

1 ÚVOD

Kolenní kloub je největší a nejsložitější kloub lidského těla. Jsou na něho kladeny vysoké funkční nároky. Koleno je zatěžováno mnohonásobně vyšší vahou, než je tělesná hmotnost. Jeho správná funkce není možná bez zajištění jeho stability.

Poranění měkkých struktur kolenního kloubu jsou častá, jejich terapie je komplikovaná a často recidivují. Poranění ligament kolenního kloubu patří mezi nejčastější zranění při sportu a rekreačních aktivitách. Poranění kolenního kloubu může vést ke změnám nebo až ztrátám aferentních podnětů z kloubních struktur. Propriocepce má velký vliv na průběh a řízení pohybu. Pokles proprioceptivní signalizace tak má negativní vliv na reflexní svalovou činnost kolenního kloubu.

Jako prevence těchto zranění a nebo jako součást dynamické stabilizace kolenního kloubu po jeho poranění je vhodné proprioceptivní cvičení. Proprioceptivním cvičením lze dosáhnout dobré svalové koordinace potřebné pro svalovou ochranu kloubů. V současné době patří k nejčastěji používaným metodám proprioceptivní nervosvalová facilitace (PNF) a senzomotorická stimulace.

Proto bylo hlavním cílem této práce vytvořit další alternativu proprioceptivního cvičení a to specifické proprioceptivní stabilizační cvičení s využitím laserpointeru. Toto cvičení si klade za cíl zlepšit stabilitu kolenního kloubu při stoji na jedné dolní končetině.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2. 1 Senzomotorický systém

Senzomotorický systém je podčástí komplexního motorického kontrolního systému těla. Termín *senzomotorický systém* popisuje senzorickou, motorickou a centrální integraci a zpracování součástí spojených v udržování kloubní homeostázy během tělesného pohybu (funkční kloubní stabilita) (Riemann & Lephart, 2002a).

Příjem informací významných pro hybnost, jejich zpracování a integrace v CNS až po výstup projevující se svalovou činností bývá souhrnně nazýván senzomotorika. Informace důležité pro svalovou činnost přicházejí jednak z proprioreceptorů uložených ve svalech, šlachách a kloubech, jednak z exteroceptorů uložených v kůži (Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 2005).

2. 1. 1 Propriocepce

V Sherringtonově popise „proprioceptivního systému“ byla propriocepce popsána jako aferentní informace vycházející z „proprioreceptorů“ umístěných v „proprioceptivním poli“. „Proprioceptivní pole“ bylo definováno jako oblast těla „odstíněná od vnějšího prostředí“ povrchem buněk, které obsahují receptory speciálně adaptované na změny probíhající uvnitř organismu nezávisle na „interoceptivním poli“ (zažívací trakt a vnitřní orgány). Propriocepce popisuje aferentní informace vycházející z vnitřních periferních oblastí těla, které přispívají posturální kontrole a kloubní stabilitě (Riemann & Lephart, 2002a).

U propriocepce je vnímání polohy (polohocit-statestézie) a pohybu končetin (pohybocit-kinestézie) zprostředkováno receptory ve svalech, šlachách a kloubech, částečně i na kůži. Kinestézie je zprostředkována svalovými vřeténky, kloubními receptory a kožními mechanoreceptory, zatímco statestézie svalovými vřeténky a kožními mechanoreceptory (Bednařík, 2004).

Propriocepce jako významná složka senzorické aferentace má velký vliv na průběh a řízení motoriky. Důležitost senzorické aferentace dobře vystihuje pojem „senzomotorika“, kdy pojem sensoria je dáván na první místo, aby zdůraznil význam vstupní senzorické informace na vznik a průběh pohybu. Proprioceptivní aferentace

slouží k průběžnému udržování a stabilizaci výchozí polohy, přispívá k motorickému programování neuromuskulární kontroly požadované zejména pro přesné, koordinované provedení pohybu a významným způsobem se podílí na vzniku reflexní svalové činnosti (Pavlů & Novosádová, 2001).

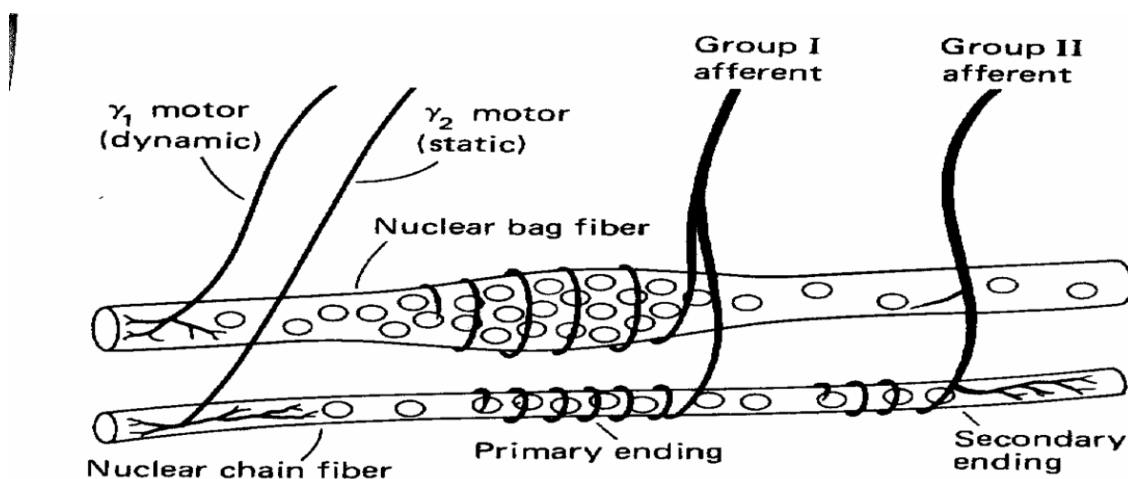
2. 1. 1. 1 Proprioreceptory

2. 1. 1. 1. 1 Svalové vřeténko

Každé svalové vřeténko (Obrázek 1) se skládá z tzv. intrafuzálních vláken, která jsou v počtu 5 až 10 uzavřena ve vazivovém pouzdře. Intrafuzální vlákno je modifikované vlákno kosterního svalu, ale jeho centrální část postrádá kontraktilní aparát. Tento nekontraktilní úsek intrafuzálního vlákna se označuje jako receptorová oblast nebo jaderný vak. Intrafuzální vlákna jsou umístěna paralelně s extrafuzálními vlákny kosterního svalu. Kuželovitě zúžené konce vřetének jsou přitom prostřednictvím vazivových spojů připoutány z boku k pochvám sousedních extrafuzálních vláken. Intrafuzální vlákna jsou dvojího druhu. Označují se „nuclear bag fibers“ a „nuclear chain fibers“. Oba typy se liší morfologicky a dále rychlostí vykazované kontrakce. Typ nuclear bag se vyznačuje hroznovitým seskupením svých buněčných jader v receptorové oblasti. Vlákna typu nuclear chain jsou ve srovnání s předchozími asi o polovinu kratší a tenčí. Jejich buněčná jádra jsou seskupena do axiálně orientovaného řetězce v receptorové oblasti. Zatímco kontrakce prvního typu vláken je pomalá, u druhého typu je velmi rychlá. Koncové části intrafuzálních vláken se mohou díky zachovalému kontraktilnímu aparátu stahovat, a to vlivem podnětů, které k nim přicházejí po axonech γ -motoneuronů (vlákna patřící do skupiny $A\gamma$). Receptorové oblasti intrafuzálních vláken jsou opředeny terminálami axonů sensorických neuronů, jejichž těla leží ve spinálních gangliích (Králíček, 1995).

Signály ze svalových vřetének jsou odváděny do míšního segmentu dvěma typy vláken, které se liší rychlostí vedení a způsobem zakončení. Silná vlákna, s rychlým vedením impulzů (typu Ia) končí v centrální oblasti obou typů svalových vláken vřeténka (nuclear bag fibers i nuclear chain fibers) anulospirálním zakončením. Toto zakončení se také označuje jako primární. Tenká vlákna končí na rozhraní centrální (senzitivní) a periferní (kontraktilní) oblasti keříčkovitým

zakončením. Toto zakončení se také označuje jako sekundární (vlákna typu II). Při natažení svalu se zvyšuje frekvence akčních potenciálů v obou typech vláken. Při zkrácení svalu frekvence akčních potenciálů klesá. Oba typy vláken tedy informují CNS o délce svalu. Při změnách délky svalu se však objevují rozdíly mezi oběma typy vláken. Při natažení svalu je frekvence potenciálů ve vláknech typu Ia mnohem vyšší než ve vláknech typu II. Při zkrácení svalu je frekvence ve vláknech typu Ia nulová, zatímco ve vláknech typu II přetrvává nízká frekvence akčních potenciálů. Změny ve frekvenci akčních potenciálů u vláken typu Ia tedy lépe odrážejí změnu délky svalu a rychlost, s jakou se tato délka mění. Vlákna typu Ia signalizují dynamické změny délky svalu (dynamická senzitivita). Oproti tomu vlákna typu II prakticky postrádají dynamickou senzitivitu a přinášejí informace o statické délce svalu. Oba typy vláken se rovněž liší svou terminační (cílovou) oblastí v míšni šedi (Trojan et al., 2005).



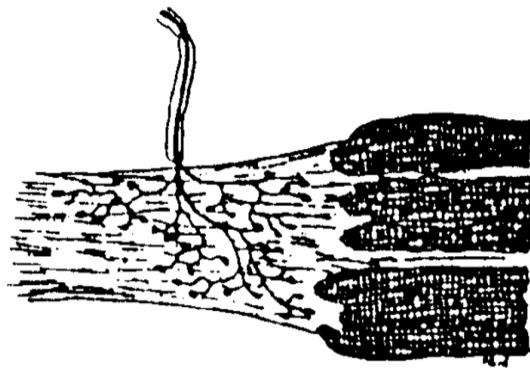
Obrázek 1. Svalové vřetenko (Russek, 1998)

2. 1. 1. 2 Golgiho šlachová tělíska

Golgiho šlachová tělíska (Obrázek 2) jsou lokalizována ve svalové šlaše v těsné blízkosti jejího spojení s masitou částí svalu. Jsou to tenké vřetenovité útvary v sérii napojené na přibližně 15 až 20 extrafuzálních svalových vláken. Každé tělísko se skládá z copánkovitě spletených kolagenních vláken uzavřených v tenkém vazivovém pouzdře. Sensorické vlákno typu A α proniká do tělíska v jeho ekvatoriální rovině a v jeho nitru se větví na velký počet terminál, které opřádají jednotlivá vazivová vlákna. Struktura Golgiho šlachového tělíska a jeho napojení na

extrafuzální vlákna v sérii způsobuje, že se při pasivním natažení svalu nebo jeho aktivní kontrakci kolagenní vlákna receptoru protáhnou a stisknou mezi nimi probíhající nervové terminály. Tento mechanický podnět vede ke vzniku generátorového potenciálu, který při dostatečné intenzitě odpálí salvu akčních potenciálů na aferentním neuritu. Golgiho šlachová tělíska jsou tedy schopná registrovat svalové napětí (Králíček, 1995). Aferentace z Golgiho šlachového tělíska je vedena vlákny typu Ib (Trojan et al., 2005).

Citlivost Golgiho šlachových tělísek je rozdílná za podmínek, kdy je receptor drážděn pasivním napínáním svalu a za situace, kdy je stimulován aktivní svalovou kontrakcí. Při pasivním napínání svalu není stupeň podráždění šlachových tělísek velký. To má za následek, že mírnější svalové protažení vyvolá nejprve myotatický reflex a teprve intenzivnější napnutí generuje obrácený napínací reflex. To vedlo k původní představě, že Golgiho šlachová tělíska fungují jako ochranný mechanismus zabraňující ruptuře svalu při nadměrném vzrůstu mechanického napětí. Nověji se však ukázalo, že Golgiho šlachové orgány naopak vykazují vysokou citlivost při aktivní svalové kontrakci. Golgiho šlachová tělíska tedy pravděpodobně fungují jako senzor ve zpětnovazebném regulačním obvodu, který kontroluje mechanické napětí svalu. Pokud při aktivní činnosti svalu vzroste jeho mechanické napětí nad mez požadovanou ze supraspinálních center, dojde činností tohoto systému k útlumu vzruchové aktivity α -motoneuronů tohoto svalu a tím k poklesu jeho napětí na požadovanou mez. Pokles svalového napětí má efekt opačný (Králíček, 1995).



Obrázek 2. Golgiho šlachové tělísko (Russek, 1998)

Prostřednictvím svalových vřetének a Golgiho šlachových tělísek jsou nadřazené oblasti CNS dokonale informovány o momentálním stavu jednotlivých svalů. Tok informací ze svalů je trvalý, protože svalové vřeténko a Golgiho šlachové tělísko patří k těm receptorům, které se prakticky neadaptují na působení konstantního podnětu. Receptory Golgiho šlachového tělíska podávají informaci o změně svalového napětí. Receptory svalového vřeténka zakódovávají stupeň, směr a rychlost této změny (Petřek, 1991).

2. 1. 1. 1. 3 Kloubní receptory

Ve fibrózních částech kloubního pouzdra se vyskytují bohatě se větvící nervová zakončení podobná Ruffiniho tělískům v kůži. V periostu v blízkosti úponu vazů, v pojivové tkáni kolem kloubu a ve vnitřních a vnějších kloubních vazech se setkáme s modifikovanými Vater-Paciniho tělísky, popř. s receptory, které se podobají Golgiho šlachovým tělískům. Četná jsou také nervová rozvětvení jemných nemyelinizovaných nervových vláken (Petřek, 1991).

Většina pomalu se adaptujících kloubních receptorů generuje vzruchovou aktivitu jen při extrémní flexi a extenzi v kloubu, zatímco v mezipolohách kloubní receptory neodpovídají, nebo je jejich vzruchová aktivita minimální. Informace z kloubních receptorů tedy nehrají rozhodující roli při uvědomování si vzájemné polohy jednotlivých tělních segmentů (statestézie) a při uvědomování si směru, rychlosti a rozsahu pohybu v kloubu (kinestézie). Statestézie a kinestézie tedy není výsledkem aktivity kloubních, ale především svalových a částečně také kožních receptorů. Vzruchy z kloubních receptorů jen mění úroveň dráždivosti centrálních struktur, které ovlivňují aktivitu svalových receptorů (Petřek, 1991).

Kloubní proprioreceptory reagují na mechanické deformace kloubního pouzdra a ligament. Kloubní receptory obsahují rychle se adaptující Paciniho tělíska, pomalu se adaptující Ruffiniho zakončení, receptory v ligamentech a volná nervová zakončení. Ruffiniho zakončení jsou aktivována při extrémních pohybech v kloubu a odpovídají více na pasivní pohyb. Paciniho tělíska odpovídají na mechanický stimul během pohybu, ale ne když je kloub držen v konstantní pozici. Receptory v ligamentech jsou strukturálně a funkčně podobné Golgiho šlachovým tělískům a odpovídají na napětí. Volná nervová zakončení odpovídají na extrémní mechanickou deformaci a zánět. Kloubní receptory jsou aktivovány zejména na

konci rozsahu pohybu, ale mohou mít větší vliv na propriocepci prostřednictvím interneuronálního spojení s γ -motoneurony, tudíž ovlivňují senzitivitu svalového vřeténka (Schaffer & Harrison, 2007).

2. 1. 1. 2 Gama systém

Protažení centrální části svalových vřetének, kde jsou umístěna senzitivní nervová zakončení, může být způsobeno nejen natažením celého svalu, ale i kontrakcí intrafuzálních vláken, inervovaných vláknem typu $A\gamma$ z tzv. γ -motoneuronů předních rohů míšních. Úroveň dráždivosti svalových vřetének je tedy řízena napětím intrafuzálních svalových vláken. Tato regulace je závislá na stupni natažení svalu a má charakter autoregulačního zpětnovazebného systému, který řídí dráždivost receptoru v závislosti na intenzitě a kvalitě podnětu. Nazývá se gama systém. Dráždivost svalových vřetének se tak stále přizpůsobuje velmi proměnlivým změnám délky svalu. Svalová vřeténka vykonávají v podstatě funkci komparátoru, který stále porovnává vlastní délku s délkou okolních svalových vláken. Když se sval zkracuje, klesá dráždivost svalových vřetének. Gama systém přitom zajišťuje současné, přiměřené zkrácení intrafuzálních svalových vláken. A tím i zachování dráždivosti svalových vřetének při nové výchozí délce svalu (Trojan et al., 2005).

Vzruchy ze svalového vřeténka (vznikající při jeho protažení) facilitují přímou kolaterálou činnost vlastního α -motoneuronu (agonisty) a kolaterálou přes inhibiční interneuron inhibují antagonistu. Část vláken ze svalových vřetének, která končí na motoneuronech, se podílí na monosynaptických natahovacích reflexech, část, která jde přes interneurony, na polysynaptických reflexech (Ambler, 2002).

Kontrakce svalu může být vyvolána buď přímým podnětem z α -motoneuronů, nebo nepřímo-reflexně, prostřednictvím podnětů z γ -motoneuronů. Účelem této dvojí regulace svalové kontrakce je především zajištění přiměřeného svalového napětí a jeho řízení při různém zatížení svalu. Gama systém se proto uplatňuje významně při posturálních reflexech, při udržování a řízení tonu antigravitačních svalů. Prostřednictvím gama systému se uplatňují vlivy extrakortikální. Gama systém je řízen retikulární formací (především facilitační oblastí), jejímž prostřednictvím se uplatňují také regulační vlivy z mozečku, z bazálních ganglií a z mozkové kůry (Trojan et al., 2005).

2. 1. 1. 3 Dráhy vedoucí propioceptivní informací

Přenos propioceptivních informací do mozkové kůry se uskutečňuje prostřednictvím drah, které jsou rozdílné pro horní a dolní polovinu těla.

Počáteční úsek dráhy pro přenos propiocepce z horních končetin tvoří centrální oddíly axonů pseudounipolárních buněk spinálních ganglií. Neurity po vstupu do míchy obtáčí zadní rohy míšni, pronikají do ipsilaterálních zadních míšních provazců, stoupají jimi vzhůru a synaptickými kontakty končí na buňkách ncl. cuneatus lateralis. Část axonů buněk tohoto jádra směřuje jako tr. cuneocerebellaris do kůry spinálního mozečku. Zbylá část postupuje stejným směrem jako dráha zadních provazců míšních, tj. kříží střední rovinu a přidává se do soustavy vláken lemniscus medialis. S nimi přichází do ncl. ventralis posterolateralis thalami a po přepojení na thalamické neurony trakt pokračuje do somatosenzorické kůry (Králíček, 1995).

Počáteční oddíl dráhy pro přenos propiocepce z dolních končetin tvoří opět centrální úseky axonů pseudounipolárních buněk spinálních ganglií. Na rozdíl od předešlé dráhy se ale neurity po vstupu do míchy stáčí do šedé hmoty ipsilaterálních zadních míšních rohů a končí zde synaptickými spoji na neuronech ncl. Stilling-Clarki (VI. Rexedova zóna). Následující přenos zprostředkovává tr. spinocerebellaris dorzalis et ventralis. Obě dráhy leží v bočních provazcích míšních a jsou tvořeny axony neuronů zmíněného jádra. Po dosažení prodloužené míchy proniká část vláken do kůry spinálního mozečku, zbylá část axonů vstupuje do ncl. „Z“. Po přepojení na neurony tohoto jádra je další průběh cesty shodný s drahou zadních provazců míšních (kontralaterální lemniscus medialis - ncl. ventralis posterolateralis thalami - somatosenzorický kortex) (Králíček, 1995).

Většina propioceptivních informací cestuje do vyšších center CNS prostřednictvím dorzálních laterálních drah nebo spinocerebelárními dráhami. Na rozdíl od vědomého sensorického hodnocení spojeného s dorzálními laterálními trakty, jsou spinocerebelární dráhy odpovědné za „nevědomou propiocepci“ (tj. pozice končetin, kloubní úhly a svalové napětí a délku) užívanou pro reflexní, automatické a volní aktivity. Kromě přenášení periferní aferentní informace, části těchto drah přenášejí eferentní kopii motorického neuronového řízení zpátky do vyšších center CNS (Riemann & Lephart, 2002a).

2. 1. 1. 4 Role propiocepce v motorické kontrole (Riemann & Lephart, 2002b)

Rozhodující pro efektivní motorickou kontrolu je přesná senzorická informace týkající se jak vnějších, tak vnitřních podmínek prostředí těla. Během cíleného chování, jako je zvedání předmětu při chůzi, je nutné zajištění adaptace motorických programů pro chůzi na změny působící jak ve vnějším prostředí (nerovný terén), tak ve vnitřním prostředí (změny COM kvůli dalšímu zatížení). Tato zajištění jsou stimulována senzorickými spouštěči působícími v obou způsobech, zpětné kontrole (mechanoreceptorová detekce změněného podpurného povrchu) a dopředné kontrole (anticipace změn COM na základě předchozí zkušenosti). Ačkoli některé aferentní informace (somatosenzorické, vizuální, vestibulární) mohou být nadbytečné, vždy mají svou specifickou roli a nemusí být plně kompenzovatelné jiným senzorickým zdrojem. Proprioceptivní informace hraje integrální roli ve schopnosti modifikovat vrozené modely používané s dopřednou kontrolou, která je pouze částečně kompenzovatelná vizuální informací.

Role propioceptivní informace v motorické kontrole může být rozdělena do 2 kategorií. První kategorie zahrnuje roli propiocepce vzhledem k vnějšímu prostředí. Motorické programy se často musí přizpůsobovat nečekaným změnám ve vnějším prostředí. Ačkoli je zdroj této informace převážně spojen s vizuálním vstupem, je mnoho situací, ve kterých je propioceptivní vstup nejrychlejší nebo nejpresnější či obojí. Během plánování pohybu jsou vizuální představy použity k vytvoření modelu prostředí, ve kterém bude pohyb probíhat. Propriocepce je nezbytná k obnovení dopředných příkazů získaných z vizuální představy během provádění pohybu.

Druhou kategorií role propioceptivní informace v motorické kontrole je plánování a modifikace vnitřně generovaných motorických příkazů. Před a během motorického příkazu, motorický kontrolní systém musí posoudit aktuální a měnící se pozice kloubů zapojených v komplexních mechanických interakcích v částech muskuloskeletárního systému. Propriocepce nejlépe zajišťuje motorickému kontrolnímu systému potřebný segmentální pohyb a informace o pozici. Úkol určit, jak moc velké napětí je zapotřebí ve svalu pro pohyb, je důležitý zvláště, když pohyb probíhá v několika kloubech. Systém motorické kontroly musí posoudit rozmanité pohyby působící jako přímé funkce svalové aktivity nebo nepřímo z intersegmentální

dynamiky (pohyb jednoho kloubu vyvolává pohyb druhého). Propriocepce poskytuje mnoho informací potřebných k řešení všech těchto pohybových problémů.

2. 1. 1. 5 Role propriocepce v senzomotorické kontrole funkční kloubní stability (Riemann & Lephart, 2002b)

Motorická kontrola i pro jednoduché úkoly je plastický proces, který podstupuje neustálé přezkoumávání a modifikaci založenou na integraci a analýze sensorického vstupu, eferentních motorických příkazů a výsledných pohybů. Proprioceptivní informace vycházející z kloubních a svalových receptorů hraje základní roli v tomto procesu. Zásadní pro provedení všech motorických úkolů jsou specifická dění, která jsou zaměřena na přípravu, udržení a obnovu stability jak celého těla (posturální stabilita), tak segmentů (kloubní stabilita). Co se týká kloubní stability, tyto akce představují neuromuskulární kontrolu. Proprioceptivní informace je nezbytná pro udržení obou typů stability.

2. 1. 2 Stupně motorické kontroly

Motorické součásti senzomotorického systému, které se podílí na udržování dynamické kloubní stability jsou synonymní s oblastmi řídicími celotělovou motorickou kontrolou. Tyto součásti se skládají z centrální osy a 2 přidružených oblastí. Centrální osa odpovídá 3 stupňům motorické kontroly - mícha, mozkový kmen a mozkový kortex, zatímco 2 přidružené oblasti - mozeček a bazální ganglia, jsou odpovědné za modulaci a regulaci motorických příkazů. Sensorická informace tvoří základ plánování všech motorických výstupů a je vedena do všech 3 stupňů motorické kontroly. Aktivace motoneuronů může nastat v přímé odpovědi na periferní sensorický vstup (reflexy) nebo z descendentních příkazů zahájených z mozkového kmene nebo mozkového kortexu nebo obojí. Oblasti centrální osy jsou uspořádány hierarchickým i paralelním způsobem. Hierarchické uspořádání dovoluje nižším motorickým oblastem automaticky kontrolovat detaily běžných motorických aktivit, zatímco vyšší centra se mohou věnovat řízení přesnějších a obratnějších motorických aktivit. Prostřednictvím paralelního uspořádání může každé motorické kontrolní centrum vydat přímo samostatné pomocné descendentní motorické příkazy přímo na motoneurony (Riemann & Lephart, 2002a).

Integrace sensorických vstupů přijatých ze všech částí těla začíná na spinální úrovni. Aferentní integrace je nezbytnou součástí koordinované, plynulé motorické kontroly a vyskytuje se v průběhu všech stupňů CNS (Riemann & Lephart, 2002a).

2. 1. 2. 1 Spinální úroveň

Z míchy vychází přímé motorické odpovědi na periferní sensorické informace (reflexy) a základní vzory motorické koordinace (rytmické a centrální generátory vzorců). Velmi málo aferentních vstupů a několik descendentních příkazů synaptuje přímo na motoneurony. Namísto toho většina vstupů končí na interneuronech (Riemann & Lephart, 2002a). Interneurony představují významnou integrační oblast míchy. Jsou snadno excitabilní a některé mají i spontánní aktivitu. Facilitují nebo tlumí základní aktivitu, jsou excitační a inhibiční (Ambler, 2002).

Senzomotorická integrace na míšní úrovni je reprezentována jednoduchými míšními reflexy. Pouze část proprioceptivních impulzů dosahuje jakési „úrovně vědomí“, tzn. že jsou vedeny až do kortexu. Část impulzů je kolaterálami vedena do zpětnovazebných nebo „servo“ okruhů a slouží právě v senzomotorické integraci na míšní úrovni. Nejjednodušší strukturou v této integraci je monosynaptický reflexní oblouk. Impulzy z intrafuzálních vláken svalového vřetenka jsou vedeny tlustými, myelinizovanými aferentními vlákny třídy Ia do zadních rohů míšních. Část vláken přichází do přímého kontaktu s α -motoneurony předních rohů míšních. Axony α -motoneuronů opouštějí míchu v předním rohu míšním a dostávají se periferním nervem k extrafuzálním vláknům téhož svalu. Nejdůležitější strukturou v tomto integračním reflexním oblouku jsou svalová vřetenka, receptory sloužící k udržování konstantní délky svalu. To je taková délka, která umožňuje vykonat kontrakci s co nejmenšími energetickými nároky, v podstatě zkrátit periodu izometrické kontrakce na minimum (Kaňovský, Bareš, & Dufek, 2004).

2. 1. 2. 2 Mozkový kmen

Navzdory tomu, že je z fylogenetického hlediska nejprimitivnější částí mozku, obsahuje mozkový kmen hlavní okruhy, které řídí posturální rovnováhu a mnoho automatických a stereotypních pohybů těla. Kromě toho, že jsou pod přímým kortikálním řízením a poskytují vedlejší přenosovou stanici z kortexu do

míchy, oblasti mozkového kmene přímo regulují a modelují motorické aktivity na základě integrace sensorických informací z vizuálních, vestibulárních a somatosenzorických zdrojů (Riemann & Lephart, 2002a).

2. 1. 2. 3 Retikulární formace

Retikulární formace řídí mnoho funkcí somatických a autonomních a vzájemně je koordinuje. Je nezbytně nutná pro vědomou činnost člověka i pro regulaci řady dějů subjektivně neuvědomovaných. Retikulární formace se účastní řízení propioceptivních reflexů, postojových reakcí, vzpřimovacích reflexů a úmyslných pohybů. Řídí přitom vztahy mezi podrážděním a útlumem, mezi činnostmi synergistů a antagonistů, mezi flexory a extenzory, mezi reflexy propioceptivními a exteroceptivními. Integruje informace z proprioceptorů, z exteroceptorů, ze statokinetického čidla, z mozečku a z mozkových motorických jader, z hypothalamu i z mozkové kůry (Trojan, Druga, & Pfeiffer, 1990).

2. 1. 2. 4 Mozkový kortex

Motorický kortex je odpovědný za iniciaci a řízení komplexnějších a jednotlivých volních pohybů. Je rozdělen do 3 specializovaných a somatotopicky organizovaných oblastí, z nichž každá přímo i nepřímo (přes mozkový kmen) působí na interneurony a motoneurony v míše (Riemann & Lephart, 2002a).

Za plánování a iniciaci komplexních pohybů nutných k dosažení cíle, resp. za změnu sekvence pohybu při změně podmínek nebo cíle zodpovídá frontální lalok (Kaňovský et al., 2004).

- primární motorický kortex

Somatomotorický a somatosenzorický kortex se do určité míry prolínají, ale pro zjednodušení se oblast Brodmannovy arei 4 nazývá motorický kortex, tj. kortex, jehož velké pyramidové neurony v 5. vrstvě generují všechny volní pohyby (Kaňovský et al., 2004).

Primární motorická korová oblast (M I) je uložena na povrchu gyrus praecentralis a zasahuje na přední stranu sulcus centralis. Kryje se s Brodmannovou areou 4, pro kterou je charakteristická přítomnost velkých pyramidových neuronů

(Becovy buňky). Je somatotopicky organizována (motorický homunkulus) (Obrázek 3). Svalové skupiny vykonávající jemné pohyby (ruka, prsty, jazyk, hlasivky) zauímají mnohem větší korové okrsky než svaly trupu nebo svaly dolní končetiny. Asociační korové projekce vystupují ze sousedních motorických oblastí (premotorická oblast, doplňková oblast) a ze somatosenzorické oblasti. Korové spoje mají reciproční charakter. Přední část M I je spíše pod vlivem proprioceptivních signálů cestou area 2, zatímco zadní část je více ovlivňována z kožních receptorů cestou area 3b a 1 (Trojan et al., 2005).



Obrázek 3. Motorický homunkulus

(http://www.nipissingu.ca/faculty/danam/Psyc2906/Powerpoint%20Pres/Test1/somatosensory_06.pdf)

- premotorický kortex

Za primární premotorický kortex (PM) se označuje kortex frontálního laloku (Brodmannova area 6a, 6b a 8), zepředu sousedící s primárním motorickým kortexem. Jde o strukturálně identický kortex jako v arei 4, s výjimkou velkých pyramidových buněk, které zde zcela chybí (Kaňovský et al., 2004).

Premotorická korová oblast je uložena před primární motorickou oblastí a odpovídá části area 6 uložené na konvexitě hemisféry. Pohyby vyvolané z této oblasti jsou ve srovnání s M I hrubší a mají často komplexní synergistický charakter. V PM bylo prokázáno mnoho neuronů, jejichž aktivita se mění v závislosti na zrakových podnětech a v souvislosti s přípravou motorické odpovědi. Soudí se, že PM má význam pro kontrolu pohybů řízených zrakem (Trojan et al., 2005).

- doplňková korová motorická oblast (supplementary motor area, SMA, M II)

Jde o motorickou korovou oblast, která je uložena v části area 6, zasahující na mediální plochu hemisféry. Oblast je somatotopicky organizována, ale tato organizace není tak přesně vyjádřena jako u M I a jednotlivé okrsky se více překrývají. SMA je korovou motorickou oblastí, která se podílí na programování pohybů a v hierarchii motorických oblastí je pravděpodobně předřazena primární motorické oblasti. Pro SMA se proto někdy užívá označení „supermotorická area“. Soudí se, že premotorická a doplňková motorická oblast mají odlišnou úlohu při přípravě a sensorickém vedení pohybu. Aspekty pohybu závislé na vnitřním stavu organismu jsou řízeny spíše z SMA. Pohybová aktivita závislejší na změnách mimo organismus je řízena spíše z premotorické oblasti (Trojan et al., 2005).

2. 1. 2. 5 Mozeček

Funkce mozečku je skutečně tím, co lze nazvat výsočnou senzomotorickou integrací. Mozeček působí především jako koordinační centrum pro udržování rovnováhy, vzpřímeného stoje a fyziologického svalového tonu. Stejně tak umožňuje ostatním součástem motorického systému provedení jemných a vysoce koordinovaných (většinou komplexních) pohybů. Každá z jeho součástí (z morfologicko-funkčního hlediska) má přitom určitou funkční specializaci (Kaňovský et al., 2004).

- vestibulární mozeček (archicerebellum)

Vestibulární mozeček je nutný k udržování vzpřímené polohy těla. Integruje informace ze statokinetického čidla se signály z proprioreceptorů a z mozkové kůry. Společně s retikulárním systémem zajišťuje vzpřimovací reflexy. Vestibulární mozeček aktivuje sestupný facilitační systém retikulární formace (Trojan et al., 1990).

- spinální mozeček (paleocerebellum)

Spinální mozeček analyzuje především informace z proprioreceptorů, tj. pohyby svalů a svalový tonus, proto má úzký vztah k řízení svalového napětí. Řídí rovnováhu mezi podrážděním a útlumem na úrovni proprioreceptivních reflexů. Působí

na ně tlumivě, zejména na antigravitační svaly. Spinální mozeček aktivuje inhibiční sestupný systém retikulární formace. Tento vliv je jednostranný (Trojan et al., 1990).

- cerebrální mozeček (neocerebellum)

Cerebrální mozeček je spjat se zpětnými vazbami s mozkovou kůrou, a to s jejími motorickými oblastmi. Výstupní informace z motorických oblastí je v mozečku integrována s informacemi ze statokinetického čidla, tj. o poloze hlavy v prostoru, a z proprioreceptorů, tj. o poloze trupu a končetin. Na základě všech těchto informací je zpětně ovlivňována výstupní korová informace. Korová informace je tedy ustavičně a v průběhu každého úmyslného pohybu rychle a přesně korigována podle současného stavu napětí a kontrakcí všech jednotlivých svalů. Vliv této zpětné vazby na mozkovou kůru je jak facilitační, tak i tlumivý (Trojan et al., 1990).

Mozeček má tedy vztah ke všem třem základním somatickým funkcím: k řízení svalového tonu, k postojovým reflexům a k úmyslným pohybům. Upravující činnost mozečku má základní význam pro plynulé, cílené a přiměřené vykonávání každého úmyslného pohybu. Je nezbytná pro přesné určení směru pohybu, jeho délky a trvání i pro řízení jeho intenzity, tj. síly, s jakou je vykonáván. Mozeček se také významně účastní při řízení činnosti retikulární formace a při řízení gama systému. Jejich prostřednictvím tlumí pohybové oscilace (Trojan et al., 1990).

Mozeček si lze představit jako počítač, který má za cíl optimalizovat svalovou činnost tak, aby byla maximálně úsporná při plném zachování funkce (Rektor, 2004).

Mozeček umožňuje hladké, koordinované, správně načasované a přesné provedení všech volných a automatických pohybů a předpokládá se podobná role i v genezi pohybů mimovolních. Toto fungování je zajištěno velmi rychlou cestou aferentních informací do mozečku (vlákna Ib, II) a rychlým zpracováním této informace v mozečkovém kortexu. Jde o senzomotorickou integraci na nižší, stále ještě nevědomé úrovni (Kaňovský et al., 2004).

2. 1. 2. 6 Bazální ganglia

Senzomotorická integrace na podkorové úrovni je realizována prostřednictvím bazálních ganglií a jejich zpětnovazebných okruhů (Kaňovský et al., 2004).

Bazální ganglia se skládají ze subkortikálních jader, která jsou uložena hluboko v mozkových hemisférách. Na rozdíl od mozečku, který má vstupní a výstupní spojení se všemi 3 stupni motorické kontroly, je jedinou součástí centrální osy mající vstupní a výstupní spojení (přes thalamus) s bazálními ganglii mozkový kortex. Další odlišnost od mozečku je, že bazální ganglia přijímají vstupní informace z veškerého motorického kortexu, ne pouze z oblastí souvisejících se senzoryckou a motorickou funkcí (Riemann & Lephart, 2002a).

Obecným rysem činnosti bazálních ganglií je jejich tlumivý vliv na motoriku. Aktivitu motorických center upravují buď tak, že působí přímo na činnost neuronů mozkové kůry, nebo tlumí korovou výstupní informaci v nižších etážích CNS, tj. v oblasti retikulární formace a míšních reflexů. V obou případech tedy upravují výstupní informaci z primární motorické oblasti, a to z velké míry dříve, než dospěje k α -moneuronům předních rohů míšních, tj. ke konečné společné dráze (Trojan et al., 1990).

Bazální ganglia se společně s cerebrálním mozečkem a mozkovou kůrou podílejí na plánování a programování cílených úmyslných pohybů (Králíček, 1995).

Ačkoli mozeček a bazální ganglia nemohou nezávisle iniciovat motorickou aktivitu, jsou nezbytné pro provedení koordinované motorické kontroly (Riemann & Lephart, 2002a).

2. 2 Měkké struktury kolenního kloubu

2. 2. 1 Anatomie

2. 2. 1. 1 Menisky

Menisky se skládají z vazivové tkáně, tvořené zejména kolagenními vlákny a dále proteoglykany, která má při bázi charakter hustého vaziva, v centrální části pak přechází ve vazivovou chrupavku. Kolagenní vlákna jsou orientována ve třech směrech. Tak je zajištěna vzájemná vazba všech vláken a tím i odolnost menisku proti silám, které na něj působí. Úkolem menisků je rovnoměrně distribuovat tlakové síly, působit jako tlumič, roztírat synoviální tekutinu, napínat kloubní pouzdro a bránit jeho uskřinutí. Velmi významná je i funkce stabilizační, což platí zejména při poranění předního zkříženého vazů (Bartoniček & Heřt, 2004).

- meniscus medialis

Meniscus medialis (Obrázek 4) je oválný, široce rozevřený, jeho přední užší cíp se upíná v area intercondylaris anterior před úponem ligamentum cruciatum anterius, zadní cíp se upíná v area intercondylaris posterior (Borovanský, 1992).

- meniscus lateralis

Meniscus lateralis (Obrázek 4) je menší, více uzavřený a skoro kruhový. Svými konci se upíná před a za tuberculum intercondylare laterale (Borovanský, 1992).

2. 2. 1. 2 Ligamenta

Kolenní kloub má nejsložitější a nejmohutnější vazivový aparát ze všech kloubů lidského těla. Zkřížené vazy jsou zvláštností kolenního kloubu a současně i jeho nejvýznamnějšími vazivovými stabilizátory. Jsou uloženy ve fossa intercondylaris femoris mezi dvěma listy synoviální membrány, které se na přední ploše předního zkříženého vazů spojují. Jsou odděleny řídkým vazivem, ve kterém probíhají cévy a nervy (Bartoniček & Heřt, 2004).

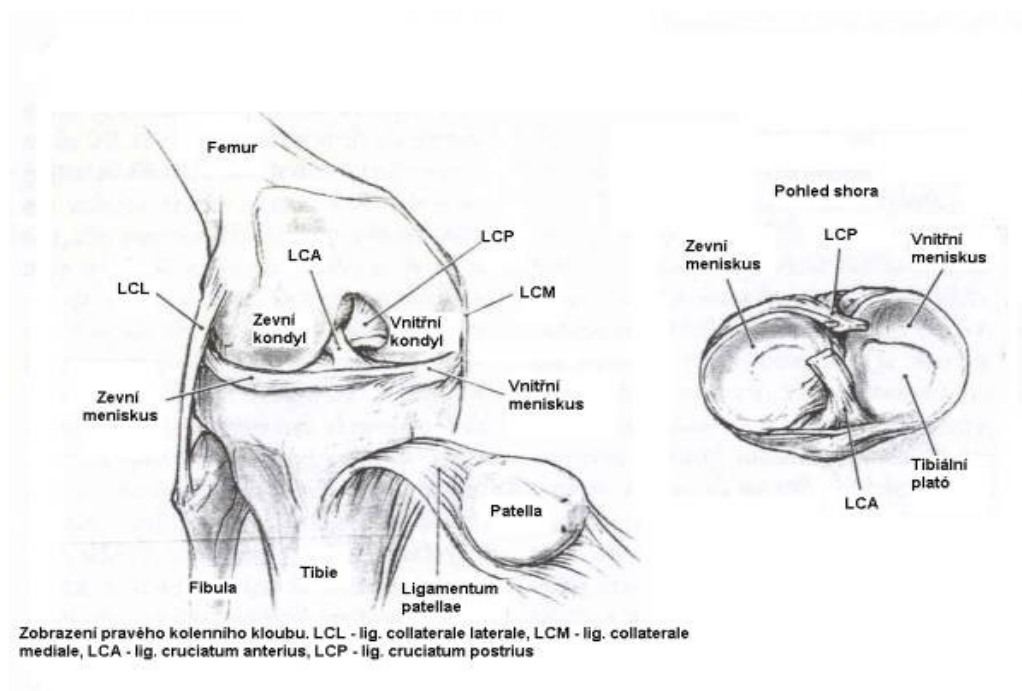
Dříve byla ligamenta považována pouze za pasivní stabilizátory kolenního kloubu. Dnes je naopak zřejmé, že ligamenta kromě své mechanické funkce představují i důležitý sensorický aparát (Pavlů & Novosádová, 2001).

- ligamentum cruciatum anterius (přední zkřížený vaz, ACL)

Ligamentum cruciatum anterius (Obrázek 4) začíná v oblasti dorzální části mediální plochy zevního kondylu femuru. Zadní konvexní okraj začátku vazů těsně lemuje okraj kloubní chrupavky kondylu. Vaz směřuje šikmo dolů, vpřed a lehce mediálně. Upíná se v area intercondylaris anterior (Bartoniček & Heřt, 2004).

- ligamentum cruciatum posterius (zadní zkřížený vaz, PCL)

Ligamentum cruciatum posterius (Obrázek 4) vějířovitě odstupuje od předního okraje zevní plochy mediálního kondylu femuru těsně při okraji kloubní chrupavky a od přední části „střechy“ interkondylické jámy. Probíhá strměji než přední. Nejslabší je ve své střední části a kaudálně se opět rozšiřuje. Upíná se v area intercondylaris posterior, přičemž úponová vlákna dosahují zhruba 1,5 cm kaudálně pod úroveň kloubní štěrbin. Zadní zkřížený vaz je přibližně stejně dlouhý jako přední, avšak přibližně o třetinu silnější. Je považován za nejmohutnější vaz celého kolenního kloubu (Bartoniček & Heřt, 2004).



Obrázek 4. Anatomie kolenního kloubu

(http://www.hc-vsetin.cz/ftk/semi/baka_marta_soubory/image005.jpg)

2. 2. 2 Proprioceptivní a stabilizační funkce

V propriocepci kolenního kloubu hraje významnou roli přední zkřížený vaz. Bylo prokázáno, že přibližně 1-2 % ACL tvoří elementy jako Paciniho, Ruffiniho a Golgiho tělíška a volná nervová zakončení. Tyto receptory se nacházejí nejen v samotném vaz, ale rovněž v oblasti jeho femorálního a tibiálního úponu, stejně jako v synoviální vrstvě, která tento vaz zahaluje (Pavlů & Novosádová, 2001). Proprioceptivní funkci má také ligamentum cruciatum posterius (Safran, Allen, Levhart, Borsa, Fu, & Harner, 1999). Také menisky hrají důležitou roli v proprioceptivní schopnosti kolenního kloubu (Thijs, Witvrouw, Evens, Coorevits, Almqvist, & Verdonk, 2007).

Vzájemnou koordinaci mezi vazivovým a svalovým aparátem zajišťuje tzv. kinetický řetězec. ACL společně s kloubním pouzdem v něm představují první článek poskytující bohatou vstupní aferentaci. ACL spolu s dalšími anatomickými strukturami kolenního kloubu má významnou roli v proprioceptivním zpětnovazebném mechanismu, který zajišťuje stabilitu a dynamickou rovnováhu kolenního kloubu. Správná distribuce svalového napětí ve funkční svalové skupině a rychlá schopnost reagovat, čili dobrá pohybová koordinace, je klíčem k udržení stability kolenního kloubu (Pavlů & Novosádová, 2001).

Pro dynamickou podporu funkce ACL (Tabulka 1) se v situacích, jako je stojná fáze cyklu chůze, doskok a korekce silových momentů působících dopřednou translaci tibie, musí nejdříve aktivovat hamstringy, až poté mm. vasti, a nakonec mm. gastrocnemii. Při optimálním načasování aktivace uvedených stabilizačních vzorců jsou hamstringy agonisty ACL (Mayer & Smékal, 2004).

<i>Vyvážení aktivačních vzorců – optimalizace časování a velikosti momentu síly</i>
mezi hamstringy a mm. vasti (preaktivace hamstringů)
mezi laterálními a mediálními hamstringy (preaktivace semisvalů)
mezi m. vastus medialis a m. vastus lateralis
mezi m. quadriceps a mm. gastrocnemii

Tabulka 1. Faktory dynamické podpory funkce ACL (Mayer & Smékal, 2004)

2. 2. 3 Poruchy měkkých struktur kolenního kloubu

Narušení nervosvalové kontroly dynamické stabilizace kolenního kloubu a její zpětné kontroly je jedním z klíčových faktorů vzniku poškození měkkých struktur kolenního kloubu. U pacientů s poškozením měkkých struktur kolenního kloubu jsou pravidelně prokazovány poruchy koordinace a časování stabilizačních svalů, narušení vzorců aktivace, zpomalení reakčních časů, pomalejší dosažení optimálního momentu síly, narušení anticipačních (proaktivních) mechanismů. Tyto poruchy jsou zjišťovány i na „zdravé“ straně (Mayer & Smékal, 2004).

Dalším rizikovým faktorem poškození měkkých struktur kolenního kloubu je zvýšená laxicita vaziva. Ramesh, Von Arx, Azzopardi a Schranz (2005) ve své studii zjistili, že zranění ACL je mnohem častější u osob s kloubní laxicitou a částečně také u osob s hyperextenzí kolenního kloubu.

Zásah do kloubních struktur, ať již v důsledku úrazu nebo operačního zásahu, se nejdříve odráží v nervosvalové funkci. Traumatické poškození nebo operační rekonstrukce ACL výrazně modifikuje proprioceptivní signalizaci z kolenního kloubu (Pavlů & Novosádová, 2001). Po ruptuře ACL dochází ke zhoršení propriocepce (Masayoshi, Hiroshi, Masashi, Atsushi, Kazuhisa, Masanori, & Keni, 2004; Pap, Machner, Nebelung, & Awiszus, 1999; Roberts, Anderson, & Fridén, 2004). Nedochozí pouze ke ztrátě aferentních podnětů z tohoto vaziva, ale současně i ke změně aferentní informace z neporušených struktur kloubního aparátu. Pokles proprioceptivní signalizace tak má negativní vliv na reflexní svalovou aktivitu kolenního kloubu (Pavlů & Novosádová, 2001).

Po ruptuře ACL může dojít k přidružené meniskální a chondrální ztrátě jak primárně v době zranění, tak sekundárně postupem času. Ztráta menisku může snížit celkovou kontaktní oblast tibiálního plata na 50-70 % a mít za následek přetížení jak tibiálního plata, tak kondylu femuru postižené části. Parciální odstranění menisku má za následek tlaky, které jsou sice větší než u normálního kloubu, ale mnohem menší než v případě totální menisektomie. Menisektomie může vyústit v biomechanické a morfologické změny kloubní chrupavky a kosti, které napodobují změny, které můžeme pozorovat u starších osob s osteoartrózou (Jones, Appleyard, Mahajan, & Murrell, 2003).

Také Meunier, Odensten a Good (2007) hodnotili dlouhodobý výsledek u pacientů po chirurgické nebo nechirurgické léčbě ruptury ACL. U pacientů léčených nechirurgickou cestou docházelo více ke zranění menisků. 1/3 pacientů v nechirurgicky řešené skupině podstoupila sekundárně rekonstrukci ACL kvůli problémům s instabilitou. Pokud byla následně provedena menisektomie, vykazovali 2/3 z těchto pacientů osteoartrotické změny. Stav menisků byl sledován jako nejdůležitější známka rozvíjející se osteoartrózy. Časně opravy ACL a také ACL rekonstrukce mohou redukovat riziko vzniku sekundárních trhlin menisků.

Rekonstrukce ACL také zlepšuje propriocepci (Anders, Venbrocks, & Weinberg, 2007; Fremerey, Lobenhoffer, Born, Tscherne, & Bosch, 1998; Reider et al., 2003). Ochi, Iwasa, Uchio, Adachi a Sumen (1999) ve své studii dokumentují, že v rekonstruovaných ACL dochází dokonce k sensorické reinervaci. Efektem rekonstrukce vazů na proprioceptivní funkci se také zabývali Adachi, Ochi, Uchio, Iwasa, Ishikawa a Shinomiya (2007), kteří ve své studii zjistili, že proprioceptivní funkce se po rekonstrukci PCL neobnoví na stejnou úroveň, jakou má zdravý kontralaterální kolenní kloub, ani 2 roky po operaci.

Také transplantace menisků má pozitivní efekt na statestézii kolenního kloubu (Thijs et al., 2007). Jerosch, Prymka a Castro (1996) testovali pacienty před a po částečném artroskopickém odstranění poraněného menisku. Pacienti po operaci vykazovali významně lepší proprioceptivní schopnosti ve srovnání s pacienty před operací.

Ke změnám propriocepce dochází také vlivem věku. S věkem klesá statestézie kolenního kloubu (Bullock-Saxton, Wong, & Hogan, 2001). V průběhu života dochází k různorodému a nejednotnému poklesu sensorických struktur a fyziologických funkcí s důkazem urychleného poklesu s pokročilým věkem. Přednostně se ztrácí anatomické struktury a fyziologické funkce bohatě myelinizovaných vláken a přidružených receptorů. Starší osoby vykazují zhoršenou propriocepci, vibrační a diskriminační cití, z nichž všechny spoléhají na činnost bohatě myelinizovaných aferentních vláken. Při stárnutí jsou vlákna sensorická postižena dříve než motorická. U starších osob je se zhoršenou propriocepcí a kožním citím na dolních končetinách spojena porucha rovnováhy a tím riziko pádů (Shaffer & Harrison, 2007).

Věk způsobuje morfologické změny svalového vřeténka. Pouzdro svalového vřeténka má u starších osob větší tloušťku. Celkově také dochází k poklesu počtu intrafuzálních vláken ve vřeténku (Shaffer & Harrison, 2007).

2. 2. 4 Problematika ženského kolenního kloubu

Ženy-sportovkyně trpí poraněním kolenního kloubu častěji než muži-sportovci (Dugan, 2005).

Hlavní příčiny náchylnosti ženského kolenního kloubu k poškození jeho měkkých struktur jsou:

- anatomické a biomechanické
 - větší antevertze krčku femuru
 - větší Q úhel (úhel valgozity-hypoaktivita m. vastus medialis)
 - redukce interkondylárního prostoru (traumatizace křížových vazů)
 - častější dislokace patelly (např. patella alta)
 - větší zevní rotace tibie, noha v pronačním postavení
 - větší laxita vazivové tkáně (koleno více „spoléhá“ na ligamenta)
- hormonální
 - poměr progesteron/estrogen (pevnost, elasticita a vyzrávání kolagenu)
 - exogenní látky s estrogenní aktivitou
 - androgeny (pevnost a diferenciací vaziva, celková kondice)
 - dekontrace po graviditě
 - kortikoterapie, stres, poruchy cyklu, poruchy imunity (narušení osy hypothalamus-hypofýza-nadledvinky)
- neuromotorické
 - nedostatečná aktivace hamstringů
 - celkově slabší preaktivace stabilizačních svalů
 - pomalejší reakční časy (Mayer & Smékal, 2004)

2. 3 Specifické propioceptivní stabilizační cvičení s využitím laserpointeru

Hlavním cílem této diplomové práce je představit specifické propioceptivní stabilizační cvičení s využitím laserpointeru. Toto cvičení je další variantou propioceptivního tréninku jako důležité součásti tréninku dynamické stabilizace kolenního kloubu. Cílem cvičení je zlepšení stability kolenního kloubu pomocí propioceptivní informace. Důležitost propiocepce v nervosvalové kontrole, kloubní stabilitě a její poruchy následkem úrazu měkkých struktur kolenního kloubu jsou popsány v předchozích kapitolách.

2. 3. 1 Teoretické základy

Specifické propioceptivní stabilizační cvičení s využitím laserpointeru je modifikací senzomotorické stimulace popsané Jandou a Vávrovou (1992).

Senzomotorická stimulace vychází z konceptu o dvou stupních motorického učení. První stupeň je charakterizován snahou zvládnout nový pohyb a vytvořit základní funkční spojení. Na tomto procesu se výrazně podílí mozková kůra, a to hlavně oblasti parietálního a frontálního laloku (oblast senzorická a motorická). Řízení pohybu na této úrovni je však únavné, protože vyžaduje výraznou kortikální aktivaci. Proto se po dosažení alespoň základního provedení pohybu CNS snaží přesunout řízení pohybu na nižší, podkorová regulační centra. Tento druhý stupeň motorického řízení je méně únavný a rychlejší, jednou zafixovaný stereotyp se však velmi těžko mění. Cílem senzomotorické stimulace je dosažení reflexní, automatické aktivace žádaných svalů a to v takovém stupni, aby pohyby nebo pracovní úkony nevyžadovaly výraznější kortikální (volní) kontrolu. Jen dosažení subkortikální kontroly aktivace nejdůležitějších svalů zaručuje, že tyto svaly budou aktivovány v potřebném stupni a časovém sledu tak, jak to vyžaduje optimální a nejméně zatěžující provedení pohybu (Janda & Vávrová, 1992)

V metodě jde o ovlivnění pohybu a vyvolání reflexního svalového stahu v rámci určitého pohybového stereotypu facilitací několika základních struktur, a to propioceptorů, které se výrazně podílejí na řízení zvláště stoje a vertikálního držení a dále na aktivaci spino-cerebello-vestibulárních drah a center, které se významným způsobem podílejí na regulaci stoje a provedení přesně adjustovaného a koordinovaného pohybu (Janda & Vávrová, 1992).

Pomocí této techniky můžeme dobře ovlivnit nejčastější pohybové aktivity člověka, mezi něž patří stoj a chůze. Cviky prováděné ve vertikále jsou proto nejdůležitější. Usnadňují rozbití špatných pohybových stereotypů a dosažení rychlé a automatizované aktivace svalů potřebných pro správné držení těla ve stoji, pro zlepšení stability a chůze (Janda & Vávrová, 1992).

Cvičení probíhá v uzavřených kinematických řetězcích.

Za uzavřený kinematický řetězec (closed chains, CKC) je považován ten, který má oba konce (distální/terminální a proximální) fixované. V uzavřeném kinematickém řetězci je změna postavení v jednom kloubu možná pouze za současné změny postavení v dalším nebo dalších kloubech. Příkladem je například fáze dvojí opory při bipedální chůzi (Dvořák, 2005a).

Cvičení v CKC, příkladem kterého jsou dřepy a podobné výkony (weight-bearing exercise), je vhodné jako hlavní typ cvičení pro rehabilitaci po úrazech či operacích na dolních končetinách. A to z důvodu, že dolní končetiny jako orgán lokomoce fungují převážně v rámci CKC. Poměr doby trvání CKC ku OKC je při normální chůzi udáván 65:35. Při cvičení v CKC se využívá kokontrakční aktivita svalstva pro stabilizaci nosných kloubů. Přiměřenou kloubní stabilitu jako předpoklad efektivního pohybu lze tedy získat převážně v CKC (Dvořák, 2005b).

Bunton, Pitney, Cappaert a Kane (1993) ve své studii doporučují cvičení v CKC jako ekonomický, účinný a efektivní prostředek rehabilitace s hlavním cílem zlepšení propriocepce a tudíž získání kloubní stability dolních končetin. Při cvičení v CKC dochází k poklesu střížných sil (shear force), zlepšení propriocepce a koordinace svalových skupin.

Bakhtiary a Fatemi (2007) doporučují cvičení v minidřepu v rámci CKC jako efektivnější v léčbě patellární chondromalacie než cvičení v OKC.

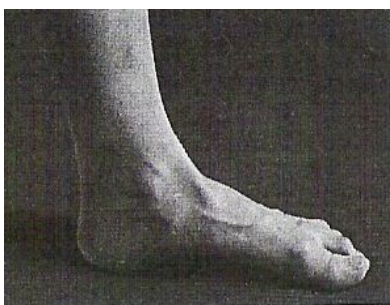
Při specifickém proprioceptivním stabilizačním cvičení s laserpointerem je kontraindikována únava a bolest.

Při únavě dolních končetin se zvyšuje riziko zranění v důsledku ztráty rovnováhy, která je způsobena poklesem motorické kontroly při výkonu, a to zvláště na nestabilním povrchu (Johnston, Howard, Cawley, & Losse, 1998).

2. 3. 2 Postup cvičení

Přípravou na cvičení je nejprve nácvik „malé nohy“.

„Malá noha“ (Obrázek 5) je zkrácení a zúžení chodidla v podélné i příčné ose při natažených prstech (Janda & Vávrová, 1992).



Obrázek 5. „Malá noha“ (Janda & Vávrová, 1996)

Význam „malé nohy“ pro stoj a chůzi:

- vliv aferentace z plosky nohy
- vliv na správné postavení vyšších úseků těla
- zlepšení stability
- vliv na odpružení chodidla při kroku (Janda & Vávrová, 1992)

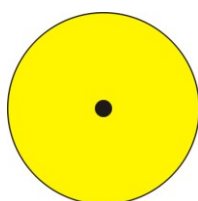
Detailní popis nácviku „malé nohy“ viz kapitola 4. 4. 1. 1.

Výchozí postavení pro cvičení vychází z „korigovaného držení“ popsaného Jandou a Vávrovou (1992) v rámci senzomotorické stimulace. Cvičení probíhá při korigovaném stoji na jedné dolní končetině. Detailní popis přípravy a průběhu specifického propioceptivního stabilizačního cvičení s laserpointerem je uveden v kapitole 4. 4. 1, kde je popsána cvičební jednotka s laserpointerem.

Specifické propioceptivní stabilizační cvičení s laserpointerem má dvě části - stabilizovanou výdrž a kopírování obrazců.

2. 3. 2. 1 Stabilizovaná výdrž

První část specifického proprioceptivního stabilizačního cvičení s laserpointerem je zaměřena na stabilizovanou výdrž. Úkolem probanda v této části cvičení je při stožení na jedné dolní končetině udržet světelný bod z laserpointeru ve středu obrazce nebo snaha o udržení světelného bodu alespoň uvnitř obrazce. Doporučená doba výdrže je 5 až 10 sekund. Pro toto cvičení jsou vhodné obrazce, které tvoří kruhy s různě velkým poloměrem a označeným středem (Obrázek 6). Doporučeny jsou kruhy s poloměrem 5, 3 a 2 cm.



Obrázek 6. Kruh s označeným středem

2. 3. 2. 2 Kopírování obrazců

Druhá část specifického proprioceptivního stabilizačního cvičení s laserpointerem je zaměřena na přesné pohyby kolenního kloubu. Cílem této náročnější varianty cvičení je pokus o přesné kopírování obrazce světelným bodem z laserpointeru při stožení na jedné dolní končetině. Pohyb by měl vždy začínat a končit ve stejném bodě, kterým je střed obrazce.

Vhodné obrazce jsou:

- horizontálně ležící osmička (Obrázek 7)



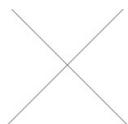
Obrázek 7. Horizontální osmička

- vertikálně ležící osmička (Obrázek 8)



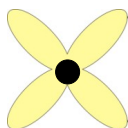
Obrázek 8. Vertikální osmička

- dvě překřížené diagonály (Obrázek 9)



Obrázek 9. Dvě překřížené diagonály

- diagonálně ležící osmičky (Obrázek 10)



Obrázek 10. Diagonální osmičky

2. 3. 2. 3 Zvyšování náročnosti cvičení

V první části cvičení začínáme nejdříve s kruhy s co největším poloměrem a náročnost zvyšujeme používáním kruhů s čím dál menším poloměrem. Také lze prodloužit dobu stabilizované výdrže v obrazci až na 15 sekund.

V druhé části cvičení zvyšujeme náročnost přidáváním počtu kopírování obrazců.

U obou cvičení lze dále zvýšit náročnost pomocí prodlužování vzdálenosti od obrazce. Od nejlehčí vzdálenosti 150 cm až po těžší vzdálenost 450 cm.

Z počátku cvičíme na stabilním povrchu a postupně můžeme znesnadnit cvičení použitím různých labilních ploch, na kterých proband stojí. Doporučená cvičební řada je:

- stabilní podložka
- válcová úseč (umístěná tak, aby umožňovala lateromediální výchylky)
- posturomed
- kulová úseč
- gumová čočka

Dalším způsobem jak zvýšit náročnost cvičení je přidání pohybů horních končetin, což je vhodné zejména u první části cvičení.

Při zvládnutí všech předchozích variant je možné zvýšit náročnost u druhé části cvičení rychlým provedením pohybu. Pokoušíme se kopírovat obrazec co nejrychleji, ale zároveň co nejpřesněji.

Délka cvičební jednotky je doporučena 10 až 15 minut. V rámci cvičení je nutné kvůli náročnosti stoje na jedné dolní končetině vkládat přestávky, zvláště objeví-li se únava nebo bolest, neboť ty jsou kontraindikací cvičení. Nejvhodnější je, aby se pacient mezi každým cvičením na 30 sekund posadil.

2. 4 Lateralita

Při studiu pohybových projevů člověka dříve či později narazíme na problém stranové asymetrie. Pravá a levá polovina těla není motoricky rovnocenná, projevuje se tu pohybová lateralita, stranovost (Měkota, 1984).

Lateralitou rozumíme vztah pravé a levé strany k organismu nebo odlišnost pravého a levého z párových orgánů. Tato odlišnost spočívá v určitém druhu funkční nesouměrnosti. Projevuje se rozdílnou aktivitou, výkonností nebo specializací jednoho z členů oboustranného páru tělesných orgánů ve srovnání s druhým. Funkční nesouměrnost párového orgánu se chápe tak, že u jednoho se předpokládá vedoucí, převládající, cizím slovem dominantní postavení. Konkrétními projevy laterality jsou: lateralita horních končetin, lateralita dolních končetin, očí a uší (Drnková-Pavlíková & Syllabová, 1991).

Lateralita je přednostní užívání jednoho z párových orgánů pohybových nebo smyslových. Lateralita tedy představuje určitou vývojovou stranovou asymetrii, která se projevuje upřednostňováním, tj. laterální preferencí, nebo převahou tj. laterální dominancí jednoho z párových orgánů. Laterální preference je patrná při volbě a přednostním užívání (ne však výhradním užíváním) pravé a levé končetiny při složitější činnosti, přednostní volbou a používáním pravého nebo levého oka při pozorování apod. Laterální dominance se projevuje převládnutím činnosti jedné (dominantní) strany, provádíme-li rozdílné činnosti současně pravou i levou končetinou, převládnutím vjemu jednoho (dominantního) oka při haploskopickém vidění apod. Dominance se také projevuje ve stranově rozdílné výkonnosti, ve stranově specifickém výkonnostním potenciálu, čehož využíváme při diagnostice laterality (Měkota, 1984).

Preference, resp. dominance pohybových smyslových orgánů pravé strany těla se nazývá dextríí, prevalence orgánů situovaných na levé straně těla sinistrií. Rovnocennost párových orgánů, tedy stav, kdy lateralita není vyjádřena, označujeme jako ambidextríí, resp. mluvíme o ambilateralitě (oboustrannosti) (Měkota, 1984).

Pojem tzv. zkřížená lateralita znamená, že u téhož jedince nejsou stranově shodné např. preferovaná (resp. dominantní) ruka a noha (Vařeka, 2001).

2. 4. 1 Nohovost

Preferovaná dolní končetina je ta, kterou upřednostňujeme při pedipulaci, při činnostech prováděných jen jednou nohou, nebo ta, která provádí složitější a koordinačně náročnější činnost při činnostech bipedních, jichž je většina. Nepreferovaná dolní končetina je ta, která provádí činnost jednodušší, pomocnou (Měkota, 1984).

U jedné dolní končetiny převažuje funkce stabilizační a/nebo brzdící, u druhé naopak dynamická a/nebo zrychlující. Je zřejmá preference jedné dolní končetiny pro cílený pohyb nebo činnosti, zatímco druhá dolní končetina zajišťuje stabilní stoj, tedy posturu, která umožňuje plánovaný pohyb (Vařeka, 2001).

2. 4. 2 Zrakovost

Za dominantní oko můžeme považovat to, které přednostně vybereme k pozorování, jež může být provedeno jen jedním okem, oko motoricky obratnější, nebo oko jehož vjemy mají omezující vliv na vjemy oka druhého (Měkota, 1984).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Hlavní cíl:

Hlavním cílem této diplomové práce je představit specifické propioceptivní stabilizační cvičení s laserpointerem a vyšetřovací metodu využívající laserpointer k hodnocení stability stoje na jedné dolní končetině.

Výzkumné otázky:

1. Je stoj na stabilní podložce, válcové a kulové úseči, gumové čočce a posturomedu na dominantní dolní končetině stabilnější než stoj na nedominantní dolní končetině?
2. Je stoj na jedné dolní končetině na stabilní podložce se zrakovou kontrolou dominantního oka stabilnější než se zrakovou kontrolou nedominantního oka?
3. Je stoj na jedné dolní končetině na válcové úseči stabilnější než stoj na jedné dolní končetině na úseči kulové?
4. Je stoj na jedné dolní končetině na kulové úseči stabilnější než stoj na jedné dolní končetině na gumové čočce?
5. Je stoj na jedné dolní končetině na gumové čočce stabilnější než stoj na jedné dolní končetině na posturomedu?

Hypotézy:

H 1: Specifické propioceptivní stabilizační cvičení s laserpointerem zlepšuje stabilitu stoje na jedné dolní končetině na stabilní podložce s plnou zrakovou kontrolou.

H 2: Specifické propioceptivní stabilizační cvičení s laserpointerem zlepšuje stabilitu stoje na jedné dolní končetině na válcové úseči s plnou zrakovou kontrolou.

H 3: Specifické proprioceptivní stabilizační cvičení s laserpointerem zlepšuje stabilitu stoje na jedné dolní končetině na kulové úseči s plnou zrakovou kontrolou.

H 4: Specifické proprioceptivní stabilizační cvičení s laserpointerem zlepšuje stabilitu stoje na jedné dolní končetině na gumové čočce s plnou zrakovou kontrolou.

H 5: Specifické proprioceptivní stabilizačního cvičení s laserpointerem zlepšuje stabilitu stoje na jedné dolní končetině na posturomedu s plnou zrakovou kontrolou.

4 METODIKA

4.1 Charakteristika souboru

Soubor byl tvořen 31 probandy. Soubor tvořilo 25 žen a 6 mužů, průměrný věk byl 26,84 let (Příloha 1). U všech probandů byly anamnesticky vyloučeny poruchy vestibulárního a zrakového aparátu. Dále byl u probandů proveden test na určení laterality dolních končetin a laterality očí.

První skupinu tvořilo 21 zdravých probandů (studentů Univerzity Palackého v Olomouci). Soubor tvořilo 15 žen a 6 mužů, průměrný věk byl 23,67 (Příloha 2).

Druhou skupinu tvořilo 5 zdravých probandů (studentů Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci). Soubor tvořilo 5 žen, průměrný věk byl 24,4 (Příloha 3).

Třetí skupinu tvořilo 5 pacientek s poraněním měkkých struktur kolenního kloubu, průměrný věk byl 42,6 (Příloha 4).

První pacientka byla měsíc po artroskopicky provedené parciální resekcii zadního rohu mediálního menisku a zadního rohu laterálního menisku s chondropatií patelly. Druhá pacientka byla 2,5 měsíce po lézi mediálního menisku a s chondropatií patelly a po artroskopicky provedené parciální menisektomii. Třetí pacientka byla 4,5 měsíce po ruptuře ACL. Čtvrtá pacientka byla měsíc po ruptuře ACL. Pátá pacientka byla měsíc po ruptuře ACL a PCL. U třetí, čtvrté ani páté pacientky nebyla ruptura chirurgicky řešena.

Probandům byly před zahájením vyšetření položeny cílené dotazy na určení dominantní dolní končetiny a dominantního oka:

Kterou nohou kopete do míče?

Kterou nohu dáváte jako první na schod?

Kterou nohou si vyťukáváte rytmus?

Kterou nohou posunujete kostku po čáře?

Kterým okem se podíváte do dalekohledu?

Kterým okem se podíváte do tmavé láhve?

Kterým okem míříte při střelení?

(Petrová, 1998)

Ke zjištění dominance byl použit index dominance (DI):

$$DI = \frac{xP}{xP + xL} \times 100$$

xP - počet úkonů provedených pravou dolní končetinou

xL - počet úkonů provedených levou dolní končetinou

Hodnoty DI: 0-49=sinistrie

50=úplná ambidextrie

51-100=dextrie

(Měkota, 1984)

Dominanci dolních končetin a dominanci očí u souboru 31 probandů shrnuje tabulka 2.

<i>DOMINANCE</i>	<i>Pravá dolní končetina</i>	<i>Levá dolní končetina</i>
<i>Pravé oko</i>	25	1
<i>Levé oko</i>	3	2

Tabulka 2. Dominance dolních končetin a dominance očí u výzkumného souboru všech probandů

Všichni zdraví probandi a pacientky souhlasily se zařazením do výzkumného souboru a s terapií.

4. 2 Postup měření

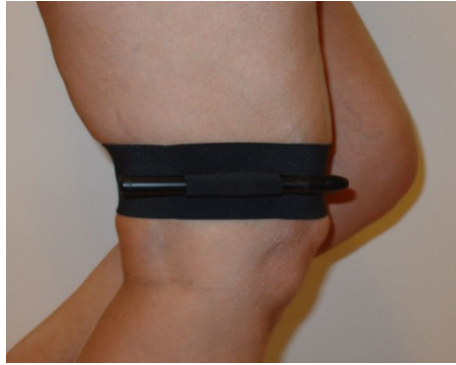
Měření probíhalo v RRR centru - Centru pro léčbu bolestivých stavů a pohybových poruch Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

U první skupiny probandů byla vyšetřena stabilita stoje na jedné dolní končetině na pevném, stabilním povrchu nejdříve s plnou zrakovou kontrolou, dále při zrakové kontrole dominantního oka a nakonec při zrakové kontrole nedominantního oka. Dále byla vyšetřena stabilita stoje na různých labilních plochách v pořadí válcová úseč, kulová úseč, gumová čočka a posturomed při plné zrakové kontrole.

U druhé skupiny probandů byla také vyšetřena stabilita stoje na jedné dolní končetině na pevném, stabilním povrchu za plné zrakové kontroly, při zrakové kontrole dominantního oka a při zrakové kontrole nedominantního oka. A dále na různých labilních plochách v pořadí válcová úseč, kulová úseč, gumová čočka a posturomed při plné zrakové kontrole. Poté po dobu jednoho týdne 2x denně cvičili cvičební jednotku s laserpointerem (viz 4. 4. 1). Po týdnu cvičení byli opět stejným způsobem vyšetřeni a byl zhodnocen efekt cvičení na stabilitu ve stoji na jedné dolní končetině za různých podmínek.

U třetí skupiny byla pacientkám odebrána anamnéza a provedeno základní kineziologické vyšetření. Pacientky se podrobily vyšetření stability stoje na jedné dolní končetině na pevném, stabilním povrchu za plné zrakové kontroly, při zrakové kontrole dominantního oka a při zrakové kontrole nedominantního oka. Pak na různých labilních plochách v pořadí válcová úseč, kulová úseč, gumová čočka a posturomed při plné zrakové kontrole. Dále se pacientky podrobily 6 lekcím cvičení s laserpointerem (viz 4. 4. 1) pod dohledem terapeuta. Poté byli opět stejným způsobem vyšetřeny a byl zhodnocen efekt cvičení na stabilitu ve stoji na jedné dolní končetině za různých podmínek.

Před zahájením měření si proband nasadil na vyšetřovaný kolenní kloub gumovou pásku, do níž mu byl následně umístěn laserpointer a to z laterální strany a ve výši horního okraje patelly (Obrázek 11). Byl zajištěn stálý svit laserpointeru.



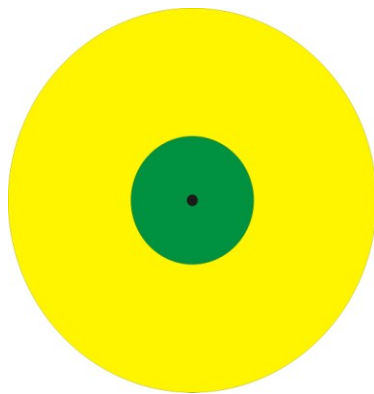
Obrázek 11. Umístění laserpointeru

4. 2. 1 Vyšetření na pevném, stabilním povrchu

Proband byl vyzván, aby zaujal výchozí postavení, kterým byl stoj, kdy chodidla byla rovnoběžně a mírně od sebe na šířku pánve, špičky směřovaly přímo vpřed. Kolena byla mírně pokrčená 20 – 30 stupňů a vytočená nad vnější hranu chodidel. Pánev byla podsazená, ramena tažena dolů a dozadu, horní končetiny byly volně svěšeny podél trupu, hlava byla vzpřímená. Aby byla zajištěna standardizace měření, byla na podložku umístěna značka vzdálená od testovacího obrazce 150 cm. Proband zaujal výchozí postavení tak, že špička jeho vyšetřované dolní končetiny se dotýkala této značky.

Z výchozího postavení proband přenesl váhu na vyšetřovanou dolní končetinu a druhou pokrčil v kyčli asi do 20 – 25 stupňů a v koleni do 90 stupňů. V této chvíli byla individuálně nastavena optimální výška umístění testovacího obrazce. Byla změřena vzdálenost, ve které se nacházel laserpointer od země po zaujetí výchozí pozice. Obrazec byl umístěn na stěnu, ke které stál proband čelem ve vzdálenosti 150 cm a to tak, že se střed testovacího obrazce nacházel ve stejné výšce jako laserpointer po zaujetí výchozí pozice.

Testovací obrazec (Obrázek 12) byl tvořen dvěma kruhy s označeným společným středem. První kruh měl poloměr 3 cm a druhý kruh měl poloměr 9 cm. Prostor uvnitř prvního kruhu s poloměrem 3 cm byl dále nazýván tmavým polem. Prostor uvnitř druhého kruhu s poloměrem 9 cm byl nazýván světlým polem (mimo prostor tmavého pole).



Obrázek 12. Testovací obrazec

Po nácvičku výchozího postavení byla probandovi v klidové pozici vysvětlena podstata vyšetření. Probandovým cílem bylo udržet světelný bod z laserpointeru ve středu obrazce nebo alespoň uvnitř prvního kruhu (uvnitř tmavého pole). Proband měl možnost si to dvakrát vyzkoušet.

Vlastní vyšetření bylo zahájeno po zaujetí pozice na vyšetřované dolní končetině. Vyšetření se provádělo nejdříve na dominantní dolní končetině a poté stejným způsobem na končetině nedominantní. Vyšetření začínalo při ústním povelu „ted“ a od této chvíle se proband snažil udržet světelný bod ve středu obrazce nebo alespoň uvnitř tmavého pole po dobu 15 sekund. Při vyšetření byl pomocí digitálního fotoaparátu pořizován videozáznam. Fotoaparát byl v průběhu vyšetření umístěn na podložce ve vzdálenosti 50 cm od testovacího obrazce ve výšce 50 cm od podložky a pod úhlem 45°. Fotoaparát snímal testovací obrazec. Po zaujetí pozice na vyšetřované dolní končetině a před ústním povelu „ted“ byl zahájen videozáznam, tak aby byl povel na záznamu slyšitelný. Po ústním povelu „ted“ se spustil časový spínač, který následně oznámil uplynutí nastavené doby vyšetření 15 sekund zvukovým signálem. Po zaznění zvukového signálu vyšetření končilo a před dalším vyšetřením byla vložena krátká přestávka, při které proband vsedě odpočíval po dobu 30 sekund.

Vyšetření bylo prováděno na pevné, stabilní podložce a proband po celou dobu vyšetření sám zrakem kontroloval, zda se nachází ve středu obrazce nebo alespoň uvnitř tmavého pole.

- Vyšetření na pevném, stabilním povrchu se zrakovou kontrolou dominantního oka

Celé vyšetření probíhalo stejným způsobem. Pouze po zaujetí pozice na vyšetřované dolní končetině si proband zakryl stejnostrannou rukou nedominantní

oko a dále se od ústního povelu do zaznění zvukového signálu snažil udržet světelný bod ve středu obrazce nebo alespoň uvnitř tmavého pole pouze při zrakové kontrole dominantního oka.

- Vyšetření na pevném, stabilním povrchu se zrakovou kontrolou nedominantního oka

Celé vyšetření probíhalo stejným způsobem. Pouze po zaujetí pozice na vyšetřované dolní končetině si proband zakryl stejnostrannou rukou dominantní oko a dále se od ústního povelu do zaznění zvukového signálu snažil udržet světelný bod ve středu obrazce nebo alespoň uvnitř tmavého pole pouze při zrakové kontrole nedominantního oka.

Vyšetření vlivu dominance očí na stabilitu stoje na jedné dolní končetině bylo prováděno pouze na stabilním povrchu z důvodu velké náročnosti stoje na jedné dolní končetině. Pokud by toto vyšetření probíhalo dále i na labilních plochách, byla by už celková doba stoje na jedné dolní končetině příliš dlouhá.

4. 2. 2 Vyšetření na válcové úseči

Proband stál před úsečí, která byla umístěna tak, aby umožňovala lateromediální výchylky. Vyšetřovanou dolní končetinou se postavil do středu válcové úseče a druhou pokrčil v kyčli asi do 20 – 25 stupňů a v koleni do 90 stupňů. Koleno vyšetřované dolní končetiny bylo mírně pokrčené 20 – 30 stupňů a vytočené nad vnější hranu chodidla, pánev byla podsazená, ramena byla tažena dolů a dozadu, horní končetiny byly volně svěšeny podél trupu, hlava byla vzpřímená.

Válcová úseč byla umístěna tak, aby se proband po zaujetí pozice na úseči pomyslně dotýkal špičkou vyšetřované dolní končetiny značky vzdálené od obrazce 150 cm, aby byla opět zajištěna standardizace měření. Dále se upravila výška umístění testovacího obrazce podle výšky, v jaké se nyní nacházel laserpointer při stoji na válcové úseči. Vyšetření dále probíhalo stejným způsobem. Nejdříve se provádělo na dominantní dolní končetině a poté stejným způsobem na končetině nedominantní.

4. 2. 3 Vyšetření na kulové úseči

Vyšetření probíhalo stejným způsobem jako vyšetření na válcové úseči (viz 4. 2. 2), pouze proband zaujal pozici na vyšetřované dolní končetině na úseči kulové. Upravila se výška umístění testovacího obrazce podle výšky, v jaké se nacházel laserpointer při stoji na kulové úseči.

4. 2. 4 Vyšetření na gumové čočce

Proband stál před gumovou čočkou. Vyšetřovanou dolní končetinou se postavil do středu čočky a druhou pokrčil v kyčli asi do 20 – 25 stupňů a v koleni do 90 stupňů. Kleno vyšetřované dolní končetiny bylo mírně pokrčené 20 – 30 stupňů a vytočené nad vnější hranu chodidla, pánev byla podsazená, ramena byla tažena dolů a dozadu, horní končetiny byly volně svěšeny podél trupu, hlava byla vzpřímená.

Gumová čočka byla umístěna tak, aby se proband po zaujetí pozice na čočce pomyslně dotýkal špičkou vyšetřované dolní končetiny značky vzdálené od obrazce 150 cm, aby byla opět zajištěna standardizace měření. Upravila se výška umístění testovacího obrazce podle výšky, v jaké se nacházel laserpointer při stoji na gumové čočce. Vyšetření dále probíhalo stejným způsobem. Nejdříve se provádělo na dominantní dolní končetině a poté stejným způsobem na končetině nedominantní.

4. 2. 5 Vyšetření na posturomedu

Proband zaujal výchozí postavení na posturomedu. Poté přenesl váhu na vyšetřovanou dolní končetinou a druhou pokrčil v kyčli asi do 20 – 25 stupňů a v koleni do 90 stupňů. Na posturomed byla umístěna značka vzdálená od obrazce 150 cm, takže byla opět zajištěna standardizace měření, neboť špička vyšetřované dolní končetiny spočívala na této značce. Upravila se výška umístění testovacího obrazce podle výšky, v jaké se nacházel laserpointer při stoji na posturomedu. Vyšetření dále probíhalo stejným způsobem. Nejdříve se provádělo na dominantní dolní končetině a poté stejným způsobem na končetině nedominantní.

4.3 Metody měření

Byla použita nová vyšetřovací metoda, která využívá světelný bod z laserpointeru k hodnocení stability stoje na jedné dolní končetině.

Testovací obrazec byl během vyšetření snímán pomocí digitálního fotoaparátu (Sony DSC-V1). Fotoaparát byl umístěn na podložce ve vzdálenosti 50 cm od testovacího obrazce ve výšce 50 cm od podložky a pod úhlem 45°.

Na tomto videozáznamu se poté zhodnotil počet odchylek a počet extrémních odchylek. Termínem odchylka byla označena situace, kdy se světelný bod z laserpointeru ocitl mimo tmavé pole (mimo první kruh). Termínem extrémní odchylka byla označena situace, kdy se světelný bod ocitl mimo světlé pole (mimo druhý kruh). Na videozáznamu se spočítal počet odchylek a extrémních odchylek při vyšetření za dobu 15 sekund. Každá odchylka byla hodnocena jedním bodem a každá extrémní odchylka byla hodnocena dvěma body. Podle počtu bodů byla poté zhodnocena stabilita stoje na jedné dolní končetině. Jejich narůstající počet značil zhoršenou stabilitu stoje na jedné dolní končetině.

4.4 Metody rehabilitační intervence

4.4.1 Cvičební jednotka s laserpointerem

Tato cvičební jednotka byla vytvořena pro druhou a třetí skupinu probandů z výzkumného souboru.

4.4.1.1 Návik malé nohy (Janda & Vávrová, 1992)

S návikem „malé nohy“ začínáme vsedě. Postup je popisován pro pravou dolní končetinu.

Před zahájením cvičení je nutné, aby všechny tkáně na periférii jako je kůže, podkoží, svaly a klouby měly „normální funkci“. Je tedy potřeba pomocí mobilizačních technik odstranit kloubní blokády a pomocí měkkých technik uvolnit kůži, podkoží a svaly plosky nohy.

- pasivně („modelování“)

Proband sedí na židli, pravý bércec má spuštěný svise, celé chodidlo je na zemi a špičkou směruje přímo vpřed. Levou rukou fixujeme patu a druhou rukou pasivně modelujeme chodidlo. Zkracujeme a protahujeme chodidlo, čímž zvyšujeme a snižujeme podélnou klenbu nohy. Současne k sobě navzájem přibližujeme I. a V. metatarz a tím zvyšujeme i příčnou klenbu.

- aktivně s dopomocí

Proband sedí na židli, pravý bércec má spuštěný svise, celé chodidlo je na zemi a špičkou směruje přímo vpřed. Levou rukou fixujeme vidličkou patu a pravou dlaní fixujeme přednoží (prsty a metatarzy pravé nohy). Proband je instruován, aby zúžil přední část chodidla a přiblížil ji k patě. Probandovi při aktivním zkracování chodidla dopomáháme pasivním zúžením chodidla (vymodelováním podélné klenby) a tlakem své ruky na I. a V. metatarz (vymodelováním příčné klenby).

- aktivně

Proband sedí na židli, pravý bércec má spuštěný svise, celé chodidlo je na zemi a špičkou směruje přímo vpřed. Proband vědomě formuje „malou nohu“ tím, že zužuje přední část chodidla a přibližuje ji k patě.

Časté chyby, ke kterým dochází při nácviku „malé nohy“ jsou flexe prstů, zvednutí hlavičky prvního metatarzu a zvednutí vnitřní hrany nohy od podložky.

4. 4. 1. 2 Příprava na cvičení

Laserpointer se umístí do gumové pásky, kterou má proband nasazenou na cvičeném kolenním kloubu z laterální strany ve výši horního okraje patelly (Obrázek 11). Dále se zajistí stálý svit laserpointeru přelepením spínače.

Proband zaujme výchozí postavení pro cvičení. Tím je stoj, kdy chodidla jsou rovnoběžná a vzdálená od sebe na šířku pánve a špičky směrují vpřed. Poté proband vymodeluje oboustranně malou nohu a mírně pokrčí kolena do 20–30 stupňů a vytočí je nad zevní hranu chodidel. Páneve je mírně podsazená, celé tělo je protaženo ve směru dlouhé osy, ramena jsou tažena dolů a dozadu, horní končetiny jsou volně svěšeny podél trupu, hlava je vzpřímená. Těžiště těla se nachází ve středu chodidel.

Z tohoto postavení proband přenesou váhu těla na jednu dolní končetinu a druhou pokrčí v kyčli asi do 20–25 stupňů a v koleni do 90 stupňů. Koleno se dostává před osu a chodidlo za osu těla.

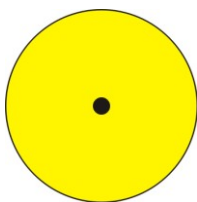
Po zaujetí tohoto postavení se nastaví optimální výška umístění obrazce podle vzdálenosti, v jaké se nachází laserpointer od země po zaujetí výchozí pozice. Obrazec je umístěn kolmo na stěnu tak, že střed obrazce je ve stejné výšce jako laserpointer po zaujetí výchozí pozice.

4. 4. 1. 3 Postup cvičení

- První sada cvičení

Cílem cvičení je při stožení na jedné dolní končetině udržet světelný bod z laserpointeru ve středu obrazce nebo se alespoň pokusit udržet tento světelný bod uvnitř obrazce. Proband provede každý cvik 3x.

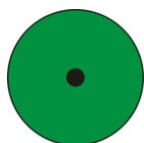
První obrazec tvoří kruh o poloměru 3 cm (Obrázek 13).



Obrázek 13. Kruh s poloměrem 3 cm

1. Proband stojí ve vzdálenosti 150 cm od obrazce č. 1 a snaží se o stabilizovanou výdrž ve středu obrazce po dobu 5-10 sekund.
2. Proband stojí ve vzdálenosti 350 cm od obrazce č. 1 a snaží se o stabilizovanou výdrž ve středu obrazce po dobu 5-10 sekund.
3. Proband stojí ve vzdálenosti 350 cm od obrazce č.1 a snaží se o stabilizovanou výdrž ve středu obrazce po dobu 5-10 sekund a to za situace, kdy jsou ke cvičení přidány pohyby horních končetin.

Druhý obrazec tvoří kruh o poloměru 2 cm (Obrázek 14).



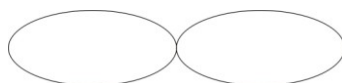
Obrázek 14. Kruh s poloměrem 2 cm

4. Proband stojí ve vzdálenosti 150 cm od obrazce č. 2 a snaží se o stabilizovanou výdrž ve středu obrazce po dobu 5-10 sekund.
5. Proband stojí ve vzdálenosti 350 cm od obrazce č. 2 a snaží se o stabilizovanou výdrž ve středu obrazce po dobu 5-10 sekund.
6. Proband stojí ve vzdálenosti 350 cm od obrazce č. 2 a snaží se o stabilizovanou výdrž ve středu obrazce po dobu 5-10 sekund a to za situace, kdy jsou ke cvičení přidány pohyby horních končetin.

- Druhá sada cvičení

Cílem další varianty cvičení je pokus o přesné kopírování obrazce světelným bodem z laserpointeru při stožení na jedné dolní končetině. Pohyb vždy vychází a končí ve středu obrazce. Kopírování všech obrazců by mělo být prováděno co nejpomaleji s důrazem na přesnost provedení. Proband se pokusí každý obrazec přesně okopírovat 3x.

7. Proband kopíruje obrazec č. 3 (Obrázek 7).



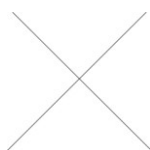
Obrázek 7. Horizontální osmička

8. Proband kopíruje obrazec č. 4 (Obrázek 8).



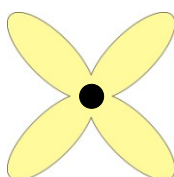
Obrázek 8. Vertikální osmička

9. Proband kopíruje obrazec č. 5 (Obrázek 9).



Obrázek 9. Dvě překřížené diagonály

10. Proband kopíruje obrazec č. 6 (Obrázek 10).



Obrázek 10. Diagonální osmičky

Každý cvik v sadě bude proveden 3x a každá sada 1x.

Délka cvičební jednotky je 10 až 15 minut. V rámci cvičení je nutné kvůli náročnosti stoje na jedné dolní končetině vkládat přestávky, zvláště objeví-li se únava nebo bolest, neboť ty jsou kontraindikací cvičení. Nejvhodnější je, aby se proband mezi každým cvičením na 30 sekund posadil.

4. 5 Statistické zpracování dat

Získaná data byla statisticky zpracována pomocí programu Statgraphics. U sledovaných parametrů byly vypočítány základní statistické charakteristiky: aritmetický průměr, směrodatná odchylka, medián, minimální a maximální hodnota sledovaného parametru. Pro vzájemné porovnání a určení rozdílů mezi hodnotami byl použit znaménkový test a LSD test.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

Je stoj na stabilní podložce, válcové a kulové úseči, gumové čočce a posturomedu na dominantní dolní končetině stabilnější než stoj na nedominantní dolní končetině?

Byla hodnocena stabilita stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině na stabilní podložce, válcové a kulové úseči, gumové čočce a posturomedu. Hledaly se statisticky významné rozdíly mezi stojem na dominantní a nedominantní dolní končetině za těchto daných situací. Hodnocení probíhalo pouze u souboru zdravých probandů (první a druhá skupina). V tabulce 3 jsou uvedeny základní statistické charakteristiky.

	<i>N</i>	<i>Počet odchylek</i>	<i>Počet extrémních odchylek</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>
<i>DDK</i>	26	163	7	6,80769	4	0	27	7,05985	0,045500
<i>NDK</i>	26	226	17	10	7,5	0	39	9,06863	
<i>DDK-válcová úseč</i>	26	209	13	9,03846	5,5	0	30	7,83061	1,000000
<i>NDK-válcová úseč</i>	26	209	15	9,19231	6	0	36	8,12906	
<i>DDK-kulová úseč</i>	24	443	102	26,95833	25,5	4	61	15,18718	0,838257
<i>NDK-kulová úseč</i>	24	448	110	27,83333	23	4	69	17,20634	
<i>DDK-čočka</i>	25	587	292	46,84	46	13	84	16,39024	0,230139
<i>NDK-čočka</i>	25	571	363	51,88	48	7	95	20,12113	
<i>DDK-posturomed</i>	26	362	58	18,38462	13,5	0	72	18,86388	0,583882
<i>NDK-posturomed</i>	26	390	66	20,07692	16	2	51	14,76732	

Tabulka 3. Porovnání parametrů získaných při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině na stabilním povrchu, válcové a kulové úseči, gumové čočce a posturomedu

<i>Vysvětlivky:</i>	<i>N</i>	-počet probandů
	<i>M</i>	-aritmetický průměr
	<i>MED</i>	-medián
	<i>MIN</i>	-minimální hodnota parametru
	<i>MAX</i>	-maximální hodnota parametru
	<i>SD</i>	-směrodatná odchylka
	<i>p</i>	-hladina statistické významnosti
	<i>DDK</i>	-stoj na dominantní dolní končetině na stabilním povrchu
	<i>NDK</i>	-stoj na nedominantní dolní končetině na stabilním povrchu
	<i>DDK-válcová úseč</i>	-stoj na dominantní dolní končetině na válcové úseči
	<i>NDK-válcová úseč</i>	-stoj na nedominantní dolní končetině na válcové úseči
	<i>DDK-kulová úseč</i>	-stoj na dominantní dolní končetině na kulové úseči
	<i>NDK-kulová úseč</i>	-stoj na nedominantní dolní končetině na kulové úseči
	<i>DDK-čočka</i>	-stoj na dominantní dolní končetině na gumové čočce
	<i>NDK-čočka</i>	-stoj na nedominantní dolní končetině na gumové čočce
	<i>DDK-posturomed</i>	-stoj na dominantní dolní končetině na posturomedu
	<i>NDK-posturomed</i>	-stoj na nedominantní dolní končetině na posturomedu

Při použití znaménkového testu byl nalezen statisticky významný rozdíl na hladině významnosti $p < 0,05$ mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při stoji na stabilní podložce.

Při stoji na válcové úseči nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

Při stoji na kulové úseči nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

Při stoji na gumové čočce nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

Při stoji na posturomedu nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

Závěr:

Stoj na dominantní dolní končetině na stabilním povrchu je stabilnější než na nedominantní dolní končetině.

5. 2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

Je stoj na jedné dolní končetině na stabilní podložce se zrakovou kontrolou dominantního oka stabilnější než se zrakovou kontrolou nedominantního oka?

Byla hodnocena stabilita stoje na dominantní a nedominantní dolní končetině na stabilní podložce při zrakové kontrole dominantního a nedominantního oka. Hledaly se statisticky významné rozdíly mezi stojem na dominantní a nedominantní dolní končetině při zrakové kontrole dominantního a nedominantního oka. Hodnocení probíhalo u souboru všech probandů (první, druhá a třetí skupina). V tabulce 4 jsou uvedeny základní statistické charakteristiky.

	<i>N</i>	<i>Počet odchylek</i>	<i>Počet extrémních odchylek</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>
<i>DDK-Do</i>	31	356	18	12,64516	13	1	30	7,40067	0,037635
<i>DDK-No</i>	31	427	54	17,25806	15	0	44	12,70425	
<i>NDK-Do</i>	31	346	50	14,3871	12	0	53	11,52006	0,844519
<i>NDK-No</i>	31	370	40	14,51613	11	0	47	10,94188	

Tabulka 4. Porovnání parametrů získaných při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině se zrakovou kontrolou dominantního a nedominantního oka

<i>Vysvětlivky:</i>	<i>N</i>	-počet probandů
	<i>M</i>	-aritmetický průměr
	<i>MED</i>	-medián
	<i>MIN</i>	-minimální hodnota parametru
	<i>MAX</i>	-maximální hodnota parametru
	<i>SD</i>	-směrodatná odchylka
	<i>p</i>	-hladina statistické významnosti
	<i>DDK-Do</i>	-stoj na dominantní dolní končetině na stabilním povrchu s kontrolou dominantního oka
	<i>DDK-No</i>	-stoj na dominantní dolní končetině na stabilním povrchu s kontrolou nedominantního oka
	<i>NDK-Do</i>	-stoj na nedominantní dolní končetině na stabilním povrchu s kontrolou dominantního oka
	<i>NDK-No</i>	-stoj na nedominantní dolní končetině na stabilním povrchu s kontrolou nedominantního oka

Při použití znaménkového testu byl nalezen statisticky významný rozdíl na hladině významnosti $p < 0,05$ mezi dominantním a nedominantním okem při stoji na dominantní dolní končetině.

Při stoji na nedominantní dolní končetině nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

Závěr:

Stoj na dominantní dolní končetině na stabilní podložce se zrakovou kontrolou dominantního oka je stabilnější než se zrakovou kontrolou oka nedominantního.

5. 3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

Je stoj na jedné dolní končetině na válcové úseči stabilnější než stoj na jedné dolní končetině na úseči kulové?

Byla hodnocena stabilita stoje na dominantní i nedominantní dolní končetině na úseči válcové a na úseči kulové. Hodnocení probíhalo u souboru všech probandů (první, druhá a třetí skupina). V tabulce 5 jsou uvedeny základní statistické charakteristiky.

	<i>N</i>	<i>Počet odchylek</i>	<i>Počet extrémních odchylek</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>
<i>DDK-válcová úseč</i>	31	283	27	10,87097	7	0	44	9,96909	0
<i>DDK-kulová úseč</i>	28	530	123	27,71429	26,5	4	61	14,50123	
<i>NDK-válcová úseč</i>	31	260	19	9,6129	8	0	36	7,71007	0
<i>NDK-kulová úseč</i>	27	510	127	28,2963	24	4	69	16,72358	

Tabulka 5. Porovnání parametrů získaných při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině na válcové a kulové úseči

Vysvětlivky: viz Vysvětlivky k tabulce 3

Byl nalezen statisticky významný rozdíl na hladině významnosti $p < 0,01$ mezi stojem na dominantní i nedominantní dolní končetině na úseči válcové a na úseči kulové.

Závěr:

Stoj na dominantní i nedominantní dolní končetině na válcové úseči je stabilnější než stoj na úseči kulové.

5. 4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4

Je stoj na jedné dolní končetině na kulové úseči stabilnější než stoj na jedné dolní končetině na gumové čočce?

Byla hodnocena stabilita stoji na dominantní i nedominantní dolní končetině na kulové úseči a gumové čočce. Hodnocení probíhalo u souboru všech probandů (první, druhá a třetí skupina). V tabulce 6 jsou uvedeny základní statistické charakteristiky.

	<i>N</i>	<i>Počet odchylek</i>	<i>Počet extrémních odchylek</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>
<i>DDK-kulová úseč</i>	28	530	123	27,71429	26,5	4	61	14,50123	0
<i>DDK-čočka</i>	29	678	341	47	46	13	84	15,60449	
<i>NDK-kulová úseč</i>	27	510	127	28,2963	24	4	69	16,72358	0
<i>NDK-čočka</i>	28	610	410	51,07143	48	7	95	19,8493	

Tabulka 6. Porovnání parametrů získaných při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině na kulové úseči a gumové čočce

Vysvětlivky: viz Vysvětlivky k tabulce 3

Byl nalezen statisticky významný rozdíl na hladině významnosti $p < 0,01$ mezi stojem na dominantní i nedominantní dolní končetině na kulové úseči a na gumové čočce.

Závěr:

Stoj na dominantní i nedominantní dolní končetině na kulové úseči je stabilnější než stoj na gumové čočce.

5. 5 Výsledky k výzkumné otázce č. 5

Je stoj na jedné dolní končetině na gumové čočce stabilnější než stoj na jedné dolní končetině na posturomedu?

Byla hodnocena stabilita stoji na dominantní i nedominantní dolní končetině na gumové čočce a na posturomedu. Hodnocení probíhalo u souboru všech probandů (první, druhá a třetí skupina). V tabulce 7 jsou uvedeny základní statistické charakteristiky.

	<i>N</i>	<i>Počet odchylek</i>	<i>Počet extrémních odchylek</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>
<i>DDK-čočka</i>	29	678	341	47	46	13	84	15,60449	0
<i>DDK-posturomed</i>	31	452	90	20,3871	15	0	72	19,59367	
<i>NDK-čočka</i>	28	610	410	51,07143	48	7	95	19,8493	0
<i>NDK-posturomed</i>	31	469	110	22,22581	19	2	59	15,71774	

Tabulka 7. Porovnání parametrů získaných při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině na gumové čočce a na posturomedu

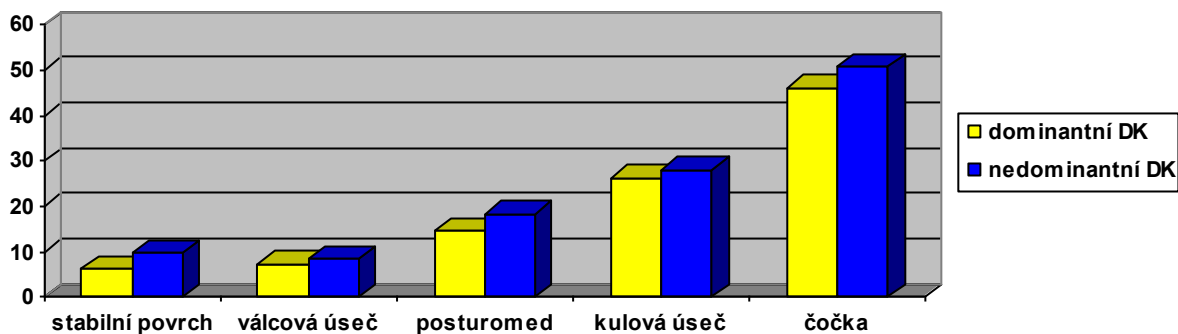
Vysvětlivky: viz Vysvětlivky k tabulce 3

Byl nalezen statisticky významný rozdíl na hladině významnosti $p < 0,01$ mezi stojem na dominantní a nedominantní dolní končetině na gumové čočce a na posturomedu.

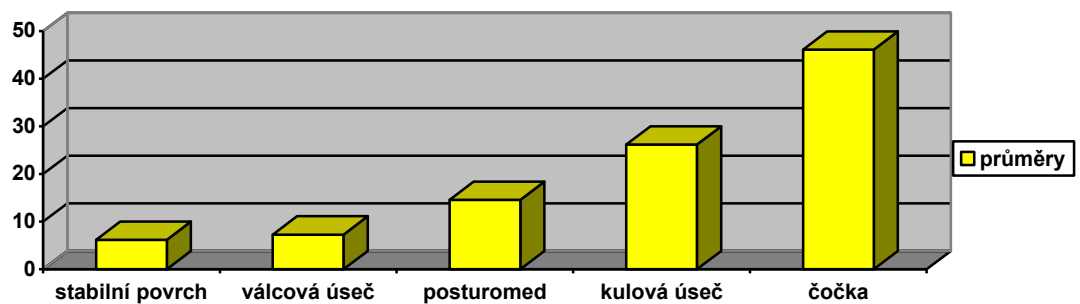
Závěr:

Stoj na dominantní i nedominantní dolní končetině na posturomedu je stabilnější než stoj na gumové čočce.

Z průměrných hodnot odchylek a extrémních odchylek vyplývá stabilita stoje na jedné dolní končetině (Obrázek 15). Největší stabilita stoje na dominantní dolní končetině byla na stabilním povrchu, pak na válcové úseči, dále byl posturomed, poté kulová úseč a nejméně stabilní byl stoj na gumové čočce (Obrázek 16).

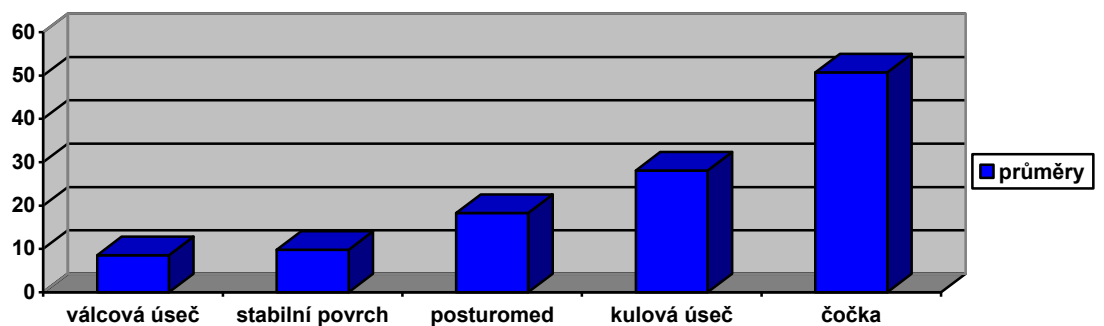


Obrázek 15. Stabilita stoje na dominantní a nedominantní dolní končetině



Obrázek 16. Stabilita stoje na dominantní dolní končetině

Rozdílná situace byla při stoji na nedominantní dolní končetině, kdy byl stoj na válcové úseči dokonce stabilnější než stoj na stabilním povrchu (Obrázek 17).



Obrázek 17. Stabilita stoje na nedominantní dolní končetině

5. 6 Výsledky testování hypotézy H 1

Specifické propioceptivní stabilizační cvičení s laserpointerem zlepšuje stabilitu stoje na jedné dolní končetině na stabilní podložce s plnou zrakovou kontrolou.

Byl hodnocen vliv specifického propioceptivního stabilizačního cvičení s laserpointerem na stabilitu stoje na jedné dolní končetině na stabilním povrchu jak na dominantní, tak na nedominantní končetině. Stabilita byla hodnocena u druhé a třetí skupiny probandů zvlášť i dohromady. V tabulce 8 a 9 jsou uvedeny základní statistické charakteristiky.

	<i>N</i>	<i>Počet odchylek</i>	<i>Počet extrémních odchylek</i>	<i>Body</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>
<i>DDK</i>	5	29	1	31	6,2	6	2	14	4,71169	0,371093
<i>po cvičení</i>	5	22	0	22	4,4	4	1	9	3,57771	
<i>NDK</i>	5	33	2	37	7,4	7	2	13	4,03733	0,133614
<i>po cvičení</i>	5	18	0	18	3,6	2	1	7	2,70185	

Tabulka 8. Porovnání parametrů získaných při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině na stabilním povrchu před a po cvičení u druhé skupiny probandů

	<i>N</i>	<i>Počet odchylek</i>	<i>Počet extrémních odchylek</i>	<i>Body</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>
<i>DDK</i>	5	70	10	90	18	10	8	48	17,08801	1
<i>po cvičení</i>	5	51	4	59	11,8	12	4	19	5,49545	
<i>NDK</i>	5	55	8	71	14,2	13	7	25	7,15542	1
<i>po cvičení</i>	5	59	1	61	12,2	13	8	17	4,08656	

Tabulka 9. Porovnání parametrů získaných při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině na stabilním povrchu před a po cvičení u třetí skupiny probandů

Vysvětlivky: viz Vysvětlivky k tabulce 3

Jak je z tabulky 8 patrné, došlo u druhé skupiny zdravých probandů po specifickém propioceptivním stabilizačním cvičení s laserpointerem ke snížení celkového počtu bodů při stoji na dominantní i nedominantní dolní končetině na stabilním povrchu.

Jak je vidět z tabulky 9, došlo u třetí skupiny probandů po specifickém propioceptivním stabilizačním cvičení s laserpointerem ke snížení celkového počtu bodů při stoji na dominantní i nedominantní dolní končetině na stabilním povrchu.

Tyto rozdíly mezi stojem na dominantní a nedominantní dolní končetině na stabilním povrchu s plnou zrakovou kontrolou před a po cvičení ale nebyly statisticky významné ani u jedné skupiny probandů.

Hypotézu H 1 zamítáme.

5. 7 Výsledky testování hypotézy H 2

Specifické proprioceptivní stabilizační cvičení s laserpointerem zlepšuje stabilitu stoje na jedné dolní končetině na válcové úseči s plnou zrakovou kontrolou.

Byl hodnocen vliv specifického proprioceptivního stabilizačního cvičení s laserpointerem na stabilitu stoje na jedné dolní končetině na válcové úseči jak na dominantní, tak na nedominantní končetině. Stabilita byla hodnocena u druhé a třetí skupiny probandů zvlášť i dohromady. V tabulce 10 a 11 jsou uvedeny základní statistické charakteristiky.

	<i>N</i>	<i>Počet odchylek</i>	<i>Počet extrémních odchylek</i>	<i>Body</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>
<i>DDK-válcová úseč</i>	5	36	0	36	7,2	5	2	15	5,01996	0,371093
<i>po cvičení</i>	5	17	0	17	3,4	3	2	6	1,67332	
<i>NDK-válcová úseč</i>	5	40	0	40	8	9	4	12	3,80789	0,073638
<i>po cvičení</i>	5	20	0	20	4	3	1	9	3,4641	

Tabulka 10. Porovnání parametrů získaných při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině na válcové úseči před a po cvičení u druhé skupiny probandů

	<i>N</i>	<i>Počet odchylek</i>	<i>Počet extrémních odchylek</i>	<i>Body</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>
<i>DDK-válcová úseč</i>	5	74	14	102	20,4	14	6	44	15,05988	1
<i>po cvičení</i>	5	54	9	72	14,4	18	5	18	5,68331	
<i>NDK-válcová úseč</i>	5	51	4	59	11,8	14	5	17	5,06952	1
<i>po cvičení</i>	5	69	2	73	14,6	15	6	21	6,26897	

Tabulka 11. Porovnání parametrů získaných při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině na válcové úseči před a po cvičení u třetí skupiny probandů

Vysvětlivky: viz Vysvětlivky k tabulce 3

Jak je z tabulky 10 patrné, došlo u druhé skupiny zdravých probandů po specifickém propioceptivním stabilizačním cvičení s laserpointerem ke snížení celkového počtu bodů při stoji na dominantní i nedominantní dolní končetině na válcové úseči.

Jak je vidět z tabulky 11, došlo u třetí skupiny probandů po specifickém propioceptivním stabilizačním cvičení s laserpointerem ke snížení celkového počtu bodů při stoji na dominantní dolní končetině na válcové úseči.

Nalezené rozdíly mezi stojem na dominantní i nedominantní končetině na válcové úseči před a po cvičení nebyly ale statisticky významné ani u jedné skupiny probandů.

Hypotézu H 2 zamítáme.

5. 8 Výsledky testování hypotézy H 3

Specifické propioceptivní stabilizační cvičení s laserpointerem zlepšuje stabilitu stoje na jedné dolní končetině na kulové úseči s plnou zrakovou kontrolou.

Byl hodnocen vliv specifického propioceptivního stabilizačního cvičení s laserpointerem na stabilitu stoje na jedné dolní končetině na kulové úseči jak na dominantní, tak na nedominantní končetině. Stabilita byla hodnocena u druhé a třetí skupiny probandů zvlášť i dohromady. V tabulce 12 a 13 jsou uvedeny základní statistické charakteristiky.

	<i>N</i>	<i>Počet odchylek</i>	<i>Počet extrémních odchylek</i>	<i>Body</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>
<i>DDK-kulová úseč</i>	5	98	26	150	30	29	12	51	14,30035	0,371093
<i>po cvičení</i>	5	76	8	92	18,4	9	4	49	18,82286	
<i>NDK-kulová úseč</i>	5	87	17	121	24,2	22	15	46	12,61745	0,371093
<i>po cvičení</i>	5	73	11	95	19	12	6	44	15,55635	

Tabulka 12. Porovnání parametrů získaných při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině na kulové úseči před a po cvičení u druhé skupiny probandů

	<i>N</i>	<i>Počet odchylek</i>	<i>Počet extrémních odchylek</i>	<i>Body</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>
<i>DDK-kulová úseč</i>	4	87	21	129	32,25	31	23	44	9,60469	0,617075
<i>po cvičení</i>	5	87	20	127	25,4	28	12	33	8,6487	
<i>NDK-kulová úseč</i>	3	62	17	96	32	28	20	48	14,42221	1
<i>po cvičení</i>	5	87	24	135	27	24	18	44	10,90871	

Tabulka 13. Porovnání parametrů získaných při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině na kulové úseči před a po cvičení u třetí skupiny probandů

Vysvětlivky: viz Vysvětlivky k tabulce 3

Jak je z tabulky 12 patrné, došlo u druhé skupiny zdravých probandů po specifickém propioceptivním stabilizačním cvičení s laserpointerem ke snížení celkového počtu bodů při stoji na dominantní i nedominantní dolní končetině na kulové úseči.

Jak je vidět z tabulky 13, došlo u třetí skupiny probandů po specifickém propioceptivním stabilizačním cvičení s laserpointerem ke snížení celkového počtu bodů při stoji na dominantní dolní končetině na kulové úseči.

Nalezené rozdíly mezi stojem na dominantní i nedominantní končetině na kulové úseči před a po cvičení nebyly ale statisticky významné ani u jedné skupiny probandů.

Hypotézu H 3 zamítáme.

5. 9 Výsledky testování hypotézy H 4

Specifické propioceptivní stabilizační cvičení s laserpointerem zlepšuje stabilitu stoje na jedné dolní končetině na gumové čočce s plnou zrakovou kontrolou.

Byl hodnocen vliv specifického propioceptivního stabilizačního cvičení s laserpointerem na stabilitu stoje na jedné dolní končetině na gumové čočce jak na dominantní, tak na nedominantní končetině. Stabilita byla hodnocena u druhé a třetí

skupiny probandů zvlášť i dohromady. V tabulce 14 a 15 jsou uvedeny základní statistické charakteristiky.

	<i>N</i>	<i>Počet odchylek</i>	<i>Počet extrémních odchylek</i>	<i>Body</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>
<i>DDK-čočka</i>	5	117	67	251	50,2	39	34	84	21,17073	1
<i>po cvičení</i>	5	123	50	223	44,6	32	15	94	30,41874	
<i>NDK-čočka</i>	5	120	81	282	56,4	50	40	95	22,41205	0,073638
<i>po cvičení</i>	5	110	46	202	40,4	38	14	77	22,78815	

Tabulka 14. Porovnání parametrů získaných při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině na gumové čočce před a po cvičení u druhé skupiny probandů

	<i>N</i>	<i>Počet odchylek</i>	<i>Počet extrémních odchylek</i>	<i>Body</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>
<i>DDK-čočka</i>	4	94	49	192	48	48,5	37	58	11,04536	0,61705
<i>po cvičení</i>	5	98	63	224	44,8	46	25	63	17,58408	
<i>NDK-čočka</i>	3	39	47	133	44,3	42	26	65	19,60442	1
<i>po cvičení</i>	4	82	43	168	42	47	0	74	36,46917	

Tabulka 15. Porovnání parametrů získaných při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině na gumové čočce před a po cvičení u třetí skupiny probandů

Vysvětlivky: viz Vysvětlivky k tabulce 3

Jak je z tabulky 14 patrné, došlo u druhé skupiny zdravých probandů po specifickém proprioceptivním stabilizačním cvičení s laserpointerem ke snížení celkového počtu bodů při stoji na dominantní i nedominantní dolní končetině na gumové čočce.

Nalezené rozdíly mezi stojem na dominantní i nedominantní končetině na gumové čočce před a po cvičení u druhé skupiny probandů nebyly ale statisticky významné.

Hypotézu H 4 zamítáme.

5. 10 Výsledky testování hypotézy H 5

Specifické propioceptivní stabilizačního cvičení s laserpointerem zlepšuje stabilitu stoje na jedné dolní končetině na posturomedu s plnou zrakovou kontrolou.

Byl hodnocen vliv specifického propioceptivního stabilizačního cvičení s laserpointerem na stabilitu stoje na jedné dolní končetině na posturomedu jak na dominantní, tak na nedominantní končetině. Stabilita byla hodnocena u druhé a třetí skupiny probandů zvlášť i dohromady. V tabulce 16 a 17 jsou uvedeny základní statistické charakteristiky.

	<i>N</i>	<i>Počet odchylek</i>	<i>Počet extrémních odchylek</i>	<i>Body</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>
<i>DDK-posturomed</i>	5	61	1	63	12,6	11	0	26	9,88939	1
<i>po cvičení</i>	5	54	1	56	11,2	10	2	27	9,52365	
<i>NDK-posturomed</i>	5	72	14	100	20	12	9	42	14,30035	0,133614
<i>po cvičení</i>	5	39	1	41	8,2	9	3	13	3,63318	

Tabulka 16. Porovnání parametrů získaných při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině na posturomedu před a po cvičení u druhé skupiny probandů

	<i>N</i>	<i>Počet odchylek</i>	<i>Počet extrémních odchylek</i>	<i>Body</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>	<i>SD</i>	<i>p</i>
<i>DDK-posturomed</i>	5	90	32	154	30,8	23	10	66	22,21936	1
<i>po cvičení</i>	5	81	33	147	29,4	29	3	55	20,5621	
<i>NDK-posturomed</i>	5	79	44	167	33,4	36	12	59	17,42986	1
<i>po cvičení</i>	5	116	31	178	35,6	33	14	51	15,74166	

Tabulka 17. Porovnání parametrů získaných při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině na posturomedu před a po cvičení u třetí skupiny probandů

Vysvětlivky: viz Vysvětlivky k tabulce 3

Jak je z tabulky 16 patrné, došlo u druhé skupiny zdravých probandů po specifickém proprioceptivním stabilizačním cvičení s laserpointerem ke snížení celkového počtu bodů při stoji na dominantní i nedominantní dolní končetině na posturomedu.

Jak je vidět z tabulky 17, došlo u třetí skupiny probandů po specifickém proprioceptivním stabilizačním cvičení s laserpointerem ke snížení celkového počtu bodů při stoji na dominantní dolní končetině na posturomedu.

Nalezené rozdíly mezi stojem na dominantní i nedominantní končetině na posturomedu před a po cvičení nebyly ale statisticky významné ani u jedné skupiny probandů.

Hypotézu H 5 zamítáme.

6 DISKUZE

Hlavním cílem této diplomové práce bylo vytvořit a představit specifické proprioceptivní stabilizační cvičení s využitím laserpointeru a ohodnotit jeho vliv na stabilitu stoje na jedné dolní končetině.

K vyšetření byla použita nová vyšetřovací metoda, která využívá světelný bod z laserpointeru k hodnocení stability stoje na jedné dolní končetině. Tato metoda vznikla při tvorbě specifického proprioceptivního stabilizačního cvičení s laserpointerem a hledání možnosti, jak ohodnotit vliv tohoto cvičení na stabilitu stoje na jedné dolní končetině. Byla využita část tohoto cvičení s laserpointerem a pomocí videozáznamu kvantifikována a získaná data využita k hodnocení efektu cvičení na stabilitu stoje na jedné dolní končetině.

Tato metoda je velmi jednoduchá a vhodná do praxe k hodnocení stability stoje na jedné dolní končetině. Je nenáročná na přístrojové vybavení. K vyšetření stačí pouze laserpointer, digitální fotoaparát nebo videokamera a počítačový program, který dokáže zpomaleně přehrávat videozáznam.

Cílem bylo tuto metodu pouze představit a vytvořit ji tak, aby byla co nejjednodušší a co možná nejméně náročná. Jinak je tato metoda vhodná k dalšímu rozpracování. Pokud by tato metoda měla větší ambice než pouhé hodnocení v praxi, bylo by možné ji zpřesnit použitím videozáznamu, na kterém by se hodnotila trajektorie pohybu světelného bodu z laserpointeru. Nabízí se také možnost porovnání s ostatními metodami, které hodnotí stabilitu stoje. Například by bylo možné provést současné naše vyšetření na stabilometrické plošině a poté výsledky vzájemně porovnat.

Tato metoda byla použita k hodnocení vlivu dominance dolních končetin na stabilitu stoje na jedné dolní končetině. Tento vliv byl zkoumán při stoji na stabilní podložce, na válcové a kulové úseči a na gumové čočce a posturomedu.

Při tvorbě výzkumných otázek jsem vycházela ze znalostí o lateralitě dolních končetin. Za preferovanou dolní končetinu je považována ta, kterou upřednostňujeme při složitějších a koordinačně náročnějších činnostech. Preferované dolní končetině více důvěřujeme a v jemných a složitých činnostech je výkonnější (Měkota, 1984). Nesouměrná činnost dolních končetin se projevuje funkční specializací, kdy jedna dolní končetina je zdatnější v silových výkonech, jako je odrážení se, zatímco druhá

je obratnější ve výkonech vyžadujících přesnost a šikovnost. Rozlišujeme tedy nohu švihovou (dominantní) a odrazovou (nedominantní) (Drnková-Pavlíková & Syllabová, 1991). Noha švihová je používána k složitějším činnostem a noha odrazová nese váhu těla (Měkota, 1984).

Schopnost udržet světelný bod z laserpointeru ve středu obrazce jsem považovala za činnost koordinačně náročnou, jemnou a vyžadující přesnost. Z tohoto důvodu jsem předpokládala, že stabilnější bude stoj na dominantní dolní končetině, neboť je schopna přesnějšího a obratnějšího výkonu.

Nabízela se ještě další varianta a to zvolit jako stabilnější nedominantní dolní končetinu. Vařeka (2001) rozlišuje na dolních končetinách funkci stabilizační/brzdící a dynamickou/stabilizační, kdy jedna dolní končetina je upřednostňována pro pohyb a činnosti, zatímco druhá zajišťuje stabilní stoj a posturu. Z daného by se dalo usuzovat, že nedominantní dolní končetina je tedy stabilnější. Bullock-Saxton et al. (2001) zmiňují ve své studii dělení dolních končetin podle dominance v dovednostní a postojové funkci. Dolní končetina mající roli manipulace je označena jako dovednostní a druhá jako stojná, protože poskytuje oporu během aktivity dovednostní končetiny. Podle těchto funkcí autoři studie předpokládali, že by rozdíly ve statestézii kolenního kloubu mezi stranami měly být vidět při stoji na jedné dolní končetině, kdy by stojná končetina měla dosahovat lepších výsledků. Měkota (1984) ale také uvádí, že například při provádění rovnováhově nejnáročnějších bruslařských a gymnastických činností se mění úloha oporné (nedominantní) nohy. Při těchto činnostech byla jako oporná preferována pravá dolní končetina, která je ve většině případů dominantní dolní končetinou. Většina lidí má odrazovou levou dolní končetinu, což se potvrdilo i v naší práci, kde 28 ze 31 probandů mělo jako nedominantní levou dolní končetinu.

Statisticky významný rozdíl byl nalezen při stoji na dominantní dolní končetině na stabilní podložce. Náš předpoklad se tedy potvrdil.

Naše zjištění podporují ve své studii Ross, Guskiewicz, Prentice, Schneider a Yu (2004), kteří zjistili, že dominantní (švihová) dolní končetina má lepší proprioceptivní schopnosti a rovnováhu než nedominantní (stojná) dolní končetina. Kearns, Isokawa a Abe (2001) ve své studii uvádějí, že přednostní užívání jedné dolní končetiny má za následek nárůst rozdílu v tloušťce svalu mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. Tento rozdíl ve velikosti svalu je spojen s větší délkou svalových fasciкул na dominantní dolní končetině a tedy se schopností

generovat větší svalovou sílu. Preferencí dominantní dolní končetiny tedy dochází k svalové hypertrofii na této končetině. Naopak Muaidi, Nicholson a Refshauge (2006) ale ve své studii uvádějí, že není rozdíl v proprioceptivních schopnostech mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. Také Bullock-Saxton et al. (2001) nepotvrdili, že by dominance dolních končetin měla vliv na statestézii kolenního kloubu. Dále McCurdy a Langford (2006) a Hoffman, Schrader, Applegate a Koceja (1998) ve svých studiích zjistili, že není rozdíl ve stabilitě mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

Dále byl hodnocen pomocí této metody vliv dominance očí na stabilitu stoje na jedné dolní končetině.

Zkoušky oční laterality jsou zaměřeny dvojitým způsobem. Zjišťují oko přednostně užívané v monokulárním vidění, tj. v situaci, která nás nutí dívat se jen jedním okem, a zjišťují směřovost v binokulárním vidění, tj. při hledění oběma očima. Oko, které používáme v monokulárním vidění, se nazývá zaměřovacím a oko, které je směřové v binokulárním vidění, okem řídicím (Drnková-Pavlíková & Syllabová, 1991). Při určování laterality očí byly v této diplomové práci použity pouze otázky týkající se monokulárního vidění. Zjištění dominantního oka lze také provést zkouškou, kdy míříme oběma očima s nataženou horní končetinou na zvolený bod. Při zavření jednoho oka bod zůstává bez posunu, při zavření druhého oka se posouvá mimo cíl měření. Dominantním okem je to, kterým i nadále míříme na zvolený cíl (Opavský, 2003). Greenman (1996) používá ke zjištění dominantního oka zkoušku, při které se díváme kruhovým otvorem, vytvořeným z palců a ukazováků obou našich natažených rukou. Oběma očima se díváme tímto otvorem, který má být co nejmenší, na předmět v dálce. Poté zavřeme jedno oko a pokud stále vidíme tímto otvorem předmět, tak se díváme dominantním okem. Pokud předmět z otvoru zmizí, díváme se okem nedominantním.

Při tvorbě výzkumné otázky jsem předpokládala, že stabilnější bude stoj se zrakovou kontrolou dominantního (zaměřovacího) oka. Můj předpoklad automaticky vycházel ze situace, kterou jsme testovali. Zkoumána byla stabilita stoje na jedné dolní končetině při monokulárním vidění a tudíž by mělo být upřednostňováno oko zaměřovací. Tento předpoklad se potvrdil. Statisticky významný rozdíl byl nalezen při stoji se zrakovou kontrolou dominantního oka na dominantní dolní končetině.

K opačnému závěru ale ve své studii dospěli Asakawa, Ishikawa, Kawamorita, Fujiyama, Shoji a Uozato (2007), kteří zkoumali vliv dominance zraku na udržení posturální stability, neboť z jejich výsledků vyplynulo, že nedominantní oko přispívalo posturální kontrole více než oko dominantní.

Dále byla metoda použita k hodnocení stability stoje za různých podmínek. Hodnocena byla stabilita stoje na stabilní podložce, na válcové úseči, na kulové úseči, na gumové čočce a na posturomedu. Toto pořadí byla zvoleno podle osobního předpokladu o náročnosti jednotlivých labilních ploch.

Cílem bylo vytvořit řadu vhodnou pro cvičení podle náročnosti. Cvičení by vždy mělo začínat na stabilní podložce a po zvládnutí přecházet k náročnějšímu cvičení na labilních plochách. Začínat by se vždy mělo na ploše lehčí a postupně přecházet k náročnějším labilním plochám.

Z výsledků vyplývá, že nejstabilnější je stoj na úseči válcové a nejméně stabilní na gumové čočce. Byla vytvořena řada doporučená pro cvičení v pořadí podle výsledků od nejlehčí po nejnáročnější:

- válcová úseč
- posturomed
- kulová úseč
- gumová čočka

V tomto pořadí je vhodné cvičit specifické propioceptivní stabilizační cvičení s laserpointerem po zvládnutí cvičení na stabilní podložce.

Válcová úseč je nejstabilnější labilní plochou. Je vyrobena z pevného materiálu a poskytuje několika bodovou oporu. Během vyšetření udávalo několik probandů jako subjektivní dojem, že jim válcová úseč poskytovala dokonce větší pocit stability než stabilní podložka. Podle výsledků byl dokonce stoj na válcové úseči na nedominantní dolní končetině stabilnější než stoj na stabilní podložce (viz Obrázek 17). Tento výsledek si lze vysvětlit tím, že rozdíly mezi stojem na stabilní podložce a na válcové úseči byli na dominantní i nedominantní dolní končetině velmi malé. Stoj na pevné podložce a na válcové úseči tedy představují velice podobnou situaci. Takže si tento výsledek vysvětlují tím, že při stožení na nedominantní dolní končetině, která je podle našich výsledků končetinou méně stabilní, se tato podobnost a tyto malé rozdíly v náročnosti projeví více.

Z výsledků vyplývá, že válcová úseč patří k velmi jednoduchým labilním plochám a poskytuje téměř stejný pocit jistoty jako stabilní podložka. Je proto na zvážení, jestli je nutné zařadit ji do cvičební řady. Bylo by možné ji vynechat a přejít po zvládnutí cvičení na stabilním povrchu rovnou ke cvičení na posturomedu.

V pořadí druhá nejméně náročná labilní plocha je posturomed. Posturomed jsem při tvorbě pořadí jednotlivých labilních ploch podle náročnosti zvolila podle svého dosavadního přesvědčení jako plochu nejnáročnější a tyto výsledky jsou tedy velkým překvapením. Posturomed opět poskytuje vícebodovou oporu a je vyroben z pevného materiálu. Na rozdíl od válcové úseče ale na posturomedu dochází k rozkmitání plochy v horizontálním směru, které musí pacient vyvažovat. Na rozdíl od úseči a gumové čočky však poskytuje možnost opory pro horní končetiny a dává tak pacientovi větší pocit jistoty.

Kulová úseč už se řadí k velmi náročným labilním plochám. Její výhodou je, že je vyrobena z pevného materiálu, a nevýhodou je, že poskytuje pouze jednobodovou oporu.

Gumová čočka, jak z výsledků vyplývá, je nejnáročnější labilní plochou. Gumová čočka není vyrobena z pevného materiálu a dává tudíž jen velmi malý pocit jistoty.

Dokonce i pro některé zdravé probandy z výzkumného souboru už byl stoj na jedné dolní končetině na kulové úseči a na gumové čočce příliš náročný a vyšetření nezvládli.

Stoj na jedné dolní končetině na kulové úseči a gumové čočce představuje již velmi náročnou situaci a proto by měly tyto labilní plochy být používány u již velmi zdatných pacientů. Jejich zvládnutí představuje jakýsi vrchol specifického proprioceptivního stabilizačního cvičení s laserpointerem i ostatních senzomotorických cvičení.

Hlavní náplní této diplomové práce bylo vytvoření specifického proprioceptivního stabilizačního cvičení s laserpointerem a zhodnocení jeho vlivu na stabilitu stoje na jedné dolní končetině. Specifické proprioceptivní stabilizační cvičení s laserpointerem bylo vytvořeno jako nová forma proprioceptivního tréninku vhodného k rehabilitaci po poranění měkkých struktur kolenního kloubu. Neuromuskulární a proprioceptivní trénink je velkým přínosem v prevenci zranění ACL (Mandelbaum, Silvers, Watanabe, Knarr, Thomas, Griffin, & Kirkendall,

2005). Proprioceptivní trénink zlepšuje koordinační schopnosti po zranění ACL (Dubljanin-Raspopović, Matanović, & Kadija, 2005). Proprioceptivní a balanční cvičení zlepšuje propriocepci a svalovou sílu na dolní končetině po úrazech ACL (Cooper, Taylor, & Feller, 2005).

Cvičení byla aplikováno na soubor zdravých probandů a na soubor pacientů po úrazech měkkých struktur kolenního kloubu. Naším předpokladem bylo, že toto cvičení zlepšuje stabilitu stoje na jedné dolní končetině na stabilní podložce a na různých labilních plochách a to u obou skupin.

I když se naše hypotézy nepotvrdily, protože nalezené rozdíly před a po specifickém proprioceptivním stabilizačním cvičení s laserpointerem nebyly statisticky významné, došlo u druhé skupiny zdravých probandů ke zlepšení stability stoje na dominantní i nedominantní dolní končetině jak na stabilním povrchu, tak na všech labilních plochách. U třetí skupiny pacientek došlo ke zlepšení stability stoje na dominantní i nedominantní dolní končetině na stabilním povrchu a na dominantní dolní končetině na válcové a kulové úseči a posturomedu.

Již dříve uváděnými studii, které hodnotí vliv dominance dolních končetin na proprioceptivní funkci (Ross et al., 2004) a svalovou sílu (Kearns et al., 2001), by bylo možné vysvětlit rozdílný efekt cvičení na dominantní a nedominantní dolní končetině. Dominantní dolní končetina je v jemných a složitých činnostech výkonnější a upřednostňujeme ji při složitějších a koordinačně náročnějších činnostech a proto lze předpokládat, že se u ní vliv cvičení projevil dříve než na nedominantní dolní končetině. Podle Švajgla (2000) má dominantní strana kvalitnější motorické dráhy, proto se při cvičení na dominantní končetině vytváří rychleji a zejména kvalitněji paměťové stopy. Jejich rychlé vytvoření má zásadní význam pro kvalitní provedení cviku.

Jedinou výjimku na dominantní dolní končetině tvořil stoj na gumové čočce. Pro zlepšení stability stoje na této nejnáročnější labilní ploše nebylo dané cvičení pravděpodobně dostatečné.

Pro hodnocení nalezených výsledků však považuji za důležitý hlavně fakt, že byla nedominantní dolní končetina u třetího souboru pacientek končetinou zraněnou. Takže jako hlavní důvod neúspěchu cvičení na nedominantní dolní končetině bych viděla spíše vliv zranění než vliv dominance.

Druhou skupinu tvořilo 5 zdravých probandek. Tato skupina cvičila 2x denně po dobu jednoho týdne. Třetí skupinu tvořilo 5 pacientek po úrazech měkkých struktur

kolenního kloubu. Jednalo se o akutní stavy po úraze vazů u tří pacientek a po úraze menisků s přidruženou chondropatií patelly u dvou pacientek. U všech pacientek byla poraněna nedominantní dolní končetina, kterou byla ve všech případech levá dolní končetina. Tato skupina se podrobila 6 cvičebním lekcím, které byly rozvrženy do více týdnů.

Při srovnání druhé a třetí skupiny probandek byl rozdíl v počtu cvičebních lekcí, kterých bylo u druhé skupiny 14 a u třetí skupiny jenom 6, protože pacientky cvičily pouze pod dohledem terapeuta. Ale i přes menší počet lekcí došlo u skupiny pacientek na zdravé dolní končetině ke zlepšení. Neefektivní bylo cvičení pouze u zraněné dolní končetiny. Zatímco Jerosch, Pfaff, Thorwesten a Schoppe (1998) ve své studii dosáhly lepších výsledků v propioceptivních schopnostech po cvičení více na zraněné dolní končetině než na končetině nezraněné.

Použitá cvičební jednotka probíhala pouze na stabilním povrchu. Toto cvičení splnilo očekávaný výsledek a stabilita stoje na stabilním povrchu byla u všech probandů z obou skupin zlepšena a to i na zraněné dolní končetině. Daná doba a rozsah cvičení se ukázaly jako dostatečné pro to, aby se mohl efekt cvičení projevit.

U dvou pacientek nebylo možné z hlediska velké náročnosti provést vyšetření stoje na jedné dolní končetině na kulové úseči a gumové čočce, avšak po cvičení bylo možné už vyšetření provést. Tento výsledek není sice možno statisticky ohodnotit, ale z hlediska praktického se jistě jedná o přínos cvičení a o zlepšení stability stoje na jedné dolní končetině. Nestejný počet probandů v porovnávaných skupinách však mohl ovlivnit statistické výsledky. Jak je vidět v tabulce 13 a 15 mohlo dojít k nárůstu počtu bodů po cvičení z důvodu většího počtu vyšetřovaných probandů. Dále byl také výzkumný soubor, na kterém byl hodnocen efekt cvičení, se svým počtem 10 probandů velmi malý na rozdíl od výzkumného souboru, který v případě zkoumání vlivu dominance dolních končetin tvořilo 26 probandů a při zkoumání vlivu dominance zraku a náročnosti labilních ploch dokonce 31 probandů. Takže se při hodnocení efektu cvičení nedosáhlo i přes zlepšení takové statické významnosti jako u předešlých hodnocení.

Z hlediska statistické významnosti se naše hypotézy o efektu specifického propioceptivního stabilizačního cvičení s laserpointerem na stabilitu stoje na jedné dolní končetině sice nepotvrdily, ale z hlediska věcné významnosti však výsledky

studie splnily naše očekávání, i když očekávané zlepšení nastalo hlavně po cvičení na zdravých dolních končetinách. Dané výsledky ukazují, že cvičební jednotka vytvořená v této práci je vhodná spíše pro zlepšení stability stoje na zdravé dolní končetině. Po úrazech měkkých struktur kolenního kloubu dochází ke zhoršení proprioceptivní funkce (Masayoshi et al., 2004; Pap et al., 1999; Roberts et al., 2004) a tudíž by počet cvičebních lekcí měl být větší a celková doba cvičení delší než při cvičení na zdravé dolní končetině.

7 ZÁVĚR

- Stoj na dominantní dolní končetině na stabilním povrchu je stabilnější než na nedominantní dolní končetině.
- Stoj na dominantní dolní končetině na stabilní podložce se zrakovou kontrolou dominantního oka je stabilnější než se zrakovou kontrolou oka nedominantního.
- Stoj na dominantní i nedominantní dolní končetině na válcové úseči je stabilnější než stoj na úseči kulové.
- Stoj na dominantní i nedominantní dolní končetině na kulové úseči je stabilnější než stoj na gumové čočce.
- Stoj na dominantní i nedominantní dolní končetině na posturomedu je stabilnější než stoj na gumové čočce.
- Nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly před a po specifickém proprioceptivním stabilizačním cvičení s laserpointerem ani u jedné skupiny probandů, i když u druhé skupiny zdravých probandů došlo ke zlepšení stability stoje na dominantní i nedominantní dolní končetině na stabilním povrchu, válcové a kulové úseči, gumové čočce a posturomedu a u třetí skupiny pacientů ke zlepšení stability stoje na dominantní i nedominantní dolní končetině na stabilním povrchu a dále ke zlepšení stability stoje na dominantní dolní končetině na válcové a kulové úseči a posturomedu.

8 SOUHRN

Cílem této diplomové práce bylo představit specifické propioceptivní stabilizační cvičení s využitím laserpointeru. Toto cvičení bylo vytvořeno jako další alternativa propioceptivního tréninku jako důležité součásti tréninku dynamické stabilizace kolenního kloubu po úrazech jeho měkkých struktur.

Dále byla představena nová vyšetřovací metoda využívající laserpointer k hodnocení stability stoje na jedné dolní končetině. Pomocí této metody byl zhodnocen vliv dominance dolních končetin a dominance očí na stabilitu stoje na jedné dolní končetině a stabilita stoje na jedné dolní končetině na různých labilních plochách. Dále byl pomocí této metody zhodnocen efekt specifického propioceptivního stabilizačního cvičení s laserpointerem na stabilitu stoje na jedné dolní končetině.

Soubor tvořilo 31 probandů. První skupinu tvořilo 21 zdravých probandů. Druhou skupinu tvořilo 5 zdravých probandů. Třetí skupinu tvořilo 5 pacientek s poraněním měkkých struktur kolenního kloubu (2 pacientky po poranění menisků a s chondropatií patelly a 2 pacientky s rupturou ACL, 1 pacientka s rupturou ACL a PCL). U všech skupin byla vyšetřena stabilita stoje na jedné dolní končetině na pevném, stabilním povrchu nejdříve s plnou zrakovou kontrolou, dále při zrakové kontrole dominantního oka a nakonec při zrakové kontrole nedominantního oka. Dále byla vyšetřena stabilita stoje na různých labilních plochách v pořadí válcová úseč, kulová úseč, gumová čočka a posturomed při plné zrakové kontrole.

První skupina se podrobila pouze tomuto vyšetření. Druhá a třetí skupina pak cvičila cvičební jednotku s laserpointerem. Poté byli opět stejným způsobem vyšetřeni a byl zhodnocen efekt cvičení na stabilitu ve stoji na jedné dolní končetině za různých podmínek.

Z výsledků vyplývá, že stoj na dominantní dolní končetině na stabilním povrchu je stabilnější než stoj na nedominantní dolní končetině, a že stoj na dominantní dolní končetině na stabilní podložce se zrakovou kontrolou dominantního oka je stabilnější než se zrakovou kontrolou oka nedominantního. Dále byla zhodnocena stabilita stoje na jedné dolní končetině na různých labilních plochách a vytvořena řada podle náročnosti těchto labilních ploch od nejlehčí po nejtěžší a to v pořadí válcová úseč, posturomed, kulová úseč a gumová čočka.

Naše hypotézy o tom, že specifické propioceptivní stabilizační cvičení s laserpointerem zlepšuje stabilitu stoje na jedné dolní končetině se nepotvrdily, i když po cvičení došlo u druhé skupiny zdravých probandů ve všech případech ke zlepšení a u třetí skupiny pacientů ke zlepšení stability stoje na dominantní i nedominantní dolní končetině na stabilním povrchu a dále ke zlepšení stability stoje na dominantní dolní končetině na válcové a kulové úseči a posturomedu.

9 SUMMARY

The aim of my work was to present specific, laserpointer using proprioceptive stabilization exercise. The exercise was formed as another alternative of proprioceptive training, an important part of knee-joint dynamic stabilization training after knee soft structures injuries.

New examination method which uses light spot from the laserpointer to assess the stability of single-leg standing was further presented. Influence of legs and eyes dominance on stability of single-leg standing, and stability of single-leg standing on different unstable platforms were assessed by means of this method. Using the said method, the effect of specific, laserpointer using proprioceptive stabilization exercise on the stability of single-leg standing was then assessed.

The set consisted of 31 probands. The first group consisted of 21 healthy probands. The second group consisted of 5 healthy probands. The third group consisted of 5 patients suffering from knee-joint soft structures injury (2 patients after meniscus injury and with patella chondropathy, 2 patients with ACL rupture, and 1 patient with ACL and PCL rupture). In all groups, stability of single-leg standing on a fixed stable platform was examined under full visual control at first, then under visual control of the dominant eye and finally, under visual control of the non-dominant eye. The stability of standing on various unstable platforms was then examined, using successively rocker board, wobble board, rubber lens, and posturomed under full visual control.

The first group underwent this examination only. The second and the third group then came through a training unit with the laser pointer. Then they were examined again in the way described above and the effect of exercise on the stability of single-leg standing under various conditions was assessed.

It follows from the results that standing on the dominant leg on a stable platform is more stable than standing on the non-dominant leg, and that standing on the dominant leg on a stable platform under visual control of the dominant eye is more stable than standing under the control of the non-dominant eye. Stability of the single-leg standing on various unstable platforms was then assessed by means of a series of unstable platforms with varying difficulty – from the easiest to the most difficult one, i.e. from the rocker board through posturomed and wobble board to the rubber lens.

Our hypothesis that the specific, laserpointer using proprioceptive stabilization exercise improves the single-leg standing has not been confirmed although all members of the second group of healthy probands showed improvement after the exercise and in the third group of patients, the stability of standing on both dominant and non-dominant leg on a stable platform and the stability of standing on the dominant leg on the rocker board and wobble board and posturomed have been improved.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

Anonymous (2007). Zobrazení pravého kolenního kloubu. Retrieved 17. 7. 2007 from the World Wide Web: http://www.hc-vsetin.cz/ftk/semi/baka_marta_soubory/image005.jpg

Anonymous (2006). The somatosensory cortex. Retrieved 17. 7. 2007 from the World Wide Web: http://www.nipissingu.ca/faculty/danam/Psyc2906/Powerpoint%20Pres/Test1/somatosensory_06.pdf

Adachi, N., Ochi, M., Uchio, Y., Iwasa, J., Ishikawa, M., & Shinomiya, R. (2007). Temporal change of joint position sense after posterior cruciate ligament reconstruction using multi-stranded hamstring tendons. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 15(1), 2-8. Retrieved 9. 7. 2007 from SPRINGERLINK database on the World Wide Web: <http://www.springerlink.com/content/q36377n435t38777/fulltext.pdf>

Ambler, Z. (2002). *Neurologie pro studenty lékařské fakulty*. Praha: Karolinum.

Anders, J. O., Venbrocks, R. A., & Weinberg, M. (2007). Proprioceptive skills and functional outcome after anterior cruciate ligament reconstruction with a bone-tendon-bone graft. *International Orthopaedics*. Retrieved 9. 7. 2007 from SPRINGERLINK database on the World Wide Web: <http://www.springerlink.com/content/7kh3j3j23147388k/fulltext.pdf>

Asakawa, K., Ishikawa, H., Kawamorita, T., Fujiyama, Y., Shoji, N., & Uozato, H. (2007). Effects of ocular dominance and visual input on body sway. *Japanese Journal of Ophthalmology*, 51, 375–378. Retrieved 20. 10. 2007 from SPRINGERLINK database on the World Wide Web: <http://www.springerlink.com>

Bakhtiary, A. H., & Fatemi, E. (2007). Open versus closed kinetic chain exercises for patellar chondromalacia [Abstract]. *British Journal of Sports Medicine*. Retrieved

9. 7. 2007 from SPRINGERLINK database on the World Wide Web:

<http://bjsm.bmj.com/cgi/content/abstract/bjsm.2007.038109v1>

Bartoníček, J., & Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf.

Bednařík, J. (2004). Senzitivní systém. In Z. Ambler, J. Bednařík, & E. Růžička (Eds.), *Klinická neurologie-část obecná* (pp.167-199). Praha: Triton.

Borovanský, L. (1992). *Anatomie, soustava kosterní*. Praha: Triton.

Bullock-Saxton, J. E., Wong, W. J., & Hogan, N. (2001). The influence of age on weight-bearing joint reposition sense of the knee. *Experimental Brain Research*, 136, 400–406. Retrieved 9. 7. 2007 from SPRINGERLINK database on the World Wide Web: <http://www.springerlink.com/content/ymaw6aan2kba0kqb/fulltext.pdf>

Bunton, E., Pitney, W. A., Cappaert, T. A., & Kane, A. W. (1993). The role of limb torque, muscle action and proprioception during closed kinetic chain rehabilitation of the lower extremity. *Journal of Athletic Training*, 28(1), 10-20. Retrieved 9. 7. 2007 from PUBMED database on the World Wide Web: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?tool=pubmed&pubmedid=16558197>

Cooper, R. L., Taylor, N. F., & Feller, J. A. (2005). A randomised controlled trial of proprioceptive and balance training after surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament [Abstract]. *Research in Sports Medicine*, 13(3), 217-30. Retrieved 20. 10. 2007 from PUBMED database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov>

Drnková-Pavlíková, Z., & Syllabová, R. (1991). *Záhada leváctví a praváctví*. Praha: Avicenum.

Dubljanin-Raspopović, E., Matanović, D., & Kadija, M. (2005). Influence of proprioceptive training in the improvement of neuromuscular performance after ACL

reconstruction [Abstract]. *Srpski arhiv za celokupno lekarstvo*, 133(9-10), 429-32.

Retrieved 20. 10. 2007 from PUBMED database on the World Wide Web:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov>

Dugan, S. A. (2005). Sports-related knee injuries in female athletes: What gives?

American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 84, 122–130. Retrieved

9. 7. 2006 from PUBMED database on the World Wide Web:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov>

Dvořák, R. (2005a). Některé teoretické poznámky k problematice otevřených

a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 12-17.

Dvořák, R. (2005b). Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce

v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 18-22.

Fremerey, R.W., Lobenhoffer, P., Born, I., Tscherne, H., & Bosch, U. (1998). The

role of ACL reconstruction on restitution of proprioception in chronic anterior instability of the knee a prospective longitudinal study. *Der Unfallchirurg*, 101,

697-703. Retrieved 7. 3. 2007 from SPRINGERLINK database on the World Wide

Web: <http://www.springerlink.com/content/emafl2xyhejwc8d/fulltext.pdf>

Greenman, P. E. (1996). *Principles of manual medicine*. Baltimore: Williams

& Wilkins.

Hoffman, M., Schrader, J., Applegate, T., & Koceja, D. (1998). Unilateral postural

control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy

subjects. *Journal of Athletic Training*, 33(4), 319-322. Retrieved 20. 10. 2007 from

SPRINGERLINK database on the World Wide Web: <http://www.springerlink.com>

Janda, V., & Vávrová, M. (1992). Senzomotorická stimulace-Základy metodiky

proprioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*, 25 (3), 14-34.

Janda, V., & Vávrová, M. (1996). Sensory motor stimulation. In C. Liebenson (Ed.), *Rehabilitation of the Spine: A Practitioner's Manual*. Los Angeles: Williams & Wilkins.

Jerosch, J., Pfaff, G., Thorwesten, L., & Schoppe, R. (1998). Effects of a proprioceptive training program on sensorimotor capacities of the lower extremity in patients with anterior cruciate ligament instability [Abstract]. *Sportverletz Sportschaden*, 12(4), 121-30. Retrieved 20. 10. 2007 from PUBMED database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov>

Jerosch, J., Prymka, M., & Castro, W. H. (1996). Proprioception of knee joints with a lesion of the medial meniscus. *Acta Orthopaedica Belgica*, 62 (1), 41-45. Retrieved 7. 3. 2007 from PROQUEST database on the World Wide Web: <http://proquest.umi.com/pqdweb>

Johnston, R. B., Howard, M. E., Cawley, P. W., & Losse, G. M. (1998). Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30 (12), 1703-1707. Retrieved 9. 7. 2007 from PUBMED database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov>

Jones, H. P., Appleyard, R. C., Mahajan, S., & Murrell, G. A. (2003). Meniscal and chondral loss in the anterior cruciate ligament injured knee [Abstract]. *Sports Medicine*, 33(14), 1075-1089. Retrieved 26. 6. 2007 from PUBMED database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov>

Kaňovský, P., Bareš, M., & Dufek, J. (2004). *Spasticita: mechanismy, diagnostika, léčba*. Praha: Maxdorf.

Kearns, C. F., Isokawa, M., & Abe, T. (2001). Architectural characteristics of dominant muscles in junior soccer players. *European Journal of Applied Physiology*, 85, 240-243. Retrieved 20. 10. 2007 from SPRINGERLINK database on the World Wide Web: <http://www.springerlink.com>

Králíček, P. (1995). *Úvod do speciální neurofysiologie*. Praha: Karolinum.

Mandelbaum, B. R., Silvers, H. J., Watanabe, D. S., Knarr, J. F., Thomas, S. D., Griffin, L. Y., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. (2005). Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up [Abstract]. *American Journal of Sports Medicine*, 33(7), 1003-10. Retrieved 20. 10. 2007 from PUBMED database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov>

Masayoshi, K., Hiroshi, H., Masashi, K., Atsushi, K., Kazuhisa, H., Masanori, T., & Keni, T. (2004). Proprioception and performance after anterior cruciate ligament rupture. *International Orthopaedics*, 28, 278–281. Retrieved 7. 3. 2007 from SPRINGERLINK database the World Wide Web: <http://www.springerlink.com/content/hww5w4x1mhdapewx/fulltext.pdf>

Mayer, M., & Smékal, D. (2004). Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 111-117.

McCurdy, K., & Langford, G. (2006). The relationship between maximum unilateral squat strength and balance in young adult men and women. *Journal of Sports Science and Medicine*, 5, 282-288. Retrieved 20. 10. 2007 from SPRINGERLINK database on the World Wide Web: <http://www.springerlink.com>

Měkota, K. (1984). Syntetická studie o pohybové lateralitě. *ACTA UNIVERSITATIS PALACKIANAE OLOMUCENSIS FACULTAS PAEDAGOGICA GYMNICA XIV. Tělesná výchova a sport 3*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.

Meunier, A., Odensten, M., & Good, L. (2007). Long-term results after primary repair or non-surgical treatment of anterior cruciate ligament rupture: a randomized study with a 15-year follow-up. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 17, 230-237.

Muaidi, Q. I., Nicholson, L. L., & Refshauge, K. M. (2006). Proprioceptive acuity of active rotation movements in healthy knees. Retrieved 20. 10. 2007 from the World Wide Web: <http://www.chs.usyd.edu.au/conf06/about/program/minipost/du-muaid.pdf>

Ochi, M., Iwasa, J., Uchio, Y., Adachi, N., & Sumen, Y. (1999). The regeneration of sensory neurones in the reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Journal of Bone and Joint Surgery, 81-B*, 902-906. Retrieved 4. 7. 2006 from PUBMED database on the World Wide Web: <http://www.jbjs.org.uk/cgi/reprint/81-B/5/902>

Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Pap, G., Machner, A., Nebelung, W., & Awiszus, F. (1999). Detailed analysis of proprioception in normal and ACL-deficient knees. *Journal of Bone and Joint Surgery, 81(5)*, 764-768. Retrieved 27. 6. 2007 from PROQUEST database on the World Wide Web: <http://proquest.umi.com/pqdweb>

Pavlů, D., & Novosádová, K. (2001). Příspěvek k objektivizaci účinku „Metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem k tzv. evidence-based practice. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 4*, 178-181.

Petrová, M. (1998). *Analýza posturálních změn při Trendelenburgerově zkoušce pomocí videografické metody*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

Petřek, J. (1991). *Základy neurofyzologie*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Ramesh, R., Von Arx, O., Azzopardi, T., & Schranz, P. J. (2005). The risk of anterior cruciate ligament rupture with generalised joint laxity. *Journal of Bone and Joint Surgery, 87-B*, 800-803. Retrieved 27. 6. 2007 from PROQUEST database on the World Wide Web: <http://proquest.umi.com/pqdweb>

Reider, B., Arcand, M. A., Diehl, L. H., Mroczek, K., Abulencia, A., Stroud, C. C., Palm, M., Gilbertson, J., & Staszak, P. (2003). Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction [Abstract]. *Arthroscopy, 19(1)*, 2-12. Retrieved 9. 7. 2007 from SCIENCEDIRECT database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com>

Reimann, B. L., & Lephart, S. M. (2002a). The sensorimotor system, Part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of the Athletic Training*, 37 (1), 71-79. Retrieved 27. 6. 2006 from PUBMED database on the World Wide Web: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=164311>

Reimann, B. L., & Lephart, S. M. (2002b). The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of the Athletic Training*, 37 (1), 80-84. Retrieved 27. 6. 2006 from PUBMED database on the World Wide Web: http://tryphonov.narod.ru/library/citat2_3/crsctr14.htm

Rektor, I. (2004). Funkční anatomie motorického systému. In P. Kaňovský, M. Bareš, J. Dufek (Eds.), *Spasticita: mechanismy, diagnostika, léčba* (pp. 10-16). Praha: Maxdorf.

Roberts, D., Anderson, G., & Fridén, T. (2004). Knee joint proprioception in ACL-deficient knees is related to cartilage injury, laxity and age. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 75 (1), 78-83. Retrieved 27. 6. 2006 from PUBMED database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov>

Ross, S., Guskiewicz, K., Prentice, W., Schneider, R., & Yu, B. (2004). Comparison of biomechanical factors between the kicking and stance limbs [Abstract]. *Journal of Sport Rehabilitation*, 13, 135-150. Retrieved 20. 10. 2007 from PUBMED database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov>

Russek, L. (1998). Proprioception: Changes with injury, disease and rehabilitation. Retrieved 27. 6. 2006 from the World Wide Web: people.clarkson.edu/~lnrussek/proprioception.ppt

Safran, M. R., Allen, A. A., Lephart, S. M., Borsa, P. A., Fu, F. H., & Harner, C. D. (1999). Proprioception in the posterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 7, 310–317. Retrieved 7. 3. 2007 from SPRINGERLINK database on the World Wide Web: <http://www.springerlink.com/content/n5gynbv93801f2am/fulltext.pdf>

Shaffer, S. W., & Harrison, A. L. (2007). Aging of the somatosensory system: A translational perspective. *Physical Therapy, 87* (2), 193-206. Retrieved 15. 2. 2007 from PROQUEST database on the World Wide Web:

<http://proquest.umi.com/pqdweb>

Švajgl, J. (2000). Motorická lateralita. Retrieved 20. 10. 2007 from the World Wide Web: http://svajgl.sweb.cz/svajgl/motoricka_laterarita.html

Thijs, Y., Witvrouw, E., Evens, B., Coorevits, P., Almqvist, F., & Verdonk, R. (2007). A prospective study on knee proprioception after meniscal allograft transplantation. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, 17*, 223–229.

Trojan, S., Druga, R., & Pfeiffer, J. (1990). *Centrální mechanismy řízení motoriky - teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*. Praha: Avicenum.

Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada.

Vařeka, I. (2001). Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2*, 92-98.

11 PŘÍLOHY

Seznam příloh:

Příloha 1. Základní údaje o věku všech probandů z výzkumného souboru

Příloha 2. Základní údaje o věku probandů z první skupiny

Příloha 3. Základní údaje o věku probandů z druhé skupiny

Příloha 4. Základní údaje o věku pacientů z třetí skupiny

<i>N</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>SD</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>
31	26,84	24	10,24	19	61

Příloha 1. Základní údaje o věku všech probandů z výzkumného souboru

Vysvětlivky: N -počet probandů
M -aritmetický průměr
MED -medián
MIN -minimální hodnota parametru
MAX -maximální hodnota parametru
SD -směrodatná odchylka

<i>N</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>SD</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>
21	23,67	23	1,33	21	26

Příloha 2. Základní údaje o věku probandů z první skupiny

Vysvětlivky: viz Vysvětlivky k příloze 1

<i>N</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>SD</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>
5	24,4	25	0,8	23	25

Příloha 3. Základní údaje o věku probandů z druhé skupiny

Vysvětlivky: viz Vysvětlivky k příloze 1

<i>N</i>	<i>M</i>	<i>MED</i>	<i>SD</i>	<i>MIN</i>	<i>MAX</i>
5	42,6	55	18,56	19	61

Příloha 4. Základní údaje o věku pacientů z třetí skupiny

Vysvětlivky: viz Vysvětlivky k příloze 1