

**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ**

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B 5345

**STANISLAV VELÍK**

Studijní obor: Fyzioterapie 5342R004

**SLEDOVÁNÍ ÚČINKŮ SENZOMOTORICKÉ STIMULACE ZA  
VYUŽITÍ GYROSKOPICKÝCH SENZORŮ**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

PLZEŇ 2019





**Čestné prohlášení:**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 25. 3. 2019

.....

vlastnoruční podpis

## ABSTRAKT

Příjmení a jméno: Velík Stanislav

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Sledování účinků senzomotorické stimulace za využití gyroskopických senzorů

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

Počet stran – číslované: 48

Počet stran – nečíslované: 44

Počet příloh: 42

Počet titulů použité literatury: 55

Klíčová slova: senzomotorická stimulace, gyroskopické senzory, sportovní úrazy, stabilita

Vlastní text: Práce měří a srovnává odchylky tibie za použití přístrojové metody využívající gyroskop. Měření probíhalo ve dvou termínech formou 5 cviků: Přenesení váhy vpřed, výpad vpřed, squat, lunge test a Y balance test. K ovlivnění stability sportovců jsme vybrali metodu senzomotorické stimulace, která je v rehabilitaci hojně používaná. Účinky SMS lze relativně snadno zakomponovat, jak do tréninkových jednotek sportovců, tak do jejich běžných aktivit během dne. Pro měření v naší práci jsme zvolili Trigno Wireless EMG systém od firmy Delsys. Sledovali jsme pohyby tibie pomocí senzorů Trigno IM a zjistili jsme, že u většiny fotbalistů, kteří prošli SMS tréninkem, došlo ke snížení stranové i rotační odchylky tibie.

# ABSTRACT

Surname and name: Velík Stanislav

Department: Department of Physiotherapy and Occupational Therapy

Title of thesis: Monitoring the effects of sensomotor stimulation using gyro sensors

Consultant: Mgr. Lukáš Ryba

Number of pages – numbered: 48

Number of pages – unnumbered: 44

Number of appendices: 42

Number of literature items used: 55

Key words: sensomotor stimulation, gyroscopic sensors, sports injuries, stability

Summary: This thesis measures and compares tibia deviations using the instrumental method of a gyroscope. The measurement was performed twice in the form of 5 exercises: forward weight transfer, forward lunge, squat, lunge test, and Y balance test. The method of sensomotor stimulation (SMS), widely used in rehabilitation, was chosen to influence the stability of athletes. Effects of SMS can be easily incorporated into both athletes training units as well as into their normal everyday activities. For the purpose of this thesis was chosen the Trigno Wireless EMG system by Delsys. While tracking the tibia movements by Trigno IM sensors it was discovered that majority of the footballers who received SMS training both tibia and lateral deviations were reduced.

**Poděkování:**

Děkuji Mgr. Lukáši Rybovi za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů.

# Obsah

SEZNAM ZKRATEK .....	10
SEZNAM TABULEK .....	11
SEZNAM OBRÁZKŮ .....	12
ÚVOD .....	13
TEORETICKÁ ČÁST .....	15
1 ŘÍZENÍ MOTORIKY .....	15
1.1 Somatomotorický systém .....	15
1.2 Biomechanický princip řízení motoriky .....	16
1.2.1 Kineziologie nohy a funkční vztahy kloubů dolní končetiny .....	17
1.2.2 Funkce nohy a nožní klenby .....	19
2 METODY VE FYZIOTERAPII VYUŽÍVAJÍCÍ SENZOMOTORICKÝCH PRINCIPŮ .....	24
2.1 Senzomotorická stimulace .....	24
2.1.1 Teoretické základy senzomotorické stimulace .....	24
2.1.2 Metodika senzomotorické stimulace .....	26
2.1.3 Malá noha a korigovaný stoj .....	27
2.1.4 Využití senzomotorické stimulace v prevenci a léčbě úrazů .....	30
2.1.4.1 Prevence sportovních úrazů .....	31
2.1.4.2 Příčiny vzniku sportovních úrazů .....	32
2.2 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace .....	32
2.3 Dynamická neuromuskulární stabilizace .....	33
2.4 Koncept dle Brüggera .....	34
2.5 Koncept R. Brunkowové .....	35
3 MOŽNOSTI SLEDOVÁNÍ ÚČINKŮ SENZOMOTORICKÉ STIMULACE .....	37
3.1 Inerciální sensory ve fyzioterapii .....	37
3.1.1 Gyroskop .....	37
3.1.2 Systém Trigno Delsys .....	38



3.2 EMG.....	39
3.3 Další přístrojové metody.....	39
PRAKTICKÁ ČÁST .....	40
6 CÍL A ÚKOLY PRÁCE .....	40
7 HYPOTÉZY .....	41
7.1 Hypotéza 1 .....	41
7.2 Hypotéza 2 .....	41
8 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU .....	42
9 METODIKA PRÁCE .....	43
9.1 Vytvoření pomůcky .....	43
9.2 Pilotní testování .....	44
9.3 Vlastní testování.....	44
9.4 Zpracování dat .....	51
9.5 Vyhodnocení výsledků.....	51
10 VÝSLEDKY .....	52
10.1 Hypotéza 1 .....	52
10.2 Hypotéza 2 .....	54
11 DISKUZE .....	56
ZÁVĚR.....	60
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....	61
SEZNAM PŘÍLOH.....	68
PŘÍLOHY .....	70

## SEZNAM ZKRATEK

CNS	Centrální nervová soustava
DK	Dolní končetina
DKK	Dolní končetiny
DNS	Dynamická neuromuskulární facilitace
HKK	Horní končetiny
KOK	Kolenní kloub
KYK	Kyčelní kloub
HK	Horní končetina
HSSP	Hluboký stabilizační systém páteře
PNF	Proprioceptivní neuromuskulární facilitace
PL	Posterolaterální
PM	Posteromediální
PNF	Proprioceptivní neuromuskulární facilitace
SMS	Senzomotorická stimulace
TL	Talocrurální kloub

## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Přenesení váhy vpřed (osa Z).....	52
Tabulka 2 Výpad vpřed (osa Z) .....	52
Tabulka 3 Squat (osa Z).....	52
Tabulka 4 Lunge test (osa Z) .....	52
Tabulka 5 Y balance test (osa Z) .....	52
Tabulka 6 Přenesení váhy vpřed (osa Y).....	54
Tabulka 7 Výpad vpřed (osa Y).....	54
Tabulka 8 Squat (osa Y) .....	54
Tabulka 9 Lunge test (osa Y).....	54
Tabulka 10 Y balance test (osa Y).....	54

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Funkční vztahy kloubů dolní končetiny .....	17
Obrázek 2 Postupné zatěžování plosky.....	18
Obrázek 3 Střední opora nohy .....	19
Obrázek 4 Klasický tripodní model nohy .....	20
Obrázek 5 Podložka pro testování .....	43
Obrázek 6 Popis os (X, Y, Z) na IM senzoru.....	45
Obrázek 7 Přenesení váhy vpřed.....	46
Obrázek 8 Výpad vpřed .....	47
Obrázek 9 Squat.....	48
Obrázek 10 Lunge test .....	49
Obrázek 11 Y Balance test – anterior / posterolateral / posteromedial.....	50
Obrázek 12 Příklad grafu osy Y (rotační odchylky), při lunge testu u probanda 11 .....	51

## ÚVOD

Senzomotorická stimulace je jednou z nejvíce používaných metod, která je běžně využívána při léčbě úrazů a poruch stability DKK. Spočívá v aktivaci senzorních (aférentních) struktur přes kožní exteroceptory a proprioceptory ze svalů, vazů a kloubů. V terapii se postupuje od aktivace hlubokých svalů nohy, přes kterou dochází k aktivaci a korekci stoje a vertikálního držení. Součástí metody je ovlivnění pohybu a vyvolání reflexního svalového stahu v rámci určitého pohybového stereotypu. Ten hraje významnou roli v řízení stoje a vertikálního držení. Dále se podílí na aktivaci spino - cerebello - vestibulárních drah a center mající vliv na regulaci stoje a provedení přesně adjustovaného a koordinovaného pohybu. (Janda, Vávrová, 1992; Pavlů, 2002; Kolář, Nechvátalová, 2009)

Zatímco v zahraničí se v současné době senzomotorickému tréninku věnuje mnoho publikací (Riva, 2016; Yong, 2017; Aman, 2015) a další, v České republice se o problematice a využití senzomotorické stimulace téměř nepublikuje, ačkoliv zde byla metoda profesorem Jandou založena.

Metodou se snažíme docílit reflexní, automatické aktivace zvolených svalů a pohybů, abychom snížily jejich kortikální kontrolu a přesunuly ji do subkortikální úrovně. Jedině tak, můžeme dosáhnout optimálního a ekonomicky provedeného pohybu, za předpokladu, že jednotlivé svaly budou aktivovány ve správném časovém úseku a pořadí. (Pavlů, 2002)

Z těchto důvodů je možné tuto metodu využít nejen k léčbě poúrazových stavů, ale i k prevenci úrazů. Sportovní úrazy vznikají v důsledku působení zevních i vnitřních činitelů, kteří způsobují poruchy správného fungování organismu. Vzniklý stav narušuje strukturu a rovnováhu vnitřního prostředí organismu. (Bydžovský, 2008) V kopané se nejčastěji setkáváme s úrazy dolních končetin. Proto je potřeba sportovce testovat pomocí klinických a paraklinických testů.

Klinické testy můžeme rozdělit na funkční, které se zaměřují například na hodnocení svalové síly (Demeurisse, Demol, Robaye, 1980; Řasová 2007) nebo hodnocení spasticity pomocí modifikované Ashworthovy škály (Bohannon, Smith, 1987; Kaňovský et al., 2004; Řasová 2007). Další metodou je klinické testování prostřednictvím dotazníku, kde pacienti sami hodnotí parametry ovlivňující jejich běžný život. (Coulthard-Morris, 2000; Řasová, 2007)

Paraklinické testy mají výhodu přesnosti a jednoduosti. Nevysvětlují však příčiny pacientovo obtíží. Mezi takovéto testy řadíme složitější zařízení jako je FootScan (Kapteyn, 1983; Ambler et al., 2004) a polyelektromyograf (Trojan, 2005), nebo prostou videoanalýzu. (Véle, F., Pavlů, D., Čumpelík, J., 2001)

Gyroskop umístěný v inerciálním senzoru je na pomezí náročnosti těchto zařízení a jedná se o jednu z nejmodernějších možností, jak zachytit odchylky v pohybu včetně rotačních komponent. Měření pomocí gyroskopu je moderní metoda, prostřednictvím které lze stanovit rotační a úhlové odchylky. Gyroskop funguje na principu technologie, která se označuje také pojmem MEMS (Mikro Elektro Mechanické Systémy). Tyto senzory obsahují mikro hmotu, zavěšenou na flexibilní konstrukci. V průběhu pohybu se pak mění kapacita této hmoty a z jejich změn se posléze snímačem vyhodnocuje změna sklonu. Uplatnění ve fyzioterapii najdou takto konstruované gyroskopické snímače především v analýze pohybu chůze a běhu, nebo v analýze a následné prevenci pádů. (Kutílek, Žižka, 2012)

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 ŘÍZENÍ MOTORIKY

V řízení motoriky hraje významnou roli somatomotorický systém, který řídí činnost kosterního svalstva a umožňuje tak jeho správnou funkci. Na něj navazují dvě důležité svalové činnosti. První je postojová komponenta sloužící k udržení určité pozice těla v prostoru. Druhou je pohybová komponenta, která zajišťuje cílené pohyby volního i mimovolního pohybu. Pro každý pohyb je nezbytné spojení obou těchto komponent. (Králíček, 2001)

Biomechanika zahrnuje popis, analýzu a techniku prováděného pohybu. Znalost biomechaniky správného provedení pohybu jednotlivých kloubů, nám umožňuje odhalit náhradní patologické programy pohybu a držení těla, které zasahuje prakticky do všech oblastí motoriky. (Dovalil, 2002)

### 1.1 Somatomotorický systém

Pro přesnou opravu pohybu a jeho zpětnou vazbu, je kortikální pohyb přesto relativně pomalý. K vykonání opravdu rychlého a bryskního pohybu řízeného mozečkem je zapotřebí, aby byl přesně naprogramovaný, zautomatizovaný a naučený. Tento pohyb lze opravit pouze jeho novým nácvikem a dlouhodobým opakováním. (Trojan, 1991)

K tomu, aby byl pohyb realizován v dokonalém uceleném vzorci, je zapotřebí velké množství vstupních informací, zprostředkovaných exteroceptory, propioceptory, interoreceptory a porovnáním s předchozími zkušenostmi. Somatosenzorické receptory jsou na rozdíl od dalších speciálních smyslů roztroušeny v celém povrchu těla a snímají i více signálů. (Trojan, 1991; Králíček, 2011)

Pohybové vzorce se stereotypním charakterem probíhají také na podkorové úrovni s vyloučením účasti kůry mozkové. Již brzy po narození se mezi tuto skupinu řadíme pohyby spojené s příjmem potravy, obranné reflexy, pohyby očí a hlavy za vizuálním podnětem a také lokomoce. Centrem rytmických lokomočních pohybů zahrnujících flexi končetiny s následnou extenzí je spinální mícha. Cyklický řetězec reflexních dějů pracuje na principu stahu flexorů po aktivaci příslušných motoneuronů centrální nervovou soustavou. Následnou kontrakci zachycují svalová vřeténka extenzorů a po reflexním oblouku vysílají signál do míchy, který zpětně vyvolá stah extenzorů a pomocí reciproční inervace následuje relaxace skupiny flexorů. Opakováním toho cyklu dochází k lokomočnímu pohybu. (Králíček, 2011)

## 1.2 Biomechanický princip řízení motoriky

Existují pohybové vzorce, které fungují bez zapojení signalizace z proprioceptorů, označované jako centrální motorické programy. Tyto pohyby pracují bez reflexního charakteru za pomoci předem připravených vzorců umístěných v neuronální síti spinální míchy a nazýváme je jako generátory vzorce pohybu. Aktivují se z mezencefalické lokomoční oblasti retikulární formace. Jedná se o primární centrum lokomoce, ve kterém se tvoří i její charakter, určující zda půjde o běh, klus či chůzi. V ideálním případě jsou generátory pohybových vzorců s aferentní signalizací z proprioceptorů končetin propojeny a dohromady tak vytvářejí harmonický lokomoční pohyb. (Králíček, 2011)

Pohyb je projevem velmi složitě organizované funkce a svalstvo je řízeno vždy jako jeden celek. Veškeré pohyby jsou regulovány na základě podmínek prostředí, které se neustále mění. Na řízení motoriky se motoriky se podílejí téměř všechny části centrální nervové soustavy (CNS). Svalový tonus, základ každého pohybu, je ovládán z míchy hřbetní. I když činnost centrálních mechanismů potřebných pro uskutečnění volního pohybu není dosud přesně znám, vychází se z koncepce subkortikálních generátorů funkcí, že jeho realizaci podmiňují časoprostorové vzorce neuronální aktivity při účasti bazálních ganglií a mozečku. Pověly pro motorické povely vznikají v mozkové kůře za pomoci senzitivních, asociačních a motivačních oddílů CNS. Pověly přenášejí masivní svazky nervových vláken do podkorových oblastí. Bazální ganglia generuje pohyby pomalé a plynulé, mozeček naopak ty rychlé. (Trojan, 2005)

Má-li dojít k provedení pohybu, je nejprve nezbytný vznik idey (koncepce) s vůlí pohyb vykonat. Následně je v asociačních korových oblastech vyhodnocena taktika provedení pohybu. Dráha pro iniciaci a startování pohybu vychází z okruhu asociační kůra - bazální ganglia - talamus. Doplňkovou funkci programování a kontroly pohybu řídí okruh asociační kůra – nukleus pontis - laterální mozeček - talamus - motorická kůra. (Trojan, 1991)

Pro tento regulační systém je nezbytné, aby byl pohotový. Proto je důležité rychlé zpracování informací, které je závislé na aktuálním stavu efektoru a soustavě složitých zpětných vazeb řízených mozečkem, retikulární formací a bazálními ganglii. Rychlé vedení zajišťují nervová vlákna typu A, které informace v celé této soustavě vedou. Zpětná vazba pohybu je vyslána do 0,01 sekundy, a díky tomu je jeho úprava a řízení v motorických oblastech mozkové kůry velmi rychlé. (Trojan, 1991)

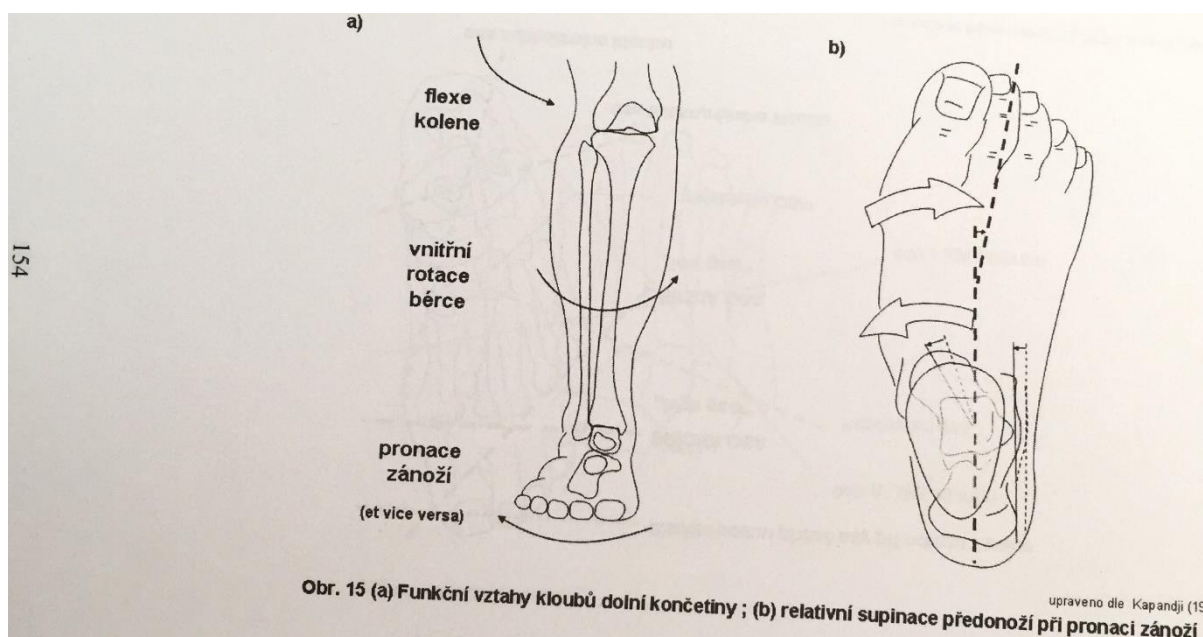


### 1.2.1 Kineziologie nohy a funkční vztahy kloubů dolní končetiny

Při pohybu dolní končetiny dochází současně k pohybu ve více kloubech a rovinách. Je třeba uvědomit si, že jestli se jedná o pohyb v uzavřeném kinematickém řetězci, je pohyb DK realizován za podmínek, že je noha, a tedy zejména kalkaneus zatížen a fixován. V případě, kdy je noha odlehčena, je talus ve fixním postavení a pohyb DK je proveden v otevřeném kinematickém řetězci. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Oproti chůzi, působí během běhu na segmenty větší momenty sil v kratším čase. Při chůzi totiž dochází k pomalejšímu protažení vazů, šlach a dalších měkkých tkání v oblasti kloubů. Naopak při běhu kladou zmiňované struktury díky rychlejšímu nástupu tahových sil větší odpor. Na základě těchto faktů dojdeme ke zjištění, že při běhu jsou opakované pohyby více svázané a je také omezena jejich variabilita. O co nejúčelnější využití energie uložené v elasticky protažených tkání se stará hlavně CNS, která tak pro energeticky náročnější pohyby omezí počet variant, se snahou provést pohyb co nejefektivněji. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Obrázek 1 Funkční vztahy kloubů dolní končetiny



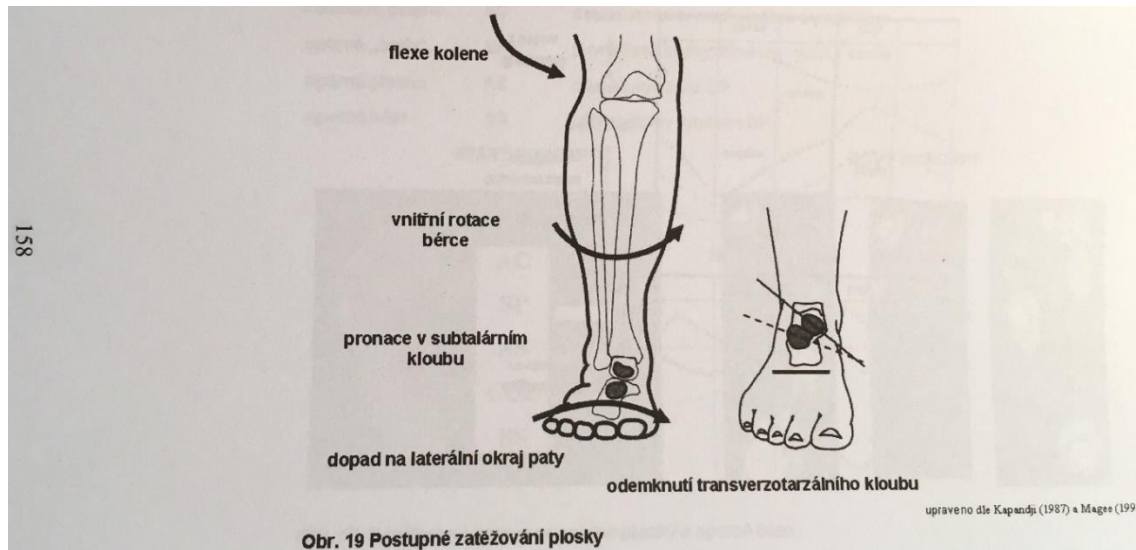
Zdroj: Vařeka, Vařeková, 2009

Důležitou složkou kineziologie a patokineziologie nohy je funkční vztah mezi klouby dolní končetiny a hlavně nohy. Pro kineziologii nohy jsou významnou součástí dva hlavní principy. První z nich popisuje vliv zatížení v uzavřeném kinematickém řetězci na postavení v subtalárním kloubu a jeho vzájemný vztah s volností pohybu v Chopartově kloubu. Chopartův kloub je maximálně volný při everzi/pronaci v kloubu subtalárním. Avšak je-li

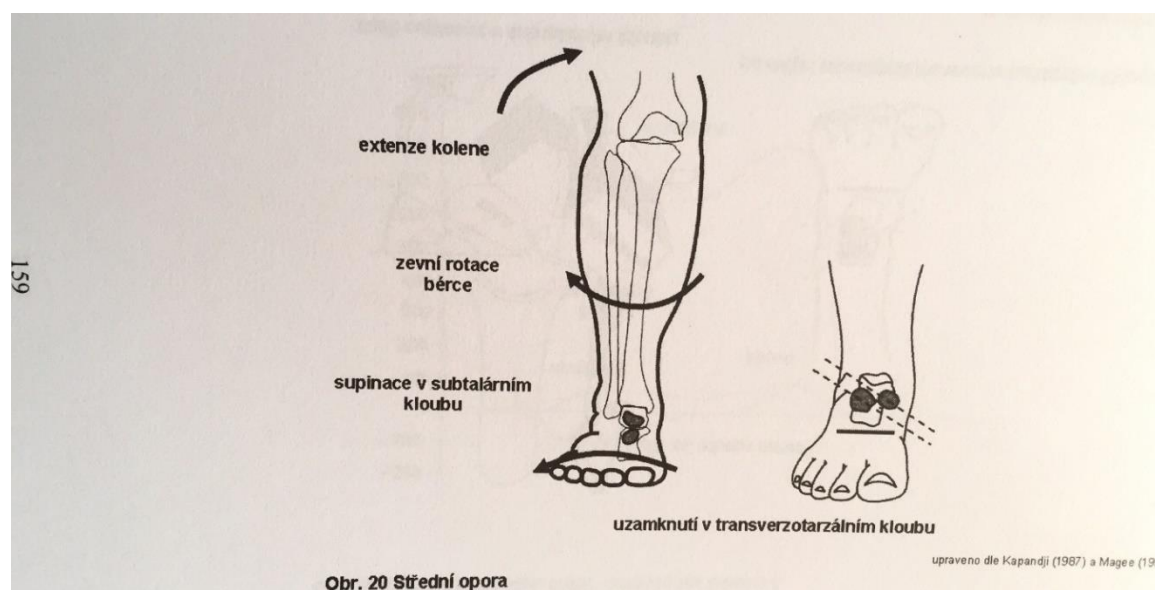
subtalární kloub v inverzi/supinaci je Chopartův kloub uzamčený a noha vytvoří rigidní páku, kterou lze využít pro odraz, kdy dojde ke stahu m. triceps surae. Druhý princip se zabývá existencí proximomediálního paprsku (talus, os naviculare, kosti klínové a mediální tři metatarsy) a distolaterálního (kalkaneus, os cuboideum a laterální dva metatarsy), které dohromady budují hlavní osy tvořící nohu. Z fylogeneticky daného pronatorního zkrutu vychází, že při zatížení dojde v talu k většímu pohybu do pronace než v kalkaneu. Postavení těchto kostí se mezi sebou tedy neustále mění. (Vařeka, 2004; Vařeka, Vařeková, 2003)

V uzavřeném kinematické řetězci nacházíme další důležitý fakt, že při flexi v kolenním kloubu souvisejícím s vnitřní rotací tibie a everzí/pronací v subtalární kloubu dojde v Chopartově kloubu k uvolnění. Naopak při pohybu spojeném s extenzí v kolenním kloubu spolu se zevní rotací bérce dojde k inverzi/supinaci v subtalární kloubu a Chopartův kloub se uzamkne. Potřebou je si uvědomit, že pohyb a následující postavení je popsáno buďto ve vztahu k punctum fixum nebo k proximálnímu segmentu. Funkční typologie nohy tedy hodnotí vzájemné postavení předonoží a zánoží vůči vertikále (ose dolní 1/3 bérce) a jejich chování při odlehčení nebo zatížení. (Vařeka, 2003)

Obrázek 2 Postupné zatěžování plosky



Zdroj: Vařeka, Vařeková, 2009



Zdroj: Vařeka, Vařeková, 2009

### 1.2.2 Funkce nohy a nožní klenby

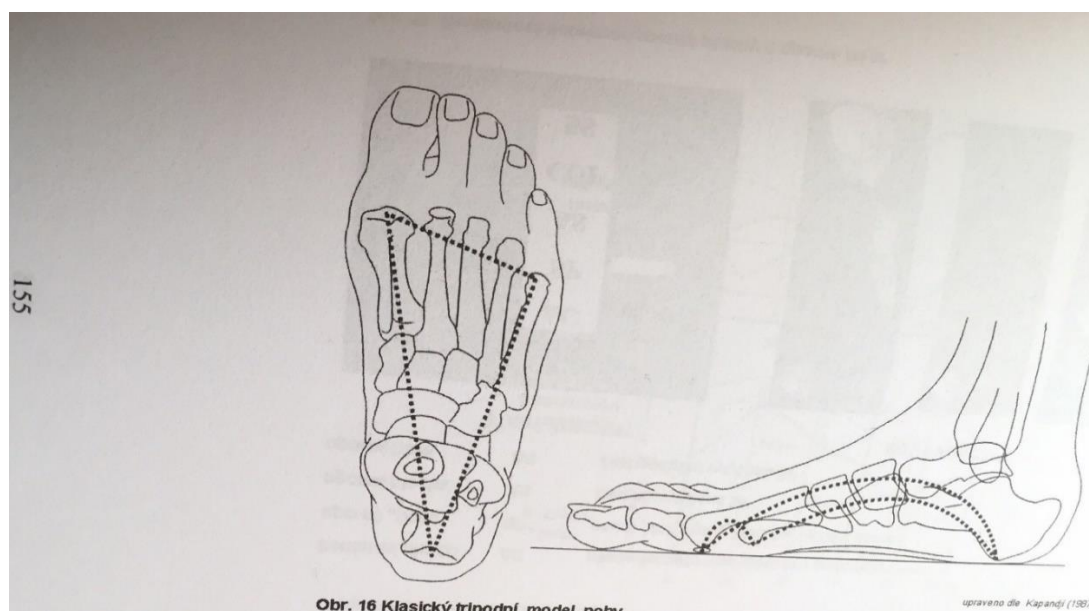
Nohy plní statickou i dynamickou funkci. Aby byla chodidla funkční, záleží na pružnosti nožní klenby, zátěži, kvalitě odvalu chodidla a odrazu. A tyto komponenty musí být v sounáležitosti, jinak dochází k odchýlkám a poruše nohy. Ta má vliv na stoj, chůzi, poranění pohybového aparátu dolních končetin. (Levinger et al., 2010)

Z pohledu vývojové kineziologie je pro funkci nohy důležité, že pohyb je v každém kloubu realizován tzv. koaktivací – koordinovanou svalovou aktivitou svalových skupin agonistů a antagonistů. Pro vzpřímené držení těla a v lokomoci musí dojít k vyváženosti obou dvou skupin. Noha tvoří důležitou oporu vzpřímeného držení těla, proto je potřeba dodržovat korekci a nacvičovat opěrnou funkci nohy. Všechny nedostatečnosti přejímá centrální nervová soustava. Aktivita svalstva se odráží i v reakci bránice, hrudníku, dýchání. (Kolář, 2001)

Kvalita lokomoce společně se stabilizací se stává určujícím kritériem při hodnocení správné funkce nohy. Je-li jedna z těchto modalit porušena, úzce souvisí s poruchou motorických stereotypů a dojde k řetězení poruch na další segmenty dolních končetin a osového aparátu. Projevem takto postižené nohy, může být například bolest zad. (Toppischová a Šnoplová, 2008)

Nácvik vnímání rozložení a správného zatížení chodidla se uskutečňuje v pozici v sedu na židli nebo na gymballu. Chodidlo se musí opírat o 3 body - patu (nejlépe rovnoměrně na vnější i vnitřní straně), MP palce a MP malíku., kdy pro stimulaci můžeme jednotlivé body opory podložit prsty či podložkou. (Toppischová a Šnoplová, 2008)

Obrázek 4 Klasický tripodní model nohy



Zdroj: Vařeka, Vařeková, 2009

Snahou ve všech pozicích vývojové kineziologie je dosažení centrovaného postavení nohy a celé dolní končetiny, neutrálního nastavení pánve a hrudníku, napřímená páteř a správně centrované kořenové klouby horních i dolních končetin. Měli bychom se také zaměřit na správné provedení jednotlivých cviků a adekvátně zvolených cvičebních pozic s ohledem na věk a fyzický i psychický stav jedince. Dále je třeba zdůraznit, aby kvalita provedení byla upřednostněna nad kvantitou. Nejdůležitějším faktorem by poté měla být snaha začlenit aktivní nohu do běžných denních činností. (Kolář, 2009)

Nohy patří mezi nejdůležitější orgán člověka. Neexistuje stejný typ nohou, u různých osobností se liší – pravostí a levostí, citlivostí, délkou, šířkou, klenutím, prsty. Narodili jsme se s určitou výbavou nohy, která se během života vyvíjí a mění. Sami vlastní vůlí a pracovitostí ji můžeme pozměňovat. (Lewittová, 2016)

Pro určitou změnu je potřeba nohy správně cítit. Důležité je rozlišovat chůzi naboso, či v obutí, kde je patrná odlišnost zejména v regulaci tělesné teploty. Chůze naboso slouží k otužování, při něm sami regulujeme teplotu a upevňujeme imunitní systém. Při bosé chůzi venku dochází k termoregulační schopnosti nohou a k otužování, což pomůže při chůzi za teplého počasí i zimy. Obutá noha v ponožkách či obuvi napomáhá tomu, že hmat zakrňuje, zhoršuje se imunitní systém, dochází k částečné necitlivosti. (Lewittová, 2016)

Každá noha potřebuje jemné a pružné vazy, aktivní svaly, neopotřeбенé a nezablokované klouby. Nohy pro běžné použití vyžadují pružnost a pohyblivost. Pružnost a pevnost vazů je během života zajištěna používáním nohou. Již při prvním postavení dítěte začínají vazy trénovat. Ale ztráta začíná použitím botiček, vazy ztrácí svou funkci, neboť obuv zpevní nožku zvenku. Vazy se přestávají vyvíjet, ochabuje pružnost a pevnost. V tomto období to nekončí. Měli bychom si uvědomit, že již zodpovědnou zátěží bosých chodidel se vazy zpevňují. Svaly se upevňují cviky uchopováním předmětů, pohybem vsedě, ve stoji, kdy noha nese celé tělo. Zátěž je odlišná, pro větší váhu je nutno zatěžovat krátce. Nezanedbatelnou součástí nohy jsou klouby, které slouží k pohybu, velmi závisí na kvalitě vazů a svalů. Nedostatečností dochází k jejich zablokování. (Lewittová, 2016)

Důležitou funkcí nohy je její pružnost a opora. K tomu slouží hlavně přední část nohy – zánártí a prsty. Noha se při stejné fázi kroku opírá o zem všemi prsty. Každý prstec a jeho zánártní kost (metatarzus) tvoří oblouk od země k nártu a zároveň podélnou klenbu, příčnou klenbu nohy a tím přebírá váhu těla. Jestliže jsou MP klouby prstců dobře opřené do země a mají pevné a stabilní svaly a vazy, tak se na konci stejné fáze nemusejí dostávat až do dorzální flexe, ale zůstávají před odrazem nohy od země v základním postavení. (Lewittová, 2016)

V případech, kdy je neaktivní noha zatěžována, vytváří se značný tah na chodidlo. Následkem toho jsou postiženy vazy spolu se svaly nohy a vytváří se tak ideální prostředí pro vznik patních ostruh nebo entezopatií. Dochází také k vychýlení os v jednotlivých kloubech, a tedy k bolesti kloubů a předpokladu vzniku hallux valgus. Dalším faktorem způsobující tah v oblasti chodidla s přispěním k nefunkční noze je špatně zvolená obuv. Příkladem mohou být podpatky, kde tah vzniká přílišnou dorzální flexí MP kloubů a elevací paty, což prodlužuje a natahuje chodidlo. V plantárních strukturách nohy se snažíme zabránit přílišnému tahu, ale naopak podporujeme aktivní zapojení plosky nohy. (Lewittová, 2016)

Aktivní nohy chrání paty, kotníky, kyčle, kolena a páteř před nárazy. Takováto noha podporuje aktivitu pánevního dna, rozvíjí plný dech a způsobuje aktivitu bránice. Aktivní nohy pomáhají při aktivitě svalů kolem kyčelního kloubu a při vhodné práci chodidla a prstů dochází k pumpování krve zpět k srdci. Odlehčí se tak srdci, ale také žílám. (Lewittová, 2016)

Ve snaze ochránit nohy bychom to neměli přehánět s oblékáním a měli bychom se snažit chodit více naboso. Nutný je také výběr ponožky o 1-2 cm čísla větší a u punčoch vybírat ty bez špiček. Boty lehké a ohebné všemi směry, bez pevné paty, podpatku a bez tvarované stélky. Ovšem vhodné a nezbytné jsou ortopedické boty či specializované potřeby, které vyžadují velkou pozornost každého. (Lewittová, 2016)

Nohy patří mezi nejdůležitější orgán člověka. Neexistuje stejný typ nohou, u různých osobností se liší – pravostí a levostí, citlivostí, délkou, šířkou, klenutím, prsty. Narodili jsme se s určitou výbavou nohy, která se během života vyvíjí a mění. Sami vlastní vůlí a pracovitostí ji můžeme pozměňovat. Pro určitou změnu je potřeba nohy správně cítit. Důležité je rozlišovat chůzi naboso, či v obutí, kde je patrná odlišnost zejména v regulaci tělesné teploty. Chůze naboso slouží k otužování, při něm sami regulujeme teplotu a upevňujeme imunitní systém. Při bosé chůzi venku dochází k termoregulační schopnosti nohou a k otužování, což pomůže při chůzi za teplého počasí i zimy. Obutá noha v ponožkách či obuvi napomáhá tomu, že hmat zakrňuje, zhoršuje se imunitní systém, dochází k částečné necitlivosti. (Lewittová, 2016)

Každá noha potřebuje jemné a pružné vazy, aktivní svaly, neopotřeбенé a nezablokované klouby. Nohy pro běžné použití vyžadují pružnost a pohyblivost. Pružnost a pevnost vazů je během života zajištěna používáním nohou. Již při prvním postavení dítěte začínají vazy trénovat. Ale ztráta začíná použitím botiček, vazy ztrácí svou funkci, neboť obuv zpevní nožku zvenku. Vazy se přestávají vyvíjet, ochabuje pružnost a pevnost. V tomto období to nekončí. Měli bychom si uvědomit, že již zodpovědnou zátěží bosých chodidel se vazy zpevňují. Svaly se upevňují cviky uchopováním předmětů, pohybem vsedě, ve stoji, kdy noha nese celé tělo. Zátěž je odlišná, pro větší váhu je nutno zatěžovat krátce. Nezanedbatelnou součástí nohy jsou klouby, které slouží k pohybu, velmi závisí na kvalitě vazů a svalů. Nedostatečností dochází k jejich zablokování. (Lewittová, 2016)

Důležitou funkcí nohy je její pružnost a opora. K tomu slouží hlavně přední část nohy - zánártí a prsty. Noha se při stojné fázi kroku opírá o zem všemi prsty. Každý prstec a jeho zánártní kost (metatarzus) tvoří oblouk od země k nártu a zároveň podélnou klenbu, příčnou klenbu nohy a tím přebírá váhu těla. Jestliže jsou MP klouby prstců dobře opřené do země a mají pevné a stabilní svaly a vazy, tak se na konci stojné fáze nemusejí dostávat až do dorzální flexe, ale zůstávají před odrazem nohy od země v základním postavení. (Lewittová, 2016)

V případech, kdy je neaktivní noha zatěžována, vytváří se značný tah na chodidlo. Následkem toho jsou postiženy vazy spolu se svaly nohy a vytváří se tak ideální prostředí pro vznik patních ostruh nebo entezopatií. Dochází také k vychýlení os v jednotlivých kloubech a tedy k bolesti kloubů a předpokladu vzniku hallux valgus. Dalším faktorem způsobující tah v oblasti chodidla s přispěním k nefunkční noze je špatně zvolená obuv. Příkladem mohou být podpatky, kde tah vzniká přílišnou dorzální flexí MP kloubů a elevací paty, což prodlužuje a natahuje chodidlo. V plantárních strukturách nohy se snažíme zabránit přílišnému tahu, ale naopak podporujeme aktivní zapojení plosky nohy. (Lewittová, 2016)

Aktivní nohy chrání paty, kotníky, kyčle, kolena a páteř před nárazy. Takováto noha podporuje aktivitu pánevního dna, rozvíjí plný dech a způsobuje aktivitu bránice. Aktivní nohy pomáhají při aktivitě svalů kolem kyčelního kloubu a při vhodné práci chodidla a prstů dochází k pumpování krve zpět k srdci. Odlehčí se tak srdci, ale také žílám. (Lewittová, 2016)

Ve snaze ochránit nohy bychom to neměli přehánět s oblékáním a měli bychom se snažit chodit více naboso. Nutný je také výběr ponožky o 1-2 cm čísla větší a u punčoch vybírat ty bez špiček. Boty lehké a ohebné všemi směry, bez pevné paty, podpatku a bez tvarované stélky. Ovšem vhodné a nezbytné jsou ortopedické boty či specializované potřeby, které vyžadují velkou pozornost každého. (Lewittová, 2016)

## 2 METODY VE FYZIOTERAPII VYUŽÍVAJÍCÍ SENZOMOTORICKÝCH PRINCIPŮ

### 2.1 Senzomotorická stimulace

Zakladatelem této metodiky byl český rehabilitační lékař a neurolog, profesor Vladimír Janda společně s rehabilitační pracovnící Marií Vávrovou. Vycházejí z konceptu Freemana a později upraveným Hervéem a Messéanem. Metoda zdůrazňuje teorii o motorickém učení. V prvním stupni je třeba naučit se nový pohyb a spolu s ním vytvořit základní funkční spojení v kůře mozkové a zejména pak v senzoričké a motorické části, tzn. v oblastech parietálního a frontálního laloku. V této úrovni je řízení a koordinace pohybu značně náročná, proto se řízení snažíme přesunout do podkorové oblasti regulačních center. Musíme však zpozornět při fixaci nesprávně prováděných pohybů, které se na této úrovni velmi těžko ovlivňují. (Pavlů, 2002)

Každý organismus je neustále vystaven vlivům prostředí - aferentaci. V CNS jsou tyto podněty podrobeny analýze a pokud z ní vyplývá, že je nutno reagovat, pak jsou po eferentních drahách impulzy vedeny k periferním výkonným orgánům (efektorům) a těmi jsou především svaly. Příjem informací významných pro hybnost, jejich zpracování a integrace v CNS až po výstup projevující se svalovou činností bývá souhrnně nazýván senzomotorika. (Trojan, 1996; Kolář, 2009)

Metodou se snažíme docílit reflexní, automatické aktivace zvolených svalů a pohybů, abychom snížili jejich kortikální kontrolu a přesunuli ji do subkortikální úrovně. Jedině tak, můžeme dosáhnout optimálního a ekonomicky provedeného pohybu, za předpokladu, že jednotlivé svaly budou aktivovány ve správném časovém úseku a pořadí. (Pavlů, 2002)

#### 2.1.1 Teoretické základy senzomotorické stimulace

Podle vývoje znalostí o činnosti pohybového systému se měnily metodiky, které se používaly při léčbě pohybu. Původně se v jeden celek nespojoval aferentní systém s eferentním. Docházelo také k omylu v procesu analytického cvičení, kdy mylně existovala představa, že konečný pohyb je výsledkem složeného a koordinovaného řízení jednotlivých svalů. Proto se přeškolovací metody snažily posilovat jednotlivé svaly, které vytvářejí pohybový stereotyp. (Janda, Vávrová, 1992)

Mnohé nevyhovující metody se v různých praktikách zamítaly, přesto v poslední době dochází ke znovuzapojení některých technik a mnohdy se stávají nenahraditelnými. Metodiky neurologické jsou nahrazovány ortopedickými, které se nyní



aplikují u centrálních nervových lézí. Přesto mnozí odborníci neodmítají metodiky staršího typu, neboť každá metoda má v sobě několik dobrých přístupů. Kabatův výzkum z 50. let propracoval aktivaci aferentních drah. Vycházel z toho, že pohyb se nemůže realizovat bez aktivace aferentních regulačních okruhů, u kterých se předpokládalo, že mají jen podpůrnou, informační funkci. Zavedl pojem facilitace motorických eferentních center a drah, kdy vycházel ze systematické stimulace aferentních systémů. Položil základ výuce na vědeckém neurofyziologickém podkladě. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Pojem facilitace a její prvky nebyl sice úplně nový. Používala ho dříve například sestra v klinické praxi, která zavedla techniku tzv. stimulace. Ta není v podstatě nic nového než facilitace svalových větének a eferentních drah. (Janda, Vávrová, 1992)

Sherrington poprvé zavedl pojem propriocepce jako smysl vnímání polohy a pohybu. Postupně se tak vžil názor, že zahrnuje celý aferentní systém. S propriocepcí pracují i jiné metodiky jako je proprioceptivní nervové facilitace – někdy nepřesně uváděna jako metodika Kabata. Další je léčba podle Temple Faye založena na vývojovém principu, nebo metodika manželů Bobathových či metoda podle Vojty. (Janda, Vávrová, 1992)

Všechny tyto metodiky zdůrazňují svalovou koordinaci a funkční souhru svalových skupin. Méně však se věnovalo pozornosti výcviku koordinace v různých posturálních situacích. Postupným získáváním znalostí se ukazuje, že hybný systém je chápán jako celek nebo jako klinická jednotka. Kuntz jako první upozornil na vztah mezi poruchou (úrazem) kloubu, zvláště hlezenního a jeho následnou svalovou inkoordinací. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Freeman a jeho spolupracovníci propracovali některé aspekty kloubní, resp. ligamentózní traumatologie a zdůraznil význam porušené aferentace v patogenezi posttraumatického instabilního hlezenního kloubu. On sám také zavedl systematicky vyšetřování koordinace a zaměřil se na její ovlivnění, zvláště při úrazech hlezenního kloubu. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Hervéou a Messéan svou techniku nazvali senzomotorická stimulace. Zabývá se aktivací podkorových mechanismů, které se podílejí na řízení motoriky. Zdůrazňuje jednotu aferentních (senzorických) a eferentních (motorických) struktur. Vychází z pojetí (koncepte) o dvou stupních motorického učení. Začíná snahou zvládnout nový pohyb a vytvořit základní spojení. Podílí se na tom mozková kůra v oblasti senzorické a motorické, postupně je nutné přesunout řízení pohybu na nižší podkorová centra. Tento proces je méně únavný a rychlejší. Cílem Senzomotorické stimulace je dosažení automatické aktivace žádaných svalů. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Podstata konceptu může být uplatněna hlavně v oblastech, kde není zásadně porušena struktura. Jako je tomu například u zlomenin, paréz nebo různých deformit. Proto je zaměřena na místa funkčních instabilit šlach, vazů a svalů. Při chronickém přetěžování vazů v místech laterálního hlezenního kloubu jsou zpomaleny kompenzační svalové reakce, z důvodu zpožděné reakce šlachových receptorů na běžné napínání. Z počátku využíval v metodice Freeman dvou základních typů pomůcek. Prvním byl válec a druhým koule. První zmiňovaný dopomáhal pacientům při nácviku propiocepce v pohybech do plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu. Jestli-že pacient zvládal i kombinace s varózním a valgózním postavením nohy, mohl přejít k tréninku na kulové úseči, která je pro něj labilnější a musí zvládnout vyrovnat rovnováhu ve více směrech. (Janda, Vávrová, 1992)

Hervéou a Messéan pro praktické provedení pozměnili pomůcky, aby umožnili lepší stabilitu při extrémních podmínkách, kdy válec nahradili čtvercovou deskou se dvěma polokruhovitými nosníky a kruhovou deskou s jedním polokruhovitým nosníkem umístěným veprostřed. (Pavlů, 2002; Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Důležité je ovlivnění pohybu a vyvolání reflexního svalového stahu pomocí propioceptorů, které se podílejí na řízení zvláště stoje a vertikálního držení a aktivaci spino - cerebello - vestibulárních drah a center, které mají vliv na regulaci stoje a provedení přesně koordinované o pohybu. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Pro regulaci správného držení mají vedle kožních receptorů význam hlavně receptory plosky nohy a šijových svalů, které obsahují 4x více propioceptorů než jiné příčně pruhované svaly. Velmi důležitou roli hraje i rychlost aktivace svalové kontrakce a reaktivita, která je potřebná pro svalovou ochranu kloubů. (Janda, Vávrová, 1992)

### 2.1.2 Metodika senzomotorické stimulace

Pomocí níže uvedených technik se dosahuje nejen svalové aktivity potřebné pro odstranění svalové nerovnováhy v určité oblasti těla, ale dobře ovlivňuje nejčastější pohybové aktivity – stoj a chůze. Nejdůležitější jsou cviky prováděné ve vertikále, neboť usnadňují odstranění špatných pohybových stereotypů, dosahují rychlejší aktivizace svalů potřebných jak pro správné držení těla ve stoji, tak pro zlepšení stability a chůze. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Pohyby dělíme na za a) pasivní – využíváme za účelem obnovení kloubní vůle, k odstranění kloubních blokády a protažení zkrácených svalů, a za b) – aktivní cvičení bez

zatížení, které posiluje oslabené svaly a má význam pro správné držení těla ve vertikále. (Janda, Vávrová, 1992)

Při samotném cvičení se držíme zásadami, že začínáme od distálních částí proximálně. První oblastí terapie se tedy stává chodidlo a následují koleno, kyčel, pánev, trup, ramena a hlava. Vždy se cvičí na bosých nohou. Největším přínosem je zde určitě zvýšený příjem aferentních vlivů z plosky nohy z proprioceptorů. Pacienta tak může terapeut lépe korigovat a kontrolovat. Snižuje se i riziko pádu nebo úrazu. Nepřesahujeme nikdy práh bolesti a únavu pacienta. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Jelikož pro metodu senzomotorické stimulace neexistují zásadní kontraindikace, lze terapii aplikovat na obrovské spektrum úrazů a onemocnění. Jistá skupina nehodících se pacientů se přece jen najde. Jde o pacienty s absolutní ztrátou povrchového a hlubokého čítí a také pacienty s akutním bolestivým stavem. Mezi základní indikace můžeme zařadit například nestabilní hlezenní či kolenní kloub po úraze, vadné držení těla, organické mozečkové, vestibulární poruchy, idiopatické skoliózy, chronické vertebrogenní syndromy a stavy vyžadující funkční stabilizaci páteře. Možnosti léčebného využití se dále rozšiřují mimo oblast dolních končetin i na klouby horní končetiny, zejména pak v krajně ramenního kloubu. (Pavlů, 2002)

Díky jedné z hlavních funkcí senzomotorické stimulace, kterou je regulace a koordinace pohybu je metoda vhodná i k prevenci pádů, nejen u starých lidí, ale například i u diabetiků, kteří mají zhoršené čítí. Musíme sem zařadit i pacienty, kteří nejsou ochotní spolupracovat při rehabilitaci. (Janda, Vávrová, 1992)

### 2.1.3 Malá noha a korigovaný stoj

Nácvikem malé nohy se snažíme o korekci chodidla, která je většinou prvním krokem při praktické provedení metody senzomotorické stimulace. Snahou je vymodelování podélné a příčné klenby. Při nácviku malé nohy se snažíme chodidlo zkrátit a zúžit v podélném i příčném směru. Důvodem nácviku je nezpochybnitelný význam pro zlepšení stability při stoji a chůzi. Dále ovlivňuje aferenci z plosky nohy, odpružení chodidla při kroku a správné postavení vyšších úseků těla. Výchozí polohou pro nácvik malé nohy je sed. Zejména, protože se tak vyhneme rekurvaci kolen a úchopovému postavení prstů, ke kterému často zpočátku dochází ve stoji. (Janda, Vávrová, 1992; Pavlů, 2002; Kolář, 2009)

Správně nastavené chodidlo dokáže při kroku zachytit informace ze tří oblastí. První je pata, další je zevní hrana nohy a třetí v úrovni prvního metatarzu a prstů. U chodidla, které není

dobře zkorigované a nastavené, je časový sled těchto oblastí porušen, a tak dochází k vyřazení opory o zevní okraj podélné klenby. Z došlapu na patu dotyčný přejde rovnou k opoře o první metatarzus. Takovýto obraz porušeného stereotypu kroku nalézáme často u plochých nohou. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Výchozí pozice pro nácvik malé nohy vsedě vychází z mírného vytočení kolen nad zevní hranu chodidel aktivitou m. gluteus maximus a m. vastus medialis. Pomocí zapojení těchto svalů dojde ke zvednutí podélné klenby. Cvičení malé nohy se provádí vsedě, postupně ve třech různých variantách. První variantou je pasivní modelování nohy terapeutem. Terapeut vede pacientovu nohu jednou rukou do protažení a zkrácení chodidla, zatímco druhou rukou fixuje patu. Současně se snaží stiskem přiblížit k sobě první s pátým metatarzem, a tudíž tedy dochází jak ke zvýšení příčné klenby, tak ke snižování a zvyšování klenby podélné. Pacient by se měl pokusit zapamatovat si nastavení jednotlivých segmentů nohy. (Janda, Vávrová, 1992)

Při aktivním nácviku s dopomocí vycházíme z předešlého prožitku pasivního nastavení malé nohy. Terapeut vyzve pacienta, aby rozložil natažené prsty a přední část chodidla a snažil se ji přiblížit k patě, aniž by krčil prsty do úchopového postavení. Terapeut nadále fixuje patu a tlakem na prsty brání přílišné flexi v IP kloubech a dává pozor, aby nebyl rotován bérce. (Janda, Vávrová, 1992)

Aktivní nácvik malé nohy vychází z vědomého formování malé nohy pacientem a tím ke snaze k ozřejmění příčné i podélné klenby. Sám pacient může pohyb podpořit aproximací (stlačením) přes kolenní kloub kolmo k zemi do hlezenního kloubu. Další možností je zapojení inverze a everze, kdy se pacient snaží udržet malou nohu. Když pacient zvládá pozice vsedě, přechází do varianty nácviku ve stoji. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Pacient v korigovaném stoji nacvičuje rovnováhu přenesením těžiště vpřed před prsty, vzad na paty, do stran nebo spojením všech těchto pohybů do kruhu. Další modifikací jsou výpony na špičkách a na patách. Náročnějším cvikem je stoj na jedné dolní končetině. Nezatížená končetina svírá 20-25° úhel v kyčelním kloubu a do 90° v kolenním kloubu. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Dalším zvýšením náročnosti udržení rovnováhy v korigovaném stoji je vychylování pacienta tlakem ruky terapeuta v různých směrech. Nejprve v oblasti pánve a kyčle, později přejdeme do oblasti ramen a můžeme je kombinovat. Tlakem terapeut působí buďto rychlými postrky, nebo pomalu zvyšujícím se tlakem. Odporu by měl pacient dokázat čelit, aby neztratil rovnováhu, proto musí být tlak přiměřený. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Výhodou a účelem všech těchto balančních variant cviků v korigovaném stoji je cílená aktivace různých svalových skupin důležitých pro udržení stoje. Podle míry a velikosti

přenesení váhy, síly, směru a místa postrků terapeuta lze celkem dobře ovlivnit zapojení potřebných segmentů v ošetřované oblasti. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Na začátek je dobré zmínit, že každý cvik před cvičením na labilních plochách učíme pacienta nejprve na pevné a stabilní podložce. Jednotlivé cviky by měly být zvoleny podle možností pacienta. Při přenášení váhy a těžiště, výponů na špičky, přenesení váhy na paty s odlepením prstů se na úsečích jedná o cviky statické. Variantou dynamických cviků je potom trénink předního a zadního půlkroku, výpady, výskoky, chůze po labilních plochách a mnoho jiných variant a kombinací. (Janda, Vávrová, 1992)

Mezi základní původní pomůcky, ale stále hojně využívané patří válcová a kulová úseč. Jelikož chceme kožní receptory dráždit co nejvíce, preferujeme proto zdrsňený povrch úseče oproti hladkým plastovým či dřevěným deskám. Výraznější facilitace docílíme také volbou plné polokoule úseče. Dříve se využívaly balanční sandály s neohebným chodidlem a vytvarovaným srdíčkem uprostřed, pomocí kterých mělo dojít ke snazšímu formování malé nohy. V dnešní době se ale používají velmi zřídka. Nejspíše asi proto, že se snažíme docílit, aby pacient prostřednictvím zapojení m. quadratus plantae a dalších krátkých svalů nohy, dosáhl aktivního nastavení malé nohy. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Pro cvičení lze využít i minitrampolínu. Je nutné zamezit nepříznivým nárazům, které mohou porušit kloubní aparát. Naopak bychom měli prostřednictvím cvičení na trampolíně využít jejich vlastností vysoké facilitace proprioceptorů, která je oproti cvičení na tvrdé podložce přibližně čtyřikrát větší. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Další pomůckou jsou balanční míče, které do své terapie původně zapojili manželé Bobathovi. Prostřednictvím balančních míčů se snažili aktivovat vestibulární systém u dětí s dětskou mozkovou obrnou. Při cvičení metodou senzomotorické stimulace však vlastnosti balančních míčů využíváme pro zlepšení aktivace proprioceptorů. (Janda, Vávrová, 1992)

Pomocí točny dokážeme dobře aktivovat hýžd'ové, hluboké břišní a zádové svalstvo. Původně její použití nepatřilo do výcviku senzomotorické stimulace, ale ke zlepšení nervosvalové koordinace a stranové symetrie. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

Mezi další cvičební pomůcky můžeme zařadit airexovou podložku, která je tvořena speciální pěnou a řadí se mezi méně náročné pomůcky. Další možností je fitter, který se v České republice vyrábí pod názvem Swinger. Často se využíval pro nácvik jízdy na lyžích a funguje na podobném principu jako kulová nebo válcová úseč. Můžeme zvolit i theraband, který nám pomůže při korekci nebo při kladení odporu. (Janda, Vávrová, 1992; Kolář, 2009)

#### 2.1.4 Využití senzomotorické stimulace v prevenci a léčbě úrazů

Přítomnost senzomotorických deficitů u pacientů, kteří utrpěli vyvrtnutí kotníku nebo kteří mají chronickou nestabilitu kotníku, je prokázána již několik desítek let. Nicméně skupina výzkumné literatury objasňuje možné fyziologické vysvětlení těchto deficitů. Změny v spektru senzomotorických opatření ukazují, že je přítomna vědomé vnímání aferentní somatosenzorické informace, reflexní odezvy a eferentní regulace deficitu motoriky s nestabilitou kotníku. (Hertel, 2008)

Marshall zkoumal závislostí předchozích zranění na riziku dalších zranění. Došel k závěrům, že hráči, kteří utrpěli jedno zranění hlezna, měli dvojnásobně vyšší riziko než hráči bez předchozích zranění. Hráči, kteří měli předchozí dvě a více zranění hlezna, měli až čtyřnásobně vyšší riziko dalších zranění. Obecně jsou recidivní úrazy celkem 17% ze všech úrazů, z toho je drtivé procento distorze hlezna. Andersen (2005) však upozorňuje, že do popisu příčiny zranění je nutno brát v úvahu všechny aspekty, které ke zranění vedly, jako je například daný moment ve hře, chování hráče i protihráče a biomechanické nastavení a chování jak kloubů, tak celého těla v momentu zranění. (Marshall, 2005)

Každý úraz sebou nese pro jedince poruchu životního rytmu, fyzickou, ale i psychickou bolest a potíže, které plynou z omezené možnosti provádět oblíbený sport. V případě vrcholových sportovců dotkne se úraz také finanční stránky. Ztrátu finančního výdělku přináší pro sportovce každý pracovní den v neschopnosti. Ekonomicky zatížená je ale také společnost. Škody můžou být až miliardové. Zahrnují náklady na léčebnou péči, léky, pobyt v nemocnici, nemocenské dávky, pojištění sportovců a s tím spojené bolestné a náhrada za ztížení společenského uplatnění. (Vilikus, Brandejský a Novotný, 2004)

Sportovní úrazovostí se také zabývá statistika. U jednotlivých sportů se posuzuje několik ukazatelů. Jedním z nich je počet osob organizovaných v daném sportu, u kterých dojde ke zranění delšímu než 14 dní. Dále se hodnotí rizikovost určitého sportu. S nízkou 0,25% úrazovostí se setkáme u sportů, jako jsou golf, tenis, kuželky, turistika, plavání, krasobruslení, lukostřelba, moderní gymnastika. Střední 1% úrazovost se objevuje v jezdectví, šermu, běžeckém lyžování, sportovní gymnastice, atletice, orientačním běhu a veslování. Do vysoké sportovní úrazovosti nad 1% patří právě kopaná a další míčové sporty, bojové sporty, lední hokej. Vrcholová sportovní gymnastika, je z hlediska úrazovosti s 30% nejrizikovějším sportem. Naopak při zkoumání závažnosti sportovních úrazů se na čelních příčkách umístila kulturistika (78%), národní házená (79%) a horolezectví (76%), které je i nejčastější příčinou smrtelných úrazů ve sportu. (Vilikus, Brandejský a Novotný, 2004)

#### 2.1.4.1 Prevence sportovních úrazů

Podle analýzy registrovaných úrazů při organizované sportovní činnosti lze částečně předejít úrazům prostřednictvím několika faktorů. (Vilikus, Brandejský a Novotný, 2004)

Prvním jsou pravidelné tělovýchovné lékařské prohlídky. Ty napomáhají k vyloučení sportovců, kteří by mohli být poškozeni zvýšenou tělesnou námahou z hlediska srdečně cévního onemocnění, epilepsií nebo dalšími jinými chorobami. (Vilikus, Brandejský a Novotný, 2004)

Druhým faktorem je již zmiňovaná registrace a analýza sportovních úrazů. Pomocí níž lze při spolupráci lékařů, sportovců a funkcionářů zabránit až 90% úrazů. (Vilikus, Brandejský a Novotný, 2004)

Neméně důležitá je výchovná činnost, se kterou se sportovec setkává dennodenně. Ta dbá na dodržování pravidel, odstranění nevhodného chování všech zúčastněných, včetně diváků. Sportovci by se měli držet slušného chování jak na sportovištích, tak i ve sdělovacích prostředcích a vyvarovat se přílišnému egoismu. Prostřednictvím trestných sankcí lze donutit neukázněné sportovce k ohledu na zdraví protihráčů, hlavně v kolektivních sportech. Další pomůckou je kontrola ochranných opatření a sportovního prostředí. Sportoviště by mělo být co nejvíce bezpečné a hygienicky udržované v příslušných normách. (Vilikus, Brandejský a Novotný, 2004)

Už při volbě sportu se vychází individuálně z daných vědeckých poznatků. Sportovec musí dodržet zásady zátěžové fyziologie: tělesnou a duševní připravenost, cílevědomost a poslušnost. Je nutné správně zvolit sport podle věku, dávkování tréninků, pohlaví a hmotnostní kategorie, aby jej mohl organizmus sportovce zvládnout. (Vilikus, Brandejský a Novotný, 2004)

Posledním faktorem je rozcvičení před a po sportovním výkonu. Skládá se ze dvou částí. Z přípravy podporující pohybový a kardiorespirační systém a z oživení dynamického pohybového stereotypu, zahrnující svalové návyky. Správné rozcvičení udržuje stálost vnitřního prostředí během výkonu, příznivě ovlivňuje orgány a způsobuje mírné zvýšení laktacidémie a pH organismu. Komplexní rozcvičení podporuje prevenci šlachových, svalových, a kloubních poškození. (Vilikus, Brandejský a Novotný, 2004)

#### 2.1.4.2 Příčiny vzniku sportovních úrazů

V ideálním případě dokáže sportovec čelit nárokům zevního i vnitřního prostředí člověka a správně posoudí jejich exogenní a endogenní faktory. V případě nesouhry dojde k úrazu. Představíme si pět úrazových faktorů, které se na vzniku podílejí.

##### a) Osobní faktor

Tělesné a duševní vlastnosti člověka obsahují také záporné ustálené rysy, které mohou zapříčinit úraz. Mezi ně řadíme fyzický a psychický stav, tělesný rozvoj, věk, pohlaví, porušení životosprávy, nezkušenost, nepozornost sportovce či zakázaný doping.

##### b) Sociální faktor

Podíl na vzniku úrazu mohou mít mimo protihráčů a spoluhráčů i osoby, které se hry zúčastňují nepřímo (trenér, rozhodčí, diváci, funkcionáři).

##### c) Objektivní faktor

Vychází z metodiky tréninku a sportovních pravidel. Další součástí je druh sportu a v něm zvoleného cviku nebo sestavy cviků.

##### d) Faktor zevního prostředí

Zahrnuje klimatické a hygienické podmínky na sportovišti. Vždy je potřeba zvažovat a nepodceňovat vliv terénu a klimatu (slunce, vítr, mlha, déšť).

##### e) Technický faktor

Pod tímto pojmem se skrývá vhodně zvolená výstroj, oděv, obuv, předepsané ochranné pomůcky a zařízení přizpůsobené zvolenému druhu sportu.

Ze všech těchto zmíněných faktorů zjišťujeme, že na vznik úrazu má vliv roční období, hodina a místo úrazu. Dále hraje roli další faktory na opakování, laterality a lokalizaci úrazu. (Vilikus, Brandejský a Novotný, 2004)

## 2.2 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace

První poznatky o proprioceptivní neuromuskulární facilitaci (PNF) zveřejnil dr. Herman Kabat. Do vytváření a rozvoje metodiky se zapojily fyzioterapeutky Margaret Knottová a Dorothea Vosová. Sídlo školícího pracoviště se nachází v Kalifornii pod vedením Marie Lousie Mangoldové. (Kolář, 2009; Bastlová, 2013)

Základní myšlenkou PNF je cílené ovlivnění motorických neuronů předních míšních rohů za pomoci neurofyziologického mechanismu, a to aferentními impulsy ze šlachových,



kloubních a svalových proprioceptorů. Motorické neurony jsou ovlivněny také eferentními impulsy ze zrakových, taktilních a sluchových exteroceptorů. Důležitými prvky pro stimulaci proprioceptorů je vhodně zvolený odpor ve statických i dynamických pohybech, správně zvolené hmaty a pasivní i aktivní pohyby. (Kolář, 2009; Bastlová, 2013)

Metoda PNF vychází ze skutečnosti, že mozek zpracovává a vysílá informace pro pohyby, a ne pro jednotlivé svaly. Pohybové vzorce se při terapii provádějí vždy v diagonálách a jsou doprovázeny rotacemi, které se objevují téměř ve všech pohybových vzorech běžného života. Mimo fakt, že diagonální pohyby jsou vždy tvořeny dvěma pohybovými vzorci, které jsou buďto flekční nebo extenční, a navíc vždy antagonistické. Základní mechanismus metody využívá současné zapojení více velkých svalových skupin najednou. Samotný sval nikdy nemůže pohyby vykonat a k uskutečnění pohybu je zapotřebí zapojení synergistů a také svaly stabilizátory. Jednou ze zásad PNF je využití kapacity centrálního nervového systému v místech řízení motorických funkcí. (Kolář, 2009; Bastlová, 2013)

Hlavními indikacemi pro nácvik PNF jsou neurologická onemocnění, funkční poruchy pohybového aparátu, poúrazové stavy, poruchy propriocepce a kožního cití, zmírnění kontraktur, nedostatečná kloubní stabilita, svalový hypertonus, potřeba znovu naučení pohybu, redukce zvýšeného svalového tonu, zvětšení pohybového rozsahu nebo odstranění či zmírnění bolesti, bolestivé omezení pohyblivosti v kloubech způsobeným zvýšeným svalovým napětím. Mezi kontraindikace řadíme metastazující zhoubné nádory, hořčnaté stavy, závažná kardiovaskulární onemocnění, aplikace odporu distálně od místa zlomenin, bolest a nevyhovující mentální stav a nepřizpůsobivé pacienty. Cíl terapie obsahuje jak techniky posilovací, tak techniky relaxační, které zvolíme na základě indikace a potřeby. (Kolář, 2009; Bastlová, 2013)

### 2.3 Dynamická neuromuskulární stabilizace

Metoda profesora Koláře využívá techniky dynamické neuromuskulární stabilizace (DNS) k ovlivnění posturálně lokomoční funkce. Základní myšlenka vychází z principu stabilizace pomocí posturálního zabezpečení, jehož přítomnost je nezbytnou součástí jakéhokoliv pohybu. (Kolář, 2009). Tuto myšlenku doplňuje tvrzení, že posturální aktivita doprovází pohyb jako stín. (Magnus, 1924)

Jsou-li svaly za předpokladu zpevnění segmentu isuficientní, popisujeme daný stav jako posturální instabilitu. Jedinec si chybně provedený pohybový vzorec fixuje a dochází ke stereotypnímu přetěžování úseku a tvorbě hybné poruchy. Posturální instabilita se vyšetřuje

cílenými posturálními testy jako jsou například test flexe a extenze trupu, test flexe kyčlí, test squatu a další. (Kolář, 2009)

Metoda DNS využívá principy, které vycházejí z programů vývojové ontogeneze ipsilaterální a kontralaterální globální vzory lokomoce, opěrné funkce, reflexní vliv centrace kloubů na její stabilizační funkci, odpor proti plánované hybnosti a jiné). Pro cílený pohyb končetin je nezbytné posturální zajištění v oblasti trupu. Naší snahou je ovlivnit ho prostřednictvím aktivace hlubokého stabilizačního systému páteře (HSSP). Svaly během cvičení začleňujeme ve vývojových posturálně lokomočních řadách, pomocí kterých sval zapojíme do globální svalové souhry, která vychází z opory a jeho posturální funkce. Naší snahou je zařadit do běžných denních činností správně nastavenou stabilizační souhru svalů. Cviky vybíráme podle předem určeného cíle. Vyvinutá síla musí být úměrná prováděnému pohybu. V případě provedení pohybu s větší silou se zapojují náhradní mechanismy se silnějšími svaly, které cílené stabilizační svaly v programu nahrazují. (Kolář, 2009)

#### 2.4 Koncept dle Brüggera

Metodu vytvořil neurolog a psychiatr dr. Alois Brügger ze Švýcarska. Během vlastního pozorování při diagnostice zpozoroval, že v pohybovém aparátu může být bolest provokována na základě funkčních poruch. Z jeho poznatků funkčních onemocnění v pohybovém systému později stanovil nociceptivní somatomotorický blokující efekt. (Kolář, 2009; Pavlů, 2002)

Podstata konceptu vychází ze vzniku ochranných reflektorických mechanismů, které se vytvářejí jako reakce z patologicky nastavených segmentů se změněnými aferentními signály. Na základě této reakce dochází v těle k nociceptivnímu somatomotorickému blokujícímu efektu, které mění držení těla a průběh pohybů. Ty se poté stávají pro člověka neekonomickými a zasažené části těla jsou rychleji opotřebovávány. (Kolář, 2009; Pavlů, 2002)

Brüggerova metoda obsahuje postupy terapeutické, ale také diagnostické. V diagnostice se terapeut zaměřuje hlavně na anamnézu, která je velmi podrobná a je nezbytnou součástí úvodního vyšetření pacienta. Následuje inspekční vyšetření rušivých elementů, které mohou špatné stereotypy podporovat. Zahrnujeme mezi ně faktory vnější, jako je nevhodná obuv, osvětlení nebo oblečení. Mezi vnitřními faktory se objevují různé jizvy, psychické poruchy, otoky. Další částí je funkční vyšetření, kdy nejprve hodnotíme habituální držení. Pozice, ve které pacienta vyšetřujeme, je nejčastěji v sedu, stojí nebo chůzi. Její výběr ovšem není omezen a terapeut pozici volí podle potřeby, aby odhalil odchylky od pomyslné normy. Do funkčního vyšetření zařazujeme také hodnocení korigovaného držení. Terapeut

zkoriguje pacienta a sleduje rozdíly a odchylky oproti návykovému držení. Posledním článkem vyšetření jsou funkční testy. Nejčastěji se testuje pružení v oblasti Th5, ale opomenout nesmíme ani test zevní rotace v ramenním kloubu, test flexe kyčelního kloubu, test rotace hlavy, test rotace a rolování pánve nebo test předbíhání lopatky a další. (Kolář, 2009; Pavlů, 2002)

Terapie vychází z výsledků diagnostiky a jejím cílem je ovlivnit, nebo alespoň zredukovat patologické a rušivé faktory. Terapeut také pracuje s pracovní hypotézou, kterou prvotně stanovuje během diagnostiky a později ji v průběhu terapie upravuje. Stěžejním prvkem terapie je korekce držení těla. To Brügger přirovnává k modelu tří ozubených kol, které jsou vzájemně propojené a tvoří tři primární pohyby. Zahrnuje klopení pánve vpřed, zvednutí hrudníku, protažení šíje. Od korekce držení těla se odrážejí další postupy jako terapie horkou rolí, agisticko - excentrické kontrakční postupy, cvičení s therabandem, terapeutická chůze dle Brüggera a další. Společným cílem postupů je integrace zkorigovaného držení do Activities of daily living (ADL), neboli do aktivit zařazovaných v běžném životě pacienta. (Kolář, 2009; Pavlů, 2002)

## 2.5 Koncept R. Brunkowové

Vznik terapeutického konceptu německé fyzioterapeutky Roswithy Brunkowové vychází z jejích zkušeností z doby, kdy po úraze trávila delší čas v invalidním vozíku. Metoda je založena na systému vzpěrných cvičení, která zlepšují funkci oslabených svalových skupin prostřednictvím aktivace diagonálních svalových řetězců. Snahou je stabilizovat páteř a končetiny, aniž by docházelo ke zbytečnému zatěžování kloubů a zároveň nastavení ekonomického provedení pohybů. Z těchto poznatků vychází i metoda Akrální koaktivační terapie Ingrid Špringrové, která metodu rozvinula a mimo jiné zdůrazňuje více autoterapii pacienta bez přítomnosti fyzioterapeuta. (Kolář, 2009; Palaščáková Špringrová, 2011; Bínová, Palaščáková Špringrová, 2008)

Terapie spočívá v pasivním, později aktivním nastavení akra v opoře, prostřednictvím kterého dojde k aktivaci v protichůdně probíhajícím svalovým řetězcem, a tedy k vytvoření napřímeného držení trupu a páteře. Součástí terapie je, aby si pacient uvědomil vnímání kvality pohybu, pozornost, koncentraci, vědomé motorické učení a pochopení optické a akustické nabídky podnětů, které na pacienta působí. Tyto osvojené dovednosti je poté nutné přenést na kinestetickou úroveň. (Kolář, 2009; Palaščáková Špringrová, 2011; Bínová, Palaščáková Špringrová, 2008)

Mezi indikace pro terapii patří neurologická onemocnění, funkční poruchy pohybového systému, poúrazové stavy a jiné. Naopak ke kontraindikacím řadíme kardiovaskulární insuficienci, dekompenzovanou arteriální hypertenzi, plicní choroby, které ohrožují srdce jeho pravostranným přetížením, nevyhovující mentální stav a bolest. (Kolář, 2009; Palaščáková Špringrová, 2011; Bínová, Palaščáková Špringrová, 2008)

### 3 MOŽNOSTI SLEDOVÁNÍ ÚČINKŮ SENZOMOTORICKÉ STIMULACE

V klinice lze k hodnocení stability využít mnoho různých postupů. Mnohdy nám může pomoci videoanalýza nebo prostá vizuální analýza. Použít můžeme také komplexní neurologické vyšetření, stabilometrii, či další speciální testy. Objevují se stále nové testy hodnotící stabilitu, jelikož žádná z možností není plně dokonalá. (Véle, F., Pavlů, D., Čumpelík, J., 2001)

#### 3.1 Inerciální sensory ve fyzioterapii

Existuje celá řada snímačů, které mohou být umístěny na tělo osoby za účelem zaznamenání změny polohy končetiny a měření pohybu. Mezi využívané senzory patří krokoměry, goniometry, elektromechanické snímače, tlakové senzory, magnetometry a inerciální senzory (zahrnující akcelerometry a gyroskopy). Díky malým rozměrům mohou být senzory bez problému připevněny na tělo (Zheng, 2005).

Jako prostředek pro poskytnutí informací o kinematických veličinách jako jsou rychlost, poloha a akcelerace zkoumaného objektu, na kterém jsou senzory umístěny, se nejen ve fyzioterapii používají inerciální senzory. Ke zjištění těchto veličin nám napomáhají například akcelerometry nebo gyroskopy, pomocí kterých dokážeme určit přesnou polohu sledovaného subjektu. (Woodman, 2007)

##### 3.1.1 Gyroskop

Název gyroskop poprvé použil Leon Foucault přibližně v polovině 19. století. Nejvíce se dnes využívají v navigaci. Jedná se o zařízení, které dokáže měřit orientaci objektu v prostoru. Je-li potřeba, měří gyroskop také úhlovou rychlost. Modernější gyroskopy typu MEMS úhlovou rychlost měří nepřímou pomocí derivace úhlové polohy v čase. Chceme-li změřit úhlovou rychlost ve 3 osách, využíváme 3 gyroskopy ve stejném čase. (Woodman, 2007)

Snímač gyroskopu obsahuje setrvačnický, který udržuje polohu osy své rotace. Přesnost gyroskopu závisí na udržení jeho otáček. Senzory můžeme dělit podle použitého fyzikálního principu na mechanické, kvantové, jaderné, elektrické a optické. (Groves, 2008)

Senzory obsahují tři dvojice gyroskopu a akcelerometru a každá měří parametry jedné osy kolmé na ostatní. Rozmezí určitého časového intervalu používáme pro vyhodnocení dráhy a rychlosti pohybu. Tento typ senzorů je mimo oblast mobilních telefonů, automobilového a herního průmyslu využíván ve sportovní biomechanice, studiu pohybu

a můžeme je využít také v rehabilitaci. Sensory vyhodnocují náklon, vibrace, rychlost a polohu objektu v prostoru. MEMS technologie (mikro elektrický mechanický systém) umožňuje jeho snadné použití. Především díky minimalizaci rozměrů a razantnímu snížení výrobní ceny. (Kutílek, Žižka, 2012)

Gyroskop zahrnuje několik hlavních druhů. Mechanický, optický nebo MEMS. Zabývat se budeme především typem MEMS. Pomocí MEMS gyroskopů měříme úhlovou rychlost. Tato rychlost se udává v jednotkách stupňů nebo radiánů za sekundu. Úhlová rychlost objektu obsahuje 3 složky rotace v osách X, Y, a Z. Sensory využívají Coriolisovy síly a ta působí na každý objekt, který je součástí pohybuující se soustavy rotující kolem vlastní osy. Snímač je složen z rezonující struktury upevněné v rámu, která se pohybuje v kolmém směru na směr otáčení vlivem vlastní mechanické rezonance. Vzájemný posuv mezi vloženými měřicími ploškami vzniká na základě Coriolisovy síly úměrné úhlové rychlosti. Tyto plošky se chovají jako vzduchový kondenzátor měnící svoji kapacitu úměrně k rychlosti otáčení. (Penhaker, 2013)

### 3.1.2 Systém Trigno Delsys

Snímač inertního měření Trigno IM je snímač biofeedback, který se používá se systémem Trigno EMG navrženým k detekci signálů EMG na povrchu s dalšími způsoby snímání pohybu. Akcelerace (g), rotace (deg/s) a magnetické pole (uT) ve třech ortogonálních osách. Funkce detekce signálu EMG snímače IM uchovává všechny základní charakteristiky standardního senzoru Trigno EMG včetně vzdálenosti 10 mm mezi elektrodami s detekcí signálu plného pásma sEMG od 20 do 450 Hz pro zajištění konzistence, opakovatelnosti a kvality dat. Snímač vyvede digitální proud 10 datových kanálů, které jsou vzájemně synchronizovány, a navíc ještě synchronizovány se všemi ostatními aktivními senzory v systému. (Delsys, 2019)

Systém Trigno Wireless EMG je vysoce výkonné zařízení navržené tak, aby detekce EMG signálu byla spolehlivá a snadná. Každý snímač EMG má vestavěný triaxiální akcelerometr, přenosový rozsah 40 m a dobíjecí baterii s délkou až 8 hodin. Systém je schopen bezdrátově přenášet data do systému EMG works Acquisition a Analysis a vytvářet 16 analogových kanálů EMG a 48 akcelerometrů pro integraci se snímáním pohybu a dalšími systémy pro získávání dat třetích stran. Plné spouštěcí funkce dále rozšiřují možnosti integrace s dalšími měřicími technologiemi. (Delsys, 2019)

### 3.2 EMG

Pomocí elektromyografie (EMG), snímáme elektrický potenciál z příčně pruhovaného svalstva. Nejčastěji se pro záznam používá jehlová elektroda, prostřednictvím které analyzujeme stav jednoho svalu. Aplikace je přímo do svalu modifikovanou injekční jehlou, která obsahuje drátkové elektrody. Elektromyogramem lze snímat elektrické potenciály také z povrchu kůže, a to elektrodami umístěnými nad vyšetřovaným svalem. Použití druhé zmiňované metody není takto přesné, protože je nemožné přesně rozeznat akční potenciály jednotlivých motorických jednotek. (Trojan, 2005)

Ve fyzioterapii a sportovní medicíně je častěji používanou metodou polyelektromyografie (PEMG), prostřednictvím které snímáme současně elektrické potenciály více svalů najednou. Při použití PEMG je metodou volby použití povrchových nalepovacích elektrod, jelikož nezkoumáme přesný tvar akčního potenciálu, ale spíše vztahy jednotlivých svalů a jejich svalové řetězení. Pomocí PEMG se nesprávné pohybové vzorce identifikují a následně je lze přecvičením opravit. Jedná se o celkem jednoduchou a dobře dostupnou metodu měření, a proto je tak často využívána. (Trojan, 2005)

### 3.3 Další přístrojové metody

Kinematické vyšetření umožňuje stanovit polohu částí těla při pohybu. Snímání probíhá prostřednictvím obvykle 3 televizních kamer, které musejí být správně kalibrované, aby bylo možné odečíst a zpracovat hodnoty délky a postavení jednotlivých částí těla. Vyšetření je z důvodu velké finanční náročnosti málo dostupné a využívá se zřídka. (Trojan, 2005)

Pomocí polygrafie zaznamenáváme více funkcí najednou. Můžeme kombinovat například měření svalové síly (dynamometrie), zrychlení či zpomalení různých částí těla (akcelerometrie) nebo měření úhlu v kloubech (goniometrie). Tato metoda je hojně využívána k vyhodnocení chůze nebo běhu. (Trojan, 2005)

# PRAKTICKÁ ČÁST

## 6 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

Cílem této práce je sledovat, zda pravidelná aplikace SMS zlepší stabilitu DKK a zda pro takovéto sledování lze využít Trigno IM senzory.

Pro dosažení cíle je nutno splnit následující body:

1. Načerpat teoretické znalosti z různých zdrojů o problematice SMS a aplikaci gyroskopických senzorů.
2. Vybrat cviky vhodné pro testování stability probandů.
3. Vybrat nebo vytvořit pomůcku pro testování.
4. Nastudovat zásady měření a vyhodnocení stranových a rotačních odchylek tibie za pomoci Trigno IM senzorů a grafických záznamů od firmy Delsys.
5. Vybrat sledovaný soubor sportovců s intaktním pohybovým aparátem a vypracovat metodiku 5 cviků, ve kterých bude měření probíhat.
6. Analyzovat změny stability dominantní DK z výsledných grafů.

Získané výsledky budou uceleny, porovnány a diskutovány v závěru práce a budou konfrontovány s mými hypotézami.



## 7 HYPOTÉZY

7.1 Hypotéza 1: Předpokládám, že po proběhlém tréninkovém období zaměřeném na zlepšení stability probandů pomocí SMS se zlepšení stability projeví zmenšením stranové odchylky pohybu tibie (Osa Z).

H<sub>1</sub> a) Porovnání stranové odchylky při přenesení váhy vpřed.

H<sub>1</sub> b) Porovnání stranové odchylky při výpadu vpřed.

H<sub>1</sub> c) Porovnání stranové odchylky při squatu.

H<sub>1</sub> d) Porovnání stranové odchylky při lunge testu.

H<sub>1</sub> e) Porovnání stranové odchylky při Y balance testu.

7.2 Hypotéza 2: Předpokládám, že po proběhlém tréninkovém období zaměřeném na zlepšení stability probandů pomocí SMS se zlepšení stability projeví zmenšením rotační odchylky pohybu tibie (Osa Y).

H<sub>2</sub> a) Porovnání rotační odchylky při přenesení váhy vpřed.

H<sub>2</sub> b) Porovnání rotační odchylky při výpadu vpřed.

H<sub>2</sub> c) Porovnání rotační odchylky při squatu.

H<sub>2</sub> d) Porovnání rotační odchylky při lunge testu.

H<sub>2</sub> e) Porovnání rotační odchylky při Y balance testu.

## 8 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU

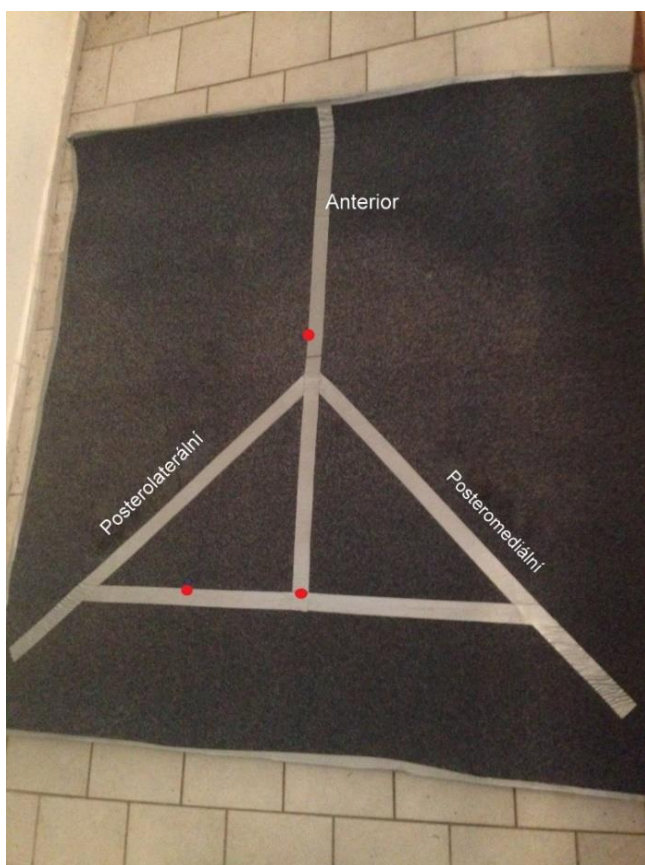
Sledovaný soubor je složen z 12 fotbalistů, kteří jsou ve věku od 16 do 18 let. Dlouhodobě se věnují kopané, pravidelně absolvují 3 až 4 tréninkové jednotky týdně trvající dvě hodiny. Fotbalisté každý víkend nastupují v soutěžním utkání české ligy dorostu U-19 skupiny A za fotbalový oddíl SK Senco Doubravka. Tréninkové jednotky dle senzomotorické stimulace a první i druhé měření proběhly během podzimní části sezóny 2018/2019. Všichni testování fotbalisti jsou praváci a mají intaktní pohybový aparát. U všech sportovců byla tedy testována pravá dolní končetina.

## 9 METODIKA PRÁCE

### 9.1 Vytvoření pomůcky

Nejprve bylo nutné vybrat nebo vytvořit pomůcku vhodnou pro testování probandů. Vzhledem k finanční náročnosti a relativní nedostupnosti originálního přístroje Y balance test, jsme pro náš výzkum vyrobili zjednodušenou verzi. Jako testovací podložku jsme vybrali koberec s nízkým chlupem, ze kterého bylo potřeba vyříznout čtverec o rozměrech 2x2 m. Pomocí stříbrné lepicí pásky jsme vytvořili nejprve tři hlavní osy: anteriorní, na kterou navazují v úhlu 135° osa posteromediální a posterolaterální. Ty mezi sebou svírají úhel 90°. Dále byly na testovací podložku přidány doplňkové osy prodloužením anteriorní osy posteriorně s na ní kolmou spojnicí PM a PL osy, které sloužily k rychlejšímu a jednotnému nastavení probandů pro všechny cviky. Prvním bodem vymežující výchozí pozici byla šířka pánve probandů vyznačena vlevo od průsečíků doplňujících os. Druhý bod ležel na anteriorní ose a byl označen ve vzdálenosti délky tří chodidel probanda, určované opět od průsečíků doplňujících os. Červené tečky znázorňují přibližné body pro výchozí postavení k jednotlivým cvikům. (Obrázek 5)

Obrázek 5 Podložka pro testování



Zdroj: Vlastní

## 9.2 Pilotní testování

Před samotným měřením proběhlo pilotní testování dvou fotbalistů mimo sledovaný soubor. Během pilotu jsme ověřovali, zdali jsou parametry vytvořené pomůcky vyhovující. Dále bylo třeba otestovat různé způsoby fixace senzorů, které budou dostatečně fixovat i za přítomnosti potu během testování. Dalším bodem bylo ověření kvality signálu, přenášeného ze senzorů do počítače. Poté přišel na řadu výběr a testování zvolených cviků. Inspiraci jsme hledali ze studií s volným přístupem nebo s povoleným přístupem pro Západočeskou univerzitu v Plzni jako jsou Pubmed, ScienceDirect, ProQuest nebo ResearchGate. Při vyhledávání publikací jsme do vyhledávání zadávali hesla jako: proprioceptive stimulation, Y balance test, stability training nebo lunge forward test. Po přečtení abstraktu byly publikace filtrovány a vybrány následující testy: přenesení váhy vpřed, výpad vpřed, squat, lunge test a Y balance test. Důležité bylo zvolit vhodné intervaly pro každý cvik zvlášť, tak aby provedení cviku bylo pro probandy dobře pochopitelné a následné zpracování dat jednotné. Pilotní měření nám tak umožnilo odstranit chyby a ověřit přesnost a náročnost zpracování získaných dat.

## 9.3 Vlastní testování

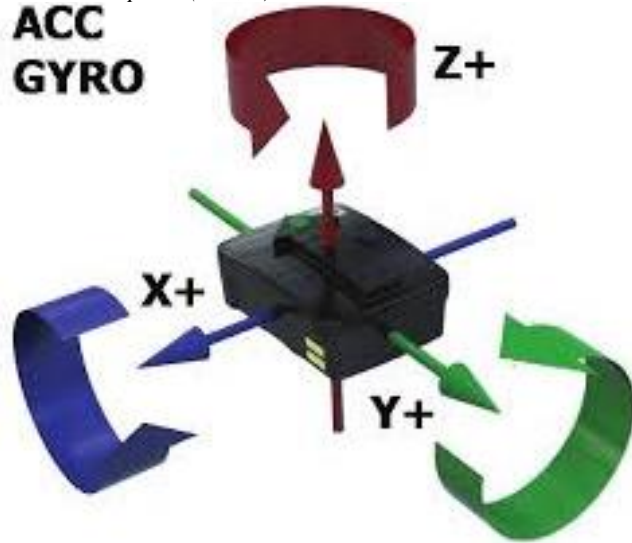
Měření i následný trénink podle metodiky SMS probíhal v areálu SK Senco Doubravka v Plzni. Samotné měření probíhalo v klubové šatně o půdorysu 20 m<sup>2</sup> na testovací podložce. Tréninky dle SMS sportovci absolvovali venku na fotbalovém hřišti v časech od 17 do 17:30, vždy před zahájením vlastního fotbalového tréninku. První měření proběhlo 17. 10. 2018 a druhé měření 14. 11. 2018. Sledovaný soubor sportovců byl seznámen s účelem a průběhem měření. Probandům byla vysvětlena podstata práce a průběh měření. Svým podpisem souhlasili se zpracováním získaných dat v bakalářské práci.

První měření bylo provedeno bez předchozího seznámení se sportovců s metodou SMS. Po dobu jednoho měsíce sledovaný soubor sportovců absolvoval dvakrát týdně trénink trvající 30 minut, zaměřený na zlepšení stability dle metodiky SMS. Popis tréninkových jednotek je umístěn v příloze 3. Druhé měření proběhlo bezprostředně po posledním tréninku.

Před začátkem testování bylo třeba propojit dobíjecí jednotku se systémem Trigno Wireless EMG a ověřit funkčnost senzorů. Před zahájením měření bylo potřeba v programu EMG works Acquisition vytvořit algoritmus, který obsahoval pět částí pro zaznamenání signálu ze všech cviků. Spuštění každého algoritmu vždy předcházelo měření pro kontrolu přenášeného signálu ze senzorů a Wi-Fi signálu.

Pro následné vyhodnocování odchylek bylo potřeba v programu EMG works Acquisition pojmenovat osy určující jednotlivé směry pohybu. Předozadní směr znázorňuje osa X. Kladné hodnoty pak označují směr dopředu, záporné naopak dozadu. Rotační komponentu tibie určuje osa Y. V kladných hodnotách grafu je směr vpravo, negativní hodnoty jsou vlevo. Osa Z znázorňuje stranové vychýlení doprava kladně a vlevo záporně.

Obrázek 6 Popis os (X, Y, Z) na IM senzoru



Zdroj: Vlastní

Veškeré měření probíhalo na počítači Acer Aspire V17 Nitro. Podrobnější specifikace jsou umístěny v příloze 5. Když byl algoritmus potřebný pro měření v aplikaci přednastaven, mohli jsme přistoupit k samotnému měření. Abychom zajistili co nejpřesnější přenos informací z Trigno IM senzorů, očistili jsme kůži probandů alkoholovým přípravkem na bázi lihu. Po odmaštění a očištění jsme senzor připevnili pomocí oboustranné lepicí pásky, která je dodávána společně s Trigno wireless EMG systémem. Tento postup byl aplikován při každém měření. Abychom zamezili sesmeknutí senzorů a nepřesnému měření, byly senzory navíc fixovány elastickým pásem od značky BTL.

Stabilita byla měřena pěti testy (přenesení váhy vpřed, výpad vpřed, squat, lunge test, Y balance test). K lepší objektivizaci výsledků určoval pořadí cviků generátor náhodných čísel. Ten generuje řadu náhodných čísel, které nemají žádnou předvídatelnost nebo sekvenci. Jednotlivým probandům bylo pro každé měření přiděleno číslo algoritmu v programu EMG works Acquisition. Před provedením byl vždy probandovi cvik předveden. Poté byl vyzván, aby se připravil a provedl cvik nanečisto. My jsme tak mohli zkontrolovat přenos snímaného signálu. Každý cvik proband provedl v předem stanoveném intervalu. Přenesení váhy vpřed (2s), výpad vpřed (3s), squat (2s), lunge test (2s) a Y balance test (5s). Mezi provedením dalšího cviku byla vždy pauza minimálně 2 minuty.

## **PŘENESENÍ VÁHY VPŘED**

Výchozí poloha: Proband se postaví na šířku pánve na základní čáru. Noha nedominantní končetiny zůstává na značce. Dominantní končetinu vykročí vpřed ve směru anteriorní osy do předem naměřené vzdálenosti probandovo délky 3 chodidel.

Provedení cviku: Proband ve dvou sekundovém intervalu přenesse váhu na přední končetinu tak, aby neodlepil patu zadní končetiny od podložky. Poté se vrátí zpět do výchozího postavení.

Správné provedení: Trup je v prodloužení zadní DK, proband drží v ose KYK, KOK a hlezenní kloub přední DK a nepředbíhá prstce nohy, obě nohy jsou po celou dobu v kontaktu s testovací podložkou, prstce nohy vpředu jsou rozloženy volně na podložce.

Známky insuficience: Vychýlení KOK do stran, předbíhání KOK přední končetiny prstců nohy, zdvihání paty zadní končetiny, odlepení nohy přední končetiny v průběhu přenesení váhy.

*Obrázek 7 Přenesení váhy vpřed*



*Zdroj: Vlastní*

## VÝPAD VPŘED

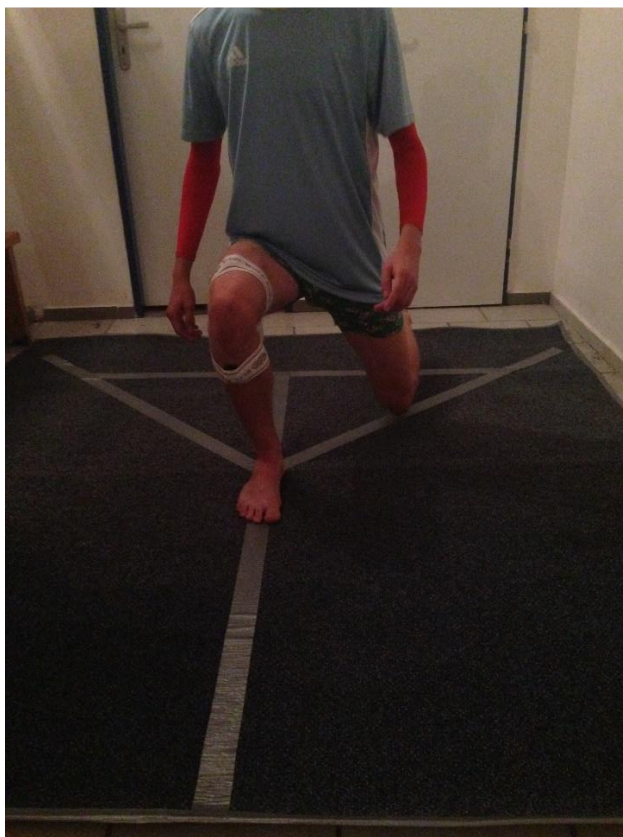
Výchozí poloha: stoj rozkročný na šířku pánve v korigovaném stoji, výpad dominantní dolní končetinou vpřed, horní končetiny zůstávají podél těla, trup a hlava drží proband vzpřímené. Sledujeme postavení pánve, zda nedochází k anteverzi, aktivaci HSSP, držení osy výpadové i stojné dolní končetiny, pozici hlavy, pozici dolních končetin, vychýlení trupu. (Kolářová, 2012)

Provedení cviku: Pacient má na zaznění zvukového signálu v tří sekundovém intervalu provést výpad dopředu a poté se vrátit zpět do výchozí pozice.

Správné provedení: Trup je kolmo s podložkou bez úklonů, hlava je v prodloužení páteře, KOK přední DK nepředbíhá prsty nohy, prstce nohy vpředu jsou rozloženy volně na podložce, KOK je v ose spolu TL kloubem, na konci výpadu se KYK i KOK nachází v 90° flexi.

Známky insuficience: KOK se stranově vychyluje a předbíhá prstce přední končetiny, odlepení nohy přední končetiny v průběhu přenesení váhy, trup je vychýlen, KOK zadní končetiny se dotýká podložky.

Obrázek 8 Výpad vpřed



Zdroj: Vlastní

Při výpadu vpřed se nejčastěji hodnotí schopnost pohybové kontroly. Probanda testujeme ve výpadu na dominantní dolní končetinu do vzdálenosti délky jeho 3 chodidel od základní čáry. Pro správné provedení cviku je zapotřebí zvolit adekvátní sílu, rozsah pohybu, udržet balanc a koordinaci. (Kolářová, 2012)

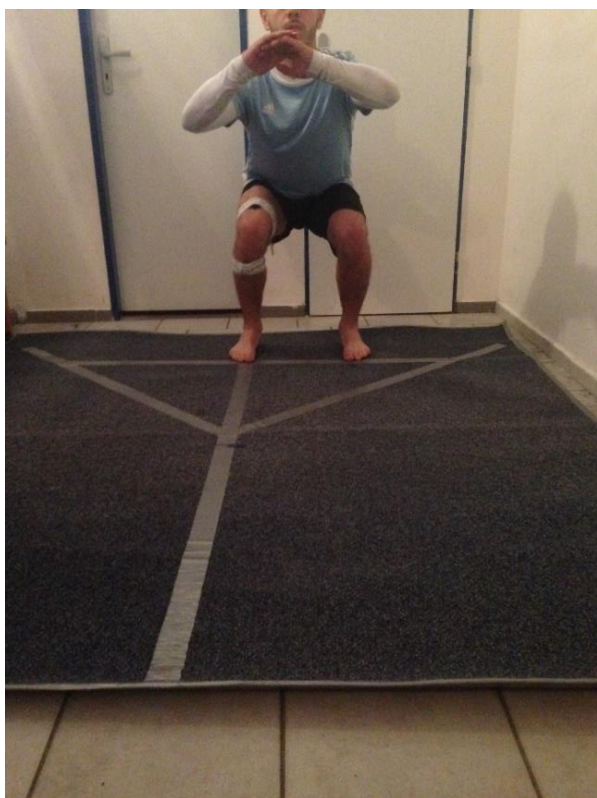
Při testování výpadu vpřed se testují i další parametry jako je měření průměrné délky výpadu v porovnání s výškou probanda. Dále také průměrnou sílu dopadající dolní končetiny při došlapu vzhledem k hmotnosti probanda. Lze zařadit i dobu a průměrnou sílu dolní končetiny při kontaktu výpadové končetiny s podložkou, která je zapotřebí k odrazu zpět do výchozí pozice. (Kolářová, 2012)

## **SQUAT**

Výchozí poloha: Vzpřímený stoj rozkročný na šířku pánve – korigovaný stoj. (Kolář, 2006; Kolář, 2007)

Provedení testu: Proband provede hluboký dřep po zaznění signálu ve dvou sekundovém intervalu, při kterém osa KOK kloubu nepředběhne přes špičky prstů. HKK vyvažují pozici a rovnováhu pomocí flexe v ramenních kloubech. (Kolář, 2006; Kolář, 2007)

*Obrázek 9 Squat*



*Zdroj: Vlastní*



Správné provedení: Neutrální pozice pánve a hrudníku, vyvážená aktivita všech břišních svalů, páteř zůstává napřímená bez hyper lordózy či kyfózy, neutrální nastavení KYK, KOK a hlezenních kloubů. (Kolář, 2006; Kolář, 2007)

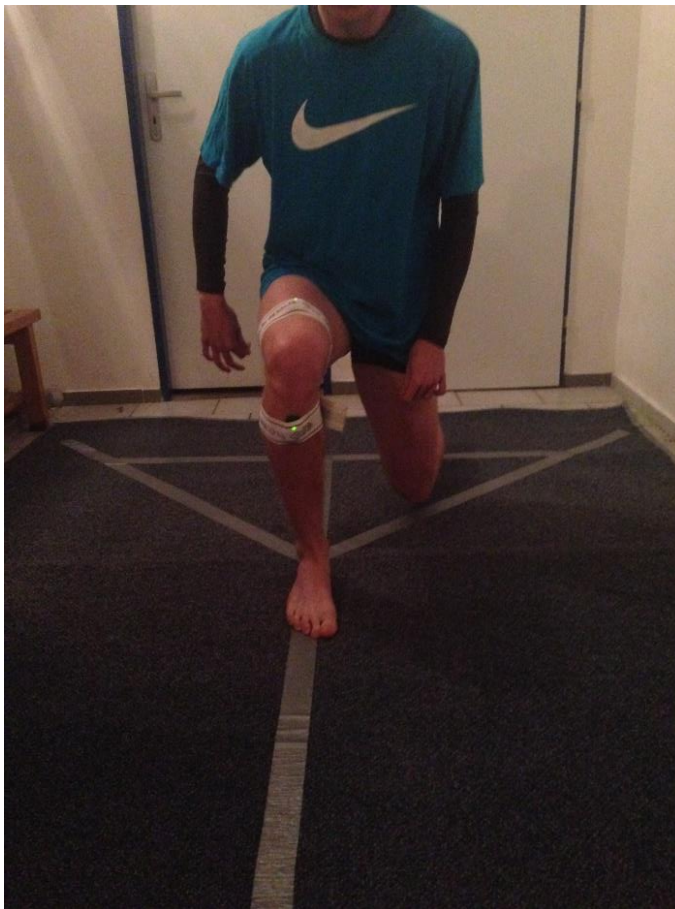
Známky insuficience: Hyperaktivita paravertebrálního svalstva - především Th/L přechodu, antevertze pánve, decentrace kloubů DKK, elevace a protrakce ramenních kloubů, předsun hlavy, krční a bederní hyperlordóza, zvyšování kyfotizace v oblasti hrudní páteře, KOK klouby jdou před špičky prstců. (Kolář, 2006; Kolář, 2007)

## LUNGE TEST

Výchozí poloha: Vychází ze stejného přednastavení probanda jako v případě prvního cviku. Dominantní dolní končetina je vykročena vpředu ve vzdálenosti délky tří chodidel a nedominantní zůstává na značce na základní čáře.

Provedení cviku: Proband se ve dvou sekundovém intervalu dotkne kolenem nedominantní DK podložky a vrátí se zpět do výchozího postavení.

*Obrázek 10 Lunge test*



*Zdroj: Vlastní*

Správné provedení: Trup je kolmo s podložkou bez úklonů, hlava je v prodloužení páteře, KOK přední DK nepředbíhá prsty nohy, prstce nohy vpředu jsou rozloženy volně na podložce a pata se nezdvíhá, KOK je v ose spolu TL kloubem, při kontaktu KOK zadní DK se KYK i KOK nachází v 90° flexi na obou končetinách.

Známky insuficience: stranové vychýlení KOK a předbíhání prstců přední končetiny, odlepení nohy přední končetiny v průběhu přenesení váhy, trup se rotuje a je vychýlen, prsty přední končetiny se zarývají do podložky a pata je nadzvednutá vzhůru.

## Y BALANCE

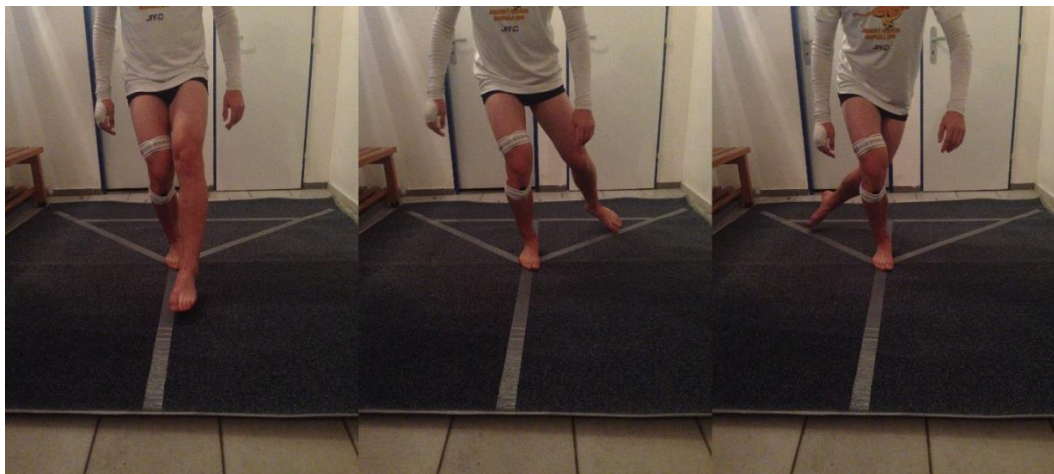
Výchozí poloha: Proband stojí na mírně pokrčené dominantní končetině na průsečíku anteriorní, PL a PM osy.

Provedení cviku: Nedominantní končetinou se proband snaží dosáhnout v pěti sekundovém intervalu co největší vzdálenosti na 3 osách, aniž by se dotknul podložky. Začíná pohybem v anteriorní ose, pokračuje posterolaterálně a poslední pohyb je v ose posteromediální. Proband se snaží, aby noha dominantní končetiny byla po celou dobu cviku v plném kontaktu s podložkou.

Správné provedení: Celá ploska nohy je během provedení v kontaktu s podložkou, KOK stojící končetiny osciluje mírně kolem střední osy DK, proband se volnou končetinu nedotýká podložky, proband udrží relativně vzpřímenou osu trupu a klidné HK.

Známky insuficience: Noha se odlepuje od podložky, volná končetina se dotýká a stabilizuje o podložku, KOK se výrazně vychyluje všemi směry, výrazné odchylky v ose trupu a HK.

Obrázek 11 Y Balance test – anterior / posterolateral / posteromedial

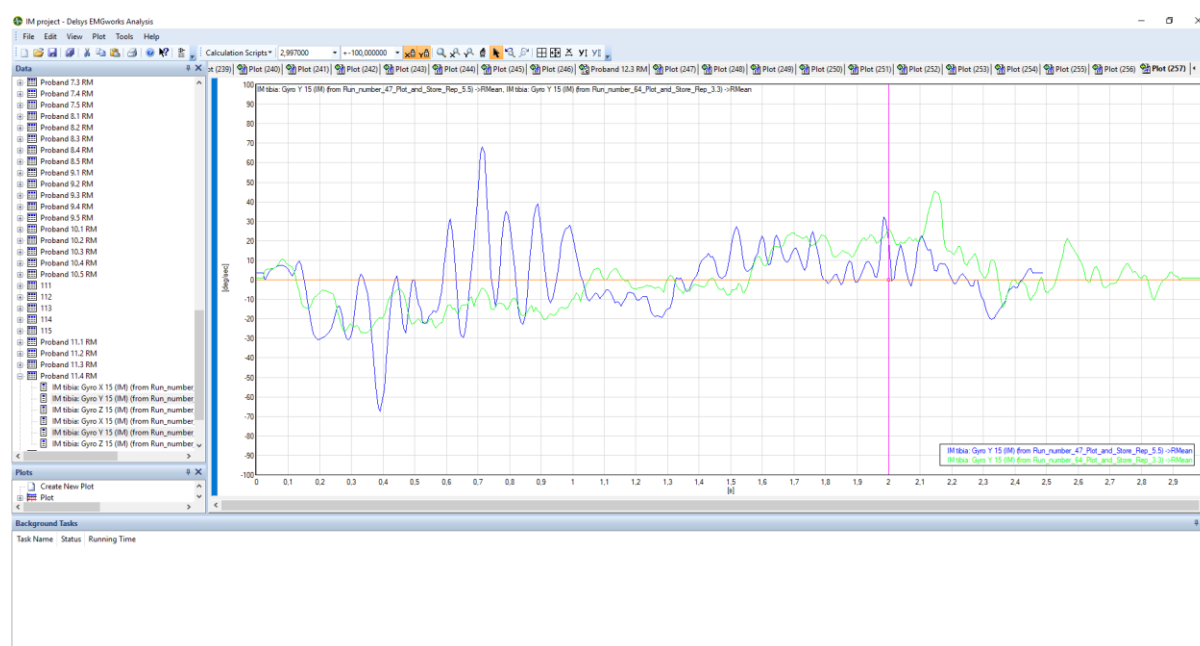


Zdroj: Vlastní

## 9.4 Zpracování dat

Po dokončení měření následovala úprava dat programu EMG works Analysis. Zde jsme zvolili pouze hodnoty Gyro X, Y a Z, které snímaly hodnoty z oblasti tibie. Dále byly výsledky zpracovávány pomocí funkce Remove Mean (RM), kdy jsme filtrovali každý cvik v porovnání mezi prvním a druhým měření. Po dokončení filtrace hodnot Gyro, následovalo samotné porovnání odchylek. Prostřednictvím funkce Plot Overload došlo k vzájemnému překrytí výsledků jednotlivých os. Z každého cviku jsme takto získali 3 grafy a mohli jsme graficky porovnat a vyhodnotit výsledky.

Obrázek 12 Příklad grafu osy Y (rotační odchylky), při lunge testu u probanda 11



Zdroj: Vlastní

## 9.5 Vyhodnocení výsledků

Z grafů byly poté hodnoty zaznamenány do tabulek, ve kterých byly výsledky porovnány. V práci se zaměřujeme především na porovnání stranové (Osa Z) a rotační (Osa Y) odchylky tibie. Kompletní získaná data před a po zpracování jsou dostupná u autora práce. Po převedení hodnot z grafu do tabulek v programu Microsoft Office Excel, lze odchylky kromě grafického znázornění vyhodnotit také statisticky.

## 10 VÝSLEDKY

10.1 Hypotéza 1: Předpokládám, že po proběhlém tréninkovém období zaměřeném na zlepšení stability probandů pomocí SMS se zlepšení stability projeví zmenšením stranové odchylky pohybu tibie (Osa Z).

H<sub>1</sub> a) Porovnání stranové odchylky při přenesení váhy vpřed.

Tabulka 1 Přenesení váhy vpřed (osa Z)

<b>Přenesení váhy vpřed</b>	<b>Zlepšení</b>	<b>Stejně</b>	<b>Zhoršení</b>
<b>Osa Z</b>	10	0	2

H<sub>1</sub> b) Porovnání stranové odchylky při výpadu vpřed.

Tabulka 2 Výpad vpřed (osa Z)

<b>Výpad vpřed</b>	<b>Zlepšení</b>	<b>Stejně</b>	<b>Zhoršení</b>
<b>Osa Z</b>	8	1	3

H<sub>1</sub> c) Porovnání stranové odchylky při squatu.

Tabulka 3 Squat (osa Z)

<b>Squat</b>	<b>Zlepšení</b>	<b>Stejně</b>	<b>Zhoršení</b>
<b>Osa Z</b>	8	1	3

H<sub>1</sub> d) Porovnání stranové odchylky při lunge testu.

Tabulka 4 Lunge test (osa Z)

<b>Lunge test</b>	<b>Zlepšení</b>	<b>Stejně</b>	<b>Zhoršení</b>
<b>Osa Z</b>	9	1	2

H<sub>1</sub> e) Porovnání stranové odchylky při Y balance testu.

Tabulka 5 Y balance test (osa Z)

<b>Y balance test</b>	<b>Zlepšení</b>	<b>Stejně</b>	<b>Zhoršení</b>
<b>Osa Z</b>	9	0	3

Odpověď: Hypotézu nelze vyvrátit

Při druhém měření vykazují probandi celkové zmenšení stranové odchylky tibie (osa Z). Zlepšení dosáhlo 73,33 % probandů. Nejlepší výsledky jsme naměřili při cviku přenesení váhy vpřed, kdy se zlepšilo 10 z 12 probandů. Shodný počet zlepšení (9) byl naměřen při lunge testu a Y balance testu. Při testování squatu a výpadu vpřed probandi dokázali stranovou odchylku zlepšit v 8 případech

10.2 Hypotéza 2: Předpokládám, že po proběhlém tréninkovém období zaměřeném na zlepšení stability probandů pomocí SMS se zlepšení stability projeví zmenšením rotační odchylky pohybu tibie (Osa Y).

H<sub>2</sub> a) Porovnání rotační odchylky při přenesení váhy vpřed.

Tabulka 6 Přenesení váhy vpřed (osa Y)

<b>Přenesení váhy vpřed</b>	<b>Zlepšení</b>	<b>Stejně</b>	<b>Zhoršení</b>
<b>Osa Y</b>	7	3	2

H<sub>2</sub> b) Porovnání rotační odchylky při výpadu vpřed.

Tabulka 7 Výpad vpřed (osa Y)

<b>Výpad vpřed</b>	<b>Zlepšení</b>	<b>Stejně</b>	<b>Zhoršení</b>
<b>Osa Y</b>	9	2	1

H<sub>2</sub> c) Porovnání rotační odchylky při squatu.

Tabulka 8 Squat (osa Y)

<b>Squat</b>	<b>Zlepšení</b>	<b>Stejně</b>	<b>Zhoršení</b>
<b>Osa Y</b>	6	4	2

H<sub>2</sub> d) Porovnání rotační odchylky při lunge testu.

Tabulka 9 Lunge test (osa Y)

<b>Lunge test</b>	<b>Zlepšení</b>	<b>Stejně</b>	<b>Zhoršení</b>
<b>Osa Y</b>	9	2	1

H<sub>2</sub> e) Porovnání rotační odchylky při Y balance testu.

Tabulka 10 Y balance test (osa Y)

<b>Y balance test</b>	<b>Zlepšení</b>	<b>Stejně</b>	<b>Zhoršení</b>
<b>Osa Y</b>	9	3	0

Odpověď: Hypotézu nelze vyvrátit

Při druhém měření došlo u probandů k celkovému zmenšení odchylek rotační komponenty tibie (osa Y) a tedy ve 40 případech (66,67 %). Nejlepší výsledky byly naměřeny při výpadu vpřed, lunge testu a Y balance test (u všech shodně 75 % zlepšení). Při Y balance testu dokonce nedošlo k žádnému zhoršení odchylky tibie. Naopak nejhorší výsledky jsme naměřili při squatu (50 % zlepšení). V testu přenesení váhy vpřed došlo ke zlepšení v 7 případech z 12.

## 11 DISKUZE

Metoda senzomotorická stimulace je jednou z nejméně používaných metod, která je běžně využívána při léčbě úrazů a poruch stability DKK. Spočívá v aktivaci senzomotorických (aférentních) struktur přes kožní exteroceptory a propioceptory ze svalů, vazů a kloubů. SMS se snažíme docílit reflexní, automatické aktivace zvolených svalů a pohybů, abychom snížily jejich kortikální kontrolu a přesunuly ji do subkortikální úrovně. Jedině tak, můžeme dosáhnout optimálního a ekonomicky provedeného pohybu, za předpokladu, že jednotlivé svaly budou aktivovány ve správném časovém úseku a pořadí. (Pavlů, 2002)

Metodu SMS je tradiční léčebnou metodou, součástí výuky oboru fyzioterapie na všech vysokých školách v Čechách a je známá všem fyzioterapeutům, kteří ji využívají v prevenci a léčbě sportovců. Terapii běžně využívá soustavu balančních cviků prováděných v různých posturálních polohách spočívající ve vychylování podložky či pacienta z rovnovážného postavení. Proprioceptory během cvičení výrazně aktivují příslušné nervové dráhy a centra. Jako facilitační manévry se tedy využívají vzpřimovací rovnovážné a obranné reflexy. (Haladová, 1997)

Problematika úrazů ve sportu je hodně často diskutovaným tématem a jejich léčba probíhá na podkladě nepřehledného množství metod. V této práci jsme pro sledování účinků terapie vybrali senzomotorickou stimulaci, která je jednou z nejméně používaných metod. Janda a Vávrová (1992) tvrdí, že jejím prostřednictvím lze ovlivnit a zlepšit stabilitu sportovců. SMS se zaměřuje především na posturální zajištění těla, které začíná správným nastavením klenby nohy. Podaří-li se nohy nastavit do odpovídající pozice, dochází k lepšímu svalovému řetězení a nastavení kolenních a kyčelních kloubů. Další informace o mechanismech řízení motoriky člověka a senzomotorické stimulaci a jejím využití jsou uvedeny v teoretické části práce. Aman (2015) potvrzuje, že senzomotorický trénink zlepšuje somatosenzorické a senzomotorické funkce, a napomáhá k rychlejší kortikální reorganizaci, prostřednictvím které lze přeučit patologické pohybové vzorce.

I přes výše zmíněné zjištění a pozitivní efekt SMS na stabilitu dolních končetin fotbalistů, ke kterému jsme při našem pozorování došli, není senzomotorická stimulace běžnou součástí náplně tréninků sportovních oddílů fotbalových klubů. Problémem je nejspíše neinformovanost trenérů související s nezájmem a špatnou dostupností odborné literatury pro sportovní trenéry. Na odpovídající úrovni není ani spolupráce s vyškolenými fyzioterapeuty, kde hraje roli i finanční náročnost certifikovaných kurzů. Trenéři tak bohužel kladou největší důraz na izolované posilování jednotlivých svalů (Frank, 2013; Kolář, 2009)



Nároky na metody monitorování pohybu se stále zvyšují, a proto jsme pro naši práci zvolili přístrojovou metodu využívající MEMS inerciální senzory obsahující gyroskop, prostřednictvím kterých jsme získali detailní informace o pozici vyšetřovaného segmentu. Senzory MEMS mají malý počet součástek, a navíc je jejich výroba levná. Mezi další výhody patří malá velikost, nízká váha, nízká spotřeba energie, rychlé uvedení do provozu, vysoká spolehlivost, odolnost v nepříznivých podmínkách. Oproti tomu jsou mechanické a optické gyroskopy sice přesnější, ale nesplňují parametry malé velikosti a jsou příliš drahé. (Woodman, 2007)

Informace pro potřeby naší práce jsme nejčastěji čerpali z knižních zdrojů. Jedním z předních zdrojů literatury byly informace o SMS od zakladatelů metody profesora Václava Jandy a Marie Vávrové. Dalším důležitým zdroje byly vědecké články a studie umístěné v elektronické databázi Pubmed zabývající se zdravotnickou problematikou, z nichž bylo možné čerpat informace pro teoretickou část naší práce. Prostřednictvím článků z databáze jsme dále mohli porovnávat naše výsledky s výsledky relativně aktuálních publikací. Stěžejními byly studie s volným přístupem nebo s povoleným přístupem pro Západočeskou univerzitu v Plzni jako je Pubmed, ScienceDirect, ProQuest nebo ReseachGate. Delsys.com byly jediné použité webové stránky, ze kterých jsme čerpali veškeré informace o Trigno IM senzorech a Trigno Wireless EMG systému.

Aby výsledky měření byly co nejobjektivnější, pro určení pořadí jednotlivých cviků, jsme v naší práci použili generátor náhodných čísel. Generátor náhodných čísel je výpočetní nebo fyzické zařízení. Generuje řadu náhodných čísel, které nemají žádnou předvídatelnost nebo sekvenci. Generátory najdou uplatnění v různých oborech. Největší využití mají v oborech počítačové simulace, modelování a často své využití nacházejí v hazardních hrách. (L'ecuyer, 2007)

Y balance test vychází ze Star Excursion Balance Testu (SEBT), který obsahuje osm os, oproti třem osám využívaných v Y balance testu a testuje se pomocí soupravy Y-Balance Kit. Pro zvýšení spolehlivosti je nejvhodnější provádět devět pokusů. Šest pokusů nanečisto a tři měření, ze kterých je analyzován průměr naměřených hodnot. (Linek, 2017)

Poprvé ho popsal Gary Gray v roce 1995 a využíval ho při diagnostice poúrazových stavů. V testu je stěžejní dosažení co největší vzdálenosti končetiny, která je volná od končetiny stojné, aniž by se odlepilo chodidlo stojné nohy. Lze také poukázat na rozdíly rovnováhy a stability pravé a levé dolní končetiny.

I kvůli problému s přesným popisem provedení cviku, přesněji řečeno s rozdílnou výškou volné končetiny nad podložkou byl test upraven pouze na tři směry – anteriorní

a posteromediální a posterolaterální. Zadní osy se nacházejí 135° od osy anteriorní a mezi sebou svírají úhel 90°. Na originálních měřicích osách jsou připevněny posuvné obdélníky, které slouží k určení dosažené vzdálenosti. Dotyčný se je snaží odstrčit volnou končetin bez dotyku s podložkou mimo vyznačený obdélník.

Kolář ve svém konceptu Dynamické neuromuskulární stabilizace vychází z principů vývojové ontogeneze, ve kterých jsou integrovány principy senzomotorického učení. Řeší problematiku a nedostatečnost hlubokého stabilizačního systému páteře vycházející z posturální stabilizace, která je základem pro harmonický pohyb se správným zapojením svalových řetězců a biomechanických programů. Aby Kolář identifikoval hybné poruchy sportovců a předešel tak dlouhodobým zdravotním komplikacím, využívá standardizované testy hlubokého stabilizačního systému. Jejich součástí jsou testy squatu a výpadu vpřed, které se využívají pro popis vzoru dynamiky pohybu. (Frank, 2013) Stejně tak tyto testy využíval profesor Janda v terapii SMS.

Lunge test je známý také pod pojmem soleus range of motion test, a je nejčastěji používán pro hodnocení rozsahu pohybu v hlezenním kloubu do dorzální flexe. Může tak být praktickým, spolehlivým a rychlým zkušebním testem pro měření rozsahu pohybu po zlomeninách kotníku. Rozsah pohybu do dorzální flexe v hlezenním kloubu lze také otestovat hlubokým dřepem. Není-li rozsah pohybu dostatečný, člověk ztrácí správnou polohu páteře a dochází ke kompenzační kyfotizaci páteře a klopení pánve. (Simondson, 2011)

(Alkjær, 2009) sledoval spolehlivost lunge testu a jeho využití jako funkčního testu předních zkřížených vazů. Dále lunge test umožňuje hodnotit aspekty pohybové kontroly při výpadu vpřed. Právě tuto vlastnost testu jsme využili v naší práci. (Kolářová, 2012)

Luque-Siles (2016) porovnávala rovnováhu probandů při provedení lunge testu na tři různé povrchy: STEPRIGHT, BOSU Balance Trainer a pevný povrch. Každý proband provedl deset opakování v náhodném pořadí povrchů. Rozdíly rovnováhy byly sledovány pomocí přístrojovou metody povrchové elektromyografie. Posuzována byla aktivita rectus femoris (RF), vastus medialis (VM), biceps femoris (BF), laterální gastrocnemius (LG), fibularis longus (FL) a tibialis anterior (TA). Opakovaná měření určila, že zvolený povrch má významný vliv na zapojení jednotlivých svalů. Výsledky měření ukázaly, že pro vytrvalostní trénink je vhodné zařazení všech tří povrchů (pomůcky STEPRIGHT, BOSU Balance Traineru i pevného povrchu). Pro trénink rovnováhy je nejideálnější pomůcka STEPRIGHT, při které docházelo nejvíce k posílení vastus medialis (VM) a fibularis longus (FL).

Při měření jsme senzory fixovali pomocí elastických fixátorů značky BTL, protože oboustranná lepicí pásy Delsys i po očištění kůže, nedokázala senzory z důvodu tvořícího se

potu na pokožce udržet. Kromě tibie byl senzor umístěn také na femur, který ale v bakalářské práci není zkoumán. Snímání komponenty femuru, zde bylo použito pouze pro kontrolu výsledků v případě, že by data ukazovali podezřelé hodnoty, nebo by senzory umístěné na tibií nebyly funkční.

Na základě naměřených hodnot je patrné, že po senzomotorickém tréninku fotbalistů došlo k celkovému zlepšení stranové i rotační odchylky tibie při testování: přenesení váhy vpřed, výpadu vpřed, lunge testu a Y balance testu. Jen při testování squatu dosáhla zlepšení přesně polovina. V celkovém souhrnu bylo dosaženo zlepšení v 66,7 %, stejných výsledků v 20,5 % a zhoršení v 12,8 %. Grafické zpracování jednotlivých cviků a jejich rozpracování do jednotlivých os (X, Y, Z) je uvedeno v příloze. Hodnoty pohybů tibie se graficky zaznamenávají do programu EMG works Analysis. Z důvodu rozsahu bakalářské práce a počtu probandů je grafické vyhodnocení dostatečné. Souhlas vyšetřovaných sportovců a sportovního klubu spojené se spoluprací na této bakalářské práci a publikování fotodokumentace pro potřeby bakalářské práce jsou uloženy u autora práce.

Kromě grafického zobrazení, lze po převedení naměřených hodnot do programu Microsoft Office Excel, kde se data objeví ve formě tabulek, vyhodnotit odchylky tibie také statisticky. Tuto metodu vyhodnocení dat bychom pro lepší přesnost doporučovali zvolit při testování vyššího počtu probandů nebo při měření hodnot z více senzorů zároveň. Měřící zařízení Delsys společně s testovací podložkou je možné využít pro analýzu stability nejen v oblasti dolních končetin.

Uvědomuji si, že měření a testování probandů neprobíhalo z důvodu malého manipulačního prostoru, nízké intenzity osvětlení a těsné blízkosti sociálního zařízení v naprosto vyhovujících prostorech. Z důvodu nepříznivého počasí a stmívání v brzkých odpoledních hodinách, jsme ale byli nuceni právě tyto prostory k měření využít. Dále si uvědomuji, že by testování probandů bylo objektivnější v sezónní přestávce, kde by na výsledky měření neměla vliv únava probandů z víkendových soutěžních utkání. Také použití webových stránek Delsys.com není sice běžným zdrojem bakalářské práce, ale spoléhám se, že veškeré informace o Trigno IM senzorech a Trigno Wireless EMG systému budou právě zde ty nejpřesnější a nejaktuálnější.

## ZÁVĚR

Metoda senzomotorické stimulace je vhodný prostředek ke zvýšení stability. To lze prokázat na základě výsledků práce. Dle výsledků měření vykazovali fotbalisté v 73,33 % zmenšení stranové odchylky tibie. Nejlépe dokázaly pohyby tibie korigovat při přenesení váhy vpřed (83,33 %). V Y balance a lunge testu se zlepšilo 75,00 % probandů. Při testování squatu a výpadu vpřed byla úspěšnost zlepšení 66,67 %. Při měření rotační komponenty tibie ke zlepšení došlo ve 40 případech (66,67 %). Nejlepší výsledky byly naměřeny při výpadu vpřed, lunge testu a překvapivě Y balance testu (75 % zlepšení). Při cviku přenesení váhy vpřed se zlepšilo 58,33 % probandů a v testu squatu přesně polovina (50 %).

Očekávaná nejmenší stranová odchylka byla z důvodu jednoduchosti provedení cviku naměřena v testu přenesení váhy vpřed. Celkově nejlepší naměřené hodnoty byly i z důvodu vysoké koncentrace probandů a důrazu na správné provedení cviku v Y balance testu a lunge testu. Při testování výpadu vpřed výsledky naznačují, že u probandů docházelo především ke zlepšení rotační komponenty tibie. Kontrola stranové odchylky pohybu tibie byla díky dynamickému provedení cviku pro probandy obtížná. Pro většinu probandů bylo při provedení testu squatu velmi náročné udržet napřímenou osu těla, i proto squat dopadl v celkovém hodnocení výsledků stability nejhůře.

Z výsledků je patrné, že na základě porovnání hodnot z měření před a po edukaci senzomotorické stimulace můžeme potvrdit, že u probandů došlo po nácviku SMS ke zlepšení stability dominantní končetiny. SMS je u fotbalistů vhodnou metodou pro trénink stability a pro účely prevence úrazů je možné zařadit ji do každé tréninkové jednotky.

Sledování potvrzuje naše předpoklady, že inerciální senzory jsou vhodným prostředkem pro poskytnutí informací o kinematických veličinách a poskytnou nám jasnou představu o přesné poloze sledovaného subjektu. Na základě zkušeností s obsluhou měřícího zařízení Delsys, lze aplikaci této metody měření doporučit pro hodnocení stability nejen v oblasti dolních končetin.

## SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ALKJÆR, T., HENRIKSEN, M., DYHRE-POULSEN, P., SIMONSEN, E., B. Forward lunge as a functional performance test in ACL deficient subjects: Test – retest reliability. *The Knee* [online]. 2009, 16(3), 176-182 [cit. 2019-03-20]. DOI: 10.1016/j.knee.2008.11.011. ISSN 09680160. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0968016008002202>

AMAN, J., ELANGO VAN, E., N., YEH, I., KONCZAK, J. The effectiveness of proprioceptive training for improving motor function: a systematic review. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 2015, 8 [cit. 2019-03-20]. DOI: 10.3389/fnhum.2014.01075. ISSN 1662 - 5161. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnhum.2014.01075/abstract>

AMBLER, Z. et al. *Klinická neurologie: I. Část obecná*. AMBLER Z.; BEDNAŘÍK J., RŮŽIČKA E. Praha: Triton, 2004. 975 s. ISBN 80-7254-556-6.

ANDERSEN, E., T., KROSSHAUG, T., OLSEN, O., MYKLEBUST, G., BAHR, R. (2005). Research approaches to describe the mechanisms of injury in sport: limitations and possibilities. *British Journal of Sports Medicine*, 2005 (39), 330-339.

BASTLOVÁ, P. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2013. ISBN 978-80-244-4030-9.

BÍNOVÁ, A., ŠPRINGROVÁ PALAŠČÁKOVÁ, I. 2008. Nové aspekty v metodě Roswithy Brunkow sledováním aktivity vybraných svalů pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, no. 2, s. 74-81. ISSN 1803-6597.

BOHANNON, R. W., SMITH, M. B. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*. 1987, vol. 67, no. 2, s. 206-207.

BUTLER, R J., BULLOCK, G., ARNOLD, T., PLISKY, P., QUEEN, R. Competition-Level Differences on the Lower Quarter Y-Balance Test in Baseball Players. *Journal of Athletic Training* [online]. 2016, 51(12), 997-1002 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.4085/1062-6050-51.12.09. ISSN 1062-6050. Dostupné z: <http://natajournals.org/doi/10.4085/1062-6050-51.12.09>

BYDŽOVSKÝ, J. Akutní stavy v kontextu. Praha: Triton, 2008. ISBN 978-80-7254-815-6.

COULTHARD-MORRIS, L. Multiple Sclerosis: Diagnosis, Medical Management and Rehabilitation. Burks J. S., Johnson K. P. New York: Demos Medical Publishing, 2000. ISBN 13: 978-1888799354. Clinical and rehabilitation outcome measures, s. 221-290.

DEMEURISSE, G., DEMOL, O., ROBAYE, E. Motor evaluation in vascular hemiplegia. *Eur Neurol*. 1980, vol. 19, no. 6, s. 382-389.

DOVALIL, J. a kol. Výkon a trénink ve sportu. 1. vyd. Praha: Olympia, 2002. 336 s. ISBN 80-7033-760-5.

FRANK, C., A. KOBESOVÁ a P. KOLÁŘ. Dynamic Neuromuscular Stabilization & Sports Rehabilitation. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. 2013, č. 8, str. 62 - 73.

GROVES, P., D. Principles of GNSS, inertial, and multisensor integrated navigation systems [online]. Boston: Artech House, 2008, 518 s. [cit. 2018-06-16]. GNSS technology and applications series. ISBN 978-1-58053-255-6. Dostupné z: [http://www.2shared.com/document/0uO79Ogp/Principles\\_of\\_GNSS\\_Inertial\\_an.html](http://www.2shared.com/document/0uO79Ogp/Principles_of_GNSS_Inertial_an.html)

HERTEL, J. Sensorimotor Deficits with Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Clinics in Sports Medicine* [online]. 2008, 27(3), 353-370 [cit. 2019-03-07]. DOI: 10.1016/j.csm.2008.03.006. ISSN 02785919. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278591908000288>

JANDA, J. VÁVROVÁ, M. Senzomotorická stimulace, Základy propioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*. 1992, 25, 3, s. 14 - 34. ISSN 0375 - 0922.

KAŇOVSKÝ, P., et al. Spasticita: Mechanismy, diagnostika a léčba. Praha: Maxdorf, 2004. 423 s. ISBN 80-7345-042-9.

KAPTEYN, T. S., et al. Standardization in platform stabilometry being part of posturography. *Agressologie*. 1983, vol. 24, no. 7, s. 321-326.

KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie, Rehabilitace a fyzikální lékařství, 4, 152-164, 2001.

KOLÁŘ, P. Léčebná rehabilitace v ortopedii a traumatologii. In Kolář,P. et al. Rehabilitace v klinické praxi. 2009, Praha: Galén.

KOLÁŘ, P., NECHVÁTALOVÁ, L. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů - diagnostika. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 2006, roč. 13, č. 4, s. 155-170. ISSN 1211-2658

KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře - terapie. Rehabilitace a fyzikální lékařství. Praha: 2007, roč. 14, č. 1, s. 3-17. ISSN 1211-2658

KOLÁŘOVÁ, B. Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi. Ústav fyzioterapie, FZV UP. Olomouc. 2012, 1. vyd. ISBN: 978-80-260-1645-8.

KRÁLÍČEK, P. Úvod do speciální neurofyzologie. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, 2011. ISBN 9788072626182.

KUTÍLEK, P., ŽIŽKA, A. Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky. V Praze: České vysoké učení technické, 2012. ISBN 978-80-01-04993-8.

KUCERA., K., L., MARSHALL, S., W., KIRKENDALL, D., T., MARCHAK, P., M., GARRETT, W., E. Injury history as a risk factor for incident injury in youth soccer. *British Journal of Sports Medicine*. 2005(39), 2005, 462 - 466.

LEVINGER, P., MURLEY, G. S., BARTON, CH. J., COTCHETT, M. P., MCSWEENEY, S. R., MENZ, H. B. A comparison of foot kinematics in people with normal – and flat – arched feet using Oxford Foot Model. *Gait and Posture*, 5, 2001, 1-5.

LEWITOVÁ, C., H. O dospělých nohách. *Umění fyzioterapie, Noha*, 2, 5-8, 2016. ISSN 2464-6784

L'ECUYER, P., SIMARD, R. TestU01. *ACM Transactions on Mathematical Software* [online]. 2007, 33(4), 22 - es [cit. 2019-03-20]. DOI: 10.1145/1268776.1268777. ISSN 00983500. Dostupné z: <http://portal.acm.org/citation.cfm?doid=1268776.1268777>

LINEK, P., SIKORA, D., WOLNY, T., SAULICZ, E. Reliability and number of trials of Y Balance Test in adolescent athletes. *Musculoskeletal Science and Practice* [online]. 2017, 31, 72-75 [cit. 2019-03-20]. DOI: 10.1016/j.msksp.2017.03.011. ISSN 24687812. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2468781217300620>

LUQUE-SILES, C., GALLEGO-IZQUIERDO T., JÍMENEZ-REJANO, J., et al. Reliability and minimal detectable change of three functional tests: forward-lunge, step-up-over and sit-to-stand. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2016, 28(12), 3384-3389 [cit. 2019-03-20]. DOI: 10.1589/jpts.28.3384. ISSN 0915-5287. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/12/28\\_jpts-2016-474/\\_article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/12/28_jpts-2016-474/_article)

PAVLŮ, D, ELIŠKOVÁ, M., ELIŠKA, O. Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody 1: koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi. 1. vyd. Editor Lubomír Houdek. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2002, 239 s. ISBN 80-720-4266-1.

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

PENHAKER, M. Snímače a senzory v biomedicíně. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3104-6.



PALAŠČÁKOVÁ ŠPRINGROVÁ, I. Akrální koaktivační terapie: vycházející ze základních principů metody Roswithy Brunkow. Čelákovice: Rehaspring, 2011. ISBN 978-80-260-0912-2.

RIVA, D., BIANCHI, R., ROCCA, F., MAMO, C. Proprioceptive Training and Injury Prevention in a Professional Men's Basketball Team. *Journal of Strength and Conditioning Research*[online]. 2016, 30(2), 461-475 [cit. 2019-03-20]. DOI: 10.1519/JSC.0000000000001097. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <http://Insights.ovid.com/crossref?an=00124278-201602000-00022>

ŘASOVÁ, Kamila. Fyzioterapie u neurologicky nemocných (se zaměřením na roztroušenou sklerózu mozkomíšní). Praha: Ceros, 2007. ISBN 978-80-239-9300-4.

SIMONDSO, D., BROCK, K., a COTTON, S. Reliability and smallest real difference of the ankle lunge test post ankle fracture. *Manual Therapy* [online]. 2012, 17(1), 34-38 [cit. 2019-03-20]. DOI: 10.1016/j.math.2011.08.004. ISSN 1356689X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1356689X11001470>

TOPPISCHOVÁ, M., ŠNOPLOVÁ, A. Funkce nohy, *Bolest*, 2, 2008. 109-111.

TROJAN, S. Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-7169-257-3.

TROJAN, S. Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1296-2.

TROJAN, S, DRUGA R., PFEIFFER J. Centrální mechanismy řízení motoriky - teorie, poruchy a léčebná rehabilitace. 2. dopl. vyd. Praha: Acicenum, 1991. ISBN 80-201-0054-7

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. Kineziologie nohy. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.

VAŘEKA, I.: Dynamický model „tříbodové“ opory nohy. Pohybový systém, 10, 2003, 3+4, s. 193-198.

VAŘEKA, I.: Pronace/everze v subtalárním kloubu vyvolaná flexí v kolenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci. Rehab. Fyz. lék., roč. 11, 2004, č. 4, s. 163-168.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R.: Klinická typologie nohy. Rehab. fyz. lék., 10, 2003, s. 94 - 102.

VÉLE, F., PAVLŮ, D., ČUMPELÍK, J.: Úvaha nad problémem stability ve fyzioterapii. Rehabil. Fyz. Léč., 2001, č. 3, s. 103-105.

VILIKUS, Z, BRANDEJSKÝ, P a NOVOTNÝ, V. Tělovýchovné lékařství. Praha: Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0821-9.

WOODMAN, O, J. An introduction to inertial navigation. Technical reports published by the University of Cambridge [online]. 2007, (696) [cit. 2019-02-08]. ISSN 1476-2986. Dostupné z: <http://www.cl.cam.ac.uk/techreports/UCAM-CL-TR-696.pdf>

YONG, M., Yun-Seob, L. Effect of ankle proprioceptive exercise on static and dynamic balance in normal adults. Journal of Physical Therapy Science [online]. 2017, 29(2), 242-244 [cit. 2019-03-20]. DOI: 10.1589/jpts.29.242. ISSN 0915-5287. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/29/2/29\\_jpts-2016-740/\\_article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/29/2/29_jpts-2016-740/_article)

ZHENG, H, BLACK, N a HARRIS, N. Position-sensing technologies for movement analysis in stroke rehabilitation. Medical Biological & Engineering & Computing. 2005, vol. 43, s. 413-420.

Internetové zdroje:

Delsys. Trigno Wireless Systems [online]. [cit. 2019-03-07]. Dostupné z: [https://delsys.com/Attachments\\_pdf/download/brochures/trigno-wireless-systems.pdf](https://delsys.com/Attachments_pdf/download/brochures/trigno-wireless-systems.pdf)[https://delsys.com/Attachments\\_pdf/download/brochures/trigno-wireless-systems.pdf](https://delsys.com/Attachments_pdf/download/brochures/trigno-wireless-systems.pdf)

Delsys. Delsys company [online]. [cit. 2019-02-26]. Dostupné z:  
<https://www.delsys.com/company/>

Delsys. Support Trigno IM [online]. [cit. 2019-02-26]. Dostupné z:  
<https://www.delsys.com/support/trigno-im/>

Delsys. Support Trigno Wireless [online]. [cit. 2019-02-26]. Dostupné z:  
<https://www.delsys.com/support/trig>

## SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Informovaný souhlas probandů .....	70
Příloha 2 Informovaný souhlas klubu .....	71
Příloha 3 Popis tréninkových jednotek SMS .....	72
Příloha 4 Výsledky měření.....	72
Příloha 5 Specifikace Acer Aspire V17 Nitro.....	73
Příloha 6 Proband 1 Přenesení váhy vpřed a Výpad vpřed (X, Y, Z).....	74
Příloha 7 Proband 1 Squat a Lunge test (X, Y, Z) .....	74
Příloha 8 Proband 1 Y balance test (X, Y, Z) .....	75
Příloha 9 Proband 2 Přenesení váhy vpřed a Výpad vpřed (X, Y, Z).....	75
Příloha 10 Proband 2 Squat a Lunge test (X, Y, Z) .....	76
Příloha 11 Proband 2 Y balance test (X, Y, Z) .....	76
Příloha 12 Proband 3 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z).....	77
Příloha 13 Proband 3 Squat a lunge test (X, Y, Z) .....	77
Příloha 14 Proband 3 Y balance test (X, Y, Z) .....	78
Příloha 15 Proband 4 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z).....	78
Příloha 16 Proband 4 Squat a lunge test (X, Y, Z) .....	79
Příloha 17 Proband 4 Y balance test (X, Y, Z) .....	79
Příloha 18 Proband 5 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z).....	80
Příloha 19 Proband 5 Squat a lunge test ((X, Y, Z) .....	80
Příloha 20 Proband 5 Y balance test (X, Y, Z) .....	81
Příloha 21 Proband 6 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z).....	81
Příloha 22 Proband 6 Squat a lunge test (X, Y, Z) .....	82
Příloha 23 Proband 6 Y balance test (X, Y, Z) .....	82
Příloha 24 Proband 7 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z).....	83
Příloha 25 Proband 7 Squat a lunge test (X, Y, Z) .....	83
Příloha 26 Proband 7 Y balance test (X, Y, Z) .....	84
Příloha 27 Proband 8 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z).....	84
Příloha 28 Proband 8 Squat a lunge test (X, Y, Z) .....	85
Příloha 29 Proband 8 Y balance test (X, Y, Z) .....	85
Příloha 30 Proband 9 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z).....	86
Příloha 31 Proband 9 Squat a lunge test (X, Y, Z) .....	86
Příloha 32 Proband 9 Y balance test (X, Y, Z) .....	87

Příloha 33 Proband 10 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z).....	87
Příloha 34 Proband 10 Squat a lunge test (X, Y, Z) .....	88
Příloha 35 Proband 10 Y balance test (X, Y, Z) .....	88
Příloha 36 Proband 11 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z).....	89
Příloha 37 Proband 11 Squat a lunge test (X, Y, Z) .....	89
Příloha 38 Proband 11 Y balance test (X, Y, Z) .....	90
Příloha 39 Proband 12 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z).....	90
Příloha 40 Proband 12 Squat a lunge test (X, Y, Z) .....	91
Příloha 41 Proband 12 Y balance test (X, Y, Z) .....	91
Příloha 42 Trigno sensors .....	92

# PŘÍLOHY

*Příloha 1 Informovaný souhlas probandů*

## **INFORMOVANÝ SOUHLAS**

zaznamenaného pro účely výzkumného projektu bakalářské práce

### **Sledování účinků senzomotorické stimulace za využití gyroskopických senzorů**

Výzkum probíhá pro účely zpracování bakalářské práce vedené na Fakultě zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni. Bakalářská práce je psána na oboru fyzioterapie Stanislavem ~~Velikem~~.

Cílem tohoto měření je porovnat stabilitu dolních končetin prostřednictvím gyroskopických senzorů a to ve dvou termínech. Stabilita bude porovnávána před a po edukaci senzomotorické stimulace ve 4 týdenním rozestupu. Předpokládaným výstupem výzkumu jsou data, na základě kterých bude posouzena účinnost senzomotorické stimulace na zlepšení stability dolních končetin u fotbalistů.

Pro účely analýzy nejsou důležité osobní údaje informátorek (jako je například jméno či bydliště). Měření, které budete absolvovat, bude ihned po jeho pořízení anonymizováno. Všechny veřejně přístupné výstupy z výzkumu a jeho analýzy budou citovány anonymně a bude s nimi nakládáno bez vazby na Vaši osobu.

**Podle zákona 101/2000 sbírky o ochraně osobních údajů ve znění pozdějších předpisů uděluji souhlas s účastí v uvedeném výzkumném projektu a s poskytnutím výzkumného materiálu.**

## INFORMOVANÝ SOUHLAS

zaznamenaného pro účely výzkumného projektu bakalářské práce

### **Sledování účinků senzomotorické stimulace za využití gyroskopických senzorů**

Výzkum probíhá pro účely zpracování bakalářské práce vedené na Fakultě zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni. Bakalářská práce je psána na oboru fyzioterapie Stanislavem ~~Velkem~~.

Cílem tohoto měření je porovnat stabilitu dolních končetin prostřednictvím gyroskopických senzorů a to ve dvou termínech. Stabilita bude porovnávána před a po edukaci senzomotorické stimulace ve 4 týdenním rozestupu. Předpokládaným výstupem výzkumu jsou data, na základě kterých bude posouzena účinnost senzomotorické stimulace na zlepšení stability dolních končetin u fotbalistů.

Výzkumné pracoviště: **Sportovní areál SK SENCO DOUBRAVKA**  
Chrástecská 19, 30152 Plzeň Doubravka

Děkuji za pozornost věnovanou těmito informacím a žádám Vás tímto o souhlas k poskytnutí prostorů sportovního areálu pro účely měření k výše popsanému výzkumnému projektu.

Stanislav ~~Velk~~

Podpis: .....

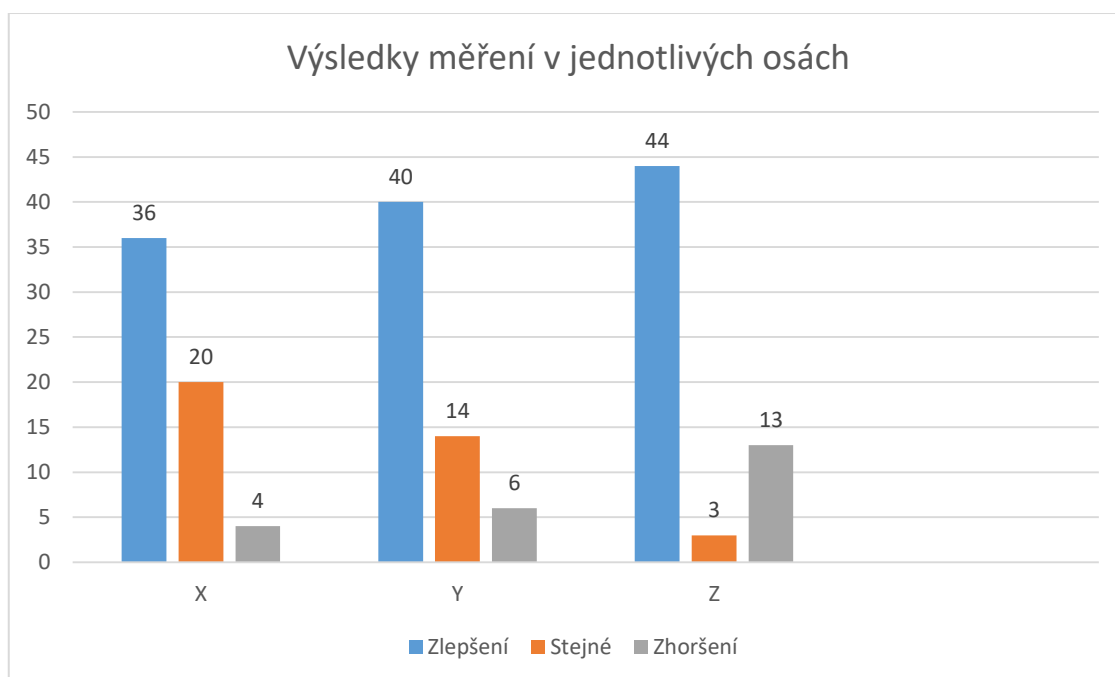
V ..... dne .....

Podpis: .....

Příloha 3 Popis tréninkových jednotek SMS

Popis tréninkových jednotek SMS	
Trénink č. 1	Nácvik malé nohy (sed, stoj), nácvik korigovaného stoje
Trénink č. 2	Nácvik korigovaného stoje s vyřazením zraku, nácvik přenesení váhy
Trénink č. 3	Postrky a vychýlení z korigovaného stoje a jeho modifikací
Trénink č. 4	Nácvik squatu a stoje na jedné noze (+ vyřazení zraku)
Trénink č. 5	Nácvik předního a zadního půlkroku a nácvik výpadu vpřed a vzad
Trénink č. 6	Nácvik korigovaného sedu v sitwallu, squatu s následným výpadem vpřed
Trénink č. 7	Nácvik dualtask - Stoj na jedné noze házení míče ve dvojicích / jeden z dvojice squatuje a zároveň hází míč, druhý provádí lunge s následnou příhrávkou zpět
Trénink č. 8	Nácvik rovnováhy v Y balance testu spojený s tréninkem postřehových schopností

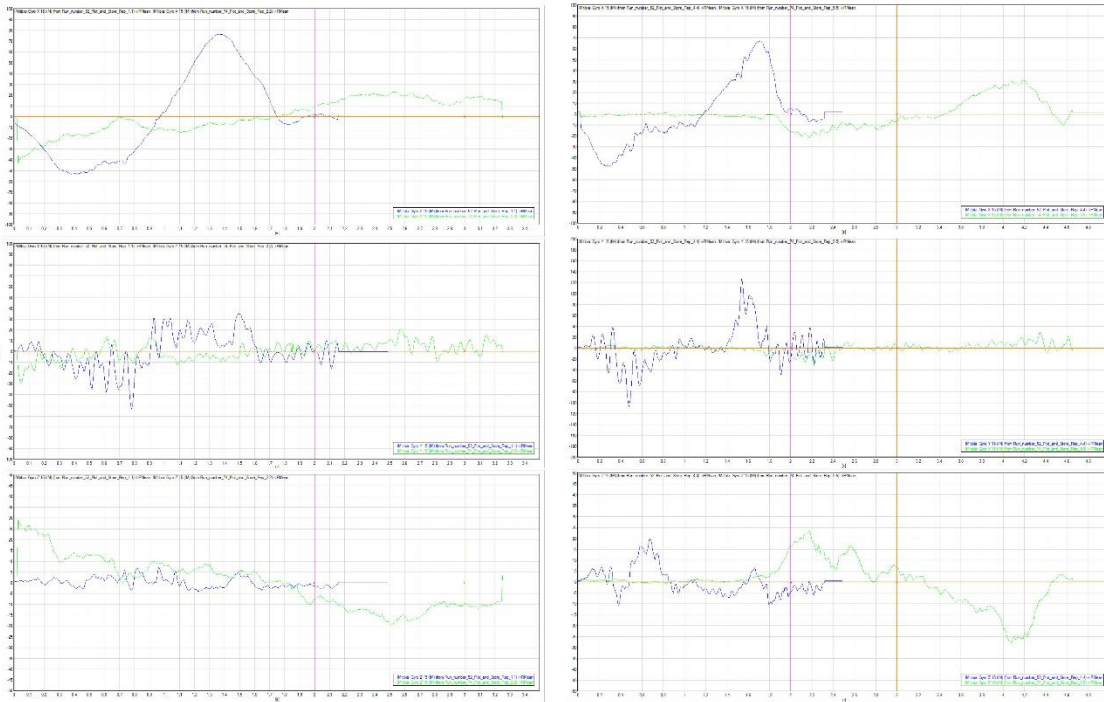
Příloha 4 Výsledky měření



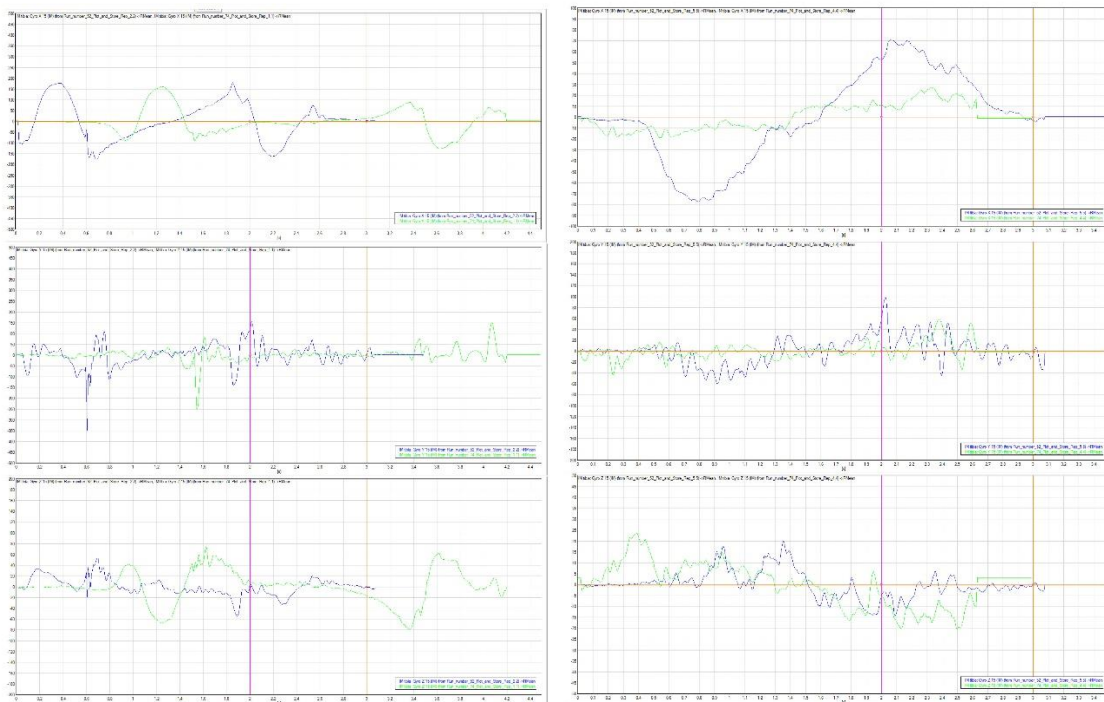


<b>Technická data</b>
Testovaná konfigurace: Acer Aspire V17 Nitro Black Edition III (VN7-793G)
Instalovaný procesor: Intel Core i7-7700HQ (2,80/3,80 GHz, 6 MB L3)
RAM (GB): 16 DDR4-2400 (8+8)
SSD (GB): 256 (INTEL SSDPEKKW256G7, NVMe, M2)
HDD (GB): 1000 (ST1000LM035-1RK172, 5400rpm)
LCD: 17,3" TFT/IPS (matný)
LCD rozlišení: full-HD (1920 x 1080)
Video: NVIDIA GeForce GTX 1060 (6GB, 192bit GDDR5) + Intel 630 (IGP)
Modem: -LAN: 10/100/1000 (Realtek PCIe GBE)
WiFi: Qualcomm Atheros QCA61x4A (ac/a/b/g/n)
Zvuková karta: Realtek HD Audio
Polohovací zařízení: touchpad (precision/ELAN)
Software: Windows 10 Home (64bit)
Baterie/výdrž: Li-Pol 70 Wh / 10h 16min
Rozhraní: 2x audio IN/OUT, SD XC, 2x USB 3.0, 2x USB 2.0, 1x USB-C/Thunderbolt3, HDMI
Rozměry: 423 x 296 x 30,5 mm
Hmotnost (kg): 3,14

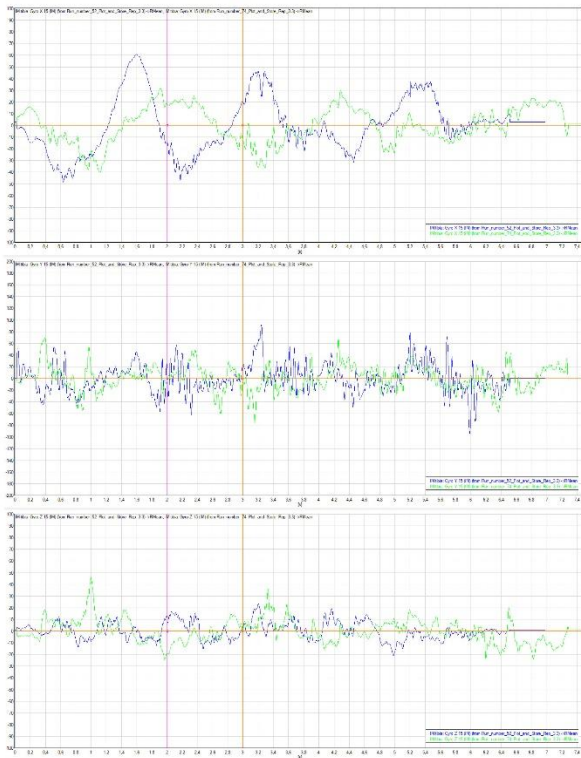
*Příloha 6 Proband 1 Přenesení váhy vpřed a Výpad vpřed (X, Y, Z)*



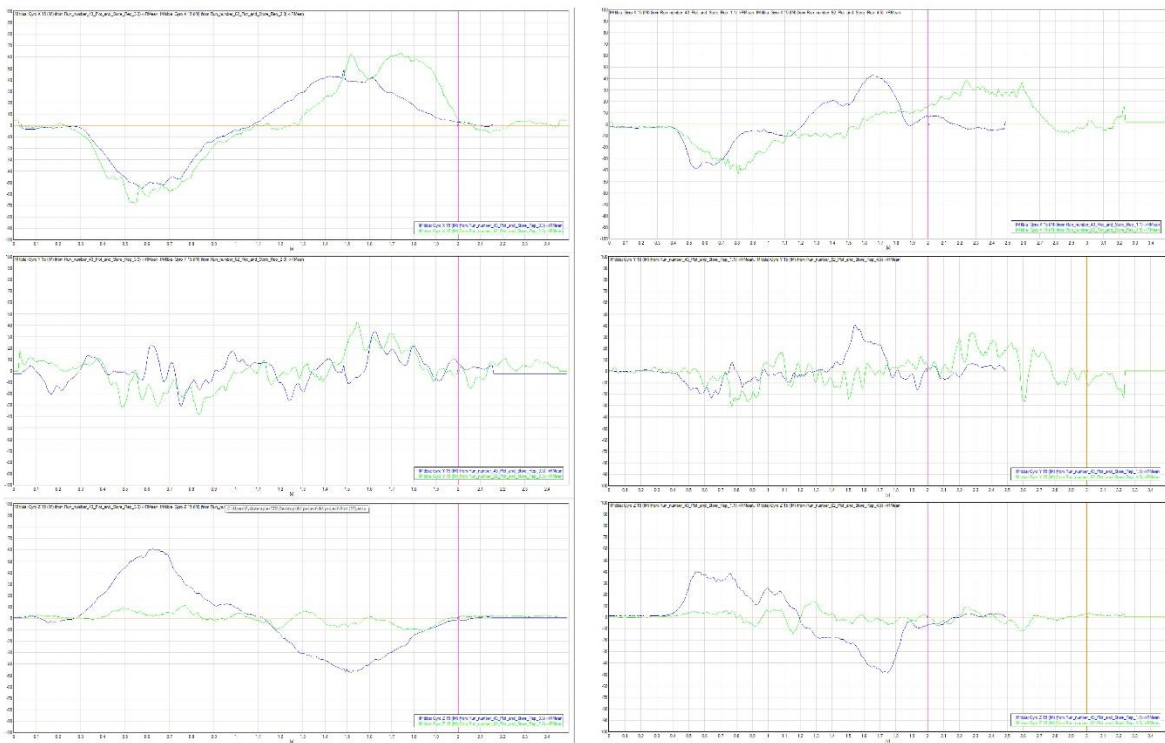
*Příloha 7 Proband 1 Squat a Lunge test (X, Y, Z)*



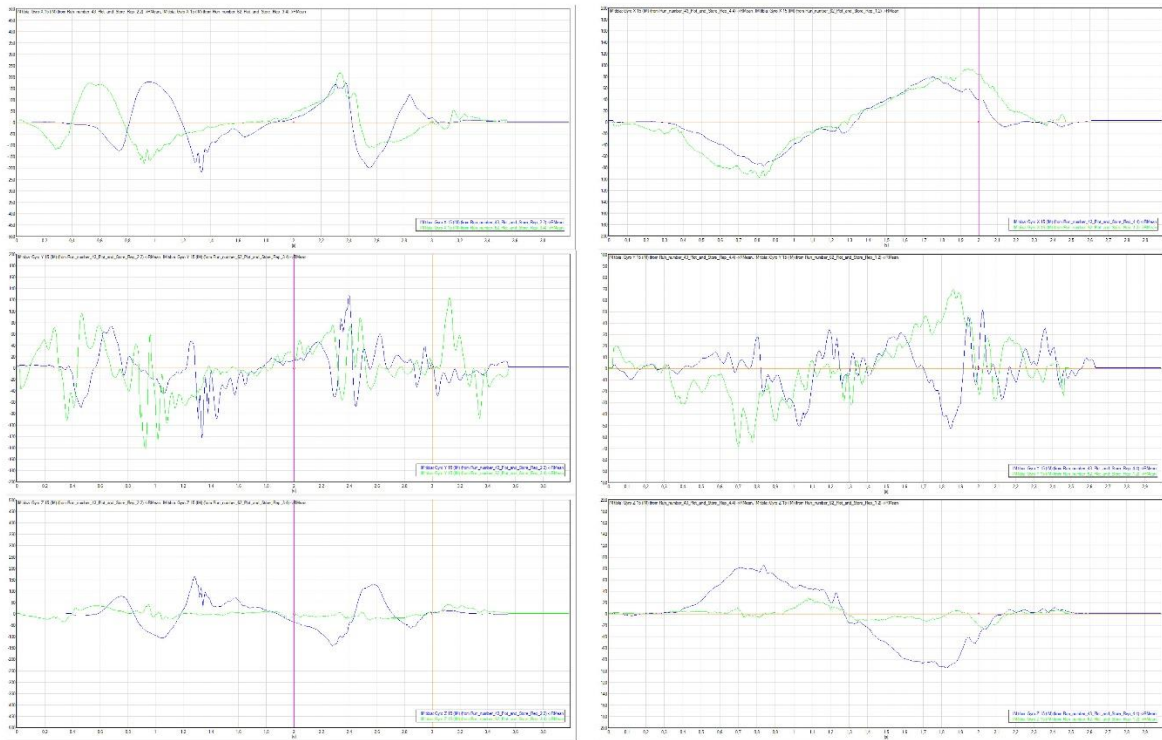
*Příloha 8 Proband 1 Y balance test (X, Y, Z)*



*Příloha 9 Proband 2 Přenesení váhy vpřed a Výpad vpřed (X, Y, Z)*



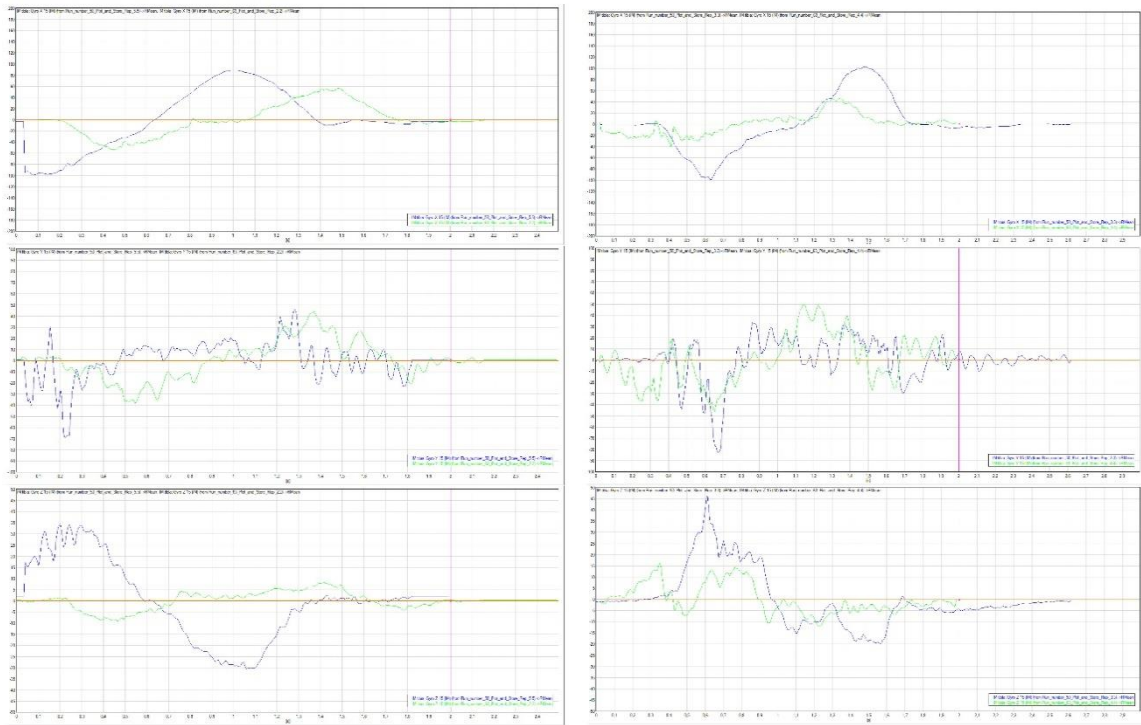
Příloha 10 Proband 2 Squat a Lunge test (X, Y, Z)



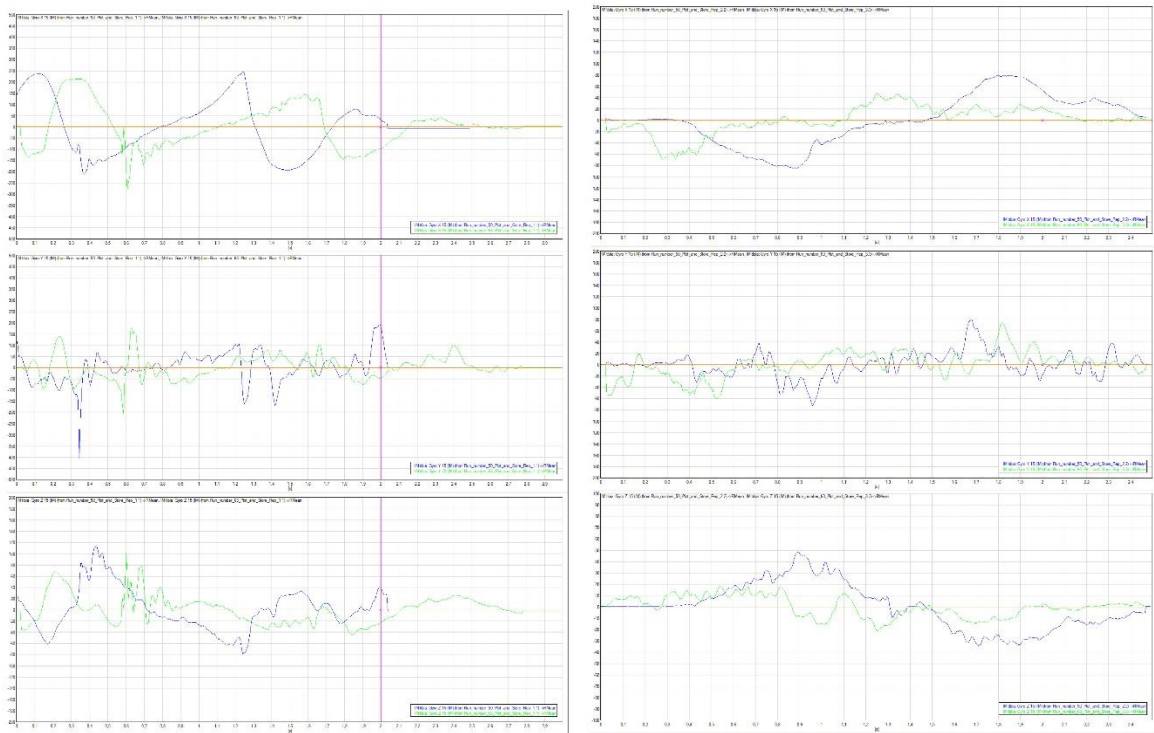
Příloha 11 Proband 2 Y balance test (X, Y, Z)



*Príloha 12 Proband 3 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z)*



*Príloha 13 Proband 3 Squat a lunge test (X, Y, Z)*



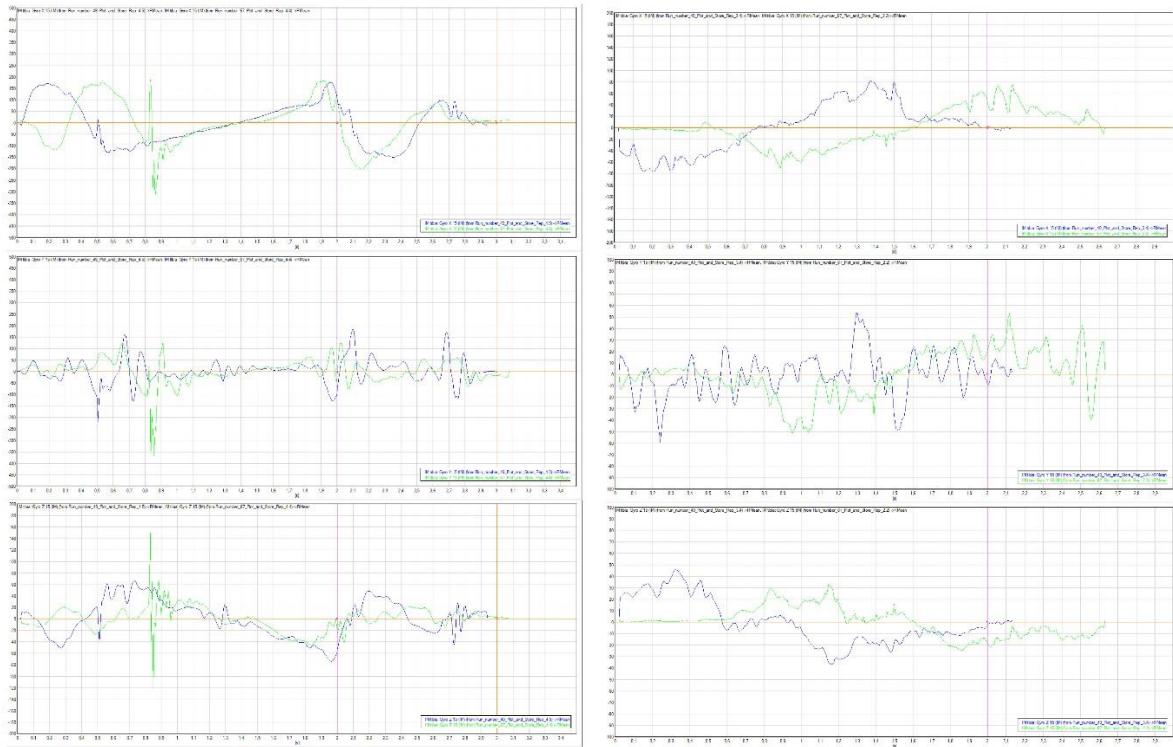
Příloha 14 Proband 3 Y baňance test (X, Y, Z)



Příloha 15 Proband 4 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z)



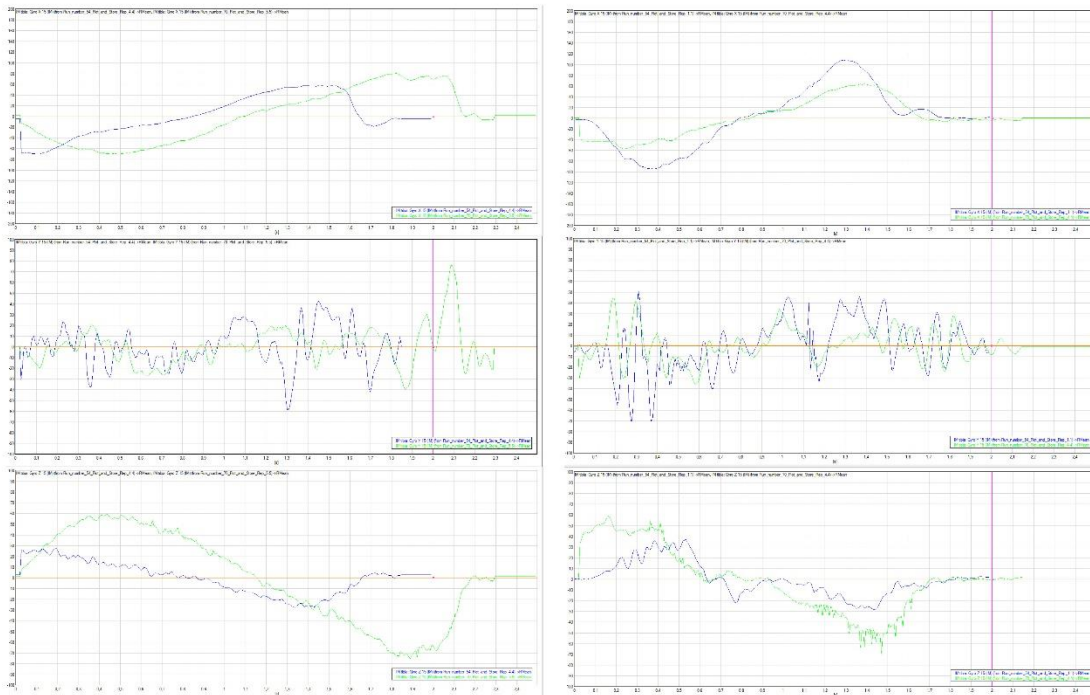
Příloha 16 Proband 4 Squat a lunge test (X, Y, Z)



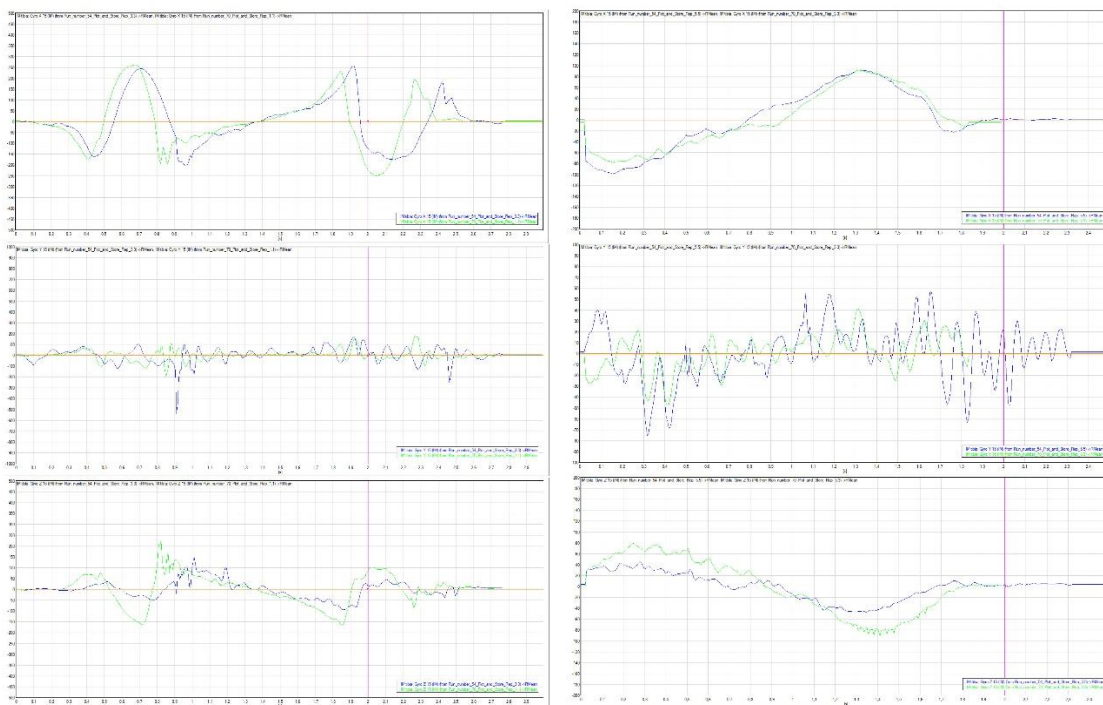
Příloha 17 Proband 4 Y balance test (X, Y, Z)



*Příloha 18 Proband 5 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z)*



*Příloha 19 Proband 5 Squat a lunge test ((X, Y, Z)*

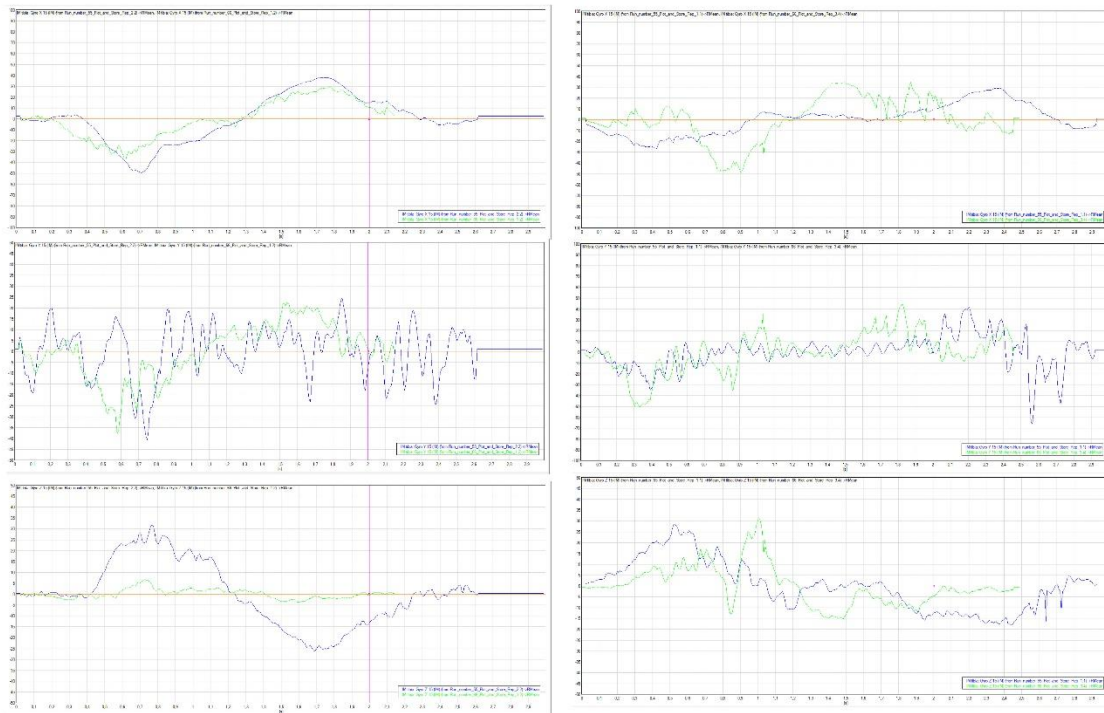




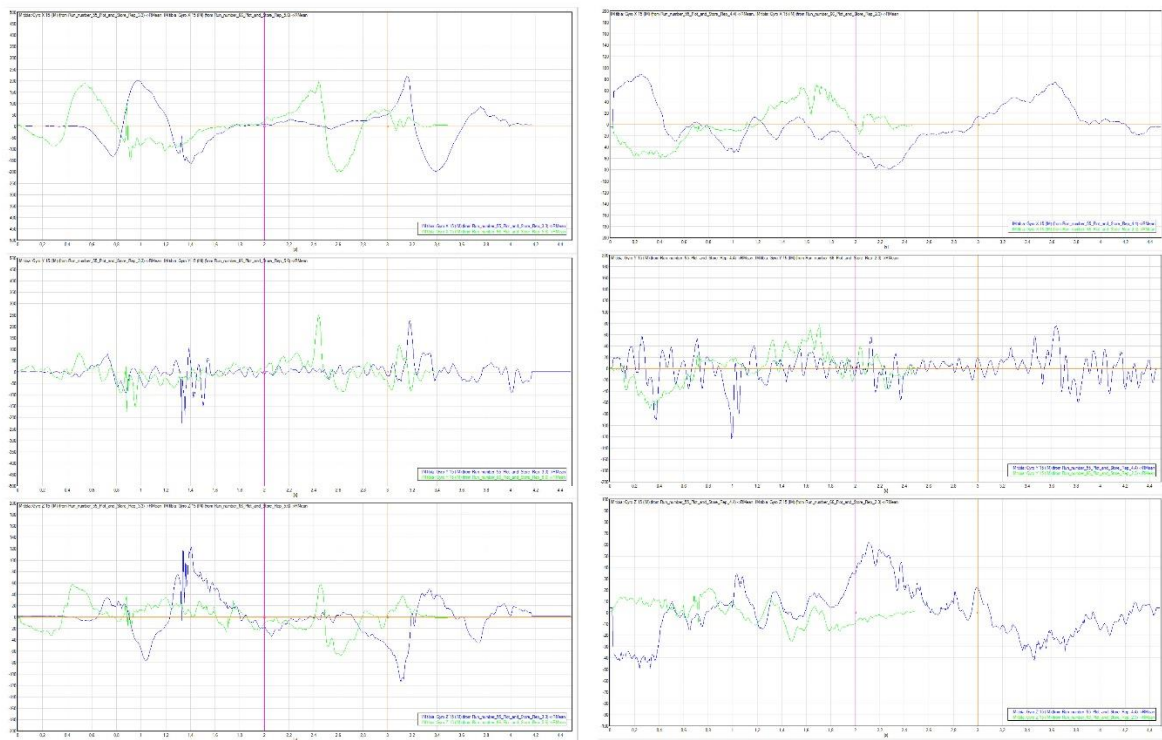
*Příloha 20 Proband 5 Y balance test (X, Y, Z)*



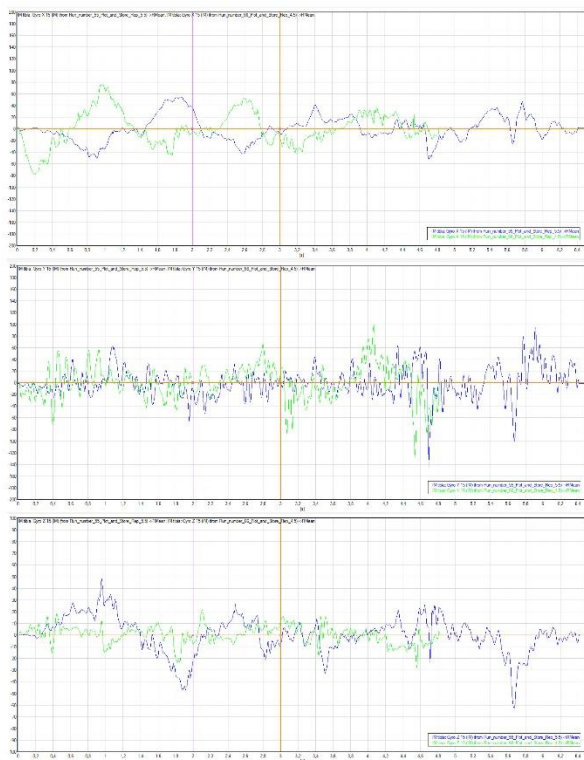
*Příloha 21 Proband 6 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z)*



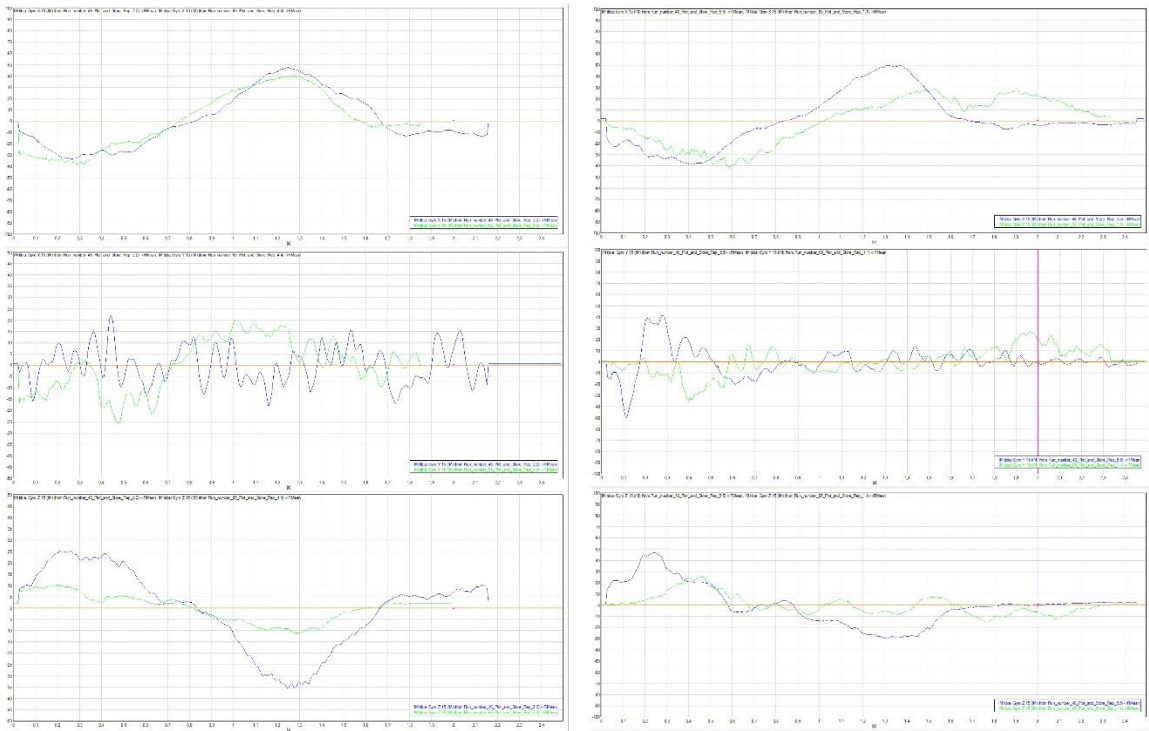
Příloha 22 Proband 6 Squat a lunge test (X, Y, Z)



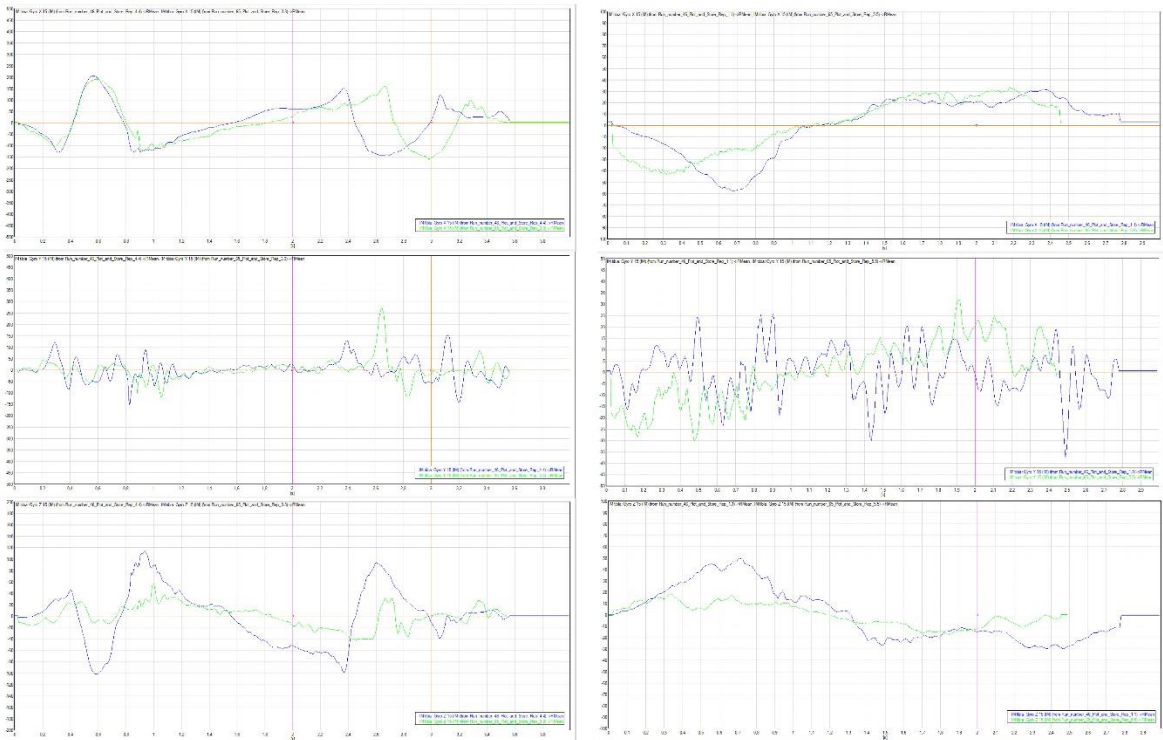
Příloha 23 Proband 6 Y balance test (X, Y, Z)



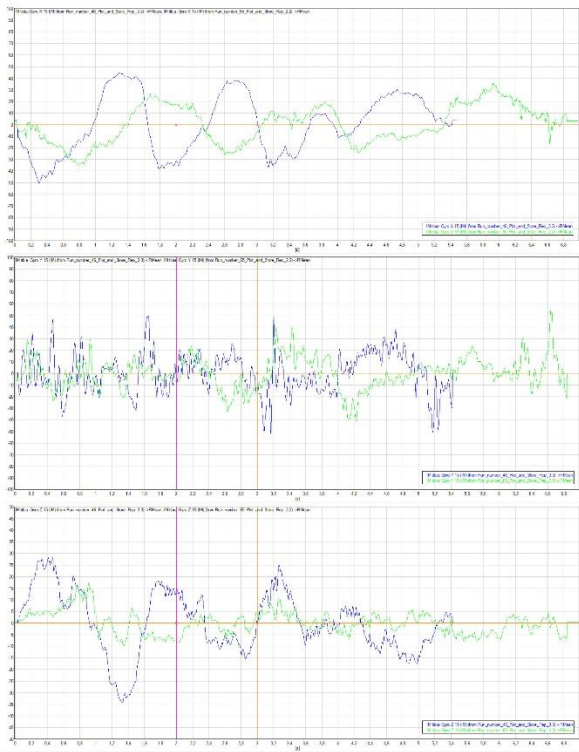
*Příloha 24 Proband 7 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z)*



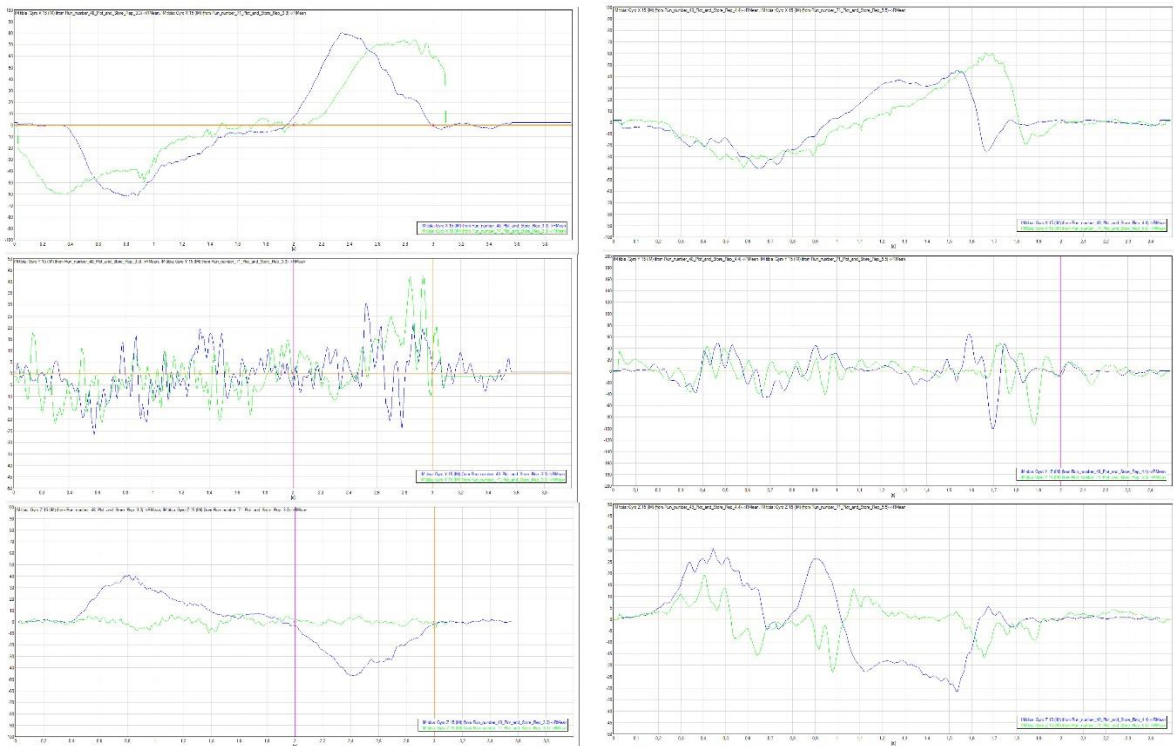
*Příloha 25 Proband 7 Squat a lunge test (X, Y, Z)*



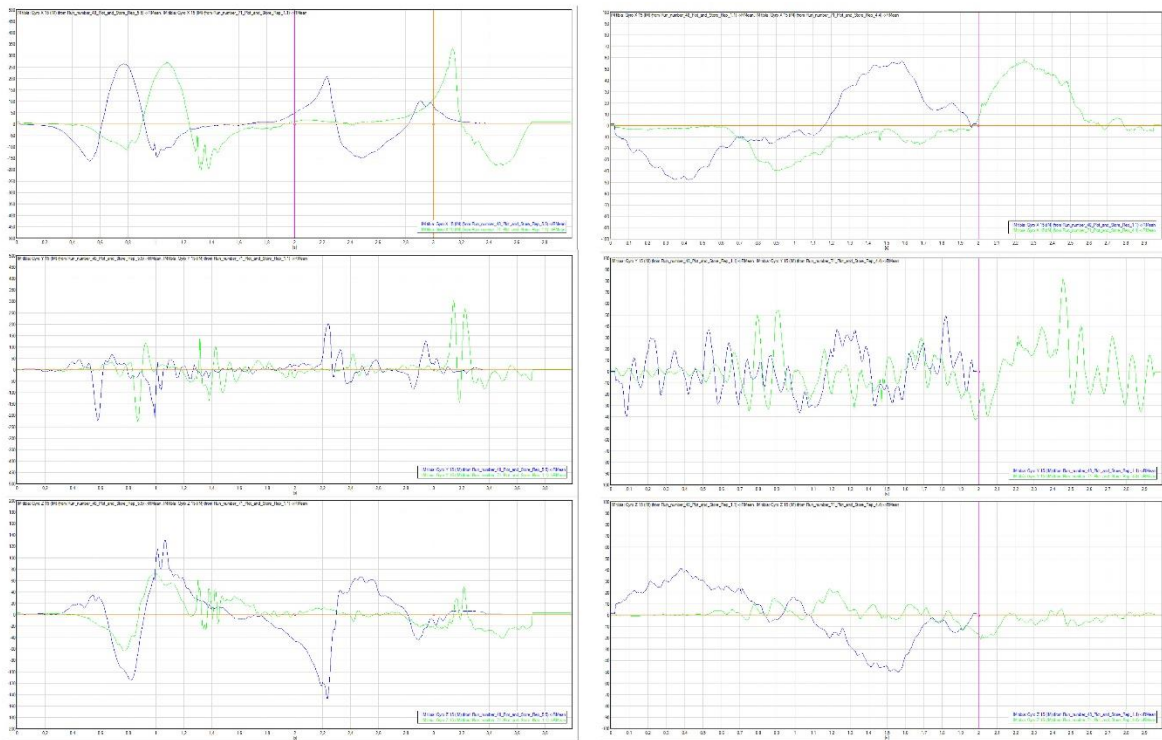
Příloha 26 Proband 7 Y balance test (X, Y, Z)



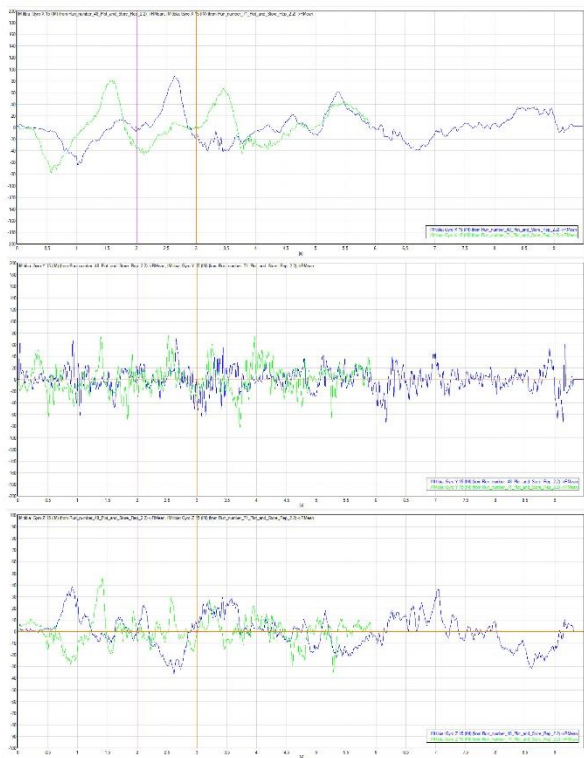
Příloha 27 Proband 8 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z)



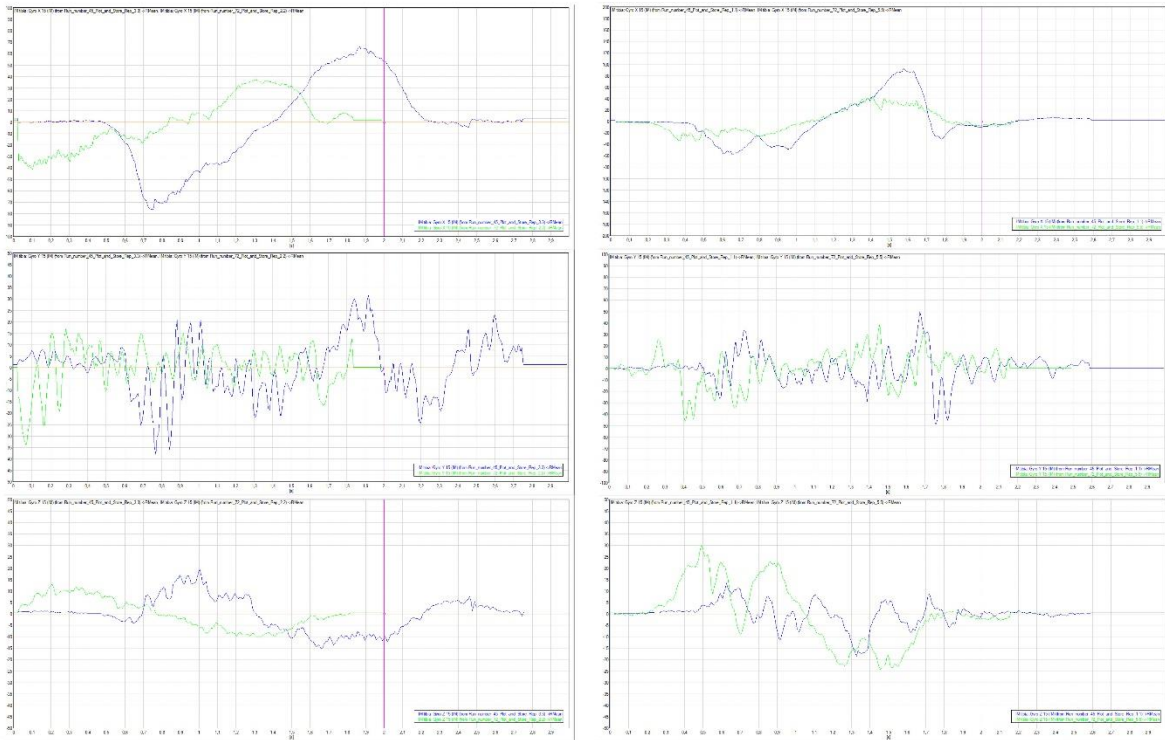
Příloha 28 Proband 8 Squat a lunge test (X, Y, Z)



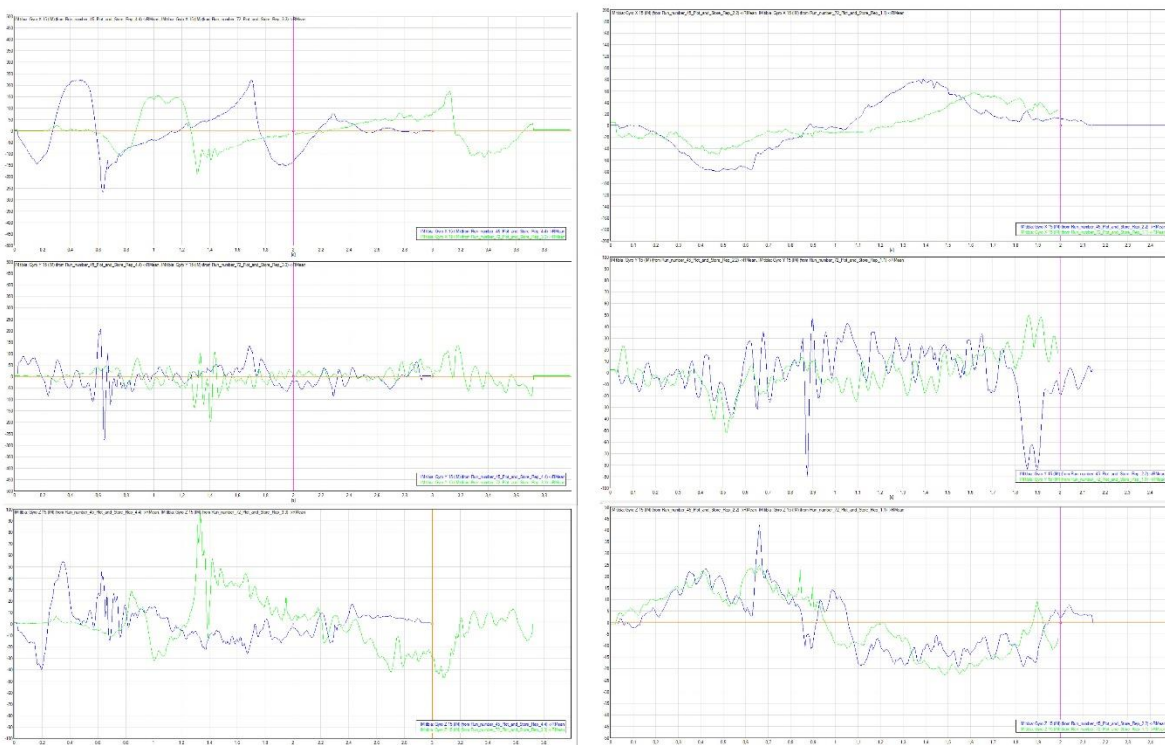
Příloha 29 Proband 8 Y balance test (X, Y, Z)



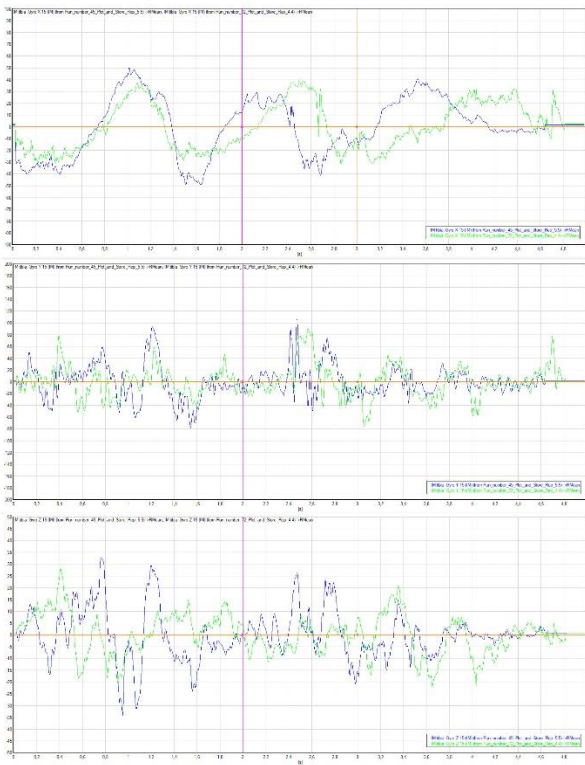
*Příloha 30 Proband 9 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z)*



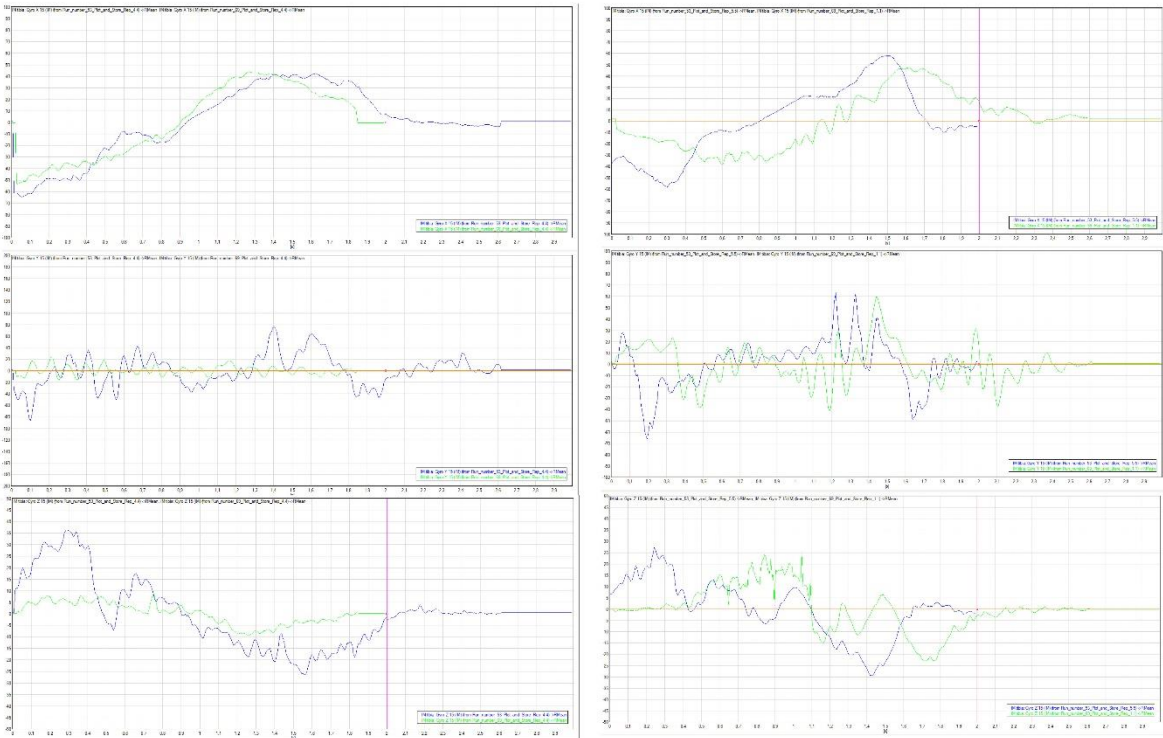
*Příloha 31 Proband 9 Squat a lunge test (X, Y, Z)*



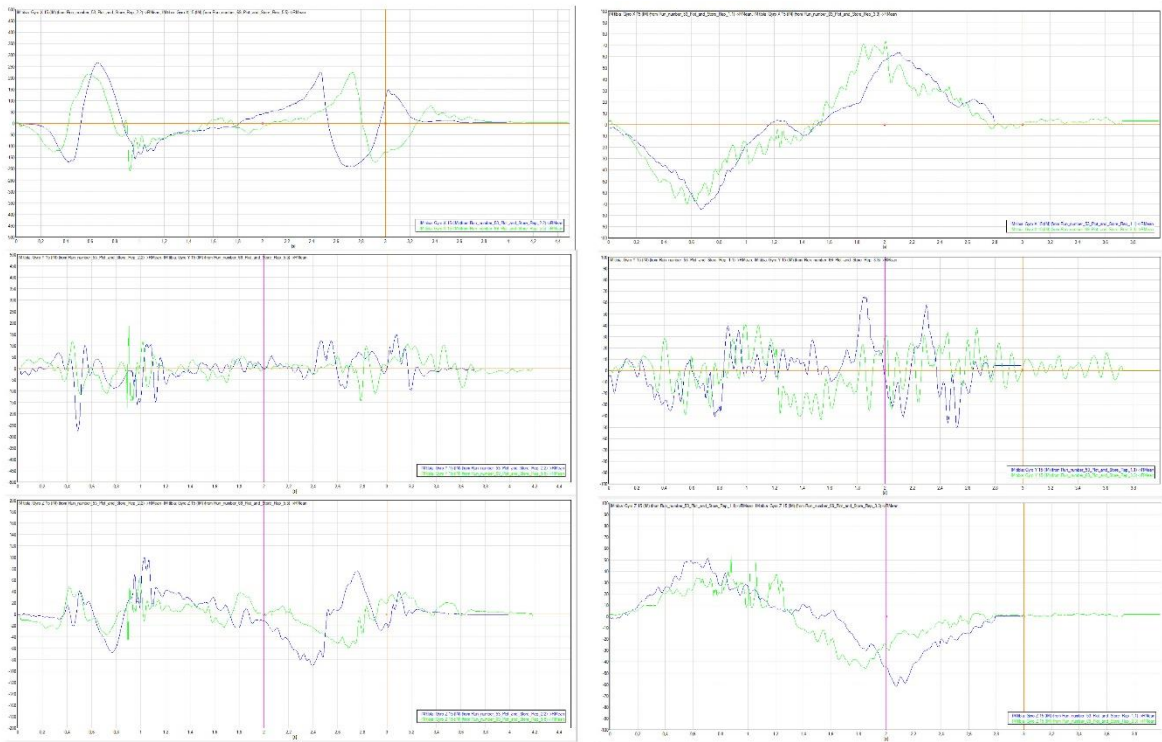
Příloha 32 Proband 9 Y balance test (X, Y, Z)



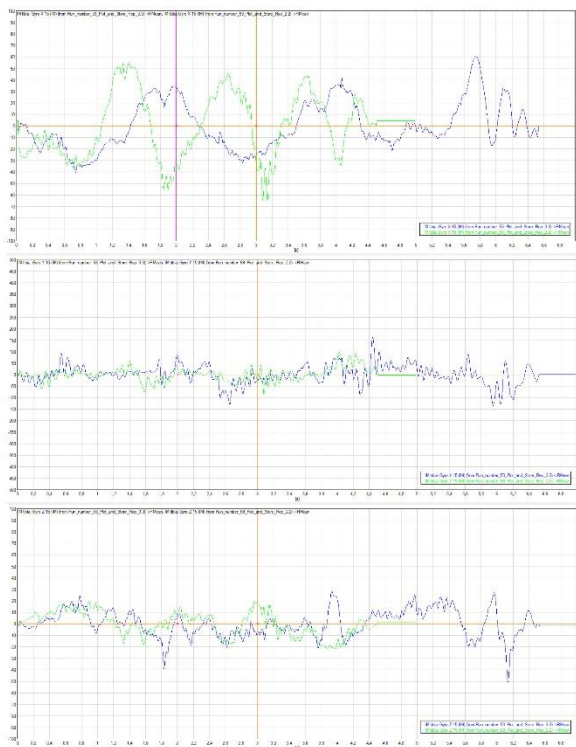
Příloha 33 Proband 10 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z)



*Příloha 34 Proband 10 Squat a lunge test (X, Y, Z)*

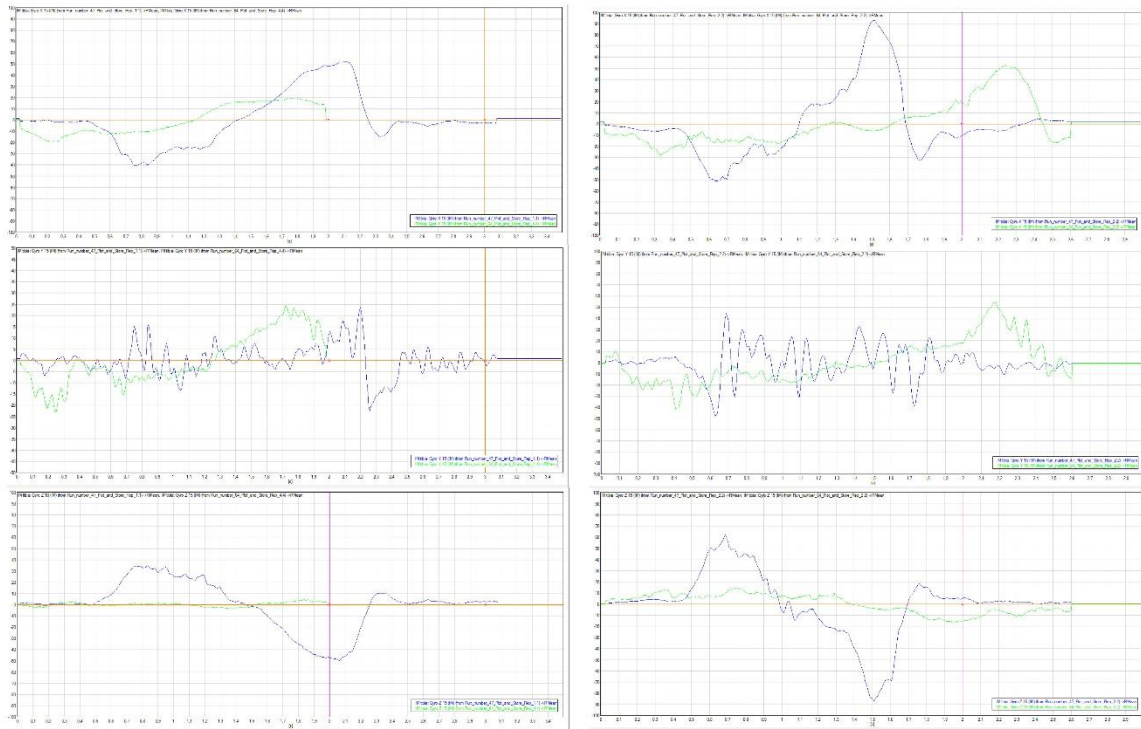


*Příloha 35 Proband 10 Y balance test (X, Y, Z)*

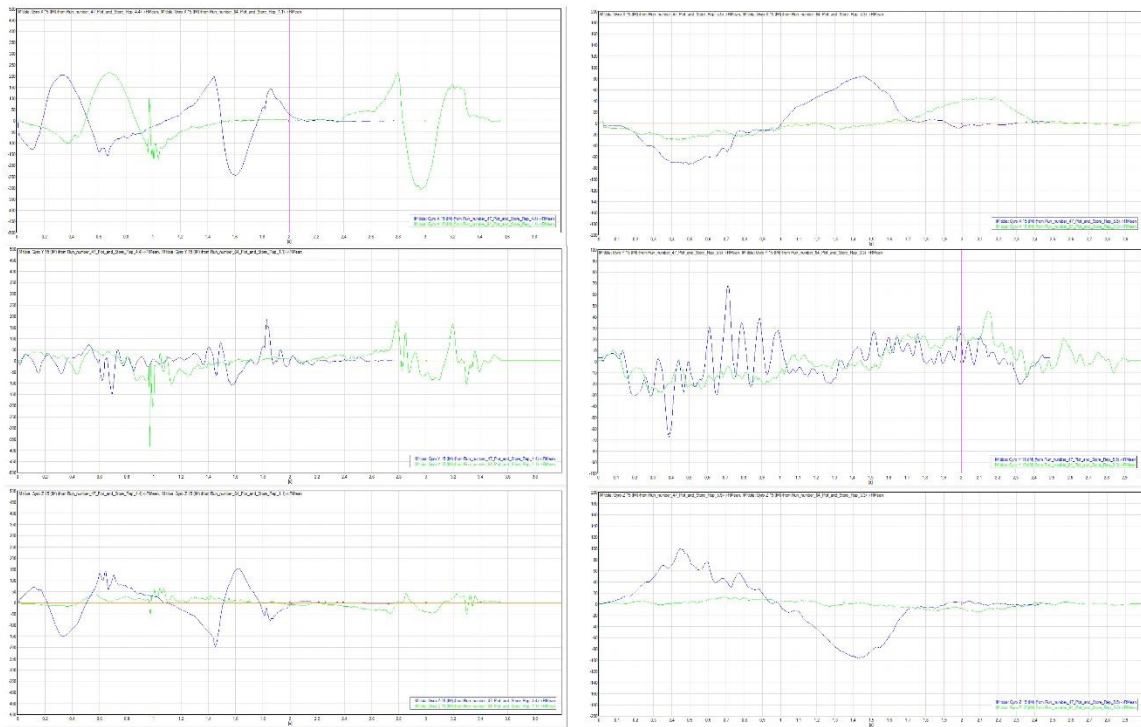




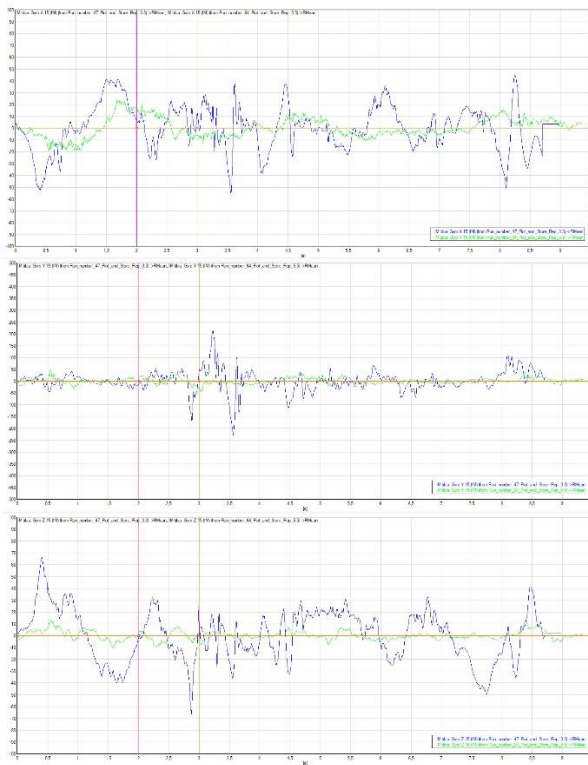
Příloha 36 Proband 11 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z)



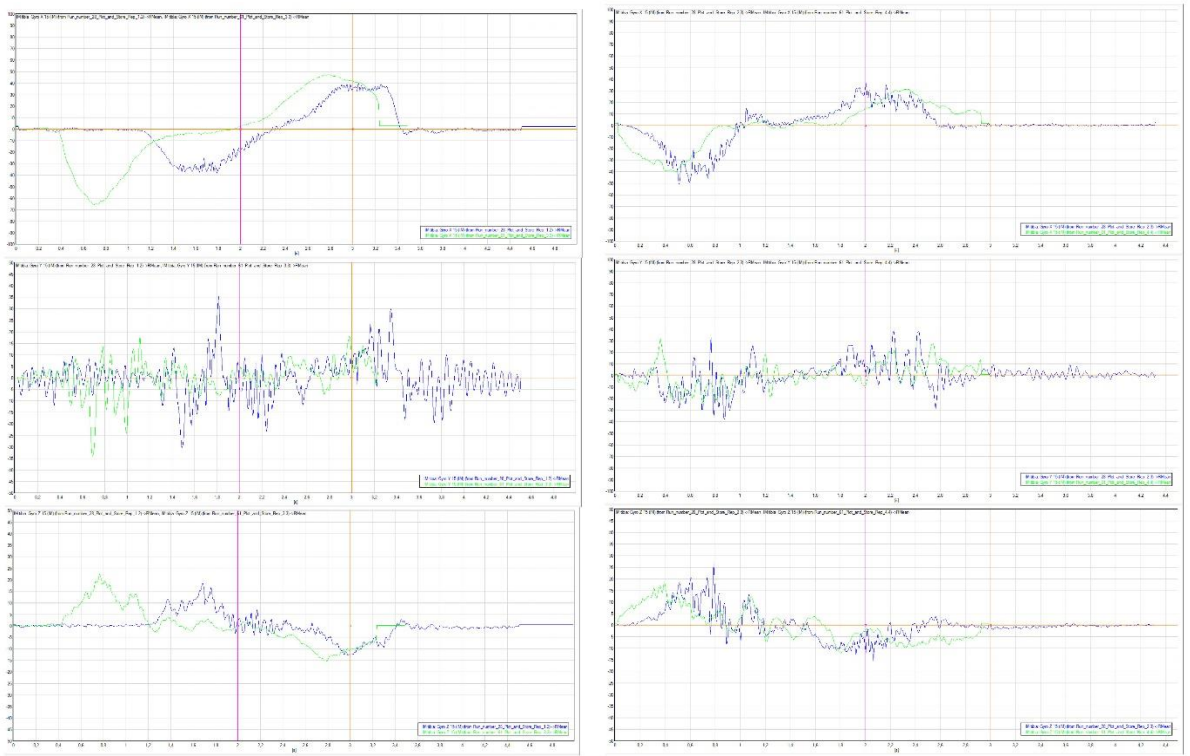
Příloha 37 Proband 11 Squat a lunge test (X, Y, Z)



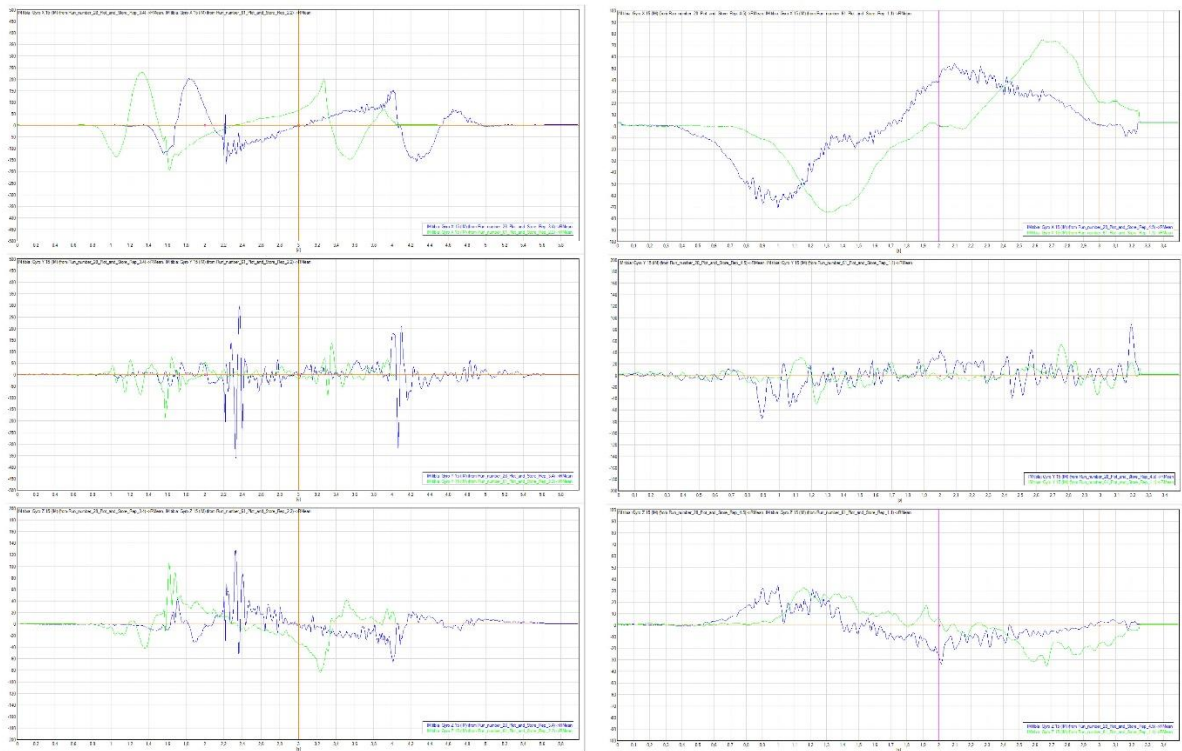
Příloha 38 Proband 11 Y balance test (X, Y, Z)



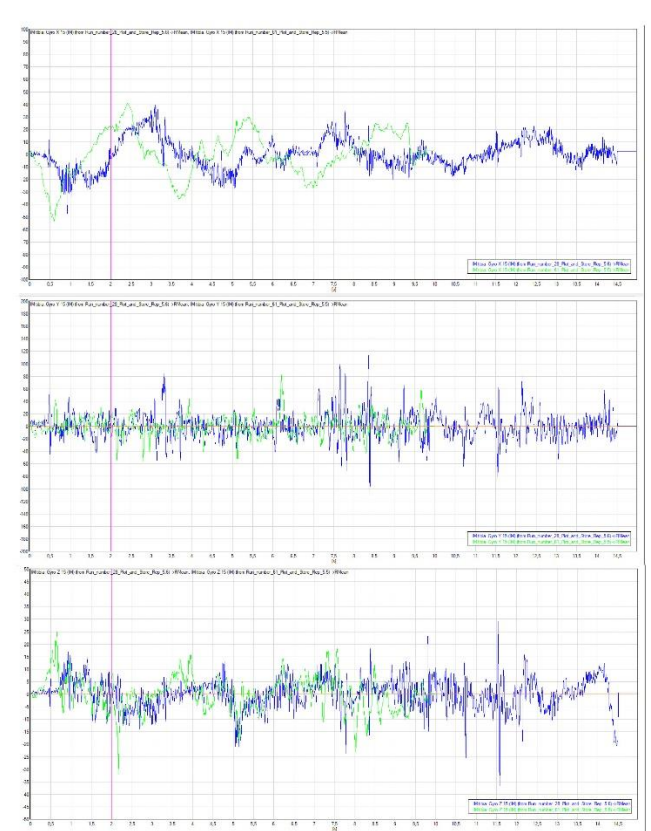
Příloha 39 Proband 12 Přenesení váhy vpřed a výpad vpřed (X, Y, Z)



Příloha 40 Proband 12 Squat a lunge test (X, Y, Z)



Příloha 41 Proband 12 Y balance test (X, Y, Z)



# Trigno™ Sensors

## Stability & Reliability in a World of Constant Change

### SDK CONNECTION

Integrated Lab Systems	Motion Capture	Kinematic Feedback
LabChart CED Spike LabView MatLab	CodaMotion Contemphas Vicon Qualisys Motion Analysis The MotionMonitor OptiTrack Simi	The MotionMonitor Simi

### ANALOG CONNECTION

Analog Data Acquisition
National Instruments MatLab PowerLab Force Plate

### TRIGGER CONNECTION

Independent Lab Systems
BioPac LabView MatLab TekScan

\* Additional devices and software may be supported. For full details, please contact support@delsys.com.

23 STRATHMORE ROAD  
NATICK, MA 01760 - USA

DIRECT 508.545.8200  
FAX 508.875.4551

delsys@delsys.com  
WWW.DELSYS.COM

Zdroj: Delsys, 2019

Kromě poslední přílohy 42 jsou všechny přílohy z vlastních zdrojů.