

Diplomová práce

2015

Bc. Anna Dostálová

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie



Anna Dostálová

Vliv kognitivního úkolu na posturu a krokový stereotyp

Diplomová práce

Vedoucí práce Doc. MUDr. Alois Krobot, Ph.D

Olomouc 2015

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc dne

Podpis

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce v ČJ: Vliv kognitivního úkolu na posturu a krokový stereotyp

Název práce v AJ: Cognitive task and its effect on posture and the gait cycle

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd, Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Anna Dostálová

Školitel: Doc. MUDr. Alois Krobot, Ph. D.

Oponent práce: Mgr. Barbora Kolářová, Ph. D.

Abstrakt v ČJ: Práce se zabývá vlivem kognitivního úkolu na krokový stereotyp. Využívá principu dual task. Jako úkol byla zvolena změna dechového rytmu, kdy si proband počítá kroky, během nichž nadechuje a ty, během nichž vydechuje. Tento poměr nádech/výdech je dán instrukcemi na 4/8 a 4/12. Obě situace jsou testovány pro 2 rychlosti (3 km/h a 6 km/h). Sledoval se vliv hlavně na silové parametry chůze, délku kroku a rotaci chodidla. Byl potvrzen efekt na silové parametry, kdy došlo ke snížení hodnot. Rotace nebyla potvrzena významným parametrem, zatímco délka kroku ano. Výsledky práce jsou využitelné v praxi nejen u pacientů s neurologickým onemocněním nebo po traumatech, ale u zdravých lidí s funkčními poruchami.

Abstrakt v AJ: The goal of the study is the influence of a cognitive task on the gait cycle. The Dual Task principle is used. The change of breath rhythm was chosen as the task. The tested subject counts the steps when he inhales and the steps when he exhales. That inhale/exhale ration is determined by instructions at 4/8 and 4/12. Both situations are tested for 2 speeds (3 kph and 6 kph). Mainly, the influence on the strength parameters of walk, stride length and rotation of the foot was observed. It was confirmed that the strength parameters were affected and the values were lower. The rotation was not confirmed to be an important parameter, however, the stride length was. The results of the thesis can be used in real life not only on patients with neurological conditions or after traumatic injury, but even on healthy patients with functional disorders.

Klíčová slova v ČJ: krokový cyklus, dýchání postura, biomechanika bránice, dual task

Klíčová slova v AJ: gait cycle, breathing, posture diaphragm biomechanic, dual task

Obsah

ÚVOD	8
PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	9
1 ZÁKLADNÍ POZNATKY	9
1.1 ŘÍZENÍ POHYBU	9
1.2 ŘÍZENÍ POHYBU Z ANATOMICKÉHO A FYZIOLOGICKÉHO HLEDISKA	9
1.3 MOTORICKÉ UČENÍ	11
1.4 DECHOVÉ POHYBY, BRÁNICE A JEJÍ FUNKCE	12
1.5 AKTIVITA BRÁNICE A PÁNEVNÍHO DNA BĚHEM DÝCHÁNÍ	12
1.6 VLIV POHLAVÍ NA KINEMATIKU HRUDNÍHO KOŠE BĚHEM DÝCHÁNÍ	13
1.7 KOREKCE POSTURÁLNÍHO SYSTÉMU	13
1.8 STABILIZACE SYSTÉMU	14
1.9 POSTURÁLNÍ VÝZNAM JEDNOTLIVÝCH SYSTÉMŮ	14
1.10 POHYB A KOGNITIVNÍ FUNKCE	16
1.11 VLIV LOGISTIKY A PSYCHIKY NA POHYB ČLOVĚKA	18
1.12 VLIV PROSTŘEDÍ NA POHYB	19
2 CHŮZE A BIOMECHANIKA	20
2.1 METODY STUDIA A POPISU CHŮZE	20
2.2 SÍLA A KROKOVÝ CYKLUS	21
2.3 FÁZE KROKOVÉHO CYKLU	22
2.4 TĚŽIŠTĚ A CHŮZE	23
2.5 CHŮZE A TREADMILL	23
2.6 ZEBRIS	24
2.7 REPORT A SLEDOVANÉ PARAMETRY	24
3 CÍLE PRÁCE	26
3.1 STANOVENÍ NULOVÉ HYPOTÉZY	27
3.2 ALTERNATIVNÍ HYPOTÉZA	27
4 METODA VÝZKUMU	28
4.1 ÚVOD	28

4.2 PRINCIP POSITIVE INTERFERING DUAL TASK.....	29
4.3 CHARAKTERISTIKA PROBANDŮ SKUPINY	30
4.4 ORGANIZACE	30
4.5 PRŮBĚH MĚŘENÍ.....	30
4.6 PROBANDI A PRŮBĚH TESTOVÁNÍ.....	31
4.7 ZPRACOVÁNÍ DAT	31
4.8 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT	32
5 VÝSLEDKY.....	33
5.1 HODNOCENÉ PARAMETRY A ZMĚNY.....	33
5.2 ZMĚNY A RYCHLOST 3 KM/H.....	34
5.3 ZMĚNY A RYCHLOST 6 KM/H.....	36
5.4 ŽENY A 3 KM/H	41
5.5 ŽENY A 6 KM/H	41
5.6 MUŽI A 3 KM/H	44
5.7 MUŽI A 6 KM/H	46
5.8 SOUHRNNÉ VÝSLEDKY	48
5.9 HYPOTÉZA A VÝSLEDKY	49
5.9.1 Výsledky k hypotéze H_0	50
5.9.2 Výsledky k hypotéze H_{01}	50
5.9.3 Výsledky k hypotéze H_{02}	50
5.9.4 Výsledky k hypotéze H_{03}	50
5.9.5 Výsledky k hypotéze H_{04}	51
5.10 Alternativní hypotéza a výsledky	51
6 DISKUZE.....	53
6.1 ÚVOD.....	53
6.2 LIMITY	54
6.3 MOŽNOSTI ROZVOJE EXPERIMENTU	55
6.4 DUAL TASK A VLIV NA RŮZNÉ SKUPINY OSOB	56
6.5 DUAL TASK A AKTUÁLNÍ TESTOVANÁ SKUPINA	58
6.6 AKTUÁLNÍ TESTOVANÁ SKUPINA A POROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ.....	59
6.7 PRAKTICKÝ VÝSTUP Z HODNOCENÝCH VÝSLEDKŮ.....	61

ZÁVĚR.....	63
REFERENČNÍ SEZNAM	64
SEZNAM ZKRATEK.....	69
SEZNAM OBRÁZKŮ.....	70
SEZNAM TABULEK	72
SEZNAM PŘÍLOH.....	73
PŘÍLOHY	74

ÚVOD

Metody v rehabilitaci se neustále rozšiřují, doplňují a obohacují. Dnešním trendem je objektivizovat a zefektivňovat terapie, které jsou prováděny. V rámci tohoto postupu se dostáváme do kontaktu s přístroji jako Lokomat, posturograf, Zebris, C mill a další, které využíváme k terapii pacientů. Je vidět snaha o aktivní využití těchto nových metod, protože informace, které můžeme získat, jsou velice cenné a nápomocné v práci fyzioterapeuta. Tyto nové poznatky a metody můžeme aplikovat do většiny odvětví fyzioterapie. Práce se zabývala analýzou chůze na přístroji Zebris. Zkoumali jsme, do jaké míry se změní dané parametry chůze, pokud zasáhneme do dechového cyklu. Pohyb ve vertikále, dechová mechanika a možnost samostatného pohybu je neodmyslitelně spjata s lidským bytím, proto cíl rehabilitace by se měl ubírat do tohoto klíčového bodu. Měl by být objasněn vztah mezi těmito systémy, které spolu velice úzce souvisí a jejich možnost využití v terapii pacientů. Nové metody objektivizace patří pomalu k neoddelitelné součásti fyzioterapie, ale i zahraniční odborná literatura je neodmyslitelnou součástí. K vyhledání odpovídající literatury byly využity databáze, kde se nacházely aktuální články EBM, které reflektovaly danou problematiku. K efektivnímu vyhledávání byla využita strategie systému PICO, která pomohla definovat cíle, otázky a klíčová slova týkající se výzkumu. Využívá se k vyhledání v medicínských databázích. Zkratky jednotlivých písmen znamenají jednotlivé kroky ke stanovení cíle našeho hledání. P, Patient/Population, definuje skladbu pacientů, tzn. jak vypadá cílová skupina. I, Intervention, znamená ovlivnění, zásah či prognózu a otázku, co vlastně očekávám za změnu a výstup. C, comparasion, je porovnání a hledání porovnání. O, Outcome, znamená výstup, co vlastně chceme ovlivnit a využití v praxi. Na základě tohoto modelu byla vybrána klíčová slova gait cycle, breathing, posture diaphragm biomechanic, dual task. Pro vyhledávání studií byly využity databáze MEDLINE, ProQuest a PubMed. Dále byly manuálně vyhledány články, které neobsahovaly klíčová slova, nacházely se v referenčních seznamech použitých prací a byly vhodné k danému tématu. Strategie vyhledávání se tedy řídila doporučenými postupy. Zadanými klíčovými slovy byly vyhledány odpovídající články, následně odstraněny duplikáty a dané články byly prověřeny, zda byly vhodné či nikoliv. Poté bylo evidováno, kolik z vyhledaných článků bylo ve full textové podobě a jako poslední krok bylo využito posouzení kvality článku, zda se jednalo o meta analýzu, control trial, clinical control trial nebo randomized control trial, které byly využity v této práci. Články byly v anglickém jazyce. V práci je uvedeno 29 studií, z nichž zatím byly všechny ve fulltextových podobách.

PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

1 ZÁKLADNÍ POZNATKY

1.1 Řízení pohybu

Pro pohyb je nezbytné řízení z vyšších center nervového systému. Kdyby byl neporušený svalový aparát, bez nervového přenosu by nemohl být pohyb uskutečněn. Na řízení se podílí mnoho mozkových struktur. Do centrálního řízení motoriky zahrnujeme míšní reflexy, centrální generátory pohybu, extrapyramidový systém, mozeček, hlavové nervy, bazální ganglia

a motorický cortex. Periferní řízení se uskutečňuje ze tří zdrojů: z rovnovážného ústrojí, ze zrakového ústrojí a z receptorů umístěných ve svalech, kloubech a kůži – z propriocepce. Je tedy zřejmé, že pohyb je výsledkem mnoha dějů a struktur do nich zapojených. Každý sval pracuje při pohybech a udržování stability jednak v rámci svého pohybového segmentu, ale i v rámci celého těla. Komplexní zautomatizované pohyby jsou vykonávány pohybovými řetězci. Jak je známo, mozek tedy neřídí svaly, ale pohyby. Při chůzi byla prokázána zvýšená aktivita primárního senzomotorického komplexu, striata, cerebella, vizuálního kortexu a dorzálního motorického kmene. Činnost kosterního svalstva je řízena jako funkční celek.

1.2 Řízení pohybu z anatomického a fyziologického hlediska

Jak bylo zmíněno, struktur, které se podílejí na tvorbě pohybu, je mnoho. Jak tento proces vytváření pohybu vzniká, bude popsáno v následujícím odstavci. Zjednodušeně má celý proces 6 částí, a to plánování, tvorbu, příkaz, provedení, kontrolu a učení pohybu. Řízení pohybu probíhá jako obousměrná výměna informací mezi mozkiem a výkonným orgánem. Mozek posílá do svalů informace jako motorické příkazy a výkonný orgán posílá senzorické informace ze svých čidel zpět do mozku (Velé, 2012, s. 27). Tak funguje zpětná vazba, aby se CNS přesvědčil, že jsou příkazy plněny. Ani tato zpětná vazba není dostatečná k dokonalému řízení, proto má nezastupitelnou funkci zrakový analyzátor, který se v této situaci uplatní a pomůže vyhodnotit překážky, které by mohly pohybu bránit. Vzniká dopředná zpětná vazba, která má prediktivní ráz.

Pro vznik pohybu je tedy nejprve nutné, aby vznikl plán. Ten začíná v asociačních oblastech, kde se zrodí myšlenka. Aby mohl plán být uskutečněn a s něčím porovnán, jsou

třeba informace o současné poloze těla, tu zajistí senzitivní a sensorické oblasti. Limbický systém poskytne motivaci k pohybu, protože bez ní by se myšlenka zrodila, ale neměla by být proč uskutečněna. Mozeček pomůže vyhodnotit možnosti pohybu vzhledem k poloze a pohybu těla. Následně na to reagují motorické oblasti, které vytvářejí návrh pohybu, který pošlou do bazálních ganglií.

Tvorba pohybu probíhá v bazálních gangliích, které přijmou všechny informace a vyberou vhodné pohybové vzorce. V této fázi do procesu vstupuje mozeček, který informuje o podnětech, které do něj vstupují a zapojuje se do výběru motorického vzorce (motorická paměť). Na základě všech informací se vytvoří ideální vzorec pohybu a jeho návrh putuje do primární motorické oblasti.

V primární motorické oblasti vzniká příkaz k pohybu, který je vyslán cestou pyramidové dráhy. Zde je důležitý timing, aby byl pohyb vykonán ve správný okamžik. Provedení pohybu má na starost několik dílčích systémů. Prvním jsou míšní motoneurony a motorická jádra hlavových nervů, které přijímají informace a posílají je do příčně pruhovaných svalů. Šlachová a svalová vřeténka zpětně informují CNS o změnách ve svalech a šlachách. Proprioceptory, rovnovážné ústrojí a zraková dráha se podílejí na dodávání informací do mozečku o změnách polohy a pohybu těla v prostoru. Ten potom vyšle signál do primární motorické oblasti, která neustále upravuje a kontroluje směr a kvalitu pohybu. Mozeček však informuje i podkorové struktury, které upravují polohu těla a napětí svalů. Kontrola pohybu je pod vlivem mozečku, který neustále během pohybu pracuje a kontroluje jeho směr, rychlost, přesnost a ukončení.

Poslední částí procesu je motorické učení. K němu dochází při opakování pohybu za jeho současné fixace a zdokonalování. Zároveň se vytváří nové pohybové vzorce nebo se upravují vzorce staré. Do procesu motorického učení je zapojen mozeček, bazální ganglia, motorické a asociační oblasti mozkové kůry a hipokampus.

Z výše uvedeného je jasné, že pohyb je výsledek opravdu důmyslného systému dějů, které mají svůj daný řád. Je však možné do něj vstoupit a upravit dle dané situace, jelikož obrovská variabilita vzniká již na začátku plánování, kde se rodí myšlenka, která může být ovlivněná limbickým systémem. Výkonný orgán, který vytvoří pohyb na základě výsledku těchto dějů, vykoná pohyb, kterého se účastní vždy více svalů, jejich činnost probíhá koordinovaně jako mezisvalová souhra, a to nejen mezi svaly, které se podílejí na účelovém pohybu, ale i posturálními svaly, které zajišťují současně jistotu polohy i pohybu těla

v gravitačním poli Země, i svaly dechovými. Aktivované svaly pracují podle určitého timingu a určitého nastavení intenzity pohybu (Velé, 2012, s. 26).

1.3 Motorické učení

Motorické učení je nepostradatelná součást naší existence. Je to proces, bez nějž bychom se nemohli pohybovat, komunikovat, nasýtit se nebo rozmnožovat. Fakt, že můžeme získávat

a zdokonalovat nabitě dovednosti nás vede k zájmu a motivaci, která je v celém procesu nezbytná, mnohdy klíčová.

Motorické učení by se dalo popsat několika různými způsoby. Zde budou uvedeny čtyři základní charakteristiky a následně definice, která z těchto bodů vyplývá.

- Učení je proces získávání schopností k provedení dovednosti.
- Je to hlavní důsledek praxe a zkušenosti.
- Nemůže být přímo pozorován, jedná se o proces vedoucí ke změnám v chování, který je ovlivněn vnitřními faktory, které nejsou dostupné k přímému vyšetření. Avšak na základě těchto dějů se dají vyvodit změny, které mohou být sledovány.
- Vzniká relativně trvalá změna naučeného pohybového chování.

Syntézou těchto čtyř bodů je možné vyslovit definici motorického učení. Motorické učení je soubor procesů spojených s praxí a zkušeností vedoucích k relativně trvalým změnám schopností naučeného pohybu (Schmidt, Lee, 2011, s. 327). Aby však mohl tento proces proběhnout, je nutné splnit několik předpokladů. Těmi jsou fungující percepční a motorický systém. Řadíme sem zrak, vestibulární aparát, propriocepci pro první podmínku a pro druhou to je fungující systém na spinální a supraspinální úrovni.

Prvky motorického učení dělají v mnoha ohledech studium a experimenty těžší. Je třeba mít na paměti, že motorické učení je relativně permanentní. To v praxi znamená, že naučené aktivity nemohou jen tak pominout v několika minutách nebo hodinách. Dramaticky by se dalo říci, že pokud trénujete a učíte se něčemu novému, už nikdy nebudete stejná osoba jako předtím. Výhodou však je, že se dosahuje rozvoje motorických dovedností a ekonomizace funkce, která je velice často terapeutickým cílem.

1.4 Dechové pohyby, bránice a její funkce

Bránice je hlavním inspiračním svalem, spolu s interkostálními svaly, zajišťuje hlavní dechovou mechaniku. Je inervovaná z n. phrenicus horních krčních segmentů C3 – C4. Dechové pohyby slouží k metabolickým potřebám, probíhají automaticky, ale můžeme je ovládat vůlí například při řeči, zpěvu nebo hře na dechový nástroj. Hlavní úlohou je výměna dechových plynů. Tyto pohyby mají současně i posturální funkci. Mění rytmicky tvar hrudníku a tím ovlivňují držení a konfiguraci těla. To potvrzuje Kolář et al., kteří uvádí, že bránice není pouze dechovým svalem, ale může být aktivována nezávisle na respiraci. To bylo potvrzeno využitím zobrazovacích metod. Pohyb bránice na MRI během volního zadržetí dechu není výsledek jen změny tlaku v břišní dutině, ale také její aktivní kontrakce (Kolář 2009b, s. 391).

Aktivita bránice a její význam je stálým předmětem zkoumání mnoha studií. Pokud se budeme zabývat posturální složkou, je nutné si uvědomit, že k jejímu ovlivnění se musíme zabývat i technikami upravujícími dechový stereotyp. Funguje to i naopak. Pokud chceme ovlivnit respirační funkci, měli bychom využít techniky spojené s posturální aktivitou. Využít se k tomu dají dechové nebo instrumentální techniky, například PEP maska, které generují trvalý pozitivní přetlak. Ten při dýchání proti odporu zvyšuje intrabronchiální tlak a výrazně zvyšuje se i aktivitu bránice (Kolář et al., 2009a, s. 258).

Koaktivace bránice s abdominálními svaly, která způsobí vzrůst intra-abdominálního tlaku byla zkoumána například autory Hodge a Gandevia (2000, s. 967). Ti zjistili a potvrdili, že inspirace a expirace je kontrolována protichůdnou aktivitou bránice a abdominálních svalů. Ty poté měnicím se tlakem v břišní dutině ovlivňují její tvar. Navíc během pohybu končetin je bránice a musculus transversus abdominis v tonické kontrakci. Jsou tedy ovlivněny fází a frekvencí jejich pohybu. Aktivita ostatních trupových svalů dle jejich závěru není tak jasně modulována dýcháním. Nejen tonická kontrakce, ale i velikost exkurze bránice je pohybem končetin ovlivněna. Podle Koláře et al. Se během posturálních aktivit horních i dolních končetin exkurze bránice výrazně zvětší. Změny se objeví současně, zdá se však, že k výraznějším změnám dochází na dolních končetinách (Kolář et al., 2010, s. 1068).

1.5 Aktivita bránice a pánevního dna během dýchání

Svaly pánevního dna jsou v synergii s ostatními svaly břišní dutiny. Zejména s bránicí a šikmými abdominálními svaly. Jsou zodpovědné za změny intraabdominálního tlaku,

stability trupu a brání inkontinenci během dýchání a kašlaní. Dohromady jsou označovány jako core muscles.

Fázická kontrakce bránice vede k oploštění a jejímu kaudálnímu posunu, k aktivitě v dutině břišní a vzrůstu intra-abdominálního tlaku (IAP). Během výdechu se bránice excentricky kontrahuje a opět se vytváří kopule směřující do dutiny hrudní. Koncentrická kontrakce anterolaterálních svalů břicha během usilovného výdechu zvyšuje IAP a facilituje posun bránice směrem kraniálním. Tato změna IAP není jen změnou k posunu bránice směrem k hlavě. Bylo zjištěno, že bránice i pánevní dno se pohybují paralelně a synchronizovaně během normálního i usilovného výdechu (Talasz et al., 2011, s. 61–68).

1.6 Vliv pohlaví na kinematiku hrudního koše během dýchání

Rozdíly mezi pohlavími jsou zajímavou kapitolou výzkumu. Nabízí se tedy otázka, do jaké míry je kinematika thorakoabdominální krajiny pohlavím ovlivněna. Je obecně známo, že dechová vlna a přirozený dechový stereotyp se u pohlaví liší. Lidově řečeno muži využívají více břišní a ženy využívají hrudní typ dýchání. Faktem ovšem zůstává, že vliv na kinematiku dané oblasti je stále plně neobjasněn a názory jsou stále kontroverzní. Dechový stereotyp signifikantně ovlivněný pozicí trupu a pohlavím (Romei, et al., 2010, s. 187). Autoři ve studii využili

u probandů pozice sedu s oporou zad, ze které postupně přecházeli do polohy v lehu na zádech. Výsledek prokázal změnu postury v abdominální krajině pouze u žen. Ženy jsou též charakterizovány menším rozvíjením hrudníku, menším minutovým výdejem a též i menší aktivitou břicha během dýchání než muži. Takže určitý vliv pohlaví můžeme pozorovat.

1.7 Korekce posturálního systému

Hlavní pohybovou osu tvoří pánev – páteř – hlava. Při dýchání se zapojuje v koaktivaci většina trupových svalů, nutně se při tom mění nastavení hrudníku a držení těla. Při nádechu a výdechu se cyklicky mění inhibiční a excitační vliv na svalstvo – při nádechu dochází k excitačnímu vlivu na svalovou aktivitu posturálně-lokomočního systému, výdech je naopak spojován s relaxací a uvolněním svalového napětí. Pokud se vrátíme k významu základní osy, je nutno říci, že páteř a pánev tvoří funkční pohybovou jednotku. Podle Koláře et al., postavení pánve výrazně ovlivňuje funkci bránice, a to nejen svým vrozeným morfologicky daným konfiguračním typem, ale především svou pohyblivostí v rámci fylogeneticky definované spolupráce s celou páteří. V hlavní ose je též velice důležitý mezičlánek, hrudník.

Který je stabilní, ale nejméně pohyblivou součástí. Pokud dojde k omezení pohybu v tomto úseku, vytváří se funkční motorické poruchy dýchání (Kolář et. al., 2009a, s. 254). Nemůžeme opomenout polohu hlavy jako koncového segmentu osy. Pokud je vytvořeno neergonomické zakřivení (předsunutá držení, prohloubená lordóza, vysunutá brada, stranová úchylka), dochází ke značnému ovlivnění bránice a dechového stereotypu. Tyto vztahy v krátkosti nastiňují propojení celého systému. Z toho jasně vyplývá fakt, pokud ovlivníme jednu část těla, na jiné části budeme pozorovat změnu, která se odehrála. Nezáleží na tom, zda je to segment sousedící, díky propojení přes základní osu můžeme sledovat ovlivnění vzdálených částí těla. Tyto výstupy je pak možné nejen pozorovat, ale i změřit.

1.8 Stabilizace systému

Dechové pohyby jsou důležité pro stabilizaci těla, relaxaci mezi dechovými pohyby a pro posturu. Existují tedy úzké vztahy mezi dechovými pohyby a držením těla (Velé 2012, s. 59–60). Se vzrůstem IAP během kontrakce se zvýší tuhost a stabilita páteře (Kolář et al. 2010, s. 1070). Tuto skutečnost potvrzuje i Velé tím, že dechové pohyby rytmicky ovlivňují držení těla a rytmicky ovlivňují dráždivost nervové soustavy. Při nádechu je nervová soustava facilitována a postura stabilizována. Při výdechu dochází k inhibici a relaxaci. Avšak při aktivním výdechu proti odporu (například zpěv) je nervová soustava facilitována a poloha osového orgánu stabilizována (Velé, 2012, s. 136).

V rámci stabilizace systému se nemůžeme bavit pouze o hlavní ose, která je samozřejmě stěžejní. Aby hlavní osa mohla fungovat, je třeba využít další části systému, které pomáhají stabilizovat a funkčně ho propojit. Vývoj a propojení svalových smyček shrnula a popsala v své knize Čápová. V konceptu bazálních programů a podprogramů vysvětluje stěžejní význam stabilizace lopatky a opory o horní končetinu, která má neoddělitelný vztah k dynamické stabilizaci pánve. Stabilizace pánve je součástí fungující opory o horní končetinu, kdy se výrazně uplatňuje dynamická stabilizace lopatek. Zřetězení svalových aktivit horních i dolních stabilizátorů lopatek vyústí do funkčního propojení horního a dolního trupu, který hraje důležitou roli pro udržení stability a neutrality pánve v rovině sagitální, ale i při utváření opory pro bránici (Čápová 2008, s. 51).

1.9 Posturální význam jednotlivých systémů

Postura je poloha těla v klidu, označuje statický děj, který ale má dynamickou složku pro udržování polohy za měnících se okolních podmínek. Podle Velého postura vždy pohybu

předchází a posturální systém se snaží posturu udržet, a proto brání její změně aktivací tonických svalů (Velé, 1995, s. 72). Podle Čáповé cíleně orientovanou posturu označujeme jako atitudu. Ta je rozhodujícím fenoménem pro průběh plánovaného pohybu (Čáповá, 2008, s. 19). Dále můžeme ještě definovat posturální reaktivitu, což je automatické přizpůsobení polohy hlavy, končetin a trupu v rámci atitudy potřebám pohybového záměru (Čáповá 2008, s. 20). Podle Koláře et al. posturu chápeme jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová. Postura není synonymem vzpřímeného stoje, ale součástí jakékoliv polohy a je základní podmínkou pohybu a nikoliv naopak (Kolář et al., 2009a, s. 38)

Podle Koláře et al., rozlišujeme tři součásti posturálního systému.

- *Posturální stabilita* je kontinuální zaujímání stálé polohy.
- *Posturální stabilizace* je aktivní svalové držení segmentů těla proti působení zevních sil řízené nervovým systémem.
- *Posturální reaktivita* je vyjádřena momenty sil působících v pákovém systému lidského těla, základem je potom střídání punctum fixum a punctum mobile během pohybu zajištěným úponovou stabilizací svalu (Kolář et al., 2009a, s. 39).

Dle Velého svalový systém udržující stabilitu postury je složen ze dvou funkčně rozdílných svalových systémů. Oba systémy pracují ve vzájemné spolupráci. Zahrnují dechové svalstvo, se kterým doplňují a řídí jistotu polohy a pohybu těla před pádem .

- *Vnitřní (hluboký) stabilizační systém* – složen z krátkých a hluboce uložených fixačních svalů (autochtonní muskulatura) a z relativně krátkých svalů podobných vlastnostem na ramenním a pánevním pletenci. (Zahrnuta je i bránice spolupracující s m. transversus abdominis a svaly pánevního dna, avšak bránice je specifický posturální sval se širokým záběrem jak dechové, tak posturální funkce řazený do obou skupin).
- *Vnější (povrchový) stabilizační systém* – složen ze středně dlouhých a dlouhých záběrových svalů udržující pohybovou jistotu (ty však mohou poškodit při silovém záběru slabší vnitřní systém). Řadíme sem bránici, která udržuje stabilitu nejen ve vertikále, ale i při vychýlených polohách. K celému systému patří svalstvo pánevního pletence, dolních končetin a celá dechová muskulatura (Velé, 2012, s. 119–120).

Axiální systém má nezastupitelný význam v udržení postury a jejích změnách. Je dokázáno, že zapojení autochtonní muskulatury začíná již při představě pohybu. To znamená, že tento systém dynamicky a přesně reaguje na změny, které se v organismu dějí ještě dříve, než uvidíme reakci větších svalových skupin. Řízení posturální funkce je iniciováno pohybem očí, vzniká tzv. pohybový axiom, kdy pohyb očí je následován pohybem krční páteře. Axiální orgán tedy musí dynamicky upravovat posturu už v době pohybového záměru (Velé 1995, s. 24). Je to systém, který je propojen s dalšími částmi těla, a to s os sacrum v oblasti pánve a s kyčelními klouby. Tím vzniká propojení svalovými smyčkami jdoucími na dolní končetiny.

Pánev v posturálním významu tvoří oporu axiálnímu systému. Může být pevná nebo dynamicky proměnná. Podle Velého na postavení pánve závisí postavení páteře a tvar jejího zakřivení. Na postavení pánve působí svaly spojující pánev s dolními končetinami, s páteří a s hrudníkem přes fascie až na svaly ramenního pletence. Na výsledné postavení má tudíž vliv vyvážená i nevyvážená aktivita těchto svalů nebo i jejich neefektivní propojení v rámci systému (Velé, 1995, s. 62). Vlivu, významu, stabilizaci a vřazení horních končetin jsme se věnovali v předchozím textu. V návaznosti je nutné zmínit vliv oblasti malé pánve, respektive vliv kostrče a pánevního dna, na stabilitu těla a došlap chodidla. Je jasné, že tyto struktury mají velice úzký vztah se stabilizátory kyčelních kloubů a ploskami. Jejich propojení je oboustranné, tzn. postavení chodidla ovlivňuje funkci a zapojení svalů pánevního dna, a naopak, z pánevního dna je ovlivněna funkce chodidla. Z tohoto vztahu je jasné, jaká důležitost plyne ze správného nastavení a propojení pánve s celým systémem.

1.10 Pohyb a kognitivní funkce

V rámci této kapitoly si položíme otázku, jakou má souvislost pohyb a kognitivní funkce a jak se mohou tyto dvě složky ovlivňovat či doplňovat. Pro pochopení tohoto vztahu je nutné definovat pojmy, podívat se na anatomické a fyziologické aspekty funkce a uspořádání mozkové kůry. Následně na období lidského vývoje a naposledy na pacienty s poruchami, abychom si mohli z toho naopak ozřejmit, jak tato vazba funguje u zdravého dospělého jedince.

Pojmem kognitivní funkce rozumíme souhrnný název pro myšlení, které nemůžeme zcela oddělit od vnímání a vědomí. Měli bychom ho vnímat vždy ve vztahu k nějakému cíli. K obecné charakteristice myšlení patří poznávací proces mezi subjektem a objektem. Je to praktická činnost, která je zaměřena k řešení problému. Myšlení hodnotíme hlavně podle

slovního a psaného projevu, ale také jako komplexní mozkové funkce, jež jsou spojeny s lateralizací, spánkem, bděním, emocemi, sexualitou a pamětí. Kognitivní funkce jsou popisovány jako funkce zpracování informace, která probíhá mezi senzoryckými a motorickými výstupy jako různorodé funkce asociační mozkové kůry. Vstupy do asociační kůry zahrnují spojení z primární a sekundární senzorycké a motorické kůry, thalamu a mozkového kmene. Výstupy zasahují do hippocampu, bazálních ganglií, mozečku a ostatních částí asociační kůry (Raboch, 2000, s. 110).

Poznámky k anatomii v podstatě doplní již výše uvedené. Úmyslné pohyby jsou řízeny komplexní činností nervové soustavy. Dominantní postavení v jejich integraci má mozková kůra. Motorické funkce mozkové kůry jsou úzce spjaty s činností bazálních ganglií, podkorových motorických jader, mozečku, retikulární formace a spinální míchy. Přitom elektrofyzilogická měření ukázala, že vzruchová aktivita se před započatím pohybu objevuje nejdříve v limbické oblasti, pak v bazálních gangliích a nakonec v kortexu (Trojan 2003, s. 639). Z toho vyplývá fakt, že lidská motorika je pod obrovským vlivem našeho emočního centra a je klíčovou pro uskutečnění pohybu. Rozhodující korové motorické centrum je primární motorická oblast uložená před gyrus praecentralis. Důležité je uspořádání Becových buněk, které se v této oblasti nacházejí a jejich formace tvoří motorického homunkula, kdy největší zastoupení neuronů je v oblastech pro svalstvo ruky (pracovní činnosti) a svaly hrtanu a jazyka (fonace, artikulace). Primární motorická oblast tvoří jednotný funkční celek s oblastmi senzoryckými, jedná se o tzv. somatomotorickou kůru. Při pohybu je nutná neporušená činnost obou oblastí. Nejen poškození v oblasti motorické, ale i somatosenzorycké vede k poruchám úmyslné hybnosti (Trojan 2003, s. 640–644). Z anatomického hlediska je zajímavá podobnost a vztah mezi motorickým a senzitivním homunkulem nejenom v jejich uspořádání, ale i v jejich uložení. Díky tomu mají tyto dvě oblasti blízký vztah a mohou se navzájem ovlivňovat. Je tedy zřejmé, jak rozsáhle je mozková kůra a její činnost spojena s řízením motorických funkcí.

V rámci psychomotorického vývoje je znám fakt, že vývoj psychiky a motoriky jde ruku v ruce. Při nerovnováze nebo opoždění jedné složky je ovlivněna složka druhá. Tedy, vývoj motoriky zrcadlí vývoj nervové soustavy (Trojan 2003, s. 612). Dítě, které má opožděný motorický vývoj, nemá většinou ideální vývoj psychický. Projeví se to například opožděnou řečí a problémem komunikace s okolím. Dítě nemá adekvátní stimuly z okolí, proto je ochuzeno o podněty, které by pomohly rozvoji jeho kognitivních funkcí. Může to souviset s funkcí mozkové kůry, kdy některé oblasti mají velice úzký vztah k hybnosti. Podle Trojana je to například Brocovo hybné centrum řeči, které je nezbytné pro vytváření slov.

Výpadové jevy v těchto oblastech nevedou k ochrnutí, ale je pro ně typická apraxie, tedy ztráta schopnosti vykonávat účelné a naučené pohyby, když má dotyčný fyzicky schopnost je provést. Svědčí to spíše pro poruchu asociačních funkcí a uvedené oblasti mozkové kůry jsou zahrnovány pod motorický asociační systém (Trojan, 2003, s. 644). U dětí je vidět tato souvislost, pokud je odstraněn pohybový blok v určitém stadiu vývoje a je nabídnuta nová motorická zkušenost, dochází k rychlejšímu rozvoji řeči, která je spojena též se vstupem těla do vertikály, k sociálnímu zařazení a k motorickému vývoji.

1.11 Vliv logistiky a psychiky na pohyb člověka

Bylo popsáno, že ke vzniku pohybu vede složitý proces, který je ovlivněn specifickým anatomickým uložením struktur, vývojem psychiky a kognitivních funkcí, ale také prostředím, ve kterém se daný jedinec vyvíjí. Tento fakt nahrává tomu, že je důležité si shrnout logistiku lidského pohybu. Pohybové chování je ovlivněno například metabolismem, zažíváním, vyměšováním či hormonálními změnami. To znamená, že dalším ovlivňujícím faktorem jsou tyto vnitřní systémy, kdy jejich nedostatečnost je promítána do osového orgánu (hlava, páteř, pánev). Následně je ovlivněno pohybové chování organismu v negativním či pozitivním smyslu. Není však neměnné. Je to stav, který se dynamicky mění. Je potřeba tuto skutečnost mít na paměti, protože může mít vliv na výsledky měření.

Nejen vnitřní systémy, ale i nervová soustava ovlivňuje pohyb jedince. Nehledě na fakt, že bez nervové soustavy by pohyb nemohl vůbec vzniknout. Není to však pouze v anatomických strukturách a definovaných dráhách a smyčkách, kde pohyb vzniká a může být ovlivněn. Je to opět dynamický děj. Podle Velého nervová soustava iniciuje a řídí volní pohyb, čímž vnáší do účelového pohybu neurčitost. Rozhodnutí provést pohyb nemusí být na stejný podnět vždy stejné. Může se měnit dokonce i v průběhu pohybu vlivem náhlé změny prostředí. Odlišná motorická odpověď na stejné rozhodnutí mysli závisí nejen na aktuálním stavu vnitřního prostředí, ale i na zkušenostech, jak účelně reagovat na zevní podněty. Tyto dvě podmínky však nejsou předem určitelné. Proto výpočet volního účelného pohybu je vždy zatížen určitou chybou a nemůže být přesně evidovatelný (Velé, 2012, s. 24).

Pokud budeme tento vztah specifikovat na dechové pohyby, tak Velé udává, že existuje obousměrný vzájemný vliv mezi dechovými pohyby a myslí. Dechové pohyby ovlivňují posturu. Vzniká vzájemný vztah mezi dechovými pohyby, myslí a posturou. Ovlivnění stavu mysli lze docílit změnou dýchání a postury. Ovlivnění dechu lze docílit působením na mysl (psychiku) i na posturu (Velé, 2012, s. 139).

1.12 Vliv prostředí na pohyb

Díky informacím o pohybu a faktorech, které ho ovlivňují, je třeba připomenout, že pohyb tedy nelze zhodnotit pouze naměřenými fyzikálními daty. Podléhá mnoha vlivům vnitřním i vnějším. EMG sledování chůze ukázalo, že jednotlivé kroky po rovné ploše, které vnímáme jako stejné, se jeden od druhého mírně odlišují. To znamená, že krok se průběžně adaptuje na aktuální stav prostředí. Tyto malé odchylky jsou zdrojem popisované neurčitosti. Naproti tomu krok na běžícím chodníku s vnuceným rytmem je téměř pravidelný. To znamená, že pohyb je nutné posuzovat vzhledem k podmínkám prostředí (Velé, 2012, s. 28–29).

Aby mohl být vykonán nějaký pohyb, je potřebná myšlenka. Ta může vzniknout na základě informace. Z nehmotného fenoménu se může zformovat důležitá informace potřebná pro řízení pohybu. Existují dvě hlavní složky informací, a to verbální a neverbální. Verbální, která je přenášena slovy, dává slovní instrukci, předpokládá určitou míru inteligence pacienta pro porozumění jejímu obsahu (Velé, 2012, s. 30). Je nutné odhadnout inteligenční hladinu vyšetřovaného. Instrukce mu podat v takové formě, aby je byl schopen pochopit a provést. K tomu využíváme dvou složek této formy předání informace – artikulaci a intonaci řeči. Ty pomohou k předání informace s vyšší sdělovací hodnotou, nutnou pro pochopení a vykonání příkazu. Neverbální informace má však stejnou hodnotu jako informace verbální, často i důležitější. Pohledem, mimikou nebo gestikulací se přenášejí informace přímo řečí těla bez řečové transformace. Je srozumitelná a obsahuje emoční složku (Velé 2012, s. 30–31).

Další složkou, která ovlivní pohybový projev, jsou emoce a soustředění. Emoce dokážou ovlivnit napětí i koordinaci. Soustředění může pohybu přidat na kvalitě či ji naopak ubrat. To je důležité si uvědomit při hodnocení a interpretaci výsledků měření. Je to faktor, který se nedá změřit, ale pouze zhodnotit. Je to něco, co každý pacient vnáší do svého pohybového projevu. Nevíme co člověka trápí, jaký je typ, jak moc ho měření baví, jak se na něj soustředí nebo jak je emočně labilní. My snímáme pouze výsledky ze silové plošiny. Úporná snaha o dosažení cíle za každou cenu je spojená s napětím, které ruší nebo zhoršuje pohybovou koordinaci. Je potřeba pohyb podnítit motivací a soustředit se na něj. Potom bude dosaženo cíle s maximální přesností, bez zbytečné námahy a přílišného napětí (Velé 2012, s. 51).

2 CHŮZE A BIOMECHANIKA

Chůze je základní lokomoční stereotyp. Je to stále se opakující cyklický děj. Aby chůze mohla být realizována, jsou nutné některé požadavky. Těmi jsou rovnováha a pohyb. Při rovnováze se snažíme udržet vertikální posturu a bilanci. Pohybem je myšlena schopnost zahájení a udržení rytmického krokového mechanismu. Dalšími důležitými faktory z hlediska biomechaniky je muskuloskeletární systém. Ten poskytne kostní tkáň, dobře fungující klouby a svaly, které produkují adekvátní sílu. Svalový tonus, který by měl být dostačující k překonání gravitace, ale zároveň takový, aby umožnil provedení pohybu. Posledním nezbytným článkem řetězce je řízení pohybu z CNS.

Definice chůze jsou různé. Autoři se v definicích mírně odlišují. Podle Koláře et al. je chůze základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogenetických fixovaných principech charakteristických pro každého jedince. V procesu ontogeneze získáváme schopnost „hledání“ těžiště, udržení a změny polohy v prostoru. Polohu těžiště řídí CNS prostřednictvím koordinované svalové aktivity. Během vývoje získáváme schopnost vertikalizace v období kolem 9. měsíce a chůze kolem 1 roku. První kroky ale nejsou hodnoceny jako samostatná chůze. Dítě teprve zajišťuje kontrolu nad všemi částmi svého těla. Je však schopno udržet určitý stupeň balance pro jejich realizaci. Následně vlivem motorického učení a zrání CNS je pohyb zdokonalován, až dojde do fáze samostatné chůze (Kolář et al., 2009, s. 48)

2.1 Metody studia a popisu chůze

Metod, které se zabývají studiem a popisem chůze, je několik. Kinematika se zabývá popisem pohybu. Pro zjednodušení zavádí pojem model těla. Je to z praktického důvodu. Obsáhnout, interpretovat a počítat s reálnými tělesnými proporcemi během pohybu je velice obtížné. V každý okamžik je tělo totiž ve specifické konfiguraci. Toto nastavení je možné označit jako postoj či pozici. V modelu 6 stupňů volnosti se může každý segment nezávisle pohybovat na tom druhém ve smyslu translace a rotace. Postoj je možné potom popsat pozicí a orientací každého segmentu. V kloubovém modelu jsou segmenty propojeny klouby, které umožňují i omezují pohyb. Pozice jako model již specifikuje orientaci segmentů (Baker 2013, s. 16).

Kinetika naopak popisuje síly a jejich momenty, které působí na tělo a tím na vznik pohybu. Způsob, jakým se tělo pohybuje, je výsledkem všech momentů, které na tělo působí v daný okamžik.

Jelikož chůze je velice variabilní proces, neustále se měnící vzhledem k vnějším i vnitřním podmínkám, je nutná úprava dat, aby informace o pohybovém projevu byla interpretovatelná. Během sledování a zkoumání chůze je tedy nezbytná normalizace dat. Je to běžně využívaný se proces. Klinická analýza používá tuto úpravu, jelikož je nezbytné zredukovat efekt variability, která je daná například i různým rozložením tělesné hmoty a proporcemi. Navíc je třeba rozlišit, zda vyšetřovaný subjekt je dítě či dospělý (Baker, 2013, s. 23).

Faktor, který je třeba vzít v úvahu při zkoumání chůze, je efekt rychlosti na měřená data. Všechna data jsou časově normalizována a poté umístěna do grafů. Vzniká však rozdíl mezi přirozeně generovanou rychlostí chůze a rychlostí danou přístrojem. Čím vyšší je rychlost chůze, tím více se ovlivňují poměry částí krokového cyklu. Například u stejné fáze její procentuální poměr klesá, ale u nižší rychlosti stoupá. Některé změny mohou být více či méně nápadné. Například u pomalé chůze se může omezit flexe kolene ve švihové fázi nebo omezit plantární flexi při odrazu nohy (Baker 2013, s. 26).

2.2 Síla a krokový cyklus

Síla je vektorová fyzikální veličina, která obecně vyjadřuje míru vzájemného působení těles. Zde bychom měli užít spíše tělesných segmentů. Síla je příčinou změny pohybového stavu tělesa, není však příčinou pohybu jako takového. Na to je třeba dalšího aktivního článku, a to jsou svaly. Podle Kirtelyho jsou funkce svalů v zásadě dvě:

- Generování a absorpce síly (koncentrická a excentrická kontrakce);
- Redistribuce síly mezi segmenty.

Kirtley také uvádí, že svaly jsou během chůze schopné tří základních funkcí:

- Zkrácení proti zátěži (koncentrická kontrakce);
- Protahení proti zátěži (excentrická kontrakce);
- Udržování konstantní délky proti zátěži (izometrická kontrakce).

Během koncentrické kontrakce svaly generují sílu, zatímco během excentrické síly absorbují. Během kontrakce vyvíjejí svaly měřitelné množství síly. Během excentrické aktivity svaly spíše prodlužují, než zkracují. Toho je využíváno při zvedání zátěže, avšak při pokládání je už kontrakce excentrická (Kirtely, 2006, s. 177).

2.3 Fáze krokového cyklu

Krokový cyklus je charakterizován střídáním fáze stojné a švihové. Další dělení je různé podle autorů. Běžně užívané dělení je v literatuře nejčastěji uváděno podle Perry. Ta dělí cyklus na 8 fází do 100 procentních bodů:

- Počáteční kontakt – initial contact 0 %;
- Stadium zatěžování – loading response 0 – 10 %;
- Mezistoj – midstance 10 – 30 %;
- Konečný stoj – terminal stance 30 – 50 %;
- Předšvihová fáze – preswing phase 50 – 60 %;
- Počáteční švih – initial swing 60 – 70 %;
- Mezišvih – midswing 70 – 85 %;
- Konečný švih – terminal swing 85 – 100 %.

Krokový cyklus je tedy zahájen dopadem jednoho chodidla a končí jeho opětovným dopadem na podložku. Během cyklu rozlišujeme fáze jednooporové a dvouoporové. Ty jsou dobře demonstrovatelné na stojné fázi. Jako první je dvojí opora, neboli first double support, následována jednooporovou fází – single support a druhou dvojí oporou – second double support.

Krokový cyklus v podrobnějším popisu začíná fází počátečního kontaktu, kdy se pata dotkne podložky (heel strike). V ten okamžik se pata stává bodem otáčení a může dojít k fázi zatěžování, kdy se chodidlo dostává do plného kontaktu s podložkou (foot flat). Tělesná hmota je plně přenesena nad stojnou končetinu. Fáze středního stoje začíná, když kontralaterální končetina opouští podložku a dochází k posunutí končetiny přes zafixované chodidlo. Zátěž se přesouvá do oblasti přednoží. Tím se posouvá do poslední fáze stoje, který je charakterizován zdvihem paty (heel off). Přední část nohy se stává místem, kolem kterého se otáčí celá stojná končetina. Končí v momentě, kdy se patou dotýká kontralaterální končetina podložky. Plynule tak tělo pokračuje do fáze švihové, která je iniciována kontaktem kontralaterální končetiny s podložkou a končí ve chvíli, kdy palec opustí podložku (toe off)

a hmotnost těla je přenesena nad kontralaterální končetinu. V počátečním švihů se dostává končetina nad podložku a dochází k flexi v kolenním kloubu. Tím je zahájen přesun do mezišvihové fáze, kdy je dolní končetina v maximální flexi v kolenním kloubu a tibie se dostává do vertikálního postavení. Poslední fází je konečný švih. Končetina přechází do plné extenze v kolenním kloubu a dochází k přípravě na první fázi kontaktu s podložkou.

Toto platí pro standardní rychlost chůze. Při rychlé chůzi a běhu se mění poměr fází. Při pomalejších rychlostech se prodlužuje stojná fáze, a zkracuje se fáze švihová. Při rychlé chůzi až běhu dochází k opačné situaci, zkracuje se fáze stojné a prodlouží se části fáze švihové, u běhu dokonce nemůžeme všechny fáze kroku hledat, a popisujeme tedy fáze při běhu.

2.4 Těžiště a chůze

Pojmem těžiště rozumíme působíště tíhové síly působící na hmotné těleso (v tomto případě lidské tělo) nacházející se v oblasti malé pánve ve výšce 2. – 3. křížového obratle asi 4 – 6 cm před promontoriem. Toto umístění těžiště platí pro klasický stoj. Není to však neměnný stav, se změnou vzájemné polohy segmentů se mění také umístění těžiště lidského těla. Rozdíl umístění těžiště nacházíme i u žen a mužů. Je to dáno rozdílnou stavbou těla. Dle Janury je u mužů posunuto výše asi o 1 – 2 %. Při normální chůzi těžiště opisuje pravidelnou sinusoidu a rozsah vertikálního posunu je u dospělého člověka asi 5 cm (Janura, 2011, s. 16). Vrchol oscilací hledáme ve středu stojné fáze a v nejnižší poloze je v průběhu dvojí opory. Pohyb těžiště není pouze v rovině sagitální, ale též frontální. Posouvá se laterálně a opisuje tvar sinusové křivky. Během chůze se dostává před bázi opory, a tím vzniká stav nerovnováhy. K zajištění dynamické stability hlavy, horních končetin a trupu je zapotřebí činnosti svalů pánve. Svaly hlezna se na tomto řízení podílejí minimálně.

2.5 Chůze a treadmill

Pokud se budeme zabývat rozborem a hodnocením krokového cyklu, je nutné brát v potaz rozdíly, které můžeme pozorovat při běžné chůzi a chůzi na pásu. Ovlivňujícími faktory jsou méně prostoru, kontrolovaná rychlost pohybu a využití ochranných pomůcek (např. závěsný aparát). Nemůžeme brát tyto skutečnosti jako vyloženě negativní. Například využití pomůcek pro pocit bezpečí při chůzi je nespornou výhodou. Je však třeba počítat i s efektem, který to může na dané výsledky mít. Zde je důležité si ujasnit priority a důvody, proč pacient či proband na pohyblivém chodníku je. Jak bylo řečeno. Chůze na pásu není zcela stejná jako chůze na zemi ve volném prostoru. Parametry, které jsou nejvíce ovlivněny,

jsou stride length, délka dvojkroku, která je kratší a kadence, která je vyšší v porovnání s chůzí po zemi. Zatímco stojná fáze klesá o 5 % u dospělých, u dětí překvapivě zůstává stejná. (Kirtley 2006, s. 31).

2.6 Zebris

Zebris je speciální pohyblivý chodník, který se využívá především k analýze chůze. Je složen z chodícího pásu a tenzometrické plošiny, jež obsahuje integrované a kalibrované měřicí senzory. Ty snímají informace z plošky nohy a dávají informaci o chůzi sledovaného probanda či pacienta. Díky těmto informacím je schopen software vyhodnotit parametry chůze, jako například délku kroku, rozložení zatížení, rotaci chodidla, apod. Další funkcí je možnost snímání pohybu pacienta kamerami, které jsou rozmístěny okolo přístroje. Jejich záznamy mají velký význam ve zpětné a podrobné analýze, jelikož je možné je zpomalit a hodnotit jednotlivé fáze krokového cyklu. Přístroj však není vyroben jen k analýze chůze. Je možné ho využít i k terapii. Jedna z možností terapie je videoprojekce, která zobrazuje různé situace, s nimiž se pacient může setkat v běžném životě. Zvýší se tak nároky na chůzi koordinaci a samotný krokový cyklus. Tato funkce je velice přínosná a efektivní, jelikož simuluje situace z běžného života, poskytuje dobrou zpětnou vazbu a je svým způsobem zábavná. Proto by se neměla podceňovat i psychická složka terapie a její vliv na pacienta, a to jak pozitivní, tak negativní (nové prostředí, nový přístroj, stres, nová forma terapie). Nesmíme zapomínat i na další možné faktory, které mohou ovlivnit výsledek měření, a to i první zkušenost pacienta s pohyblivým pásem. Měla by být pacientovi poskytnuta dostatečně dlouhá doba na adaptaci. Problém může vzniknout, pokud pacient není dostatečně fyzicky vybaven, aby vydržel adaptační fázi, fázi testování, popřípadě terapie. Nespornou výhodou přístroje je závěsný aparát, který se dá využít jako pojistka pro pacienta v případě náhlé nevolnosti nebo nestability, aby nedošlo k poranění, či poslouží jako podpora pacientům, kteří s terapií teprve začínají a jejich pohybový fond neumožňuje delší chůzi nebo chůzi bez opory. V našem případě bude pohyblivý chodník využit pouze pro snímání a měření změn z plošky nohy během chůze bez závěsného aparátu, jelikož probandi jsou zdraví jedinci.

2.7 Report a sledované parametry

V této práci bylo sledováno několik parametrů chůze. Byly vybrány na základě informací ze zahraniční literatury (nejčastěji sledované parametry při obdobném druhu testování). K tomu byla přidána doplňující data, aby hodnocení mohlo být komplexní. Popis je uveden dle manuálu přístroje Zebris.

- Rotace nohy (ve stupních) popisuje úhel mezi podélnou osou nohy a linií chůze. Záporná hodnota v tomto případě znamená rotaci směrem dovnitř a kladná hodnota rotaci směrem zevně.
- Step width (šířka kroku) udává vzdálenost mezi pravou a levou nohou.
- Stride length (délka dvojkroku) v cm je dána vzdáleností mezi dvěma místy kontaktu paty se zemí na stejné straně těla.
- Single support line (střední fáze stání) odpovídá střední délce linií, které popisují průběh středu tlaku COP na jedné straně těla, když jsou brány v úvahu všechny kontakty se zemí.
- Laterální symetrie, tento parametr popisuje posouvání průsečíku COP vpravo a vlevo. Jsou přitom brány v úvahu všechny kroky. Záporná hodnota označuje posun k levé straně, kladná hodnota k pravé straně. Výchozí poloha je popisována středem zobrazení.
- Průběhy tlaku a síly – velikost maximální síly a její lokalizace vztažená na cyklus chůze je uváděna pro zadní a přední část chodidla vždy pro pravou a levou stranu

3 CÍLE PRÁCE

V teoretické části byl vysvětlen vztah mezi dýcháním, kognicí a pohybovým aparátem. Propojení a efektivní využívání tohoto systému vede ke splnění základních potřeb jedince. Tím nemáme na mysli pouze činnosti vedoucí k přežití, ale mluvíme i o jeho sociálním zařazení ve společnosti, které je během života neméně důležité. Aby k tomuto zařazení mohlo dojít, jedinec potřebuje schopnost sociální bipedální lokomoce, která mu tuto základní potřebu zajistí. Z toho vyplývá, jak je pohyb ve vertikále klíčový. Rehabilitační proces by se měl ubírat tímto směrem a nastavit si jako hlavní cíl, umožnit člověku co nejdříve se do vertikály vrátit. Jak tedy efektivně využít tyto poznatky v procesu restituce ztracených funkcí? To je otázka, kterou se zabývá tato práce. Cílem práce bylo zjistit a objektivizovat změnu parametrů chůze při zadaném úkolu, kdy využitím kognitivních funkcí byl změněn dechový rytmus. Pozorovali jsme, do jaké míry tato změna ovlivní kvantitativní i kvalitativní parametry chůze. Empiricky je tento vztah dokázán již dlouhou dobu a laici ho v běžném životě pozorují velice často. Naším úkolem bylo ho převést do vědecké roviny, kde pro jeho potvrzení či vyvrácení budou použita konkrétní data. Praktická ukázka, kde jsou tyto jevy pozorované laiky, je uvedena v následujícím odstavci.

Schopnost sociální bipedální lokomoce není celý život stálá. S přibývajícím věkem se snižuje. To je pozorovatelné například při komunikaci se starými lidmi, kdy jejich verbální projev bývá doprovázen nutností zastavit se a po dokončení mluveného projevu se mohou zase rozejít. Snižuje se tím samozřejmě sociální interakce. Trochu jiná situace nastává u lidí, kteří se udržují v dobré mentální a fyzické kondici. Tam tento problém nenastává, nebo alespoň ne tak rychle. To je výsledek dlouhodobého efektu spolupráce vztahu mezi pohybovým ústrojím a kognitivními funkcemi. Dalo by se říct, že je to analogické jako u dětí, s rozvojem pohybu jde ruku v ruce mentální vývoj. U starých lidí bychom to pouze upravili, s udržením fyzické kondice, dochází k lepšímu udržení i kondice mentální.

Druhá laicky pozorovaná zkušenost je vliv dýchání na chůzi. Je jasné, že obě aktivity jsou cyklické a neustále se opakující děje, které mají vlastní rytmus a řád, do kterého je možné vstoupit, upravit ho a nastavit tak, aby díky němu došlo ke zjednodušení pohybu. Tento jev je pozorován například při dlouhých pochodech, kdy zpěv nemá jinou funkci než úpravu stávajícího dechového a vložení nového rytmu do automatické činnosti, kterou je v tomto případě chůze. Jedinci jsou pak schopni delší chůze bez větších obtíží. Obdobné je to u běhu, mnoho běžců využívá poslech hudby. Opět díky tomuto fenoménu dojde k nastavení nového dechového i pohybového rytmu a tím k ekonomizaci funkce. Dalo by se pokračovat

tanečníky nebo hudebníky, ale princip je obdobný. Tyto běžné denní situace bychom chtěli podložit daty, která pomohou objektivizovat tyto běžně známé vztahy.

3.1 Stanovení nulové hypotézy

Celou práci provází myšlenka a předpoklad, že změna dechového rytmu spojeného s kognitivním úkolem vyvolá změnu v pohybovém aparátu. Mnoho poznatků uvedených v teoretické části nás k této domněnce vede. K jeho potvrzení nebo vyvrácení je nutné vytvořit hypotézu, která nám pomůže v celém procesu hodnocení práce, protože teoretické podklady se v praxi mohou chovat jinak, než se očekává.

Nulová hypotéza H_0

„Parametry chůze se při zadaném úkolu nezmění.“

Díličí hypotézy:

- H_{01} Rotace chodidla se při daném úkolu nezmění.
- H_{02} Silové parametry chůze se při daném úkolu nezmění.
- H_{03} Délka a šířka kroku se při daném úkolu nezmění.
- H_{04} Při daném úkolu není rozdíl v parametrech chůze mezi pohlavími.

3.2 Alternativní hypotéza

Alternativní hypotéza H_{A0}

„Parametry chůze se při daném úkolu změni.“

Díličí alternativní hypotézy:

- H_{A1} Rotace chodidla se při daném úkolu změni.
- H_{A2} Silové parametry chůze se při zadaném úkolu změni.
- H_{A3} Délka a šířka kroku se při zadaném úkolu změni.
- H_{A4} Při zadaném úkolu je rozdíl v parametrech chůze mezi pohlavími.

4 METODA VÝZKUMU

4.1 Úvod

Teoretická část byla věnována poznatkům z oblasti anatomie, fyziologie, řízení pohybu a funkčních vztahů. Zabývala se problematikou osy těla a jejího vlivu na zbytek těla, například, jak je důležité postavení pánve a jak může ovlivnit postavení osového orgánu. Z toho usuzujeme, že ovlivněním dechového rytmu dosáhneme změny postavení pánve, nastavení trupu, bránice, pánevního dna, a tím dosáhneme jiných svalových poměrů na dolních končetinách. Jako prostředek pro získání těchto dat bude využita chůze s kognitivně změněným dechovým rytmem. Přes propojení mezi horním a dolním trupem bychom výstup měli zaznamenat jako změnu parametrů chůze, která bude snímatelná a měřitelná. Využili jsme dominantně výdechového postavení bránice a její vyšší aktivace k ovlivnění postury daného jedince. Očekávali jsme ovlivnění a pokles v hodnotách silových parametrů.

Bylo objasněno, proč budeme zasahovat do dechového cyklu. Je však nutné zmínit, čím byl výběr rychlostí ovlivněn. Vycházeli jsme z faktu, že lidská chůze je cyklický pohyb, který je však pro každého individuální. Bylo tedy v první řadě potřeba tento faktor sjednotit a tím normalizovat měření i za cenu toho, že pro někoho byly tyto rychlosti značně nepřírozené, zvláště pro populaci, která nebyla zvyklá mnoho chodit. Další faktor výběru vycházel z předpokladu, aby se projevila změna v organismu, bylo třeba ho vystavit zátěžovým podmínkám. Za tuto situaci byla zvolena chůze a její rychlost. Při nižší rychlosti je vytvářen vyšší nárok na stabilizaci systému a mohou se projevit odchylky, které by se jinak neprojevily v rychlejší chůzi a naopak. Jedinec byl tedy vystavován různým zátěžovým situacím a byl měřen, jak se jeho tělo s touto situací vyrovnalo. Výsledky měření byly analyzovány. K výběru vyšší rychlosti vedla obdobná úvaha. Protože pro mnoho lidí je chůze 5km/h „normální“, zvolili jsme jako zátěžovou 6 km/h, jednoduše dvojnásobek rychlosti původní, která již nebyla pro spoustu probandů vůbec jednoduchá. Při rychlejší chůzi se zvyšují nejen energetické nároky a též nároky na svalovou práci. Samotná chůze je pro většinu lidí jednodušší, neklade tak vysoké nároky na stabilizaci a koordinaci těla, jako tomu je při pomalé rychlosti.

Další situace, která byla zvolena účelově, bylo řazení měření za sebou. Měření byla prováděna nejprve pro obě rychlosti beze změn. Až poté pro pomalou chůzi a jako poslední pro rychlejší chůzi. Tato prostá změna v pořadí vycházela z úvahy narušení procesu motorického učení. Proces adaptace neovlivníme, jelikož to je přirozený proces, ale chtěli

jsme ovlivnit rychlost, s jakou se objeví. Faktem zůstává, že se tyto procesy ovlivňují a doplňují, odbourat je úplně nemůžeme, vlastně to ani nechceme. Naším cílem bylo eliminovat je tak, aby daly větší prostor změnám, které se pak mohly projevit.

4.2 Princip positive interfering dual task

Měření, které je hlavním bodem této práce, využívá principu dual task. Je to metoda, kdy vyšetřovaný provádí dva úkoly na jednou. My potom sledujeme a vyhodnocujeme jeho reakci. Reakce může být dvojího typu. Pokud jsou výsledky výkonu u jednoho a/nebo obou výsledků nižší při souběžném vykonávání ve srovnání s odděleným vykonáváním, mluvíme o jejich interferenci, u níž se předpokládá, že oba tyto úkoly spolu bojují o získání stejné skupiny neuronů zpracovávajících informace z mozku (Řasová, Tongeren 2014, s. 163). Tato metoda se využívá ve fyzioterapii k ovlivnění funkcí, které potřebujeme zlepšit. Aby nedocházelo k negativní interferenci díky nevhodnému výběru aktivit neboli dvou aktivit vyžadujících pozornost. V tomto případě dochází ke snížení výkonu obou aktivit. To není zcela vhodné, proto se využívá volby primární aktivity, kterou je zpravidla automatická motorická činnost (např. chůze) a jako sekundární úkol volíme nějakou formu kognitivního testu. Testovaný na tuto situaci spontánně reaguje.

Podle Řasové a Tongerena positive dual task vychází z hierarchického modelu, podle něhož se na řízení motoriky podílejí různé úrovně centrálního nervového systému:

- Archi – úroveň: primitivní reflexní činnost;
- Paleo – úroveň: komplexnější činnost (například posturální řízení motoriky);
- Neo – úroveň: činnost vyžadující vědomí a pozornost.

Tím se dá říci, že kognitivní úkol odvede pozornost probanda a přesune řízení vykonávané motorické činnosti na podkorovou (automatickou) úroveň. Terapeut sleduje či přístroj snímá data a informace o primárně zvolené činnosti, zatímco pacient se soustředí na sekundární úkol, který navíc subjektivně hodnotí, jak se mu daří či nikoliv. To je cíl na který se snažíme dotyčného člověka motivovat. Ve fyzioterapii obecně se pak tato metoda využívá jako nástroj ke zlepšení, ovlivnění a hlavně dosažení cílů rehabilitace funkce nebo činnosti v běžném denním životě (Řasová, Tongeren, 2014, s. 163).

4.3 Charakteristika probandů skupiny

Měření bylo prováděno na skupině zdravých lidí. Došli jsme k závěru, že vzorek takových jedinců může reprezentovat změnu, kterou očekáváme a na základě výsledků můžeme nové poznatky aplikovat u nemocných pacientů v praxi. Do souboru bylo zahrnuto 48 probandů ve věku 20 – 35 let. Skupina obsahovala 34 žen a 14 mužů. Věkový průměr celé skupiny byl 23 let. Vyřazení byli probandi po závažných traumatech či s deformitami na dolních končetinách a trupu v posledních 5 letech (zlomeniny, osteosyntézy, jiné operace) a s těžkými respiračními obtížemi (např. těžké astma). Probandi byli normostenici, jejich průměrné údaje byly – BMI 23, váha 67,4 kg a výška 1,7 metru.

4.4 Organizace

Měření probíhalo v kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc a byl k němu využit přístroj FDM-T od firmy Zebris.

4.5 Průběh měření

Pacienti nejdříve vyplnili informovaný souhlas, kde byly podány základní informace o měření a byli poučeni o bezpečnosti pohybu na pohyblivém chodníku, o jeho nouzovém zastavení v případě nutnosti. Po krátké prvotní adaptaci v rozmezí 30 – 60 sekund (záleželo individuálně na probandovi a jeho předchozí zkušenosti s chůzí na pásu) absolvovali test chůze v délce 1 minuty pro rychlost 3 a 6 km/h. Tím jsme získali data o jejich chůzi v různých rychlostech s vlastní dechovou frekvencí. Poté následovala měření, která byla realizována opět pro rychlosti 3 a 6 km/h po dobu 1 minuty. Na začátku měření každé nové situace dostal proband 30 s na přizpůsobení se pásu, jeho rychlosti a návratu do svého dechového rytmu, pak následoval vlastní záznam daného úkolu. V průběhu měření proband nadechoval po dobu 4 kroků a po dobu 8 kroků vydechoval, to celé opakoval po dobu jedné minuty. Následovala zmiňovaná pauza 30 s před dalším měřením a celé měření proběhlo znovu pro novou situaci. Druhá varianta, kterou absolvoval, byla nádechová fáze po dobu 4 kroků a výdechová po dobu 12 kroků. Po tomto měření opět následovala pauza a měření mohlo být realizováno nyní pro rychlost 6 km/h. Nejprve s první variantou, poměrem kroků k nádechu a výdechu 4/8 a poté 4/12. Poté měření bylo u konce. K vyhodnocení byl použit software nainstalovaný výrobcem.

4.6 Probandi a průběh testování

Nižší rychlost klade na jedince vyšší nároky na koordinaci. Pro mnoho z nich byla tato varianta opravdu náročnější. Dále mnozí udávali rychlost 3 km/h jako jejich téměř přirozenou, zatímco jiní byli nuceni zpomalit ze své běžné rychlosti. Toto subjektivní hodnocení bylo ovlivněno i jejich přirozenou pohybovou aktivitou v běžném životě, tedy zda jsou či nejsou zvyklí chodit. Tomu odpovídala mnohdy i doba adaptace na pohyblivém páse. Byl dán čas, po který se měl jedinec přizpůsobit, ale ne vždy bylo možné časové limity dodržet a bylo třeba časový interval prodloužit. V kritériích výběru nebyla zahrnuta předchozí zkušenost s pohyblivým pásem a v reálu jsme museli na tuto skutečnost reagovat. Tento problém mohl být dán i sensorickým konfliktem. Zvláště u osob, které byly na páse poprvé. Jejich systém nebyl schopen tak rychle zpracovat množství informací a vyhodnotit celou situaci. Tím došlo v několika případech k problému a prodloužení adaptace na páse. Musel jim být poskytnut delší čas na přizpůsobení, aby jejich systém umožnil stabilní chůzi a my byli schopni testovat. Dále v kritériích pro výběr na účast při měření nebylo přihlíženo na sportovní aktivitu. Vzorek byl vybrán tak, aby se testovala běžná populace, nikoliv specifická skupina. V průběžných výsledcích se však ukázal rozdíl mezi aktivními a neaktivními jedinci, prvotně v adaptaci na pás s danou rychlostí, ale i následně subjektivními pocity nestability. Report u nich ukázal i horší butterfly index, který však v této práci nehodnotíme.

Při vyšší rychlosti nastal u mnohých stejný problém jako u nižší rychlosti. Někteří však problém neměli žádný, někteří potřebovali opět jen delší čas na přizpůsobení. Ale téměř pro všechny byla chůze 6 km/h náročnější. Nikdo neudal tuto rychlost jako tu, kterou se běžně pohybuje. Byl opět patrný rozdíl mezi aktivními a neaktivními jedinci. Pro aktivní to bylo stále jednoduché, zatímco pro neaktivní to byla poměrně náročná situace, na kterou museli reagovat.

4.7 Zpracování dat

Data sbírána z vyhodnocených a připravených reportů ze softwaru nainstalovaného k zařízení Zebris. Byla z nich vybrána data sledovaných parametrů a ta poté byla zapsána do tabulek v Excelu. Dělení odpovídalo hodnoceným skupinám. Byla připravena tabulka pro celou skupinu pro obě rychlosti a to samé zvláště pro muže a ženy. V základních tabulkách byla vypočítána procentuální změna měřených situací u každého probanda a vypočítány průměry z těchto hodnot. Další tabulka obsahovala data s věkem, výškou, váhou a spočítaným BMI. Takto připravené tabulky byly předány k vyhodnocení.

4.8 Statistické zpracování dat

Data byla zpracována dle standardních postupů a metodik v programu Statistika 12. Jejich zpracování bylo provedeno odborným statistickým pracovníkem. V procesu zpracování bylo nejdříve otestováno, zda jsou data normálně rozložena. Jelikož data nebyla vždy normálně rozložena, k vyhodnocení byly použity 2 druhy testů, párový t test pro normálně rozložená data a Wilcoxonův test pro nenormálně rozložená data. Díky těmto testům jsme zjistili, jak statisticky významné změny v našem experimentu proběhly. Výsledky jsme využili pro vyhodnocení nejen změn parametrů, ale i k jejich vzájemnému porovnání. Byl proveden i ANOVA test hlavních parametrů, kde bylo zkoumáno, zda pro dosažené výsledné hodnoty je významný parametr výška a váha, tj. zda mezi skupinami rozdělenými podle váhových kategorií je významný rozdíl.

5 VÝSLEDKY

5.1 Hodnocené parametry a změny

Již ze samotného názvu tématu je jasné, co bylo předmětem zkoumání. V praxi to znamená, že byly vybrány určité parametry a z naměřených dat pak byly hodnoceny. Po statistickém zpracování vyšly buď významně, nebo nevýznamně. Pro statisticky potvrzené významné změny byly sestaveny grafy, kde jsou tyto výsledky zaznamenány. Některé změny, které nastaly, byly překvapivé, některé se daly očekávat, ale až se statistickým zpracováním bylo jasné, jak velké a významné tyto změny jsou, nebo nejsou. První hodnocená skupina dat byla změna v parametrech při zapojení úkolu a bez něj, označená jako Z1. Druhá skupina dat obsahovala změnu bez úkolu a se ztíženým úkolem, označená jako Z2. To bylo vyhodnoceno pro obě rychlosti a pro všechny sledované parametry.

Další hodnocení probíhalo mezi muži a ženami. V zahraniční literatuře byla zmínka o rozdílu, který je možný sledovat mezi pohlavími a jelikož náš vzorek byl smíšený, bylo hodnocení zařazeno. Zajímaly nás změny, jejich velikosti a významnost.

Poslední hodnocené výsledky byly vyhodnocení závislosti antropometrických parametrů. Pro zpracování dat byli probandi rozděleni do skupin 1–6 (viz tab. 1, str. 34). Každá skupina představovala hmotností stupeň. Byl vytvořen graf závislosti hmotnosti na délce kroku, zda tyto údaje ovlivní výsledek.

Poznámka k výsledkům. Data jsou uvedena a zpracována v grafech pouze u statisticky významných změn. Pokud došlo ke změně pouze u jedné končetiny nebo pouze při jedné situaci, bude tato skutečnost specifikována. Kompletní souhrn statisticky zpracovaných data je ke každé situaci doplněn a umístěn v přílohách 1–6, str. 74 - 90.

Tab. 1 Rozdělení skupin dle váhových kategorií

	Určení kategorií	výška	hmotnost
1	kategorie	1,51 - 1,6 m	40-50 kg
2	kategorie	1,61-1,7 m	51-60 kg
3	kategorie	1,71-1,8 m	61-70 kg
4	kategorie	1,81-1,9 m	71-80 kg
5	kategorie	1,91-2,0 m	81-90 kg
6	kategorie		90-110 kg

Hodnocené změny v souhrnu byly:

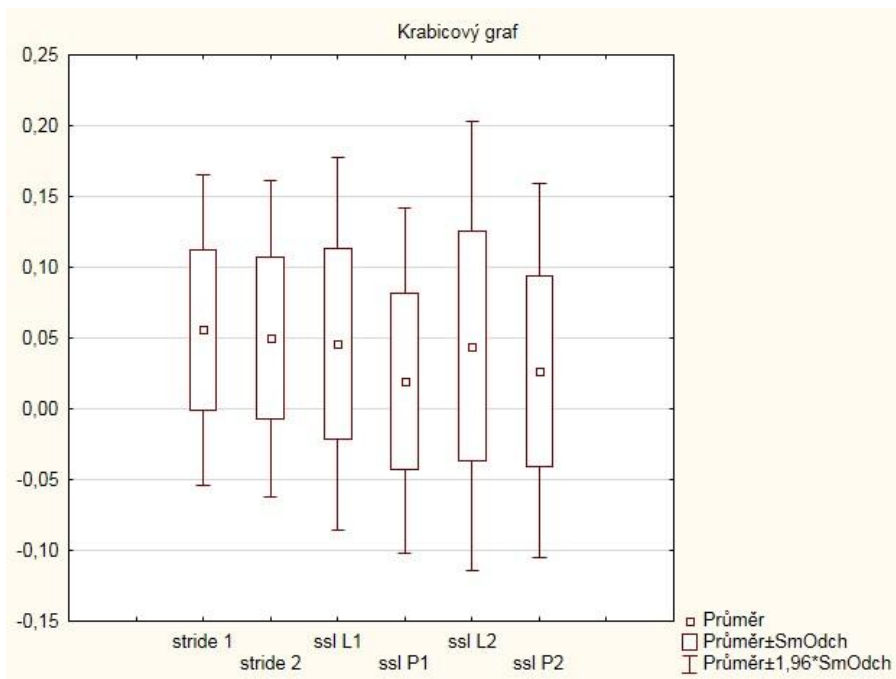
- Přirozená chůze (3 a 6 km/h) vs. chůze s dýcháním v poměru nádech/výdech po dobu kroků 4/8, neboli změna 1 (Z1);
- Přirozená chůze (3 a 6 km/h) vs. chůze s dýcháním v poměru nádech/výdech po dobu kroků 4/12, neboli změna 2 (Z2);
- Rozdíl mezi velikostmi těchto změn (zda byla jedna významnější);
- Rozdíl mezi pohlavími;
- Závislost výšky a váhy.

5.2 Změny a rychlost 3 km/h

Změny označené jako Z1 a Z2 vyšly u níže uvedených dat významně, ale porovnané změny proti sobě, tj. zda se významně liší Z1 ku Z2, nebyly ve skupině pro tuto rychlost prokázány.

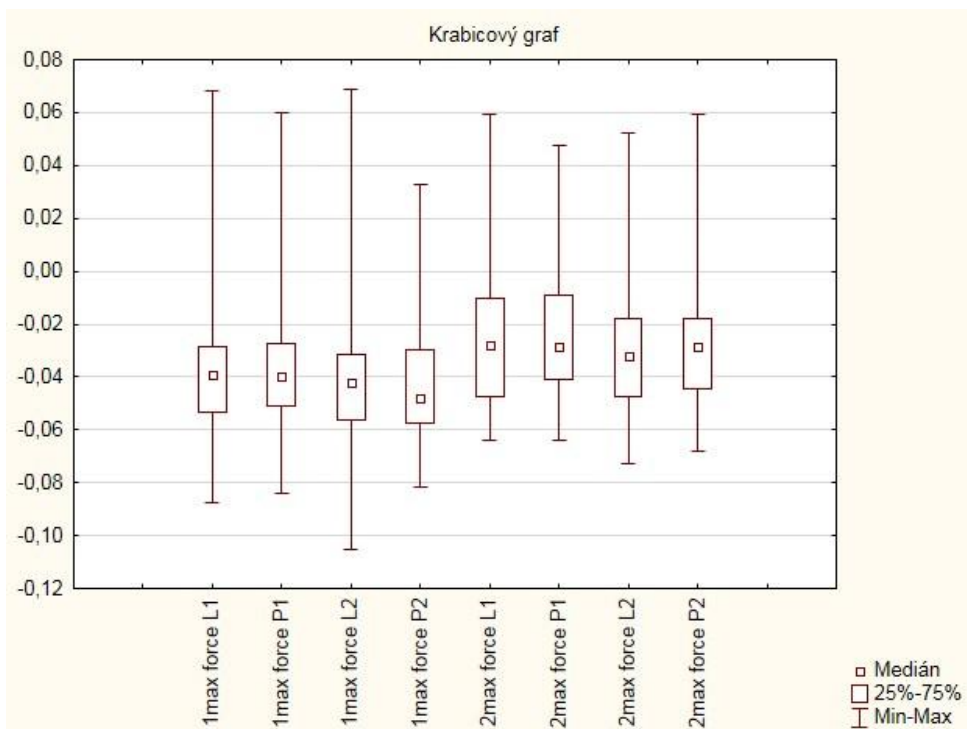
Významné změny proběhly u:

- Rotace PDK;
- Stride length;
- Single support line;
- Maximum force 1;
- Maximum force 2.



Obr. 1 Změny stride length a single support line u celé skupiny při 3 km/h

Legenda: stride – stride length , ssl – single support line, P/L – pravá/ levá dolní končetina, čísla 1, 2 za názvy ozn.Z1 a Z2



Obr. 2 Změny maximum force 1, 2 pro obě DKK při 3 km/h

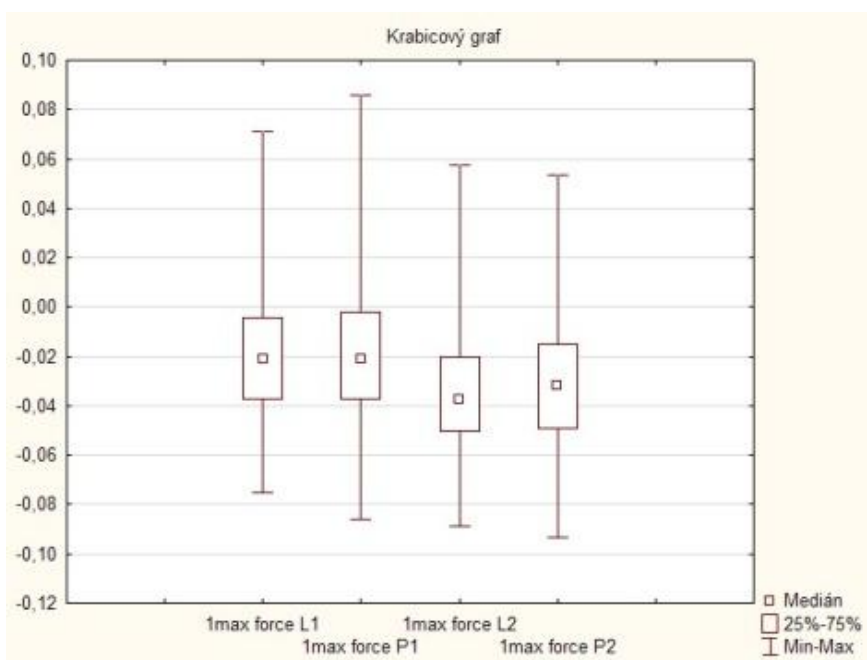
Legenda: 1max force – maximum force 1, L/P – levá/ pravá dolní končetina, čísla 1, 2 za názvy ozn.Z1 a Z2

5.3 Změny a rychlost 6 km/h

Pokud hodnotíme celou skupinu, stejně jako v prvním případě nedošlo úplně k zanedbatelným změnám. Oproti nižší rychlosti se objevila závislost mezi váhou a délkou kroku. Zajímavé je, že nejvýznamnější změna proběhla u kategorie 5, tj. váha mezi 80 a 90kg, kde byl nárůst délky kroku největší. V následující kategorii se objevil prudký pokles hodnot a v ostatních se hodnoty příliš nelišily, došlo k minimální nárůstu či poklesu (viz obr. 10, s.40).

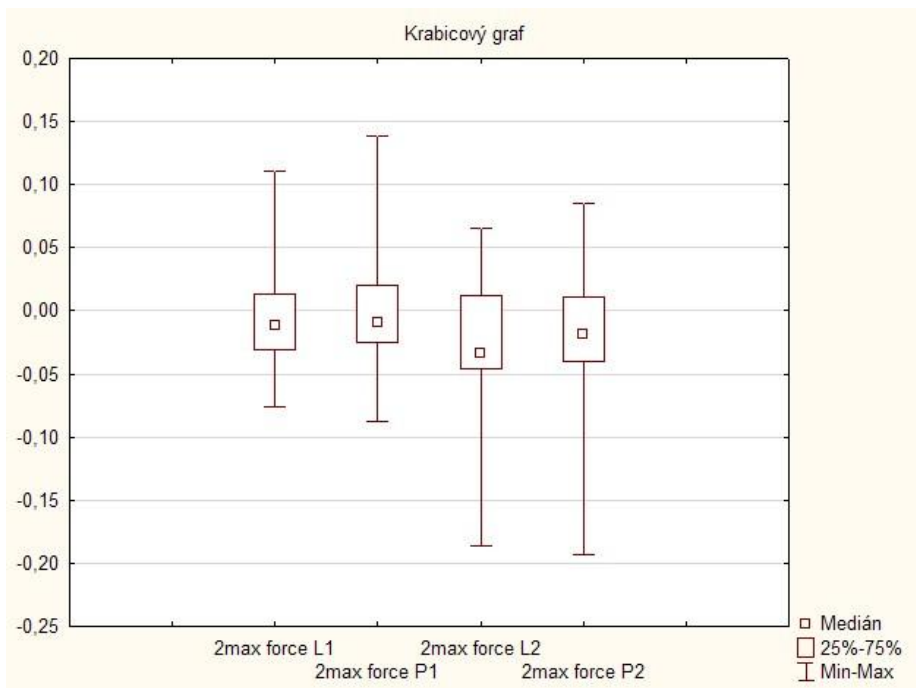
Významné změny byly pozorovány u:

- Stride length;
- Step width Z1;
- Single support line;
- Maximum force1;
- Maximum force 2.



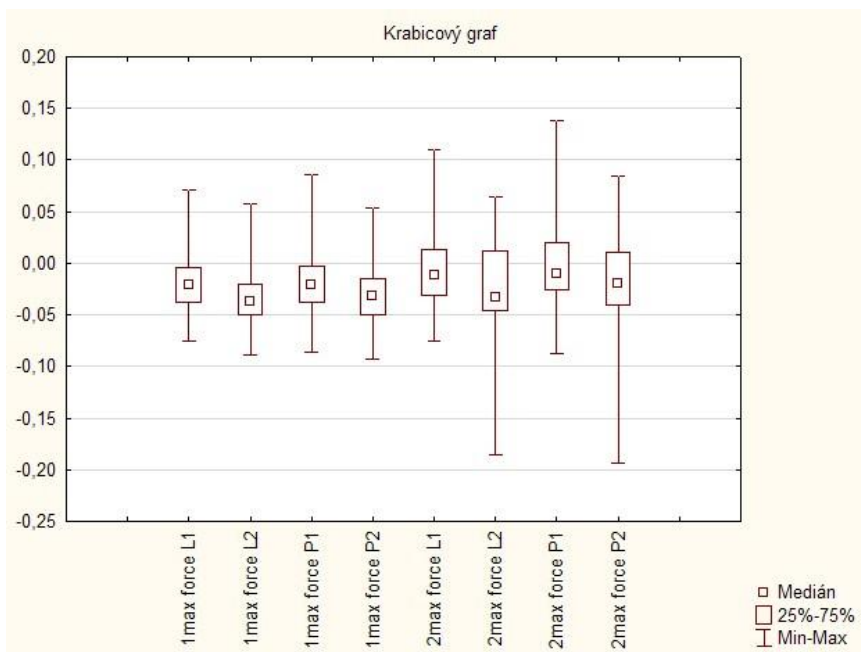
Obr. 3 Změny maximum force 1 pro obě DKK při 6 km/h

Legenda: 1max force – maximum force 1, L/P – levá/ pravá dolní končetina, čísla 1, 2 za názvy ozn.Z1 a Z2



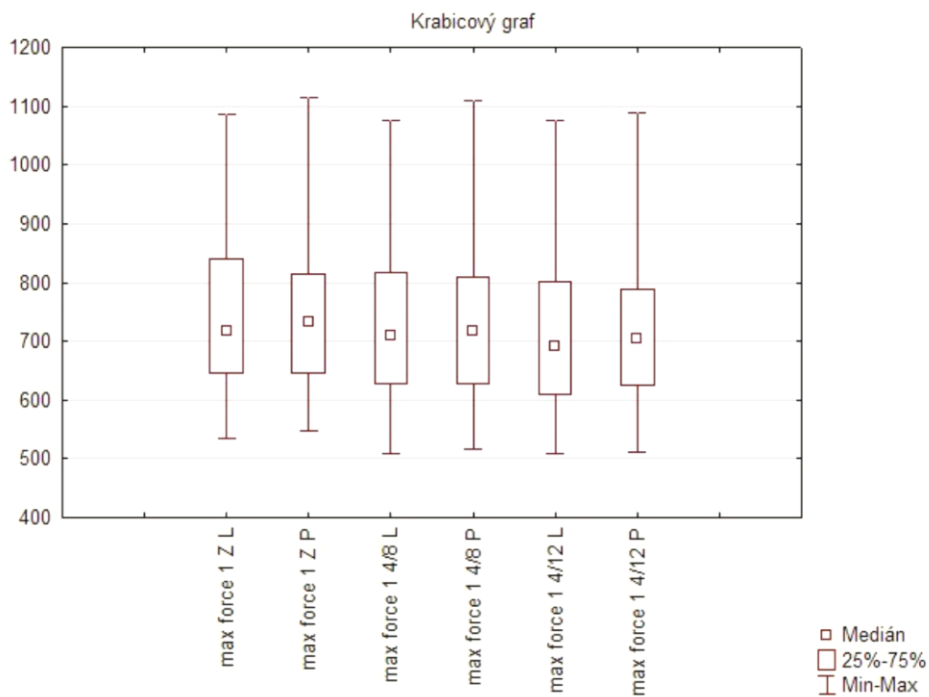
Obr. 4 Změny maximum force 2 pro obě DKK při 6 km/h

Legenda: 2max force – maximum force 2, L/P – levá/ pravá dolní končetina, čísla 1, 2 za názvy ozn. Z1 a Z2



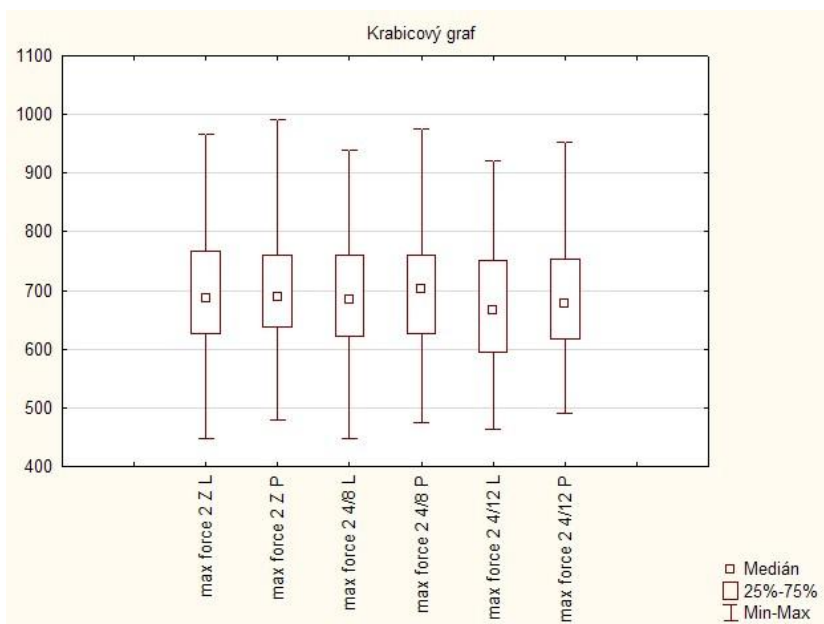
Obr. 5 Souhrnný graf změn silových parametrů u celé skupiny při 6 km/h

Legenda: 1, 2max force – maximum force 1, 2;, L/P – levá/ pravá dolní končetina; čísla 1, 2 za názvy ozn. Z1 a Z2



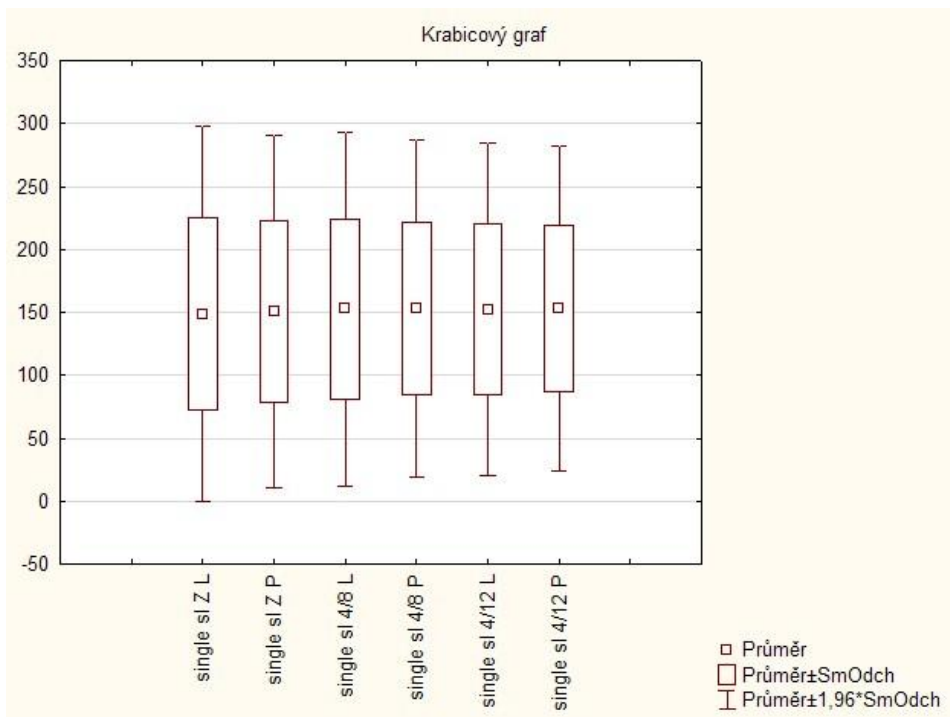
Obr. 6 Souhrnný graf změn maximum force 1 v číselných hodnotách při 6 km/h

Legenda: max force 1 – maximum force 1, L/P – levá/ pravá dolní končetina, Z – základ, 4/8 a 4/12 poměr nádech/výdech na počet kroků



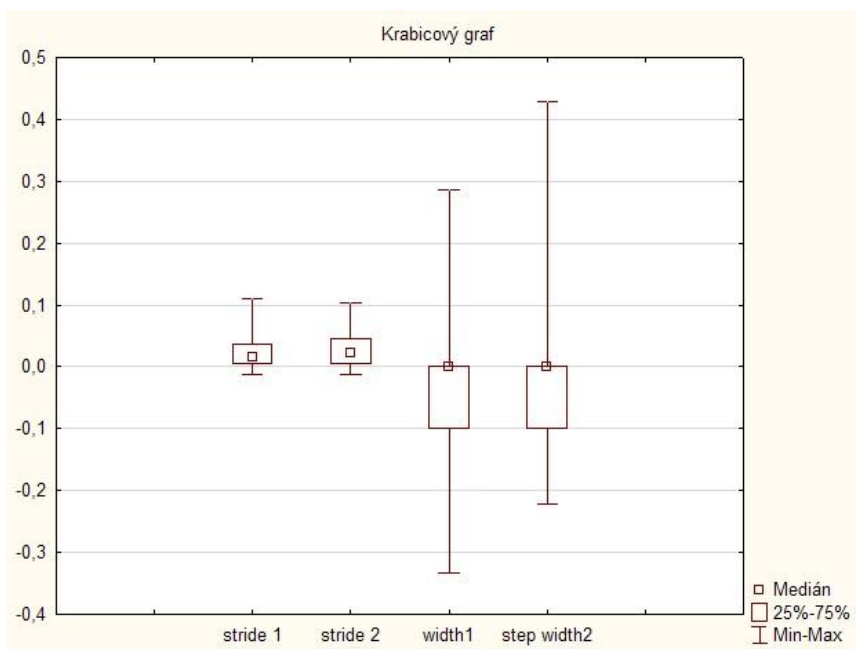
Obr. 7 Souhrnný graf změn maximum force 2 v číselných hodnotách při 6 km/h

Legenda: max force 2 – maximum force 2, L/P – levá/ pravá dolní končetina, Z – základ, 4/8 a 4/12 poměr nádech/výdech na počet kroků



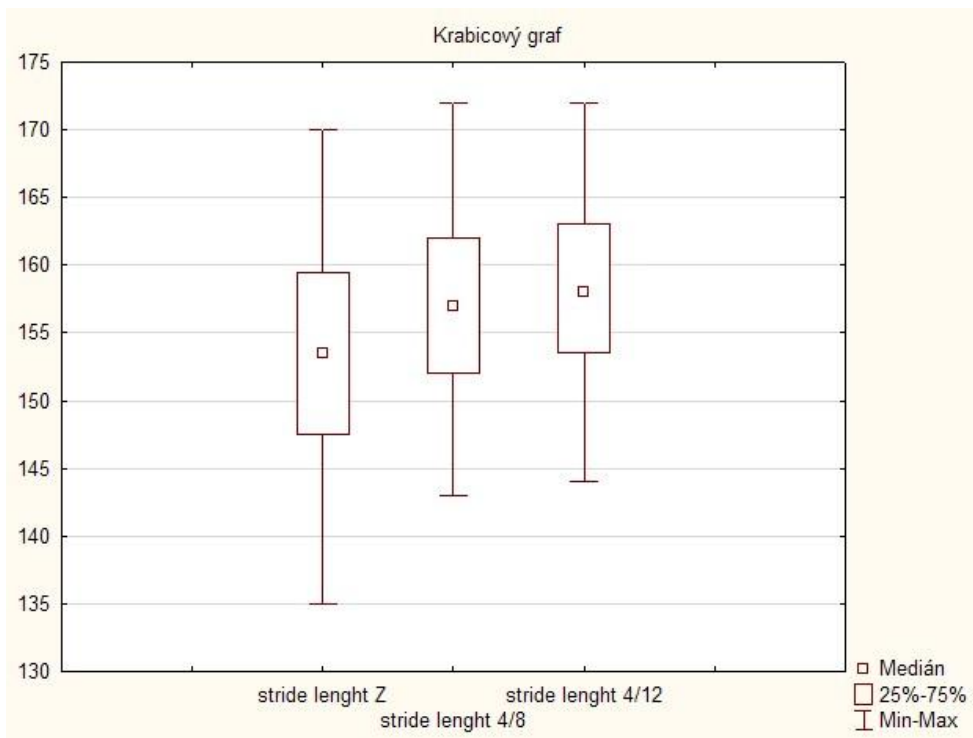
Obr. 8 Hodnoty single support line pro obě dolní končetiny při 6 km/h

Legenda: single sl – single support line, L/P – levá/ pravá dolní končetina, Z – základ, 4/8 a 4/12 poměr nádech/výdech na počet kroků



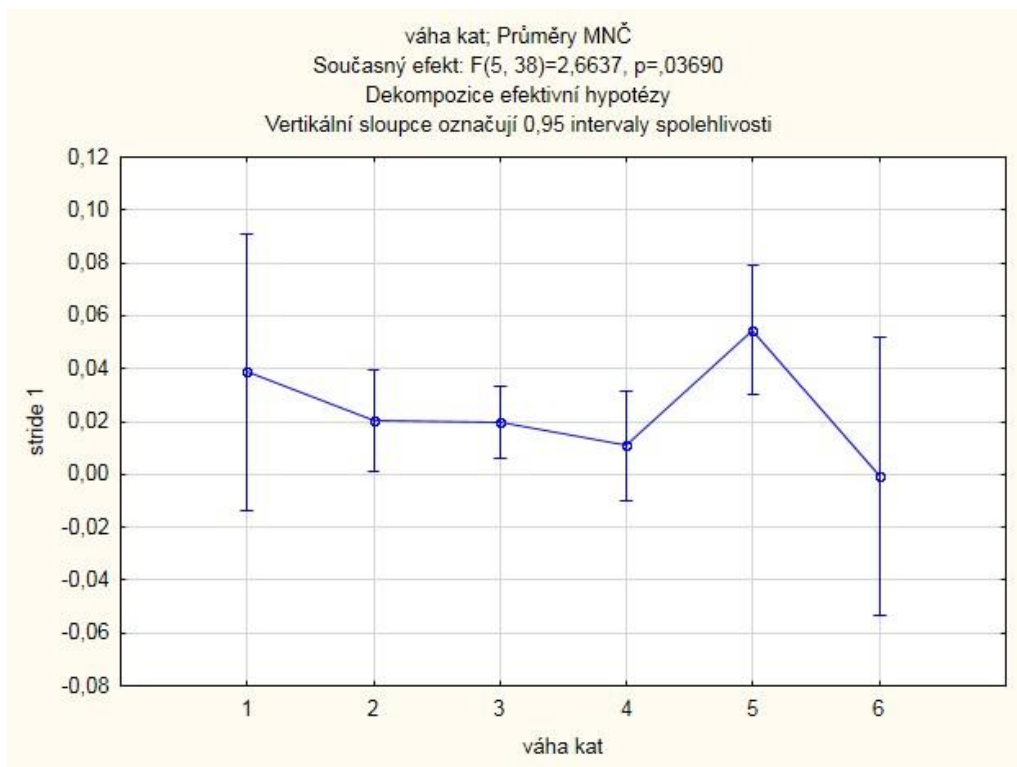
Obr. 9 Graf změn stride lenght a step width při 6 km/h

Legenda: stride – stride lenght, widht – step widht, čísla 1, 2 za názvy ozn. Z1 a Z2



Obr. 10 Průběh a chování hodnot stride lenght během testovaných při 6 km/h

Legenda: stride – stride lenght, Z – základ, 4/8 a 4/12 poměr nádech/výdech na počet kroků



Obr. 11 Graf závislosti délky kroku na hmotnosti (dle daných váhových kategorií viz tab. 1str. 34)

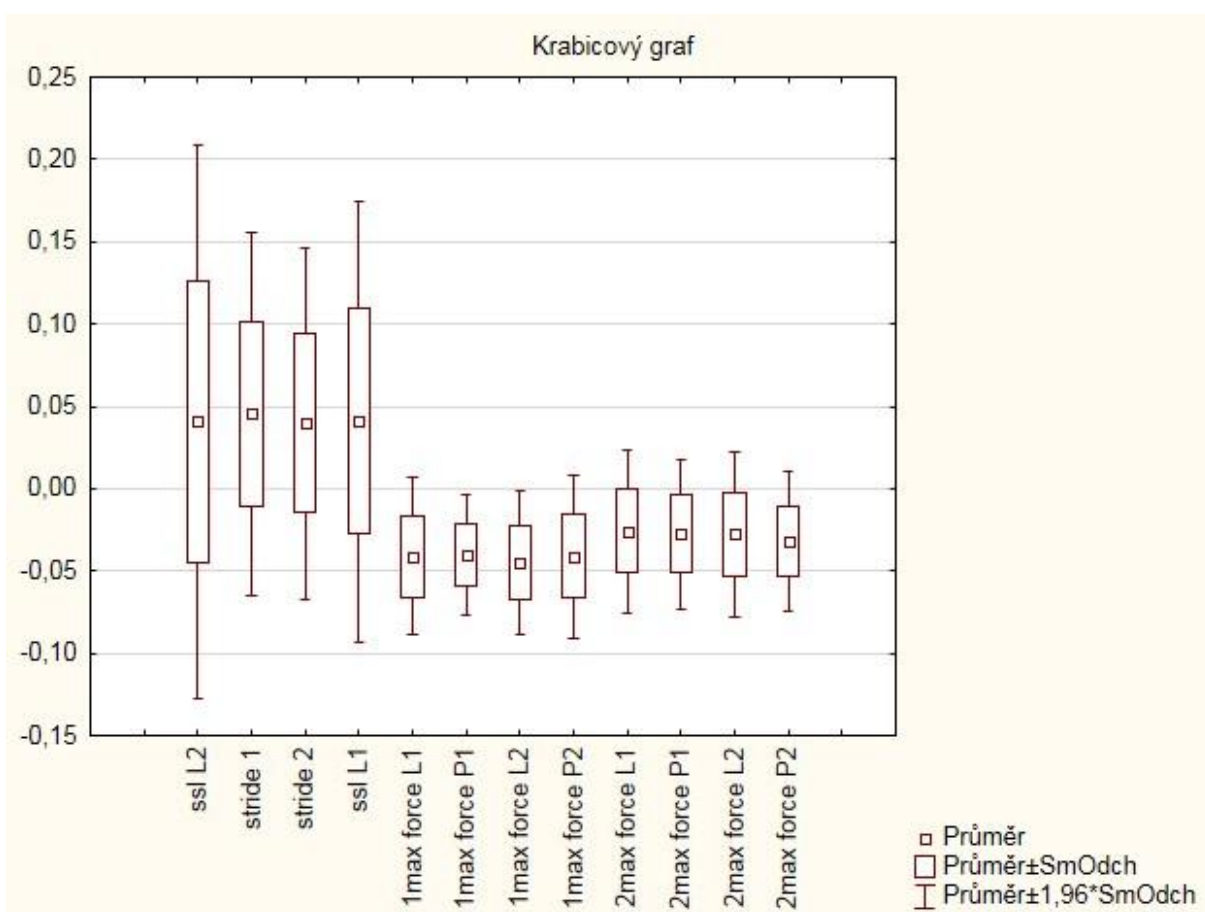
Legenda: stride 1 – stride lenght při Z1, váha kat – váhová kategorie

5.4 Ženy a 3 km/h

Výsledky u žen byly následující. Nevýznamná změna proběhla u rotace chodidla, šířky kroku a laterální symetrie. Všechny ostatní údaje se změnily.

Významné změny byly pozorovány u:

- Stride length;
- Single support line pouze u LDK při Z1 i Z2;
- Maximum force 1;
- Maximum force 2.



Obr. 12 Souhrnný graf znázorňující významné změny v parametrech chůze u žen při 3 km/h

Ssl – single support line, Stride – stride length, Max force 1,2 – maximum force 1,2, P/L – pravá/ levá dolní končetina, čísla 1, 2 za názvy ozn. Z1 a Z2

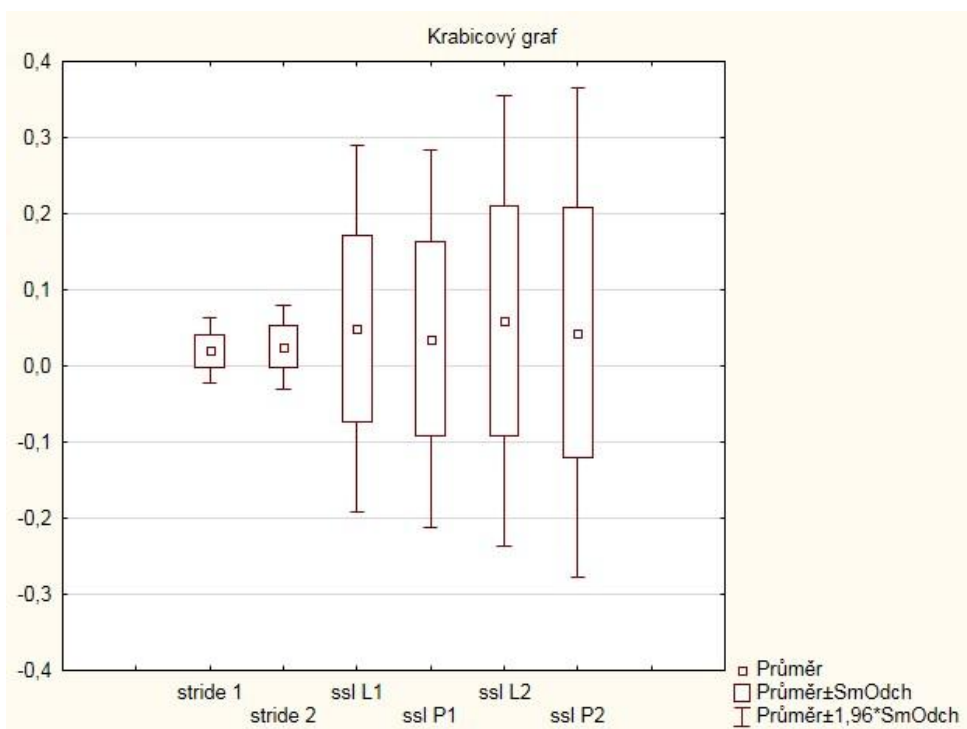
5.5 Ženy a 6 km/h

Jako u pomalé byly ovlivněny stejné parametry a nevýznamné změny zůstaly stejné, jako v předchozím měření – rotace chodidla, šířky kroku a laterální symetrie. Významná

změna se projevila v silových parametrech. V porovnání změn mezi sebou, vyšlo významné zhodnocení stride length a šířky kroku vůči sobě.

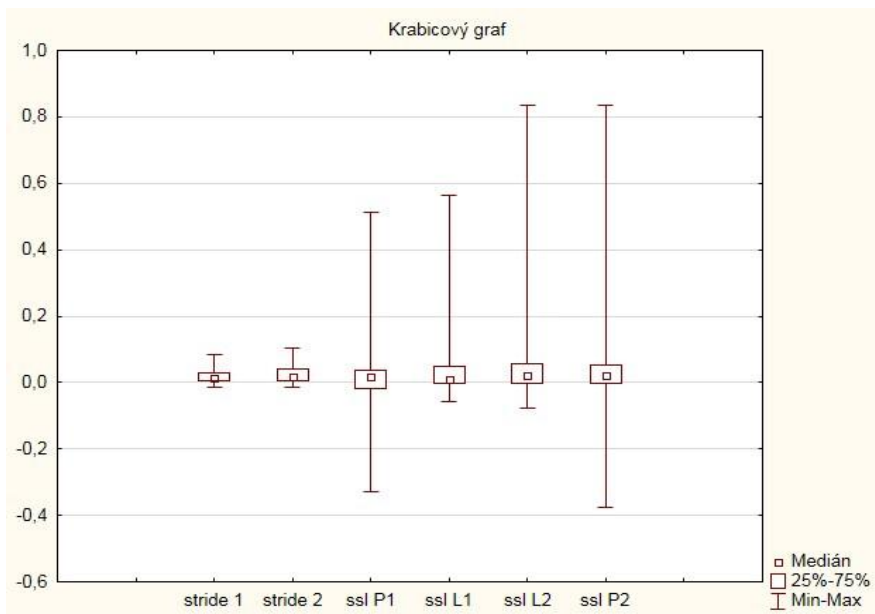
Významné změny u:

- Stride length;
- Single support line;
- Maximum force 1;
- Maximum force 2.



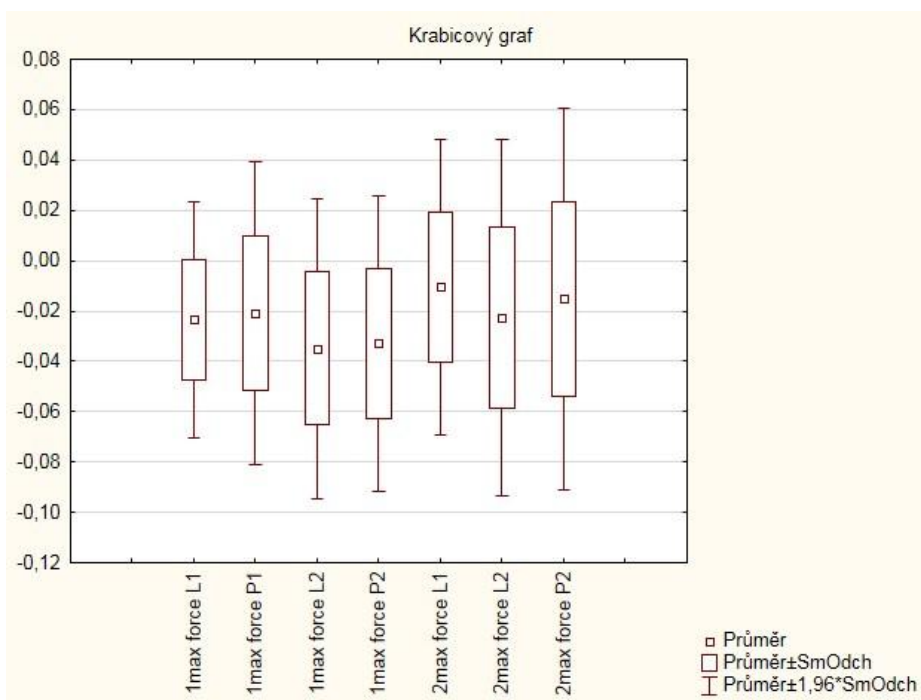
Obr. 13 Hodnoty single support line a stride length (zobrazené s průměrem) u žen při rychlosti 6 km/h

Legenda: stride – stride length změny, ssl – single support line, P/L – pravá/ levá dolní, končetina, čísla 1, 2 za názvy ozn. Z1 a Z2



Obr. 14 Hodnoty single support line a stride lenght (zobrazené s mediánem) u žen při rychlost 6 km/h

Stride – stride lenght, ssl – single support line, P/L – pravá/ levá dolní končetina, čísla 1, 2 za názvy ozn. Z1 a Z2



Obr. 15 Souhrnný graf změn silových parametrů u žen při 6 km/h

Legenda: 1, 2 max force – maximum force 1, 2; P/L – pravá/ levá dolní končetina, čísla 1, 2 za názvy ozn.

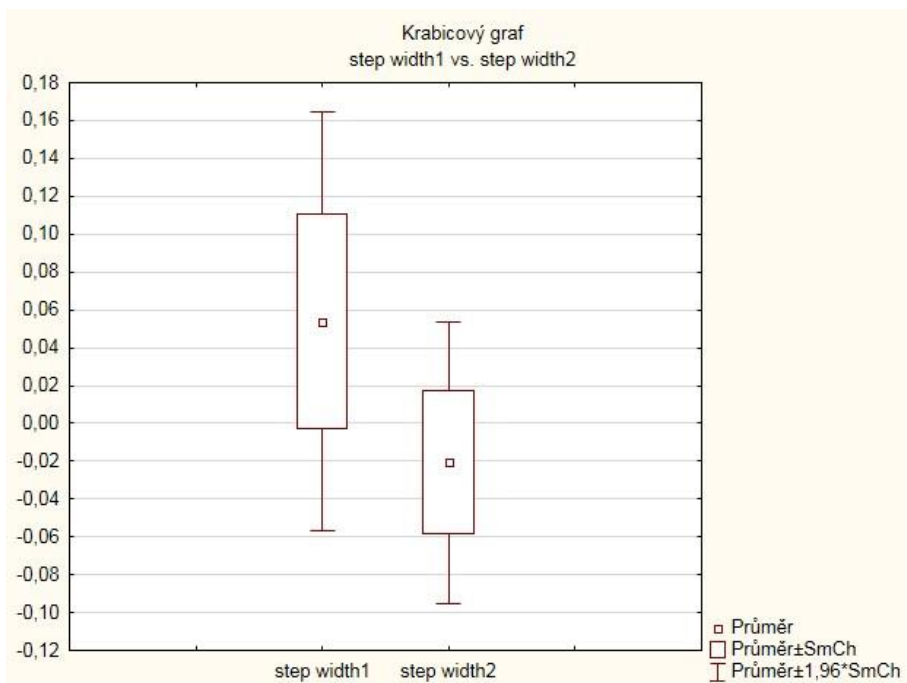
Z1 a Z2

5.6 Muži a 3 km/h

V mužském vzorku došlo k obdobným změnám jako v ženském, ne však k zcela stejným. Zajímavé je, že v této skupině došlo již k oboustranné významné změně single support line, zatímco v ženském vzorku, to bylo pouze pro LDK při Z1 i Z2. Co je jiné v porovnání se ženami, je změna rotace levého chodidla a šířka kroku. V tomto vzorku vyšla významná v porovnání se ženami. Významně vyšla také změna porovnání rotace levého chodidla při Z1 a Z2, stejně tomu bylo i se šířkou kroku.

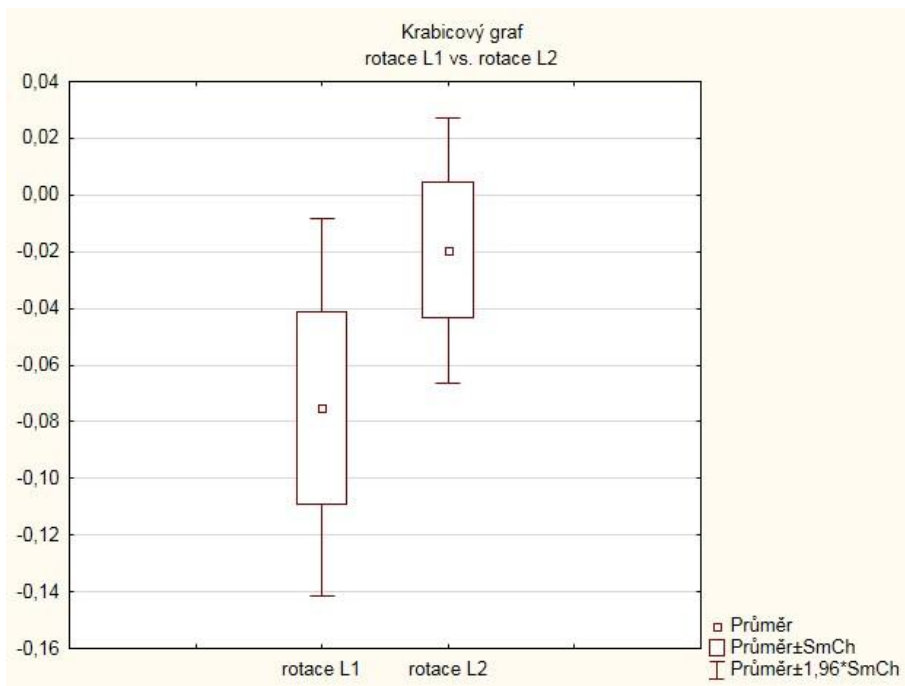
Významné změny u:

- Stride lenght;
- Single support line;
- Maximum force 1;
- Maximum froce 2.
- Rotace LDK v porovnání Z1 vs. Z2;
- Step width Z1 vs. Z2.



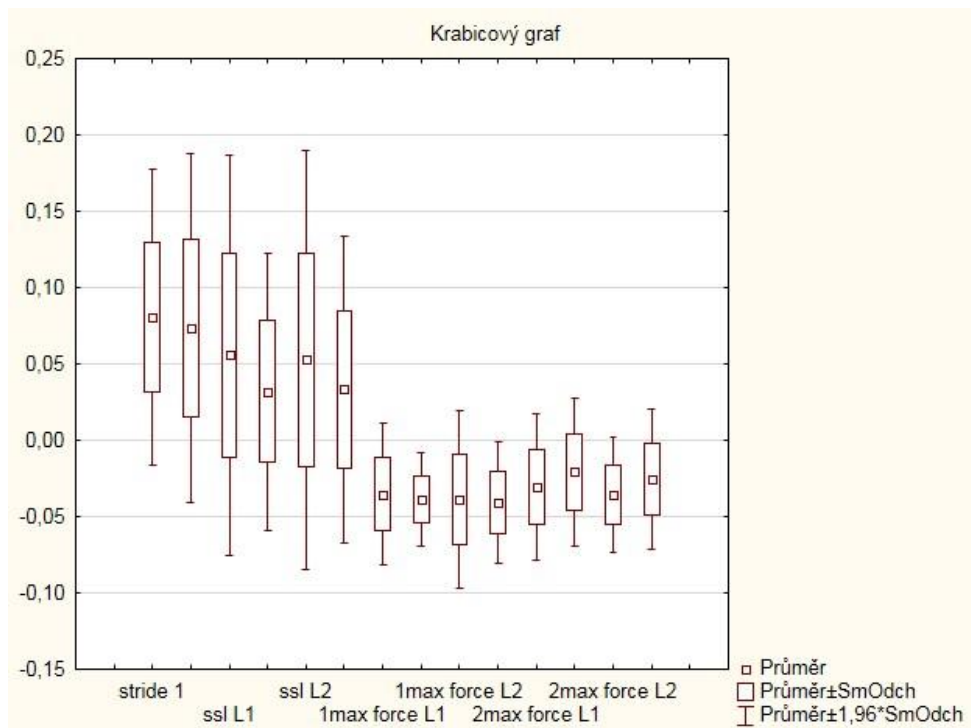
Obr. 16 Znáznornění změny šířky kroku u mužů při 3 km/h

Legenda: step widht – step width, čísla 1, 2 za názvy ozn. Z1 a Z2



Obr. 17 Změna hodnot rotace levé dolní končetiny u mužů při 3km/h

Legenda: rotace – rotace chodidla, L – levá dolní končetina, čísla 1, 2 za názvy ozn. Z1 a Z2



Obr. 18 Souhrnný graf změn silových parametrů a single support line u mužů při 3 km/h

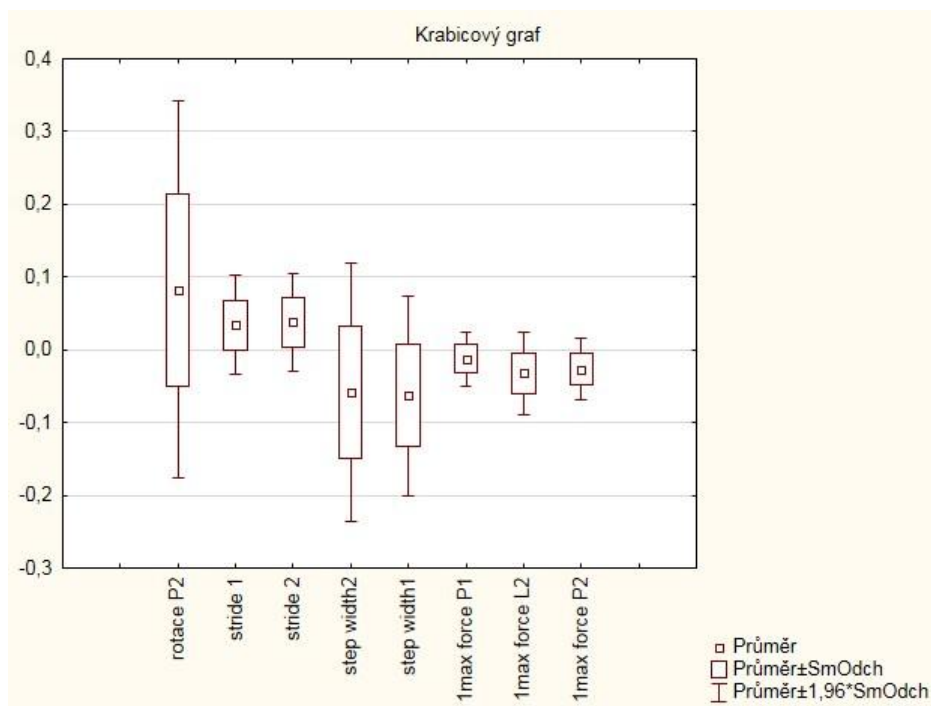
Legenda: stride – stride length, ssl– single support line; 1, 2 max force – maximum force 1, 2; L/P – levá/pravá dolní končetina; čísla 1, 2 za názvy ozn. Z1 a Z2.

5.7 Muži a 6 km/h

Při vyšší rychlosti došlo k výraznějším změnám oproti rychlosti pomalejší. Přidaly se parametry, které v minulém testu vyšly intaktně, stejně tak i silové parametry nebyly ovlivněny všechny jako předchozím případě, ale pouze některé. Vyšel též významný rozdíl v porovnání změn Z1 a Z2 proti sobě u silových parametrů Maximum force 1.

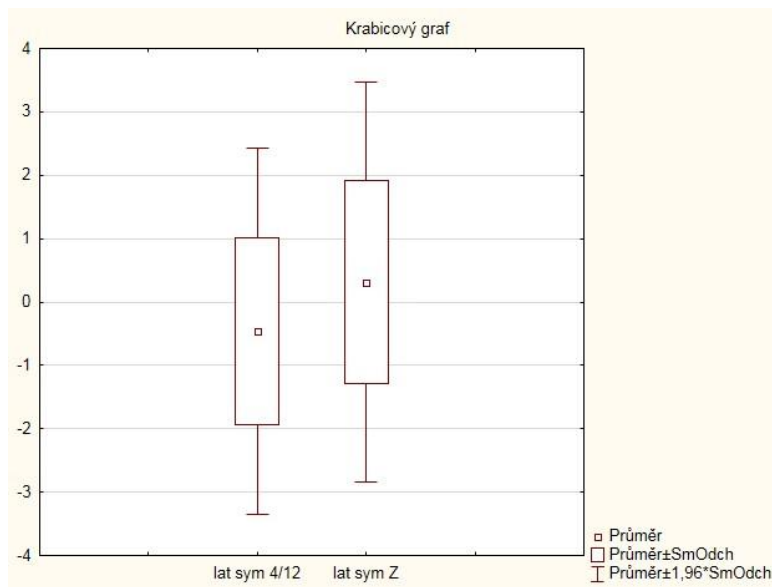
Významné změny u:

- Rotace PDK při Z2;
- Stride lenght;
- Step width;
- Max force 1 při Z1;
- Max force 2 pouze PDK;
- Lateral symetry u Z2.



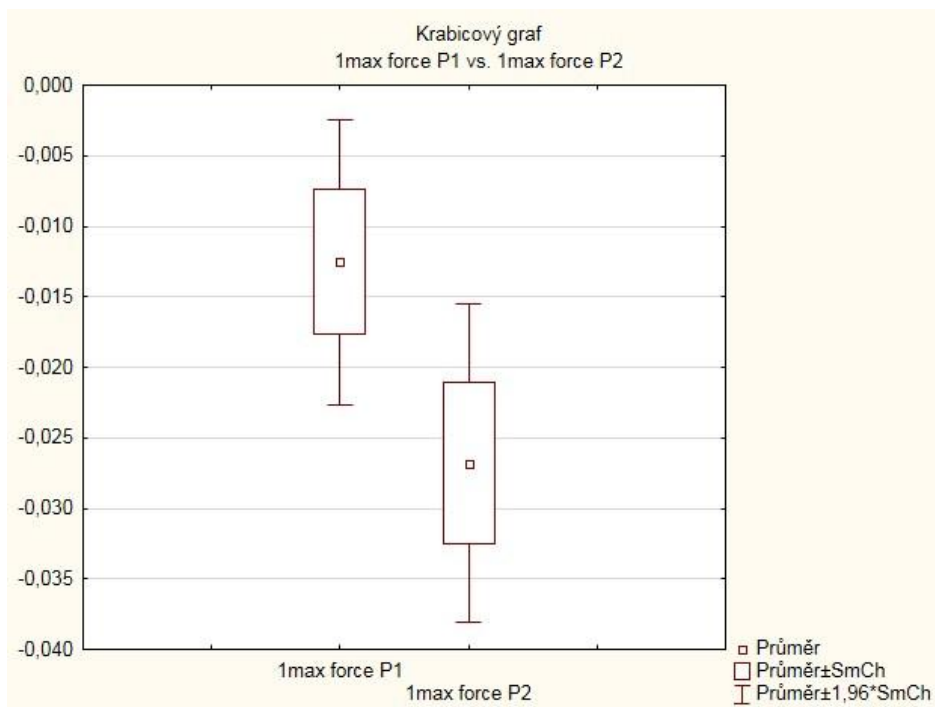
Obr. 19 Souhrnný graf změn sledovaných parametrů u mužů při 6 km/h

Legenda: rotace P – rotace pravého chodidla, stride – stride lenght, 1 max force – maximum force 1, čísla 1, 2 za názvy ozn. Z1 a Z2



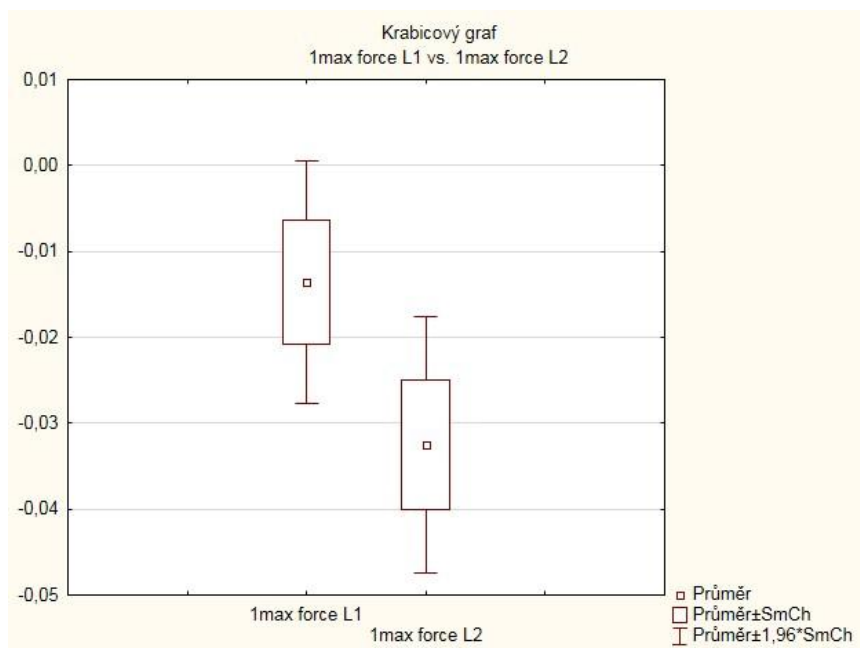
Obr. 20 Graf změny laterální symetrie u mužů pro 6 km/h

Legenda: lat sym – lateral symmetry, Z – základ, 4/12 poměr nádech/výdeh k počtu kroků



Obr. 21 Znárodnění změny v maximum force 1 pro PDK u mužů při 6 km/h

Legenda: 1 max force – maximum force 1, P – pravá dolní končetina, čísla 1, 2 za názvy ozn. Z1 a Z2



Obr. 22 Znáznornění změny v maximum force 1 pro LDK u mužů při 6 km/h

Legenda: 1max force – maximum force 1, L – levá dolní končetina, čísla 1, 2 za názvy ozn. Z1 a Z2

5.8 Souhrnné výsledky

Celou obsáhlou kapitolu výsledků shrneme v tabulkách, kde bude graficky znázorněno, kde změny proběhly. Zhodnotí se pouze, zda změna proběhla. Není blíže specifikováno, jak velká byla. Je to pouze pro lepší orientaci a doplnění.

Tab. 2 Souhrnný přehled změn při 3 km/h

3km/h	Z1	Z2	Ženy Z1	Ženy Z2	Muži Z1	Muži Z2
max force 1 PDK	●	●	●	●	●	●
max force 1 LDK	●	●	●	●	●	●
max force 2 PDK	●	●	●	●	●	●
max force 2 LDK	●	●	●	●	●	●
stride lenght	●	●	●	●	●	●
single support line PDK	●	●	○	○	●	●
single support line LDK	●	●	●	●	●	●
rotace PDK	○	○	○	○	○	○
rotace LDK	○	○	○	○	●	●
step width	○	○	○	○	●	●

Legenda k tabulce: ● proběhla významná změna, ○ neproběhla se významná změna

Tab. 3 Souhrnný přehled změn při 6 km/h

6km/h	Z1	Z2	Ženy Z1	Ženy Z2	Muži Z1	Muži Z2
max force 1 PDK	●	●	●	●	●	●
max force 1 LDK	●	●	●	●	●	●
max force 2 PDK	●	●	●	●	●	●
max force 2 LDK	●	●	●	●	○	○
stride length	●	●	●	●	●	●
single support line PDK	●	●	●	●	○	○
single support line LDK	●	●	●	●	○	○
rotace PDK	○	○	○	○	○	●
rotace LDK	○	○	○	○	○	○
step width	●	○	○	○	●	●

Legenda k tabulce: ● proběhla významná změna, ○ neproběhla se významná změna

5.9 Hypotéza a výsledky

Na základě statisticky zpracovaných výsledků se můžeme zabývat naší hypotézou. Jelikož zpracovaných dat bylo mnoho, máme dostatek prostoru a informací k vyvození závěru a interpretaci dat.

Nulová hypotéza:

- **Nulovou hypotézu H_0** ve znění „Parametry chůze se při zadaném úkolu nezmění.“ **Zamítáme** na základě statisticky potvrzených dat, dosažených na hladině významnosti $p < 0,05$.

Dílčí hypotézy:

- **H_{01}** ve znění „Rotace chodidla se při zadaném úkolu nezmění.“ **Nezamítáme**, jelikož byla dosažena hladina významnosti $p > 0,05$.
- **H_{02}** ve znění „Silové parametry chůze se při zadaném úkolu nezmění.“ **Zamítáme**, jelikož zpracovaná data byla na významné hladině $p < 0,05$ a parametry se významně změnilo za všech sledovaných situací.
- **H_{03}** ve znění „Délka a šířku kroku se při zadaném úkolu nezmění.“ Není možno celou hypotézu zamítnout. **Zamítáme** pro délku kroku. **Nezamítáme** v plném rozsahu pro šířku kroku.

- **H₀₄** ve znění „Při zadaném úkolu není rozdíl v parametrech chůze mezi pohlavími.“
Zamítáme, jelikož byla dosažena hladina významnosti $p < 0,05$, ke změnám mezi pohlavími došlo.

5.9.1 Výsledky k hypotéze H₀

Nulová hypotéza na základě výsledků byla zamítnuta. Statistika potvrdila významné změny parametrů chůze. Některé dílčí parametry nebyly potvrzené jako statisticky významné změny. Abychom mohli specifikovat jednotlivé parametry, které jsou součástí hypotézy, byly vytvořeny dílčí hypotézy. Nicméně v celém vzorku došlo k významnému ovlivnění silových parametrů

a délky kroku. To byly změny, které byly relativně konstantní. Nekonstantně se chovaly parametry jako šířka kroku, rotace chodidla nebo single support line. Pro tyto parametry tedy nulovou hypotézu absolutně zamítnout nemůžeme. Vše je podrobněji viz výše v kapitole výsledky a graficky znázorněno viz obr. 1–9 (str. 35–39). Závěrem můžeme říci, nulovou hypotézu jsme vyvrátili, a tím potvrdili alternativní hypotézu o změně daných parametrů. Ke specifikaci využijeme dílčí hypotézy.

5.9.2 Výsledky k hypotéze H₀₁

Tuto dílčí hypotézu není možné zamítnout v plném rozsahu, jelikož tento parametr se ukázal jako nekonstantní. Významně se rotace projevila pouze u dvou testovaných situací. Takže hypotézu zamítáme pro celý vzorek a rychlost 3 km/h, kde se významně změnila rotace LDK

a pro mužský i ženský vzorek při 6 km/h, kde naopak významnou změnou prošla PDK. Pro všechny ostatní situace nezamítáme.

5.9.3 Výsledky k hypotéze H₀₂

Silové parametry byly nejkonstantněji chovající se data. U celého vzorku i v kategorii mužů a žen došlo k jejich změnám, tj. maximum force 1 a maximum force 2. Ke změnám došlo během obou testovaných situací. Hypotézu nemůžeme zamítnout v jediném případě. A to pro muže při 6 km/h. Tam došlo u maximum force 1 ke změně pouze při Z1 a u Maximum force 2 byla významná pouze PDK. Pro všechny ostatní situace zamítáme.

5.9.4 Výsledky k hypotéze H₀₃

Hypotéza nemohla být zamítnuta v plném rozsahu, jelikož polovinu výroku jsme mohli zamítnout, druhou nikoliv. Zamítáme hypotézu pro délku kroku. Ta se změnila při všech testovaných situacích napříč celou testovanou skupinou i mezi muži a ženami. Nezamítáme

pro šířku kroku. Změna tohoto parametru nebyla souhrnném pojetí významná. Zamítnout můžeme pro nekonstantně se chovající změny, a to pro 6 km/h u mužů, kde se tento parametr projevil významnou změnou a pro stejnou skupinu ve 3 km/h. Tam vyšlo významně pouze porovnání změn Z1 a Z2 proti sobě, ale samostatně ne. Poslední situace, kde můžeme nezamítat hypotézu je rychlost 6 km/h pro celý vzorek. Změna se však objevila pouze při Z1, pro Z2 tedy neplatí. Je tedy možné hypotézu nezamítnout. Díky nahodile významným výsledkům nemůžeme říct, že parametr je významný, hledáme konstantní změnu, o které toto můžeme tvrdit.

5.9.5 Výsledky k hypotéze H₀₄

Hypotéza byla zamítnuta, jelikož došlo ke změnám v parametrech chůze mezi muži a ženami. Parametry nebyly pro skupiny specifikovány, proto budou uvedeny zde, v čem se dané skupiny odlišovaly. U mužů došlo ke změnám v single support line ve všech testovaných situacích při rychlosti 3 km/h, změnila se laterální symetrie v chůzi 6 km/h, stejně tak šířka kroku, zatímco u žen nikoliv. Silové parametry v rychlosti 6 km/h nebyly u mužského vzorku ovlivněny všechny, zatímco u žen ano. Objevila se významná změna rotace u mužů při 6 km/h na PDK, zatímco u 3 km/h to byla LDK. Ženy vykazovaly významnou změnu v rotaci pouze u 6 km/h a to na PDK.

5.10 Alternativní hypotéza a výsledky

K vyhodnocení výsledků byla postavena i alternativní hypotéza, která je protikladem hypotézy nulové. Díky alternativní hypotéze můžeme lépe interpretovat výsledky měření a zhodnocení výzkumu. K hodnocení dílčích částí bude využito pouze zhodnocení v souhrnu, jelikož odůvodnění změn bylo vyvozeno v předešlých odstavcích u klasické hypotézy.

- **Alternativní hypotézu HA0** ve znění: „Parametry chůze se při daném úkolu změni.“ **Nezamítáme** na základě statisticky významných výsledků dosažených na hladině statistické významnosti p .

Dílčí alternativní hypotézy:

- **HA1** ve znění „Rotace chodidla se při zadaném úkolu změni.“ **Zamítáme**, jelikož nebyla prokázána statisticky významná změna na hladině významnosti p .

- **HA2** ve znění „Silové parametry chůze se při zadaném úkolu změni.“ **Nezamítáme**, jelikož zpracovaná data byla na hladině významnosti p a parametry se významně změnilo za všech sledovaných situací.
- **HA3** ve znění „Délka a šířka kroku se při zadaném úkolu změni.“ Není možno celý výrok zamítnout. **Nezamítáme** pro délku kroku. **Zamítáme** pro šířku kroku.
- **H04** ve znění „Při zadaném úkolu je rozdíl v parametrech chůze mezi pohlavími.“ **Nezamítáme**, jelikož došlo ke změnám mezi pohlavími.

6 DISKUZE

6.1 Úvod

Cílem diskuze je práce s výsledky, jejich propojení a konfrontace s teoretickou částí a jinými odbornými studii. Z nich jsme vybírali pouze dílčí výsledky, jelikož žádná plně nereflektovala náš výzkum. Nalezené studie pracovaly často s jinou cílovou skupinou, využívaly jiné úkoly a rozdíly mezi muži a ženami byly zkoumány v jiných posturálních situacích. Proto syntéza informací byla poměrně náročná. Naopak myšlenka celé práce byla jednoduchá. Vycházela z podkladu obyčejné empirie, kterou chtěla dostat na odbornou úroveň a dokázat, jaký jakou spojitost mezi sebou chůze a dýchání má. Tento vztah využívají různé skupiny osob, například hudebníci, běžci nebo vojáci. Pomáhá jim lépe zvládat fyzicky náročné výkony (typické k jejich povolání). Již během měření se domněnka o zjednodušení aktivity potvrdila. Během hodnocení však vyvstávaly limity experimentu, které tak dávaly podnět, jak dále s měřením pracovat a vylepšit ho využitím dalších metod, jako například povrchovým EMG.

Během výsledků jsme postupně docházeli k názoru, že i když se náš vzorek skládal z mladých, zdravých lidí, nemohli jsme hledat striktní normu stereotypu chůze. Objevily se individuality pro každého člověka typické. O to těžší bylo stanovit kritéria, která jsme mohli hodnotit. Proto je možné vidět u některých parametrů velké rozptyly hodnot. Pro výzkumnou část byli vybráni mladí a zdraví jedinci. Zkoumaný soubor nevykazoval plochonoží, vysokou klenbu, hallux vagus či jiné deformity. Bylo to i jedno z kritérií výběru a zařazení do této práce. S přihlédnutím k charakteristice souboru jsme též neočekávali omezení rozsahu v kloubech na dolních končetinách a díky věku testovaných probandů jsme též neočekávali výraznější problémy během měření, jako subjektivní obtíže a limity zátěže, nezvládnutí rychlosti, dušnost či nestabilitou na pásu apod. Tyto předpoklady byly správné, žádné z výše uvedených potíží se neobjevily.

Potvrdil se však fakt, o významnosti chodidla, které je často vnímáno jako statická či pasivní struktura, ale není to mu tak. Je to velice dynamická struktura. Zdůraznil se jeho vztah s nastavením osového orgánu. Z jeho chování jsme mohli odečíst mnoho změn. Potvrdilo se, že je to struktura, která slouží k optimalizaci chůze a díky němu je tělo schopno se flexibilně přizpůsobit vnějším podmínkám. S těmito fakty nekoresponduje nošení obuvi, která velice často limituje jeho přirozenou funkci. Proto nebylo vůbec zvažováno, že by testované osoby měly během měření obuté boty. Probandi chodili na páse bosí. Nedochozelo tak díky obuvi ke

zkreslení výsledků. Chodidlo mohlo přirozeně, dynamicky pracovat a reagovat na testované situace. Fungovalo jako kanál pro výstup všech změn, které v organismu proběhly.

6.2 Limity

Průběh experimentu dopadl v mnoha ohledech nad očekávání. Od vstřícnosti pracoviště, spolupráce probandů, po výsledky a jejich zpracování. Již v úvodu bylo naznačeno, že práce měla své limity, které je třeba uvést. Prvním byl relativně malý vzorek zkoumaných osob. I když naše skupina obsahovala téměř 50 osob, stále to nebyla dostatečně velká skupina osob k reprezentování a zhodnocení očekávaných změn. Aby se výzkum mohl aplikovat v praxi, bylo by nutné, aby se opřel o výsledky prokázané u větší skupiny, proto by bylo v budoucnu nutné doplnit počty měřených osob. Druhým byla objektivizace úkolem daného dechového rytmu.

Mohla vzniknout pochybnost, jak jsme kontrolovali osoby, zda dýchají a počítají dle instrukcí. Vzorek nebyl nijak přesně kontrolován, proto mohlo dojít k odchylkám během měření. Podkladem tohoto rozhodnutí byla racionální úvaha, že probandi byli mladí jedinci bez poruch a nedostatečností v CNS, tudíž by měli zvládat zadání, podané během měření. V případě problémů mohli kdykoli tyto obtíže sdělit a diskutovat je. Idea kontroly přes zvukové zařízení nebo pomůcku, jako například píšťalku, byla nakonec také zavrhnuta, jelikož snaha udržet ji v ústech a výdech přes odpor by mohl mít jiný efekt, než bylo naším cílem. Rozhodli jsme se nepoužívat pomůcky a zaměřili jsme se pouze na změny, kterých je tělo schopno dosáhnout samo.

Přes prvotní nápady realizace jsme skončili u metody, kde si každý proband počítal sám poměr kroků k nádechu a výdechu. Vycházeli jsme z předpokladu, že použití externího zvuku či našeho hlasu k počítání by ovlivnilo rytmicitu chůze daného jedince, která již byla ovlivněna rychlostí pásu, proto další zdroj udávání rytmu nebyl žádoucí. Nemohli jsme tedy sledovat, jaká změna by nastala, pokud by rychlost nebyla dána. Samotnou rychlostí již došlo k úpravě krokového stereotypu. O těchto změnách se zmínil ve své knize Kirtley (2006, s. 31). Tím pádem nemůžeme ani reflektovat výsledky autorů Lamonth et al. (2014), Learmonth et al. (2014) a Plotnik et al. (2011), kteří se úpravou rychlosti chůze během dual task zabývali. Avšak i přes automatické úpravy chůze na pásu, která je k daným podmínkám fyziologická, byla tato změna i výhodná. Jelikož chůze v takových podmínkách nevyžadovala neustále nové reakce na změny prostředí, redukovala se tím variabilita pohybu. Tím bylo hodnocení chůze a její reakce snazší. V jiných podmínkách by se dotyčný musel neustále přizpůsobovat nejen

prostředí, ale musel by vnímat a reagovat na vlastní změny v krokovém cyklu. Při běžné chůzi je normální, že se mění její rychlost. Takže z jednoho pohledu to byla pro měřené jedince zátěžová situace, že se museli pásu přizpůsobit a pohybovat na nepřírozené plošině, ale z druhého pohledu to pro ně byla jednodušší situace, než kdyby měření probíhalo v jiných, než laboratorních podmínkách. Během měření byl vypnut i monitor, aby proband neměl ovlivňující a rozptylovací podnět. Rozhodli jsme se tak například i na základě informací ze zahraniční studie Sejdic et al. (2013), která objektivizovala vliv sledování televize a jiných vizuálních podnětů na chůzi. Bylo prokázáno, že stimuly tohoto typu ovlivňují krokový stereotyp.

I přes limity, které tento experiment měl, byly zaznamenány významné změny. Z toho vyvozujeme, že probandi pokyny dodržovali. Případná nekázeň se mohla projevit odchylkami, nepřesnostmi nebo menší změnou v daném výsledku. Byl by to podnět pro výše zmiňované vylepšení a doplnění experimentu. Zde však šlo hlavně o změnu, jestli se objeví a jak bude významná, a to bylo u mnoha parametrů ve výsledcích potvrzeno.

6.3 Možnosti rozvoje experimentu

Většina studií zabývajících se problematikou dvojího úkolu nerozlišuje rozdíl mezi pohlavími a využívá vzorky smíšené. Někteří autoři se ve svých studiích touto problematikou a rozdílem mezi pohlavími zabývají, například Yegev et al. (2010). Zkoumání skupin mužů a žena má velký potenciál. Pochopení individuálních rozdílů, které vyplývají hlavně z anatomie a fyziologie, by mohlo vést k efektivnější terapii. Pokud by se prokázal významný rozdíl mezi skupinami, dalo by se zaměřit na jejich specifika a potřeby. I přes to chůze je a zůstává velice individuální záležitostí. Jsme sice schopni popsat standardní průběh, ale odchylky specifické pro daného jedince nalezneme vždy a tedy přesné normy se objeví u málokoho.

Nejenom pohlaví, ale i rychlost chůze je další faktor, se kterým by se dalo pracovat. V literatuře se udává, že dual tasking má za následek u drtivé většiny jedinců snížení rychlosti chůze (Lamonth et al., 2014, Learmonh et al., 2014, Plotnik et al., 2011a, b). Tato práce nemůže tyto výsledky reflektovat, jelikož bylo využito generovaných rychlostí. Sice jsme nemohli sledovat změny v rychlosti, ale zaměřili jsme se na změny, které nastaly v procesu adaptace. Většina významnějších změn proběhla během rychlejší chůze. Běh, jako hraniční situaci jsme netestovali, ale i zde by bylo zajímavé zkoumat, jak by kognitivní úkol pozměnil pohybový projev jedince. Zajímavé výsledky by mohla přinést další úprava

experimentu, jako například měření v terénu. V laboratorních podmínkách by bylo možné využít alespoň náklon pásu. V neposlední řadě bychom experiment mohli zaměřit na různé skupiny lidí – sportovci, hypoaktivní jedinci, pacienti po operacích na dolních končetinách či dalších diagnózách a traumatech. Vše pak porovnat s kontrolní skupinou zdravých lidí. Několik autorů, Yegev et al. (2007), Wild et al. (2013), Stegemoller et al. (2014), se orientuje hlavně na neurologické diagnózy. Poúrazové stavy nejsou běžně zkoumanou skupinou. Většina pacientů spadá do skupiny mladých lidí bez neurologického deficitu, ale s pohybovým defektem. Objektivizování, zda výsledky zdravých lidí platí pro stejnou skupinu i po úrazu, je více než atraktivní.

Závěrem lze říci, tento výzkum měl své limity, které vystávaly na povrch během prvních měření, ale i přes to nám vyšly zajímavé výsledky. Ty nám poté daly možnost retrospektivně celý experiment zhodnotit a určit jeho limity i výsledky. S formováním přesné představy experimentu přicházely i nápady, jak měření obohatit a kam ho dále směřovat. Zůstali jsme však u jednoduché realizace, z důvodu zpracování a hodnocení dat malého vzorku probandů. Další rozvoj experimentu může být náplní jiné práce.

6.4 Dual task a vliv na různé skupiny osob

Dual task a chůze je prokázáný jev, který má efekt na krokový cyklus. Je to diskutované téma především v záležitosti neurologických diagnóz. Abychom však pochopili význam a efekt, je třeba zkoumat i mladé jedince. Smíšenými skupinami, které se jsou zařazovány do studií k objasnování efektu, se zabývá hned několik autorů Yogeve-Seligmann et al. (2013), Lamonth et al. (2011). Poukazují na to, že u některé části populace může mít vliv na zvýšené riziko pádů. Stejní autoři však udávají, že nejcitlivější na změnu je právě chůze. Na druhém místě stacionární kolo a na posledním místě stoj. Ten se ukázal jako rezistentní na ovlivnění kognitivní úlohou. Na podkladu těchto informací jsme zvolili jako primární aktivitu chůzi.

Je nutné specifikovat skupiny osob, které byly pod vlivem dual task měření. Výsledky ukazují značné rozdíly mezi skupinami pacientů s neurologickým postižením a zdravými lidmi. Je zajímavé, že u mladých lidí pod vlivem kognitivního úkolu došlo ke zpomalení chůze, stejně jako u pacientů, avšak u jedinců s plně intaktní motorickou kontrolou se chůze regulovala. Záleží ovšem i na náročnosti úkolu. Čím je náročnější, tím větší efekt je na chůzi, ale i na riziko pádu. Dochází též ke změně pohybu končetin. Pro realizaci chůze jsou nutná dvě kritéria – bilaterální koordinace končetin a posturální kontrola. Obě jsou monitorovány a kontrolovány během krokového cyklu, tudíž změna v krokovém cyklu ovlivní jejich pohyb

a koordinaci. Bilaterální koordinace je horší u pacientů, navíc u těch s vyšším rizikem pádů a výsledky dual task byly u nich výraznější než u jiných skupin. Potvrzuje to Plotnik et al. (2011a, b) a Lamonth et al. (2011). Během chůze jedinců s výskytem pádů a s Parkinsonovou nemocí vzrostla chůzová asymetrie (definována z průměru strides pro obě dolní končetiny) v porovnání s klasickou chůzí. Naopak nebyla ovlivněna u zdravých jedinců. Byla spojena s rychlostí a variabilitou chůze. Schopnost generovat stabilní a rytmickou chůzi nezávisí na mentální pozornosti u zdravých lidí. Pokud však je schopnost chůze poškozena a není zcela automatická, chůzová asymetrie je závislá na kognitivním vstupu a pozornosti (Yogev et al., 2007). Avšak to je možné tréninkem s využitím single i dual task zlepšit (Halvarsson et al., 2011)

Studie některých autorů, Lamonth et al. (2011), Plotnik et al. (2011), Wild et al. (2013), se zabývaly efekty dual task u nemocných lidí, nejčastěji pacientů s demencí nebo Parkinsonovou chorobou. Ukázaly, že postižení jedinci prokázali více změn, než ti intaktní. Jejich výsledky podporují teorii o ovlivnění variability a stability chůze. Můžou tedy pomoci k detekci poruch chůze u pacientů, kteří jsou nebo nejsou schopni se adaptovat, a tím mají/nemají vyšší riziko pádu. S tímto je v rozporu výsledek Smulders et al. (2012), který porovnával jedince s občasným pádem a bez nich a tvrdí, že není mezi těmito skupinami velký rozdíl.

Další z faktorů, který ovlivňuje chůzi během dual task, je upřednostňování úkolu. Zde se otevírá prostor pro další zkoumání, např. dáme jedinci úkol s pokynem provést ho po svém, dát prioritu chůzi a poté kognitivnímu úkolu, mohly by vyjít zajímavé výsledky. Z výsledků studie (Yogev et al., 2010), se ukázalo, že u mladých jedinců dojde ke zvýšení rychlosti během upřednostnění chůze oproti verzi bez instrukcí. U starších, ale zdravých jedinců, je tendence obdobná, ale ne tak výrazná. Naopak rychlost chůze klesla u obou věkových skupin, pokud se jedinci zaměřili na kognitivní úkol. Rozdíl se objevil mezi muži a ženami, když došlo k upřednostnění chůze, byla i rozdílná generovaná rychlosti. Dual task zvýšilo variabilitu chůze, zatímco upřednostňování tyto znaky neovlivnilo.

To, že rozdíl pohlaví má vliv na chůzi, bylo zmíněno. Touto problematikou se již nějakou dobu zahraniční studie, například autorů Yogev et al. (2010), Romei et al. (2010), zabývají. Jejich výsledky ukázaly, že k určitým změnám dochází. U mužů je pozorovatelný fenomén menšího upřednostňování. Může to být dáno menší motivací a nižší flexibilitou. Když byl prioritou kognitivní úkol, obě pohlaví měla obdobné výsledky. Proto tvrzení, že ženy jsou zaručeně lepší v konání více úkolů najednou, nemůže být potvrzeno. Co je ale

důležité, u zdravých jedinců toto zřejmě nebude třeba v praxi tak využitelné, ale u jedinců, kde chůze nebo kognitivní úkol vyžaduje více pozornosti, využito určitě bude. Zejména u těch, kteří mají problém s pozorností, s vnějšími rušivými faktory a nesoustředím na chůzi. Tím si zvyšují riziko pádu. Usměrněním soustředění na jednu věc je možné toto eliminovat a jedince naučit s tímto problémem pracovat.

V našem případě jsme nereflektovali studie hlavně v jednom parametru, a to je rychlost chůze. Nemohli jsme díky generované rychlosti zjistit, zda probandi během dual task snížili svoji rychlost. Nebylo možné potvrdit výsledky jiných autorů, že rychlost se během úkolu snižuje. Tato práce tedy nezohledňovala individuální reakci jedince v tomto parametru. Je vidět, že problematika dual task je atraktivní téma a zahraniční autoři ho intenzivně zkoumají. Žádný z nich však nezkoumal stejnou problematiku ani nepoužil stejný design experimentu, jako byl ten náš. Můžeme se tedy jen poučit a analogicky vyvodit určité závěry s našimi výsledky.

6.5 Dual task a aktuální testovaná skupina

Při hodnocení daných výsledků je třeba si uvědomit důležitý fakt. Objevily se změny, které byly relativně konstantní a byly přítomny za všech testovaných situací, ale také se objevily změny nekonstantní, které se objevovaly relativně náhodně napříč vzorkem. Například významně se změnily pouze pro jednu dolní končetinu nebo pouze pro jednu testovanou situaci či úroveň úkolu. Z toho vyplývá, že v našem zájmu hodnocení byly změny, o kterých jsme mohli říct, že jsou konstantní a významné a projevíly se u celého vzorku a nejlépe ve všech testovaných situacích. Takové výsledky byly pro nás důležité. Bylo to z důvodu následné aplikace poznatků do praxe. Pokud bychom měli hodnotit výstup, který má být v praxi aplikovatelný, měli bychom se opřít o kvalitní data. Z výsledků je patrné, které parametry vykazovaly tuto charakteristiku a které nikoliv. U mnoha z nich došlo k velké číselné změně, ale ta nestačila, aby při vyhodnocení vyšel výsledek statisticky významný. V následujícím odstavci jsou tyto významné změny shrnuty.

Jedněmi z parametrů, které vykazovaly výše uvedené charakteristiky, byly silové parametry – Maximum force 1 a Maximum force 2. Jejich změna byla pozorovatelná napříč celým vzorkem. K jejich změnám mohlo dojít hned z několika důvodů. Prvním je kognitivní úkol. Bylo zjištěno, že krokový stereotyp a rychlost chůze se během úkolu mění (Yegev et al., 2010), ale tím se musí změnit i svalová aktivita, jinak by změna nebyla možná. Druhým je výdechové postavení bránice. Díky tomuto postavení dochází k jiné aktivitě ve svalových řetězcích a výstup je poté pozorovatelný na silové plošině snížením silových parametrů.

K objektivizaci této úvahy nám chybí EMG vyšetření, které by nám pomohlo dokázat změnu v aktivitě trupových svalů, ale i svalů na dolních končetinách. Mohli bychom zjistit nejenom, jak se mění svalová aktivita, ale jak se změní i jejich timing. Což je velice pravděpodobné. Zde končíme pouze úvahou, protože nemáme dostatek dat k vytvoření takového závěru. Co je však jasně neoddiskutovatelný fakt. Tyto změny jsou výsledkem dějů v CNS a svaly jsou pouze jejími vykonavateli. Není tedy možné plně oddělit a specifikovat, zda změna proběhla z jednoho nebo druhého důvodu, jelikož je to výsledek spojení obou aktivit.

Druhým parametrem, který se významně změnil napříč testovanou skupinou, byla délka kroku, která se ve většině případů prodloužila. Důvodů, proč došlo ke změnám, může být opět několik. Prvním je adaptace na páse. S prodlužující se délkou pobytu na pohyblivém chodníku došlo k adaptaci chůze na dané podmínky, a tím ke změně délky kroku. Druhým je upřednostňování úkolu, zaměření na kognitivní činnost ovlivnění a úprava krokového stereotypu. Třetím je aktivace svalových smyček. Díky výdechovému postavení bránice a změně poměrů v trupu, pánvi a dolních končetinách se upravila délka kroku. Čtvrtým je efektivní pohyb v prostoru. Díky změnám rychlosti a vyšším nárokům na posturální kontrolu došlo k optimalizaci tohoto pohybu a prodloužení délky kroku. Opět vše v područí kontroly řídicím nervovým systémem.

Změny Z1 a Z2 byly mnohdy vůči sobě ve velkém nepoměru. Byl pozorovaný fenomén, který se jasně projevil v celém vzorku. A to, pokud došlo ke změně při Z1, pak došlo i ke změně při Z2. Výjimečně se objevila situace, kdy by tomu bylo jinak. Tím je potvrzen fakt, že dual task ovlivňuje krokový cyklus. Ale největší reakce je pozorovatelná a měřitelná při zadání úkolu. Při jeho pokračování a ztěžování již efekt není tak veliký. Tudíž je zbytečné ho prodlužovat a ztěžovat, stačí ho pouze zadat a střídat s aktivitou neúkolovanou, tím je efekt na organismus největší.

6.6 Aktuální testovaná skupina a porovnání výsledků

V rámci téměř celé skupiny jsme zaznamenali konstantní změny délky kroku a silových parametrů. Hodnoty rotace a hodnoty u single support line nebyly konstantní změnou. Během nižší rychlosti došlo k významnější změně při Z1. U Z2 docházelo spíše stagnaci či mírnému poklesu hodnot. Tento fenomén byl viditelný na výše zmíněné délce kroku, silových parametrech i single support line. Naproti tomu při vyšší rychlosti se délka kroku významně prodloužila a byl patrný stejný fenomén. Při Z1 byla změna vyšší než u Z2, kde v grafu hodnoty stagnují či lomí do plato fáze. Stejně tomu bylo i u Maximum force 1.

U Maximum force 2 se objevila stejná tendence, ale změna nastala u aktivity končetin, kdy průměrné hodnoty byly u PDK vyšší než u LDK. Tyto změny bychom mohli přisoudit dominanci končetin. I když nebyla zahrnuta souhrnná data o dominantních končetinách probandů, na dotaz většina testovaných odpověděla, že jsou dominantní odrazoví praváci. Důvodem projevu až u vyšší rychlosti může být vyšší náročnost chůze a potřeby těla pro efektivní pohyb vpřed, proto úprava rotace a plné využití odrazové dolní končetiny. Jak bylo řečeno, některé změny se projeví až s vyššími nároky na organismus, a toto může být jedna z nich.

V hodnocení rozdílu mezi muži a ženami to dopadlo následovně. Při rychlosti 3 km/h byl mezi skupinami minimální rozdíl. Chování výsledků bylo obdobné a korespondovaly s výsledky celého vzorku při stejné rychlosti. Tím máme na mysli, že většina hodnot byla u Z1 vyšší než u Z2. Objevilo se však pár rozdílů. U single support line se u žen změnila pouze LDK. Rotace a šířka kroku se u nich vůbec významně nezměnila, zatímco u mužů ano, ale významně se projevila pouze rotace na LDK, která navíc byla vyšší při Z2. Projevil se u nich i významný rozdíl v šířce kroku mezi Z1 a Z2. Při Z2 došlo ke snížení. Je nutné konstatovat, že rozdíly v této rychlosti nejsou veliké, ale stále patrné. Došlo k mírným nuancím. U mužského vzorku byla data konstantnější. Tím máme na mysli, pokud se objevil rozdíl, tak stranově se projevil symetričtěji než u žen a nedocházelo tak k velkým výkyvům. To by mohlo být vycházet z faktu, že mužská chůze je jistější a stabilnější. Může to být dáno anatomicky, různým rozložením hmotnosti a těžiště, vyšší psychickou stabilitou, motivací, cílem splnit úkol, testovaným prostředím, ale i náladou, která také mohla hrát svoji roli. Všechny tyto faktory je nemusely tolik ovlivnit jako ženy, které jsou na tyto rušivé elementy citlivější.

Při 6 km/h se objevila stejná tendence u silových parametrů jako u 3 km/h. To znamená při Z1 bylo dosaženo větší změny než při Z2. U stride length došlo u žen k mírnému nárůstu hodnot při Z1, zatímco u mužů při Z2. Obdobně tomu bylo u single support line. U silových parametrů je zajímavé, že u obou skupin byly významnější hodnoty pro PDK, což v předešlém hodnocení nevyskytovalo. U mužů došlo navíc ke změně v laterální symetrii, rotaci PDK a zvětšila se šířka kroku u Z2. V porovnání s první variantou testu došlo ke změnám, které se sebou korespondují jen z části. Silové parametry se chovaly obdobně pro obě testované rychlosti. Došlo však zřejmě k upřednostnění dominantní končetiny (odrazové) pro pohyb vpřed a významně narostly hodnoty pro PDK, která byla pro většinu testovaných dominantní. U stride length a single support line došlo při Z2 k větší změně, nebyl to veliký rozdíl, ale nárůst se objevil. Rotaci PDK u mužského vzorku si můžeme vysvětlit opět

vyššími nároky na jedince pro efektivní pohyb vpřed. Silové parametry sice měly obdobné tendence jako u 3 km/h, ale byly konstantnější u obou vzorků. Nejenom u mužů jako v předchozím případě.

To je souhrn dat, který můžeme zhodnotit v rámci našeho měření. Je patrné, že poznatky a výsledky zahraničních autorů mnohdy plně nekorespondují s naším výzkumem. Z jakého důvodu tomu může tak být, bylo uvedeno v předchozím textu.

6.7 Praktický výstup z hodnocených výsledků

Výsledky nám potvrdily základní fakt, který je empiricky dokázán již dlouhou dobu. Dýchání a chůze spolu velice úzce souvisí. Naš výzkum pouze objektivizoval tuto velice známou pravdu a objasnil, do jaké míry tomu to tak je. Výstup, který jsme snímali na silové plošině, reflektoval změny v organismu. Svaly byly vykonavatelé pro děje, které probíhaly na nervové úrovni. Změna ve výstupních parametrech mohla být dána několika faktory. Prvním faktorem mohla být jednotně generovaná chůze na pásu, druhým snížení variability pohybu, třetím změna dechového rytmu, čtvrtým změna v aktivitě svalových řetězců a posledním proces adaptace a motorického učení. Výsledek je vlastně souhrn působení všech těchto faktorů dohromady.

Na pohyblivém chodníku dochází k úpravě chůze, ale zároveň k jejímu zjednodušení. Pozorujeme změnu poměru fází kroku a úpravu pohybu, který se stává relativně uniformní. Je to dané tím, že testovaný není vystaven vnějším podmínkám, které nejsou tak jednoduché nebo jednoduše dané jako ty laboratorní. Na vnější podmínky by musel velice dynamicky reagovat, každý krok by se stával více odlišným a variabilita pohybového projevu by byla obrovská. Získat tedy v terénu nebo za jiných vnějších podmínek určitou rytmicitu, stabilitu a rychlost chůze by bylo daleko náročnější než v našich daných podmínkách, které jsou pro všechny jedince víceméně stejné. Tělo tedy nemusí každý pohyb neustále kontrolovat a upravovat, jako by byl pokaždé úplně nový. To by ztěžovalo hodnocení, proto bylo jednodušší využít laboratorní podmínky, kde jsme tyto problémy nemuseli řešit.

Pohyb se stává jednodušší a ekonomičtější díky procesu motorického učení. Jeden z důvodů tohoto děje je snížení energetických nároků na chůzi. Pokud se pohyb opakuje a je relativně stálý, je výhodné na něj vynaložit pouze tolik energie, kolik je nutné. Daná rychlost a prostředí snížili dotyčným nutnost vytvářet obrovskou variabilitu pohybového projevu, a tím i energeticky stabilizovat nebo snížit nároky na chůzi. Pokud jsme do pohybu navíc vložili určitou rytmicitu, která by za normálních podmínek také byla více individuální, tento stav se

stal ještě výraznější. Pokud bychom nevyužili produkci rytmu svým vlastním počítáním, museli bychom pro sjednocení využít jeho externí produkci, například metronom. Jelikož přirozeně generovaná chůze mění rychlost podle vnitřních i vnějších podmínek.

Do této situace testovaný člověk dostal kognitivní úkol, který relativně ztížil nároky na daný pohyb, ale objektivně mu ho usnadnil. To mohlo být dáno faktory, které byly již uvedeny – rytmus, proces adaptace a motorického učení či snížení nároků na variabilitu pohybu. Pohyb se stal snazší, pokud probíhal cyklicky a rytmicky. Tento prvek vnesl do testu poměr nádech/výdech, díky kterému došlo k ovlivnění pohybu. Jeho časový průběh si každý proband udával sám, ale musel dodržovat jeho zadaný poměr. Nebyl to však jen rytmus. Při výdechu se současně stabilizovala osa těla a došlo ke změně svalové aktivity. Tu jsme sice nemohli změřit v podobě EMG, ale bylo možné ji na každém jedinci pozorovat a změřit jako výstup ze silové plošiny. Jedinec se začal pohybovat ladněji vpřed, nevyužíval došlap přes patu tak dominantně a napřímil se v trupu. To se nám podařilo dokázat napříč celou testovanou skupinou.

ZÁVĚR

Závěrem by se daly výsledky shrnout v jednoduché a základní myšlence. Změna dechového rytmu ve spojení s kognitivním úkolem ovlivní parametry chůze. Změny, ke kterým došlo, nebyly zanedbatelné. Ukázalo se, že pokud změna proběhla při první úrovni úkolu, proběhla i při jeho druhé úrovni. Nenastala snad situace, kde by to bylo jinak. Pokud se objevila výrazná změna při Z1, objevila se i při Z2, ale nemusela být tak výrazná. Dokázali jsme tím, že stačí pouze první úroveň úkolu. Není potřeba ho ztěžovat, nebo prodlužovat. Některá data zvýšila svoji hodnotu a změna byla výraznější. U mnoha dalších byl pozorován opačný fenomén a došlo k poklesu, zvláště při ztížení úkolu při Z2. Během vyhodnocování došlo na porovnání změn vůči sobě a pouze některé z nich byly významně rozdílné. Při rychlejší chůzi byly parametry stabilnější, než tomu bylo u pomalejší chůze. Vše je uvedeno v grafech ve výsledkové části práce v kapitole 4. Cíle práce byly naplněny i přes limity, které práce měla. Objektivizovali jsme změny při spojení kognitivního úkolu a automatického pohybu, neboli využití principu dual task.

Výstup, který z této práce plyne do praxe, pro terapie pacientů, by se dal shrnout v jednoduché formulaci. Pokud budeme chtít zlepšit pacientovu chůzi a krokový stereotyp po různých úrazech či při neurologických onemocněních, nemusíme využívat spoustu složitých pomůcek. Stačí, když mu zadáme jednoduchý úkol, automatický pohyb (chůzi) spojený s kognitivním úkolem, například dýcháním v jiném rytmu. Tím ho sice vystavíme situaci, která může krátkodobě zhoršit jeho pohybový projev a může zvýšit i riziko pádu, ale v dlouhodobém hledisku mu přináší nesporný benefit. U neurologických pacientů musíme být opatrní při jeho nácviku, jelikož pro mnoho z nich je toto spojení úkolu náročné a riziko pádu může být mnohonásobně vyšší. Pokud však budeme přistupovat k terapii uvážlivě, abychom neohrozili zdraví pacienta, můžeme využít této metody již při testování a podle výsledků nastavit terapii a její úroveň. U zdravé populace nemusíme být tak moc obezřetní, ale stále bychom měli mít na paměti případná rizika. Díky tomuto spojení úkolů u obou skupin můžeme dosáhnout vyšší stability při chůzi, symetričtější aktivitu končetin, odlehčení kroku, změny jeho délky, poměru stojné fáze a celkově vzato efektivnějšího pohybu v prostoru. To je důležitý fakt, na který bychom neměli zapomínat v praktickém životě. Může to být nástroj, jak pomoci pacientům se snadněji dostat zpět do vertikály a lépe se v ní pohybovat. Tím využít chůzi opět jako běžnou součást života. A to je koneckonců jeden z hlavních terapeutických cílů.

REFERENČNÍ SEZNAM

BAKER, R. 2013. *Measuring walking A handbook of clinical analysis*. Hampshire: Ashford Colour Press, 2013. 229 s. ISBN 978-1-908316-66-0.

CRESWELL, A. G. ODDSON, L., THORSTENSON, A., 1994. The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Experimental Brain Research* 98, s. 336–341.

ČÁPOVÁ, J. 2008. *Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy“*. Ostrava: Repronis, 2008, 119 s. ISBN 978-80-7329-180-8.

DURANTI, R et al. 2004. Walking modality affects respiratory muscle action and contribution to respiratory effort. *European Journal of Physiology* 44, s. 222–230.

DUVAL, K., LAM, T., SANDERSON, D. 2010. The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait & Posture* 3, s. 637–640.

HALVARSSON, A. et al. 2011. Effects of new, individually adjusted, progressive balance group training for elderly people with fear of falling and tend to fall: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation, Volume 25*, s. 1021–1031.

HAMOUOUI, A., GENNEAU, E., LE BOZEC, S. 2010. Respiratory disturbance to posture varies according to the respiratory mode. *Neuroscience Letters* 475, s. 141–144.

HODGES, P., GANDEVIA, S., 2000b. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal of Applied Physiology* 89, s. 967 – 976.

HODGES, P., GANDEVIA, S., 2000a. Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *Journal of Physiology* 522, s. 165–175.

HALL, S. B. 2007. *Basic Biomechanics*. Fifth edition. New York: McGraw-Hill, 2007. 544 s. ISBN 0-07-110666-9.

HODGES, P.W. , BUTLER, J.E., MC KENZIE, D., GANDEVIA, S.C., 1997. Contraction of the human diaphragm during postural adjustments. *Journal of Physiology* 505, s. 239–248.

HODGES, P. W., GANDEVIA, S. C. 2000. Activation of human diaphragm during a repetitive postural task. *Journal of physiology* 522.1, s. 165–175.

HUDÁK, R. et al. 2013. *Memorix anatomie. 2.* Vydání. Praha: Triton, 2013. 605 s. ISBN 978-80-7387-712-5.

J LAMONTH, C. et al. 2011. Gait stability and variability measures show effects of impaired cognition and dual tasking in frail people. *Journal of NeuroEngineering and rehabilitation*, 8:2.

JANURA, M. 2011. *Biomechanika II.* Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě 2011, 79 s. ISBN 978-80-7464-044-5.

KERRIGAN, D. 1998. Gait analysis. Rehabilitation medicine 1998. Dostupné na WWW: http://mechse.illinois.edu/media/uploads/course_websites/k_gaitanalysis.20091016.4ad931391ce4c4.08092333.pdf

KIRTLEY, CH. 2006. *Clinical gait analysis theory and practise.* London: ELSEVIER Churchill Livingstone 2006. 316 s. ISBN 0-4431-0009-8.

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

KOLÁŘ, P. et al. 2009b. Analysis of diaphragm movement during tidal breathing and during its activation while breath holding using MRI synchronized with spirometry. *Physiological Research* 58, s. 383–392.

KOLÁŘ, P. et al. 2010. Stabilizing function of diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment. *Journal of Applied Physiology* 109, s. 1064–1071.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické praxi,* Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. 2011, 82 s., ISBN 978-80-244-2762-1.

LEARMONTH, Y. C. et al. 2014. Cognitive motor interference during walking in multiple sclerosis using an alternate-letter alphabet task. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, s. 1498–1503.

LEWIT, K., LEPŠÍKOVÁ, M. 2008. Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* č. 3., s. 99–104.

LI, X. J., HONG, Y., ROBINSON P. D. 2003. The effect of load carriage on movement kinematics and respiratory parameters in children during walking. *European Journal of Applied Physiology* 9. s. 35–43.

MAREK, J. et al. 2000. *Syndrom kostrče a pánevního dna*. Praha: Triton 2000, 114 s. ISBN 80-7254-638-4.

PLOTNIK, M. et al. 2011a. Effects of cognitive fiction on gait and dual tasking abilities in patients with Parkinson's disease suffering from motor response fluctuations. *Experimental Brain Research* 208, s. 169–179.

PLOTNIK, M. et al. 2011b. Postural instability and fall risk in Parkinson disease: impaired dual tasking, pacing and bilateral coordination of gait during the „ON“ medication state. *Experimental Brain research* 210, s. 529–538.

RABOCH, J. et al. 2001. *Psychiatrie*. První vydání. Praha: Galén: 2001, 622 s. ISBN 80-7262-140-8

ROMEI, M. et al. 2010. Effects of gender and posture on thoraco-abdominal kinematics during quiet breathing in healthy adults. *Respiratory Physiology & Neurobiology* 172, s. 184–191.

ŘASOVÁ, K., TONGEREN H. 2014. Positive interference dual-tasking. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 21 č. 3, s. 163–164.

SARASWAT, P., ANDERSON, M., McWILLIAMS, B. A. 2010. A musculoskeletal foot model for clinical gait analysis. *Journal of biomechanics* 43, s 1645–1652.

SEJDIC, E. et al. 2013. The effects of listening to music or Viking television on human gait. *Computers in Biology and Medicine* 43, s. 1497–1501.

SCHMIDT, R. A., D. LEE, T. 2011. *Motor control and learning*. Fifth Edition. USA: Human kinetics, 2011. 581 s. ISBN 978-0-7360-7961-7.

STEGEMOLLER, E. L. et al. 2014. Assosiations between cognitive and gait performance during single- and dual-task walking in people with Parkinson desease. *Physical Therapy, Volume 94, No. 6*, s. 757–766.

SUCHOMEL, T. 2006. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství 13, No. 3*, s. 112–124.

TALASZ, H. et al.. 2011. Phase-loscked parallel movement od diaphragm and pelvic floor during breathing and coughing – a dynamic MRI investigation in healthy females. *Interantional Urogynecol Journal 2*, s. 61–68.

TROJAN, S. 2003. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada publishing, 2003. 771 s. ISBN 80-247-0512-5.

TROJAN, S. 2005. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing a.s, 2005, 237 s. ISBN 8024712962.

UNIVERSITY OF ILLINOIS AT CHICAGO. University library [online]. Chicago: Board of Trustees of university of Illinois, © 2013. Dostupné z: <https://ciks.vse.cz/citace/internet.aspx>.

VÉLE, F. 1997. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing a.s, 1997, 271 s. ISBN 8071692565.

VELÉ, F. 1995. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Univerzita Karlova v Praze. 1. vydání, 1995, 85 s.

VELÉ, F. 2012. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyziologie*. Praha: Triton, 2012, 222 s. ISBN 978-80-7387-608-1.

WILD, L., DE LIMA, D. B., BALARDIN, J. B. et al. 2013. Characterization of cognitive and motor performance during dual-tasking in healthy older adults and patiens with Parkinson's disease. *Journal of Neurology 260*, s. 580–589.

YOGEV-SELINGMANN, G. et al. 2013. The contribution of postural kontrol and bilateral coordination to the impal of dual tasking on gait. *Experimental Brain Research 226*, s. 81–93.

YOGEV, G. et al. 2010. How does explicit priorizationalter wllaking during dual-task performance? Effect of age and sex on gait speed and variability. *Physical Therapy, Volume 90, No. 2*, s. 177–186.

YOGEV, G., PLOTNIK, M. 2007. Gait asymmetry in Parkinson's disease and elderly fallers: When does the bilateral coordination of gait require attention? *Experimental Brain Research* 177, s. 336–346.

ZEBRIS MEDICAL GMBH, Zebris the Word of Biomechanics [online]. Isny. Dostupné z: <http://www.zebris.de/english/medizin/medizin-ganganalyse.php>.

SEZNAM ZKRATEK

COP	Centre of pressure
EBM	Evidence Based Medicine
IAP	Intra abdominal pressure
LDK	Levá dolní končetina
MRI	magnetická rezonance
Ozn.	Označují/označující
PDK	Pravá dolní končetina
Tj.	to jest
Vs.	versus
Z1	Změna 1
Z2	Změna 2

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Změny stride length a single support line u celé skupiny při 3 km/h	35
Obr. 2 Změny maximum force 1, 2 pro obě DKK při 3 km/h	35
Obr. 3 Změny maximum force 1 pro obě DKK při 6km/h	36
Obr. 4 Změny maximum force 2 pro obě DKK při 6 km/h	37
Obr. 5 Souhrnný graf změn silových parametrů u celé skupiny při 6 km/h	37
Obr. 6 Souhrnný graf změn maximum force 1 v číselných hodnotách při 6 km/h	38
Obr. 7 Souhrnný graf změn maximum force 2 v číselných hodnotách při 6 km/h	38
Obr. 8 Hodnoty single support line pro obě dolní končetiny při 6 km/h	39
Obr. 9 Graf změn stride length a step width při 6 km/h	39
Obr. 10 Průběh a chování hodnot stride length během 6 km/h	40
Obr. 11 Graf závislosti délky kroku na hmotnosti	40
Obr. 12 Souhrnný graf znázorňující významné změny v param. chůze u žen při 3 km/h	41
Obr. 13 Hodnoty single support line a stride length (zobrazené s průměrem) u žen při rychlosti 6 km/h	42
Obr. 14 Hodnoty single support line a stride length (zobrazené s mediánem) u žen při rychlosti 6 km/h	43
Obr. 15 Souhrnný graf změn silových parametrů u žen při 6 km/h	43
Obr. 16 Znázornění změny šířky kroku u mužů při 3 km/h	44
Obr. 17 Změna hodnot rotace levé dolní končetiny u mužů při 3 km/h	45

Obr. 18 Souhrnný graf změn silových param. a single support line u mužů při 3 km/h	_____45
Obr. 19 Souhrnný graf změn sledovaných parametrů u mužů při 6 km/h	_____46
Obr. 20 Graf změny laterální symetrie u mužů při 6 km/h	_____47
Obr. 21 Znárodnění změny v maximum force 1 pro PDK u mužů při 6 km/h	_____47
Obr. 22 Znárodnění změny v maximum force 1 pro LDK u mužů při 6 km/h	_____48

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Rozdělení váhových kategorií	34
Tab. 2 Souhrnný přehled změn při 3 km/h	48
Tab. 3 Souhrnný přehled změn při 6 km/h	49

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Kompletní statistické výsledky pro celou skupinu 3 km/h	74
Příloha 2 Kompletní statistické výsledky pro celou skupinu 6 km/h	77
Příloha 3 Kompletní statistické údaje pro ženy 3 km/h	80
Příloha 4 Kompletní statistické výsledky pro ženy 6 km/h	82
Příloha 5 Kompletní výsledky mužů pro 3 km/h	85
Příloha 6 Kompletní statistické změny pro muže 6 km/h	87
Příloha 7 Informovaný souhlas	90

PŘÍLOHY

Příloha 1 Kompletní statistické výsledky pro celou skupinu 3 km/h

T test průměru proti 0

	průměr	sm. odch.	sm. chyba	t	p
1L rotace	-0,068547	0,228598	0,032995	-2,07747	0,043247
1P rotace	-0,007510	0,178715	0,025795	-0,29113	0,772233
2L rotace	-0,030684	0,221898	0,032028	-0,95804	0,342945
2P rotace	0,006833	0,193204	0,027887	0,24501	0,807515
strileng1	0,055668	0,056171	0,008108	6,86618	0,000000
strileng2	0,049632	0,057124	0,008245	6,01957	0,000000
single sl L1	0,045235	0,067597	0,009757	4,63627	0,000028
single sl P1	0,019768	0,062162	0,008972	2,20328	0,032512
single sl L2	0,044211	0,081084	0,011703	3,77762	0,000445
single sl P2	0,027023	0,067373	0,009724	2,77885	0,007817

Wilcoxonův test: u červeně označených proměnných se data stat. významně liší

	dosažené p
1 step width	0,924899
2 step width	0,052268
1 lateral symetry	0,208962
2 lateral symetry	0,837470
1L max force 1	0,000000
1P max force 1	0,000000
2L max force 1	0,000000
2P max force 1	0,000000
1L max force 2	0,000000
1P max force 2	0,000001
2L max force 2	0,000000
2P max force 2	0,000000

Popisná statistika změny:

	průměr	medián	modus	četnost modu	minimum	maximum	sm. odchylka
1L rotace	0,05415	-0,06504	-,500000	2	-0,7000	5,9492	0,89834
1P rotace	-0,00751	0,02022	0,000000	2	-0,3556	0,4688	0,17872
2L rotace	-0,07287	-0,05245	0,000000	3	-2,2500	0,5581	0,38912
2P rotace	0,00683	-0,01064	Vícenás.	1	-0,4000	0,4574	0,19320
strileng1	0,05567	0,05913	Vícenás.	2	-0,1190	0,1905	0,05617
strileng2	0,04963	0,05413	0,000000	5	-0,1111	0,2190	0,05712
1 step width	0,02295	0,00000	0,000000	10	-0,5556	1,0000	0,24857

2 step width	-0,01437	0,00000	0,000000	13	-0,4444	1,3333	0,25190
single sl L1	0,04620	0,04861	Vícenás.	1	-0,1451	0,1890	0,06727
single sl P1	0,01977	0,01643	Vícenás.	1	-0,1470	0,1718	0,06216
single sl L2	0,04421	0,05155	Vícenás.	1	-0,1681	0,2120	0,08108
single sl P2	0,02702	0,01920	Vícenás.	1	-0,1427	0,1864	0,06737
1 lateral symetry	-0,55646	-0,18182	-,214286	2	-15,0000	6,0000	2,61082
2 lateral symetry	-0,88164	-0,33333	-,333333	3	-14,0000	6,6154	2,85271
1L max force 1	-0,03725	-0,03929	Vícenás.	1	-0,0874	0,0683	0,02855
1P max force 1	-0,03763	-0,03954	Vícenás.	1	-0,0838	0,0599	0,02266
2L max force 1	-0,04108	-0,04211	Vícenás.	1	-0,1055	0,0690	0,02906
2P max force 1	-0,04109	-0,04799	Vícenás.	1	-0,0815	0,0328	0,02363
1L max force 2	-0,02623	-0,02783	Vícenás.	1	-0,0637	0,0591	0,02570
1P max force 2	-0,02418	-0,02852	Vícenás.	1	-0,0638	0,0473	0,02495
2L max force 2	-0,03005	-0,03228	Vícenás.	1	-0,0725	0,0522	0,02393
2P max force 2	-0,02835	-0,02856	Vícenás.	1	-0,0684	0,0596	0,02531

Popisná statistika proměnné:

	průměr	medián	modus	četnost modu	minimum	maximum	sm. odchylka
rotaceZ L	7,1167	7,2500	Vícenás.	2	0,4000	12,800	3,1718
rotaceZ P	7,8042	7,8500	Vícenás.	3	2,7000	14,100	2,4866
rotace 4/8 L	7,5375	7,0000	5,7	3	0,2000	41,000	6,0111
rotace 4/8 P	7,7646	7,8500	Vícenás.	3	1,9000	14,400	2,8915
rotace 4/12 L	6,9229	6,4500	Vícenás.	3	-0,5000	14,000	3,5501
rotace 4/12 P	7,8771	7,4500	Vícenás.	2	2,5000	13,800	3,0051
stride lenght Z	106,1875	105,5000	Vícenás.	4	92,0000	126,000	7,8134
stride lenght 4/8	111,9167	111,0000	Vícenás.	4	92,0000	129,000	7,7975
stride lenght 4/12	111,2708	111,0000	114,0000	5	92,0000	128,000	7,7645
step width Z	10,7500	11,0000	Vícenás.	7	5,0000	18,000	2,8546
step width 4/8	10,6875	10,0000	10,00000	10	4,0000	17,000	2,7688
step width 4/12	10,3125	11,0000	11,00000	11	5,0000	18,000	2,6349
single sl Z L	110,1167	112,5000	110,9000	2	76,2000	140,200	13,7232
single sl Z P	114,3354	114,5500	Vícenás.	2	77,1000	136,800	13,3886
single sl 4/8 L	114,9375	116,7500	Vícenás.	2	80,4000	142,100	14,8878
single sl 4/8 P	116,6833	118,9000	Vícenás.	2	68,5000	147,500	15,5679
single sl 4/12 L	114,9250	116,2500	Vícenás.	2	75,7000	143,400	16,1971
single sl 4/12 P	117,4792	120,3000	Vícenás.	2	66,1000	148,200	15,5830
lateral sym Z	-1,0021	-1,3500	-1,80000	3	-9,8000	9,500	3,6303
lateral sym 4/8	-0,5375	-0,7000	Vícenás.	2	-8,2000	8,500	3,5317
lateral sym 4/12	-0,9542	-0,4500	1,300000	3	-10,5000	8,500	3,8272
max force 1 Z L	663,2250	630,5000	Vícenás.	1	463,9000	1000,200	121,6957
max force 1 Z P	669,8646	645,3500	Vícenás.	1	477,6000	991,100	120,4697
max force 1 4/8 L	637,5500	611,7500	Vícenás.	1	456,7000	966,600	112,4954
max force 1 4/8 P	644,1104	616,3500	Vícenás.	1	443,5000	951,900	113,0682

max force 1 4/12 L	635,1813	605,5000	Vícenás.	1	443,3000	970,400	113,6542
max force 1 4/12 P	641,7875	610,6000	879,6000	2	451,6000	960,700	113,4134
max force 2 Z L	663,3500	638,9500	Vícenás.	1	471,7000	991,500	119,9616
max force 2 Z P	660,4688	634,8000	627,4000	2	454,7000	976,000	114,7956
max force 2 4/8 L	645,3771	623,4500	Vícenás.	1	452,2000	969,900	114,4881
max force 2 4/8 P	644,3750	626,9000	Vícenás.	1	451,4000	967,300	112,2922
max force 2 4/12 L	642,5625	619,3000	Vícenás.	1	449,3000	955,000	111,9253
max force 2 4/12 P	641,5542	621,5000	Vícenás.	1	445,7000	959,400	111,3516

T test: změny proti sobě

	dosažené p
1L vs. 2L rotace	0,074688
1P vs. 2P rotace	0,362396
strileng1 vs strileng2	0,060710
single sl L1 vs. L2	0,850020
single sl P1 vs. P2	0,111613

Wilcoxonův test: změny proti sobě

	dosažené p
step width 1 vs. 2	0,005830
lat sym 1 vs. 2	0,249127
max síla1 1L vs. 2L	0,103779
max síla1 1P vs. 2P	0,052544
max síla2 1L vs. 2L	0,201409
max síla2 1P vs. 2P	0,287721

Příloha 2 Kompletní statistické výsledky pro celou skupinu 6 km/h

T test průměrů proti sobě

strileng1	-6,25309	0,000000
strileng2	-6,75631	0,000000
1L max force 2	1,500878	0,140076
1P max force 2	4,851040	0,000014
2L max force 2	7,943700	0,000000
2P max force 2	8,110877	0,000000

Wilcoxonův test změny proti sobě

	dosažené p
1L rotace	0,505434
1P rotace	0,332912
2L rotace	0,439820
2P rotace	0,143863
1 step width	0,016289
2 step width	0,153543
single sl L1	0,007544
single sl P1	0,020478
single sl L2	0,001640
single sl P2	0,004872
1 lateral symetry	0,220689
2 lateral symetry	0,061730
1L max force 1	0,000034
1P max force 1	0,000009
2L max force 1	0,000000
2P max force 1	0,000000

Popisná statistika změny:

	průměr	medián	modus	četnost modu	minimum	maximum	sm. odchylka
1L rotace	0,02207	0,004464	0	3	-0,7188	0,47059	0,182383
1P rotace	0,03100	0,011906	-0,055556	2	-0,1773	0,37500	0,131968
2L rotace	0,00794	0,013074	0,1590909	2	-0,7604	0,44444	0,195318
2P rotace	0,03544	0,055087	0,1162791	2	-0,2530	0,40909	0,141496
strileng1	0,02405	0,016390	0,0062112	3	-0,0131	0,10968	0,026848
strileng2	0,02912	0,022626	0	4	-0,0131	0,10345	0,030263
1 step width	-0,03409	0,000000	0	20	-0,3333	0,28571	0,100780
2 step width	-0,01543	0,000000	0	19	-0,2222	0,42857	0,122343
single sl L1	0,04104	0,008866	Vícenás.	1	-0,1733	0,56452	0,113117

single sl P1	0,02926	0,019363	Vícenás.	1	-0,3286	0,51338	0,115125
single sl L2	0,04377	0,021601	Vícenás.	1	-0,2301	0,83499	0,136693
single slP2	0,03345	0,017103	Vícenás.	1	-0,3758	0,83333	0,145441
1 lateral symetry	-1,04960	-	0	3	-26,0000	7,50000	4,393513
2 lateral symetry	-1,03705	-	Vícenás.	2	-34,0000	14,00000	6,163355
1L max force 1	-0,01856	-	Vícenás.	1	-0,0750	0,07085	0,028039
1P max force 1	-0,01986	-	Vícenás.	1	-0,0862	0,08575	0,028536
2L max force 1	-0,03429	-	Vícenás.	1	-0,0888	0,05730	0,029916
2P max force 1	-0,03143	-	Vícenás.	1	-0,0933	0,05349	0,027953
1L max force 2	-0,00708	-	Vícenás.	1	-0,0758	0,11067	0,035489
1P max force 2	-0,00389	-	Vícenás.	1	-0,0879	0,13832	0,041766
2L max force 2	-0,02318	-	Vícenás.	1	-0,1860	0,06496	0,044961
2P max force 2	-0,01854	-	Vícenás.	1	-0,1932	0,08497	0,045012

ANOVA	výška	váha
1L rotace	0,553016	0,822607
1P rotace	0,093142	0,503620
2L rotace	0,659518	0,413692
2P rotace	0,429625	0,657454
strileng1	0,148392	0,036898
strileng2	0,476609	0,082086
1 step width	0,798861	0,961353
2 step width	0,838078	0,778670
single sl L1	0,520345	0,103561
single sl P1	0,846353	0,067908
single sl L2	0,199072	0,058624
single slP2	0,406575	0,042534
1 lateral symetry	0,867940	0,982374
2 lateral symetry	0,614371	0,809587
1L max force 1	0,954598	0,655390
1P max force 1	0,928795	0,769488
2L max force 1	0,893992	0,674969
2P max force 1	0,833201	0,463099
1L max force 2	0,375083	0,666955

1P max force 2	0,675473	0,888501
2L max force 2	0,185883	0,641703
2P max force 2	0,415885	0,847622

Příloha 3 Kompletní statistické údaje pro ženy 3km/h

T test průměru proti 0

	průměr	sm. odch.	sm. chyba	t	p
1L rotace	-0,04693	0,249341	0,042762	-1,0974	0,280394
1P rotace	0,00819	0,165621	0,028404	0,2884	0,774850
2L rotace	-0,05430	0,261930	0,044921	-1,2087	0,235355
2P rotace	0,02753	0,174572	0,029939	0,9194	0,364561
strileng1	0,04539	0,056221	0,009642	4,7076	0,000044
strileng2	0,03982	0,054563	0,009357	4,2549	0,000162
1 step width	-0,01972	0,201139	0,035014	-0,5633	0,577148
2 step width	-0,05256	0,163389	0,028442	-1,8480	0,073868
single sl L1	0,04087	0,068444	0,011738	3,4821	0,001423
single sl P1	0,01478	0,067560	0,011587	1,2754	0,211066
single sl L2	0,04073	0,085997	0,014748	2,7616	0,009324
single slP2	0,02447	0,073493	0,012604	1,9414	0,060795
1 lateral symetry	-0,49287	3,013038	0,524503	-0,9397	0,354414
2 lateral symetry	-1,09984	3,305052	0,575336	-1,9117	0,064911
1L max force 1	-0,04113	0,024512	0,004204	-9,7847	0,000000
1P max force 1	-0,04012	0,018817	0,003276	-12,2469	0,000000
2L max force 1	-0,04513	0,022354	0,003834	-11,7717	0,000000
2P max force 1	-0,04111	0,025168	0,004316	-9,5239	0,000000
1L max force 2	-0,02576	0,025277	0,004400	-5,8553	0,000002
1P max force 2	-0,02739	0,023246	0,004047	-6,7684	0,000000
2L max force 2	-0,02782	0,025320	0,004342	-6,4059	0,000000
2P max force 2	-0,03212	0,021454	0,003735	-8,6008	0,000000

Popisná statistika změny:

	průměr	medián	modus	četnost modu	minimum	maximum	sm. odchylka
1L rotace	-0,04693	-0,052666	-,500000	2	-0,5000	0,594915	0,249341
1P rotace	0,00819	0,026688	0,000000	2	-0,3061	0,468750	0,165621
2L rotace	-0,05430	-0,060787	-,081967	2	-0,9500	0,500000	0,261930
2P rotace	0,02753	0,010101	Vícenás.	1	-0,2353	0,457447	0,174572
strileng1	0,04539	0,049752	Vícenás.	2	-0,1190	0,183673	0,056221
strileng2	0,03982	0,042387	0,000000	5	-0,1111	0,163265	0,054563
1 step width	-0,01972	0,000000	0,000000	6	-0,5556	0,428571	0,201139
2 step width	-0,05256	0,000000	0,000000	9	-0,4444	0,285714	0,163389
single sl L1	0,04087	0,048613	Vícenás.	1	-0,1451	0,189017	0,068444
single sl P1	0,01478	0,016832	Vícenás.	1	-0,1470	0,171818	0,067560
single sl L2	0,04073	0,051547	Vícenás.	1	-0,1681	0,212005	0,085997
single slP2	0,02447	0,007972	Vícenás.	1	-0,1427	0,186364	0,073493
1 lateral symetry	-0,49287	-0,136364	-,214286	2	-15,0000	6,000000	3,013038
2 lateral symetry	-1,09984	-	-,333333	3	-14,0000	6,615385	3,305052

		0,333333					
1L max force 1	-0,04113	- 0,045107	Vícenás.	1	-0,0874	0,034122	0,024512
1P max force 1	-0,04012	- 0,039522	Vícenás.	1	-0,0838	-0,006403	0,018817
2L max force 1	-0,04513	- 0,042115	Vícenás.	1	-0,1055	-0,007091	0,022354
2P max force 1	-0,04111	- 0,047994	Vícenás.	1	-0,0815	0,032763	0,025168
1L max force 2	-0,02576	- 0,026337	Vícenás.	1	-0,0637	0,059082	0,025277
1P max force 2	-0,02739	- 0,033477	Vícenás.	1	-0,0638	0,047304	0,023246
2L max force 2	-0,02782	- 0,030381	Vícenás.	1	-0,0725	0,050000	0,025320
2P max force 2	-0,03212	- 0,034116	Vícenás.	1	-0,0684	0,016537	0,021454

T test změny proti sobě

	dosažené p
1L vs. 2L rotace	0,838639
1P vs. 2P rotace	0,358998
strileng1 vs strileng2	0,165618
step width 1 vs. 2	0,119581
single sl L1 vs. L2	0,984279
single sl P1 vs. P2	0,078661
lat sym 1 vs. 2	0,371329
max síla1 1L vs. 2L	0,193124
max síla1 1P vs. 2P	0,285874
max síla2 1L vs. 2L	0,395492
max síla2 1P vs. 2P	0,222897

Příloha 4 Kompletní statistické výsledky pro ženy 6 km/h

T test průměru proti 0

	průměr	sm. odch.	sm. chyba	t	p
1L rotace	3,314598%	0,156045	0,026761	1,23857	0,224242
1P rotace	1,638489%	0,125082	0,021143	0,77496	0,443717
2L rotace	0,029651	0,147928	0,025369	1,16878	0,250868
2P rotace	0,021060	0,143458	0,024249	0,86848	0,391221
1L max force 1	-0,023452	0,023997	0,004115	-5,69855	0,000002
1P max force 1	-0,020706	0,030690	0,005188	-3,99148	0,000332
2L max force 1	-0,034890	0,030424	0,005143	-6,78437	0,000000
2P max force 1	-0,032913	0,029949	0,005062	-6,50167	0,000000
1L max force 2	-0,010514	0,029994	0,005144	-2,04384	0,049018
1P max force 2	-0,002528	0,044801	0,007573	-0,33379	0,740586
2L max force 2	-0,022628	0,036006	0,006175	-3,66445	0,000863
2P max force 2	-0,015251	0,038720	0,006640	-2,29667	0,028121

Wilcoxonův test

	dosazené p
strileng1	0,000006
strileng2	0,000006
1 step width	0,158991
2 step width	0,614268
single sl L1	0,009429
single sl P1	0,034010
single sl L2	0,001116
single sl P2	0,008568
1 lateral symetry	0,142141
2 lateral symetry	0,385343

Popisná statistika změny:

	průměr	medián	modus	četnost modu	minimum	maximum	sm. odchylka
1L rotace	0,03315	-0,015376	Vícenás.	2	-0,2321	0,470588	0,156045
1P rotace	0,01638	0,011765	-,055556	2	-0,1773	0,363636	0,125082
2L rotace	0,02965	0,005556	Vícenás.	1	-0,2321	0,444444	0,147928
2P rotace	0,02106	0,031746	,1162791	2	-0,2530	0,409091	0,143458
strileng1	0,01980	0,012987	,0062112	3	-0,0131	0,082759	0,021924
strileng2	0,02522	0,018634	Vícenás.	2	-0,0131	0,103448	0,028070
1 step width	-0,02411	0,000000	0,000000	16	-0,3333	0,285714	0,108591
2 step width	-0,00049	0,000000	0,000000	15	-0,2222	0,428571	0,129360
single sl L1	0,04902	0,009106	Vícenás.	1	-0,0556	0,564516	0,122541
single sl P1	0,03575	0,018587	Vícenás.	1	-0,3286	0,513382	0,126693
single sl L2	0,05962	0,022087	Vícenás.	1	-0,0770	0,834988	0,150709

single sIP2	0,04388	0,019549	Vícenás.	1	-0,3758	0,833333	0,163635
1 lateral symetry	-0,39973	-0,222222	0,000000	3	-11,0000	9,000000	3,084595
2 lateral symetry	-1,58316	-0,142857	-,142857	2	-34,0000	5,000000	6,299175
1L max force 1	-0,02345	-0,019249	Vícenás.	1	-0,0750	0,046159	0,023997
1P max force 1	-0,02071	-0,022862	Vícenás.	1	-0,0862	0,085753	0,030690
2L max force 1	-0,03489	-0,034059	Vícenás.	1	-0,0888	0,057302	0,030424
2P max force 1	-0,03291	-0,033295	Vícenás.	1	-0,0933	0,053495	0,029949
1L max force 2	-0,01051	-0,009951	Vícenás.	1	-0,0758	0,072186	0,029994
1P max force 2	-0,00253	-0,005388	Vícenás.	1	-0,0879	0,138316	0,044801
2L max force 2	-0,02263	-0,029091	Vícenás.	1	-0,1067	0,038780	0,036006
2P max force 2	-0,01525	-0,015848	Vícenás.	1	-0,1269	0,084972	0,038720

Popisná statistika proměnné:

	průměr	medián	modus	četnost modu	minimu m	maximu m	sm. odchylka
rotaceZ L	6,1000	5,6000	Vícenás.	2	1,7000	12,200	2,7098
rotaceZ P	7,4486	6,8000	Vícenás.	2	2,2000	14,100	2,9401
rotace 4/8 L	5,9486	5,5000	4,40000 0	3	2,3000	13,400	2,6503
rotace 4/8 P	7,5057	7,2000	Vícenás.	2	3,0000	15,100	2,9746
rotace 4/12 L	5,9600	5,5000	4,40000 0	3	1,8000	12,800	2,6808
rotace 4/12 P	7,4971	6,7000	Vícenás.	2	3,1000	15,500	2,9627
stride lenght Z	153,342 9	153,000 0	Vícenás.	4	135,000 0	170,000	7,8288
stride lenght 4/8	156,285 7	156,000 0	Vícenás.	4	143,000 0	171,000	6,7282
stride lenght 4/12	157,085 7	156,000 0	Vícenás.	3	144,000 0	172,000	6,5321
step width Z	9,2857	9,0000	9,00000 0	11	7,0000	14,000	1,5825
step width 4/8	9,0286	9,0000	9,00000 0	12	6,0000	13,000	1,6177
step width 4/12	9,2000	9,0000	Vícenás.	10	7,0000	13,000	1,4713
single sl Z L	147,694 3	136,200 0	Vícenás.	2	80,6000	651,900	89,0229
single sl Z P	151,254 3	137,500 0	129,100 0	2	82,2000	617,200	83,3902
single sl 4/8 L	152,591 4	140,600 0	145,800 0	3	109,000 0	627,400	83,7652
single sl 4/8 P	154,205 7	142,000 0	Vícenás.	1	108,400 0	604,800	79,5621
single sl 4/12 L	153,071 4	141,000 0	127,900 0	2	111,000 0	601,700	79,1187
single sl 4/12 P	154,505 7	141,500 0	Vícenás.	1	107,600 0	589,600	76,8673

lateral sym Z	-1,0714	-1,1000	Vícenás.	2	-7,0000	2,900	1,9098
lateral sym 4/8	-1,1657	-1,3000	Vícenás.	3	-7,4000	4,900	1,9456
lateral sym 4/12	-1,2229	-1,2000	- 1,20000	5	-7,5000	3,300	2,0510
max force 1 Z L	711,845 7	696,800 0	Vícenás.	1	535,200 0	1015,100	120,786 8
max force 1 Z P	720,051 4	716,400 0	Vícenás.	1	547,600 0	1025,600	118,847 5
max force 1 4/8 L	696,757 1	679,200 0	Vícenás.	1	509,100 0	983,500	117,289 0
max force 1 4/8 P	704,900 0	700,800 0	Vícenás.	1	515,400 0	968,800	115,169 8
max force 1 4/12 L	687,157 1	675,100 0	675,100 0	2	508,100 0	977,800	119,365 7
max force 1 4/12 P	696,511 4	690,300 0	Vícenás.	1	512,400 0	982,300	117,194 1
max force 2 Z L	669,662 9	675,800 0	Vícenás.	1	446,900 0	924,200	105,491 2
max force 2 Z P	672,814 3	680,900 0	Vícenás.	1	480,000 0	918,000	101,571 7
max force 2 4/8 L	663,957 1	658,800 0	Vícenás.	1	446,900 0	881,200	100,654 7
max force 2 4/8 P	670,451 4	669,900 0	Vícenás.	1	474,800 0	894,000	100,132 6
max force 2 4/12 L	649,911 4	652,000 0	Vícenás.	1	462,900 0	875,200	98,0938
max force 2 4/12 P	657,645 7	668,100 0	Vícenás.	1	490,600 0	883,600	94,8360

T test: změny proti sobě

	dosažené p
1L vs. 2L rotace	0,881471
1P vs. 2P rotace	0,762837
max síla1 1L vs. 2L	0,000093
max síla1 1P vs. 2P	0,000221
max síla2 1L vs. 2L	0,007427
max síla2 1P vs. 2P	0,010032

Wilcoxonův test: změny proti sobě

	dosažené p
strileng1 vs strileng2	0,010696
step width 1 vs. 2	0,012516
single sl L1 vs. L2	0,112112
single sl P1 vs. P2	0,213201
lat sym 1 vs. 2	0,383251

Příloha 5 Kompletní výsledky mužů pro 3 km/h

T test průměru proti 0

	průměr	sm. odch.	sm. chyba	t	p
1L rotace	-0,082805	0,249537	0,066691	-1,24161	0,236317
1P rotace	-0,045641	0,208881	0,055826	-0,81757	0,428335
2L rotace	-0,019574	0,082719	0,023879	-0,81971	0,429783
2P rotace	-0,043422	0,231851	0,061965	-0,70075	0,495809
strileng1	0,080630	0,049358	0,013191	6,11234	0,000037
strileng2	0,073474	0,058105	0,015529	4,73136	0,000392
1 step width	0,053747	0,211470	0,056518	0,95097	0,358967
2 step width	-0,020604	0,142253	0,038019	-0,54194	0,597025
single sl L1	0,055828	0,066765	0,017844	3,12875	0,007992
single sl P1	0,031889	0,046477	0,012422	2,56721	0,023417
single sl L2	0,052667	0,069912	0,018685	2,81873	0,014500
single sl P2	0,033225	0,051393	0,013735	2,41896	0,030965
1 lateral symetry	-0,706360	1,318413	0,352361	-2,00465	0,066286
2 lateral symetry	-0,367303	1,225444	0,327514	-1,12149	0,282369
1L max force 1	-0,035222	0,023746	0,006586	-5,34816	0,000174
1P max force 1	-0,038725	0,015378	0,004110	-9,42207	0,000000
2L max force 1	-0,038958	0,029530	0,008190	-4,75668	0,000467
2P max force 1	-0,041063	0,020261	0,005415	-7,58328	0,000004
1L max force 2	-0,030873	0,024550	0,006561	-4,70538	0,000411
1P max force 2	-0,020798	0,024881	0,006650	-3,12763	0,008009
2L max force 2	-0,035623	0,019219	0,005136	-6,93530	0,000010
2P max force 2	-0,025729	0,023321	0,006233	-4,12795	0,001189

T test: změny proti sobě

	dosažené p
1L vs. 2L rotace	0,039564
1P vs. 2P rotace	0,905364
strileng1 vs strileng2	0,190471
step width 1 vs. 2	0,042684
single sl L1 vs. L2	0,611652
single sl P1 vs. P2	0,874212
lat sym 1 vs. 2	0,072807
max síla1 1L vs. 2L	0,306159
max síla1 1P vs. 2P	0,515105
max síla2 1L vs. 2L	0,163562
max síla2 1P vs. 2P	0,241453

Popisná statistika změny:

	průměr	medián	modus	četnost modu	minimum	maximum	sm. odchylka
1L rotace	-0,082805	-0,084677	Vícenás.	1	-0,70000	0,441860	0,249537
1P rotace	-0,045641	-0,077786	Vícenás.	1	-0,35556	0,333333	0,208881
2L rotace	-0,019574	-0,004167	0,000000	2	-0,15254	0,119266	0,082719
2P rotace	-0,043422	-0,101921	Vícenás.	1	-0,40000	0,358696	0,231851
strileng1	0,080630	0,075640	Vícenás.	1	0,00000	0,190476	0,049358
strileng2	0,073474	0,059703	,0594059	2	-0,00847	0,219048	0,058105
1 step width	0,053747	0,000000	0,000000	4	-0,28571	0,600000	0,211470
2 step width	-0,020604	0,000000	0,000000	4	-0,28571	0,200000	0,142253
single sl L1	0,055828	0,044567	Vícenás.	1	-0,04723	0,171329	0,066765
single sl P1	0,031889	0,016425	Vícenás.	1	-0,03799	0,119707	0,046477
single sl L2	0,052667	0,054082	Vícenás.	1	-0,07655	0,170424	0,069912
single sl P2	0,033225	0,030803	Vícenás.	1	-0,04939	0,099733	0,051393
1 lateral symetry	-0,706360	-0,405769	Vícenás.	1	-3,12500	1,333333	1,318413
2 lateral symetry	-0,367303	-0,274854	Vícenás.	1	-3,25000	1,444444	1,225444
1L max force 1	-0,035222	-0,034547	Vícenás.	1	-0,06955	0,019934	0,023746
1P max force 1	-0,038725	-0,043324	Vícenás.	1	-0,05641	-0,002187	0,015378
2L max force 1	-0,038958	-0,043243	Vícenás.	1	-0,07280	0,035253	0,029530
2P max force 1	-0,041063	-0,046191	Vícenás.	1	-0,06313	0,010570	0,020261
1L max force 2	-0,030873	-0,036172	Vícenás.	1	-0,06031	0,003952	0,024550
1P max force 2	-0,020798	-0,021145	Vícenás.	1	-0,05535	0,019508	0,024881
2L max force 2	-0,035623	-0,038620	Vícenás.	1	-0,05910	0,004298	0,019219
2P max force 2	-0,025729	-0,027339	Vícenás.	1	-0,06152	0,025563	0,023321

Příloha 6 Kompletní statistické změny pro muže 6 km/h

T test průměru proti 0

	průměr	sm. odch.	sm. chyba	t	p
1L rotace	0,049718	0,123002	0,032874	1,51240	0,154357
1P rotace	0,076857	0,143233	0,038281	2,00771	0,065923
2L rotace	0,012725	0,189233	0,050575	0,25160	0,805284
2P rotace	0,082607	0,132283	0,035354	2,33656	0,036119
strileng1	0,033878	0,034731	0,009282	3,64974	0,002939
strileng2	0,037712	0,033925	0,009067	4,15933	0,001122
1 step width	-0,063124	0,070367	0,018806	-3,35654	0,005156
2 step width	-0,058157	0,090664	0,024231	-2,40012	0,032078
single sl L1	0,014296	0,078604	0,021008	0,68049	0,508134
1 lateral symetry	0,059250	1,183574	0,328264	0,18050	0,859775
1L max force 1	-0,013551	0,026935	0,007199	-1,88247	0,082345
1P max force 1	-0,012536	0,019293	0,005156	-2,43125	0,030260
2L max force 1	-0,032512	0,028486	0,007613	-4,27043	0,000912
2P max force 1	-0,026811	0,021504	0,005747	-4,66501	0,000442
1L max force 2	-0,008413	0,034549	0,009234	-0,91117	0,378793
1P max force 2	-0,005296	0,033315	0,008904	-0,59484	0,562159
2P max force 2	-0,012355	0,033846	0,009046	-1,36579	0,195169

Wilcoxonův test: u červeně označených proměnných se data stat. významně liší

	dosažené p
single sl P1	0,396727
single sl L2	0,470338
single sl P2	0,330536
2 lateral symetry	0,018604
2L max force 2	0,271948

Popisná statistika změny:

	průměr	medián	modus	četnost modu	minimum	maximum	sm. odchylka
1L rotace	0,049718	0,020202	0,000000	2	-0,12821	0,34043	0,123002
1P rotace	0,076857	0,034357	Vícenás.	1	-0,10843	0,37500	0,143233
2L rotace	0,012725	0,019030	Vícenás.	1	-0,48485	0,29787	0,189233
2P rotace	0,082607	0,084127	Vícenás.	1	-0,11842	0,30000	0,132283
strileng1	0,033878	0,029169	Vícenás.	1	-0,00633	0,10968	0,034731
strileng2	0,037712	0,039534	0,000000	2	-0,01235	0,10323	0,033925

1 step width	-0,063124	-0,090909	0,000000	4	-0,16667	0,09091	0,070367
2 step width	-0,058157	-0,090909	0,000000	4	-0,20000	0,10000	0,090664
single sl L1	0,014296	0,002577	Vícenás.	1	-0,17334	0,18145	0,078604
single sl P1	0,008731	0,017305	Vícenás.	1	-0,16484	0,17400	0,072220
single sl L2	0,000176	0,000512	Vícenás.	1	-0,23011	0,06938	0,075252
single slP2	0,003057	0,009941	Vícenás.	1	-0,21528	0,08200	0,073774
1 lateral symetry	0,059250	-0,083333	Vícenás.	1	-2,00000	3,00000	1,183574
2 lateral symetry	0,940350	0,000000	0,000000	2	-2,37500	14,00000	4,030407
1L max force 1	-0,013551	-0,021930	Vícenás.	1	-0,05804	0,03624	0,026935
1P max force 1	-0,012536	-0,007442	Vícenás.	1	-0,04527	0,01140	0,019293
2L max force 1	-0,032512	-0,038624	Vícenás.	1	-0,07745	0,02103	0,028486
2P max force 1	-0,026811	-0,026718	Vícenás.	1	-0,06967	0,01153	0,021504
1L max force 2	-0,008413	-0,019546	Vícenás.	1	-0,05621	0,06496	0,034549
1P max force 2	-0,005296	-0,013347	Vícenás.	1	-0,05212	0,05572	0,033315
2L max force 2	-0,014228	-0,039922	Vícenás.	1	-0,05633	0,06496	0,043795
2P max force 2	-0,012355	-0,019250	Vícenás.	1	-0,05378	0,05312	0,033846

Popisná statistika proměnné:

	průměr	medián	modus	četnost modu	minimum	maximum	sm. odchylka
rotaceZ L	8,8429	9,6000	Vícenás.	1	3,3000	13,300	2,9835
rotaceZ P	9,1214	8,9000	9,400000	2	4,0000	13,200	2,6432
rotace 4/8 L	9,2214	10,3000	Vícenás.	2	3,3000	12,800	2,9650
rotace 4/8 P	9,6857	9,9000	7,400000	2	5,5000	15,100	2,7321
rotace 4/12 L	9,1429	10,1500	11,40000	2	1,7000	13,500	3,3532
rotace 4/12 P	9,7929	9,2500	8,000000	2	5,2000	15,500	2,9332
stride lenght Z	154,7143	156,0000	Vícenás.	2	145,0000	165,000	6,3782
stride lenght 4/8	159,8571	161,0000	Vícenás.	2	147,0000	172,000	6,1501
stride lenght 4/12	160,4286	160,5000	Vícenás.	2	150,0000	171,000	5,4450
step width Z	10,7857	11,0000	11,00000	5	8,0000	15,000	1,7619
step width 4/8	10,0714	10,0000	10,00000	5	7,0000	13,000	1,5424
step width 4/12	10,1429	10,5000	11,00000	4	7,0000	13,000	1,7478
single sl Z L	150,4214	147,3500	Vícenás.	1	132,5000	197,300	15,5954
single sl Z P	149,8286	149,6000	135,8000	2	128,1000	200,200	18,9899
single sl 4/8 L	151,9571	152,2500	Vícenás.	1	130,6000	177,100	12,8073
single sl 4/8 P	150,4786	150,6500	Vícenás.	1	125,2000	176,100	15,5846
single sl 4/12 L	149,6429	151,7000	Vícenás.	1	130,9000	161,000	9,8662
single sl 4/12 P	149,2929	150,0000	Vícenás.	1	128,1000	165,200	12,1173
lateral sym Z	0,3143	-0,0500	Vícenás.	2	-1,9000	3,200	1,6105
lateral sym 4/8	-0,0714	-0,4000	Vícenás.	2	-2,2000	2,200	1,5081
lateral sym 4/12	-0,4643	-1,1500	-1,20000	2	-2,4000	1,900	1,4742

max force 1 Z L	837,8929	876,0500	Vícenás.	1	642,1000	1086,900	127,2377
max force 1 Z P	852,4429	861,9000	Vícenás.	1	620,0000	1114,300	133,6902
max force 1 4/8 L	824,9357	856,7500	Vícenás.	1	626,4000	1075,300	115,8724
max force 1 4/8 P	841,2500	847,0000	Vícenás.	1	597,7000	1110,100	129,1860
max force 1 4/12 L	809,6857	833,6500	Vícenás.	1	609,9000	1076,000	119,0317
max force 1 4/12 P	828,7929	825,3000	Vícenás.	1	604,9000	1089,500	125,8808
max force 2 Z L	768,3000	773,0000	Vícenás.	1	576,4000	965,500	105,3926
max force 2 Z P	771,3429	767,3500	Vícenás.	1	581,3000	991,700	113,6510
max force 2 4/8 L	761,4357	766,7000	Vícenás.	1	560,1000	938,800	103,6960
max force 2 4/8 P	767,7571	760,3500	Vícenás.	1	551,0000	975,800	117,2748
max force 2 4/12 L	756,0000	755,1000	Vícenás.	1	579,0000	920,600	97,5383
max force 2 4/12 P	761,2214	754,0500	Vícenás.	1	573,7000	952,600	108,9668

T test: změny proti sobě

	dosažené p
1L vs. 2L rotace	0,317036
1P vs. 2P rotace	0,763984
strileng1 vs strileng2	0,127595
step width 1 vs. 2	0,809214
max síla1 1L vs. 2L	0,000016
max síla1 1P vs. 2P	0,002982
max síla2 1P vs. 2P	0,140971

Wilcoxonův test: změny proti sobě

	dosažené p
single sl L1 vs. L2	0,220900
single sl P1 vs. P2	0,683239
lat sym 1 vs. 2	0,649644
max síla2 1L vs. 2L	0,220900

Příloha 7 Informovaný souhlas



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Etická komise

Tř. Svobody 8, 771 11 Olomouc

Tel./fax: +420 585 632 858, E-mail: lenka.stloukalova@upol.cz

Informovaný souhlas

pro výzkumný projekt: Diplomová práce

období realizace: 2014/2015

řešitelé projektu: Bc. Anna Dostálová

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zjistit, jak souvisí změna v dýchání na chůzi. Pro výzkum bude použit pohyblivý chodník Zebris, který dokáže snímat změny v chůzi z chodidel. Celý výzkum bude zahrnovat chůzi na pásu při různých rychlostech spojenou s dechem v různé frekvenci. Z účasti na projektu pro Vás vyplývají tyto výhody – zjistíte, jak se Vaše tělo chová při chůzi, jaké jsou Vaše parametry chůze a jak efektivně dokážete spojit a zpracovat dvě aktivity dohromady. Krajním rizikem je pád z pásu. Technicky je však vše zařízeno tak, aby k němu nedošlo, budete poučen/a jak v krajním případě pás zastavit nouzovým vypínáním. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

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

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

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

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____

_____ V _____ dne: _____

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

V _____ dne: _____