

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Tereza Hejdová

**Objektivizace efektu Dynamické Neuromuskulární Stabilizace
na opěrnou funkci nohy pomocí přístroje Senno Gait**

Diplomová práce

Praha 2019

Autor práce: Bc. Tereza Hejdová

Vedoucí práce: Doc. MUDr. Alena Kobesová Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Pavel Davídek Ph.D.

Datum obhajoby: 2019

Bibliografický záznam

HEJDOVÁ, Tereza. *Objektivizace efektu Dynamické Neuromuskulární Stabilizace na opěrnou funkci nohy pomocí přístroje Senno Gait*. Praha: 2019, 75s. Diplomová práce. Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství. Vedoucí diplomové práce Doc. MUDr. Alena Kobesová Ph.D.

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá objektivizací okamžitého efektu jedné terapeutické jednotky podle konceptu Dynamické Neuromuskulární Stabilizace (DNS) na opěrnou funkci nohy. Cílem experimentu bylo ověřit, zda jedna DNS terapeutická jednotka ovlivní stanovené parametry. Očekávaným efektem byla zejména optimalizace dynamického zatížení plosky nohy a dosažení větší stability opory ve vybraných parametrech krokového cyklu.

Metodika: Studie se zúčastnila asymptomatická skupina 30 probandů ve věku 24–36 let, z nichž bylo 10 mužů a 20 žen. Patnáct probandů bylo náhodně zařazeno do skupiny experimentální a patnáct do skupiny kontrolní. Jedinci zařazení do experimentální skupiny byli změřeni před a po jedné čtyřicetiminutové terapeutické jednotce vycházející z konceptu DNS. Kontrolní skupina rovněž podstoupila dvě měření se stejným časovým odstupem, mezi nimiž však terapeutická jednotka neprobíhala. K měření byl využit přístroj Senno Gait, který obsahuje stélky do bot s pohybovými senzory. Sběr dat je odečítán ve vzorkovací frekvenci 100 Hz po dobu 1 minuty při chůzi vlastní běžnou rychlostí.

Výsledky: Oproti vstupnímu vyšetření došlo po DNS terapii u experimentální skupiny k signifikantnímu zkrácení stojné fáze na levé dolní končetině ($p=0,003$) a na pravé dolní končetině ($p=0,034$) při nezměněné rychlosti chůze. Při porovnání mezi skupiny tyto změny nebyly statisticky významné (LDK $p=0,5329$; PDK $p=0,5876$). V procentuálním rozložení částí stojné fáze (dopad, střední stojná fáze a odraz) nedošlo k signifikantní změně a statisticky se neprokázala ani optimalizace pohybu nohy ve třech rovinách. Statisticky významnou změnou bylo zvýšení indexu stability pro levou dolní končetinu ($p=0,024$), pro pravou dolní končetinu byla změna nesignifikantní ($p=0,1548$). Při porovnání s kontrolní skupinou nebyla změna pro levou dolní končetinu signifikantní ($p=0,0580$).

Závěr: V porovnání experimentální skupiny probandů s kontrolní skupinou nedošlo po jedné terapeutické jednotce DNS k žádným signifikantním změnám krokového cyklu.

Abstract:

The thesis evaluates the immediate effect of one therapeutic unit that using Dynamic Neuromuscular Stabilization (DNS) on the foot support function. The aim of the experiment was to verify effect of a single DNS therapeutic unit would to the determined parameters. The main expected effect was the optimization of the dynamic function of the foot and achieving better stability during the stance phase of a gait cycle.

Methods: For the study, the asymptomatic group of 30 probands aged 24–36 years, 10 men and 20 women was selected. Fifteen probands were randomly divided to two groups - fifteen experimental group and fifteen to the control group. Subjects enrolled in the experimental group were measured before and after one forty minute therapeutic unit of DNS concept. The control group underwent two measurements at the same time interval, but without the therapeutic unit. The Senno Gait instrument was used for measuring. It contains insoles with motion sensors. It collects the data at a 100 Hz sampling rate for 1 minute while walking at its own normal speed.

Results: Compared to initial examination, the significant shortening of the standing phase in the left lower limb ($p = 0.003$) and in the right lower limb ($p = 0.034$) was observed. The gait rate was unchanged after the DNS therapy in the experimental group. No significant changes were observed between experimental and control (left $p = 0.5329$; right $p = 0.5876$). There was also no significant change in the percentage distribution of the stance phase (impact, middle standing phase, and push off). In addition, no deviations were detected at optimization of foot movement in three planes. Stability index was statistically increased for the left lower limb ($p = 0.024$), but not for the right ($p = 0.1548$). Compared to the control group, the change for the left lower limb was not significant ($p = 0.0580$).

Conclusion: We did not observed any significant changes in the gait cycle after one therapeutic unit of DNS between the experimental and control group.

Klíčová slova

Dynamická Neuromuskulární Stabilizace, Senno Gait, analýza chůze, krokový cyklus, opěrná funkce nohy, posturální stabilizace

Keywords

Dynamic Neuromuscular Stabilization, Senno Gait, gait analysis, step cycle, support foot function, postural stabilization

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením doc. MUDr. Aleny Kobesové Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 12. 8. 2019

Bc. Tereza Hejdová

Poděkování

V první řadě velice děkuji doc. MUDr. Aleně Kobesové Ph.D za cenné a konstruktivní připomínky a za skvělou komunikaci během vedení této diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Karolíně Ptákové za pomoc při tvorbě DNS terapeutické jednotky a supervizi během prvních měření. V neposlední řadě mé poděkování patří RNDr. Václavu Čapkovi, Ph.D. za četné metodologické konzultace a za pomoc se statistickým zpracováním dat. Na závěr děkuji všem, kteří mě během studia podporovali.

Obsah

SEZNAM ZKRATEK.....	8
ÚVOD.....	10
1 TEORETICKÁ VÝCHODISKA	11
1.1 POSTURÁLNÍ SYSTÉM	11
1.1.1 <i>Posturální stabilizace</i>	11
1.1.2 <i>Centrované postavení kloubu</i>	12
1.2 STABILIZACE DOLNÍCH KONČETIN	13
1.2.1 <i>Pánev</i>	13
1.2.2 <i>Kyčelní kloub</i>	14
1.2.3 <i>Kolenní kloub</i>	16
1.2.4 <i>Noha</i>	18
1.3 CHŮZE.....	22
1.3.1 <i>Krokový cyklus</i>	22
1.3.2 <i>Noha během chůze</i>	24
1.3.3 <i>Parametry chůze</i>	27
1.4 DYNAMICKÁ NEUROMUSKULÁRNÍ STABILIZACE.....	28
1.4.1 <i>Základ diagnostiky a terapie</i>	28
1.5 PŘÍSTROJ SENNO GAIT	30
1.5.1 <i>Popis komponentů</i>	30
1.5.2 <i>Měření a vyhodnocení parametrů</i>	31
1.5.3 <i>Výhody, limity a možné využití Senno Gait systému</i>	32
2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY.....	35
2.1 CÍLE	35
2.2 HYPOTÉZY.....	35
2.2.1 <i>Časové rozložení v krokovém cyklu</i>	35
2.2.2 <i>Porovnání ve třech rovinách</i>	35
2.2.3 <i>Stabilita</i>	35
3 METODIKA	36
3.1 CHARAKTERISTIKA SOUBORU.....	36
3.2 MĚŘENÍ.....	37

3.3	TERAPEUTICKÁ JEDNOTKA DLE DNS	37
3.3.1	<i>Pozice 3. měsíce na zádech s podložení DKK</i>	38
3.3.2	<i>Tripod</i>	39
3.3.3	<i>Pozice medvěda</i>	40
3.3.4	<i>Squat</i>	41
3.4	SLEDOVANÉ PARAMETRY	42
3.5	STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT	44
4	VÝSLEDKY	45
4.1	VÝSLEDKY ČASOVÉ ROZLOŽENÍ V KROKOVÉM CYKLU	45
4.1.1	<i>Analýza změny u experimentální skupiny</i>	45
4.1.2	<i>Porovnání mezi skupinami</i>	47
4.2	POROVNÁNÍ VE TŘECH ROVINÁCH	49
4.2.1	<i>Analýza změn u experimentální skupiny</i>	49
4.2.2	<i>Porovnání mezi skupinami</i>	50
4.3	STABILITA	51
4.3.1	<i>Analýza změn u experimentální skupiny</i>	51
4.3.2	<i>Porovnání mezi skupinami</i>	52
5	DISKUZE	53
5.1	DISKUZE K TEORETICKÉ ČÁSTI	53
5.2	DISKUZE K PRAKTICKÉ ČÁSTI.....	54
5.3	LIMITY STUDIE	59
	ZÁVĚR	60
	REFERENČNÍ SEZNAM	61
	SEZNAM OBRÁZKŮ	69
	SEZNAM GRAFŮ	70
	SEZNAM TABULEK	71
	SEZNAM PŘÍLOH	72

SEZNAM ZKRATEK

BMI – body mass index, index tělesné hmotnosti

COG – center of gravity, průmět těžiště těla do roviny opěrné báze

COM – center of mass, těžiště

COP – center of pressure, působiště reakční síly

CG – control group, kontrolní skupina

CNS – centrální nervová soustava

Exp – experimental group, experimentální skupina

DNS – Dynamická Neuromuskulární Stabilizace

DK – dolní končetina

HA – alternativní hypotéza

HK – horní končetina

LBP - low back pain, bolest dolní části zad

LDK – levá dolní končetina

PDK – pravá dolní končetina

SD – směrodatná odchylka

m./mm. – musculus/musculi, sval/svaly

ÚVOD

Opěrná funkce nohy je základem pro chůzi, která je základním lokomočním stereotypem člověka. Chůze je silně zafixovaným stereotypem, který denně upevňujeme. Zdravotní kritérium dle Světové zdravotnické organizace (WHO, 2008) doporučuje denní limit ujít alespoň 10 000 kroků. Je nasnadě, že i drobná změna funkce, jež se během každého krokového cyklu (tedy i deset tisíckrát či vícekrát denně) zopakuje, může výrazně ovlivnit celý organismus, který pro plnění motorických funkcí vždy reaguje jako celek. Takovou reakci lze předpokládat i v opačném směru – změna z centra může ovlivnit funkci na periférii.

Změny ve stereotypu se mohou stát etiopatogenetickým faktorem vzniku funkčních a po určité době i strukturálních poruch. Ve fyzioterapii se často snažíme tyto nefyziologické či náhradní stereotypy změnit. V takovém případě je potřeba pracovat na úrovni řízení centrální nervové soustavy, která daný program spouští. Pro aktivaci fyziologické stabilizační funkce nohy během opěrné fáze chůze, byl v této diplomové práci zvolen koncept Dynamické Neuromuskulární Stabilizace (DNS).

Teoretická část práce je věnována shrnutí základních principů posturální stabilizace a segmentální stabilizace na úrovni dolních končetin. Shrnuje poznatky o krokovém cyklu a základní biomechanické prvky chůze zejména na úrovni hlezna a nohy. Krátce se zmiňuje o konceptu DNS a popisuje postup a možnosti měření parametrů chůze a opěrné funkce nohy pomocí přístroje Senno Gait, který byl nově uveden na trh. Jedním z cílů práce bylo vyzkoušet nový přístroj v praxi a poskytnout zprávu o možnostech jeho využití.

Výzkumná část práce byla provedena na asymptomatické skupině 30 probandů. Patnáct probandů bylo náhodně zařazeno do skupiny experimentální a patnáct do skupiny kontrolní. Cílem experimentu bylo ověřit, zda jedna DNS terapeutická jednotka ovlivní stanovené parametry (měřené přístrojem Senno Gait). Očekávaným efektem DNS byla zejména optimalizace dynamického zatížení plosky nohy a dosažení větší stability opory ve vybraných parametrech krokového cyklu.

1 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

1.1 Posturální systém

Posturálním systémem lze nazvat všechny mechanismy zasahující do řízení a regulace postury, posturální kontroly, rovnováhy a posturální stabilizace. Jedná se o vysoce specializovaný a složitý mechanismus, který se skládá z několika dílčích systémů, podsystémů a funkčních jednotek, které se podílí na řízení a udržování posturální stability a vzpřímené pozice těla (Toupet et al., 1994). Na zajišťování posturální stability se podílí složka senzorická, která je zajišťována především zrakem, vestibulárním systémem a propiocepcí, dále složka řídicí, tedy CNS, a složka výkonná – pohybový systém (Vařeka, 2009).

1.1.1 Posturální stabilizace

Posturální stabilizace, někdy také postura, je aktivním procesem držení segmentů těla v gravitačním poli a proti působení vnějších sil, především síly tíhové (Kolář et al., 2014, Vařeka, 2009). Hadders-Algra (2008) definuje posturu jako vzájemnou pozici segmentů těla ve vztahu k okolnímu prostředí. Dle Čumpelíka jí lze rozumět jako výhodné konfiguraci jednotlivých segmentů osového orgánu (2001). Posturální aktivita předchází a doprovází každý cílený pohyb (Kolář, Kobesová, 2010). Posturální stabilizace je řízena centrální nervovou soustavou a tvoří komponentu každého pohybu, zajišťuje jeho koordinaci a průběh. V CNS je organizována na subkortikální úrovni a běžně tedy probíhá automaticky a bez vědomé pozornosti (Kobesová, 2013). Panjabi (1992) popisuje pro zajištění posturální stabilizace tři systémy, které musí být ve vzájemné součinnosti. Jsou to kontrola neboli řízení CNS, pasivní struktury, které představují skelet a vazivo, a aktivní struktury, jež představují vlastní svalový systém. Základem pro dosažení ideální stabilizace je vždy svalová koaktivace, která závisí na daném úkolu (McGill, 2003).

K vytvoření vnější síly (držení objektu, hod míčem apod.) je nezbytná svalová aktivita, která je přeměněna na moment síly. Vyvolá reakční sílu svalů celého těla, která vyváženou aktivitou agonistů a antagonistů vytvoří dostatečně silné punctum fixum, a slouží tak k udržení stability jednotlivých segmentů pohybu – kloubů. Žádný cílený pohyb, včetně pohybu končetin, nemůže být proveden bez předchozí stabilizace segmentu, která je biomechanicky propojena, a závisí na koordinaci svalové aktivity (Kolář et al., 2014; Kolář, Kobesová, 2010). Dobrá stabilizační synergická činnost svalů zabraňuje přílišnému napětí v ohybu (Brügger, 1977), které by mohlo ohrožovat integritu tkání a být zdrojem nociceptivního dráždění.

Stabilizační funkce svalu i jeho výkon jsou zajišťovány anticipačními mechanismy řízení, které vycházejí z neustálých zpětnovazebných informací, které jsou zprostředkovány všemi aferentními vstupy. Jsou to informace jako např. velikost a váha břemena, rychlost pohybu tělesa, prostorové parametry apod. (Rašev, 2011)

Významnými faktory ovlivňujícími stabilizaci kloubu během působení zevních sil jsou charakter mezenchymálních tkání a anatomické parametry (Kolář, 2009).

Porucha posturální funkce nemusí být vázána na svalovou sílu. Jedná se o poruchu kvalitativní, kdy je do motoriky fixován chybný nábor svalů při stabilizaci. Opakováním této poruchy ve všech pohybech dochází k přetěžování, které může být důležitým etiopatologickým faktorem při vzniku hybným poruch a může vést k poruše strukturální. Porucha segmentální stabilizace je nejčastěji způsobena chybnou neuromuskulární kontrolou (danou vývojově, získanou habituačně či jako protektivní vzor), svalovou nedostatečností nebo vazivovou insuficiencí (Kolář, 2009).

1.1.2 Centrované postavení kloubu

Za předpokladu normálního zdravého vývoje CNS probíhá veškerý pohyb ve funkčním centrovaném postavení. Funkční, nebo také neutrální, centrované postavení je dynamická neuromuskulární strategie k udržení optimální pozice kloubu a poskytuje nejefektivnější mechanické podmínky v celém rozsahu pohybu. Centrovaný kloub umožňuje maximální kontakt kloubních ploch mezi jamkou a hlavicí, poskytuje tak optimální přenos sil v kloubu. Tento kontakt je ovlivňován napětím kloubního pouzdra a okolních ligament, které je v tomto případě minimální možné. Centrované postavení je zajišťováno správnou koaktivací antagonistických svalů v celém biomechanickém řetězci, která dále umožňuje maximální ekonomiku pohybu a má v podstatě protektivní funkci na kloubní struktury, a to jak při dynamickém, tak při statickém zatížení (Kobesová, 2013; Frank, 2013).

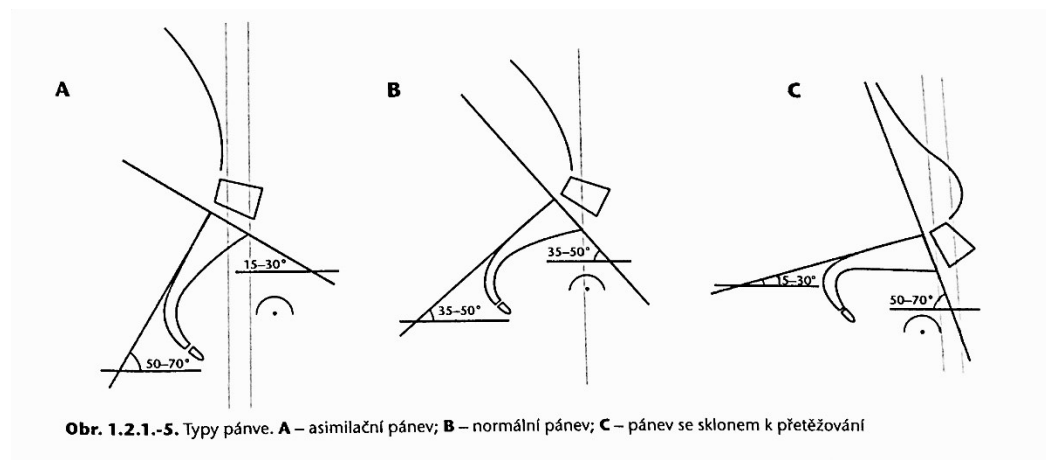
1.2 Stabilizace dolních končetin

Proximální stabilizace segmentů dolní končetiny je spojena s aktivitou trupové svaloviny, kterou lze v souvislosti s pohybem dolních končetin popsat jako schopnost lumbo-pelvicko-kyčelního komplexu zpevnit páteřní sloupec a schopnost navrátit těžiště po vychýlení zpět do rovnovážné pozice (Pope, Panjabi, 1985; Wilson, 2005).

Aktivité hlavního fázického svalu pro pohyb v kyčelním kloubu předchází svalová aktivita trupu a to ve všech směrech pohybu. Jako první z trupových stabilizátorů se dle studie Hodgese a Richardsona vždy aktivuje m. transversus abdominis v konstantním reakčním čase nezávisle na směru pohybu (1997).

1.2.1 Pánev

Pro stabilizaci v oblasti pánve hraje z anatomických parametrů důležitou roli typ pánve. Dle Gutmanna a Erdmanna rozlišujeme pánev *asimilační*, která je typická dlouhou křížovou kostí, vysoko uloženým promotoriem, a mívá sklon k hypermobilitě. Dále *normální* pánev se sklonem k blokádam a jako poslední pánev *přetěžovaná* s nízko uloženým protomotiem a typicky značným sklonem pánevní i křížové kosti (Kolář, 2009).



Obrázek 1: typy pánve (Kolář, 2009)

Důležitou roli pro správné nastavení a stabilizaci proximálních segmentů hraje rovněž neutrální pozice pánve, tedy nulové nastavení ve všech třech. Odchylka v sagitální rovině ve smyslu antevertze je spojena s vnitřní rotací a addukcí femuru (Leetun, 2004).

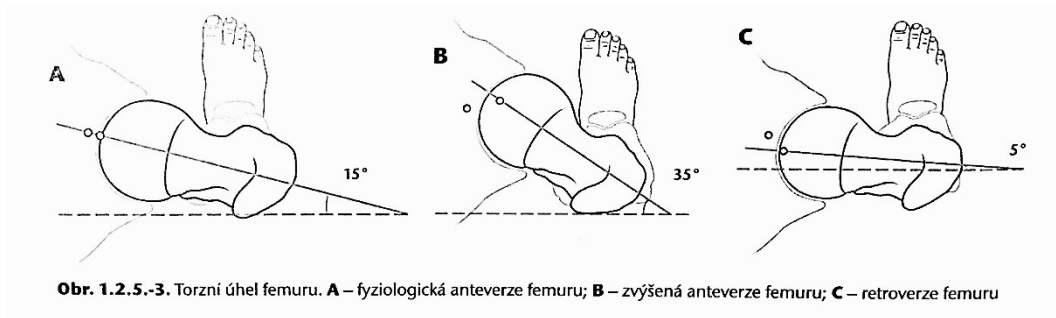
1.2.2 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub je vysoce důležitou komponentou pro bipedální lokomoci. Už v novorozeneckém a kojeneckém věku se provádí pravidelný ortopedický screening správného prenatalního založení a optimálního postnatálního vývoje kyčelního kloubu.

Kyčelní kloub je kloub kulový a omezený (Kolář, 2009). Během ontogenetického vývoje se mění jeho kineziologická funkce. Do šesti týdnů věku dítěte totiž nejsou do funkce zapojeny zevní rotátory a kyčelní kloub fyziologicky funguje jako kladkový. Postupně se vyvíjí schopnost vzpřímení pánve nad kyčelním kloubem a schopnost stabilizace ve vertikální ose až k sociální bipedální lokomoci zhruba v osmnácti měsících věku dítěte (Skaličková-Kováčiková, 2017).

Fylogenetické napřimování axiálního systému vedlo k typickým anatomicko-biomechanickým změnám. Maximální krytí kloubních ploch odpovídá postavení kvadrupeda, tedy při 90° flexi, mírné zevní rotaci s abdukci. Ve vzpřímeném stoji není hlavice plně kryta jamkou acetabula (Kolář, 2009).

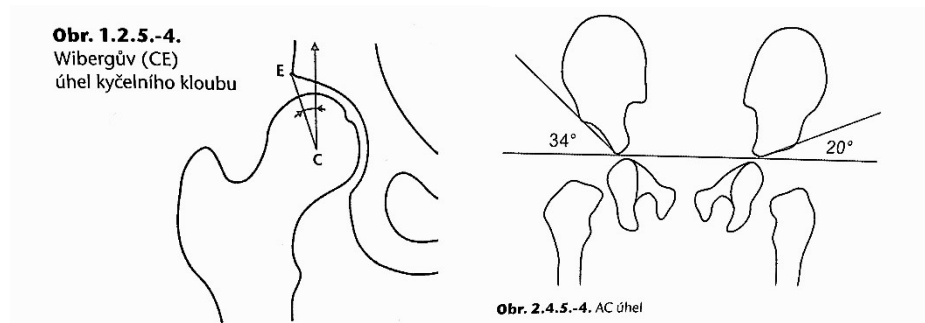
Anatomické parametry zde hrají velice důležitou roli pro postavení celé dolní končetiny. Kolodiafyzární úhel, který svírá krček femuru s diafýzou ve frontální rovině, určuje varozitu či valgozitu kyčelního kloubu. Fyziologicky dosahuje u dospělého člověka kolem 125°. Valgózní je při hodnotách 140° a více, varózní naopak dosahuje-li hodnot 115° a menších. Postavení v transverzální rovině popisuje úhel antevertze femuru. V dospělosti je jeho velikost rovna 7–15°. Tento parametr je důležitý hlavně z hlediska rozsahu do rotace v kyčelním kloubu. Zvýšený úhel antevertze predikuje vnitřně rotační postavení dolní končetiny a výrazně omezenou zevní rotaci. Takový pacient subjektivně popisuje obtíže při tureckém sedu a upřednostňuje sed mezi patami. Dosahuje-li hodnota více než 35°, označujeme ji jako coxa anteverta (také antetora). Zmenšení úhlu pod 5° označujeme jako coxa retroverta a takové postavení naopak vede ke zvýšené zevní rotaci a omezení rotace vnitřní (Kolář, 2009).



Obrázek 3: úhel anteverze femuru (Kolář, 2009)

Mezi další popisované parametry patří úhel Wibergův (CE úhel, „center edge“), jenž udává míru krytí hlavice femuru jamkou acetabula. Je dán linií, která protíná střed hlavice femuru a horní okraj acetabula, společně s vertikální linií procházející rovněž středem hlavice femuru. U dospělého by měl dosahovat 20° (Kolář, 2009). Dále Hilgenreinerův úhel (AC úhel, „acetabular cartilage“) neboli úhel stříšky, který svírá mezi spojnicí okrajů acetabula a Hilgenreinerovou (čára spojující středy Y-chrupavek) respektive horizontální linií (Dylevský, 2009b).

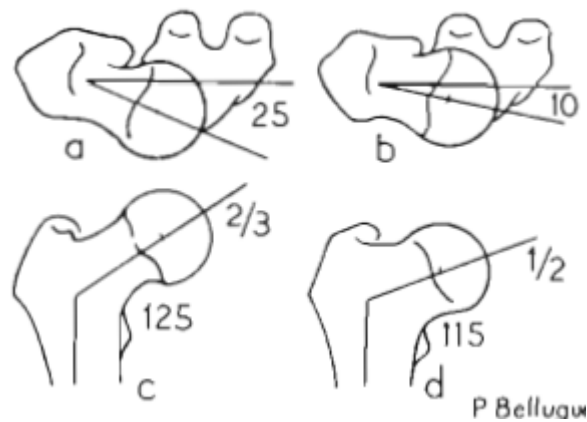
Tvar hlavice kyčelního femuru a typ krčku je rozhodující ve funkční adaptaci kyčelního kloubu.



Obrázek 2: CE úhel a AC úhel kyčelního kloubu (Kolář, 2009)

Kapandji rozlišuje (dle Belluga) dva typy kyčelního kloubu. První typ se vyznačuje CD úhlem větším než 125° a maximálním úhlem anteverze, tedy kolem 125° . Diafýza femuru je štíhlá, pánev má tvar úzký a vysoký a hlavice femuru je kulovitá z více než dvou třetin. Taková konfigurace umožňuje větší stupeň volnosti pohybu a adaptaci na rychlostní pohyb. Druhým typem je kyčelní kloub s úhly zmenšenými – CD úhel 115° a úhel anteverze 10° . Diafýza femuru je oproti prvnímu typu silnější, pánev je větší a širší a hlavice má kulovitý tvar sotva z poloviny. Rozsah a rychlost pohybu takové kyčle je menší, je však schopna odolávat větším

silám. Tato konfigurace se někdy označuje jako tzv. vzpěračský kyčelní kloub, v anglické literatuře jako konfigurace „of power“ (Kapandji, 1974).



Obrázek 4: Typy kyčelního kloubu dle Belluga (Kapandji, 1987)

Vyvážená stabilizace kyčelního kloubu hraje důležitou roli v prevenci úrazů dolních končetin. Například Leetun ve své studii (2004) dokázal, že sportovci, kteří neutrpěli žádné zranění dolní končetiny, vykazovali signifikantně větší sílu abdukce a zevní rotace kyčelního kloubu, a statisticky prokázal, že oslabení vnějších rotátorů kyčelního kloubu může být predikčním faktorem ke vzniku zranění nižších segmentů. Další studie zase potvrzují oslabení zevní rotace a abdukce při výskytu patellofemorální bolesti, jiné zase dokazují souvislost mezi podvrtnutím kotníku a opožděnou aktivací ipsilaterálního m. gluteus medius (Wilson, 2005).

1.2.3 Kolenní kloub

Koleno je střední kloub dolní končetiny obsahující samo o sobě pouze jeden stupeň volnosti, jenž umožňuje měnit vzdálenost mezi trupem a zemí. Druhý, přídatný stupeň volnosti umožňuje rotaci v podélné ose končetiny a vyskytuje se pouze ve flexi kloubu (Kapandji, 1974).

Stabilizace kolene je posílena vazivovým aparátem vnitřních a postranní kolenních vazů. Při plné extenzi jsou postranní vazy napjaty a ostatní vazivové útvary na zadní straně na sebe pevně naléhají, tvoří tzv. „uzamknuté koleno“. Odemčení kolene rotací 5° se děje díky m. popliteus, uvolní se tak ligamantum cruciatum anterius (déle jen LCA) a postranní vazy. Při zvětšující se flexi kolene se LCA společně s lig. collaterale tibiale opět napíná a zajišťuje tak pevnost při flekčním pohybu (Čihák, 2001; Véle, 2006). LCA je primárním stabilizátorem pro vnitřní rotaci bérce i hyperextenzi v kolenním kloubu. Tato funkce je určena jeho širokým průběhem ve frontální rovině a při pohybu působí na zevní kondyl jako otěž. Při dukčních pohybech je pouze sekundárním vazivovým stabilizátorem. Rotační pohyby se odehrávají

hlavně v meniskotibiálním skloubení. Rozsah posunu je větší u laterálního menisku, při násilných rotacích je proto více ohrožen (až z 95 %) méně pohyblivý mediální meniskus (Bartoníček, 1986; Kolář, 2009; Čihák 2001).

Poranění LCA často vzniká při natažení vazů v extrémní rotaci kolene vzhledem k femuru. K etiologii poranění předního zkříženého vazů může přispět také chybná stabilizace trupu a kyčelního kloubu. (Wilson, 2005). Ireland (2002) v závislosti na „nestabilní jádro“ popisuje „position of no return“ charakterizovanou addukcí a vnitřní rotací kyčelního kloubu spojenou s vnější rotací tibie. Jedná se tedy o námahové valgózní postavení kolenního kloubu s extrémním působením sil na LCA.

	muscles involved	Position of safety	body position	body position	Point of 'no return'	muscles involved
back			normal lordosis		forward flexed, rotated opposite side	
hips	extensors abductors gluteals		flexed neutral abduction adduction, neutral rotation		adduction internal rotation	flexors adductors iliopsoas
knee	flexors hamstrings		flexed		less flexed, valgus	extensors quadriceps
tibial rotation	plantar flexors		neutral		internal or external	dorsiflexors
landing pattern	gastrocnemius posterior tibialis		both feet in control balanced		one foot out of control unbalanced	peroneals tibialis anterior

Obrázek 5: position of no return (Yu, Garret, 2007)

Nejdůležitější roli tedy hrají abduktory a zevní rotátory, které pomáhají při udržování neutrální pozice pánve proti pohybu do vnitřní rotace během opory jedné končetiny, která nastává při každém kroku. Navíc aktivace svalů kyčelního kloubu významně ovlivňuje schopnost kvadricepsů a hamstringů vytvářet fázickou sílu nebo odolávat reakčním silám, které vznikají v celé dolní končetině během pohybu (Leetun, 2004).

Pro stabilizaci kolena jsou důležité mm. vasti, které zajišťují stabilitu opěrné dolní končetiny při přenášení váhy. Velkou tendenci k ochabování má zejména m. vastus medialis. Je-li ohrožena stabilita stojné dolní končetiny pro nedostatečnou funkci m. quadriceps femoris, může být noha nouzově uzamčena flexorovou skupinou. Tento stav se nazývá funkční zámek kolene a je realizován v rekurvačním postavení v hyperextenzi kolenního kloubu (Véle, 2006).

M. quadriceps femoris, zejména m. vastus medialis, je také primárním stabilizátorem pately, která se při flexi pohybuje distálně a při extenzi naopak proximálně (Griffin, 2000; Čihák, 2001). Vliv na mechaniku femoropatelního skloubení má tzv. Q úhel. Je to úhel mezi lig. patellae a osou tahu m. quadriceps femoris a je určujícím faktorem pro mírnou laterální deviaci pately. Za běžného stavu je to úhel ostrý, jehož rozmezí se pohybuje okolo $15^\circ \pm 5^\circ$ (u mužů 10° , u žen 15°). Za patologii se již považuje úhel větší než 20° (Dylevský, 2009). Dalším aktivním i pasivním stabilizátorem femoropatelního skloubení je tractus iliotibialis, který proximálně navazuje na m. tensor fasciae latae a na svém distálním konci se spojuje s vlákny m. vastus lateralis. Může mít i četné spojky s laterálním retinakulem pately. Zkrácený tractus iliotibialis může být etiologií pro vznik femoropatelního syndromu (Hudson, Darthuy, 2009).

1.2.4 Noha

Noha je svou anatomií a kineziologií přizpůsobena pro lokomoci ve stoji. Je to orgán, který prostředkuje styk těla s terénem, po kterém se pohybujeme. Je schopna aktivně „uchopovat“ terénní nerovnosti a zajišťovat potřebnou oporu pro chůzi (Véle, 2006). Noha má tedy funkci statickou, lokomoční a senzorickou.

Nohu je možné rozdělit v proximodistálním směru pomocí dvou linií do tří funkčních oddílů. Chopartův kloub odděluje zadní a přední tarsus, neboli zánoží a středonoží. Je to linie, která je velmi důležitá z hlediska pružnosti nohy, odehrávají se zde pohyby okolo longitudinální osy (pronace a supinace) a šikmé osy, která umožňuje dorzální flexi s abdukci nebo plantární flexi se současnou addukcí. Stabilita Chopartova kloubu je zajišťována předozadně probíhajícími vazy na dorsální i plantární straně. Lisfrankův kloub dělí přední tarsus od metatarzu a prstů, tedy středonoží od přednoží. Umožňuje malé pasivní pohyby při změně zátěže nohy, které jsou zapojeny do pérovacích pohybů nohy (Čihák, 2001; Kolář, 2009).

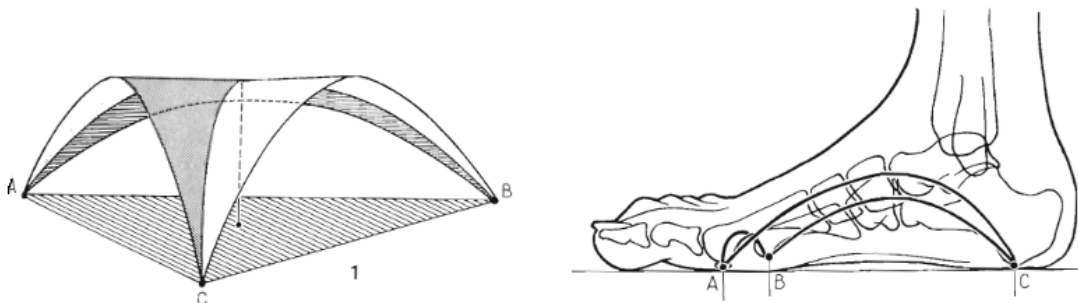
Další dělení z funkčního hlediska je dělení pomocí dvou paralelních paprsků. Mediální paprsek tvoří talus, os naviculare, ossa cuneiformia a 1.–3. metatarsus a příslušné prsty. Laterální paprsek tvoří calcaneus, os cuboideum a 4.–5. metatarsus s prsty. Výsledkem fylogenetického probatorního zkrutu se v oblasti přednoží dostávají tyto paprsky vedle sebe, na úrovni hlaviček metatarzů pak tento zkrut dosahuje horizontály, zatímco talus stojí nad kalkaneem jako pozůstatek původního tvaru nohy. Kostí zadního talu se pohybují rozdílně a pohyby v Chopartově kloubu jsou kontrolovány v kloubu subtalárním (Kolář, 2009; Vařeka, Vařeková, 2009).

Na aktivitu svalstva nohy reaguje bránice i hrudník, čímž dochází k ovlivnění stabilizační funkce páteře. Čumpelík (2006) ve své studii sledoval postavení bránice v různých posturálních polohách pomocí magnetické rezonance a prokázal změnu dechového stereotypu při i aktivaci nožní klenby.

Opora nohy směřuje k hlavičce 1. a 5. metatarsu a hrbolu kosti patní. Palec a prstce se opírají o podložku. Tarsální kosti jsou aktivně zvednuty a tvoří klenutí nohy. Svalové předpětí, opěrné body na chodidle a tvar nožní klenby vytváří aferentní impulsy do CNS, která aktivuje vzpřímené držení těla (Kolář, 2009).

1.2.4.1 Klenba nohy

Pružnost nohy a její funkci jako tlumiče podmiňuje klenba nohy. Je tvořena třemi oblouky – mediální, laterální a příčnou klenbou.



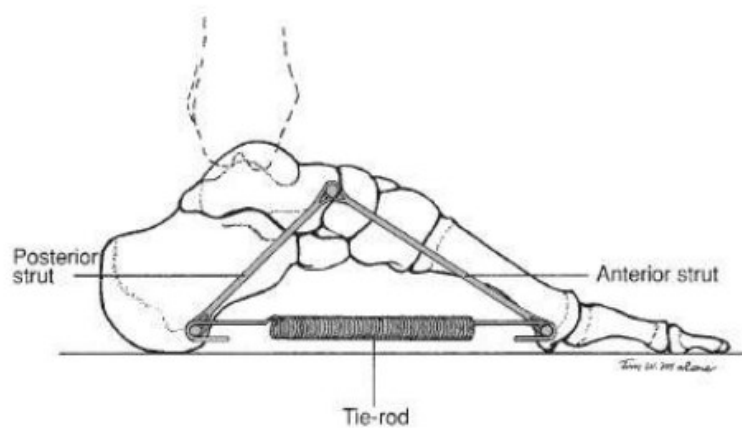
Obrázek 6: klenby nohy (Kapandji, 1987)

Pro mediální klenbu je velmi důležitý klínovitý tvar os naviculare. Dalším významným prvkem je talus, který převádí váhu celého těla do plosky nohy. Mediální klenba udržuje svou konkavitu pouze s pomocí ligament a svalů. Z vazivového aparátu je to zejména lig. calcaneonaviculare a lig. talocalcaneare. Ze svalů má pro tuto klenbu důležitou roli m. tibialis posterior, který táhne os naviculare dozadu a dolů pod hlavici talu. M. peroneus longus svým tahem flektuje spojení baze prvního metatarsu a os cuneiforme mediale a přenáší tento tah i na os naviculare. Velký vliv na zakřivení mediální klenby má také m. flexor hallucis longus, který jako tětiva brání posteriornímu posunu talu a tím ho společně s calcaneem stabilizuje. Na zakřivení se rovněž podílí m. abductor hallucis longus, který podobně jako m. flexor hallucis longus překlenuje celou klenbu (Kapandji, 1987).

U **laterálního klenutí** plní funkci klínu os cuboideum. Toto klenutí je oproti mediálnímu mnohem více rigidní, což nese význam při přenosu propulzní síly z m. triceps surae. Mezi aktivní prvky podílející se na laterální klenbě se řadí m. peroneus brevis a

m. abductor digiti minimi, jež překlenují laterální oblouk, a brání tak otevření kloubů nohy plantárně, dále pak m. peroneus longus, který má funkci podobnou, ale navíc se svou elasticitou podílí na podpoře calcanea, neboť probíhá pod jeho peroneálním výběžkem (Kapandji, 1987).

Na udržování podélných kleneb se podílí plantární aponeuróza. Její funkci lze připodobnit k navijáku (neboli ke kladkovému mechanismu): při extenzi prstů se aponeuróza navíjí kolem hlaviček metatarsů, a tím elevuje klenbu bez vynaložení svalové práce. Více je funkční mediálně, extenzí I. metatarsophalangeálního kloubu se akcentuje mediální oblouk nohy a supinuje zánoží (Dungl, 2014; Vařeka, Vařeková 2009). Levangie (2005) popisuje funkci plantární aponeurózy v modelu pružiny, která je schopná díky svým elastickým vlastnostem absorbovat mechanickou deformační energii, a tu potom v následném odlehčení mění na energii pohybovou.



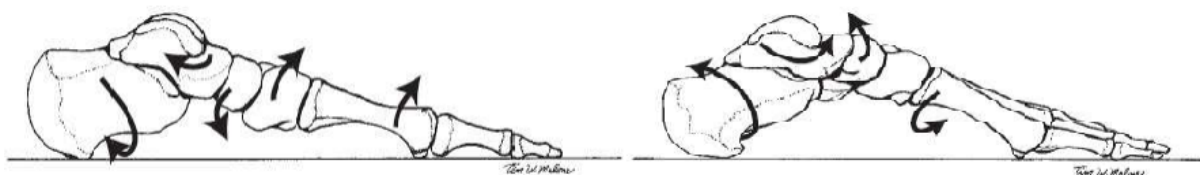
Obrázek 7: model pružiny plantární aponeurózy (Levangie, 2005)

Klenba příčná probíhá pod hlavičkami metatarsů s nejvyšším bodem pod hlavičkou II metatarsu. Klenba je napnuta na plantární straně poměrně slabými intermetatarsálními ligamenty a pouze jedním svalem, kterým je transverzální hlava m. adductor hallucis. Příčná klenba je vyjádřena v celé délce chodidla. Na úrovni ossa cuneiformia a os cuboideum vytváří silný impuls k příčnému zakřivení klenutí šlacha m. peroneus longus. Zakřivení pod os navicularis závisí na plantárním napětí šlacha m. tibialis posterior (Kapandji, 1987).

Na tvaru kleneb závisí rovněž nášlapná plocha chodidla. Váha těla z 60% směřuje do zadní části nohy (tuber calcanei) a 40% na přední část nohy (až 1/3 na hlavičce I. metatarzální kosti a 2. metatarzální kosti; zevně zátěž hlaviček ubývá) (Kolář, 2009; Dylevský, 2009).

Klenba nožní tvoří klíčovou oblast v globálním aferentním zdroji. Při její zhoršené funkci může být aference zkreslená. Naopak při stimulaci nohy a optimalizaci jejího nastavení při zatížení dochází ke změně v postavení pánve včetně aktivace svalů pánevního dna (Skalka, 2002).

Noha se v odlehčení a zátěži pohybuje mezi dvěma kineziologickými vzorci. Na jedné straně supinace přednoží s depresí klenby, v druhé krajní pozici je to pronace přednoží s elevací klenby (Levangie, 2005).

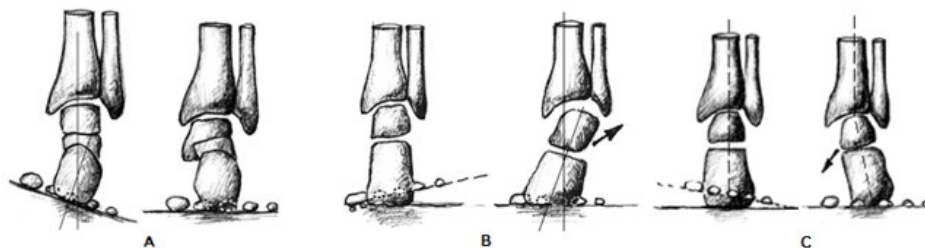


Obrázek 8: deprese a elevace klenby (Levangie, 2005)

1.2.4.2 Typologie nohy

Klinická typologie rozeznává tři typy nožní klenby: plochou nohu (pes planus), normální a vysokou nohu (pes cavus).

Funkční typologie pohlíží na nohu jako na dynamický komplex. Tato tzn. Rootova metoda typologie je založena především na provázanosti pohybů v kloubech dolní končetiny a biomechanických principech. Podstatnou součástí je tzv. neutrální postavení v subtalárním kloubu, což je postavení, kdy není noha pronovaná ani supinovaná. Root rozlišuje čtyři základní typy nohy. Jsou to *neutrální typ*, kde osa dolní třetiny bérce pokračuje jako osa calcaneu a rovina plosky přednoží je paralelní s rovinou plosky pod patou, *varózní zánoží*, u kterého je osa calcaneu supinovaná proti ose dolní třetiny bérce, dále *varózní přednoží*, kde je supinovaná rovina plosky vzhledem k rovině plosky pod patou a posledním typem je *valgózní přednoží*, s typickou pronací roviny plosky přednoží oproti rovině plosky pod patou. Existuje i pátý typ valgózního zánoží, který je ovšem velmi vzácný (Vařeka & Vařeková, 2009).



Obrázek 9: Rootova typologie nohy (Anonymus, 2007 In Marenčáková, 2013)

1.3 Chůze

Dle Perryho (1992) je chůze jeden ze základních přirozených pohybových projevů člověka, který slouží k nejjednoduššímu přemístování z místa na místo. Je to metoda lokomoce charakterizována střídavým pohybem dolních končetin (Whittle, 2007). Chůze je stereotyp vybudovaný během ontogeneze na fylogeneticky fixovaných principech. Pro každého jedince je velmi charakteristická a pro svou komplexnost může odrážet poruchy pohybového či nervového aparátu (Kolář, 2009).

Ve vztahu k funkcím nohy je chůze zajišťována dynamickou funkcí, která je charakterizována zajišťováním opory během pohybu těla při chůzi, běhu, skákání či nošení břemen (Dunzl, 2014). Bezpečná a stabilní chůze je možná pouze se zajištěním posturální stabilizace ve vzpřímené poloze během pohybu. Ta je vytvářena pouze za předpokladu pevné opory v místě kontaktu nohy s opěrnou bází tak, aby mohla působit reaktivní síla vznikající vzájemným působením gravitace a propulzních sil svalového systému (Véle, 2006). Stabilní chůze vyžaduje kontrolu těžiště těla (COM, center of mass) vzhledem k opěrné bázi. Opěrnou bázi tvoří oblast uvnitř obrysu všech bodů, které jsou v přímém kontaktu s opěrnou plochou, a při chůzi se oproti prostému stoju zmenšuje. Během chůze je COM většinu času mimo tuto opěrnou bázi, to vyžaduje aktivní stabilizaci. Na změny v COM člověk reaguje zejména modulací aktivity svalů kyčle v průběhu švihové fáze chůze, a přizpůsobením umístění nohy zabraňující tomuto vychylování (Bruijn, 2018).

1.3.1 Krokový cyklus

Většina autorů popisuje krokový cyklus ve dvou základních fázích, totiž fáze kročné (švihové) a stojné (opěrné). Fáze stojná začíná dotykem plochy paty s podložkou (heel strike) a končí v momentě, kdy se palec zdvihne od podložky (heel off), čímž začíná fáze švihová a trvá do dalšího úderu paty stejné nohy. K těmto dvou fázím je přidávána ještě fáze dvojí opory, kdy se obě dolní končetiny dotýkají opěrné plochy. Krok (step) je vzdálenost mezi místem úderu pravé a levé paty, dvojkrok (stride) je vzdálenost mezi dvěma místy úderu paty stejné nohy na začátku a na konci krokového cyklu (Whittle, 2007; Perry 1992; Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999; Véle, 2006; Vařeka, Vařeková, 2009). Dále je možné dělit stojnou fázi na tři části pro levou a pravou dolní končetinu zvlášť. Jsou to první fáze dvojí opory (first double support), opora na jedné končetině (single limb stance) a druhá fáze dvojí opory (second double support), přičemž fáze dvojí opory pro pravou a levou dolní končetinu se překrývají, tj. první fáze dvojí opory pro levou dolní končetinu je zároveň druhá fáze dvojí opory pro pravou dolní končetinu (Vaughan et al., 1999; Perry, 1992).

Perry (1992) popisuje fáze krokového cyklu a procentuální rozložení daných fází takto:

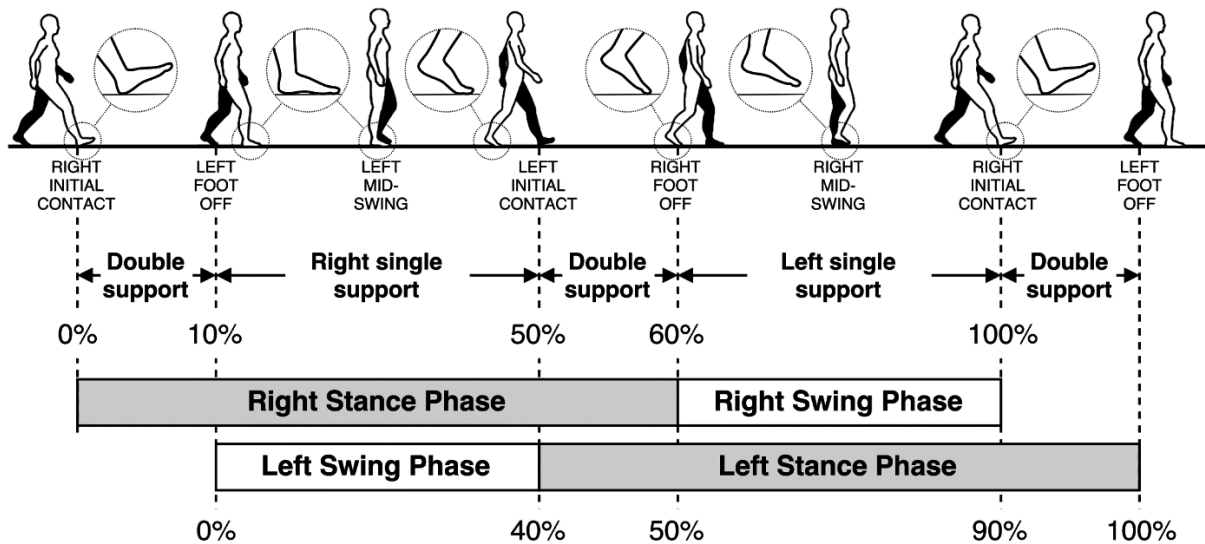
1. Počáteční kontakt (initial contact; 0 %)
2. Reakce na zatížení (loading response; 0–10 %)
3. Střed stojné fáze (midstance; 10–30 %)
4. Konečný stoj (terminal stance; 30–50 %)
5. Předšvihová fáze (preswing; 50–60 %)
6. Počáteční švih (initial swing; 60–70%)
7. Střed švihové fáze (midswing; 70-85 %)
8. Konečný švih (terminal swing; 85–100 %).

Vaughan (1999) udává trvání stojné fáze 62 % a trvání fáze švihové 38 %. Používá následující terminologii:

1. Úder paty – heel strike
2. Kontakt nohy – foot flat
3. Střed stojné fáze - midstance
4. Odvinutí paty – heel off
5. Odraz palce – toe off
6. Zrychlení – acceleration
7. Střed švihové fáze – midswing
8. Zpomalení – deceleration.

Mezi novější autory patří rozdělení krokového cyklu dle Rose a Gamblea (2006). V terminologii vychází z Perryho, oproti kterému upřesňují procentuální rozložení ve švihové fázi. Počáteční švih nastává v 60–73 % krokového cyklu a následující střed švihové fáze je v rozmezí 73–87 %. Obecně tedy stojná fáze trvá 60 % krokového cyklu a 40 % švihová. Fázi dvojí opory bývá v literatuře přiřazeno přibližně 11 % (Chan, 1994). Smidt (1990) uvádí, že při pomalejší chůzi se trvání stojné fáze prodlužuje a trvání švihové fáze zkracuje. Při rychlé chůzi je to opačně. Fáze opory na jedné končetině trvá u zdravého jedince cca 38–40 %, zahrnuje střed stojné fáze a konečný stoj neboli odvinutí paty (Perry, 1992).

Není výjimkou, že se názvosloví různých autorů kombinuje, avšak podstata jednotlivých fází zůstává neměnná.

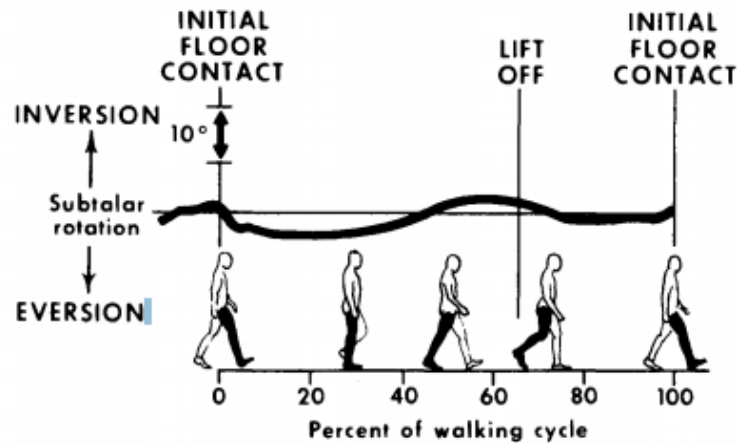


Obrázek 10: krokový cyklus (Tunca,2017)

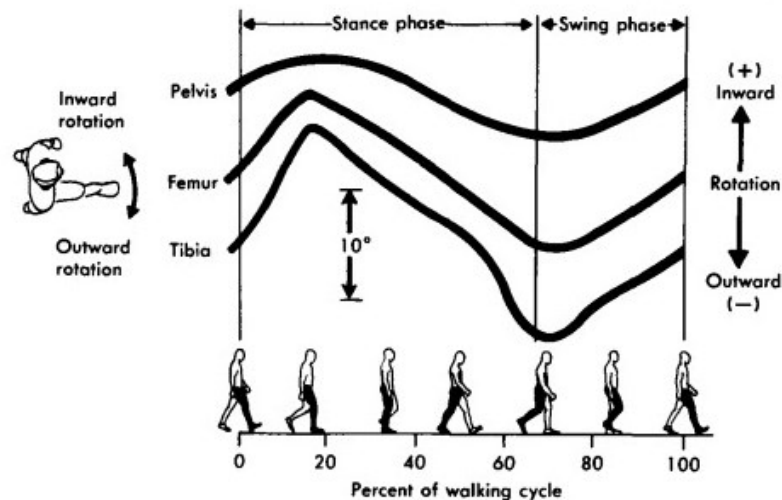
1.3.2 Noha během chůze

Noha při chůzi tvoří opěrnou plochu těla a zprostředkovává kontakt těla se zemí. Rovněž její proprioceptivní a exteroceptivní funkce je důležitá pro stabilitu vzpřímeného stoje a lokomoce. Je schopna aktivně uchopovat terén, a tím vyrovnávat nerovnosti povrchu. Pohyby nohy jsou vždy komplexní a pro její složitou biomechaniku těžko generalizovatelné (Véle, 2006; Vařeka, Vařeková, 2009).

Během stojné fáze je jako neutrální pozice nohy popisována situace, kdy je kalkaneus v ose s vyššími segmenty dolní končetiny a je uložen kolmo k zemi. Rovina přednoží je rovnoběžná se zemí, hlezno může svírat 10° dorsální flexe a noha je neutrální ve smyslu pronace či supinace. Při pohybu musí kosti nohy a vyšších segmentů dolních končetin vzájemně spolupracovat. Noha v pronaci a vyšší segmenty jsou vnitřně rotovány od odvinutí palce, ve fázi švihu až do cca prvních 15° stojné fáze. Naopak je-li noha v supinaci, musí vyšší segmenty nohy rotovat zevně, zejména v kyčelním kloubu. To nastává od středu stojné fáze, během odrazu až do odvinutí palce (Chan, 1994).



Obrázek 11: rotace v subtalárním kloubu během krokového cyklu (Mann, 1975)



Obrázek 12: rotace pánve, femuru a tibie během krokového cyklu (Mann, 1975)

Při prvotním kontaktu paty je everze v subtalárním kloubu během stojné fáze nahrazená progresivním nárůstem inverze až do odvinutí palce. Everze při kontaktu paty je doprovázena plantární flexí. V činnosti jsou hlavně excentricky m. tibialis anterior, m. extenzor digitorum longus, m. extenzor hallucis longus a zadní skupiny tibialních svalů (Rose & Gamble, 2006). V Chopartově kloubu, oproti pronujícímu zánoží, naopak probíhá relativní supinace přednoží okolo longitudinální osy (Vařeka, Vařeková, 2009). Současné jsou vyšší segmenty dolní končetiny ve vnitřní rotaci, která se vyrovnává až do středu stojné fáze přibližně při 20 % krokového cyklu, pak přebírá aktivitu rotace vnější, která narůstá společně se supinační aktivitou v subtalárním kloubu až do odrazu palce (Mann, 1975; Chan 1994).

Po reakci na zatížení nastává střed stojné fáze, kdy má jedinec nejhorší stabilitu (Trew, Everet, 1997). Cílem je fixace kolenního kloubu a udržení těžiště nad opěrnou bází. Důležitou

roli hraje i tzv. „zhoupnutí kotníku“ umožňující posun dolní končetiny přes zafixované chodidlo. Model tří kolébek nebo tří zhoupnutí popisuje Perry (1992) následovně. První zhoupnutí probíhá při úderu paty o podložku přes kolébku zadního okraje patní kosti, druhé zhoupnutí je dorziflekční pohyb ve fázi střední stojné fáze a probíhá kolem hlezenního kloubu, třetí zhoupnutí nastává kolem kolébky hlaviček metatarsů.

Hlezenní kloub byl při dosažení plného kontaktu v plantární flexi a nyní v něm začíná pasivní dorzální flexe. V subtalárním kloubu začíná supinace, tibiae rotuje zevně a s narůstající flexí kolene opět narůstá i aktivita svalů do plantární flexe vedoucí k odrazu nohy. (Vařeka, Vařeková, 2009; Whittle, 2007). Zevní rotace progresivně stoupá od proximálních k distálním segmentům, pánev je zevně rotována přibližně 6°, femur 13° a tibiae 18° (Chan, 1994). Everzi a pronaci nohy brání ve střední fázi opory zejména m. tibialis posterior (Véle, 2006). Hlavní brzdící aktivitu, která napomáhá k plynulému dokončení pohybu, nese m. soleus spolu s m. gastrocnemius. Svaly v oblasti hlezna m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus, m. peroneus longus, m. peroneus brevis upravují stupeň dorzální flexe hlezna (Rose & Gamble, 2006; Dungal, 2005). Dorzální flexe v hlezenním kloubu dosahuje svého maxima společně s hyperextenze v metacarpofalangeálních kloubech při odlepení paty od podložky (Whittle, 2007; Véle, 2006).

Výsledkem práce lýtkových svalů, zejména m. triceps surae, probíhá v období odrazu aktivní plantární flexe v hlezenním kloubu, v subtalárním kloubu pokračuje zvětšující se supinace a v Chopartově kloubu pokračuje relativní pronace kolem longitudinální osy. Zatížení nohy se přesouvá dopředu s akcentací na laterální oblouk (Vařeka, Vařeková, 2009).

Během švihové fáze jsou plantární flexory relaxovány. V hleznu dochází k dorziflexi a everzi nohy. Chopartův kloub je maximálně pronován, před kontaktem paty dochází opět k jeho supinaci. M. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus jsou na začátku švihu aktivní, během švihu svojí činnost sníží a v konečné fázi těsně před kontaktem paty opět aktivitu zvýší (Vařeka, Vařeková, 2009; Véle, 2006).

Vnitřní svaly nohy a svaly palce reagují podle velikosti tlaku na ploše nohy a nejrychleji reagují při chůzi naboso. V botách je jejich aktivita nízká (Véle, 2006). Výsledky Okamurovi (2017) studie ukázaly, že při elektrické stimulaci vnitřních svalů nohy došlo k pozdějšímu poklesu podélné klenby a ke snížení reakční síly země, což dokazuje, že aktivní funkce vnitřních svalů nohy má signifikantní vliv na absorpci nárazů a usnadnění účinného přenosu pozemní síly během fáze pohybu chůze.

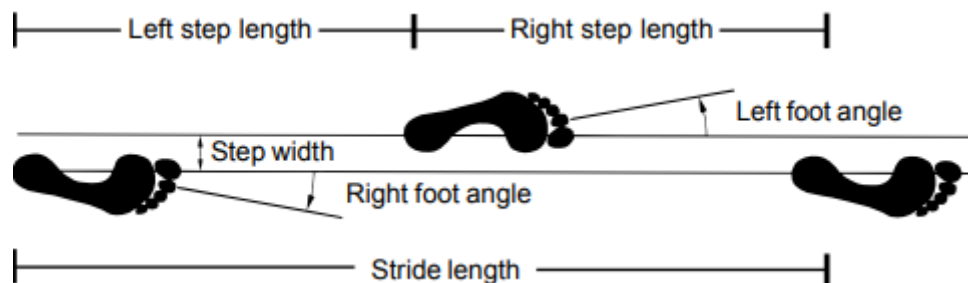
1.3.3 Parametry chůze

Kromě jednotlivých fází a časového rozložení krokového cyklu (viz Kapitola 1.3.1) jsou standardně popisovány následující parametry.

Délka kroku je vzdálenost mezi dvěma místy úderu paty obou nohou. **Délka dvojkroku** je vzdálenost mezi dvěma místy úderu paty stejné nohy. **Rychlost chůze** je definovaná jako průměrná rychlost vyvinutá po třech krocích, charakterizována vztahem vzdálenost/čas. **Šířka kroku** je vzdálenost mezi liniemi procházejícími středy paty levé a pravé nohy ve fázi dvojí opory a vypovídá o stabilitě člověka. **Rytmus (cadence)** popisuje počet kroků za časovou jednotku (Whittle, 1997).

Centre of Pressure (COP) značí umístění reakční síly na podložce znázorněné jako jeden bod. Při chůzi můžeme sledovat odchylky COP v anterioposteriorním či mediolaterálním směru (Richards, 2008). Změna velikosti síly v COP a trajektorie působiště této síly charakterizují zatížení plosky nohy ve stojné fázi chůze (Vařeka, Janura, Vařeková, 2018).

Úhel progresse nohy (toe-out/in úhel), někdy také uváděn jako úhel nohy (foot angle), je definován jako úhel, který svírá podélné osa chodidla vedoucí středem patní kosti k druhému metatarsu s osou směru pohybu (line of progression) (Xu, 2017).



Obrázek 13: parametry chůze (Vaughan et al., 1999)

1.4 Dynamická Neuromuskulární Stabilizace

Dynamická Neuromuskulární Stabilizace (DNS) patří mezi obecné fyzioterapeutické metodiky. Jedná se o diagnostický a terapeutický koncept, který ovlivňuje funkci svalu ve své posturální aktivitě. Je to přístup založený na principech vývojové kineziologie s důrazem na posturálně-lokomoční ontogenezi včetně neuropsychologických aspektů (Kolář, 2009; Kolář, Kobesová, 2010; Frank, 2013). Definuje funkční normy z vývojového hlediska, které nejsou na rozdíl od norem anatomických jednotně definovány (Kolář et al., 2014; Kolář, Kobesová 2010).

1.4.1 Základ diagnostiky a terapie

DNS odvozuje ideální funkční stereotypy z centrálních programů, které dozrávají během posturálně-lokomoční ontogeneze dítěte do čtyř let věku. Zdravé dítě využívá automaticky ideální motorickou synergii svalů v nejrůznějších pozicích. Tato synergie rozhoduje o funkčně neutrálním nastavení ve všech kloubech (Kolář, Kobesová, 2010). Vyšetření je založeno na srovnání motorického vzoru pacientovy stabilizační funkce s typickým vzorcem stabilizace v ontogenetickém vývoji dítěte. DNS je založeno na vývojových pozicích a popisu setu funkčních testů hodnotících kvalitu pohybu.

Terapie je rovněž založena na vývojových pozicích s cílem dosáhnout optimální svalové koordinace a funkční centrace kloubů. Stereotyp stabilizace je úzce navázán na stereotyp dýchání. Cílem DNS je naučit pacienta optimálnímu vzoru dýchání a stabilizace v běžných denních činnostech i ve sportovních aktivitách (Kolář, Kobesová, 2013).

Cvičení začíná ovlivněním trupové stabilizace, která je předpokladem pro cílenou funkci končetin. Cvičení probíhá ve vývojových posturálně-lokomočních řadách, které využívají zapojení svalů v jejich posturální funkci. Konkrétní volba cvičení se řídí podle zvoleného cíle terapie. Hlavním cílem je optimální distribuce svalové aktivity podílející se na segmentální stabilizaci páteře i periferních kloubů a vědomá kontrola nad automatickou činností posturálních svalů, tedy ovlivnění CNS ke změně motorických vzorů (Kobesová et. al, 2014; Kolář, 2009).

Při technice se zpravidla využívají tyto facilitační prvky – odpor proti plánované hybnosti (např.: fázičká hybnost končetin), stimulace ze spoušťových zón dle Vojty, centrace a aproximace opory nebo centrace jednotlivých kloubních segmentů, sagitální stabilizace trupu spojená se stereotypem dýchání, ipsi a kontralaterální vzory v lokomoci či princip integrace orofaciálního systému (Kolář, Kobesová, 2010; Kolář, 2009).

Oporou se rozumí místo, které tvoří punctum fixum pohybu. Z místa opory vychází vzpřímení a cílený pohyb. Při centrování opory (např. nohy) dochází k aktivaci fyziologického stabilizačního vzoru (Kolář, 2009).

1.5 Přístroj Senno Gait

Senno Gait System je malý přenosný přístroj sloužící ke snímání stereotypu chůze a krokových parametrů bez nutnosti laboratorních podmínek. Skládá se ze dvou pohybových senzorů, které se vkládají do speciálních stélek. Stélka je potom společně se senzorem vložena do boty měřeného jednotlivce. Naměřená data jsou přes technologii Bluetooth 4.0 přenášena a ihned vyhodnocována v aplikaci Smartphonu.

Na trhu je novinkou a chybí jeho zkušenost v medicínských studiích. Přesnost měření byla zkoumána Čínským národním standardizačním institutem (CNIS) a analýza Senno Gait byla komparována s výsledky systému VICON Motion Capture System, který je špičkou v technologiích zachycujících 3D pohyb. Ve srovnání v sedmi kinematických parametrech se Senno Gait osvědčil s průměrnou mírou rozdílu 2,51 % (SennoGait, 2018).

1.5.1 Popis komponentů

Pohybové senzory jsou obdélníkového tvaru o rozměrech 51,9×34,7×5mm. Obsahují akcelerometr a gyroskop, baterii a Bluetooth systém.

Stélky jsou vyrobeny ze syntetické pryže (PU, polyuretan) a na svém povrchu jsou potaženy textilií. Jejich tloušťka je < 6 mm. Maximální tloušťka je v místě pro vložení senzoru. Odpovídající velikost stélky je možné vybrat z pěti párů ve velikostech 35–44 (evropské číslování velikostí bot – EUR).



Obrázek 14: senzory Senno Gait
(foto autor)

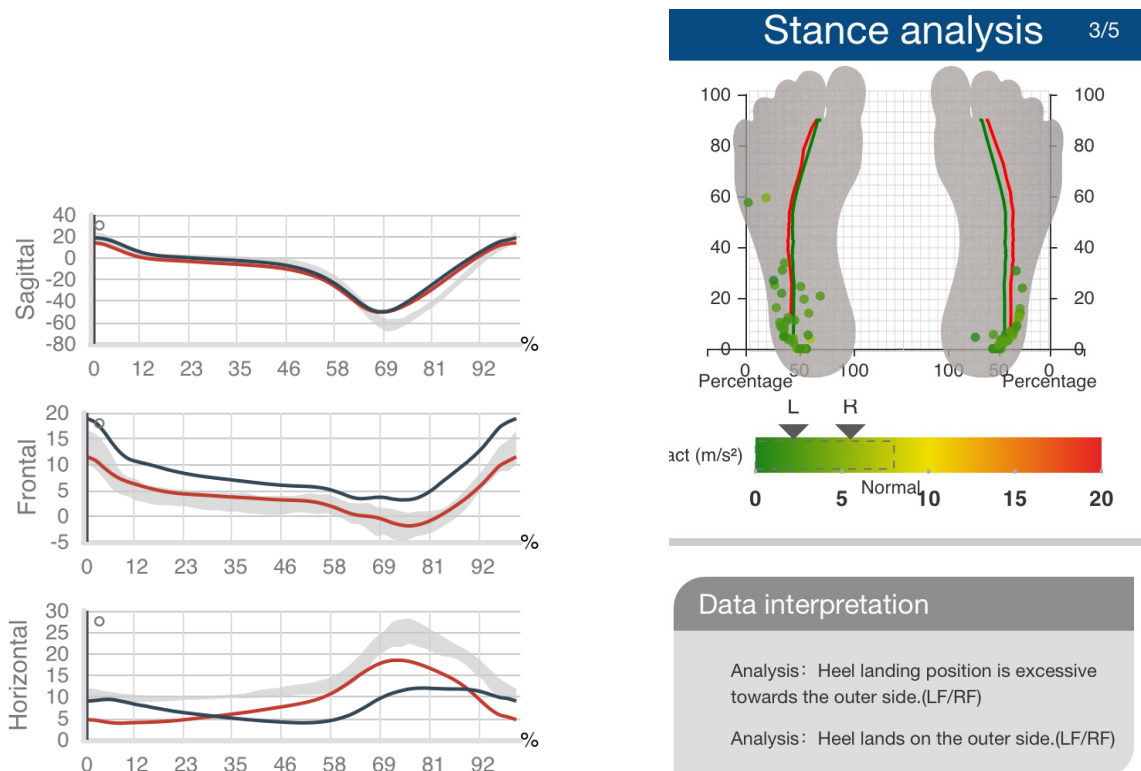


Obrázek 15: stélky Senno Gait
(foto autor)

1.5.2 Měření a vyhodnocení parametrů

System nabízí analýzu postury a analýzu chůze. Pro analýzu chůze je nutné propojení smartphonu se senzory přes bluetooth systém. Poté zadání parametrů měřené osoby – pohlaví, datum narození, váha a výška. Samotné měření vyžaduje chůzi alespoň 10–15 m.

Software výsledky okamžitě zpracovává a umožňuje jejich zobrazení už v aplikaci v telefonu. Výsledky obsahují pět částí. Jsou to průměrné rozložení pohybu kroku v sagitální, frontální a horizontální rovině, které je doplněno o ilustrativní animaci a určení indexu symetrie a indexu standardního chování levé a pravé nohy vzhledem k většinovým datům. Naměřené hodnoty vykreslují křivku pohybu, který vykonává pravá a levá noha během krokového cyklu pro každou ze tří rovin.



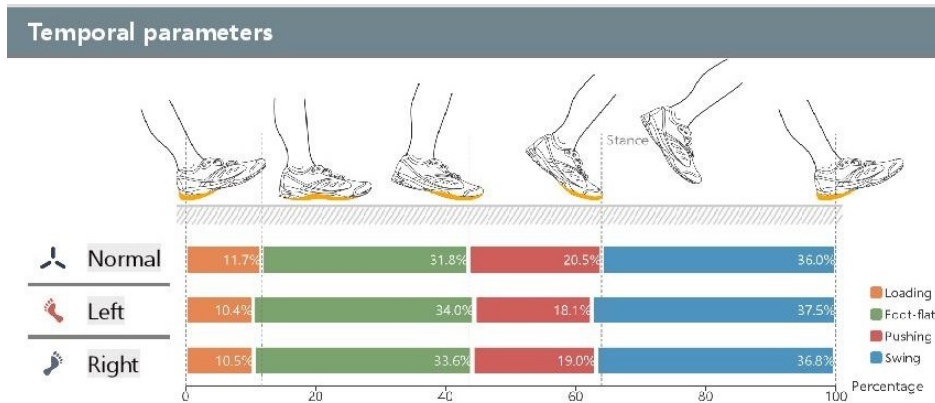
Obrázek 16: pohyb nohy ve třech rovinách, zobrazení v Senno Gait aplikaci

Obrázek 17: trajektorie COP včetně interpretace, zobrazení v Senno Gait aplikaci

Dále přístroj analyzuje švihovou fázi, u které popisuje průměrnou délku kroku, maximální šířku a výšku kroku a rychlost švihu. Analýza stojné fáze graficky vyobrazuje trajektorii COP (viz obrázek č. 17).

Časové parametry udávají procentuální zastoupení jednotlivých fází kroku, které se v tomto systému dělí na fázi dopadu (loading), střed stojné fáze (zde označeno jako foot-flat), odraz

(pushing) a fázi švihovou (swing). Vyobrazení je názorné a přehledné. V popiscích je využito nejednotné názvosloví kombinující označení jednotlivých fází dle Vaughana a podle Perryho. Analýza vynechává zcela fázi dvojí opory.



Obrázek 18: časové parametry krokového cyklu, zobrazení v Senno Gait aplikaci

Mezi parametry prostorové patří například úhel heel-strike, toe-of a toe-out apod. Některé z těchto parametrů jsou méně obvyklé (jako např. maximum eversion velocity), a tím pádem i těžko interpretovatelné, neboť výrobce neuvádí, co přesně daný parametr znamená.

Systém porovnává naměřené hodnoty s „optimálními parametry“, které stanovuje výrobce a jsou uváděny v zelených číslech, případně srovnání s „big daty“ v populaci. Technologie také rovnou poskytuje krátkou slovní interpretaci výsledků a upozorňuje na možná rizika spojená s daným naměřeným parametrem (např.: Analýza – zvýšená pronace, riziko valgosity a zvýšeného napětí m. triceps surae, plantární fascitidy. Doporučení – antiinverzní korekce, cvičení klenby nohy, ortopedická vložka. Viz obrázek č. 17).

Naměřené hodnoty je možné také přehledně shlédnout v počítačovém rozhraní. Tam je možno stáhnout data jednak ve formátu PDF (pro ilustraci je přiložen jeden náhodně vybraný soubor – viz příloha č. 1), ale také ve formátu CSV. Výsledky je možné zobrazit ještě v jednom online rozhraní, které je však zatím dostupné pouze v čínštině.

1.5.3 Výhody, limity a možné využití Senno Gait systému

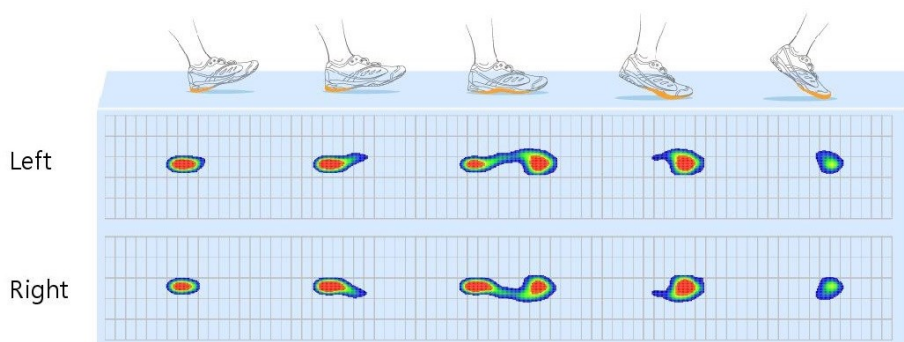
Mezi hlavní výhodu patří určitě malá velikost přístroje, který je tak lehce přenositelný a lze ho jednoduše využít mimo laboratorní podmínky. Výhodou je rovněž okamžitá analýza naměřených dat a uživatelsky příjemné prostředí smartphonové aplikace. Analýza „v zelených číslech“ optimálních dat je jednoduše interpretovatelná pro všechny bez hlubších znalostí

analýzy chůze. To může být výhodné zejména pro základní sportovní diagnostiku, jednoduchou kontrolu výsledků terapie nebo pro bazální vysvětlení dané problematiky klientovi.

Z hlediska fyzioterapie se zdá být zcela zbytečná automaticky generovaná slovní interpretace výsledků, kterou systém v rámci analýzy poskytuje. Terapeutický plán pro daného jedince je třeba vždy připravit s ohledem na celkový kineziologický rozbor, subjektivní obtíže a konkrétní diagnózu klienta. Interpretace a řešení, které systém nabízí, jsou obecně generalizované a nemohou zohlednit komplexní biomechanicko-kineziologické parametry daného jedince. Zjištěné parametry lze ale využít jako feedback efektu terapie, a to jak pro terapeuta, tak pro pacienta.

Pro vědecký výzkum je možné použít CVS data, tj. soubor, který k porovnání nabízí přes 400 položek. Bohužel výrobce neposkytuje popisky těchto položek. Na webových stránkách Senno Gait je sice k volnému stažení ukázkový soubor s vysvětlivkami, ovšem výsledky měření se tomuto souboru zcela nerovnjají, a proto je obtížné se ve velkém množství parametrů zorientovat. Oba soubory jsou si sice podobné, ale v některých parametrech se zcela neshodují. Některé položky jsou pouze jinak pojmenované, několik jich však oproti ukázkovému souboru buď úplně chybí, nebo naopak přebývá, a není potom zcela jednoznačné, co přesně jaký parametr vyjadřuje nebo v jakých jednotkách či měřítkách je udáván.

Výsledky stažené v PDF souboru kromě ostatních výše zmiňovaných parametrů nabízí ještě hodnocení tlakové analýzy neboli „pressure mapping“.



Obrázek 19: pressure mapping, zobrazení z analýzi Senno Gait v PDF formátu

Toto hodnocení je však poněkud zavádějící, protože senzory, které jsou umístěny ve stélkách, nemají tlaková čidla. Vyobrazení pressure mappingu je tedy výsledkem matematického dopočtu z dat akcelerometru a gyroskopu, nejedná se tedy o pressure mapping v pravém smyslu slova.

Podobně je tomu u trajektorie CoP (viz Obrázek č. 16), které je působištěm vektoru reakční síly podložky. Standardně lze jeho polohu vypočítat z hodnot reakční síly naměřených v rozích stabilometrické plošiny nebo vypočítat z tlaků snímaných senzory přímo z opěrné plochy (Vařeka, 2002). Měří se tedy na podložce. V případě Senno Gait se tedy opět jedná o matematický dopočet ze senzoru uloženého ve stélce boty.

2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle

Cílem této studie bylo objektivizovat okamžitý efekt jedné terapeutické jednotky DNS na opěrnou funkci nohy pomocí vybraných parametrů chůze, které byly měřeny přístrojem Senno Gait.

Dílčími cíli bylo porovnat změnu v časovém rozložení během jednotlivých fází krokového cyklu. Sledovat změnu pohybu nohy ve třech rovinách a objektivizovat procentuální posun křivek vzhledem k optimálním parametrům, které stanovuje přístroj, tj. identifikovat vliv cvičení na stabilitu nohy.

Posledním záměrem výzkumu bylo posoudit vhodnost použitého přístroje k měření v rámci vědeckých studií a navrhnout jeho případné využití v klinické praxi.

2.2 Hypotézy

2.2.1 Časové rozložení v krokovém cyklu

HA1: Po DNS terapii se změní poměr procentuálního rozložení mezi stojnou a švihovou fází krokového cyklu ve smyslu zkrácení doby trvání stojné fáze kroku.

HA2: Po DNS terapii se změní procentuální rozložení jednotlivých částí stojné fáze.

2.2.2 Porovnání ve třech rovinách

HA3: Po terapii DNS dojde k normalizaci ohybu nohy v sagitální, frontální a transverzální rovině.

Poznámka: Normalizace je zde sledována procentuálním zastoupením hodnot, které se nacházejí v oblasti referenčního rozpětí jednotlivých křivek pohybu v daných rovinách.

2.2.3 Stabilita

HA4: Po terapii DNS selepší hodnota indexu stability pro pravou i levou dolní končetinu.

3 METODIKA

3.1 Charakteristika souboru

Měření se zúčastnilo celkem 30 zdravých probandů ve věku 24–36 let, z nichž bylo 10 mužů a 20 žen. Procentuální rozložení v experimentální a kontrolní skupině je uvedeno v následující tabulce.

	Female (N)	Male (N)	Female (%)	Male (%)
Exp¹	11	4	55	40
CG²	9	6	45	60
Total	20	10	100	100
p-value	0,6985			

Tabulka 1: rozložení mužů a žen ve skupinách

Tabulka níže popisuje charakteristiku testovaných skupin z hlediska průměrného věku, výšky, hmotnosti a BMI probandů.

	Věk (let)		Výška (cm)		Hmotnost (kg)		BMI	
	Mean	SD ³	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Exp	27,07	3,06	170,93	7,29	68,33	11,27	23,03	3,01
CG	30,73	5,56	171,80	8,39	69,40	10,00	23,52	3,04
p-value	0,0358		0,7651		0,6328		0,5393	

Tabulka 2: charakteristika souboru

Nikdo z testovaných během měření nepocíťoval jakoukoliv akutní či chronickou bolest, za posledních nejméně 6 měsíců neutrpěl žádné zranění DKK a v minulosti neprodělal ortopedickou či jinou operaci v oblasti DKK. V rodinné anamnéze nikdo z testovaných neuvádí dědičnou chorobu pohybového aparátu. Všichni probandi byli aktivními rekreačními sportovci se sportovní aktivitou 2–5krát týdně.

Randomizovaným výběrem byl výzkumný soubor rozdělen na dvě skupiny po patnácti probandech. Probandi experimentální skupiny podstoupili DNS terapii, probandi druhé skupiny tvořili soubor kontrolní.

¹ Exp = experimental group (experimentální skupina)

² CG = control group (kontrolní skupina)

³ SD = Standard deviation (směrodatná odchylka)

3.2 Měření

K měření byl využit přístroj Senno Gait, který pro vlastní použití obsahuje stélky do bot s pohybovými senzory a propojení s aplikací v chytrém telefonu, tak jak je popsáno výše v kapitole 1.5. Sběr dat je odečítán ve vzorkovací frekvenci 100 Hz.

Po odebrání základních anamnestických údajů byla u všech probandů provedena dvě měření. Jedinci zařazení do experimentální skupiny byli změřeni před a po jedné terapeutické jednotce vycházející z konceptu DNS a trvající 40 minut. Kontrolní skupina rovněž podstoupila dvě měření, mezi nimiž však terapeutická jednotka neprobíhala. Druhé měření kontrolní skupiny proběhlo po časové prodlevě trvající 40 minut, ve které se probandi věnovali libovolným nespportovním aktivitám (běžná chůze, sed).

Stélky vhodné velikosti opatřené pohybovým senzorem byly vloženy do osobních bot zkoumaných subjektů. Požadavek na obuv byl sjednocen na sportovní typ s měkkou a plochou podrážkou (sálová obuv).

Samotné měření probíhalo 1 minutu. Probandi dostali pokyn chodit po dobu jedné minuty na rovném interiérovém povrchu o vzdálenosti 20 m tam a zpět svou běžnou chůzí.

3.3 Terapeutická jednotka dle DNS

Terapeutická jednotka, která byla vytvořena pro experimentální skupinu, vychází z konceptu Dynamické Neuromuskulární Stabilizace. Sestavení této jednotky bylo konzultováno s certifikovanou instruktorkou DNS kurzů, která se rovněž stala supervizorkou při měření několika prvních probandů. Cílem zvolených prvků byla aktivace plosky nohy v centrovaném postavení při současné trupové stabilizaci pro optimální rozložení tlaků při dynamickém zatížení plosky nohy. Mezi vybrané pozice patřil nácvik trupové stabilizace v pozici 3. měsíce na zádech, dále tripod, pozice medvěda a hluboký dřep. U všech subjektů byly využity právě tyto pozice a v tomto pořadí, avšak konkrétní verbální instrukce, manuální korekce či případné lehké modifikace pozic (např. podložení HKK apod.) byly přizpůsobeny individuálním potřebám a možnostem jednotlivých probandů. Celá intervence probíhala podle zásad konceptu DNS a v terapii nebylo využito jiných technik. Na pozici 3. měsíce na zádech bylo vyčleněno přibližně 10 minut včetně instruktáže. Pozice tripodu byla zacvičena na obě strany, proto byla její časová dotace o něco delší, přibližně 15 minut. Na pozici medvěda bylo vyčleněno cca 10 minut a na cvičení hlubokého dřepu zbývalo zpravidla závěrečných 5 minut. Mezi pozicemi či při změně instrukcí byla v rámci časového harmonogramu terapie vřazena

krátká pauza. Probandi cvičili ve sportovním oblečení bez bot. Jednotlivé pozice jsou popsány níže.

3.3.1 Pozice 3. měsíce na zádech s podložení DKK

Tato pozice byla zvolena jako vhodná pro edukaci a první nácvik optimálního zapojení trupové stabilizace, resp. aktivaci hlubokého stabilizačního systému páteře. Zařazení modelu 3. měsíce na zádech před pozice, které využívají aktivní oporu o nohu, vychází z vývojového předpokladu, že "zralost stabilizačních funkcí umožňuje cílený pohyb končetin" (Kučera, Kolář & Dylevský, 2011). Aktivace trupové stabilizace v této pozici, s centrovaným nastavením všech kloubů DKK a s uvolněnou střední pozicí akra, tak nabízí zkušenost optimálních výchozích podmínek pro následnou aktivaci plosky. Navíc při správném nastavení umožňuje tento vzor krátkou relaxaci akra s případným vyvedením z funkčně patologického držení.

Model 3. měsíce je pozice v poloze na zádech s trojflexí dolních končetin, které jsou drženy v mírném abdukčním a zevně rotačním postavení kyčelních kloubů. Kolena jsou flektována a akra jsou uvolněna ve středním postavení. Dolní končetiny byly v případě potřeby podloženy tuhým hranolem nebo gymbalem. Horní končetiny byly volně položeny podél těla popřípadě uloženy v kaudální části břicha pro kontrolu aktivace nitrobřišního tlaku. Mezi nejčastější korekce patřilo manuální nastavení hrudníku ve smyslu kaudalizace dolních žebér bez zdvihnutí ramen od podložky.



Obrázek 20: pozice 3. měsíce na zádech (foto autor)

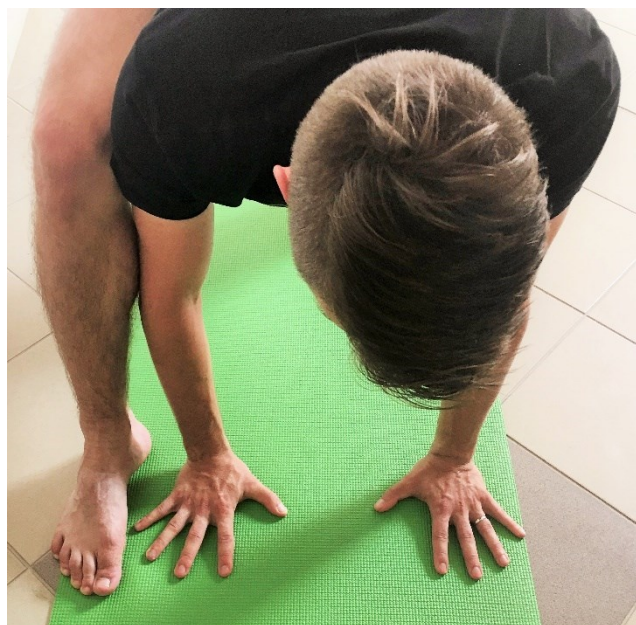
Cvičící byli instruováni k vytvoření mírného intraabdominálního tlaku prvně s dechovou synkinézou a vedeni k aktivaci excentrického tlaku do insuficientních míst. Dalším krokem bylo vytvoření tlaku za současného pravidelného a klidného dýchání, tzn. bez dechové synkinézy a následně postupná elevace DKK.

Během aktivace byla sledována souhra břišních svalů hlavně m. rectus abdominis s laterální skupinou břišních svalů, dále zda umbilicus nemigruje kraniálně, a zda se nad úroveň tříselního vazy netvoří konkávní vyklenutí břišní stěny (Kolář, 2006).

U několika probandů se při postupné elevaci DKK objevila mírná břišní diastáza. V tomto případě, byly zařazeny prvky pro aktivaci šikmých řetězců jako tlak kontralaterální HK proti kolenu apod.

3.3.2 Tripod

Tripod je vývojový model, který odpovídá věku 9.–11. měsíce dítěte. Je to výsek vertikalizačního procesu, kdy dítě přechází ze šikmého sedu do vyšších poloh. Jedná se o pozici, ve které je již jedna noha položena ploskou na podložce a následně se aktivuje ve své opěrné funkci. Druhá dolní končetina je opřena na střed kolene, akrum uloženo na nártu. Horní končetiny jsou opřeny na podložce o otevřené dlaně. Hrudník je nastaven do neutrálního postavení a pánev mírně zešikmena a rotována ke straně opory.



Obrázek 21: tripod, nastavení nákročné DK (foto autor)

Do pozice byli cvičící vedeni z kleku na čtyřech a následného nákroku 1DK, která se stává opěrnou. Horní končetiny byly v případě potřeby podkládány 5–15 cm vysokým kvádrem

tak, aby nedocházelo ke kyfotizaci beder a celá páteř zůstala napřímená. Opěrná je také kontralaterální dlaň HK.

V pozici byl kladen důraz na centrované nastavení kloubů DKK, rovnoměrnou třibodovou oporu nohy a neutrální nastavení v subtalárním kloubu. Zde byla využívána aproximace před koleno do opory v centrovaném postavení. Po dosažení pozice a po aktivaci HSSP jsme přidávali fázickou funkci HK a přenesení váhy nad opěrnou DK.

Mezi nejčastější korekce patřila stimulace zevně rotační aktivity kyčelního kloubu přes vedení kolene. Dále byly korigovány úniky z nastavení pánve.

3.3.3 Pozice medvěda

Model tzv. medvěda je pozice, která odpovídá vývojovému období 14. měsíce dítěte. Jedná se o přechodovou pozici při vertikalizaci do stoje, která je realizována oporou o otevřené dlaně horních končetin a o celou plošku či o špičku nohou. Vzdálenost chodidel je na šířku pánve, vzdálenost dlaní na šířku ramen a kolena jsou mírně flektována. V pozici dbáme na centraci všech kloubů končetin, napřímení páteře, držení hrudníku a pánve v neutrálním postavení a nastavení neutrální pozice mezi inverzí a everzí chodidla.



Obrázek 22: pozice medvěda (foto autor)

Obrázek 23: nastavení nohou v pozici medvěda (foto autor)

I do pozice medvěda, stejně jako do tripodu, byli cvičící navedeni z kleku na čtyřech, a to sice vedením pánve dozadu šikmo vzhůru při udržení napřímení páteře. S výhodou byla využita opora o celou plošku, u několika probandů, kteří nezvládli pozici kvalitně zaujmout a

chvíli v ní setrvat, byla využita opora o špičku. Cvičící zde pracovali s přenosem váhy a vytvořením tříbodové, někteří kontralaterální dvoubodové opory za současné stabilizace trupu.

Hlavní důraz korekcí zde patřil udržení neutrální pozice mezi inverzí a everzí chodidla. Častým únikovým mechanismem byla elevace ramenních pletenců.

3.3.4 Squat

Hluboký dřep neboli squat je ontogenetický model 16. měsíce. Jedná se o stoj s oporou o celé plosky vzdálené minimálně na šířku pánve. Během zaujímání této pozice nesmí osa kolen překročit osu prstců, páteř zůstává napřímená v průběhu celého pohybu, pouze na úplném konci dochází u většiny jedinců k lehkému flektování lumbální části. Horní končetiny vyvažují těžiště v ramenních kloubech.



Obrázek 24: squat (foto autor)

Obrázek 25: výpon jedné DK v squatu (foto autor)

Cvičící prováděli tento model pouze do střední pozice, tedy bez flektování lumbální části páteře. Zde měli střídavě odlehčovat oporu jedné DK (nadzvednutí paty) nejdříve

samostatně a následně se souhybem kontralaterální HK. Během tohoto „výponu“, který sloužil jako nácvik odrazové fáze kroku, se těžiště pohybuje mírně kraniálně a zase kaudálně při pokládání paty zpět na podložku. Dbáme na to, aby se odvíjení chodidla po celou dobu odehrávalo v neutrálním postavení. Cvičící měli často tendenci přenosu váhy pouze nad malíkovou hranu a k výrazné varotizaci hlezna. Zatížení mezi palcovou a malíkovou stranou by mělo zůstat rovnoměrně rozložené, hlezno centrované a pata nesmí migrovat laterálně, pouze se zdvihá od podložky.

Nejčastější korekce byly zaměřeny na zajištění neutrálního postavení nohy a vedení tak, aby osa kolen nepřekročila osu prstců.

3.4 Sledované parametry

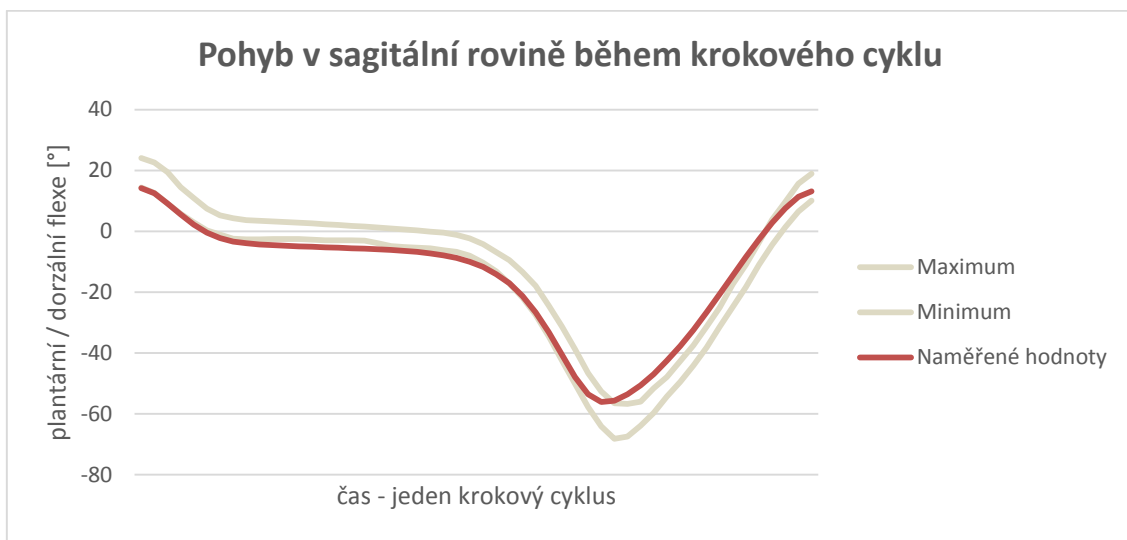
Pro vyhodnocení byly použity výhradně surová data z datového souboru (CSV). Sledované parametry jsou uvedeny v tabulce níže. Všechna data byla změřena a statisticky vyhodnocena zvlášť pro pravou i levou dolní končetinu.

Parametr	Popis	Jednotky
Trvání krokového cyklu	Průměrná délka trvání od úderu paty jedné DK k úderu paty stejné DK	sekundy
Trvání švihové fáze	Průměrná délka trvání od odrazu palce jedné DK po úder paty stejné DK	%
Trvání stojné fáze	Průměrná délka trvání od úderu paty jedné DK po odraz palce stejné DK	%
Trvání dopadu	Průměrná délka trvání od úderu paty po kontakt nohy jedné DK	%
Trvání střední stojné fáze	Průměrná délka trvání od kontaktu nohy do počátku odvíjení paty jedné DK	%
Trvání odrazu	Průměrná délka trvání od počátku odvíjení paty k odrazu palce jedné DK	%
Pohyb v sagitální rovině	Průběh pohybu nohy v sagitální rovině během krokového cyklu jedné DK	° (kladné hodnoty pro dorzální flexi)
Pohyb ve frontální rovině	Průběh pohybu ve frontální rovině během krokového cyklu jedné DK	° (kladné hodnoty pro pronaci nohy)
Pohyb v transverzální rovině	Průběh pohybu v transverzální rovině během krokového cyklu jedné DK	° (kladné hodnoty pro vnější rotaci nohy)

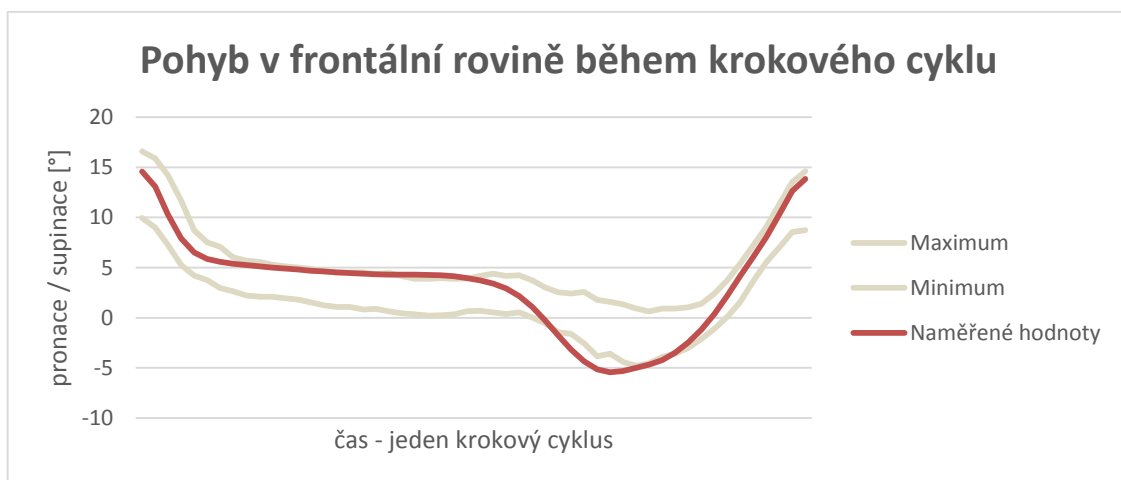
Stabilita	Index stability jedné DK	0 - 1 (0 - nejhorší, 1 - nejlepší)
------------------	--------------------------	---------------------------------------

Tabulka 3: popis sledovaných parametrů

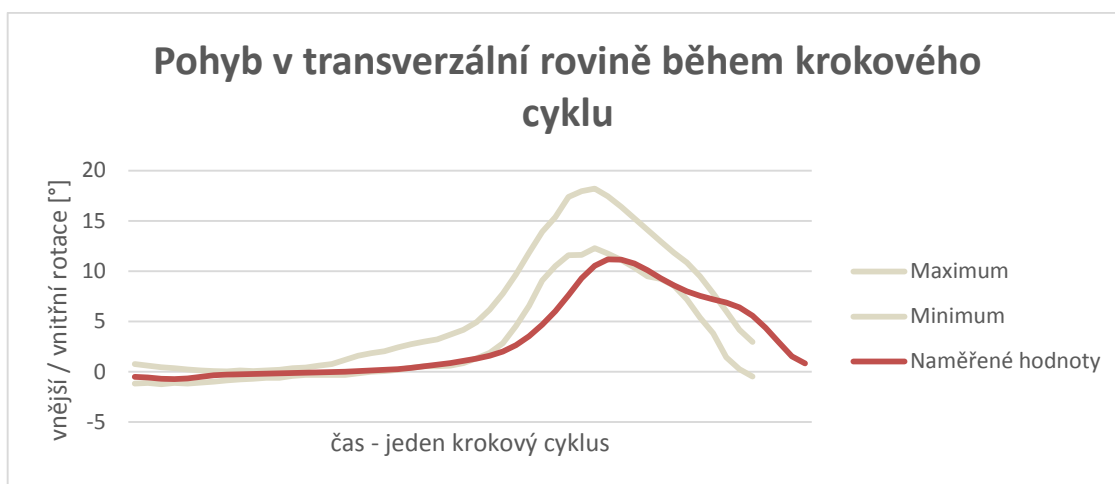
Následující grafy ilustrují hodnocení pohybu nohy ve třech rovinách. Šedé hodnoty vyznačují rozptyl referenčních hodnot, červeně jsou vyobrazeny naměřené hodnoty jednoho náhodně vybraného probanda. Křivka se skládá z 52 segmentů. Každý segment referenční křivky (šedá) obsahuje minimální a maximální hodnotu, a tvoří tak referenční rozpětí. Vyhodnocení obnáší porovnání, kolik procent z 52 naměřených bodů (červená křivka) se nachází v oblasti referenčního rozpětí před a po DNS terapii, u kontrolní skupiny během prvního a druhého měření.



Graf 1: pohyb nohy v sagitální rovině vzhledem k referenčním hodnotám u náhodně vybraného probanda



Graf 2: pohyb nohy ve frontální rovině vzhledem k referenčním hodnotám u náhodně vybraného probanda



Graf 3: pohyb nohy v transverzální rovině vzhledem k referenčním hodnotám u náhodně vybraného probanda

3.5 Statistické zpracování dat

Statistický výpočet byl zpracován odborníkem Ústavu vědeckých informací 2. lékařské fakulty v Motole. Analýza byla zpracována pomocí statistického balíku R verze 3.5.1 Core Team (2018). Za statisticky významné byly považovány p-hodnoty menší než 5 % neboli hodnoty menší než 0,05. Mezi konkrétní použité metody a testy rozdílu mezi skupinami patřily t-test, Wilcoxonův test a χ^2 -test.

U experimentální skupiny byly vyhodnocovány změny zprůměrovaných parametrů před a po cvičení (parametr vs. time), následně byly obě skupiny vzájemně porovnány (parametr vs. group).

Hodnoty pro vynesení jednotlivých křivek ve třech rovinách byly zachyceny do 52 číselných hodnot. Pro výzkum se nám podařilo od výrobce získat číselné referenční rozpětí hodnot pro každý z těchto segmentů. Statisticky byl pak zkoumán procentuální podíl hodnot, které se pohybovaly v tomto referenčním rozpětí při prvním a druhém měření.

4 VÝSLEDKY

Výsledky jsou uspořádány do několika tabulek, které shrnují statistické porovnání sledovaných parametrů zvlášť pro pravou a levou dolní končetinu. Jedná se o porovnání změny před a po terapii u experimentální skupiny a vzájemné porovnání změny u druhého měření oproti prvnímu mezi experimentální a kontrolní skupinou.

4.1 Výsledky časové rozložení v krokovém cyklu

4.1.1 Analýza změny u experimentální skupiny

Tabulek 4 a 5 dokumentují statisticky významnou změnu pro parametry délky stojné a švihové fáze. Bylo zjištěno zkrácení doby stojné fáze na LDK z 66,02 % na 65,57 % ($p=0,0029$) a na PDK z 66,06 % na 65,66 % ($p=0,0344$). Úměrně tomu se prodlužuje fáze švihová z 33,98 % na 34,43 % pro LDK ($p=0,0029$) a z 33,94 % na 34,34 % pro PDK ($p=0,0344$).

Průměrná délka trvání krokového cyklu končetin v sekundách se významně nezměnila.

Alternativní hypotéza HA1 předpokládající změnu poměru procentuálního rozložení mezi stojnou a švihovou fází krokového cyklu ve smyslu zkrácení doby trvání stojné fáze kroku byla potvrzena.

Změny procentuálního rozložení jednotlivých částí stojné fáze nebyly signifikantní. Největší ale statisticky nevýznamná změna byla zaznamenána pro trvání střední stojné fáze, která se u LDK zkrátila z 32,07 % na 31,70 % ($p=0,0757$) a u PDK z 32,98 % na 32,43 % ($p=0,0522$).

Hypotéza HA2, která předpokládala signifikantní změnu procentuálního rozložení jednotlivých částí stojné fáze, byla zamítnuta.

Tabulka 4 uvádí výsledky časových parametrů před (řádky 1) a po (řádky 2) DNS terapii u experimentální skupiny pro levou dolní končetinu.

		Min.	Median	Mean	Max.	SD	p-value
Trvání krokového cyklu (s)	1	1,0084	1,1300	1,1323	1,3206	0,0697	0,3813
	2	0,9894	1,1354	1,1375	1,3668	0,0964	
Trvání švihové fáze	1	0,3145	0,3358	0,3398	0,3575	0,0141	0,0029

(%)	2	0,3196	0,3431	0,3443	0,3650	0,0153	
Trvání stojné fáze	1	0,6425	0,6642	0,6602	0,6855	0,0141	0,0029
(%)	2	0,6350	0,6569	0,6557	0,6804	0,0153	
Trvání dopadu (%)	1	0,0952	0,1226	0,1228	0,1458	0,0160	0,6582
	2	0,0963	0,1253	0,1220	0,1484	0,0168	
Trvání střední stojné fáze (%)	1	0,2512	0,3257	0,3207	0,3781	0,0383	0,0757
	2	0,2735	0,3236	0,3170	0,3667	0,0343	
Trvání odrazu	1	0,167	0,2158	0,2168	0,3012	0,0403	0,5330
(%)	2	0,158	0,2100	0,2166	0,2893	0,0365	

Tabulka 4: změny časových parametrů experimentální skupiny pro LDK před a po terapii

Tabulka 5 uvádí výsledky časových parametrů před (řádky 1) a po (řádky 2) DNS terapii u experimentální skupiny pro pravou dolní končetinu.

		Min.	Median	Mean	Max.	SD	p-value
Trvání krokového cyklu (s)	1	1,0094	1,1333	1,1330	1,3213	0,0689	0,4110
	2	0,9878	1,1330	1,1366	1,3667	0,0943	
Trvání švihové fáze (%)	1	0,3173	0,3402	0,3394	0,3627	0,0139	0,0344
	2	0,3163	0,3437	0,3434	0,3653	0,0154	
Trvání stojné fáze (%)	1	0,6373	0,6598	0,6606	0,6827	0,0139	0,0344
	2	0,6347	0,6563	0,6566	0,6837	0,0154	
Trvání dopadu (%)	1	0,0964	0,1247	0,1194	0,1371	0,0144	0,6419
	2	0,0981	0,1224	0,1188	0,1397	0,0138	
Trvání střední stojné fáze (%)	1	0,2941	0,3292	0,3298	0,3816	0,0267	0,0522
	2	0,2595	0,3227	0,3243	0,3933	0,0337	
Trvání odrazu (%)	1	0,1584	0,2185	0,2114	0,2407	0,0253	0,2221
	2	0,1578	0,2173	0,2135	0,2498	0,0253	

Tabulka 5: změny časových parametrů experimentální skupiny pro PDK před a po terapii

4.1.2 Porovnání mezi skupinami

Při porovnání změn mezi experimentální a kontrolní skupinou (tabulka 7 a 8) byla identifikována signifikantní změna délky trvání krokového cyklu. Mezi prvním a druhým měřením se u experimentální skupiny čas trvání krokového cyklu pro LDK prodloužil o 0,0052 s. Pro LDK kontrolní skupiny se čas trvání při druhém měření snížil o -0,0386 s oproti prvnímu měření. Při statistickém porovnání těchto rozdílů mezi skupiny byla u LDK zjištěna signifikantní změna ($p=0,0251$). Pro PDK bylo při druhém měření oproti prvnímu zjištěno prodloužení krokového cyklu u experimentální skupiny o 0,0036 s a zkrácení trvání u kontrolní skupiny o -0,0516 s. Porovnání těchto rozdílů mezi skupinami u PDK bylo signifikantní ($p=0,0064$).

Jelikož změna mezi prvním a druhým měřením neproběhla signifikantně u skupiny experimentální (viz kapitola 4.1.1), statisticky významná změna délky krokového cyklu proběhla pouze u skupiny kontrolní.

U experimentální skupiny bylo při druhém měření zjištěno zkrácení doby stejné fáze pro LDK průměrně o 0,46 %, u kontrolní skupiny bylo taktéž zjištěno zkrácení stejné fáze a to o 0,83 %. Tyto změny v meziskupinovém srovnání nenabývaly statistické významnosti ($p=0,5325$). Pro PDK u experimentální skupiny došlo mezi prvním a druhým měření ke zkrácení stejné fáze o 0,40 % a u kontrolní skupiny o 0,47 %. Ani zde nebylo porovnání změn mezi skupinami signifikantní ($p=0,5876$). Z výsledků lze vyvodit, že změna, která proběhla v procentuálním rozložení krokového cyklu u experimentální skupiny, nebyla přímo ovlivněna terapií DNS.

U experimentální skupiny bylo zjištěno při druhém měření zkrácení střední stejné fáze pro LDK o 0,36% a u skupiny kontrolní o 0,17%. Porovnání rozdílů mezi skupinami však nebylo signifikantní ($p=0,33$). Pro PDK bylo po DNS intervenci zjištěno zkrácení stejné fáze o 0,56%, u kontrolní skupiny došlo při druhém měření k prodloužení o 0,05%. Porovnání změn mezi skupinami opět nebylo statisticky významné ($p=0,1023$). Ani u dalších parametrů (fáze dopadu a odrazu) se hodnoty rozdílů mezi prvním a druhým měřením mezi skupinami statisticky významně nelišily.

Tabulka 7 uvádí porovnání procentuální změny rozložení časových parametrů mezi experimentální (exp) a kontrolní (CG) skupinou pro levou dolní končetinu.

	Min.	Median	Mean	Max.	SD	p-value
--	-------------	---------------	-------------	-------------	-----------	----------------

Trvání krokového cyklu (s)	Exp	-0,0918	-0,0018	0,0052	0,2046	0,0650	0,0251
	CG	-0,1365	-0,0346	-0,0386	0,0200	0,0474	
Trvání švihové fáze (%)	Exp	-0,0047	0,0049	0,0046	0,0153	0,0055	0,5326
	CG	-0,0061	0,0043	0,0083	0,0331	0,0124	
Trvání stojné fáze (%)	Exp	-0,0153	-0,0049	-0,0046	0,0047	0,0055	0,5326
	CG	-0,0331	-0,0043	-0,0083	0,0061	0,0124	
Trvání dopadu (%)	Exp	-0,0116	0,0001	-0,0007	0,0086	0,0067	0,2119
	CG	-0,0274	0,0011	-0,0034	0,0119	0,0110	
Trvání střední stojné fáze (%)	Exp	-0,0257	-0,0059	-0,0036	0,0253	0,0122	0,3300
	CG	-0,0279	0,0007	-0,0017	0,0228	0,0119	
Trvání odrazu (%)	Exp	-0,0150	0,0000	-0,0002	0,0260	0,0119	0,2182
	CG	-0,0204	-0,0048	-0,0032	0,0111	0,0080	

Tabulka 6: změny časových parametrů LDK při porovnání skupin

Tabulka 7 uvádí porovnání procentuální změny rozložení časových parametrů mezi experimentální (exp) a kontrolní (CG) skupinou pro pravou dolní končetinu.

		Min.	Median	Mean	Max.	SD	p-value
Trvání krokového cyklu (s)	Exp	-0,1048	-0,0018	0,0036	0,1813	0,0615	0,0064
	CG	-0,1598	-0,0500	-0,0516	0,0169	0,0518	
Trvání švihové fáze (%)	Exp	-0,0161	0,0048	0,0040	0,0143	0,0078	0,5876
	CG	-0,0229	0,0031	0,0047	0,0214	0,0107	
Trvání stojné fáze (%)	Exp	-0,0143	-0,0048	-0,0040	0,0161	0,0078	0,5876
	CG	-0,0214	-0,0031	-0,0047	0,0229	0,0107	
Trvání dopadu	Exp	-0,0081	0,0002	-0,0006	0,0123	0,0058	0,1328

(%)	CG	-0,0291	-0,0044	-0,0044	0,0207	0,0117	
Trvání střední stojné fáze (%)	Exp	-0,0346	-0,0042	-0,0056	0,0117	0,0124	0,1023
	CG	-0,0200	0,0000	0,0005	0,0284	0,0129	
Trvání odrazu (%)	Exp	-0,0153	0,0040	0,0022	0,0261	0,0106	0,2356
	CG	-0,0168	-0,0025	-0,0008	0,0191	0,0113	

Tabulka 7: změny časových parametrů PDK při porovnání skupin

4.2 Porovnání ve třech rovinách

Pohyb v každé rovině je znázorněn křivkou skládající se z 52 naměřených hodnot. Sledovali jsme, kolik z těchto bodů se v dané rovině pohybuje v referenčním rozmezí daném výrobcem (tj. norma dle výrobce).

4.2.1 Analýza změn u experimentální skupiny

Tabulky 8 a 9 uvádí výsledky porovnání procentuálního podílu hodnot, které se pohybovaly ve výrobcem stanoveném referenčním rozpětí před a po terapii u experimentální skupiny. Testy srovnání neprokázaly statickou významnost u žádného z parametrů. Těsně pod hladinou významnosti se pohybuje parametr srovnání ve frontální rovině, tedy pohybu do pronace či supinace pro levou dolní končetinu. Došlo zde k nárůstu z 37,56 % na 45,00 % hodnot vyskytujících se v rámci referenční normy ($p=0,0582$). Pro PDK byl ale zjištěn pokles z 41,54 % na 41,03 % ($p=0,5247$).

Hypotézu HA3, která u experimentální skupiny předpokládala normalizaci pohybu DKK ve sledovaných rovinách, proto zamítáme.

Tabulka 8 uvádí výsledky porovnání procentuálního podílu hodnot, které se pohybovaly v referenčním rozpětí před (1) a po (2) terapii DNS pro LDK.

		Min.	Median	Mean	Max.	SD	p-value
Sagitální rovina (%)	1	0,0000	0,2308	0,2449	0,5192	0,1713	0,1470
	2	0,0577	0,2885	0,3141	0,6923	0,1602	
Frontální rovina (%)	1	0,0000	0,1731	0,3756	1,0000	0,3396	0,0582
	2	0,0577	0,4615	0,4500	0,8269	0,2808	
Transverzální rovina (%)	1	0,0769	0,6154	0,5654	1,0000	0,2649	0,8527
	2	0,0769	0,5577	0,5154	0,8077	0,2176	

Tabulka 8: změna procentuálního podílu hodnot v reverenčním rozpětí před a po terapii u exp.skupiny pro LDK

Tabulka 9 uvádí výsledky porovnání procentuálního podílu hodnot, které se pohybovaly v referenčním rozpětí před (1) a po (2) DNS terapii pro PDK.

		Min.	Median	Mean	Max.	SD	p-value
Sagitální rovina (%)	1	0,000	0,2692	0,2692	0,5385	0,1752	0,2779
	2	0,000	0,2885	0,3013	0,8269	0,2228	
Frontální rovina (%)	1	0,000	0,3269	0,4154	0,8846	0,2798	0,5247
	2	0,000	0,4423	0,4103	0,8846	0,2787	
Transverzální rovina (%)	1	0,0962	0,5962	0,5269	0,8846	0,2620	0,2249
	2	0,1923	0,4808	0,5744	1,0000	0,2642	

Tabulka 9: změna procentuálního podílu hodnot v reverenčním rozpětí před a po terapii u exp.skupiny pro PDK

4.2.2 Porovnání mezi skupinami

Výsledky srovnání experimentální skupiny s kontrolní (tabulka 10 a 11) rovněž nepřesahují hladinu významnosti.

Tabulka 10 uvádí výsledky porovnání procentuálního podílu hodnot, které se pohybovaly v referenčním rozpětí před a po terapii ve srovnání experimentální (exp) a kontrolní skupiny (CG) pro LDK.

		Min.	Median	Mean	Max.	SD	p-value
Sagitální rovina (%)	exp	-0,1731	-0,0385	0,0692	0,6923	0,2459	0,5083
	CG	-0,2885	0,0192	0,0026	0,2308	0,1448	
Frontální rovina (%)	exp	-0,1923	0,0769	0,0744	0,3846	0,1706	0,1253
	CG	-0,8269	-0,0192	-0,0410	0,5577	0,3374	
Transverzální rovina (%)	exp	-0,4423	0,0000	-0,0500	0,25	0,1779	0,2814
	CG	-0,5192	-0,0962	-0,0923	0,25	0,2159	

Tabulka 10: změny procentuálního podílu hodnot v reverenčním rozpětí ve srovnání s kontrolní sk. pro LDK

Tabulka 11 uvádí výsledky porovnání procentuálního podílu hodnot, které se pohybovaly v referenčním rozpětí před a po terapii ve srovnání experimentální (exp) a kontrolní skupiny (CG) pro PDK.

		Min.	Median	Mean	Max.	SD	p-value
Sagitální rovina (%)	exp	-0,1731	-0,0385	0,0692	0,6923	0,2459	0,5083
	CG	-0,2885	0,0192	0,0026	0,2308	0,1448	
Frontální rovina (%)	exp	-0,1923	0,0769	0,0744	0,3846	0,1706	0,1253
	CG	-0,8269	-0,0192	-0,0410	0,5577	0,3374	
Transverzální rovina (%)	exp	-0,4423	0,0000	-0,0500	0,25	0,1779	0,2814
	CG	-0,5192	-0,0962	-0,0923	0,25	0,2159	

Tabulka 11: změny procentuálního podílu hodnot v reverenčním rozpětí ve srovnání s kontrolní sk. pro PDK

4.3 Stabilita

4.3.1 Analýza změn u experimentální skupiny

Tabulky 12 a 13 uvádí srovnání indexu stability před a po terapii u experimentální skupiny. Po terapii došlo k signifikantnímu zvýšení indexu stability pro LDK z 0,6069 na 0,6818 ($p=0,0240$). Pro PDK však změna signifikantní nebyla, index stability se zvýšil z 0,5779 na 0,5961 ($p=0,1548$). Hypotézu HA6, která předpokládala pozitivní vliv DNS terapie na index stability, lze tedy potvrdit jen částečně, a to pro LDK.

Tabulka 12 uvádí srovnání indexu u experimentální skupiny před (1) a po (2) DNS terapii pro LDK.

		Min.	Median	Mean	Max.	SD	p-value
Stabilita LDK	1	0,3756	0,5459	0,6069	1,0205	0,1701	0,0240
	2	0,4739	0,5998	0,6818	1,3597	0,2345	

Tabulka 12: změna indexu stability u exp.skupiny před a po terapii u LDK

Tabulka 13 uvádí srovnání indexu u experimentální skupiny před (1) a po (2) DNS terapii pro PDK.

		Min.	Median	Mean	Max.	SD	p-value
Stabilita PDK	1	0,3557	0,5888	0,5779	0,8409	0,1500	0,1548
	2	0,3979	0,5849	0,5961	0,9205	0,1444	

Tabulka 13: změna indexu stability u exp.skupiny před a po terapii u PDK

4.3.2 Porovnání mezi skupinami

Ve srovnání změn mezi prvním a druhým měření mezi skupinami u indexu stability nebyl zjištěn signifikantní rozdíl. Při druhém měření se pro LDK index stability u experimentální skupiny zvýšil o 0,0749, u kontrolní skupiny se rovněž zvýšil, ale pouze o 0,0152. Při statistickém porovnání těchto změn mezi skupinami nebyla u LDK zjištěna signifikantní změna ($p=0,0580$). Index stability u PDK se při druhém měření zvýšil o 0,0182 u experimentální skupiny, u kontrolní skupiny se snížil o 0,0095. Ani zde nebyla tato změna mezi skupinami signifikantně rozdílná ($p=0,3413$). Z výsledků vyplývá, že DNS intervence index stability signifikantně neovlivnila.

Tabulka 14 uvádí srovnání změny v indexu stability mezi experimentální (exp) a kontrolní (CG) skupiny pro LDK.

		Min.	Median	Mean	Max.	SD	p-value
Stabilita LDK	exp	-0,2048	0,0375	0,0749	0,4909	0,1677	0,0580
	CG	-0,1045	-0,0252	0,0152	0,3710	0,1222	

Tabulka 14: změna indexu stability ve srovnání s kontrolní skupinou pro LDK

Tabulka 15 uvádí srovnání změny v indexu stability mezi experimentální (exp) a kontrolní (CG) skupiny pro PDK.

		Min.	Median	Mean	Max.	SD	p-value
Stabilita PDK	exp	-0,1530	0,0294	0,0182	0,1684	0,0669	0,3413
	CG	-0,2354	-0,0036	-0,0095	0,2014	0,1119	

Tabulka 15: změna indexu stability ve srovnání s kontrolní skupinou pro PDK

5 DISKUZE

5.1 Diskuze k teoretické části

Cílem teoretické části bylo podat stručný přehled vztahu posturálního systému a principu aktivní stabilizace k bipedální lokomoci člověka, která aktivně využívá opěrné funkce nohy. Chůze je stereotypem natolik komplexním, že je téměř nemožné popsat všechny aspekty, které ji ovlivňují. Mnoho studií zkoumá vztah dvou či několika parametrů, avšak popsat celou problematiku je velice obtížné.

Stereotyp chůze a stabilizace dolní končetiny může být ovlivněna jak distoproximálním tak proximodistálním směrem. Vzájemný vliv směřující z periferie do centra můžeme demonstrovat například na změnách při chůzi s deformitou palce hallux valgus. U pacientů s vybočeným palcem byl zjištěn posun COP laterálně, což je spojeno se snížením úhlu progresu a se současným nárůstem vnitřní rotace v kyčelním kloubu (Shih, 2014). Postavení kyčelních kloubů je potom zásadní pro biomechaniku pánve a dolních končetin a stabilizaci lumbo-pelvico-kyčelního komplexu. Kawakami (2019) popsal u pacientů s hallux valgus signifikantní zvýšení everze zánoží během stojné fáze a zvýšení pohybu v oblasti přednoží na konci stojné fáze. Kozáková (2011) prokazuje u probandů s vybočeným palcem nižší snížení maximální hodnoty dorzální flexe během stojné fáze a naopak větší plantární flexi při dopadu.

Opačná situace, tedy ovlivnění z centra k periferním strukturám, je vidět například u pacientů trpících dlouhodobou nespecifickou bolestí v dolní části zad, u kterých byl při chůzi zjištěn větší rozsah pohybu pánve v transverzální rovině (Huang, 2011). Ve výzkumu Cimolinové (2011) byla pozorována změna kinetiky pánve v rovině frontální, a to hlavně u obézních pacientů s low back pain (LBP). V chůzových parametrech vykazovala daná skupina signifikantní prodloužení doby stojné fáze a zkrácení délky kroku oproti skupině kontrolní.

Vzájemné ovlivnění i mezi vzdálenými segmenty pohybového systému je dlouhodobě známo a dokumentováno mnoha výzkumnými studiemi. V klinické praxi zůstává častou otázkou, která ze změn se objevila dříve, a která vznikla jako druhotná reakce. S tím souvisí i problém klinické významnosti dané odchylky, protože ne každá změna je příčinou patologie.

Chůze je bezpochyby ovlivněna také zevními faktory. Například typ obuvi může významně ovlivnit stereotyp chůze i funkci nohy. D'Aoutab et al. (2009) tvrdí, že současná konvenční obuv silně nerespektuje přirozený tvar chodidla a jeho funkci a postupně mění její biomechanické funkce a morfologii. Laštovička (2018) ve své pilotní studii zkoumal okamžitý

vliv různého uložení tuhých pelot v senzomotorických stélkách a zjistil signifikantní vliv na úhel progresu, tedy postavení nohy v transverzální rovině. Dalším důležitým parametrem boty je výška a dokonce i materiál, respektive tvrdost podpatku. Podpatek má vliv na rozsah a rychlost mediolaterálního posunu COP. S výškou podpatku stoupá tlak na přednoží a tvrdostí se zvyšuje síla nárazu při iniciálním kontaktu paty (Zhanh, 2014). Výzkum, který se zaměřoval na změny při chůzi v barefoot botech, prokázal, že oproti normální botě dochází u barefoot ke snížení dopadu na patu, posunutí nášlapu na střed nohy a snížení otřesů na celé tělo (De Cock, 2008).

Stereotyp chůze samozřejmě ovlivňují nejrůznější patologie pohybového systému, ortopedické, neurologické a další choroby, tato problematika však přesahuje rámec této diplomové práce.

5.2 Diskuze k praktické části

Pro výzkum opěrné funkce nohy během stojné fáze kroku lze využít „pressure mapping“ a identifikace trajektorie CoP. Jak je uvedeno výše, přístroje Senno Gait takovou analýzu sice poskytuje, ta ale není založena na přímém měření tlaku. Jedná se o softwarový dopočet z polohových senzorů uvnitř stélek přístroje a ilustraci v podobě grafického záznamu, který není v případě pressure mappingu příliš kvalitní. K oběma parametrům chybí jakékoliv numerické hodnoty. V porovnání například s přístrojem MatScan®, který vyhodnocuje tlaková data z 2228 senzorů s hustotou 1,4 senzorů/CM² a vzorkovací frekvencí 100 Hz, jsme vyhodnotili analýzu tlaku pomocí Senno Gait jako nedostatečnou. Proto jsme se rozhodli tyto parametry do výzkumu nezařadit a pro analýzu jsme využili pouze hodnoty časového rozložení krokové cyklu a porovnání pohybu nohy ve třech rovinách s normodaty poskytnutými od výrobce. Cílem experimentální části práce bylo zjistit, jak stimulace fyziologického stabilizačního vzoru nohy na základně definice podle vývojové kineziologie zvolené parametry ovlivní.

Procentuální zastoupení stojné a švihové fáze kroku zkoumali například Musil et al. (2012). Při porovnání chůze u tří skupin žen s rozdílným věkovým průměrem autoři studie zjistili, že s věkem dochází k prodloužení trvání stojné fáze. K významným změnám došlo zejména v prodloužení reakce na zatížení během fáze dvojí opory. Prodloužení stojné fáze a fáze dvojí opory bylo zjištěno i u pacientů s intermitentními ischemickými klaudikacemi ve výzkumu Gomme (2017) a to i při testu, kdy pacienti klaudikační bolest přímo nepocítovali. Gomme pozoroval signifikantní změny i v procentuálním rozložení stojné fáze. U pacientů došlo k relativnímu i absolutnímu prodloužení střední stojné fáze. Při srovnání stereotypů chůze

u dětí s obezitou došlo rovněž k prodloužení stojné fáze oproti kontrolní skupině (Cimolin, 2015). K prodloužení stojné fáze společně s fází dvojí opory a naopak ke zkrácení švihů a fáze opory na jedné dolní končetině dochází i v těhotenství (Bertuit, 2015). Podobných výsledků dosáhl v nedávném výzkumu Kosik (2019) při srovnání pacientů s chronickou nestabilitou hlezna. Pozoroval u nich prodloužení stoje, zejména ve fázi dvojí opory a signifikantní zkrácení doby „single limb support“. Výzkum Williamse (2019) zkoumal možnost záměrně změnit procentuální zastoupení fáze dvojí opory při zachování stejné rychlosti. Jako obtížné se jevilo zvýšit fázi dvojí opory nezávisle na rychlosti. Změny ukazují, že při vědomém pokusu o prodloužení fáze dvojí opory se chůze zpomaluje. Prodloužení stojné fáze rovněž vedlo ke změnám v kinematice kloubů dolních končetin během stojné fáze.

Výše uvedené výzkumy se věnovaly analýze chůze v rozdílných kontextech. Do určité míry je spojuje, že při zhoršené možnosti stabilizace dolních končetin a posturální stability, se v krokovém cyklu prodlužuje procentuální zastoupení stojné fáze na úkor zkrácení švihů. Předpokládali jsme proto, že aktivací trupové stabilizace, aktivní centrací celé dolní končetiny a nácvikem optimálního vzoru zatížení plosky dojde ke zlepšení stabilizace nohy při chůzi, a to povede ke změně procentuálního rozložení stojné a švihové fáze kroku. Předpokládali jsme, že při lepší trupové stabilizaci a potažmo stabilitě je možné zkrátit fázi stoje ve prospěch fáze švihové. Dojde tak k obrácenému efektu, než je popsáno u výše uvedených studií. Předchozí výzkumy se však zaměřovaly na hodnocení parametrů chůze v porovnání dvou či více rozdílných skupin obvykle patologických jedinců. Bylo tak otázkou, zda se tato změna projeví i u zdravých probandů.

Ačkoli výsledky při porovnání vstupních hodnot s hodnotami bezprostředně po DNS intervenci u experimentální skupiny se zdály pro naši hypotézu pozitivní a stojná fáze se při druhém měření opravdu zkrátila, ve srovnání s kontrolní skupinou nebyla tato změna signifikantní. Pozorovaná změna tedy proběhla jak u experimentální, tak u kontrolní skupiny. Na základě výsledků našeho měření tedy nemůžeme potvrdit přímou souvislost zkrácení stojné fáze s DNS terapeutickou jednotkou, která byla u experimentální skupiny provedena. Interpretaci výsledné situace také komplikuje parametr absolutní délky trvání krokového cyklu, který rovněž vypovídá o rychlosti chůze. U experimentální skupiny se tento parametr významně nezměnil, u kontrolní skupiny se délka trvání krokového cyklu zkrátila o přibližně 0,04 s ($p=0,0251$) pro LDK a o 0,05 s ($p=0,0064$) pro PDK, což vypovídá o zrychlení chůze této skupiny. Smidt (1990) uvádí, že při pomalejší chůzi se trvání stojné fáze prodlužuje a švihová fáze se zkracuje a naopak. To potvrzuje i studie Hebenstreita (2015), která poznatek rozšiřuje

o konkrétní hodnoty. Popisuje korelaci mezi zvýšením rychlosti chůze o 0,1 m/s se snížením trvání stojné fáze o 0,3 %. V našem měření došlo snížení stojné fáze o 0,5 % pro LDK a 0,4 % pro PDK u experimentální skupiny při nezměněné rychlosti, zatímco u skupiny kontrolní došlo ke snížení stojné fáze při rychlosti zvýšené. Není zřejmé, jak by vzájemné porovnání dopadlo, kdyby rychlost kontrolní skupiny zůstala neměnná.

Změny v jednotlivých částech stojné fáze bylo obtížné predikovat. Senno Gait rozděluje stojnou fázi na tři části – reakce na zatížení, střed stojné fáze a odraz. Nerozlišuje fázi dvojí opory od opory na jedné dolní končetině. Výše zmiňované studie (Gommans, 2017; Bertuit, 2015; Korsik 2019) ukazují, že právě prodloužení stojné fáze bývá často dáno právě prodloužením fáze dvojí opory. Fáze opory na jedné dolní končetině, může být naopak relativně zkrácena. Důvodem vyhybání se zatížení jedné dolní končetiny může být například bolest, jak potvrzuje Elblaz (2008) u pacientů s gonartrózou, Je to fáze, která má ze své podstaty během krokového cyklu největší stabilizační náročnost, protože zde dochází k posunu těžiště těla (center of mass, COM), respektive jeho průmětu na podložce (center of gravity, COG) mimo opěrnou bázi, jak v sagitální (anterioposteriorní), tak zejména ve frontální (mediolaterální) rovině (Bruijn, 2018). Fáze opory o jednu dolní končetinu zahrnující stojnou fázi a odvinutí paty, probíhá po dobu 12 % až 50 % krokového cyklu (Perry, 1992), což se u přístroje Senno Gait překrývá se střední stojnou fází a s částí odrazu. Při měření přístrojem Senno Gait nelze naměřená data jednoznačně porovnat s hodnotami naměřenými v jiných studiích pomocí odlišných přístrojů. V naší studii se u experimentální skupiny nepodařilo prokázat žádnou změnu procentuálního rozložení jednotlivých částí stojné fáze.

Porovnání výsledků experimentální a kontrolní skupiny ovlivňuje parametr rychlosti. Již zmíněná studie Hebenstreita (2015) popisuje při zvýšení rychlosti chůze o 0,1 m/s snížení času trvání během reakce na zatížení (loading response) o 0,3 %, snížení střední stojné fáze o 1,6 % a prodloužení konečné stojné fáze (odvinutí paty) o 1,8 % a zkrácení předšvihové fáze (odraz palce) o 0,3 %. Při rychlejší chůzi se tedy procentuálně všechny fáze během opory na jedné dolní končetině zkrátí, kromě prodloužení odvíjení paty, kde probíhá největší část aktivního odrazu. Jelikož u našeho měření došlo ke zvýšení rychlosti pouze u skupiny kontrolní, nepodrobili jsme výsledky důkladnější analýze. Rozložení jednotlivých fází u experimentální skupiny se nezměnilo.

Cílem vyhodnocení pohybu nohy ve třech rovinách bylo popsat kinematiku nohy během krokového cyklu a zjistit, zda po aplikované DNS terapii dojde k optimalizaci parametrů

vzhledem k normodatům poskytnutým výrobcem přístroje Senno Gait. Pohyb ve všech rovinách vykresluje křivku, pro kterou výrobce Senno Gait pro tuto studii poskytnul referenční hodnoty. S těmito normodaty jsme mohli naměřené hodnoty porovnat. Senzor, který pohyb snímá, je umístěn ve stélce pod ploskou chodidla. Vyhodnocuje tedy situaci, která nastává výhradně při měření pomocí výrobcem poskytovaných stélek a nemusí korelovat s běžně snímanými parametry v rámci kinematické analýzy nebo dynamické posturografie, které se pro analýzu chůze obvykle využívají. Z parametrů kinematické analýzy lze naměřené hodnoty nejlépe připodobnit ke společnému snímání pohybu hlezna a složených pohybů nohy. Pohyby nohy a hlezna se u zdravých pacientů pohybují v rozsahu 30° v sagitální rovině (dorzální/plantární flexe), 14° ve frontální rovině (inverze/everze) a 22° v rovině transverzální (vnitřní/vnější úhel progresu nohy) (Leardini et al., 2014). Předpokládali jsme, že po terapii dojde díky centraci kloubů dolní končetiny k optimalizaci naměřených křivek, tj. vykreslená křivka probanda se po terapii přiblíží ke křivce referenční. Referenční křivka je v každém bodě tvořena minimální a maximální hodnotou, a tvoří tak referenční rozpětí v každém momentu krokového cyklu. Statisticky jsme zkoumali, kolik procent naměřené křivky se vyskytuje v rozmezí křivky referenční před a po terapii. U žádné ze tří křivek jsme nenašli signifikantní posun k optimálním hodnotám. Tyto výsledky mohly být ovlivněny následujícími aspekty. Pohyb je snímán kontinuálně během stojné i švihové fáze kroku a křivka, kterou vykresluje tak zaznamenává pohyb dolní končetiny během dvojkroku. Z naměřených hodnot nelze exaktně získat pouze tu část křivky, která odpovídá stojné fázi. Výsledky tak nezanedbatelně ovlivňuje i švihová část kroku, na kterou se terapii nezaměřovala. Celá terapie směřovala k ovlivnění stabilizace dolních končetin v uzavřeném kinematickém řetězci, na fázickou funkci nebyla zacílena. Není také jisté, analýzou jakého množství probandů výrobce přístroje Senno Gait stanovil normodata. Nevíme ani o jak staré probandy se jednalo, jaké bylo pohlavní zastoupení reprezentativní kohorty a zda se jednalo o výlučně zdravou populaci. Výrobce přístroje nepublikoval metodiku stanovení normodat, a proto je otázkou zda výrobcem uvedené referenční hodnoty pro pohyb nohy ve všech třech rovinách jsou skutečně hodnoty normální.

Pohyb v sagitální rovině mohl být ovlivněn výchozím funkčním postavením nohy. Marenčáková (2016) zjistila signifikantní změny v kinematických parametrech kloubů dolních končetin při chůzi u zdravých probandů podle různého funkčního postavení nohy. V distálních segmentech nachází změnu v sagitální rovině u jedinců s valgózním přednožím vyjádřenou zvýšením plantární flexe hlezna během „loading response“. Merker (2015) popisuje omezení

pohybu v sagitální rovině během propulze u jedinců s plochonožím. Zjistil u nich menší dorzální flexi hlezna při odvíjení paty a menší plantární flexi přednoží při odrazu palce.

V rovině frontální byl snímán stupeň náklonu senzoru do inverze a everze. Ta se odehrává zejména v Chopartově koubu. U jedinců s pes planus je popisována větší everze zánoží v počátečním kontaktu a především ve střední stojné fázi kroku, přednoží je při úderu paty a během reakce na zatížení kompenzačně relativně supinováno výrazněji. Toto postavení setrvává i v druhé fázi, při odrazu, kdy je snižená inverze zánoží a relativní pronace přednoží je kompenzačně menší než u zdravých jedinců (Merker, 2015). Nastavení ve frontální rovině rovněž souvisí s úhlem progrese nohy během dopadu. Inverze narůstá s vnitřním úhlem progrese a naopak, everze se zvyšuje při uložení nohy zevně (Koshio, 2017). Na úhel progrese (toe in/out) v transverzální rovině mají výrazný vliv vyšší segmenty. Byla prokázána souvislost mezi velikostí vnější rotace úhlu progrese (toe out) a zvýšenou aktivitou mediální hlavy m. gastrocnemius. Čím větší je aktivita mediální hlavy m. gastrocnemius, tím větší je „toe out“ úhel. Zajímavé je, že při vnitřní rotaci úhlu progrese (toe in) změny mezi mediální a laterální hlavou m. gastrocnemius pozorovány nebyly (Cibulka, 2017). Cibulka (2016) rovněž pozoroval souvislost s kyčelním kloubem. Zvýšený rozsah kyčelního kloubu do vnitřní rotace predikuje vnitřní rotaci úhlu progrese a zvýšená pasivní zevní tibiofemorální torze v koleni naopak predikuje vnější rotaci úhlu progrese během stojné fáze chůze. Změny v transverzální rovině pozoroval i Laštovička (2018) při různém uložení pelot v senzomotorických stélkách. Retrokapitální pelota zvětšuje úhel progrese, kalkaneální mediální pelota naopak úhel progrese zmenšuje. I pro pohyb nohy v transverzální rovině hraje tedy obuv důležitou roli. „Toe in/out“ úhel má vliv na stabilitu při chůzi a to během fáze dvojí opory i během opory na jedné dolní končetině (Khan, 2018).

Stabilita při chůzi je dána schopností aktivní posturální stabilizace, protože těžiště těla (COM) se během chůze většinu času pohybuje mimo opěrnou bázi (Bruijn, 2018). Po terapii zaměřené na aktivaci stabilizačního systému jsme při hodnocení stability očekávali zlepšení. U experimentální skupiny došlo sice ke zvýšení indexu stability, hodnoty však nebyly významné. Nejistě zůstává, zda by k efektu došlo po dlouhodobější intervenci. Rovněž není zřejmé, jak by se parametr zachoval, kdyby pro intervenci byla zvolena symptomatická skupina s poruchou rovnováhy. Kim (2017) použil DNS v rehabilitaci dospívajících se spastickou hemiparetickou formou dětské mozkové obrny a zaznamenal významné zlepšení v udržení rovnováhy a při chůzi v klinickém testování. Vliv DNS na opěrnou funkci nohy u asymptomatických probandů se nám nepodařilo objasnit.

5.3 Limity studie

Níže uvádíme limity, které mohly ovlivnit výsledky měření.

Limitem bylo určitě používání vlastní neunifikované obuvi. Požadavek na obuv byl sjednocen na sportovní typ s měkkou a plochou podrážkou (sálová obuv). Po čase nošení jsou boty jednoho člověka více či méně mechanicky deformované. Po terapii, která se snaží aktivovat optimální zatížení plosky, si probandi opět obují botu se svou obvyklou deformací, která může přispět k řízení stabilizace zaběhlým stereotypem, jež jsme se terapií snažili narušit a změnit. I lehce deformovaná podrážka může ovlivnit výchozí postavení senzoru. Z některých bot navíc nešla vyndat původní všíta stélka. Po přidání stélky Senno Gait se probandi cítili méně nekomfortně a subjektivně „jinak“.

Měření bylo provedeno mimo laboratorní podmínky, což lze vnímat jako výhodu pro praxi, avšak jako limit pro výzkum. Měření probíhalo vždy v interiéru, který umožňoval chůzi o vzdálenosti 20 m (tělocvična). Subjekty byly ale měřeny v různou denní dobu, podle jejich časových možností.

Do jisté míry je limitem pro zjištění stanovených cílů i výběr sledovaných parametrů. Cílem terapie bylo dosažení optimálního rozložení tlaků při dynamickém zatížení plosky nohy. Pro sledování takového výsledku je ideální analýza tzv. pressure mappingu. Pro jeho nedostatečnou relevantnost v rámci použitého přístroje Senno Gait nebyl parametr pressure mapping do analýzy dat měřených v této studii zařazen (viz kapitola 5.1).

Pro hodnocení časových parametrů krokového cyklu by v dalších měření bylo výhodné provést měření o identické rychlosti například s využitím běžeckého pásu.

Hodnocení pohybu ve třech rovinách posuzovalo pouze, zda se parametry po cvičení objeví v rozhraní výrobcem udaných referenčních hodnot. Citlivějších výsledků bychom jistě dosáhli, kdybychom při vyhodnocování zjišťovali i přiblížení k referenční křivce popřípadě při hodnocení jejího tvaru. Námi nastavené zkoumání nemělo možnost zachytit například situaci, kdy je díky anatomickým předpokladům celá křivka posunuta nahoru nebo dolů, avšak její tvar, tedy pohyb nohy, je shodný s křivkou referenční (např.: coxa retroverta vede k zevně rotačnímu postavení celé dolní končetiny, a mohla by tak ovlivnit pohyb nohy v transverzální rovině ve smyslu zvýšeného toe-out úhlu).

ZÁVĚR

Práce se snažila objektivizovat okamžitý efekt po jedné terapii konceptu Dynamické Neuromuskulární Stabilizace na opětovnou funkci nohy a také zhodnotit využití na trh nově zavedeného přístroje Senno Gait jak v rámci klinické praxe, tak pro výzkumné účely.

Teoretická část je zaměřena na popis aspektů, které se vztahují k posturálního systému a aktivní stabilizace v souvislosti s bipedální lokomocí člověka a opěrné funkce nohy. Stručně popisuje koncept DNS a postup a možnosti měření pomocí Senno Gait.

V praktické části byl zkoumán vliv jedné terapeutické jednotky DNS u patnácti zdravých probandů a porovnání efektu se stejně početnou kontrolní skupinou. U experimentální skupiny probandů nedošlo po DNS terapeutické jednotce k signifikantním změnám, které bychom mohli na základě naší studie označit jako přímo související s proběhlou terapií. Naměřené hodnoty byly nekonzistentní. Pro získání relevantnějších výsledků by bylo vhodné měřit experimentální i kontrolní skupiny v jednotném, předem určeném tempu chůze a ne v přirozené rychlosti jak jsme zvolili v této studii. Spolehlivější by bylo též provést analýzu chůze pomocí některého z rutinně používaných systémů dynamické posturografie, což by navíc umožnilo přesné hodnocení „pressure mappingu“ a trajektorie CoP.

Cílem této DP bylo ale nejen hodnocení efektu DNS na opěrnou funkci nohy, ale též zhodnotit využití přístroje Senno Gait, který je na trhu nový a studie dokumentující jeho využití v rámci vědeckých experimentů zatím nejsou k dispozici. Měření pomocí nového přístroje Senno Gait nebylo snadné. Výrobce neposkytuje dostatečný popis všech měřených hodnot a v kontextu vědeckých studií provádějících analýzu chůze pomocí jiných měřících systémů jsou data ze Senno Gait obtížně porovnatelná. Předností Senno Gait je jeho uživatelská jednoduchost, rychlá a přehledná analýza a možnost využití mimo laboratorní podmínky. Jeho využití se tak nabízí zejména v klinické a sportovní praxi. Může sloužit jako doplňkový feedback efektu individuální terapie a to pro fyzioterapeuta, trenéra, ale i pro pacienta či sportovce. Z výše uvedených důvodů (nepřímé hodnocení pressure mappingu, neznámý způsob stanovení normálních dat od výrobce, umístění senzorů v prefabrikovaných stélkách a další) se jeví využití Senno Gait pro vědecké studie jako limitované. Tato diplomová práce bude poskytnuta výrobcí Senno Gait jako feedback pro případné technické vylepšení senzorů i softwaru.

REFERENČNÍ SEZNAM

BARTONÍČEK, J., ČECH, O., SOSNA, A.: Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu. Praha, Avicenum, 1986.

BERTUIT, J. & FEIPEL, V. & R, MARCEL. (2015). Temporal and Spatial parameters of gait during pregnancy. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 17. 93-101. 10.5277/ABB-00092-2014-03.

BRUIJN, S. M. aj. H. VAN DIEËN. Control of human gait stability through foot placement. *Journal of The Royal Society Interface* [online]. 2018, 15(143) [cit. 2019-07-30]. DOI: 10.1098/rsif.2017.0816. ISSN 1742-5689.

BRÜGGER, A. Die Erkrankungen des Bewegungsapparates und seines Nervensystems. In RAŠEV, E. Testování posturální stabilizace motoriky ve vztahu k bolesti zad a evaluace dysfunkce posturálního řízení motoriky metodou posturální somatooscilografie; vedoucí práce D. Pavlů; oponent práce F. Věle, D. Novák [online]. 2011 [cit. 2019-07-15].

CHAN, C. W. a A. RUDINS. Foot Biomechanics During Walking and Running. *Mayo Clinic Proceedings* [online]. 1994, 69(5), 448-461 [cit. 2019-07-22]. DOI: 10.1016/S0025-6196(12)61642-5. ISSN 00256196.

ČIHÁK, R. Anatomie 1. Vyd. 2. Praha: Grada Publishing, 2001. s. 516. ISBN 80-7169-970-5.

CIBULKA, M. T., WINTERS, K., KAMPWERTH, T., MCAFEE, B., PAYNE, L., ROECKENHAUS, T., & ROSS, S. A. (2016). Predicting foot progression angle during gait using two clinical measures in healthy adults, a preliminary study. *International journal of sports physical therapy*, 11(3), 400–408.

CIMOLIN, V., L. VISMARA, M. GALLI, F. ZAINA, S. NEGRINI a P. CAPODAGLIO. Effects of obesity and chronic low back pain on gait. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2011, 8(1) [cit. 2019-07-28]. DOI: 10.1186/1743-0003-8-55. ISSN 1743-0003.

CIMOLIN, V., M. GALLI, L. VISMARA, G. ALBERTINI, A. SARTORIO a P. CAPODAGLIO. Gait pattern in lean and obese adolescents. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. 2015, 38(1), 40-48 [cit. 2019-07-30]. DOI: 10.1097/MRR.000000000000089. ISSN 0342-5282.

ČUMPELÍK, J., STRNAD, P., VÉLE, F. Dechové pohyby a stabilita páteře. In Diagnostika, terapie a prevence pohybem. Jelen, K. (ed.) Praha: Univerzita Karlova. Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2001. s. 90-94. ISBN: 80-86317-15-3.

ČUMPELÍK J. et al.: Vztah mezi dechovými pohyby a držení těla. Rehabilitace a fyz. Léč. 13, 2006, No2, Str. 62-70.

D'AOUTAB, K., et al. The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Science* [online]. 2009, vol. 1, iss. 2 [cit. 2016-04-12]. DOI: 10.1080/19424280903386411.

DE COCK, A. et al. The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. *Gait & posture*, 2008, 27.4: 669-675.

DUNGL, P. Ortopedie. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 9788024743578.

ELBAZ A, MOR A, SEGAL G, et al. The reliability of a computerized gait mat in measurement of spatio-temporal parameters in knee osteoarthritis population. *Osteoarthr Cartil* 2008;16:S67.

DYLEVSKÝ, I. Speciální kineziologie. Praha: Grada, 2009b. ISBN 978-80-247-1648- 0.

FRANK, C., A. KOBESOVÁ a P. KOLÁŘ. Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. 2013, roč. 8, č. 1, s. 62-73.

GRIFFIN LY. et al.: Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: Risk Factors and Prevention Strategie [Abstract]. *J Am Acad Orthop Surg*; 8, 2000, s. 141-150.

GOMMANS, L N.M., A. T. SMID, M. R.M. SCHELTINGA, E. CANCRINUS, F. A.M. BROOIJMANS, K. MEIJER a J. A.W. TEIJINK. Prolonged stance phase during walking in intermittent claudication. *Journal of Vascular Surgery* [online]. 2017, 66(2), 515-522 [cit. 2019-07-30]. DOI: 10.1016/j.jvs.2017.02.033. ISSN 0741521.

HEBENSTREIT, F., A. LEIBOLD, S. KRINNER, G. WELSCH, M. LOCHMANN a B. M. ESKOFIER. Effect of walking speed on gait sub phase durations. *Human Movement Science* [online]. 2015, 43, 118-124 [cit. 2019-07-30]. DOI: 10.1016/j.humov.2015.07.009. ISSN 01679457.

HADDERS-ALGRA, M. et al. Postural control: a Key Issue in Development Disorders. London: Wiley-Blackwell, 2008. s. 352. ISBN: 978-1-898683-57-5.

HUANG, Y.P., S. M. BRUIJN, J.H. LIN, O. G. MEIJER, W.H. WU, H. ABBASI-BAFGHI, X.C. LIN a J. H. VAN DIEËN. Gait adaptations in low back pain patients with lumbar disc herniation: trunk coordination and arm swing. *European Spine Journal* [online]. 2011, 20(3), 491-499 [cit. 2019-07-28]. DOI: 10.1007/s00586-010-1639-8. ISSN 0940-6719.

HUDSON, Z., DARTHUY, E. Iliotibial band tightness and patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Manual therapy*, 2009, 14.2: 147-151.

IRELAND, M. L. The female ACL: why is it more prone to injury? *Orthop. Clin. North Am.* 33:637–651, 2002.

KAPANDJI, A.I a R. M. D'AUBIGNÉ. *The Physiology of the joints. Vol. 3, The trunk and the vertebral column. Second edition.* Edinburgh: Churchill Livingstone, 2002. ISBN 0-443-01209-1.

KAWAKAMI, W. et al. (2019) 'Coordination Among Shank, Rearfoot, Midfoot, and Forefoot Kinematic Movement During Gait in Individuals With Hallux Valgus', *Journal of Applied Biomechanics*, 35(1), pp. 44–51. A DOI: 10.1123/jab.2017-0319.

KHAN, Saad Jawaid, Soobia Saad KHAN a Juliana USMAN. The effects of toe-out and toe-in postures on static & dynamic balance, risk of fall and TUG score in healthy adults. *The Foot* [online]. 2018 [cit. 2019-08-08]. DOI: 10.1016/j.foot.2018.06.002. ISSN 09582592.

KIM, D. H., AN, D. H., & Yoo, W. G. (2017). Effects of 4 weeks of dynamic neuromuscular stabilization training on balance and gait performance in an adolescent with spastic hemiparetic cerebral palsy. *Journal of physical therapy science*, 29(10), 1881–1882. DOI:10.1589/jpts.29.1881.

KOBESOVÁ, A. a KOLÁŘ, Pavel. Developmental kinesiology: Three levels of motor control in the assessment and treatment of the motor system. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2013, vol. 18, issue 1, s. 23-33. DOI: 10.1016/j.jbmt.2013.04.002.

KOBESOVA A, VALOUCHOVA P, KOLAR P. Dynamic Neuromuscular Stabilization: Exercises Based on Developmental Kinesiology Models, *Functional Training Handbook*, Wolters & Kluwer, 2014: 25-51. , 13:978-1-58255-920-9.

KOLÁŘ, P., et al. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 2006, 6.5: 270-275. [cit. 24-03-2019].

KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713s. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘ, P., KOBESOVÁ, A. 2010, *Clinical Chiropractic an International Journal*, vol. 13, no. 1, p. 58-68. ISSN 1479-2354

KOLÁŘ, P., A. KOBESOVÁ, P. VALOUCHOVÁ a P. BITNAR. Dynamic Neuromuscular Stabilization: treatment methods. In: CHAITOW, Leon, Christopher GILBERT a Dinah BRADLEY. *Recognizing and Treating Breathing Disorders: A Multidisciplinary Approach*. Churchill Livingstone: Elsevier, 2014, 299 s. ISBN 978-0-7020-4980-4.

KOSIK, K. B., M. TERADA, Ryan MCCANN, A. THOMAS, N. JOHNSON a P. GRIBBLE. Differences in temporal gait mechanics are associated with decreased perceived ankle joint health in individuals with chronic ankle instability. *Gait & Posture* [online]. 2019, 70, 403-407 [cit. 2019-07-29]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.03.032. ISSN 09666362.

KOZÁKOVÁ, J. et al. The influence of hallux valgus on pelvis and lower extremity movement during gait. *Acta Gymnica*, 2011, 41.4: 49-54. DOI: 10.5507/ag.2011.026.

KUČERA, M., KOLÁŘ, P., & DYLEVSKÝ, I. (2011). *Dítě, sport a zdraví*. Praha: Galén.

LAŠTOVIČKA, O., T. KLEIN a M. JANURA. Okamžitý vliv pelot senzomotorických stélek na úhel progrese nohou ve stejné fázi chůzového cyklu u symptomatických dospělých osob - Pilotní studie. *Rehabilitation* [online]. 2018, 25(3), 109-113 [cit. 2019-07-23]. ISSN 12112658.

LEARDINI, A., O'CONNOR, J. J., & GIANNINI, S. (2014). Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint. *Journal of foot and ankle research* [online]. 7(1), 8. [cit. 2019-07-31]. doi:10.1186/1757-1146-7-8

LEETUN, D. T., I. MARY LLOYD, W. JOHN D., B. BRYON T. a D. IRENE MCCLAY. Core Stability Measures as Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes. *Medicine* [online]. 2004, 36(6), 926-927 [cit. 2019-05-21]. DOI: 10.1249/01.MSS.0000128145.75199.C3. ISSN 01959131.

LEVANGIE, P. K. - NORRIN, C. C. 2005. *Joint Structure And Function: A Comprehensive Analysis*. Philadelphia : F.A. Davis, 2005. 0-8036-1191-9.

MARENČÁKOVÁ, J. Vliv klinického typu nohy na kinematické parametry chůze. Olomouc, 2013. Diplomová práce. FTK UP. Vedoucí práce Z. Svoboda.

MARENČÁKOVÁ, J., et al. Functional clinical typology of the foot and kinematic gait parameters. *Acta Gymnica*, 2016, 46.2: 74-81. DOI: 10.5507/ag.2016.004.

McGILL, S. M., S. GRENIER, N. KAVCIC a J. CHOLEWICKI. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003, vol. 13, issue 4, s. 353-359. DOI: 10.1016/s1050-6411(03)00043-9.

MERKER, J., HARTMANN, M., KREUZPOINTNER, F., SCHWIRTZ, A., & HAAS, J. P. (2015). Pathophysiology of juvenile idiopathic arthritis induced pes planovalgus in static and walking condition: a functional view using 3D gait analysis. *Pediatric Rheumatology* [online]. 2015, 13(1) [cit. 2019-07-31]. DOI: 10.1186/s12969-015-0022-z. ISSN 1546-0096.

MUSIL, R., V.HELLEBRANDT, P. KORVAS a M. SEBERA. Časová analýza vybraných fází kroku v průběhu přirozené chůze u dospělých žen. In *Vedecký zborník, Vedecké práce*, 2012. STU Bratislava: Slovenská technická univerzita, 2012. s. 172-178, 286 s. ISBN 978-80-227-3724-1.

OKAMURA, K., S. KANAI, M. HASEGAWA, A. OTSUKA a S. OKI. The effect of additional activation of the plantar intrinsic foot muscles on foot dynamics during gait. *The Foot*[online]. 2018, 34, 1-5 [cit. 2019-07-23]. DOI: 10.1016/j.foot.2017.08.002. ISSN 09582592.

PANJABI, M. The stabilizing System of the Spine, Part II, Neutral Zone and Instability Hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*, 1992, č. 5, s. 390–397. ISSN 0895-0385.

Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. USA: SLACK Incorporated.

POPE, M.h. a M. PANJABI. Biomechanical definitions of spinal instability. *Spine* [online]. 1985, 10(3), 255 - 256 [cit. 2019-05-21]. DOI: 10.1097/00007632-198504000-00013. ISSN 15281159.

RAŠEV, E. Testování posturální stabilizace motoriky ve vztahu s bolestmi zad a evaluace dysfunkce posturálního řízení motoriky metodou posturální somatooscilografie. Praha, 2011. Disertační práce. FTVS UK. Školitel práce D. Pavlů.

RICHARD, J. 2008. *Biomechanics in Clinic and Research*. 1st ed. Churchill Livingstone. ISBN 9780443101700.

- ROSE, J., & GAMBLE, J. G. (2006). Human walking. Philadelphia: Williams & Wilkins.
- SENNOTECH: How can Smart Insoles motion sensor get your plantar pressure trajectory [online]. Smart Insole|Senno Gait, Since & Technology. 26 April 2018. [cit. 24. 3. 2019]. Dostupné z: <https://smartinsole.net/motion-sensor/>.
- SENNOTECH: Accuracy of Senno Gait Systém [online]. Smart Insole|Senno Gait, Since & Technology. 26 April 2018. [cit. 24. 3. 2019]. Dostupné z: <https://smartinsole.net/gait-analysis-accuracy/>.
- SHIH KS, CHIEN HL, LU TW, CHANG CF, KUO CC. Gait changes in individuals with bilateral hallux valgus reduce first metatarsophalangeal loading but increase knee abductor moments. *Gait Posture*. 2014;40(1):38–42.
- SKALIČKOVÁ-KOVÁČIKOVÁ, V. Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty. Olomouc: RL-CORPUS, s.r.o, 2017. ISBN 978-80-270-2292-2.
- SKALKA, P. možnosti léčebné rehabilitace v léčbě močové inkontinence. *Urologie pro praxi*. 2002, 3, 94-100.
- SMIDT, G. L. (1990). Rudiments of gait. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation* (pp. 1-19). New York: Churchill Livingstone Inc.
- TAUBE, W., GOLLHOFER., A. Postural Control and Balance Training. In *Routledge Handbook of Motor Control and Motor Learning*. Gollhofer, A., Taube, W., Nielsen, J.B. (ed.). Simultaneously Publisher in the USA and Canada by Routledge, 711 Third Avenue, New York, NY 10017, 2012. s. 252. ISBN: 978-0-415-66960-3.
- TUNCA, C., N. PEHLIVAN, N. AK, B. ARNRICH, G. SALUR a C. ERSOY. Inertial Sensor-Based Robust Gait Analysis in Non-Hospital Settings for Neurological Disorders. *Sensors* [online]. 2017, 17(4) [cit. 2019-07-24]. DOI: 10.3390/s17040825. ISSN 1424-8220.
- TOUPET, M., GAGEY, P. M., HEUSCHEN, S. Vestibular patients and aging subjects lose use of visual input and expem more energy in static postural control. In UHLÍKOVÁ, Jana. *Posturální stabilizace a rovnováha - teoretická východiska problematiky a vymezení pojmů (řešeršní práce)*. 2016. vedoucí práce E. Rašev; oponent práce K. Maršáková.
- TREW, M., & EVERETT, T. (1997). Human movement. New York: Churchill Livingstone.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část) – Terminologie a biomechanické principy. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 2002, roč. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN: 1211-2658.

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

VAŘEKA, I. & Janura, M. & Vařeková, R.. Kineziologie chůze. Rehabilitace a Fyzikální Lékařství. (2018). 25. 81-86.

VAUGHAN, C.L., DAVIS, B. L., & O'CONNOR, J. C. (1999). Dynamics of human gait, 2nd ed. Cape Town: Kiboho Publishers.

VÉLE, F. Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

WILLIAMS, D. s. a A. MARTIN. Gait modification when decreasing double support percentage. Journal of Biomechanics [online]. 2019, 92, 76-83 [cit. 2019-07-28]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.05.028. ISSN 00219290.

WILSON, J. D., DOUGHERTY, Ch. Core Stability and Its Relationship to Lower Extremity Function and Injury [online]. 2005, 13(5), s. 316-325 [cit. 21.5.2019]. ISSN 1940-5480.

WHITTLE, M. W. Gait analysis: an introduction (4th ed.). (2007). Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Regional Office for the Western Pacific. (2008). Pacific physical activity guidelines for adults : framework for accelerating the communication of physical activity guidelines. Manila : WHO Regional Office for the Western Pacific.

XU, W., et al. Smart insole: A wearable system for gait analysis. In: Proceedings of the 5th International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments. ACM, 2012. p. 18. DOI: 10.1145/2413097.2413120.

XU, J., T. BAO, U.H. LEE, C. KINNAIRD, W. CARENDER, Y. HUANG, K. H. SIENKO a P. B. SHULL. Configurable, wearable sensing and vibrotactile feedback system for real-time postural balance and gait training: proof-of-concept. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation [online]. 2017, 14(1) [cit. 2019-07-26]. DOI: 10.1186/s12984-017-0313-3. ISSN 1743-0003.

YU, B. a W. E GARRETT. Mechanisms of non-contact ACL injuries. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2007, 41(Supplement 1), i47-i51 [cit. 2019-07-24]. DOI: 10.1136/bjism.2007.037192. ISSN 0306-3674.

ZHANG, X. a B. LI. Influence of in-shoe heel lifts on plantar pressure and center of pressure in the medial–lateral direction during walking. *Gait & Posture* [online]. 2014, 39(4), 1012-1016 [cit. 2019-07-23]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.12.025. ISSN 09666362.

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: typy pánve (Kolář, 2009).....	13
Obrázek 2: CE úhel a AC úhel kyčelního kloubu (Kolář, 2009)	15
Obrázek 3: úhel anteverze femuru (Kolář, 2009).....	15
Obrázek 4: Typy kyčelního kloubu dle Belluga (Kapangji, 1987)	16
Obrázek 5: position of no return (Yu, Garret, 2007).....	17
Obrázek 6: klenby nohy (Kapandji, 1987)	19
Obrázek 7: model pružiny plantární aponeurózy (Levangie, 2005).....	20
Obrázek 8: deprese a elevace klenby (Levangie, 2005).....	21
Obrázek 9: Rootova typologie nohy (Anonymus, 2007 In Marenčáková, 2013)	21
Obrázek 10: krokový cyklus (Tunca, 2017).....	24
Obrázek 11: rotace v subtalárním kloubu během krokového cyklu (Mann, 1975).....	25
Obrázek 12: rotace pánve, femuru a tibie během krokového cyklu (Mann, 1975).....	25
Obrázek 13: parametry chůze (Vaughan et al., 1999).....	27
Obrázek 14: senzory Senno Gait (foto autor).....	30
Obrázek 15: stélky Senno Gait (foto autor).....	30
Obrázek 16: pohyb nohy ve třech rovinách, zobrazení v Senno Gait aplikaci	31
Obrázek 17: trajektorie COP včetně interpretace, zobrazení v Senno Gait aplikaci.....	31
Obrázek 18: časové parametry krokového cyklu, zobrazení v Senno Gait aplikaci	32
Obrázek 19: pressure mapping, zobrazení z analýzi Senno Gait v PDF formátu	33
Obrázek 20: pozice 3. měsíce na zádech (foto autor).....	38
Obrázek 21: tripod, nastavení náročného DK (foto autor).....	39
Obrázek 22: pozice medvěda (foto autor)	40
Obrázek 23: nastavení nohou v pozici medvěda (foto autor).....	40
Obrázek 24: squat (foto autor).....	41
Obrázek 25: výpon jedné DK v squatu (foto autor).....	41

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: pohyb nohy v sagitální rovině vzhledem k referenčním hodnotám u náhodně vybraného probanda	43
Graf 2: pohyb nohy ve frontální rovině vzhledem k referenčním hodnotám u náhodně vybraného probanda	43
Graf 3: pohyb nohy v transverzální rovině vzhledem k referenčním hodnotám u náhodně vybraného probanda	44

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: rozložení mužů a žen ve skupinách.....	36
Tabulka 2: charakteristika souboru	36
Tabulka 3: popis sledovaných parametrů	43
Tabulka 4: změny časových parametrů experimentální skupiny pro LDK před a po terapii... 46	46
Tabulka 5: změny časových parametrů experimentální skupiny pro PDK před a po terapii... 46	46
Tabulka 6: změny časových parametrů LDK při porovnání skupin	48
Tabulka 7: změny časových parametrů PDK při porovnání skupin.....	49
Tabulka 8: změna procentuálního podílu hodnot v reverenčním rozpětí před a po terapii u exp.skupiny pro LDK.....	50
Tabulka 9: změna procentuálního podílu hodnot v reverenčním rozpětí před a po terapii u exp.skupiny pro PDK	50
Tabulka 10: změny procentuálního podílu hodnot v reverenčním rozpětí ve srovnání s kontrolní sk. pro LDK.....	50
Tabulka 11: změny procentuálního podílu hodnot v reverenčním rozpětí ve srovnání s kontrolní sk. pro PDK.....	51
Tabulka 12: změna indexu stability u exp.skupiny před a po terapii u LDK.....	51
Tabulka 13: změna indexu stability u exp.skupiny před a po terapii u PDK.....	51
Tabulka 14: změna indexu stability ve srovnání s kontrolní skupinou pro LDK	52
Tabulka 15: změna indexu stability ve srovnání s kontrolní skupinou pro PDK.....	52

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č.1: Analýza chůze Senno Gait v PDF formátu

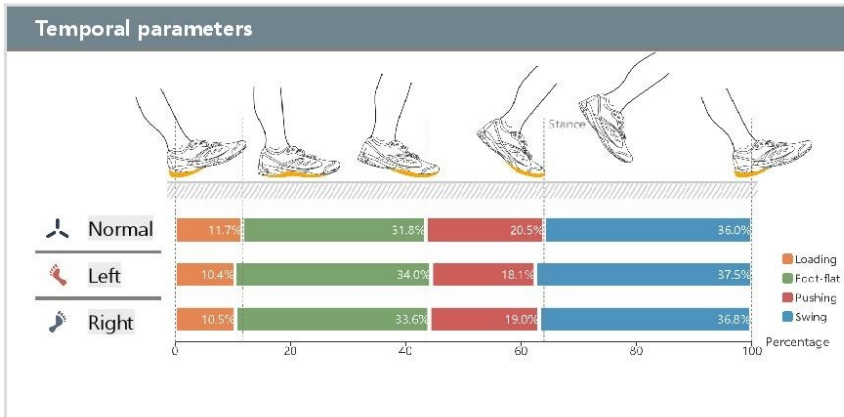
Příloha č.1: Analýza chůze Senno Gait v PDF formátu

Powered by **Sennotech**

Testee information
[Redacted]

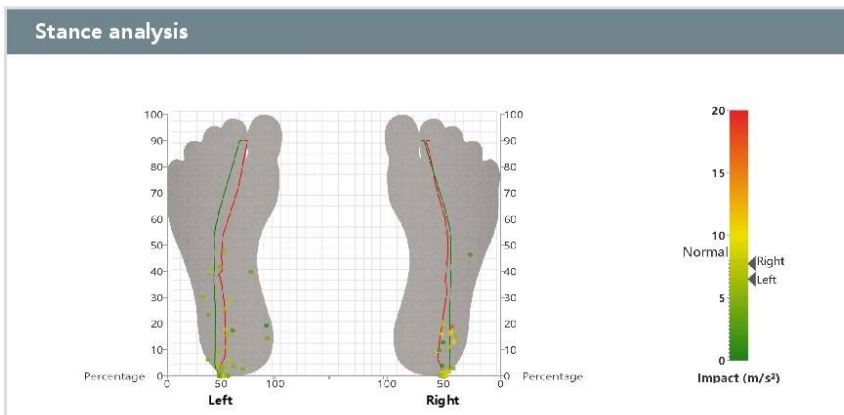
Analyst
rehabtest

Data test
2019-03-01 15:27 Data integrity: Bad Jogging test *
Nothing



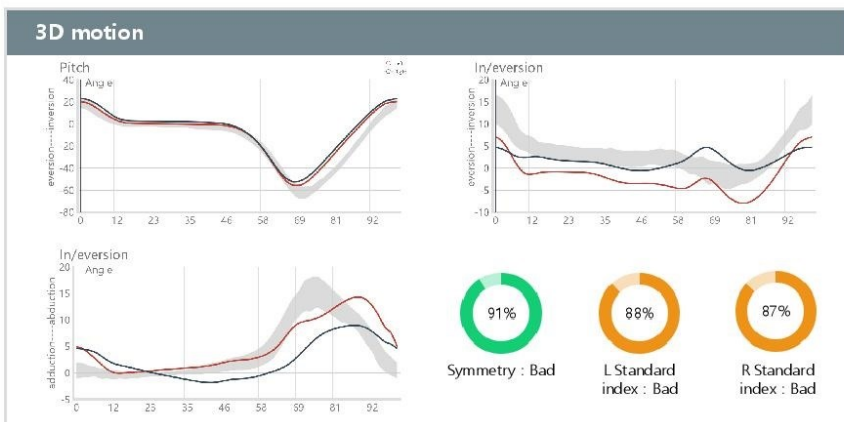
Data interpretation

1. Analysis: Main load bearing leg is R. Potential risks: leg length discrepancy, antalgic gait.



Data interpretation

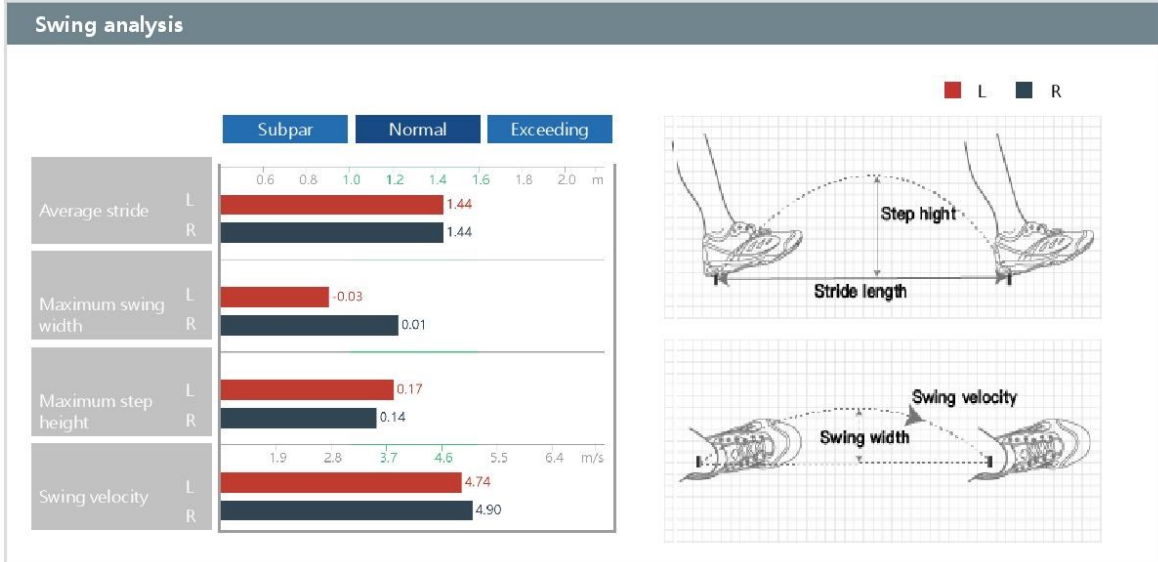
1. Analysis: Heel landing position is excessively towards the outer side.(LF/RF)
2. Analysis: Heel lands on the outer side.(LF/RF)
3. Analysis: Under pronation. Potential risks: rigid arch, high arch. (RF)



Data interpretation

1. Statement: Symmetry indicates muscle strength balance and body coordination. A low Standard Index reflects a improper movement pattern differing from normal.

Powered by **Sennotech**



Data interpretation

1. Analysis: Under pronation, high risk of strephenopodia, plantar fascia overtension, high arch, under abduction of toe. Risks: impact injury to knee, ankle and hip, low stability of single foot stance phase, lower limb joint degeneration, knee pain, lumbago. (RF)

2. Analysis: Hip abductors tension, high risk of knock-knee, big angle of femoral anteversion. Risks: forefoot pain, lumbago, big lower abdomen. Or hip abductors flaccidity, intortor tension, high risk of genu valgum. (LF/RF)

Solution: Stretch tensor fasciae latae, the gluteus minimus, the gluteus medius. Stretch the hip adductor, Strengthen the hip abductor.

Powered by **Sennotech**

