

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**HODNOCENÍ STABILITY U PACIENTEK
S OSTEOPORÓZOU**

Diplomová práce

Autor: Bc. Jolana Žižková

Obor: Fyzioterapie

Vedoucí práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2010

ANOTACE

Název práce:

Hodnocení stability u pacientek s osteoporózou

Název práce v AJ:

Stability evaluation of osteoporotic patients

Datum zadání: 2009-01-05

Datum odevzdání: 2010-05-07

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

Autor práce: Bc. Žižková Jolana

Vedoucí práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Oponent práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Ve své práci jsem se zabývala vlivem pohybové aktivity na posturální stabilitu u pacientek s osteoporózou. Soubor testovaných žen byl rozdělen na skupinu cvičící a necvičící. Posturální změny byly měřeny na silových plošinách Kistler, typ 9286AA. Zaznamenávali jsme hodnoty parametrů stability v jednotlivých typech stoje, zjišťovali jsme rozdíly mezi oběma skupinami a vyhodnocovali vliv pohybové aktivity na stabilitu cvičících pacientek.

Abstrakt v AJ:

In my paper I pursued the effect of physical activity on the postural stability in patients with osteoporosis. The sample of tested women was divided into the group partaking in exercises and the group that was not. Postural changes have been measured by force plates Kistler, type 9286AA. We have logged the values of stability variables on the individual machines, determined the differences between the two groups and analyzed the effect of physical activity onto the stability of the exercising patients.

Klíčová slova v ČJ:

Osteoporóza, zlomeniny osteoporotické, posturální stabilita, pády

Klíčová slova v AJ:

Osteoporosis, osteoporotic fractures, postural stability, falls

Rozsah: 97 s., 2 příl.

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci vypracovala samostatně s odbornou pomocí prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržela zásady vědecké etiky.

V Olomouci, dne 5. 5. 2010

.....

Děkuji vedoucímu práce prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za jeho vedení a cenné rady a RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc se statistickým zpracováním dat.

OBSAH

ÚVOD	7
1 PŘEHLED POZNATKŮ	9
1.1 KOSTNÍ TKÁŇ	9
1.1.1 Struktura kosti	9
1.1.2 Kostní remodelace	10
1.2 OSTEOPORÓZA	13
1.2.1 Rizikové faktory	14
1.2.2 Klasifikace osteoporózy	14
1.2.3 Klinický obraz osteoporózy	15
1.2.4 Diagnostika osteoporózy	18
1.2.5 Léčba osteoporózy	18
1.2.6 Vliv pohybové aktivity na kostní tkáň	19
1.3 POSTURÁLNÍ STABILITA	22
1.3.1 Vymezení pojmů	23
1.3.2 Posturální stabilita ve stoji	25
1.3.3 Řízení posturální stability	25
1.3.4 Principy řízení posturální stability	30
1.3.5 Vliv věku na posturální stabilitu	31
1.3.6 Pády	33
2 CÍLE A HYPOTÉZY	37
2.1 Cíle	37
2.2 Hypotézy	37
3 METODA VÝZKUMU	39
3.1 Charakteristika souboru	39
3.2 Průběh měření	40
3.2.1 Měřicí zařízení	40
3.2.2 Měřené parametry	40
3.3 Statistické zpracování	41
4 VÝSLEDKY	42
4.1 Výsledky k hypotéze H01	42

4.2 Výsledky k hypotéze H02	44
4.3 Výsledky k hypotéze H03	45
4.4 Výsledky k hypotéze H ₀ 4	46
4.5 Výsledky k hypotéze H ₀ 5	48
4.6 Výsledky k hypotéze H ₀ 6	50
5 DISKUSE	58
5.1 Diskuse k hypotézám H01, H02, H03	58
5.2 Diskuse k hypotéze H04	60
5.3 Diskuse k hypotéze H05	61
5.4 Diskuse k hypotéze H ₀ 6	63
ZÁVĚR	65
REFERENČNÍ SEZNAM	66
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	76
SEZNAM OBRÁZKŮ	77
SEZNAM PŘÍLOH	78
PŘÍLOHY	80

ÚVOD

Osteoporóza je progresivní onemocnění postihující nejčastěji postmenopauzální ženy. Při tomto onemocnění dochází k redukci kostní tkáně a k poruchám mikroarchitektoniky kostí. Následkem bývá nárůst kostní fragility a tím zvýšená tendence ke zlomeninám. Díky prodlužujícímu se věku populace má výskyt osteoporózy vzestupný trend, je považována za „plíživou epidemii“. Po kardiovaskulárních nemocech je tato choroba druhým nejrozšířenějším zdravotním problémem (Angin, Erden, 2009) a u osob nad 65 let je šestou nejčastější příčinou smrti (Madureira et al., 2007). Osteoporóza negativně ovlivňuje kvalitu života, je spojena se vznikem deformit, výskytem bolestí, ztrátou funkčních schopností a rizikem zlomenin (nejčastěji v oblasti krčku stehenní kosti, zápěstí a obratlů). Léčba osteoporózy a jejich následků je nejen zdravotnickým, ale také ekonomickým a sociálním problémem. Každoročně se v Evropě cena za zdravotní péči poskytovanou pacientům s osteoporotickou frakturou vyšplhá až na 30 miliard eur (Poole, Compston, 2006).

Diagnostika osteoporózy není jednoduchá. Často jsou osteoporotické procesy objeveny až při náhodném RTG vyšetření, kdy už jsou změny na kosti značné. Vhodnou diagnostickou metodou je v současné době měření kostní denzity dvojfotonovou absorpcí, která může toto onemocnění odhalit v jejich časných stádiích.

Léčba osteoporózy by měla být multidisciplinární. Jejím cílem je udržet množství kostní hmoty nebo alespoň zpomalit rychlost jejího úbytku, a tím snížit riziko výskytu fraktur. Léčba zahrnuje kombinaci medikamentózní terapie, úpravy životosprávy a pohybového režimu. Velký význam má i prevence vzniku osteoporóza a jejich komplikací.

Nejen ženy postižené osteoporózou, ale i lidé staršího věku mají sníženou stabilitu (Park et al., 2008). Při pohybu pocítují nejistotu, což vede ke strachu z jakékoli pohybové činnosti nebo v horších případech k vzniku pádu. Důvodem alterace posturální stability je zhoršení stavu systémů řídících posturální stabilitu – vestibulárního, somatosenzorického a zrakového složky. Vlivem věku dochází ke změnám nejen řídicího systému, ale proces stárnutí se podílí i na dalších systémech.

Následkem je pak celkový pocit nestability, který může vyústit v pád. Většina jedinců, která upadla, má pak zvýšený strach z jakékoli lokomoce, proto se jí záměrně vyhýbá, což ještě více zhoršuje kvalitu stability.

Důležitou roli v terapii osteoporózy má rehabilitace. Vliv pohybové aktivity na kostní denzitu není podle současných studií jednotný. Fyzioterapeutická intervence ale zlepšuje posturální stabilitu a bilanci patientek, což snižuje množství pádů a tím se zmenšuje i riziko vzniku fraktur.

Práce si klade za cíl zjistit vliv cílené pohybové aktivity, která trvala po dobu jednoho roku, na stav posturální stability patientek s osteoporózou a zjistit rozdíly mezi cvičícími a necvičícími ženami.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 KOSTNÍ TKÁŇ

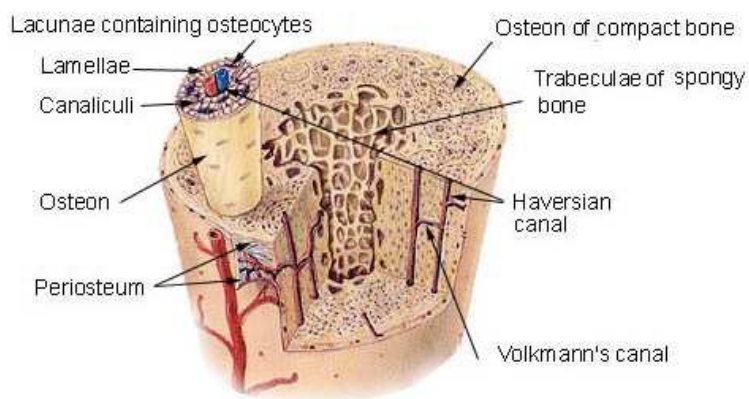
1.1.1 Struktura kosti

Kost je pojivová tkáň, která obsahuje velké množství anorganických látek v základní hmotě. Jsou to především vápenaté a hořečnaté fosforečnany a uhličitany. Kostní tkáň plní funkci mechanické opory a ochrany organismu, je rezervoárem minerálů, hemopoetickým a homeostatickým orgánem (Klener, 2006).

Existují dva druhy kostní tkáně – kost fibrilární (vláknitá) a lamelární (vrstevnatá).

Kost fibrilární je kostí primární a je předchůdce kosti lamelární. V dospělosti se nachází pouze v místě úponů šlach. Tento typ kosti tvoří nepravidelná síť kolagenních fibril.

Kost lamelární rovněž obsahuje fibrily kolagenu, ty jsou ale uspořádány paralelně a vytvářejí kostní lamely. Orientace fibril je v sousedních lamelách odlišná. Podle jejich uspořádání rozlišujeme dva typy lamelární kosti – spongiózní a kompaktní (Obr. 1). Kompakta tvoří 70 % a spongióza 30 % celkového skeletu.



Obr. 1 Struktura spongiózní a kompaktní kostní tkáně
(http://cs.wikipedia.org/wiki/Soubor:Illu_compact_spongy_bone.jpg)

Kost spongiosní (houbovitá) se nachází v krátkých a plochých kostech. V epifýzách dlouhých kostí vytváří lamely trámce, jenž jsou různě uspořádány podle působení tahových a tlakových sil, kterým je kost vystavena (Lichnovský, Malínský, 2007).

Kompaktní kost tvoří lamely uspořádané koncentricky kolem Haversova kanálku, které jsou orientovány ve směru hlavního napětí kosti. Mezi lamelami je vysoce mineralizovaná mezibuněčná hmota, kolagenní vlákna jsou ojedinělá. Největší vrstva kompakty se nachází uprostřed diafýzy. Zde je také z biomechanického hlediska nejvíce odolná proti torzi. Odolnost proti ohybu není již tak velká, nemá prostorově uzpůsobenou strukturu jako kost spongiosní. Avšak díky koncentrickému uspořádání lamel snáší kompakta dobře statický tlak působící v dlouhé ose kosti a v tahu je dokonce až o 60 % pevnější (Dylevský, 2007).

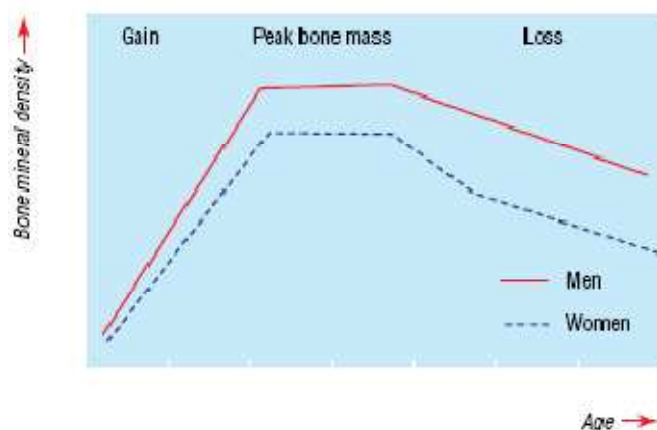
Mechanické vlastnosti kosti jsou dány obsahem minerálních látek, strukturálním uspořádáním a poměrem spongiosy a kompakty (Blahoš, 1995).

1.1.2 Kostní remodelace

Kost je metabolicky aktivní orgán. Po celý život probíhá přestavba kosti – remodelace. Je to proces kontinuálního a vzájemně propojeného odbourávání a novotvorby kosti, který závisí na činnosti kostních buněk. Za rok projde tímto procesem 5-10 % kostní hmoty. Do období dospívání převažuje novotvorba kosti. Vrcholem anabolických pochodů v kosti je dosažení tzv. vrcholu kostní hmoty (PBM – peak bone mass), který nastává v období tzv. kostního zrání (kolem 25 let). Zhruba do 30 let je proces obnovy a resorpce vyrovnaný (Obr. 2). V tomto období se odbourává a nově vytvoří 25 % spongiosy a 3 % kompakty za rok (Blahoš, 1995).

Se začátkem 4. dekády začíná kostní hmota ubývat (až 0,5 % za rok). Porušení navzájem propojených procesů novotvorby a resorpce vede ke zvýšení odbourávání kosti při její normální novotvorbě nebo se snižuje novotvorba při normálním odbourávání kosti (Klener, 2006). Celkový úbytek kostní tkáně nastává jak u mužů, tak i u žen a závisí na metabolické stimulaci kosti (Obr. 2). U mužů je ale velikost

redukce kostní hmoty relativně stálá. U žen po menopauze je odbourávání kosti vyšší – až 2 % za rok (Blahoš, 1995).



Obr. 2 Změny kostní hmoty v závislosti na věku u mužů a žen (Poole, Compston, 2006)

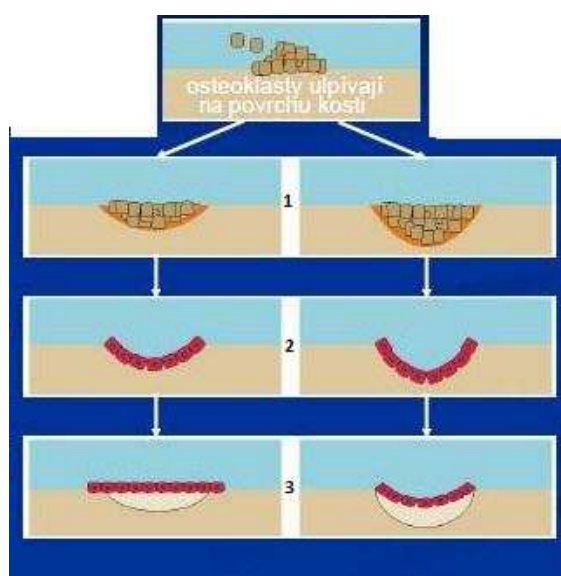
Na remodelaci kosti se uplatňují osteoblasty, osteocyty a osteoklasty. Osteoblasty se účastní novotvorby kosti a při vzniku osteoidu se přemění v osteocyty. Ty komunikují mezi sebou i osteoblasty a jsou detektorem mechanického zatížení kosti. Osteoklasty mají naopak proteolytický účinek a resorbují kost, čímž dlouhodobě zvyšují hladinu vápníku v krvi (Lichnovský, Malínský, 2007).

Remodelační cyklus má resorpční fázi, kdy osteoklasty přilnou k povrchu kosti, resorbují ji a tak vytváří kavitu. Tento proces trvá asi 2-4 týdny. Následuje fáze formování, při níž osteoblasty vstupují do kavity, vyplňují ji a zajišťují tak kostní novotvorbu. Poté se ve fázi mineralizační tvoří hydroxyapatit. Celý cyklus proběhne asi za 4 měsíce. Úsek novotvořené kosti pak zůstává v klidovém období, kdy až 20 let pokračuje sekundární mineralizace – již uložené krystaly se pomalu zvětšují (Broulík, 2009).

Remodelace se uplatňuje při procesech adaptace tvaru a struktury kosti v závislosti na změně působení biomechanických sil. Svůj význam má i při udržování

homeostázy vápníku a fosforu a zajišťování strukturní integrity kosti (hojení mikrotraumat).

Remodelace kosti při osteoporóze probíhá poněkud odlišněji. V remodelační fázi dochází k resorpci většího množství kostní tkáně, vzniklá dutina je pak hlubší. Osteoblasty tvoří méně kostní hmoty, než bylo resorbováno, proto nedojde k vyplnění celé kavity. Linie doplnění kostní hmoty není identická jako u zdravé kosti (Obr. 3). V tomto místě je kost zeslabena. Následnou klinickou manifestací tohoto zeslabení je zvýšení rizika vzniku fraktur (Trnavský, Kolařík, 1997).



Obr. 3 Schéma remodelace zdravé a osteoporotické kosti (upraveno dle http://video.upol.cz/dpx_enterprise_media_user/dpx/slidemedia/39/02_04.pdf)

Legenda (Obr. 3):

Vlevo – zdravá kost

Vpravo – osteoporotická kost

1 – resorpční fáze (osteoklasty)

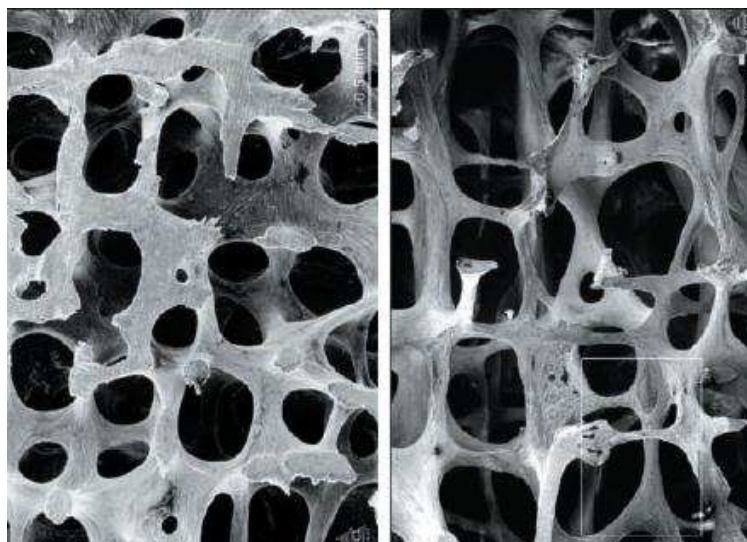
2 – fáze formování (osteoblasty)

3 – nově vytvořená kost

1.2 OSTEOPORÓZA

Osteoporóza je progredující systémové onemocnění skeletu s patologicky vystupňovaným úbytkem kostní hmoty a poškozením kostní mikroarchitektoniky (Obr. 4), které způsobuje nárůst fragility kosti, jejímž následkem je zvýšený sklon ke zlomeninám.

Toto onemocnění lze řadit k civilizačním chorobám, v posledních letech byl zaznamenán vzestupný trend v jeho výskytu. Hodnocení incidence je ovšem obtížné. Onemocnění může probíhat asymptomaticky, nejčastěji dojde k jeho objevení až při vzniku fraktury. Ta se vyskytuje u jedné ze šesti žen postižených osteoporózou. V Evropě a USA je toto onemocnění diagnostikováno u 25 % žen ve věku 50-70 let a téměř u 75 % žen starších 70 let. U mužů tato incidence dosahuje hodnot 5 % a 20 %. V ČR je asi 700 000 obyvatel postižených osteoporózou (Němcová, Korsa, 2008).



Obr. 4 Změny kostní hmoty a mikroarchitektoniky kosti – zobrazení obratle L3 elektronovým mikroskopem (upraveno dle Poole, Compston, 2006)

Legenda (Obr. 4)

- vpravo – zdravá kost (žena, 31 let)
- vlevo – osteoporotická kost (žena, 70 let)

1.2.1 Rizikové faktory

Mezi rizikové faktory rozvoje osteoporózy patří: etnická příslušnost (běloši a asiáté častěji), pohlaví (především ženy), hormonální změny a faktory genetické (např. geneticky podmíněné abnormality kolagenu). Pozitivní anamnéza osteoporózy u matky vede v 95 % k osteoporotickým změnám kosti u dcer. Všechny tyto faktory jsou pacientem neovlivnitelné. Existují také činitele, které mohou být jedincem ovlivněny, jako např. výživa, pohyb, stres, kouření, konzumace alkoholu nebo kofeinu, příjem vápníku do organismu, ... (Klener, 2006). Trnavský a Kolařík (1997) považují za hlavní predispoziční faktory vzniku a rozvoje osteoporózy vyšší věk, ženské pohlaví, časnou menopauzu (3. a 4. dekáda), období po menopauze, pozdní menarche, nulliparitu, etnický původ a drobnou kostru.

1.2.2 Klasifikace osteoporózy

Osteoporózu dělíme na primární a sekundární. U primární osteoporózy není vlastní příčina vzniku onemocnění známá. Tento typ můžeme klasifikovat podle Riggse na postmenopauzální a senilní.

Postmenopauzální osteoporóza (typ I) postihuje především ženy, v poměru 6:1 ve srovnání s muži. Tento typ se vyskytuje nejčastěji ve věku 55-65 let. Osteoporotický proces probíhá hlavně v kosti spongiózní, kde dochází ke ztrátě až 8 % tkáně za rok během prvních dvou let. Typické lokalizace fraktur jsou v obratelích a na distální části předloktí. Příčinou vzniku tohoto typu onemocnění je úbytek estrogenů, které v kosti za normálních podmínek zvyšují počet a funkci osteoblastů a tak tlumí kostní resorpci (Klener, 2006).

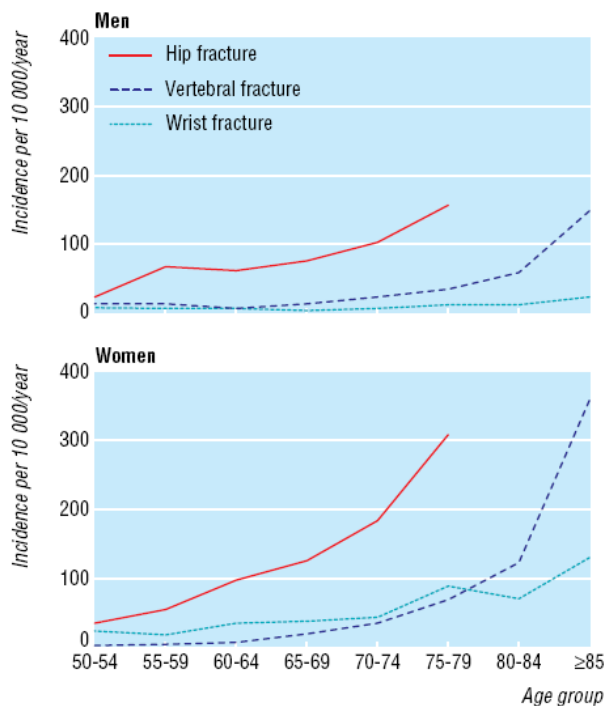
Senilní osteoporóza (involuční, typ II) nastupuje po 70. roce života. Rozdíl v počtu postižených žen a mužů je u tohoto typu menší než u osteoporózy typu I. Poměr žen a mužů činí 2:1. Osteoporotické procesy probíhají jak ve spongiózní, tak i v kompaktní kosti. K výskytu zlomenin pak dochází v oblasti krčku femuru a u dlouhých kostí i mimo oblast fyziologického zeslabení (Trnavský, Kolařík, 1997).

Sekundární osteoporóza má příčiny v základním onemocnění, jejichž součástí je právě osteoporotické postižení. Může být způsobena endokrinopatiemi, poruchami výživy, zánětlivými procesy, genetickými poruchami, strukturálními vadami, civilizačními vlivy, vyskytuje se při renální osteopatii, z nervových příčin, při nádorovém onemocnění nebo může být navozená medikamentózně (Klener, 2006).

1.2.3 Klinický obraz osteoporózy

Klinický průběh osteoporózy bývá často asymptomatický. K jejímu nálezu dochází většinou náhodně při RTG vyšetření. Obzvláště postižení axiálního skeletu se projevuje až v období velké ztráty kostní hmoty. Osteoporóza pak může být provázena dlouhodobou bolestí zad nebo dlouhých kostí. Původní bolesti zad se zvyšují pohybem a zátěží. Časem se mění na prudké, omezují pohyb nebo dokonce i imobilizují pacienta. Postižena bývá hrudní páteř a to především ve smyslu vzniku hyperkyfózy. Dochází ke zmenšení krční lordózy a ke zvětšení lordotického zakřivení bederní páteře, snižuje se celková výška nemocného (Němcová, Korsa, 2008). Následkem osteoporotického postižení kosti pak dochází ke vzniku zlomenin – v kosti se totiž zeslabují příčné a podélné trávce a kost není potom schopna absorbovat deformační energii. Zlomeniny vznikají nejen po pádu, ale ve velkém množství případů také při traumatech nepřiměřeně malé intenzity. Nejčastějšími lokalizacemi zlomenin jsou obratle, distální předloktí a krček stehenní kosti (Klener, 2006).

Celosvětově vznikne ročně 9 milionů nových fraktur (Johnell, Kanis, 2006). Blahoš (1995) uvádí, že z celkového množství osteoporotických zlomenin činí 1/4 fraktura krčku femuru, 1/4 připadá na zlomeninu předloktí a v 50 % jsou postiženy obratle. Podle údajů Rizer (2006) zapříčiní osteoporóza jenom v USA každoročně vznik 700 000 fraktur obratlových těl a 300 000 zlomenin stehenní kosti. Výskyt jednotlivých typů zlomenin ukazuje obr. 5.



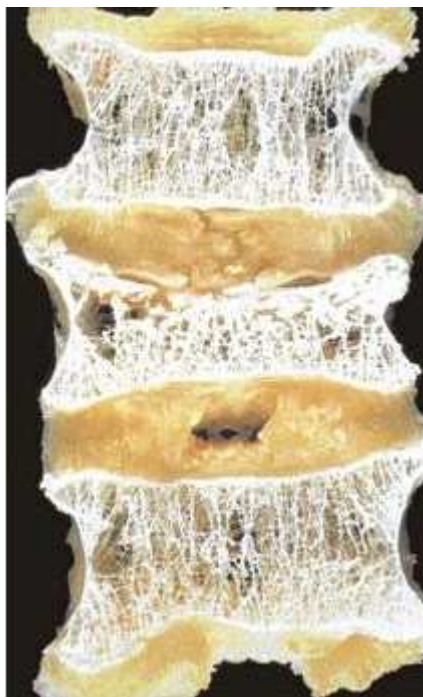
Obr. 5 Epidemiologický výskyt osteoporotických fraktur u žen a u mužů v závislosti na věku (Poole, Compston, 2006)

Zlomeniny obratlů

Predilekčními místy zlomenin v oblasti axiálního skeletu jsou obratle Th7, Th8, Th12 a L1. Zlomenina obratle nemusí být spojena s přítomností pádu v anamnéze. K jejímu vzniku stačí i mírné trauma, např. ke vzniku zlomeniny žebra nebo hrudního obratle stačí zakašlání nebo otočení se na posteli (Compston, Rosen, 1999). Podle Broulíka (2009) se vyskytuje netraumatická fraktura obratlových těl u více než 30 % žen mladších 75 let a asi u 50 % žen starších 75 let.

Fraktury jsou kompresivního charakteru. Před jejich vznikem prochází obratle několika fázemi – nejprve dochází k jejich bikonkávnímu vytvarování, vznikají tzv. rybí obratle. Ty se pak jedním směrem asymetricky zužují a mění se v klínovitě změněné obratle. V konečné fázi dochází ke kompresivní zlomenině, obratlová těla se oplošťují (Obr. 6). Zlomenina jednoho obratle má za následek snížení výšky postižených o 1 cm (Trnavský, Kolařík, 1997).

Nemocní s anamnézou fraktury obratlového těla mají 2-3krát vyšší riziko vzniku fraktury krčku femuru, 1-4krát zvýšené riziko fraktury předloktí a více než dvojnásobné riziko postižení dalšího obratle (Compston, Rosen, 1999).



Obr. 6 Kompresivní zlomenina obratlového těla (uprostřed)
(<http://www.zzz.sk/images/clanky/1982/2.jpg>)

Zlomenina předloktí

Typickou zlomeninou v oblasti předloktí je Collesova fraktura – distální fragment se dorsálně dislokuje. Bývají následkem pádu na nataženou horní končetinu (Trnavský, Kolařík, 1997). Vyskytuje se většinou u žen starších 65 let (Broulík, 2009).

Zlomenina proximálního femuru

Nejzávažnější osteoporotickou zlomeninou je fraktura proximálního femuru. Existují tři typy zlomenin – intertrochanterická, subkapitální a zlomenina krčku femuru. Nejčastější příčinou vzniku je pád na bok. Tato traumata vyžadují

dlouhodobou hospitalizaci, invalidizují pacienty a způsobují jejich sociální závislost. Vyskytují se u jedné ze tří žen a u jednoho ze šesti mužů. Až v 50 % získají pacienti s frakturou proximálního femuru plnou funkční schopnost, avšak 15-33 % postižených vyžaduje dlouhodobou domácí péči (Blahoš, 1995). V 12-20 % případů (v závislosti na věku pacienta) má toto trauma smrtelné následky (Klener, 2006).

1.2.4 Diagnostika osteoporózy

Základem diagnostiky osteoporózy je pečlivé odebrání anamnézy, dále fyzikální a laboratorní vyšetření, kdy se hodnotí kostní novotvorba a resorpce a jejich vzájemný poměr. Následuje měření kostní denzity metodou dvojfotonové absorpce. Principem je měření úbytku rentgenového záření s dvěma různými energetickými hladinami při průniku danou oblastí (Němcová, Korsa, 2008). Hodnotícím kritériem je Bone Mineral Density – BMD. Jednotka BMD je vztažena k hodnotám mladého nepostiženého jedince s vyrovnaným průběhem novotvorby a odbourávání kosti. Normální nález je potom BMD index se směrodatnou odchylkou (SD) 1, osteopenie se diagnostikuje u BMD se SD v rozmezí -1 až -2,5. Osteoporóza má SD pod -2,5 a těžká osteoporóza pak více než -2,5 nebo „pouze“ -2,5, ovšem se současným výskytem zlomeniny (Klener, 2006).

Nativní snímek páteře odhalí přítomnost osteoporózy až při 30 % úbytku kostní hmoty (Němcová, Korsa, 2008). Proto se jako další vyšetřovací metody používá spíše kostní biopsie, ultrazvuk, gynekologické a endokrinologické vyšetření (Klener, 2006).

1.2.5 Léčba osteoporózy

Léčba osteoporózy by měla být včasná, účinná, komplexní, dostatečně dlouhá, optimalizovaná vzhledem k věku, zdravotnímu stavu a dalším skutečnostem. Cílem terapie je udržet množství a kvalitu kostní hmoty, čímž se sníží riziko výskytu zlomenin. Léčba spočívá v kombinaci farmakologického přístupu, pohybového režimu a úpravy životního stylu a životosprávy (Krhutová, 2005). Obecně se sekundární osteoporóza léčí snadněji. K léčbě osteoporózy se používají léky, které brzdí odbourávání nebo podporují obnovu kosti nebo kombinace obou. Mezi inhibitory

kostní resorpce patří především vápník, vitamin D a hormonální terapie. Stimulátory novotvorby kosti jsou cvičení, fluor, parathormon (Trnavský, Kolařík, 1997).

K obecným zásadám léčby patří používání podpůrných prostředků, léčba bolesti. Je-li doporučen klid na lůžku, měl by trvat co nejkratší dobu (u zcela imobilních pacientů se může za týden odbourat až 5 % kostní hmoty). Lokálně se aplikuje teplo (zvyšuje prokrvení, účinkuje spasmolyticky) a používají se i další prvky fyzikální terapie. Svůj velký význam má rehabilitace. Dále se klade důraz na dietní opatření a úpravu tělesné hmotnosti (Trnavský, Kolařík, 1997).

Medikamentózní léčba

Nejúčinnější v léčbě i prevenci postmenopauzální osteoporózy je hormonální substituční terapie. Používají se selektivní modulátory estrogenových receptorů. Dlouhodobá terapie ale zvyšuje riziko vzniku rakoviny prsu a endometria. Proto ji může indikovat jen zkušený specialista a pacientky musí být pravidelně kontrolovány. Kontraindikovány jsou osoby s jaterním onemocněním, flebotrombózou nebo s rizikem vzniku tromboembolie (Němcová, Korsa, 2008). Důležitý je i příjem hormonu kalcitoninu, který inhibuje zvýšenou aktivitu osteoklastů, a vhodný je především pro ženy, které nemohou užívat estrogény. Hlavním nehormonálním lékem je kalcium, jehož doporučená denní dávka činí 1500 mg. Pro zvýšení resorpce kalcia je nutný příjem vitaminu D. Dále se předepisují bifosfonáty a fluoridové soli, které snižují osteoresorpci (Klener, 2006; Broulík, 2009).

1.2.6 Vliv pohybové aktivity na kostní tkáň

Kosti jsou vystavovány reakčním silám vnějšího okolí a silám vyvolávaným svalovými kontrakcemi. Tyto síly jsou trojího druhu – kompresní, tahové a střižné. Všechny působí na kost a vytváří v ní určité napětí. Zatížení vyvolává tlaky uvnitř kosti, které mohou stimulovat remodelaci a vést ke změně tvaru a denzity kosti, rovněž se podílí na její pevnosti. Jestliže se narůstající napětí stane časem konstantní, bude kost setrvávat v rovnovážném stavu. Pokud napětí klesá, kost zůstává „němá“ až do vytvoření nové rovnováhy. To nastává v případě imobilizace. Pro udržení množství

kostní hmoty je tedy nezbytná optimální úroveň napětí, s čímž souvisí funkční zatížení dané pohybovou aktivitou (Melendez-Ortega, 2007).

Mechanická zátěž, vyvolaná při pohybové činnosti, je prospěšná pro denzitu kosti a pro adaptaci kostní architektiky v místě zatížení (Vainionpää et al., 2005). Proto je pohyb důležitým prvkem prevence a léčby osteoporózy.

Efekt cvičení je místně specifický, čili pohybová aktivita ovlivňuje pouze kosti, které jsou zatěžovány (Kannus et al., 1995).

Kerry (2003) se zabýval vlivem hmotnosti a množství podkožního tuku na kvalitu kosti. Podle tohoto autora vyvíjí vyšší tělesná hmotnost větší zatížení kosti, a tím ji zpevňuje. Podobné výsledky přinesly studie vztahu mezi BMI (Body Mass Index), kostní tkání a výskytem pádů (Farahmand et al., 2000; Feskanich et al., 2002; Margolis et al., 2000). Autoři zjistili, že vyšší hodnota BMI snižuje vznik osteoporotické zlomeniny díky účinnějšímu zatížení kosti. Přítomnost vyššího množství tukové tkáně tlumí v případě pádu náraz při dopadu, čímž se může zamezit vzniku zlomeniny. Tuková tkáň je rovněž významným místem přeměny androgenu na estrogen, což může zmenšovat fragilitu kostí. Přibývání hmotnosti se ovšem v boji proti osteoporóze nedoporučuje. Velké množství podkožního tuku (především v abdominální oblasti) zvyšuje také riziko vzniku srdečních onemocnění, hypertenzní nemoci a diabetu (Gerdhem et al., 2003). Podle Reid et al. (1995) je BMD u žen se sedavým způsobem života ovlivňováno především tukovou tkání, u fyzicky aktivních žen hraje roli hlavně svalová hmota. Douchi et al. (1998) zase zmiňuje význam svaloviny na BMD u žen premenopauzálních, u žen po menopauze je determinující množství tuku.

Názory autorů na vliv pohybu na kostní tkáň jsou odlišné. Výsledky studií jsou nejednotné jak z hlediska účinku pohybové aktivity na zvýšení BMD, tak i v určení, který typ cvičení nejlépe ovlivňuje kost.

Podle Němcové a Korsy (2008) působí pohyb na kost komplexně. Jeho účinek je založený na 3 mechanismech – na aktivaci osteoblastů, vyšším přísunu materiálu pro osifikaci a na vazbě Ca^{2+} iontů na kost. Smith (1991) uvádí, že mechanismus pro udržení integrity skeletu závisí na buněčné reakci na hormonální a mechanické podněty.

Mnoho autorů ve svých studiích zjistilo pozitivní vliv cvičení na kostní denzitu (Brahm et al., 1997; Whipple et al., 2004; Wendlová, 2008; Chien et al., 2000). Smith (1991) prokázal, že pohybová aktivita může snížit nebo zastavit úbytek kostní hmoty. Někteří autoři zaznamenali nárůst BMD (Kronhead & Möller, 1998; Angin & Erden, 2009). Existují také studie, které účinek pohybu na kostní tkáň nepotvrdily (Kerry, 2003). Welsh et al. (1997) zjistili dokonce nárůst kostní resorpce po cvičení.

Výsledky studií se rozcházejí i ve volbě nejvhodnější pohybové aktivity. Melendez-Ortega (2007) zastává názor, že pro denzitu kosti má větší význam amplituda zátěže než počet opakování. Používání opakovaného namáhání kosti nad fyziologickou hranici může vést k poškození nebo dokonce ke zlomení kosti. To je důležité pro stanovení intenzity fyzické aktivity jedince v rámci terapie. Podle Melendez-Ortega (2007) je výhodnější trénink se vzrůstajícím zatížením než cvičení založené na opakovaných stimulech (např. jogging). Avšak Schwab et al. (2008) uvádí, že na biologii kosti má pozitivní vliv krátké opakované zatěžování kosti. Kannus et al. (1995) považuje aktivity charakterizované nárazy a opakováním (jako např. skákání) vhodné pro děti a adolescenty, zatímco pro starší jedince by měly být voleny cviky mírnějšího charakteru. Pro seniory jsou aktivity zahrnující skoky příliš riskantní a obtížně proveditelné. Podle několika autorů (Snow et al., 2000; Uusi-Rasi et al., 2003; Von Heideken et al., 2002) nemá cvičení tohoto charakteru na změny kostní hmoty žádný vliv.

Englund et al. (2005) a další autoři považují za nejvhodnější aktivitu pro ovlivnění BMD dlouhodobé zátěžové a posilovací cvičení. Vainionpää et al. (2005) prokázali, že tento typ pohybu působí nejen na denzitu kosti, ale rovněž zlepšuje její architekturu.

Brooke-Wavell et al. (2001), Yamazaki et al. (2004) a další autoři doporučují chůzi jako vhodnou činnost pro zvýšení kostní denzity. Chůze je „levná“ a nejlépe dostupná forma pohybové aktivity s malým rizikem zranění a navíc prospívá zdravotnímu stavu jedince. Nejeefektivnějším způsobem prevence výskytu osteoporózy je potom rychlá chůze (Brooke-Wavell et al., 2001). Feskanich et al. (2002) ovšem upozorňuje na nárůst rizika pádu při vyšší rychlosti. Avšak existují také studie, které tento názor na vzestup BMD vlivem chůze vyvrací (Martyn-St James, Carroll, 2008).

Intenzivní aerobní aktivita, zátěžové a odporové cviky jsou podle Yamazaki et al. (2004) ve zvyšování kostní hmoty mnohem efektivnější než pohybová aktivita s nízkou intenzitou (např. pomalá chůze). K podobným výsledkům došel i Maddalozzo & Snow (2000), podle nichž je nejúčinnější cvičební program s vysokou intenzitou. Heinonen et al. (1996) a Chien et al. (2000) stanovili, že intenzita pohybové aktivity by se měla pohybovat nad aerobním prahem, což odpovídá 60-70 % maximální aerobní kapacity.

Cvičební program zahrnující kombinaci zátěžové aktivity, posilování, aerobní, balanční a koordinační cvičení s výjimkou skokových aktivit, zlepšuje BMD, zvyšuje svalovou sílu a schopnost chůze a tím redukuje riziko výskytu pádů a následných zlomenin (Englund et al., 2005). Podle Feskanich et al. (2002) jsou aktivity zlepšující bilanci a flexibilitu významné pro snížení rizika pádů, zatímco zátěžová a odporová cvičení zvyšují svalovou sílu a BMD.

Někteří autoři považují za nejúčinnější způsob prevence kostní ztráty kombinaci pohybové aktivity a hormonální léčby (Angin & Erden, 2009; Yamazaki et al., 2004). Specker (1996) udává, že pro vytvoření pozitivního vlivu pohybu na BMD musí být cvičení doplněno podáváním kalcia. Kannus et al. (2005) uvádí, že nejlepší prevencí pádů je pravidelný silový a balanční trénink v kombinaci s užíváním vitamínu D a kalcia.

Pravidelné cvičení je pravděpodobně jedinou metodou, která může předcházet vzniku osteoporotických zlomenin (Melendez-Ortega, 2007).

1.3 POSTURÁLNÍ STABILITA

Posturální stabilita je označení pro aktivní stabilizaci polohy těla na pevné podložce. Posturální stabilita je schopna reagovat na změny jak zevních, tak i vnitřních sil, aby se zachovalo vzpřímené držení těla a nedošlo k neřízenému pádu (Vařeka, 2002a). Véle et al. (2001) stabilitou označuje míru úsilí, které je potřeba vykonat

k dosažení změny polohy těla z jeho klidové polohy. Z fyzioterapeutického hlediska lze tento pojem chápat jako pocit jistoty pacienta při udržování polohy těla a jeho segmentů.

Véle et al. (2001) považují stabilitu osového orgánu za základnu, ze které vychází vykonávání pohybů. Tento názor je ale podmíněn proměnlivostí této stability – schopností zajistit jeden segment, aby segment jiný mohl měnit svou polohu a provádět pohyb.

1.3.1 Vymezení pojmů

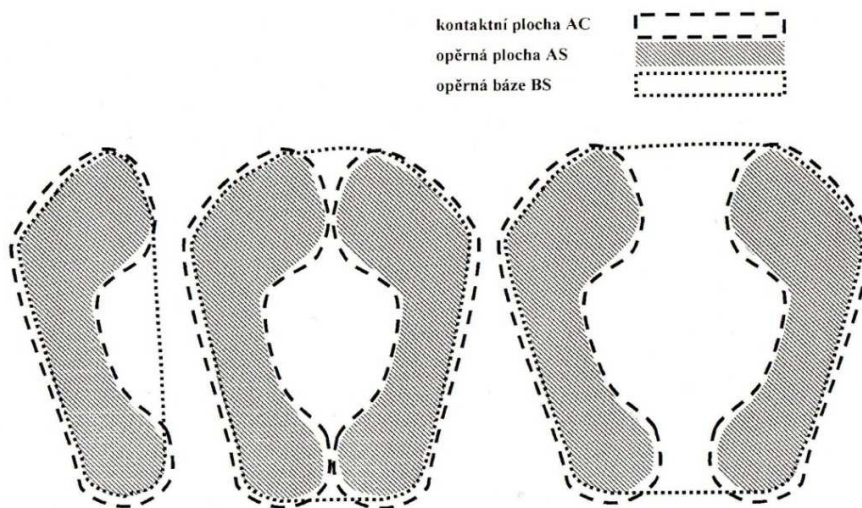
Aktivní držení těla a jeho jednotlivých segmentů proti působení zevních sil, z nichž největší význam má síla tíhová, označujeme termínem postura. Toto držení je řízeno CNS a je zajišťováno svalovým systémem. Zaujetím a udržením postury je vytvořena vhodná pozice pro vykonání pohybu, což je základní součástí motorických programů. Postura se vyskytuje na začátku, v průběhu i na konci cíleného pohybu („posture follows movement like a shadow“). Před provedením jakéhokoli plánovaného pohybu dojde k nastavení postury tak, aby bylo možno daný pohyb vykonat – tzv. atituda (Vařeka, 2002a). Posturální funkce vedou ke zlepšení koordinace pohybu, což dává pocit pohybové jistoty (Véle et al., 2001). Poloha kloubů a svalová aktivita se neustále přizpůsobuje dané situaci s cílem udržet tělo nad opěrnou bází. Dynamiku těla jako prevenci výskytu pádů nazýváme balance (Winter, 1995).

Z biomechanického hlediska pracujeme při popisu posturální stability s pojmy Centre of Mass, Centre of Gravity, Centre of Pressure:

- Těžiště (Centre of Mass – COM) je bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla. Je váženým průměrem polohy těžišť jednotlivých segmentů těla. U člověka se ve vzpřímeném bipedálním stoji nachází v oblasti druhého sakrálního obratle. Vertikální projekcí COM do podložky (opěrné báze) získáme COG – Centre of Gravity. Ve statických polohách se COG vždy nachází v opěrné bázi.

- Centre of Pressure (COP) je působištěm vektoru reakční síly podložky. Jedná se o vážený průměr všech tlaků kontaktní plochy na podložku (Winter, 1995). COP je totožné s COG pouze u dokonale tuhého tělesa, čímž lidské tělo není. Na polohu COP má vliv poloha těžiště a svalová aktivita dolních končetin (především svaly bérce). CNS řídí aktivitu svalů tak, aby těžnice neustále směřovala do opěrné báze a COG zůstávalo v opěrné bázi, čili udržuje rovnováhu.

Při zaujetí určité polohy dochází ke kontaktu těla a podložky. Tato plocha kontaktu (Area of Contact – AC) není ale pro vytvoření aktivní opory a pro posturální kontrolu využita celá. K aktivní opoře se využívá pouze část plochy kontaktu, označována pojmem opěrná plocha (Area of Support – AS). Ohraničením nejvzdálenějších částí opěrné plochy vzniká opěrná báze (Base of Support – BS). Při stoji spojném nebo při stoji na jedné dolní končetině jsou BS a AS přibližně stejné nebo je BS mírně větší. Ve stoji rozkročném zůstává AS beze změny, ale BS se zvětšuje (Obr. 7). Pro velikosti AC, AS a BS platí vztah: $BS \geq AC \geq AS$. Tvar a velikost AS a BS jsou dány anatomickými faktory a svalovou činností, se kterou souvisí i funkce CNS. Dojde-li ke změně BS, ovlivní se cestou exterocepce a propiocepce řízení posturální stability, což posléze pozmění chování celého posturálního systému (Vařeka, 2002a).



Obr. 7 Vztah opěrné plochy (AS), opěrné báze (BS) a kontaktní plochy (AC) (Vařeka, 2002a)

1.3.2 Posturální stabilita ve stoji

Lidské tělo je z biomechanického hlediska tvořeno z několika segmentů. Vzájemná poloha segmentů je udržována svalovou činností. Platí, že žádná postura není nikdy zcela statická, protože svalová síla není po celou dobu konstantní, dochází ke změně momentů sil působících na segmenty. Segmenty se tak vzájemně pohybují a mění se poloha jejich těžišť, výsledného COP i COG. To platí především v případě bipedálního stoje, kdy hovoříme o kvazistatické činnosti. Působením vnitřních sil se tělo i v klidu neustále spontánně vychyluje – tzv. postural sway. Tyto titubace představují model převráceného kyvadla (inverted pendulum). „Jedná se o ohraničenou množinu pozic, které se nachází v prostoru vymezeném velikostí opěrné báze, a také limity kloubního rozsahu a svalové síly“ (Mlíka, 2008, s. 16). Tento model je postaven na malé ploše základny, těžiště je uloženo vysoko. Proto je tělo jako multisegmentální systém považováno za přirozeně nestabilní. Na vychylování těla z rovnováhy mají svůj podíl rovněž vnitřní vlivy – hlavně srdeční a dechová činnost. CNS proto musí ve spolupráci s muskulárním systémem toto neustálé narušování vyrovnávat, což má za následek změny polohy COP. Jak zmiňuje Blaszczyk et al. (1994), výchylky COP u zdravých dospělých ve stoji spojném dosahují asi 80 % anteroposteriorní délky a laterolaterální šířky AC.

Na udržování rovnováhy ve stoji se významně podílí především aktivita plantiflexorů nohy. Tyto svaly mají větší sílu než dorsální flexory a odlišné je též pákové nastavení. Ve stoji se totiž opěrná báze nachází před osami hlezenních kloubů, kdy je možno využít momentu síly m. triceps surae. Dostane-li se COG za osu kloubu, nemůže aktivita plantiflexorů přispět ke kontrole stability. V tomto případě se zapojují dorsiflexory, ale síla jejich kontrakce působí na kratší páce než plantární flexory. Pro zachování stabilního stoje je tedy cílem řídicího systému udržet COG v přední části nohy (Vařeka, 2002a).

1.3.3 Řízení posturální stability

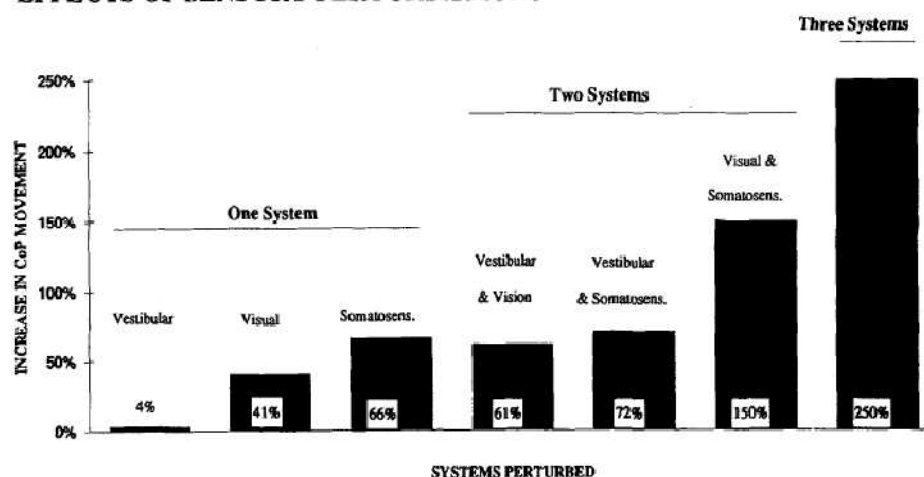
Posturální kontrola se účastní každé volní aktivity. Zamýšlený pohyb je doprovázen udržováním polohy – před vykonáním pohybu, v jeho průběhu i po skončení, kdy se nastaví a udržuje nová poloha (Míková, 2006).

Vzpřímené držení je zajišťováno třemi základními složkami – senzorickou, řídící a výkonnou. K senzorické části patří informace z proprioreceptorů, zrakového a vestibulárního aparátu (Latash, 1998). Tyto receptory detekují vzniklou situaci. Vyhodnocení, výběr vhodného programu a celkové řízení provádí CNS, která poté ovlivňuje výkonnou složku, zastoupenou pohybovým systémem. Aktivují se svalové skupiny, generuje se svalová síla, jež je převedena na momenty sil. Podstatnou roli zde hrají kosterní svaly, které jsou nejen výkonnou složkou, ale díky své proprioceptivní funkci spadají i do složky senzorické (Vařeka, 2002b).

Senzorická složka

Jak již bylo výše zmíněno, senzorická složka zahrnuje přísun informací ze zrakových, vestibulárních a somatosenzorických receptorů. K dosažení nebo udržení optimální stability je potřeba správná funkce všech tří systémů. Absence impulzů z jednoho systému negativně ovlivňuje výchylky těla při klidovém stoji (Giagazoglou et al., 2009). Míra zastoupení somatosenzoriky, zraku a vestibulárního aparátu při posturální kontrole se podle různých autorů liší. Simoneau et al. (1995) zkoumal pacienty s diabetickou neuropatií – vliv deficitu jejich dotykového cití a propriocepce na balanční kontrolu při klidovém stoji. Výsledky ukázaly, že somatosenzorický deficit vede ke snížení stability stoje. Jeho studie také prokázala, že při řízení posturální stability je význam somatosenzoriky a zraku podobný. Při narušení jedné složky kontroly dojde k částečné kompenzaci ostatními systémy, avšak somatosenzorická složka při svém oslabení nebo vymizení nemůže být zrakovým a vestibulárním systémem plně nahrazena (Obr. 8) (Simoneau et al., 1995).

EFFECTS OF SENSORY PERTURBATIONS



Obr. 8 Změny výchylek COP při stoji s vyřazením jednoho, dvou a tří senzorických systémů (Simoneau et al., 1995)

Vestibulární systém

Role vestibulárního systému spočívá především v kontrole pohybů hlavy. Receptory tohoto systému se nachází v makulu, utrikulu a polokruhovitých kanálcích vnitřního ucha. Vlásokové buňky polokruhovitých kanálků labyrintu detekují úhlové zrychlení při rotacích hlavy. Vzruchy jdou k mediálnímu jádru v prodloužené míše a odtud pokračují jako součást fasciculus longitudinalis medialis prodloužené míchy k motoneuronům šíjových svalů, na které působí tlumivě. Receptory v makule reagují na gravitační (lineární) zrychlení v závislosti na směrové orientaci a poloze hlavy. Dráždění kanálků tak informuje o momentální poloze hlavy v prostoru (Trojan et al., 2003). Vzruchy z makulárních čidel míří do laterálního jádra, odtud jako tractus vestibularis lateralis do míchy, kde drážděním α - a γ -motoneuronů excitují extenzory a přes interneurony inhibují flexory. Vestibulární jádra rovněž zpracovávají spojení očních pohybů s aktivitou šíjového a končetinového svalstva. Řídí tak kompenzační pohyby končetin a očí, zajišťuje fixaci pohledu na pozorovaný objekt. Z vestibulárních jader vedou dále dráhy k okohybným nervům a do kůry vestibulárního mozečku (Králíček, 2002).

Zrakový systém

Králíček (2002) uvádí, že zrakem zachycujeme až 90 % vjemů okolního prostředí. Na posturální kontrole se podílí nejen udržováním polohy hlavy, ale také řízením celkové orientace v prostoru. Svůj význam má rovněž při anticipaci změn daných zevními silami, při plánování pohybu a vyhýbání se překážkám během pohybu (Winter, 1995). Podle Paulus et al. (1984) hraje zrak významnou roli v kódování a zpracování dalších senzorických informací. Při vyloučení zrakové kontroly se zvýrazňují výchylky těla, rychlost změn polohy COP roste a zvětšuje se plocha konfidenční elipsy (Vařeka, 2002b). Zrakově postižení lidé mají zhoršenou statickou a dynamickou bilanci a vykazují zvýšené riziko pádů. Jedinci s vrozenou slepotou provádí balanční úkoly lépe než ti, kteří o zrak přišli v průběhu života (Giagazoglou et al., 2009). Schmid et al. (2007) uvádí, že lidé se získaným a vrozeným zrakovým postižením mají v posturálních aktivitách srovnatelné chování. Tito autoři navíc podotýkají, že při posturální kontrole vidomých jedinců se zavřenýma očima nemůže být zrak plně nahrazen vjemy z ostatních senzorických systémů. Nevidomí prokazují větší schopnost využití dalších smyslů, nežli je tomu u vidomých (Rauschecker, 1995).

Somatosenzorický systém

Somatosenzorický systém zajišťuje vnímání polohy a pohybu segmentů, jejich kontakt s okolními předměty a orientaci v gravitačním poli. Z kloubních, svalových, šlachových a kožních receptorů podává informace o propriocepci a kožním cití.

Kožní mechanoreceptory vnímají dotyk a tlak. Patří mezi ně Vater-Paciniho tělíska, která zprostředkovávají dotyk. Jsou rychle adaptabilní. Merkelova a Ruffiniho tělíska se adaptují pomalu, reagují na tlakové podněty a mohou detekovat směrovou orientaci při natažení kůže (Shaffer, Harrison, 2007).

Mezi proprioceptory řadíme svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíska, receptory v kloubech a vazivu kolem nich (Trojan et al., 2003). Svalové vřeténko je svými polárními úseky paralelně spojeno s extrafuzálními svalovými vlákny. Intrafuzální vlákna vřeténka obsahují jádra uložená ve střední, ekvatoriální části a kolem nich jsou obtočená aferentní myelinizovaná nervová vlákna – tzv. anulospirální typu Ia. Periferněji jsou ve vřeténku uložena pomalejší kytičkovitá

vlákna typu II. Ve svalovém tělísku končí i eferentní vlákna pocházející z míšních γ -motoneuronů (Petřek, 1991). Oba typy jsou drážděny protažením svalu. Ia vlákna prokazují dynamické senzitivitu – reagují na změny délky svalu a rychlost této změny. Vlákna typu II zachycují informace o statické délce svalu. Svalové vřetenko tedy informuje o fázických i tonických změnách délky svalu (Králíček, 2002).

Šlachové Golgiho tělísko se nachází ve šlaše poblíž rozhraní se svalem. Se šlachovými vlákny je v sériovém zapojení. Tyto receptory reagují na změnu napětí šlachy při natažení svalu. Aference je z tělísek vedena Ib vlákny do míchy, kde přepojením přes interneurony dojde k útlumu aktivity téhož svalu a aktivaci svalů antagonistických. Tímto mechanismem chrání sval před přetížením (Petřek, 1991).

Porušení funkce somatosenzorického systému má za následek zhoršení napínacího svalového reflexu, ztrátu podnětů z kožních receptorů chodidla a snížení vnímání polohy hlezenních kloubů, což způsobuje značnou instabilitu (Bergin et al., 1995).

Řídící složka

Nervový systém změny stability zachytí, může je také za určitých okolností předvídat. Iniciuje pohyb a podílí se rovněž na koordinaci svalové aktivity. Multimodální aferentní informace jsou integrovány na různých úrovních CNS, kde dojde k jejich zpracování a eferentní cestou dochází k přenosu vzruchu na množství α -motoneuronů a jejich příslušná svalová vlákna. Na úrovni spinální míchy dochází ke zpracování informací reflexní cestou nebo jsou vzruchy vedeny kraniálně do subkortikálních a kortikálních oblastí, které zajišťují provedení úmyslných pohybů (Shaffer, Harrison, 2007).

Výkonná složka

Při stabilizačních reakcích hraje roli efektoru svalstvo. Jeho aktivace probíhá automaticky a podílí se na tzv. vnitřní stabilitě (Véle et al., 2001).

1.3.4 Principy řízení posturální stability

Blaszczyk et al. (1994) rozdělili principy řízení na statické a dynamické. Statickou strategii zajišťují rovnovážné reakce, při kterých se udržuje posturální stabilita při nezměněné ploše kontaktu (AC). Dynamické strategie přicházejí na řadu, překročí-li COG opěrnou bázi. AC se přemístí a tím se posturální stabilita obnoví. Ke statickým mechanismům se řadí kotníková a kyčelní strategie, dynamickou reakcí je strategie kroková. Cílem všech uvedených strategií je obnovení balančních podmínek těla.

V klidném stoji, kdy je působení sil minimální, mají výchylky těla tvar obráceného kyvadla. Tato poloha je udržována aktivitou dorsálních a plantárních flexorů nohy, tedy v anteroposteriorním směru (viz výše). Jedná se o tzv. kotníkovou strategii posturální kontroly. Při zvýšení narušujících sil (při stabilizačně náročnější situaci) se do činnosti zapojují proximálnější svaly dolní končetiny, hlavně flexory a extenzory kyčelních kloubů – kyčelní strategie (Winter, 1995). Tato strategie zajišťuje posturální stabilitu především ve frontální rovině, uplatňuje se tedy při laterolaterálních pohybech těla. Stabilita laterálního stoje je lepší než v předozadním směru, protože volnost pohybu trupu a dolních končetin je do stran omezenější než v rovině sagitální. Navíc je díky delší páce účinnost svalů kyčle větší, než je tomu u hlezenního svalstva. Proto se kotníkový mechanismus v předozadní rovině omezuje pouze na využití při klidném stoji bez působení větších zevních sil (Vařeka, Dvořák, 2001).

Dojde-li k narušení rovnováhy těla velkou silou, překračuje COG hranici opěrné báze. V tomto případě je kotníková a kyčelní strategie pro udržení stability nedostačující, uplatňuje se tedy kroková strategie. Spočívá v provedení úkroku nebo uchopení pevné opory. Tím se zvětší opěrná báze a nově zaujatá poloha je tak stabilnější (Winter, 1995). Pokud není ani dynamická kroková strategie pro zachování stability dostatečná, řídicí systém přechází k programu preventivního řízeného pádu. Do tohoto programu můžeme zařadit pohyb horních končetin ve směru pádu. Obranné reakce mohou také spočívat v pohybu horních končetin v opačném směru, než je tělo vychylováno. Smyslem je udržet COM v opěrné bázi a tak zabránit pádu. Jedná se proto o statickou strategii. Při volbě vhodné strategie je důležitý aktuální psychický a fyzický stav jedince i předchozí posturální zkušenosti (Vařeka, 2002b).

1.3.5 Vliv věku na posturální stabilitu

Stárnutí

Stárnoucí organismus prochází řadou změn postihujících téměř všechny systémy. Tyto změny jsou funkční a fyziologické a mohou mít přímý nebo nepřímý vliv na posturální stabilitu (Jančová, Kohlíková, 2007). Fyziologické procesy stárnutí začínají kolem 20. roku života, jejich akcelerace nastává po 65. roce. Podle Kalvacha et al. (2004) jsou fyziologické změny stárnutí kompenzovatelné do 60 let. S narůstajícím věkem dochází ke ztrátám funkčních rezerv orgánů, klesají kompenzační mechanismy, somatická a psychická reaktivita. Snižuje se rovněž adaptabilita na vnější a vnitřní změny. Tyto procesy mají za následek nárůst únavy a poruchy funkce CNS. Jedinec je více náchylný k nemocem a projevují se u něj změny chování a deprese. Ubývá rovněž svalová hmota, zmenšuje se rychlost svalové kontrakce a aerobní výkonnost, zhoršuje se koordinace pohybu. Tyto poruchy mobility mohou vést k pádům, jejichž následkem bývá ztráta soběstačnosti.

Vliv změn jednotlivých systému na posturální stabilitu

U seniorů se mění také držení těla. Charakteristické je rozšíření opěrné báze a kyfotizace páteře. Při snaze o dosažení vzpřímeného držení těla se zvyšuje celkový výdej energie a narůstá míra soustředění při udržení této postury. To má za následek rychlejší nástup únavy (fyzické i psychické). Z biochemického hlediska dochází u starších osob ke zhoršení kvality kolagenu. Následkem je pak pokles mobility a stability kloubů. Nejmarkantnější je snižování meziobratlových plotének a následná rigidita páteře. Na buněčné úrovni je stárnutí provázáno vznikem volných kyslíkových radikálů, které ovlivňují zejména metabolismus kosterních svalů. Svalstvo navíc s věkem atrofuje, jednak vlivem hypomobility, jednak vlivem narušené inervace. Svalová vlákna jsou nahrazována pojivovou tkání. Kombinace těchto procesů vede k funkčním ztrátám svalů (Kalvach et al., 2004). Tyto změny muskuloskeletálního systému postihují mj. i hrudník. Stává se rigidním, což ovlivňuje dechový cyklus. Snižují se ventilační i perfuzní poměry. Jedinec musí vykazovat zvýšené úsilí pro udržení stejné ventilace. Navíc je změnou dechového stereotypu ovlivněna i činnost

bránice, která má nejen funkci respirační, ale i posturální (Skládal, 1976). Všechny tyto aspekty negativně ovlivňují posturální stabilitu.

Stárnutí je rovněž spojeno s poklesem celkového množství tělesné vody a snížením pocitu žízně. Tento stav může vést až ke kolapsu. Dehydratace, snížení pohybu, úbytek svaloviny a nárůst tukové tkáně vede k tzv. syndromu seniorské dekonidice, který může přejít v imobilizační syndrom. Tím se dále prohlubuje do této doby více či méně patologicky pozměněný stav organismu – rozvíjí se atrofie svalů, snižuje se pohyblivost v kloubech a zhoršují se adaptační mechanismy kardiovaskulárního systému. Pro srdeční činnost je charakteristický vzestup krevního tlaku a snížení tepové frekvence. Následně dochází k ovlivnění průtoku krve mozkem a ke změnám poměrů jeho prokrvení, s čímž souvisí vznik ortostatického syndromu se závratěmi a pády. Kalvach et al. (2004) uvádí, že prevalence výskytu těchto obtíží u osob starších 80 let je 9 %, nad 85 let činí až 12 %.

Jak již bylo výše zmíněno, řídicí vliv při udržování posturální stability má nervová soustava. Její funkce se s postupujícím věkem rovněž zhoršuje. Jedná se především o kvalitu aferentace ze zrakových, vestibulárních a somatosenzorických receptorů. Jejich citlivost a schopnost vyhodnocovat informace klesá (Hytönen et al., 1993). Pickard et al. (2003) se zabýval studiem vztahu mezi věkem a stavem propriocepce na dolních končetinách. Jejich výzkum potvrdil, že s nárůstem věku dochází k distoproximální ztrátě propriocepce. Poruchy nastávají rovněž v řízení svalové činnosti motoneurony. Postižena bývá myelinizace a dochází k alteraci neurotransmiterů (Shaffer, Harrison, 2007). Neurony progresivně ubývají. Tyto patologie vedou ke zpomalení reflexů i snížení rychlosti přenosu vzruchů. Uvedené projevy mohou být součástí syndromů nebo komplexních neurologických onemocnění postihujících centrální i periferní nervovou soustavu (např. Parkinsonův syndrom). Do jejich klinického obrazu patří mj. i omezení automatických a volných pohybů nebo naopak výskyt mimovolních pohybů, což ovlivňuje samotnou posturální stabilitu nebo narušuje její řízení. Celkově se u starších osob snižuje reakční rychlost a jsou omezeny kompenzační mechanismy. Posturální výchylky se zvyšují nejen v průběhu pohybu, ale i v klidu, což souvisí s nárůstem nejistoty. Pocit nestability vede k obavám z možného pádu. Senioři proto ze strachu z pádu ještě více omezují svou fyzickou aktivitu. Poté nastávají stejné projevy jako u imobilizačního syndromu, které při

dalším pohybu opět zvyšují riziko pádu (Jančová, Kohlíková, 2007; Kalvach et al., 2004).

Veškeré procesy postihující stárnoucí organismus mohou souviset s výskytem chronických onemocnění. Např. diabetes mellitus je spojen s periferní neuropatií, kdy je ovlivněna především proprioceptivní citlivost a zraková aference ze sítnice. Ateroskleróza narušuje kvalitu cévních stěn a tím prokrvení mnoha orgánů. Závažné následky nastávají při postižení senzorických systémů. Artróza, Parkinsonův syndrom, Alzheimerova choroba, osteoporóza a další onemocnění bývají spojeny se snížením aktivní hybnosti. U všech těchto onemocnění dochází k poklesu balanční funkce. Léčba těchto chorob spočívá mj. v užívání velkého množství léků. Některé druhy farmak nebo jejich kombinace mohou zpomalovat reakce, zhoršovat koordinaci a pozornost a tím ovlivňovat posturální stabilitu (Jančová, Kohlíková, 2007).

1.3.6 Pády

Se vzrůstajícím věkem dochází ke zhoršení posturální stability, zvyšují se posturální výchylky, což se projevuje vznikem pocitu nejistoty. U seniorů se COP vyskytuje na hranici opěrné báze po mnohem delší dobu než je tomu u mladých jedinců, což značně zvyšuje riziko nestability (Nagy et al., 2007). Poruchy stability zvyšují riziko pádů. Každoročně upadne asi jedna třetina dospělých starších 65 let a asi jedna polovina starších 80 let (Shaffer & Harrison, 2007; Melzer et al., 2004). Následkem pádů bývá strach z pohybu, vznik osteoporotické zlomeniny nebo jiného úrazu. Zranění způsobená pádem (především fraktury krčku femuru) jsou celosvětově obrovským problémem zdravotní péče. Riziko pádu vzrůstá se zvyšujícím se věkem. Podle Daley & Spinks (2000) se po 60. roce života zvyšuje incidence pádů o 35-40 %. U osob starších 65 let je neúmyslný pád druhou nejčastější příčinou smrti (Tien, Lin, 2008). Obecně lze říci, že jsou pády hlavní příčinou snížení soběstačnosti a tím i zhoršení kvality života.

<i>Vnitřní vlivy</i>	<i>Vnější vlivy</i>
Snížená zraková ostrost a periferní vidění	Nedostatečné osvětlení
Vestibulární poruchy	Nedostatek madel a zábradlí v domě i mimo něj
Snížení dotykového a vibračního čítí	Kluzká podlaha
Snížení statické a dynamické stability	Nepřítomnost protiskluzových zařízení
Snížená rychlost chůze	Nízký nebo nestabilní nábytek
Hypomobilita a poruchy chůze	Nízká toaleta
Nižší svalová síla dolních končetin	Nerovnosti terénu
Snížená reakční doba	Sníh a led
Akutní a chronické onemocnění	Používání holí nebo protetického vybavení *
Kognitivní poruchy	
Farmakologická zátěž	

Tabulka 1 Vnitřní a vnější faktory predikující pád u seniorů (upraveno dle Rogers et al., 2003)

* Pozn.: Protetické vybavení a hole slouží jako podpůrné pomůcky zvyšující stabilitu jedince, avšak v některých případech (např. při špatném používání) mohou zvyšovat riziko pádu

Pády jsou následkem změn spojených se stárnutím, souvisí s různými nemocemi, medikací a s faktory okolního prostředí. Vnější i vnitřní vlivy jsou sjednoceny v tabulce 1. Jakýkoli z uvedených faktorů může sám vést ke vzniku pádu, ale častěji dochází k jejich interakci (Rogers et al., 2003). Shupert & Horak (1999) považují za hlavní příčiny vzniku pádů poruchy detekce instability, oslabení hlezenních svalů, zvýšenou latenci posturálních reakcí, nedostatečnou adaptaci na změny v opoře nebo při prováděné činnosti. Podle Nagy et al. (2007) pády nejčastěji souvisí s deficitem senzorické složky. Receptory totiž neposkytují přiměřený feedback centřům posturální kontroly. Pyykkö et al. (1996) uvádí, že vliv propriocepce není u seniorů tak významný jako u mladších jedinců. Dominantním systémem posturální kontroly starších osob je podle Tůmové (2002) zraková aference, která společně s vestibulárním systémem hraje významnou roli v řízení posturální stability. V porovnání s mladšími jedinci jsou ti starší více závislí na zrakové kontrole (Nagy et al., 2007; Prieto et al., 1996). Lord & Dayhew (2001) zaznamenali u dobře vidících

jedinců nižší počet pádů než u osob s mírným poškozením vizu obou očí nebo s úplnou ztrátou zraku jednoho oka.

Stabilitu může negativně ovlivňovat i fakt, že osoba již v minulosti alespoň jednou upadla (Adkin et al., 2000). Park et al. (2008) podotýká, že osoby, které spadly vícekrát, mají daleko větší riziko výskytu opětovného pádu než jedinci s jedním nebo žádným prodělaným pádem.

Starší jedinci používají při narušení posturální stability reakci se zapojením svalů v proximodistálním směru (v mladším věku je směr distoproximální). Tato aktivace souvisí s preferencí kyčelní strategie. Řada studií zaznamenala zvýšené výchylky v laterolaterálním směru, které jsou považovány za ukazatel zvýšeného rizika pádu (Nagy et al., 2007). Oproti anteroposteriorní rovině vykazuje laterolaterální směr nižší počet stupňů volnosti pohybu, proto jsou možnosti kompenzace vychylek menší.

Pokud řídicí systém vyhodnotí aktuální situaci tak, že stabilitu nebude možno udržet statickou strategií ani znovu získat strategií dynamickou, zvolí program řízeného pádu. Pro uplatnění tohoto programu je nutná dobrá koordinace pohybu. Lidé, kteří se cítí nejistě a příliš svému pohybovému systému nedůvěřují, volí řízený pád i v situacích, které by balančně zvládli. Brání se tak proti možnosti vzniku neřízeného pádu. U seniorů se ovšem vyskytují obavy z jakéhokoli pádu. Proto se snaží o udržení nebo znovunabytí rovnováhy i v případech, kdy je to pro ně nemožné. Tuto situaci pak nezvládnou a přichází neřízený pád, jenž může mít pro jedince závažné následky (Adkin et al., 2000; Vařeka, 2002b).

Nejvíce ohroženou skupinou z hlediska vzniku fraktury po pádu jsou pacienti s osteoporózou. Každý pokles BMD femorálního krčku u starších osob zvyšuje riziko vzniku zlomeniny až 2,6krát (Cummings et al., 1985). Pacienti s osteoporózou mají horší stabilitu a menší svalovou sílu, proto je u nich riziko pádu daleko větší než u jedinců bez tohoto onemocnění (Park et al., 2008). Nejen těmto pacientům se doporučuje pohybová aktivita, která zvyšuje svalovou sílu, zlepšuje stabilitu a zdokonaluje schopnost chůze. Cvičení zároveň pomáhá zvýšit a udržet množství kostní hmoty. Řada studií prokázala, že fyzická aktivita významně pomáhá dosáhnout a udržovat lepší balanční schopnosti. Avšak princip vlivu fyzické aktivity na balanční

schopnosti zůstává nejasný. Pro zlepšení stability pokládá Rogers et al. (2003) efektivnější balanční trénink než všeobecné cvičební programy, zahrnující pouze aerobní, posilovací nebo protahovací aktivity. Province et al. (1995) zaznamenal, že cvičení zaměřené především na balanční kontrolu vede přibližně k 25 % snížení rizika pádu. Při cvičení dochází především ke zdokonalení stability v laterolaterálním směru a jedinci jsou pak schopni lépe kontrolovat pohyb o větším rozsahu v kyčelních kloubech (Nagy et al., 2007).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle

Cílem diplomové práce je určit vliv cílené pohybové aktivity na stabilitu stoje a na zatížení dolních končetin u pacientek s osteoporózou.

Dílčí cíle:

1. Stanovit stranový rozdíl v zatížení dolních končetin ve stoji.
2. Posoudit vliv různých typů stoje na zatížení dolních končetin.
3. Určit míru vliv pohybové aktivity na stabilitu stoje.
4. Posoudit změny ve stabilitě stoje v průběhu jednoho roku u obou sledovaných skupin.

2.2 Hypotézy

H₀₁ Velikost zatížení levé a pravé dolní končetiny v bipedálním stoji se neliší.

- a) Necvičící skupina
- b) Cvičící skupina

H₀₂ Průběh zatížení dolních končetin se při různých typech stoje neliší.

- a) Necvičící skupina
- b) Cvičící skupina

H₀₃ Velikost a průběh zatížení dolních končetin necvičících a cvičících pacientek se neliší.

H₀₄ Stabilita bipedálního stoje se při různých typech stoje neliší.

- a) Necvičící skupina
- b) Cvičící skupina

H₀₅ Stabilita bipedálního stoje necvičících a cvičících pacientek se neliší.

H₀₆ Stabilita bipedálního stoje se v průběhu sledovaného období neliší.

- a) Necvičící skupina
- b) Cvičící skupina

3 METODA VÝZKUMU

3.1 Charakteristika souboru

Do studie byly zařazeny ženy s diagnostikovanou postmenopauzální osteoporózou a s algickým syndromem. Tyto pacientky jsou léčeny v Osteologickém centru Mediekos Labor Zlín. Do sledovaného souboru nebyly zahrnuty ženy s neurologickými, kognitivními a senzorickými poruchami.

Testovaný soubor tvořilo 48 žen. Byly rozděleny do dvou skupin. 34 patientek provádělo dlouhodobě pohybovou aktivitu – cvičící skupina (průměrný věk $64,7 \pm 4,73$ roku; průměrná výška $161,2 \pm 5,78$ cm; průměrná hmotnost $65,7 \pm 8,96$ kg). 14 žen bylo necvičících (průměrný věk $63,6 \pm 5,07$; průměrná výška $159,5 \pm 5,58$ cm; průměrná hmotnost $63,1 \pm 10,56$ kg). Cvičící klientky se pravidelně účastnily provádění pohybových aktivit mírné intenzity v rozsahu 50 minut týdně po dobu jednoho roku.

Pohybová aktivita byla zaměřena na zlepšení kvality posturální stability a senzomotorických funkcí. Jednotlivé cvičební jednotky se opakovaly, po zvládnutí daného cviku postupně docházelo k přechodu do vyšších, a tím posturálně náročnějších pozic. Cílem změny poloh byla náprava a zlepšení kvality respirační mechaniky, posturální reaktivity, motorických funkcí, a tím snížení obav z pohybu nebo možného pádu.

Pacientky byly odpovídajícím způsobem motivovány a byly jim zadány cviky, které prováděly v domácím prostředí v délce 30 minut denně.

Všechny měřené osoby pacientky podepsaly souhlas s měřením s a anonymním publikováním výsledků.

3.2 Průběh měření

3.2.1 Měřicí zařízení

Měření se provádělo na dvou silových plošinách Kistler, typ 9286AA (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko) za standardních podmínek, kdy byly minimalizovány rušivé vlivy. Frekvence snímání byla 200 Hz.

Stabilita byla posuzována u šesti typů stoje – 1) s otevřenýma očima, 2) se zavřenýma očima, 3) stoj v tandemu, nakročená levá, 4) stoj v tandemu, nakročená pravá, 5) stoj se zakloněnou hlavou (extendovaná krční páteř), 6) stoj se zvýšenými balančními nároky (na 5 cm molitanu). Všechna měření se opakovala dvakrát po sobě, s krátkou pauzou mezi jednotlivými sety. Každý stoj trval 30 s. Chodidla byla postavena na šířku pánve, která se určila pelvimetrem jako vzdálenost spina iliaca anterior superior pravé a levé strany. Pro potřeby této práce byla vybrána měření, která proběhla na počátku cyklu (prosinec 2008) a s ročním odstupem (prosinec 2009).

3.2.2 Měřené parametry

Signály z plošin byly zoracovány pomocí software Bioware. Z takto zpracovaného signálu byly vyhodnoceny změny v zatížení dolních končetin a průběh změn COP (Centre of Pressure). Z parametrů konfidenční elipsy byly vybrány tyto proměnné, zvláště pro každou dolní končetinu:

Fz – vertikální složka reakční síly na dolní končetině

Sway X – velikost směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru

Sway Y – velikost směrodatné odchylky COP v anteroposteriorním směru

Area – plocha konfidenční elipsy [cm²]

vX – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru

vY – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru

3.3 Statistické zpracování

Data byla zpracována v programu Statistica 8.0 (Stat-Soft, Inc., Tulsa, Oklahoma, USA). Pro každý parametr byly vypočítány základní popisné charakteristiky – aritmetický průměr, směrodatná odchylka, maximální a minimální hodnoty.

Porovnání rozdílů mezi cvičící a kontrolní skupinou jsme provedli pomocí t-testu pro nezávislé soubory. Pro porovnání parametrů pro jednotlivá měření a typy stoje ve sledovaných skupinách jsme použili analýzu rozptylu (ANOVA), ověření rozdílů jsme provedli s využitím LSD Fischerova post hoc testu.

4 VÝSLEDKY

Při vyhodnocení výsledků jsme vycházeli z hodnot uvedených v tabulkách v kapitole Přílohy.

Hodnotili jsme stoj s otevřenýma očima – stoj 1, se zavřenýma očima – stoj 2, se zakloněnou hlavou – stoj 5 a stoj na molitanu – stoj 6. Stoj 3 a 4 jsme pro naše výsledky neuvažovali.

4.1 Výsledky k hypotéze H01

H₀₁ Velikost zatížení levé a pravé dolní končetiny v bipedálním stoju se neliší.

- a) Necvičící skupina
- b) Cvičící skupina

a) necvičící skupina

Při porovnání zatížení levé a pravé dolní končetiny během jednotlivých stojů v prvním měření nebyl zaznamenán statisticky významný rozdíl. Podobný závěr platí také pro výsledky druhého měření.

b) cvičící skupina

Při porovnání hodnot zatížení levé a pravé dolní končetiny byly zjištěny statisticky významné rozdíly u stoji 1 ve druhém měření ($p < 0,05$), u stoji 2 ve druhém měření ($p < 0,05$) a u stoji 5 v prvním i druhém měření ($p < 0,05$). Viz tabulka 2.

	1. měření p	2. měření p
1	0,929	0,044
2	0,610	0,027
5	0,036	0,020
6	0,301	0,184

Tabulka 2 Hodnoty hladin statistické významnosti při porovnání zatížení levé a pravé dolní končetiny v jednotlivých stojích u cvičící skupiny

Legenda (Tabulka 2-4):

1, 2, 5, 6 – jednotlivé stoje

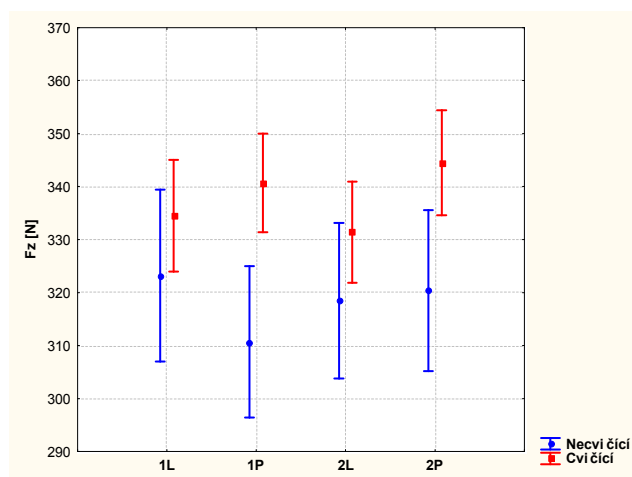
p – hladiny statistických významností

Při porovnání zatížení pravé a levé dolní končetiny při sloučení všech typů stojů byl zjištěn statisticky významný rozdíl u necvičících jedinců v prvním měření ($p < 0,05$) a u cvičících jedinců ve druhém měření ($p < 0,01$). U cvičících jedinců v prvním měření byla zaznamenána tendence ke statistické významnosti $p < 0,10$. Grafické znázornění výsledků je uvedeno na obr. 9.

U necvičící skupiny jsme při porovnání zatížení levé a pravé dolní končetiny v jednotlivých typech stoje nenalezli statisticky významný rozdíl. Pro tuto skupinu hypotézu **H₀₁ nelze zamítnout**.

U cvičící skupiny byly zjištěny statisticky významné rozdíly v zatížení dolních končetin u stoje 1, 2 a 5. **Hypotézu H₀₁ zamítáme**.

Při sloučení všech stojů jsme při porovnání zatížení dolních končetin našli statisticky významný rozdíl u cvičící i necvičící skupiny, proto **hypotézu H₀₁ zamítáme**.



Obr. 9 Grafické porovnání velikosti zatížení pravé a levé dolní končetiny při sloučení všech typů stojů

Legenda (Obr. 9-13):

1 – první měření

2 – druhé měření

L – levá dolní končetina

P – pravá dolní končetina

4.2 Výsledky k hypotéze H02

H₀₂ Průběh zatížení dolních končetin se při různých typech stoje neliší.

- a) Necvičící skupina
- c) Cvičící skupina

Pro porovnání hodnot byly absolutní hodnoty síly vztaženy k hmotnosti sledovaných pacientek. Pro vlastní porovnávání jsme použili takto získané relativní hodnoty.

U necvičících pacientek nevykazovalo srovnání stoje 1 se stoji 2, 5 a 6 žádný statisticky významný rozdíl. Signifikantní rozdíl nebyl zjištěn ani při vzájemném porovnání průběhu zatížení dolních končetin stoje 2 se stoji 5 a 6, ani ve stojích 5 a 6. Tyto výsledky byly zjištěny jak u prvního, tak i u druhého měření.

Statisticky významný rozdíl nebyl zaznamenán ani při obdobném porovnání relativních hodnot zatížení jednotlivých typů stojů cvičících pacientek.

Vzájemně jsme porovnali zatížení dolních končetin při různých typech stoje v prvním a druhém měření u cvičících i necvičících pacientek. Nenalezli jsme statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$), proto hypotézu **H₀₂ potvrzujeme**.

4.3 Výsledky k hypotéze H₀₃

H₀₃ Velikost a průběh zatížení dolních končetin necvičících a cvičících pacientek se neliší.

Pro porovnání velikosti zatížení dolních končetin byly absolutní hodnoty vztaženy k hmotnosti sledovaných pacientek.

Porovnávali jsme relativní hodnoty velikostí zatížení dolních končetin u jednotlivých typů stoje necvičících a cvičících pacientek. Hladiny statistických významností jsou uvedeny v tabulce 3.

	1. měření p	2. měření p
1	0,535	0,323
2	0,610	0,622
5	0,911	0,622
6	0,546	0,752

Tabulka 3 Srovnání hladin statistických významností jednotlivých stojů při porovnání velikosti zatížení dolních končetin necvičících a cvičících patientek

Při porovnání velikosti zatížení dolních končetin cvičících a necvičících patientek u jednotlivých typů stoje nebyl nalezen statisticky významný rozdíl na hladině významnosti $p < 0,05$.

Dále jsme porovnávali průběh změn vertikální složky reakční síly u jednotlivých typů stoje cvičících a necvičících patientek. Během prvního ani druhého měření nebyl zaznamenán signifikantní rozdíl v průběhu zatížení dolních končetin jednotlivých stojů cvičících a necvičících patientek.

Rozdíl velikosti a průběhu zatížení dolních končetin necvičících a cvičících patientek nebyl statisticky významný, proto **hypotézu H_03 nemůžeme zamítnout**.

4.4 Výsledky k hypotéze H_04

H_04 Stabilita bipedálního stoje se při různých typech stoje neliší.

- a) Necvičící skupina
- b) Cvičící skupina

Zjišťovali jsme hodnoty parametrů stability jednotlivých stojů a navzájem jsme je porovnávali. Ze získaných výsledků jsme hodnotily výskyt případných rozdílů a jejich vliv na stabilitu.

a) necvičící skupina

Mezi stojem 2 (zavřené oči) a stojem 6 (na molitanu) byly zjištěny statisticky významné rozdíly na hladině významnosti $p < 0,05$ ve velikosti výchylek COP v mediolaterálním směru. Při porovnání velikostí výchylek COP v anteroposteriorní směru nebyly nalezeny žádné statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými stojy.

Při porovnání plochy konfidenční elipsy různých typů stojů nebyly zjištěny žádné signifikantní rozdíly.

Byly nalezeny statisticky významné rozdíly u parametru rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru u stoje 1 a 5 ($p < 0,05$). Mezi stoji 2 a 5 a mezi stoji 5 a 6 byly zjištěny tendence ke statistické významnosti ($p < 0,10$). Viz tabulka 4.

Porovnáním hodnot rychlostí pohybu COP v anteroposteriorní směru byly zjištěny statisticky významné rozdíly mezi stojem 1 a 5 ($p < 0,05$). U stoje 5 a 6 byla zaznamenána tendence ke statistické významnosti ($p < 0,10$).

stoj	1	2	5	6
1		0,705	0,035	0,867
2	0,705		0,082	0,832
5	0,035	0,082		0,051
6	0,867	0,832	0,051	

Tabulka 4 Srovnání hladin statistických významností pro hodnoty rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru u jednotlivých stojů – necvičící skupina

b) cvičící skupina

V hodnotách velikostí výchylek COP v mediolaterálním směru nebyly mezi jednotlivými typy stoje zaznamenány žádné statisticky významné rozdíly. Mezi stojem 1 a 6 byly nalezeny statisticky významné rozdíly ve velikosti výchylek v anteroposteriorní směru ($p < 0,05$).

Při porovnání hodnot plochy konfidenční elipsy jednotlivých stojů byly nalezeny statisticky významné rozdíly u stojů 1 a 6 ($p < 0,01$).

Srovnáním hodnot rychlosti pohybu COP v mediolaterálním i v anteroposteriorním směru nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly.

Při hodnocení stability necvičících patientek v různých typech stoje byly nalezeny statisticky významné rozdíly pouze v parametrech velikosti výchylky COP v mediolaterálním směru (stoj 2 a 6), v rychlosti pohybu COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru (stoj 1 a 5). **Hypotézu H_{04a} zamítáme.**

Porovnáním stability cvičících patientek v jednotlivých stojích byl prokázán statisticky významný rozdíl pouze mezi stojem 1 a 6 v parametru velikost výchylky v anteroposteriorní směru a plocha konfidenční elipsy. Pro cvičící skupinu **hypotézu H_{04b} zamítáme.**

4.5 Výsledky k hypotéze H_{05}

H_{05} Stabilita bipedálního stoje necvičících a cvičících patientek se neliší.

Zhodnotili jsme parametry stability bipedálního stoje v jednotlivých typech stoje. Pomocí výsledků t-testu jsme u necvičících a cvičících patientek porovnávali

velikost směrodatné odchylky COP v mediolaterálním a v anteroposteriorním směru, plochu konfidenční elipsy, rychlost pohybu COP v anteroposteriorním a v mediolaterálním směru a celkovou rychlost pohybu COP.

Ve stoji s otevřenýma očima (stoj 1) byl mezi cvičícími a necvičícími zaznamenán statisticky významný rozdíl pouze ve velikosti směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru pravé dolní končetiny při prvním měření ($p < 0,05$).

Stoj se zavřenýma očima (stoj 2) vykazoval při srovnání cvičících a necvičících žen statistickou významnost pouze u parametru plocha konfidenční elipsy, naměřené na pravé silové plošině při druhém měření. Rozdíl je statisticky významný na hladině významnosti $p < 0,05$.

Při porovnání hodnot cvičících a necvičících pacientek u stoje 5 (záklon hlavy) byl zjištěn statisticky významný rozdíl v rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru ($p < 0,05$) prvního měření na pravé dolní končetině. U druhého měření byla zjištěna statistická významnost u parametru velikost směrodatné odchylky COP v anteroposteriorním směru ($p < 0,05$) na pravé dolní končetině.

Ve stoji 6 (na molitanu) nebyly v prvním měření zjištěny žádné signifikantní rozdíly ve stabilitě mezi cvičícími a necvičícími ženami. V měření druhém byl zaznamenán statisticky významný rozdíl v parametru plocha konfidenční elipsy pravé dolní končetiny ($p < 0,05$). Velikost směrodatné odchylky COP v anteroposteriorním směru pravé dolní končetiny vykazuje tendenci ke statistické významnosti $p < 0,10$.

Porovnáním parametrů stability cvičících a necvičících pacientek jsme zjistili statisticky významné rozdíly pouze u některých parametrů jednotlivých typů stoje při různých měřeních. Určité tendence k potvrzení hypotézy existují. Vzhledem k nalezeným statisticky významným rozdílům **hypotézu H_05 zamítáme**.

4.6 Výsledky k hypotéze H₀₆

H₀₆ Stabilita bipedálního stoje se v průběhu sledovaného období neliší.

- a) Necvičící skupina
- b) Cvičící skupina

STOJ 1

a) necvičící skupina

Při porovnání hodnot velikosti směrodatné odchylky COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru prvního a druhého měření nebyly nalezeny žádné statisticky významné rozdíly.

Při porovnání plochy konfidenční elipsy došlo ke zmenšení hodnot u druhého měření. Byl nalezen statisticky významný rozdíl v hodnotách pro levou dolní končetinu ($p < 0,05$).

Srovnáním rychlostí pohybu COP během prvního a druhého měření bylo zjištěno, že se hodnoty rychlosti u obou dolních končetin při druhém měření snížily. Byl zaznamenán statisticky významný rozdíl pro rychlost v mediolaterálním směru ($p < 0,01$) i ve směru anteroposteriorním ($p < 0,01$).

b) cvičící skupina

Porovnáním hodnot prvního a druhého měření byly zaznamenány statisticky významné rozdíly ve velikosti směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru na pravé dolní končetině ($p < 0,05$). Pro parametr velikost výchylky v anteroposteriorním směru nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly.

Mezi prvním a druhým měřením došlo ke zmenšení plochy konfidenční elipsy. Byl nalezen statisticky významný rozdíl v hodnotách pro levou dolní končetinu ($p < 0,05$).

Při porovnání rychlostí pohybu COP bylo zjištěno snížení hodnot ve druhém měření. Statisticky významný rozdíl byl zaznamenán u pravé i levé dolní končetiny ve směru mediolaterálním ($p < 0,01$) i anteroposteriorním ($p < 0,01$).

Při porovnání parametrů stability prvního a druhého měření jsme našli statisticky významné rozdíly u necvičící i cvičící skupiny. **Pro stoj 1 hypotézu H_0 zamítáme.**

STOJ 2

a) necvičící skupina

Porovnáním hodnot velikostí výchylek COP prvního a druhého měření nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly v mediolaterálním ani v anteroposteriorním směru.

Při porovnání hodnot plochy konfidenční elipsy prvního a druhého měření byl zaznamenán statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) u hodnot pro levou končetinu.

Ve druhém měření došlo ke snížení rychlostí pohybu COP v obou směrech. Rozdíl těchto hodnot je statisticky významný pro mediolaterální ($p < 0,01$) i anteroposteriorní směr ($p < 0,01$).

b) cvičící skupina

Při porovnání velikostí výchylek COP prvního a druhého měření nebyly nalezeny žádné statisticky významné rozdíly v mediolaterálním ani anteroposteriorním směru.

Pro parametr plocha konfidenční elipsy levé dolní končetiny byl nalezen statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$).

Při druhém měření bylo zaznamenáno snížení hodnot rychlosti pohybu COP. Rozdíl těchto hodnot je statisticky významný pro mediolaterální ($p < 0,01$) i anteroposteriorní směr ($p < 0,01$).

Při porovnání parametrů stability prvního a druhého měření byly zaznamenány statisticky významné rozdíly u hodnot plochy konfidenční elipsy a rychlosti pohybu COP. Pro stoj 2 proto **hypotézu H_06 zamítáme**.

STOJ5

a) necvičící skupina

Při porovnání hodnot velikosti výchylek COP v mediolaterálním směru prvního a druhého měření byly zaznamenány tendence ke statistické významnosti $p < 0,10$. Rozdíl velikostí výchylek ve směru anteroposteriorním vykazoval statistickou významnost $p < 0,05$ u pravé i levé dolní končetiny (viz obr. 10).

Porovnáním hodnot plochy konfidenční elipsy prvního a druhého měření jsme zjistili statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) u hodnot pro levou dolní končetinu. Rozdíl v hodnotách pro pravou dolní končetinu vykazoval tendenci ke statistické významnosti ($p < 0,10$).

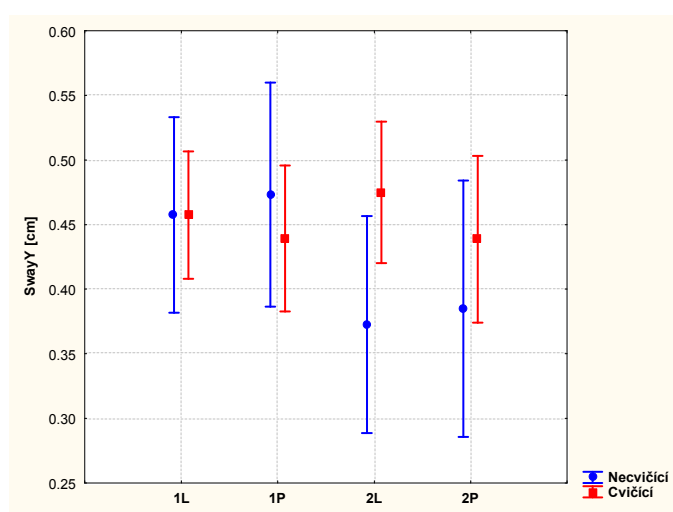
Mezi prvním a druhým měřením byl u hodnot rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru zaznamenán statisticky významný rozdíl ($p < 0,01$). Porovnáním rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru byla prokázána statistická významnost $p < 0,01$ u levé dolní končetiny a $p < 0,05$ u pravé dolní končetiny.

b) cvičící skupina

Hodnoty velikostí výchylek COP nevykazují statisticky významný rozdíl v mediolaterálním ani v anteroposteriorním směru.

Byl zaznamenán statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) pro hodnoty plochy konfidenční elipsy levé dolní končetiny.

Při porovnání rychlostí pohybu COP během prvního a druhého měření byly zjištěny statisticky významné rozdíly rychlosti v mediolaterálním směru ($p < 0,01$) i ve směru anteroposteriorním ($p < 0,01$).



Obr. 10 Grafické znázornění změn velikostí výchylek COP v anteroposteriorním směru v průběhu sledovaného období

U necvičící i cvičící skupiny byly zaznamenány statisticky významné rozdíly mezi prvním a druhým měřením téměř u všech parametrů, proto hypotézu **H₀₆** **zamítáme**.

STOJ 6

a) necvičící skupina

Pro parametr velikost směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru nebyl mezi prvním a druhým měřením nalezen statisticky významný rozdíl. Velikost výchylky v anteroposteriorním směru levé končetiny vykazuje statistickou významnost $p < 0,05$.

Ve druhém měření došlo ke snížení hodnot plochy konfidenční elipsy. Byl zaznamenán statisticky významný rozdíl ($p < 0,01$).

Hodnoty rychlostí výchylek COP v mediolaterálním i anteroposteriorním směru se ve druhém měření snížily. Byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p < 0,01$) pro rychlost v obou směrech.

b) cvičící skupina

Mezi prvním a druhým měřením nebyl zaznamenán statisticky významný rozdíl ve velikostech výchylky COP v mediolaterálním ani v anteroposteriorním směru.

Ve druhém měření se snížily hodnoty parametru plocha konfidenční elipsy. Byl zaznamenán statisticky významný rozdíl $p < 0,01$.

Rychlost výchylek COP se ve druhém měření snížila. Mezi prvním a druhým měřením byl u obou končetin prokázán statisticky významný rozdíl ($p < 0,01$) pro rychlost v mediolaterálním směru i v anteroposteriorním směru.

U necvičící skupiny byl mezi prvním a druhým měřením zaznamenán statisticky významný rozdíl u všech parametrů stability, proto **hypotézu H_06 zamítáme**.

Necvičící skupina vykazovala statistickou významnost u plochy konfidenční elipsy a v rychlostech pohybu COP, **hypotézu H_06 zamítáme**.

VŠECHNY STOJE

a) necvičící skupina

Při porovnání velikostí výchylky COP v mediolaterálním směru při sloučení všech stojů nebyl mezi prvním a druhým měřením nalezen žádný statisticky významný rozdíl. Hodnoty velikostí výchylek COP v anteroposteriorním směru vykazují pro levou dolní končetinu statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$).

Rozdíl mezi hodnotami velikosti plochy konfidenční elipsy prvního a druhého měření byl statisticky významný ($p < 0,01$). Viz obr. 11.

Rozdíl v hodnotách rychlosti COP byl statisticky významný na hladině významnosti $p < 0,01$ pro mediolaterální i pro anteroposteriorní směr. Průběh změn rychlostí pohybu ukazuje obr. 12 (mediolaterální směr) a obr. 13 (anteroposteriorní směr).

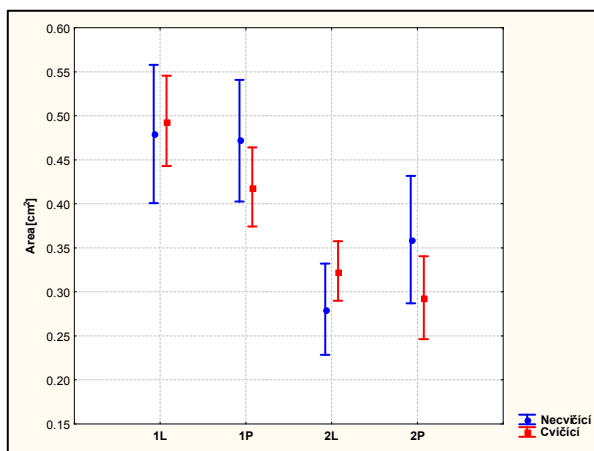
b) cvičící skupina

Při porovnání velikostí výchylky COP v mediolaterálním směru při sloučení všech stojů nebyl mezi prvním a druhým měřením nalezen žádný statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$. Podobný závěr platí také pro velikosti výchylek COP v anteroposteriorním směru.

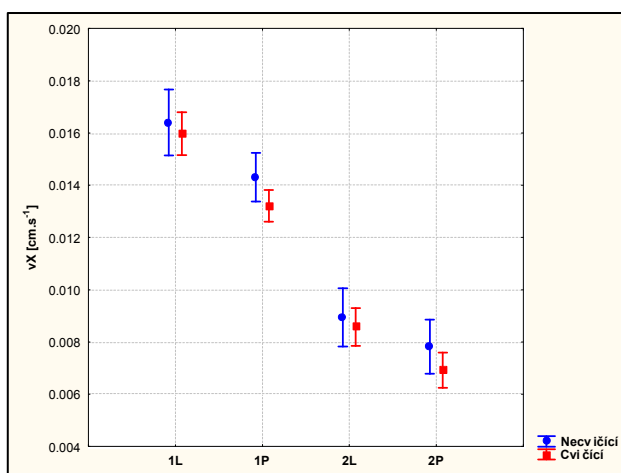
Mezi hodnotami velikosti plochy konfidenční elipsy prvního a druhého měření byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p < 0,01$). Viz obr. 11.

Rozdíl mezi hodnotami rychlostí výchylek COP prvního a druhého měření byl statisticky významný jak u mediolaterálního směru ($p < 0,01$), tak i u směru anteroposteriorního ($p < 0,0$). Viz obr. 12 a obr. 13.

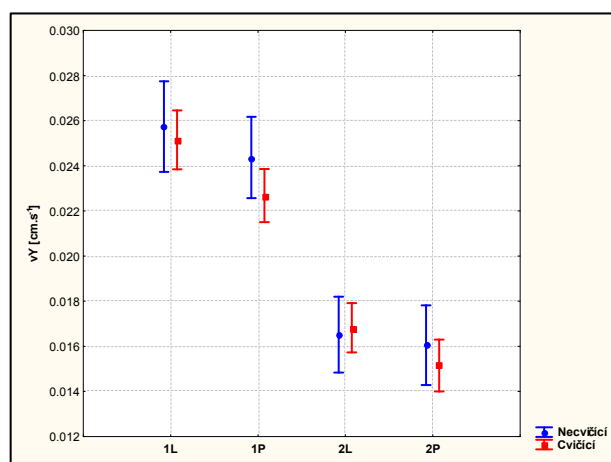
Při sloučení všech typů stoje byl mezi prvním a druhým měřením zaznamenán statisticky významný rozdíl u několika parametrů. Hypotézu H_06 zamítáme.



Obr. 11 Grafické znázornění průběhu změn parametru plocha konfidenční elipsy během sledovaného období u necvičící a cvičící skupiny



Obr. 12 Grafické znázornění průběhu změn rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru v průběhu sledovaného období u necvičící a cvičící skupiny



Obr. 13 Znáznornění změn rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru v průběhu sledovaného období u necvičící a cvičící skupiny

5 DISKUSE

5.1 Diskuse k hypotézám H01, H02, H03

V hypotéze H₀₁ jsme se zabývali vzájemným porovnáním zatížení pravé a levé dolní končetiny. Srovnávali jsme hodnoty získané v prvním a v druhém měření jednotlivých stojů, poté i při sloučení všech typů stoje. V hypotéze H₀₂ jsme obdobně zkoumali průběh zatížení dolních končetin. Tyto dva parametry jsme poté porovnávali u cvičící a necvīčící skupiny (hypotéza H₀₃).

Předpokládali jsme, že parametry zatížení se budou u jednotlivých stojů lišit a že rozdíl nalezneme i při porovnání výsledků obou skupin.

U necvīčících probandů nebyl ani u jednoho typu stoje nalezen ve velikosti zatížení dolních končetin statisticky významný rozdíl. Velikosti zatížení pravé a levé dolní končetiny se tedy u této skupiny neliší.

Hodnocením cvīčících jedinců jsme v prvním měření zjistili signifikantní změny pouze u stoje 5. Nestejný poměr zatížení našli i Vuillerme & Rougier (2005), kteří zkoumali rozdíly mezi stojem s otevřenými očima a se zakloněnou hlavou. Zaklon hlavy tedy ovlivnil rozložení zátěže na dolních končetinách. Hu & Woollacott (1994) zaznamenal po provádění multisenzorického tréninku zlepšení těchto parametrů ve stoji s extendovanou hlavou. V našem měření nebyl vliv pohybové aktivity potvrzen.

Ve druhém měření cvīčící skupiny byl zaznamenán rozdíl u všech typů stoje kromě stoje 6. Blaszczyk et al. (2000) a Kuczyński & Ostrowska (2006) potvrzují výskyt asymetrického zatížení dolních končetin u starších jedinců. Rozdíl v zátěži se v jejich studii ještě navýšil při vyřazení zrakové kontroly. Z biomechanického hlediska by měl být stoj nejvíce stabilní při rovnoměrném rozložení zátěže do obou nohou. Ve skutečnosti je ale lidské tělo asymetrické, což se odráží i v rozložení hmotnosti na dolní končetiny. Podle Véleho (1997) by neměl za fyziologických podmínek rozdíl zatížení překročit 10 % celkové hmotnosti jedince. Navíc každý člověk preferuje k vykonávání různých motorických úkolů jednu končetinu, druhá se dá považovat za

„stojnou“ a je na ní přeneseno více zátěže. V klidném bipedálním stoji je jedna končetina připravena na výskyt možného narušení tohoto stavu a na případnou kompenzaci perturbace vykonáním rychlého kroku. Podle Blaszczyk et al. (2000) je rozdílné zatížení dolních končetin dáno změnou kompenzační strategie, kdy se při přípravě vykonání pohybu zkracuje reakční čas na odlehčení končetiny pro znovunabytí rovnováhy. Odlišné zatížení dolních končetin je také dáno úrovní mediolaterální stability, která je u starších jedinců snižena (Baloh et al., 1998). Tím se pak zvýší přenos hmotnosti v mediolaterálním směru při různých posturálních podmínkách. Naše měření probíhalo v různých typech stoje, u kterých byl v zatížení zaznamenán určitý rozdíl, který ale nepřesáhl 10% hmotnosti těla. Proto můžeme říci, že zatížení pravé a levé dolní končetiny je i při snížení senzorických podnětů vyrovnané.

Při porovnání průběhu zatížení nebyl mezi jednotlivými stoji zaznamenán statisticky významný rozdíl. Pacientky tedy při přenosu zátěže za různých statických podmínek používaly obdobné strategie pro udržení stability. Narušení některé senzorické složky řízení posturální stability nemělo na průběh přenosu hmotnosti vliv, i když by se dalo očekávat, že budou rozdíly např. mezi stojem s otevřenýma očima a stojem na molitanu. To ve své studii prokázali Melzer et al. (2004). Nejvyšší hodnoty autoři zaznamenali při stoji na molitanu se zavřenýma očima. Tito autoři také uvádějí, že somatosenzorické informace mají na průběh zatížení dolních končetin nejvyšší vliv. Du Pasquier et al. (2003) udává, že po 60. roce se při řízení posturální stability stává důležitější zraková složka. Využití kombinace vyřazení dvou senzorických složek by mohlo prokázat výraznější rozdíly v průběhu zatížení dolních končetin i u našeho měření.

Ve srovnání výsledků průběhu zatížení dolních končetin u cvičící a necvičící skupiny nebyl nalezen významný rozdíl. Zvolená pohybová aktivita byla zaměřena na zlepšení kvality posturální stability a senzomotorických funkcí, s využitím změn posturální náročnosti vybraných cvičebních poloh. Tento typ tréninku nebo jeho intenzita nejspíše nebyla pro ovlivnění velikosti a průběhu přenosu hmotnosti těla dostatečná. Očekávali bychom, že u cvičící skupiny bude rozdíl ve velikosti zatížení nižší než skupiny necvičících žen. Podle předpokladů by měla pohybová aktivita zlepšit posturální stabilitu a tím i vyrovnat rozdíly v zatížení pravé a levé dolní

končetiny. Tuto tendenci jsme v našem měření nenalezli, mezi necvičící a cvičící skupinou rozdíl v zatížení nebyl prokázán. Jednou z příčin těchto výsledků může být úroveň kvality a kvantity cvičebního programu. Proto je nutné tento program posoudit a případně ho doplnit o více balančních cviků. Druhou možností pro zkvalitnění výstupů by mohlo být provedení měření daných parametrů při narušení více než jednoho senzorického vstupu (např. při stožení na pěnové podložce se zavřenými očima).

5.2 Diskuse k hypotéze H04

Při porovnávání stability bipedálního stoje jsme hodnotili parametry velikost výchylky COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru, plocha konfidenční elipsy, rychlost pohybu COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru.

Porovnáváním parametrů stability u necvičící skupiny byly mezi stojem na pevné podložce s otevřenými očima (stoj 1) a stojem s extendovanou krční páteří (stoj 5) zaznamenány rozdíly v rychlostech COP v obou směrech. Souvislost mezi stojem 5 a změnou rychlostí COP se projevila i ve výskytu tendence ke statistické významnosti mezi stojem 2 a 5 a stojem 5 a 6. Můžeme tedy říci, že změny napětí svalů a ligament v oblasti krční páteře a změny postavení hlavy ovlivňují kontrolu rychlosti COP.

U necvičících byl také zaznamenán rozdíl ve výchylce COP v mediolaterálním směru mezi stojem 2 a 6. Vyloučení zrakové kontroly a zhoršení somatosenzorických podnětů při stožení na molitanu jsou při posturální kontrole kompenzovány jinými řídicími mechanismy, což se projevilo na velikosti výchylky COP. Mnoho autorů (Gill et al., 2001; Choy et al., 2003; Masui et al., 2005) tvrdí, že má zrak největší vliv na posturální stabilitu. Masui et al. (2005) při porovnání stoje s otevřenými a se zavřenými očima zjistil vyšší výchylky COP a větší plochu konfidenční elipsy při eliminaci zrakové kontroly. V našem měření nebyly při vyřazení zrakové kontroly hodnoty parametrů stability nijak zvlášť rozdílné.

U cvičicí skupiny byly zjištěny rozdíly mezi stoji 1 a 6. Zvýšené balanční nároky, které stoj na molitanové podložce představuje (stoj 6), se projevily nárůstem výchylek COP v anteroposteriorním směru a zvětšením plochy konfidenční elipsy. Zvýšení výchylek COP v předozadním směru při stoji na pěnové podložce zaznamenali i Abrahamová a Hlavačka (2008). Při snížení přísunu proprioceptivních informací z chodidla a kloubů nohy se musí jedinci pro udržení stability více spoléhat na ostatní senzorické systémy a také na systém motorický. Proto se výchylky těla zvyšují (Lord & Menz, 2000). Hourigan et al. (2008) porovnával stoj na pěnové podložce u cvičících a necvičících pacientek s osteoporózou. Prokázal, že balanční trénink (trvající 20 týdnů) vedl ke zlepšení posturální stability při stoji na měkkém povrchu nejen při otevřených, ale i při zavřených očích.

Vzhledem k výše zmíněným rozdílům ve stoji na molitanu můžeme považovat námi zvolený pohybový program za nedostatečný z hlediska zařazení a využití cvičení na balančních plochách. V cvičebních jednotkách sice docházelo k přechodům do vyšších, posturálně náročnějších pozic, ty by ale pro zlepšení posturální reaktivity mohly být doplněny oporami o balanční pomůcky.

5.3 Diskuse k hypotéze H05

Při porovnávání stability bipedálního stoje jsme hodnotili parametry velikost výchylky COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru, plocha konfidenční elipsy, rychlost pohybu COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru.

Předpokládali jsme, že se tyto parametry budou mezi cvičicí a necvičicí skupinou lišit.

Srovnáním hodnot parametrů stability byly mezi cvičícími a necvičícími ve stoji 1 zjištěny rozdíly pouze ve velikosti výchylky COP v mediolaterálním směru. Změny jiných parametrů nebyly u tohoto stoje nalezeny. Stoj s otevřenýma očima

nepředstavuje zvýšené nároky na stabilitu, proto jsme u tohoto typu stoje nezaznamenali mezi měřenými skupinami rozdíl.

Ve stoji 2 a 6 byly mezi cvičícími i necvičícími pacientkami rozdíly v hodnotách plochy konfidenční elipsy. Rozdíly mezi těmito dvěma skupinami pacientek při stoji na pěnové podložce zaznamenal i Hourigan et al. (2008), který prokázal zlepšení stability u cvičící skupiny. Vykonávání pohybové aktivity v délce jednoho roku se při narušení senzorických vstupů ze zrakových a propriocepčních receptorů projevilo snížením rozsahu výchylek COP. Žádné další signifikantní rozdíly však nebyly nalezeny.

Při vzájemném porovnávání stoje 5 u cvičících a necvičících byla zjištěna snížená rychlost COP v obou směrech u cvičících pacientek. Podle Hu & Woollacott (1994) má multisenzorický trénink vliv na posturální stabilitu ve smyslu zlepšení jejích parametrů, mj. i ve stoji se zakloněnou hlavou. Snížení rychlosti COP u cvičící skupiny potvrdili i Rogers et al. (2001). Mnoho autorů uvádí, že pohybová aktivita zlepšuje bilanci a kvalitu posturální stability (Binder et al., 1994; Hopkins et al., 1990; Nagy et al., 2007). Někteří upřednostňují přímo provádění balančních cvičení, které má na stabilitu větší vliv než cviky silové (Madureira et al., 2007; Rogers et al., 2001). Náš pohybový program byl zaměřen především na balanční trénink. Vliv na stabilitu cvičících pacientek byl ale u našeho měření zaznamenán jen pro dílčí parametry v jednotlivých stojích. I když mají pacientky s osteoporózou sníženou stabilitu (Park et al., 2008), stoj pro ně nepředstavuje příliš náročnou posturální situaci, ani při omezení senzorických informací. Větší průkaznost při zkoumání vlivu cvičení by mohlo přinést měření dynamické stability. Další možností je zjišťovat úroveň stability při vykonávání určitého úkolu, ať už motorického nebo kognitivního. Pacientky by se nesoustředily pouze na stoj, což by se mohlo ve výsledcích rovněž projevit. Vaillant et al. (2006) ovšem zjistil, že provádění kognitivních úkolů během testování nemá na stabilitu vliv. Jiným způsobem, jak docílit výraznějších výsledků, by mohlo být i ztížení podmínek testování. Naše měření probíhalo při stoji s otevřenýma očima nebo při narušení vždy jedné senzorické složky. Kombinace vyřazení nebo omezení dvou řídících systémů by se mohla v rozdílech stability cvičících i necvičících žen projevit markantněji.

5.4 Diskuse k hypotéze H₀₆

Hypotéza H₀₆ porovnává stabilitu bipedálního stoje při měření počátečním a s ročním odstupem. Pacientky ve cvičicí skupině vykonávaly dlouhodobou pravidelnou pohybovou aktivitu zaměřenou na zlepšení kvality posturální stability a senzomotorických funkcí. Ženy v necvičicí skupině prováděly každodenní pohybové činnosti bez cílené pohybové intervence.

Porovnávali jsme parametry stability prvního a druhého měření, vždy pro každý stoj zvlášť a následně při sloučení všech typů stoje. Předpokládali jsme, že u cvičicí skupiny nalezneme změny v jednotlivých parametrech, které by poukazovaly na pozitivní vliv pohybu na posturální stabilitu. U necvičících patientek jsme ve druhém měření očekávali hodnoty bez výraznějších změn.

U stoje 1 byl u cvičících patientek zaznamenán signifikantní rozdíl ve všech parametrech kromě velikosti výchylky COP v anteroposteriorním směru. Ve druhém měření se zlepšily sledované parametry, avšak k určitým rozdílům mezi měřeními došlo i u necvičicí skupiny. Vysvětlením může být obtížná kvantifikace pohybových aktivit zástupkyň obou skupin. Cvičícím patientkám byl popsán způsob provedení jednotlivých cviků a počet jejich opakování. Záleží však na přístupu každé z nich, do jaké míry toto zadání dodržovala. Svou roli hraje i úroveň každodenních činností a jiných aktivit u patientek obou skupin. Některé ženy z necvičicí skupiny mohou ve svých běžných činnostech obsáhnout více fyzické aktivity než ženy cvičící. Perrin et al. (1999) navíc z výsledků své studie usuzuje, že na kvalitu posturální stability ve vyšším věku může mít vliv i pohybová aktivita provozovaná v minulosti. V námi zkoumané skupině jsme neměli možnost tento aspekt sledovat, proto se tyto limity mohou odrazit ve výsledcích našeho měření.

Zaměříme-li se pouze na cvičicí skupinu, zjistíme, že u všech dalších typů stojů byl nalezen rozdíl v parametrech plocha konfidenční elipsy a rychlost pohybu COP v mediolaterálním i v anteroposteriorním směru. Můžeme usoudit, že námi zvolená pohybová aktivita ovlivňuje především tyto tři parametry. Rozdílný výsledek zaznamenal Perrin et al. (1999), v jehož studii je uváděn závěr, kdy došlo po provádění cíleně zaměřených cvičení ke snížení výchylek COP. Park et al. (2008) zkoumal vliv

pohybové aktivity (48 týdnů) a srovnával výchylky u cvičících a necvičících osob. Nalezl signifikantní rozdíl ve velikosti výchylky COP v mediolaterálním směru, zatímco výchylky anteroposteriorní se nezměnily. Podle Baloh et al. (1998) jsou právě mediolaterální výchylky COP nejlepším ukazatelem poruchy stability. To potvrzují i Kuczyński & Ostrowska (2006), kteří zaznamenali u postižených osteoporózou o 50 % vyšší velikost výchylky COP v mediolaterálním směru než u zdravých jedinců. Tito autoři rovněž zjistili, že mediolaterální výchylky jsou u jedinců, kteří již aspoň jednou prodělali pád, vyšší než u osob, které neupadly. Omezení nebo ztráta laterální stability zvyšuje pravděpodobnost vzniku pádu (Melzer et al., 2004). Hodnoty parametru velikost výchylky COP v našem měření, které jsou odlišné od tendencí ve zmíněných studiích, mohou být způsobeny inkoherencí sledované skupiny. Ta byla sestavena pouze na základě diagnostiky osteoporózy nebo osteopenie, s vyloučením žen s neurologickými, kognitivními a senzorickými poruchami. Při zařazení pacientek do skupiny nebyla brána v úvahu ani přidružená onemocnění, možná medikace a výskyt prodělaných úrazů minulosti. Navíc zkoumaná skupina představuje malý vzorek a počet žen ve skupinách cvičících a necvičících nebyl vyrovnaný. Vybrané typy stojů zřejmě mohou pro pacientky představovat jednoduchou posturální situaci, která nevyžaduje náročnější způsob posturální kontroly, a proto nebyly změny ve stabilitě příliš signifikantní.

ZÁVĚR

Osteoporóza je závažným problémem žen po menopauze. Je spojena se ztrátou kostní hmoty, snížením stability (Park et al., 2008) a častým výskytem pádů. To ohrožuje pacienta snadným vznikem zlomenin, které ovlivňují nejen kvalitu jeho života, ale má dopad i ve zdravotnicko-sociální sféře.

Zlepšení podmínek posturální stability lze dosáhnout pomocí pohybové aktivity, což bylo prokázáno v množství studií (např. Binder et al., 1994; Province et al., 1995; Rogers et al., 2003). V naší práci jsme pomocí měření na silových plošinách zjišťovali posturální změny při různých formách bipedálního stoje cvičících a necvičících patientek a vyhodnocovali vliv fyzické aktivity na jejich stabilitu.

Z výsledků diplomové práce vyplývá:

1. Pohybová aktivita neměla vliv na velikost zatížení dolních končetin v bipedálním stoji. Rozdíly nebyly zaznamenány ani u průběhu změn v zatížení pravé a levé dolní končetiny.
2. U necvičící skupiny byl mezi stojem s otevřenýma očima a stojem se zakloněnou hlavou nalezen statisticky významný rozdíl v rychlosti pohybu COP v mediolaterálním i anteroposteriorním směru.
3. Při porovnávání stability při různých typech stoje u cvičící skupiny byly mezi stojem s otevřenýma očima a stojem na pěnové podložce zjištěny rozdíly v parametrech velikost výchylky COP v anteroposteriorním směru a plocha konfidenční elipsy.
4. Při porovnání skupiny necvičících a cvičících žen bylo ve stoji se zakloněnou hlavou u cvičících patientek zaznamenáno snížení rychlosti COP v anteroposteriorním i mediolaterálním směru.
5. V průběhu sledovaného období došlo u cvičící skupiny ke snížení rychlosti COP v obou směrech a zmenšení plochy konfidenční elipsy.

REFERENČNÍ SEZNAM

ABRAHAMOVÁ, D.; HLAVAČKA, F. Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research/Academia Scientarum Bohemoslovaca*. 2008, vol. 57, no. 6, pp. 957-964. ISSN 0862-8408.

ADKIN, A. L., et al. Postural control is scaled to level of postural threat. *Gait & Posture*, 2000, vol. 12, no. 2, pp. 87-93. ISSN 0966-6362.

ANGIN, E.; ERDEN, Z. The effect of group exercise on postmenopausal osteoporosis and osteopenia. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica* [online]. 2009, vol. 43, no. 4, [cit. 2010-03-20]. Dostupný na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19809232>>.

BALOH, R. W., et al. A prospective study of posturography in normal older people. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1998, vol. 46, no. 4, pp. 438-443. ISSN 0002-8614.

BERGIN, P. S., et al. Body sway and vibration perception thresholds in normal aging and in patients with polyneuropathy. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*. 1995, vol. 58, no. 3, pp. 335-340. ISSN 0022-3050.

BINDER, E. F., et al. Effects of a Group Exercise Program on Risk Factors for Falls in Frail Older Adults. *Journal of Aging and Physical Activity*. 1994, vol. 2, no. 1, pp. 25-37. ISSN 1063-8652.

BLAHOŠ, J. *Osteoporóza: diagnostika a terapie v praxi*. Praha: Galén, 1995. 172 s. ISBN 8085824264.

BLASZCZYK, J. W., et al. Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. *Journal of Biomechanics*. 2000, vol. 33, is. 10, pp. 1243-1248. ISSN 0021-9290.

BLASZCZYK, J. W., et al. Ranges of postural stability and their ganges in the elderly. *Gait & Posture*. 1994, vol. 2, no. 1, pp. 11-17. ISSN 0966-6362.

BRAHM, H., et al. Bone metabolism during exercise and recovery: the influence of plasma volume and physical fitness. *Calcified Tissue International*. 1997, vol. 61, no. 3, pp. 192-198. ISSN 0171-967X.

BROOKE-WAVELL, K., et al. Commencing, continuing and stopping brisk walking: effects on bone mineral density, quantitative ultrasound of bone and markers of bone metabolism in postmenopausal women. *Osteoporosis International*. 2001, vol. 12, no. 7, pp. 581-587. ISSN 0937-941X.

BROULÍK, P. *Osteoporóza a její léčba: průvodce ošetřujícího lékaře*. 2. rozš. vyd. Praha: Maxdorf, 2009. 159 s. ISBN 9788073451769.

COMPSTON, J., E., ROSEN, C., J. *Osteoporosis*. 2nd edition. Oxford: Health Press, 1999. 64 s. ISBN 1899541624.

CUMMINGS, S. R., et al. Prevention of osteoporosis and osteoporotic fractures. *Western Journal of Medicine*. 1995, vol. 143, is. 5, pp. 684-687. ISSN 0093-0415.

DALEY, M. J.; SPINKS, W. L. Exercise, Mobility and Aging. *Sports Medicine*. 2000, vol. 29, no. 1, pp. 1-12. ISSN 0112-1642.

DOUCHI, T., et al. Lean mass as a significant determinant of regional and total body bone mineral density in premenopausal women. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*. 1998, vol. 16, no. 1, pp. 17-20. ISSN 0914-8779.

DU PASQUIER, R. A., et al. The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. *Clinical Neurophysiology*. 2003, vol. 33, is. 5, pp. 213-218. ISSN 1388-2457.

DYLEVSKÝ, I. *Obecná kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007. 192 s. ISBN 978-80-247-1649-7.

ENGLUND, U., et al. A 1-year combined weight-bearing training program is beneficial for bone mineral density and neuromuscular function in older women. *Osteoporosis International*. 2005, vol. 16, no. 9, pp. 1117-1123. ISSN 0937-941X.

FARAHMAND, B. Y., et al. Body size and hip fracture risk. *Epidemiology*. 2000, vol. 11, no. 2, pp. 214-219. ISSN 1044-3983.

FESKANICH, D., et al. Walking and Leisure-Time Activity and Risk of Hip Fracture in Postmenopausal Women. *JAMA: The Journal of American Medical Association*. 2002, vol. 288, no. 18, pp. 2300-2306. ISSN 0098-7484.

GERDHEM, P., et al. Influence of muscle strength, physical activity and weight on bone mass in a population-based sample of 1004 elderly women. *Osteoporosis International*. 2003, vol. 14, no. 9, pp. 768-772. ISSN 0937-941X.

GIAGAZOGLU, P., et al. Static balance control and lower limb strength in blind and sighted women. *European Journal of Applied Physiology*. 2009, vol. 107, no. 5, pp. 571-579. ISSN 1439-6319.

GILL, J., et al. Trunk Sway Measures of Postural Stability During Clinical Balance Tests. *The Journals of Gerontology: Series A*. 2001, vol. 56, is. 7, pp. M438-M447. ISSN 1079-5006.

HEINONEN, A., et al. Randomised controlled trial of effect of high-impact exercise on selected risk factors for osteoporotic fractures. *Lancet*. 1996, vol. 384, pp. 1326-1327. ISSN 0140-6736.

HOPKINS, D. R., et al. Effect of Low-Impact Aerobic Dance on the Functional Fitness of Elderly Women. *The Gerontologist*. 1990, vol. 30, is. 2, pp. 189-192. ISSN 0016-9013.

HOIRIGAN, S. R., et al. Positive effects of exercise on falls and fracture risk in osteopenic women. *Osteoporosis International*. 2008, vol. 19, no. 7, pp. 1077-1086. ISSN 0937-941X.

HU, M. H.; WOOLLACOTT, M. H. Multisensory training of standing balance in older adults: I. Postural stability and one-leg stance balance. *Journal of gerontology*. 1994, vol. 49, no. 2, pp. 52-61. ISSN 1079-5006.

HYTÖNEN, M., et al. Postural Control and Age. *Acta Oto-laryngologica*. 1993, vol. 113, no. 1-2, pp. 119-122. ISSN 0001-6489.

CHIEN, M. Y., et al. Efficacy of a 24-Week Aerobic Exercise Program for Osteopenic Postmenopausal Women. *Calcified Tissue International*. 2000, vol. 67, no. 6, pp. 443-448. ISSN 0171-967X.

CHOY, N. L., et al. Changes in Postural Stability in Women Aged 20 to 80 Years. *The Journals of Gerontology: Series A*. 2003, vol. 58, is. 6, pp. M525-M530. ISSN 1079-5006.

JANČOVÁ, J.; KOHLÍKOVÁ, E. Regresní změny stárnoucího organismu a jejich vliv na posturální stabilitu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2007, roč. 14, č. 4, s. 155-162. ISSN 1211-2658.

JOHNELL, O.; KANIS, J. A. An estimate of the worldwide prevalence and disability. *Osteoporosis International*. 2006, vol. 17, no. 12, pp. 1726-1733. ISSN 0937-941X.

KALVACH, Z., et al. *Geriatric a gerontologie*. Praha: Grada Publishing, 2004. ISBN 8024705486.

KANNUS, P, et al. Non-pharmacological means to prevent fractures among older adults. *Annals of Medicine*. 2005, vol. 37, no. 4, pp. 303-310. ISSN 0785-3890.

KANNUS, P., et al. Effect of Starting Age of Physical Activity on Bone Mass in the Dominant Arm of Tennis and Squash Players. *Annals of Internal Medicine*. 1993, vol. 123, no. 1, pp. 27-31. ISSN 0003-4819.

KERY, J. S.: Mild Aerobic Exercise No Protection From Osteoporosis. *FDA Consumer*; Jan/Feb 2003, Vol. 37, Is. 1, 8. ISSN 0362-1332.

KLENER, P. et al. *Vnitřní lékařství*. 3. vyd. Sv. 2. Praha: Galén, 2006. ISBN 80-7262-431-8.

KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzilogie*. Praha: Karolinum, 2002. 230 s. ISBN 8024603500.

KRHUTOVÁ, Z. *Účinnost programů sekundární prevence*. Praha, 2005. Dizertační práce. FTVS UK.

KRONHEAD, G.; MÖLLER, M. Effects of physical exercise on bone mass, balance skill and aerobic capacity in women and men with low bone mineral density, after one year of training: a prospective study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 1998, vol. 8, no. 1, pp. 290-298. ISSN 0905-7188.

KUCZYŃSKI, M; OSTROWSKA, B. Understanding falls in osteoporosis: The viscoelastic modeling perspective. *Gait & Posture*. 2006, vol. 23, is. 1, pp. 51-58. ISSN 0966-6362.

LATASH, M. L. *Neurophysiological basis of movement*. Champaign : Human Kinetics, 1998. 269 s. ISBN 0880117567.

LICHNOVSKÝ, V.; MALÍNSKÝ, J. *Přehled histologie člověka v obrazech. I. díl*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2007. 153 s. ISBN 9788024417691.

LORD, S. R.; DAYHEW, J. Visual risk factors for falls in older people. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2001, vol. 49, no. 5, pp. 508-515. ISSN 0002-8614.

LORD, S. R.; MENZ, H. B. Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology*. 2000, vol. 46, no. 6, pp. 306-310. ISSN 0304-324X.

MADDALOZZO, G. F.; SNOW, C. M. High intensity resistance training: effects on bone in older men and women. *Calcified tissue international*. 2000, vol. 66, no. 6, pp. 399-404. ISSN 0171-967X.

MADUREIRA, M. M., et al. Balance training program is highly effective in improving functional status and reducing the risk of falls in elderly women with osteoporosis: a randomized controlled trial. *Osteoporosis International*. 2007, vol. 18, no. 4, pp. 419-425. ISSN 0937-941X

MARGOLIS, K. L., et al. Body Size and Risk for Clinical Fractures in Older Women. *Annals of Internal Medicine*. 2000, vol. 133, no. 2, pp. 123-127. ISSN 0003-4819.

MARTYN-ST JAMES, M.; CARROLL, S. Meta-analysis of walking for preservation of bone mineral density in postmenopausal women. *Bone*. 2008, vol. 43, no. 3, pp. 521-531. ISSN 8756-3282.

MASUI, T., et al. Gender differences in platform measures of balance in rural community-dwelling elders. *Archives of Gerontology and Geriatrics*. 2005, vol. 41, is. 2, pp. 201-209 . ISSN 0167-4943.

MELLENDEZ-ORTEGA, A. Osteoporosis, falls and exercise. *European Review of Aging and Physical Activity*. 2007, vol. 4, is. 2, pp. 61-70. ISSN 1813-7253.

MELZER, I., et al. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age and Ageing*. 2004, vol. 33, no. 6, pp. 602-607. ISSN 0002-0729.

MÍKOVÁ, M. *Posturografie - význam a uplatnění ve výzkumu a klinické praxi*. Olomouc, 2006. 169 s. Dizertační práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury.

MLÍKA, R. *Dynamická analýza posturálních změn při modifikovaném vizuálním vstupu a aplikaci externího silového podnětu*. Olomouc, 2008. 134 s. Dizertační práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury.

NAGY, E., et al. Postural control in elderly subjects participating in balance training. *European Journal of Applied Physiology*. 2007, vol. 100, no. 1, pp. 97-104. ISSN 1439-6319.

NĚMCOVÁ, J.; KORSA, J. Komplexní léčba a prevence osteoporózy – postavení a význam pohybové aktivity a léčebné rehabilitace. *Medicína pro praxi*. 2008, roč. 5, č. 4, s. 165-168. ISSN 1214-8687.

PARK, H., et al. Effect of combined exercise training on bone, body balance, and gait ability: a randomized controlled study in community-dwelling elderly women. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*. 2008, vol. 26, no. 3, pp. 254-259. ISSN 0914-8779.

PAULUS, W. M., et al. Visual stabilization of posture: physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain*. 1984, vol. 107, no. 4, pp. 1143-1163. ISSN 0006-8950.

PERRIN, P. P., et al. Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people. *British Journal of Sports Medicine*. 1999, vol. 33, no. 2, pp. 121-126. ISSN 0306-3674.

PETŘEK, J. *Základy neurofyzologie motoriky*. Olomouc: RUP Olomouc, 1991. 190 s. ISBN 80-7067-823-3.

PICKARD, C. M., et al. Is there a difference in hip joint position sense between young and older groups? *The Journals of gerontology*. 2003, vol. 58, č. 7, pp. 631-635. ISSN 1079-5006.

POOLE, K. E. S.; COMPSTON, J. E. Osteoporosis and its management. *BMJ*. 2006, vol. 33, no. 8, pp. 1251-1256. ISSN 0959-8138.

PRIETO, T. E., et al. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE transactions on bio-medical engineering*. 1996, vol. 43, no. 9, pp. 956-966. ISSN 0018-9294.

PROVINCE, M. A., et al. The effects of exercise on falls in elderly patients. A preplanned meta-analysis of the FICSIT Trials. Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques. *The Journal of the American Medical Association*. 1995, vol. 273, no. 17, pp. 1341-1347. ISSN 0098-7484.

PYYKKÖ, I., et al. Effect of age on postural control. In B. Amblard et al. (Eds.) *Posture and gait: Development, adaptation and modulation*. Amsterdam: Elsevier Science Publishers B. V., 1996.

RAUSCHECKER, J. P. Compensatory plasticity and sensory substitution in the cerebral cortex. *Trends in Neurosciences*. 1995, vol. 18, no. 1, pp. 36-43. ISSN 0166-2236.

REID, I. R., et al. Regular exercise dissociates fat mass and bone density in premenopausal women. *Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*. 1995, vol. 80, pp. 1764-1768. ISSN 0021-972X.

RIZER, M. K. Osteoporosis. *Primary Care*. 2006, vol. 33, no. 4, pp. 943-951. ISSN 0095-4543.

ROGERS, M. E., et al. Methods to assess and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults. *Preventive Medicine*. 2003, vol. 36, no. 3, pp. 255-264. ISSN 0091-7435 .

ROGERS, M. E., et al. Training to Reduce Postural Sway and Increase Functional Reach in the Elderly . *Journal of Occupational Rehabilitation*. 2001, vol. 11, no. 4, pp. 291-298. ISSN 1053-0487.

SHAFFER, S. W.; HARRISON, A. L. Aging of the Somatosensory System: A Translational Perspective. *Physical Therapy*. 2007, vol. 87, no. 2, pp. 193-207. ISSN 1083-3196.

SHUPERT, CH. L., HORAK, F. B. Adaptation of postural control in normal and pathologic ageing: implications for fall preventions programs. *Journal of Applied Biomechanics*. 1999, vol. 15, pp. 64-74. ISSN 1065-8483.

SCHMID, M., et al. Equilibrium during static and dynamic tasks in blind subjects: no evidence of cross-modal plasticity. *Brain*. 2007, vol. 130, no. 8, pp. 2097-2107. ISSN 0006-8950.

SCHWAB, P., et al. Nonpharmacological approaches to improve bone health and reduce osteoporosis. *Current Opinion in Rheumatology* . 2000, vol. 8, no. 2, pp. 213-217. ISSN 1040-8711.

SIMONEAU, G. G., et al. Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & Posture*. 1995, vol. 3, no. 3, pp. 115-122. ISSN 0966-6362.

SKLÁDAL, J. Bránice člověka ve světle normální a klinické fyziologie. Studie ČSAV č. 14. Praha: Academia, 1976. ISSN 0577-3652.

SMITH, E. L., et al. Physical activity effects on bone metabolism. *Calcified Tissue International*. 1991, vol. 49, no. 1, pp. S50-S54. ISSN 0171-967X.

SNOW, C. M., et al. Long-term exercise using weight vests prevent hip bone loss in postmenopausal women. *The Journal of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*. 2000, vol. 55, no. 9, pp. 489-491. ISSN 1079-5006.

SPECKER, B. L., et al. Evidence for an interaction between calcium intake and physical activity on changes in bone mineral density. *Journal of Bone and Mineral Research*. 1996, vol. 11, no 10, pp. 1539-1544. ISSN 0884-0431.

TIEN, YH; LIN, KF. The relationships between physical activity and static balance in elderly people. *Journal of Exercise Science & Fitness*. 2008, vol. 6, no. 1, pp. 21-25. ISSN 1728-869X.

TRNAVSKÝ, K., KOLAŘÍK, J. *Onemocnění kloubu a páteře v praxi*. Praha: Galén, 1997. ISBN 80-85824-65-5.

TROJAN, S., et al. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, 2003. 772 s. ISBN 80-247-0512-5.

TŮMOVÁ, J. Ověření vlivu pohybového programu na zlepšení stability u starších osob pomocí posturografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 3, s. 100-104. ISSN 1211-2658.

UUSI-RASI, K., et al. Effect of alendronate and exercise on bone and physical performance of postmenopausal women: a randomized controlled trial. *Bone*. 2003, vol. 33, no. 1, pp. 132-143. ISSN 8756-3282.

VAILLANT, J., et al. Balance, aging, and osteoporosis: effects of cognitive exercises combined with physiotherapy. *Joint, Bone, Spine*. 2006, vol. 77, is. 4, pp. 414-418. ISSN 1297-319X.

VAINIONPÄÄ, A., et al. Effects of high-impact exercise on bone mineral density: a randomized controlled trial in premenopausal women. *Osteoporosis International*. 2005, vol. 6, no. 2, pp. 191-197. ISSN 0937-941X.

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

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002b, roč. 9, č. 4, s. 122-129. ISSN 1211-2658.

VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R. Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 1, s. 33-37. ISSN 1211-2658.

VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. Praha: Grada, 1997. 271 s. ISBN 8071692565.

VÉLE, F.; ČUMPELÍK, J.; PAVLŮ, D. Úvaha nad problémem stability ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 3, s. 103-105. ISSN 1211-2658.

VON HEIDEKEN, W. P., et al. Jumping exercises with and without raloxifene treatment in healthy elderly women. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*. 2002, vol. 20, no. 6, pp. 376-382. ISSN 0914-8779.

VUILLERME, N.; ROUGIER, P. Effects of head extension on undisturbed upright stance control in humans. *Gait & Posture*. 2005, vol. 21, is. 2, pp. 318-325. ISSN 0966-6362.

WELSH, L., et al. The acute effects of exercise on bone turnover. *International Journal of Sports Medicine*. 1997, vol. 18, no. 4, pp. 247-251. ISSN 0172-4622.

WENDLOVÁ, J. Biomechanical conditions for maintaining body balance in kinesitherapy of osteoporotic patients. *Bratislavské lekárske listy*. 2008, roč. 109, č. 10, s. 441-444. ISSN 0006-9248.

WHIPPLE, T. J., et al. Acute effects of moderate intensity resistance exercise on bone cell activity. *International Journal of Sports Medicine*. 2004, vol. 25, no. 7, pp. 496-501. ISSN 0172-4622.

WILKINS, C. H., BIRGE, S. J. Prevention of osteoporotic fractures in the elderly. *The American Journal of Medicine*. 2005, vol. 118, no. 11, pp. 1190-1195. ISSN 0002-9343.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995, vol. 3, no. 4, pp. 193-214. ISSN 0966-6362.

YAMAZAKI, S., et al. Effect of walking exercise on bone metabolism in postmenopausal women with osteopenia/osteoporosis. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*. 2004, vol. 22, no. 5, pp. 500-508. ISSN 0914-8779.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AC	Area of Contact
AS	Area of Support
BMD	Bone Mineral Density
BMI	Body Mass Index
BS	Base of Support
cm	centimetr
CNS	centrální nervová soustava
COG	Centre of Gravity
COM	Centre of Mass (těžiště)
COP	Centre of Pressure
et al.	et alii
L	bederní
m.	musculus
mg	miligram
PBM	Peak Bone Mass
RTG	rentgen
SD	směrodatná odchylka
Th	hrudní

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Struktura spongiózní a kompaktní kostní tkáně (http://cs.wikipedia.org/wiki/Soubor:Illu_compact_spongy_bone.jpg)	9
Obr. 2 Změny kostní hmoty v závislosti na věku u mužů a žen (Poole, Compston, 2006)	11
Obr. 3 Schéma remodelace zdravé a osteoporotické kosti (upraveno dle http://video.upol.cz/dpx_enterprise_media_user/dpx/slidemia/39/02_04.pdf)	12
Obr. 4 Změny kostní hmoty a mikroarchitektoniky kosti – zobrazení obratle L3 elektronovým mikroskopem (upraveno dle Poole, Compston, 2006)	13
Obr. 5 Epidemiologický výskyt osteoporotických fraktur u žen a u mužů v závislosti na věku (Poole, Compston, 2006)	16
Obr. 6 Kompresivní zlomenina obratlového těla (http://www.zzz.sk/images/clanky/1982/2.jpg)	17
Obr. 7 Vztah opěrné plochy (AS), opěrné báze (BS) a kontaktní plochy (AC) (Vařeka, 2002a)	24
Obr. 8 Změny výchylek COP při stoji s vyřazením jednoho, dvou a tří senzorických systémů (Simoneau et al., 1995)	27
Obr. 9 Grafické porovnání velikosti zatížení pravé a levé dolní končetiny při sloučení všech typů stojů	44
Obr. 10 Grafické znázornění změn velikostí výchylek COP v anteroposteriorním směru v průběhu sledovaného období	53
Obr. 11 Grafické znázornění průběhu změn parametru plocha konfidenční elipsy během sledovaného období u necvičící a cvičící skupiny	56
Obr. 12 Grafické znázornění průběhu změn rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru v průběhu sledovaného období u necvičící a cvičící skupiny	56
Obr. 13 Znázornění změn rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru v průběhu sledovaného období u necvičící a cvičící skupiny	57

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1. Informovaný souhlas probanda

Příloha 2. Tabulky – statistické charakteristiky

Seznam tabulek v Příloze 2.:

Tabulka 5 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 1 (otevřené oči) u cvičících jedinců (n=34) – první měření

Tabulka 6 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 1 (otevřené oči) u necvičících jedinců (n=14) – první měření

Tabulka 7 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 1 (otevřené oči) u cvičících jedinců (n=34) – druhé měření

Tabulka 8 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 1 (otevřené oči) u necvičících jedinců (n=14) – druhé měření

Tabulka 9 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 2 (zavřené oči) u cvičících jedinců (n=34) – první měření

Tabulka 10 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 2 (zavřené oči) u necvičících jedinců (n=14) – první měření

Tabulka 11 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 2 (zavřené oči) u cvičících jedinců (n=34) – druhé měření

Tabulka 12 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 2 (zavřené oči) u necvičících jedinců (n=14) – druhé měření

Tabulka 13 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 5 (extenze krční páteře) u cvičících jedinců (n=34) – první měření

Tabulka 14 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 5 (extenze krční páteře) u necvičících jedinců (n=14) – první měření

Tabulka 15 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 5 (extenze krční páteře) u cvičících jedinců (n=34) – druhé měření

Tabulka 16 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 5 (extenze krční páteře) u necvičících jedinců (n=14) – druhé měření

Tabulka 17 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 6 (molitan) u cvičících jedinců (n=34) – první měření

Tabulka 18 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 6 (molitan) u necvičících jedinců (n=14) – první měření

Tabulka 19 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 6 (molitan) u cvičících jedinců (n=34) – druhé měření

Tabulka 20 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 6 (molitan) u necvičících jedinců (n=14) – druhé měření

PŘÍLOHY

Příloha 1.

Poučení a souhlas klienta s měřením

Klientka souhlasí s provedením diagnostického vyšetření a měření pro účely diplomové práce Bc. Jolany Žižkové pod vedením prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr. na téma Hodnocení stability u pacientek s osteoporózou.

Byl/a jsem srozumitelně seznámen/a s průběhem vyšetření a měření. Souhlasím s jeho provedením, nahlédnutím do mé zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytně nutném, anonymním použitím získaných údajů s respektováním pravidel ochrany osobních dat.

Ve Zlíně dne.....

.....

podpis klientky

Příloha 2.

Tabulky – statistické charakteristiky

Legenda (Tabulka 5-20):

SD – směrodatná odchylka

Fz – vertikální složka reakční síly na dolní končetině (velikost zatížení) [N]

FzS – průběh změn vertikální složky reakční síly [N]

Sway X – velikost směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru [cm]

Sway Y – velikost směrodatné odchylky COP v anteroposteriorním směru [cm]

Area – plocha konfidenční elipsy [cm²]

vX – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru [cm.s⁻¹]

vY – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru [cm.s⁻¹]

1 – levá silová plošina

2 – pravá silová plošina

a – první pokus

b – druhý pokus

Tabulka 5 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 1 (otevřené oči) u cvičících jedinců (n=34) – první měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	338,2	236,4	457,8	55,5
Fz 1b	339,6	227,3	479,1	55,0
Fz 2a	339,1	244,1	477,6	54,3
Fz 2b	337,6	248,9	492,5	56,8
FzS 1a	4,3	1,7	8,4	1,8
FzS 1b	6,2	1,9	20,9	3,8
FzS 2a	4,3	1,7	8,4	1,9
FzS 2b	6,3	1,9	21,4	3,9
Sway X 1a	0,084	0,043	0,166	0,031
Sway X 1b	0,092	0,038	0,236	0,040
Sway X 2a	0,079	0,041	0,141	0,025
Sway X 2b	0,097	0,035	0,263	0,046
Sway Y 1a	0,414	0,228	0,735	0,112
Sway Y 1b	0,473	0,228	0,931	0,180
Sway Y 2a	0,378	0,172	0,762	0,143
Sway Y 2b	0,461	0,157	1,411	0,238
Area 1a	0,409	0,159	0,883	0,165
Area 1b	0,524	0,177	1,371	0,320
Area 2a	0,362	0,113	1,204	0,222
Area 2b	0,468	0,134	1,769	0,345
vX 1a	0,155	0,090	0,243	0,035
vX 1b	0,153	0,083	0,224	0,032
vX 2a	0,133	0,071	0,192	0,030
vX 2b	0,134	0,074	0,231	0,032
vY 1a	0,239	0,129	0,376	0,058
vY 1b	0,232	0,126	0,356	0,050
vY 2a	0,220	0,121	0,426	0,059
vY 2b	0,218	0,106	0,385	0,057
V 1a	0,313	0,174	0,486	0,073
V 1b	0,306	0,199	0,461	0,062
V 2a	0,282	0,154	0,505	0,069
V 2b	0,280	0,152	0,491	0,067

Tabulka 6 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 1 (otevřené oči) u necvičících jedinců (n=14) – první měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	322,3	211,6	477,9	70,7
Fz 1b	319,1	224,1	437,1	63,8
Fz 2a	311,9	231,9	405,7	48,0
Fz 2b	314,7	246,1	409,8	52,4
FzS 1a	4,8	2,4	11,9	2,5
FzS 1b	5,6	2,4	10,2	2,3
FzS 2a	4,8	2,3	11,9	2,5
FzS 2b	5,6	2,4	10,5	2,4
Sway X 1a	0,085	0,050	0,132	0,023
Sway X 1b	0,093	0,047	0,187	0,041
Sway X 2a	0,097	0,052	0,141	0,033
Sway X 2b	0,104	0,038	0,209	0,060
Sway Y 1a	0,398	0,270	0,697	0,111
Sway Y 1b	0,483	0,153	0,761	0,201
Sway Y 2a	0,425	0,154	0,660	0,127
Sway Y 2b	0,438	0,235	0,825	0,188
Area 1a	0,395	0,163	1,064	0,225
Area 1b	0,493	0,188	0,940	0,247
Area 2a	0,394	0,145	0,599	0,109
Area 2b	0,438	0,209	1,157	0,278
vX 1a	0,155	0,080	0,286	0,056
vX 1b	0,164	0,086	0,255	0,044
vX 2a	0,133	0,084	0,207	0,038
vX 2b	0,140	0,094	0,231	0,035
vY 1a	0,252	0,129	0,451	0,093
vY 1b	0,256	0,166	0,409	0,069
vY 2a	0,241	0,141	0,431	0,073
vY 2b	0,236	0,156	0,413	0,072
V 1a	0,325	0,166	0,566	0,116
V 1b	0,334	0,199	0,529	0,089
V 2a	0,300	0,179	0,516	0,085
V 2b	0,300	0,221	0,515	0,084

Tabulka 7 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 1 (otevřené oči) u cvičících jedinců (n=34) – druhé měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	331,6	230,4	487,7	56,3
Fz 1b	329,8	233,8	434,6	48,7
Fz 2a	344,9	270,0	487,1	54,7
Fz 2b	346,2	250,4	496,6	58,8
FzS 1a	3,2	1,3	7,3	1,6
FzS 1b	3,2	1,2	10,7	2,0
FzS 2a	3,2	1,3	7,4	1,6
FzS 2b	3,2	1,1	10,8	2,1
Sway X 1a	0,096	0,025	0,334	0,066
Sway X 1b	0,094	0,030	0,334	0,063
Sway X 2a	0,100	0,038	0,276	0,056
Sway X 2b	0,088	0,026	0,285	0,059
Sway Y 1a	0,441	0,195	0,773	0,143
Sway Y 1b	0,449	0,191	0,835	0,160
Sway Y 2a	0,414	0,186	0,833	0,162
Sway Y 2b	0,398	0,179	0,844	0,161
Area 1a	0,297	0,003	1,043	0,220
Area 1b	0,307	0,002	0,780	0,163
Area 2a	0,284	0,001	1,008	0,243
Area 2b	0,263	0,001	0,629	0,168
vX 1a	0,078	0,032	0,224	0,045
vX 1b	0,082	0,022	0,190	0,037
vX 2a	0,064	0,028	0,213	0,043
vX 2b	0,068	0,023	0,163	0,035
vY 1a	0,153	0,063	0,281	0,060
vY 1b	0,149	0,059	0,309	0,052
vY 2a	0,136	0,073	0,284	0,055
vY 2b	0,130	0,052	0,281	0,059
V 1a	0,187	0,079	0,345	0,078
V 1b	0,186	0,083	0,397	0,066
V 2a	0,163	0,083	0,335	0,069
V 2b	0,161	0,070	0,354	0,067

Tabulka 8 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 1 (otevřené oči) u necvičících jedinců (n=14) – druhé měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	322,7	245,3	442,9	60,0
Fz 1b	318,0	238,7	456,8	62,7
Fz 2a	323,5	250,1	417,0	54,0
Fz 2b	318,6	239,5	420,2	60,6
FzS 1a	2,8	1,3	6,7	1,4
FzS 1b	3,7	1,0	10,7	3,1
FzS 2a	2,8	1,3	6,9	1,5
FzS 2b	3,8	1,0	10,6	3,1
Sway X 1a	0,086	0,025	0,169	0,046
Sway X 1b	0,088	0,035	0,203	0,050
Sway X 2a	0,087	0,024	0,246	0,054
Sway X 2b	0,087	0,034	0,157	0,046
Sway Y 1a	0,368	0,123	0,651	0,162
Sway Y 1b	0,437	0,153	0,972	0,241
Sway Y 2a	0,432	0,236	0,659	0,153
Sway Y 2b	0,457	0,191	0,813	0,191
Area 1a	0,232	0,091	0,440	0,107
Area 1b	0,327	0,064	0,852	0,224
Area 2a	0,323	0,067	1,124	0,266
Area 2b	0,341	0,102	0,652	0,188
vX 1a	0,080	0, 045	0,126	0,026
vX 1b	0,092	0,031	0,191	0,041
vX 2a	0,075	0,030	0,148	0,033
vX 2b	0,077	0,032	0,144	0,031
vY 1a	0,125	0,070	0,205	0,032
vY 1b	0,160	0,097	0,280	0,059
vY 2a	0,119	0,064	0,183	0,034
vY 2b	0,151	0,078	0,248	0,050
V 1a	0,164	0,107	0,250	0,039
V 1b	0,202	0,112	0,368	0,076
V 2a	0,157	0,081	0,254	0,045
V 2b	0,186	0,101	0,296	0,054

Tabulka 9 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 2 (zavřené oči) u cvičících jedinců (n=34) – první měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	336,7	227,3	477,4	56,3
Fz 1b	339,3	240,5	468,6	56,4
Fz 2a	340,2	256,9	496,0	53,8
Fz 2b	337,2	259,4	510,0	57,4
FzS 1a	4,7	1,7	9,6	2,1
FzS 1b	4,9	2,0	14,8	2,6
FzS 2a	4,7	1,6	9,6	2,0
FzS 2b	5,0	2,2	14,9	2,6
Sway X 1a	0,090	0,039	0,169	0,036
Sway X 1b	0,099	0,037	0,239	0,050
Sway X 2a	0,090	0,033	0,206	0,042
Sway X 2b	0,098	0,039	0,393	0,064
Sway Y 1a	0,475	0,221	0,843	0,156
Sway Y 1b	0,540	0,236	0,960	0,195
Sway Y 2a	0,461	0,150	1,099	0,217
Sway Y 2b	0,484	0,228	0,834	0,171
Area 1a	0,449	0,139	1,207	0,245
Area 1b	0,569	0,171	1,402	0,292
Area 2a	0,460	0,109	1,441	0,330
Area 2b	0,535	0,152	3,180	0,510
vX 1a	0,148	0,062	0,243	0,035
vX 1b	0,161	0,089	0,330	0,050
vX 2a	0,126	0,060	0,188	0,028
vX 2b	0,139	0,086	0,295	0,045
vY 1a	0,245	0,136	0,382	0,057
vY 1b	0,268	0,137	0,533	0,087
vY 2a	0,230	0,105	0,472	0,066
vY 2b	0,250	0,150	0,492	0,084
V 1a	0,314	0,197	0,469	0,064
V 1b	0,342	0,180	0,689	0,106
V 2a	0,287	0,188	0,512	0,066
V 2b	0,312	0,194	0,607	0,098

Tabulka 10 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 2 (zavřené oči) u necvičících jedinců (n=14) – první měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	324,7	223,1	462,4	66,7
Fz 1b	321,3	228,0	483,5	69,6
Fz 2a	309,6	225,6	405,1	49,5
Fz 2b	312,3	243,3	398,0	45,9
FzS 1a	3,9	2,0	5,6	1,2
FzS 1b	5,2	3,1	8,2	1,7
FzS 2a	3,9	2,2	5,7	1,2
FzS 2b	5,3	3,1	8,4	1,7
Sway X 1a	0,091	0,050	0,184	0,038
Sway X 1b	0,094	0,060	0,145	0,031
Sway X 2a	0,103	0,056	0,199	0,031
Sway X 2b	0,101	0,044	0,193	0,050
Sway Y 1a	0,459	0,215	0,708	0,173
Sway Y 1b	0,459	0,241	0,737	0,129
Sway Y 2a	0,463	0,247	0,593	0,099
Sway Y 2b	0,484	0,251	0,761	0,127
Area 1a	0,461	0,128	1,284	0,298
Area 1b	0,434	0,194	0,931	0,219
Area 2a	0,525	0,261	1,061	0,196
Area 2b	0,478	0,237	1,183	0,237
vX 1a	0,170	0,081	0,419	0,084
vX 1b	0,152	0,082	0,210	0,039
vX 2a	0,146	0,073	0,321	0,062
vX 2b	0,134	0,090	0,177	0,030
vY 1a	0,270	0,139	0,681	0,136
vY 1b	0,252	0,151	0,350	0,058
vY 2a	0,263	0,129	0,545	0,105
vY 2b	0,243	0,149	0,339	0,052
V 1a	0,351	0,178	0,873	0,172
V 1b	0,321	0,187	0,427	0,071
V 2a	0,328	0,162	0,691	0,131
V 2b	0,302	0,191	0,415	0,059

Tabulka 11 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 2 (zavřené oči) u cvičících jedinců (n=34) – druhé měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	330,5	243,5	468,3	52,4
Fz 1b	331,4	236,9	440,0	48,5
Fz 2a	345,2	263,6	498,8	56,4
Fz 2b	344,4	257,1	512,9	60,4
FzS 1a	2,9	1,1	6,9	1,3
FzS 1b	3,0	1,0	8,3	1,6
FzS 2a	3,0	1,0	6,7	1,2
FzS 2b	3,0	1,1	8,4	1,6
Sway X 1a	0,093	0,019	0,178	0,040
Sway X 1b	0,100	0,012	0,277	0,057
Sway X 2a	0,090	0,030	0,227	0,040
Sway X 2b	0,091	0,033	0,274	0,048
Sway Y 1a	0,467	0,219	0,887	0,169
Sway Y 1b	0,504	0,195	1,089	0,214
Sway Y 2a	0,450	0,251	0,887	0,167
Sway Y 2b	0,453	0,223	0,894	0,170
Area 1a	0,327	0,001	0,999	0,215
Area 1b	0,403	0,001	1,164	0,279
Area 2a	0,290	0,001	1,028	0,191
Area 2b	0,299	0,002	0,821	0,207
vX 1a	0,083	0,038	0,241	0,043
vX 1b	0,099	0,034	0,395	0,070
vX 2a	0,067	0,028	0,218	0,038
vX 2b	0,082	0,029	0,374	0,072
vY 1a	0,173	0,082	0,276	0,049
vY 1b	0,193	0,058	0,567	0,094
vY 2a	0,154	0,071	0,306	0,050
vY 2b	0,172	0,058	0,559	0,094
V 1a	0,208	0,111	0,343	0,061
V 1b	0,236	0,077	0,760	0,125
V 2a	0,183	0,084	0,312	0,054
V 2b	0,208	0,075	0,738	0,123

Tabulka 12 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 2 (zavřené oči) u necvičících jedinců (n=14) – druhé měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	317,1	239,7	442,2	62,1
Fz 1b	318,9	242,5	443,2	63,2
Fz 2a	319,3	246,6	424,3	61,3
Fz 2b	317,6	246,0	410,1	58,4
FzS 1a	3,2	1,2	5,7	1,3
FzS 1b	3,0	1,1	7,9	1,9
FzS 2a	3,1	1,3	5,6	1,3
FzS 2b	3,0	1,2	8,0	1,9
Sway X 1a	0,092	0,037	0,176	0,043
Sway X 1b	0,089	0,040	0,198	0,043
Sway X 2a	0,115	0,039	0,221	0,064
Sway X 2b	0,079	0,018	0,191	0,046
Sway Y 1a	0,483	0,282	1,210	0,233
Sway Y 1b	0,410	0,194	0,655	0,134
Sway Y 2a	0,492	0,248	1,066	0,209
Sway Y 2b	0,396	0,276	0,697	0,112
A 1a	0,308	0,078	0,597	0,147
A 1b	0,336	0,138	0,855	0,197
A 2a	0,528	0,155	1,563	0,477
A 2b	0,364	0,093	0,891	0,270
vX 1a	0,078	0,025	0,171	0,038
vX 1b	0,094	0,052	0,203	0,040
vX 2a	0,066	0,027	0,163	0,035
vX 2b	0,078	0,038	0,202	0,044
vY 1a	0,155	0,074	0,255	0,056
vY 1b	0,165	0,091	0,286	0,053
vY 2a	0,154	0,076	0,254	0,059
vY 2b	0,159	0,083	0,297	0,056
V 1a	0,190	0,089	0,340	0,071
V 1b	0,208	0,136	0,348	0,066
V 2a	0,181	0,092	0,335	0,070
V 2b	0,194	0,104	0,351	0,070

Tabulka 13 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 5 (extenze krční páteře) u cvičících jedinců (n=34) – první měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	331,1	225,0	462,5	58,2
Fz 1b	337,9	238,6	477,6	55,6
Fz 2a	346,0	250,0	495,5	56,3
Fz 2b	339,2	227,2	546,0	62,4
FzS 1a	5,8	1,8	16,1	4,0
FzS 1b	6,0	2,3	19,4	3,6
FzS 2a	5,8	1,9	16,5	4,1
FzS 2b	6,1	2,2	20,0	3,7
Sway X 1a	0,087	0,042	0,164	0,034
Sway X 1b	0,087	0,038	0,266	0,047
Sway X 2a	0,088	0,031	0,183	0,036
Sway X 2b	0,092	0,037	0,351	0,060
Sway Y 1a	0,455	0,240	0,747	0,118
Sway Y 1b	0,506	0,259	1,017	0,189
Sway Y 2a	0,447	0,217	0,713	0,144
Sway Y 2b	0,489	0,237	1,199	0,206
Area 1a	0,460	0,211	1,371	0,283
Area 1b	0,512	0,176	1,880	0,324
Area 2a	0,408	0,141	0,990	0,218
Area 2b	0,481	0,170	1,802	0,358
vX 1a	0,160	0,093	0,232	0,038
vX 1b	0,157	0,071	0,216	0,035
vX 2a	0,130	0,068	0,209	0,032
vX 2b	0,133	0,054	0,196	0,033
vY 1a	0,255	0,164	0,441	0,061
vY 1b	0,253	0,163	0,400	0,053
vY 2a	0,226	0,109	0,473	0,065
vY 2b	0,234	0,147	0,484	0,064
V 1a	0,331	0,209	0,543	0,075
V 1b	0,327	0,191	0,477	0,065
V 2a	0,286	0,142	0,553	0,074
V 2b	0,295	0,176	0,558	0,073

Tabulka 14 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 5 (extenze krční páteře) u necvičících jedinců (n=14) – první měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	321,7	232,7	493,1	72,0
Fz 1b	318,4	228,5	484,3	73,1
Fz 2a	311,8	221,6	389,7	50,4
Fz 2b	316,8	237,0	370,8	48,8
FzS 1a	4,8	1,3	10,8	2,7
FzS 1b	4,6	1,8	7,6	1,8
FzS 2a	4,8	1,4	10,6	2,6
FzS 2b	4,6	1,8	7,5	1,8
Sway X 1a	0,099	0,060	0,213	0,044
Sway X 1b	0,089	0,043	0,208	0,047
Sway X 2a	0,101	0,041	0,191	0,051
Sway X 2b	0,112	0,044	0,261	0,068
Sway Y 1a	0,458	0,205	0,751	0,184
Sway Y 1b	0,425	0,224	0,916	0,190
Sway Y 2a	0,473	0,183	0,941	0,207
Sway Y 2b	0,480	0,211	1,005	0,204
Area 1a	0,487	0,197	0,861	0,237
Area 1b	0,436	0,139	0,959	0,245
Area 2a	0,433	0,185	0,995	0,230
Area 2b	0,534	0,136	1,578	0,377
vX 1a	0,174	0,090	0,248	0,045
vX 1b	0,164	0,081	0,265	0,048
vX 2a	0,152	0,090	0,205	0,032
vX 2b	0,143	0,095	0,197	0,035
vY 1a	0,267	0,143	0,342	0,054
vY 1b	0,256	0,147	0,357	0,068
vY 2a	0,247	0,174	0,304	0,038
vY 2b	0,242	0,142	0,344	0,065
V 1a	0,351	0,185	0,459	0,072
V 1b	0,334	0,183	0,468	0,090
V 2a	0,319	0,228	0,393	0,044
V 2b	0,308	0,199	0,431	0,077

Tabulka 15 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 5 (extenze krční páteře) u cvičících jedinců (n=34) – druhé měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	330,2	211,9	435,0	51,4
Fz 1b	331,1	238,2	464,1	50,7
Fz 2a	345,7	260,2	502,2	58,9
Fz 2b	344,7	261,5	492,9	59,9
FzS 1a	3,1	1,0	8,2	1,7
FzS 1b	3,5	1,2	11,6	2,4
FzS 2a	3,1	1,1	8,2	1,7
FzS 2b	3,5	1,3	11,5	2,4
Sway X 1a	0,098	0,017	0,243	0,050
Sway X 1b	0,093	0,024	0,286	0,065
Sway X 2a	0,082	0,021	0,226	0,042
Sway X 2b	0,092	0,039	0,257	0,056
Sway Y 1a	0,475	0,239	0,860	0,169
Sway Y 1b	0,502	0,209	0,897	0,185
Sway Y 2a	0,439	0,228	1,229	0,194
Sway Y 2b	0,499	0,215	0,976	0,197
Area 1a	0,359	0,001	0,854	0,193
Area 1b	0,332	0,002	0,917	0,192
Area 2a	0,329	0,001	2,156	0,365
Area 2b	0,339	0,001	1,196	0,267
vX 1a	0,097	0,031	0,201	0,041
vX 1b	0,087	0,024	0,222	0,042
vX 2a	0,080	0,021	0,217	0,043
vX 2b	0,071	0,025	0,179	0,038
vY 1a	0,183	0,069	0,364	0,065
vY 1b	0,176	0,062	0,500	0,082
vY 2a	0,164	0,069	0,476	0,083
vY 2b	0,162	0,061	0,561	0,099
V 1a	0,226	0,081	0,403	0,078
V 1b	0,213	0,072	0,587	0,097
V 2a	0,200	0,075	0,486	0,092
V 2b	0,192	0,073	0,619	0,107

Tabulka 16 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 5 (extenze krční páteře) u necvičících jedinců (n=14) – druhé měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	314,3	238,5	437,4	63,1
Fz 1b	317,9	245,1	455,8	64,7
Fz 2a	322,2	237,5	419,6	59,5
Fz 2b	318,6	235,1	406,0	58,7
FzS 1a	2,2	1,5	3,2	0,4
FzS 1b	2,9	1,4	4,7	1,1
FzS 2a	2,3	1,6	3,3	0,4
FzS 2b	2,9	1,4	4,7	1,1
Sway X 1a	0,078	0,033	0,123	0,029
Sway X 1b	0,081	0,039	0,142	0,030
Sway X 2a	0,081	0,039	0,133	0,028
Sway X 2b	0,088	0,044	0,142	0,030
Sway Y 1a	0,373	0,153	0,645	0,119
Sway Y 1b	0,424	0,242	0,800	0,163
Sway Y 2a	0,385	0,238	0,862	0,157
Sway Y 2b	0,401	0,189	0,725	0,156
Area 1a	0,326	0,164	0,823	0,218
Area 1b	0,282	0,103	0,538	0,133
Area 2a	0,302	0,111	0,947	0,206
Area 2b	0,316	0,158	0,546	0,146
vX 1a	0,115	0,046	0,238	0,064
vX 1b	0,100	0,039	0,187	0,045
vX 2a	0,102	0,034	0,223	0,057
vX 2b	0,083	0,023	0,155	0,042
vY 1a	0,215	0,127	0,499	0,102
vY 1b	0,181	0,087	0,279	0,055
vY 2a	0,205	0,095	0,468	0,108
vY 2b	0,165	0,084	0,276	0,063
V 1a	0,266	0,149	0,598	0,128
V 1b	0,227	0,110	0,369	0,071
V 2a	0,250	0,133	0,539	0,128
V 2b	0,203	0,115	0,314	0,071

Tabulka 17 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 6 (molitan) u cvičících jedinců (n=34) – první měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	334,5	213,8	464,4	58,2
Fz 1b	335,6	231,5	488,6	55,0
Fz 2a	342,1	261,3	516,2	57,8
Fz 2b	341,6	237,5	534,2	64,8
FzS 1a	6,4	2,6	17,3	3,5
FzS 1b	7,0	2,2	15,4	3,4
FzS 2a	6,4	2,5	17,3	3,5
FzS 2b	7,1	2,3	15,5	3,4
Sway X 1a	0,093	0,039	0,223	0,038
Sway X 1b	0,086	0,045	0,280	0,042
Sway X 2a	0,081	0,035	0,151	0,034
Sway X 2b	0,100	0,032	0,265	0,064
Sway Y 1a	0,517	0,213	1,354	0,214
Sway Y 1b	0,582	0,195	1,735	0,299
Sway Y 2a	0,460	0,222	0,796	0,157
Sway Y 2b	0,533	0,211	1,241	0,220
Area 1a	0,635	0,197	2,502	0,432
Area 1b	0,647	0,178	2,040	0,419
Area 2a	0,485	0,103	1,320	0,284
Area 2b	0,570	0,185	1,807	0,406
vX 1a	0,172	0,075	0,344	0,058
vX 1b	0,160	0,090	0,244	0,038
vX 2a	0,136	0,057	0,236	0,037
vX 2b	0,134	0,072	0,205	0,031
vY 1a	0,263	0,150	0,548	0,092
vY 1b	0,250	0,147	0,370	0,054
vY 2a	0,231	0,138	0,437	0,075
vY 2b	0,233	0,136	0,385	0,058
V 1a	0,346	0,195	0,710	0,117
V 1b	0,327	0,199	0,477	0,069
V 2a	0,293	0,172	0,539	0,087
V 2b	0,294	0,191	0,478	0,067

Tabulka 18 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 6 (molitan) u necvičících jedinců (n=14) – první měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	324,0	235,0	490,7	68,6
Fz 1b	317,3	228,0	459,2	67,6
Fz 2a	309,5	233,2	401,2	49,3
Fz 2b	316,6	244,9	390,4	48,5
FzS 1a	6,5	3,2	11,0	2,1
FzS 1b	7,4	3,4	19,8	4,7
FzS 2a	6,6	3,3	11,1	2,1
FzS 2b	7,4	3,3	20,1	4,8
Sway X 1a	0,075	0,046	0,128	0,027
Sway X 1b	0,070	0,038	0,156	0,031
Sway X 2a	0,080	0,042	0,220	0,048
Sway X 2b	0,104	0,036	0,369	0,086
Sway Y 1a	0,523	0,164	0,853	0,179
Sway Y 1b	0,514	0,281	1,160	0,272
Sway Y 2a	0,480	0,214	0,908	0,198
Sway Y 2b	0,543	0,300	1,174	0,279
Area 1a	0,575	0,145	1,698	0,392
Area 1b	0,510	0,187	1,061	0,277
Area 2a	0,536	0,144	1,504	0,426
Area 2b	0,532	0,223	1,000	0,278
vX 1a	0,157	0,081	0,233	0,039
vX 1b	0,162	0,108	0,226	0,044
vX 2a	0,140	0,084	0,201	0,030
vX 2b	0,133	0,087	0,198	0,034
vY 1a	0,241	0,132	0,349	0,057
vY 1b	0,258	0,175	0,346	0,061
vY 2a	0,224	0,124	0,291	0,049
vY 2b	0,238	0,150	0,314	0,047
V 1a	0,316	0,178	0,436	0,073
V 1b	0,334	0,228	0,455	0,082
V 2a	0,291	0,166	0,374	0,059
V 2b	0,298	0,200	0,397	0,061

Tabulka 19 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 6 (molitan) u cvičících jedinců (n=34) – druhé měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	333,4	222,3	452,1	51,7
Fz 1b	333,6	239,2	462,3	52,4
Fz 2a	342,2	257,6	485,2	58,1
Fz 2b	342,0	243,7	480,2	59,8
FzS 1a	3,7	1,2	15,8	2,8
FzS 1b	4,2	1,7	9,8	2,0
FzS 2a	3,7	1,1	15,6	2,8
FzS 2b	4,1	1,6	9,8	2,0
Sway X 1a	0,089	0,026	0,393	0,073
Sway X 1b	0,077	0,020	0,252	0,042
Sway X 2a	0,066	0,014	0,154	0,034
Sway X 2b	0,077	0,012	0,335	0,057
Sway Y 1a	0,468	0,224	0,896	0,175
Sway Y 1b	0,476	0,199	1,123	0,215
Sway Y 2a	0,462	0,143	0,961	0,189
Sway Y 2b	0,485	0,247	1,127	0,200
Area 1a	0,311	0,003	0,898	0,215
Area 1b	0,338	0,003	0,945	0,229
Area 2a	0,272	0,002	0,770	0,193
Area 2b	0,293	0,002	1,227	0,217
vX 1a	0,085	0,026	0,203	0,040
vX 1b	0,086	0,030	0,203	0,045
vX 2a	0,066	0,022	0,147	0,032
vX 2b	0,070	0,024	0,177	0,041
vY 1a	0,165	0,072	0,327	0,062
vY 1b	0,159	0,050	0,385	0,081
vY 2a	0,153	0,055	0,297	0,064
vY 2b	0,149	0,062	0,395	0,081
V 1a	0,201	0,085	0,405	0,077
V 1b	0,198	0,064	0,472	0,098
V 2a	0,180	0,064	0,360	0,071
V 2b	0,179	0,072	0,465	0,094

Tabulka 20 Základní statistické charakteristiky parametrů posturální stability bipedálního stoje 6 (molitan) u necvičících jedinců (n=14) – druhé měření

<i>Parametry</i>	<i>Průměr</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>SD</i>
Fz 1a	319,7	228,0	456,9	61,2
Fz 1b	322,0	231,7	449,7	61,4
Fz 2a	316,5	245,1	430,0	60,4
Fz 2b	314,4	246,0	412,2	61,4
FzS 1a	3,2	1,5	5,7	1,3
FzS 1b	4,0	1,2	9,2	2,2
FzS 2a	3,2	1,5	5,7	1,3
FzS 2b	4,0	1,3	9,2	2,1
Sway X 1a	0,067	0,029	0,153	0,035
Sway X 1b	0,068	0,035	0,151	0,032
Sway X 2a	0,078	0,019	0,157	0,050
Sway X 2b	0,104	0,052	0,193	0,050
Sway Y 1a	0,397	0,139	0,921	0,184
Sway Y 1b	0,586	0,253	1,431	0,293
Sway Y 2a	0,415	0,178	0,847	0,196
Sway Y 2b	0,611	0,304	1,001	0,250
Area 1a	0,256	0,076	0,509	0,127
Area 1b	0,448	0,166	0,840	0,188
Area 2a	0,285	0,051	0,800	0,216
Area 2b	0,508	0,076	1,454	0,361
vX 1a	0,085	0,018	0,152	0,032
vX 1b	0,095	0,036	0,201	0,045
vX 2a	0,070	0,032	0,111	0,024
vX 2b	0,086	0,033	0,224	0,048
vY 1a	0,166	0,096	0,396	0,083
vY 1b	0,182	0,105	0,320	0,060
vY 2a	0,163	0,088	0,345	0,071
vY 2b	0,181	0,110	0,382	0,073
V 1a	0,204	0,104	0,452	0,089
V 1b	0,225	0,124	0,414	0,078
V 2a	0,192	0,113	0,367	0,072
V 2b	0,217	0,127	0,484	0,092