UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY

Vliv přídatné zátěže na posturu a krokový cyklus

Diplomová práce
(magisterská)

Autorka: Bc. Blanka Formánková
Studijní obor: Fyzioterapie

Vedoucí práce: Prof. PhDr. František Vaverka, CSc.

Olomouc 2011

Jméno a příjmení autora: Bc. Blanka Formánková

Název diplomové práce: Vliv přídatné zátěže na posturu a krokový cyklus

Pracoviště: Katedra biomechaniky a technické kybernetiky

Vedoucí diplomové práce: Prof. PhDr. František Vaverka, CSc.

Rok obhajoby diplomové práce: 2011

Abstrakt:

Účelem této práce bylo zjistit a popsat změny v kinematice trupu a hlavy během chůze v situaci bez zátěže a v situaci s přídatnou zátěží, kdy jsme jako zátěž použili batoh s hmotností odpovídající 25 % tělesné hmotnosti jedince. Výzkumu se zúčastnilo dvacet žen, jejichž průměrný věk byl 23,95 ± 0,74 let. Měření bylo provedeno pomocí systému Vicon MX a tenzometrických plošin Kistler. Úhly byly popisovány ve fázích heel strike, midstance a toe off krokového cyklu. Výsledky prokázaly, že ve fázi toe off dochází k posunu hlavy i trupu směrem do extenze v porovnání s fází heel strike a midstance. Ve frontální rovině probíhají pohyby hlavy a trupu proti sobě tak, aby byly zajištěny co nejmenší výchylky těžiště a aby stabilizovaly upřený pohled v prostoru. Při porovnávání výsledků pro preferovanou a nepreferovanou dolní končetinu byly nalezeny statisticky významné rozdíly a s přídatnou zátěží došlo ke snížení statistické významnosti rozdílů u úhlů popisujících hlavu a trup v sagitální rovině. S přídatnou zátěží se trup i hlava posunuly výrazně do anteflexe.

Klíčová slova: postura, trup, hlava, chůze, kinematická analýza, batoh, Vicon

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author´s first name and surname: Bc. Blanka Formánková
Title of the diploma thesis: Influence of the additional load on posture and gait cycle
Department: Department of Biomechanics and Technical Cybernetics
Supervisor: Prof. PhDr. František Vaverka, CSc.
The year of presentation: 2011

Abstract :

The aim of this work was to find out and the describe changes in trunk and head kinematics during walking in a situation without load and in a situation with an additional load. As the additional load we used backpack of 25% of subject´s body weight. 20 women, whose average age was 23,95 ± 0,74 years, participated in the research. For the measurement we used the Vicon MX system and dynamometric platforms Kistler. Angles were described in heel strike, midstance and toe off phases of gait cycle. The results showed, that in toe off phase a head and trunk moves towards the extension when comparing with heel strike and midstance phase. In frontal plane, the movements of a head and trunk go against each other to provide as few as possible deviations of centre of mass and to stabilize gaze in space. When comparing the results for preferred and non-preferred lower limb, the statistically significant differences were found and the statistically significance of differences decreased with the additional load for angles describing head and trunk in sagital plane. With the additional load, the trunk and head moved significantly towards anteflexion.

Keywords: posture, trunk, head, walking, kinematic analysis, backpack, Vicon

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Prof. PhDr. Františka Vaverky, CSc., uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne ……....

Děkuji panu Prof. PhDr. Františku Vaverkovi, CSc. za odborné vedení diplomové práce. Dále děkuji panu Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc při vyhodnocování a zpracovávání dat a panu Petru Bartošovi za pomoc se statistickým zpracováním.

OBSAH

ÚVOD **9**

1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ **10**

1.1 Postura **10**

1.2 Biomechanika páteře **15**

1.3 Přídatná zátěž – batoh **23**

1.4 Chůze **26**

1.5 Kinematická a dynamická analýza **32**

1.6 Literární přehled **36**

2 CÍLE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY **47**

2.1 Cíle **47**

2.2 Výzkumné otázky **47**

2.3 Hypotézy **47**

3 METODIKA **48**

3.1 Charakteristika souboru **48**

3.2 Metoda měření **49**

3.3 Průběh a organizace měření **50**

3.4 Zpracování získaných dat **52**

3.5 Statistické zpracování dat **54**

4 VÝSLEDKY **55**

4.1 Rozdíl mezi fázemi krokového cyklu pro pravou a levou končetinu bez zátěže **55**

4.2 Rozdíl mezi fázemi krokového cyklu pro pravou a levou končetinu se zátěží **57**

4.3 Rozdíl mezi pravou a levou dolní končetinou **59**

4.4 Rozdíl mezi jednotlivými fázemi kroku při chůzi bez zátěže a se zátěží **60**

5 DISKUZE **63**

ZÁVĚR **68**

SOUHRN **70**

SUMMARY **72**

REFERENČNÍ SEZNAM **74**

PŘÍLOHY **78**

Příloha 1 ..... **78**

Příloha 2 ..... **79**

Seznam použitých zkratek:

C7 – sedmý krční obratel

CNS – centrální nervový systém

EMG – elektromyografie

HS – heel strike

m. – musculus

MS – midstance

SIAS – spina iliaca anterior superior

TO – toe off

ÚVOD

Většina autorů, kteří se zabývají kinematikou chůze, se zaměřuje spíše na pohyby dolních končetin a pánve během krokového cyklu. Prací, které by zkoumaly pohyby hlavy a trupu během chůze, je méně. Je tomu tak zřejmě proto, že tyto pohyby jsou podstatně menšího rozsahu, než pohyby končetin. Pro normální chůzi jsou však velmi důležité, zejména aby byly minimalizovány výchylky těžiště v prostoru během chůze a byla snížena energetická náročnost chůze (Sartor, Alderink, Greenwald & Elders, 1999).

Batoh je jedna z dostupných forem manuálního nošení zátěže, která je využívána zejména školními dětmi, turisty a vojáky. Jeví se jako vhodný způsob zatížení těla blízko jeho těžiště při zachování stability. Čím je zátěž blíže těžiště těla, tím jsou menší změny v postuře (Attwells, Birrell, Hooper & Mansfield, 2006).

Batoh je v běžném životě často používanou pomůckou k přenášení různé zátěže. Při jeho nošení se však mění fyzické nároky a zatížení páteře jedince.

Nošení batohu způsobuje odchylky od přirozené postury a zvýšení stresu v dolní části zad. Prolongované posturální napětí způsobené posunem trupu od jeho normální pozice může vést k posturálnímu diskomfortu, svalové bolesti v ramenou nebo poškození a bolestem dolní části zad (Hong & Cheung, 2003).

Vlivy zátěže v podobě batohu se mohou projevit v následujících dvou směrech. Změna polohy hlavy s přídatnou zátěží může ovlivnit smysly a orientaci pomocí nich v prostoru. Druhým směrem jsou změny v bederní páteři, kde dojde se změnou polohy trupu ke změně distribuce tlaků. S přídatnou zátěží se zvýší svalové úsilí ve snaze udržet rovnováhu při stoji a chůzi za nově vzniklé situace.

Změny s přídatnou zátěží na zádech mohou nastat také v krokovém cyklu.

Dlouhodobá nadměrná zátěž se po čase může projevit ve zhoršení mechanických vlastností tkání, jejich poškození a následně vznikem bolestí. Otázka vlivu nošení zátěže v batohu na zádech nás zajímá kvůli jeho využití v rekreační i profesní oblasti.

V naší práci nás bude zajímat poloha hlavy a trupu v sagitální a frontální rovině při chůzi v situaci bez zátěže a se zátěží.

1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

1.1 Postura

Postura je aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová. Je zajištěna vnitřními silami, hlavní úlohu hraje svalová aktivita řízená centrálním nervovým systémem (Kolář et al., 2009; Vařeka, 2002a).

Postura je součástí jakékoliv polohy a především každého pohybu. Je základní podmínkou pohybu a nikoliv naopak. Předchází a doprovází každý cílený pohyb jako stín (Kolář et al., 2009).

K provedení optimálního pohybu je nutné zaujmout a udržet optimální posturu (vzpřímené držení). Zaujetí a udržení postury je rozhodující součástí všech motorických programů (Vařeka, 2002a). Abychom mohli definovat „ideální posturu“ musíme vycházet z biomechanických, anatomických a neurofyziologických funkcí a propojení těchto funkcí chápat v kontextu motorického, resp. morfologického vývoje (Kolář et al., 2009).

Osový orgán tvořený hlavou, páteří a pánví je pomyslnou osou postavy. Jeho segmenty formují linii určující vzhled postavy (posturu) projevující se staticky držením těla a dynamicky pohybovým chováním. Pro vyrovnanou linii těla je charakteristické vzpřímené držení těla s minimální námahou (Véle, 2006).

V biomechanickém modelu je lidské tělo chápáno jako systém relativně pevných a nedeformovatelných segmentů, které jsou spojeny skloubeními. Potřebná tuhost spojení je dosažena koordinovanou aktivitou agonistů, antagonistů a dalších svalových skupin (Vařeka & Dvořák, 1999).

V průběhu posturální ontogeneze se v první fázi motorického vývoje vyvíjí držení osového orgánu v lordoticko-kyfotickém zakřivení, nastavuje se postavení pánve a hrudníku. To je umožněno rovnovážnou souhrou mezi extenzory páteře a flexory krku a nitrobřišním tlakem (jde o souhru mezi bránicí, břišními svaly a svaly pánevního dna). Na to navazuje vývoj cílené fázické hybnosti, tedy lokomoce, čímž rozumíme vývoj nákročné (úchopové) a opěrné (odrazové) funkce. Nákročná a opěrná funkce je spojena se schopností stabilizovat páteř, pánev a hrudník, tj. se zralostí stabilizačních funkcí, které umožňují cílený pohyb končetin. To je zajištěno spoluprácí antagonistických

svalových skupin. Do celého lokomočního komplexu je začleněna i orofaciální motorika. Za fyziologického vývoje se u dítěte objevuje rovnovážná funkce mezi svaly s antagonistickou funkcí, což umožňuje držení (postavení) v kloubech v tzv. neutrálních polohách (centrované postavení). Toto je vázáno pouze na zdravý centrální nervový systém. Hovoříme o ideální postuře (Kolář et al., 2009).

Posturální stabilita, posturální stabilizace, posturální reaktibilita

Při pohledu na posturální funkce rozlišujeme: posturální stabilitu, posturální stabilizaci, posturální reaktibilitu (Kolář et al., 2009).

Posturální stabilita

Pojem posturální stabilita souvisí se zajištěním vzpřímeného držení u člověka. Lidské tělo ve vzpřímeném držení na dvou dolních končetinách je ze své biomechanické podstaty velmi nestabilní systém tvořený množstvím segmentů. Nestabilita je mimo jiné dána i tím, že jde o případ „obráceného kyvadla“ s malou plochou základny a vysoko uloženým těžištěm (Vařeka, 2002a).

Ve statické poloze tělo jako celek nemění svou polohu v prostoru. Základní podmínkou stability ve statické poloze je, že těžiště se musí v každém okamžiku promítat do opěrné báze, nemusí se však promítat do opěrné plochy. Do opěrné báze se tedy musí promítat vektor tíhové síly, který však nemusí směřovat do opěrné plochy (Vařek & Dvořák, 1999). Každá statická poloha (vzpřímený stoj, sed apod.) implicitně obsahuje děje dynamické. Při zaujetí stálé polohy nejde o statický stav, ale spíše o určitý pochod nebo proces, který „čelí“ přirozené labilitě pohybové soustavy (Kolář et al., 2009).

Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu (Vařeka, 2002a).

Stabilitu ovlivňují biomechanické a neurofyziologické faktory. Mezi biomechanické faktory patří velikost opěrné plochy. Opěrná plocha je část podložky, která je v přímém kontaktu s tělem. Opěrná báze je celá plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi plochy nebo ploch opory („opěrné plochy a vše mezi nimi“), takže opěrná báze obvykle bývá větší než opěrná plocha (Kolář et al., 2009).

Stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze a hmotnosti. Naopak je nepřímo úměrná výšce těžiště nad opěrnou bází, vzdálenosti mezi průmětem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze a sklonu opěrné plochy k horizontální rovině (Vařeka & Dvořák, 1999; Kolář et al., 2009).

Pokud se při statické zátěži vektor tíhové síly nepromítá do opěrné báze, je podmínka stability porušena. V takovém případě musí být ligamenty a svaly udržován trvalý otáčivý moment nebo je nutná značná svalová síla pro udržení rovnováhy. Nerovnovážný stoj zprvu koriguje vyšší svalová aktivita s doprovodnou hypertonií příslušného svalstva, posléze bolest a později i vznik deformity (Kolář et al., 2009).

Během lokomoce vektor tíhové síly nemusí směřovat přímo do opěrné báze, musí tam ale směřovat výslednice zevních sil, kterými jsou mimo tíhovou sílu např. setrvačnost, třecí síla, reakční síla apod. (Vařeka & Dvořák, 1999; Kolář et al., 2009).

Systém vzpřímeného držení má tři hlavní složky – senzorickou, řídící a výkonnou. Senzorickou složku představují především propriocepce, zrak a vestibulární systém. Řídící funkci zajišťuje CNS (centrální nervový systém), tedy mozek a mícha. Výkonnou složkou je pohybový systém definovaný nejen anatomicky, ale i funkčně. Zásadní úlohu hrají kosterní svaly, které leží na „křižovatce“ mezi systémem řídícím a výkonným, a díky propriocepci mají důležitou úlohu i v oblasti senzorické (Vařeka, 2002a).

Pro zajištění posturální stability má zásadní význam složka zraková, vestibulární a proprioceptivní. Často bývá přehlížena účast exterocepce. Je důležitá mimo jiné pro kontrolu tření, které je při zajištění posturální stability významným faktorem (Vařeka, 2002b).

Posturální stabilizace

Posturální stabilizaci chápeme jako aktivní (svalové) držení segmentů těla proti působení zevních sil řízené centrálním nervovým systémem. Za statické situace (ve stoji, sedu apod.) je prostřednictvím svalové aktivity zajištěna relativní tuhost skloubení koordinovaná aktivitou agonistů a antagonistů (koaktivační aktivitou), která umožňuje v dané poloze vzdorovat gravitační síle. Zpevnění segmentů umožňuje dosažení vzpřímeného držení a lokomoci těla jako celku. Analogii můžeme vidět v pokusu, kdy se snažíme vzpřímit dřevěnou tyč a řetěz, nebo desku a síť. Posturální stabilizace však působí nejen proti gravitační síle, ale je součástí všech pohybů, a to i když se jedná pouze o pohyb dolních nebo horních končetin (Kolář et al., 2009).

Posturální reaktibilita

Při každém pohybu segmentu těla náročném na silové působení (při zvednutí a držení břemene apod.) je generována kontrakční svalová síla potřebná pro překonání odporu. Ta je převedena na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidského těla a vyvolává reakční svalové síly v celém pohybovém systému. Tuto reakční stabilizační funkci nazýváme posturální reaktibilitou. Biologickým účelem této reakce je zpevnění jednotlivých pohybových segmentů (kloubů), aby bylo získáno co nejstabilnější punctum fixum a aby kloubní segmenty odolávaly účinkům zevních sil. Punctum fixum znamená, že jedna z úponových částí svalu je zpevněna vlivem zpevňovací aktivity jiných svalů, aby druhá úponová část svalu, kterou označujeme jako punctum mobile, mohla provádět pohyb v kloubu (Kolář et al., 2009).

Tuhost spojení segmentů lze do určité míry měnit a je možné spojit několik anatomicky daných segmentů do jednoho celku. Potřebná tuhost spojení je dosažena koordinovanou aktivitou agonistů, antagonistů, ale vždy i dalších svalových skupin. Při pohybu trupu pomocí končetin je nutný určitý stupeň volnosti pohybu v kloubech končetin, naproti tomu nemůže být trup tvořen množstvím volně spojených segmentů, musí tvořit relativně pevný celek (Kolář et al., 2009; Vařeka & Dvořák, 1999).

Aktivita svalů, které segment stabilizují, generuje aktivitu v dalších svalech, s jejichž úpony souvisí. Ty pak zajišťují zpevnění v dalších kloubních segmentech, tímto se svalová aktivita v pohybovém systému „řetězí“ (Kolář et al., 2009).

Opakovaně bylo experimentálně zjištěno, že aktivace bránice, pánevního dna, břišních a zádových svalů předbíhá pohybovou činnost horní a dolní končetiny. Každý pohyb v segmentu je tak převáděn do celé postury (Kolář et al., 2009).

Hrudní koš, břicho, pletencové oblasti a páteř tvoří společný „pevný rám“, který je podmínkou pro všechny pohybové činnosti. Tím, že je stabilizační funkce integrována téměř do všech pohybů, spočívá význam působení vnitřních sil nejen v jejich kvalitě, ale také v jejich značném stereotypním opakování čili kvantitě. Zatímco cílený pohyb volně kontrolujeme, reaktivní stabilizační funkce probíhají automaticky a mimovolně, tedy bez našeho uvědomění (Kolář et al., 2009).

Zajištění posturální stability

Z didaktických důvodů lze rozdělit strategie zajištění posturální stability do dvou skupin. První rozdělení je na strategii proaktivní (anticipatorní) a reaktivní. Druhé dělení je na strategii statickou a dynamickou. Statickou strategii představují např. rovnovážné reakce (balanční mechanismy), kterými se řídící systém snaží udržet posturální stabilitu v rámci nezměněné plochy kontaktu. Statické strategie využívají především „hlezenní“ a „kyčelní“ mechanismus (Vařeka, 2002b).

Pokud je v labilních polohách hranice bezpečného udržení průmětu těžiště v opěrné bázi překročena, řídící systém zvolí dynamickou strategii k obnovení posturální stability. Dochází k částečnému přemístění plochy kontaktu. Dynamické strategie zahrnují mechanismus úkroku, uchopení pevné opory v okolí a další způsoby zvětšení opěrné báze (Vařeka, 2002b).

Při zahájení lokomoce dochází nejdříve k „plánované“ změně postury, k zaujetí potřebné atitudy, která umožní provést pohyby nutné k zahájení lokomoce (např. chůze). Naopak při dynamické strategii zajištění posturální stability je postura „nouzově“ přizpůsobena jinak nezvládnutelnému působení zevních sil (Vařeka, 2002b).

Pokud ani dynamická reakce není dostatečná ke zvládnutí situace, systém rezignuje na snahu o udržení posturální stability a přechází na program „preventivního“ řízeného pádu (Vařeka, 2002b).

Programy kontroly a řízení posturální stability využívají principy uzavřených a otevřených smyček (closed loop a open loop) (Vařeka, 2002b).

1.2 Biomechanika páteře

Lidská páteř je komplexní struktura, jejími hlavními funkcemi je chránit míchu a přenášet zátěž z hlavy a trupu na pánev. Každý z 24 obratlů artikuluje se sousedními obratli, aby umožnily pohyb ve třech rovinách. Stabilita páteře je zajišťována intervertebrálními disky, okolními ligamenty a svaly. Disky a ligamenta poskytují vnitřní stabilitu, svaly poskytují vnější podporu (Nordin, Weiner & Lindh, 2001).

Meziobratlové ploténky spojují pružně těla obratlů a tím zajišťují flexibilitu páteře. Obsahují měkký deformovatelný nucleus pulposus obklopený koncentrickými vrstvami (lamelami) anulus fibrosus. Měkké tkáně vazivové a svalové vymezují rozsah mobility kostěných segmentů daný kloubními strukturami (Adams, 2004; Véle, 2006).

Střední postavení páteřních segmentů není záležitostí statickou, ale dynamickou udržovanou stálým vyvažováním svalové aktivity, která je nutná pro zajištění stálé střední polohy obratlů (Véle, 2006).

Obratlová těla nesou největší část kompresivní síly působící dolů v dlouhé ose páteře, zatímco obratlový oblouk chrání míchu a poskytuje úponová místa pro svaly a ligamenta (Adams, 2004).

Pohybový segment

Funkční jednotka páteře, pohybový segment, se skládá ze dvou obratlů a jejich vmezeřené měkké tkáně. Anteriorní část segmentu je složena ze dvou sousedních obratlových těl, intervertebrálního disku a longitudinálních ligament. Odpovídající obratlové oblouky, intervertebrální klouby tvořené facetami, transverzální a spinózní výběžky a ligamenta tvoří posteriorní část (Nordin et al., 2001).

Anteriorní pilíř má statickou úlohu, zatímco posteriorní má dynamickou úlohu (Kapandji, 1993).

Anteriorní část pohybového segmentu

Obratlová těla jsou uzpůsobena k přenášení převážně kompresivní zátěže a jsou postupně větší směrem kaudálně, jak se navrstvená hmotnost horní části těla zvyšuje. Obratlová těla v bederní oblasti jsou tlustší a širší než v hrudní a krční oblasti, jejich větší velikost jim umožňuje nést větší zátěž (Nordin et al., 2001).

Intervertebrální disky jsou vysoce specializované struktury, které přispívají až jednou třetinou k výšce páteře a tvoří specializované spojení mezi chrupavčitými koncovými platy sousedních obratlových těl (Moskovich, 2001). Tloušťka disku se liší v závislosti na pozici disku na páteři. Nejtlustší je v bederní páteři. Důležitější než absolutní tloušťka disku je však poměr mezi tloušťkou disku a výškou obratlového těla. Čím větší tento poměr je, tím je větší mobilita segmentu (Kapandji, 1993). Intervertebrální disk umožňuje malé pohyby mezi obratli a rozkládá kompresivní zátěž rovnoměrně na obratlová těla (Adams, 2004). Aktivity jako je běh a skákání působí krátkodobou zátěž o vysoké amplitudě na disk, zatímco normální fyzická aktivita a vzpřímený stoj mají za následek působení dlouhodobé zátěže malé intenzity (Moskovich, 2001).

Jádro (nucleus pulposus) leží uprostřed disků, s výjimkou disků v bederních segmentech, kde má mírně posteriorní polohu. Je obklopeno tuhým vnějším obalem, anulus fibrosus. Během zatěžování páteře umožňuje jádro rovnoměrnou distribuci tlaků přes disk (Nordin et al., 2001). Tlak uvnitř jádra nikdy není nula, dokonce i když je disk nezatížen. Tento tlak existuje díky jeho schopnosti absorbovat vodu, která způsobuje, že se disk zvětší. To je analogické stavu předpětí. Stav předpětí disku rovněž umožňuje větší odolnost proti silám během komprese a laterální flexe (Kapandji, 1993).

Anulus fibrosus je vnější částí disku. Jeho obsah vody je o něco menší než v jádře. Skládá se z kolagenu, který je uspořádaný v koncentrických lamelách. Kolagenní vlákna v těchto vrstvách běží v úhlu asi 30° k disku anebo 120° ke každé sousední vrstvě. Tato unikátní orientace zajišťuje jeho pevnost a zároveň umožňuje určitou flexibilitu (Moskovich, 2001). I v klidové pozici jsou vlákna anulu již pod napětím, které je výsledkem stavu předpětí jádra (Kapandji, 1993). Uspořádání svazků kolagenních vláken dovoluje anulu vydržet vysoké ohybové a torzní zatížení (Nordin et al., 2001).

Celý disk působí jako tlumič mezi obratlovými těly, který akumuluje energii a rozkládá zátěž (Nordin et al., 2001).

Síly aplikované na intervertebrální disk jsou značné. Kompresivní zátěž působí dolů v podélné ose páteře, kolmo na disky (Adams, 2004). V disku zatíženém při kompresi je tlak přibližně 1,5 násobek vně aplikované zátěže na jednotku plochy. Protože materiál jádra je pouze mírně stlačitelný, kompresivní zátěž způsobí vyboulení disku laterálně, periferní tahový stres je udržovaný anulem (Nordin et al., 2001).

Pokud jde o axiální kompresivní síly bylo vypočítáno, že když obratlové plató tlačí na intervertebrální disk, nucleus přenáší 75 % síly a anulus 25 %. Avšak nucleus se také účastní při přenášení určité síly na anulus v horizontální rovině (Kapandji, 1993).

Kompresivní síly působící na disk nabývají většího významu, čím je disk blíže k sacru. Na úrovní disku L5-S1 podpírá páteř téměř polovinu hmotnosti těla. K tomu se musí přičíst síla vynaložená tonem paravertebrálních svalů, nezbytná k udržení trupu ve vzpřímené pozici v klidu. Je-li přidána vnější zátěž, nejspodnější disky mohou být vystaveny silám, které přesáhnou jejich odolnost (Kapandji, 1993).

Obratlové tělo při kompresi na neživém preparátu vždy selže před intervertebrálním diskem, dokonce i když je disk poškozen před začátkem zatěžování (Adams, 2004). Když je kost zatížena in vivo, kontrakce svalů připojených ke kosti může změnit distribuci tlaků v kosti (Moskovich, 2001).

Komprese páteře pod 3400 N může být považována za bezpečnou pro většinu populace v produktivním věku. Naopak poškození spojené s instabilitou páteře se může objevit při kompresivní zátěži jen 88 N (Granata & Wilson, 2001).

Během denních činností je disk zatěžován různými způsoby a je obvykle vystavený kombinaci komprese, ohybu a torze. Flexe, extenze a lateroflexe páteře vytvářejí hlavně tahové a kompresivní tlaky v disku, zatímco rotace vytváří hlavně střižný stres (Nordin et al., 2001).

Během flexe se horní obratel pohybuje anteriorně, snižuje prostor anteriorně a tlačí jádro posteriorně. Jádro tak tlačí na posteriorní vlákna anulu a zvyšuje jejich tenzi (Kapandji, 1993). Během flexe jsou tahové stresy aplikovány na posteriorní kortex a komprese na anteriorní kortex obratlového těla (Moskovich, 2001).

Posteriorní porce pohybového segmentu

Posteriorní porce pohybového segmentu provádí jeho pohyb. Typ pohybu možný v každé etáži páteře je určený orientací facet intervertebrálních kloubů v transverzální a frontální rovině. Tato orientace se v průběhu páteře mění. Facety vedou pohyb pohybového segmentu a mají funkci přenášení zátěže. Rozdělení zátěže mezi facetami a disky se liší s pozicí páteře. Zatížení facet je největší (přibližně 30 % celkové zátěže), když je páteř v hyperextenzi. Vysoké zatížení facet je také přítomno během předklonu spojeného s rotací (Nordin et al., 2001).

Vertebrální oblouky a intervertebrální klouby hrají důležitou úlohu při odporu proti střižným silám (Nordin et al., 2001). Postupné oplošťování nemocného disku má negativní vliv na intervertebrální klouby (Kapandji, 1993).

Příčné a trnové výběžky slouží jako místo upevnění svalů páteře, jejichž aktivita zahajuje pohyb páteře a poskytuje vnější stabilitu (Nordin et al., 2001).

Ligamentózní struktury obklopující páteř přispívají k její vnitřní stabilitě. Všechna ligamenta páteře kromě ligamentum flavum mají vysoký obsah kolagenu, který limituje jejich rozpínavost během pohybu páteře. Ligamentum flavum je výjimkou, má velké procento elastinu (Moskovich, 2001). Elasticita vaziva umožňuje krátkodobou akumulaci energie (Véle, 2006).

Stabilizační systém páteře

Spinální stabilizační systém se skládá ze tří subsystémů. Pasivní muskuloskeletální subsystém zahrnuje obratle, facetové klouby, intervertebrální disky, ligamenta páteře, kloubní pouzdra a pasivní mechanické komponenty svalů. Všechny šlachy a svaly okolo páteře, které mohou aplikovat síly na páteř vytvářejí aktivní muskuloskeletální subsystém. Nervy a centrální nervový systém tvoří neurální subsystém, který určuje podmínky stability páteře monitorováním různých signálů čidel a řídí aktivní subsystém, aby poskytoval potřebnou stabilitu (Panjabi, 1992).

Za normálních okolností, fyziologického rozsahu pohybu páteře a při normální spinální zátěži jsou tyto tři subsystémy vysoce koordinované a optimalizované. S určitými limity může probíhat kompenzace dysfunkce systému. Jestliže dysfunkce přesáhne tyto limity, mohou nastat akutní nebo chronické problémy (Panjabi, 1992).

Vnější podpora poskytovaná trupovými svaly pomáhá stabilizovat a modifikovat zátěž na páteř ve statických a dynamických situacích (Nordin et al., 2001).

Okamžité svalové napětí je pravděpodobně monitorováno svalovými vřeténky a šlachovými tělísky a regulováno neurální kontrolní jednotkou v souladu s požadavky na stabilitu. Normální funkce stabilizačního systému páteře zahrnuje monitorování tkáňové deformace, výběr vhodných svalů a regulování individuálního svalového napětí (Panjabi, 1992).

Aby bylo dosaženo požadované stability v každém okamžiku, má neurální subsystém velmi složitý úkol kontinuálně monitorovat a regulovat síly v každém

ze svalů okolo páteře. Jestliže nastane změna v postuře nebo vnější zátěži, musí být provedeno okamžité rozhodnutí k redistribuce svalového napětí. Úkol je ještě složitější, jestliže se postura nebo zátěž dynamicky mění (Panjabi, 1992).

Kinematika a kinetika páteře

Kinametika páteře

Aktivní pohyb páteře, stejně jako v každém kloubu, je vytvářen koordinovanou interakcí nervů a svalů. Agonisti zahajují a provádějí pohyb, antagonisté kontrolují a modifikují pohyb, zatímco kokontrakce obou skupin stabilizuje páteř. Pohyb mezi dvěma obratli je malý a nevyskytuje se samostatně. Všechny pohyby páteře zahrnují sdruženou činnost několika pohybových segmentů. Skeletální struktury, které ovlivňují pohyb trupu, jsou hrudní koš, který limituje pohyb v hrudní oblasti, a pánev, která zvětšuje pohyby trupu klopením (Nordin et al., 2001).

Obratle mají šest stupňů volnosti: rotace okolo a translace podél transverzální, sagitální a longitudinální osy. Pohyb produkovaný během flexe, extenze, lateroflexe a axiální rotace páteře je souborem kombinovaných pohybů vyplývajících ze současné rotace a translace (Nordin et al., 2001).

Svaly jsou zdrojem síly jak pro stabilizaci osového orgánu, tak i pro pohyb segmentů a celého těla. Krátké hluboké intersegmentální svaly, zejména v krční oblasti, živě reagují i na slabý podnět změnou postavení obratlů (jejich klopením) již při pouhé představě pohybu. Tyto svaly iniciují posturální reakci a jsou základní složkou hlubokého stabilizačního systému. Mohutnější a delší záběrové svaly střední a povrchové vrstvy se k nim postupně přidávají. Střední svaly spojují více segmentů a ovládají jednotlivé dílčí sektory páteře. Povrchové silné svaly jako celek zvaný m. erector spinae se uplatňují při destabilizaci, kdy musí vyvíjet intenzivní silový moment, aby nedošlo k pádu (Véle, 2006).

Svaly různých vrstev páteře tvoří ucelený komplexní systém z různě dlouhých svalových snopců umožňující realizaci složitých pohybů mezi jednotlivými segmenty páteře, mezi hlavou a páteří, mezi hrudníkem a pánví a mezi hrudníkem a končetinami (Véle, 2006).

Všechny břišní svaly mají významnou posturální funkci, na které se podílejí s bránicí i se svaly pánevního dna (Véle, 2006).

Axiální svaly tvoří funkční celek související kraniálně se svaly pažního pletence a horních končetin a kaudálně se svaly pánevního pletence a dolních končetin. Chápeme-li posturální systém jako funkční celek, nelze oddělovat funkce osového orgánu od funkcí končetin (Véle, 2006).

Kinetika páteře

Zátěž na páteř je působena primárně váhou těla, svalovou aktivitou, předpětím vyvíjeným ligamenty a externě aplikovanou zátěží (Nordin et al., 2001). Největší síly vždy působí v longitudinální ose páteře. Pozice disků je tedy optimální, protože leží kolmo k longitudinální ose páteře (Snijders, 2001). Dvě nejvíce problematické síly, které působí na páteř, jsou anteriorní flexe a střih (Edwards & Kleeman, 1993).

Zakřivení páteře v sagitální rovině – kyfóza a lordóza – umožňuje, aby páteř vydržela větší zátěž než kdyby byla napřímená (Nordin et al., 2001). Křivky páteře zvyšují její odolnost k axiálním kompresním silám. Páteř se zvýrazněnými křivkami je dynamického typu, zatímco páteř s oploštěnými křivkami odpovídá statickému typu. Vyrovnávání křivek páteře je zahájeno na úrovni pánve (Kapandji, 1993). Je-li pánev klopena dorzálně, bederní lordóza se oplošťuje, to ovlivňuje hrudní páteř, která se mírně napřimuje, aby srovnala těžiště trupu. Energetický výdej je minimalizován. Je-li pánev klopena ventrálně, zvýrazňuje se bederní lordóza a hrudní kyfóza. Ventrální a dorzální klopení pánve ovlivňuje aktivitu posturálních svalů tím, že ovlivňuje statickou zátěž páteře (Nordin et al., 2001). Variabilita bederní lordózy závisí na tonu břišních a paravertebrálních svalů, a také na některých svalech dolních končetin připojených ke kostěné pánvi. Hrudní křivka je vyrovnávána činností posteriorních svalů trupu, krční křivka je vyrovnávána činností paravertebrálních svalů (Kapandji, 1993).

Jestliže váha těla spočívá na jedné noze, pánev se naklání na opačnou stranu a páteř se zakřivuje, nejprve v bederní oblasti konvexně k odpočívající noze, potom konkávně v hrudní oblasti a konvexně výše (Kapandji, 1993).

Ve stoji jsou posturální svaly konstantně aktivní. Tato aktivita je minimalizována, jestliže jsou tělesné segmenty dobře uspořádány. Během stoje těžnice trupu obvykle prochází ventrálně od středu čtvrtého bederního obratle, tudíž prochází ventrálně od transverzální osy pohybu páteře a pohybové segmenty jsou vystaveny momentu předklánění, který musí být vyrovnáván pomocí ligament a svalů (Nordin et al., 2001; Hamill & Knutzen, 2009). Výsledný flekční moment vystavuje anteriorní část páteře (obratlová těla a disky) kompresivní zátěži a posteriorní ligamenta tahové zátěži.

Extenzory, posteriorní ligamenta a anteriorní část páteře pracují dohromady, aby byl vyrovnán flekční moment a předešlo se kyfotické deformitě (Edwards & Kleeman, 1993). Během relaxovaného vzpřímeného stoje, zátěž na třetím a čtvrtém bederním disku je rovna téměř dvojnásobku hmotnosti části těla nad měřenou etáží (Nordin et al., 2001).

Flexe trupu zvyšuje zátěž působící na páteř. Přidání otáčivého pohybu a doprovodná torzní zátěž dále zvyšuje stresy na disk (Nordin et al., 2001).

Během anteriorní flexe, jestliže jsou aktivní pouze paravertebrální svaly, jsou stresy na lumbosakrální disk významné. Hmotnost horní části trupu a hlavy působí skrze zaujaté těžiště. Tato váha (P) je aplikována na konci dlouhého ramene páky, která má fulcrum v úrovni nucleus pulposus L5-S1. K vyrovnání této síly musí paravertebrální svaly (S), působící na krátkém rameni páky, které je sedm až osmkrát kratší než dlouhé rameno, vyvinout sílu sedm až osmkrát větší než je síla působená váhou horní části těla (P). Síla působící na lumbosakrální disk je rovna S+P. Roste postupně se stupněm flexe nebo s přidáním břemene do rukou (Kapandji, 1993).

Téměř každý pohyb v těle zvyšuje nábor svalů a zátěž na páteř. Toto zvýšení je mírné během aktivit jako pomalá chůze nebo lehké otáčení, ale stává se více významné během cvičení a složitých dynamických pohybů a dynamické zátěže (Nordin et al., 2001).

Největší zátěž na páteř je obecně způsobována vnější zátěží. Zvedání a nošení předmětů jsou běžné situace, kde zátěž aplikovaná na páteř může být tak vysoká, že dojde k poškození páteře. Držení předmětu blízko u těla redukuje moment ohybu na bederní páteř, protože vzdálenost od těžiště předmětu ke středu pohybu na páteři (rameno páky) je minimalizována. Čím kratší je rameno páky pro sílu produkovanou hmotností daného předmětu, tím je menší velikost momentu ohybu a tím nižší je zatížení bederní páteře (Nordin et al., 2001).

Ve studii normální chůze při čtyřech rychlostech byla kompresivní zátěž na pohybový segment L3-L4 v rozsahu od 0,2 až 2,5 násobku tělesné hmotnosti. Zátěž byla maximální okolo fáze toe-off a rostla přibližně lineárně s rychlostí chůze. Akce svalů byla hlavně koncentrována v trupových extenzorech. Individuální vlastnosti chůze, zejména množství flexe trupu, měly vliv na zatížení. Čím větší tato flexe byla, tím větší byly svalové síly a tedy kompresivní zátěž. Rytmus chůze ovlivňuje zátěž bederní páteře tak, že při zvýšení rychlosti dojde ke zvýšení anterioposteriorních střižných sil. Limitace švihu paží během chůze měla za následek zvýšení kompresivního

kloubního zatížení a elektromyografický výstup se snížením pohybů bederní páteře. Díky nízkému zatížení tkáně je chůze bezpečná a téměř ideální terapeutická aktivita pro pacienty s bolestí dolní části zad, při uvážení rychlosti chůze lze dále snížit zátěž páteře (Nordin et al., 2001).

Intraabdominální tlak

Intraabdominální tlak přispívá k odlehčení a stabilizaci bederní páteře. Je vytvářený uvnitř břišní dutiny koordinovanou kontrakcí bránice, břišní svaloviny a pánevního dna. Slouží jako „natlakovaný míč“ usilující o oddálení bránice a pánevního dna. To vytváří extenční moment, který snižuje kompresivní síly na bederní disky. M. (musculus) transverzus abdominis je primárním břišním svalem zodpovědným za vytváření intraabdominálního tlaku. Je orientovaný horizontálně, a proto vytváří kompresi a zvýšení intraabdominálního tlaku bez doprovodného flekčního momentu. Intraabdominální tlak roste za statické i dynamické situace (Nordin et al., 2001).

1.3 Přídatná zátěž – batoh

Batoh je jedna z dostupných forem manuálního nošení zátěže, která je často využívána školními dětmi, turisty a vojáky. Jeví se jako vhodný způsob zatížení těla blízko jeho těžiště při zachování stability. Čím je zátěž blíže těžiště těla, tím jsou menší změny v postuře (Attwells et al., 2006).

Těžiště lidského těla se v základním anatomickém postavení nachází v malé pánvi ve výšce druhého nebo třetího křížového obratle, asi 4-6 cm před promotoriem (Janura, 2003). Přidání batohu posune těžiště dozadu a způsobí dodatečný extenční moment (Goh, Thambyah & Bose, 1998). Těžká zátěž přenášená na zádech přinutí jedince změnit pozici těla ve snaze působit proti odchylce od normálního kinematického vzorce, kdy jsou postura a rovnováha těla narušeny přidáním značné zátěže. Zvýšení zátěže přenášené na zádech posune těžiště systému tělo+zátěž blíž k zadnímu okraji opěrné báze, a tak se sníží stabilita v tomto směru. Jako odpověď na tuto změnu se jedinec předkloní, aby přenesl těžiště do své opěrné báze a udržel stabilitu chůze. Signifikantní zvýšení anteroposteriorní odchylky trupu při přenášení větší zátěže bude mít za následek vyšší aktivitu břišní a zádové svaloviny a svaloviny dolních končetin, aby byla udržena dynamická rovnováha. Toto ovlivní musculi semispinalis, erector spinae, trapezius, tibialis anterior, vastus lateralis a hamstringy (Hong & Brueggemann, 2000).

Tato inklinace trupu může být vysvětlena teorií motorické kontroly. Jednou z hlavních funkcí motorické kontroly je orientovat tělo vzhledem k vnějšímu okolí, což zahrnuje udržování postury tak, aby bylo minimalizováno narušení rovnováhy a stabilizováno těžiště. Při situaci s batohem na zádech se jedinec bude snažit posunout těžiště systému tělo+batoh zpátky k místu při nezatíženém stavu. Toho může být dosaženo inklinací dopředu a taková úprava pomůže tělu minimalizovat energetický výdej a zvýšit výkonnost chůze se zátěží (Hong & Cheung, 2003).

Goh et al. (1998) zkoumali změnu lumbosakrálních sil na trupu při rozdílných zátěžích batohu u 10 vojáků pěšího pluku a zjistili, že udržování stability a posun trupu dopředu má za následek zvýšení velikosti lumbosakrálních sil při nošení zátěže v batohu. Úhel inklinace postupně roste s rostoucí zátěží batohu. Dodatečný stres na struktury páteře kvůli kombinaci zátěže a ohnutí trupu dopředu má za následek zvýšení intradiskálního tlaku na páteři. Studie zjistily, že intradiskální tlak roste s rostoucím stupněm anteriorní flexe trupu (Li & Hong, 2004).

Nadměrná anteriorní flexe by mohla být odporována excentrickou kontrakcí hamstringů a m. semispinalis a vystavovat je riziku vyčerpání a poškození při nošení těžké zátěže po dlouhou dobu (Attwells et al., 2006).

Vacheron, Poumarat, Chandezon a Vanneuville (1999) zaznamenali snížení intersegmentální mobility v sagitální rovině v bederní a dolní hrudní oblasti páteře při nošení zátěže 22,5 kg. Kompenzací pro toto snížení bylo zvýšení rozsahu pohybu v krční oblasti, což nasvědčovalo zvýšení pohybů hlavy a krku.

Pozice hlavy na trupu byla měřena ve studii na dětech (Pascoe et al., 1997; Hong & Cheung, 2003), kde relativně malé zátěže zvyšovaly anteriorní pozici hlavy.

Hong a Brueggemann (2000), kteří zkoumali změny ve vzorci chůze u desetiletých chlapců při nošení batohu, uvádí, že nošení zátěže 15 nebo 20 % tělesné hmotnosti způsobuje signifikantní zvýšení předklonu trupu v porovnání s 0 nebo 10 % zátěží. Přenášení zátěže 20 % tělesné hmotnosti signifikantně snižuje rozsah pohybu trupu ve srovnání se situací bez zátěže.

Pozice a pohyb trupu může ovlivnit vzorce chůze dolních končetin (Chung, Park, Lee, Kong & Lee, 2009). Přenášení zátěže rovnající se 20 % tělesné hmotnosti způsobuje signifikantní prodloužení trvání fáze dvojí opory a zkracuje dobu švihu v porovnání se zátěží 0 a 10 % tělesné hmotnosti. Při zvýšení zátěže byli jedinci nuceni změnit svou lokomoční biomechaniku, což mělo za následek vyšší aktuální energetický výdej k přenesení dané zátěže. Vyšší zátěž na zádech zvýší těžiště jedince, což způsobí ještě větší nestabilitu jedince při chůzi. Jedinci tak byli nuceni kompenzovat zkrácením švihové fáze, což může být snahou minimalizovat dobu nestabilního stoje na jedné noze (Hong & Brueggemann, 2000).

Preferovaná rychlost chůze se blíží nejvíce ekonomické rychlosti. S rostoucí hmotností zátěže se tedy preferovaná rychlost chůze bude snižovat, aby se kompenzoval energetický výdej navíc, potřebný na nesení zátěže (Hong & Cheung, 2003). Avšak Hong a Li (2000) zjistili, že nošení zátěže až do 20 % tělesné hmotnosti nezpůsobuje o moc vyšší pracovní zatížení než nezatížená chůze.

Zvýšení svalové síly a energetického výdeje způsobí vyšší nároky na kardiovaskulární systém jedince (Hong & Brueggemann, 2000).

Přenášení zátěže 20 % tělesné hmotnosti způsobuje výrazné zvýšení biomechanického a fyziologického zatížení v porovnáni s 0 a 10 % zátěží. Zátěž 15 % tělesné hmotnosti však neukázala shodný vliv zatížení na kinematiku chůze, srdeční tep

a krevní tlak. Bylo pozorováno pouze signifikantní zvýšení předklonu trupu a prodloužení doby trvání návratu krevního tlaku (Hong & Brueggemann, 2000).

Nošení batohu způsobuje odchylky od přirozené postury a zvýšení stresu v dolní části zad. Prolongované posturální napětí způsobené posunem trupu od jeho normální pozice, může vést k posturálnímu diskomfortu, svalové bolesti v ramenou nebo poškození dolní části zad (Hong & Cheung, 2003).

Pro fyzicky zdravé dospělé jedince je považováno za limit hmotnosti batohu 30 % tělesné hmotnosti. Děti ve věku 10 let jsou ve fázi růstu, a tak hmotnost batohu je nezbytné pečlivě zvažovat. Hmotnost přenášená studenty by neměla převyšovat 10-12 % tělesné hmotnosti, protože se neprokázalo, že by při této hodnotě docházelo ke znatelnému předklonu (Hong & Brueggemann, 2000).

Nošení těžkých batohů může vést ke změnám postury trupu a případně k bolestem dolní části zad. Vědci zjistili, že zátěž batohu 10-15 % tělesné hmotnosti je omluvitelným limitem založeným na epidemiologických, fyziologických a biomechanických studiích. Avšak toto procento je specifické pouze pro adolescenty a postrádá posouzení dalších faktorů jako vzdálenost, doba trvání nošení batohu a tvar batohu (Al-Khabbaz, Shimada & Hasegawa, 2008).

Pascoe et al. (1997) popisoval školáky, kteří přenášeli všechny své věci v batohu, a mezi těmito studenty byly stížnosti na bolestivost svalů (67,2 %), bolesti zad (50,8 %), snížení citlivosti (24,5 %) a bolesti ramen (14,7 %).

Whittfield, Legg a Hedderley (2005) uvádějí, že ze 77 % prevalence muskuloskeletálních symptomů spojených s nošením školních batohů pouze 5,7 % bylo v kolenou nebo dolních končetinách. Většina rozšířených symptomů bylo na krku (44 %), ramenech (57,9 %), horní části zad (36,7 %) a dolní části zad (35 %).

Přenášení zátěže bylo spojeno s bolestí zad u dospělých i adolescentů, třebaže není eticky možné experimentálně zjišťovat kauzální povahu tohoto vztahu (Steele & Bialocerkowski, 2003).

Řada studií zkoumala fyziologické odpovědi na nošení zátěže, jako spotřebu kyslíku, energetický výdej a srdeční frekvenci, nebo kinematické pohybové odpovědi jako například vzorec chůze a pozici trupu. Bylo zjištěno, že těžké zátěže způsobují fyzickou námahu a alternaci kinematiky pohybu. Avšak většina studií, které se zaměřují na nošení zátěže u dětí, bylo prováděno na chůzovém trenažéru. Málo prací bylo zasvěceno prolongovanému nošení batohů v terénním prostředí, které se více blíží nošení zátěže během normálního školního dne (Hong & Cheung, 2003).

1.4 Chůze

Chůze je základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi. Jedná se o komplexní pohybovou funkci, ve které se mohou projevit poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy (Kolář et al., 2009).

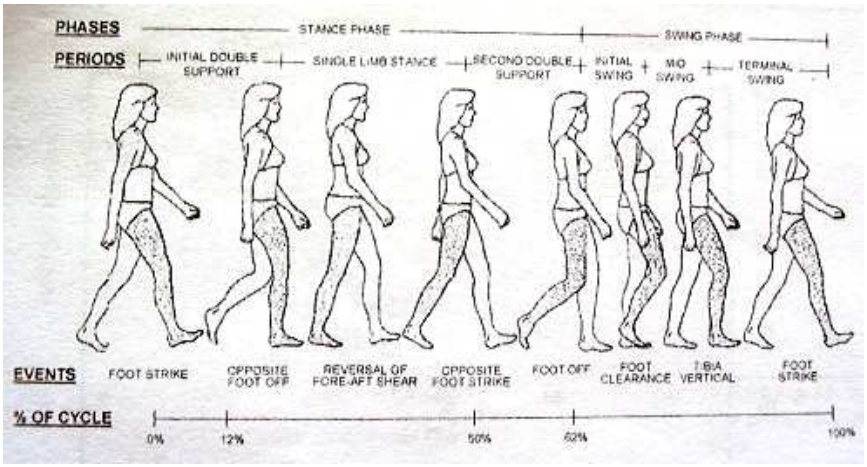
Bezpečná chůze na nerovném zemském povrchu je možná jen při zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla jak v klidu, tak i při pohybu. CNS je schopen zajistit svalovým aparátem tuto stabilizaci za předpokladu pevné opory v místě kontaktu s opornou bází na zemi tak, aby mohla působit reaktivní síla vznikající působením gravitace a propulzní svalové síly. Udržení polohy i pohyb při lokomoci působí antigravitační síly. Propulzní síla produkovaná svaly odrazové končetiny zvedá trup šikmo vzhůru a vpřed a švihová končetina brání pádu trupu podporovanému gravitací při posunu těžiště vpřed, vyvolaném odrazovou končetinou (Véle, 2006)

Chůze vyžaduje antigravitační svalovou podporu, kloubní mobilitu k umožnění hladkého průběhu a adekvátní motorické řízení pro přesun váhy těla z jedné končetiny na druhou (Adams & Perry, 2006)

Pozorovateli připadá chůze jako jednoduchý alternující pohyb, při jeho analýze však zjistíme, že jde o složitý sekvenční fázový pohyb probíhající cyklicky podle určitého časového pořádku (timing). Tento složitý pohybový úkon zasahuje celý pohybový systém od hlavy až k patě, a tím se dokonale přizpůsobuje složitému tvaru i vlastnostem terénu, ve kterém chůze probíhá (Véle, 2006).

Fáze krokového cyklu

Bipedální lokomoce je cyklická aktivita složená ze dvou fází pro každou končetinu, stojné a švihové (Barr & Backus, 2001). Při chůzi popisujeme jednotlivé úseky jako kroky (step) trvající od kontaktu jedné paty ke kontaktu druhé paty s opornou bází, nebo dvojkroky (stride) trvající od kontaktu jedné paty ke kontaktu téže paty s opornou bází (Véle, 2006). Celý krokový cyklus je definovaný výskytem stojné a švihové fáze jedné končetiny následujících po sobě nebo dvojkrokem (Obrázek 1) (Barr & Backus, 2001).



Obrázek 1. Krokový cyklus (Sutherland & Kaufman, 2006, 40).

Stojná fáze

Stojná fáze je zahájena nárazem paty švihové nohy na opornou plochu. Kontakt nohy s opornou bází se postupně rozšiřuje z paty na celou plantu a nožní klenbou se dynamicky uchopuje členitá plocha oporné báze tak, aby vznikl pevný a spolehlivý kontakt a aby se zajistila pevná opora pro působení reaktivní síly. Končetina původně brzdící pád se od tohoto okamžiku stává končetinou opornou. Na to navazuje propulzní pohyb provázený odvinutím paty plantární flexí nohy a z oporné končetiny se stává končetina odrazová, která je zdrojem propulzní síly zvedající tělo mírně vzhůru a dopředu. Tato fáze končí odvinutím palce zakončujícím propulzní část pohybu a oporná končetina se stává končetinou švihovou (Véle, 2006).

Stojná fáze zabírá 60 % krokového cyklu a skládá se z dvou fází dvojí opory (iniciální a terminální), kdy kontralaterální končetina je v kontaktu s podložkou, a střední fáze opory jedné končetiny, kdy kontralaterální končetina je ve fázi švihu. Stojnou fázi můžeme dále rozdělit do šesti fází (Barr & Backus, 2001).

Počáteční kontakt (heel contact) je definován jako okamžik kontaktu chodidla s podložkou (Barr & Backus, 2001).

Reakce na zatížení (loading response) je interval, během kterého ploska chodidla přichází do kontaktu s podložkou a váha těla je přenášena na stojnou končetinu. Loading response se kryje s koncem iniciální fáze dvojí opory v asi 10 až 12 % krokového cyklu (Barr & Backus, 2001).

Midstance je fáze, během které tibie rotuje kolem nehybného chodidla ve směru lokomoce. Začátek midstance splývá s fází opory jedné končetiny a trvá od asi 10 do 30 % krokového cyklu (Barr & Backus, 2001).

Terminální stoj (terminal stance) je fáze, během které je váha těla přenášena ze zadní a střední části chodidla na přední část chodidla. Objevuje se od 30 do 50 % krokového cyklu a kryje se se začátkem terminální fáze dvojí opory (Barr & Backus, 2001).

Předšvihová fáze (pre-swing) nastane zároveň s terminální fází dvojí opory a trvá přibližně od 50 do 60 % krokového cyklu. Během předšvihové fáze je váha přenášena na kontralaterální končetinu při přípravě na švihovou fázi. Konec předšvihové fáze koresponduje s fází odlepení palce (toe off), což je okamžik, kdy ploska ztrácí kontakt s podložkou, a tím se odděluje začátek švihové fáze (Barr & Backus, 2001)

Švihová fáze

Švihová fáze zabírá 40 % krokového cyklu a je rozdělená do tří částí (Barr & Backus, 2001)

Iniciální švih (initial swing) trvá od asi 60 do 73 % krokového cyklu (asi jedna třetina švihové fáze), od fáze toe off dokud se švihová noha nedostane oproti stojné noze (Barr & Backus, 2001).

Střed švihové fáze (midswing) končí, když je tibie švihové končetiny orientovaná vertikálně a trvá od 73 do 87 % krokového cyklu (Barr & Backus, 2001).

Terminální švih (terminal swing) trvá od 87 do 100 % krokového cyklu a končí okamžikem iniciálního kontaktu (Barr & Backus, 2001).

Fáze dvojí opory

Fáze dvojí opory, při které se obě končetiny dotýkají oporné báze, tvoří přechod mezi fází švihovou a stojnou fází spojenou s propulzí. Odvíjení špičky na stojné noze se kryje s kontaktem paty na švihové noze a tato fáze odlišuje chůzi od běhu, při kterém fáze dvojí opory chybí. Těžiště těla je při ní na nejnižší úrovni (Véle, 2006).

Počáteční úder paty je označován jako 0 % a druhý úder paty stejné končetiny jako 100 % krokového cyklu. Kontralaterální končetina opakuje stejnou sekvenci dění, ale posunutou, takže úder paty kontralaterální končetiny je roven 50 % a druhý úder paty kontralaterální končetiny je roven 150 % krokového cyklu (Sutherland & Kaufman, 2006).

Pohyby při lokomoci

Zdrojem síly pro lokomoci jsou svaly plnící současně několik funkcí: vytvářejí startovací impulz pro trup, dodávají propulzní impulz zvedající tělo šikmo vzhůru pro posun vpřed, stabilizují vertikální polohu i pohyb těla a uchopují terén pro zajištění opory, a také brání počínajícímu pádu působenému gravitací (Véle, 2006).

Pohyby při lokomoci jsou řízeny činností CNS podle programů druhově specifických, jež jsou zděděny a rámcově uloženy v CNS. Jednotlivé individuální detaily lokomočního pohybu však vznikají učením spojeným s adaptačními mechanismy na vlivy zevního i vnitřního prostředí nebo i různými patogenními vlivy (Véle, 2006).

Hlavní pohyby dolní končetiny probíhají sice především ve směru flexe-extenze, ale pohyb se přenáší přes pánev i na osový orgán, kde nabývá torzního charakteru, protože se pánev při chůzi otáčí protisměrně vzhledem k ramennímu pletenci. Vedle toho dochází i k mírným stranovým i svislým deviacím osového orgánu (Véle, 2006).

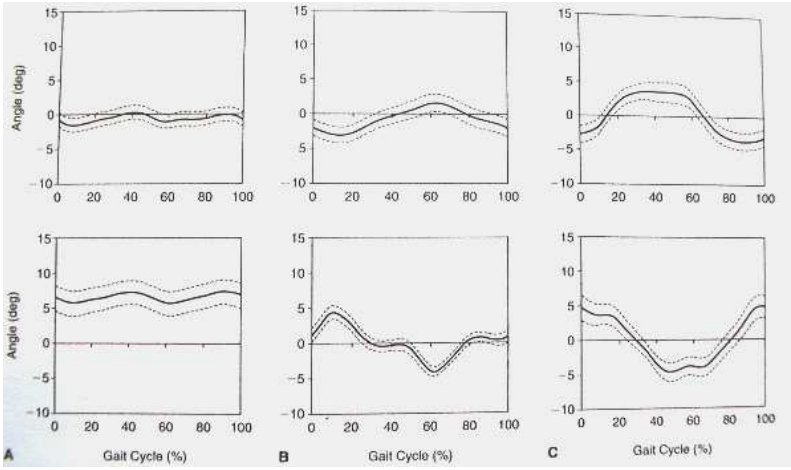
Během švihové fáze se pánev otáčí směrem k podpůrné noze a ramenní pletenec rotuje v opačném směru. Tím vzniká v páteři torzní pohyb s hypomochliem ve výši osmého hrudního obratle. Zvětšení rozsahu torze prodlužuje délku kroku a snižuje laterální výchylku těžiště při propulzi (Véle, 2006)

Během stojné fáze dochází v páteři k torznímu pohybu a lehkému přesunu trupu na stranu oporné nohy, protože průmět těžiště pro stabilizaci polohy prochází středem oporné nohy (Véle, 2006).

Při iniciálním kontaktu je pánev klopena anteriorně asi 7° (Obrázek 2A, dole), rotována dopředu asi 5° (Obrázek 2C, dole) a je vyrovnaná zprava do leva. Během loading response se pánev klopí nahoru na straně stojné končetiny do maxima 5°, potom znovu získá neutrální sklon při iniciálním kontaktu švihové nohy (Obrázek 2B, dole). Během stojné fáze pánev rotuje dozadu na straně stojné dolní končetiny a klopí se anteriorně (Obrázek 2C a 2A, dole). Celková exkurze anteroposterioního klopení je asi 5°, pro laterolaterální klopení je asi 10° a pro rotaci dopředu a dozadu asi 10° (Barr & Backus, 2001).

Pohyb trupu během chůze (Obrázek 2A-C, nahoře) je v opačném směru, nebo fázově posunutý k pohybům pánve. Například při iniciálním kontaktu je trup rotován dozadu asi 3°, zatímco pánev je rotována dopředu asi 5°. Amplitudy úhlového posunu

trupového segmentu jak se odráží v pohybu ramenního pletence jsou pouze mírně zmenšeny v porovnání s pohyby pánve (Barr & Backus, 2001).



Obrázek 2. Úhlová rotace trupu a pánve během chůze. A (nahoře), Sklon trupu dozadu (<0) a dopředu (>0); A (dole), Klopení pánve posteriorně (<0) a anteriorně (>0); B (nahoře), Klopení trupu dolů (<0) a nahoru (>0) vzhledem ke stojné končetině; B (dole), Klopení pánve dolů (<0) a nahoru (>0) vzhledem ke stojné končetině; C (nahoře), Rotace trupu dozadu (<0) a dopředu (>0) vzhledem ke stojné končetině; C (dole), Rotace pánve dozadu (<0) a dopředu (>0) vzhledem ke stojné dolní končetině (Barr & Backus, 2001, 447).

Horní končetiny se pohybují švihově v opačném smyslu než příslušné dolní končetiny (Véle, 2006).

V koleně dochází k mírné flexi od dotyku paty až po dotyk celé planty a potom k extenzi až do odvíjení paty, kdy začíná opět mírná flexe. Touto flexí se oplošťuje zdvih těžiště a tím se chůze ekonomizuje (Véle, 2006)

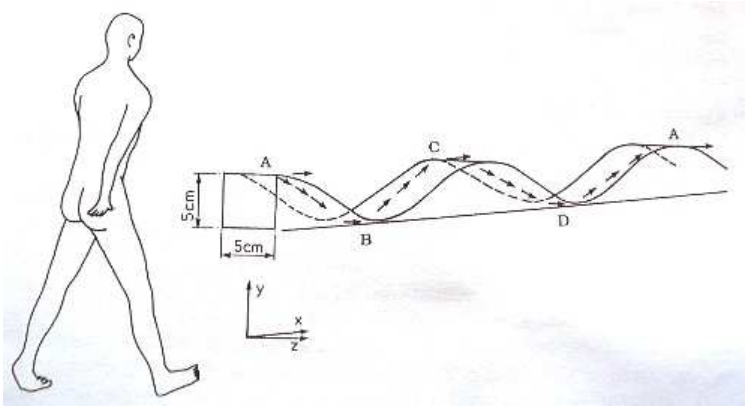
V kotníku a na noze dochází k plantární flexi, která je zdrojem propulze a potom následuje mírná dorziflexe. Ve fázi opory přilne noha k oporné ploše, kterou uchopuje, aby mohla zajistit spolehlivou oporu pro působení reaktivní síly (Véle, 2006).

Posun těžiště těla během chůze

Během chůzového cyklu zůstává těžiště těla uvnitř pánve anteriorně od os sacrum. Prodělává sinusoidální pohyb ve všech třech rovinách s exkurzemi v rozsahu asi 3 cm ve vertikálním směru, 4 cm v laterálním směru a 2 cm v anteroposteriorním směru (Barr & Backus, 2001).

Posun těžiště lidského těla během chůze je tedy třídimenzionální (Obrázek 3). V bodě A během stoje na jedné noze (pravé) je tělo v nejvyšším bodě a nejvíce vpravo během cyklu. Trajektorie těžiště sleduje vlnitou rovinu a na dně vlny se přesune do středu mediolaterálního rozsahu při přechodu mezi úderem paty levé nohy a odlepením palce pravé nohy. Těžiště potom stoupá do pozice C, která je v nejvyšším bodě a nejvíce vlevo při stoji na jedné noze (levé). Trajektorie potom jde dolů a centrálně před stoupáním do bodu A, kde krokový cyklus začíná opět od začátku (Paul, 1990).

Dopředná rychlost těla není konstantní, jestliže průměrná rychlost je S, rychlost v bodě A a C je asi 0,85S, zatímco v B a D je asi 1,15S. Dochází zde k určité výměně mezi potenciální a kinetickou energií dopředného pohybu. Malé množství kinetické energie je také spojené s pohybem ze strany na stranu, klopením trupu a pohybem paží (Paul, 1990).



Obrázek 3. Posun těžiště těla během chůze (Paul, 1990, 397).

1.5 Kinematická a dynamická analýza

Výstupem kvantitativní metody analýzy pohybu jsou číselné hodnoty, které nám zpravidla udávají velikost fyzikálních veličin. Jestliže je měřeným parametrem síla, nazýváme tyto metody dynamické. Jestliže sledujeme pohyb bez ohledu na příčiny (síly), které jej způsobují, pohybujeme se v oblasti metod kinematických (Janura, 2002).

Kinematická analýza

Optoelektrické systémy využívají optické senzory pro určení souřadnic. Na důležitá místa na lidském těle jsou připojeny aktivní nebo pasivní zdroje. Signál vysílaný nebo odrážený těmito zdroji je zpracován přijímačem a v souřadném systému je určena poloha sledovaných bodů (Janura, 2002).

Pro kinematickou analýzu chůze jsou využívány systémy pracující na dvou základních principech: záznam signálu emitovaného z diod umístěných na těle probanda a záznam světla (emitovaného ze zdroje v blízkosti objektivu kamery) odraženého z reflexních značek upevněných na vybraných místech lidského těla (Janura, Abrantes & Elfmark, 1999).

Při kinematické analýze chůze u vybraných bodů (segmentů) lidského těla měříme kinematické veličiny jako jsou dráha (úhel), rychlost (úhlová rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení), čas (Svoboda & Janura, 2010).

Pro možnost určení polohy bodů a z ní vyplývající polohy segmentů a celého těla je nezbytné definování souřadnicového systému. Sledovaný bod je znázorněn pomocí tří souřadnic, které jednoznačně určují jeho polohu v prostoru. Označením stejného bodu ve stejné poloze (odpovídající si snímky) na různých záznamech získáme několik dvojic rovinných souřadnic tohoto bodu. Jejich složením – transformací – získáme prostorové souřadnice bodu. Pro prostorovou analýzu pohybu tedy musíme použít záznam nejméně ze dvou kamer. Určením poloh vybraného bodu v závislosti na čase můžeme postupně odvodit další kinematické veličiny – rychlost a zrychlení (Janura, 2002).

Jednotlivé segmenty jsou definovány pomocí vybraných anatomických bodů. Při analýze videozáznamu však nepracujeme s těmito body, ale s jejich projekcí na kůži (Janura, 2002).

Systém Vicon

Vicon se řadí do skupiny systémů založených na bázi zpracování videosignálu, které využívají značky překryté retro-reflexní páskou ve spojení se zdrojem (často v podobě kruhu kolem objektivu kamery), představovaným množinou diod, které emitují infračervené světlo (Obrázek 4). Vicon je systémem pro analýzu pohybu, založeným na on line digitálním zpracování obrazu. Pracuje na principu vyhledávání a sledování značek, které se pohybují v kalibrovaném prostoru měření, nasvíceném pomocí stroboskopických infračervených zdrojů, připevněných ke každé kameře. Infračervené světlo není ve viditelné části spektra, a proto nezatěžuje a neruší zkoumanou osobu. Počet kamer, používaných pro analýzu chůze se mění, nejčastěji v rozmezí čtyři až šest (Janura et al., 1999).

Obrázek 4. Kamery Vicon (Anonymus, n. d.).

U systému Vicon MX patří mezi standardní modely určené pro analýzu chůze člověka PlugInGait (pánev a dolní končetiny) a PlugInGait FullBody (hlava, hrudník, horní končetiny, pánev, dolní končetiny). V modelu jsou definovány vstupní (soubor značek, antropometrické charakteristiky) i výstupní (časově-prostorové parametry, úhly v kloubech…) parametry (Svoboda & Janura, 2010).

Jakmile se subjekt s připevněnými body objeví ve zkalibrovaném prostoru, je možné pohyb těchto bodů v měřícím software sledovat v reálném čase. Při zařazení silových plošin do systému můžeme sledovat také vektor reakční síly (Svoboda & Janura, 2010).

V dalším zpracování záznamu software provede filtraci dat, podle silových plošin detekuje stojnou a švihovou fázi jednoho krokového cyklu a dopočítá hodnoty

i pro další cykly zaznamenané ve sledovaném prostoru. Nakonec je záznam exportován do formátu, ve kterém je možné výstupní parametry dále analyzovat v dalších programech. U systému Vicon MX to jsou programy Vicon Polygon nebo BodyBuilder (Svoboda & Janura, 2010).

Ke standardním výstupům kinematické analýzy patří grafy závislostí kinematických parametrů na čase (Svoboda & Janura, 2010).

Spojení kinematických a dynamických parametrů a antropometrických měření umožňuje odvodit momenty síly produkované v kloubech, mechanický výkon svalů a změny energie z něho vyplývající (Svoboda & Janura, 2010).

Pro komplexní analýzu je možné využití dalších procedur – elektromyografie (EMG), měření rozložení tlakových sil na kontaktu nohy a podložky apod. (Janura et al., 1999).

Dynamická analýza

Dynamická analýza pohybu využívá pro kvantifikaci pohybové činnosti měření silových parametrů (síly vnitřní x vnější) (Janura, 2002).

Silové plošiny a metody analýzy tlaků chodidla zaznamenávají informace ze styčné plochy mezi ploskou a podložkou během stojné fáze chůze (Barr & Backus, 2001).

Základním přístrojovým vybavením, které je využíváno pro určení závislosti síly na čase jsou silové (tenzometrické, piezoelektrické) plošiny. Tato zařízení využívají pro analýzu pohybu měření reakční síly, která vzniká při kontaktu těla s povrchem plošiny (Janura, 2002).

Primární akční síla, která působí na plošinu, je tíhová síla pacienta, tenzometrická plošina měří sílu reakční a ta reaguje na tíhovou sílu pacienta podle zákona akce a reakce (Kolář et al., 2009).

Jestliže tělo jedince je relativně symetrické a osoba stojí bez naklánění se na stranu, je jeho hmotnost rovnoměrně rozdělena na obě dolní končetiny. Zátěž pod každou z plosek může být popisována pomocí jedné výsledné reakční síly podložky. Zátěže pod každou z končetin jsou sdruženy do jedné reakční síly podložky, která je rovna součtu sil pod oběma ploskami a je umístěna asi uprostřed mezi chodidly.

Je-li hmotnost těla posunována laterálně, bod působení reakční síly podložky se také posunuje (Davis & Kaufman, 2006).

Výsledná reakční síla je rozložena na tři základní složky ve směru anteroposteriorním, mediolaterálním a vertikálním. Tento rozklad nám umožňuje popsat prostorově pohyb z hlediska působící síly. Dalším důležitým parametrem je velikost silových momentů jednotlivých složek reakční síly (Janura, 2002).

Silové a tlakové plošiny jsou často kombinovány s úhlovými kinematickými metodami k výpočtu kinetických proměnných, jako např. momenty kloubů (Barr & Backus, 2001).

1.6 Literární přehled

Crosbie, Vachalathiti a Smith (1997) zkoumali ve své studii vzory pohybu dolního hrudního a bederního segmentu páteře a pánve u osob při chůzi rychlostí, kterou si sami zvolili. Výzkumu se zúčastnilo 108 zdravých dospělých probandů ve věku od 20 do 82 let. Byla rovnoměrně zastoupena obě pohlaví. Měření bylo uskutečněno pomocí videosystému. Trup byl rozdělen do segmentů a byly zaznamenány pohyby těchto segmentů okolo tří na sebe kolmých os. Byly zjištěny shodné vzorce pro i mezi segmenty a pohyby a zjevný výsledný pohyb trupu sledující pohyb pánve. To potvrzuje, že pohyby páteře při chůzi jsou spojeny s primárními pohyby pánve a dolních končetin.

Fáze dvojí opory byla od 0 % do 10 % a od 50 % do 60 % krokového cyklu, fáze stoje na jedné noze/švihová fáze od 10 do 50 % a od 60 do 100 % a fáze midstance byla v 30 % a 80 % krokového cyklu. Krokový cyklus byl brán od úderu pravé paty do dalšího úderu pravé paty (Crosbie et al., 1997).

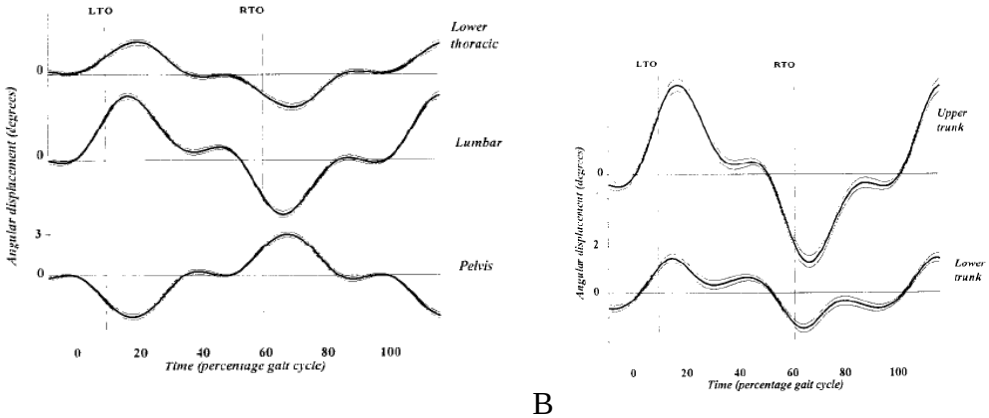
Rotace okolo osy X odpovídala lateroflexi a úklon horního segmentu vzhledem k dolnímu na pravou stranu jedince byl popsán jako pozitivní hodnota. Rotace okolo osy Y odpovídala anteflexi a retroflexi, kdy pozitivním hodnotám odpovídala anteflexe. Rotace okolo osy Z odpovídala axiální rotaci a pozitivní hodnotou byla rotace horního segmentu vůči dolnímu doleva (Crosbie et al., 1997).

Z výsledků této studie vyplývá, že vrchol lateroflexe se objevuje v 15 % a 65 % krokového cyklu, které se shodují s časnou švihovou fází. U dolního hrudního (lower thoracic) a bederního (lumbar) segmentu byl posun směrem ke končetině nesoucí váhu, zatímco pánevní segment (pelvis) se ukláněl směrem ke straně švihové končetiny (Obrázek 5A). Pohyby segmentů ukázaly těsné časové korelace. Pánev a trup se „stabilizují“ blízko neutrální pozice po asi 15-20 % krokového cyklu v době pozdní švihové fáze a časné fáze dvojí opory (Crosbie et al., 1997).

Pohyb dolního trupového regionu (lower trunk) vzhledem k celkovému vztažnému systému se ukazuje jako snížený ve srovnání s pohyby mezi segmenty navzájem. Horní trupový region (upper trunk) se pohyboval komplementárním způsobem k pánvi vzhledem k podložce (Obrázek 5B) (Crosbie et al., 1997).

Rozsah pohybu mezi krajními polohami pro lateroflexi ukazoval, že bederní segment se pohyboval více než ostatní segmenty a dosahoval 9°. Tento rozsah byl signifikantně větší než rozsah nalezený u pánve nebo dolního hrudního segmentu.

Rozsah lateroflexe byl signifikantně větší ve všech segmentech než ostatní pohyby (Crosbie et al., 1997).



A B

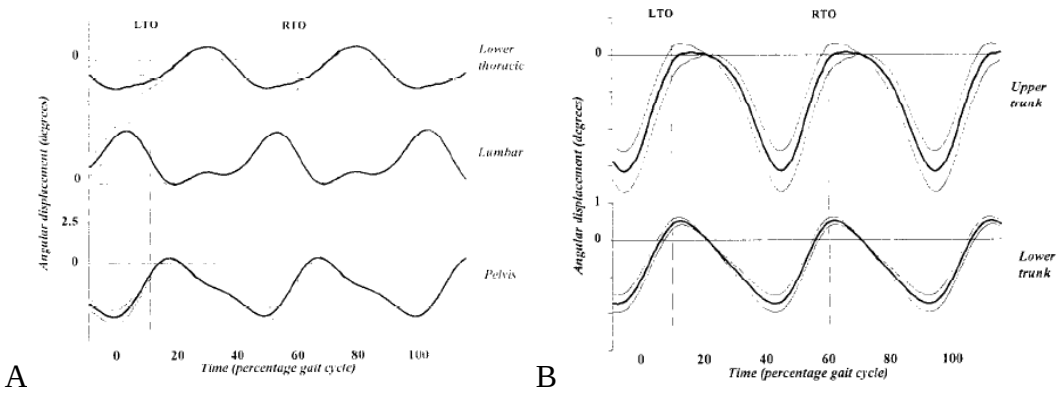
Obrázek 5. A, Vzorce lateroflexe dolního hrudního, bederního a pánevního segmentu během chůze; B, Vzorce lateroflexe horního a dolního trupu vzhledem k podložce. Kladné hodnoty ukazují rotaci okolo anteroposteriorní osy směrem doprava. Krokový cyklus je brán od úderu pravé paty do dalšího úderu pravé paty (Crosbie et al., 1997, 9).

Vzory flexe a extenze ukazují bifázické pohyby během krokového cyklu, kde koresponduje jeden flekčně-extenční cyklus s jedním krokem. Pánev (pelvis) rotovala do záporného sklonu při heel strike. Následoval protipohyb během prvních 10 % cyklu do maximálního pozitivní sklonu pánve při časné fázi opory jedné končetiny. Pánev potom postupně vracela sklon zpět až do další fáze heel strike. Dolní hrudní segment (lower thoracic) se extendoval maximálně při heel strike, navracel se do neutrální pozice při midstance, potom se opět extendoval během pozdní fáze stoje (Crosbie et al., 1997).

Vzory pohybu v bederním segmentu (lumbar) doplňovaly pohyby pánve. Maximální flexe bederní páteře se objevila při heel stike. Následovala relativně rychlá extenze zpět do neutrální polohy do začátku fáze stoje na jedné noze. Potom následovala relativně pomalá flexe a dosáhla maxima při dalším úderu paty (Obrázek 6A) (Crosbie et al., 1997).

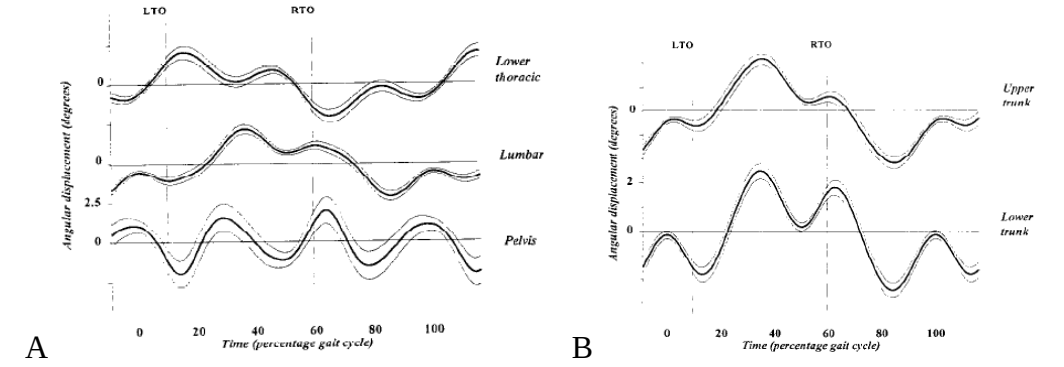
Horní trup (upper trunk) ukázal větší oscilaci vzhledem k podložce než dolní trup (lower trunk) (Obrázek 6B). Oba segmenty byly blízko neutrální orientace při toe off a byly posunuty do několika stupňů extenze při heel strike (Crosbie et al., 1997).

Rozsah pohybu byl signifikantně menší u dolního hrudního segmentu než u ostatních dvou segmentů. Rozsah flexe/extenze byl také signifikantně menší než rozsah lateroflexe a axiální rotace v dolním hrudním segmentu (Crosbie et al., 1997).



Obrázek 6. A, Vzorce flexe a extenze dolního hrudního, bederního a pánevního segmentu během chůze; B, Vzorce flexe a extenze horního a dolního trupu vzhledem k podložce. Kladné hodnoty znamenají rotaci okolo transverzální osy anteriorně (Crosbie et al., 1997, 10).

Rozsah axiální rotace byl limitovaný, avšak byly nalezeny určité shodné vzory pohybu. Tyto vzory byly omezeny na asi dva stupně v každém směru a oscilovaly ve větším rozsahu než ostatní pohyby. Pánev rotovala okolo neutrální pozice ve třech cyklech od pravého heel strike do následujícího pravého heel strike. Odchylka pánve byla podstatně větší než odchylky ostatních segmentů (Obrázek 7A) (Crosbie et al., 1997).



Obrázek 7. A, Vzorce axiální rotace dolního hrudního, bederního a pánevního segmentu během chůze; B, Vzorce axiální rotace horního a dolního trupu vzhledem k podložce. Kladné hodnoty znamenají rotaci okolo vertikální osy směrem doleva (Crosbie et al., 1997, 11).

Dolní hrudní segment rotoval směrem ke švihové straně na začátku fáze jedné opory, vrátil se zpět do neutrální pozice při midstance, potom začal rotovat směrem k opačné straně při dalším heel strike. Vzory rotace bederního segmentu páteře byly podobné vzorům dolního hrudního segmentu, ale byly fázově zpožděné vzhledem k dolnímu hrudnímu segmentu (Obrázek 7A) (Crosbie et al., 1997).

Horní a dolní trup byl v neutrální pozici vzhledem k podložce při heel strike, potom rotoval směrem k švihové straně během fáze jedné opory (Obrázek 7B) (Crosbie et al., 1997).

Celkový pohyb s ohledem na jednotlivé segmentální pohyby je obecně malý, zejména v případech axiální rotace a anteflexe s retroflexí. Nicméně pohyby jsou dostatečně velké, aby byly rozeznatelné jejich velikosti od ostatních nepřesností (Crosbie, 1997).

V jiné studii, kterou provedli Sartor, Alderink, Greenwald a Elders (1999), byla změřena třídimenzionální kinematika trupu během chůze po rovině u zdravých jedinců. Studie se zúčastnilo sedmnáct dobrovolníků ve věku 20 až 50 let. Kinematická data trupu byla získána pomocí optoelektrického systému. Celkový průměr dat kinematiky trupu v každé z hlavních rovin byl vyjádřen ve stupních pohybu v závislosti na procentech krokového cyklu. Byl nalezen zřetelný vzorec kinematiky trupu během chůze. Tato data spolu s daty z předchozích výzkumů byla použita k určení základních hodnot kinematiky trupu, které se objevují během krokového cyklu (Sartor et al., 1999).

Určení hlavních kinematických hodnot trupu během chůze je založeno na dvou hlavních předpokladech týkajících se normální chůze:

1. efektivnost chůze je dosažena minimalizací exkurzí těžiště,

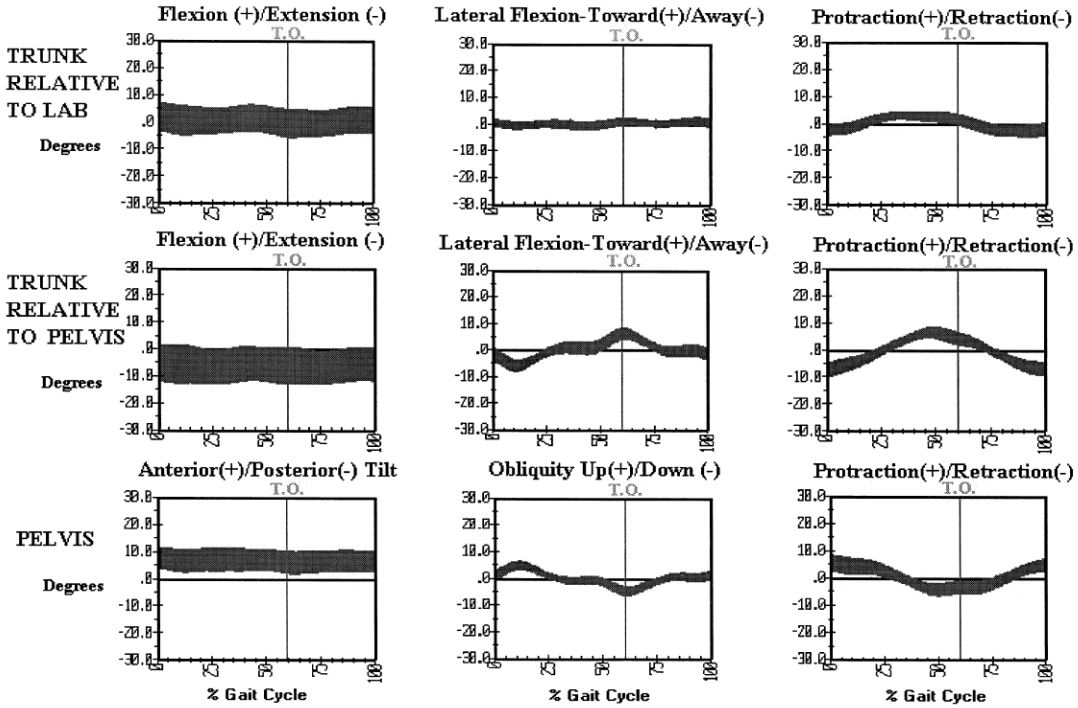
2. determinanty normální chůze zahrnují stabilitu během stoje, postup vpřed, odvíjení chodidla a šetření energie (Sartor et al., 1999).

V sagitální rovině byl trup vzhledem k pánvi extendován asi 5° při iniciálním kontaktu. Trup vzhledem k pánvi byl extendován v celém krokovém cyklu, ale ukázaly se dva malé vrcholy oscilací v extenzi na konci midstance a během midswing (fáze opory jedné nohy). Amplitudy oscilací nebyly větší než 2°. Hodnoty trupu vzhledem k podložce ukázaly podobnou tendenci dvou oscilací. Tyto oscilace se objevily na konci midstance (26 %) a během midswing (73 %) s průměrnými amplitudami menšími než stupeň (Sartor et al., 1999).

Ve frontální rovině byl trup vzhledem k pánvi ukloněn v průměru o 1° směrem ke stojné noze v iniciálním kontaktu. Jak tělo procházelo krokovým cyklem, trup pokračoval v lateroflexi. Maximální lateroflexe trupu směrem ke stojné končetině se objevila při loading response (12 %), kde dosáhla maximální hodnoty 6°. Trup se poté vracel do neutrální polohy v pozdní midstance (26 %) a zůstal v neutrální pozici až do terminálního stoje (48 %). Trup se dále pohyboval směrem od stojné končetiny

v předšvihové fázi a dosahoval vrcholu výchylky směrem od referenční končetiny ve fázi toe off (62 %) s průměrnou hodnotou 6°. Toe off pro referenční končetinu koresponduje s loading response kontralaterální končetiny. Pohyb trupu směrem od referenční končetiny během předšvihové fáze korespondoval s pohybem trupu směrem ke kontralaterální končetině, na které začínala ploska kontaktovat podložku. Trup se vrátil do neutrální pozice během midswing (76 %) a zůstal v neutrální pozici až do druhého iniciálního kontaktu. Vzhledem k podložce byl trup v neutrálním postavení s mírnými výchylkami asi 2° během krokového cyklu (Obrázek 8) (Sartor et al., 1999).

Lateroflexe trupu směrem ke stojné noze poskytuje stabilitu díky biomechanickému nastavení nad stojnou končetinou. Lateroflexe může také přispět k dopřednému postupu a odvíjení chodidla druhostranné švihové končetiny (Sartor et al., 1999).



Obrázek 8. Souhrn normativních úhlů trupu a pánve (Sartor et al., 1999, 674).

Pohyb v transverzální rovině byl popisován jako protrakce nebo retrakce. Protrakce byla definována jako rotace směrem od referenční končetiny, zatímco retrakce byla definována jako rotace směrem k referenční končetině. Trup vzhledem k pánvi byl v retrakci asi 8° při iniciálním kontaktu. Trup se potom pohyboval do protrakce vzhledem k pánvi a dosáhl maximální hodnoty asi 6° při terminálním stoji

(48 %). Poté trup změnil pozici vzhledem k pánvi a dosáhl asi 7° retrakce při pozdní fázi terminal swing (98 %). Vzhledem k podložce trup začal v 2° retrakci a postupoval do 3° protrakce při terminálním stoji (35 %). Postupně se rotace obrátila a postupovala do maximální 3° retrakce při midswing (74 %) a zůstala v retrakci během zbytku švihové fáze (Obrázek 8) (Sartor et al., 1999).

Kontrarotace trupu a pánve může pomáhat při pohybu švihové končetiny vpřed (Sartor, 1999).

Anteriorní klopení pánve způsobuje, že trup byl vzhledem k pánvi v pozici extenze během krokového cyklu. Průměrný anteriorní sklon pánve během krokového cyklu byl asi 8° (Sartor et al., 1999).

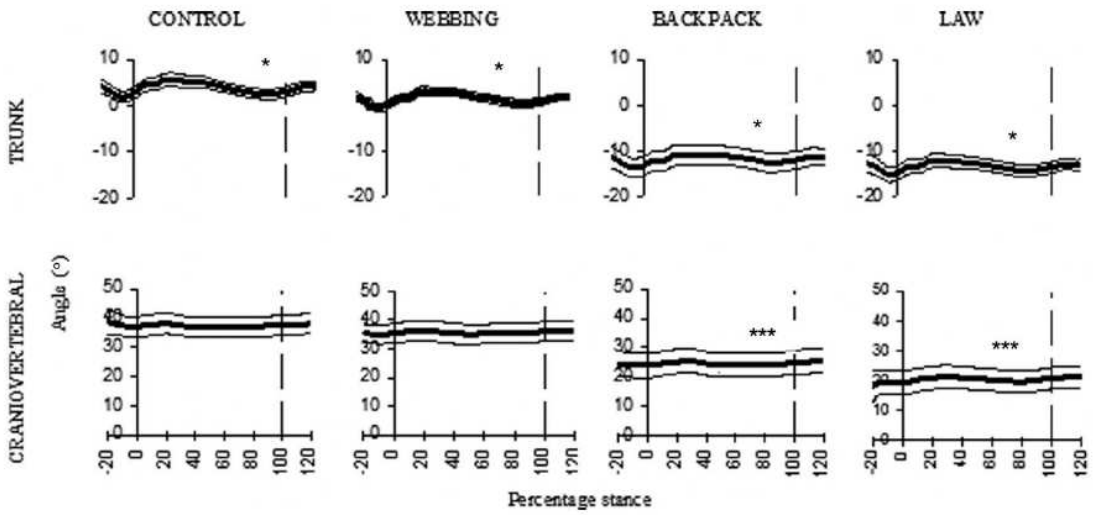
Někteří autoři popisují, že trup zůstává v neutrální pozici nebo mírné flexi (Krebs, Wong, Jevsevar, O´Riley & Hodge, 1992), zatímco pohyby trupu zaznamenané ve studii Sartora et al. (1999) zůstávají v asi 5° extenzi.

Attwells, Birrell, Hooper a Mansfield (2006) zkoumali ve své studii vliv nošení těžké zátěže na posturu, pohyby a chůzi u vojáků. Během studie byly zkoumány čtyři stavy: kontrolní (vojáci měli ručnici, boty a helmu, celkem 8 kg), s opaskem (8 kg), s batohem (24 kg) a s lehkou protitankovou zbraní (10 kg), které byly použity k postupnému zvyšování přenášené zátěže z 8, 16, 40 až na 50 kg. Celkem bylo měřeno 20 vojáků v sagitální rovině pomocí 3-D systému analýzy pohybu. Bylo provedeno měření úhlu kotníku, kolene, femuru, trupu a kraniovertebrálního úhlu a časově-prostorových parametrů během chůze volně zvolenou rychlostí. Výsledky ukázaly, že časově-prostorové změny neodpovídaly úhlovým změnám, pravděpodobně důsledkem vojenského tréninku. Rozsahy pohybu kolene a femuru se zvýšily se zátěží.

Úhel trupu byl definován jako úhel mezi vertikálou a linií spojující značky na virtuálních velkých trochanterech a processus spinosus krčního obratle C7. Značky byly umístěny na pravé straně těla. Čím více negativní byl tento úhel, tím byl sklon trupu větší. Úhel trupu neukázal žádnou změnu v rozsahu pohybu nebo v distribuci dat. K vyrovnání vlivu zátěže se subjekt naklonil více vpřed, jak ukazuje snížení hodnot úhlu trupu, který se stal negativní, anteriorně od vertikály. Během kontrolní situace průměrný úhel trupu pro stojnou fázi byl 4,8° ± 1,9 a klesl s plnou zátěží na -13,0° ± 2,7 (Attwells et al., 2006).

Dále se zmenšil kraniovertebrální úhel (úhel hlavy na krku), což znamenalo pozici hlavy více dopředu s rostoucí zátěží. Kraniovertebrální úhel ukázal podobné vzory

jako trupový úhel s žádnou signifikantní změnou v rozsahu pohybu nebo distribuci dat, ale změny k průměrným hodnotám byly vidět. Signifikantní změny nebyly viděny mezi kontrolní a druhou skupinou, ale přidání batohu a poté zbytku zátěže způsobilo signifikantní zmenšení tohoto úhlu, což znamenalo pozici hlavy více vpředu (Obrázek 9) (Attwells et al., 2006).



Obrázek 9. Průměrný úhel trupu a kraniovertebrální úhel v závislosti na procentech stojné fáze ve čtyřech testovacích situacích. Heel strike představuje 0 % stojné fáze a toe off představuje 100 %. Nižší hodnoty ukazují větší anteriorní sklon trupu nebo více anteriorní pozici hlavy (Attwells et al., 2006, 1533).

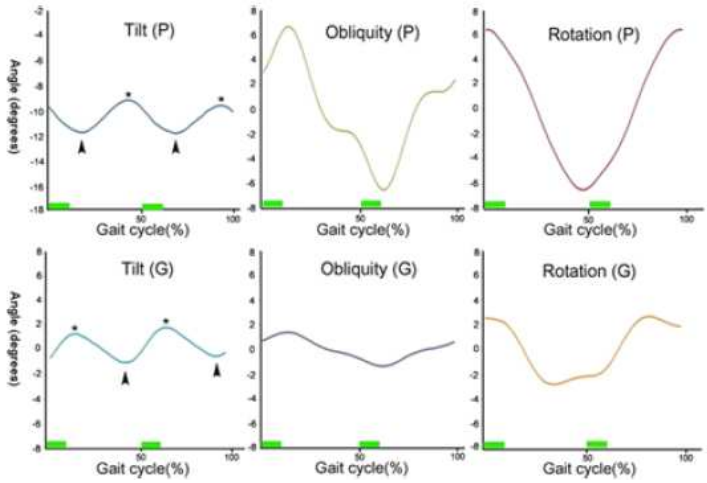
Lze shrnout, že hlava funguje v souladu s trupem tak, aby vyrovnaly zátěž. Vyšší svalové napětí nezbytné k udržení těchto změn bylo spojeno s poruchami muskuloskeletálního systému, svalovou námahou a kloubními problémy (Attwells et al., 2006).

Účelem studie, kterou provedli Chung, Park, Lee, Kong a Lee (2009) bylo analyzovat kinematická data pohybu trupu u zdravých dospělých a zkoumat vliv pohlaví. Data pro kinematiku pohybu trupu byla změřena u 20 zdravých jedinců (11 mužů a 9 žen, ve věku od 21 do 40 let) při chůzi rychlostí, kterou si sami zvolili. Byly měřeny pohyby v sagitální rovině (sklon), frontální rovině (úklon) a transverzální rovině (rotace), které byly všechny vyjádřeny jako pohyby celkové (vzhledem k podložce) a vztažené k pánvi (vzhledem k pánvi), tedy sklon G, úklon G, rotace G, sklon P, úklon P a rotace P.

Rozsah pohybu pro sklon G, úklon G a rotaci G byl menší, než sklon P, úklon P a rotace P. Při porovnávání vlivu pohlaví byl trup během chůze u žen o 5° více extendován než trup mužů (p=0,002), což bylo zřejmě způsobeno rozdílnou bederní lordózou. Rozsahy pohybu ve frontální a transverzální rovině korelovaly (Chung et al., 2009).

Posteriorní klopení trupu (sklon G) začíná se začátkem fáze opory o jednu končetinu (krokový cyklus 10 %, 60 %) a je zřejmě opačným pohybem k dolní končetině ve švihové fázi. Ukazuje se, že sagitální pohyb trupu vyvažuje švihovou dolní končetinu během fáze opory na jedné noze. Trup se začíná ohýbat anteriorně těsně před fází heel strike a během fáze dvojí opory, což zřejmě zvětšuje anteriorní posun v situaci, kdy je tělo stabilizováno dvojí oporou (Chung et al., 2009).

U křivky pro úklon (G) se trup začíná ohýbat kontralaterálně hned po začátku fáze opory jedné končetiny (13 % krokového cyklu). Během tohoto ohýbání na kontralaterální stranu dojde k mírnému snížení úhlové rychlosti těsně před heel strike opačné končetiny (50 %), což se jeví jako snaha redukovat impact při úderu paty (Obrázek 10) (Chung et al., 2009).



Obrázek 10. Pohyb trupu ve třech rovinách. Transverzální osa ukazuje procenta krokového cyklu a vertikální osa ukazuje úhlové hodnoty. Grafy zobrazují sklon, úklon a rotaci trupu vzhledem k podložce (G) a vzhledem k pánvi (P) (Chung et al., 2009, 4).

Li a Hong (2004) popsali studii vlivu rozdílného věku na kinematiku trupu během chůze s batohem o různé hmotnosti. Studie se zúčastnily dvě skupiny chlapců ve věku 6 a 12 let. Bylo provedeno několik testů s batohem zatíženým 0 %, 10 %, 15 % a 20 % tělesné hmotnosti subjektu. Probandi chodili na chůzovém trenažéru rychlostí, kterou si sami zvolili, po dobu 20 minut. Pohyby probandů v sagitální rovině byly zaznamenány

a analyzovány. Výsledky ukázaly, že úhel inklinace trupu vpřed postupně vzrostl s rostoucí hmotností batohu v obou věkových skupinách. Nošení zátěže těžší než 15 % tělesné hmotnosti mělo za následek signifikantní zvýšení úhlu inklinace trupu v porovnání s nulovou zátěží. U dvanáctiletých dětí se ukázala signifikantně větší amplituda v úhlu inklinace trupu než u šestiletých dětí při nošení zátěže stejné procentuální hmotnosti.

Při zjišťování vlivu trvání chůze s jednotlivými zátěžemi na kinematiku trupu nebyly nalezeny žádné signifikantní změny v kinematice trupu mezi měřeními v pěti časech. To potvrzuje, že doba chůze neovlivňuje kinematiku trupu dokonce ani při zátěži 20 % tělesné hmotnosti. Když je batoh s určitou hmotností přidán na trup, nastaví se automatická posturální úprava, aby byla znovu nastolena rovnováha. Posturální odpovědi vyžadují komplexní souhru pohybu trupu a dolních končetin, aby se těžiště posunulo ve směru odchylky a následně je postura navrácena do vzpřímené rovnováhy. Je-li přenášena těžká zátěž na zádech, tělo reaguje přenastavením jeho postury a úhel inklinace trupu vzroste. Když se postura těla vrátí do rovnováhy, tato postura bude udržována po dobu, dokud se neobjeví únava nebo nová výchylka. Proto úhel inklinace trupu vzrostl se zvýšením hmotnosti batohu a kinematika trupu neukázala signifikantní změny během dvacetiminutové chůze (Li & Hong, 2004).

Úhel inklinace trupu se postupně zvýšil se zvýšením zátěže, zatímco rozsah pohybu trupu se postupně snížil se zvýšením zátěže u obou věkových skupin (Li & Hong, 2004).

Devroey, Jonkers, Becker, Lenaerts a Spaepen (2007) zkoumali vlivy zvýšené hmotnosti batohu (0 %, 5 %, 10 % a 15 % tělesné hmotnosti) a změny umístění zátěže na páteř (hrudní vs. bederní umístění) během stoje a chůze. Bylo analyzováno 20 vysokoškolských studentů zkoumáním fyziologických, biomechanických a subjektivních informací. Signifikantní změny byly: 1) zvýšení flexe hrudníku, 2) snížení aktivity m. erector spinae vs. zvýšení zapojení břišních svalů, 3) zvýšení srdeční frekvence a skóre Borgovy škály pro nejtěžší zátěže. U bederního umístění zátěže byla pozorována tendence ke zvýšení flexe páteře, snížení pánevní anteverze a aktivity m. rectus abdominis. Subjektivní skóre ukázalo preferenci bederního umístění zátěže. Výsledky této studie potvrzují, že by se neměla nosit zátěž 10 % tělesné hmotnosti a více, jelikož tyto zátěže způsobují signifikantní změny v elektromyografii, kinematice a subjektivním hodnocení (Devroey, 2007).

Singh a Koh (2009) zkoumali vliv nošení zátěže v batohu a jeho vertikální pozice na zádech na časově-prostorové a kinematické parametry spojené s chůzí a posturální stabilitou pro statickou a dynamickou situaci. Výzkumu se zúčastnilo 17 účastníků s průměrným věkem 9,65 ± 1,58 let, průměrnou výškou 134,41 ± 11,01 cm a průměrnou váhou 31,09 ± 7,01 kg. Při dynamické situaci účastníci chodili na chůzovém trenažéru se zátěží 10 %, 15 % a 20 % tělesné hmotnosti na dvou různých umístěních na zádech. U účastníků byla změřena kinematická a časově-prostorová data. Rychlost chůze, rytmus a doba trvání fáze dvojí opory u 20 % zátěže byly signifikantně odlišné v porovnání se situací bez zátěže, což ukazuje, že se mohou objevit změny v chůzi, aby se minimalizovala destabilizace chůze. Umístění zátěže dole na zádech ovlivnilo časově-prostorové parametry více než, když byla zátěž umístěna vysoko na zádech. Nálezy časově-prostorových parametrů ukazují, že snížení rychlosti chůze a rytmu a zvýšení doby trvání fáze dvojí opory u zátěže 20 % v dolní pozici by mohlo být pro děti kompenzačním mechanismem k minimalizaci způsobené instability chůze anebo mechanického napětí na muskuloskeletální systém. Výsledky také ukázaly větší sklon trupu anteriorně pro dynamické situace v porovnání se statickými, což ukazuje na rozdíly ve strategiích použitých k udržení rovnováhy ve statických a dynamických situacích (Singh & Koh, 2009).

Ve studii, kterou provedli Hong a Cheung (2003), 11 chlapců ve věku 9 až 10 let nosilo zátěž v batohu o 0, 10, 15 a 20 % jejich tělesné hmotnosti při chůzi po rovině s použitím přirozeného rytmu. Byly analyzovány krokové a časové parametry, úhel sklonu trupu a rozsah pohybu trupu. Výsledky ukázaly, že jak zátěž batohu, tak vzdálenost chůze neukázaly žádný signifikantní vliv na krokové a časové parametry. Avšak při porovnání s 0%, 10% a 15% zátěží, způsobila zátěž 20 % tělesné hmotnosti signifikantní ($P < 0,05$) předklon trupu. Inklinace trupu dopředu by se ještě zvýšila s větší vzdáleností chůze. Jestliže inklinace trupu je brána jako kritérium k určení přípustné zátěže batohu pro děti, tato zátěž by neměla převyšovat 15 % hmotnosti těla. Navíc by měla být při určování přípustné zátěže zvážena vzdálenost chůze (Hong & Cheung, 2003).

Účel studie, kterou provedl Al-Khabbaz, Shimada a Hasegawa (2008), bylo analyzovat aktivitu svalů trupu a dolních končetin a změny pozice trupu během přenášení batohů různé zátěže. Devatenáct mužů (21 ± 3 roků) bylo změřeno ve čtyřech

experimentálních režimech stoje: 1) nezatížený stoj, 2) zátěž 10 % tělesné hmotnosti (ve formě batohu), 3) zátěž 15 % tělesné hmotnosti a 4) zátěž 20 % tělesné hmotnosti. Svalové aktivity m. rectus abdominis, erector spinae, vastus medialis a biceps femoris bilaterálně byly zaznamenány pomocí povrchové elektromyografie, zatímco inklinace trupu, laterální flexe a rotace byly měřeny pomocí systému Vicon 250 během všech režimů stoje. Výsledky ukázaly, že svalová aktivita m. rectus abdominis roste postupně a disproporcionálně s rostoucí zátěží batohu.

Během režimů zátěže (10 %, 15 % a 20 % tělesné hmotnosti) pozice trupu ukázala signifikantní inklinaci vzad. Extenční moment batohu způsobil, že trup se změní do inklinace vzad. Jinými slovy, třebaže aktivita m. rectus abdominis se zvýšila k vyrovnání extenčního momentu, byla stále přítomna změna v postuře. Bylo zaznamenáno, že změny v inklinaci trupu nebyly silně progresivní a téměř stejná změna byla nalezena se změnou zátěže batohu (10 % tělesné hmotnosti = -3,37°, 15 % tělesné hmotnosti = -3,02° a 20 % tělesné hmotnosti = -3,90°) (Al-Khabbaz et al., 2008).

2 CÍLE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY

2.1 Cíle

Cílem práce je zjistit, zda existují rozdíly v poloze hlavy a trupu mezi různými okamžiky krokového cyklu (heel stike, midstance, toe off) a mezi preferovanou a nepreferovanou končetinou.

Dále nás zajímá, k jakým změnám ve výše formulovaných situacích dojde, jestliže zatížíme pohybový systém přídatnou zátěží.

2.2 Výzkumné otázky

Řešený problém lze formulovat do následujících výzkumných otázek:

Existuje rozdíl v poloze hlavy a trupu mezi třemi fázemi krokového cyklu?

Existuje rozdíl v poloze hlavy a trupu mezi preferovanou a nepreferovanou dolní končetinou ve třech fázích krokového cyklu?

Existuje rozdíl ve sledovaných proměnných mezi chůzí bez zátěže a se zátěží?

2.3 Hypotézy

H1 Předpokládáme, že mezi jednotlivými fázemi krokového cyklu bude existovat významný rozdíl v poloze hlavy a trupu.

H2 Předpokládáme, že bude existovat rozdíl mezi preferovanou a nepreferovanou dolní končetinou.

H3 Předpokládáme, že bude existovat rozdíl mezi chůzí bez zátěže a se zátěží.

3 METODIKA

Výzkumné měření a zpracování dat probíhalo na Katedře biomechaniky a technické kybernetiky Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v období březen 2010 až květen 2011.

3.1 Charakteristika souboru

Výzkumu se zúčastnilo 20 žen, studentek Fyzioterapie na FTK. Průměrný věk probandek byl 23,95 ± 0,74 let, průměrná výška 168,85 ± 5,28 cm a průměrná váha 63,6 ± 7,53 kg.

Tabulka 1. Základní údaje o testovaném souboru.

Proband	Věk (roků)	Výška (cm)	Hmotnost (kg)	25 % tělesné hmotnosti (kg)	Dominance dolních končetin
1	24	166	63	16	pravá
2	24	173	72	18	pravá
3	24	168	51	13	pravá
4	25	168	72	18	pravá
5	23	163	55	14	pravá
6	23	172	65	16	pravá
7	24	157	54	14	pravá
8	24	168	63	16	pravá
9	23	166	58	15	pravá
10	24	163	61	15	pravá
11	25	175	67	17	pravá
12	25	177	83	21	pravá
13	23	178	68	17	pravá
14	25	168	62	16	pravá
15	23	178	75	19	pravá
16	24	169	56	14	pravá
17	23	165	65	16	pravá
18	25	170	60	15	pravá
19	24	165	60	15	pravá
20	24	168	62	16	pravá

Všechny probandky byly předem seznámeny s postupem a podmínkami měření a podepsaly informovaný souhlas, kde uvedly, že dle svého subjektivního názoru jsou zdravé a nebylo u nich diagnostikováno žádné onemocnění, pro které by se nemohly

zúčastnit daného měření. Z anamnestických údajů se u žádné z probandek neprokázala žádná porucha muskuloskeletálního systému, která by mohla závažným způsobem ovlivnit výsledky měření.

3.2 Metoda měření

K měření byl použit systém Vicon MX a tenzometrické plošiny Kistler. Kinematická data byla snímána pomocí sedmi kamer. Před měřením byla provedena kalibrace kamer a prostoru nad plošinami, ve kterém měření probíhalo. Plošiny Kistler byly umístěny za sebou. Dále jsme také měřili rychlost chůze pomocí fotobuněk, které byly od sebe vzdáleny 3 m.

Jako přídatnou zátěž jsme použili konstrukci krosny, na kterou se dalo připevnit závaží odpovídající 25 % tělesné hmotnosti probanda. Tato hmotnost byla zvolena, abychom byli schopni zjistit změnu mezi posturou bez zátěže a posturou se zátěží. Dle Honga a Cheunga (2003) se výraznější změny v inklinaci trupu projevují při zátěži 20 % tělesné hmotnosti a více.

Pro kinematickou analýzu byla zvolena vybraná anatomická místa, na které jsme připevnili antireflexní značky tvaru kuličky o průměru asi 1 cm. Bylo použito celkem 17 značek u každého probanda. Byla to tato místa: oboustranně acromion, spina iliaca anterior superior (SIAS), kolenní kloub z laterální strany, laterální kotník, hlavička druhého metatarzu a střed paty ve stejné výšce jako předchozí bod, dále processus spinosus sedmého krčního obratle (C7) a čtyři body na čelence, které přibližně odpovídaly místům frontálních tuberů vepředu a parietálních tuberů vzadu. Značky byly připevněny pomocí oboustranně lepící pásky a body na hlavě byly upevněny prostřednictví elastické látkové čelenky (Obrázek 12).

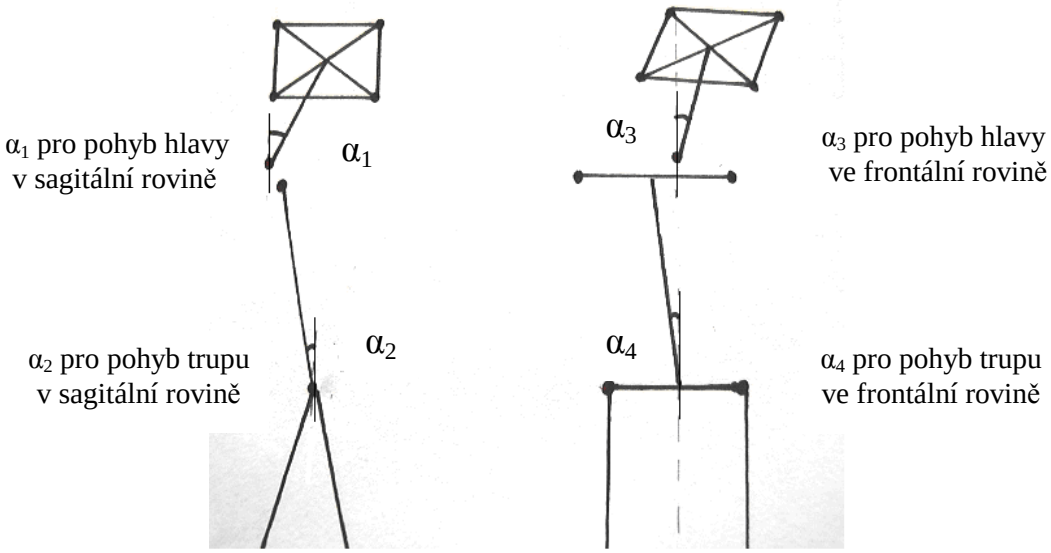
Sledované úhly byly na základě zvoleného modelu definovány takto:

α_1 - úhel v sagitální rovině mezi vertikálou procházející C7 a spojnicí C7 a středu hlavy, který je tvořen spojením všech čtyř bodů na hlavě,

α_2 - úhel v sagitální rovině mezi vertikálou procházející bodem, který leží uprostřed spojnice předních spin, a dále spojnicí mezi bodem uprostřed mezi spinami a bodem uprostřed mezi acromiony,

α_3 - úhel ve frontální rovině mezi vertikálou procházející C7 a spojnicí C7 a středu hlavy, který je tvořen spojením všech čtyř bodů na hlavě,

α_4 - úhel ve frontální rovině mezi vertikálou procházející bodem, který leží uprostřed spojnice předních spin, a dále spojnicí mezi bodem uprostřed mezi spinami a bodem uprostřed mezi acromiony (Obrázek 11).



Obrázek 11. Model polohy hlavy a trupu při chůzi.

Pro úhel α_1 platí, že nabývá kladných hodnot, jestliže spojnice středu hlavy a C7 leží v sagitální rovině anteriorně vzhledem k vertikále procházející C7. Se zvětšující se anteflexí hlavy velikost úhlu roste.

Úhel α_2 nabývá kladných hodnot, jestliže spojnice středů mezi acromiony a středů mezi oběma SIAS leží v sagitální rovině posteriorně od vertikály procházející středem mezi oběma SIAS. S rostoucím předklonem trupu se úhel zmenšuje. Je to dáno tím, že již ve vzpřímeném stoji leží spojnice obou SIAS a acromionů posteriorně od vertikály (v mírné extenzi), přestože trup je vzpřímen.

Úhly α_3 a α_4 nabývají kladných hodnot při úklonu na pravou stanu probanda a záporných hodnot při úklonu na levou stranu probanda.

3.3 Průběh a organizace měření

Příprava probanda na měření

Měření probíhalo ve spodním prádle na boso, probandky si na sobě mohly ponechat tričko na ramínka, které nezakrývalo sledované body. Každá probandka byla před vlastním měření po úvodní instruktáži zvážena na osobní váze a byla změřena její

tělesná výška. Byla zjištěna dominance dolních končetin testem kopu tenisového míčku na malou branku. U všech probandek byla jako preferovaná určena pravá dolní končetina. Na vybraná anatomická místa jsme připevnili antireflexní značky tvaru kuličky o průměru asi 1 cm. Ze zjištěné hmotnosti byla vypočtena zátěž 25 % tělesné hmotnosti a tato byla připravena pro daného probanda. Hmotnost samotné krosny byla 4,5 kg, takže k této hmotnosti bylo přidáno závaží požadované velikosti tak, aby celková hmotnost krosny odpovídala 25 % tělesné hmotnosti probanda. Probandka dostala za úkol odkrokovat si vzdálenost tak, aby jí vyšla pravá noha přibližně doprostřed první plošiny.

Vlastní měření

Nejprve proběhlo měření bez zátěže, kdy se probandka šestkrát prošla daným prostorem a my jsme provedli souběžně záznam pomocí tenzometrických plošin, pomocí systému Vicon a u každého pokusu jsme změřili rychlost chůze pomocí fotobuněk.

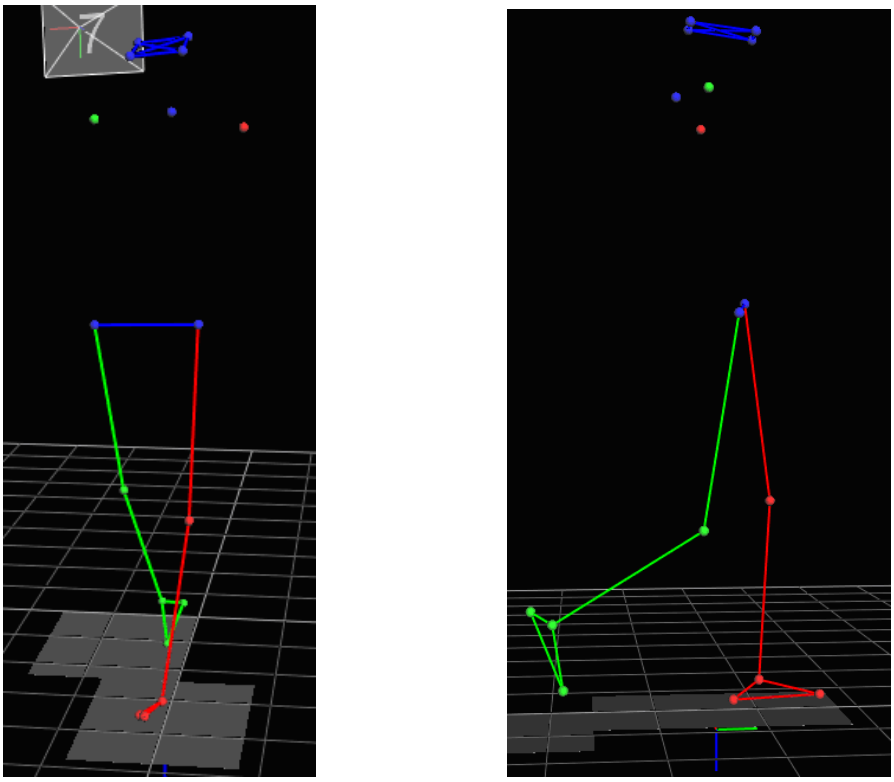
Poté jsme probandce nasadili krosnu se závažím, které představovalo 25 % její tělesné hmotnosti, a ta si opět odkrokovala vzdálenost tak, aby jí při chůzi vyšla pravá noha na první plošinu. Pak jsme opět stejným způsobem provedli měření. Pokus byl opět proveden šestkrát za sebou. Probandky byly instruovány, aby šly co nejpřirozenější chůzí a dívaly se před sebe (Obrázek 12).

Obrázek 12. Umístění bodů na probandce a ukázka měření s krosnou.

3.4 Zpracování získaných dat

Naměřená data ze systému Vicon byla dále zpracována pomocí programu Vicon Nexus, kde byl k záznamu přiřazen model PlugInGait FullBody a dále byly k anatomickým bodům ručně přiřazeny jejich názvy tak, aby nechyběly pokud možno v žádném okamžiku vyhodnocovaného záznamu (Obrázek 13). Pro obě dolní končetiny byly označeny fáze heel strike a toe off při kontaktu s plošinou.

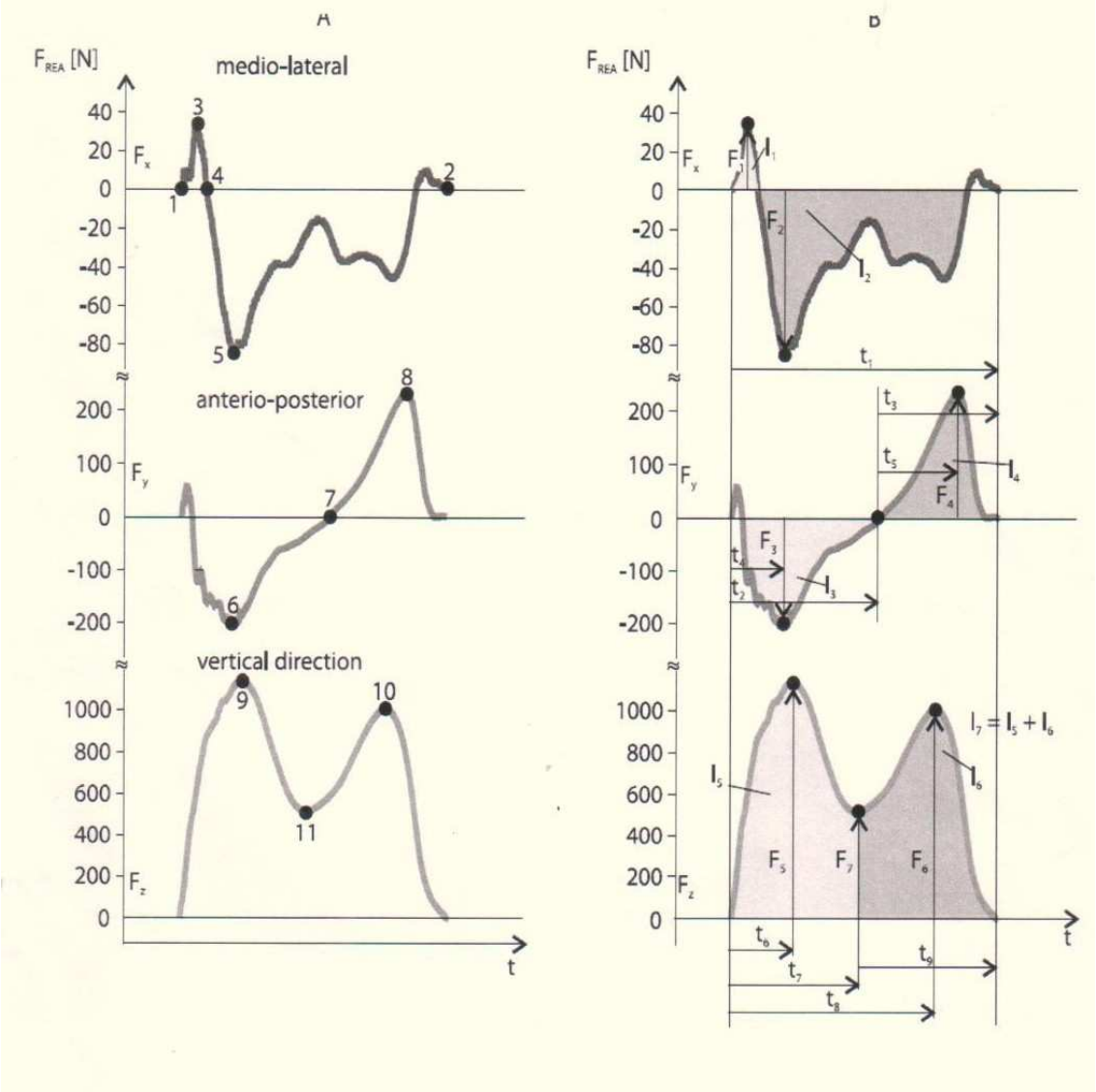
Dále byla provedena filtrace dat a jejich exportování do dalšího programu.



Obrázek 13. Model v programu Vicon Nexus.

Poté byla data zpracována pomocí programu BodyBuilder, odkud jsme je převedli do programu Poznámkový blok a k jejich dalšímu zpracování do programu Microsoft Excel.

Data z plošin byla vyhodnocována pomocí programu Matlab, kde v získaných grafech bylo označeno 11 typických bodů křivky grafu. K tomu, abychom mohli synchronizovat data z kinematické analýzy a plošin, jsme využili anteroposteriorní složku reakční síly a její hodnoty časů t_1 a t_2 (Obrázek 14). Fázi midstance jsme získali po odečtení časů t_1 - t_2.



Obrázek 14. A, Klíčové body reakční síly podložky $F_{x,y,z\ (t)}$ pro jeden krok; B, grafické znázornění měřených časových a silových proměnných reakční síly podložky (t_1 – čas jednoho kroku; t_2 – čas brzdivé fáze) (Vaverka & Elfmark, 2006, 537).

V programu Microsoft Excel byly dále dopočítány úhly odklonu hlavy a trupu od vertikály v sagitální a frontální rovině bez zátěže a se zátěží, a pak byly vybrány úhly v okamžicích, které odpovídaly požadovaným fázím krokového cyklu, které byly synchronizovány s daty ze silových plošin. Byly to fáze heel strike, midstance a toe off pro pravou i levou dolní končetinu.

U každé probandky bylo vyhodnoceno vždy 5 pokusů chůze bez zátěže a 5 pokusů chůze se zátěží. Z těchto pěti pokusů byl vypočítán průměr a data byla připravena ke statistickému zpracování.

3.5 Statistické zpracování dat

Byla vypočítána reliabilita měřených proměnných, která vyšla vysoká (Tabulka 2).

Statistické zpracování bylo provedeno pomocí programu Statgraphics. Ke zjištění statistické významnosti byl využit výpočet aritmetického průměru a směrodatné odchylky. Byl použit T-test pro závislé vzorky a Scheffeho test.

Tabulka 2. Koeficient reliability

Proměnná		BZ		SZ	
		P	L	P	L
HS	α_1	0,94	0,93	0,95	0,93
	α_2	0,96	0,97	0,96	0,95
	α_3	0,98	0,98	0,98	0,98
	α_4	0,96	0,94	0,96	0,97
MS	α_1	0,94	0,95	0,94	0,92
	α_2	0,97	0,97	0,93	0,94
	α_3	0,98	0,98	0,98	0,98
	α_4	0,94	0,95	0,96	0,96
TO	α_1	0,94	0,93	0,92	0,90
	α_2	0,98	0,97	0,97	0,98
	α_3	0,98	0,98	0,97	0,97
	α_4	0,96	0,94	0,95	0,96

Vysvětlivky:
BZ – situace bez zátěže, SZ – situace se zátěží, P – pravá dolní končetina, L – levá dolní končetina, HS – heel strike, MS – midstance, TO – toe off,
α_1 – úhel hlavy v sagitální rovině, α_2 – úhel trupu v sagitální rovině, α_3 – úhel hlavy ve frontální rovině, α_4 – úhel trupu ve frontální rovině.

4 VÝSLEDKY

4.1 Rozdíl mezi fázemi krokového cyklu pro pravou a levou končetinu bez zátěže

Pro pravou dolní končetinu v situaci bez zátěže byly výsledky následující. Úhel α_1, který popisuje pohyb hlavy v sagitální rovině, se během krokového cyklu lehce zvýšil při porovnání fází heel strike (HS) a midstance (MS), což ale nebylo statisticky významné. Ve fázi toe off (TO) se úhel α_1 snížil v porovnání s fází HS i MS, což bylo statisticky významné proti fázi HS i MS na hladině statistické významnosti $p<0,01$. Z toho můžeme vyvodit, že při fázi TO došlo ke statisticky významnému napřímení hlavy proti ostatním dvěma fázím. Tento vzorec se v našich výsledcích opakoval pro hlavu a trup u pravé i levé končetiny bez zátěže a se zátěží s jedinou výjimkou u úhlu α_2 pro levou končetinu při porovnání fází HS a MS za situace bez zátěže, u které však rozdíl nebyl statisticky významný.

Pro úhel α_2, který popisuje pohyb trupu v sagitální rovině, byla obdobná závislost mezi jednotlivými fázemi krokového cyklu jako u předchozího úhlu. Tedy ve fázi MS proti fázi HS se úhel α_2 zmenšil, což bylo statisticky významné na hladině $p<0,05$ a tato změna odpovídala posunu trupu směrem anteriorně, dále ve fázi TO došlo k zvětšení úhlu, což lze interpretovat, jako posun trupu více posteriorně, a toto bylo statisticky významné v porovnání s fází HS i MS.

Úhel α_3, který popisuje pohyby hlavy ve frontální rovině, nám dle výsledků ukazuje, že se hlava při HS naklání k levé dolní končetině, v průběhu krokového cyklu mění polohu a uklání se jakoby k pravé dolní končetině při fázi TO, což je opačným směrem než úklony trupu. Byl nalezen statisticky významný rozdíl mezi fázemi HS a MS a dále HS a TO, ale nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi fázemi MS a TO. Výchylka hlavy na pravou stranu byla již ve fázi MS, přestože trup byl v této fázi ještě v nulové pozici.

Úhel α_4 popisuje pohyb trupu ve frontální rovině, kdy ve fázi HS se trup naklání v pravé dolní končetině, ve fázi MS je úhel s vertikálou téměř nulový a ve fázi TO se uklání směrem k levé končetině. Všechny tři odchylky byly statisticky významné na hladině významnosti $p<0,01$ (Tabulka 3).

Tabulka 3. Rozdíl mezi fázemi kroku pro pravou dolní končetinu v situaci bez zátěže

Proměnná		$\bar{x}$ [°]	s [°]	Rozdíl, p	
				HS	MS
α_1	HS	33,05	4,47		
	MS	33,21	4,51	-	
	TO	30,90	4,58	**	**
α_2	HS	10,72	2,34		
	MS	10,04	2,51	*	
	TO	11,91	2,90	**	**
α_3	HS	-1,52	3,82		
	MS	2,21	3,95	**	
	TO	1,80	3,59	**	-
α_4	HS	1,87	1,54		
	MS	-0,06	1,41	**	
	TO	-1,48	1,42	**	**

Vysvětlivky:
$\bar{x}$ – průměr, s – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti,
HS – heel strike, MS – midstance, TO – toe off,
α_1 – úhel hlavy v sagitální rovině, α_2 – úhel trupu v sagitální rovině, α_3 – úhel hlavy ve frontální rovině, α_4 – úhel trupu ve frontální rovině,
statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

Dále se zaměříme na rozdíl mezi fázemi krokového cyklu pro levou končetinu v situaci bez zátěže. Úhel α_1, popisující pohyb hlavy v sagitální rovině, pro levou dolní končetinu v závislosti na fázích krokového cyklu ukazuje stejnou zákonitost jako úhel α_1 pro pravou dolní končetinu.

Úhel α_2, popisující trup v sagitální rovině, byl ve fázi MS větší než ve fázi HS, což ale nebylo statisticky významné. Ve fázi TO se tento úhel zvětšil, což svědčí pro malý pohyb směrem do extenze proti předchozím dvěma fázím, a toto bylo statisticky významné na hladině statistické významnosti $p<0,01$.

Úhly α_3 a α_4, popisující pohyb hlavy a trupu ve frontální rovině, pro levou dolní končetinu mají stejnou závislost jako úhly α_3 a α_4 pro pravou dolní končetinu se stejnou statistickou významností. Tedy pro úhel α_3 hlava ukazuje výchylku doprava tzn. od stojné končetiny při HS a směrem doleva při TO. Výchylka trupu je, jak ukazuje úhel α_4, směrem doleva při fázi HS, tedy ke stojné dolní končetině, při fázi MS dochází k vyrovnání trupu a úhel je nulový a při fázi TO se trup uklání doprava (Tabulka 4).

Tabulka 4. Rozdíl mezi fázemi kroku pro levou dolní končetinu v situaci bez zátěže

Proměnná		$\bar{x}$ [°]	s [°]	Rozdíl, p	
				HS	MS
α_1	HS	32,07	4,33		
	MS	32,43	4,57	-	
	TO	30,15	4,24	**	**
α_2	HS	10,75	2,56		
	MS	10,87	2,14	-	
	TO	12,76	2,40	**	**
α_3	HS	2,65	3,65		
	MS	-0,78	3,65	**	
	TO	-0,58	4,18	**	-
α_4	HS	-1,63	1,32		
	MS	-0,03	1,26	**	
	TO	1,21	1,36	**	**

Vysvětlivky:
$\bar{x}$ – průměr, s – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti,
HS – heel strike, MS – midstance, TO – toe off,
α_1 – úhel hlavy v sagitální rovině, α_2 – úhel trupu v sagitální rovině, α_3 – úhel hlavy ve frontální rovině, α_4 – úhel trupu ve frontální rovině,
statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

4.2 Rozdíl mezi fázemi krokového cyklu pro pravou a levou končetinu se zátěží

Dle tabulek je zřejmé, že pro některé rozdíly úhlů se snížila statistická významnost s přídatnou zátěží, z čehož můžeme usuzovat, že s přídatnou zátěží se snížily rozsahy pohybu.

Úhly α_1 a α_2, popisující pohyb hlavy a trupu v sagitální rovině, pro obě končetiny s přídatnou zátěží vykazovaly stejnou zákonitost ve změnách velikosti úhlu, jako úhly α_1 a α_2 pro pravou končetinu a úhel α_1 pro levou končetinu v situaci bez zátěže. Statistická významnost pro úhel α_1, tedy úhel hlavy v sagitální rovině, byla téměř stejná jak pro situaci bez zátěže, tak se zátěží, ale statistická významnost pro úhel α_2, tedy úhel trupu v sagitální rovině, v situaci se zátěží se snížila v porovnání se situací bez zátěže u obou končetin. Pro úhel α_3, popisující pohyb hlavy ve frontální rovině, v situaci se zátěží vyšly statistické významnosti i změny v úhlech stejně jako v situaci bez zátěže. Pro úhel α_4, popisující pohyb trupu ve frontální rovině, došlo v porovnání se situací bez zátěže pouze ke změnám ve statistické významnosti mezi fázemi HS a MS, mezi

kterými se statistická významnost jejich rozdílu snížila u pravé i levé dolní končetiny. Úhly ukazovaly stejnou tendenci ve směru výchylek jako při situaci bez zátěže (Tabulka 5 a 6).

Tabulka 5. Rozdíl mezi fázemi kroku pro pravou dolní končetinu v situaci se zátěží

Proměnná		$\bar{x}$ [°]	s [°]	Rozdíl, p	
				HS	MS
α_1	HS	39,58	4,65		
	MS	39,99	5,06	-	
	TO	38,41	4,90	**	**
α_2	HS	2,99	1,93		
	MS	2,85	1,76	-	
	TO	3,48	2,79	-	0,10
α_3	HS	-0,53	4,11		
	MS	1,99	4,81	**	
	TO	2,35	4,40	**	-
α_4	HS	1,02	1,55		
	MS	0,45	1,27	*	
	TO	-0,64	1,42	**	**

Vysvětlivky:
$\bar{x}$ – průměr, s – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, HS – heel strike, MS – midstance, TO – toe off, α_1 – úhel hlavy v sagitální rovině, α_2 – úhel trupu v sagitální rovině, α_3 – úhel hlavy ve frontální rovině, α_4 – úhel trupu ve frontální rovině, statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

Tabulka 6. Rozdíl mezi fázemi kroku pro levou dolní končetinu v situaci se zátěží

Proměnná		$\bar{x}$ [°]	s [°]	Rozdíl, p	
				HS	MS
α_1	HS	39,58	4,84		
	MS	40,59	5,10	*	
	TO	38,32	4,71	**	**
α_2	HS	2,85	2,06		
	MS	2,80	1,77	-	
	TO	3,81	2,93	*	*
α_3	HS	2,72	4,45		
	MS	0,11	4,44	**	
	TO	-0,20	4,62	**	-
α_4	HS	-0,22	1,29		
	MS	0,07	1,58	-	
	TO	1,19	1,55	**	**

Vysvětlivky:
$\bar{x}$ – průměr, s – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, HS – heel strike, MS – midstance, TO – toe off, α_1 – úhel hlavy v sagitální rovině, α_2 – úhel trupu v sagitální rovině, α_3 – úhel hlavy ve frontální rovině, α_4 – úhel trupu ve frontální rovině, statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

4.3 Rozdíl mezi pravou a levou dolní končetinou

Při porovnání rozdílů mezi pravou a levou dolní končetinou v situaci bez přídatné zátěže byly nalezeny statisticky významné rozdíly téměř u všech úhlů na hladině statistické významnosti $p<0,01$, kromě úhlu α_2 (úhel trupu v sagitální rovině) ve fázi HS a α_4 (úhel trupu ve frontální rovině) ve fázi MS.

Při porovnávání rozdílů mezi pravou a levou dolní končetinou v situaci s přídatnou zátěží byly rozdíly u všech úhlů v sagitální rovině podstatně méně statisticky významné. Z čehož můžeme vyvodit, že se snížil rozsah pohybu v sagitální rovině u všech úhlů při porovnání situace bez zátěže a se zátěží (Tabulka 7 a 8).

Tabulka 7. Rozdíl pravá dolní končetina versus levá dolní končetina bez zátěže

		P		L		|d| [°]	párový t-test, p
		$\bar{x}$ [°]	s [°]	$\bar{x}$ [°]	s [°]		
HS	α_1	33,05	4,47	32,07	4,33	0,98	**
	α_2	10,72	2,34	10,75	2,56	0,03	-
	α_3	-1,52	3,82	2,65	3,65	4,18	**
	α_4	1,87	1,54	-1,63	1,32	3,49	**
MS	α_1	33,21	4,51	32,43	4,57	0,78	**
	α_2	10,04	2,51	10,87	2,14	0,83	**
	α_3	2,21	3,95	-0,78	3,65	2,99	**
	α_4	-0,06	1,41	-0,03	1,26	0,03	-
TO	α_1	30,90	4,58	30,15	4,24	0,75	**
	α_2	11,91	2,90	12,76	2,40	0,84	**
	α_3	1,80	3,59	-0,58	4,18	2,38	**
	α_4	-1,48	1,42	1,21	1,36	2,69	**

Vysvětlivky:
P – pravá dolní končetina, L – levá dolní končetina, |d| – absolutní hodnota rozdílu,
$\bar{x}$ – průměr, s – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti,
HS – heel strike, MS – midstance, TO – toe off,
α_1 – úhel hlavy v sagitální rovině, α_2 – úhel trupu v sagitální rovině, α_3 – úhel hlavy ve frontální rovině, α_4 – úhel trupu ve frontální rovině,
statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

Tabulka 8. Rozdíl pravá dolní končetina versus levá dolní končetina v situaci se zátěží

		P		L		|d| [°]	párový t-test, p
		$\bar{x}$ [°]	s [°]	$\bar{x}$ [°]	s [°]		
HS	α_1	39,58	4,65	39,58	4,84	0,00	-
	α_2	2,99	1,93	2,85	2,06	0,14	-
	α_3	-0,53	4,11	2,72	4,45	3,25	**
	α_4	1,02	1,55	-0,22	1,29	1,24	**
MS	α_1	39,99	5,06	40,59	5,10	0,60	*
	α_2	2,85	1,76	2,80	1,77	0,06	-
	α_3	1,99	4,81	0,11	4,44	1,88	**
	α_4	0,45	1,27	0,07	1,58	0,38	-
TO	α_1	38,41	4,90	38,32	4,71	0,10	-
	α_2	3,48	2,79	3,81	2,93	0,33	-
	α_3	2,35	4,40	-0,20	4,62	2,55	**
	α_4	-0,64	1,42	1,19	1,55	1,83	**

Vysvětlivky:
P – pravá dolní končetina, L – levá dolní končetina, |d| – absolutní hodnota rozdílu,
$\bar{x}$ – průměr, s – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti,
HS – heel strike, MS – midstance, TO – toe off,
α_1 – úhel hlavy v sagitální rovině, α_2 – úhel trupu v sagitální rovině, α_3 – úhel hlavy ve frontální rovině, α_4 – úhel trupu ve frontální rovině,
statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

4.4 Rozdíl mezi jednotlivými fázemi kroku při chůzi bez zátěže a se zátěží

Při porovnání změn úhlů v situaci bez zátěže a se zátěží byly ve všech sledovaných fázích krokového cyklu (HS, MS, TO) vždy statisticky významné změny u úhlů pro hlavu a trup v sagitální rovině na hladině statistické významnosti $p<0,01$.

Z výsledků můžeme popsat, že s přídatnou zátěží došlo zejména ke změnám úhlů v sagitální rovině. Úhly pro hlavu se zvětšily, což můžeme interpretovat jako posun hlavy anteriorně v porovnání s jeho polohou v situaci bez zátěže. Úhly pro trup v sagitální rovině se s přídatnou zátěží zmenšily, což podle jeho popisu v prostoru lze interpretovat jako posun trupu směrem do předklonu v porovnání se situací bez zátěže.

Pro úhel hlavy ve frontální rovině (α_3) nebyly statisticky významné rozdíly mezi situací bez zátěže a se zátěží téměř v žádném z údajů, s výjimkou jednoho ve fázi MS a pouze u levé končetiny na hladině statistické významnosti $p<0,05$.

Pro úhel α_4, popisující pohyb trupu ve frontální rovině, na pravé končetině byly rozdíly mezi situací bez zátěže a se zátěží ve fázi HS na hladině statistické významnosti

p<0,05 a ve fázích MS a TO na hladině statistické významnosti p<0,01. U levé končetiny byly statisticky významné pouze rozdíly ve fázi HS na hladině p<0,01.

Pohyb hlavy ve frontální rovině během chůze tedy přídatná zátěž neovlivnila. Pro úhel trupu ve frontální rovině byly sice s přídatnou zátěží výchylky ve fázích HS a TO vždy menší než v situaci bez zátěže, ale statisticky významné byly jen některé z nich (Tabulka 9, 10 a 11).

Tabulka 9. Rozdíl mezi fázemi heel strike v situaci bez zátěže a se zátěží

HS		BZ		SZ		|d| [°]	Párový t-test, p
		$\bar{x}$ [°]	s [°]	$\bar{x}$ [°]	s [°]		
P	α_1	33,05	4,47	39,58	4,65	6,54	**
	α_2	10,72	2,34	2,99	1,93	7,74	**
	α_3	-1,52	3,82	-0,53	4,11	0,99	0,06
	α_4	1,87	1,54	1,02	1,55	0,85	*
L	α_1	32,07	4,33	39,58	4,84	7,51	**
	α_2	10,75	2,56	2,85	2,06	7,91	**
	α_3	2,65	3,65	2,72	4,45	0,07	-
	α_4	-1,63	1,32	-0,22	1,29	1,41	**

Vysvětlivky:
HS – heel strike, BZ – situace bez zátěže, SZ – situace se zátěží, |d| – absolutní hodnota rozdílu, p – hladina statistické významnosti, $\bar{x}$ – průměr, s – směrodatná odchylka,
P – pravá dolní končetina, L – levá dolní končetina, α_1 – úhel hlavy v sagitální rovině, α_2 – úhel trupu v sagitální rovině, α_3 – úhel hlavy ve frontální rovině, α_4 – úhel trupu ve frontální rovině, statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

Tabulka 10. Rozdíl mezi fázemi midstance v situaci bez zátěže a se zátěží

MS		BZ		SZ		|d| [°]	Párový t-test, p
		$\bar{x}$ [°]	s [°]	$\bar{x}$ [°]	s [°]		
P	α_1	33,21	4,51	39,99	5,06	6,77	**
	α_2	10,04	2,51	2,85	1,76	7,19	**
	α_3	2,21	3,95	1,99	4,81	0,22	-
	α_4	-0,06	1,41	0,45	1,27	0,52	**
L	α_1	32,43	4,57	40,59	5,10	8,16	**
	α_2	10,87	2,14	2,80	1,77	8,08	**
	α_3	-0,78	3,65	0,11	4,44	0,90	*
	α_4	-0,03	1,26	0,07	1,58	0,10	-

Vysvětlivky:
MS – midstance, BZ – situace bez zátěže, SZ – situace se zátěží, |d| – absolutní hodnota rozdílu, p – hladina statistické významnosti, $\bar{x}$ – průměr, s – směrodatná odchylka,
P – pravá dolní končetina, L – levá dolní končetina, α_1 – úhel hlavy v sagitální rovině, α_2 – úhel trupu v sagitální rovině, α_3 – úhel hlavy ve frontální rovině, α_4 – úhel trupu ve frontální rovině, statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

Tabulka 11. Rozdíl mezi fázemi toe off v situaci bez zátěže a se zátěží

TO		BZ		SZ		|d| [°]	Párový t-test, p
		$\bar{x}$ [°]	s [°]	$\bar{x}$ [°]	s [°]		
P	α_1	30,90	4,58	38,41	4,90	7,52	**
	α_2	11,91	2,90	3,48	2,79	8,44	**
	α_3	1,80	3,60	2,35	4,40	0,55	-
	α_4	-1,48	1,42	-0,64	1,42	0,83	**
L	α_1	30,15	4,24	38,32	4,71	8,17	**
	α_2	12,76	2,40	3,81	2,93	8,95	**
	α_3	-0,58	4,18	-0,20	4,62	0,37	-
	α_4	1,21	1,36	1,19	1,55	0,02	-

Vysvětlivky:
TO – toe off, BZ – situace bez zátěže, SZ – situace se zátěží, |d| – absolutní hodnota rozdílu, p – hladina statistické významnosti, $\bar{x}$ – průměr, s – směrodatná odchylka,
P – pravá dolní končetina, L – levá dolní končetina, α_1 – úhel hlavy v sagitální rovině, α_2 – úhel trupu v sagitální rovině, α_3 – úhel hlavy ve frontální rovině, α_4 – úhel trupu ve frontální rovině, statisticky významné hodnoty * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

5 DISKUZE

Mnoho autorů, kteří se zabývají analýzou chůze, se zaměřuje na pohybové charakteristiky dolních končetin při chůzi, ale jen málo studií se zabývalo zkoumáním objektivních dat o pohybu trupu, který se objevuje během chůze. Je to zřejmě tím, že rozsah pohybů trupu během chůze je malý. Ale i když jsou výchylky malé, je tento pohyb důležitý, aby byla zajištěna minimalizace exkurzí těžiště, stabilita během stoje a šetření energie (Sartor et al., 1999). Pozice a pohyb trupu může ovlivnit vzorce chůze dolních končetin (Chung et al., 2009).

Při porovnávání úhlů v jednotlivých fázích krokového cyklu mezi sebou můžeme z výsledků vyvodit pro úhly α_1 (pohyb hlavy v sagitální rovině) a α_2 (pohyb trupu v sagitální rovině) v situaci bez zátěže i se zátěží, pro pravou i levou končetinu určitou opakující se závislost. Tyto úhly ukazují pravidelnost, při které oproti fázi HS dochází ve fázi MS k posunu hlavy a trupu směrem anteriorně, tedy zvětší se předklon hlavy a trupu v sagitální rovině. Ve fázi TO naopak dojde k posunu hlavy i trupu směrem posteriorně, tedy směrem do extenze hlavy i trupu proti předchozím dvěma polohám.

Při porovnání těchto vybraných fází s křivkami ostatních autorů k podobným výsledkům dospěli Barr a Backus (2001) (Obrázek 2, kapitola 1) a Sartor et al. (1999) (Obrázek 8, kapitola 1). Naše výsledky však neukazují křivky pohybu, ale popisují výchylky úhlů ve zvolených fázích.

Maximální výchylky mohly nastat v obdobích mezi těmito fázemi a my je tak nemuseli zaznamenat. Sartor et al. (1999) popisují dva malé vrcholy oscilací v extenzi pro trup vzhledem k podložce. Tyto oscilace se objevily na konci midstance (26 %) a během midswing (73 %) s průměrnými amplitudami menšími než stupeň. Chung et al. (2009) popisují, že sagitální pohyb trupu vyvažuje švihovou dolní končetinu během fáze opory na jedné noze.

Porovnání absolutních hodnot není možné, protože v každé z citovaných studií byl použit k výzkumu trochu jiný model a také my jsme zvolili vlastní model, který vyhovoval našich technickým potřebám a možnostem.

Výsledky různých autorů se v některých případech od sebe navzájem liší a některé se odlišují také od našich výsledků (Chung et al., 2009; Crosbie et al., 1997). Za důvod můžeme zřejmě považovat odlišné modely použité pro výzkum a odlišné rozdělení segmentů.

Výsledky pro úhly popisující pohyb hlavy a trupu ve frontální rovině můžeme interpretovat následujícím způsobem. V situaci bez zátěže se ve fázi HS trup naklání směrem ke stojné noze a hlava se uklání na opačnou stranu než trup, což zřejmě zajišťuje, aby hlava byla stále vzpřímená a nedocházelo k výchylkám v zorném poli. Ve fázi MS se úhel trupu blíží nule a ve fázi TO se trup naklání k druhostranné končetině, na kterou je v této fázi přenášena hmotnost těla. Hlava se opět uklání opačným směrem než trup. Naše výsledky souhlasí se studií, kterou provedli Imai, Moore, Raphan & Cohen (2001), kteří uvádějí, že i když výchylky hlavy v prostoru byly malé, kompenzovaly laterální pohyb těla a hlavy tak, aby stabilizovaly upřený pohled v prostoru. Tělo, hlava a oči rotují v odpovědi na pohyby nahoru-dolů a ze strany na stranu, aby byla zachována stabilní poloha hlavy a upřený pohled v prostoru (Imai et al., 2001). Zrak má zásadní úlohu při celkové orientaci v prostoru a především při anticipaci změn působení zevních sil a při pohybu. Zrakové informace také významně pomáhají kontrolovat polohu a postavení hlavy (Vařeka, 2002b).

Dále nám vyšlo, že ve fázi MS je hlava ukloněna již ke stejnostranné končetině, přestože trup je ještě v nulové pozici. Což můžeme interpretovat, že snad výchylka hlavy mírně předchází pohyb trupu při chůzi. Studií, které by se zabývaly prohybem hlavy ve frontální rovině při chůzi je však málo.

S přídatnou zátěží dojde ke změnám zejména u úhlů trupu, kdy se sníží hladina statistické významnosti rozdílů mezi jednotlivými fázemi. Z toho můžeme usuzovat, že došlo s přídatnou zátěží ke zmenšení výchylek trupu. Nejvýznamnější změny lze vidět u úhlů trupu v sagitální rovině, ale také ve frontální rovině byly změny ve statistické významnosti při porovnání úhlů při chůzi v jednotlivých fázích krokového cyklu. Rozdíly v úhlech pro hlavu mezi jednotlivými fázemi krokového cyklu přídatná zátěž neovlivnila.

Při porovnávání výsledků pro pravou a levou končetinu byly také nalezeny statisticky významné rozdíly. V situaci bez zátěže byly statisticky významné rozdíly nalezeny ve všech fázích krokového cyklu (HS, MS, TO) kromě dvou případů popisujících trup.

S přídatnou zátěží došlo k tomu, že se statistické významnosti snížily, nebo se vůbec neprokázaly u úhlů popisujících hlavu a trup v sagitální rovině při porovnání pravé a levé končetiny. Toto můžeme považovat za jeden z činitelů, které nám ukazují, že s přídatnou zátěží došlo ke zmenšení rozsahu výchylek hlavy a trupu v sagitální rovině.

Při porovnávání rozdílu mezi fázemi krokového cyklu v situaci bez zátěže a se zátěží, v situaci s přídatnou zátěží došlo ke změně zejména v úhlu popisujícím výchylku v sagitální rovině pro hlavu i trup. Úhel α_1, který popisuje pohyb hlavy v sagitální rovině, se zvětšil v průměru o 7,4° ± 0,6 ve všech fázích krokového cyklu (HS, MS, TO). Úhel α_2, který popisuje sklon trupu v sagitální rovině, se s přídatnou zátěží zmenšil v průměru o 8,1° ± 0,6, což podle toho, jak je tento úhel definovaný, znamená, že se trup posunul proti situaci bez zátěže více anteriorně s přídatnou zátěží, došlo tedy proti původní poloze k statisticky významnému předklonu.

Tento výsledek je shodný s většinou autorů, kteří popisovali změny v postuře při nošení batohu (Attwells et al., 2006; Goh et al., 1998; Hong & Brueggemann, 2000; Hong & Cheung, 2003; Li & Hong, 2004).

Zátěž přenášená na zádech přinutí jedince změnit polohu těla ve snaze působit proti odchylce od normálního kinematického vzorce, kdy jsou postura a rovnováha těla narušeny přidáním vnější zátěže. Dojde k posunu těžiště systému tělo+zátěž blíž k zadnímu okraji opěrné báze a sníží se stabilita v tomto směru. V odpovědi na tuto změnu se jedinec předkloní, aby přenesl těžiště opět do své opěrné báze a udržel stabilitu chůze. Při posunu trupu dopředu dojde ke zvýšení svalové námahy svaloviny břišní a posturální (Hong & Brueggemann, 2000). Inklinace trupu může být vysvětlena teorií motorické kontroly, kdy jednou z hlavních funkcí motorické kontroly je orientovat tělo vzhledem k vnějšímu okolí, což zahrnuje udržování postury tak, aby bylo minimalizováno narušení rovnováhy a stabilizováno těžiště. To může být dosaženo inklinací trupu dopředu a tato úprava pomůže tělu minimalizovat energetický výdej a zvýšit výkonnost chůze se zátěží (Hong & Cheung, 2003).

Jediný nalezený příklad v literatuře, kdy jsme se setkali s výsledky přesně opačnými, byl popsán ve studii, kterou provedli Al-Khabbaz et al. (2008). Během režimů zátěže 10 %, 15 % a 20 % tělesné hmotnosti pozice trupu ukázala signifikantní inklinaci vzad. Extenční moment batohu způsobil, že trup se změní do inklinace vzad. Změny v inklinaci trupu nebyly silně progresivní a téměř stejná změna byla nalezena i se změnou zátěže batohu. Tato studie tedy ukazuje, že s přídatnou zátěží došlo ke zvýšení záklonu, spíše než předklonu. Výsledek však neodpovídá biomechanickému vysvětlení, které ve svých studiích popisuje Hong a Brueggemann (2000) a Hong a Cheung (2002). Studie Al-Khabbaze et al. (2008) byla provedena na mužích a byly použity zátěže 10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti probanda, což možná byla malá hmotnost zátěže na to, aby se projevila významná změna v postuře.

Téměř žádný statisticky významný vliv neměla přídatná zátěž na pohyby hlavy ve frontální rovině, tedy na úhly α_3 ve všech sledovaných fázích krokového cyklu (HS, MS, TO) pro pravou i levou dolní končetinu. Většina studií se zaměřuje na pohyb hlavy v sagitální rovině a studie, která by se zabývala pohybem hlavy ve frontální rovině a jak se tento pohyb mění s přídatnou zátěží nebyla nalezena.

Úhel popisující pohyb trupu ve frontální rovině vykazoval statisticky významné změny pouze v některých fázích, zejména pro pravou končetinu. Pro levou končetinu bylo statistických významností méně. Můžeme shrnout, že přídatná zátěž pohyby trupu ve frontální rovině určitým způsobem ovlivní, je ovšem těžké z našich výsledků vyvodit nějakou obecnou a pravidelnou závislost. Všechny výchylky tohoto úhlu ve fázích HS a TO, jak pro pravou, tak i levou končetinu byly vždy menší v situaci se zátěží v porovnání se situací bez zátěže. Lze říct, že změna ve frontální rovině bude podstatně menší než v rovině sagitální.

Při porovnání s jinými autory, Vacheron et al. (1999) zaznamenali snížení intersegmentální mobility v sagitální rovině v bederní a dolní hrudní oblasti páteře při nošení zátěže 22,5 kg. Kompenzací bylo zvýšení rozsahu pohybu v krční oblasti, což nasvědčovalo zvýšení pohybů hlavy a krku.

Pozice hlavy na trupu byla měřena ve studii na dětech (Pascoe et al., 1997), kde relativně malé zátěže zvyšovaly anteriorní pozici hlavy. Také zde byl měřen rozsah pohybu hlavy, který se však výrazně lišil podle typu použitého batohu.

Attwells et al. (2006) zjistili, že pozice hlavy byla s přidáním batohu více dopředu a kraniovertebrální úhel neukázal, podobně jako trupový úhel, žádnou signifikantní změnu v rozsahu pohybu nebo distribuci dat, ale změny k průměrným hodnotám byly vidět.

Hong a Brueggemann (2000) uvádějí, že přenášení zátěže 20 % tělesné hmotnosti u dětí signifikantně snižuje rozsah pohybu trupu ve srovnání se situací bez zátěže.

Goh et al. (1998) zjistili, že udržování stability a posun trupu dopředu při nošení zátěže v batohu má za následek zvýšení velikosti lumbosakrálních sil. Úhel inklinace postupně roste s rostoucí zátěží batohu a intradiskální tlak roste s rostoucím stupněm anteriorní flexe trupu (Li & Hong, 2004).

Hong a Brueggemann (2000) uvádějí, že nošení zátěže 15 nebo 20 % tělesné hmotnosti způsobuje signifikantní zvýšení předklonu trupu v porovnání s 0 nebo 10 % zátěží u desetiletých dětí.

Při zvýšení zátěže byl nutný vyšší aktuální energetický výdej. Přenášení zátěže 20 % tělesné hmotnosti způsobuje výrazné zvýšení biomechanického a fyziologického zatížení v porovnáni s 0 a 10% zátěží. Zátěž 15 % tělesné hmotnosti však neukázala shodný vliv zatížení na kinematiku chůze, srdeční tep a krevní tlak. Bylo pozorováno pouze signifikantní zvýšení předklonu trupu a prodloužení doby návratu krevního tlaku (Hong & Brueggemann, 2000).

Přenášení zátěže 20 % tělesné hmotnosti způsobuje signifikantní prodloužení trvání fáze dvojí opory a zkracuje dobu švihu v porovnání se zátěží 0 a 10 % tělesné hmotnosti (Hong & Brueggemann, 2000).

Nošení batohu způsobuje odchylky od přirozené postury a zvýšení stresu v dolní části zad. Prolongované posturální napětí způsobené posunem trupu od jeho normální pozice může vést k posturálnímu diskomfortu, svalové bolesti v ramenou nebo poškození a bolestem dolní části zad (Hong & Cheung, 2003).

Pro fyzicky zdravé dospělé jedince je považováno za limit hmotnosti batohu 30 % tělesné hmotnosti. Děti ve věku 10 let jsou ve fázi růstu, a tak hmotnost batohu je nezbytné pečlivě zvažovat. Hmotnost přenášená studenty by neměla převyšovat 10-12 % tělesné hmotnosti, protože se neprokázalo, že by při této hodnotě docházelo ke znatelnému předklonu (Hong & Brueggemann, 2000). Při zvažování limitů pro zátěž nošenou na zádech je nezbytné také posouzení dalších faktorů jako vzdálenost, doba trvání nošení batohu a tvar batohu (Al-Khabbaz et al., 2008).

Řada studií zkoumala fyziologické odpovědi na nošení zátěže v batohu zjišťováním spotřeby kyslíku, energetického výdeje a srdeční frekvence, nebo kinematické odpovědi jako například vzorec chůze a pozici trupu. Bylo nalezeno, že těžké zátěže způsobují fyzickou námahu a změnu kinematiky pohybu. Málo prací bylo zasvěceno prolongovanému nošení batohů v terénním prostředí, které se více blíží reálnému nošení zátěže během normálního školního dne (Hong & Cheung, 2003).

ZÁVĚR

Na základě naměřených dat a jejich statistického zpracování jsme zjistili:

Při porovnávání úhlů v jednotlivých fázích krokového cyklu mezi sebou můžeme vyvodit pro úhly α_1 (pohyb hlavy v sagitální rovině) a α_2 (pohyb trupu v sagitální rovině) v situaci bez zátěže i se zátěží, pro pravou i levou dolní končetinu určitou opakující se závislost, kdy ve fázi TO dochází k posunu hlavy i trupu směrem do extenze proti předchozím fázím HS a MS.

Ve frontální rovině v situaci bez zátěže se ve fázi HS trup naklání směrem ke stojné noze a hlava se uklání na opačnou stranu než trup. Ve fázi MS se úhel trupu blíží nule a ve fázi TO se trup naklání k druhostranné dolní končetině, na kterou je v této fázi přenášena hmotnost těla. Hlava se opět uklání opačným směrem než trup.

S přídatnou zátěží dojde ke změnám zejména u úhlů trupu, kdy se sníží hladina statistické významnosti rozdílů mezi jednotlivými fázemi. Z toho můžeme usuzovat, že došlo s přídatnou zátěží ke zmenšení výchylek trupu. Nejvýznamnější rozdíly lze vidět v úhlech pro trup v sagitální rovině. Rozdíly v úhlech pro hlavu mezi jednotlivými fázemi krokového cyklu přídatná zátěž téměř neovlivnila.

Při porovnávání výsledků pro pravou a levou dolní končetinu byly nalezeny statisticky významné rozdíly. V situaci bez zátěže byly statisticky významné rozdíly nalezeny ve všech fázích krokového cyklu (HS, MS, TO) a u všech úhlů kromě dvou případů popisujících trup. S přídatnou zátěží došlo k tomu, že se statistické významnosti snížily, nebo nebyly prokázány u úhlů popisujících hlavu a trup v sagitální rovině při porovnání pravé a levé dolní končetiny. Toto můžeme považovat za jeden z činitelů, které nám ukazují, že s přídatnou zátěží došlo ke zmenšení rozsahu výchylek hlavy a trupu v sagitální rovině.

Při porovnávání rozdílu mezi fázemi krokového cyklu v situaci bez zátěže a se zátěží, v situaci s přídatnou zátěží došlo ke změně zejména v úhlu popisujícím výchylku v sagitální rovině pro hlavu i trup. Úhel α_1 pro pohyb hlavy v sagitální rovině se zvětšil v průměru o $7{,}4° \pm 0{,}6$ ve všech fázích krokového cyklu (HS, MS, TO). Úhel α_2 pro pohyb trupu v sagitální rovině se s přídatnou zátěží zmenšil v průměru o $8{,}1° \pm 0{,}6$, což podle jeho definice znamená, že došlo proti původní poloze k předklonu s přídatnou zátěží.

Téměř žádný statisticky významný vliv neměla přídatná zátěž na úhly α_3 (pohyb hlavy ve frontální rovině) ve všech sledovaných fázích krokového cyklu (HS, MS, TO) pro pravou i levou dolní končetinu.

Pro úhel α_4 (pohyb trupu ve frontální rovině) byly statisticky významné rozdíly pouze v některých fázích, zejména pro pravou končetinu. Pro levou končetinu bylo statistických významností méně. Přídatná zátěž pohyby trupu ve frontální rovině určitým způsobem ovlivnila, je ovšem těžké z našich výsledků vyvodit nějakou obecnou a pravidelnou závislost.

SOUHRN

Práce zabývající se pohyby hlavy a trupu během chůze jsou méně časté, protože tyto pohyby jsou podstatně menšího rozsahu, než pohyby končetin. Pro normální chůzi jsou však velmi důležité.

Batoh je jedna z běžných forem nošení zátěže, která je často využívána školními dětmi, turisty a vojáky. Nošení batohu však způsobuje odchylky od přirozené postury. Prolongované posturální zatížení může vést k posturálnímu diskomfortu, svalové bolesti v ramenou nebo bolestem dolní části zad.

V naší práci jsme zkoumali, jaké změny pozice trupu a hlavy nastávají během normální chůze a jak se změní situace s přídatnou zátěží v podobě batohu, který měl váhu 25 % tělesné hmotnosti probanda. Měření bylo provedeno pomocí systému Vicon MX a tenzometrických plošin Kistler. Zkoumali jsme úhly pro pohyb hlavy a trupu v sagitální a frontální rovině. Změny v úhlech jsme sledovali ve vybraných fázích krokového cyklu heel strike (HS), midstance (MS) a toe off (TO). Výzkumu se zúčastnilo 20 žen, studentek vysoké školy. Průměrný věk probandek byl 23,95 ± 0,74 let, průměrná výška 168,85 ± 5,28 cm a průměrná váha 63,6 ± 7,53 kg.

Zjistili jsme řadu statisticky významných rozdílů ve sledovaných úhlech při porovnávání vybraných fází krokového cyklu mezi sebou, při porovnávání preferované a nepreferované dolní končetiny a při srovnávání situace bez zátěže a se zátěží.

Při porovnávání úhlů v jednotlivých fázích krokového cyklu můžeme vyvodit pro úhly popisující polohu hlavy a trupu v sagitální rovině určitou opakující se závislost, kdy ve fázi TO dojde k posunu hlavy i trupu směrem do extenze proti předchozím dvěma fázím. Ve frontální rovině probíhají pohyby hlavy a trupu proti sobě tak, aby byly zajištěny co nejmenší výchylky těžiště a aby stabilizovaly upřený pohled v prostoru. S přídatnou zátěží došlo ke zmenšení rozdílu výchylek trupu. Nejvýznamnější změny lze vidět v úhlech pro trup v sagitální rovině. Rozdíly v úhlech pro hlavu mezi jednotlivými fázemi krokového cyklu přídatná zátěž téměř neovlivnila.

Při porovnávání výsledků pro preferovanou a nepreferovanou dolní končetinu byly nalezeny statisticky významné rozdíly. S přídatnou zátěží došlo ke snížení statistické významnosti rozdílů u úhlů popisujících hlavu a trup v sagitální rovině.

Při porovnávání rozdílu mezi fázemi krokového cyklu v situaci bez zátěže a se zátěží, v situaci s přídatnou zátěží došlo ke změně zejména v úhlech popisujících výchylku v sagitální rovině pro hlavu i trup. Úhel hlavy v sagitální rovině se zvětšil směrem do předklonu v průměru asi o 7,4° ± 0,6 ve všech fázích krokového cyklu (HS, MS, TO). U úhlu popisujícího trup v sagitální rovině došlo proti původní poloze k předklonění v průměru asi o 8,1° ± 0,6 s přídatnou zátěží. Statisticky málo významný vliv měla přídatná zátěž na úhly pro hlavu a trup ve frontální rovině.

SUMMARY

The works dealing with movements of head and trunk during walking are less common because these movements have significantly less range than movements of extremities. However, they are very important for normal walking.

A backpack is one of the common forms of carrying loads, that is often used by school children, backpackers and soldiers. However, carrying a backpack causes deviation from natural posture. The prolonged postural loads can lead to postural discomfort, muscular pain in shoulders or low back pain.

In our work we investigated which changes of position of trunk and head occurs during normal walking and how the situation changes with the additional load, which was the backpack of 25% of subject´s body weight. The measurement was made by using Vicon MX system and dynamometric platforms Kistler. We investigated the angles for movements of the head and trunk in sagital and coronal plane. We observed the changes in the angles in selected phases of gait cycle: heel strike (HS), midstance (MS) and toe off (TO). 20 women, students of a university, participated in the research. An average age was 23,95 ± 0,74 years, an average height was 168,85 ± 5,28 cm and an average weight was 63,6 ± 7,53 kg.

We found out a number of statistically significant differences in investigated angles, when comparing the selected phases of gait cycle with each other, when comparing a preferred and non-preferred lower limb, and when comparing a situation without a load and a situation with the additional load.

When comparing the angles in individual phases of gait cycle, we can conclude the certain repeating relation for angles describing a position of a head and trunk in sagital plane, when in phase TO a head and trunk moved towards the extention when comparing with two previous phases. In frontal plane, the movements of a head and trunk go against each other to provide as few as possible deviations of centre of mass and to stabilize gaze in space. With the additional load differences of deviation of trunk become smaller. We can see the most significant changes in the angle of a trunk in sagital plane. The differences in the angles of a head between the individual phases of gait cycle were almost not influenced by the additional load.

When comparing the results for preferred and non-preferred lower limb, the statistically significant differences were found. The statistically significance

of differences decreased with the additional load for angles describing head and trunk in sagital plane.

When compared differences between the phases of gait cycle in a situation without a load and in situation with a load, in a situation with the additional load changes were seen especially in the angles describing the deviation of a head and trunk in sagital plane. The angle of a head in sagital plane increased towards anteflexion in an average about 7,4° ± 0,6 in all phases of gait cycle (HS, MS, TO). For the angle of a trunk in sagital plane occurred an anteflexion at an average of 8,1° ± 0,6 with the additional load compared to the previous situation. The influence of a small statistical significance of the additional load occurred for the angles for a head and trunk in frontal plane.

REFERENČNÍ SEZNAM

Adams, J. M., & Perry, J. (2006). Gait Analysis: Clinical Decision Making. In J. Rose & J. G. Gamble (Eds.), *Human Walking* (3rd ed., pp. 165-169). Philadelphia, Pa.: Lippincott Williams & Wilkins.

Adams, M. A. (2004). Biomechanics of back pain. *Acupuncture in medicine*, 22(4), 178-188.

Al-Khabbaz, Y. S. S. M., Shimada, T., & Hasegawa, M. (2008). The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture. *Gait & Posture*, 28, 297-302.

Anonymus (n. d.). *Vicon-snow2*. Retrieved 9. 4. 2011 from the World Wide Web: http://digitalmedia-world.com/index.php?option=com_content&view=article&id=2947:vicon-optimizes-outdoor-motion-capture&catid=35:hd-video-cameras-still-cameras-capture-cards-&Itemid=30

Attwells, R. L., Birrell, S. A., Hooper, R. H., & Mansfield, N. J. (2006). Influence of carrying heavy loads on soldiers´ posture, movements and gait. *Ergonomics*, 49(14), 1527-1537.

Barr, A. E., & Backus, S. I. (2001). Biomechanics of Gait. In M. Nordin & V. H. Frankel (Eds.), *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (3rd ed., pp. 438-457). Maryland, Md.: Lippincott Williams & Wilkins.

Crosbie, J., Vachalathiti, R., & Smith, R. (1997). Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture*, 5, 6-12.

Davis, R. B., & Kaufman, K. R. (2006). Kinetics of Normal Walking. In J. Rose & J. G. Gamble (Eds.), *Human Walking* (3rd ed., pp. 53-73). Philadelphia, Pa.: Lippincott Williams & Wilkins.

Devroey, C., Jonkers, I., Becker, A. D., Lenaerts, G., & Spaepen, A. (2007). Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures. *Ergonomics*, 50(5), 728-742.

Edwards, C. C., & Kleeman, T. J. (1993). Obtaining Spinal Stability. In S. H. Hochschuler, H. B. Cotler & R. D. Futer (Eds.), *Rehabilitation of the spine: science and practice* (pp.195-197). St. Louis: C. V. Mosby.

Goh, J. H., Thambyah, A., & Bose, K. (1998). Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking. *Clinical Biomechanics*, 13(1), S26-S31.

Granata, K. P., & Wilson, S. E. (2001). Trunk posture and spinal stability. *Clinical Biomechanics*, 16, 650-659.

Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement* (3rd ed.). Philadelphia, Pa.: Lippincott Williams & Wilkins.

Hong, Y., & Brueggemann, G.-P. (2000). Changes in gait patterns in 10-years-old boys with increasing loads when walking on a treadmill. *Gait and Posture*, 11, 254-259.

Hong, Y., & Cheung, C.-K. (2003). Gait and posture responses to backpack load during level walking in children. *Gait & Posture*, 17, 28-33.

Chung, C. Y., Park, M. S., Lee, S. H., Kong, S. J., & Lee, K. M. (2010). Kinematic aspects of trunk motion and gender effect in normal adults. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7(9), 1-7.

Imai, T., Moore, S. T., Raphan, T., & Cohen, B. (2001). Interaction of the body, head, and eyes during walking and turning. *Exp. Brain Res.*, 136, 1-18.

Janura, M. (2002). *Metody biomechanického výzkumu*. Retrieved 19. 4. 2011 from the World Wide Web: http://oldwww.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-dokumenty/Katedra_biomechaniky/Metodybiomechanickehovyzkumu.pdf

Janura, M. (2003). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Janura, M., Abrantes, J., & Elfmark, M. (1999). Vicon 370 (clinical manager) - systém pro analýzu chůze. In Z. Hanelová & H. Válková (Eds.), *Pohyb a zdraví: mezinárodní konference organizovaná Fakultou tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci* (pp. 265-269). Olomouc: Univerzita Palackého.

Kapandji, I. A. (1993). *The Physiology of the Joints. Vol. 3, The trunk and the vertebral column* (2nd ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.

Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

Krebs, D. E., Wong, D., Jevsevar, D., O´Riley, P., & Hodge, W. A. (1992). Trunk kinematics during locomotor activities. *Physical Therapy*, 72, 35-44.

Li, J. X., & Hong, Y. (2004). Age difference in trunk kinematics during walking with different backpack weights in 6 to 12 year old children. *Res. Sports Med.*, 12, 135-142.

Moskovich, R. (2001). Biomechanics of the Cervical Spine. In M. Nordin & V. H. Frankel (Eds.), *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (3rd ed., pp. 286-315). Maryland, Md.: Lippincott Williams & Wilkins.

Nordin, M., Weiner, S. S., & Lindh, M. (2001). Biomechanics of the Lumbal Spine. In M. Nordin & V. H. Frankel (Eds.), *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (3rd ed., pp. 256-281). Maryland, Md.: Lippincott Williams & Wilkins.

Panjabi, M. M. (1992). The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of spinal disorders & techniques*, 5(4), 383-389.

Pascoe, D. D., Pascoe, D. E., Wang, Y. T., Shim, D.-M., & Kim, C. K. (1997). Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths. *Ergonomics*, 40(6), 631-641.

Paul, J. P. (1990). Concepts in gait analysis. In N. Berme & A. Cappozzo (Eds.), *Biomechanics of human movement: applications in rehabilitation, sports and ergonomics* (pp. 396-402). Ohio: Bertec Corporation.

Sartor, C., Alderink, G., Greenwald, H., & Elders, L. (1999). Critical kinematic events occuring in the trunk during walking. *Human Movement Science*, 18, 669-679.

Singh, T., & Koh, M. (2009). Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean. *Gait & Posture*, 29, 49-53.

Snijders, C. J. (2001). Engineering Approaches to Standing, Sitting and Lying. In M. Nordin & V. H. Frankel (Eds.), *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (3rd ed., pp. 420-436). Maryland, Md.: Lippincott Williams & Wilkins.

Steele, E., Bialocerkowski, A., & Grimmer, K. (2003). The postural effects of load carriage on young people – a systematic review. *BMC Musculoskeletal disorders*, (4), 1-7.

Sutherland, D. H., & Kaufman, K. R. (2006). Kinematics of Normal Human Walking. In J. Rose & J. G. Gamble (Eds.), *Human Walking* (3rd ed., pp. 39-50). Philadelphia, Pa.: Lippincott Williams & Wilkins.

Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, (1), 26-31.

Vacheron, J. J., Poumarat, G., Chandezon, R., & Vanneuville, G. (1999). Changes of contour of the spine caused by load carrying. *Surg. Radiol. Anat.*, 21, 109-113.

Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I. část) terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, (4), 115-121.

Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část) řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, (4), 122-129.

Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, (3), 84-85.

Vaverka, F., & Elfmark, M. (2006). *The gait analysis based on the measurement of ground reaction forces*. Přednáška na 5th International Conference Movement and Health. Glucholazy.

Véle, F. (2006). *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2nd ed.). Praha: Triton.

Whittfield, J., Legg, S. J., & Hedderley, D. I. (2005). Schoolback weight and musculoskeletal symptoms in New Zealand secondary schools. *Applied Ergonomics*, 36, 193-198.

PŘÍLOHY

Příloha 1

Informovaný souhlas probanda

Jméno a příjmení: ……..

Prohlášení

Potvrzuji, že jsem byl(a) seznámen(a) s obsahem a s podmínkami zařazení do diplomového projektu: „**Vliv přídatné zátěže na posturu a krokový cyklus“**.

Má účast na projektu je dobrovolná a jedinou odměnou mi budou informace z vyšetření.

Souhlasím s anonymním užitím zjištěných výsledků k vědeckým účelům.

Podle svého subjektivního názoru jsem zdravý(á) a nebylo u mne diagnostikované žádné onemocnění, pro které bych nemohl(a) podstoupit dané měření.

Z účasti na projektu mohu kdykoliv a bez následků odstoupit.

V Olomouci dne: Podpis:

Příloha 2

Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
prof. MUDr. Jaroslav Opavský, CSc.
Mgr. Erik Sigmund, PhD.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Mgr. Ondřej Ješina

Na základě žádosti ze dne 23.11.2010 byl projekt diplomové práce autorky **Bc. Blanky Formánkové** s názvem **Vliv přídatné zátěže na posturu a krokový cyklus**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 18 /2010
dne: 1.prosince 2010.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodní směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

razítko fakulty