

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ REAKČNÍ SÍLY PODLOŽKY PŘI CHŮZI U BALETNÍCH TANEČNÍKŮ
PŘED A PO REHABILITACI
Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Lenka Kociánová, Fyzioterapie
Vedoucí práce: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.
Olomouc 2013

Jméno a příjmení autora: Lenka Kociánová

Název diplomové práce: Hodnocení reakční síly podložky při chůzi u baletních tanečnicků před a po rehabilitaci

Pracoviště: Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci

Vedoucí diplomové práce: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Rok obhajoby diplomové práce: 2013

Abstrakt:

Baletní tanec klade vysoké funkční požadavky na muskuloskeletální systém, především na oblast dolních končetin. Důsledek těchto náročných tanečních prvků se projevuje ve změně dynamiky nohy při zatížení. Cílem této diplomové práce bylo určit vliv rehabilitační intervence na změnu jednotlivých parametrů reakční síly podložky během stojné fáze krokového cyklu u baletních tanečnicků. Výzkumný soubor tvořilo 14 profesionálních tanečnicků z baletního souboru Moravského divadla v Olomouci (průměrný věk $25,9 \pm 5,38$ let; výška $172,8 \pm 8,14$ cm; hmotnost $58,0 \pm 12,15$ kg). Pro měření zatížení dolních končetin při chůzi byly použity piezoelektrické plošiny Kistler. Jejich prostřednictvím byly získány parametry reakční síly podložky (časové, silové, impulzy síly) u obou dolních končetin před a po rehabilitaci. Statisticky významný rozdíl jsme zaznamenali v anteroposteriorní složce reakční síly, kde baletní tanečníci vykazovali po rehabilitační intervenci tendenci k symetrickému zatížení dolních končetin u všech měřených parametrů. Z výsledků vyplývá, že rehabilitační intervence ovlivňuje zatížení nohy a dolních končetin u baletních tanečnicků.

Klíčová slova: chůze, balet, reakční síly podložky, rehabilitace

Diplomová práce byla zpracována v rámci projektu IGA s názvem „Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečnicků“ (Studentská grantová soutěž Univerzity Palackého v Olomouci, č.: FTK_2012:031).

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Lenka Kociánová

Title of the master thesis: Evaluation of Ground reaction forces during gait on Ballet dancers before and after Rehabilitation

Department: Faculty of Physical Culture, Palacký University in Olomouc

Supervisor: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Year of presentation: 2013

Abstract:

Ballet dancing places extreme functional demands on the musculoskeletal system, especially on the lower extremities. The consequences of these dancing efforts lead to changes in the dynamics of lower extremities under load. It is the aim of this thesis to determine the effects of rehabilitation on the changes in the individual parameters of the ground reaction force during the stance phase of the step cycle in ballet dancers. The sample consisted of 14 professional ballet dancers of the Moravian Theatre in Olomouc (mean age 25.9 ± 5.38 years, height 172.8 ± 8.14 cm, weight 58.0 ± 12.15 kg). The Kistler piezoelectric plates were used for the measurement of the load of the lower extremities during gait. From them the author obtained the parameters of the ground reaction force (time, power, force impulses) in both lower extremities, before and after rehabilitation. A statistically significant difference was observed in the anteroposterior component of the reaction force, where ballet dancers who underwent a rehabilitation treatment showed tendency towards the symmetrical use of the lower extremities in all measured parameters. The results suggest that rehabilitation helps change the load on the foot and generally lower extremities in ballet dancers.

Keywords: gait, ballet, ground reaction force, rehabilitation

This thesis was issued under IGA project entitled “Biomechanical Analysis of Gait and Evaluation of Load on Lower Extremities in Professional Dancers” (Student Grant Contest of Palacký University in Olomouc, No.: FTK_2012:031).

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., a konzultanta Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D, uvedla všechny použité literární zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 6.7. 2013

.....

Děkuji prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr., Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. a pracovníkům katedry biomechaniky za pomoc a cenné rady, které mi poskytli při zpracování diplomové práce.

OBSAH:

1 ÚVOD	8
2 SOUHRN POZNATKŮ	9
2.1 Chůze	9
2.1.1 Předpoklady správného provedení chůze	9
2.1.2 Centrální mechanismy řízení chůze	10
2.2 Krokový cyklus	11
2.2.1 Základní dělení krokového cyklu	11
2.2.2 Posuzované parametry krokového cyklu	15
2.3 Dynamická analýza chůze	16
2.3.1 Silová plošina	16
2.3.2 Reakční síla podložky	17
2.4. Balet	20
2.4.1 Historie baletu	20
2.4.2 Baletní trénink	21
2.4.3 Faktory ovlivňující riziko zranění u tanečníků	22
2.5 Vliv baletu na muskuloskeletální systém	23
2.5.1 Pánevní pletenec	24
2.5.1.1 Kineziologie pánve	25
2.5.1.2 Kineziologie kyčelního kloubu	26
2.5.1.3 Zranění kyčelního kloubu u tanečníků	29
2.5.2 Kolenní kloub	30
2.5.2.1 Kineziologie kolenního kloubu	30
2.5.2.2 Zranění kolenního kloubu u tanečníků	31
2.5.3 Hlezenní kloub	32
2.5.3.1 Kineziologie hlezenního kloubu	32
2.5.3.2 Zranění hlezenního kloubu u tanečníků	33
3. CÍLE A HYPOTÉZY	36
3.1 Dílčí cíle	36
3.2 Hypotézy	36
4. METODIKA	37
4.1. Charakteristika souboru probandů	37
4.2. Vlastní měření	37
4.2.1 Realizace měření	37
4.2.2 Posuzované parametry	38
4.2.3 Rehabilitační terapie	39
4.2.4 Statistické zpracování dat	39
5. VÝSLEDKY	40
5.1 Časové parametry	40
5.2 Silové parametry	44
5.3 Impulzy síly	47
6 VYJÁDRĚNÍ K HYPOTÉZÁM	50
7. DISKUZE	51
8. ZÁVĚRY	56
9. SOUHRN	57
10. SUMMARY	58

11. REFERENČNÍ SEZNAM	59
12 PŘÍLOHY	62

1 ÚVOD

Tanec provází člověka celými dějinami. Spolu s historií člověka se vyvíjí i historie tance, protože se na něm odrážely různé vlivy typické pro dané období. Prostřednictvím tance je možné vyjádřit pocity, nálady nebo příběhy díky spojení pohybu, hudby a výrazu.

Balet je jednou z forem tance, jako samostatnou formu ho známe od 17. století. Od té doby prošel výrazným vývojem. V současné době jsou na tanečníky baletu kladeny vysoké požadavky na jejich muskuloskeletální systém. To se týká rozsahu pohybu, svalové síly a posturální jistoty, které jsou potřebné pro vykonávání náročných baletních prvků a pozic. Při této náročnosti musí pohyb tanečníka působit pocitem lehkosti a během celého tance je kladen důraz také na výraz tanečníka.

Baletní trénink je postavený takovým způsobem, aby rozvíjel schopnosti a procvičoval a zlepšoval dovednosti, které jsou pro celkové provedení nezbytné. Při dlouholetém baletním tréninku je vysoce pravděpodobné, že se tyto dovednosti projeví i v motorickém chování jedince.

Chůze je pro člověka jedním z nejběžnějších a nejzákladnějších pohybů. Každý jedinec je charakteristický svým způsobem chůze. V tanci je chůze základním tanečním prvkem, ze kterého vychází taneční kroky. Tanečníci musí být při taneční chůzi schopní měnit různé charakteristiky chůze, jako je rytmus, délka kroku, nebo způsob našlapování. V rámci baletní přípravy bývá už u dětí věnována chůzi velká pozornost. Pro náš výzkum jsme si zvolili chůzi, protože lze v jejím provedení nalézt a kvantifikovat poruchy muskuloskeletálního aparátu.

Zátěž baletních tanečníků je možné přirovnat k zátěži vrcholových sportovců. Tomu ovšem neodpovídá péče o jejich muskuloskeletální systém. Rehabilitace bývá u tanečníků často zanedbávaná, nebo není postavená pro potřeby baletu. Proto jsme se pomocí rehabilitační intervence snažili ovlivnit zatížení nohy u baletních tanečníků. Pro určení velikosti zatížení jsme zvolili dynamografickou analýzu.

2 SOUHRN POZNATKŮ

2.1 Chůze

„Chůze je základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince. Jedná se o komplexní pohybovou funkci, ve které se mohou projevit poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy (Kolář, 2009, 48).“

Chůze představuje nejběžnější způsob pohybu charakteristický pro člověka. Jedná se o koordinovaný pohybový děj vyžadující současné zapojení všech kloubů dolních i horních končetin a celého trupu (Smidt, 1990). Pro člověka je to jeden z nejtěžších pohybů, který se musí naučit. Po jeho zvládnutí je chůze prováděna téměř podvědomě (Olsson, 1990).

Bipedální chůze vzniká vzpřímením z kvadrupedální lokomoce, zajišťované pomocí třibodové opory, která se může zdát jednodušší, ale vyžaduje vyšší neurální řízení a zvládnutí jejího správného provedení trvá delší dobu (Rose & Gamble, 1994).

Rose a Gamble (1994) popisují chůzi jako způsob lokomoce, kdy se vzpřímené tělo pohybuje pomocí opory pravidelně se střídajících dolních končetin. Tento pohyb se uskutečňuje ve zkříženém vzoru za podmínky, že jedno chodidlo zůstává stále v kontaktu s podložkou (Janura, 2007; Perry, 1992; Rose & Gamble, 1994).

Bipedální chůze člověka je umožněna souhrou svalů dolních končetin. Během chůze je trup vzpřímený, proto je možné k lokomoci využít svaly trupu a horních končetin pouze omezeně, a sice v otevřeném řetězci. Segmenty trupu a horních končetin přispívají k provedení chůze pouze svojí setrvačností, bez kontaktu s okolím nemohou udělit celému segmentovému systému těla kinetickou energii nutnou ke změně polohy v prostoru (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.1 Předpoklady správného provedení chůze

Optimální průběh chůze se uskutečňuje podle určitých pravidel. Mezi tyto požadavky řadí Whittle (2007) schopnost vzpřímeného a stabilního držení těla, střídavou oporu dolních končetin pro přenos hmotnosti těla, koordinovaný pohyb dolní končetiny během švihové fáze, který zajistí

plynulý kontakt chodidla s podložkou a dostatečně velkou silu, která vyvolá pohyb končetiny a těla vpřed.

Pro správný průběh chůze definuje Rose & Gamble (1994) dva základní předpoklady: reakční sílu podložky, která se podílí na opoře těla a opakovaný pohyb dolních končetin z fáze opory směrem dopředu.

Gage (1991) uvádí pět základních charakteristik chůze. Jedná se o stabilitu ve stojné fázi, dostatečnou výšku chodidla nad podložkou během švihové fáze, dostatečnou délku švihové fáze, zachování energie a přiměřenou délku kroku. Pokud je některý z těchto rysů narušený, hrozí zvýšené riziko pádu nebo se chůze stává neekonomickou.

2.1.2 Centrální mechanismy řízení chůze

Na řízení motoriky se u člověka podílejí všechny oddíly centrálního nervového systému (CNS), od mozkové kůry až po páteřní míchu. Základem veškeré hybnosti je svalový tonus. Svalové napětí je tvořeno systémem postojových a vzpřimovacích reflexů, které jsou předpokladem posturální a opěrné motoriky. Na jeho řízení se podílí retikulární formace, statokinetické čidlo a mozeček. Posturální motorický systém je základem pro vznik úmyslných pohybů, kam patří chůze a cílená motorika. Tyto systémy jsou řízeny pomocí mozkové kůry, bazálních ganglií a páteřní míchou (Trojan, Druga, & Pfeifer, 2001).

Stereotyp chůze je podle Králíčka (1995) vyvolán spuštěním centrálního motorického programu, což je předem připravený vzorec neuronální aktivity. Je uložen ve spinální míše, kde tvoří síť nazývanou generátor vzorce pohybu. Aktivován je signálem z retikulární formace středního mozku (mezencefalická lokomoční oblast). Každá končetina má samostatný generátor lokomoce a při pohybu končetin dochází k jejich vzájemné koordinaci.

Přestože chůze není primárně reflexního původu, aferentace z končetinových proprioceptorů plní významnou roli v řízení tohoto pohybového stereotypu. Pokud tato aferentní signalizace nefunguje, dojde k alteraci a zpomalení lokomočních pohybů, protože proprioceptivní vzruchy poskytují informaci o terénu, po kterém je pohyb uskutečňován. Tím ovlivňují motorický program lokomočního vzorce (Králíček, 1995).

2.2 Krokový cyklus

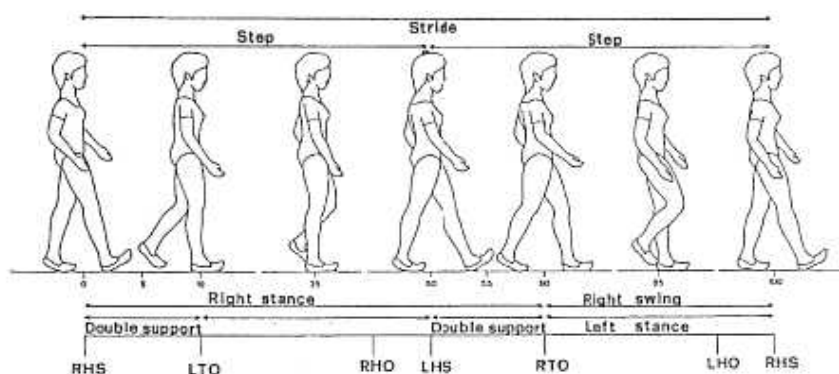
2.2.1 Základní dělení krokového cyklu

Pod pojmem krokový cyklus rozumíme dvojkrok, při kterém každá dolní končetina udělá jeden krok. Whittle (2007) popisuje krokový cyklus jako jev, který trvá, dokud se znovu během chůze vybraný parametr nezopakuje.

Rozdělení krokového cyklu se může podle různých autorů lišit. Nejvíce se setkáváme s rozdělením krokového cyklu do dvou fází: fáze stojné a fáze švihové (Ciannini, 1994; Gage, 1991; Whittle, 2007).

Stojná fáze nastává při kontaktu chodidla s podložkou. Zahrnuje statickou (opěrnou) část dvojkroku, neboť se odehrává při kontaktu chodidla s podložkou, během kterého dochází k přenosu hmotnosti dopředu (Adams, Perry, 2006).

Ciannini (1994) ji rozdělil na 3 části: (1) první fáze dvojité opory, která trvá od kontaktu chodidla s podložkou do odrazu palce druhé končetiny, (2) jednooporová fáze, která trvá od dorazu palce po kontakt chodidla s podložkou druhé končetiny a (3) druhá fáze dvojité opory, která trvá od kontaktu chodidla druhé končetiny s podložkou po odraz palce stejné končetiny (obrázek 1). Ve švihové části krokového cyklu, která představuje dynamickou část dvojkroku, chodidlo není v kontaktu s podložkou a hmotnost těla je přenesena na druhostrannou končetinu. Hlavním cílem švihové fáze je přesunout nezatíženou švihovou dolní končetinu dopředu. Nejprve dochází ke zrychlení a potom ke zpomalení pohybu (Ciannini, 1994).



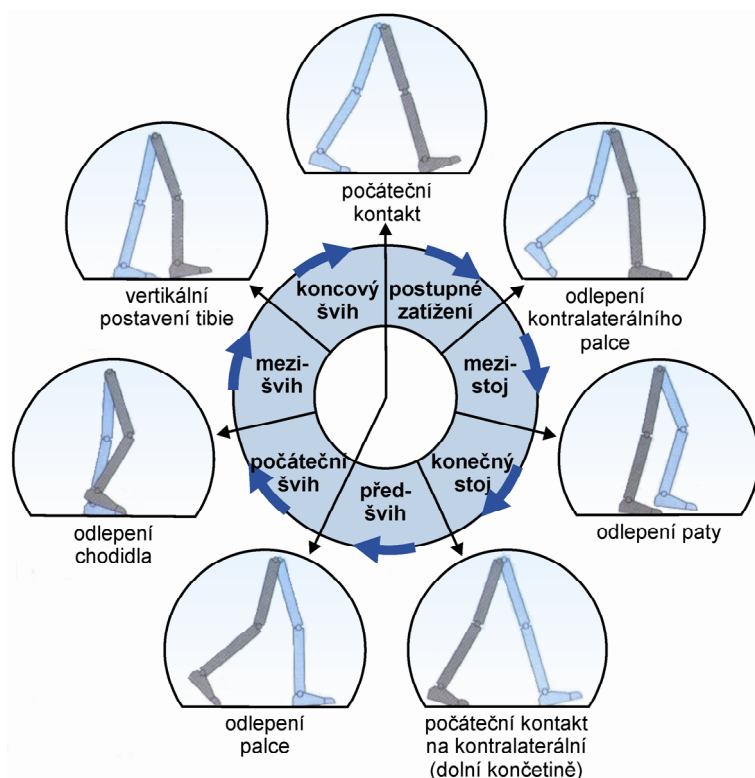
Obrázek 1. Střídání jednooporové fáze a fáze dvojité opory (Ciannini, 1994)

Vaughan (1992) rozděluje krokový cyklus na 8 částí, kdy první čtyři patří do stojné fáze a další čtyři do fáze švihové:

1. úder paty – heel strike (HS)
2. kontakt nohy – foot flat (FF)
3. střed stojné fáze – midstance (MS)
4. odvinutí paty – heel off (HO)
5. odraz palce – toe off (TO)
6. zrychlení – acceleration
7. střed švihové fáze – midswing (MSW)
8. zpomalení – deceleration

Perry (1992) používá k popisu krokového cyklu odlišné názvosloví, které zohledňuje nefyziologické provedení chůze:

1. počáteční kontakt – initial contact (IC 0 %)
2. postupné zatížení – loading response (LR 0 – 10 %)
3. střed stojné fáze – midstance (MS 10 – 30 %)
4. konečný stoj – terminal stance (TS 30 – 50 %)
5. předšvihová fáze – preswing phase (PSW 50 – 60 %)
6. počáteční švih – initial swing (ISW 60 – 73 %)
7. střed švihové fáze – midswing (MSW 73 – 87 %)
8. konečný švih – terminal swing (TSW 87 – 100 %)



Obrázek 2. Fáze krokového cyklu (upraveno podle Whittla, 2007)

Počáteční kontakt

Krokový cyklus začíná v okamžiku, kdy se chodidlo dotkne podložky (obrázek 2). Ze svalů se v této fázi zapojuje především m. gluteus maximus, který kontroluje flekční moment reakčních sil podložky, dále pak ischiokrurální svaly, které pomocí své excentrické kontrakce brzdí extenzi kolenního kloubu a podílí se i na kontrole flekčního momentu kyčelního kloubu a trupu. M. tibialis anterior aktivuje zhoupnutí paty (Gage, 1991).

Stádium zatěžování

Jedná o fázi od počátečního kontaktu sledované končetiny po ukončení kontaktu druhé končetiny s podložkou (Whittle, 1997).

V této fázi nastává „odemknutí“ kolenního kloubu pomocí koncentrické kontrakce hamstringů. M. tibialis anterior táhne tibií ventrálním směrem, čímž dopomáhá flexi v kolenním kloubu. Současně i brzdí dopad chodidla na podložku. M. quadriceps femoris zpomaluje flexi kolenního kloubu. M. gluteus maximus pomocí koncentrické kontrakce napomáhá pohybu těla

vpřed. *M. adductor magnus* se podílí na vnitřní rotaci pánve. Excentrická kontrakce *m. gluteus medius* v této fázi krokového cyklu je důležitá pro stabilizaci pánve (Gage, 1991).

Mezistoj

Tato fáze zahrnuje časový interval, při kterém švihová končetina mívá stojnou končetinu až po ukončení kontaktu paty s podložkou (Ciannini, 1994).

Během této fáze *m. quadriceps femoris* pomocí koncentrické kontrakce stabilizuje kolenní kloub. *M. gluteus medius* zajišťuje posturální stabilitu pánve ve frontální rovině a *m. adductor magnus* provádí vnitřní rotaci v kyčelním kloubu. *M. soleus* brzdí dorzální flexi v kotníku. Tím se tibia dostává do ideálního postavení pro druhé zhoupnutí. Velikost dorzální flexe upravuje *m. gastrocnemius* a perimaleolární svaly (Gage, 1991).

Koncový stoj

Začíná ukončením kontaktu paty s podložkou a končí kontaktem druhé končetiny s podložkou (obrázek 2) (Ciannini, 1994).

V této fázi dojde k omezení dorzální flexe pomocí kontrakce *m. soleus*. *M. gastrocnemius* pak zabraňuje pohybu tibie dopředu a provádí plantární flexi v hlezenním kloubu. *M. tibialis posterior* provádí inverzi, která je důležitá pro stabilizaci nohy a působí proti aktivitě peroneálních svalů, které jdou do everze. Na optimálním postavení metatarzofalangeálních kloubů se podílejí dlouhé flexory prstů (Gage, 1991).

Předšvih

Jedná se o poslední část stojné fáze v krokovém cyklu, která začíná počátečním kontaktem druhé končetiny a končí ukončením kontaktu palce sledované končetiny a podložky. Dochází při ní k rychlému odlehčení stojné končetiny pomocí přenosu hmotnosti na druhou končetinu (Ciannini, 1994).

M. gastrocnemius v této fázi odemyká kolenní kloub krátkou kontrakcí, poté je pohyb dokončen pomocí setrvačnosti bérce. *M. adductor longus* pomáhá iniciaci pohybu femuru dopředu. *M. rectus femoris* svou koncentrickou kontrakcí provádí flexi v kyčelním kloubu, v kolenním kloubu naopak vykazuje excentrickou kontrakci, která brzdí setrvačnost bérce. Plantární flexe v hlezenním kloubu je zajištěna dlouhými flexory (Gage, 1991).

Počáteční švih

Začíná ukončením kontaktu palce sledované končetiny s podložkou a končí v okamžiku, kdy sledovaná končetina mívá stejnou končetinu (Ciannini, 1994).

Pro pohyb femuru dopředu je důležitá aktivita flexorů kyčelního kloubu, kam patří *m. adductor longus*, *m. iliacus*, *m. gracilis* a *m. sartorius*. Tyto svaly se podílejí spolu se setrvačností bérce na flexi v kolenním kloubu. Při malé setrvačnosti, například během pomalé chůze, se pro flexi v kolenním kloubu musí aktivovat ještě *m. biceps femoris*. Dorzální flexi chodidla provádí *m. tibialis anterior* a dlouhé extenzory prstů (Gage, 1991).

Mezišvih

Začíná ve chvíli, kdy sledovaná končetina mívá stejnou končetinu, a končí vertikálním postavením bérce švihové končetiny (obrázek 2). V kyčelním kloubu nastává flexe, kolenní kloub je naopak postupně extendován (Ciannini, 1994).

V této fázi krokového cyklu je díky setrvačným silám potřebná nízká svalová aktivita. Hlavním aktivovaným svalem je *m. tibialis anterior*, který fixuje kotník v neutrálním postavení a zabraňuje plantární flexi (Gage, 1991).

Koncový švih

V této části se dolní končetina připravuje na zahájení stejné fáze dalšího krokového cyklu (Ciannini, 1994).

M. quadriceps femoris je hlavním extenzorem kolenního kloubu. Spolu se svaly, které provádí dorzální flexi hlezenního kloubu, nastavuje správnou výchozí polohu dolní končetiny pro počáteční kontakt. V této fázi jsou aktivní hamstringy, které zpomalují setrvačný pohyb dolní končetiny vpřed. *M. tibialis anterior* kromě dorzální flexe také převádí calcaneus do optimálního postavení pro následný kontakt paty (Gage, 1991).

2.2.2 Posuzované parametry krokového cyklu

Při chůzi popisujeme jednotlivé úseky jako kroky (step) nebo dvojkroky (stride) (Véle, 2006). Whittle (2007) popisuje délku kroku (step length) jako vzdálenost mezi kontakty stejnými

body na obou chodidlech (patách). Ciannini (1994) udává délku dvojkroku (length stride) jako vzdálenost mezi dvěma body, určenými kontaktem paty stejné končetiny s podložkou. Rychlost chůze je definovaná jako průměrná rychlost vyvinutá po třech krocích, charakterizována jednotkou vzdálenost/čas. Kroková báze (walking base) je vzdálenost mezi vnitřními liniemi chodidel, určena body protínajícími středy paty. Šířka báze vypovídá o stabilitě člověka. Rytmus (cadence) popisuje počet kroků za časovou jednotku. Krok tvoří pouze polovina cyklu, čili kadence není počet cyklů za minutu (Whittle, 2007).

2.3 Dynamická analýza chůze

Dynamická analýza chůze se zabývá měřením a zkoumáním sil a veličin z těchto sil odvozených. Pro dynamickou analýzu chůze se nejčastěji využívá měření reakční síly podložky, k jejichž záznamu slouží silové plošiny. (Whittle, 2007).

2.3.1 Silová plošina

Silová plošina je základním přístrojem využívaným pro měření reakční síly podložky. Nejčastěji se používá pro posouzení posturální stability ve statických a dynamických situacích, dále pro hodnocení velikosti působící síly v oporové fázi chůze a pro hodnocení výbušné síly dolních končetin při vertikálním výskoku (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012).

Plošina bývá zabudovaná do podlahy, aby její povrch byl ve stejné rovině s povrchem podložky, navíc bývá překryta materiálem stejné barvy. Jedinec se tak nemusí optickým kontaktem soustředit na došlap na plošinu. Tyto podmínky minimalizují rušivé vlivy prostředí, čímž zajišťují přirozené provedení pohybu (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012).

Tenzometrické snímání síly

Pro měření síly bývají nejčastěji používány snímače, které pracují na tenzometrickém nebo piezoelektrickém principu. Tenzometrické snímání síly převádí mechanickou deformaci materiálu na elektrické napětí. Snímač síly dělíme zpravidla na tři části: těleso snímače, tenzometry a Wheatstoneův můstek.

Těleso snímače převádí mechanické namáhání na deformaci materiálu, ze kterého je vyrobeno. Nejčastěji se vyrábí z hliníku a nerezové oceli pro jejich minimální teplotní roztažnost, dobrou teplotní vodivost, malou hysterezi, homogenní strukturu, malé účinky tečení a odolnost vůči korozi.

Nejvyšší mez deformace nemá přesahovat o 10 % až 30 % mez pružnosti použitého materiálu. Modul elasticity určuje závislost mezi působící silou a protažením materiálu. Tato závislost by měla být lineární v celém rozsahu, čehož je dosaženo použitím různých tvarů tělesa snímače.

Tenzometr měří protažení materiálu, na který je připevněn. Odpor elektrického vodiče je přímo úměrný jeho délce a nepřímo úměrný jeho průřezu. Při protažení materiálu tedy dojde k protažení vodiče, zvětšení jeho délky, zmenšení jeho průřezu a tím zvýšení odporu. Toto umožňuje měření deformace ve směru podélné osy s vodičem. Měření ve více osách se provádí použitím dvou a více tenzometrů.

Wheatstoneův můstek umožňuje měřit změnu odporu jako velikost výstupního napětí, protože změna odporu tenzometru je velice malá a těžko měřitelná. Tento můstek je složen ze dvou napěťových děličů, jejichž rozdíl výstupních napětí určuje výsledné výstupní napětí. Při použití většího počtu tenzometrů se výsledné napětí násobí.

Pro určení momentů sil je můstek tenzometrů nalepený na povrchu deformačního prvku a velikost momentu síly je určena pomocí smykových napětí (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012).

2.3.2 Reakční síla podložky

Z měření na silových plošinách dostáváme jako výstupní veličinu vektor reakční síly. Tento vektor je určen 9 veličinami. Jsou to tři složky silového vektoru F_x , F_y a F_z , které jsou na sebe navzájem kolmé, tři prostorové souřadnice x , y , a z , které popisují působíště vektoru reakční síly podložky (vzhledem k počátku vztažné soustavy) a tři momenty síly M_x , M_y a M_z , které jsou k sobě vzájemně kolmé.

Z těchto 9 složek je při měření na silových plošinách důležitých 6 parametrů:

- tři složky vektoru reakční síly
- moment síly vzhledem k vertikální ose

– souřadnice x a y působíště vektoru reakční síly

(Whittle, 1997)

Vektor reakční síly podložky se rozkládá do vertikálního, mediolaterálního a anteroposterionálního směru (Clippinger, 2007).

Vertikální složka reakční síly

Závislost vertikální složky reakční síly na čase má dvouvrcholový tvar. V těchto dvou vrcholech má hodnota reakční síly větší hodnotu než je tíhová síla člověka (Chao & Calahan, 1990). Závislost vertikální složky na čase můžeme rozdělit do čtyř částí, odpovídajícím jednotlivým fázím krokového cyklu:

1. od kontaktu paty po maximální sílu v decelerační fázi:

Během této fáze dojde ke kontaktu paty s podložkou. Působící síly mají brzdící účinky a hmotnost se během počáteční fáze dvojí opory přenáší z paty směrem k předonoží. Velikost prvního vrcholu je ovlivněna tím, jakým způsobem osoba přenáší hmotnost dopředu. Příčinou zmenšení tohoto vrcholu může být bolest, omezení pohybu v kloubech dolní končetiny nebo pomalá chůze (Richards, 2008).

2. od maximální síly v decelerační fázi po minimum síly v mezistoji a koncovém stoji

Důsledkem extenze kolenního kloubu a následným zvýšením polohy těžiště dochází během této fáze k poklesu křivky. V okamžiku, kdy se těžiště blíží nejvyššímu bodu, nastává zpomalení rychlosti pohybu. Mělký tvar křivky bývá způsobený pomalou chůzí nebo omezením pohybu stojné končetiny. Hlubokého tvaru křivky je naopak dosaženo při rychlé chůzi nebo velkými výchyly těžiště ve vertikálním směru během chůze (Richards, 2008).

3. od minima síly v mezistoji a stoji po maximální sílu v akcelerační fázi

Poloha těžiště se v této fázi snižuje díky odlehčení paty, chodidlo vytváří tlak proti podložce směrem dolů a dozadu (odraz dopředu). Velikost maximální síly v decelerační fázi závisí především na svalové síle a na rychlosti chůze (Richards, 2008).

4. od maximální síly v akcelerační fázi po odlepení palce od podložky

Dochází k postupnému přenesení hmotnosti na druhou končetinu a tím k postupnému odlehčení chodidla. Doba trvání této fáze je závislá na rychlosti přenesení hmotnosti ze stojné končetiny na švihovou (Richards, 2008).

Anteroposteriorní složka reakční síly

Změnu velikosti této složky reakční síly můžeme také rozdělit do čtyř částí v závislosti na průběhu krokového cyklu. Na počátku se může navíc vyskytnout krátké působení anteriorní síly, které je způsobeno kontaktem paty a podložky. Křivka díky počátečnímu dopadu paty nabývá kladných hodnot.

1. od dopadu paty po maximální sílu v decelerační fázi

Po kontaktu paty s podložkou nastává brzdící fáze, kdy vektor reakční síly podložky má posteriorní směr. Velikost vrcholu decelerační síly je ovlivněna rychlostí chůze. Má také vypovídající hodnotu o posturální jistotě testované osoby během počátečního kontaktu s podložkou (Richards, 2008).

2. od maximální síly v decelerační fázi po nulovou hodnotu

Posteriorní složka síly se zmenšuje ve chvíli, kdy se tělo začne pohybovat dopředu kolem stojné končetiny. V momentě mezistojky, kdy se tělo nachází nad chodidlem, jsou hodnoty anteroposteriorní složky nulové (Richards, 2008).

3. od nulové hodnoty po maximální sílu v akcelerační fázi

V této fázi se pata začíná zdvihát a hmotnost je přenášena směrem k prstům. Tělo se pohybuje vpřed díky odrazu chodidla, které tlačí proti podložce dolů a dozadu. Nízký vrchol akcelerační složky síly může poukazovat na poruchu odrazové schopnosti stojné končetiny (Richards, 2008).

4. od maximální síly v akcelerační fázi po ukončení kontaktu palce s podložkou

Během této fáze dochází k přesunu hmotnosti na druhostrannou končetinu. Důsledkem ukončení kontaktu palce s podložkou dochází k poklesu kladných hodnot akcelerační síly k nulovým hodnotám (Richards, 2008).

Mediolaterální složka reakční síly

Je nejvíce variabilní. Na počátku stojné fáze má krátce mediální směr, poté se mění směr na laterální, který prochází během opěrné fáze různými výkyvy, v závěru stoje má opět mediální směr. Tato složka reakční síly je snadno ovlivnitelná typem obuvi nebo ortézy (Richards, 2008). Velikost maximální laterální síly je ovlivněna bolestí, kloubním rozsahem a rychlostí chůze.

Průběh mediolaterální složky podložky se z větší části odehrává v laterálním směru. Pokud se vyskytnou odchylky v této složce reakční síly, bývá často příčinou porucha rovnováhy (Pandy, Lin, & Kim, 2010).

2.4. Balet

Tanec je forma umění, která pomocí pohybu vyjadřuje děj, pocity, nálady. Probíhá v čase a prostoru, vzniká spojováním jednotlivých tanečních prvků a má určitou dynamiku i rytmus. Tento pohyb musí splňovat určité estetické požadavky a zákonitosti taneční techniky. Tanec má mnoho žánrů a jedním z nich je právě balet.

Balet je hudebně dramatická forma, která v sobě spojuje choreograficky ztvárněný taneční pohyb s hudbou a jevištním výtvarným uměním (<http://balet.netstranky.cz/tanec-a-jeho-charakt/tanec-a-jeho-charakt.html>).

Základní baletní prvky se vyvíjely do současné podoby po několik staletí. Pro kvalitní provedení baletu je důležitá síla, ohebnost, a orientace v prostoru. Vrcholem taneční techniky je tanec na špičkách, který se poprvé objevil na začátku 19. století. Pro zvládnutí tance na špičkách je nutná intenzivní příprava s tréninkem chodidla a nohy (Bussellová, 1995).

2.4.1 Historie baletu

Kořeny baletu lze hledat ve druhé polovině 16. století v tanečních prvcích italských oper a francouzských ballet de cour. Již v tomto období se objevují speciální kostýmy a výzdoba. Balet jako samostatná umělecká forma se začal vyvíjet ve Francii během vlády Ludvíka XIV. (1643 – 1715), který byl velkým příznivcem tance. Z jeho iniciativy vznikla roku 1661 Académie Royale de Danse (Královskou akademií tance). Dvorním hudebním skladatelem Ludvíka XIV. byl Jean Baptist Lully, který složil první tzv. comédie – ballet (1661). V této rané formě baletu byly jednotlivé scény divadelní hry oddělené tanečním vystoupením. Díky Lullymu došlo k rozdělení taneční akademie na dvě části: opera – ballet a školu pro profesionální tanečnický, která byla spojena s Académie Royale de Musique (Brodská, 2000).

V 18. století došlo k popularizaci baletu, která vedla k rozpracování a vylepšení baletní techniky. V této době se balet stal rovnoprávnou dramatickou formou. Na vývoj baletu mělo podstatný vliv vydání *Lettres sur la danse et les ballet* (1760), sepsaných Jeanem Georgesem Noverrem, čímž došlo k plnému prosazení pantomimy a k reformě pohybů. Výsledkem bylo zlepšení schopnosti vyjadřovat příběh tanečním uměním.

V 19. století zájem o balet poklesl. Díky velkým sociálním změnám ve společnosti ztratil balet oporu v aristokratických kruzích a lze říci, že se rozvíjel pouze ve Francii, Rusku a Itálii.

Ve 20. století došlo především díky ruské škole k určité renesanci klasického baletu, který s pomocí řady vynikajících tanečníků postupně získal zpět své ztracené pozice. V Německu pak v té době dochází k rozvoji tzv. výrazového tance, který se od klasického baletu liší taneční technikou (<http://cs.wikipedia.org/wiki/Balet>).

2.4.2 Baletní trénink

Pohybový systém tanečníka je vystaven velké zátěži, která trvá až 6 hodin denně. Většina tanečníků tuto zátěž absolvuje 6 dní v týdnu, takže na regeneraci zbývá pouze jeden den. To výrazně přispívá k přetížení a zvýšení rizika vzniku úrazů (Miller, 2006).

Profesionální tanečníci absolvují 2 až 3 lekce denně, 5 dní v týdnu. Kromě toho mnoho tanečníků dochází na lekce moderního tance, jazzu nebo etnických tanců. Odpoledne obvykle nacvičují divadelní choreografie, které často trvají 4 až 5 hodin, večer se účastní divadelních tanečních vystoupení.

Lekce začíná cvičením zaměřeným na rozehrání svalů – „warm up“ u baletní tyče, která slouží tanečníkům jako opora. Během této části se zaměřují převážně na rozcvičení dolních končetin pomocí demi plie a grand plie (podřepy v základních pozicích nohou). Náročnost cviků se postupně zvyšuje pomocí zrychlování prováděných cviků a zvětšováním rozsahu pohybu.

Po rozehrání následuje část tréninku ve volném prostoru, kde se do tanečních variací začleňují piruety. Nejprve jsou pohyby prováděny pomalu, tanečníci se soustředí na udržení rovnováhy a na estetické provedení pohybu. Během allegro (tzn. rychlého rytmu) se využívá svižnějších pohybů a zařazují se malé skoky. Poté následuje zpravidla pomalé adagio, při kterém je kladen důraz na silové schopnosti tanečníka. Pohyby jsou prováděny plynule a pomalu s velkou náročností na svalovou sílu.

Každá taneční lekce je ukončena v rytmu grand allegro. Skládá se z poměrně dlouhých sestav, při kterých se kombinují krokové variace spolu se skoky a piruetami. Tanečníci využívají velký prostor a během tohoto cvičení si trénují pohybovou paměť (Malone & Hardaker, 1990).

2.4.3 Faktory ovlivňující riziko zranění u tanečníků

Příčin zranění u tanečníků je mnoho. Jedná se o nesprávné držení těla, nedostatečný trénink, chyby v taneční technice, příliš náročnou choreografii i vliv prostředí, zahrnující okolní teplotu a charakter tanečního povrchu. U žen bývá větší riziko vzniku únavových zlomenin než u mužů, většinou v důsledku poruch příjmu potravy, amenorrhoeu a sníženou denzitou kostí (Kadel, 2006).

Významnou roli hraje také psychický stav tanečníků. Zvýšené dispozice ke vzniku zranění mají tanečníci s poruchami příjmu potravy, sklony k perfekcionismu, s neurotickými příznaky nebo ti, kteří nejsou spokojeni se svým vzhledem (Liederbach, 2010).

Dalším z jmenovaných faktorů je okolní teplota. Příliš chladné teploty vyžadují náročnější rozcvičení tanečníků, vysoké teploty vedou k dehydrataci a mohou způsobit nevolnost a horší koncentraci na prováděný pohyb (Milan, 1994).

Významnou roli ve vzniku poranění hraje charakter tanečního povrchu, který by měl být pružný, částečně absorbovat nárazy a měl by mít protiskluznou úpravu. Výrazně měkký povrch lépe absorbuje nárazy, avšak vyžaduje i větší pohybovou aktivitu tanečníků, a s tím spojenou rychlejší únavu a větší riziko úrazů. Vhodná pružnost tanečního povrchu může snížit počet muskuloskeletálních úrazů u tanečníků až o 80% (Milan, 1994).

Dalším faktorem podílejícím se na rozvoji poranění je taneční vystoupení na jevišti, které má šikmý sklon. Tento jev můžeme stále pozorovat především ve starších evropských divadlech. Zešikmené jeviště se využívá pro lepší výhled diváků.

Jednou z nejčastějších příčin, která výrazně zvyšuje zatížení pohybového systému tanečníků, je baletní obuv (Fong Yan, Hiller, Smith & Vanwanseele, 2003). Baletní obuv není konstruována ani pro zlepšení stability chodidla, ani pro lepší absorpci nárazů. K základní taneční obuvi patří „piškoty“, což jsou látkové nebo kožené boty, které mají velmi tenkou a měkkou podrážku, nezajišťují chodidlu potřebnou oporu, a dále baletní „špičky“, které se používají pro taneční techniku en pointé – „na špičkách“ (Pearson & Whitaker, 2012). Tento druhý typ obuvi má vyztuženou přední část a poměrně nepružnou podrážku, povrch je obvykle ze saténu. Na každé vystoupení se obvykle používá jeden pár špiček (Milan, 1994). Tuhost baletních špiček zajišťuje výraznou oporu chodidla při demi pointé a pointé. Pevné části se však často lámou, čímž se tato opora stává nefunkční a hrozí větší riziko úrazů (Kadel, 2006). Do baletních špiček se používají

různé silikonové, molitanové nebo vatové výstelky. Tanečníci často používají „špičky“ o polovinu velikostního čísla menší, neboť se obávají, že by jejich nohy vypadaly „neohrabaně“. Důsledkem toho je vznik otlaků, různých deformit prstů a nehtů a následně rozvoj bolesti v přetížených segmentech nohy.

Rozdílné je také tvarování baletních špiček. Součástí rehabilitace by měl být i výběr vhodného typu obuvi pro zajištění optimální stability při tanci na „špičkách“ (Milan, 1994).

Kariéra tanečníka je poměrně krátká a kolem 30 let je nuceno mnoho tanečníků skončit s profesionálním působením. Předčasné ukončení kariéry mohou také způsobit zdravotní komplikace a z toho plynoucí absence. Proto tanečníci často své problémy zlehčují a věnují se tanečnímu umění i přes bolest a problémy v muskuloskeletálním aparátu. Odbornou pomoc vyhledávají až ve chvíli, kdy nemohou přes bolest pokračovat v pracovním zařazení. Následná léčba je obtížnější a časově náročnější (Hansen & Reed, 2006).

2.5 Vliv baletu na muskuloskeletální systém

V baletu je vysoký výskyt úrazů, které vznikají na základě dlouhodobého přetěžování muskuloskeletálního systému. Baletní příprava začíná už u dětí ve věku 5 až 8 let a od té doby je pohybový aparát trvale vystaven velké zátěži (Hansen & Reed, 2006).

Odchylky od správného držení těla vedou k iritaci a poškození měkkých tkání a okolních struktur. Tanečníci tyto problémy často přehlížejí nebo dostatečně nevnímají, čímž dochází k akumulaci mikrotraumatických poranění. Dlouhodobé působení bolesti z těchto nepatrných poranění zapříčiňuje vznik svalových dysbalancí a vede ke vzniku kompenzačních pohybových vzorů. Náhradní pohybové stereotypy nepříznivě ovlivňují ideální postavení v kloubech během pohybu a způsobují přetěžování některých svalových skupin. Tyto mechanismy mají za následek opět zhoršení bolesti. Pro úspěšnou rehabilitaci je důležité ovlivnění nesprávného držení těla i svalových dysbalancí. Při jejich odstranění můžeme zabránit dalším zraněním a jejich opakováním (Weiss & Zlatkowski, 1996).

2.5.1 Pánevní pletenec

Do oblasti pánevního pletence řadíme kyčelní klouby, pánev, sacroiliacální skloubení a bederní páteř spolu s vazy a svaly, které se v této oblasti nacházejí. V oblasti pánevního pletence se nachází těžiště důležité pro pohyb trupu a horních končetin, ale také pro všechny pohyby dolních končetin v otevřených kinematických řetězcích. Protože při tanci je správné držení těla a práce s těžištěm základním předpokladem, je rehabilitace této oblasti velmi důležitá (Clippinger, 2007).

Většina problémů v oblasti pánevního pletence u tanečnicků vzniká v důsledku vytočených pozic dolních končetin („turnout“), kdy chodidla jsou v zevní rotaci, ideálně pro balet do 90° (celkem 180°). Tato pozice by měla vycházet především ze zevní rotace v kyčelních kloubech, jejíž rozsah je podmíněn tvarem acetabula, antevertí krčku femuru a zevní rotací tibie. Vhodné predispozice pro vykonávání tohoto pohybu se fixují v dětství nebo v ranné pubertě, proto se s baletním tréninkem začíná již v dětském věku (Weiss & Zlatkowski, 1996). Tanečníci si pro zvýšení rozsahu zevně-rotčních pozic pomáhají zevní rotací v kolenních kloubech a pronačním postavením v subtalárním skloubení (Cimelli & Curran, 2012). Tímto silovým vytáčením dochází k přetížení kolenních a hlezenních kloubů a k většímu výskytu zranění (Kadel, 2006).

Mechanismus pro zvětšení rozsahu zevní rotace souvisí s anteriorním naklopením pánve, které umožní provést mírnou flexi v kyčelních kloubech. Při tomto držení pánve dochází ke zkrácení m. iliopsoas a m. rectus femoris (Clippinger, 2007). Kolenní klouby jsou v hyperextenzi. Zvýšená antevertze pánve rovněž vyvolá hyperlordózní držení v oblasti bederní páteře, což bývá z estetického hlediska u tanečnicků nežádoucí. Korekce lumbální hyperlordózy se může uskutečnit pomocí kontrakce m. gluteus maximus, který provede napřímění bederní lordózy (Weiss & Zlatkowski, 1996).

M. gluteus maximus, který se při zevně-rotčních pohybech aktivuje, je propojen s iliotibiálním traktem, do kterého se upínají gluteální svaly a m. tensor fascia latae. Tento trakt je spojen se stehenní kostí a také se upíná na laterální část patelly. Častým využíváním pozic v zevní rotaci u tanečnicků dochází k přetížení tohoto traktu a vzniku bolesti v oblasti pánevního

pletence. Proto by se měla věnovat pozornost vhodnému strečinku tohoto vazivového traktu (Weiss & Zlatkowski, 1996).

Problémy v bederní páteři mohou vzniknout také v důsledku funkčního omezení ramenního pletence. Tanečníci často nahrazují nedostatečný rozsah nebo svalovou sílu v ramenním kloubu, potřebnou pro zvednutí taneční partnerky, zvýšením bederní lordózy. Při nesymetrickém rozložení svalové síly v ramenních kloubech působí navíc během zvedání na bederní páteř ještě rotační síla (Weiss & Zlatkowski, 1996).

2.5.1.1 Kineziologie pánve

Pohyby v pánvi jsou pro omezený rozsah pohybu poměrně malé a vždy jsou spojené se současným pohybem v kyčelních kloubech a lumbosakrálním skloubení. Pokud je pánev v uzavřeném kinematickém řetězci nakloněna z neutrálního postavení do antevertního držení, dochází ke kompenzační flexi v kyčelních kloubech a k následnému prohloubení bederní lordózy. Naopak při postavení pánve v retroverzi dochází v kyčelním kloubu k hyperextenzi a v bederní páteři k napřímení nebo kyfotizaci lordózy (Clippinger, 2007). K vzájemné propojenosti těchto pohybů se vztahuje lumbo-pelvický rytmus a pelvi-femorální rytmus.

Lumbo-pelvický rytmus popisuje maximální předklon ve stoji s extendovanými koleny a napřímení zpět do stoje. V páteři dochází k flexi pouze okolo 50 – 70° a zbytek rozsahu pohybu probíhá pomocí antevertního postavení pánve a flexe v kyčelním kloubu. K opětovnému napřímení by mělo dojít v obráceném sledu. Pokud je narušený sled tohoto rytmu, hrozí větší riziko úrazů v oblasti páteře během těchto pohybů (Clippinger, 2007).

Pelvi-femorální rytmus popisuje vliv pohybu femuru na postavení pánve. Tento pohyb pánve je patrný v krajních polohách a zajišťuje lepší postavení hlavice femuru vůči kloubní jamce. Flexe kyčelního kloubu vyvolává posteriorní postavení pánve, hyperextenze kyčelního kloubu naopak anteriorní postavení pánve. Abdukce v kyčelním kloubu způsobí zešíkmení pánve s hřebenem pánevní kosti postaveným výše na straně abdukované končetiny. Abdukce způsobí zešíkmení pánve s hřebenem pánevní kosti níže na straně addukované končetiny. Zevní rotace v kyčelním kloubu vyvolá rotaci pánve ve stejném směru a vnitřní rotaci ve směru opačném.

V klasickém baletu bývají tyto pohyby nežádoucí, protože se odchyľují od správného držení těla, proto se je tanečníci snaží výrazně omezit (Clippinger, 2007).

Rolling

Tento pohyb by měl být součástí tanečního tréninku pro snížení rizika úrazu v oblasti bederní páteře. Rolling odpovídá pohybu při lumbo-pelvicím rytmu. Většina tanečnicků neumí tento pohyb provést správně. Nejčastěji flektují kyčle ještě před dosažením optimální flexe v páteři. To má za následek vychýlení pánve mimo osu těla dozadu. Pro dosažení požadovaného pohybu a snížení napětí v bederní páteři a kolenních kloubech by měl tanečník začít s nácvikem rollingu nejprve aktivací břišních svalů, které zajistí neutrální pozici pánve během flexe páteře. Flexe páteře by měla probíhat proximo-distálním směrem od hlavy dolů. Po dosažení maximální flexe se tanečník snaží naklopit pánev dopředu (Clippinger, 2007).

Flat Back position

Tento prvek bývá používán v moderním a jazzovém tanci. Nejprve dochází k flexi kyčelních kloubů se současným držením napřímené páteře. K tomu je potřebná velká síla hamstringů. Síly působící v této pozici na páteř jsou velké a při nesprávném provedení hrozí riziko poranění. Pro prevenci vzniku těchto zranění je důležité naučit tanečnický aktivovat hlubokou břišní muskulaturu, která je oporou pro páteř a zabrání vzniku bederní lordózy během tohoto pohybu (Clippinger, 2007).

2.5.1.2 Kineziologie kyčelního kloubu

Vytočené pozice (Turnout)

Zvládnutí techniky vytočení kyčelního kloubu do zevní rotace je pro tanečnický baletu nezbytné. Rozsah pohybu do zevní rotace je dán strukturou kostí, ligament a svalů. Z kostních faktorů ovlivňujících velikost rozsahu této pozice je důležitý tvar kloubní jamky (acetabula). Pokud je jamka mělká, zevní rotace kyčelního kloubu dosahuje větších hodnot, což je u baletních tanečnicků považováno za žádoucí. Mezi další faktory podílející se na zvýšení rozsahu do zevní rotace řadíme velikost zakřivení a délku krčku femuru a úhel, který svírá osa krčku femuru vůči ose femuru (Clippinger, 2007).

V 17. století byl pro balet dostačující úhel zevní rotace mezi oběma chodidly 90°. Během vývoje baletu se estetické nároky zvýšily a nyní je pro ideální nastavení pozice potřebná zevní rotace mezi chodidly 180° (Cimelli & Curran, 2012).

Zevní rotaci lze také zvýšit zvyšováním elasticity kloubního pouzdra a okolních ligament. Klíčovou roli z hlediska svalové aktivity hrají vnitřní rotátory a adduktory kyčlí, které patří mezi antagonisty zevních rotátorů.

Pokud se s baletní přípravou začne v dětském věku, lze do určité míry ovlivnit tvar kostí ve prospěch dosažení většího rozsahu pohybu do zevní rotace. Toho je možné dosáhnout pouze do věku kolem 11. a 12. roku věku. V pozdějším věku je dosažení větší zevní rotace možné pomocí protažení ligament a svalů (Milan, 1994).

Děti, které se chtějí klasickému baletu věnovat na profesionální úrovni, by měly dosáhnout pasivní zevní rotace minimálně 60°. Pokud je menší, je pro ně vhodnější jiná forma tance (jazzový tanec, step, moderní balet), kde nejsou kladeny tak velké nároky na vytočené pozice (Clippinger, 2007).

Důležité je také vhodné posílení svalů provádějících zevní rotaci v kyčelním kloubu. K posílení a protažení těchto svalových skupin lze využít v rámci tréninku různých cviků a pozic (Weiss & Zlatkowski, 1996).

Cviky zaměřené na zvětšení rozsahu pohybu do zevní rotace provádíme vleže na břicho s dolními končetinami v zevní rotaci a s flexí v kolenních kloubech 90°. Důležitá je aktivace břišní stěny tak, aby tělo bylo nad podložkou a pánev byla vůči páteři v neutrálním postavení. Pokud tanečník leží břichem na podložce, dojde k anteverzním postavení pánve, což je nežádoucí. Možné je využít pozici vleže na zádech, kdy je jednodušší udržet pánev ve správném postavení.

Častou chybou při provádění těchto pozic je takzvané silové vytáčení do zevní rotace. Tanečník začíná v demi plié, kdy jsou kolenní klouby ve flexi, dochází k rotaci tibie a většímu vytočení dolních končetin. Při následné extenzi kolenních kloubů však dojde k vnitřní rotaci femuru, která zvýší ligamentózní napětí v kolenních kloubech (Clippinger, 2007 Cimelli & Curran, 2012 Milan, 1994).

Developpé devant

Jde o baletní prvek, kdy tanečník zvedá dolní končetinu do elevace dosahující až 180°. Pro tanečnický je důležité zvládnout správnou techniku tohoto pohybu. Většina tanečnicků si však vytváří k dosažení plného rozsahu této pozice nesprávné pohybové stereotypy, které vedou k dalšímu přetížení muskuloskeletálního aparátu.

Na flexi kyčelního kloubu se podílí m. iliopsoas, m. quadriceps femoris a m. gracilis. Kromě toho také m. adductor magnus, m. adductor longus a m. adductor brevis. Většina těchto svalů významně napomáhá flekčnímu pohybu kyčelního kloubu v počátečních fázích pohybu, s rostoucí flexí ztrácí sílu. Jako hlavní flexor kyčelního kloubu nad 70° se uplatňuje m. iliopsoas. Pro mnoho tanečnicků je aktivace tohoto svalu problematická v důsledku častého přetížení svalu. S nácvikem tohoto prvku by se mělo začínat od posturálně méně náročných pozic, kdy se tanečník nachází vleže na zádech, opřený o předloktí, může tak lépe kontrolovat neutrální postavení pánve. Dále se pokračuje přes pozice vsedě s různými variantami polohy rukou až po stoj na jedné končetině, kde si k udržení postury může zpočátku dopomáhat horními končetinami, následně musí udržet stabilitu bez pomoci horních končetin.

Pro dosažení maximální flexe v kyčelním kloubu je důležitá dostatečná flexibilita hamstringů. U tanečnic je běžný rozsah pohybu do flexe kolem 150°, zatímco u běžné populace je to kolem 90°. Pokud tanečník během flexe v kyčelním kloubu cítí bolest nebo tah na zadní straně stehna, je vhodné začlenit strečink hamstringů (Clippinger, 2007).

Developpé de cote

Při tomto tanečním prvku zvedá tanečník dolní končetinu, která se nachází v zevní rotaci v kyčelním kloubu, do abdukce. V tomto postavení je možné dosáhnout velkého rozsahu pohybu. Jedná se o pohyb, jehož součástí je abdukce a částečně i flexe kyčelního kloubu. Nejdůležitějšími agonisty pro tento pohyb jsou m. iliopsoas a skupina abduktorů kyčelního kloubu. Pokud je kyčelní kloub v neutrálním postavení, je maximální pohyb do abdukce u běžné populace kolem 45°. To je způsobeno narážením trochanter major na horní okraj acetabula. Při zevní rotaci se však trochanter major nastavuje inferiorním směrem, čímž dochází ke zvýšení rozsahu pohybu.

Nácvik tohoto prvku se provádí podobně jako u developpé devant. Začíná se vleže na boku a přechází se k posturálně náročnějším pozicím.

U tohoto prvku mohou pohyb omezovat adduktory kyčelního kloubu, které jsou během provedení výrazně protahovány. Proto je vhodné pro zvýšení rozsahu do maximální elevace provádět strečink adduktorů kyčelního kloubu (Clippinger, 2007).

Developpé derrière

Tato baletní pozice zahrnuje maximální extenzi kyčelního kloubu, která je součástí dalších tanečních prvků, například attitude a arabesque. Bývá podstatně více limitována muskulo-skeletální bariérou než pohyb do „developpé devant“ a „developpé de cote“. Zvýšené napětí v kloubním pouzdru, ligamentech a flexorech kyčelního kloubu nejčastěji vytváří omezení tohoto pohybu.

Pro optimální provedení jsou důležité následující kroky: maximální zevní rotace femuru pomocí zevních rotátorů kyčle bez nežádoucí rotační kompenzace pánve v počáteční fázi pohybu, vyčerpání maximálního rozsahu pohybu do extenze v kyčelním kloubu bez nastavení do anteverze pánve. Dále je možné zapojit hamstringy, které přispívají ke zvýšení rozsahu pohybu do extenze. Po dosažení maximální extenze v kyčli by mělo nastat anteverzní naklopení pánve se současnou aktivací břišních svalů, aby se snížila stresová zátěž na bederní páteř. Teprve po plném dosažení maximálních rozsahů popsáných pohybů je vhodné zařadit i rotaci pánve.

Pro nácvik „developpé derrière“ je možné opět postupovat od posturálně méně náročných pozic až do stoje (Clippinger, 2007).

2.5.1.3 Zranění kyčelního kloubu u tanečnicků

V porovnání s ostatními partiemi těla se poranění kyčelního kloubu nevyskytují příliš často. Milan (1994) uvádí mezi nejčastějšími problémy u tanečnicků lupavý fenomén v kyčelním kloubu, burzitidu, coxartrózu, únavové zlomeniny a dále natažení svalů, zejména hamstringů.

Únavové zlomeniny v oblasti kyčelního kloubu vznikají na základě opakovaného přetížení, příliš tvrdého tanečního povrchu, malnutrice, varózního postavení kyčlí a zevní rotace nad 65° (Clippinger, 2007).

Tanečníci často udávají pocit přeskokování v kyčelním kloubu během určitého pohybu. Toto přeskočení je někdy slyšitelné. K rehabilitační intervenci jsou tanečníci odesláni pro zvyšující se výskyt tohoto „přeskakování“ nebo pro nepříjemné pocity během přeskokování.

Lupavý fenomén v přední části kyčelního kloubu vzniká v místě křížení šlachy m. iliopsoas s kyčelním kloubem a ligamentem inguinale. Projevuje se při „developpé à la seconde“, což je pohyb extendovanou dolní končetinou v zevní rotaci v kyčelním kloubu do maximální abdukce s následnou flexí v kolenním kloubu, kdy se dolní končetina dotýká chodidlem stojné dolní

končetiny a postupně se extenduje v kolenním a kyčelním kloubu. V rámci rehabilitace se zaměříme na protažení a uvolnění m. iliopsoas. Součástí rehabilitace mělo být cvičení se zaměřením na stabilizaci pánve a bederní páteře (Weiss & Zlatkowski, 1996).

Tanečníci v důsledku kompenzačních pohybových vzorů mají potíže v oblasti iliotibiálního traktu a m. piriformis (Weiss & Zlatkowski, 1996).

Impingement syndrom v přední oblasti kyčelního kloubu vzniká z přetěžování struktur v jeho anteriorní části. Patří sem tendinitidy m. rectus femoris, m. iliopsoas a m. pectineus. Další příčinou bývá zánět bursy pod m. iliopsoas. Chronickým přetěžováním této oblasti vzniká kapsulitida nebo synovitida kyčelního kloubu (Weiss & Zlatkowski, 1996).

Často také dochází k natažení svalů, především pak u dvoukloubových svalů – hamstringů, m. gracilis, m. sartorius, m. adductor magnus, m. rectus femoris a m. iliopsoas. Pokud je jejich přetížení dlouhodobé a opakované, může vést k rozvoji tendinitidy (Clippinger, 2007).

2.5.2 Kolenní kloub

2.5.2.1 Kineziologie kolenního kloubu

Při valgózním postavení kolenního kloubu (genua valga) dochází k laterální deviaci tibie a zmenšení úhlu mezi tibií a femurem pod 170° . To způsobuje větší zatížení ligamentum cruciatum anterior a negativně působí na pozici patelly. U profesionálních tanečníků se toto postavení téměř nevyskytuje. To je způsobeno zřejmě vysokým výskytem zranění a předčasným ukončením kariéry.

O varózním postavení mluvíme u úhlu mezi tibií a femurem větším než 180° což negativně působí na mediální meniskus a na ligamentum colaterale mediale. Na rozdíl od genua valga se u tanečníků vyskytuje poměrně často.

Pokud při pohledu z boku sledujeme hyperextenzi kolenního kloubu, jedná se o genua recurvata. Častěji se vyskytuje u žen jako součást generalizované hypermobility. Tato hyperextenze bývá spojována se zhoršenou funkcí m. quadriceps femoris. U tohoto držení rovněž hrozí zvýšené riziko úrazu, které lze cíleně redukovat pomocí svalové kontroly. V klasickém baletu je mírná hyperextenze kolenního kloubu žádaná z estetického hlediska (Clippinger, 2007).

Demi plié a Grand plié

Jedná se o prvek, který se používá často jako příprava před skokem nebo piruetou. Demi plié je malý podřep, u kterého paty zůstávají na zemi. Grand plié je velký podřep, kdy se s výjimkou druhé pozice paty odlepují od země pro dosažení co nejnižší pozice. Během grand plié je vyvíjen velký tlak na menisky a ligamentum cruciatum posterior. U provedení těchto prvků je důležité, aby byl pohyb plynulý a při pohledu z boku se tělo nacházelo v jedné svislé ose. Častou chybou je držení těla v předklonu a nebo anteverzní postavení pánve.

Hlavním svalem pro tento pohyb je m. quadriceps femoris, který kontroluje rychlost flexe (klesání) a provádí extenzi v kyčelním i kolenním kloubu (zvedání). Pro správné provedení je důležitá aktivace zevních rotátorů kyčelního kloubu, která umožní využití adduktorů kyčelního kloubu během zvedání ze dřepu (do extenze). Zapojení adduktorů do fáze zvedání výrazně omezuje výskyt patellofemorální bolesti u tanečnicků (Clippinger, 2007).

Nácvik správného stereotypu demi plié a grand plié lze provádět nejprve u tyče, která slouží k lepšímu udržení rovnováhy a částečnému odlehčení dolních končetin. Poté je možno trénovat u zdi (wall plié), kdy si tanečnick stoupne zády ke zdi, aby se jí hrudní kyfóza a křížovou kostí lehce dotýkal. Paty se nachází v mírné vzdálenosti od zdi. Provádí se demi plié ve druhé pozici. Po zvládnutí prvku u zdi se tento prvek nacvičuje bez opory ve volném prostoru.

Pro odlehčení kolenního kloubu je důležitý plynulý pohyb, kdy tanečnick kontroluje pohyb směrem dolů (pocitově se i během této fáze vytahuje nahoru) (Clippinger, 2007).

2.5.2.2 Zranění kolenního kloubu u tanečnicků

Příčinou poranění kolenního kloubu u tanečnicků jsou opakované skoky (sautés), hluboké dřepy (pliés), svalové dysbalance, přetížení, nevhodná technika dosahování baletních pozic a také nevhodná kvalita tanečního povrchu a baletní obuv (Kadel, 2006).

K nejčastějším zraněním v oblasti kolenního kloubu patří chondropatie patelly, laterální subluxe patelly, bursitida, fraktura patelly, a také poranění vazů kolenního kloubu (Milan, 1994 Kadel, 2006 Hansen & Reed, 2006).

U tanečnicků se také často vyskytuje patellofemorální bolest, která vzniká opakovaným silovým působením na patellu. Patellofemorální bolest mohou ještě zhoršovat další

biomechanické faktory, které způsobí laterální deviaci patelly, jako je oslabení mediálního vastu m. quadriceps femoris, hyperextenze kolene, genua valga, zkrácení iliotibiálního traktu, zevní torze tibie a pronační nastavení chodidla (Clippinger, 2007). Na vzniku těchto potíží se významně podílí iliotibiální trakt (Stretanski, 2002).

2.5.3 Hlezenní kloub

2.5.3.1 Kineziologie hlezenního kloubu

Pro funkční pohyb chodidla jsou zásadní talocrurální, transverzální tarzální a subtalární kloub. Další klouby se podílejí na správné funkci přidavnými pohyby. Metatarzální skloubení mají minimální rozsah pohybu. Pohyb v metatarzálních kloubech je důležitý pro přenos hmotnosti těla dopředu při chůzi, v tanci je jejich rozsah pohybu nutný pro postavení na špičky prstů (*demi pointe*). V baletu je využívána plantární flexe, která významně oslabuje ligamentum talofibulare anterius, které je přetěžováno. Při jeho opakovaném stresovém zatížení se rozvíjí chronická instabilita hlezenního kloubu (Clippinger, 2007).

Při pozici na špičkách (*pointe*) se artikulační ploška talu dostává mimo osu mediálního a laterálního malleolu. Tím je umožněn větší rozsah pohybu i do ostatních směrů a hrozí větší riziko zranění. Pro zajištění stability v plantární flexi je důležitá svalová aktivita a napětí ligament (Clippinger, 2007; Russell, McEwan, Koutedakis, & Wyon, 2008).

Demi pointe, pointe

Jde o baletní pozici, při které tanečník stojí na metatarsophalangeálních kloubech nohy. Pro estetické provedení pohybu je nutná alespoň 90° plantární flexe a 90° flexe v metatarsophalangeálním kloubu palce (Clippinger, 2007). Přitom u běžné populace je dorzální flexe kolem 20° a plantární flexe 50° (Russel, McEwan, Koutedakis, & Wyon, 2008).

Anteriorní talofibulární ligamentum působí jako hlavní stabilizátor hlezenního kloubu. Během plantární flexe narůstá riziko poranění, protože tento vaz je nejslabším ligamentem hlezenního kloubu a v plantární flexi je v maximálním napětí (Russel, McEwan, Koutedakis, & Wyon, 2008).

Během pointé je hmotnost těla nesena na špičkách a největší tlak je vyvíjen na první dva prsty. Při pozicích na špičkách je potřebná velká svalová síla nutná pro udržení stability (Kadel, 2006). Hlavním stabilizátorem je m. triceps surae, kterému k udržení optimálního postavení pomáhají m. peroneus longus a m. tibialis posterior. Jejich aktivitou je možné zvednout středonoží, aniž by byla nutná změna pozice prstů. Jejich svalová souhra brání pádu z baletních pozic do inverze nebo everze (Clippinger, 2007).

2.5.3.2 Zranění hlezenního kloubu u tanečnicků

Poranění hlezenního kloubu je u tanečnicků nejčastěji se vyskytujícím zraněním, protože tento kloub nese hmotnost celého těla a působí na něj velké zatížení (Kadel, 2008).

Správná funkce hlezenního kloubu je základním předpokladem pro taneční choreografii. Úraz hlezenního kloubu vyloučí tanečnický z tréninku a tím i z vystoupení (Russell, McEwan, Koutedakis, & Wyon, 2008).

Nejčastějším poraněním je distorze hlezenního kloubu do inverze, kdy je poškozena přední část talofibulárního vazů. Mechanismus vzniku je nejčastěji při špatném doskoku nebo pádu z demi-pointé (Clippinger, 2007). Tanečníci po distorzi hlezenního kloubu vykazují zhoršenou propriocepci a pro udržení rovnováhy na jedné končetině potřebují vizuální kontrolu (Leanderson, Ericsson, Nilsson, & Wykman, 1996).

Anteriorní impingement vzniká během maximální dorsiflexe v hlezenním kloubu, kdy dojde ke kontaktu tibie a talu. V místě jejich kontaktu vzniká exostóza (Kadel, 2006). K rizikovým faktorům patří nadměrná volnost posteriorní části kloubního pouzdra, Achillovy šlachy a laterálních vazů hlezenního kloubu (Clippinger, 2007).

Posteriorní impingement syndrom se nejčastěji rozvíjí u tanečnicků po opakovaném narážení talu a zadní části tibie při silové maximální plantární flexi, po fraktuře posteriorního talárního výběžku. Další příčinou vzniku je nadměrný posun talu anteriorně. Tento posun vzniká po distorzi hlezenního kloubu do inverze, následkem je zvýšená laxicita laterálních vazů (Milan, 1994).

K dalším problémům v této oblasti patří tendinitida Achillovy šlachy. Tyto struktury jsou u baletních tanečnicků velmi namáhané, protože velkou část tréninku a vystoupení provádí tanečníci na špičkách, kdy je kontrahován m. soleus a m. gastrocnemius, které napínají Achillovu šlachy

(Kadel, 2006). Tanečníci uvádí potíže při doskocích a plié, kdy je Achillova šlacha ještě více napínána (Malone & Hardaker, 1990). Hlavním stabilizátorem středonoží, palce a hlezenního kloubu je m. flexor hallucis longus (Hansen & Reed, 2006). Během plié je Achillova šlacha napnuta a m. flexor hallucis longus provádí stabilizaci palce pomocí plantární flexe (Kadel, 2006). Rehabilitace by měla spočívat ve správně provedeném strečinku těchto svalů. V akutní fázi by měly být omezeny pohyby, vyvolávající bolest (Malone & Hardaker, 1990).

U tanečníků se dále vyskytuje hallux valgus, jeho incidence v porovnání s ostatní populací se však výrazně neliší. U tanečníků s plochonožím nebo u těch, kteří provádějí nevhodnou techniku vytáčení do zevní rotace, se vyskytuje zvýšená incidence otlaků v oblasti palce (Kadel, 2006). Predisponujícím faktorem pro vznik hallux valgus je vrozená varozita prvního metatarsu (Milan, 1994). Cimelli & Curran (2012) přičítají vznik hallux valgus výskytu fascitidy plantární fascie, únavových zlomenin a bolestivosti m. tibialis posterior a zvětšenému pronačním postavení v subtalárním kloubu. Otlaky se léčí obvykle konzervativně vypodložením kolem prominujícího metatarsophalangeálního kloubu, používáním korektoru mezi prvním a druhým prstem nebo cvičením zaměřeným na posilování svalů. Důležitý je také výběr obuvi, která by odlehčovala zátěž palce a druhého prstu. Chirurgická korekce hallux valgus u stále aktivních tanečníků není doporučována, protože v jejím důsledku může dojít k výraznému omezení rozsahu pohybu v metatarsophalangeálním kloubu palce (Kadel, 2006).

Ztuhlost v metatarsophalangeálním kloubu, která je způsobena artritickými změnami, je označována jako hallux rigidus (Milan, 1994). Pro tanečnický je nezbytný rozsah pohybu do dorsiflexe 80 – 100° pro zvedání (relevé) a stoj na pološpičkách (demi-pointe). Pokud je rozsah pohybu omezený, vznikají kompenzační mechanismy, během kterých se tanečníci zvedají s větší zátěží na laterální straně chodidla (Clippinger, 2007). V počáteční fázi tohoto onemocnění lze využít pro léčbu šetrnou trakci kloubu a pasivní a aktivní cvičení zaměřené na posilování svalů nohy. Chirurgické řešení může zmírnit potíže, je však nezbytné tanečnický upozornit, že pooperační léčba bude trvat od 3 do 6 měsíců a nemusí být dosaženo plného rozsahu pohybu v kloubu (Milan, 1994).

Bolestivý mediální oblouk podélné klenby bývá vyvoláván tlakem na měkké tkáně v této oblasti, pokud dochází k opakovanému silovému dotahování baletních pozic. K tomuto problému se často přidává ještě hallux valgus (Kadel, 2006).

Plantární fascie bývá u tanečnicků přetížena při demi pointé a při nevhodném provádění zevně rotační pozice (Milan, 1994).

Subluxace os cuboideum se častěji vyskytuje u tanečnic. Vzniká v důsledku přetížení při opakovaném pohybu z celého chodidla na pointé nebo demi pointé. Tato opakovaná dorzální a plantární flexe vyvolá zhoršení stability v tarsometatarsálních skloubeních a vede k predispozici subluxace os cuboideum, zejména při doskoku v pronačním postavení chodidla, při pronačním držení chodidla během zevně rotačních pozic a při distorzi hlezenního kloubu. (Clippinger, 2007). Může se vyskytovat jak v akutní tak v chronické podobě. Při subluxaci os cuboideum tanečnici nejsou schopni provádět skoky a tanec na špičkách (Stretanski, 2002).

U tanečnicků bývá časté poranění sezamských kostí. Sezamské kosti se nacházejí v místě úponu m. flexor hallucis brevis a naléhají z plantární strany na hlavičku prvního metatarzu. Jsou vystaveny velkému zatížení během zvedání na špičky a při doskocích. Poranění těchto kostí může být způsobené silovým dosažením zevně rotačních pozic, chybnými doskoky a chůzí se zevně vytočenými chodidly (Clippinger, 2007). Příznaky těchto zranění jsou palpační bolest z plantární strany pod hlavičkou prvního metatarzu. Obvykle bývá bolestivější mediální sezamská kůstka. Dorzální flexe v palci je také bolestivá, protože se tyto kůstky pohybují distálním směrem. Dalším problémem může být zánět bursy pod sezamskými kostmi. Pro vyloučení únavové zlomeniny nebo osteonekrózy se doporučuje udělat rentgen nebo magnetickou rezonanci. K léčbě se využívají korektory, které se dávají do zatížené a bolestivé oblasti. Doporučuje se nošení bot s pevnou podrážkou, které omezí pohyb v oblasti prvního metatarzu. Dále lze využít injekční aplikaci kortikosteroidů. Úplné odeznění problémů může trvat několik měsíců. Chirurgické odstranění se spíše neprovádí (Kadel, 2006).

Únavové zlomeniny vznikají nejčastěji na II. a III. metatarzu. Protože tyto dva jsou více fixovány okolními strukturami než ostatní metatarzy (Stretanski, 2002). Únavové zlomeniny v proximální diafýze V. metatarzu jsou nejčastěji spojeny s opakovanou addukční silou (Milan, 1994). Ke zlomenině V. metatarzu dochází při doskoku a při pohybu chodidla přes malíkovou hranu během demi-pointe. Tato zlomenina se projevuje bolestí na laterální straně chodidla, otokem a citlivostí. U těchto zlomenin tanečnici obvykle zvládají tancovat i přes bolest. Fyzická zátěž tyto problémy zhoršuje, pro přesnou diagnostiku je nutné rentgenové vyšetření (Kadel, 2006).

3. CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem diplomové práce bylo určit vliv rehabilitační intervence na velikost zatížení nohy ve stejné fázi chůze u baletních tanečníků.

3.1 Dílčí cíle

1. Na základě pilotní studie určit dynamické parametry (závislost reakční síly na čase) vhodné pro analýzu zatížení nohy.
2. Provést dynamickou analýzu chůze u baletních tanečníků před rehabilitací a po rehabilitaci.
3. Analyzovat odlišnosti dynamických parametrů chůze během stejné fáze krokového cyklu u baletních tanečníků před rehabilitací a po rehabilitaci.
4. Posoudit souvislosti mezi vyšetřenými anamnestickými údaji a naměřenými parametry u baletních tanečníků

3.2 Hypotézy

H01: Neexistuje statisticky významný rozdíl ve velikosti časových a silových parametrů reakční síly podložky mezi pravou a levou dolní končetinou ve stejné fázi chůze před provedením rehabilitační intervence.

H02: Neexistuje statisticky významný rozdíl ve velikosti časových a silových parametrů reakční síly podložky mezi pravou a levou dolní končetinou ve stejné fázi chůze po provedení rehabilitační intervence.

H03: Neexistuje statisticky významný rozdíl ve velikosti časových a silových parametrů a reakční síly podložky u pravé (levé) dolní končetiny ve stejné fázi chůze před a po rehabilitační intervenci.

4. METODIKA

4.1. Charakteristika souboru probandů

Výzkumný soubor tvořilo 14 profesionálních tanečnicků (9 žen, 5 mužů), kteří byli členy baletního souboru Moravského divadla v Olomouci (průměrný věk $25,9 \pm 5,38$ let; výška $172,8 \pm 8,14$ cm; hmotnost $58,0 \pm 12,15$ kg). Pro zařazení do sledovaného souboru nesměli probandi vykazovat významné patologické změny muskuloskeletálního systému a operační zákroky na dolních končetinách. Z toho důvodu byla před zahájením měření každému odebrána anamnéza a provedeno kineziologické vyšetření. Další podmínkou bylo dosažení profesionální úrovně v baletním tanci.

Všechny testované osoby byly seznámeny s průběhem měření a podepsaly souhlas s anonymním použitím výsledků v realizovaných výstupech studie.

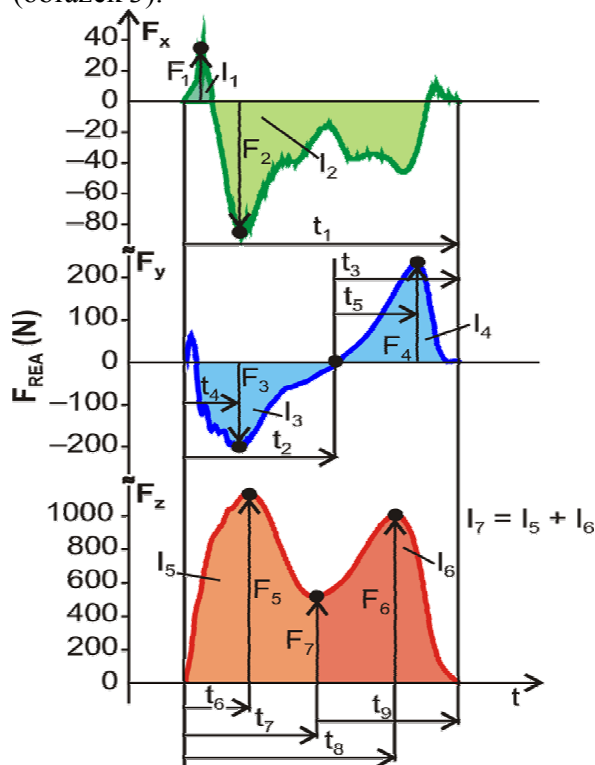
4.2. Vlastní měření

4.2.1 Realizace měření

Každý proband absolvoval dvě série měření, jednu před a druhou po rehabilitační intervenci. Během jednoho měření provedl každý tanečník 10 pokusů chůze přirozenou rychlostí. Z deseti naměřených pokusů bylo v rámci jednoho měření u každého probanda vybráno 5 pokusů, které se vyznačovaly plynulým provedením a plným kontaktem chodidel s plošinami. K vlastnímu měření byly použity dvě silové plošiny KISTLER 9286AA (Kistler Instrumente, AG, Winterthur, Švýcarsko), takže bylo možné posuzovat pravou a levou končetinu. Povrch plošiny byl ve stejné rovině s povrchem podložky, překrytý materiálem stejné barvy. Tím se minimalizovaly rušivé vlivy prostředí a zajistilo přirozené provedení pohybu. Silové plošiny byly umístěny v místnosti, která byla dostatečně velká, aby umožnila provést několik kroků před změřením na plošinách pro zajištění plynulosti krokového cyklu. Signál z plošin byl zpracován v programu MATLAB (Verze 7.01, Mathwork, Inc., USA).

4.2.2 Posuzované parametry

V hodnocení reakčních sil podložky jsme posuzovali časové parametry (t), silové parametry (F), a impulzy síly (I) v mediolaterální, anteroposteriorní a vertikální složce reakčních sil (obrázek 3).



Obrázek 3. Posuzované parametry reakční síly podložky (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012).

Legenda: FREA – reakční síla podložky, x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr, z – vertikální směr, F_x – mediolaterální složka, F_y – anteroposteriorní složka, F_z – vertikální složka

Časové parametry: t_1 – celkový čas stejné fáze, t_2 – doba trvání decelerační fáze, t_3 – doba trvání akcelerační fáze, t_4 – čas dosažení maximální síly v decelerační fázi, t_5 – čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi, t_6 – čas dosažení maximální síly v decelerační fázi, t_7 – čas minima síly v mezistoji a koncovém stoji, t_8 – čas maxima vertikální složky reakční síly v akcelerační fázi, t_9 – čas od lokálního minima vertikální složky reakční síly do konce stejné fáze.

Silové parametry: F_1 – maximální síla mediální, F_2 – maximální síla laterální, F_3 – maximální hodnota předozadní složky reakční síly v decelerační fázi, F_4 – maximální hodnota předozadní složky reakční síly v akcelerační fázi, F_5 – maximální vertikální síla v decelerační fázi, F_6 – maximální vertikální síla v akcelerační fázi, F_7 – minimum síly v mezistoji a koncovém stoji

Impulzy síly: I_1 – silový impulz mediální, I_2 – silový impulz laterální, I_3 – silový impulz předozadní složky reakční síly v decelerační fázi, I_4 – silový impulz předozadní složky reakční síly v akcelerační fázi, I_5 – silový impulz

vertikální složky reakční síly v decelerační fázi, I_6 – silový impulz vertikální složky reakční síly v akcelerační fázi, I_7 – celkový silový impulz vertikální složky reakční síly.

4.2.3 Rehabilitační terapie

Každý proband absolvoval celkem 10 rehabilitačních terapií. Každá jednotka rehabilitace trvala asi 1 hodinu. Prvních 30 minut bylo zaměřeno na ošetření periferie. Zde byly prováděny techniky měkkých tkání a mobilizace kloubů dolních končetin a ošetření svalů dolních končetin pomocí postizometrické relaxace. Dále byly provedeny techniky měkkých tkání v oblasti zad, ošetření bránice a trakce bederní páteře. Ošetřeny byly také struktury ramenního pletence. Dalších 30 minut bylo zaměřeno na aktivaci hlubokého stabilizačního systému v různých vývojových pozicích. Vycházeli jsme z konceptu Koláře a Čákové, kdy byly nejprve voleny nižší pozice (vzor třetího měsíce) přes vyšší (klek na čtyřech) až do stoje. Součástí rehabilitace byla škola zad a instruktáž správného držení těla a aktivace hlubokého stabilizačního systému při běžných denních aktivitách a při tanci.

4.2.4 Statistické zpracování dat

Výsledné parametry byly zpracovány a upraveny pro statistické vyhodnocení v programu Microsoft Office Excel.

Statistické zpracování jsme provedli v programu Statistica (Verze 9.0, Stat-Soft, Inc., Tulsa, OK, USA). Pro porovnání souborů jsme použili dvoufaktorovou analýzu rozptylu (faktory končetina a provedení rehabilitace). Nalezené rozdíly byly ověřeny s využitím Tukey a HSD post hoc testu.

5. VÝSLEDKY

5.1 Časové parametry

Základní statistické charakteristiky časových parametrů jsou uvedeny v tabulce 1. Hodnoty celkové stojné fáze (t_1) jsou uvedeny v sekundách, ostatní parametry jsou vyjádřeny v % krokového cyklu. Výsledky statistického porovnání jsou uvedeny v tabulce 2.

Tabulka 1. Hodnoty časových parametrů pro LDK a PDK před a po rehabilitační intervenci

Měření	1				2			
	Pravá		Levá		Pravá		Levá	
Parametr	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
t_1 [s]	0,66	0,06	0,64	0,06	0,63	0,05	0,64	0,05
t_2 [%]	62,8	7,6	50,3	7,7	58,8	3,2	58,6	3,9
t_3 [%]	37,2	7,6	49,7	7,7	41,2	3,2	41,4	3,9
t_4 [%]	14,8	2,8	13,0	3,7	12,5	3,6	14,6	2,6
t_5 [%]	25,6	8,1	37,8	7,9	29,8	3,0	29,7	3,2
t_6 [%]	24,0	4,5	23,6	3,3	22,2	3,8	22,2	1,8
t_7 [%]	48,0	4,8	48,8	5,6	46,6	4,3	46,6	5,7
t_8 [%]	78,6	1,8	78,7	1,7	78,3	1,8	78,5	2,1
t_9 [%]	52,0	4,8	51,2	5,6	53,4	4,3	53,4	5,7

Legenda: 1 – měření před rehabilitací, 2 – měření po rehabilitaci, SD – směrodatná odchylka, : t_1 – celkový čas stojné fáze, t_2 – doba trvání decelerační fáze, t_3 – doba trvání akcelerační fáze, t_4 – čas dosažení maximální síly v decelerační fázi, t_5 – čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi, t_6 – čas dosažení maximální síly v decelerační fázi, t_7 – čas minima síly v mezistoji a koncovém stoji, t_8 – čas maxima vertikální složky reakční síly v akcelerační fázi, t_9 – čas od lokálního minima vertikální složky reakční síly do konce stojné fáze

Tabulka 2. Statisticky významné rozdíly mezi časovými parametry na LDK a PDK před a po rehabilitační intervenci

	PxL	PxL	1x2	1x2
	1	2	P	L
t ₁			*	
t ₂	**			**
t ₃	**			**
t ₄			*	
t ₅	**			**

Legenda: P – pravá končetina, L – levá končetina, 1 – měření před rehabilitací, 2 – měření po rehabilitaci, t₁ – celkový čas stejné fáze, t₂ – doba trvání decelerační fáze, t₃ – doba trvání akcelerační fáze, t₄ – čas dosažení maximální síly v decelerační fázi, t₅ – čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi, * – statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$), ** – statisticky významný rozdíl ($p < 0,01$)

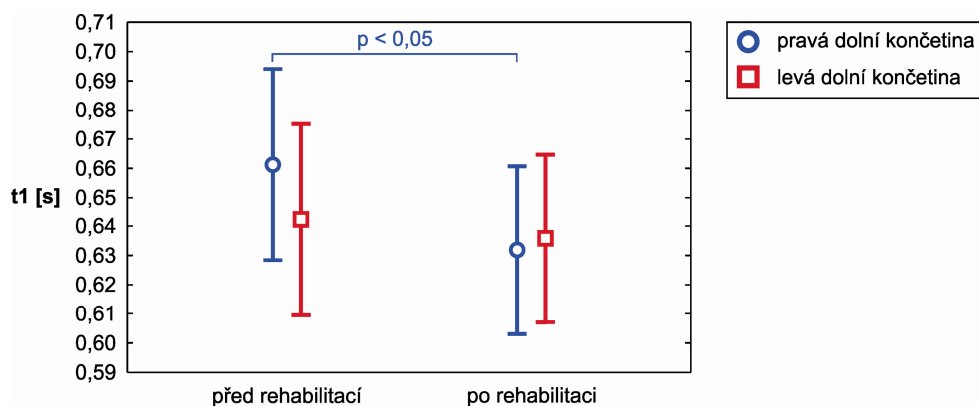
Porovnání časových parametrů na levé (LDK) a na pravé dolní končetině (PDK)

Při porovnání časových parametrů obou dolních končetin před rehabilitační intervencí jsme zaznamenali statisticky významné rozdíly u prvního měření (tabulka 2). Doba trvání decelerační fáze (t₂) byla na PDK delší než na LDK (graf 2). Doba trvání akcelerační fáze (t₃) a čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (t₅) byly naopak na LDK větší než na PDK (graf 3 a 5). Všechny uvedené rozdíly byly statisticky významné na hladině $p < 0,01$ (tabulka 2).

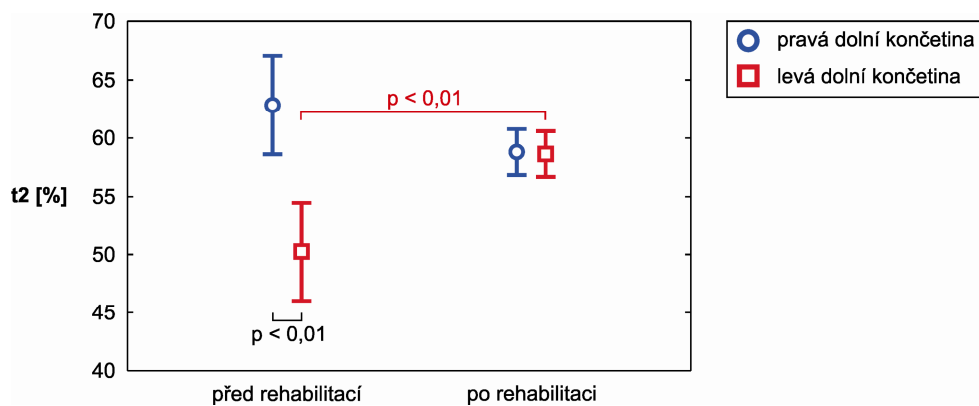
Porovnání časových parametrů před rehabilitací a po rehabilitaci

Při porovnávání časových parametrů před rehabilitací a po rehabilitaci jsme zaznamenali významné změny v celkovém čase stejné fáze (t₁) Před rehabilitací byl celkový čas stejné fáze delší na PDK. Po rehabilitaci došlo k jeho zkrácení a tím k rovnoměrnému časovému zatížení obou dolních končetin (graf 1). Doba trvání decelerační fáze (t₂) byla před rehabilitací kratší na LDK a po rehabilitaci jsme zaznamenali její zvýšení, čímž se přiblížila k hodnotám PDK (graf 2). Doba trvání akcelerační fáze (t₃) se po rehabilitaci snížila na LDK (graf 3). U času dosažení

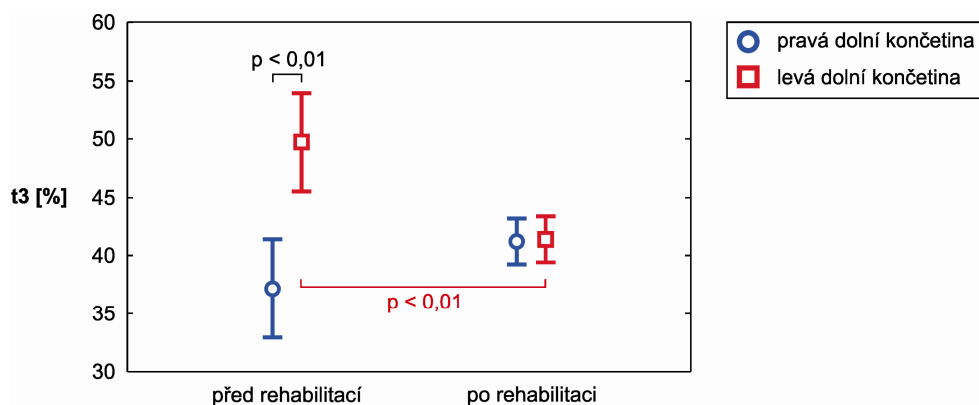
maximální síly v decelerační fázi (t_4) byla po rehabilitaci zaznamenána nižší hodnota na PDK (graf 4). Čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (t_5) se na LDK po rehabilitaci zkrátil (graf 5). Statisticky významné rozdíly mezi časovými parametry byly na PDK na hladině významnosti $p < 0,05$ a na LDK $p < 0,01$ (tabulka 2). Po rehabilitaci jsme zaznamenali tendence k rovnoměrnému časovému zatížení u obou dolních končetin.



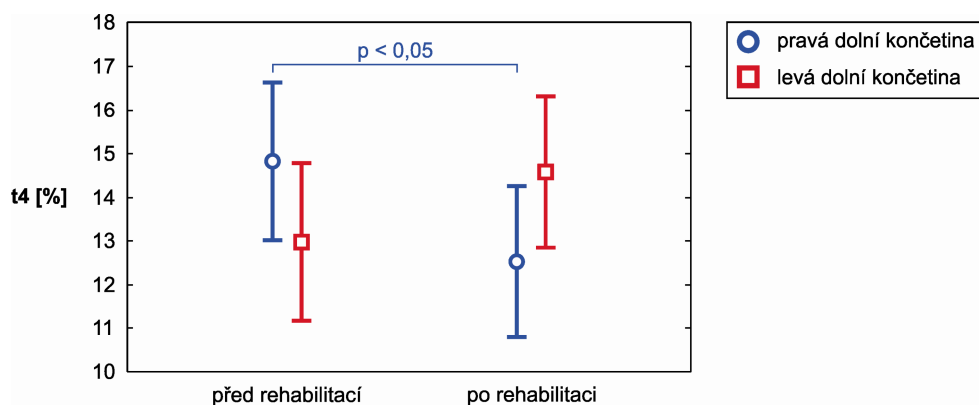
Graf 1. Grafické porovnání rozdílu celkového času stejné fáze (t_1) na LDK a PDK před a po rehabilitační intervenci s vyznačením hladiny statistické významnosti



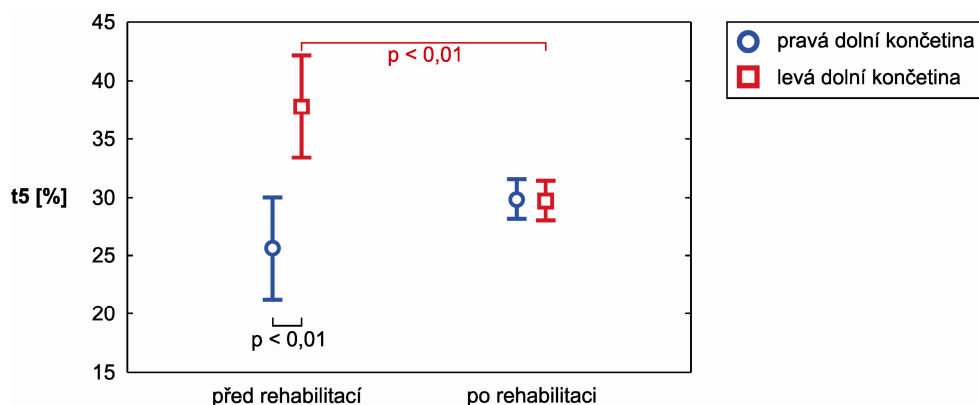
Graf 2. Grafické porovnání rozdílu doby decelerační fáze (t_2) na LDK a PDK před a po rehabilitační intervenci s vyznačením hladiny statistické významnosti



Graf 3. Grafické porovnání rozdílu doby trvání akcelerační fáze (t3) na LDK a PDK před a po rehabilitační intervenci s vyznačením hladiny statistické významnosti



Graf 4. Grafické porovnání rozdílu času dosažení maximální síly v decelerační fázi (t4) na LDK a PDK před a po rehabilitační intervenci s vyznačením hladiny statistické významnosti



Graf 5. Grafické porovnání rozdílu času maximální síly v akcelerační fázi (t5) na LDK a PDK před a po rehabilitační intervenci s vyznačením hladiny statistické významnosti

5.2 Silové parametry

Základní statistické charakteristiky silových parametrů jsou uvedeny v tabulce 3, výsledek statistického porovnání je v tabulce 4.

Tabulka 3. Hodnoty silových parametrů pro LDK a PDK před a po rehabilitační intervenci

Měření	1				2			
	Pravá		Levá		Pravá		Levá	
Parametr	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
F ₁ [%]	5,1	1,8	-6,8	1,5	2,6	6,5	-2,6	7,3
F ₂ [%]	-4,4	2,4	6,2	2,4	-0,4	6,9	2	6,4
F ₃ [%]	-14,1	3,6	-14,4	4,8	-19	3,8	-19,4	4,6
F ₄ [%]	13,6	5,8	21,8	4,1	22,5	3,4	22,5	4,5
F ₅ [%]	105,4	6,3	105,4	8,1	106,8	6	108,6	8,2
F ₆ [%]	121,1	6,1	124,3	8	122,7	6,6	127,1	7,5
F ₇ [%]	80,8	5,3	79,4	7,1	79,5	5,6	79,6	6,3

Legenda: 1 – měření před rehabilitací, 2 – měření po rehabilitaci, SD – směrodatná odchylka, F₁ – maximální síla mediální, F₂ – maximální síla laterální, F₃ – maximální hodnota předozadní složky reakční síly v decelerační fázi, F₄ – maximální hodnota předozadní složky reakční síly v akcelerační fázi, F₅ – maximální vertikální síla v decelerační fázi, F₆ – maximální vertikální síla v akcelerační fázi, F₇ – minimum síly v mezistoji a koncovém stoji

Tabulka 4. Statisticky významné rozdíly mezi silovými parametry na LDK a PDK před a po rehabilitační intervenci

	PxL	PxL	1x2	1x2
	1	2	P	L
F ₁	**	*		
F ₂	**			
F ₃			**	**
F ₄	**		**	

Legenda: P – pravá končetina, L – levá končetina, 1 – měření před rehabilitací, 2 – měření po rehabilitaci, F₁ – maximální síla mediální, F₂ – maximální síla laterální, F₃ – maximální hodnota předozadní složky reakční síly v decelerační fázi, F₄ – maximální hodnota předozadní složky

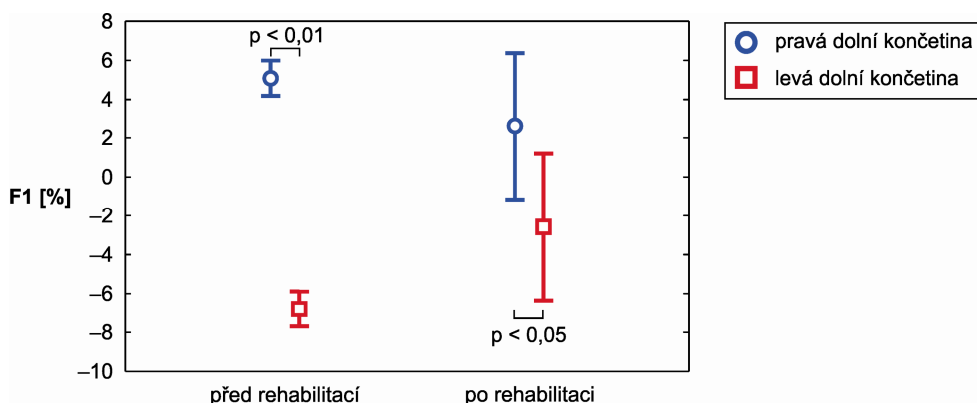
reakční síly v akcelerační fázi, * – statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$), ** – statisticky významný rozdíl ($p < 0,01$)

Porovnání silových parametrů na levé (LDK) a pravé dolní končetině (PDK)

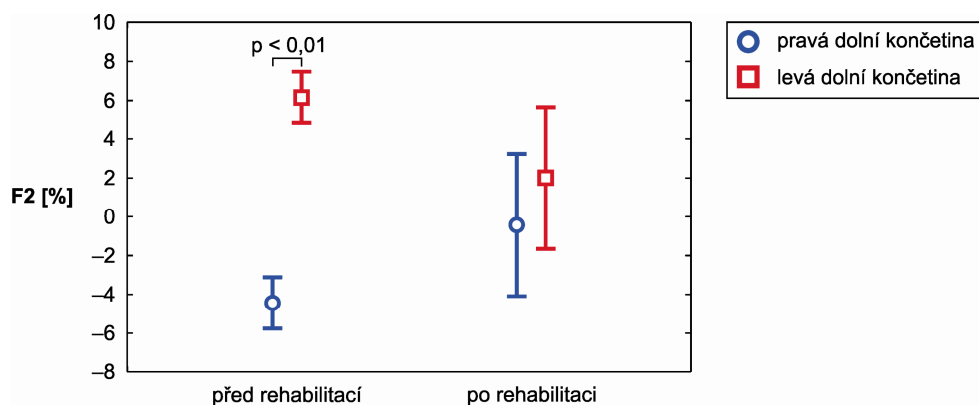
Při porovnávání silových parametrů LDK a PDK byly zaznamenány statisticky významné rozdíly v maximální mediální síle (F_1) před i po rehabilitaci kdy naměřené hodnoty byly vyšší na PDK (graf 6). U maximální laterální síly (F_2) byly před rehabilitací hodnoty na LDK vyšší než na PDK (graf 7), a maximální hodnota předozadní složky reakční síly v akcelerační fázi (F_4) nižší na PDK (graf 9).

Porovnání silových parametrů před rehabilitací a po rehabilitaci

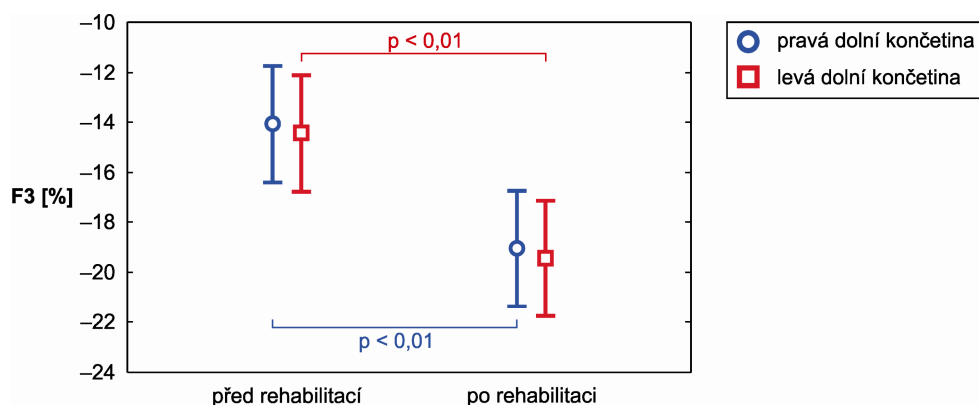
Statisticky významné rozdíly v silových parametrech jsme zaznamenali v maximální hodnotě předozadní složky reakční síly v decelerační fázi (F_3) na LDK i PDK. Na obou končetinách došlo po rehabilitaci ke snížení hodnot (graf 8). Statisticky významného rozdílu bylo dosaženo v maximální hodnotě předozadní složky reakční síly v akcelerační fázi (F_4) na PDK, kde se hodnota parametru po rehabilitaci zvýšila (graf 9). Po rehabilitaci jsme pozorovali tendence k symetrickému rozložení silových parametrů.



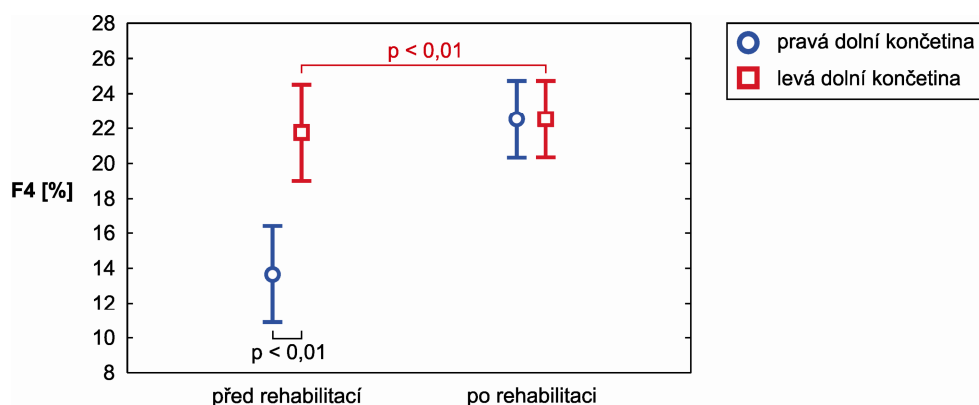
Graf 6. Grafické porovnání maximální mediální síly (F_1) na LDK a PDK před a po rehabilitační intervenci s vyznačením hladiny statistické významnosti



Graf 7. Grafické porovnání maximální laterální síly (F2) na LDK a PDK před a po rehabilitaci s vyznačením hladiny statistické významnosti



Graf 8. Grafické porovnání maximální hodnoty předozadní složky reakční síly v decelerační fázi (F3) na LDK a PDK před a po rehabilitační intervenci s vyznačením hladiny statistické významnosti



Graf 9. Grafické porovnání maximální hodnoty předozadní složky reakční síly v akcelerační fázi (F4) na LDK a PDK před a po rehabilitační intervenci s vyznačením hladiny statistické významnosti

5.3 Impulzy síly

Zakladní statistické charakteristiky silových impulzů jsou uvedeny v tabulce 5, výsledek statistického porovnání je v tabulce 6.

Tabulka 5. Hodnoty parametrů impulzů síly pro LDK a PDK před a po rehabilitační intervenci

Měření	1				2			
	Pravá		Levá		Pravá		Levá	
Parametr	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
I ₁	-0,10	0,14	0,11	0,24	-0,06	0,27	0,07	0,30
I ₂	1,54	0,67	-2,24	0,64	2,44	0,53	-2,08	0,52
I ₃	-2,51	0,62	-2,22	0,90	-3,17	0,52	-3,28	0,59
I ₄	1,71	0,85	3,01	0,49	2,91	0,40	2,81	0,42
I ₅	24,9	2,6	25,6	4,3	24,3	1,9	24,6	2,5
I ₆	30,6	3,5	29,5	3,4	30,4	3,7	31,1	4,5
I ₇	55,5	4,1	55,2	4,5	54,7	3,5	55,7	3,4

Legenda: 1 – měření před rehabilitací, 2 – měření po rehabilitaci, SD – směrodatná odchylka, I₁ – silový impulz mediální, I₂ – silový impulz laterální, I₃ – silový impulz předozadní složky reakční síly v decelerační fázi, I₄ – silový impulz předozadní složky reakční síly v akcelerační fázi, I₅ – silový impulz vertikální složky reakční síly v decelerační fázi, I₆ – silový impulz vertikální složky reakční síly v akcelerační fázi, I₇ – celkový silový impulz vertikální složky reakční síly.

Tabulka 6. Statisticky významné rozdíly mezi silovými impulzy na PDK a LDK před a po rehabilitační intervenci

	PxL	PxL	1x2	1x2
	1	2	P	L
I ₂	**	**	**	
I ₃				**
I ₄	**		**	

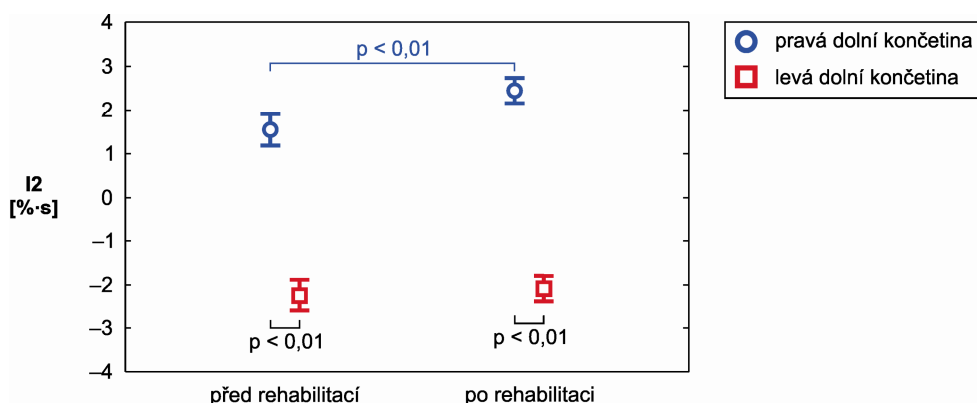
Legenda: P – pravá končetina, L – levá končetina, 1 – měření před rehabilitací, 2 – měření po rehabilitaci, I₂ – silový impulz laterální, I₃ – silový impulz předozadní složky reakční síly v decelerační fázi, I₄ – silový impulz předozadní složky reakční síly v akcelerační fázi, * – statisticky významný rozdíl (p < 0,05), ** – statisticky významný rozdíl (p < 0,01)

Porovnání impulzů síly na levé (LDK) a na pravé dolní končetině (PDK)

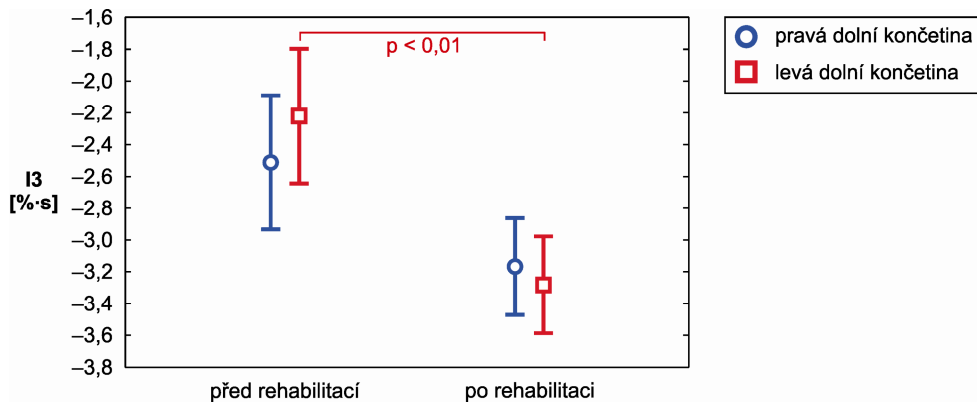
Statisticky významné rozdíly mezi LDK a PDK jsme zaznamenali u laterálního silového impulzu (I₂). Na PDK byly hodnoty I₂ vyšší u prvního i druhého měření (graf 10). U silového impulzu předozadní složky reakční síly v akcelerační fázi (I₄), u prvního měření byly hodnoty na PDK nižší než na LDK (graf 12).

Porovnání parametrů před rehabilitací a po rehabilitaci

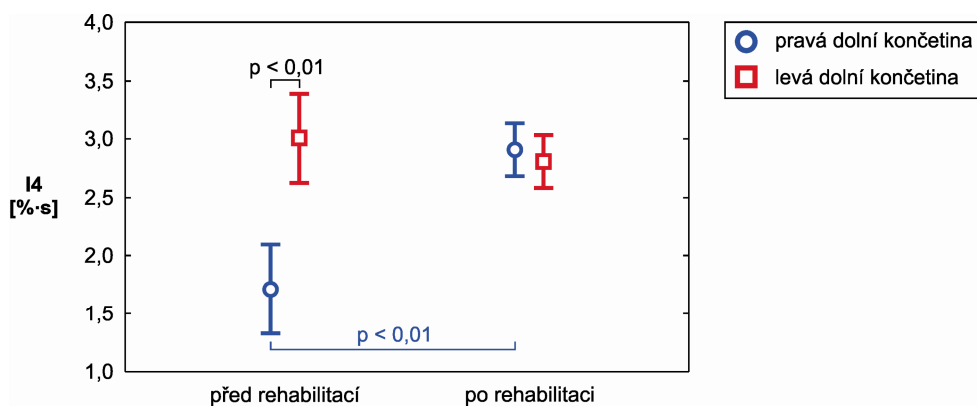
Při porovnání měření před a po rehabilitaci byly zjištěny statisticky významné rozdíly v laterálním silovém impulzu (I₂) a v silovém impulzu předozadní složky reakční síly v akcelerační fázi (I₄) na PDK. Po rehabilitaci byly hodnoty I₂ a I₄ vyšší než před rehabilitací (graf 10 a 12). Na LDK byly statisticky významné rozdíly naměřeny u silového impulzu předozadní složky reakční síly v decelerační fázi (I₃). Po rehabilitaci se hodnoty I₃ na LDK snížily (graf 11). U I₃ a I₄ se po rehabilitaci ukázaly tendence k symetrizaci těchto parametrů mezi LDK a PDK.



Graf 10. Grafické porovnání laterálního silového impulzu (I₂) na LDK a PDK před a po rehabilitaci s vyznačením hladiny statistické významnosti



Graf 11. Grafické porovnání silového impulzu v decelerační fázi (I3) na LDK a PDK před a po rehabilitaci s vyznačením hladiny statistické významnosti



Graf 12. Grafické porovnání silového impulzu v akcelerační fázi (I4) na LDK a PDK před a po rehabilitaci s vyznačením hladiny statistické významnosti

6 VYJÁDŘENÍ K HYPOTÉZÁM

H01: Neexistuje statisticky významný rozdíl ve velikosti časových a silových parametrů reakční síly podložky mezi pravou a levou dolní končetinou před provedením rehabilitační intervence.

Při prvním měření provedeným před rehabilitací jsme naměřili v anteroposteriorní složce reakčních sil podložky statisticky významné rozdíly v časových a silových parametrech i v silových impulzech. Tato hypotéza se nepotvrdila.

H02: Neexistuje statisticky významný rozdíl ve velikosti časových a silových parametrů reakční síly podložky mezi pravou a levou dolní končetinou po provedení rehabilitační intervence.

Po rehabilitační intervenci jsme zaznamenali statisticky významné rozdíly v silových parametrech v mediolaterální složce reakční síly podložky. V časových parametrech jsme nezaznamenali žádné statisticky významné rozdíly. Hypotézu pro silové parametry zamítáme, pro časové parametry se hypotéza potvrdila.

H03: Neexistuje statisticky významný rozdíl ve velikosti časových a silových parametrů reakční síly podložky u pravé (levé) dolní končetiny před a po rehabilitační intervenci.

Na pravé i levé dolní končetině jsme po rehabilitační intervenci zaznamenali statisticky významné rozdíly ve sledovaných parametrech v anteroposteriorním směru reakčních sil podložky. Tuto hypotézu zamítáme.

7. DISKUZE

Pro hodnocení pohybového projevu baletních tanečnicků jsme si zvolili chůzi, která je základním motorickým stereotypem, charakteristickým pro každého člověka. Odlišuje se délkou kroku, tempem, rychlostí a také držením těla v průběhu chůze (Kolář, 2009). Na jejím provedení je možné pozorovat odchylky, které mohou být známkou porušené funkce (Véle, 1997). Baletní tanec klade vysoké požadavky na muskuloskeletální systém. U baletních tanečnicků je vyžadováno zvyšování rozsahu pohybu v kloubech a svalové síly zejména na dolních končetinách. Baletní prvky navíc zahrnují časté skoky a pohyb nohy ve velké plantární flexi, což může vést ke změně dynamiky nohy při zatížení (Lung, Chern, Hsieh & Yang, 2008). Při pravidelně se opakujícím zatížení dochází ke změnám nastavení jednotlivých segmentů těla. To vede ke vzniku kompenzačních mechanismů (Lewit, 2003). Výsledkem dlouhodobé opakující se zátěže je častý výskyt poranění muskuloskeletálního systému baletních tanečnicků. Z informací, které jsme získali od testovaných probandů vyplývá, že sledovaný soubor tanečnicků začal s baletním tancem v dětském věku, většinou mezi 6. až 10. rokem věku. Vzhledem k počtu tréninků týdně mají tanečníci na regeneraci pouze jeden den, což není při dlouhodobé zátěži optimální a může vést k únavě a k většímu riziku úrazů. Většina sledovaných jedinců měla v souvislosti s baletním tancem v minulosti potíže s muskuloskeletálním aparátem. Z uvedených informací vyplývá, že u baletních tanečnicků jsou tyto aktivity podceňovány.

Diskuze k hypotéze H01:

U časových parametrů anteroposteriorní složky reakční síly jsme zjistili delší decelerační a kratší akcelerační fázi u PDK před rehabilitací v porovnání s LDK a také kratší čas, který je potřebný pro dosažení maxima síly v akcelerační fázi. Doba trvání akcelerační fáze je podle Richardse (2008) ovlivněna posturální jistotou testovaného jedince. Delší trvání decelerační fáze může být způsobeno nízkou rychlostí chůze, omezením rozsahu pohybu v kloubech dolních končetin nebo bolestí při chůzi.

U silových parametrů byla v anteroposteriorní složce reakční síly zaznamenána menší maximální hodnota předozadní složky reakční síly v akcelerační fázi u PDK v porovnání s LDK. Velikost vrcholu decelerační síly je ovlivněna rychlostí chůze (Richards, 2008). Pokud

byla doba trvání decelerační fáze menší na PDK, pak i maximální hodnota předozadní složky reakční síly v decelerační fázi bude na PDK menší než na LDK.

V mediolaterální složce reakční síly jsme zaznamenali statisticky významné rozdíly v maximální mediální síle, která byla před rehabilitací větší na PDK a v maximální laterální síle, která byla naopak větší na LDK. Mediolaterální složka reakční síly je nejvíce variabilní ze všech složek reakční síly (Richards, 2008). Většina stojné fáze se odehrává v laterálním směru (Richards, 2008). Snížení maximální laterální síly může být důsledkem omezení rozsahu pohybu nebo bolestí.

Pro hodnoty naměřené před rehabilitační intervencí jsme zaznamenali statisticky významné rozdíly některých parametrů mezi PDK a LDK. Možným vysvětlením této asymetrie může být stranová lateralita. Vařeka (2001) považuje určitý stupeň asymetrie za fyziologický jev, který je způsoben nerovnoměrným uložením a zapojením párových orgánů a struktur. Na dolních končetinách lze pozorovat větší decelerační (stabilizační) funkci jedné dolní končetiny, zatímco na druhé končetině převažuje akcelerační (dynamická) funkce (Sagedhi, Allard, Prince & Labelle, 2000). Za běžných podmínek nejsou tyto rozdíly u chůze stranově průkazné a většinou je lze prokázat pomocí přístrojového vyšetření (Vařeka, 2001). Otázka laterality tak může hrát svou úlohu při mechanismu vzniku poranění v oblasti dolních končetin. Byla prokázána zřejmá preference jedné dolní končetiny pro zajištění stabilního stoje, zatímco druhá končetina je preferována pro vykonávání cíleného pohybu (Vařeka, 2001).

Leanderson, Eriksson, Nilsson & Wykman (1996) měřili posturální stabilitu u baletních tanečnic a kontrolní skupiny probandů, kteří se tanci nevěnují. Mezi těmito výzkumnými skupinami nebyly statisticky významné rozdíly. Při porovnání levé a pravé končetiny však tanečnice vykazovaly na LDK lepší posturální stabilitu. Autoři toto zjištění vysvětlovali tím, že baletní tanečnice přednostně využívají LDK jako stojnou končetinu při piruetách.

Při testování stranové predilekce dolních a horních končetin vyšla na dolních končetinách u většiny námi měřených tanečnic pravá dolní končetina s predilekcí k dynamické funkci nohy (kop do míče, zvednutí dolní končetiny vsedě). Pro činnosti spojené se stabilizační funkcí nohy (ze které strany nasedají na kolo) uváděla většina probandů naopak LDK nebo lateralita nebyla vyhraněná. Tato stabilizační funkce LDK by odpovídala výsledkům studie Leandersona, Erikssona, Nilssona & Wykmana (1996). Používání jedné končetiny přednostně pro statickou a druhé pro dynamickou stabilitu se mohlo projevit na zatížení končetin formou asymetrie.

Na studenty baletu je kladen velký nárok na technicky správné provedení pohybu. Ten musí zvládnout na obě strany, bez ohledu na stranovou laterální. Domníváme se, že u posturálně náročných pozic, kterých je v baletu mnoho, pak snížená statická funkce jedné dolní končetiny vyvolaná stranovou laterální může vést ke vzniku poranění muskuloskeletálního aparátu.

Diskuze k hypotéze H02:

V posuzovaných parametrech jsme v anteroposteriorní složce reakční síly podložky nenalezli po provedení intervence u baletních tanečnicků statisticky významné rozdíly. Tuto skutečnost si vysvětlujeme tím, že po rehabilitační intervenci došlo k rovnoměrnému zatížení obou dolních končetin a tím k odstranění statisticky významných rozdílů z měření před zahájením rehabilitační intervence. Tomu odpovídá i skutečnost, že po rehabilitační intervenci se na PDK hodnoty mediolaterální složky reakční síly snížily a přiblížily se hodnotám naměřeným na LDK.

Pandy, Chung Lin & Joo Kim (2010) uvádí jako hlavní sval, podílející se na laterálním směru m. gluteus medius spolu s m. gluteus maximus. Na mediálním směru se pak podle jejich studie podílejí m. iliopsoas, m. quadriceps femoris, m. triceps surae, a adduktory kyčelního kloubu.

U baletních tanečnicků můžeme pozorovat postavení chodidla v zevní rotaci i při normálním postoji a chůzi. To je způsobeno dlouhodobým přetěžováním a zkrácením zevních rotátorů, které v důsledku přetížení mění postavení v kloubech dolních končetin (Clippinger, 2007). Simpson & Jiang (1999) se zabývali vlivem postavení chodidla při chůzi na reakční síly podložky. Nejvýraznější rozdíly zaznamenali v mediolaterální složce reakční síly, kdy u chodidla v zevní rotaci dosahovala křivka v laterálním směru v první fázi výrazně menších a ve druhé fázi naopak výrazně větších hodnot než u chodidla v neutrálním postavení. Domníváme se, že změny v mediolaterální složce reakční síly podložky u našich probandů mohou být ovlivněny rehabilitační intervencí, s jejíž pomocí mohlo dojít k symetrickému zatížení a lepšímu postavení dolních končetin.

Diskuze k hypotéze H03:

U časových parametrů jsme po rehabilitační intervenci zaznamenali zkrácení času potřebného pro dosažení maxima síly v akcelerační fázi u LDK a prodloužení decelerační a zkrácení akcelerační fáze u LDK po rehabilitaci.

Na decelerační fázi se podílejí m. tibialis anterior, ischiokrurální svaly, m. quadriceps femoris, m. gluteus maximus a m. gluteus medius (Gage, 1991). M. tibialis anterior provádí dorzální flexi v hlezenním kloubu a je důležitý pro nastavení chodidla během počátečního kontaktu s podložkou při chůzi. Ischiokrurální svaly kromě extenze kyčelního kloubu a flexe kolenního kloubu pomáhají zevní rotaci kyčelního kloubu i kolenního kloubu. M. quadriceps femoris se podílí nejen na flexi v kyčelním kloubu, ale i na extenzi v kolenním kloubu. Je důležitým svalem při švihových pohybech do flexe v kyčelním kloubu. M. gluteus maximus je u tanečnicků přetěžován, protože napomáhá zevní rotaci a abdukci proti odporu. Má společný úpon s iliotibiálním traktem a proto se podílí také na stabilizaci kolenního kloubu (Clippinger, 2007). M. gluteus medius je důležitým stabilizátorem pánve (Gage, 1991).

Během akcelerační fáze hrají důležitou roli m. quadriceps femoris, který stabilizuje kolenní kloub, M. adductor magnus provádějící vnitřní rotaci v kyčelním kloubu a m. gluteus medius, který stabilizuje pánev ve frontální rovině. M. soleus zpomaluje dorzální flexi v hlezenním kloubu spolu s m. gastrocnemius a perimaleolárními svaly. M. tibialis anterior nastavuje chodidlo do inverze proti aktivitě perimaleolárních svalů. Jejich koaktivace zajišťuje stabilizaci nohy. Dlouhé flexory prstů zajišťují optimální nastavení v metatarzofalangeálních kloubech (Gage, 1991).

Domníváme se, že vlivem rehabilitační intervence mohlo dojít k symetrizaci zatížení dolních končetin, které před rehabilitací měly tendence k asymetrickému rozložení reakčních sil. To lze vysvětlit tím, že na vybrané svaly jsou během baletního tance kladeny vysoké nároky z hlediska svalové síly a rozsahu pohybu. Tyto svaly jsou často u tanečnicků baletu dlouhodobě přetěžovány a mohou vést ke vzniku kompenzačních mechanismů, což se může projevit na časových a silových parametrech reakční síly podložky při chůzi v decelerační a akcelerační fázi.

Rehabilitační intervence byla zaměřená na aktivaci hlubokého stabilizačního systému a založená na prvcích z ontogenetického vývoje. Díky tomu bylo dosaženo vyváženého zapojení antagonistických skupin a navození svalových souher. Tím se podpořila symetrie těla s rovnoměrným zatížením dolních končetin. Pro výraznější ovlivnění pohybových stereotypů by

bylo potřeba dlouhodobější trvání rehabilitační intervence. Dle Koláře (osobní sdělení) jsou svalové koordinace a reedukace pohybových stereotypů aktivované cvičením založeném na ontogenetickém principu a vycházejícím z vývojové kineziologie zavzaty do podkorového – automatického užívání až po 3 měsících terapie. Až po 6 měsících lze očekávat nahrazení kompenzačních pohybových stereotypů reedukovanými svalovými souhrami a jejich plné zapojení do každodenních aktivit (přednáška Kolář – FTK leden 2012).

8. ZÁVĚRY

Na základě porovnání dat, která byla získána při chůzi u skupiny baletních tanečnicků před a po absolvování rehabilitační intervence, lze odvodit následující závěry:

1. Před rehabilitací :

- Delší decelerační fáze a kratší akcelerační fáze na PDK
- Kratší čas, potřebný pro dosažení maxima síly v akcelerační fázi na PDK
- Menší maximální síla v akcelerační fázi na PDK
- Větší silový impulz v akcelerační fázi na LDK

2. Po rehabilitaci:

- Prodloužení decelerační fáze a zkrácení akcelerační fáze na LDK
- Zvýšení maximální hodnoty anteroposteriorní síly na PDK i LDK
- Tendence k symetrickému rozložení zatížení nohy mezi PDK a LDK

Z výsledků studie vyplývá, že pomocí rehabilitační intervence lze ovlivnit zatížení dolních končetin. Cílená rehabilitační intervence zaměřená na aktivaci stabilizačních svalů vede k symetrickému zatížení dolních končetin během krokového cyklu. Tímto dochází k menšímu jednostrannému zatížení dolních končetin a reedukaci kompenzačních pohybových mechanismů. Důsledkem je redukce chronického přetěžování muskuloskeletálního aparátu a prevence vzniku úrazů u baletních tanečnicků. Pro výraznější ovlivnění pohybových stereotypů by rehabilitační intervence měla mít dlouhodobější charakter, aby aktivované svalové koordinace byly motorickým systémem automaticky využívány bez vědomého úsilí a zapojeny do každodenních pohybových aktivit.

9. SOUHRN

Dlouholetý baletní trénink ovlivňuje muskuloskeletální systém. Nejvíce patrné je to na dolních končetinách. U tanečnicků baletu je vysoká incidence úrazů dolních končetin. Jejich opakováním vznikají chronické problémy, které vedou ke vzniku kompenzačních mechanismů a ke změnám v krokovém cyklu.

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda lze rehabilitační intervencí ovlivnit reakční síly podložky při chůzi u tanečnicků baletu. Výzkumný soubor tvořilo 14 profesionálních tanečnicků z baletního souboru Moravského divadla v Olomouci (průměrný věk $25,9 \pm 5,38$ let; výška $172,8 \pm 8,14$ cm; hmotnost $58,0 \pm 12,15$ kg). Pro potřeby analýzy chůze jsme si zvolili dynamografickou analýzu pomocí dvou silových plošin KISTLER. Provedli jsme dvě série měření - před a po rehabilitaci. V každé sérii bylo provedeno deset pokusů chůze. Data získaná z těchto měření jsme dále statisticky zpracovali na výstupní časové a silové parametry a silové impulzy. U těchto parametrů jsme porovnali statisticky významné rozdíly mezi pravou a levou končetinou a před a po rehabilitační intervencí.

Před Rehabilitační intervencí jsme zaznamenali rozdíly v měřených parametrech mezi PDK a LDK. V souvislosti s přednostním využitím LDK pro statickou stabilitu a PDK pro dynamickou stabilitu u většiny sledovaných tanečnicků mohla tato skutečnost mít vliv na vznik této asymetrie. Po rehabilitační intervencí došlo k rovnoměrnému zatížení obou dolních končetin a objevily se tendence k symetrizaci sledovaných parametrů. Pro výraznější efekt intervence by bylo potřeba její dlouhodobější trvání.

Výsledky naší studie ukázaly, že rehabilitační intervencí lze ovlivnit parametry reakčních sil podložky. Získané parametry mohou poskytnout užitečné informace o nejvíce zatěžovaných částech muskuloskeletálního systému a pomoci stanovit efektivní a cílenou rehabilitační léčbu.

10. SUMMARY

Long-term ballet training affects the musculoskeletal system. This is most obvious in lower extremities. Ballet dancers have a high incidence of lower extremity injuries. These repeat and lead to chronic disorders and the creation of compensatory mechanisms and changes in the step cycle.

It was the aim of this thesis to determine whether rehabilitation may affect the ground reaction forces during the gait of ballet dancers. The sample consisted of 14 professional ballet dancers of the Moravian Theatre in Olomouc (mean age 25.9 ± 5.38 years, height 172.8 ± 8.14 cm, weight 58.0 ± 12.15 kg). For the purposes of the analysis of gait, we opted for the dynamographic analysis using a pair of KISTLER force plates. We conducted two series of measurements - before and after the rehabilitation. The participants walked ten times in each series. The data obtained from these measurements were then statistically processed to provide the output time and force parameters and dynamic impulses. In these parameters, we compared the statistically significant differences between the right and left extremity before and after the rehabilitation.

Before the rehabilitation, we recorded the differences in the measured parameters of the right and left lower proximity. As most of the dancers preferred their lower proximity for static stability and their right proximity for their dynamic stability, the laterality could affect the development of this asymmetry. After the rehabilitation, the test participants were able to load both lower proximities equally, and tendencies to the symmetrization of the monitored parameters occurred. However, in order to ensure higher effects, the rehabilitation would need to last longer.

The results of our study showed that rehabilitation can affect the parameters of the ground reaction forces. The acquired parameters may provide useful information on what parts of the musculoskeletal system are stressed most, and thus help set up an effective and targeted rehabilitation therapy.

11. REFERENČNÍ SEZNAM

Adams, J. M. & Perry, J. (2006). *Gait analysis: clinical decision making*. In Rose, J., Gamble, J. G. *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Bussellová, D. (1995). *Abeceda baletu*. Banská Bystrica: Tlačiarne BB.

Brodská, B. (2000). *Vybrané kapitoly z dějin baletu*. Praha: Ediční centrum AMU.

Ciannini, S. (1994). *Gait analysis: methodologies and clinical application*. Amsterdam: IOS Press for BTS Bioengineering Technology & Systems.

Cimelli, S., N. & Curran, S., (2012). Influence of Turnout on Foot Posture and Its Relationship to Overuse Musculoskeletal Injury in Professional Contemporary dancers, *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 102(1), 25-32.

Clippinger, K. (2007). *Dance anatomy and kinesiology*. Champaign: Human Kinetics.

Fong Yan, A., Hiller, C., Smith, R. & Vanwanseele, B. (2011). Effect of Footwear on Dancers. A systematic Review, *Journal of Dance Medicine and Science*, 15(2), 86-92.

Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. Oxford: Mac Keith Press.

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

Hansen, P., A. & Reed, K. (2006). Common Musculoskeletal Problems in the Performing Artist, *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 17(5), 789-801

Chao, E. Y. S., & Calahan, T. D. (1990). Kinematics and kinetics of normal gait. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone Inc.

Janura, M. & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M. & Svoboda, Z. (2012). *Metody Biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Kadel, N. (2006). Foot and Ankle Injuries in Dance, *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 17(6), 813-826.

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

Králíček, P. (2004). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum.

Leanderson, J., Eriksson, E. & Nilsson, Ch. (1996). Proprioception in Classical Ballet Dancers. *American Journal of Sports Medicine*, 24 (3), 370-374.

Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika, spol. s r. o. ve společnosti s Českou lékařskou společností J. E. Purkyně.

Liederbach, M. (2010). Perspectives on Dance Science Rehabilitation Understanding Whole Body Mechanics and Four Key Principles of Motor Control as a Basis for Healty Movement, *Journal of Dance Medicine*, 14(3), 114-119).

Lung, C., W., Chern, J., S., Hsieh, L., F. & Yang, S., W. (2008). The differences in gait Pattern between Dancers and Non-dancers, *Journal of Mechanics*, 24(4), 451-457.

Magee, D. J.(2002). *Orthopedic physical assessment*. Philadelphia: Saunders.

Malone, T. R. & Hardaker, W. T. (1990). Rehabilitation of foot and ankle injuries in ballet dancers. *Journal of Orthopedic Sports and Physical Therapy*. 11(8), 335 - 361.

Milan, K., R. (1994). Injury in Ballet: A Review of Relevant Topics for the Physical Therapist, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19(2), 121-129.

Miller C. (2006). Dance Medicine, Current Concepts, *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 17, 803 – 811

Olson E.C. (1990). *Methods of studying gait*. In L.G. Amidy (Ed.), *Gait in rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone Inc.

Pandy, M., G., Chung Lin, Y. & Joo Kim, H. (2010). Muscle coordination of mediolateral balance in normal walking, *Journal of Biomechanics* 43(4), 2055-2064.

Pearson, S., J. & Whitaker, A., F. (2012). Footwear in Classical Ballet: A Study of Pressure Distribution and Related Foot Injury in the Adolescent Dancer, *Journal of Dance Medicine and Science* 16(2), 51-57.

Perry, J. (1992). *Gait analysis. Normal and pathological function*. Thorofare, N. J.: SLACK Incorporated.

Richards J. (2008). *Biomechanics in clinic and research: an interactive teaching and learning course*. New York: Churchill Livingstone.

Rose, J. & Gamble, J. G. (1994). *Human Walking*. Baltimore, Maryland: Williams and Wilkins.

Russell, J., A., McEwan, I., M., Koutedakis, Y. & Wyon, M., A. (2008). Clinical Anatomy and Biomechanics of the Ankle in Dance, *Journal of Dance medicine and Science*, 12(3), 75-82.

Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F. & Labelle, H. (2000). Symetry and limb dominance in able-bodied gait, *Gait & posture*, 12(1), 34-45.

Simpson, K., J. & Jiang, P. Foot landing position during gait influences ground reaction forces, *Clinical Biomechanics*, 14(10), 396-402.

Smidt, G. L. (1990). *Gait in rehabilitation*. 1. vyd. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Stretanski M., F. & Weber G., J. (2002). Medical and rehabilitation issues in classical ballet, *American journal of Physical medicine and rehabilitation*, Lippincott, Williams and Wilkins.

Trojan, S., Druga, R. & Pfeifer, J. (1991). *Centrální mechanismy řízení motoriky - teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*. 2. vyd. Praha: Avicenum.

Vařeka, I. (2001). Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(4), 92-98.

Vařeka, I. & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10(3), 94 - 102.

Vaughan, C. L. et al. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign: Human Kinetics.

Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing.

Weiss, D., S. & Zlatkowski, M. (1996). Rehabilitation of Dance Injuries to the Shoulder, Lumbar Spine, Pelvis and Hip, *Orthopaedic Physical Therapy Clinics of North America*, 20(12), 477-496.

Whittle, W., M. (2007). *Gait Analysis an Introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.

12 PŘÍLOHY

Příloha 1. Informovaný souhlas a poučení klienta

Informovaný souhlas

Název projektu:

Biomechanická analýza chůze a hodnocení zatížení nohy u profesionálních tanečníků

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii.

Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.

Porozuměl(a) jsem tomu, že mou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Účast ve studii je dobrovolná.

Při zařazení do studie budou má osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.

Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Datum:

Podpis účastníka:

Datum:

Podpis osoby pověřeného touto studií:

Příloha 2. Anketa zaměřená na délku a intenzitu baletního tréninku, zdravotní stav tanečníků a přínos rehabilitační intervence

Dotazník

Pohlaví: muž / žena

Rok narození:.....

1. Jste profesionální tanečník?

Ano/ ne

2. V kolika letech jste se začal/a s tancem?

3 – 5 let 6 – 10 let 11 – 15 let 16 – 20 let

3. V kolika letech jste se začal/a s baletem?

3 – 5 let 6 – 10 let 11 – 15 let 16 – 20 let

4. Průměrná frekvence tréninků týdně?

1 – 2 3 – 4 5 – 6

5. Průměrná frekvence tréninku v x/hodinách denně?

1 – 2 3 – 4 5 – 6 7 – 8 9 – 10

6. Počet vystoupení měsíčně?

1-3 3-6 7-9 10-12 13-15 16-18 19-21 21-23 24-26

7. Používáte k tanci baletní obuv „špičky“?

Ano/ne

8. Byl/a jste někdy v péči fyzioterapeuta nebo jste dlouhodobě navštěvovala rehabilitaci (mimo terapii provedenou v posledních 6 týdnech v divadle)?

Ano / ne

Pokud ano, proč?

9. Používáte nějaké ortopedické pomůcky (ortézy, tapovací pásky...)?

Ano / ne

V běžném denním životě / při tanci

Pokud ano, jaké?

.....

10. Provozujete nějaké kompenzační, regenerační cvičení (jogu, plavání, sauna...)?

Ano/ne

Pokud ano, jaké?

.....

11. Navštěvujete posilovnu?

Ano/ne

Pokud ano, jak často (frekvence týdně)?

.....

12. Navštěvujete masáže?

Ano/ne

Pokud ano, jak často (frekvence měsíčně)?

.....

13. Jakou nosíte obuv (např. po městě, do přírody...)?

Kvalitní Spíše kvalitní Obyčejnou Podpatky Sportovní S úzkou špičkou
(možnost více odpovědí)

.....

14. Pečujete o svou nohu?

Ano/ne

Pokud ano, jak (koupele, masáž, mast, vířivka, zábaly...), jak často (frekvence týdně)?

.....

Zdravotní stav

1. Onemocnění pohybového aparátu (kosti, klouby, šlachy)

Lokalizace (dolní končetiny / horní končetiny / páteř / pánev / jiná)

.....

Charakter (zlomeniny, natažení nebo přetržení vazů, zánět kloubu, úponové bolesti,...):

.....

2. Deformity DKK

Ploska + hlezno (plochá noha, spadlá podelná nebo příčná klenba, vbočený palec, otlaky, ...):

.....

Koleno (valgózní/varózní postavení):

.....

Kyčel (valgózní/varózní kyčel, dysplazie kyčle):

.....

3. Deformity páteře (skolióza- vadné zakřivení páteře, hyperkyfóza – zvýšený hrudní oblouk, hypokyfóza – plochá záda = vyhlazení zakřivení páteře)

.....

4. Bolestivé stavy?

dolní končetiny / horní končetiny / páteř (bederní, hrudní, krční) / pánev / kloub palce, Achillova šlacha, kyčelní, kolenní nebo hlezenní kloub / jiné:

.....

Charakteristika bolesti:

- a) lokalizace bolesti.....
- b) trvání bolesti – kdy začaly, zda stálé/občasné/recidivující.....
- c) charakter bolesti - závislá na zátěži/klidová bolest/noční bolest.....
- d) vyvolání při určitém pohybu.....
- e) co bolest zhoršuje a co pomáhá...(teplo, chlad, změna počasí).....
- f) užíváte léky proti bolesti pohybového aparátu, jaké (pravidelně, příležitostně).....
- g) vyskytují se bolesti i při běžném pohybu během dne (chůze, chůze do schodů,...) nebo pouze při tanečním tréninku či vystoupení?.....

5. Operace (především pohybového aparátu dolních končetin)?

.....

6. Vyskytují se u vás bolesti svalů, svalové křeče, pocit svalové únavy?

Pokud ano, jak často, zda jen po zátěži nebo i v klidu

.....

7. Máte pocit oteklých (těžkých) nohou? Pokud ano, jak často

.....

8. Prodlal/a jste někdy poranění, které vzniklo v rámci vykonávání taneční profese? Pokud ano, jaké

.....

9. Jak často býváte z hlediska úrazů nebo problémů s pohybovým aparátem v pracovní neschopnosti? Specifikujte četnost (ročně nebo měsíčně)

.....

10. Co je nejčastějším důvodem vaší pracovní neschopnosti?

.....

11. Myslíte si, že by bylo možné nějakým opatřením předejít vaší pracovní neschopnosti? (např. zlepšení taneční techniky, snížení zatížení na pohybový aparát, preventivní rehabilitace, využití ortéz...)

.....

12. Máte v současnosti nějaké akutní onemocnění pohybového aparátu?

Pokud ano, jaké.....

13. Máte chronické problémy pohybového aparátu? Pokud ano, jaké a jak dlouho přetrvávají (např. dlouhodobé bolesti zad, bolesti hlezna, atrofie kloubu palce...)

.....

14. Při problémech s pohybovým aparátem byste dal/a přednost terapii lékaře nebo fyzioterapeuta nebo maséra?

.....

15. Jaké terapii byste dal/a přednost: pasivní terapii (masáže, ošetření svalů,...) nebo aktivní terapii (cvičení specificky sestavené pro váš pohybový problém)?

.....

16. Podstoupil jste při léčbě pohybových potíží nárazovou manipulační mobilizaci nebo obstríků kloubů (kortikosteroidy)?

.....

Evaluace rehabilitační terapie

1. Jaká je vaše spokojenost s rehabilitační terapií?

velmi spokojený spíše spokojený nevím nespokojený

2. Jaký přínos pro vás měla rehabilitační terapie (např. cítíte zlepšení potíží v pohybovém systému, úlevu svalového napětí, úleva od bolesti, zlepšení práce s vlastním tělem – lepší vnímání tělesného schématu, usnadnění práce v tanečních pozicích...)

.....
3. *Jak byste zhodnotil/a přínos rehabilitační terapie pro vaše aktivity běžného dne a jaký pro taneční trénink a vystoupení?*

.....
4. *Budete i po ukončení terapie pokračovat ve cvičení, které vás naučil fyzioterapeut?*

.....
5. *Snážíte se využívat techniky zapojení svalů, které jste se naučili při rehabilitační terapii, do tanečních pohybů nebo do každodenních aktivit?*

.....
6. *Chtěl/a byste i nadále pokračovat v rehabilitační terapii vedené fyzioterapeutem?*

.....
7. *Chtěli byste, aby byl fyzioterapeut zaměstnancem divadla a byl Vám k dispozici?*

Příloha 3. Vybrané anamnestické údaje

Tabulka 7. Intenzita zátěže u sledovaných baletních tanečníků

Proband	Pohlaví	Začátek provozování baletu (věk)	Tréninky (dní v týdnu)	Délka tréninku (hodiny)	Počet vystoupení (měsíčně)
1	Ž	6-10	5-6	5-6	7-9
2	M	6-10	5-6	7-8	10-12
3	M	6-10	5-6	5-6	7-9
4	Ž	6-10	5-6	7-8	7-9
5	M	6-10	5-6	7-8	7-9
6	Ž	3-5	5-6	7-8	10-12
7	Ž	11-15	5-6	7-8	13-15
8	Ž	6-10	5-6	5-6	10-12
9	M	6-10	5-6	7-8	16-18
10	Ž	6-10	5-6	7-8	19-21
11	Ž	6-10	5-6	7-8	19-21
12	Ž	3-5	5-6	7-8	19-21
13	Ž	11-15	5-6	5-6	7-9
14	M	6-10	5-6	3-4	10-12

Legenda: M – muži, Ž – ženy

Tabulka 8. Možné faktory ovlivňující pohybové chování testovaných tanečniců

Proband	Pohlaví	Fyzioterapie (Důvod)	Ortopedické pomůcky	Baletní obuv (špičky)	Jiné kompenzační cvičení
1	Ž	Distorze kotníku	Ne	Ano	Masáže
2	M	ano (protruze disku, zánět MTP a IP hallux, artróza I.stupně)	Ne	Ne	Posilovna, plavání, cyklistika
3	M	Bolesti kolenního kl., ramenního kloubu a kotníku	bandáže	Ne	Posilovna, plavání, cyklistika
4	Ž	Ne	Ne	Ano	Ne
5	M	Ne	Ne	Ne	Plavání
6	Ž	Bolesti kotníku a Achillovy šlachy	Ne	Ano	Ne
7	Ž	Vertebrogenní obtíže	Ne	Ano	Ne
8	Ž	Ne	Chrániče kolen	Ano	Sauna
9	M	Distorze kotníku	Ne	Ne	Plavání
10	Ž	Distorze kotníku	Stahovací ortéza	Ano	Ne
11	Ž	Bolestivé třísla	Ne	Ano	Ne
12	Ž	ano (LBP, skolióza)	Ne	Ano	Ne
13	Ž	Ne	Ne	Ano	Plavání, sauna
14	M	Ne	Ne	Ne	Ne

Legenda: M – muži, Ž – ženy