



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Využití gyro-akcelerometrického systému
Xsens a Mocap systému Vicon k měření
pohybu vestibulárního aparátu**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Jakub Šourek

Vedoucí diplomové práce: Ing. Petr Volf

Kladno 2017

Z a d á n í d i p l o m o v é p r á c e

Student: **Bc. Jakub Šourek**
Studijní obor: Biomedicínský inženýr
Téma: **Využití gyro-akcelerometrického systému Xsens a Mocap systému Vicon k měření pohybu vestibulárního aparátu.**
Téma anglicky: Utilization of gyro-accelerometer system Xsens and Mocap system Vicon for measuring vestibular apparatus movement.

Zásady pro vypracování:

V prostředí MATLAB proveďte implementaci algoritmů pro analýzu paralelně naměřených dat za využití gyro-akcelerometrického systému Xsens a Mocap systému Vicon s ohledem na kinematické parametry vestibulárního aparátu při statickém stožení, chůzi a ležení po čtyřech. Naměřte experimentální data na souboru alespoň 20 probandů za využití helmice, umožňující umístění pětice gyro-akcelerometrických senzorů a Mocap markerů. Na základě naměřených dat ověřte hypotézu, že gyro-akcelerometrický systém může při složitějších pohybech poskytovat relevantnější informace o skutečném pohybu segmentů těla, resp. vestibulárního aparátu. Navrhněte případné další využití gyro-akcelerometrického systému umístěného na helmici.

Seznam odborné literatury:

- [1] Ripka, P., Típek, A., Modern Sensors Handbook, ed. 1, John Wiley & Sons, 2010, 518 s., ISBN 9780470394892
- [2] Cappa, P., Patanè, F., Rossi, S., A Redundant Accelerometric Cluster for the Measurement of Translational and Angular Acceleration and Angular Velocity of the Head, J. Med. Devices, ročník 1, číslo 1, 2006, Srpen, 14-22 s.
- [3] Menache, A., Understanding Motion Capture for Computer Animation, ed. 2nd Edition, Morgan Kaufmann, 2011, 276 s., ISBN 9780123814968

Vedoucí: Ing. Petr Volf
Konzultant: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

Zadání platné do: 20.08.2018

.....
vedoucí katedry / pracoviště

.....
děkan

V Kladně dne 19.05.2017

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem *Využití gyro-akcelerometrického systému Xsens a Mocap systému Vicon k měření pohybu vestibulárního aparátu* vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Na Kladně 19. 5. 2017

.....

Bc. Jakub Šourek

Poděkování

Rád bych poděkoval svému vedoucímu diplomové práce, panu inženýru Petru Volfovi, za příkladné vedení při řešení dané problematiky, za věnování a obětování jak profesního, tak osobního času. Dále bych rád poděkoval kolegyním Zuzaně Wanglerové a Adéle Váchové za spolupráci v týmu, který vytvořil příspěvek *Hybrid Motion Capture System for Measuring Kinematics of Vestibular Apparatus* pro konferenci *Poster 2017* Fakulty elektrotechnické, jenž vychází z našich závěrečných prací. Rovněž bych rád poděkoval panu doktoru Radimu Krupičkovi, jenž byl ochotný a nápomocný při zapůjčení a zprovoznění měřicího systému Vicon. Nakonec bych rád poděkoval mé rodině a mým přátelům za trpělivost a duševní podporu při tvorbě této diplomové práce.

Abstrakt

Využití gyro-akcelerometrického systému Xsens a Mocap systému Vicon k měření pohybu vestibulárního aparátu

Tato diplomová práce se zabývá využitím gyro-akcelerometrického systému Xsens a Mocap systému Vicon k měření pohybu vestibulárního aparátu s ohledem na jeho kinematické parametry při statickém stoji, chůzi, lezení po čtyřech, dřepu, chůzi do schodů a pulzním rotačním testu. V rámci měření byla na souboru 28 probandů naměřena experimentální data, která byla využita k ověření korelace lineárních zrychlení získaných ze systému Xsens a Vicon a míry výpadků těchto systémů. Z naměřených dat vyplývá, že gyro-akcelerometrický systém Xsens poskytuje relevantnější informace o skutečných kinematických parametrech vestibulárního aparátu z důvodu derivační chyby. Vliv složitosti pohybu na výsledná experimentální data s ohledem na korelaci lineárních zrychlení nebyl pozorován.

Klíčová slova

Lineární zrychlení, Xsens, Vicon, vestibulární aparát

Abstract

Utilization of Xsens, a gyro-accelerometer system, and Mocap system Vicon for vestibular apparatus motion measurement

This master thesis deals with utilization of a gyro-accelerometer system Xsens and Mocap system Vicon for vestibular apparatus motion measurement with respect to its kinematic parameters in a standstill, a gait, a crawl on all four, a squat, when climbing the stairs and in the Head Impulse Test. Experimental data, collected from a sample of 28 probands, were used to verify the correlation between linear accelerations obtained from Xsens and Vicon and a rate of failure of these systems. The experimental data show that Xsens, a gyro-accelerometer system, provides more relevant information about the actual kinematic parameters of a vestibular apparatus, due to a derivation error. No effect of movement complexity on resulting experimental data with respect to the linear accelerations correlation was observed.

Key words

Linear acceleration, Xsens, Vicon, vestibular apparatus

Obsah

Seznam symbolů a zkratek.....	4
1 Úvod	5
1.1 Přehled medicínské problematiky	5
1.1.1 Vestibulární aparát	6
1.1.2 Vertigo.....	7
1.1.3 Nystagmus	7
1.1.4 Ataxie	8
1.1.5 Choroby	8
1.1.6 Vestibulo-okulární reflex	9
1.1.7 Head Impulse Test.....	9
1.1.8 Chůze.....	9
1.1.9 Lezení po čtyřech	11
1.2 Přehled současného stavu.....	11
1.2.1 Dostupné systémy.....	12
1.2.2 Problémy dostupných systémů.....	13
1.2.3 Zařízení pro měření pohybu vestibulárních aparátů.....	13
1.3 Cíle práce.....	16
2 Metody	17
2.1 Modifikace helmice.....	17
2.1.1 Stabilita fixace senzorů ke skeletu helmice.....	17
2.1.2 Stabilita upnutí skeletu helmice k hlavě.....	18
2.1.3 Ergonomie upínání	20
2.2 Hybridní systém pro měření vestibulárního aparátu	21
2.2.1 Měřicí systém Xsens	21
2.2.2 Měřicí systém Vicon	22

2.2.3	Propojení obou systémů	25
2.3	Postup měření	27
2.3.1	Výběr probandů	28
2.3.2	Zprovoznění systémů	28
2.3.3	Protokol měření	29
2.4	Zpracování dat.....	30
2.4.1	Implementace algoritmů v MATLAB.....	30
2.4.2	Zpracování Xsens	30
2.4.3	Zpracování Vicon	31
2.4.4	Synchronizace dat.....	31
2.4.5	Výběr dat	32
2.5	Statistické metody	32
2.5.1	Hypotéza pro porovnání systémů	32
2.5.2	Hypotéza pro porovnání pohybů	33
2.5.3	Korelace.....	33
2.5.4	Míra výpadku	34
2.5.5	Mann–Whitneyův U test	34
3	Výsledky.....	35
3.1	Prezentace grafů	35
3.1.1	Grafy chůze	36
3.1.2	Grafy dřepy.....	39
3.1.3	Grafy HIT	42
3.1.4	Grafy lezení	45
3.1.5	Grafy schůdky	48
3.1.6	Graf stoj.....	50
3.2	Tabulky korelací.....	51
3.3	Tabulka míry výpadku	52

4	Diskuze.....	53
4.1	Výpověď grafů	54
4.1.1	Grafy chůze	54
4.1.2	Grafy dřepy.....	55
4.1.3	Grafy HIT	56
4.1.4	Grafy lezení	56
4.1.5	Grafy schůdky	57
4.1.6	Graf stoj.....	57
4.2	Výpověď tabulek.....	58
4.2.1	Tabulka korelací	58
4.2.2	Tabulka p-hodnot	59
4.2.3	Tabulka míry výpadku.....	59
5	Závěr	61
	Seznam použité literatury	62
	Příloha A: Dokumenty pro etickou komisi.....	69
	Příloha B: Doplnující grafy výsledků.....	71
	Příloha C: Ukázka grafu MATLAB.....	72
	Příloha D: Obsah přiloženého CD.....	73

Seznam symbolů a zkratek

Zkratka	Význam
BPPV	Benigní paroxysmální polohové vertigo
ČVUT	České vysoké učení technické
FBMI	Fakulta biomedicínského inženýrství
H0	Nulová hypotéza
H1	Alternativní hypotéza
HIT	Head Impulse Test (pulsní rotační test)
IMD	Intermastoideální vzdálenost (vzdálenost mezi výběžky kostí spánkových)
IMU	Inertial Measurement Unit (inerciální měřicí jednotka)
IR	Infrared (infračervené)
IUD	Interutrikulární vzdálenost
LED	Light-Emitting Diode (dioda emitující světlo)
LO	Levý okcipitální bod
LP	Levý parietální bod
MATLAB	Matrix laboratory
MEMS	MicroElectroMechanical Systems (mikroelektromechanické systémy)
MoCap	Motion capture (zachycování pohybu)
PO	Pravý okcipitální bod
PP	Pravý parietální bod
T	Temporální bod
USB	Universal Serial Bus (univerzální sériová sběrnice)
VOR	Vestibulo-okulární reflex
WR-A	Wireless Remote Access (bezdrátový vzdálený přístup)
MT	Motion tracking (sledující pohyb)

1 Úvod

Vestibulární aparát je systémem lidského těla, který zaznamenává lineární a úhlové zrychlení hlavy a spolu s optickým, proprioreceptivním a motorickým aparátem tak slouží k udržení rovnováhy těla [1, 2]. Při poruše vestibulárního aparátu může docházet k projevu ataxie, nystagmu či vertiga [3]. Příčinou poruchy vestibulárního aparátu může být například Ménièreova choroba, benigní paroxysmální polohové vertigo (BPPV) nebo vestibulární neuronitida [4, 5, 6]. Změření hodnot kinematických veličin vestibulárního aparátu je nezbytné pro lékaře z důvodu správné diagnostiky těchto chorob.

Měření kinematických veličin vestibulárního aparátu, potažmo hlavy, je dále využíváno ve sportovní medicíně. Zejména v oblasti kontaktních sportů, jako je box, hokej, americký fotbal nebo lakros, jsou monitorovány pohyby a nárazy hlavy, za účelem zlepšení techniky profesionálních sportovců či zvýšení jejich bezpečnosti při vývoji a testování ochranných helem. [7, 8, 9]

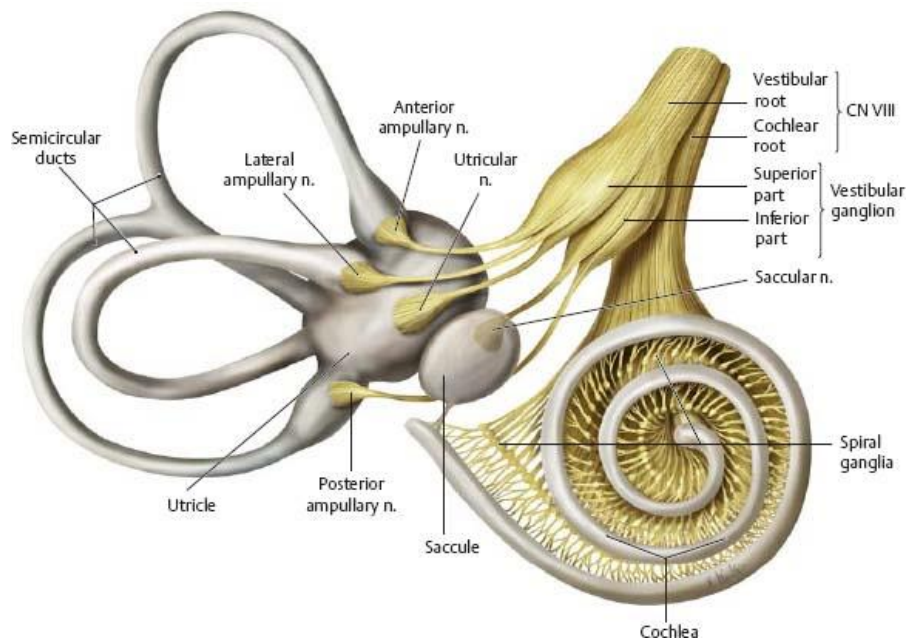
Sledováním polohy hlavy a těla v prostoru při různých typech pohybů, mezi které patří chůze, dřep, lezení po čtyřech, chůze do schodů apod., se zabývá kineziologie [10, 11] a její poznatky využívá rehabilitace [12, 13]. Systém umožňující měření kinematických veličin vestibulárního aparátu, zejména lineárního a úhlového zrychlení, v jeho souřadném systému by umožnil ověření správnosti stimulace.

1.1 Přehled medicínské problematiky

Medicínských důvodů pro znalost kinematických veličin vestibulárního aparátu je mnoho. Ať už se jedná o pouhou touhu po vědomostech o fyziologii vestibulárního aparátu, schopnost definovat a diagnostikovat poruchy jako vertigo, nystagmus či ataxii, být schopen léčit nemoci a syndromy spřážené s těmito poruchami nebo sledovat správný vývoj člověka při chůzi a lezení po čtyřech.

1.1.1 Vestibulární aparát

Vestibulární aparát je statokinetický orgán nacházející se v blanitém labyrintu vnitřního ucha člověka, viz Obrázek 1.1 [14]. Slouží ke vnímání polohy a pohybu hlavy. Na základě tohoto vjemu probíhá relativní stabilizace obrazu na sítnici a udržení celkové rovnováhy těla. Zhoršení funkčnosti vestibulárního aparátu vede ke snížení kvality pacientova života, což má dále za příčinu zvýšení využití spotřeby zdravotnických prostředků, zejména u praktických lékařů [15], neurologů [16], ortopedů a radiologů [17, 18, 19].



Obrázek 1.1: Vestibulární aparát, převzato z [20]

Ke vjemu o poloze a pohybu hlavy dochází pomocí detekce úhlového a lineárního zrychlení. Lineární zrychlení je detekováno uvnitř kulovitého a vejčitého vaku zvaného sacculus a utriculus. Dle Housleyho a kol. [21] je práh sacculu pro vnímání zrychlení v kaniálně-kaudálním směru $15,4 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-2}$, práh utriculu $6,3 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-2}$ v antero-posteriorním a $5,7 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-2}$ v laterálním směru. V těchto vácích se nacházejí vláskové buňky, jež zaznamenávají lineární zrychlení na základě podráždění při pohybu otolitů, jemných krystalků vápenatých solí umístěných na gelatinové membráně [22].

Úhlové zrychlení je detekováno vláskovými buňkami, jež se nacházejí uvnitř ampul tří na sebe kolmých polokruhovitých kanálků. Tyto vláskové buňky se vybuzují nebo utlumují v závislosti na úhlovém zrychlení při rotačních pohybech hlavy [21].

Dle Oostervelda a kol. [23] se práh pro úhlové zrychlení pohybuje v rozmezí $0,37\text{--}3\text{ cm}\cdot\text{s}^{-2}$. Dle studií je konkrétní hodnota závislá na věku [24], psychologickém stavu člověka [24], užívaných lécích a na faktu [26], zda bylo samotné měření prováděno vsedě nebo vleže.

1.1.2 Vertigo

Vertigo, neboli pravá závrať, je stav člověka, kdy dochází k mylnému vjemu pohybu těla či okolního prostředí. Přivozuje pocit podobný pobytu na řetízkovém kolotoči, houpání nebo tahu na stranu. Nejčastěji k němu dochází v důsledku nefunkčnosti labyrintu vnitřního ucha, vestibulárního nervu či vestibulárního jádra mozkového kmene a jejich spojů. Vertigo se projevuje spontánními pocity tahu či rotace spolu s nauzeou a zvracením. Dochází k rozostření zraku při rychlých pohybech hlavy. Tyto příznaky jsou vyvolávány změnou polohy hlavy. Vertigo dále podporuje nystagmus a vestibulární ataxii. [3, 27, 28]

1.1.3 Nystagmus

Pojmem nystagmus se rozumí kmitavý pohyb očních bulbů, který lze rozdělit na pomalou a rychlou část. Pomalá část vzniká v důsledku statické vestibulární nerovnováhy, rychlá část pak navrácí oko do počáteční polohy. Díky opakování se obou částí dochází k rytmickému pohybu. Nystagmus se dělí na horizontální, vertikální nebo rotační dle toho, v které rovině kmitá. Na základě rytmu, symetrie a rovin kmitání se hovoří o pravidelně měnlivém pohledovém nystagmu, down beat nystagmu a disociovaném nystagmu. [3, 27, 28]

1.1.4 Ataxie

Ataxie je definována jako dyskoordinace či nešikovnost pohybů, jež nemá příčinu v dysfunkci svalů. Má vliv na oční pohyby, řeč, končetiny, trup, stoj a chůzi. Je zapříčiněna poraněním vestibulárního aparátu, mozečku či proprioceptivních drah. Typickými ukazateli jsou nešikovnost horních i dolních končetin, pocit opilosti pacienta, snížení stability v přítmi či parestézií a necitlivostí dolních končetin. [3, 26, 27]

1.1.5 Choroby

Ménièreova choroba je chronická nemoc, která je celosvětově rozšířena, je nezávislá na pohlaví a nejčastěji se objevuje u pacientů mezi 30 a 60 lety. Choroba je charakteristická přerušovanými fázemi vertiga trvajících od několika minut po několik hodin, ztrátou sluchu, pískáním a tlakem v uších. Příčinou je nahromadění endolymfy a změna koncentrace v ní obsažených elektrolytů. To vede k odlišnému podráždění vláskových buněk, přičemž je možná i ruptura labyrintu. Chorobu je možné léčit změnou životního stylu, diuretiky či chirurgicky. [4]

Benigní paroxysmální polohové vertigo (BPPV) je s podílem 17 % nečastějším typem vertiga vůbec. Projevuje se rotačními závratěmi při změně polohy, jako je například přetáčení v posteli, při předklánění a zaklánění, ulehání nebo vstávání. Léčba se provádí pomocí Epleyho nebo Sémontova manévru, které jsou založeny na určitých změnách polohy hlavy a různých sedimentacích otokoniálních hmot. [5]

Vestibulární neuronitida se projevuje nejčastěji v populaci mezi 30. a 40. rokem života jako rychlé závratě spolu s posturální nestabilitou. V akutních případech dochází ke snížení zrakové ostrosti spojené s nystagmem. Za příčinu vestibulární neuronitidy se považuje vir herpes simplex. Léčba probíhá kortikoterapií. [6]

1.1.6 Vestibulo-okulární reflex

Vestibulo-okulární reflex (VOR) je vývojově starý a jednoduchý reflex. Při jeho působení dochází k pohybu očí se stejnou úhlovou rychlostí, ale v opačném směru, než je momentální pohyb hlavy jako celku. Spolu s rovnovážně krčními reflexy přispívá ke stabilizaci obrazu na sítnici a umožňuje tak člověku vidět ostře a čistě i při pohybu hlavy. Tento reflex je považován za nejrychlejší lidský reflex s dobou trvání mezi 8 a 12 milisekundami. Anatomicky se VOR skládá z reflexivního oblouku složeného ze tří neuronů, ganglion vestibuli, nuclei vestibulares a nuclei oculomotori. [29,30]

1.1.7 Head Impulse Test

K vyšetření funkce VOR se v medicínské praxi používá Head Impulse Test (HIT), česky pulzní rotační test. Po vyšetřovaném je požadováno, aby fixoval svůj pohled na určitý pevný bod, přičemž vyšetřující mu rychle pohybuje hlavou ve směru rotace do úhlu cca 20 °. Pokud vyšetřovaný trpí poruchou VOR, není se schopen oči na bod fixovat. [5, 29]

1.1.8 Chůze

Chůze je druh lidského pohybu, jenž je možno definovat mnoha způsoby. Dle Olssona [31] se chůze řadí mezi nejtěžší z pohybových úkolů, který se po naučení stává podvědomým úkonem. Whittle [32] na chůzi nahlíží jako na lokomoci dolních končetin při střídání opory a propulze. O lokomoci, v tomto případě rozlišenou na fázi zatěžovací a nezatěžovací, též pojednává Kirtley [33]. Smidt [34] definuje chůzi jako pohyb těla s repetitivními změnami poloh dolních končetin, přičemž alespoň jedna končetina zůstává v kontaktu s povrchem země. Trew a Everett [35] tvrdí, že chůze je sled přerušovaných pádů.

Krokový cyklus je možné rozdělit na část stojnou, kdy je noha v kontaktu se zemí, a část švihovou počínající zvednutím nohy od podložky a končící jejím kontaktem

s podložkou [33]. Při pomalejší chůzi se délka časového úseku stojné části prodlužuje a švihové části zvyšuje, při rychlejší chůzi je tomu naopak.

Jednotlivé fáze stojné a švihové části krokového cyklu se u různých autorů liší, nejčastěji se však stojná část dělí na počáteční kontakt, zatěžování, mezistoj, koncový stoj, předšvih a švihová část na počáteční švih, mezišvih a konečný švih.

Počáteční kontakt je okamžik, v němž se chodidlo končetiny dotkne podložky [36]. Ve fázi zatěžování se přenáší hmotnost těla na stojnou končetinu, pánev rotuje směrem k této končetině. Chodidlo a bérce přecházejí plynule přes patu do okamžiku, v němž je chodidlo v plném kontaktu s podložkou, a tím je dosaženo stabilní polohy. Během mezistoje přechází druhá končetina do švihové části a míjí stojnou končetinu. Těžiště těla se nachází nejvýše, a proto je fáze mezistoje nejméně stabilní. Koncový stoj začíná odrazem paty od podložky a končí, když se druhá končetina dotkne podložky. Dochází tak k přenosu hmotnosti těla před stojnou končetinu. V předšvihu dochází k náhlému odlehčení zatížené končetiny rychlým přenosem tělesné hmotnosti na druhou končetinu a k přípravě na švihovou část, kdy se aktivizují svaly a končetina se odlehčuje.

Švihová část krokového cyklu se nejčastěji dělí na počáteční švih, mezišvih a konečný švih. Počáteční švih začíná odrazem palce a je momentem, v němž celá končetina opouští podložku. V mezišvihu se dostává švihová končetina před končetinu stojnou. Mezišvih přechází do koncového švihu v okamžiku, kdy je bérce švihové končetiny rovnoběžný s vertikálou. Fáze koncového švihu je přípravou na zahájení stojné části v následujícím krokovém cyklu, přičemž cílem je zaujmout optimální polohu pro další krok [33].

Délku kroku lze definovat jako vzdálenost mezi kontaktem paty jedné dolní končetiny a kontaktem paty druhé. Délka kroku je závislá na faktorech jako jsou délka dolních končetin, věk a rychlost chůze. Každý člověk má svou rychlost chůze a neustále ji přizpůsobuje měnícím se podmínkám. Rytmus chůze, neboli kadence, je vyjádřena počtem kroků za minutu. Kadence je závislá na délce dolních končetin. Čím jsou končetiny delší, tím je kadence pomalejší. Ženy mají v průměru dolní končetiny kratší než muži, proto mají tendenci k rychlejší kadenci. Malé děti mají kadenci ještě rychlejší než ženy, ta však s dospíváním klesá [33].

1.1.9 Lezení po čtyřech

Lezení po čtyřech je prvním druhem pohybu pro člověka při autonomním přemístění z jednoho místa na druhé. Dle Kiedroňové [37] dochází ke koordinovanému lezení dítěte přibližně v 8.–9. měsíci věku. Z lezení se naučí posadit, postavit a při dobře rozvinuté rovnováze, koordinaci pohybů, posílených svalech a orientačních dovednostech následuje chůze kolem nábytku, samostatný stoj v prostoru a chůze v prostoru.

Lezení by mělo být koordinované, symetrické, ve zkrříženém modelu, tj. pravá ruka, levé koleno a poté levá ruka, pravé koleno, s rukama a kolínky v šíři ramen, chodily s lehce stočenými špičkami směrem k sobě.

Při nižším svalovém napětí a slabém bříšku může dítě lézt prohnutě, s vystrčeným zadečkem a zakloněnou hlavičkou, s rukama a nohama na široké. Objevit se může i střídavý model pohybu, tj. pravá ruka, pravé koleno a poté levá ruka, levé koleno. Při nevhodném řešení asymetrie dítěte, může lézt s nakročenou jednou nohou, nebo alespoň špičkou vytočenou ven. Naopak dítě s neřešeným vyšším svalovým napětím se ani lézt nenaučí, neboť je natolik záklonové a napjaté, že se nedokáže uvolnit a podsunout kolínka pod břicho. U všech těchto případů by mělo dojít k včasné rehabilitaci.

1.2 Přehled současného stavu

Problematikou měření pohybu vestibulárního aparátu a hlavy se zabývalo mnoho studií. Je však otázkou, do jaké míry jsou dostupné systémy vhodné pro měření kinematických veličin vestibulárního aparátu a zda není prostor pro jejich vylepšení.

1.2.1 Dostupné systémy

Mezi současné systémy, které se zabývají měřením pohybů hlavy, se řadí systém BrainPort. Jedná se o zařízení od firmy Wicab, o kterém ve své studii Danilov a kol. [38] uvádí, že má potenciál při léčbě poruch rovnováhy. Princip tohoto zařízení spočívá v jednom tříosém MEMS akcelerometru od firmy ST Microelectronics a v matici elektrod umístěných v superiorní části jazyka. Elektrody stimulují jazyk podle náklonu zaznamenaného akcelerometrem a pacientův mozek se tak postupně učí vnímat informaci z jazyka jako tu, kterou by mu správně poskytoval vestibulární aparát.

Higgins a kol. [39] se ve své práci zabývají tím, zda akcelerometr připevněný k náustku poskytuje přesnější údaje než akcelerometr připevněný k helmě. Zajímají se o údaje o centru tíhy při nárazu zkoumaném na speciálně vytvořeném fantomu hlavy. Výsledkem jejich práce je potvrzení skutečnosti, že akcelerometr připojený k náustku skutečně poskytuje přesnější údaje a je validní metodou pro měření akcelerace hlavy.

Handman a kol. [40] používají miniaturní tříosý akcelerometr, který umísťují se sluchátkem do ucha řidiče auta při závodu. Získávají tak data potřebná pro zjištění míry zranění hlavy utrpěné při automobilové nehodě.

Odlíšnou metodou pro měření pohybu lidského těla je využití ultrazvukového signálu. Příkladem této metody je komerční systém CMS pro 3D analýzu pohybu od německé firmy Zebris [41]. Tento systém analyzuje pohyb člověka, který má na sobě připevněné markery vysílající ultrazvukové vlny, které jsou následně zachycovány mikrofony.

Další současnou možností je systém Fastrak od firmy Polhemus. Jedná se o elektromagnetický systém monitorující pohyb hlavy pomocí jednoho vysílače, jenž emituje elektromagnetické dipólové pole, a až čtyř přijímačů, které vlnění zaznamenávají [42].

Mezi nejpokročilejší a nejsofistikovanější systémy používané v mnoha studiích [43, 44, 45] pro měření pohybu se řadí optické MoCap systémy nahrávající pohyb těla sestavou kamer, jenž nadále převádí do digitálního prostředí. Příkladem tohoto systému

je Vicon, který snímá vyhrazený prostor několika kamerami zachycující obraz přes infračervený filtr. Díky tomu je možné snímání i v naprosté tmě, přičemž každá z kamer má kolem své čočky umístěné stroboskopické infračervené LED zářiče. Na objekt, jehož pohyb je monitorován, se umísťují reflektivní markery. Světlo vysílané ze stroboskopických zářičů je markery odraženo zpět do čoček kamer, kde se nadále převádí na videosignál. [46]

1.2.2 Problémy dostupných systémů

Žádný z výše zmíněných měřicích systémů však není schopen zaznamenávat kinematické veličiny v souřadném systému vestibulárního aparátu. Jak Volf a kol. [47] uvádí, systémy, které ve svých studiích používají Danilov [38], Higgins [39] a Handman [40] nezaznamenávají pohyb vestibulárního aparátu, ale pouze pohyb anatomických bodů na hlavě vyšetřovaného. Další negativní vlastností těchto systémů je použití pouze jednoho senzoru nebo jejich konstrukce, která nerespektuje souřadný systém vestibulárního aparátu, respektive utriculu, sacculu a polokruhových kanálků.

Nevýhodou sledovacích systémů Zebris [41], Fastrak [42] a Vicon [46] je nemožnost měření rozsáhlejších prostorů, protože jsou limitovány rozmístěním sledovacích prvků v místnosti. Dále tyto systémy nejsou schopny zaznamenávat komplexnější pohyby, při nichž dochází k zakrytí měřicích čidel.

1.2.3 Zařízení pro měření pohybu vestibulárních aparátů

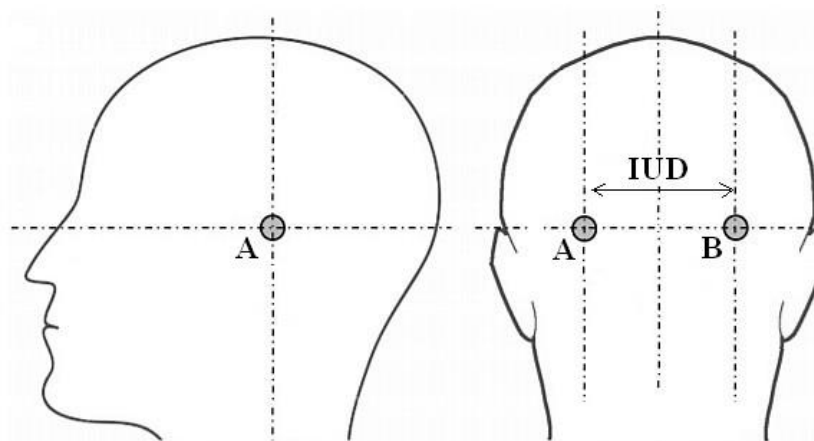
Z výše uvedených důvodů bylo Volfem a kol. [47] navrženo a vytvořeno zařízení pro měření pohybu vestibulárních aparátů, viz Obrázek 1.2, které se snaží eliminovat tyto negativní vlastnosti. Je schopno měřit kinematické veličiny v souřadném systému vestibulárního aparátu pomocí senzorů umístěných tak, aby měřilo lineární zrychlení, které je u člověka zaznamenáváno utriculem a sacculem, a uhlové zrychlení zprostředkovávané polokruhovitými kanálky [48, 49].



Obrázek 1.2: Zařízení pro měření pohybu vestibulárních aparátů

Zařízení se skládá z helmice, bezdrátové komunikační jednotky a osobního počítače. Kostra helmice je tvořena rámem ze slitiny hliníku. Na vnější části rámu je umístěno pět posuvných desek se senzory IMU MTx Xsens. Jednotlivé senzory jsou propojeny kabely s vysílačem bezdrátové komunikační jednotky, který přenáší naměřená data do počítače přes přijímač bezdrátové komunikační jednotky.

Desky se senzory jsou umístěny tak, aby korespondovaly s anatomickými rovinami a zachycovaly tak užité údaje o vestibulárním aparátu v sagitální, transverzální a frontální rovině, kdy je hlava s helmicí ve vzpřímené poloze. Posuvnými deskami je možné pohybovat v rozsahu 1,5 cm všemi směry tak, aby mohla být nastavena interutrikulární vzdálenost (IUD), viz Obrázek 1.3.



Obrázek 1.3: Pozice levého (A) a pravého (B) labyrintu vestibulárního aparátu vůči IUD

Tato vzdálenost byla určena ve studii Nowé a kol. [51], kde bylo vycházeno ze snímků magnetické rezonance 25 mužů a žen. Určený zjednodušený vzorec pro výpočet IUD je zobrazen v Rovnici 1, přičemž zkratka IMD značí intermastoideální vzdálenost, vzdálenost mezi výběžky kostí spánkových.

$$IUD = 0,567 + 0,497 (IMD(mm)) \quad 1)$$

Volf a kol. [47] ve svém užitém vzoru popisují rozmístění posuvných desek dle anatomických rovin následovně: „*Posuvná deska okcipitální levá leží ve frontální rovině se středem na ose levého vestibulárního systému, která je kolmá na frontální rovinu. Posuvná deska okcipitální pravá leží ve frontální rovině se středem na ose pravého vestibulárního systému, která je kolmá na frontální rovinu. Posuvná deska parietální levá leží v transverzální rovině se středem na ose levého vestibulárního systému, která je kolmá na transverzální rovinu. Posuvná deska parietální pravá leží v transverzální rovině se středem na ose pravého vestibulárního systému, která je kolmá na transverzální rovinu. Posuvná deska temporální leží v sagitální rovině se středem na ose vestibulárních systémů, která je kolmá na sagitální rovinu.*“

Jak již bylo zmíněno, helmice využívá systému MTx Xsens. Jedná se o mikroelektromechanické systémy (MEMS), který se skládá z integrovaných obvodů, mechanických elementů, senzorů, akčních členů, řídicí a vyhodnocovací elektroniky v jednom křemíkovém substrátu [52]. Tento systém kombinuje data z tříosých

akcelerometrů měřících zrychlení v určené ose [53], z tříosých gyroskopů měřících polohu v prostoru na základě gravitačního pole Země [54] a z tříosých magnetometrů měřících magnetické pole Země [55].

I přes značnou sofistikovanost zařízení pro měření pohybu vestibulárních aparátů, je žádoucí zpevnění konstrukce helmice a ergonomické přizpůsobení její fixace na hlavu měřeného člověka pro zvýšení jeho komfortu. Obojí tak zároveň povede ke zvýšení spolehlivosti naměřených dat.

1.3 Cíle práce

Je potřeba ověřit hypotézu, že zařízení pro měření pohybu vestibulárních aparátů poskytuje relevantní informace o skutečném pohybu segmentů těla, konkrétně o vestibulárním aparátu. Dále je třeba ověřit hypotézu, že zařízení pro měření pohybu vestibulárních aparátů poskytuje relevantnější informace o skutečném pohybu segmentů těla, respektive o vestibulárním aparátu, než poskytuje systém Vicon, jenž se řadí mezi nejpokročilejší systémy měřící polohu těla v prostoru.

K tomuto je nutné vytvořit algoritmy pro načtení dat ze systému Xsens a vytvořit algoritmy pro systém Vicon. Těmito systémy je dále nutné paralelně naměřit chůzi, lezení po čtyřech, případně další úkony minimálně u 20 probandů. Je také nezbytné navrhnout a implementovat úpravy helmice.

2 Metody

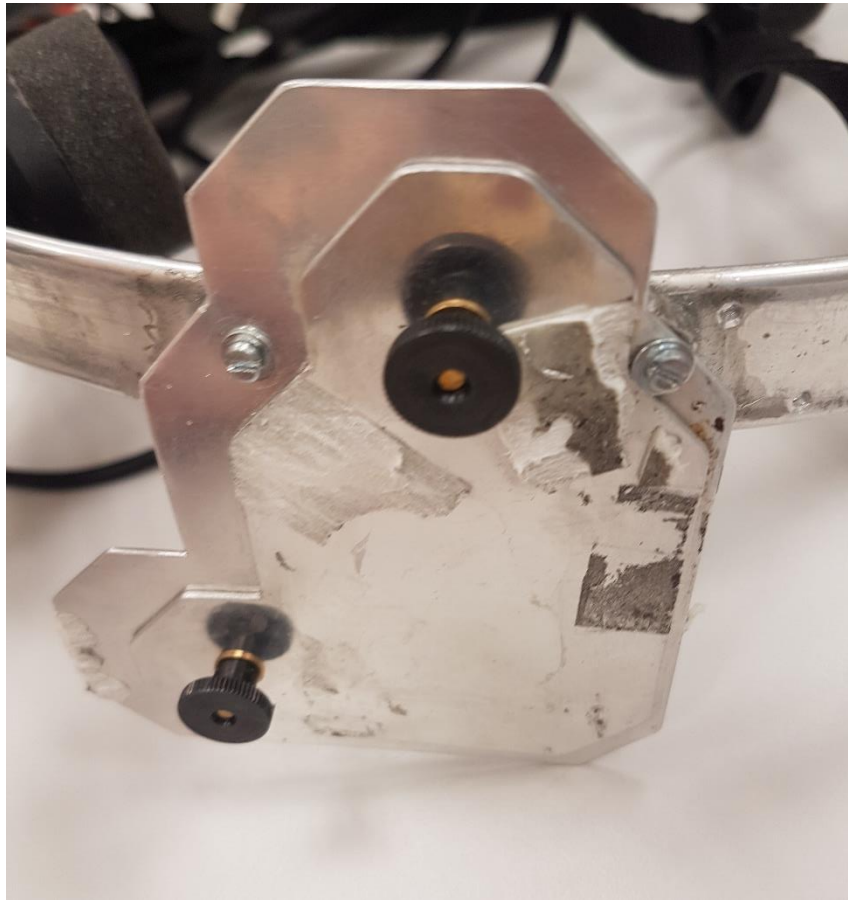
Pro splnění cílů práce je nezbytné provést modifikaci helmice, náležitě nastavit a zprovoznit měřicí systémy Vicon a Xsens, na probandech pak těmito systémy naměřit kinematické veličiny a následně zpracovat a vyhodnotit získaná data.

2.1 Modifikace helmice

Pro zvýšení spolehlivosti měření zařízením pro měření pohybu vestibulárních aparátů bylo nejprve nutné navrhnout a implementovat modifikace skeletu helmice. Ten měl v zásadě správnou koncepci, přičemž vlastní konstrukce byla zaměřena na nízkou hmotnost jednotlivých komponentů tak, aby nedocházelo k velkým setrvačným momentům při vlastním měření. Helmice byla posouzena ze tří hledisek. Z hlediska stability fixace senzorů ke skeletu, z hlediska stability upnutí skeletu k hlavě měřeného subjektu, která vykazuje jak tvarovou, tak i rozměrovou širokou škálu možností, a z hlediska ergonomie upínání pevných prvků k lidské hlavě.

2.1.1 Stabilita fixace senzorů ke skeletu helmice

V původním řešení hlavového skeletu byly senzory MTx Xsens připevněny pomocí lepicích hmot v kombinaci s oboustranně lepicími páskami. Tento způsob nezaručoval jednoznačné a trvalé upevnění základny snímačů. Docházelo k částečnému natočení hliníkové plechové základny snímačů a případně i k jejímu uvolnění. Z tohoto důvodu byly navrženy a provedeny úpravy uchycení pěti základen snímačů, které z vnitřní strany přesně kopírovaly rádius obruby hlavového nosiče. Z vnější strany byla zachována rovina pro upnutí hliníkové základny snímače. Celá sestava, tj. hliníkový mezikus a základna snímačů, byla sešroubována s obrubou hlavového nosiče, přičemž jednotlivé styčné plochy byly odmaštěny a opatřeny dvousložkovým lepidlem, které vymezilo případné nerovnosti styčných ploch a zároveň přispělo ke zvýšení pevnosti vytvořeného monolitického celku vzájemně spojených jednotlivých dílů. Viz Obrázek 2.1.



Obrázek 2.1: Stabilizace fixace senzorů ke skeletu helmice

2.1.2 Stabilita upnutí skeletu helmice k hlavě

Zapůjčený skelet byl opatřen čtyřmi upínacími stavěcími šrouby, které procházely skrz matice jednotlivých pásků obrub skeletu. Tyto matice byly zprvu připevněny k páskům obrub pomocí lepidla, což bylo nedostatečné, neboť vzhledem k nízké pevnosti spoje docházelo k odtržení matice od pásku skeletu. Z tohoto důvodu se vlepené matice odstranily, v místě průchodů upínacích šroubů se provedlo rozšíření otvorů v pásku skeletu a do daného místa se pomocí tažných kleští zalisovaly speciální tažné matice s vytvořením lemu na jedné ze stran hlavového skeletu. Tím byla zaručená vysoká pevnost podskupiny pásek skeletu, tažná matice a vlastní stavěcí upínací šroub.

Celý skelet helmice byl původně k hlavě probanda připevněn pomocí pěti stavěcích šroubů ve středové a vrchní části. Toto upevnění se jevilo jako nedostatečné, protože

při pohybu celá sestava skeletu se snímači měnila svou polohu vzhledem k hlavě probanda. Z tohoto důvodu bylo přistoupeno k přidání upnutí skeletu i ze spodní části tak, aby došlo k obejmutí celé hlavy skeletem helmice prostorově ze všech stran, tj. nejenom z horní a středové, ale i ze spodní strany. K tomuto účelu byl použit třmenový páskový úchyt z cyklistické přilby. Jednotlivé třmeny pásku přilby se do středového obvodového pásku skeletového nosiče připevnily pomocí plastových vložek, pro které byly v pásku skeletového nosiče vytvořeny tři obdélníkové otvory pomocí lupínkové pilky. Pomocí třmenových páskových úchytů cyklistické přilby se zlepšila nejenom pevnost upnutí skeletu helmice k hlavě probanda, ale i k lepšímu přizpůsobení a seřízení upevnění hlavového skeletového nosiče k různým tvarům a rozměrům hlavy. V neposlední řadě se tím i zvýšila pocitová pohoda měřeného subjektu při vlastním měření. Viz Obrázek 2.2.



Obrázek 2.2: Stabilizace upnutí skeletu helmice k hlavě

2.1.3 Ergonomie upínání

Stávající skeletový nosič byl k hlavě probanda upínán pomocí čtyř stavěcích šroubů, které byly ve spodní stykové části s hlavou opatřeny výkyvnými plastovými terči. Tyto upínací terče byly vyrobeny z tvrdého plastu. Při vlastním upínání skeletu helmice tak upínací terče přímo tlačily na pokožku hlavy bodově. Tímto vznikaly nepříjemné pocity tlaku do hlavy probanda, poněvadž pro potřebné upnutí helmice k hlavě muselo být vytvořeno určité předpětí pomocí stavěcích šroubů s upínacími plastovými terči. Pro odstranění tohoto nedostatku byly upínací terče v dotykové ploše opatřeny samolepicími molitanovými pružnými segmenty, které se samy přizpůsobily tvaru lidské lebky v daném upínacím místě, čímž došlo k celoplošnému dotyku terče s hlavou. Pomocí molitanových pružných segmentů se zkvalitnila vlastní fixace skeletového hlavového nosiče k hlavě a zároveň se zvýšila pocitová pohoda demonstranta při měření. Viz Obrázek 2.3.



Obrázek 2.3: Ergonomie upínání

2.2 Hybridní systém pro měření vestibulárního aparátu

Pro současné měření totožných dat kinematických veličin sledovaného subjektu bylo nutné vytvořit hybridní systém pro měření vestibulárního aparátu. Toho bylo docíleno propojením systémů Xsens a Vicon, jejichž podrobné parametry jsou popsány dále.

2.2.1 Měřicí systém Xsens

Helmice využívá pětici senzorů MTx Xsens, které v sobě kombinují mikroelektromechanické tříosé gyroskopy, akcelerometry a magnetometry. Tyto senzory jsou sériově propojeny komunikačními kabely a data z nich jsou následně zasílána do bezdrátové komunikační jednotky WR-A Xsens. Poté jsou data přeposílána do přijímače bezdrátové komunikační jednotky XbusMaster Xsens. Tato jednotka je prostřednictvím USB kabelu zapojena do počítače, kde následně dochází k zaznamenávání a zpracování dat v programu Xsens MT Manager.

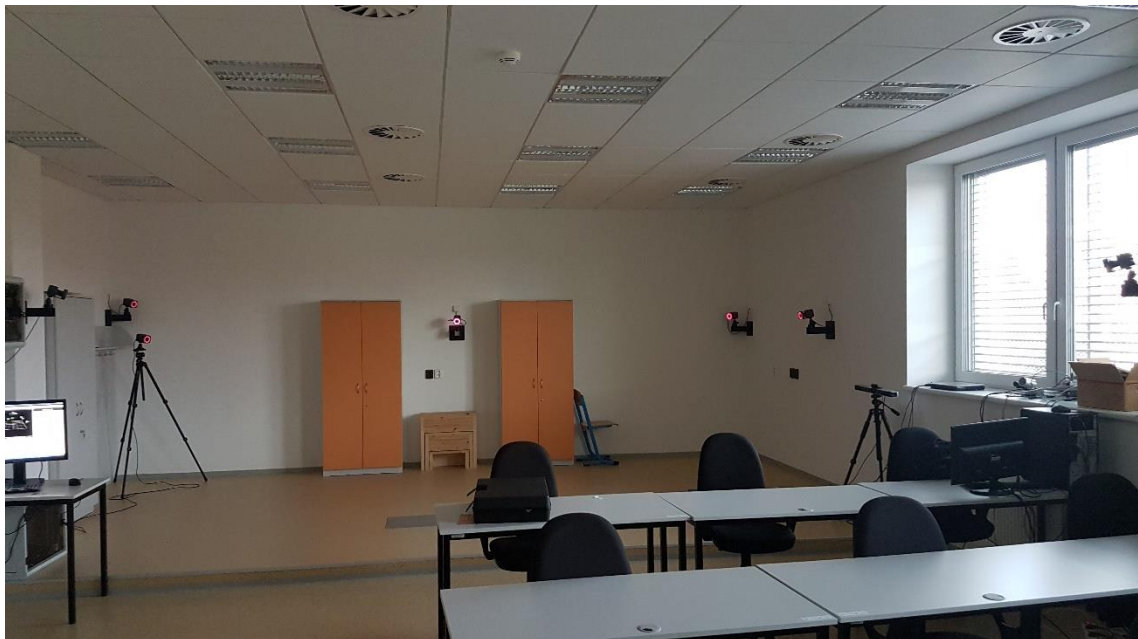
Výrobce uvádí, že systém MTx Xsens zaznamenává inklinaci s přesností do $0,5^\circ$, lineární zrychlení s přesností do $0,02 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ v rozsahu $\pm 50 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, úhlovou rychlost s přesností do $1^\circ/\text{s}$ v rozsahu $\pm 1200^\circ/\text{s}$. Systémem bylo měřeno se vzorkovací frekvencí 50 Hz. Tíhové zrychlení pro měřicí místnost na Fakultě biomedicínského inženýrství na Kladně činilo $9,813 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$. Další podrobné parametry senzorů MTx Xsens jsou uvedeny v Tabulce 2.1.

Tabulka 2.1: Parametry senzorů MTx Xsens [56]

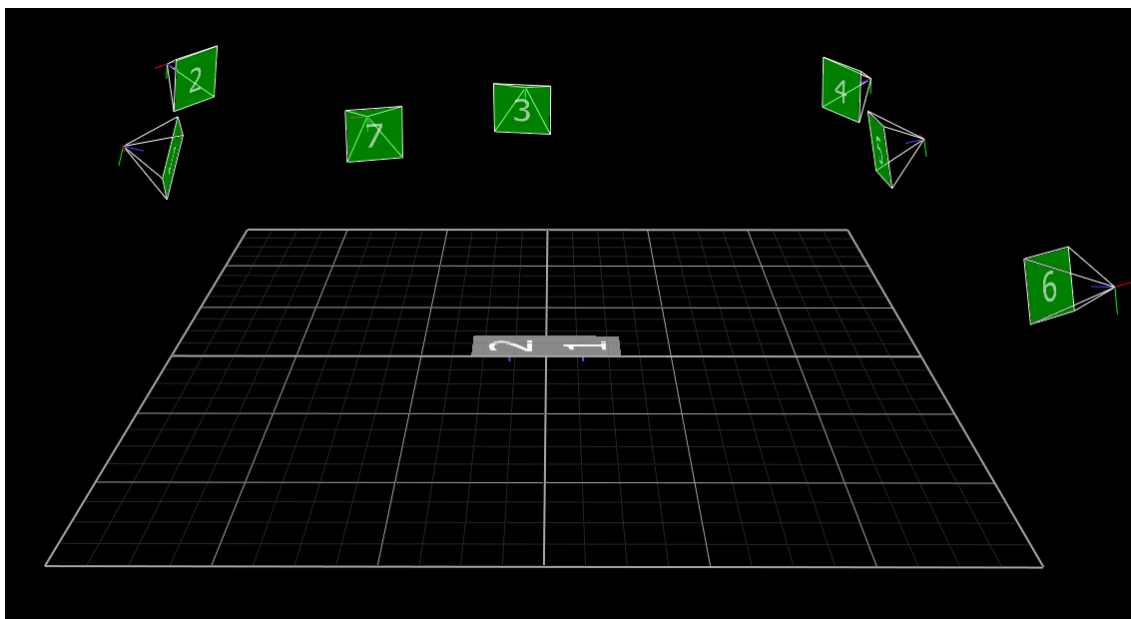
Parametry	Hodnoty
Rozměry (mm)	58 × 58 × 22
Hmotnost (g)	58
Statická přesnost – roll/pitch (°)	0,5
Statická přesnost – heading (°)	1,0
Dynamická přesnost (°)	2,0
Operační napětí (V)	4,5–30,0
Operační teplota (°C)	-40–+85
Spotřeba (mW)	350

2.2.2 Měřicí systém Vicon

Optický MoCap systém Vicon slouží k zachycování pohybu pomocí kamer a následnému reprodukování do digitálního prostředí. Pro účely této diplomové práce byl využit systém Vicon nacházející se na Fakultě biomedicínského inženýrství, ČVUT, na Kladně. Tento systém snímá prostor, viz Obrázek 2.4 a Obrázek 2.5, o rozměrech 6,5 m × 3,5 m × 2,9 m prostřednictvím sedmi kamer typu Bonita 10.



Obrázek 2.4: Rozmístění kamer v měřicí místnosti pohledem člověka



Obrázek 2.5: Rozmístění kamer v měřicí místnosti pohledem systému Vicon

Tyto kamery, viz Obrázek 2.6 a Tabulka 1.2, s IR filtrem mají kolem čočky umístěné LED diody emitující IR záření. Záření je odráženo zpět do kamer reflektivními pasivními markery, které jsou umístěny na předem definovaných anatomických bodech měřené osoby. Výsledné informace o pohybu složeny z dat kamer, LED diod a videosignálu z reflektivních markerů, jsou dále zpracovávány v programu Vicon Nexus.



Obrázek 2.6: Kamery Bonita 10

Tabulka 1.2: Parametry kamery Bonita 10 [57]

Parametry	Hodnoty
Snímkovací frekvence (fps)	250
Rozlišení (Mpx)	1 (1024 × 1024)
Provozní rozsah čočky (m)	≤ 13
Přesnost (mm)	0,5 v rozsahu 4 m × 4 m

Před každou sérií měření bylo nutné provést kalibraci kamer, aby systém správně vyhodnotil jejich rozestavení vůči sobě a rozměry zachycovaného prostoru. K tomu slouží tzv. „kalibrační hůlka“, viz Obrázek 2.7, na níž jsou rozmístěné reflektivní markery v definovaných vzdálenostech ve třech na sobě kolmých osách. Jejím pohybem

ve šech šesti stupních volnosti dochází ke správné orientaci kamer v prostoru. Umístěním hůlky na určité místo v prostoru lze nastavit počáteční bod souřadného systému, v němž je pohyb zaznamenáván.



Obrázek 2.7: Kalibrační hůlka

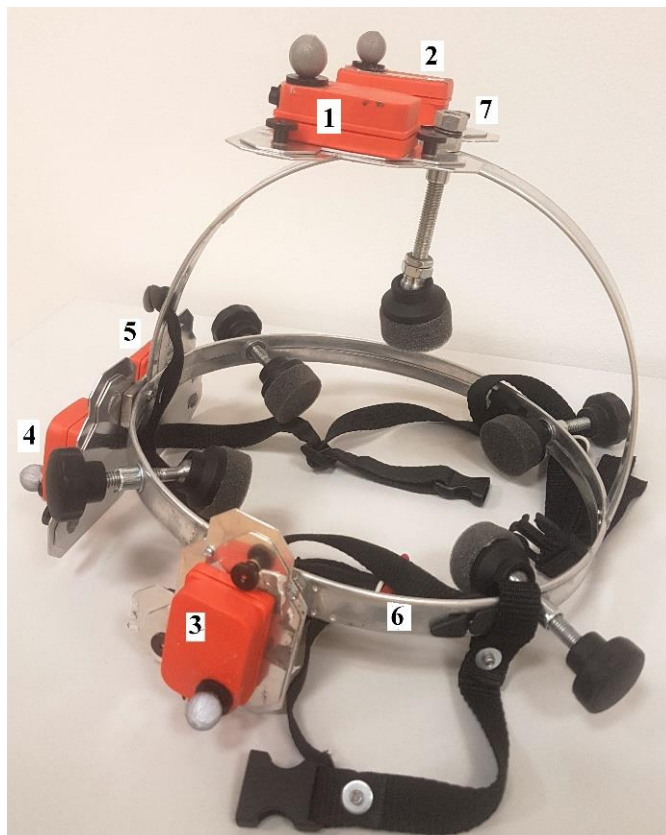
Vicon shromažďuje dvourozměrná data z každé kamery a dále je triangulací a kombinací s kalibračními daty rekonstruuje do trojrozměrné soustavy.

2.2.3 Propojení obou systémů

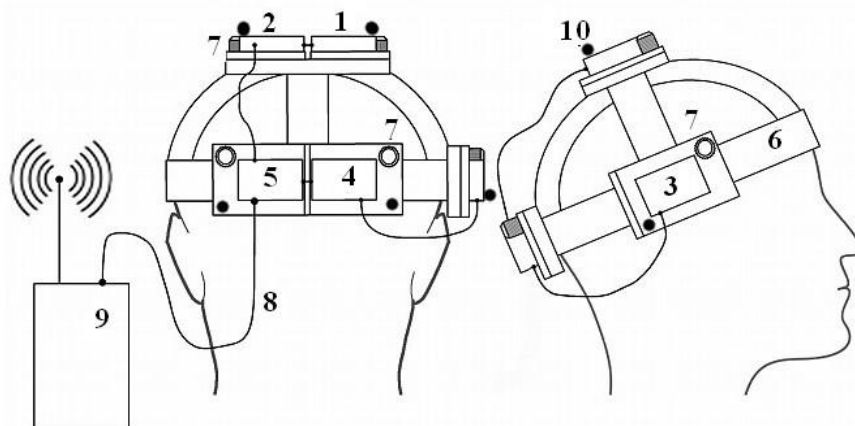
Ke sběru dat o téměř pohybu měřené osoby dochází díky současnému měření výše popsanými systémy Xsens a Vicon tím způsobem, že na každý z pěti senzorů MTx Xsens je na helmici přilepen jeden pasivní reflektivní marker systému Vicon. Umístění senzorů Xsens spolu s markery Vicon je zachyceno na Obrázku 2.8. Celá hybridní měřicí soustava je schematicky zobrazena na Obrázku 2.9 a Obrázku 2.10.

Znázorněná čísla na Obrázku 2.8, Obrázku 2.9 a Obrázku 2.10 značí následující prvky: 1 – posuvná deska parietální levá s fixovaným gyro-akcelerometrem a markerem parietálním levým, 2 – posuvná deska parietální pravá s fixovaným gyro-akcelerometrem

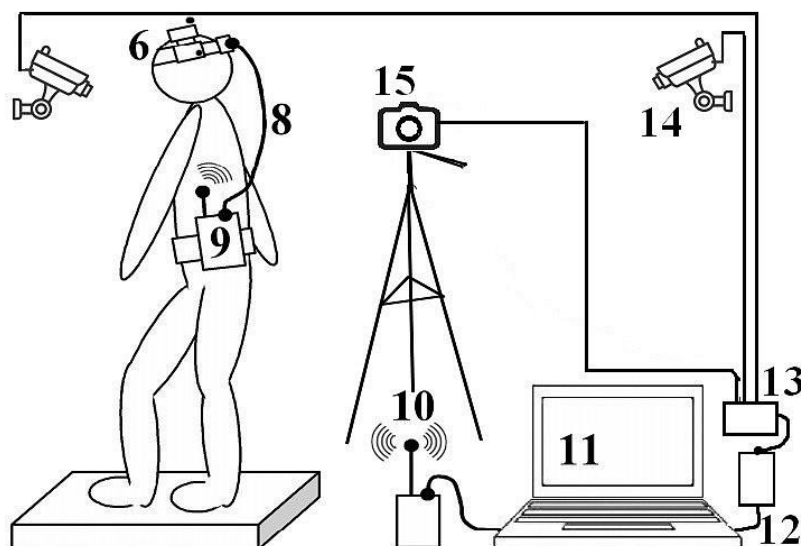
a markerem parietálním pravým, 3 – posuvná deska temporální s fixovaným gyro-akcelerometrem a markerem temporálním, 4 – posuvná deska okcipitální levá s fixovaným gyro-akcelerometrem a markerem okcipitálním levým, 5 – posuvná deska okcipitální pravá s fixovaným gyro-akcelerometrem a markerem okcipitálním pravým, 6 – nosná konstrukce helmice, 7 – fixační šrouby posuvných desek, 8 – komunikační kabel, 9 – bezdrátová komunikační jednotka WR-A, 10 – bezdrátový komunikační přijímač XbusMaster, 11 – počítačová jednotka, 13 – LAN switch, 14 – statická kamera Vicon, 15 – přenosná kamera Vicon.



Obrázek 2.8: Helmice pro hybridní systém



Obrázek 2.9: Schematické znázornění helmice pro hybridní systém



Obrázek 2.10: Schematické znázornění hybridní měřicí soustavy

2.3 Postup měření

Pro naměření relevantních dat je třeba nastavit kritéria pro výběr probandů, správně zprovoznit a nastavit měřicí systémy a definovat postup pro úkony probandů.

2.3.1 Výběr probandů

Probandi byli vybráni z řad studentů FBMI. Jednalo se o zdravé dobrovolníky. Vylučovacími kritérii byly: „*abúzus alkoholu a drog, užití látek obsahující imidazole a antibiotik v posledních 3 měsících, gravidita a dřívější problémy s vestibulárním aparátem a rovnováhou.*“ Měření bylo pro probandy zcela bezpečné. Experiment byl bez nároku na odměnu. Svůj souhlas s výše zmíněným a se seznámením se s průběhem experimentu vždy před měřením stvrdil proband svým podpisem písemného informovaného souhlasu, jež je zobrazen v Příloze A. Studie byla schválena Etickou komisí FBMI, viz Příloha A.

Před každým měřením proband vyplnil jednoduchý dotazník, kde uvedl své pohlaví, věk, váhu, výšku, typ obuvi při měření a případné zranění horních a dolních končetin, lebky a páteře. Tyto informace byly důležité při následném vyhodnocení naměřených dat.

2.3.2 Zprovoznění systémů

Před každým měřením bylo nejprve nutné zprovoznit systém Xsens a Vicon. V počítačové jednotce byl spuštěn program Xsens MT Manager a následně bylo nastaveno propojení bezdrátovým vysílačem a přijímačem komunikační jednotky. Vzorkovací frekvence byla nastavena na 50 Hz. Tato hodnota byla dostatečně vysoká pro sběr relevantního počtu informací v čase a zároveň se jednalo o nejvyšší hodnotu, při níž nedocházelo k pádům aplikace Xsens MT Manager.

Dále byl spuštěn program Vicon Nexus, ve kterém bylo nezbytné před jednotlivými sériemi měření provést kalibraci kamer kalibrační hůlkou, aby bylo zamezeno chybám při měření v případě, že by kamerami bylo mezi měřeními posunuto. Hůlka i kalibrace samotná byla popsána v kapitole výše 2.2.2. Vzorkovací frekvence byla nastavena na 100 Hz. Informace získané nastavením vyšší frekvence by sejevily vzhledem ke snímkovací frekvenci 50 Hz u senzorů Xsens jako redundantní. Docházelo by také ke zbytečnému zatěžování procesoru počítače.

2.3.3 Protokol měření

- 1) Byly zprovozněny měřicí systémy a zkontrolována jejich funkčnost.
- 2) Probandovi bylo vysvětleno měření a jeho možná rizika, po kterém byl probandem podepsán informovaný souhlas.
- 3) Probandovi byl kolem pasu připnut popruh s bezdrátovým vysílačem komunikační jednotky Xsens.
- 4) Helmice byla probandovi umístěna na hlavu a pevně s ní spojena utažením pětice šroubů do bodu, kdy proband cítil mírný tlak, ale ne bolest.
- 5) Dvě dvojice popruhů helmice byly probandovi sepnuty pod bradou pro zvýšení fixace helmice a probandova komfortu.
- 6) Při měření HIT byl proband usazen na židli, naproti němu byla ve výšce očí umístěna značka, jež byl instruován stále sledovat, když mu měřitel nepravidelnými trhanými pohyby otáčel hlavou.
- 7) Při měření chůze proband ušel jemu přirozenou chůzí čtyřikrát pět kroků, kdy se po každé pětici kroků vždy otočil nazpět.
- 8) Při měření dřepů proband provedl tři rychlé dřepy do nejnižší polohy a tři dřepy, ve kterých setrval v pozici po dobu cca 5 sekund a snažil se mít lýtka se stehny v pravém úhlu.
- 9) Při obou typech dřepů měl proband paty ve stálém styku se zemí.
- 10) Při měření lezení po čtyřech si proband klekl na všechny čtyři končetiny a lezl po vzoru batolat cca 5 metrů tam a zpět.
- 11) Při měření chůze do schodů třikrát vylezl a slezl z trojice dřevěných schodů.
- 12) Naměřená data byla zkontrolována a uložena prostřednictvím programů Xsens MT Manager a Vicon Nexus.

2.4 Zpracování dat

Jelikož jsou oba měřicí systémy samostatnými jednotkami, je nutné při zpracování dat z nich plynoucích postupovat odlišně, následně je pak synchronizovat a nakonec statisticky vyhodnotit.

2.4.1 Implementace algoritmů v MATLAB

V prostředí MATLAB byla provedena implementace algoritmů pro analýzu paralelně naměřených dat za využití gyro-akcelerometrického systému Xsens a MoCap systému Vicon s ohledem na kinematické parametry vestibulárního aparátu při statickém stožení, chůzi a lezení po čtyřech.

Výsledkem bylo vytvoření kódu, viz Příloha D, pro zpracování dat lineárního zrychlení změřeného optickým MoCap systémem Vicon a gyro-akcelerometrickým systémem Xsens, viz obrázek Příloha C.

2.4.2 Zpracování Xsens

Surová data naměřená systémem Xsens byla ukládána v souborovém typu .mtb. Z důvodu možnosti dalšího zpracování dat bylo nezbytné každý jednotlivý soubor exportovat programem Xsens MT Manager jako výsledný textový soubor s koncovou příponou .txt. Následné zpracování probíhalo v programu MATLAB 2015b, Mathworks, a Excel 2016, Microsoft, přičemž bylo nejprve nutné roztřídit data z jednotlivých senzorů dle jejich umístění na helmici.

Senzory Xsens poskytovaly informace o lineárním zrychlení pro tři na sebe kolmé osy X, Y a Z. Odmocněním sumy druhých mocnin těchto tří lineárních zrychlení tak byla spočtena informace o výsledném vektoru lineárních zrychlení pro daný čas.

2.4.3 Zpracování Vicon

Surová data naměřená systémem Vicon byla ukládána v souborovém typu .c3d. Z důvodu možnosti dalšího zpracování dat bylo nezbytné každý jednotlivý soubor exportovat programem Qualizis jako výsledný textový soubor s koncovou příponou .txt. V tomto programu byl zobrazen záznam markerů u jednotlivých měření, na jehož základě byla roztříděna naměřená data o markerech dle jejich umístění na helmici. Následné zpracování probíhalo v programu MATLAB 2015b, Mathworks, a Excel 2016, Microsoft.

Byla vybrána data pro uvažovanou snímkovací frekvenci 50 Hz, aby mohla být srovnávána se získanými daty ze systému Xsens, jenž měl nastaven právě tuto frekvenci. Systém Vicon poskytoval informace o poloze pro tři na sebe kolmé osy X, Y a Z. Druhou derivací těchto hodnot byla získána informace o lineárních zrychleních jednotlivých markerů. K ose Z byla přičtena hodnota tíhového zrychlení $9,813 \text{ m/s}^2$, jež je platná pro město Kladno ve Středočeském kraji. Odmocněním sumy druhých mocnin těchto tří lineárních zrychlení ve směru X, Y a Z byla spočtena informace o výsledném vektoru lineárních zrychlení pro daný čas.

2.4.4 Synchronizace dat

Získané hodnoty lineárního zrychlení ze systémů Xsens a Vicon byly synchronizovány podle počátečního úklonu probanda, který probíhal při každém měření. Signály byly posunuty do pozice, kde si sobě vzájemně zobrazené úklony vizuálně nejvíce odpovídaly. Posunutí na časové ose bylo činěno s přesností 0,01 s, odpovídající 100 Hz, tedy dvojnásobku uvažované snímkovací frekvence.

2.4.5 Výběr dat

Pro porovnání lineárních zrychlení při jednotlivých úkonech probanda byl vybrán úsek prvních 4 šubnutí hlavy při měření HIT, prvních 4 kroků při měření chůze, prvních 3 dřepů při měření dřepů, prvních 4 kroků lezení při měření lezení po čtyřech a prvního vystoupení nahoru po 3 dřevěných schůdcích. Tyto úseky měřených pohybů byly vybrány, poněvadž předcházely otočení probanda čelem vzad. Následkem tohoto otočení častěji docházelo k absenci záznamu markerů či k jejich záměně při detekci kamerami.

2.5 Statistické metody

Následující statistické metody a propočty byly použity pro ověření hypotézy při hladině významnosti 0,05, zda gyro-akcelerometrický systém může při složitějších pohybech poskytovat relevantnější informace o skutečném pohybu segmentů těla, respektive vestibulárního aparátu.

2.5.1 Hypotéza pro porovnání systémů

Při uvažování nulové hypotézy jako jednoduché myšlenky, že neexistuje žádný vztah mezi hodnotami, které byly naměřeny [58], byla vyřčena hypotéza H_0 : Mezi hodnotami lineárního zrychlení naměřeného systémem Vicon a Xsens při chůzi neexistuje žádná souvislost. Alternativní hypotéza H_1 pak zní: Systém Xsens měří při chůzi hodnoty lineárního zrychlení shodně se systémem Vicon.

2.5.2 Hypotéza pro porovnání pohybů

Vyřčením následujících hypotéz je zkoumáno, zda existují složitější pohyby a situace, pro které je použití systému Xsens vhodnější oproti systému Vicon vzhledem k přesnosti naměřených hodnot. Byly tak vyřčeny čtyři nulové hypotézy H0, které zní: Systém Xsens vůči systému Vicon měří stejně dobře lineární zrychlení při chůzi jako při vykonávání dřepů.; Systém Xsens vůči systému Vicon měří stejně dobře lineární zrychlení při chůzi jako při Head Impulse Testu.; Systém Xsens vůči systému Vicon měří stejně dobře lineární zrychlení při chůzi jako při lezení po čtyřech; Systém Xsens vůči systému Vicon měří stejně dobře lineární zrychlení při chůzi jako při stoupání do schodů.

Alternativní hypotézy H1 pak zní: Systém Xsens měří vůči systému Vicon lépe lineární zrychlení při chůzi než při vykonávání dřepů.; Systém Xsens měří vůči systému Vicon lépe lineární zrychlení při chůzi než při Head Impulse Testu.; Systém Xsens měří vůči systému Vicon lépe lineární zrychlení při chůzi než při lezení po čtyřech; Systém Xsens měří vůči systému Vicon lépe lineární zrychlení při chůzi než při stoupání do schodů.

2.5.3 Korelace

Pro posouzení míry podobnosti získaných hodnot lineárních zrychlení v čase ze systémů Xsens a Vicon byl použit popis pomocí koeficientu lineární korelace. Tento koeficient nabývá hodnot -1 až 1. Pro hodnotu rovnou 1 lze usoudit přímou závislost mezi sledovanými veličinami. V tomto případě mezi hodnotami lineárních zrychlení ve vybraných časových úsecích. Nelze však říci, zda je zde uplatňována kauzalita, tedy například tvrdit, že hodnoty lineárních zrychlení zachycených systémem Vicon jsou příčinou lineárních zrychlení zachycených systémem Xsens.

Hodnota 0 značí, že mezi veličinami není příčinná souvislost. Vztah mezi veličinami při koeficientu -1 lze nazvat antikorelací. Při této hodnotě je mezi veličinami zcela nepřímá závislost.

Pro posouzení míry podobnosti mezi naměřenými hodnotami lineárních zrychlení byla zvolena hranice -1 až 0 pro žádnou podobnost, 0 až 0,25 pro velmi slabou podobnost, 0,25 až 0,5 pro slabou podobnost, 0,5 až 0,75 pro silnou podobnost a 0,75 až 1 pro velmi silnou podobnost. Při rozhodování pro definování těchto rozmezí byly vzaty v úvahu zdroje [58, 59] a fakt, že nekvalitní záznam markeru systémem Vicon po pouhých 0,02 s zapříčiňoval významné snížení korelačního koeficientu. Tato skutečnost je blíže popsána v podkapitole 4.1.

Korelační koeficienty byly řešeny pro každý z 5 markerů u každého z 21 probandů pro každý z 5 naměřených typů pohybu.

2.5.4 Míra výpadku

Pro určení spolehlivosti a relevantnosti naměřených hodnot lineárního zrychlení v čase systémem Vicon a Xsens byla vypočítána tzv. „míra výpadku“. Tato hodnota určila míru absence záznamu daným systémem pro vybraný úsek změřeného pohybu. Míra výpadku může nabývat hodnot 0 % až 100 %. Při plné funkčnosti záznamu systému by tak hodnota činila 100 %. Při totálním selhání záznamu systému by hodnota činila 0 %.

Míra výpadku byla řešena pro oba 2 systémy pro každý z 5 markerů u každého z 21 probandů pro každý z 5 naměřených typů pohybu.

2.5.5 Mann–Whitneyův U test

Pro testování hypotéz vyřčených v kapitole 2.5.2. byly testovány získané soubory korelací pro dřepy, HIT, lezení po čtyřech a lezení do schodů se souborem korelací pro chůzi. Neboť u testovaných souborů nebylo prokázáno normální rozdělení hodnot korelací Shapiro–Wilksovým testem, bylo pro testování hypotéz využito jednostranného Mann–Whitneyova U testu. Testování probíhalo pro hladinu významnosti 0,05.

3 Výsledky

Celkem bylo naměřeno 28 probandů, 12 žen a 16 mužů, ve věku od 20 do 28 let. Šest probandů bylo pro interpretaci naměřených dat vyřazeno z důvodů chybného uložení získaných souborů. Jeden proband byl vyřazen z důvodu specifčnosti jeho zranění, je diskutováno v kapitole 4. V kapitole 3 jsou tak prezentovány výsledky pro typ pohybu chůze, dřepy, HIT, lezení po čtyřech, dále jen lezení, a chůze do schodů, dále jen schůdky, získaných z měření 21 probandů. Pro účely této diplomové práce bylo měření typu pohybu schůdky doplňkové, proto bylo měřeno na počtu 6 probandů.

Při záznamu dat došlo k chybě uložení souborů pro typ pohybu dřepy u probandů s číslem 1 a 28. Byla tak zpracována data pro pohyb chůze u 21 probandů, dřepy u 19 probandů, HIT u 21 probandů, lezení u 21 probandů a schůdky u 6 probandů. Problematika statického stoje je ve výsledcích uvedena v kapitole 3.1.6 a diskutována v kapitole 4.1.6.

3.1 Prezentace grafů

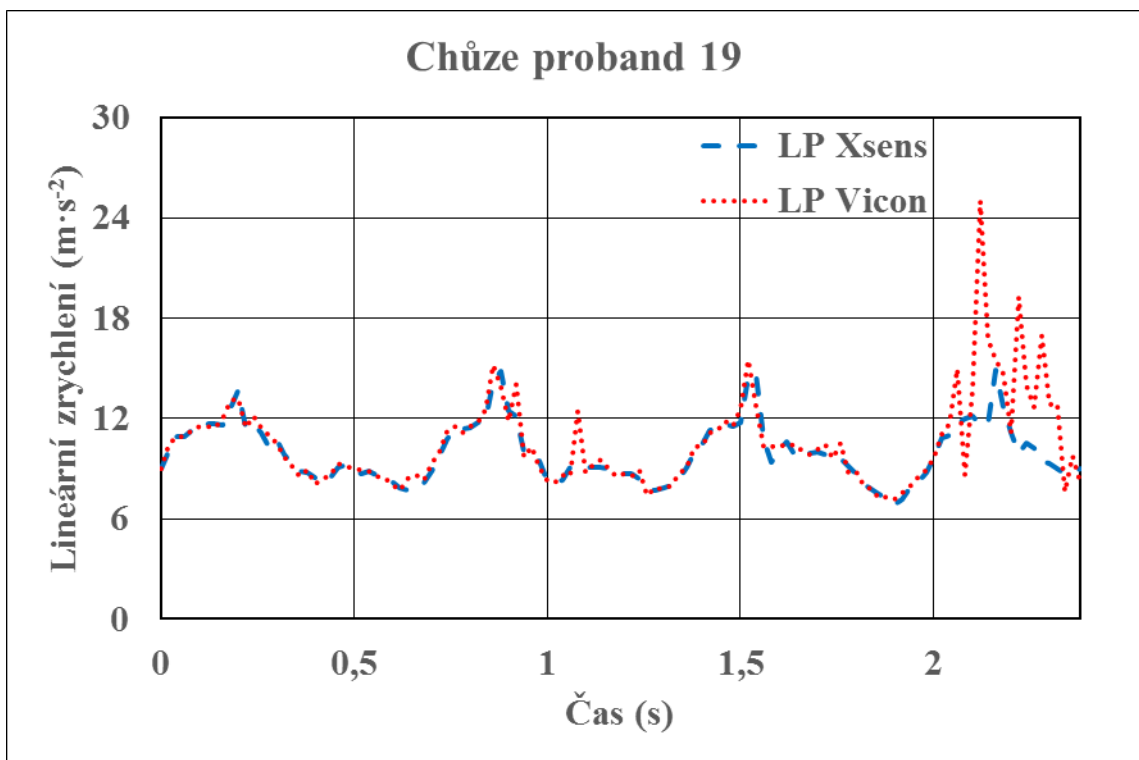
Jelikož bylo měřeno pěti senzory Xsens a pěti markery Vicon, byla naměřena párová data lineárního zrychlení na hlavě probandů pro levý parietální bod, dále jen LP, pravý parietální bod, dále jen PP, levý okcipitální bod, dále jen LO, pravý okcipitální bod, dále jen PO, a temporální bod, dále jen T.

Při měření Head Impulse Testu (HIT) docházelo k výpadku snímání či záměně zaznamenávaných markerů systémem Vicon pro body LO, PO a T do té míry, že informace o lineárních zrychleních byly zcela irelevantní. Z toho důvodu pro tyto body nebyla data zahrnuta do celkových výsledků. Daný jev je diskutován v kapitole 4.1.

Ze zbývajících dvou bodů byl zvolen bod LP pro prezentaci grafů lineárního zrychlení u pohybů HIT, dřepy, chůze, lezení po čtyřech a výstupu do schůdků pro náhodně vybraného probanda označeného číslem 19. Ke každému typu pohybu byl pro ukázkou vybrán graf s nejvyšší hodnotou korelace a graf s nejnižší hodnotou korelace.

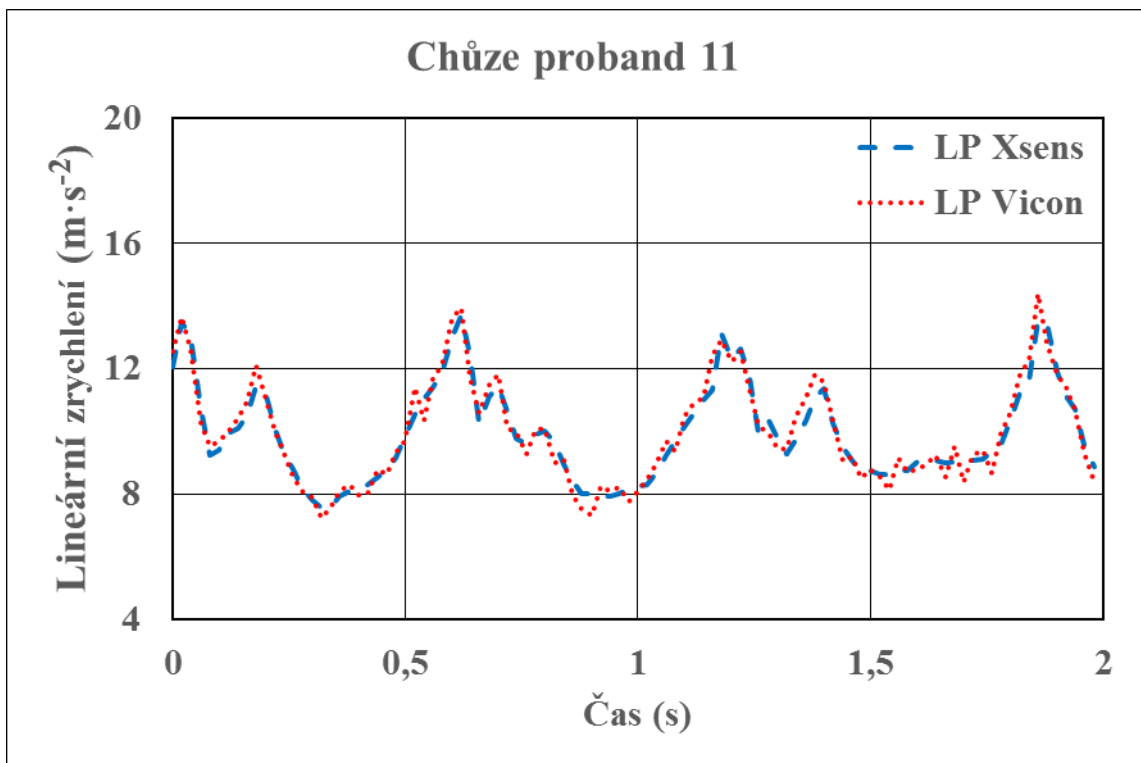
3.1.1 Grafy chůze

Na Obrázku 3.1 je zachycen úsek čtyř kroků chůze u probanda s číslem 19. Na grafu jsou vyneseny hodnoty lineárního zrychlení v jednotkách $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ v čase vyjádřeném v sekundách. Tento záznam pochází z dat zaznamenaných měřicími systémy Xsens a Vicon pro bod levý parietální. Hodnota korelačního koeficientu pro tento příklad činí 0,7043.



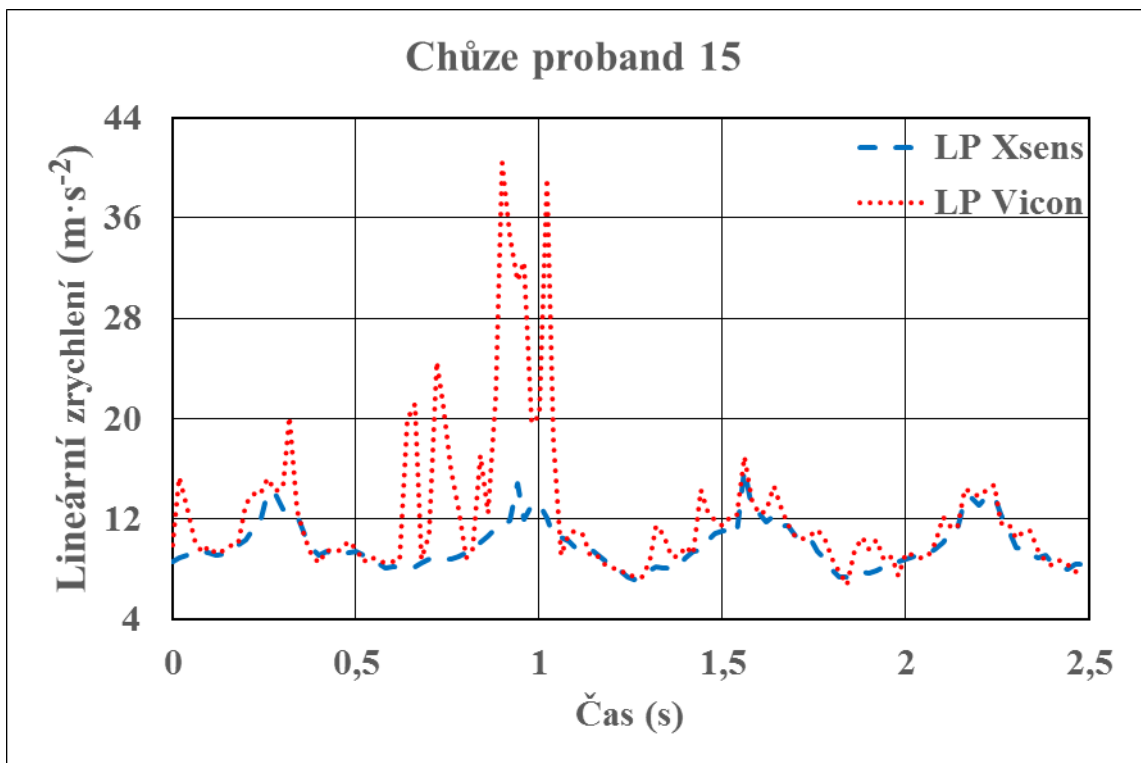
Obrázek 3.1: Graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu chůze u probanda 19

Na Obrázku 3.2 je zachycen úsek čtyř kroků chůze u probanda s číslem 15. Jedná se o ukázkou nejvyšší hodnoty korelačního koeficientu pro úsek čtyř kroků chůze ze všech naměřených probandů. Hodnota korelačního koeficientu pro tento příklad činí 0,9721. Tento záznam pochází z dat zaznamenaných měřicími systémy Xsens a Vicon pro bod levý parietální.



Obrázek 3.2: Graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu chůze u probanda 11 pro případ nejnižší korelace u bodu LP

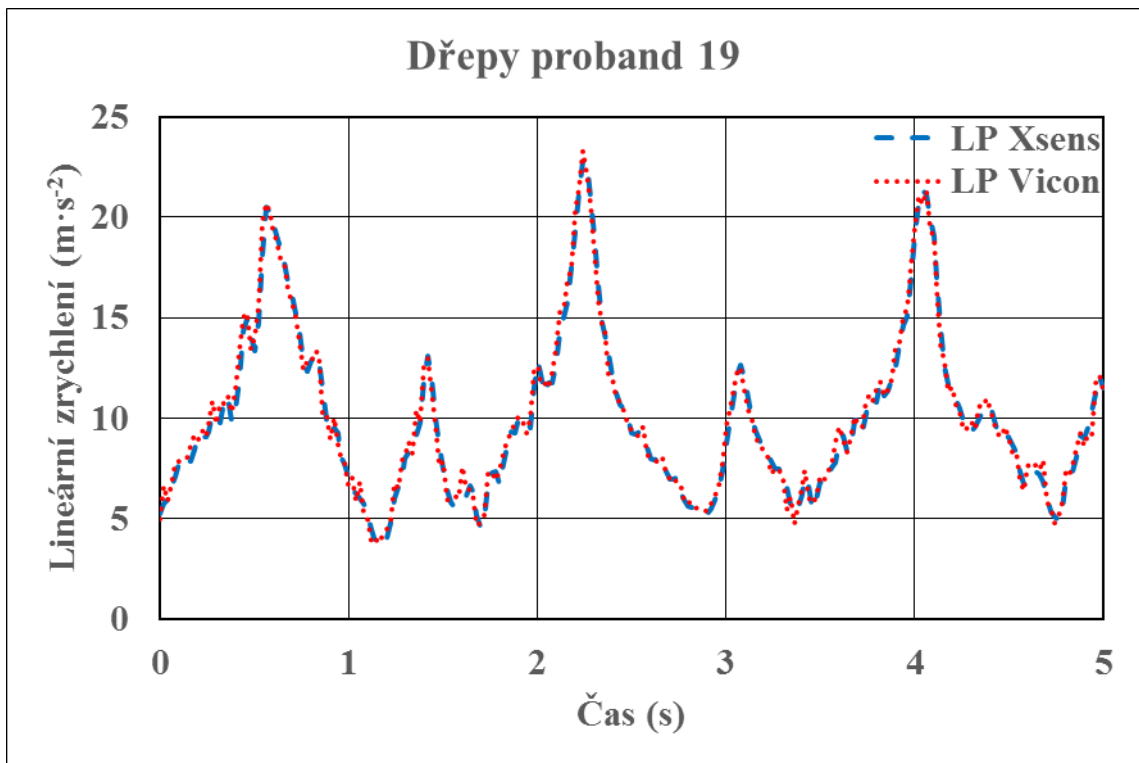
Na Obrázku 3.3 je zachycen úsek čtyř kroků chůze u probanda s číslem 15. Jedná se o ukázkou nejnižší hodnoty korelačního koeficientu pro úsek čtyř kroků chůze ze všech naměřených probandů. Hodnota korelačního koeficientu pro tento příklad činí 0,5105. Tento záznam pochází z dat zaznamenaných měřicími systémy Xsens a Vicon pro bod levý parietální.



Obrázek 3.3: Graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu chůze u probanda 15 pro případ nejvyšší korelace u bodu LP

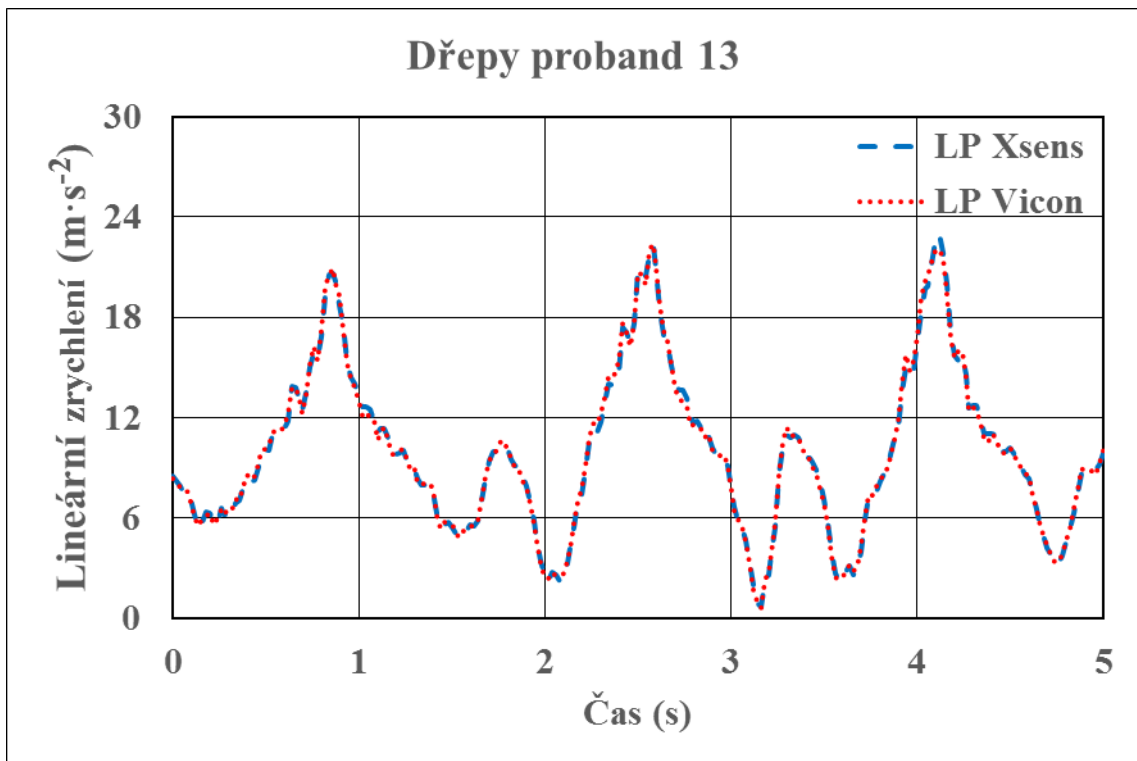
3.1.2 Grafy dřepy

Na Obrázku 3.4 je zachycen úsek tří dřepů probanda s číslem 19. Na grafu jsou vyneseny hodnoty lineárního zrychlení v jednotkách $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ v čase vyjádřeném v sekundách. Tento záznam pochází z dat zaznamenaných měřicími systémy Xsens a Vicon pro bod levý parietální. Hodnota korelačního koeficientu pro tento příklad činí 0,9927.



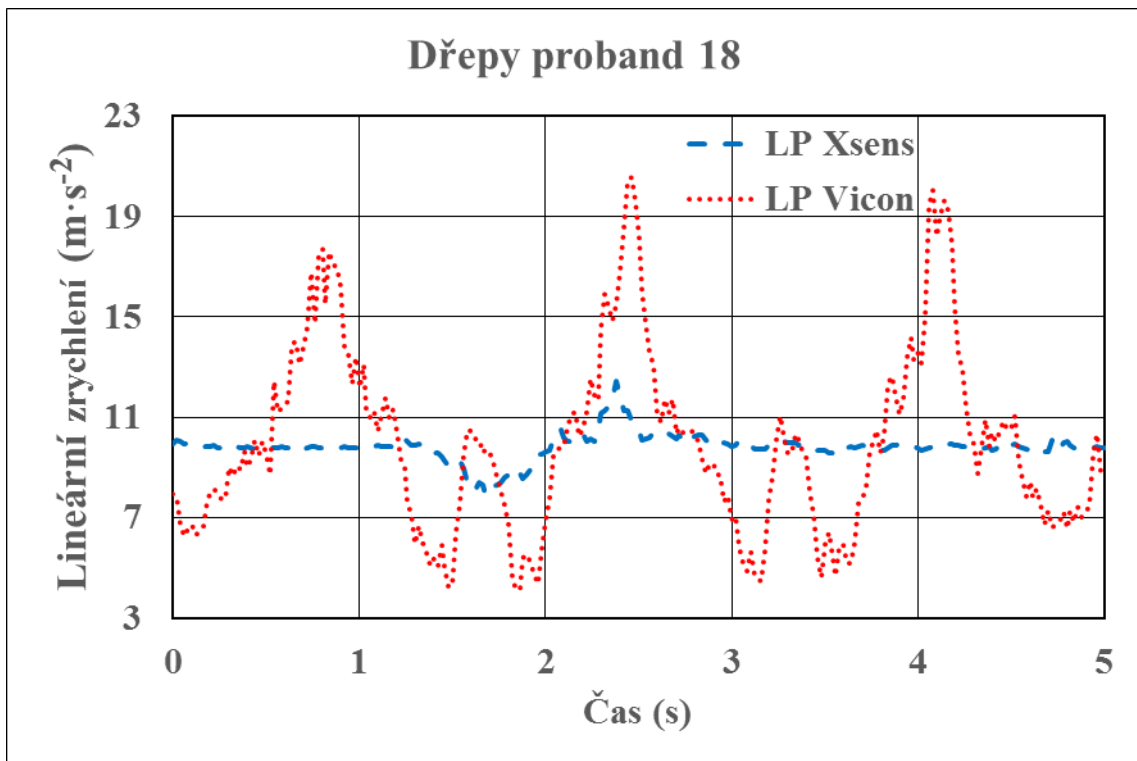
Obrázek 3.4: Graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu dřepy u probanda 19

Na Obrázku 3.5 je zachycen úsek tří dřepů probanda s číslem 13. Jedná se o ukázkou nejvyšší hodnoty korelačního koeficientu pro úsek tří dřepů ze všech naměřených probandů. Hodnota korelačního koeficientu pro tento příklad činí 0,9985. Tento záznam pochází z dat zaznamenaných měřicími systémy Xsens a Vicon pro bod levý parietální.



Obrázek 3.5: Graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu dřepy u probanda 13 pro případ nejvyšší korelace u bodu LP

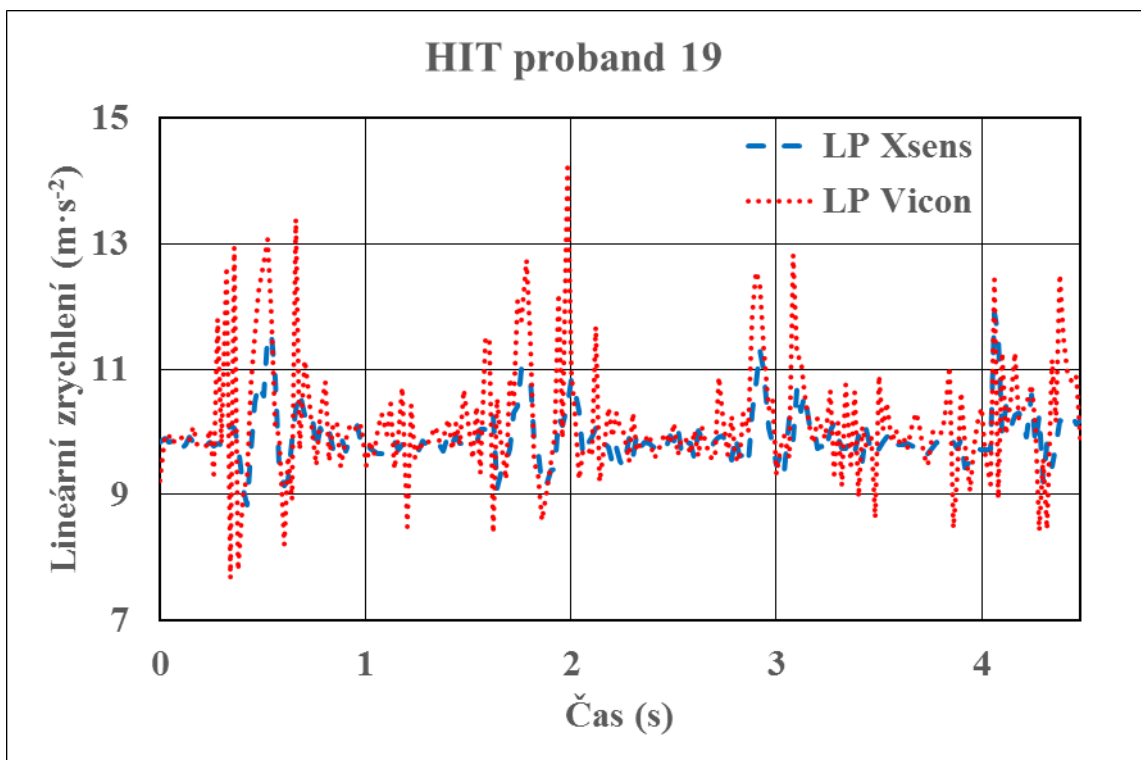
Na Obrázku 3.6 je zachycen úsek tří dřepů probanda s číslem 18. Jedná se o ukázkou nejnižší hodnoty korelačního koeficientu pro úsek tří dřepů ze všech naměřených probandů. Hodnota korelačního koeficientu pro tento příklad činí -0,3469. Tento záznam pochází z dat zaznamenaných měřicími systémy Xsens a Vicon pro bod levý parietální.



Obrázek 3.6: Graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu dřepy u probanda 18 pro případ nejnižší korelace u bodu LP

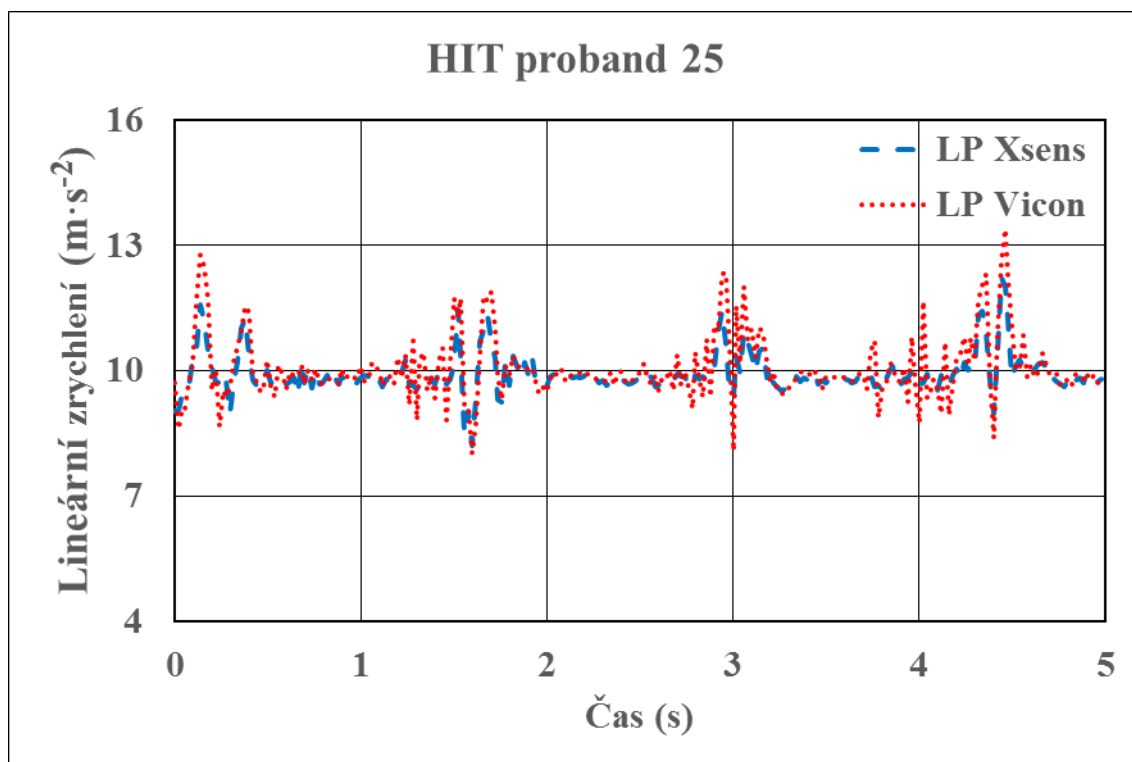
3.1.3 Grafy HIT

Na Obrázku 3.7 je zachycen úsek čtyř záškubů hlavy při HIT u probanda s číslem 19. Na grafu jsou vyneseny hodnoty lineárního zrychlení v jednotkách $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ v čase vyjádřeném v sekundách. Tento záznam pochází z dat zaznamenaných měřicími systémy Xsens a Vicon pro bod levý parietální. Hodnota korelačního koeficientu pro tento příklad činí 0,5109.



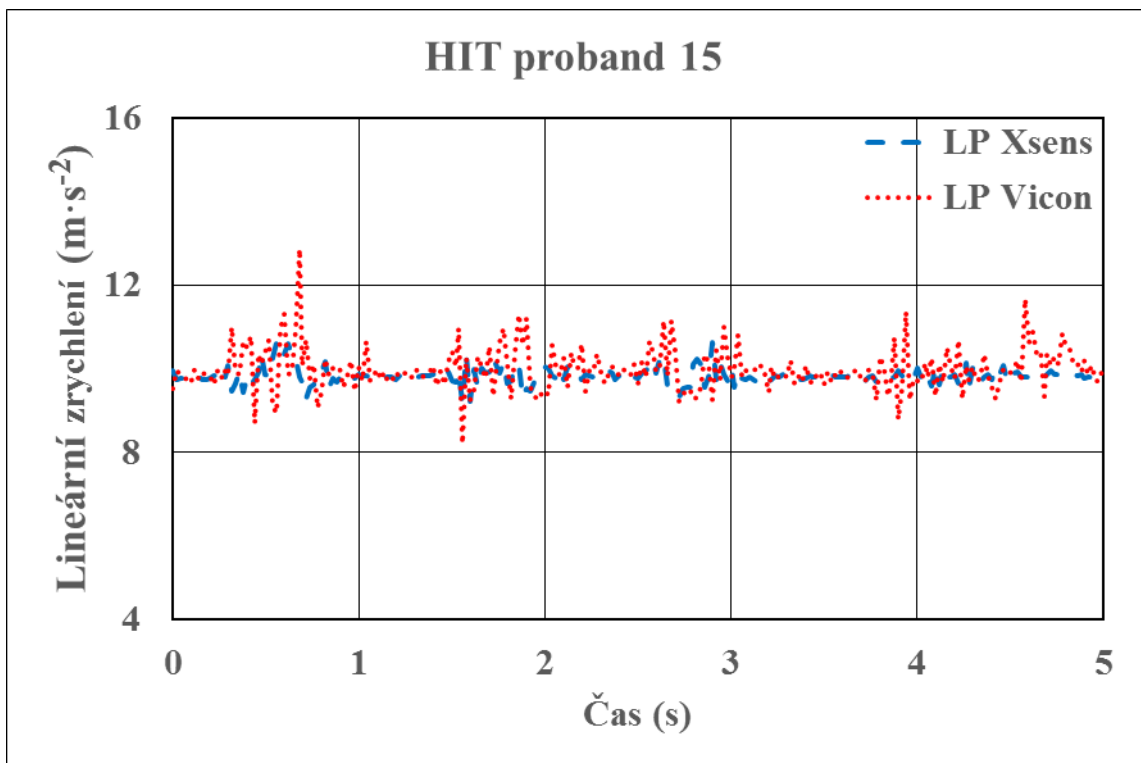
Obrázek 3.7: Graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu HIT u probanda 19

Na Obrázku 3.8 je zachycen úsek čtyř záškubů hlavy při HIT u probanda s číslem 25. Jedná se o ukázkou nejvyšší hodnoty korelačního koeficientu pro úsek čtyř záškubů hlavy při HIT ze všech naměřených probandů. Hodnota korelačního koeficientu pro tento příklad činí 0,8327. Tento záznam pochází z dat zaznamenaných měřicími systémy Xsens a Vicon pro bod levý parietální.



Obrázek 3.8: Graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu HIT u probanda 25 pro případ nejvyšší korelace u bodu LP

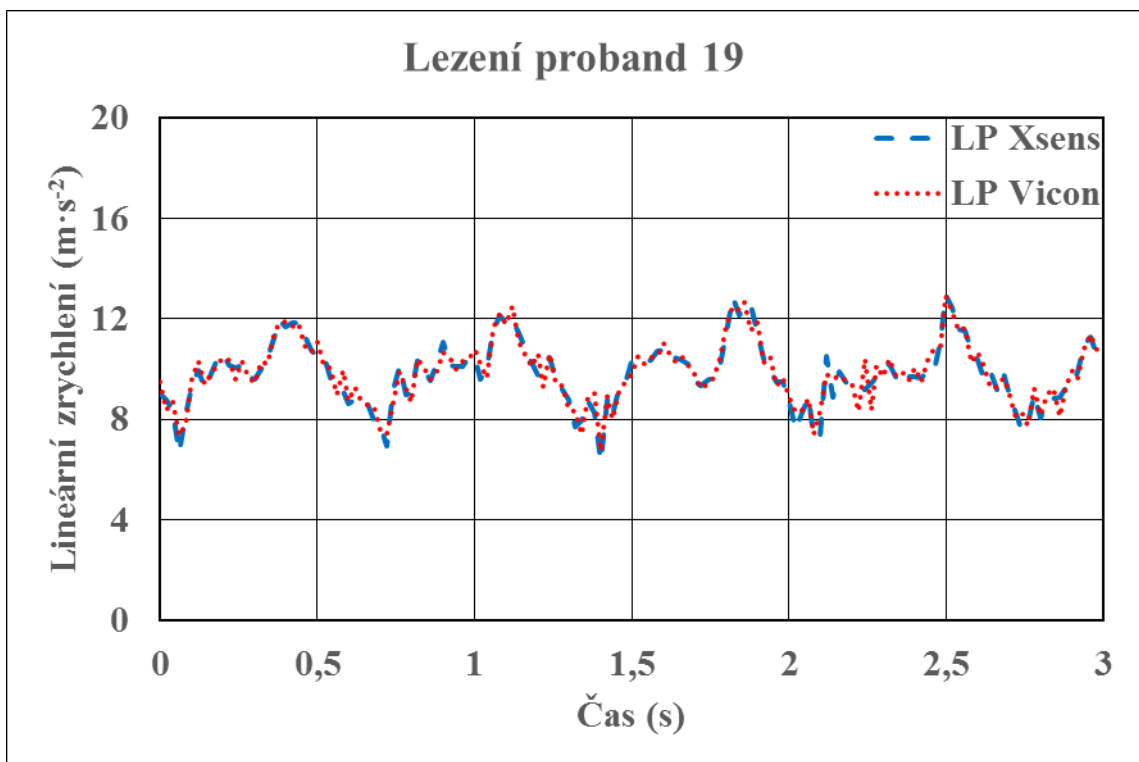
Na Obrázku 3.9 je zachycen úsek čtyř záškubů hlavy při HIT u probanda s číslem 15. Jedná se o ukázkou nejnižší hodnoty korelačního koeficientu pro úsek čtyř záškubů hlavy při HIT ze všech naměřených probandů. Hodnota korelačního koeficientu pro tento příklad činí 0,0065. Tento záznam pochází z dat zaznamenaných měřicími systémy Xsens a Vicon pro bod levý parietální.



Obrázek 3.9: Graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu HIT u probanda 15 pro případ nejnižší korelace u bodu LP

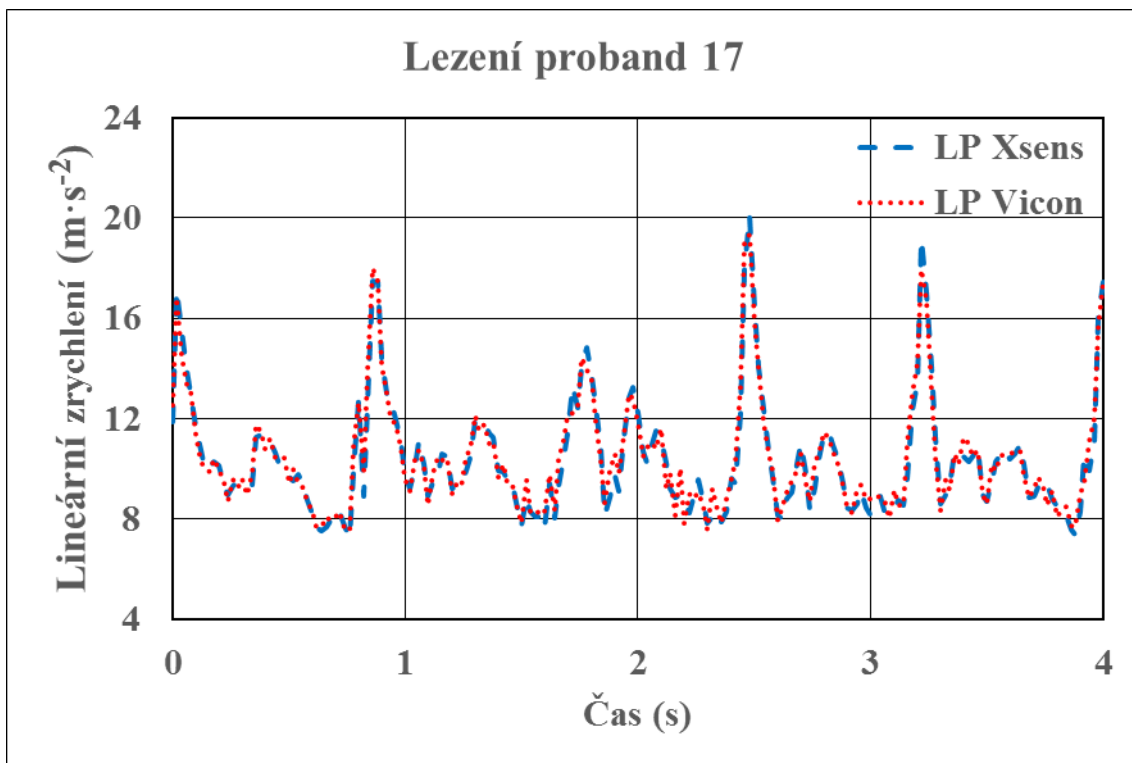
3.1.4 Grafy lezení

Na Obrázku 3.10 je zachycen úsek čtyř kroků lezení po čtyřech u probanda s číslem 19. Na grafu jsou vyneseny hodnoty lineárního zrychlení v jednotkách $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ v čase vyjádřeném v sekundách. Tento záznam pochází z dat zaznamenaných měřicími systémy Xsens a Vicon pro bod levý parietální. Hodnota korelačního koeficientu pro tento příklad činí 0,9496.



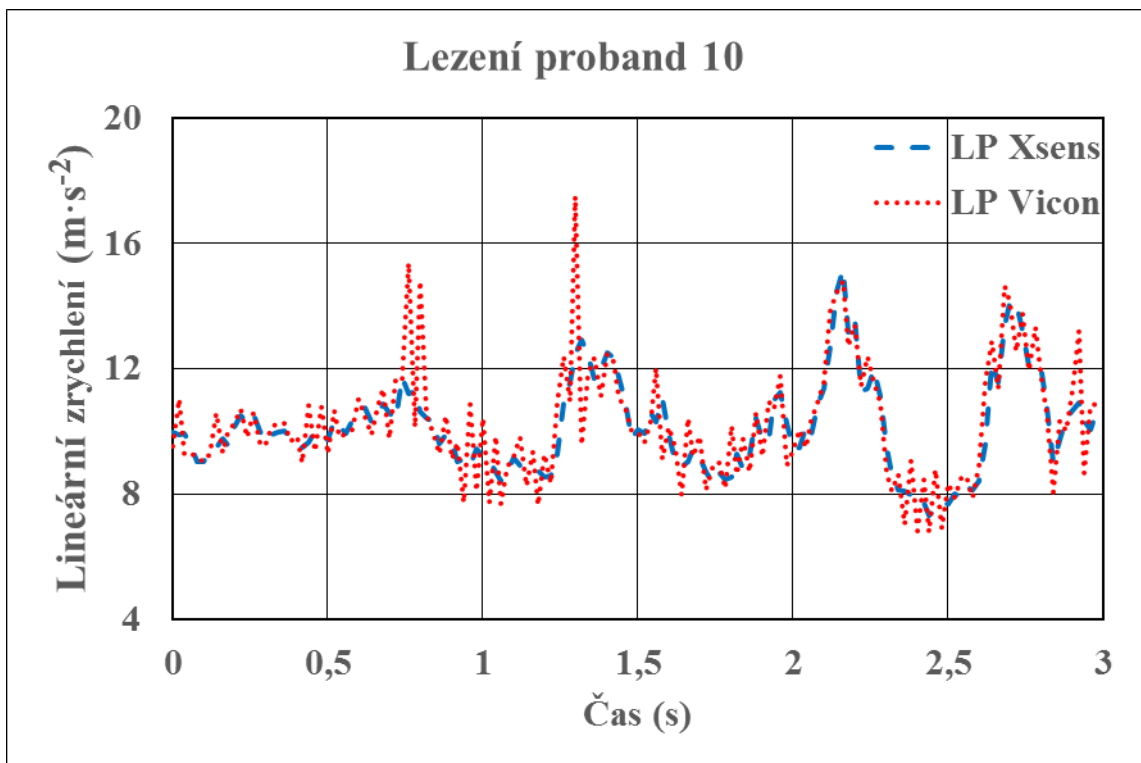
Obrázek 3.10: Graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu lezení po čtyřech u probanda 19

Na Obrázku 3.11 je zachycen úsek čtyř kroků lezení po čtyřech u probanda s číslem 17. Jedná se o ukázkou nejvyšší hodnoty korelačního koeficientu pro úsek čtyř kroků lezení po čtyřech ze všech naměřených probandů. Hodnota korelačního koeficientu pro tento příklad činí 0,9765. Tento záznam pochází z dat zaznamenaných měřicími systémy Xsens a Vicon pro bod levý parietální.



Obrázek 3.11: Graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu lezení po čtyřech u probanda 17 pro případ nejvyšší korelace u bodu LP

Na Obrázku 3.12 je zachycen úsek čtyř kroků lezení po čtyřech u probanda s číslem 10. Jedná se o ukázkou nejnižší hodnoty korelačního koeficientu pro úsek čtyř kroků lezení po čtyřech ze všech naměřených probandů. Hodnota korelačního koeficientu pro tento příklad činí 0,8188. Tento záznam pochází z dat zaznamenaných měřicími systémy Xsens a Vicon pro bod levý parietální.

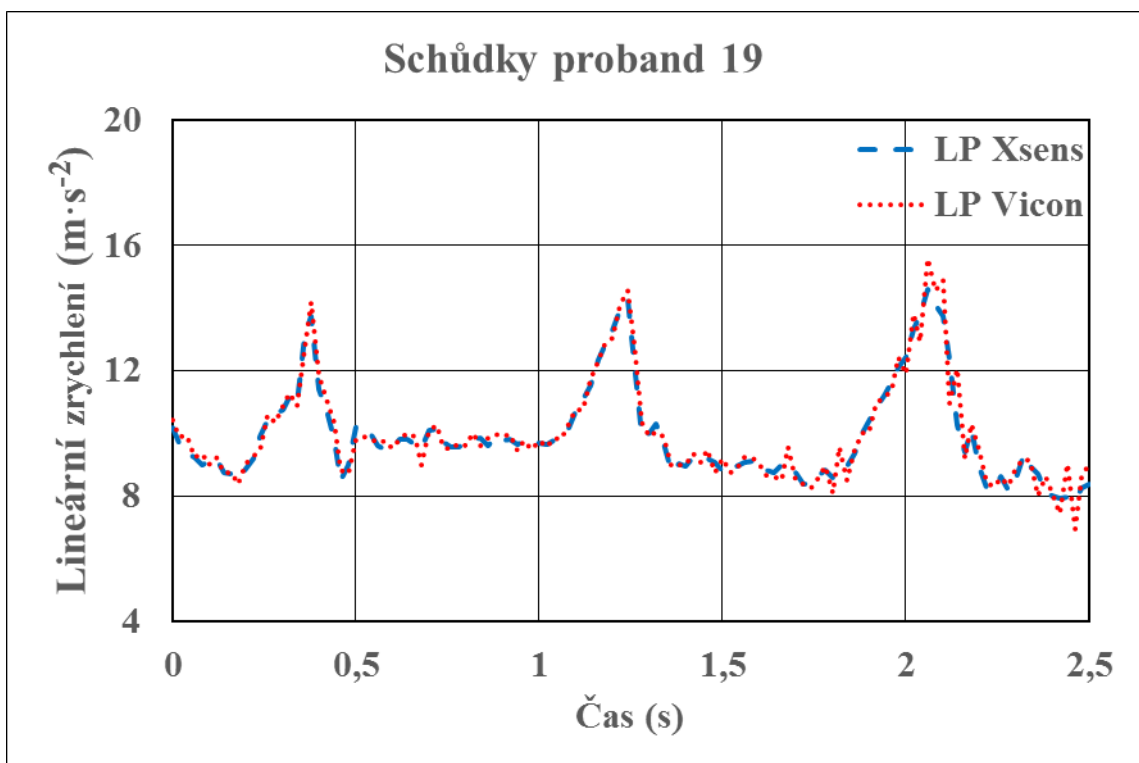


Obrázek 3.12: Graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu lezení u probanda 10 pro případ nejnižší korelace u bodu LP

3.1.5 Grafy schůdky

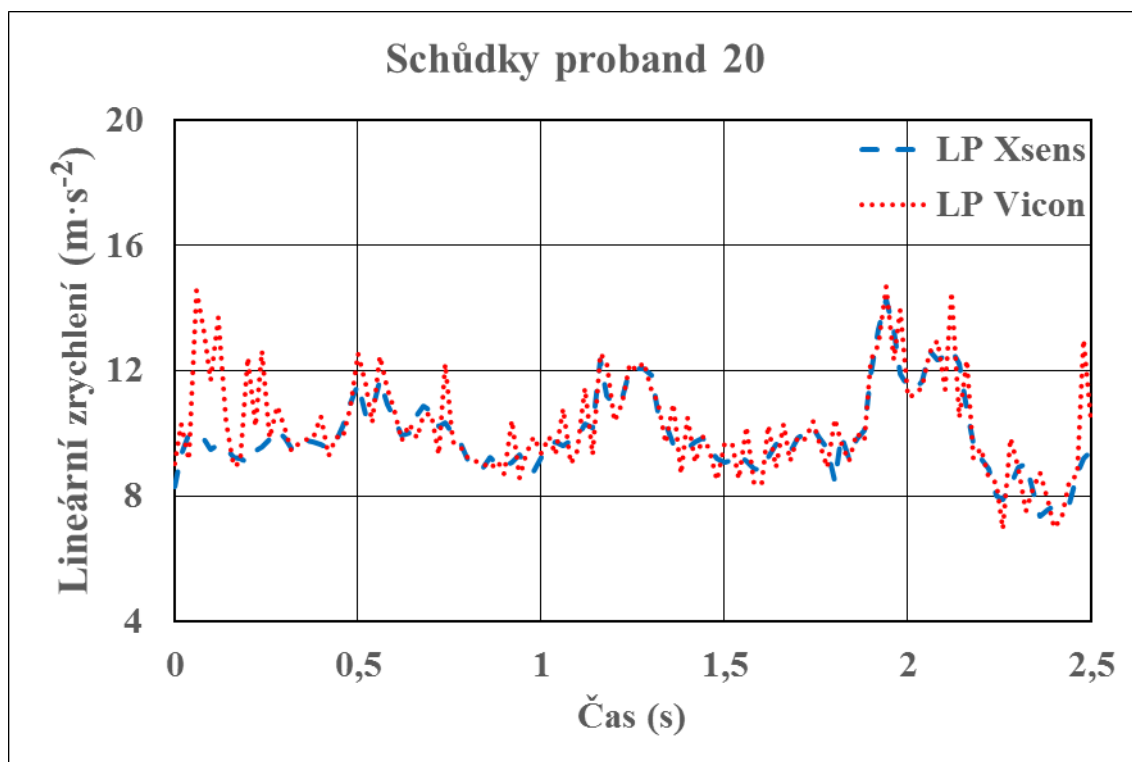
Na Obrázku 3.13 je zachycen úsek výstupu po třech schůdcích u probanda s číslem 19. Na grafu jsou vyneseny hodnoty lineárního zrychlení v jednotkách $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ v čase vyjádřeném v sekundách. Tento záznam pochází z dat zaznamenaných měřicími systémy Xsens a Vicon pro bod levý parietální. Hodnota korelačního koeficientu pro tento příklad činí 0,9687.

Tento případ je zároveň ukázkou nejvyšší hodnoty korelačního koeficientu pro úsek výstupu po třech schůdcích ze všech naměřených probandů.



Obrázek 3.13: Graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu schůdky u probanda 19

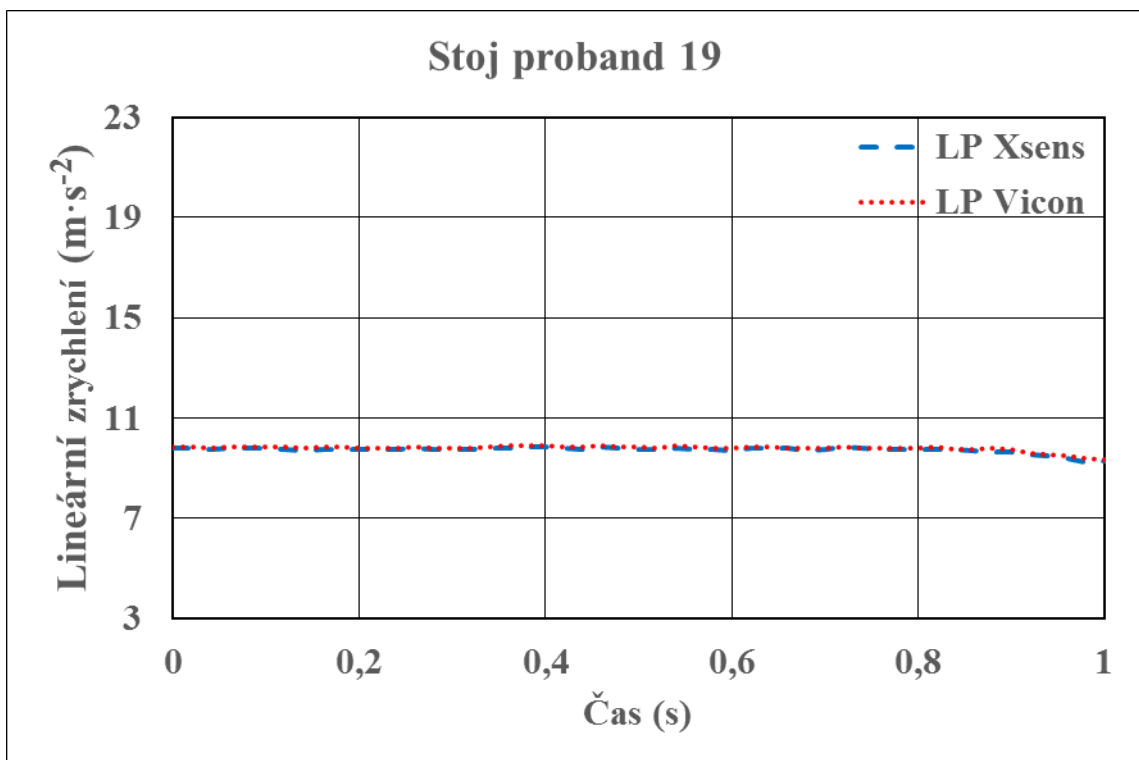
Na Obrázku 3.14 je zachycen úsek výstupu po třech schůdcích u probanda s číslem 20. Jedná se o ukázkou nejnižší hodnoty korelačního koeficientu pro úsek výstupu po třech schůdcích ze všech naměřených probandů. Hodnota korelačního koeficientu pro tento příklad činí 0,7406. Tento záznam pochází z dat zaznamenaných měřicími systémy Xsens a Vicon pro bod levý parietální.



Obrázek 3.14: Graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu schůdky u probanda 20 pro případ nejnižší korelace u bodu LP

3.1.6 Graf stoj

Na Obrázku 3.15 je zachycen úsek statického stoje u probanda s číslem 19. Na grafu jsou vyneseny hodnoty lineárního zrychlení v jednotkách $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ v čase vyjádřeném v sekundách. Tento záznam pochází z dat zaznamenaných měřicími systémy Xsens a Vicon pro bod levý parietální. Hodnota korelačního koeficientu pro tento příklad činí 0,3378.



Obrázek 3.15: Graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu statický stoj u probanda 19

3.2 Tabulky korelací

V Tabulce 3.1 jsou uvedeny hodnoty aritmetických průměrů, směrodatných odchylek, korelačních koeficientů lineárních zrychlení v čase změřených systémy Xsens a Vicon pro každý bod a typ pohybu.

Tabulka 3.1: Korelace lineárních zrychlení Xsens a Vicon

Bod	Dřepy	HIT	Chůze	Lezení	Schůdky
LP	0,85±0,38	0,48±0,29	0,87±0,13	0,92±0,04	0,89±0,08
PP	0,83±0,39	0,59±0,26	0,89±0,14	0,90±0,05	0,92±0,03
LO	0,76±0,41		0,84±0,15	0,84±0,09	0,95±0,03
PO	0,81±0,39		0,79±0,24	0,78±0,22	0,85±0,18
T	0,68±0,36		0,60±0,32	0,81±0,12	0,84±0,17

Data byla spočtena pro shodnou skupinu 21 probandů. Bylo uvažováno 19 dřepů, 21 Head Impulse Testů, 21 chůzí, 21 lezení po čtyřech a 6 výstupů do schůdků. Data jsou uvedena jako aritmetický průměr ± směrodatná odchylka.

V Tabulce 3.2 jsou uvedeny p-hodnoty jako výsledky po testování Mann–Whitneyovým U testem pro každý bod a typ pohybu. U test byl použit z důvodu vyvrácení normálního rozdělení dat, viz kapitola 2.5.5. Tabulka 3.2 slouží pro určení skutečnosti, zda přijmout nulovou nebo alternativní hypotézu, zda jsou korelační koeficienty lineárních zrychlení typů pohybu dřepy, HIT, lezení a schůdky odlišné oproti korelačním koeficientům lineárních zrychlení typu pohybu chůze.

Tabulka 3.2: P-hodnoty získané Mann–Whitneyovým U testem

Bod	Dřepy	HIT	Lezení	Schůdky
LP	0,18673	0,06681	0,48803	0,44433
PP	0,22663	0,09853	0,31918	0,48803
LO	0,28774		0,26109	0,27093
PO	0,31918		0,42074	0,31207
T	0,28434		0,14231	0,46140

Data byla spočtena pro shodnou skupinu 21 probandů. Bylo uvažováno 19 dřepů, 21 Head Impulse Testů, 21 chůzí, 21 lezení po čtyřech a 6 výstupů do schůdků.

3.3 Tabulka míry výpadku

V Tabulce 3.3 jsou uvedeny hodnoty aritmetických průměrů, směrodatných odchylek, míry výpadku hodnot lineárních zrychlení v čase změřených systémy Xsens a Vicon pro každý bod a typ pohybu.

Tabulka 3.3: Míra výpadku záznamu lineárních zrychlení Xsens a Vicon

Bod sytému	Dřepy (%)	HIT (%)	Chůze (%)	Lezení (%)	Schůdky (%)
LP Xsens	100,00±0,00	100,00±0,00	100,00±0,00	100,00±0,00	100,00±0,00
LP Vicon	96,89±6,93	99,87±0,60	98,36±5,36	100,00±0,00	100,00±0,00
PP Xsens	100,00±0,00	100,00±0,00	100,00±0,00	100,00±0,00	100,00±0,00
PP Vicon	97,49±5,08	99,38±2,34	97,25±6,59	100,00±0,00	100,00±0,00
LO Xsens	100,00±0,00	100,00±0,00	100,00±0,00	100,00±0,00	100,00±0,00
LO Vicon	94,52±11,75		98,44±2,40	99,93±0,34	100,00±0,00
PO Xsens	100,00±0,00	100,00±0,00	100,00±0,00	100,00±0,00	100,00±0,00
PO Vicon	90,72±18,54		97,10±7,13	99,88±0,53	98,28±3,85
T Xsens	100,00±0,00	100,00±0,00	100,00±0,00	100,00±0,00	100,00±0,00
T Vicon	96,66±7,13		98,78±2,78	98,71±4,71	100,00±0,00

Data byla spočtena pro shodnou skupinu 21 probandů. Bylo uvažováno 19 dřepů, 21 Head Impulse Testů, 21 chůzí, 21 lezení po čtyřech a 6 výstupů do schůdků. Data jsou uvedena jako aritmetický průměr ± směrodatná odchylka.

4 Diskuze

Provedením modifikací helmice bylo umožněno dostatečně přesné měření hodnot lineárních zrychlení pro veškeré měření pohybů. Připevněním molitanových pružných segmentů na upínací plastové terče bylo docíleno možnosti pevnějšího utažení stavěcích šroubů k hlavě probandů. To vedlo ke zvýšení stability celé helmice na hlavě. Bylo tím také umožněno měřit sérii všech pohybů najednou až po dobu 30 minut. Před provedením této úpravy při pilotních měřeních probandi nebyli schopni mít na hlavě helmici po takto dlouhou dobu z důvodu přílišné bolesti způsobené tlakem oněch plastových terčů na hlavu.

Na snížení potřeby utažení stavěcími šrouby se podílelo i použití dvou pásků, jenž byly zapínány přes bradu probandů. Využití těchto pásků přispělo k celkové stabilizaci helmice na hlavě, a zejména tak umožnilo přesně měřit typ pohybu HIT a lezení po čtyřech.

V rámci měření bylo provedeno celkem 6 typů pohybu, přičemž pohyb do schodů, značený schůdky, byl doplňkovým měřením pro porovnání hodnot relevantnosti dat z gyro-akcelerometrického MoCap systému Xsens a optického MoCap systému Vicon. Doplňkovým měřením byl především z důvodu změny polohy v ose Z, při pohybu vertikálním. Statický stoj je díky malých změn výsledného lineárního zrychlení prezentován pouze graficky, viz kapitola 4.1.6, kde je podrobněji diskutováno. Časově náročné bylo zejména předzpracování dat z důvodu např. synchronizace výsledných signálů.

Jak již bylo v kapitole 3 zmíněno, proband s číslem 27 musel být ze zpracování dat vyloučen. Systémem Vicon u něho nemohly být změřeny hodnoty lineárních zrychlení, neboť jak sám v dotazníku uvedl, měl v místě spánkové kosti implantovanou blíže nespécifikovanou kovovou destičku z důvodu v minulosti proslápnuté lebky. Tato destička těsně pod povrchem kůže byla systémem Vicon střídavě zachycována jako šestý reflektivní marker. Proband s číslem 27 tak byl pro zpracování dat ze systému Vicon zcela nevhodný.

4.1 Výpověď grafů

V rámci analýzy grafů byly pozorovány abnormálně vysoké výchylky lineárního zrychlení pro optický systém Vicon. To bylo zřejmě způsobeno nepřesností měření polohy markeru mezi blízkými snímky. Při následné druhé derivaci polohy podle času se význam této chyby umocňuje. Pro potřeby této práce byla tato chyba označena jako chyba derivační.

4.1.1 Grafy chůze

Na obrázcích v kapitole 3.1.1 jsou patrné 4 kroky. Nejvyšší body, které se nacházejí v rozmezí lineárního zrychlení $12 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ až $14 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, značí došlap nohy. Nejnižší body znázorňují počáteční švih nohy. Body se nacházejí v rozmezí $7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ až $10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$. Tyto obrázky odpovídají popisu chůze v Příloze B. Popis je vztažen na data získána z místa pasu člověka a na vertikální osu Z.

Na Obrázku 3.1 je zobrazen úsek chůze s korelačním koeficientem 0,7043. Průběhy závislosti lineárních zrychlení na čase jsou do času 2 s téměř stejné. Příčina snížení korelačního koeficientu je patrná právě od chvíle, kdy se hodnoty lineárního zrychlení získané ze systému náhle výrazně zvýší a překročí hodnotu $24 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ z důvodu derivační chyby. Poněvadž systém Xsens zaznamenává poslední krok se stejným trendem jako oba systémy kroky předešlé, lze usoudit, že v měření posledního kroku nastává chyba v měření u systému Vicon.

Na Obrázku 3.2 je zobrazen úsek chůze s vysokým korelačním koeficientem 0,9721. Na grafu se tento fakt projevuje takřka stejnými průběhy lineárních zrychlení získaných z měřicích systémů bez derivačních chyb.

Na obrázku 3.3 je nejzřetelněji znázorněna příčina nejnižšího korelačního koeficientu při chůzi v čase 0,5 s – 1,0 s. V tomto rozmezí se hodnoty lineárního zrychlení výrazně přiblíží hodnotě $44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ z důvodu derivačních chyb systému Vicon.

4.1.2 Grafy dřepy

Na obrázcích v kapitole 3.1.2 jsou patrné 3 dřepy. Začátky dřepů je možno určit v rozmezí $9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ až $10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$. Nejnižší body odpovídají poloze, kdy je proband 19 přibližně v polovině své cesty dolů. Tyto body se nacházejí v rozmezí $3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ až $5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$. Nejvyšší body, které se nacházejí v rozmezí lineárního zrychlení $20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ až $25 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, odpovídají fázi pohybu, kdy je proband přibližně v polovině své cesty při vzestupu.

Na Obrázku 3.4 je zobrazen úsek dřepů s korelačním koeficientem 0,9927. Tato hodnota je velmi vysoká a je zřetelná téměř úplným překryvem křivek závislostí lineárních zrychlení na čase. Mírné odchýlení křivek je možné pozorovat přibližně v době do 0,5 s. Začátek dřepu je možno vidět okolo 1,5 s. Přibližný konec téhož dřepu je možné pozorovat v čase 2,5 s.

Na Obrázku 3.5 jsou zobrazeny křivky s nepatrně vyšším korelačním koeficientem 0,9985. Vizualně se tak křivky jeví jako identické. Začátek dřepu je možno vidět těsně před dobou 2 s. Přibližný konec téhož dřepu je možné pozorovat v čase 3,5 s.

Na obrázku 3.6 je velmi patrný příklad nejnižší hodnoty korelačního koeficientu pro dřepy -0,3469. Z křivky LP Vicon je patrný dřep začínající přibližně v čase 1,7 s a končící v 6,5 s. V tomto případě je nízká korelace způsobena chybným měřením systémem Xsens, který zde zaznamenával dřep podobně jako statický stoj při hodnotách lineárního zrychlení kolem $10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$. K podobnému chybnému měření systémem Xsens došlo celkem v 8 případech z 500. Jeho selhání je na první pohled patrné. V medicínské praxi, tak bude možné tato chybná měření eliminovat pouhou rychlou vizuální kontrolou výsledného grafu. Chyba mohla být způsobena uvolněním akcelerometru.

4.1.3 Grafy HIT

Na obrázcích v kapitole 3.1.3 jsou patrné 4 záškuby hlavy při HIT. Na obrázcích jsou patrné značné výchylky systému Vicon oproti systému Xsens, a to včetně Obrázku 3.8 jako ukázky nejvyšší hodnoty korelačního koeficientu pro HIT.

Odchytky systému Vicon jsou zde způsobeny zneviditelněním markerů Vicon pro vyšší počet snímajících kamer měřící osobou, jež provádí záškuby hlavy. Na výsledném lineárním zrychlení měřeném gyro-akcelerometrickým MoCap systémem Xsens se zřejmě dále podílí i tzv. odstředivé zrychlení z důvodu rotace kolem osy Z. Při HIT dochází ke škubnutí hlavy zejména v jedné ose. Grafy lineárních zrychlení jsou však zobrazeny pomocí výsledného vektoru lineárních zrychlení ve všech třech souřadných osách. Díky tomu jsou pak na grafech znázorněny nižší hodnoty lineárních zrychlení. Při nízkých hodnotách se tak i malá odchylka může projevit výraznějším snížením korelačního koeficientu. Z těchto důvodů je tak i na Obrázku 3.8, jenž je případem nejvyššího korelace pro HIT, patrný projev relativně nízkého korelačního koeficientu 0,8327.

4.1.4 Grafy lezení

Na obrázcích v kapitole 3.1.4 jsou patrné 4 kroky lezení po čtyřech v podobě 4 opakujících se úseků s amplitudou v rozmezí $12 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ až $20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$. Pro detailnější přiřazení hodnot lineárních zrychlení jednotlivým fázím lezení by bylo potřeba analyzovat výsledné záznamy systému Vicon při umístění markerů na končetiny probanda, což nebylo cílem této práce. Další možností by bylo nasnímání průběhu tohoto typu pohybu standardní kamerou a záznam synchronizovat.

Obrázek 3.10 a 3.11 jsou příkladem vysokého korelačního koeficientu. Z těchto obrázků je patrné, že zaznamenané hodnoty lineárních zrychlení si v čase odpovídají.

Na Obrázku 3.12 jsou v době mezi 0,5 s a 1,5 s viditelné dvě výrazné výchylky v zaznamenávání systému Vicon od systému Xsens. Tyto výchylky jsou taktéž příkladem derivační chyby. Hodnota korelačního koeficientu pro tento případ tak činí 0,8188. Jedná se však zároveň o relativně vysokou hodnotu pro případ nejnižšího korelačního koeficientu pro měření lezení po čtyřech. Tento fakt mohl být způsoben tím, že jednotliví probandi se při lezení po čtyřech pohybovali velmi nízko u země, kde byli snadněji a přesněji zachycováni kamerami Bonita 10, jež je snímaly ze shora.

4.1.5 Grafy schůdky

Na obrázcích v kapitole 3.1.5 jsou patrné 3 výstupy probanda do schůdků jako 3 opakující se úseky s amplitudou mezi $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ až $15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$.

Na Obrázku 3.13 je patrný vysoký korelační koeficient 0,9687 jako velmi podobný průběh lineárních zrychlení v čase. Pouze v poslední části úseku je patrná menší výchylka systému Vicon od systému Xsens

Na Obrázku 3.14 se projevuje nižší korelační koeficient 0,7406 zejména v čase 0 s až 0,5 s, kdy křivka LP Vicon se výrazněji liší od křivky LP Xsens. Zde dochází taktéž k projevu derivační chyby.

4.1.6 Graf stoj

Na Obrázku 3.15 je uveden příklad statického stoje probanda s číslem 19. Hodnota lineárního zrychlení se pro LP Xsens pohybuje v rozmezí $9,23 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ až $9,84 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, pro LP Vicon $9,27 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ až $10,12 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$. Dokonale statický stoj by se projevoval jako konstantní lineární zrychlení s hodnotou $9,813 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$. Tato hodnota odpovídá tíhovému zrychlení místu měřicí místnosti v městě Kladně. Lineární zrychlení z obou dvou systémů se tak pohybují velmi blízko této hodnoty. Po prvotních měřeních dokazujících tento fakt bylo upuštěno od dalšího zkoumání statického stoje, viz Příloha B.

4.2 Výpověď tabulek

Z tabulek v kapitolách 3.2 a 3.3 je možné vyvodit skutečnosti o hodnotách korelačních koeficientů a mírách výpadku při měření MoCap systémy Xsens a Vicon.

4.2.1 Tabulka korelací

Z Tabulky 3.1 je patrné, že nejnižší korelace mezi lineárními zrychleními získanými z MoCap systémů Xsens a Vicon nastala u pohybu HIT. Tato skutečnost spolu s faktem, že pro body LO, PO a T hodnoty chybí kvůli irelevantním datům ze systému Vicon, je způsobena tím, že při šhubání hlavou jsou reflektivní markery zakrývány vyšetřujícím v průběhu aplikace stimulu. Dalším vodítkem je fakt zmíněný v kapitole 4.1.3. Při menších hodnotách zaznamenávaného lineárního zrychlení se i malá odchylka může projevit výraznějším snížením korelačního koeficientu.

Z Tabulky 3.1 je pro typ pohybu dřepy možné usoudit, že snížení korelací bylo významně ovlivněno zcela chybným měřením gyro-akcelerometrického systému Xsens ve dvou případech. Tento fakt potvrzuje i relativně vysoká směrodatná odchylka pro jednotlivé dřepy v rozmezí 0,36 až 0,41.

Další případ, který stojí za povšimnutí, je měření lineárního zrychlení u chůze pro bod T. Tento případ má oproti ostatním relativně nízký korelační koeficient. Při chůzi totiž byl vzhledem k rozmístění kamer v měřicí místnosti, viz Obrázek 2.5, bod T zaznamenáván v určitých momentech pouze kamerou 6.

Dle kapitoly 2.5.3 lze hodnoty lineárních zrychlení naměřené systémy Xsens a Vicon pro případy bodů T u dřepů a chůze označit za silně podobné, pro případ bodů PP u HIT za slabě podobné. U zbývajících bodů lze mluvit o velmi silné podobnosti.

4.2.2 Tabulka p-hodnot

V Tabulce 3.2 jsou zaznamenány p-hodnoty jako výsledky Mann–Whitneyova U testu, který byl uplatněn na párová data korelačních koeficientů pro porovnání pohybu chůze s ostatními typy pohybu. U test byl použit z důvodu vyvrácení normálního rozdělení dat po testování Shapiro–Wilksovým testem. V Tabulce 3.2 žádná spočtená p-hodnota není nižší než hodnota 0,05. Z tohoto důvodu nemohly být zamítnuty všechny hypotézy H_0 ve prospěch alternativních hypotéz H_1 na hladině významnosti 0,05. Dle Mann–Whitneyho U testu lze tedy tvrdit: Systém Xsens vůči systému Vicon měří stejně dobře lineární zrychlení při chůzi jako při ostatních složitějších pohybech.

Z Tabulky 3.2 je patrné, že výsledné p-hodnoty pro měření pohybu HIT, se nacházejí ve stejném řádu a nejvíce se přibližují k oné hodnotě 0,05. Měření pro typ pohybu HIT, tak nejvíce inklinuje k tvrzení: Systém Xsens měří vůči systému Vicon lépe lineární zrychlení při chůzi než při Head Impulse Testu.

4.2.3 Tabulka míry výpadku

Z Tabulky 3.3 je patrné, že v žádném z měřených případů nedošlo k výpadku dat z gyroakcelerometrického MoCap systému Xsens. Pro všechny případy měření systémem Xsens je hodnota aritmetické průměru míry výpadku 100 % se směrodatnou odchylkou 0 %.

Z Tabulky 3.3 je vidno, že pro optický MoCap systém Vicon docházelo výpadkům dat. V počátcích tvorby této diplomové práce panovala domněnka, že míra výpadku bude výrazně vyšší u typů pohybu lezení po čtyřech a lezení do schodů. Bylo tak uvažováno na základě myšlenky, že při lezení po čtyřech budou mít probandí skloněnou hlavu a že zvláště markery levé a pravé parietální budou pro kamery méně viditelné. Při pohybu nahoru do schůdků panovala úvaha, že při stoupaní probandů nahoru do schůdků, se reflektivní markery budou kamerám ztrácet.

Obě tyto domněnky byly vyvráceny. Při lezení po čtyřech probandi po většinou hleděli před sebe a jejich hlava tak spíše zaujímal vzpřímenou polohu než skloněnou. Při lezení po podlaze byly také častěji markery zřetelné pro více kamer než například ve vzpřímené poloze, kdy například kamery mířící na probandovo čelo nemohly zároveň snímat parietální body. Při výstupu do schůdků se nepotvrdila úvaha, že při dosažení nejvyššího schůdku, nebudou již markery Vicon v rozsahu snímání kamer Bonita 10. Probandi byli také více v zorném poli čoček kamer díky tomu, že schůdky byly umístěny doprostřed měřicího prostoru.

Naopak z Tabulky 3.3 vyplývá, že při snímání dřepů docházelo častěji k výpadkům markerů. Po bližším zkoumání bylo zjištěno, že tento jev byl způsoben pozicí v měřicí místnosti, kde probandy bylo vykonáváno pohybů dřepů. Tato pozice byla na jedné straně místnosti, kdy zároveň sloužila jako startovní a cílová pozice pro pohyb chůze a lezení po čtyřech. Pro kamery 1, 2 a 7 na Obrázku 2.5, tak byly reflektivní markery více skryty. Ostatní kamery pak hlavu probanda snímaly z relativně větší vzdálenosti.

5 Závěr

V rámci diplomové práce byla provedena modifikace helmice tak, aby bylo možné měřit i složitější pohyby. Data z gyro-akcelerometrického systému Xsens a optického systému Vicon v průběhu statického stoje, chůze, lezení po čtyřech, dřepu, chůze do schodů a pulzního rotačního testu byla naměřena celkem pro 28 probandů. V rámci analýzy relevantnosti poskytovaných informací ze systémů Xsens a Vicon byla provedena korelace obou signálů a dále zjištěna míra výpadků. Bylo zjištěno, že Xsens poskytuje relevantnější informace, především s ohledem na lineární zrychlení. Vliv složitosti pohybu na výsledná experimentální data s ohledem na korelaci lineárních zrychlení nebyl pozorován.

Bylo zjištěno, že data jsou systémem Xsens zaznamenávána v každém případě měření. Pro systém Vicon byly zjištěny výpadky dat při pulzním rotačním testu a při měření probanda na okraji měřeného prostoru.

Vhodným námětem pro další práci je popsání jednotlivých fází pohybu a jejich vlivu na výsledná lineární zrychlení a na míru výpadku u složitějších úkonů, jako je například lezení po čtyřech. Vytvoření hybridního systému využívajícího oba MoCap systémy při automatické synchronizaci signálů má značný publikační potenciál.

Seznam použité literatury

- [1] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4. vydání, přepracované a doplněné. Praha: GRADA Publishing, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [2] MUMENTHALER, Marco, Claudio L. BASSETTI a Christof J. DAETWYLER. *Neurologická diferenciální diagnostika*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2298-6.
- [3] *Poruchy rovnováhy* [online]. Neurologická klinika 1. LF UK a VFN v Praze. [cit. 2016-03-05].
Dostupné z: <http://www.neuro.lf1.cuni.cz/vyuka/ucebnice/Stom/13.htm>
- [4] SAJJADI, H. a M. M. PAPARELLA. 2008. Meniere's disease. *The Lancet* [online]. 372(9636), 406-414 [cit. 2016-04-25]. DOI: 10.1016/S0140-6736(08)61161-7. ISSN 01406736. Dostupné z:
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140673608611617>
- [5] VYHNÁLEK, M., R. BRZEZNY aj. JEŘÁBEK. 2007. Benigní paroxysmální polohové vertigo- nejčastější závratě v lékařské ordinaci.. *Neurologie pro praxi* [online]. 1 Neurologická klinika 2. LF UK a FN Motol, Praha, Neurochirurgické oddělení FN Motol, Praha, 8(6), 348–350 [cit. 2016-04-24]. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2007/06/05.pdf>
- [6] JEŘÁBEK, Jaroslav. Periferní vestibulární syndromy. *Neurologie pro paxi*. 2007, 8(6), 344-346.
- [7] ROWSON, Steven, Gunnar BROLINSON, Mike GOFORTH, Dave DIETTER a Stefan DUMA. Linear and Angular Head Acceleration Measurements in Collegiate Football. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2009, 131(6), 061016-. DOI: 10.1115/1.3130454. ISSN 01480731.

- [8] BECKWITH, Jonathan G., Jeffrey CHU a Richard GREENWALD. Validation of a Noninvasive System for Measuring Head Acceleration for Use During Boxing Competition. *Journal of Applied Biomechanics*. 2007, 238-244.
- [9] MCALLISTER, T. W., L. A. FLASHMAN, A. MAERLENDER, et al. Cognitive effects of one season of head impacts in a cohort of collegiate contact sport athletes. *Neurology*. 2012, 78(22), 1777-1784. DOI: 10.1212/WNL.0b013e3182582fe7. ISSN 0028-3878.
- [10] MORAVCOVÁ, Kristýna. *Využití principů vývojové kineziologie ve sportovní přípravě mládežnické kategorie atletického družstva*. Plzeň, 2015. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni. Vedoucí práce Lukáš Ryba.
- [11] SKALOVÁ, Magdalena. *Možnosti kineziologického hodnocení předškolních dětí*. Plzeň, 2012. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni. Vedoucí práce Monika Valešová.
- [12] SRNEC, Josef. *Léčebně-rehabilitační plán a postup u pacienta s traumatickým postižením kolenního kloubu a nestabilním kolenem*. Brno, 2016. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Jaroslava Pochmonová.
- [13] JUNKOVÁ, Tereza. *LÉČEBNĚ REHABILITAČNÍ PLÁN A POSTUP U PACIENTA S TRAUMATICKÝM POSTIŽENÍM KOLENNÍHO KLOUBU A NESTABILNÍM KOLENEM*. Brno, 2015. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Jaroslava Pochmonová.
- [14] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [15] KOCH, H., SMITH, M. Office-based ambulatory care for patients 75 years old and over. U.S. Department of Health and Human Services, Public Health Service, National Center for Health Statistics 1985.

- [16] GRIMBY, A., ROSENHALL, U. Health related quality of life in old age. *Gerontology*, 1995, p. 286-289.
- [17] CLARK, M. et. al. Psychiatric and medical factors associated with disability in patients with dizziness, *Psychosomatics*, 1993, p. 409-415.
- [18] NEUHAUSER, H.K. et. al. Burden of Dizziness and Vertigo in the Community, *Archives of Internal Medicine*, 2008, p. 2118-2124.
- [19] ENLOE, L., SHIELDS, R. Evaluation of health-related quality of life in individuals with vestibular disease using disease-specific and general outcome measures, *Physical Therapy*, 1997, p. 890-903.
- [20] *Atlas of Anatomy* [online]. USA, 2017 [cit. 2017-05-15]. Dostupné z: <http://doctorlib.info/medical/anatomy/33.html>
- [21] HOUSLEY, G., NORRIS, C., GUTH, P. Histamine and related substances influence neurotransmission in the semicircular canal, *Hearing Research* 1988, p. 87-97.
- [22] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [23] OOSTERVELD, W.J., The Threshold Value for Stimulation of the Horizontal Semicircular Canals, *Recent Advances in Aerospace Medicine: Proceedings XVIII International Congress of Aviation and Space Medicine*, Springer Netherlands, 1970.
- [24] HAAS, E., EIDEBENZ, H. Untersuchungen zur tageszeitlich bedingten Variabilität der Drehreizschwelle, *Zeitschrift Laryngologie, Rhinologie und Otologie*, 46, 1967, p. 96-100
- [25] ASCHAN, G., BERGSTEDT, M. Stable Nystagmography: recording of nystagmus in clinical neuro-otological examinations, *Acta Otolaryngol Suppl.*, 129, 1956.


- [26] GÜTTICH, H., HAZEYAMA, F. On nystagmus threshold in rotation of sitting and standing normal persons and in adjusting of the vertical arcades in the plane of rotation in sitting normal persons, *Zeitschrift Laryngologie, Rhinologie und Otologie*, 46, 1967, p. 89-95.
- [27] DIFERENCIÁLNÍ DIAGNOSTIKA ZÁVRATÍ. JEŘÁBEK, Jaroslav. *INTERNÍ MEDICÍNA VE ZKRATCE*. 2003, 86 - 91.
- [28] SKÁLA, Bohumil. *Závrativé stavy: doporučný diagnostický a léčebný postup pro všeobecné praktické lékaře*. Praha: Společnost všeobecného lékařství ČLS JEP, 2008. Doporučené postupy pro praktické lékaře. ISBN 978-80-86998-29-9.
- [29] MARANHÃO, Eliana T. a Péricles MARANHÃO-FILHO. 2012. Vestibulo-ocular reflex and the head impulse test. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria* [online]. **70**(12), 942-944 [cit. 2016-04-25]. DOI: 10.1590/S0004-282X2012001200008. ISSN 0004-282x. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext
- [30] HYBÁŠEK, Ivan. ANATOMIE ATD. 1. *EOTORINOLARYNGOLOGIE*. 2016, , 111. ISSN 1803-280X.
- [31] OLSSON, E. C. (1990). Methods of studying gait. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone Inc.
- [32] WHITTLE, Michael. *Gait Analysis: An introduction*. 4. Tennessee: Heidi Harrison, 1990. ISBN 9780750600453.
- [33] KIRTLEY, Christopher. *Clinical Gait Analysis*. Churchill Livingstone, 2005. ISBN 9780702036712.
- [34] SMIDT, Gary. *Gait in rehabilitation*. California: Churchill Livingstone, 1990. ISBN 044308663X.
- [35] TREW, M. a T. EVERETT. *Evaluating and measuring human movement*. 3rd. New York: Churchill Livingstone, 1997.

- [36] PERRY, J. Atlas of Amputations nad Limb Deficiencies Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. 3rd. Rosemont, 2004.
- [37] KIEDROŇOVÁ, Eva.: Rozvíjej se děťátko... . Baby club Kenny. Grada. 2013 Třinec. 2. vydání. ISBN 978-80-247-3744-7.
- [38] Danilov, Y.P. et al. “Efficacy of Electrotactile Vestibular Substitution in Patients with Peripheral and Central Vestibular Loss.” *Journal of vestibular research : equilibrium & orientation* 17.2-3 (2007): 119–130.
- [39] Higgins, M., Halstead, P. D., Snyder-Mackler, L., & Barlow, D. (2007). Measurement of Impact Acceleration: Mouthpiece Accelerometer Versus Helmet Accelerometer. *Journal of Athletic Training*, 42(1), 5–10.
- [40] HANDMAN, Daniel a Ron POFF. *A Triaxial Accelerometer Small Enough to Fit in Your Ear* [online]. In: . s. - [cit. 2016-07-02]. DOI: 10.4271/2000-01-1379. Dostupné z: <http://papers.sae.org/2000-01-1379/>
- [41] Zebris [online]. [cit. 2016-07-02]. Dostupné z: <http://www.zebris.de/english/medizin/medizin-3dmesssysteme.php?navanchor=1010025>
- [42] Fastrak: Dokumentace [online]. [cit. 2016-07-02]. Dostupné z: http://www.upc.edu/sct/documents_servei/d_98_id-94.pdf
- [43] ČEJKA, Václav. *Analýza a zpracování pohybových dat ze systému Vicon: diplomová práce = Vicon motion data analysis and processing*. Praha, 2013. Diplomová práce (Ing.). České vysoké učení technické v Praze. Fakulta biomedicínského inženýrství, katedra biomedicínské techniky. Vedoucí práce Martin Ladecký.
- [44] GUERRE, E., Laronde, P., Cussonneau, J. et al. *Surg Radiol Anat* (2016) 38: 395. doi:10.1007/s00276-015-1589-2

- [45] LOWES, L. Comparison of ACTIVE-mini to the Vicon motion camera system in measuring infant movements. , 240 - 250.
- [46] Vicon motion system: The Vicon manual. *Biomech* [online]. [cit. 2016-07-02]. Dostupné z: Fastrak: Dokumentace [online]. [cit. 2016-07-02]. Dostupné z: http://www.upc.edu/sct/documents_servei/d_98_id-94.pdf
- [47] ČVUT V PRAZE, FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ, KLADNO, 2015. *Zařízení pro měření pohybu vestibulárních aparátů*. VOLF, P., P. KUTÍLEK, T. KOUKOLÍK a J. HOZMAN. 2015. Česká Republika. Užitný vzor CZ 28921. Zapsáno 07.12.2015.
- [48] KARDONG, Kenneth V. *Vertebrates: comparative anatomy function evolution*. Dubuque: Wm. C. Brown Publishers, c1995. ISBN 0-697-21991-7.
- [49] GRAAF, Van De. *Human Anatomy*. 6. vs. [s.l.] : The McGraw-Hill Companies, 2001. S. 525-526.
- [50] VOLF, Petr, Patrik KUTILEK, Jiri HOZMAN, Jan HEJDA a Rudolf CERNY. Qualitative evaluation methods of movement of the vestibular system in neurological practice. , 8.
- [51] NOWÉ, V. et al. The interutricular distance determined from external landmarks, *J Vestib Res.*, 13, 1, 2003, p. 17-23).
- [52] VOJÁČEK, Antonín. MEMS - díl 1. - Co to je a jak to vypadá?, 19.11.2006. Dostupné z WWW: <http://www.automatizace.hw.cz/view.php?cisloclanku=2006111901>
- [53] PHIDGETS. 2014. Gyroscope Primer. <http://www.phidgets.com> [online]. Phidgets Inc. [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: http://www.phidgets.com/docs/Gyroscope_Primer

- [54] PHIDGETS. 2014. Compass Primer. *http://www.phidgets.com* [online]. Phidgets Inc. [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: http://www.phidgets.com/docs/Compass_Primer
- [55] PHIDGETS. 2014 Accelerometer Primer. *Http://www.phidgets.com* [online]. Phidgets Inc. [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: http://www.phidgets.com/docs/Accelerometer_Primer
- [56] MTi and MTx User Manual and Technical Documentation: Document MT0100P. Revision. 2010.
- [57] *Bonita: Size. Performance. Reliability* [online]. In: . [cit. 2017-05-16]. Dostupné z: <https://www.vicon.com/file/vicon/bonita-brochure.pdf>
- [58] WALKER, Ian. *Výzkumné metody a statistika*. Praha: Grada, 2013. Z pohledu psychologie. ISBN 80-247-3920-8.
- [59] DE VAUS, D. A. *Analyzing social science data*. Thousand Oaks, Calif.: SAGE, 2002. ISBN 07-619-5937-8.
- [60] AUVINET, Bernard. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait and Posture*. , 124 - 134.

Příloha A: Dokumenty pro etickou komisi

 **ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno

Žádost o projednání výzkumného projektu v etické komisi FBMI ČVUT
Application for approval of a research project by FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board

Název projektu: Měření kinematických parametrů vestibulárního aparátu pomocí gyro-akcelerometrického systému a optického Mocap systému
Name of the project: Measuring kinematic parameters of vestibular apparatus movement using gyro-accelerometer system and Mocap system

Hlavní řešitel projektu (Jméno, pracoviště, e-mail): Ing. Petr Volf
Katedra biomedicínské techniky, FBMI ČVUT
petr.volf@fbmi.cvut.cz


Stručný popis projektu (do 100 slov): V rámci disertační, diplomové a bakalářských prací na FBMI ČVUT probíhá výzkum a vývoj systému pro měření kinematických veličin vestibulárního aparátu zdravých osob v souladu s požadavky klinických pracovišť. Kinematické veličiny jsou měřeny pomocí helmice s pěticí gyro-akcelerometrickými senzory Xsens a pomocí optického Mocap systému Vicon. Probandi při měření vykonají pohyby jako je statický stoj, chůze, lezení po čtyřech, dřep, chůze do schodů a bude proveden tzv. pulzní rotační test (Head Impulse Test).

Charakter projektu: Grantová úloha (název agentury): Bez grantu
Výzkum výzkumného týmu (specifikace): Výzkum a vývoj systému pro měření kinematických veličin vestibulárního aparátu
Kvalifikační práce (specifikace): Disertační, diplomová, bakalářské práce. Publikace v časopise s IF

Seznam příkládaných dokumentů:

- informovaný souhlas vč. informace pro subjekt hodnocení
- sylabus výzkumného projektu

V Kladně dne 21.5.2017


podpis hlavního řešitele

Vyjádření souhlasu etické komise FBMI ČVUT
FBMI CTU Institutional Ethical/Review Board approval

Projekt byl schválen etickou komisí FBMI ČVUT dne: 22.3.2017 platný do: 31.5.2017
pod číslem: A1003/17

Etická komise FBMI ČVUT v Praze, ve složení Mgr. Martina Dingová Šliková (předsedkyně), RNDr. Taňa Jarošíková, CSc., MUDr. Radek Matlach, prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., a Ing. Lucie Šedzmáková, zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu zahrnujícího lidské účastníky nebo laboratorní zvířata.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

ETICKÁ KOMISE
České vysoké učení technické v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítná 3105
272 01 Kladno
razítko etické komise FBMI ČVUT

Mgr. Martina ŠLIKOVÁ
podpis předsedy etické komise

V Kladně dne

ČVUT v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
nám. Sítná 3105
272 01 Kladno

tel.: (+420) 224 358 419
fax: (+420) 312 608 204
www.fbmi.cvut.cz

IČ: 68407700
DIČ: CZ68407700
Bankovní spojení: KB Praha 6
č.ú. 27-7380010287/0100

Obrázek: Souhlas Etické komise FBMI

Informovaný souhlas

a informace pro subjekt hodnocení

Název projektu: Měření kinematických parametrů vestibulárního aparátu pomocí gyro-akcelerometrického systému a optického Mocap systému

Hlavní řešitel, spoluřešitelé a jejich pracoviště: Ing. Petr Volf, Bc. Jakub Šourek; Zuzana Wauglerová, Adéla Váchová, ČVUT v Praze, FBMI

Vážený probandě,

projekt „Měření kinematických parametrů vestibulárního aparátu pomocí gyro-akcelerometrického systému a optického Mocap systému“ je výzkumný projekt prováděný na FBMI ČVUT. Zabývá se výzkumem a vývojem systému pro měření kinematických veličin vestibulárního aparátu.

Projekt probíhá za účelem zpracování disertační, diplomové a bakalářských prací vedených na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze s následným vědeckým zpracováním výsledků a publikací.

Cílem tohoto projektu je výzkum a vývoj systému pro měření kinematických veličin vestibulárního aparátu osob. Jedná se o téma s publikacím potenciálem s ohledem na dřívější teoretické publikace navrženého systému pro měření kinematických veličin vestibulárního aparátu. Tento systém sestává z helmicce s pěti gyro-akcelerometrickými senzory, přičemž slouží jako zcela bezpečná a neinvazivní metoda pro záznam kinematických veličin v souřadném systému vestibulárního aparátu. Mocap systém Vicon je zcela bezpečná a neinvazivní, komerčně dostupná technika pro záznam pohybu pomocí kamer a reflektivních markerů umístěných na povrchu těla. Cílem výzkumného projektu je stanovit přesnost, možnosti využití a zdokonalení záznamu kinematických veličin vestibulárního aparátu zejména v klinické neurologii.

Experiment bude prováděn na zdravotních dobrovolnících (probandech) zejména z řad studentů FBMI za použití helmicce s pěti gyro-akcelerometrických senzory, chráněné užitím vzorem, vytvořené na FBMI ČVUT Voltem a kol. Dále bude použit optický Mocap systém od firmy Vicon (Oxford, UK). Na hlavu vibračního probanda bude umístěna helmicce s gyro-akcelerometrickými senzory a reflektivními markery. Proband výkoná pohyby jako je státní stoj, chůze, lezení po čtyřech, dřep a chůze do schodů a bude proveden tzv. pulzní rotační test (Head Impulse Test). Data budou zaznamenána programy Xsens MI manager, Vicon Nexus a následně zpracována v prostředí MATLAB.

Vyhodnocení kritérií jsou abúzus alkoholu a drog, užití létek obsahující imidazole a antibiotik (např. streptomycin) v posledních 3 měsících, gravidita, dřívější problémy s vestibulárním aparátem a rovnováhou.

Diskomfortem pro probandy je čas strávený při experimentu podle předem dohodnutého programu. Měřicí metody jsou zcela bezpečné a nejsou popsány žádné vedlejší účinky ani rizika. Z naměřených dat nebudou vyvozovány jakékoli závěry o Vašem zdravotním stavu.

Náklady na odškodnění v případě poškození probanda ponese FBMI ČVUT, nicméně riziko je prakticky nulové.

Účast na experimentu je zcela dobrovolná, bez nároku na jakoukoliv odměnu. Zároveň se nepředpokládá žádné finanční výdaje probanda.

Poděpsáním tohoto písemného informovaného souhlasu souhlasíte s tím, že hlavní řešitelé a etická komise budou mít umožněn přímý přístup k původní klinické dokumentaci za účelem ověření průběhu studie anebo údajů, aniž dojde k porušení důvěrnosti informací o Vaší osobě, v míře povolené právními předpisy.

Záznamy, podle nichž lze identifikovat probanda, budou uschovány jako důvěrné a nebudou, v míře zaručené právními předpisy, veřejně zpřístupněny. Budou-li výsledky studie publikovány, totožnost probanda nebude zveřejněna.

Vyskytne-li se informace, která by mohla mít vliv na rozhodnutí probanda, zda pokračovat v účasti ve studii nebo ne, bude proband o této skutečnosti učas informován.

Další informace týkající se této studie a prav probandů lze získat u výše zmíněných řešitelů. V případě poškození zdraví v souvislosti se studií kontaktujte hlavního řešitele projektu.

Předpokládaná doba trvání experimentu v rámci jednoho probanda je typicky 10 minut. Studie se zúčastní přibližně 30 probandů.

Váš účast ve studii je dobrovolná, můžete ji odmítnout nebo můžete od účasti ve studii kdykoliv odstoupit, a to bez udání důvodu a bez jakýchkoliv finančních, právních či jiných následků.

Jméno probanda:

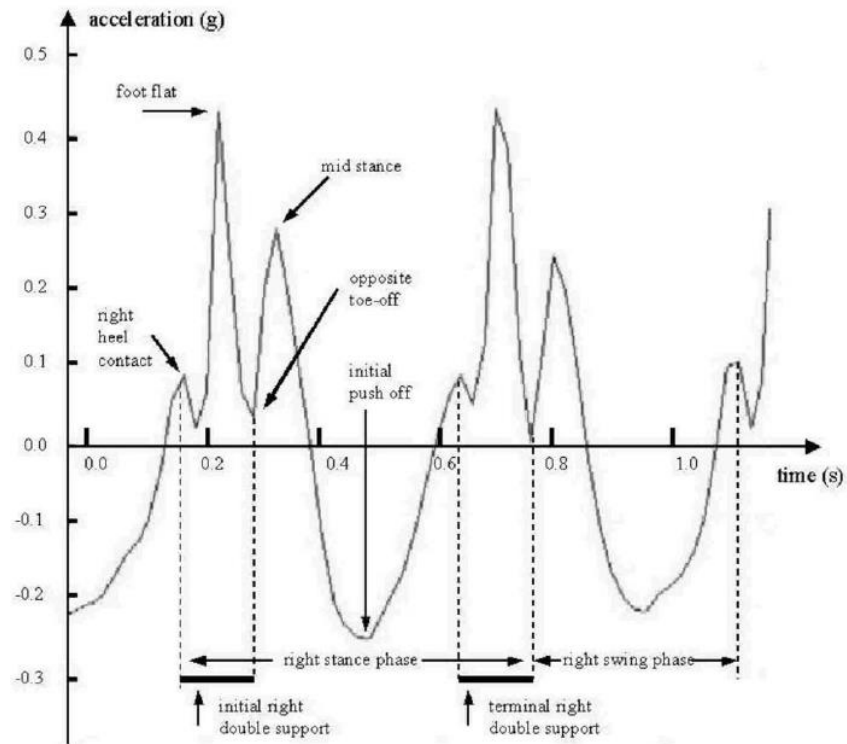
Odpovědný řešitel:

Podpis probanda:
Datum:

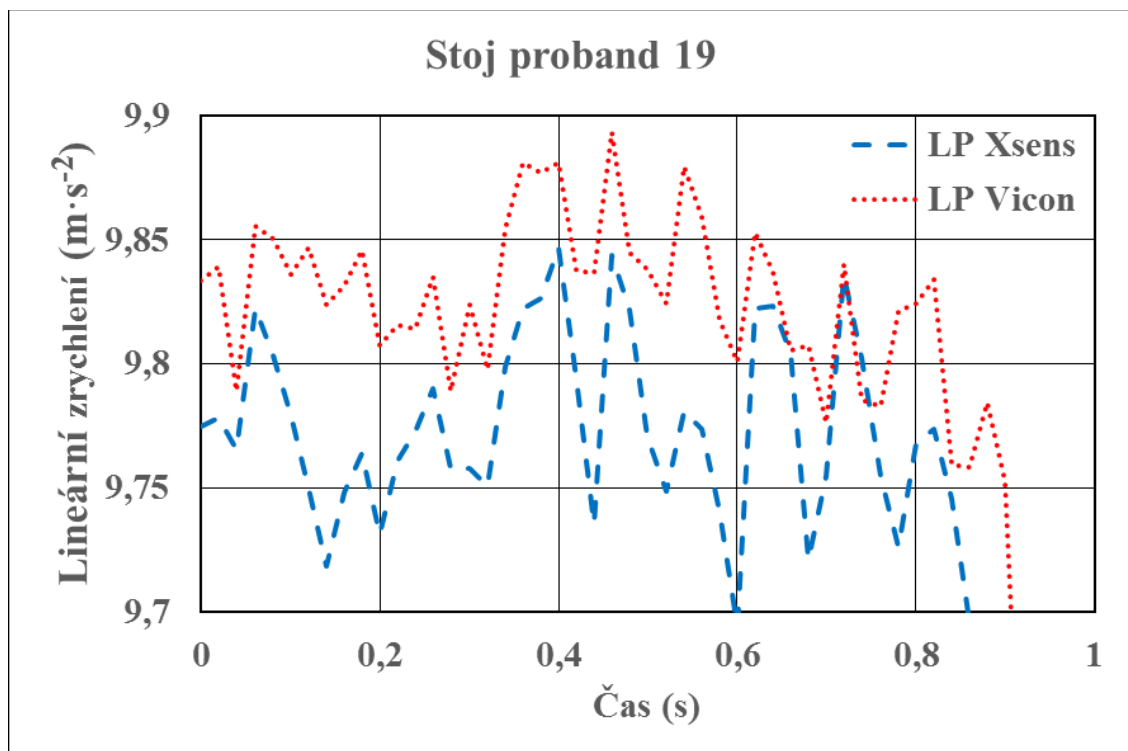
Podpis odpovědného řešitele:
Datum:

Obrázek: Informovaný souhlas

Příloha B: Doplnující grafy výsledků

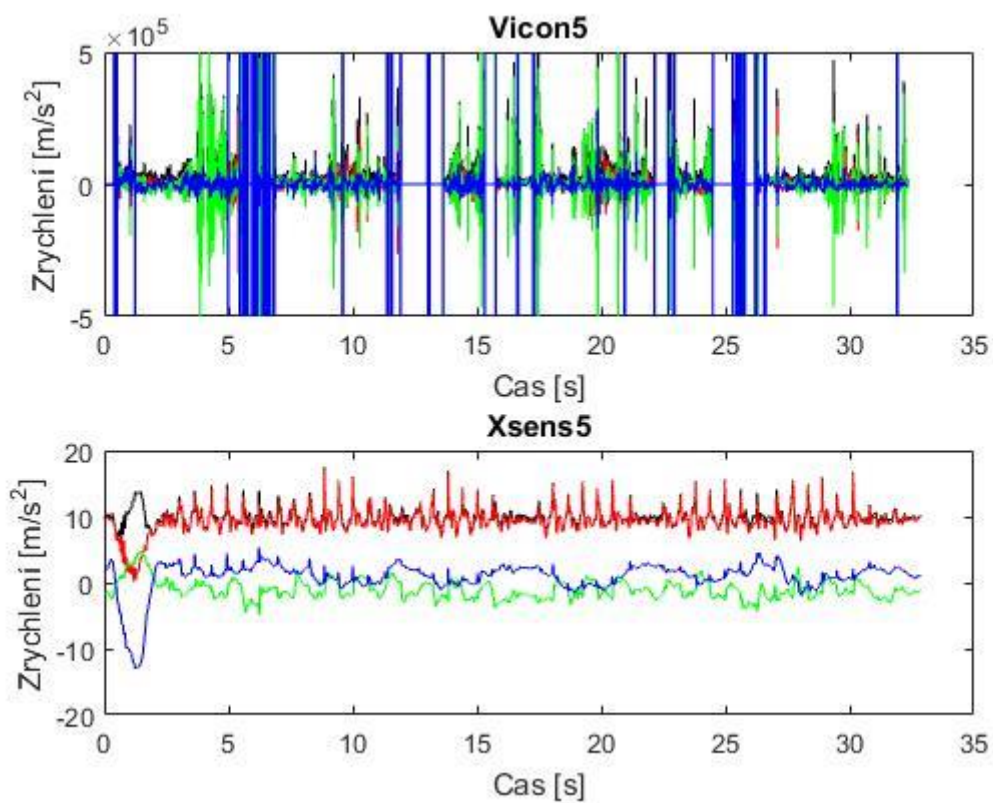


Obrázek: Fáze chůze, převzato z [60]



Obrázek: Zvětšený graf závislosti lineárního zrychlení na čase pro typ pohybu statický stoj u probanda 19

Příloha C: Ukázka grafu MATLAB



Obrázek: Ukázka grafu pro zpracování programem MATLAB

Příloha D: Obsah přiloženého CD

Na přiloženém CD je uložena tato diplomová práce ve formátu .pdf. Dále jsou na CD umístěna surová data, kód a funkce pro prostředí MATLAB, Mathworks a Excel, Microsoft.