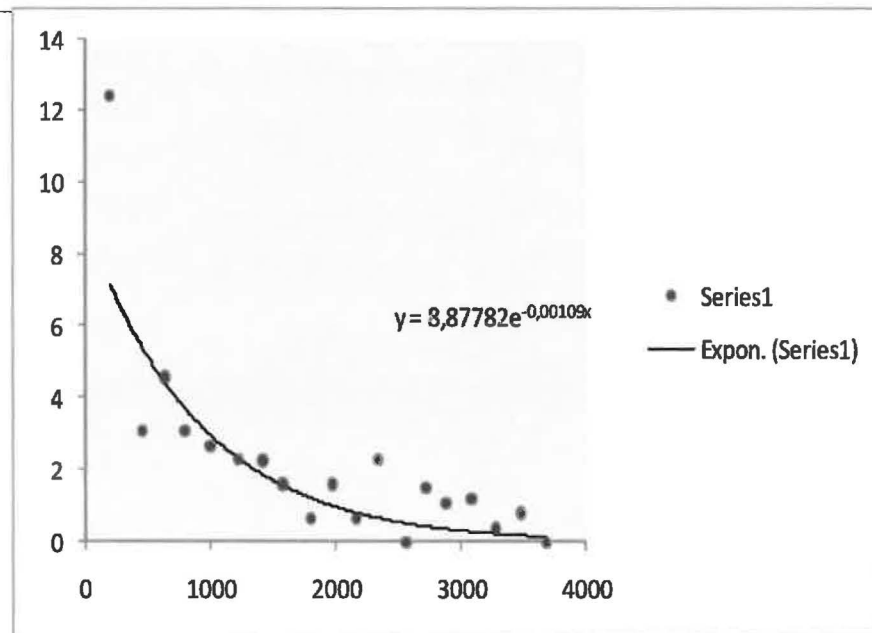
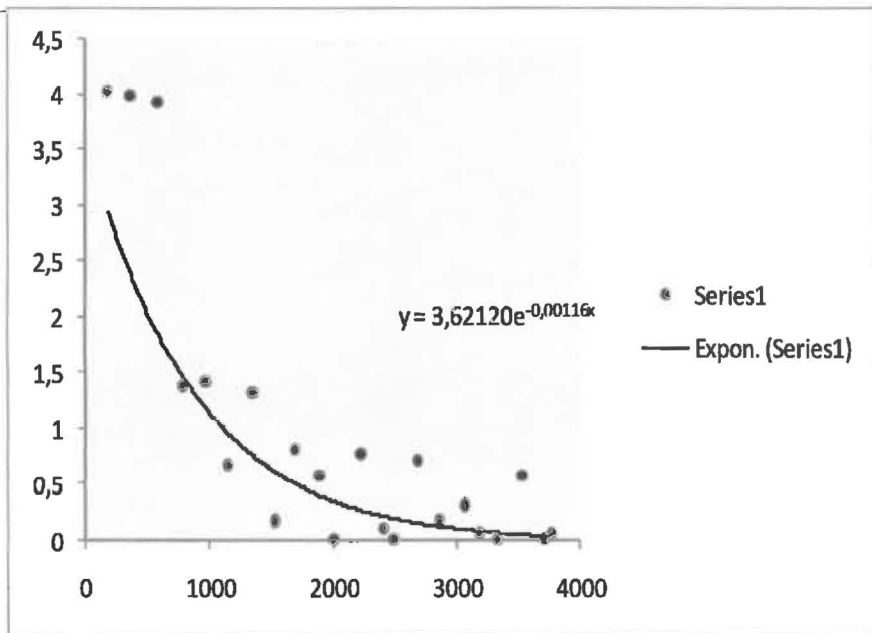
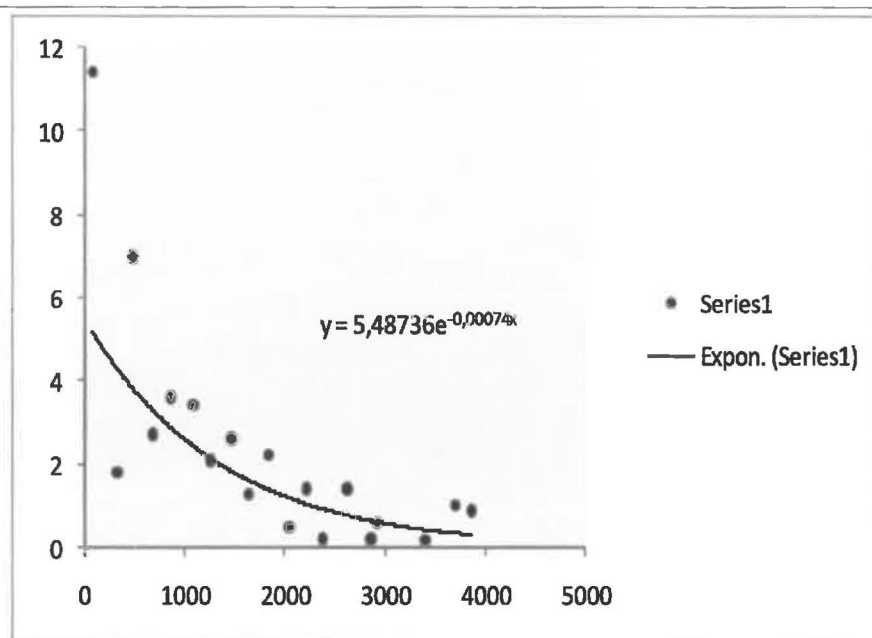
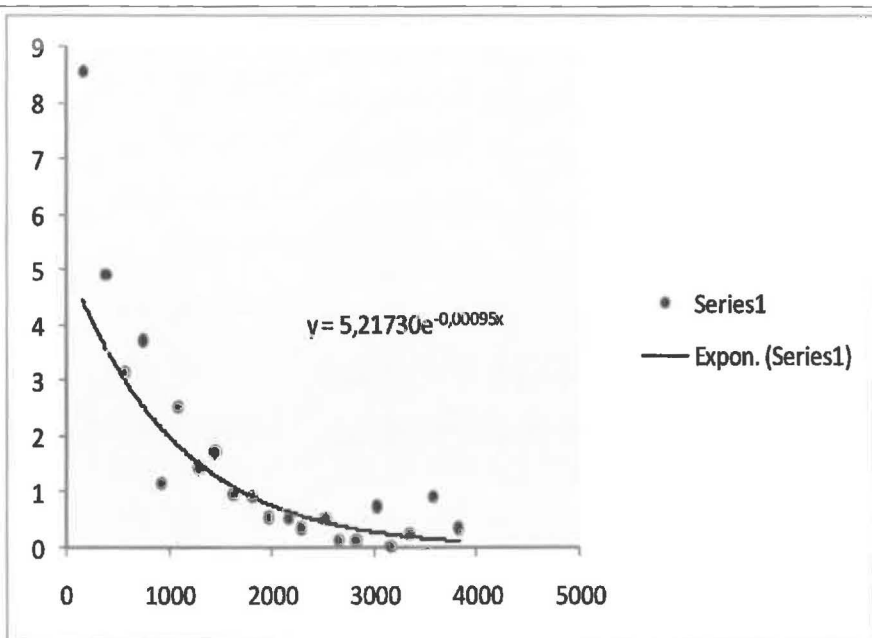


Příloha číslo 4





Příloha číslo 4



**Příloha číslo 4**

