



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**VLIV VERTIKALIZAČNÍHO ZAŘÍZENÍ PŘI MĚŘENÍ
POSTURÁLNÍ STABILITY**

AFFECT OF STANDING FRAMES ON MEASURING POSTURAL STABILITY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Lenka Klimešová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Pavla Horáková

BRNO 2016

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Lenka Klimešová

ID: 164208

Ročník: 3

Akademický rok: 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Vliv vertikalizačního zařízení při měření posturální stability

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku posturální stability. 2) Seznamte se s vertikalizačním zařízením Balance Trainer a tlakovou podložkou WII Balance Board. 3) Navrhněte protokol a realizujte měření vlivu vertikalizačního zařízení při snímání dat posturální stability na skupině probandů. 4) V programovém prostředí Matlab vytvořte aplikaci pro analýzu získaných dat. 5) Proveďte zhodnocení a diskusi dosažených výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KOLÁŘ, Pavel. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

[2] CIKAJLO, Imre; KRPIC, Andrej. Postural Responses of Young Adults to Collision in Virtual World Combined With Horizontal Translation of Haptic Floor. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2014, 22. 4: 899-907.

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 27.5.2016

Vedoucí práce: Ing. Pavla Horáková

Konzultant bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D., *předseda oborové rady*

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Bakalářská práce je zaměřena na problematiku posturální stability. Cílem je seznámit se s vertikalizačním zařízením Balance Trainer a tlakovou podložkou Wii Balance Board. V teoretické části práce jsou popsány posturální funkce, posturografie a následně také vertikalizátor Balance Trainer a stabilometrická plošina Wii Balance Board. Dále je navržen protokol měření vlivu vertikalizačního zařízení při snímání dat posturální stability na skupině probandů a měření je zrealizováno. Ze získaných dat jsou vypočítány parametry, které jsou dále statisticky zpracovány a je zhodnocen vliv vertikalizačního zařízení při měření posturální stability.

ABSTRACT

This semestral thesis is focused on postural stability. The aim is to introduce standing frame Balance Trainer and haptic floor Wii Balance Board. The theoretical part describes the postural functions, posturography and subsequently standing frame Balance Trainer and stabilometric platform Wii Balance Board. It is also designed the measurement protocol for affect of standing frames on measuring postural stability on a group of subjects and the measurement is realized. From the collected data are calculated parameters which are statistically processed and the affect of standing frames on measuring postural stability is evaluated.

KLÍČOVÁ SLOVA

Postura, posturální funkce, posturografie, COP, Balance Trainer, Wii Balance Board.

KEY WORDS

Posture, postural functions, posturography, COP, Balance Trainer, Wii Balance Board.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE PRÁCE:

KLIMEŠOVÁ, L. *Vliv vertikalizačního zařízení při měření posturální stability*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2016. 50 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Pavla Horáková.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Vliv vertikalizačního zařízení při měření posturální stability“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucí bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne

.....

podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucí bakalářské práce Ing. Pavle Horákové a také Ing. Markétě Koťové za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování bakalářské práce.

Mé poděkování patří také všem dobrovolníkům, kteří mi poskytli potřebná data.

V Brně dne

.....

podpis autora

OBSAH

ÚVOD	1
1 POSTURÁLNÍ FUNKCE	2
1.1 Pojem postura	2
1.2 Posturální stabilita	3
1.3 Posturální stabilizace	5
1.4 Posturální reaktibilita	5
2 POSTURÁLNÍ ONTOGENEZE	6
2.1 Princip posturální ontogeneze	6
2.2 Poruchy posturální ontogeneze a jejich vliv	7
3 PORUCHY POSTURY	8
3.1 Poruchy anatomické	8
3.2 Poruchy neurologické	8
3.3 Poruchy funkční	10
4 POSTUROGRAFIE	11
4.1 Posturografické měření	11
4.2 Statická posturografie	13
4.3 Dynamická posturografie	14
5 VERTIKALIZÁTOR BALANCE TRAINER	15
5.1 Základní popis přístroje	15
5.2 Využití Balance Traineru	16
5.3 Vliv vertikalizátoru	16
5.4 Součásti a ovládací prvky přístroje	16
5.5 Technické údaje	18
6 STABILOMETRICKÁ PLOŠINA WII BALANCE BOARD	20
6.1 Základní popis plošiny	20
6.2 Systém TelMed	21

6.3	Aplikace TelMed.....	22
7	PROTOKOL MĚŘENÍ	24
7.1	Výběr skupiny subjektů.....	24
7.2	Navržený protokol.....	24
7.2.1	Podmínky v laboratoři	25
7.2.2	Dotazník a informovaný souhlas.....	25
7.2.3	Seznámení probanda s průběhem měření a příprava probanda na měření.....	25
7.2.4	Nastavení vertikalizátoru na vhodnou výšku, změření postoje probanda	25
7.2.5	Samotné měření.....	27
8	ZPRACOVÁNÍ DAT	29
8.1	Načtení signálu	29
8.2	Rozčlenění signálu a zkrácení na kratší úseky	29
8.3	Fourierova transformace a vykreslení amplitudového spektra	30
8.4	Filtrace signálu	30
8.5	Výpočet parametrů	32
9	STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ PARAMETRŮ	33
9.1	Výběr vhodného statistického testu.....	33
9.2	Vybraný test	34
9.3	Uplatnění testu.....	35
9.4	Průměrná a střední hodnota výchylky COP	36
9.5	Maximální a minimální výchylka COP vůči průměrné hodnotě.....	37
9.6	Střední kvadratická odchylka COP	38
9.7	Vzdálenost mezi největší a nejmenší výchylkou COP (peak-to-peak)	39
9.8	Délka trajektorie COP	40
9.9	Průměrná rychlost COP	41
9.10	Plocha 95% konfidenční elipsy COP	42
9.11	Grafické vyjádření rozdílů mezi parametry	42
10	DISKUZE ZÍSKANÝCH VÝSLEDKŮ	44
10.1	Zhodnocení získaných výsledků	44

10.2	Možné chyby měření	45
ZÁVĚR		46
LITERATURA		47
SEZNAM ZKRATEK		50
SEZNAM PŘÍLOH		50

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze, upraveno z [6]	4
Obr. 2: Anatomická stavba lidského ucha [13]	9
Obr. 3: Statokinezigram při pohybu do čtyř stran	12
Obr. 4: Stabilogramy pro výchylky v AP a ML směru	13
Obr. 5: Vertikalizační zařízení Balance Trainer	15
Obr. 6: Detailní popis přístroje Balance Trainer [22].....	17
Obr. 7: Opěra horní části těla, upraveno z [22]	17
Obr. 8: Stabilometrická plošina Wii Fit balance Board [24].....	20
Obr. 9: Technické řešení telemedicínského systému [26].....	21
Obr. 10: Přihlašovací okno aplikace TelMed	23
Obr. 11: Okno pro měření posturální stability.....	23
Obr. 12: Místa měření parametrů pro výpočet opěrné báze [27]	26
Obr. 13: Jednotlivé pozice při měření	28
Obr. 14: Jednotlivé pozice při měření při pohledu zepředu	28
Obr. 15: Ukázka zkrácení úseku na 3 s	29
Obr. 16: Amplitudové spektrum signálu	30
Obr. 17: Ukázka filtrace zkráceného úseku (3 s)	31
Obr. 18: Ukázka filtrace úseku o délce 20 s	32
Obr. 19: Grafické vyjádření Gaussova normálního rozdělení pro náhodnou veličinu X	34
Obr. 20: Histogram četností pro ověření normality dat.....	35
Obr. 21: Box ploty pro rozdíly maximálních hodnot COP	43

SEZNAM TABULEK

Tab. 1: Vybrané parametry	11
Tab. 2: Technické údaje	19
Tab. 3: Základní údaje o probandech	24
Tab. 4: Údaje o postoji probanda	26
Tab. 5: Průměrná hodnota COP.....	36
Tab. 6: Střední hodnota COP.....	36
Tab. 7: Maximální výchylka COP	37
Tab. 8: Minimální výchylka COP	38
Tab. 9: Střední kvadratická odchylka COP	38
Tab. 10: Peak-to-peak.....	39
Tab. 11: Délka trajektorie (1)	40
Tab. 12: Délka trajektorie (2)	40
Tab. 13: Průměrná rychlost COP (1).....	41

Tab. 14: Průměrná rychlost COP (2)	41
Tab. 15: Plocha 95 % konfidenční elipsy	42
Tab. 16: Procentuální vyjádření vlivu vertikalizátoru	44

ÚVOD

Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a zároveň reagovat na zevní a vnitřní síly tak, aby nedošlo k neřízenému pádu. Zajišťuje ji součinnost tří senzorických vstupů: zrakového, vestibulárního a propioceptivního. K poruše dochází, pokud jsou jednotlivé systémy narušeny či při postižení center, která slouží k jejich vzájemné koordinaci.

Posturografie je moderní vyšetřovací metoda, která zahrnuje metody měření posturální stability na statické nebo dynamické měřicí plošině a hodnotí motorické balanční mechanismy důležité pro udržování posturální stability. Z výsledků posturografického měření je možné zjistit, jak se podílí jednotlivé senzorické systémy na kontrole rovnováhy. Měření umožňuje také sledovat změny působíště reakční síly, tzv. center of pressure (COP).

Pro správné pochopení celé problematiky je úvod práce věnován teoretickému seznámení s posturálními funkcemi, posturální ontogenezí, poruchami postury a posturografií. Dále je v práci podrobně popsáno vertikalizační zařízení Balance Trainer a také posturografická plošina Wii Balance Board.

Vertikalizátor Balance Trainer umožňuje pacientovi jistější dynamický postoj, kdy je váha přenesena na vertikalizátor a pacient tak může jistěji a bezpečněji provádět nácvik funkčních pohybů. Jak velkou roli vertikalizátor při rehabilitaci hraje, je možné posoudit právě pomocí dat naměřených posturografickou plošinou.

V další části práce byl navržen protokol měření, jehož realizací byla získána data, která byla upravena v programovém prostředí MATLAB® a následně použita k výpočtu jednotlivých parametrů jako je průměr, medián, střední kvadratická odchylka, délka trajektorie COP apod.

Po statistickém zpracování parametrů a zhodnocení vlivu vertikalizačního zařízení na jednotlivé parametry byla provedena diskuze dosažených výsledků.

1 POSTURÁLNÍ FUNKCE

K upřesnění představy o náchylnosti pacienta k přetížení a poranění je vhodné inspekční vyšetření postury, které také umožní náhled na propojení struktury a pohybové funkce. Na celkovém držení těla se podílí jak svalové napětí (svalová rovnováha, resp. nerovnováha), tak také centrální řídicí mechanismy včetně stavu psychiky, vaziva a anatomických poměrů. Dále může postura odrážet reakce na patologické stavy, které probíhají uvnitř organismu.

Při hodnocení postury je důležité postavení jednotlivých segmentů, rozložení a míra svalového napětí. Za předpokladu fyziologické situace jsou jednotlivé segmenty vyváženy takovým způsobem, aby posturální napětí ve svaích bylo minimální. Nadměrné svalové napětí, ať už jde o celkové nebo lokalizované, má značnou výpovědní hodnotu. Napětí ve svaích během stoje vypovídá také o tom, jaké jsou celkové relaxační schopnosti pacienta.

Při vyšetření postury se vychází ze srovnání s tzv. ideální posturou, která je odvozena z centrálních programů posturální ontogeneze. Aby mohla být ideální postura definována, musí se vycházet z biomechanických, anatomických a neurofyziologických funkcí. Propojení těchto funkcí je nutné chápat v kontextu motorického, resp. morfologického vývoje.

Při pohledu na posturální funkce jsou rozlišovány:

- posturální stabilita;
- posturální stabilizace;
- posturální reaktibilita [\[1\]](#).

1.1 Pojem postura

Postura je chápána jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil. V běžném životě má z těchto sil největší význam síla tíhová, která vzniká působením tíhového pole Země na určité těleso. Nejedná se však jenom o vzpřímený postoj na dvou končetinách nebo sed, ale postura je součástí jakékoliv polohy a především jakéhokoliv pohybu.

Postura je základní podmínkou pohybu a ne naopak. Po rozfázování jakéhokoliv pohybu získáme krátké časové úseky daného pohybu, ze kterých je možné odvodit držení těla. Důležité je postavení v kloubech v každé fázi pohybu [\[1\]](#).

Postura je tedy klidová poloha těla vyznačující se určitým uspořádáním pohybových segmentů. Udržování této polohy probíhá dynamicky, přestože ve srovnání s pohybem se zevnímu pozorovateli jeví jako statický fenomén [\[2\]](#).

Postura obsahuje složku statickou, což je stálá neměnná se poloha těla v prostoru, ale zároveň i složku dynamickou, tj. proces udržování polohy těla vůči měnícím se podmínkám okolí. Proto je posturální funkce hodnocena jako průběžný, dynamicky probíhající, aktivní proces [\[3\]](#).

Postura je zajišťována vnitřními silami a to především svalovou aktivitou řízenou CNS. Důležité také je, že postura vždy vyžaduje zpevnění osového orgánu, tedy trupu s krkem a hlavou. To je zajištěno pomocí dlouhých svalů působících přes celou páteř (erector trunci), které umožňují celkovou stabilizaci [\[4\]](#) [\[2\]](#) .

1.2 Posturální stabilita

Pokud se lidské tělo nachází ve statické poloze, jako celek nemění svou polohu v prostoru. Posturální stabilitu můžeme specifikovat jako vyváženou a koordinovanou pozici těla jako celku nebo jako vysoce specializovaný proces udržování rovnováhy, polohy těla a jeho částí ve stále se měnícím okolním prostředí. Jde o pohybový regulační mechanismus těla, předchází pohyb a po tom, co je pohyb proveden, se tento systém snaží dosaženou polohu udržet [\[5\]](#) .

Nejde tedy jen o jednorázové zaujetí stálé polohy, nýbrž o kontinuální „zaujímání“ stálé polohy. Posturální stabilitou označujeme tedy schopnost zajistit vzpřímené držení těla a zároveň reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nečekanému pádu. Je zajišťována součinností tří senzorických vstupů: zrakového, vestibulárního a propioceptivního [\[1\]](#) [\[4\]](#).

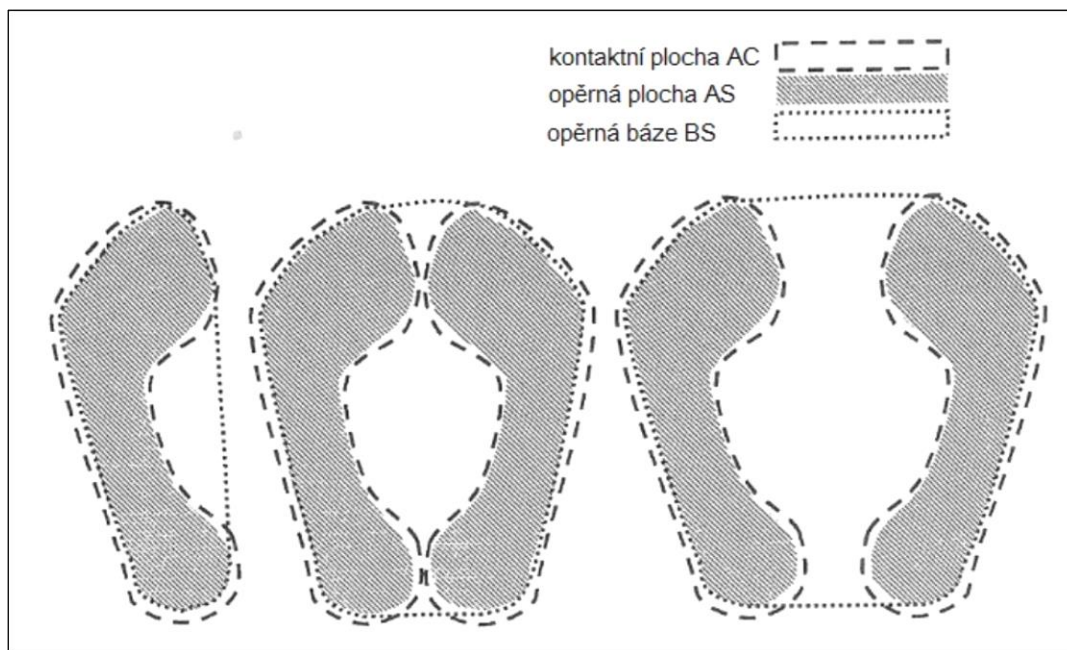
Hlavní a základní podmínkou stability ve statické poloze je, že se těžiště musí v každém okamžiku promítat do opěrné báze (ne však do opěrné plochy).

Kontaktní plochu můžeme definovat jako tu část podložky, která je v přímém kontaktu s tělem, tedy plochu kontaktu podložky s povrchem těla.

Opěrná plocha je ta část kontaktní plochy, která je využívána k aktivní opoře a je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze [\[1\]](#) [\[4\]](#).

Opěrná báze je plocha ohraničená nejvzdálenějšími body opěrné plochy (resp. ploch). Jde tedy o opěrné plochy a vše mezi nimi, z čehož vyplývá, že opěrná báze bývá obvykle větší než opěrná plocha. Opěrná báze se výrazně mění při stoji spatném a rozkročném, širší opěrná báze přináší větší stabilitu [\[1\]](#) .

Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze je graficky znázorněn na [Obr. 1.](#) .



Obr. 1: Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze, upraveno z [6]

Stabilita je ovlivněna biomechanickými a neurofyzilogickými faktory.

Mezi biomechanické faktory patří:

- velikost opěrné plochy;
- tělesná hmotnost;
- výška těžiště nad opěrnou bází;
- charakter kontaktu těla s opěrnou plochou;
- postavení hybných segmentů.

Mezi neurofyzilogické faktory se řadí:

- multisenzorická integrace zrakových, vestibulárních, proprioreceptivních a kožních informací;
- kvalita zpětnovazebných mechanismů, které regulují rovnováhu;
- psychické vlivy a vlivy vnitřního prostředí;
- míra excitability nervového systému.

Stabilita je nepřímě úměrná výšce těžiště nad opěrnou bází, vzdálenosti mezi průmětem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze a sklonu opěrné plochy k horizontální rovině. Přímě úměrná je stabilita velikosti plochy opěrné báze a hmotnosti [1] [3] .

Pokud nastane situace, kdy se při statické zátěži vektor tíhové síly nepromítá do opěrné báze, musí být svaly udržován trvalý otáčivý moment a pro udržení rovnováhy je nutná značná svalová síla. Zprvu je nerovnovážný postoj korigován vyšší svalovou aktivitou s hypertonií příslušného svalstva, posléze se objeví bolest a později dojde i ke vzniku deformity [1].

1.3 Posturální stabilizace

Tělo je složeno z celé řady segmentů, které jsou určitým způsobem prostorově uspořádány vůči sobě. Toto uspořádání segmentů by mělo být vyvážené a harmonické. Vyváženost a harmonie postavení tělesných segmentů je základním předpokladem pro správnou funkci posturálního systému bez lokálních přetížení a bez vyšších energetických nároků [3].

Posturální stabilizaci lze chápat jako aktivní (svalové) držení segmentů těla proti působení zevních sil, které je řízené centrálním nervovým systémem. Je to tedy svalová aktivita, která segmenty těla zpevňuje především proti působení tíhové síly. Ve statické poloze je prostřednictvím svalové aktivity zajištěna tuhost skloubení, která je koordinována aktivitou agonistů a antagonistů, což umožňuje v dané poloze vzdorovat gravitační síle [1].

Agonista, je sval vykonávající pohyb v určitém směru. Naopak antagonist, je sval vykonávající pohyb ve směru opačném jako agonista, působí tedy protichůdný pohyb. Souhra agonistů a antagonistů je pro pohyb velmi důležitá, vyvážené působení těchto protichůdných svalových skupin totiž stabilizuje určitou polohu těla i jednotlivých jeho segmentů [7].

Zpevnění segmentů těla umožňuje vzpřímené držení a lokomoci (tj. pohyb v prostoru pomocí činnosti svalů) těla jako celku. Bez koordinované svalové aktivity by se naše kostra zhroutila. V této souvislosti tedy hovoříme o posturální stabilizaci.

Posturální stabilizace však nepůsobí jen proti gravitační síle, ale je součástí všech pohybů, a to i v případě, že se jedná pouze o pohyb horních nebo dolních končetin [1].

1.4 Posturální reaktibilita

Pro překonání odporu při každém pohybu segmentu těla náročném na silové působení, je vždy generována kontrakční svalová síla. Tato síla je převedena na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidského těla a vyvolává reakční svalové síly v celém pohybovém systému. Tato reakční stabilizační funkce je nazývána posturální reaktibilitou [1].

Účelem této reakce je zpevnit jednotlivé pohybové segmenty (klouby), aby byla získána co nejstabilnější oporná báze (punctum fixum) a aby kloubní segmenty byly schopné odolávat účinkům zevních sil [1].

Pohybový segment je funkční jednotka, která umožňuje flexibilní fixaci jednoho nebo i více segmentů, tím tvoří relativní opornou bázi (zvanou punctum fixum) pro sousední pohybující se segmenty [2].

Punctum fixum tedy znamená zpevnění jedné z úponových částí svalu (vlivem zpevňovací aktivity jiných svalů), aby druhá úponová část svalu mohla provádět pohyb v kloubu. Ta se označuje jako punctum mobile. Žádný cílený pohyb tedy není možné vykonat bez úponové stabilizace svalu., tj. bez zajištění tuhosti kloubního segmentu v úponové oblasti [1].

2 POSTRURÁLNÍ ONTOGENEZE

Propojení anatomického a biomechanického principu s principem neurofyzilogickým je zřetelnější z pohledu posturální (morfologické) ontogeneze. Dochází ke vzájemnému podmiňování těchto principů a nikdy na ně tedy není možné pohlížet odděleně.

2.1 Princip posturální ontogeneze

Ve fetálním období je zevním prostředím pro plod plodová voda, ve které je možný poměrně snadný pohyb řídicí se Archimedovým zákonem. Novorozenec je po porodu vystaven náhle plnému gravitačnímu vlivu, na který si musí postupně přivyknout. Kontakt s gravitací při porodu vyvolá v pohybové soustavě proces zvaný posturální ontogeneze [3].

Tento proces je geneticky zakódován, ale i přesto je nutná zevní stimulace, aby se mohl realizovat. Je odstartován porodem a postupuje podle určitého časového schématu od horizontální postury indiferentní k orientované horizontální postuře, která je spojená s vnímáním okolí. Dále postupuje přes horizontální lokomoci k postuře vertikální až k tzv. bipedální lokomoci, což je lokomoce ve vertikále [3].

Jedním z hlavních obecných principů posturální (motorické) ontogeneze je vývoj postury, resp. schopnost kvalitního zaujmutí polohy v kloubech, zpevnění kloubů prostřednictvím koordinované aktivity svalů a vývoj nákročné a opěrné funkce [1].

V první fázi posturálního vývoje se vyvíjí držení osového orgánu v lordoticko-kyfotickém zakřivení, upravuje se postavení hrudníku a pánve, dochází také ke změně tvaru hrudníku. Tyto změny jsou umožněny rovnovážnou souhrou mezi extenzory páteře a flexory krku a nitrobřišním tlakem (jde o souhru mezi bránicí, svaly břicha a svaly pánevního dna). Vnitřní síly (svalová aktivita) podmiňuje anatomický vývoj páteře a nezralá kyfotická páteř je formována do budoucí lordoticko-kyfotické křivky [1] [9].

V další fázi se vyvíjí cílená fázická hybnost, tj. lokomoce. Jde o vývoj nákročné (úchopové), resp. opěrné (odrazové) funkce. Obě tyto funkce jsou spojeny se schopností zpevnit páteř, pánve a hrudník, tedy se zralostí stabilizačních funkcí, jenž jsou předpokladem pro cílený pohyb končetin [1].

Při fyziologickém vývoji se u dítěte objevuje rovnovážná funkce mezi svaly s antagonistickou funkcí, což umožňuje postavení v kloubech v tzv. neutrálních polohách (centrovaném postavení). Toto je však spojeno pouze se zdravým centrálním nervovým systémem a v takovém případě pak můžeme mluvit o ideální postuře [1].

2.2 Poruchy posturální ontogeneze a jejich vliv

Porucha v zapojení svalů v průběhu posturálního vývoje je jednou z hlavních příčin vadného držení těla, je tedy významným etiopatogenetickým faktorem řady hybných poruch v dospělosti. Špatné držení těla má také důsledky na morfologický vývoj (anteverze kyčelních kloubů, plochá noha, valgozita kolen apod.) [\[8\]](#).

Klíčová období, kdy je možné podchytit posturální poruchy, jsou kolem šestého týdne, třech a půl měsíců a 6 měsíců od narození dítěte. Děti, u nichž se vyskytují v tomto věkovém období výraznější posturální odchylky, je nutné zařadit do rehabilitační péče. V tomto období se dá posturální vada mnohem lépe ovlivnit, než v době, kdy je porucha již fixována [\[8\]](#).

Při poruchách CNS, a to například u centrální koordinační poruchy (CKP), vzniká nejenom porucha posturálních funkcí, ale i anatomická porucha například s biomechanickým důsledky pro kloub. To je způsobeno nerovnováhou svalové aktivity, která působí na růstové štěrby. Fyziologický vývoj CNS tedy znamená i fyziologický biomechanický (resp. morfologický) vývoj. To do budoucna ovlivňuje také předpoklady pro zvládnutí sportovní zátěže [\[9\]](#).

3 PORUCHY POSTURY

Posturální disharmonie se vyskytuje u pacientů z několika důvodů. Nejčastěji jde o poruchy anatomické, neurologické a funkční.

3.1 Poruchy anatomické

Anatomické poruchy mohou být vrozené, ale i získané v důsledku prodělaného úrazu. V případě anatomických poruch se může jednat například o zvýšenou antevertzi kyčelních kloubů. Pojem antevertze znamená prostorový, dopředu otevřený úhel, který svírá krček s frontální resp. s bikondální rovinou. S věkem se tento úhel postupně zmenšuje, po narození je asi 50°, v dospělosti už jen 7-15°. Zvýšená antevertze krčku femuru vede k zvýšené rotaci celé končetiny a tím i k vnitřní rotaci chodidla při chůzi. Další vrozenou anatomickou poruchou může být dysplazie sakrální kosti, což je systémová porucha vývoje kostní a chrupavčité tkáně s pravděpodobně genetickým původem [\[1\]](#) [\[10\]](#).

Mezi poúrazově vzniklé morfologické změny se řadí například stav po kompresivní zlomenině obratle či stav po poranění kloubu. Za získané poruchy se považují také artrotické a revmatické kloubní změny. Všechny tyto poruchy mohou výrazně změnit biomechanické parametry lidského těla [\[1\]](#) [\[11\]](#).

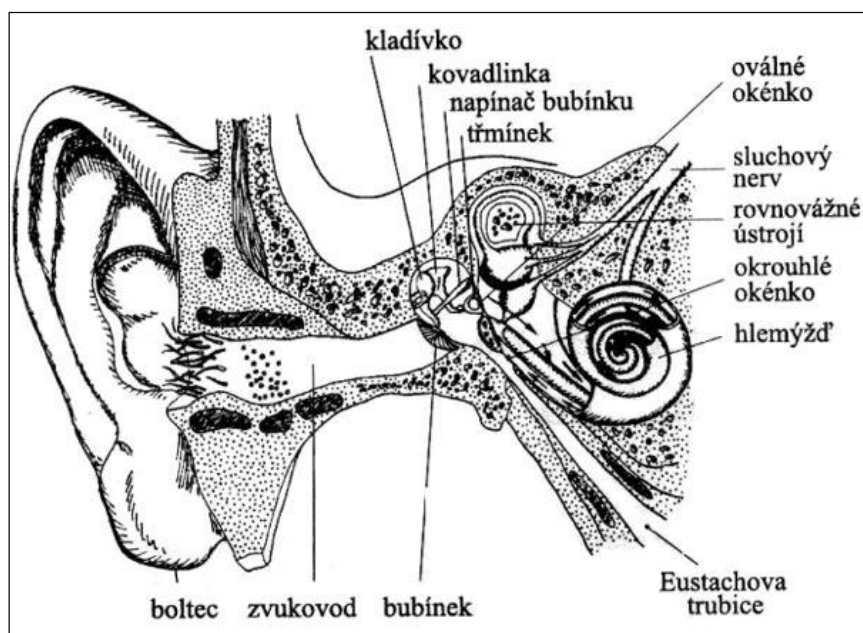
3.2 Poruchy neurologické

Z neurologických příčin můžeme jmenovat poruchy mozečkové, vestibulární, extrapyramidové atd.

Poruchy mozečku mají vliv na udržování rovnováhy, a proto vznikají poruchy stoje (tzv. astázie) a chůze (tzv. abázie). Dále se hodnotí přítomnost tzv. asynergie- poruchy chůze, při níž dochází k záklonu trupu až k pádu nazad. Při lézích mozečkových hemisfér vzniká neocerebelární syndrom, jehož hlavním projevem je porucha přesného řízení úmyslných pohybů, tzv. mozečková ataxie. Ta se projevuje tím, že pacient špatně odhaduje intenzitu pohybu (tzv. dysmetrie), přestřeluje pohyby (tzv. hypermetrie) a vyskytuje se u něj nedokonalá souhra složitějších pohybů (tzv. adiadochokineze) a výrazný třes při úmyslném pohybu (tzv. intenční tremor). Nápadnou neocerebelární poruchou je také porucha koordinace řeči, která se označuje jako cerebelární dysartie. Porušena může být také činnost okohybných svalů, jde o tzv. nystagmus [\[1\]](#) [\[11\]](#) [\[12\]](#).

Vestibulární porucha, tzv. vestibulární syndrom, vzniká poruchou rovnovážného ústrojí, a to buď přímo receptorů rovnováhy ve vnitřním uchu (periferní vestibulární syndrom) nebo vestibulárních jader v mozkovém kmeni (centrální vestibulární syndrom). Vzniklá nerovnováha mezi pravým a levým vestibulárním ústrojím se projevuje jak

odchyly do stran, tak tzv. nystagmem. Odchyly těla jsou vždy k jedné straně, což je způsobeno polohou hlavy, protože změnou polohy hlavy dochází i ke změně samotného rovnovážného ústrojí, které je umístěno ve vnitřním uchu, jak je vidět na [Obr. 2](#). Nystagmus jsou spontánní rytmické pohyby očí. Nejčastěji se vyskytují v horizontální rovině, ale při centrálním vestibulárním syndromu se objevují i vzácnější typy nystagmu, jako je např. krouživý či diagonální [\[12\]](#).



Obr. 2: Anatomická stavba lidského ucha [\[13\]](#)

Poruchy extrapyramidové se dělí na dvě skupiny: parkinsonův syndrom a mimovolní pohyby. Parkinsonův syndrom je stav, který vzniká při poškození vývojově starší části bazálních ganglií. Příčinou poškození je nedostatek dopaminu v neuronech těchto struktur. V současné době se syndrom vyskytuje v nejtypičtější formě při degenerativním procesu zvaném Parkinsonova nemoc. Typická je trojice příznaků tohoto syndromu: klidový třes, rigidita (zvláštní typ zvýšeného svalového napětí) a akineze, která spočívá v nesnadném provádění volných pohybů, přičemž nejobtížnější je pohyb vůbec začít. Akineze se spolu s rigiditou projevuje při chůzi, která je typická drobnými šouravými kroky [\[12\]](#).

Mimovolní pohyby vznikají poruchou hlubokých mozkových struktur, především vývojově mladších částí bazálních ganglií. Jedná se o pohyby, které pacient vykonává bez úmyslu a obvykle jim také nedokáže zabránit. Mezi nejběžnější patří atetóza (pomalé, krouživé pohyby), chorea (rychlé, nepotlačitelné pohyby), hemibalismus (mimovolní pohyby na jedné polovině těla), torticollis spastica (onemocnění charakteristické krouživými pohyby šíjového svalstva) a myoclonus (jednotlivé svalové záškuby) [\[12\]](#).

3.3 Poruchy funkční

V tomto případě se jedná o poruchy posturálně stabilizačních funkcí svalů během pohybu i statických pozic. Tyto poruchy nejčastěji vyšetřujeme pomocí testů a vyšetřením porušené distribuce svalového napětí, které se nejvíce promítá do způsobu držení těla.

Funkční poruchy svalů mají několik příčin. Mezi hlavní příčiny patří:

- centrální koordinační porucha během posturálního vývoje;
- způsob, jakým byly a jsou naše stereotypizované pohyby vypracovány, posilovány a korigovány, často také v souvislosti s tím, v jakém psychickém stavu se jedinec nachází;
- porucha kontroly nocicepce.

Důsledkem všech příčin, které vedou ke změnám posturálních funkcí, je jednostranné přetěžování. To při dlouhodobém trvání vede ke vzniku morfologických poruch (získaná spondylolistéza, degenerativní změny kloubů ap.) [\[1\]](#).

Jednou z hlavních příčin vzniku poruch posturálních funkcí je abnormální motorický vývoj. Jde o poruchu, kdy se v posturálním vývoji biologický věk dítěte zpožďuje oproti věku chronologickému (kvalitativní složka hybnosti) nebo o poruchu postihující kvalitu posturálních funkcí. Ve druhém případě dítě vykonává pohyby nefyziologicky, což znamená, že vykonává určité pohyby v odpovídajícím věku, ale jejich provedení je odlišné. Tyto posturální poruchy se fixují a v pozdějším věku jsou základem posturálního chování [\[1\]](#).

Naučené pohyby by měly být prováděny tak, aby se jich účastnily jen ty svaly, které je mechanicky realizují nebo posturálně zajišťují. To vede k optimálnímu zatěžování kloubů a vazivových struktur. Jedná se o tzv. ideální posturální vzor a jeho předpokladem je fyziologický vývoj mozku.

Vliv na posturální chování má i psychický stav jedince. Emoce jako strach, úzkost či agresivita ovlivňují držení těla při pohybu a z tohoto držení je možné zpětně i určit psychické rozpoložení pozorovaného člověka. Je to způsobeno tím, že v řadě psychicky náročných situací dochází prostřednictvím limbického systému ke změnám svalového tonu a tím i vlastního motorického projevu. Při dlouhodobé stresové zátěži dochází k hypertonu, který je spojený se vznikem svalových dysbalancí. Často je tento stav doprovázen i vegetativními projevy jako je potivost, dermografismus, studená akra apod [\[1\]](#).

Poslední příčinou funkčních poruch je porucha kontroly nocicepce. Nociceptivní informace vzniká, pokud v organismu vznikne patologická situace. Tyto informace fungují jako tzv. spouštěče obranných reakcí a vznikají tak aktivity, které mají předejít poškození struktury nebo škodu alespoň minimalizovat. Vzniká nouzový šetřící program, při němž se mění svalová funkce (nastává svalová hypertonie a útlum). Změna posturálních funkcí může být způsobena chybným nociceptivním drážděním či chybnou reakcí na toto dráždění. [\[1\]](#)

4 POSTUROGRAFIE

Posturografie zahrnuje metody měření posturální stability na statické nebo dynamické (pohybující se) měřicí plošině. Počítačová posturografie je definována jako elektrofyzilogická vyšetřovací metoda, která hodnotí motorické balanční mechanismy důležité pro udržování posturální stability [6].

4.1 Posturografické měření

Z výsledků posturografického měření je možné určit podíl jednotlivých sensorických systémů na kontrole rovnováhy a měření umožňuje také sledovat změny působíště reakční síly, tzv. center of pressure (COP).

Při posturometrickém vyšetření jsou měřeny reakční síly, resp. jejich rozklad ve třech vzájemně kolmých rovinách, působící na tenzometrickou plošinu. Síly se dělí na primární a sekundární. Primární akční síla, která působí na plošinu, je tíhová síla pacienta, přičemž tenzometrická plošina měří sílu reakční a ta reaguje podle zákona akce a reakce na tíhovou sílu pacienta. Sekundární reakční síly jsou reakční síly svalů přenášené na plošinu. Tyto síly vykazují neustálou reakci na oscilace těžiště v průběhu toho, co pacient stojí. Jednotlivé složky reakční síly, což je anterioposteriorní složka, mediolaterální složka a vertikální složka, a jejich momenty se snímají piezoelektrickými tenzometry či jinými senzory. Senzory mohou být umístěny v rozích plošiny, či je možné využít plošiny s mnohem větším počtem senzorů. Existují také plošiny s vysokou hustotou senzorů, které se používají při plantografickém měření. Matematickou úpravou získaných veličin, lze ze snímaných hodnot vypočítat COP. V klidném postoji se COP nachází mezi chodidly [4] [14] [1].

Vyšetření se provádí na tenzometrické nebo silové plošině. Ze získaných dat se počítají různé parametry, které se následně dále vyhodnocují. Vybrané parametry jsou uvedeny v tabulce (Tab. 1).

Tab. 1: Vybrané parametry

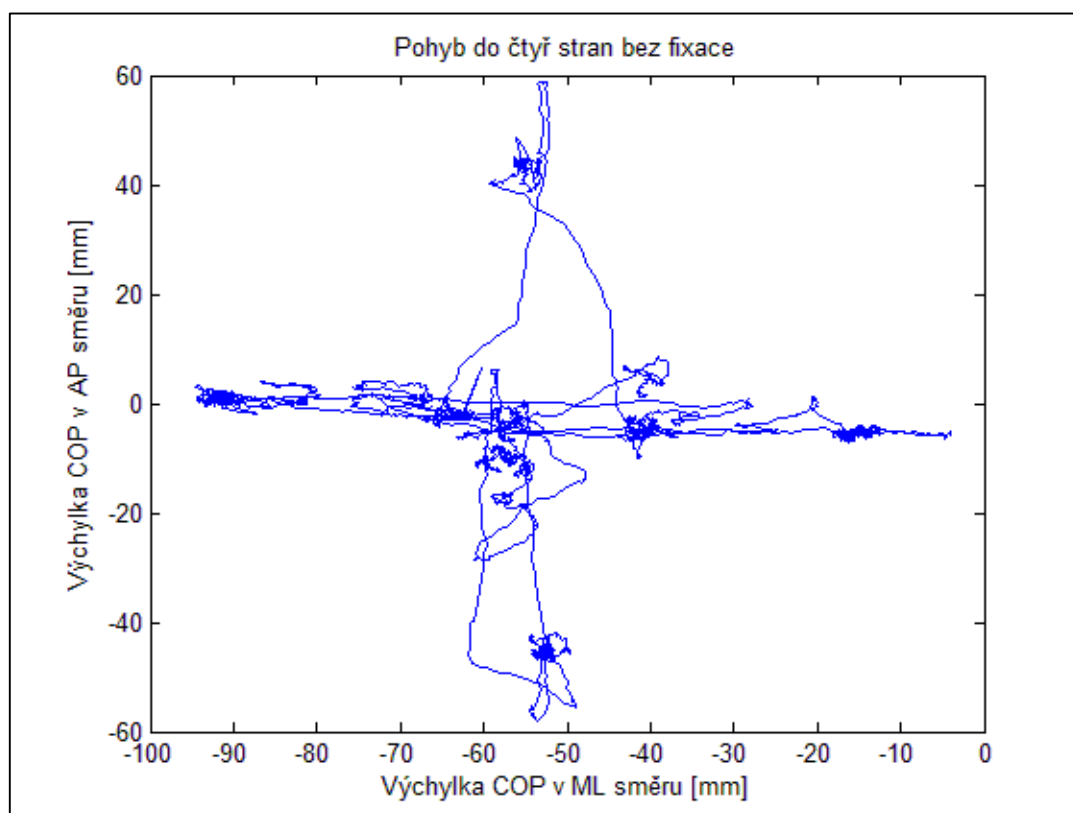
Parametr	Popis parametru a jednotky
COP_{mean}	Průměrná výchylka COP [mm]
COP_{max}	Maximální výchylka COP vzhledem k COP_{mean} [mm]
COP_{min}	Minimální výchylka COP vzhledem k COP_{mean} [mm]
RMS	Střední kvadratická odchylka [mm]
Peak-to-peak	Rozdíl mezi největší a nejmenší výchylkou COP [mm]
COP_{length}	Délka trajektorie, kterou COP opsalo za určený čas [mm]
$COP_{velocity}$	Průměrná rychlost COP [mm/s]
COP_{area}	Plocha 95% konfidenční elipsy COP [mm ²]
COP_{median}	Střední hodnota výchylky COP [mm]

Parametry jako průměrná výchylka COP, maximální výchylka COP a minimální výchylka COP jsou počítány jak v anteroposteriorním, tak v mediolaterálním směru, přičemž platí, že čím více a větších výchylek je naměřeno, tím je posturální stabilita jedince horší.

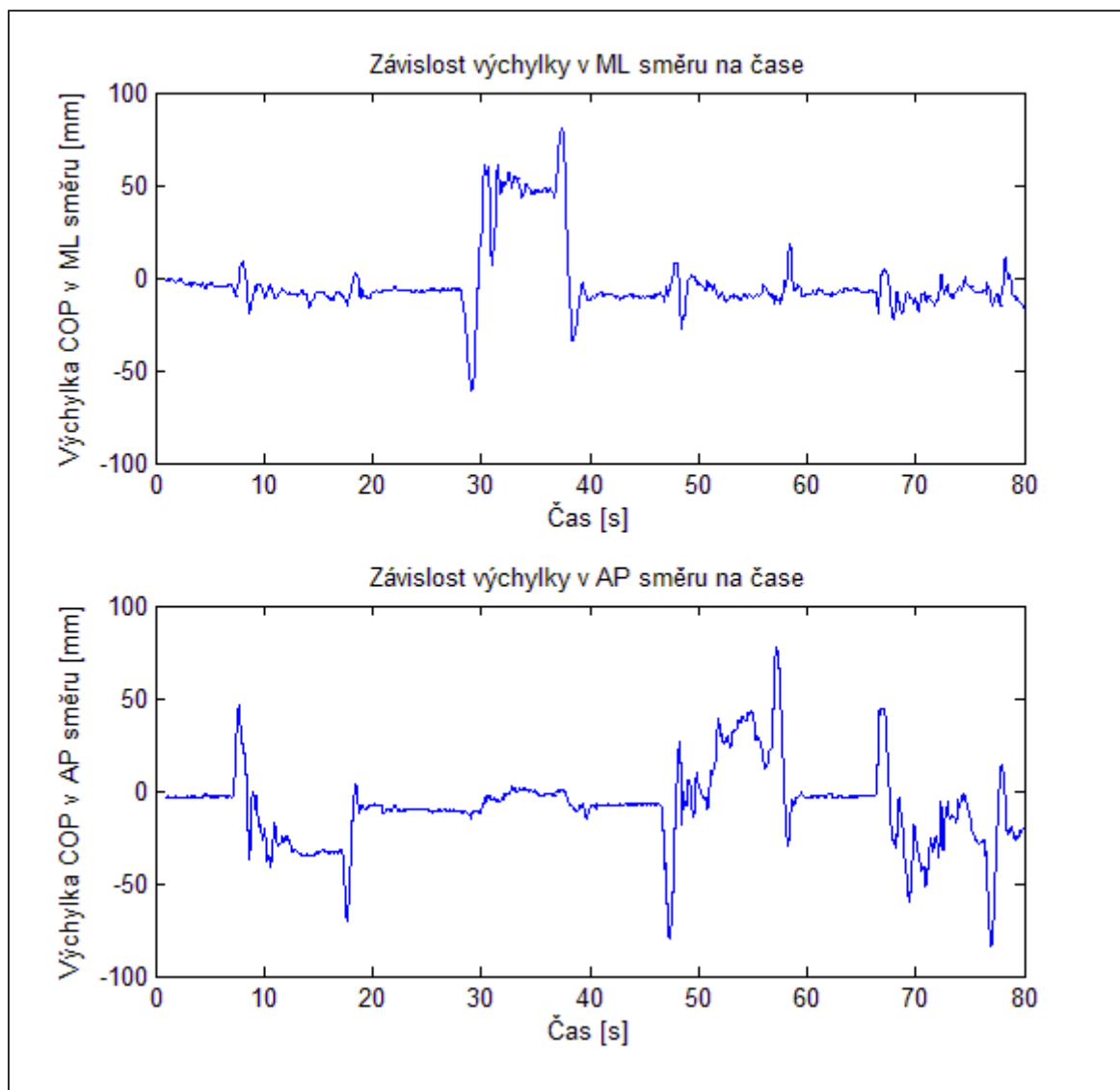
Konfidenční elipsa je plocha, která zahrnuje největší soustředění změn polohy COP během měření. Pohyb a poloha COP je zaznamenávána v čase. V praxi je nejčastěji využívána plocha 90 % či 95 % z celkové plochy všech COP [\[15\]](#) [\[16\]](#) [\[17\]](#).

Jelikož je pro udržování rovnováhy velmi důležitá vizuální fixace a díky ní se můžou kompenzovat některé poruchy, provádí se vyšetření jak s otevřenýma, tak i se zavřenýma očima.

Pro názornější prezentaci výsledků se často používá grafické zobrazení. Výsledný graf, na kterém je možné vidět trajektorie COP, se vykresluje několika způsoby. První možností jak vykreslit získaná data, je zobrazení závislosti výchylek v AP (anterioposteriorním) směru a v ML (mediolaterálním) směru na čase, tyto grafy se nazývají stabilogramy (viz [Obr. 4](#)). Další možností, jak zobrazit získaná data je vykreslení závislosti výchylek v AP směru na výchylkách v ML směru. Tento typ grafů se nazývá statokinezigram (viz [Obr. 3](#)).



Obr. 3: Statokinezigram při pohybu do čtyř stran



Obr. 4: Stabilogramy pro výchylky v AP a ML směru

Podle podmínek při vyšetřování se posturografie dělí na statickou, kdy jsou pacient i posturografická deska (silová plošina) v klidu a dynamickou, kdy se pacient pohybuje po podložce nebo podložka se pohybuje s pacientem [\[18\]](#).

4.2 Statická posturografie

O statickou posturografii jde tehdy, probíhá-li měření v podmínkách, kdy se pacient ani tenzometrická plošina nepohybují. Principem metody je zachycení pohybu těžiště vyšetřovaného během toho, co stojí na posturografické plošině.

Statická posturografie je často považována za objektivizaci tzv. Rombergova testu. Rombergův test je test statické rovnováhy a používá se k vyšetření funkce vestibulárního

systému. Jedná se nejčastěji o vyšetření tzv. Rombergových stojů (I – stoj o široké bázi, II – stoj o úzké bázi s otevřenýma očima, III – stoj o úzké bázi se zavřenýma očima). Výsledky je možné dokumentovat graficky a numericky. Během vyšetření je také možné selektivně testovat jednotlivé senzorické systémy tím, že je vyloučen zrak či se změní proprioceptivní informace z podložky (pěnová guma, vibrační stimulace) [\[1\]](#) [\[14\]](#) [\[18\]](#) .

4.3 Dynamická posturografie

Dynamická posturografie představuje kvantitativní metodu k vyšetření a registraci stoje či dynamického pohybu (chůze) během různých testů, které simulují běžné každodenní aktivity.

Dílčí situace testované na posturografu jsou koncipovány tak, aby detekovaly hlavní senzorické, pohybové a biomechanické komponenty, které se podílí na bilanci, a analyzovaly, jak efektivně pacient jednotlivé komponenty k zachování balance využívá. Při dynamické posturografii je též možná diferenciací senzorické a motorické složky posturální instability u neurologických onemocnění. Metoda umožňuje detekci pacientů s poruchou vestibulárního systému při normálním nálezu ENG (Electronystagmogram), vyšetření tak poskytuje komplementární informaci k ostatním testům vestibulární funkce.

Dynamické posturografické vyšetření probíhá na pohyblivé silové plošině, která se může pohybovat horizontálně směrem dopředu a dozadu nebo může stejnými směry i rotovat a snímá reakce na předem nepředvídatelné vychylující stimuly. Dále analyzuje relativní podíl somatosenzorických, vestibulárních a vizuálních systémů při snaze zachovat nebo obnovit posturální kontrolu.

Za předem definovaných standardizovaných podmínek se prostřednictvím dat získaných ze silové plošiny v rámci výstupních parametrů hodnotí například amplituda, rychlost a směr exkurzí COP, trajektorie pohybů COP, velikost silových impulzů nebo rychlost automatických i volných reakcí. Výsledky jednotlivých testovaných situací jsou ve většině případů vyjádřeny relativně, tedy vzhledem k pacientově výšce, hmotnosti nebo věku [\[18\]](#) [\[19\]](#) .

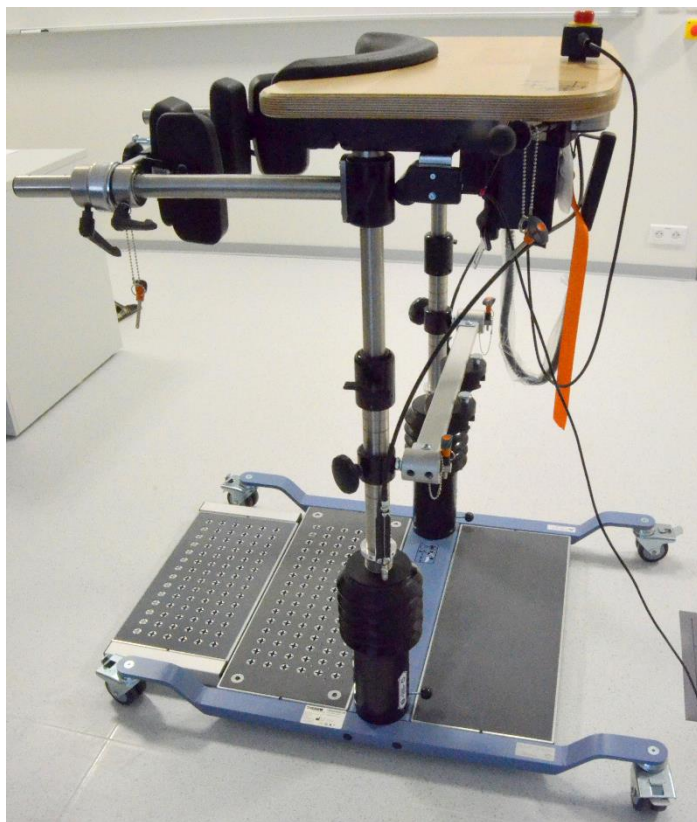
5 VERTIKALIZÁTOR BALANCE TRAINER

Balance Trainer ([Obr. 5](#)) je jedinečný přístroj, který slouží jako dynamický i statický vertikalizační přístroj v jednom. Je to rehabilitační pomůcka a používá se k tréninku u lidí s omezenou schopností stát. Jedná se o přístroj německé firmy Medica Medizintechnik GmbH.

5.1 Základní popis přístroje

Vertikalizátor Balance Trainer umožňuje pacientovi jistější dynamický postoj, kdy je váha přenesena na vertikalizátor, a také možnost se lépe soustředit na terapeutickou práci. Pacient může jistěji a bezpečněji provádět nácvik funkčních pohybů jako je například vykročení, přenesení váhy atd. Balance Trainer je možné individuálně nastavit pro každého pacienta a také pro cílený trénink svalstva trupu a nohou.

Dynamický vertikalizátor pacientovi pomáhá redukovat strach z pádu a tím je rehabilitační práce účinnější. Dále může být také Balance Trainer doplněn softwarem, který při terapii pacientovi zpřijemňuje cvičení hrou a zároveň také terapeutům umožní dokumentovat a monitorovat pokroky v léčbě [\[20\]](#) [\[21\]](#).



Obr. 5: Vertikalizační zařízení Balance Trainer

5.2 Využití Balance Traineru

V případě, kdy je pacient s ohledem na svůj zdravotní stav nucen po celý den sedět nebo ležet, existuje jednoznačně požadavek lékařů na co nejrychlejší vertikalizaci- postavení pacienta na vlastní nohy. Stálý pobyt pacienta na lůžku má totiž neblahý vliv jak na jeho zdravotní stav, tak na stav psychiky. Mohou se také objevit např. infekce močových cest či poruchy vyprazdňování. Požadavky rehabilitačních specialistů na dosažení a udržení bezpečné polohy pacienta ve svislé poloze byly zapracovány do konceptu vertikalizátoru.

Balance Trainer je vhodný pro rehabilitaci lidí po mozkové příhodě, paraplegiky, tetraplegiky, pacienty s Parkinsonovou nemocí, roztroušenou sklerózou, svalovou dystrofií a jinými neurologickými onemocněními. Je vhodný také pro pacienty, kde je nebezpečí pádu zapříčiněné stářím pacienta [\[20\]](#) [\[21\]](#) .

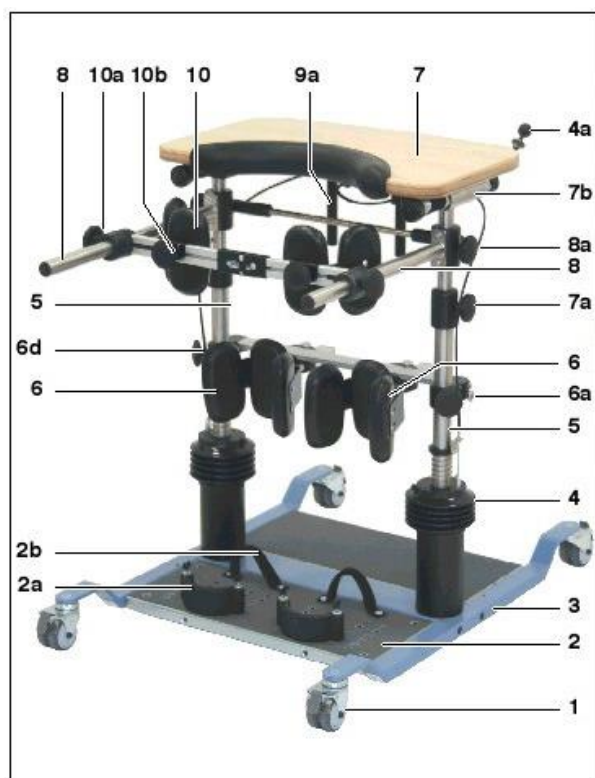
5.3 Vliv vertikalizátoru

Balance Trainer zajišťuje pacientovi více stability v kyčlích, což umožňuje účinnější trénink rovnováhy. Dále dochází také k odlehčení hmotnosti a regulaci svalového tonu. Při rehabilitaci na tomto zařízení je stabilizován krevní oběh. Vertikalizátor je také nápomocen jako prevence osteoporózy a má pozitivní vliv na zažívací trakt a na vyprazdňování horních močových cest. Zlepšuje se i dýchání a celkové vnímání. Nezanedbatelný je také pozitivní psychologický vliv vertikalizace na zdravotní stav pacienta [\[20\]](#) [\[21\]](#) .

5.4 Součásti a ovládací prvky přístroje

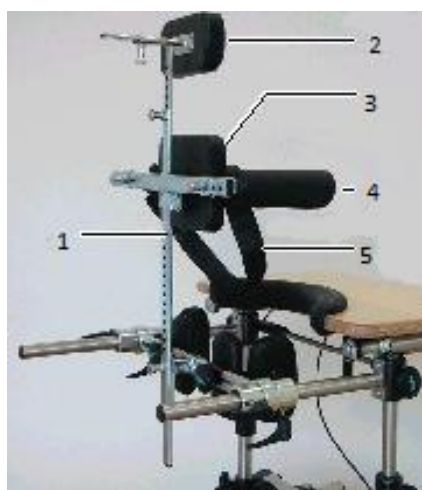
Mezi hlavní součásti přístroje Balance Trainer patří nášlapná deska vybavená kolečky s brzdami, základový rám, balanční kloub a blokovací objímka, vertikální podpora, terapeutický stůl a madla.

Balance Trainer může obsahovat také zvláštní příslušenství jako jsou kolenní opěrky, kyčelní opěrky, mechanický nebo elektrický naviják popruhu, zvedací systém, nášlapná prodlužovací deska nebo nášlapná zvyšovací deska. Součásti a ovládací prvky přístroje jsou zobrazeny na [Obr. 6](#). Dále může být přístroj doplněn o opěru horní části těla ([Obr. 7](#)). Opěra horní části těla umožňuje optimální zpevnění u pacientů, u kterých je tato část těla nestabilní.



Obr. 6: Detailní popis přístroje Balance Trainer [22]

(1- kolečka, 2- nášlapná deska, 2a- misky pat. 2b-fixační pásy chodidel, 3- základový rám, 4- balanční kloub a blokovací objímka, 4a- přepínací páka tréninku rovnováhy, 5- vertikální podpora, 6- kolenní opěry, 6a- pojistné čepy kolenních opěr, 6d- výškové nastavení kolenních opěr, 7- terapeutický stůl, 7a- nastavení výšky terapeutického stolu, 7b- horizontální nastavení terapeutického stolu, 8- madla, 8a- nastavení výšky madel, 9a-upevňovací místo pro zvedací systém)



Obr. 7: Opěra horní části těla, upraveno z [22]

(1- opěra horní části těla, 2- opěrka hlavy, 3- podložka zad, 4- boční opěry, 5- hrudní pás)

Na přístroji lze individuálně pro každého pacienta nastavit výšku terapeutického stolu. Se změnou výšky terapeutického stolu se automaticky změní také výška madel. Dále lze nastavit kolenní opěry tak, aby pacientova kolena byla uvnitř opěr. Kolenní opěry musí být k vertikalizátoru přidány v případě, že pacient není schopen bez jejich pomoci delší dobu stát. Další nastavení lze provádět u kyčelních opěr, které se používají k poskytování boční podpory pacienta a jsou připevněny na madla. Pokud je k vertikalizátoru připevněna opěra horní části těla, je nutné ji také individuálně nastavit podle potřeby pacienta.

Na vertikalizátoru je také možné využít funkci Balance, která slouží pro trénink rovnováhy. Nastavuje se pomocí přepínací páky (4a) a má tři stavy: 0° - funkce Balance blokována, 6° - funkce Balance povolena s omezeným rozsahem pohybu a 12° - funkce Balance povolena s plným rozsahem pohybu [\[20\]](#) [\[22\]](#) .

5.5 Technické údaje

Balance Trainer je dostupný ve dvou velikostech:

- BALANCE Trainer č. 07001-001, který je doporučený pro osoby s výškou 150-200 cm
- BALANCE Trainer č. 07017-002, který je doporučený pro osoby s výškou 120-160 cm

Technické údaje jsou uvedeny v tabulce ([Tab. 2](#)) [\[22\]](#).

Tab. 2: Technické údaje

Balance Trainer		
Délka	118 cm (46")	118 cm (46")
Šířka	78 cm (31") bez transformátoru	
Výška terapeutického stolu	95 až 125 cm (37" až 49")	77 až 98 cm (30" až 39")
Váha	71.6 kg (158 lbs)	69.6 kg (153 lbs)
Vhodné pro pacienty s:		
výškou	150 až 200 cm (4'9" to 6'6")	120 až 160 cm (3'9" to 5'2")
váhou	až 140 kg (308 lbs)	až 70 kg (154 lbs)
Použité materiály	Hliník, ocel, polystyren, polyuretan a další.	
Elektrický zvedací systém		
Napájecí napětí	115/230 V~, 50/60 Hz (obj. č. 07005-000) 100 V~, 50/60 Hz (obj. č. 07035-000) 115 V~, 50/60 Hz (obj. č. 07034-000) 230 V~, 50/60 Hz (obj. č. 07033-000)	
Spotřeba energie	250 VA	
Hodnocení pojistky	2 x 2 A pomalé	
Hodnocení bezpečnosti	Třída II	
Hodnocení krytí	I PXO	
Emise hluku	Lpa ≤ 70 dB (A)	
Hodnocení emisí hluku	až DIN 45635-19-01-KL2	
Okolní podmínky pro provoz	10 °C až 35 °C (50 °F to 95 °F) 970 až 1030 hPa 0 až 90 % Rh	
Okolní podmínky pro přepravu a skladování	-30 °C až 65 °C (- 22 °F to 149 °F) 970 až 1030 hPa 0 až 90 % Rh	

6 STABILOMETRICKÁ PLOŠINA WII BALANCE BOARD

Plošina Wii Fit Balance Board ([Obr. 8](#)) od firmy Nintendo je posturografická plošina vybavená snímači, které jsou schopny zaznamenat změnu COP (Center of Pressure). Prvotní využití plošiny spočívalo v ovládání herní konzole Wii [\[23\]](#).



Obr. 8: Stabilometrická plošina Wii Fit balance Board [24]

6.1 Základní popis plošiny

Jedná se o bezdrátovou podložku se čtyřmi snímači tlaku umístěnými v rozích. Podložka je schopná měřit místa zatížení a umožňuje tak změřit rozložení váhy, spočítat celkovou váhu a také COP u pacienta stojícího na plošině. Plošina je konstruována z kovového vnitřního rámu, díky němuž je zajištěna dobrá pevnost. Vnější povrch je z odolného a omyvatelného plastu černé barvy. Na plošině jsou vyznačena místa pro pravou a levou nohu a kříž vyznačuje, jak je plošina rozdělena na pravo-levou a předozadní část. Při měření je nutné, aby byla plošina umístěna na pevném podkladu, aby nedocházelo ke zkreslení naměřených dat vlivem pohybu desky po podkladu.

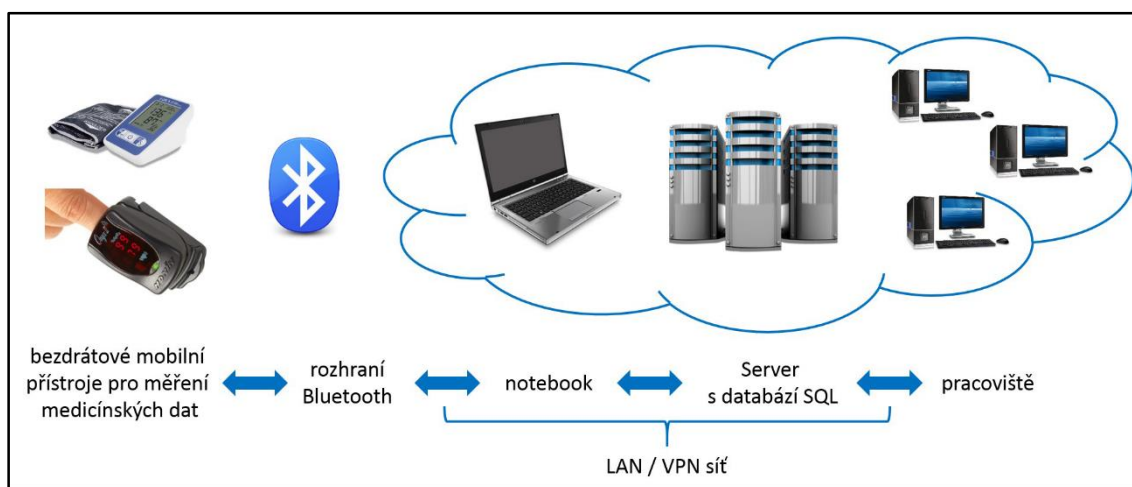
Při pohledu zespodu je možné na desce vidět senzory v rozích a kryt baterie. Pod krytem se nachází také synchronizační tlačítko. Senzory jsou od sebe vzdáleny 43 cm na delší straně a 24 cm na kratší straně.

Plošina Wii Fit Balance Board je napájena pomocí čtyř AA baterií nebo akumulátorů a v běžném provozu vydrží asi 60 hodin. K počítači nebo notebooku se plošina připojuje pomocí bezdrátového rozhraní Bluetooth. Před uvedením do provozu je potřeba plošinu synchronizovat s počítačem pomocí synchronizačního tlačítka umístěného pod bateriovým krytem [23].

6.2 Systém TelMed

Telemedicínský systém je soubor technických prostředků pro vzdálený dohled nad pacientem. Telemedicina je označení postupů, kdy jsou zdravotní služby poskytovány pacientovi na velkou vzdálenost. Systém obsahuje akviziční a vyhodnocovací část, schéma základní architektury tohoto systému je zobrazeno na [Obr. 9](#).

Pacient je vybaven mobilním přístrojem pro měření medicínských dat a dále má přístupové místo, tzv. accesspoint (AP), což je notebook s nainstalovanou aplikací. Data z přístroje (např. plošina Balance Board) jsou přenášena do notebooku pomocí rozhraní Bluetooth. Aplikace slouží k ovládání celého měření, je možné vybrat měřené parametry a zobrazovat naměřené hodnoty. Dále jsou naměřené hodnoty odesílány do centrální databáze, což vyžaduje připojení notebooku do internetové sítě. Z centrální databáze je možné přijímat data na vzdálených pracovištích [25] [26] .



Obr. 9: Technické řešení telemedicínského systému [26]

6.3 Aplikace TelMed

Tato aplikace vznikla jako společný projekt Fakulty biomedicínského inženýrství na ČVUT v Praze a Fakulty elektrotechniky a komunikačních technologií na VUT v Brně. Aplikace je využívána při výuce studentů biomedicínských oborů.

Po spuštění aplikace je zobrazeno přihlašovací okno ([Obr. 10](#)), kde je možné vybrat již registrovaného uživatele nebo přidat nové údaje. Dále je nutné vybrat pracoviště, na kterém bude měření probíhat. Jako poslední si uživatel zvolí terminál a to buď měřicí část, nebo vyhodnocovací část.

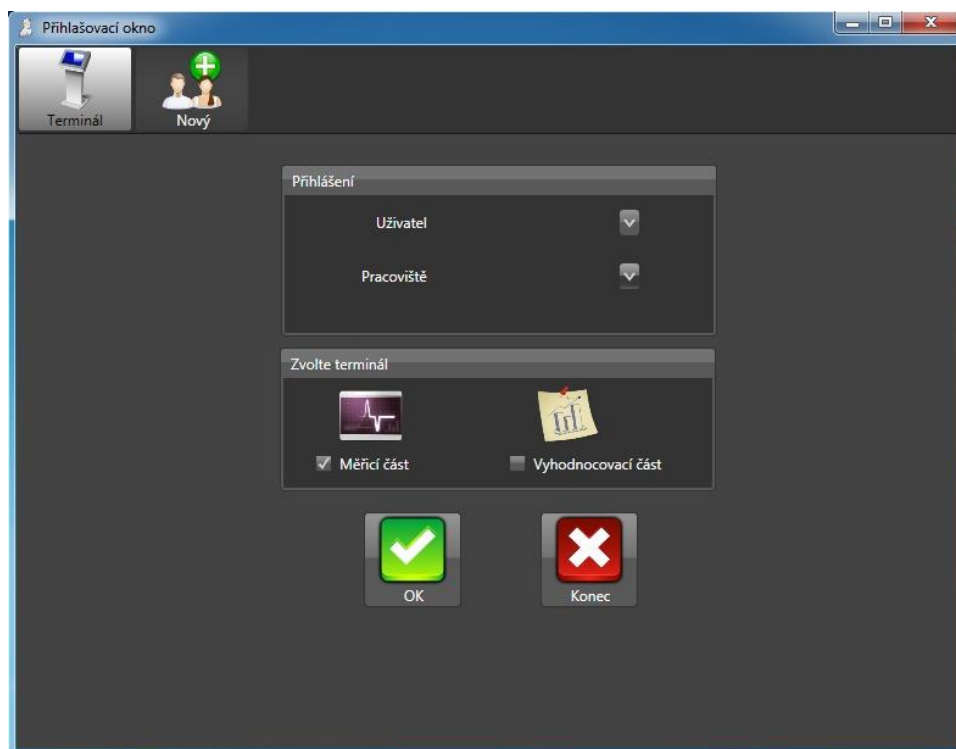
Po zvolení měřicí části se uživateli zobrazí nové okno, kde si vybere, jaké měření bude probíhat. Mezi standardně měřené veličiny patří hmotnost pacienta, glykemická křivka, okysličení krve, elektrokardiogram (EKG), krevní tlak a posturální stabilita (tzv. Romberg).

Pokud je zvoleno měření posturální stability (záložka Romberg) musí být nejdříve notebook synchronizován se stabilometrickou plošinou Balance Board a to pomocí tlačítka umístěného pod bateriovým krytem. Poté služba Windows Update nainstaluje ovladač a následuje iniciace plošiny. Po úspěšném provedení všech předchozích kroků je plošina i aplikace připravena k měření a je zobrazeno příslušné okno ([Obr. 11](#)).

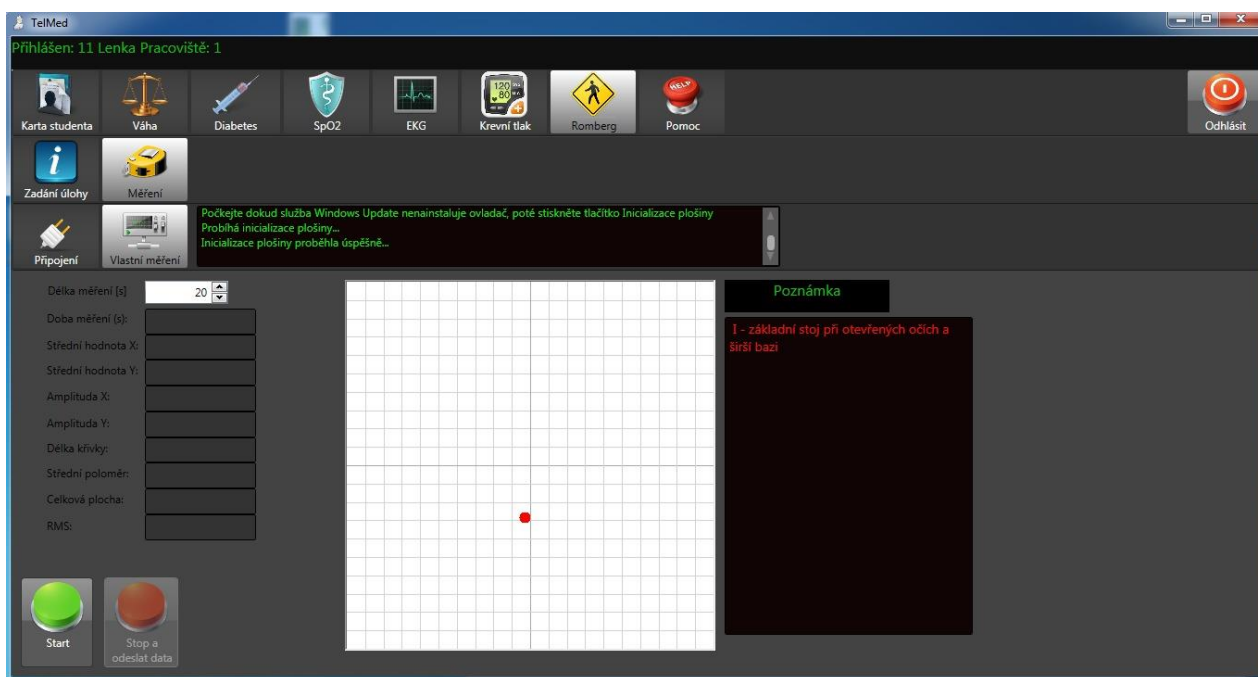
Před měřením je možné nastavit délku měření v sekundách, která je však omezena jen do délky 20 sekund, což je při složitějším měření poměrně nepraktické. Po stisknutí tlačítka start se měření spustí a v jednotlivých kolonkách se zobrazují měřené parametry jako doba měření, střední hodnota X, střední hodnota Y, amplituda X, amplituda Y, délka křivky, střední poloměr, celková plocha a RMS.

Dále je v okně zobrazen bílý čtverec s křížem a červenou tečkou, která představuje aktuální polohu COP vzhledem ke kříži určujícímu rozdělení plošiny na předozadní a pravo-levou část.

Po naměření požadovaných dat je možné přejít do vyhodnocovací části, kde si uživatel může stáhnout výsledky měření jako tři dokumenty aplikace Microsoft Excel. Každý z dokumentů obsahuje tři sloupce- datum a čas měření, kód daného měření a třetí sloupec obsahuje výchylku v anterioposteriorním směru, mediolaterálním směru nebo dynamickou hmotnost. Výchylky jsou udávány v milimetrech, hmotnost v kilogramech. Vzorkovací frekvence získaných dat se pohybuje okolo 90 Hz.



Obr. 10: Přihlašovací okno aplikace TelMed



Obr. 11: Okno pro měření posturální stability

7 PROTOKOL MĚŘENÍ

Cílem práce je posouzení vlivu vertikalizačního zařízení při snímání dat posturální stability na skupině probandů. Za tímto účelem byl navržen vlastní experiment, který umožnil naměřit potřebná data, která budou dále zpracovávána.

K záznamu dat byla použita tlaková podložka Wii Balance Board a také aplikace TelMed, nainstalovaná na notebooku, která slouží k ovládání celého měření. U skupiny 10 probandů bylo provedeno měření podle navrženého protokolu. Velmi důležité je zajištění stejných podmínek u každého probanda.

7.1 Výběr skupiny subjektů

Pro lepší vypovídající hodnotu získaných dat je vhodné zvolit co nejvíce homogenní vzorek probandů. Proto byla pro měření vybrána skupina deseti mladých žen ([Tab. 3](#)), konkrétně vysokoškolských studentek, ve věku 20-22 let.

Ženy byly normální postavy s BMI (Body mass index) v rozmezí 17,9-27,8. Většina vybraných žen nevykonávala příliš sportovních aktivit nebo tyto aktivity probíhaly v omezené míře. Žádná z žen neměla pohybové omezení nebo nějaký zdravotní problém týkající se pohybového ústrojí.

Tab. 3: Základní údaje o probandech

	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.
Pohlaví	žena	žena	žena	žena	žena	žena	žena	žena	žena	žena
Věk	21	20	21	22	22	21	22	20	21	21
Výška [m]	1,75	1,66	1,67	1,56	1,75	1,75	1,64	1,63	1,66	1,77
Váha [kg]	85	59	50	55	66	61	60	56	52	83
BMI	27,8	21,4	17,9	22,6	21,6	19,9	22,3	21,1	18,9	26,5
Délka chodidla [cm]	25	25	24	23	23	27	25	24	23	27
Šířka chodidla [cm]	10	9	8	9	10	8	8,5	8	10	10,5

7.2 Navržený protokol

Navržený protokol popisuje přesný postup měření. Součástí protokolu je také zajištění stejných podmínek při měření u každého probanda.

Měření probíhalo vždy ve stejných krocích, které po sobě logicky následují:

- Záznam podmínek v laboratoři.
- Příchod probanda, vyplnění dotazníku a podpis informovaného souhlasu s měřením.
- Seznámení probanda s průběhem měření a příprava probanda na měření.
- Nastavení vertikalizátoru na vhodnou výšku, změření postoje probanda.
- Samotné měření.

7.2.1 Podmínky v laboratoři

Měření probíhalo vždy ve vnitřním prostředí. Před každým měřením byla zaznamenána teplota vzduchu. Ta se pohybovala v rozmezí 22-23 °C. Stabilometrická plošina byla vždy položena na pevný povrch nášlapné desky vertikalizátoru.

7.2.2 Dotazník a informovaný souhlas

Po příchodu probanda do laboratoře byl vyplněn jednoduchý dotazník (viz [Příloha B](#)) se základními informacemi o něm, o jeho zdravotním stavu, pohybové aktivitě a pohybových omezeních.

Konkrétně tedy bylo do dotazníku vyplněno jméno, příjmení, datum narození, věk, výška, váha, BMI, informace o pohybové aktivitě a její četnosti, informace o případných pohybových omezeních a zdravotních problémech týkajících se pohybového aparátu, délka a šířka chodidla.

Následně byl každý dobrovolník seznámen s tím, co bude měření obnášet a podepsal informovaný souhlas (viz [Příloha C](#)).

7.2.3 Seznámení probanda s průběhem měření a příprava probanda na měření

Každý dobrovolník se před měřením převlékl do volného, pohodlného oblečení a na nohou měl ponožky. To je vhodné zejména z hygienických důvodů, kdy si na tlakovou podložku stoupalo více osob po sobě.

Poté mu bylo ústně vysvětleno, jak bude vypadat přesný průběh následného měření a bylo mu popsáno, co se po něm požaduje. Dobrovolník si také mohl vyzkoušet jednotlivé pohyby ve vertikalizátoru.

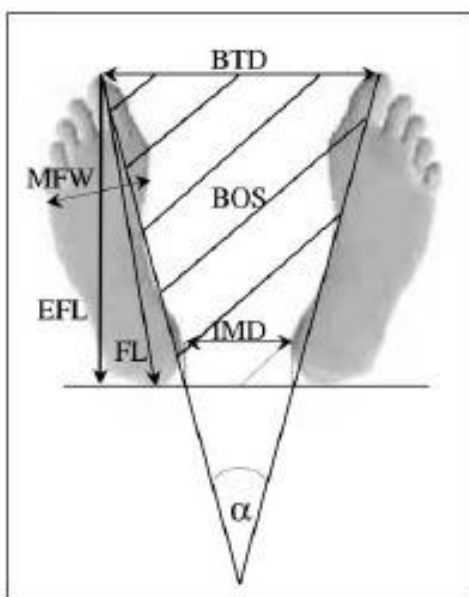
7.2.4 Nastavení vertikalizátoru na vhodnou výšku, změření postoje probanda

Před samotným měřením bylo nutné individuálně nastavit vertikalizátor podle výšky každého probanda. Dále byla také změřena vzdálenost palců u nohou (big toe distance, BTB),

palcových kloubů, pat (inter-malleolar distance, IMD) a kolmá vzdálenost palců od spojnice pat neboli tzv. efektivní délka nohy (effective foot length, EFL). Všechny údaje byly zaznamenány do připravené tabulky ([Tab. 4](#)). Místa měření jsou zobrazena na [Obr. 12](#).

Tab. 4: Údaje o postoji probanda

	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.
Nastavení vertikalizátoru	5,5	5	5	4	6,5	7	4,5	4,5	4,5	5,5
Vzdálenost palců (BTD)	17	14	11	12,5	15	20	15	14	14	18
Vzdálenost kloubů palců	14	11	8	9	11	16	11	12	11	15
Vzdálenost pat (IMD)	15	11	10	10,5	12	13	13	13	13	12
Vzdálenost palců a spojnice pat (EFL)	25	25	24	23	25	27	24	24	23	27



Obr. 12: Místa měření parametrů pro výpočet opěrné báze [\[27\]](#)

(BTD- big toe distance (vzdálenost palců),
 BOS- base of support area (opěrná báze), IMD- inter-malleolar distance
 (vzdálenost pat), FL- foot length (délka nohy), EFL- effective foot length
 (efektivní délka nohy), MFW- maximum foot width (maximální šířka nohy),
 α - feet-opening angle (úhel otevření chodidel))

Údaje o postoji probanda jsou důležité pro výpočet opěrné báze (base of support area, BoS) a úhlu otevření chodidel (feet-opening angle, α). Pro výpočet byly sestaveny rovnice (1) a (2) :

$$\text{BoS} = \frac{\text{BTD} + \text{IMD}}{2} \text{EFL} \quad (1)$$

$$\alpha = 2 \arctan\left(\frac{\text{BTD} - \text{IMD}}{2\text{EFL}}\right) \quad (2)$$

kde BTD je vzdálenost palců, IMD odpovídá vzdálenosti pat a EFL vyjadřuje efektivní délku nohy [27] [28].

7.2.5 Samotné měření

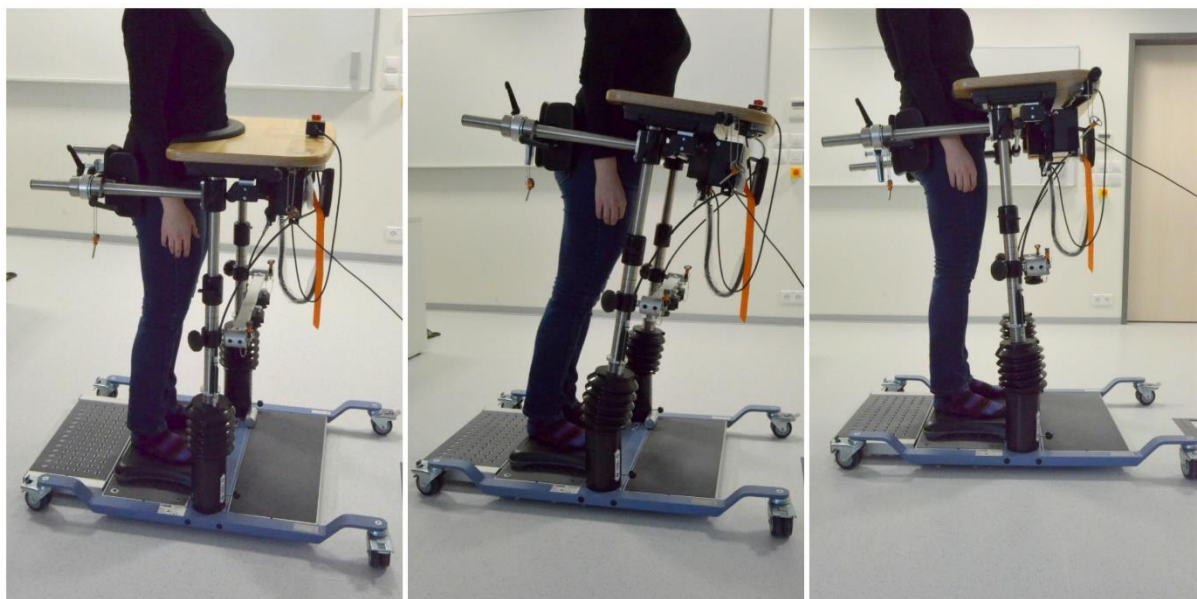
Před měřením bylo nejdříve nutné spárovat tlakovou podložku Wii Balance Board s notebookem, na kterém byla nainstalována aplikace TelMed, která je nutná pro ovládání celého měření a také pro zobrazení naměřených výsledků. Po úspěšné synchronizaci i iniciaci plošiny bylo možné přejít k samotnému měření.

Samotné měření probíhalo na tlakové podložce Wii Balance Board v několika fázích (viz [Příloha D](#)- Protokol měření). V první fázi byl proband bez fixace k vertikalizačnímu zařízení a vykonával několik jednoduchých pohybů. Nejdříve 5 s vzpřímený stoj, potom během 5 s přešel do mírného předklonu, kde setrval opět 5 s a následně se během 5 s vrátil zpět do vzpřímené polohy, tam setrval dalších 5 s. Následoval pohyb dozadu, doprava i doleva. Potom proband zavřel oči a celý cyklus pohybů se opakoval.

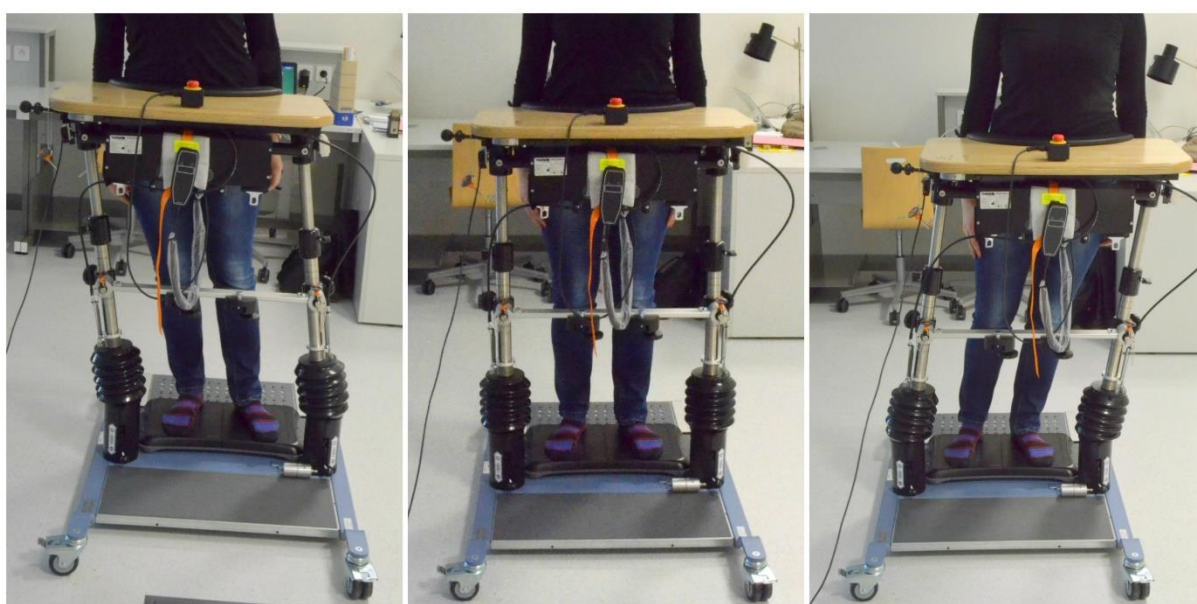
V další fázi byl proband fixován do vertikalizačního zařízení Balance Trainer. Pomocí přepínací páky tréninku rovnováhy byla nastavena funkce Balance na 6°. Pohyby, které proband vykonával v této fázi, byly totožné s první fází a opět byly prováděny jak s otevřenýma očima, tak se zavřenýma očima.

Další fází bylo nastavení funkce Balance na 12°. Pohyby byly opět stejné jako v předchozích fázích, jen s vynecháním pohybu dozadu, který je při tak velkém náklonu špatně proveditelný a mohlo by dojít k pádu probanda. Pohyby se opět opakovaly i se zavřenýma očima

Ukázka jednotlivých pohybů při měření je na následujících fotografiích ([Obr. 13](#), [Obr. 14](#)).



**Obr. 13: Jednotlivé pozice při měření
(vzpřímený stoj, předklon, záklon)**



**Obr. 14: Jednotlivé pozice při měření při pohledu zepředu
(pohyb doprava, vzpřímený stoj, pohyb doleva)**

8 ZPRACOVÁNÍ DAT

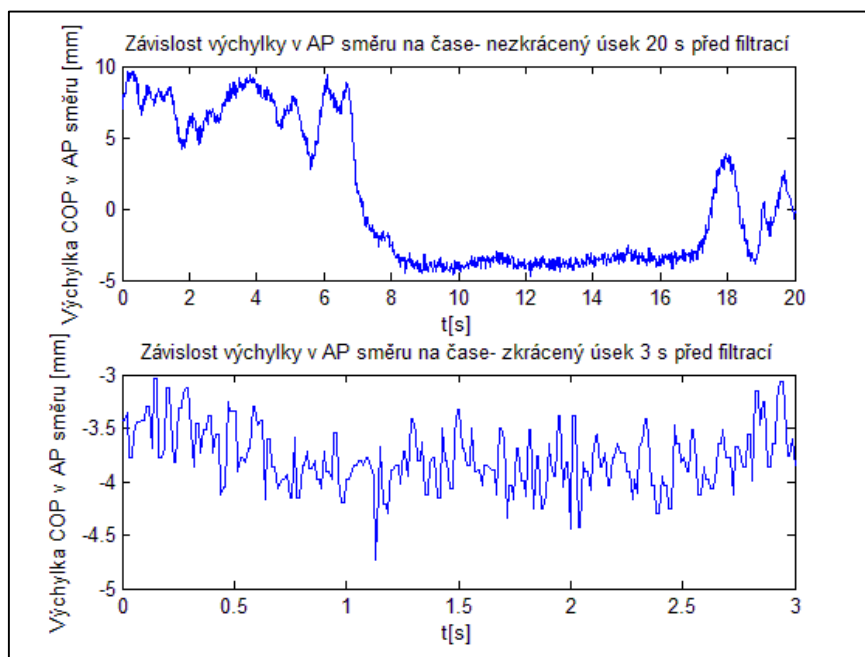
Samotnému vyhodnocení získaných dat předcházelo několik nutných kroků. Pro zpracování celého signálu bylo použito programové prostředí MATLAB[®], které je vyvíjeno společností MathWorks. Využita byla verze R2014a. Vytvořený algoritmus je určený ke zpracování konkrétních dat a není tedy univerzální.

8.1 Načtení signálu

Naměřená data byla získána z vyhodnocovací části aplikace TelMed jako soubory aplikace Microsoft Excel (.csv). Načtení dat z tohoto typu dokumentu do proměnných *AP* (pro výchylku v anterioposteriorním směru) a *DC* (pro výchylku v mediolaterálním směru) bylo realizováno pomocí funkce *xlsread*. Potřebná data k dalšímu zpracování byla tedy uložena do proměnných *AP* a *DC*, které jsou ve formátu double a obsahují jeden sloupec s výchylkou COP v určitém směru a druhý sloupec s kódem měření.

8.2 Rozčlenění signálu a zkrácení na kratší úseky

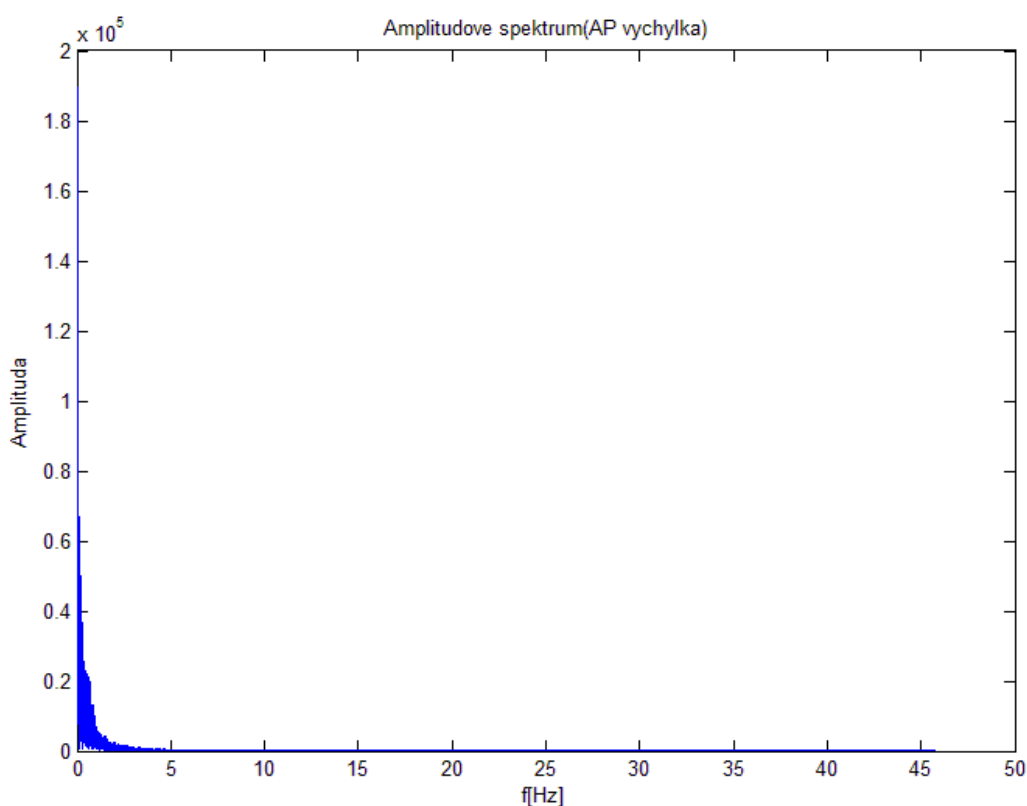
Nejdříve byl signál rozdělen na jednotlivá měření trvající dvacet sekund, ve kterých proband vykonával pohyb do určitých směrů. Poté byl každý úsek zkrácen pouze na třísekundový záznam, který odpovídá setrvání probanda v krajní pozici (předklon, záklon, úklon doprava, úklon doleva). Ukázka celého dvacetisekundového úseku a následně zkráceného úseku o délce tři sekundy při pohybu dopředu je na [Obr. 15](#).



Obr. 15: Ukázka zkrácení úseku na 3 s

8.3 Fourierova transformace a vykreslení amplitudového spektra

Před samotnou filtrací je nutné zjistit, nakolik jsou jednotlivé frekvence zastoupeny v analyzovaném signálu. Vztah mezi časovou a frekvenční oblastí popisuje diskrétní Fourierova transformace (DFT). Zrychlení výpočtů nám přináší modifikace tohoto algoritmu, která se nazývá rychlá Fourierova transformace (FFT). V Matlabu lze k výpočtu diskrétní Fourierovy transformace s využitím algoritmu rychlé Fourierovy transformace využít funkci *fft*. Následně je možné vykreslit amplitudové spektrum signálu, což je rozložení amplitud podél frekvenční osy. Příklad vykresleného amplitudového spektra jednoho ze signálů je na [Obr. 16 \[29\]](#).



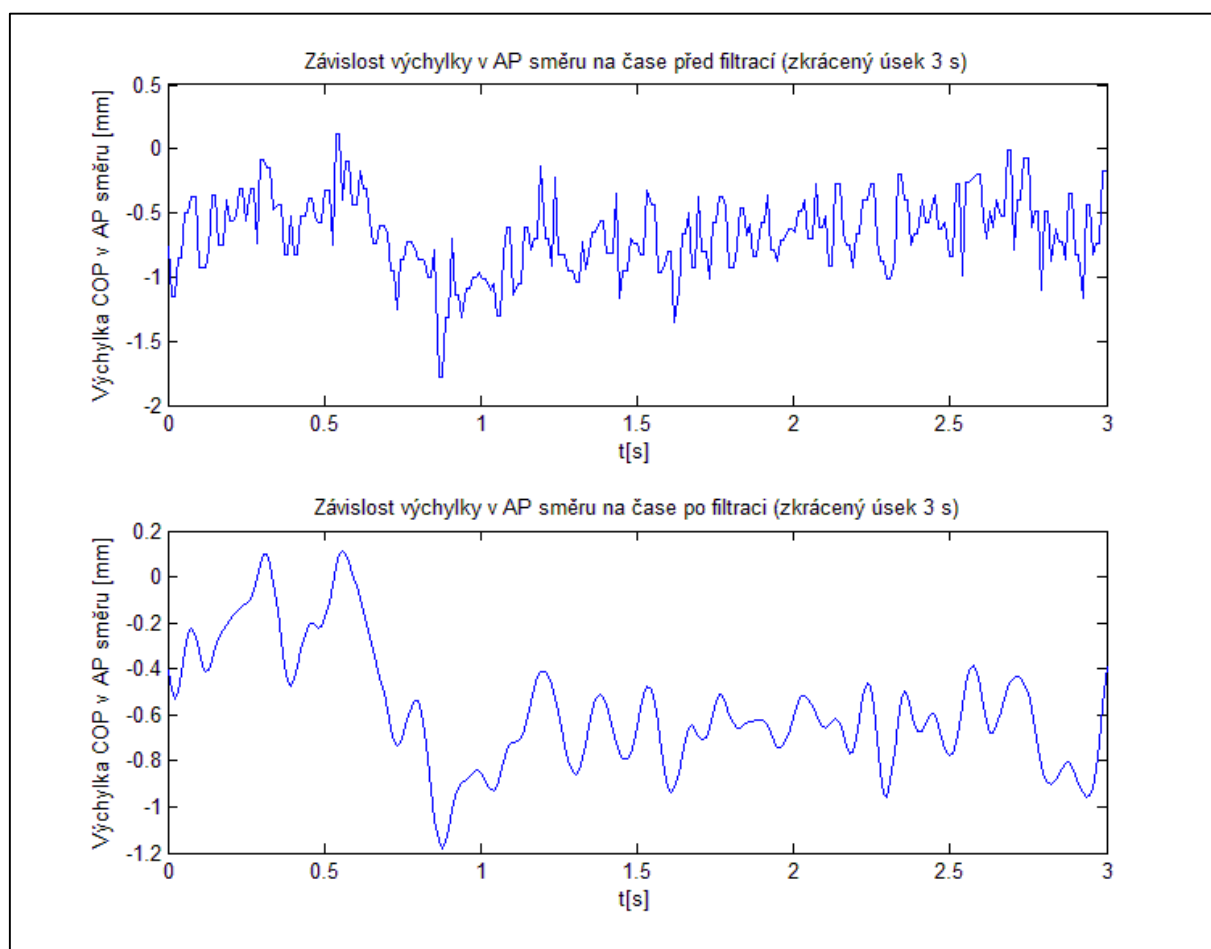
Obr. 16: Amplitudové spektrum signálu

8.4 Filtrace signálu

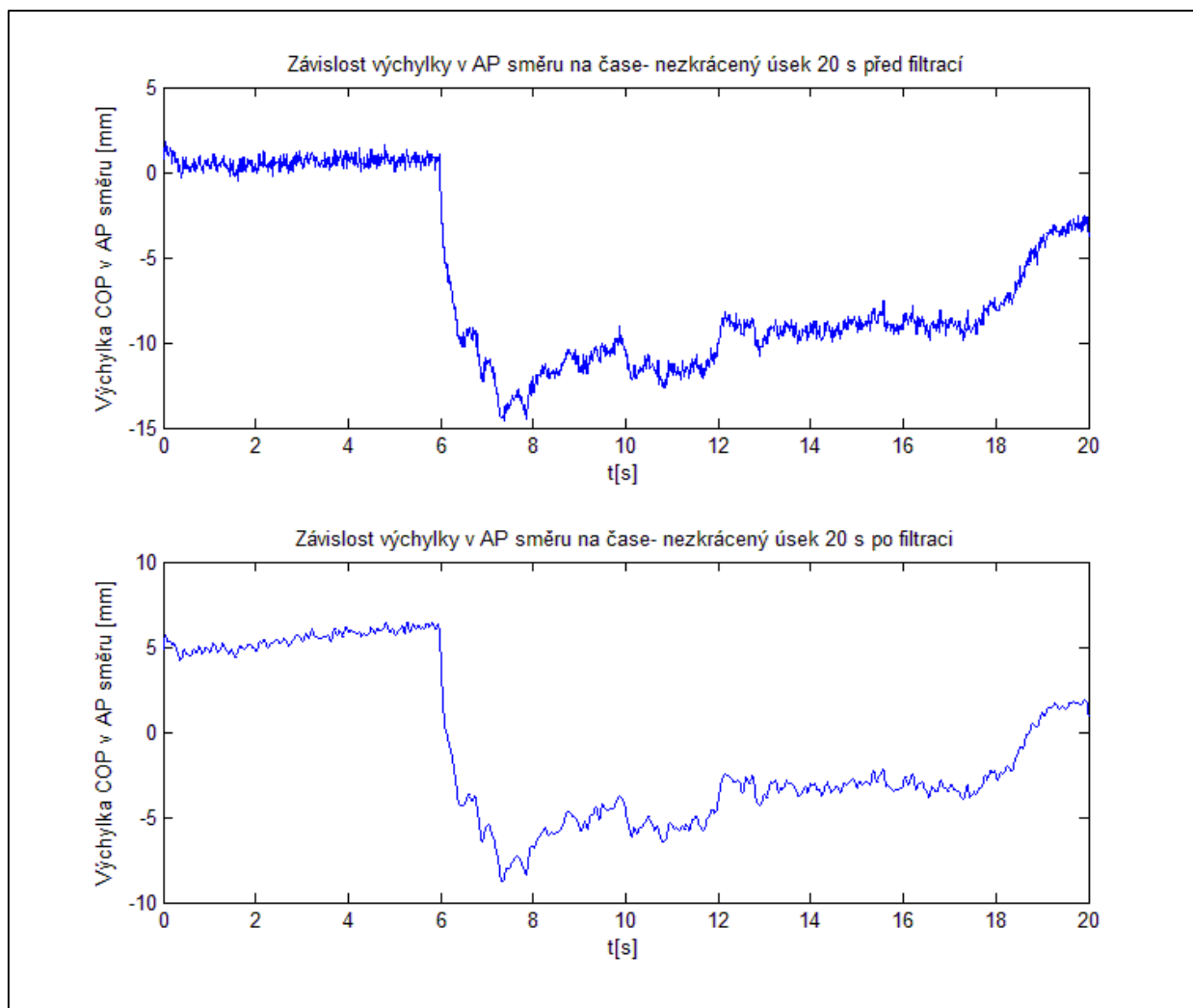
Z důvodu zatížení užitečného signálu šumem bylo třeba před dalším zpracováním použít filtr typu pásmová propust. Pro filtraci byl vybrán Butterworthův filtr, který se vyznačuje maximálně plochou amplitudovou charakteristikou v propustném pásmu a nejmenším fázovým zkreslením. V Matlabu byla použita funkce *butter*, která vrací koeficienty polynomů přenosové funkce. Funkce $[b, a] = \text{butter}(n, Wn, ftype)$ má několik parametrů - n představuje řád filtru (zvolen 4), Wn udává normovaný mezní kmitočet (v tomto případě vektor dvou hodnot- mezní

frekvence pro dolní propust 10 Hz a mezní frekvence pro horní propust 0,01 Hz), *f_{type}* je typ filtru (v tomto případě tedy 'bandpass', pásmová propust). Parametry navrženého Butterworthova filtru byly zvoleny dle vykreslého amplitudového spektra, vizuální kontroly a dostupné literatury [16][30]. Výsledná filtrace byla provedena pomocí funkce *filter* ($y = \text{filter}(b, a, x)$), kde *b* a *a* jsou koeficienty získané v předchozím kroku a *x* je samotný signál [29] [31].

Ukázka filtrace úseků o délce 3 s je na [Obr. 17](#). Pro lepší názornost je na [Obr. 18](#) vykreslena i filtrace signálu trvajícího 20 s.



Obr. 17: Ukázka filtrace zkráceného úseku (3 s)
(nahore před filtrací, dole po filtraci)



Obr. 18: Ukázka filtrace úseku o délce 20 s
(nahore před filtrací, dole po filtraci)

8.5 Výpočet parametrů

Po provedení filtrace byly vypočítány jednotlivé parametry uvedené v kapitole 4.1 ([Tab. 1](#)). Parametry byly spočítány pro každou krajní pozici dle protokolu měření ([Příloha D](#)), ve které se proband nacházel. Výpočet byl proveden jak pro výchylky v anterioposteriorním směru, tak pro výchylky v mediolaterálním směru. U některých parametrů (plocha 95% konfidenční elipsy, délka trajektorie COP a průměrná rychlost COP) byla spočítána i hodnota pro závislost anterioposteriorní výchylky na mediolaterální výchylce. Celkem bylo tedy získáno 19 hodnot parametrů pro každou krajní pozici u každého probanda.

9 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ PARAMETRŮ

Získaná data byla statisticky zpracována v programovém prostředí MATLAB® za využití programové nadstavby pro statistické výpočty - Statistics and Machine Learning Toolbox™. Toolbox poskytuje funkce a aplikace k popisu, analýze a modelování dat. Podporuje širokou škálu úloh od výpočtů základní popisné statistiky až po vývoj a vizualizaci mnohorozměrných nelineárních modelů. Nabízí také velké množství statistických grafů a interaktivních grafických nástrojů. V práci byl Toolbox využit pro testování statických hypotéz a pro grafické znázornění získaných výsledků.

9.1 Výběr vhodného statistického testu

Základem statistického zpracování dat je volba vhodného statistického testu. Při statistickém testování se vždy porovnávají dvě hypotézy. Jako statistickou hypotézu chápeme určitý předpoklad o rozdělení náhodných veličin. Nulová hypotéza (H_0) je hypotéza, kterou testujeme, a většinou vyjadřuje nulový rozdíl mezi testovanými soubory dat. Druhou hypotézou je tzv. alternativní hypotéza (H_1), která obvykle popisuje existenci difference mezi proměnnými.

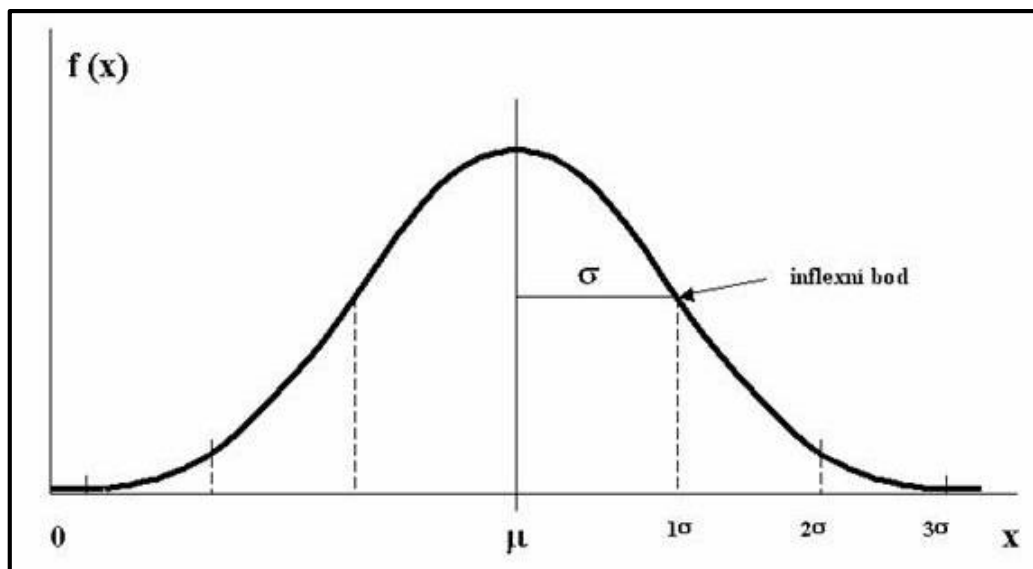
Dalším krokem při testování statistických hypotéz je určení hladiny významnosti testu (chyba α), což je pravděpodobnost, že se zamítne nulová hypotéza, ačkoliv platí. Obvykle je volena hladinu významnosti testu 5 %.

Jedním ze základních hledisek, podle kterého je možné zvolit statistický test, je posouzení, zda se jedná o závislé nebo nezávislé soubory dat. Za závislé soubory se považují takové soubory, kde dochází k opakovanému měření či posuzování znaků u stejných osob (párový design). Za nezávislé soubory považujeme dvě různé skupiny, u kterých zjišťujeme rozdíl (nepárový design).

Dále se rozlišují jednovýběrové testy (one-sample), které srovnávají jeden vzorek s referenční hodnotou. V testu se tedy srovnává rozložení hodnot (vzorek) s jediným číslem. Naopak dvouvýběrové testy (two-sample) srovnávají navzájem dva vzorky, tedy dvě rozložení hodnot.

Postupy statistického hodnocení se liší také podle toho, jaké znalosti máme o typu rozdělení sledované náhodné veličiny v základním souboru. Proto je nutné provést také tzv. test normality, což je zjištění, zda soubor dat sledované náhodné veličiny odpovídá Gaussovu normálnímu rozdělení pravděpodobností ([Obr. 19](#)), či nikoli (v tomto případě pak pracujeme s neznámým rozdělením). Jednoduchý odhad, zda mají data normální rozdělení, lze provést sestrojením histogramu, což je grafické znázornění distribuce dat pomocí sloupcového grafu se sloupci o stejné šířce, vyjadřující šířku intervalů, přičemž výška sloupců vyjadřuje četnost sledované veličiny v daném intervalu. Normalitu lze však ověřit i výpočtem. Existuje řada testů jako např. Shapirův-Wilkův test, Andersonův-Darlingův test, Lillieforsův test a další.

U normálního rozdělení testované veličiny jsou používány tzv. parametrické testy (nepárový t-test, párový t-test, ANOVA). V ostatních případech, kdy nelze usuzovat na normální rozdělení hodnot znaku, se používají tzv. neparametrické testy (χ^2 test, Mann-Whitneyův test, Kruskal Wallisův test, Wilcoxonův test, znaménkový test) [32].



Obr. 19: Grafické vyjádření Gaussova normálního rozdělení pro náhodnou veličinu X (upraveno z [33])

(X - spojitá náhodná veličina, $f(x)$ - hustota pravděpodobnosti náhodné veličiny X, μ - střední hodnota náhodné veličiny X, σ - směrodatná odchylka náhodné veličiny X)

9.2 Vybraný test

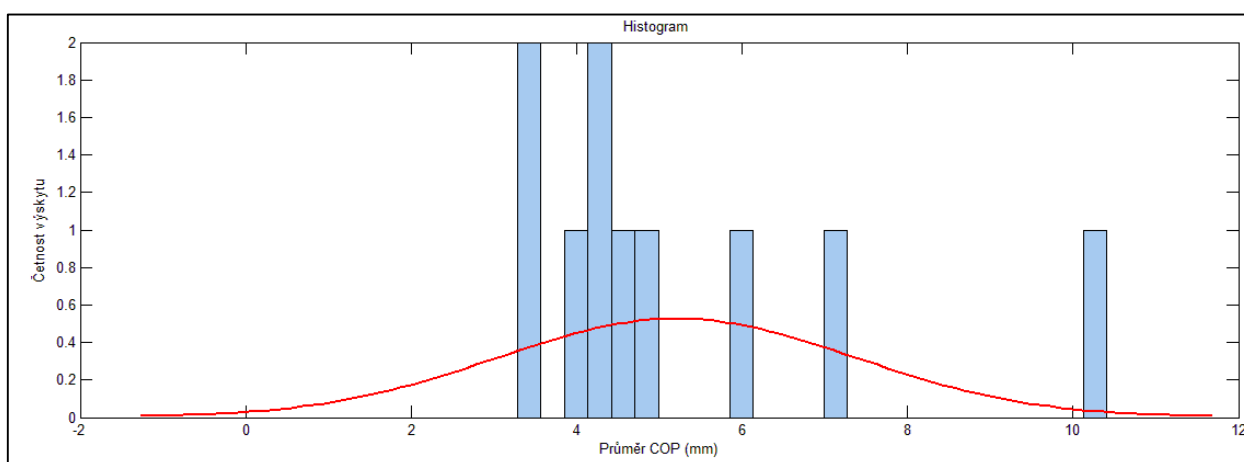
Porovnávána byla 2 měření provedená u jednoho výběrového souboru, srovnání musí být tedy párové. Na základě provedeného Anderson-Darlingova testu bylo zjištěno, že podmínku normality splňují jen některé parametry, přičemž většina parametrů normálního rozložení nevykazovala. Proto bylo nutné zvolit neparametrický test. Ukázka vykresleného histogramu je na Obr. 20.

Pro hodnocení vlivu vertikalizačního zařízení byl tedy vybrán Wilcoxonův párový test. Tento test porovnává 2 měření, která byla provedena u jednoho výběrového souboru. Testuje hypotézu rovnosti distribučních funkcí na základě ověření symetrického rozložení sledované náhodné veličiny. Výpočet testu vychází z párových hodnot dvou měření na jednom výběrovém souboru, kde X odpovídá měření před a X' měření po pokusném zásahu.

Nulovou hypotézu (H_0), o jejíž platnosti či neplatnosti se dle testu rozhoduje, představuje v tomto konkrétním případě hypotéza, že rozdíl parametrů není statisticky významný a tím pádem vertikalizační zařízení nemá vliv na sledované parametry. Alternativní hypotéza (H_1) naopak říká, že vliv má.

Hladina statistické významnosti (α) byla určena jako 0,05, což znamená, že připouštíme 5% chybu testu, tedy že zamítáme nulovou hypotézu, ačkoliv platí. Významnost hypotézy se hodnotí dle získané p-hodnoty, která vyjadřuje pravděpodobnost, s jakou číselné realizace výběru podporují nulovou hypotézu, jestliže je pravdivá. P-hodnota se srovnává s α .

- Je-li $p\text{-hodnota} \leq \alpha$, potom je H_0 zamítnuta na hladině významnosti α a přijímáme H_1 (zamítáme hypotézu o shodnosti rozdělení veličiny X a X' , tzn. pokusný zásah je účinný – hodnoty před a po pokusu se liší ve svém rozdělení).
- Je-li $p\text{-hodnota} > \alpha$, potom H_0 nezamítáme na hladině významnosti α (nemůžeme zamítnout hypotézu o shodnosti rozdělení veličiny X a X' , tzn. pokusný zásah je neúčinný – hodnoty před a po pokusu se neliší ve svém rozdělení).



Obr. 20: Histogram četností pro ověření normality dat

9.3 Uplatnění testu

Měření bylo provedeno celkem na 10 probandech, přičemž každý proband postupně zaujal 22krát některou z krajních poloh. Pro každý parametr tak byl získán soubor 10 hodnot v každé krajní pozici.

Testování bylo rozděleno do třech skupin, hodnocen byl vždy rozdíl parametru v krajní pozici bez fixace do vertikalizátoru a s fixací do vertikalizátoru nastaveného na výchylku 6° , poté rozdíl mezi hodnotou bez fixace do vertikalizátoru a s fixací do vertikalizátoru nastaveného na výchylku 12° a nakonec rozdíl mezi hodnotou při fixaci do vertikalizátoru nastaveného na výchylku 6° a při fixaci do vertikalizátoru nastaveného na výchylku 12° .

Z důvodu obtížné proveditelnosti nebyl při měření s vertikalizátorem nastaveným na výchylku 12° měřen záklon dozadu a proto byl při hodnocení rozdílů v druhé a třetí skupině vynechán.

9.4 Průměrná a střední hodnota výchylky COP

První z hodnocených parametrů, průměr a střední hodnota (medián), se nejeví jako ovlivněné použitím vertikalizačního zařízení, patrný není ani vliv většího úhlu náklonu vertikalizačního zařízení. V tabulkách (Tab. 5, Tab. 6) jsou uvedeny získané p-hodnoty. Modře jsou označeny hodnoty, které zobrazují statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$).

Tab. 5: Průměrná hodnota COP

Otevřené/ zavřené oči	Směr pohybu	Mean (AP)			Mean (ML)		
		bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12	bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12
Otevřené oči	Předklon	0,625000	0,027344	0,130859	0,193359	0,232422	0,769531
	Záklon	0,130859			0,921875		
	Vpravo	0,322266	1,000000	0,431641	0,921875	1,000000	0,625000
	Vlevo	0,625000	0,130859	0,431641	1,000000	1,000000	1,000000
Zavřené oči	Předklon	0,695313	0,769531	0,556641	0,769531	0,695313	1,000000
	Záklon	0,625000			0,037109		
	Vpravo	0,556641	0,160156	0,695313	0,232422	0,769531	0,431641
	Vlevo	0,695313	0,769531	1,000000	0,193359	0,921875	0,160156

Tab. 6: Střední hodnota COP

Otevřené/ zavřené oči	Směr pohybu	Median (AP)			Median (ML)		
		bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12	bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12
Otevřené oči	Předklon	0,556641	0,048828	0,375000	0,193359	0,375000	0,845703
	Záklon	0,160156			0,921875		
	Vpravo	0,492188	0,921875	0,921875	0,845703	0,921875	0,492188
	Vlevo	0,625000	0,160156	0,275391	0,625000	1,000000	0,695313
Zavřené oči	Předklon	0,492188	1,000000	0,695313	0,921875	0,845703	1,000000
	Záklon	0,769531			0,048828		
	Vpravo	0,556641	0,105469	0,769531	0,322266	0,695313	0,431641
	Vlevo	0,845703	0,769531	0,921875	0,232422	1,000000	0,275391

Jak u průměru, tak u mediánu, byl v anterioposteriorním směru prokázán vliv vertikalizačního zařízení jen při předklonu o 12° s otevřenými očima. V mediolaterálním směru je u obou parametrů vliv viditelný pouze při záklonu o 6° se zavřenými očima.

9.5 Maximální a minimální výchylka COP vůči průměrné hodnotě

Dle získaných p-hodnot ([Tab. 7](#), [Tab. 8](#)) je patrné, že při hodnocení maximálních a minimálních hodnot je vliv vertikalizačního zařízení výraznější. P-hodnot, představujících statisticky významný rozdíl, bylo zaznamenáno mnohem více.

Tab. 7: Maximální výchylka COP

Otevřené/ zavřené oči	Směr pohybu	Max (AP)			Max (ML)		
		bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12	bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12
Otevřené oči	Předklon	0,556641	0,083984	0,001953	0,556641	0,232422	0,027344
	Záklon	0,375000			0,275391		
	Vpravo	0,009766	0,019531	0,232422	0,375000	0,001953	0,048828
	Vlevo	0,003906	0,001953	0,193359	0,769531	0,083984	0,019531
Zavřené oči	Předklon	0,769531	0,431641	0,193359	0,048828	0,130859	0,921875
	Záklon	0,492188			0,769531		
	Vpravo	0,064453	0,019531	0,105469	0,232422	0,009766	0,048828
	Vlevo	0,001953	0,001953	0,845703	0,375000	0,105469	0,375000

Při hodnocení maximální výchylky COP v AP směru byl zaznamenán statisticky významný rozdíl mezi jednotlivými náklony vertikalizátoru při předklonu s otevřenými očima. Při úklonech do strany se na výchylce v AP směru projevil vliv vertikalizátoru při obou stupních náklonu, mezi jednotlivými stupni náklonu však rozdíl zaznamenán nebyl. Při zavřených očích se však neprojevil vliv při předklonu ani při úklonu vpravo o 6°. Úklon vpravo o 12° už ovlivněn vertikalizátorem byl, stejně jako úklon doleva o 6° i 12°.

V ML rovině se při otevřených očích projevil významný rozdíl mezi stupni náklonu při všech polohách. Dále se také vliv projevil při úklonu vpravo o 12°. Při zavřených očích byl statisticky významný rozdíl zaznamenán při předklonu o 6° a také při úklonu vpravo o 12°. Statisticky významný rozdíl mezi stupni náklonu byl zjištěn při pohybu doprava.

Celkově je tedy tento parametr nejvíce ovlivněn při pohybech do stran, při předklonech a záklonech se vliv projevil méně.

Minimální výchylky COP ([Tab. 8](#)) jsou vertikalizátorem ovlivněny méně než maximální výchylky. V AP rovině je při otevřených očích vliv patrný při předklonu o 12°, při úklonu vpravo o 6° a při úklonu vlevo o 6° i 12°. Při zavřených očích je vliv patrný pouze při úklonu vpravo o 12° a také je patrný statisticky významný rozdíl mezi stupni úklonu vpravo. V ML rovině se vliv projevil jen při předklonu s otevřenými očima o 6°. Zároveň se při předklonu s otevřenými očima ukázal statisticky významný rozdíl mezi stupni náklonu.

Tab. 8: Minimální výchylka COP

Otevřené/ zavřené oči	Směr pohybu	Min (AP)			Min (ML)		
		bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12	bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12
Otevřené oči	Předklon	0,695313	0,037109	0,193359	0,048828	0,275391	0,013672
	Záklon	0,921875			0,275391		
	Vpravo	0,048828	0,375000	0,375000	0,275391	0,275391	0,130859
	Vlevo	0,013672	0,013672	0,556641	0,492188	0,769531	0,375000
Zavřené oči	Předklon	0,695313	1,000000	0,845703	0,845703	0,921875	0,625000
	Záklon	0,921875			0,105469		
	Vpravo	0,083984	0,027344	0,037109	0,160156	0,275391	0,695313
	Vlevo	0,275391	0,556641	0,625000	0,769531	0,625000	0,921875

9.6 Střední kvadratická odchylka COP

U tohoto parametru byl zaznamenán velký vliv vertikalizačního zařízení a to převážně v AP rovině. Získané p-hodnoty jsou uvedeny v [Tab. 9](#).

Tab. 9: Střední kvadratická odchylka COP

Otevřené/ zavřené oči	Směr pohybu	RMS (AP)			RMS (ML)		
		bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12	bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12
Otevřené oči	Předklon	0,492188	0,048828	0,130859	0,845703	0,193359	0,160156
	Záklon	0,845703			0,232422		
	Vpravo	0,003906	0,013672	0,431641	0,492188	0,009766	0,193359
	Vlevo	0,009766	0,003906	0,375000	0,275391	0,322266	0,193359
Zavřené oči	Předklon	1,000000	0,037109	0,048828	0,009766	0,037109	0,695313
	Záklon	1,000000			0,921875		
	Vpravo	0,009766	0,027344	0,160156	0,625000	0,027344	0,160156
	Vlevo	0,009766	0,003906	0,492188	0,037109	0,375000	0,556641

V AP rovině se projevil vliv vertikalizátoru nastaveného na výchylku 6° při úklonech vpravo i vlevo jak s otevřenými očima, tak se zavřenými očima. Při výchylce o 12° se vliv projevil ve všech krajních pozicích s otevřenými i se zavřenými očima. Rozdíl ve stupni náklonu však není příliš statisticky významný, vliv se projevil pouze u předklonu dopředu se zavřenými očima.

V ML rovině je vliv méně výrazný. Při otevřených očích byl zaznamenán statisticky významný rozdíl pouze u úklonu vpravo o 12°. Při zavřených očích se vliv projevil i při výchylce o 6° a to při předklonu a při úklonu vlevo. Výchylka o 12° vykazuje statisticky

významný rozdíl při předklonu a při úklonu vpravo. Vliv stupně náklonu se neprojevil v žádné z krajních pozic.

Tento parametr je opět ovlivněn převážně při náklonech do stran, přičemž větší vliv je patrný v AP rovině.

9.7 Vzdálenost mezi největší a nejmenší výchylkou COP (peak-to-peak)

U tohoto parametru se vliv projevil v AP rovině i v ML rovině. Výskyt statisticky významných rozdílů byl však mírně odlišný, jak je patrné z [Tab. 10](#).

Tab. 10: Peak-to-peak

Otevřené/ zavřené oči	Směr pohybu	P-P (AP)			P-P (ML)		
		bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12	bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12
Otevřené oči	Předklon	0,556641	0,105469	0,001953	1,000000	0,193359	0,027344
	Záklon	0,492188			0,232422		
	Vpravo	0,009766	0,019531	0,232422	0,322266	0,001953	0,064453
	Vlevo	0,001953	0,001953	0,193359	0,193359	0,048828	0,037109
Zavřené oči	Předklon	0,921875	0,322266	0,322266	0,064453	0,048828	1,000000
	Záklon	0,556641			0,695313		
	Vpravo	0,064453	0,019531	0,130859	0,232422	0,009766	0,064453
	Vlevo	0,003906	0,001953	0,769531	0,431641	0,083984	0,492188

V AP směru se při otevřených očích projevil vliv stupně náklonu při předklonu. Zároveň byl statisticky významný rozdíl prokázán u pohybů do stran (vpravo i vlevo) při obou stupních náklonu. Při zavřených očích vertikalizátor ovlivnil úklon o 12° vpravo a úklon o 6° i 12° vlevo. Rozdíl mezi stupni náklonu se při zavřených očích neprojevil.

V ML směru byl při otevřených očích zjištěn statisticky významný rozdíl při úklonu vpravo i vlevo o 12° a také významný rozdíl mezi jednotlivými stupni náklonu při předklonu a při úklonu vlevo. Při zavřených očích se vliv projevil při předklonu o 12° a také při úklonu vpravo o 12°. Vliv stupně náklonu se zde neprojevil.

Celkově je tedy tento parametr ovlivněn více při pohybech do stran. Výrazný rozdíl mezi AP rovinou a ML rovinou zaznamenán nebyl.

9.8 Délka trajektorie COP

Délka trajektorie byla zjišťována jak při závislosti výchylky v AP směru na výchylce v ML směru, tak v jednotlivých směrech zvlášť. Získané p-hodnoty jsou v následujících tabulkách (Tab. 11, Tab. 12). Vliv vertikalizačního zařízení se projevil ve všech třech situacích téměř shodně. Zjištěny byly jen nepatrné odlišnosti.

Tab. 11: Délka trajektorie (1)

Otevřené/ zavřené oči	Směr pohybu	COP length		
		bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12
Otevřené oči	Předklon	0,769531	0,130859	0,009766
	Záklon	0,193359		
	Vpravo	0,083984	0,001953	0,083984
	Vlevo	0,130859	0,009766	0,105469
Zavřené oči	Předklon	0,027344	0,160156	1,000000
	Záklon	0,695313		
	Vpravo	0,105469	0,019531	0,019531
	Vlevo	0,013672	0,009766	0,322266

Tab. 12: Délka trajektorie (2)

Otevřené/ zavřené oči	Směr pohybu	COP length (AP)			COP length (ML)		
		bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12	bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12
Otevřené oči	Předklon	0,769531	0,105469	0,001953	0,375000	0,193359	0,037109
	Záklon	0,275391			0,064453		
	Vpravo	0,105469	0,037109	0,105469	0,083984	0,001953	0,105469
	Vlevo	0,193359	0,003906	0,083984	0,083984	0,037109	0,375000
Zavřené oči	Předklon	1,000000	0,160156	0,193359	0,019531	0,232422	0,695313
	Záklon	0,431641			0,695313		
	Vpravo	0,105469	0,019531	0,027344	0,193359	0,019531	0,027344
	Vlevo	0,027344	0,001953	1,000000	0,037109	0,027344	0,431641

Jak při vzájemné závislosti směrů COP výchylky, tak při samostatném hodnocení v jednotlivých směrech, se při otevřených očích projevil vliv stupně náklonu při předklonu. Zároveň se ukázalo ovlivnění parametru při úklonech do obou stran o 12°.

U zavřených očí se ve všech třech situacích projevilo ovlivnění vertikalizátorem při úklonu vlevo o 6° a při úklonu vpravo i vlevo o 12°. Zaznamenán byl také vliv stupně náklonu při úklonu vpravo. Navíc se při vzájemné závislosti směrů výchylek a v ML směru projevil vliv při předklonu o 6°.

Celkově tedy tento parametr opět ukazuje větší ovlivnění při pohybech do stran,

9.9 Průměrná rychlost COP

Průměrná rychlost byla taktéž počítána jak při závislosti směrů na sobě, tak v jednotlivých směrech samostatně. Jelikož se při výpočtu tohoto parametru vycházelo z parametru předchozího (délky trajektorie COP), získané p-hodnoty uvedené v tabulkách ([Tab. 13](#), [Tab. 14](#)) jsou shodné s hodnotami v předchozí podkapitole. Ovlivnění tohoto parametru je tedy stejné jako ovlivnění délky trajektorie COP.

Tab. 13: Průměrná rychlost COP (1)

Otevřené/ zavřené oči	Směr pohybu	COP velocity		
		bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12
Otevřené oči	Předklon	0,769531	0,130859	0,009766
	Záklon	0,193359		
	Vpravo	0,083984	0,001953	0,083984
	Vlevo	0,130859	0,009766	0,105469
Zavřené oči	Předklon	0,027344	0,160156	1,000000
	Záklon	0,695313		
	Vpravo	0,105469	0,019531	0,019531
	Vlevo	0,013672	0,009766	0,322266

Tab. 14: Průměrná rychlost COP (2)

Otevřené/ zavřené oči	Směr pohybu	COP velocity (AP)			COP velocity (ML)		
		bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12	bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12
Otevřené oči	Předklon	0,769531	0,105469	0,001953	0,375000	0,193359	0,037109
	Záklon	0,275391			0,064453		
	Vpravo	0,105469	0,037109	0,105469	0,083984	0,001953	0,105469
	Vlevo	0,193359	0,003906	0,083984	0,083984	0,037109	0,375000
Zavřené oči	Předklon	1,000000	0,160156	0,193359	0,019531	0,232422	0,695313
	Záklon	0,431641			0,695313		
	Vpravo	0,105469	0,019531	0,027344	0,193359	0,019531	0,027344
	Vlevo	0,027344	0,001953	1,000000	0,037109	0,027344	0,431641

9.10 Plocha 95% konfidenční elipsy COP

Jako poslední parametr byla počítána plocha 95 % konfidenční elipsy COP, která představuje 95 % poloh COP. Získané p-hodnoty pro tento parametr jsou uvedeny v [Tab. 15](#).

Tab. 15: Plocha 95 % konfidenční elipsy

Otevřené/ zavřené oči	Směr pohybu	COP area		
		bez_vert- vert6	bez_vert- vert12	vert6- vert12
Otevřené oči	Předklon	0,695313	0,193359	0,019531
	Záklon	0,492188		
	Vpravo	0,083984	0,013672	0,064453
	Vlevo	0,048828	0,003906	0,130859
Zavřené oči	Předklon	0,130859	0,160156	0,625000
	Záklon	0,695313		
	Vpravo	0,083984	0,019531	0,037109
	Vlevo	0,009766	0,009766	0,556641

Opět se vliv vertikalizátoru projevil hlavně při úklonech do stran. Při otevřených očích je vliv patrný při úklonu vlevo o 6° a při úklonu vpravo i vlevo o 12°. Dále se také projevil vliv stupně náklonu při předklonu.

Při zavřených očích je značný vliv při úklonu vlevo o 6° a opět při úklonu vpravo i vlevo o 12°. Navíc je patrný vliv stupně úklonu při úklonu vpravo.

9.11 Grafické vyjádření rozdílů mezi parametry

Grafickým vyjádřením výsledných rozdílů můžou být krabicové grafy (box ploty, [Obr. 21](#)). V tomto grafu červená čára představuje střední hodnotu veličiny a ohraničený modrý obdélník vymezuje oblast, ve které se vyskytuje 50% všech hodnot. Černé úsečky vyznačují maximální a minimální hodnotu. Odlehle hodnoty jsou vyznačeny červenými křížky.

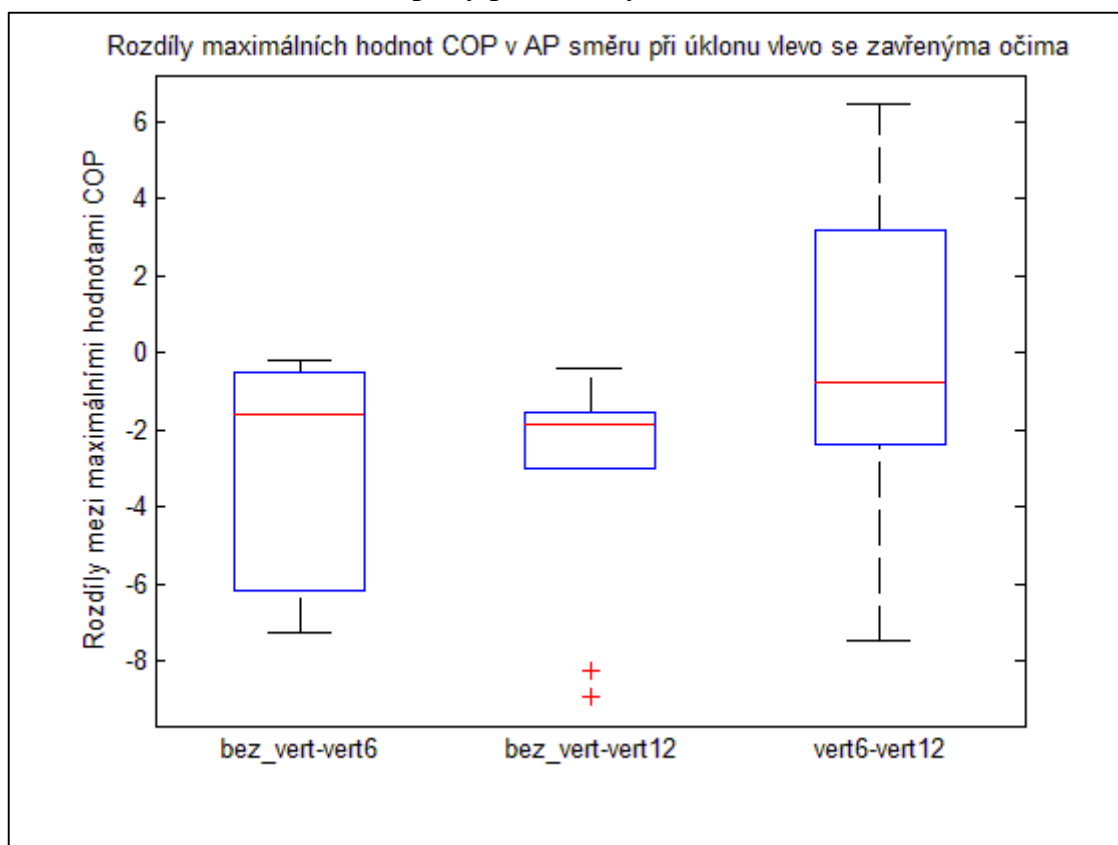
Vykreslena je situace pro rozdíly hodnot maximálních výchylek COP v AP směru při úklonu vlevo se zavřenými očima. V tomto případě je rozdíl mezi p-hodnotami, které vykazují statisticky významný rozdíl a p-hodnotami, které vykazují opak, velmi značný. Jelikož Wilcoxonův test testuje hypotézu, že rozdíly mezi párovými hodnotami jsou rozloženy symetricky kolem 0, tak v případě těchto box plotů je podstatná jejich poloha vůči 0 na ose y. Je-li rozložení symetrické, hodnoty před a po pokusu se neliší ve svém rozdělení a rozdíl není statisticky významný.

Na grafu je viditelné, že v prvním a druhém případě (tedy pokud jde o rozdíl mezi parametrem bez fixace do vertikalizátoru a s fixací do vertikalizátoru nastaveného na 6° či 12°)

rozdíly nejsou rozloženy symetricky kolem nuly a tím pádem je zaznamenán vliv vertikalizačního zařízení.

V posledním případě, kdy jde o rozdíl mezi hodnotami při vertikalizátoru nastaveném na výchylku 6° a hodnotami při vertikalizátoru nastaveném na výchylku 12° , je na box plotu patrné poměrně symetrické postavení vůči nule na ose y, což vypovídá o statisticky nevýznamném rozdílu mezi jednotlivými hodnotami a tím pádem nedochází k ovlivnění vertikalizačním zařízením.

Obr. 21: Box ploty pro rozdíly maximálních hodnot COP



10 DISKUZE ZÍSKANÝCH VÝSLEDKŮ

Získaná data byla zpracována statisticky pomocí párového testu, přičemž byly vždy srovnávány změny parametru bez fixace do vertikalizátoru, s fixací do vertikalizátoru nastaveného na výchylku 6° a s fixací do vertikalizátoru nastaveného na výchylku 12° při různých pozicích. U každého probanda byla zachována stejná poloha nohou při celém měření a rozdíly mezi jednotlivými parametry byly počítány vždy pro každého probanda zvlášť. Tím pádem nebylo nutné využít dodatečné informace o probandech uvedené v tabulkách ([Tab. 3](#), [Tab. 4](#)) v kapitole 7.

Statistickým zpracováním vypočítaných parametrů jsme získaly p-hodnoty, dle kterých bylo možné rozhodnout o platnosti či neplatnosti nulové hypotézy (H_0). Nulová hypotéza říkala, že rozdíl parametrů není statisticky významný a tím pádem vertikalizační zařízení nemá vliv na sledované parametry.

10.1 Zhodnocení získaných výsledků

Po podrobnějším posouzení jednotlivých situací se ukázalo, že parametry průměrná a střední hodnota výchylky COP nejsou vlivem vertikalizačního zařízení téměř vůbec ovlivněny. U ostatních parametrů se vliv projevil více a to vždy převážně při pohybech do stran. Největší vliv vertikalizačního zařízení se projevil u parametru střední kvadratická odchylka.

Výrazný rozdíl mezi ovlivněním parametrů při otevřených a zavřených očích zjištěn nebyl, stejně jako se ve většině případů příliš nelišila míra ovlivnění parametrů počítaných z výchylek COP v AP směru od parametrů počítaných z výchylek v ML směru.

Pro posouzení vlivu vertikalizačního zařízení při jednotlivých pozicích, které jedinci postupně zaujíмали, byla situace zjednodušena tím způsobem, že bylo zanedbáno rozlišení otevřených a zavřených očí, stejně jako toho, jestli parametr byl počítán v AP či ML rovině. Výsledkem je tedy tabulka ([Tab. 16](#)), které obsahuje procentuální vyjádření míry ovlivnění jednotlivých pozic při různém náklonu vertikalizačního zařízení.

Tab. 16: Procentuální vyjádření vlivu vertikalizátoru

Procentuální vyjádření vlivu vertikalizačního zařízení			
	bez_vert-vert6	bez_vert-vert12	vert6-vert12
Předklon	18,42 %	18,42 %	34,21 %
Záklon	5,26 %		
Vpravo	13,16 %	71,05 %	26,32 %
Vlevo	42,11 %	57,89 %	5,26 %

Z tabulky je patrné, že největší vliv mělo vertikalizační zařízení při úklonu vpravo o 12° . Poměrně výrazný rozdíl se ukázal i při úklonech vlevo, jak při úklonu o 6° , tak při úklonu o 12° . Při předklonu se projevily vliv stejnou měrou při předklonu o 6° i při předklonu o 12° . Zároveň však byl při předklonu v největším počtu případů zjištěn statisticky významný rozdíl mezi stupni náklonu. Naopak nejmenší rozdíl byl ve stupních náklonu při pohybu vlevo.

Celkově se tedy vliv vertikalizačního zařízení projevil nejvíce při úklonech vpravo a vlevo a to konkrétně při nastavení vertikalizátoru na výchylku 12° .

10.2 Možné chyby měření

Jelikož bylo měření prováděno na lidských dobrovolnících a rovněž bylo řízeno člověkem, mohlo dojít k nejrůznějším chybám v měření způsobeným lidským faktorem. Z tohoto důvodu mohou být výsledky značně zkresleny.

I přes předchozí poučení každého jednotlivce se mohlo stát, že pohyby nebyly vykonávány zcela správně a v dostatečné míře. Převážně pohyb dozadu byl některým jedincům nepříjemný, a proto byl měřen pouze záklon o 6° . I tak ale mohl být záklon v některých případech nedostatečný.

Během měření mohlo dojít také ke změně polohy chodidel na stabilometrické plošině a tím ke zkreslení získaných hodnot. Další situace, která mohla ovlivnit měření, byla ta, že proband nesetřval v krajní pozici dostatečně dlouhou dobu.

ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce bylo prostudovat problematiku posturální stability a seznámit se s vertikalizačním zařízením Balance Trainer a tlakovou podložkou Wii Balance Board. Úkolem bylo navrhnout protokol a realizovat měření na skupině probandů za účelem získání dat k dalšímu zpracování.

Měření bylo provedeno na skupině 10 probandů. Každý proband absolvoval měření dle daného protokolu sestávajícího z několika po sobě se opakujících jednoduchých pohybů do stran. Nejdříve byly pohyby vykonávány s otevřenýma očima, následně s očima zavřenýma. Naměřená data, představující výchylky COP v AP a ML směru, byla získána z vyhodnocovací části aplikace TelMed jako soubory aplikace Microsoft Excel.

Ke zpracování dat byl vytvořen program v programovém prostředí MATLAB®. Tento program provedl rozdělení získaných dat dle určitých směrů jednotlivých pohybů, zkrácení těchto úseků na úseky odpovídající setrvání probanda v krajní pozici a následnou filtraci takto zkrácených úseků.

Dále byly pomocí vytvořeného programu spočítány jednotlivé parametry, jako je průměr, směrodatná odchylka, délka trajektorie atd. Jednotlivé parametry byly počítány jak v AP rovině, tak v ML rovině.

V další části práce bylo provedeno statistické zpracování výsledků a jejich interpretace. Z dosažených výsledků vyplývá, že při předklonu a záklonu není vliv vertikalizačního zařízení na posturální stabilitu příliš významný. Naopak při pohybech do stran byl zaznamenán mnohem větší vliv a to převážně při výchylce vertikalizátoru nastavené na 12°. Při pohybu vpravo byl v tomto případě zaznamenán vliv přibližně u 71 % situací.

Získané výsledky mohly být ovlivněny množstvím chyb jako například nesprávně či nedostatečně vykonaným pohybem, posunem chodidel na stabilometrické plošině během měření či příliš krátkým setrváním probanda v krajní pozici. Přesnějších výsledků by bylo také dosaženo provedením měření u většího množství probandů či opakovaným měření u každého jednotlivce a zprůměrováním takto získaných hodnot.

LITERATURA

- [1] KOLÁŘ, P. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.
- [2] VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 8072548379
- [3] VÉLE, F. Kineziologie posturálního systému. Praha : Univerzita Karlova, 1995. 85 s. ISBN 80-7184-100-5.
- [4] VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. 189 s. ISBN 978-80-244-2432-3.
- [5] Porucha posturální stability u dětí s obezitou [online]. Dostupné z WWW: <http://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2013/06/09.pdf>
- [6] VAŘEKA, I. (2002a) Posturální stabilita (I.část). In: *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 9, 4, s.115-121.
- [7] DYLEVSKÝ I., NAVRÁTIL L., KUBÁLKOVÁ L. *Kineziologie, kineziterapie a fyzioterapie*. 1. vyd. Praha: Manus, 2001, 110 s. ISBN 8090231888.
- [8] Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze [online]. Dostupné z WWW: <http://solen.cz/pdfs/ped/2002/03/05.pdf>
- [9] MÁČEK, M., RADVANSKÝ J. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011, xvi, 245 s. ISBN 9788072626953.
- [10] DUNGL, P. *Ortopedie*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada, 2014, xxiv, 1168 stran. ISBN 9788024743578.
- [11] OPAVSKÝ, J. *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003, 91 s. ISBN 802440625x.
- [12] TROJAN, S. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 2. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Grada, 2001, 226 s. ISBN 802470031x.
- [13] Teorie a výzkum. *TOMATIS Praha*. [online]. 2015 [cit. 2015-12-10]. Dostupné z: <http://www.tomatis-praha.cz/index.php?id=o-metode-tomatis-hlavni-body&idp=teorie-a-vyzkum>
- [14] DRŠATA J.: Počítačová posturografie v diagnostice a rehabilitaci závrativých stavů. Hradec Králové, 2007. Disertační práce. Univerzita Karlova v Praze. Lékařská fakulta v Hradci Králové. Klinika Ušní nosní a krční. Přednosta doc. MUDr. Jan Vokurka, CSc.
- [15] SCHUBERT, P. About the structure of posturography: Sampling duration, parametrization, focus of attention (part I). *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 2012, 5:9: 496.
- [16] RE C., SPADA G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor control*, 2002, 6: 246-252.

- [17] LABINI F. S., et al. A new set of parameters for Computerised Dynamic Posturography. *Biophysics and Bioengineering Letters*, 2008, 1.1.
- [18] FEITOVÁ K.. *Ovlivnění vybraných parametrů posturální stability prostřednictvím pohybového programu powerjóga u studentů Přírodovědecké fakulty Univerzity Karlovy v Praze*. Praha, 2014. Disertační práce. Univerzita Karlova v Praze. Fakulta tělesné výchovy a sportu. Studijní program kinantropologie. Vedoucí práce Doc. PhDr. Viléma Novotná.
- [19] KOLÁŘOVÁ, B. *Posouzení vlivu vybraných aspektů na posturální kontrolu u jedinců po transtibiální amputaci*. Olomouc, 2012. Disertační práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Fakulta tělesné kultury. Vedoucí práce Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.
- [20] Balance Trainer- Dynamický a statický vertikalizátor v jednom [online]. Dostupné z WWW: <http://www.ormedent.cz/a1-balance-trainer.html>
- [21] Dynamický vertikalizátor Balance Trainer [online]. Dostupné z WWW: http://www.ambulatorium.cz/pdf/dynamicky_vertikalizator.pdf
- [22] Balance Trainer. *Ambulatorium*. [online]. [2007] [cit. 2015-12-17]. Dostupné z: http://www.ambulatorium.cz/pdf/balance_trainer.pdf
- [23] Inproceedings of MATLAB conference. *Digital Signal and Image Processing*. [online]. [2008] [cit. 2015-12-17]. Dostupné z: http://dsp.vscht.cz/konference_matlab/MATLAB08/prispevky/034_funda.pdf
- [24] Nintendo Wii Fit Plus with Balance Board – Black. *Amazon*. [online]. [2015] [cit. 2015-12-17]. Dostupné z: <http://www.amazon.co.uk/Nintendo-Wii-Plus-Balance-Board/dp/B002BSA3EM>
- [25] E-learning na VUT v Brně. *Vysoké učení technické v Brně*. [online]. 25.11.2015 [cit. 2015-12-18]. Dostupné z: https://moodle.vutbr.cz/pluginfile.php/197337/mod_resource/content/1/telemedicina.pdf
- [26] E-learning na VUT v Brně. *Vysoké učení technické v Brně*. [online]. [2015] [cit. 2015-12-18]. Dostupné z: https://moodle.vutbr.cz/pluginfile.php/197335/mod_resource/content/1/telmed_romberg.pdf
- [27] CHIARI L., ROCCHI L., CAPPELLO A. Stabilometric Parameters Are Affected by Anthropometry and Foot Placement. *Academia*. [online]. [2002] [cit. 2015-12-23]. Dostupné z: https://www.academia.edu/433335/Stabilometric_Parameters_Are_Affected_by_Anthropometry_and_Foot_Placement
- [28] CARNEIRO, J. A. O., et al. A pilot study on the evaluation of postural strategies in young and elderly subjects using a tridimensional electromagnetic system. *Brazilian journal of otorhinolaryngology*, 2013, 79.2: 219-225.
- [29] JAN J. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTIUM, 2002, 427 s. ISBN 80-214-2911-9.*

- [30] LEMAY, J. F., et al. Center-of-pressure total trajectory length is a complementary measure to maximum excursion to better differentiate multidirectional standing limits of stability between individuals with incomplete spinal cord injury and able-bodied individuals. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2014, 11.1: 1.
- [31] ROBERTSON D., GORDON E., DOWLING J. J. Design and responses of Butterworth and critically damped digital filters. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2003, 13.6: 569-573.
- [32] *Biostatistika: Přednášky* [online]. Brno: Veterinární a farmaceutická univerzita Brno [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <http://cit.vfu.cz/statpotr/POTR/prednasky.htm>
- [33] Pravděpodobnostní rozdělení spojité náhodné veličiny pro základní soubory. *Biostatistika: Přednášky* [online]. Brno: Veterinární a farmaceutická univerzita Brno [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <http://cit.vfu.cz/statpotr/POTR/Teorie/Predn2/rozdelZS.htm>

SEZNAM ZKRATEK

COP- center of pressure (působíště reakční síly)
AC- kontaktní plocha
AS- opěrná plocha
BS- opěrná báze
CNS- centrální nervový systém
CKP- centrální koordinační poruchy
RMS- střední kvadratická odchylka
AP- anterioposteriorní
ML- mediolaterální
ENG- electronystagmogram
AP- accespoint
EKG- elektrokardiogram
BMI- Body mass index
BTD- big toe distance (vzdálenost palců u nohou)
IMD- inter-malleolar distance (vzdálenost pat)
EFL- effective foot length (efektivní délka nohy)
BOS- base of support area (opěrná báze)
FL- foot length (délka nohy)
MFW- maximum foot width (maximální šířka nohy)
DFT- diskrétní Fourierova transformace
FFT- rychlá Fourierova transformace

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A- Obsah přiloženého CD
Příloha B- Dotazník pro účastníky měření
Příloha C- Informovaný souhlas s účastí na studii
Příloha D- Protokol měření

Příloha A- Obsah přiloženého CD

Elektornická verze bakalářské práce

Skripty a funkce vytvořené v prostředí MATLAB[®]

Soubory MS Excel s vypočítanými parametry pro jednotlivé probandy

Soubory MS Excel s naměřenými daty od jednotlivých probandů

Pomocné tabulky vytvořené v MS Excel

Příloha B- Dotazník pro účastníky měření

Dotazník pro účastníky měření	
Jméno	
Příjmení	
Datum narození	
Věk	
Výška	
Váha	
BMI	
Pohybová aktivita a její četnost	
Pohybová omezení	
Zdravotní problémy týkající se pohybového aparátu	
Délka chodidla	
Šířka chodidla	

Příloha C- Informovaný souhlas s účastí na studii

Vysoké učení technické v Brně (VUT) – Ústav biomedicínského inženýrství (UBMI)

Informovaný souhlas s účastí na studii

Název výzkumného projektu: Měření vlivu vertikalizačního zařízení

Období realizace: prosinec 2015

Řešitelé projektu: Lenka Klimešová, vedoucí práce: Ing. Pavla Horáková

Pavčina Oravová, vedoucí práce: doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

Konzultant: Ing. Markéta Koťová

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na projektu, jehož cílem je naměření dat pro naše bakalářské práce. **Data budou snímána pomocí tlakové podložky Wii Balance Board a pomocí 16ti kanálového systému EMG se zabudovanými akcelerometry.** Jednotlivé testy jsou pohybově nenáročné, účastník je opakovaně testován pomocí přístrojové techniky, která je bezpečná, bez rizika způsobení úrazu.

Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, datum podpisu a datum konání měření, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitelé projektu mne informovali o podstatě výzkumu a seznámili mne s cíli, metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a pro mne za podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba a druhý řešitel projektu.

Jména, příjmení a podpisy osob provádějících měření:

Lenka Klimešová: _____

V Brně dne: _____

Pavčina Oravová: _____

V Brně dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce):

V Brně dne: _____

Příloha D- Protokol měření

Bez fixace			
Otevřené oči		Zavřené oči	
Vzpřímený stoj 5 s		Vzpřímený stoj 5 s	
Pohyb dopředu 5 s		Pohyb dopředu 5 s	
Setrvání v předklonu 5 s		Setrvání v předklonu 6 ° 5 s	
Pohyb zpět 5 s		Pohyb zpět 5 s	
Vzpřímený stoj 5 s		Vzpřímený stoj 5 s	
Pohyb dozadu 5s		Pohyb dozadu 5s	
Setrvání v záklonu 5 s		Setrvání v záklonu 5 s	
Pohyb zpět 5 s		Pohyb zpět 5 s	
Vzpřímený stoj 5 s		Vzpřímený stoj 5 s	
Pohyb vpravo 5 s		Pohyb vpravo 5 s	
Setrvání vpravo 5 s		Setrvání vpravo 5 s	
Pohyb zpět 5 s		Pohyb zpět 5 s	
Vzpřímený stoj 5 s		Vzpřímený stoj 5 s	
Pohyb vlevo 5 s		Pohyb vlevo 5 s	
Setrvání vlevo 5 s		Setrvání vlevo 5 s	
Pohyb zpět 5 s		Pohyb zpět 5 s	
S fixací			
Náklon o 6 °			
Otevřené oči		Zavřené oči	
Vzpřímený stoj 5 s		Vzpřímený stoj 5 s	
Pohyb dopředu 5 s		Pohyb dopředu 5 s	
Setrvání v předklonu 5 s		Setrvání v předklonu 5 s	
Pohyb zpět 5 s		Pohyb zpět 5 s	
Vzpřímený stoj 5 s		Vzpřímený stoj 5 s	
Pohyb dozadu 5s		Pohyb dozadu 5s	
Setrvání v záklonu 5 s		Setrvání v záklonu 5 s	
Pohyb zpět 5 s		Pohyb zpět 5 s	
Vzpřímený stoj 5 s		Vzpřímený stoj 5 s	
Pohyb vpravo 5 s		Pohyb vpravo 5 s	
Setrvání vpravo 5 s		Setrvání vpravo 5 s	
Pohyb zpět 5 s		Pohyb zpět 5 s	
Vzpřímený stoj 5 s		Vzpřímený stoj 5 s	
Pohyb vlevo 5 s		Pohyb vlevo 5 s	
Setrvání vlevo 5 s		Setrvání vlevo 5 s	
Pohyb zpět 5 s		Pohyb zpět 5 s	
Náklon o 12°			
Otevřené oči		Zavřené oči	
Vzpřímený stoj 5 s		Vzpřímený stoj 5 s	
Pohyb dopředu 5 s		Pohyb dopředu 5 s	
Setrvání v předklonu 5 s		Setrvání v předklonu 5 s	
Pohyb zpět 5 s		Pohyb zpět 5 s	
Vzpřímený stoj 5 s		Vzpřímený stoj 5 s	
Pohyb vpravo 5 s		Pohyb vpravo 5 s	
Setrvání vpravo 5 s		Setrvání vpravo 5 s	
Pohyb zpět 5 s		Pohyb zpět 5 s	
Vzpřímený stoj 5 s		Vzpřímený stoj 5 s	
Pohyb vlevo 5 s		Pohyb vlevo 5 s	
Setrvání vlevo 5 s		Setrvání vlevo 5 s	
Pohyb zpět 5 s		Pohyb zpět 5 s	