

MĚKKÉ STRUKTURY KOLENNÍHO KLOUBU A PORUCHY MOTORICKÉ KONTROLY

Mayer M.^{1,2}, Smékal D.¹

¹Katedra fyzioterapie a algoterapie Fakulty tělesné kultury UP, Olomouc,
přednosta doc. MUDr. J. Opavský, Csc.

²Klinika rehabilitačního a tělovýchovného lékařství LF UP a FN, Olomouc,
přednostka MUDr. J. Malinčíková, Ph.D.

SOUHRN

Poškození měkkých struktur kolenního kloubu představuje jak co incidence, tak co závažnost důsledků stále narůstající problém v populaci v nejproduktivnějším věku. Rozvoj a aplikace moderních technologií, zejména počítačem podporované polyelektromyografie, trojdimenzionální kinematiky, tenzometrické kinetiky a funkčního zobrazování přinesly zcela nový vhled do patogenezi poruch pohybového systému. Stále více studií ukazuje, že jedním z klíčových faktorů vzniku léz měkkých struktur kolenního kloubu je narušení neuromotorické (nervosvalové) kontroly dynamické stabilizace kolenního kloubu a její zpětné kontroly. Mezi stavem měkkých tkání kolenního kloubu a propriocepce je obousměrný těsný vztah – každé narušení měkkých struktur se okamžitě projeví v poruše propriocepce, a to dále zhoršuje kontrolu dynamické stabilizace kloubu. Jedním z nejdůležitějších faktorů, majících vztah k poškození předního zkříženého vazy, je časové rozložení stabilizace v posteroanteriorním a v mediolaterálním směru zejména ve stejné fázi chůzového cyklu, při doskoku, při korekci silových momentů působících dopřednou translaci tibie. Etiologie náchylnosti ženského kolenního kloubu k poškození jeho měkkých struktur je komplexní. Hlavní příčiny můžeme rozdělit na anatomické a biomechanické, hormonální a neuromotorické. Každý trénink dynamické stabilizace (například i bederní páteře, ramene apod.) vychází z představy provázanosti propriocepce, neuromotoriky, stavu měkkých tkání a kloubních struktur vůbec. Při navrhování ortéz se nyní nezkoumá jen biomechanická stabilizace segmentu (kolenního kloubu), ale také to, jak pomůcka ovlivňuje neuromotoriku – časování svalů při konkrétním úkolu a senzoric-kou aferentací ze segmentu. Interdisciplinární a pomezí oblast, kde se protínají problematika ortopedická, traumatologická, neurofyziologická, biomechanická, kineziologická, fyzioterapeutická, ortetická (abychom jmenovali jen některé obory), se dynamicky bouřlivě rozvíjejí díky technickému a technologickému pokroku i zásluhou změny myšlenkových paradigmat a konceptů. Další poznatky rozšiřující naše poznání a bezprostředně sloužící prospěchu pacientů se dají očekávat.

Klíčová slova: koleno, poranění, motorická kontrola, přední zkřížený vaz, rehabilitace

SUMMARY

Mayer M., Smékal D.: Soft Structures of the Knee Joint and Disorders of Motor Control

The incidence and severity of consequences of the damage to soft structures of the knee joint represent even growing problem in the population of the most productive age. The development and application of modern technologies, especially computing-assisted polyelectromyography, three-dimensional kinematics, tensometric kinetics and functional imaging, bring about a completely new insight into pathogenesis of locomotion system. Increasing numbers of studies have shown that one of the key factors in the origin of lesions of soft structures of the knee joint is the disorder of neuromotor (neuromuscular) control of dynamic stabilization of the knee joint and its feed-back control. There is a bilateral close relationship between the conditions of soft tissues of the knee joint and proprioception – each damage to soft structures becomes immediately manifest in a disorder of proprioception and this condition further deteriorates the control of dynamic stabilization of the joint. One of the most important factors, related to the damage of anterior cruciate ligament, is the time distribution of stabilization in posterior-anterior and mediolateral direction, especially in the standing phase of the walking cycle, during landing, in correcting force moments acting in anterior translation of tibia. The etiology of inclination of the female knee joint for damage to soft tissues is of complex character. The main causes may be divided into anatomical and biomechanical, hormonal and neuromotor in nature. Each training of dynamic stabilization (e.g. also lumbar spine, shoulder, etc.) originates from the image of interrelationship between proprioception, neuromotoric, condition of soft tissues and

joint structures in general. The projects of orthoses presently investigate the biomechanical stabilization of the segment (knee joint), but also the consequences of the remedy for neuromotorics – timing of the muscles in specific tasks and sensoric afferentation from the segment. Interdisciplinary and borderline area, where the orthopedic, traumatologic, orthetic (to mention just few) problems is evolving dramatically due to technical and technological progress as well as due to changes in intellectual paradigms and concepts. Further knowledge extending our knowledge and immediately serving the benefit of the patient may be expected.

Key words: knee, injury, motor control, anterior cruciate ligament, rehabilitation

Rehab. fyz. Lék., 11, 2004, No. 3, p. 111–117

ÚVOD

Poškození měkkých struktur kolenního kloubu (poškození „měkkého kolena“, dále PMK) představuje jak co incidence tak co do závažnosti důsledků stále naléhavější problém v populaci v nejproduktivnějším věku.

Každý, kdo přichází s těmito pacienty a pacientkami do kontaktu, si začne dříve nebo později klást tyto otázky:

- Proč jsou PMK tak časté?
- Proč v takové míře recidivují a progredují?
- Proč je terapie někdy tak svízelná?
- Proč jsou PMK častější u dívek a žen?
- Proč i technicky kvalitní a zdařilá operace nepřinese někdy žádoucí výsledky?

Na straně druhé jsou známy případy úspěšných sportovců s PMK takového rozsahu, že by jejich kolenní kloub z čistě biomechanického hlediska vlastně vůbec neměl fungovat.

Důvodů narůstající incidence PMK je mnoho. Rozvoj a aplikace moderních technologií, zejména počítačem podporované polyelektromyografie, trojdimenzionální kinematiky, tenzometrické kinetiky a funkčního zobrazování přinesly zcela nový vhléd do patogeneze poruch pohybového systému, PMK nevyjímaje. Stále více studií ukazuje, že jedním z klíčových faktorů vzniku PMK je narušení neuromotorické (nervosvalové) kontroly dynamické stabilizace kolenního kloubu a její zpětné kontroly (9, 21). Je přesvědčivě doloženo, že kvalitní a komplexní trénink (resp. kineziotherapie) může několikanásobně redukovat incidenci PMK. Na druhé straně nevhodně koncipovaná či jednostranná tréninková zátěž významně riziko PMK zvyšuje – a to tím více, čím je intenzivnější (9, 14, 21).

NEUROMOTORICKÉ FAKTORY PREDISPONUJÍCÍ K POŠKOZENÍ MĚKKÝCH STRUKTUR KOLENNÍHO KLOUBU

Vývojovým přechodem z kvadrupedální lokomoce na vzpřímenou bipedální a plantigrádní chůzi se koleno postupně ocitlo mezi dvěma dlouhými pákami – femurem a tibíí – a měkké tkáně kloubu musí odolat extrémním momentům sil. Navíc se zmnohonásobila složitost neuromuskulárních mechanismů, které kolenní kloub na jedné straně kontrolují, na straně druhé z něj vycházejí. U pacientů s PMK 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 zjišťo-

vány i na „zdravé“ straně (1, 21). Dalším aspektem poruch neuromotorické kontroly u PMK jsou změny vnímání tělového a dynamického pohybového schématu, což se poněkud zjednodušeně označuje jako poruchy propriocepce. Mezi stavem měkkých tkání kolenního kloubu a propriocepce je obousměrný těsný vztah – narušení měkkých struktur se projeví v poruše propriocepce, a to dále zhoršuje kontrolu dynamické stabilizace kloubu (1, 3, 6, 13, 21). Oblast kolenního kloubu má navíc poměrně malou kortikální senzomotorickou reprezentaci. Koleno je tedy poměrně málo „uvědomováno“ a snadno se vytrácí z vědomého tělového a pohybového schématu. Poruchy senzoriky mají rovněž za následek zhoršenou signalizaci přetížení kloubu, a tak zhoršují zranitelnost kloubu (3, 17). U osob s poškozením předního zkříženého vazy (LCA) a po jeho operační rekonstrukci je prokázáno snížení multimodální aferentace až o 70 procent. Dlouhodobé pooperační výsledky pak úzce korelují právě se stavem propriocepce (3, 6, 14, 21, 22). Neuromotorické faktory predisponující k poškození měkkých struktur kolenního kloubu shrnuje tabulka 1.

PORUCHA ČASOVÁNÍ AKTIVACE STABILIZAČNÍCH SVALŮ A POŠKOZENÍ PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU

Problematika neuromotorické kontroly a jejích poruch u poškození LCA je poměrně dobře prozkoumána a definována. Poškození tohoto klíčového vazy je také velmi rozšířené a neřešeno má nepříznivé důsledky pro další osud kolenního kloubu. Proto se v další stati zaměříme zejména na problematiku poškození LCA.

Tab. 1. Shrnutí nejdůležitějších neuromotorických faktorů sdružených s poškozením měkkých struktur kolenního kloubu. Podrobně viz text.

Narušení funkce stabilizačních svalů
– poruchy koordinace a časování
– narušení aktivizačních vzorců
– zpomalení reakčních časů
– pomalejší dosažení optimálního momentu síly
– narušení anticipačních mechanismů
Poruchy aferentace a jejího zpracování
– narušení propriocepce
– poruchy vnímání tělového a pohybového schématu
– zhoršení signalizace přetížení kloubu

Předem nelze než zdůraznit:

– Dynamický aspekt problému a konkrétní pohybový a posturální úkol (a to se netýká samozřejmě jen stabilizace kolenního kloubu).

– Význam neuromotorické kontroly, tj. řízení dostupné aktivace zúčastněných svalů v žádoucím vzorci jak co do časování, tak co do vývoje momentů sil v čase a prostoru.

– Celkový pohybový kontext, tj. akce všech ostatních částí pohybového systému (druhostranné koleno nevyjímaje).

– Stav propriocepce v užším slova smyslu integrační funkce rozpoznávání pohybu a tělového schématu v širším slova smyslu (3, 22).

Při posuzování problému ve statické situaci, v čistě biomechanických pojmech, při uvažování pouze v pojmech „svalové síly, oslabení, rozsahů“, či při pouze lokálním posuzování, se snadno dostaneme k zavádějícím závěrům a následně k neefektivním kinezioterapeutickým a tréninkovým postupům.

Jedním z nejdůležitějších faktorů, majících vztah k poškození LCA, je časové rozložení stabilizace v posteroanteriorním a v mediolaterálním směru zejména za těchto situací (14, 17, 21):

- ve stejné fázi cyklu chůze
- při doskoku
- při korekci silových momentů působících dopřednou translaci tibie.

Pro dynamickou podporu funkce LCA se za těchto situací musí nejdříve aktivovat hamstringy (zde tímto termínem rozumíme tzv. ischiokrurální svalovou skupinu, tj. m. semimembranosus, m. semitendinosus, dlouhou hlavu m. bicipitis femoris), až poté m. vasti, a nakonec mm. gastrocnemii. Preaktivace hamstringů je poměrně výrazná a např. při korekci dopředné translaci tibie zabírá až 40 % celé stabilizační doby (9, 14, 21). Tyto poznatky upřesňují a rozšiřují klasickou poučku o tom, že hamstringy jsou agonisty LCA. Platí tedy spíše, že hamstringy jsou agonisty LCA jen pokud jsou zapojeny do uvedených stabilizačních vzorců a jejich aktivace je optimálně načasována. Pro dobrou stabilizaci je dále nutná vyvážená aktivace (časování aktivace a z něj vycházející rozložení momentů sil) mediálních a laterálních hamstringů (semisvaly vs. m. biceps femoris). Pro kvalitní průběh dynamické stabilizace musí být semisvaly včas a dostatečně aktivovány a výraznější přesun aktivace ve prospěch m. bicipitis femoris destabilizuje koleno zejména vůči silám vnitřně rotujícím femur oproti tibii (3, 17). Tato situace nastává zejména při dlouhodobé insuficienci LCA a po náhradě LCA štěpem z m. semitendinosus nebo m. gracilis. Je zde průkazná nižší svalová síla jak extenzorů kolenního kloubu, tak i jeho vnitřních

Tab. 2. Faktory dynamické podpory funkce předního zkříženého vazy. Podrobně viz text.

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

rotátorů (19, 23). Po rekonstrukci LCA (štěpem z m. semitendinosus nebo m. gracilis) se do jednoho roku po operaci navrací svalová síla extenzorů, deficit ve svalové síle vnitřních rotátorů kolenního kloubu přetrvává (19, 23). Důležité je vyvážení aktivace m. vastus medialis a m. vastus lateralis (vektor Q – síly, Q – force). V neposlední řadě koleno dynamicky stabilizují mm. gastrocnemii. Tato svalová skupina táhne femur oproti tibii dorzálně za současné komprese kloubu. Pro tuto funkci je klíčová správně rozložená koaktivace s mm. vasti. Předčasná a nadměrná aktivace kvadricepsu oproti mm. gastrocnemii představuje další rizikový faktor pro poškození LCA (14). Hlavní faktory neuromuskulární stabilizace kolenního kloubu jsou shrnuty v tabulce 2.

ŽENSKÉ KOLENO A POŠKOZENÍ JEHO MĚKKÝCH TKÁNÍ

Pochopení příčin zvýšené incidence PMK se sportující ženské populací (8, 9, 10, 17) je jedním z klíčů i pro pochopení patogeneze PMK obecně (tedy i u mužů). Z historické perspektivy se jedná o problém poměrně nový, tak jako je poměrně nový rozmach sportování ženské populace. Z antiky máme ojedinělé zprávy o ženách gladiátorkách, řecká mytologie nám vypráví o krásné princezně a fenomenální běžkyni Atalantě, která svých běžeckých schopností využívala k eliminaci nadpočetných nápadníků. Na prvních novodobých olympijských hrách v roce 1896 nesoutěžila žádná žena, v roce 1932 ženy tvořily 4 % soutěžících a na přelomu 50. a 60. let nastal známý boom ženského sportování (10). Ženy se navíc stále více uplatňují i v dříve typicky mužských profesích, např. v armádě.

Etiologie náchylnosti ženského kolenního kloubu k PMK je komplexní (tab. 3).

Hlavní příčiny můžeme rozdělit na:

- anatomické a biomechanické
- hormonální
- neuromotorické.

Tab. 3. Některé faktory predisponující ženské koleno k poškození jeho měkkých struktur. Podrobně viz text.

Faktory anatomické a biomechanické
– větší antevertze krčku femoru
– větší Q úhel (úhel „valgozity“)
– redukce interkondylárního prostoru
– častější dislokace pately
– větší zevní rotace tibie, noha v pronačním postavení
– větší laxita vazivové tkáně
Faktory hormonální
– poměr progesteron/estrogeny (elasticita a vyzrání kolagenu)
– exogenní látky s estrogenní aktivitou
– androgeny (pevnost a diferenciací vaziva, celková kondice)
– dekondice po graviditě
– kortikoterapie, stres, poruchy cyklu, poruchy imunity (narušení osy hypotalamus-hypofýza-nadledvinky)
Faktory neuromotorické
– nedostatečná aktivace hamstringů
– celkově slabší preaktivace stabilizačních svalů
– pomalejší reakční časy

Pokud jde o **anatomické a biomechanické** faktory, je u žen zjišťována větší antevertze krčku, větší Q úhel (zjednodušeně úhel valgozity) a asymetrie Q síly daná relativní hypoaktivitou m. vastus medialis. Větší valgozita kolenního kloubu více namáhá laterální kompartment a přetěžuje vnitřní postranní vaz (10). U žen je dále redukován interkondylární prostor („notch“), což přispívá k traumatizaci zkřížených vazů (9). Častěji je přítomna patella alta a jiné dislokace pately. Tibie má tendenci k větší zevní rotaci a noha k pronáčnickému postavení. Celkově je větší laxita vazivové tkáně, koleno více „spoléhá“ na ligamenta. Stav vazivového aparátu úzce souvisí s **hormonálními faktory** (8). Na poměru hladin progesteron/estrogeny závisí pevnost a elasticita kolagenu, diferenciace fibroblastů. Tuto rovnováhu samozřejmě ovlivňuje cyklus (nejvíce traumat měkkého kolenního kloubu je kolem ovulace), dále kontaminanty s hormonální aktivitou (plastifikátory), fytoestrogeny a hormonální kontraceptiva. Pro ženu i pro její kolenní kloub mají význam i endogenní androgeny. Ty mají vliv na pevnost a hydrataci vaziva, diferenciaci fibroblastů a významně přispívají k pocitu životní spokojenosti a kondice ženy (well-being). Produkce endogenních androgenů klesá při chronických infektech, zánětech a dysimunitních afekcích, poruchách cyklu, chronickém stresu, ale i v důsledku farmakogenní suprese např. anaboliky a glukokortikoidy (i lokálně aplikovanými).

Riziko poranění kolenního kloubu, zvláště u žen, úzce souvisí s **celkovou kondicí a trénovaností** (9, 10). Vysoce riziková je kampaňovitá zátěž, neúměrná momentální kondicí ženy. Záludná může být pro kolenní kloub také dekonidice v graviditě a rychlý návrat ke sportovní činnosti po porodu.

Význam **neuromotorických faktorů** vynikne nejlépe při srovnání funkce kolenního kloubu ženy s kolenním mužským. Jedná se samozřejmě o srovnání statistické, individuální varianty mohou být výrazné. Nicméně je možno vysledovat tendenci, alespoň v oblasti neuromotoriky, že „rizikové“ mužské koleno se funkčně přibližuje ke kolenu ženskému (17). Koleno muže spoléhá na m. quadriceps a hamstringy, je dobrá preaktivace těchto svalů, rychlejší reakční časy. Mužské koleno udrží při zátěži lépe relativně flektovanou pozici, a to souvisí s dobrým stabilizačním vzorcem hamstringy – m. vasti. Mechanismus poranění mužského kolenního kloubu je typicky kontaktní. Koleno ženy je naproti tomu mnohem více závislé na ligamentech, má tendenci k hyperextenzi, reakční časy i preaktivace jsou pomalejší než u muže. Mechanismus poranění bývá více nekontaktní (9, 17).

SPECIFIKA KINEZIOTERAPIE A TRÉNINKU ŽENSKÉHO KOLENNÍHO KLOUBU

Z poznatků o neurokineziologii ženského kolenního kloubu vyplývají některé poznatky týkající se kinezioterapie, případně sportovního tréninku. Tyto zásady platí přiměřeně i pro „rizikové“ koleno mužské. Je třeba se vyvarovat kampaňovitosti („3x týdně, před závody, při soustředění“) prokládané hypomobilitou

(zejména „hypolokomocí“). Je třeba respektovat celkovou a momentální kondici ženy. Jelikož je u žen větší riziko vzniku patelofemorálního syndromu, měli bychom být u rizikového kolenního kloubu velmi opatrní s vysoceodporovaným cvičením do flexe, cvičením na extenčním (předkopávacím) přístroji, s hlubokými dřepy pod 90 stupňů (10). Šetrné, a přitom efektivní, (zejména u lézí ACL) jsou minidřepy – do 40st. flexe v kolenu, s rozkročením na šířku ramen a zevní rotací dolních končetin (aktivace m. vastus medialis). Další redukce nebezpečných střižných sil lze dosáhnout při dřepu přesunem těžiště vzad, například v částečné opoře zad o zeď či sloup (14).

Nyní několik slov k aktivaci m. vastus medialis, který bývá u PMK funkčně utlumen či může být relativně hypotrofický, což vede k uvedeným alteracím Q síly. Aktivace m. vastus medialis nemůže být vytrhovávána z celkového kontextu. Funkční utlumení mm. vasti u lézí LCA totiž může představovat adaptační (i když často kontraproduktivní) pokus CNS, jak zvrátit nežádoucí vzorec dynamické sřabilizace (resp. destabilizace) ve prospěch hamstringů (4, 14, 21). Riziková je paradoxně zejména nekompenzovaná aktivace mm. vasti při malých flekčních úhlech. Důraz je třeba proto spíše klást na zapojení m. vastus medialis do správných stabilizačních vzorců komplexními technikami – s využitím senzomotorického tréninku, technik proprioceptivní neuromuskulární facilitace, reflexní lokomoce a obecně progresivním tréninkem dynamické stabilizace, jak se o něm zmíníme níže. Z cviků a manévrů „na vastus medialis“ mají význam takové, které tento sval uvádějí do koaktivace s hamstringy. Aktivaci m. vastus medialis můžeme dále podpořit zevní rotací končetiny a její addukcí (vazba m. vastus medialis na m. adductor magnus). Je třeba znovu zdůraznit, že izolované a mechanické posilování „dril kvadricepsu“, bez důrazu na trénink správného stabilizačního vzorce, například na extenčním přístroji, rotopedu apod., může mít u lézí LCA nežádoucí důsledky (14).

KOMPLEXNÍ TRÉNINK DYNAMICKÉ STABILIZACE KOLENNÍHO KLOUBU

Je významnou součástí prevence PMK a zároveň neopominutelnou podmínkou dlouhodobého úspěchu operační léčby. Každý trénink dynamické stabilizace (například i bederní páteře, ramene apod.) vychází z představy provázanosti propriocepce, neuromotoriky, stavu měkkých tkání a kloubních struktur vůbec. Neměly by být opomenuty i širší souvislosti rehabilitace, zejména osobnostní a motivační.

Mezi **hlavní zásady tréninku** patří:

- respektování požadavků operatéra
- respektování únavy a nocicepce
- postižení všech složek motorické kontroly
- zapojení kolenního kloubu do tělového a pohybového schématu
- zaměření i na „zdravou“ dolní končetinu
- fyzioterapie kolenního kloubu a současná rehabilitace celého člověka.

Zásady **progrese** tréninku:

- upřednostňujeme kvalitu před kvantitou
- další (náročnější) stupeň až po dokonalém zvládnutí předchozího
- zátěž zvyšujeme pokud možno jen v jednom parametru
- postupujeme od statické stabilizace k dynamické, k labilizaci
- prodlužujeme čas
- od plynulosti přecházíme k zařazování náhlých změn
- po zvládnutí cvičení v uzavřených řetězcích zařazujeme cvičení v řetězcích otevřených
- od pohybu v sagitální rovině (flexe-extenze) přecházíme opatrně k rotacím, translacím everzím a obecně „traumatizujícím situacím“.
- cvičíme anticipační složku aktivace.

K některým uvedeným zásadám:

- **Respektování únavy a nocicepce** – neznamená nutně přerušeni tréninku, jen přechod k jiné aktivitě.

- Práce s **motivací, osobnostními a psychosociálními faktory** – je třeba si uvědomit, že chronická traumatizace kolenního kloubu, možná z pohledu celkového zdravotního stavu až ne tak důležitá, může pro sportovce představovat domnělé či skutečné existenční ohrožení.

- **Progrese k otevřeným řetězcům a „traumatizujícím“ situacím** – motorická kontrola dynamické stabilizace kolenního kloubu je nejlepší v uzavřených kinematických a kinetických řetězcích (typicky stojná fáze cyklu chůze), cvičení v uzavřených řetězcích je vůči ligamentóznímu aparátu kolenního kloubu podstatně šetrnější a méně rizikové (14). Irrgang a Neri (11) uvádějí další výrazný neurokineziologický efekt cvičení v uzavřených kinetických řetězcích. Při zatížené končetině, která je typická pro cvičení v uzavřených řetězcích, vzniká komprese kloubních plošek, a tím také výraznější facilitace svalové ko-kontrakce zúčastněných svalů. Kinezioterapie a trénink by však neměly skončit uspokojením z dobré funkce kolenního kloubu v poměrně stabilních situacích (3). Každá mimořádná zátěž v běžném životě, a tím spíše ve sportu, by znamenala téměř jisté trauma. Progrese tréninku směrem k otevřeným kinematickým řetězcům, a vůbec k „rizikovým“ situacím, musí samozřejmě důsledně respektovat zásady bezpečné progrese, zejména kvalitní zvládnutí předchozího stupně a respektování lokální kondice kolenního kloubu i celkové kondice rehabilitanta.

- **Léčíme koleno, ale rehabilitujeme člověka** – tato zásada má mnoho aspektů. V **anamnéze** nás zajímá stav propriocepce, jejíž poruše může nasvědčovat opakování traumat, přičemž zjišťujeme údaje o zraku, bolestech zad, hlavy, ramen, endokrinologickou anamnézu, psychosociální, osobnostní a profesní pozadí problému. Při **kineziologickém vyšetření (a následné terapii)** si opět všímáme celkové souvislosti – vyšetřujeme nohy, pánevní kruh, funkci ramen, klíčových oblastí páteře a trupu, event. přítomnost a typ skoliózy, délku končetin. Důležitá je **stabilizace pánve ve stojné fázi**, neboť její porucha jde s PMK ruku v ruce. Dále posoudíme propriocepci a hluboké čítí

(varianty Rombergova testu, hop test – **poskok na jedné dolní končetině**, graduovaná ladička, **polybocit**, repositionální smysl, kreslení nohou apod.), **nezapomínáme** i na „zdravou“ stranu. Vyšetříme celkovou **rovnováhu**. Všimneme si stereotypu chůze – **kromě** uvedeného chování pánve je důležitý správný plantigrádní mechanismus a samozřejmě chování kolenního kloubu ve stojné fázi. Tak by se dalo ještě pokračovat. Vyšetření vypadá na první pohled složitě a časově náročně, při dobrém výběru testů a algoritmizaci nezabere však více než několik minut.

Při vyšetření vlastního kolenního kloubu nic neztratily na významu klasické i modifikované manévry a testy, i když je patrná snaha o jejich kritické přehodnocení podle zásad medicíny založené na důkazech (5, 16, 18, 20). Je však třeba mít na mysli, že tyto testy většinou velmi málo vypovídají o reálném chování kolenního kloubu během konkrétního pohybového a posturálního úkolu. Nemá sporu o tom, že zejména u lézí LCA je důležité vyšetřit chování kolenního kloubu ve stojné fázi, event. při doskoku, ale i např. nášlapu na rotopedu, který jsme indikovali v rámci kinezioterapie. Máme možnost podpořit a objektivizovat toto vyšetření běžně i méně dostupnými prostředky – videokamerou, videosekvencí na digitálním fotoaparátu, polyelektromyografií, posturografií (tenzometrií), ve specializované laboratoři i 3D videografií. Velmi užitečné informace nám však již poskytne náš zrak a zejména naše ruce – palcem a ukazovákem (popř. i s prostředníkem) jedné ruky můžeme palpatovat m. vastus medialis a semisvaly, stejným manévrem druhé ruky palpujeme m. vastus lateralis a biceps femoris. Necháme vyšetřovaného na dolní končetině poskočit, případně přenést váhu a plně zatížit. Tímto jednoduchým manévrem získáme představu o aktivaci svalů a do určité míry i o chování tibie vůči femuru a vůbec o funkční stabilitě kolenního kloubu.

NĚKTERÉ POJMY UŽÍVANÉ V SOUVISLOSTI S KINEZIOTERAPIÍ KOLENNÍHO KLOUBU

Senzomotorický, propioceptivní trénink

Je důležitou součástí každého tréninku dynamické stabilizace. Principy jsou všeobecně známé a odkazujeme na literaturu. Jistou variantou je oscilační trénink – s vibrační tyčí apod. Je třeba zdůraznit, že správně prováděný senzomotorický, resp. propioceptivní trénink, představuje také zcela fyziologickou analgetizaci minimálně tlumící žádoucí nociceptivní informaci – a to neplatí jen pro kolenní kloub (3, 9, 12).

Plyometrické cvičení

Anglicky ply – změna, úsilí, opakovaný pohyb, kyvadlově se dopravovat. Po **ekcentrické dekontrakci** („brždění“) následuje rychlá koncentrická aktivace. Jedná se tedy o alternaci decelerace/akcelerace, protažení/akce. Příkladem je seskok a následný výskok z bedýnky, do určité míry i cik-cak běh apod. U plyometrického tréninku se klade důraz na kvalitu a rychlost, ne na kvantitu. Je třeba zajistit předebrátí a tlumení nárazového šoku (tedy ne naboso na tvrdé podlaze) (15).

Inerciální (Inerční) cvičení

Kombinace jak **ekcentrické**, tak **koncentrické** kontrakce za vyloučení zevního odporu v maximální možné míře. Přesné řízení a dávkování pohybu je pak plně funkcí nervosvalové koordinace. Tak jako se u progrese zevní zátěž a odpor zvyšují, zde se naopak může

snižovat. Dokonalých inerčních podmínek by snad šlo dosáhnout v beztížném stavu, zde na Zemi se prozaičky využívá závesů, vodičů, trolejí apod. Nacvičuje se koordinace, dávkování a přesnost pohybu, jeho změny apod. Tak jako se u ostatních druhů tréninku zátěž a odpor progresivně zvyšují, zde naopak snižuje a poskytuje se tak stále větší prostor pro vlastní kontrolu pohybu neuromuskulárním systémem cvičence (15).

Izokinetické cvičení

Vychází z faktu, že vývoj síly svalů se v průběhu konkrétního úkolu dramaticky mění. Maximální síly je dosaženo jen ve velmi úzkém rozmezí konkrétního pohybu. Zevní přístrojová kontrola úhlové rychlosti má za cíl rozložit optimum vývoje síly svalové do většího rozsahu. Tento trénink slouží ke zvyšování síly, ne koordinace. Udává se, že při úhlových rychlostech kolem 60 st./sec. trénujeme hlavně svalovou sílu, při vyšších úhlových rychlostech (180–300 st./sec.) se posiluje výdrž (15).

Lokomoční trénink

Velmi důležitý je progresivní a soustavný lokomoční trénink s přiměřeným využitím všech jeho modalit (odlehčení, podlaha, molitan, motorový chodník, terén, běh...). Po úspěšné terapii či tréninku klademe důraz na udržení lokomoční aktivity. Pozor na excesivní využívání osobního automobilu např. při dopravě do zaměstnání, zvláště sedavého, na nákupy ale i „na trénink“. Jízda ve stoje v prostředcích hromadné dopravy naproti tomu bývá dobrým tréninkem.

Uvedené systémy jsou do určité míry umělé abstrakce, v praxi se principy tréninku různě kombinují. Jednak v různých komerčních systémech, tak samozřejmě kreativně v každodenní individualizované praxi v tělocvičně.

Příklady:

- labilní plochy plus tahy
- labilní plochy plus plyometrie
- labilní plochy plus oscilační trénink (zde se řadí i cvičení na trampolíně, můstku, zařízeních typu fiteru, běh v terénu...)
- inerční cvičení plus odpor – závěsy plus tahy
- inerční cvičení plus plyometrie – izoinerční cvičení (do jisté míry i hydrokinezioterapie)
- a mnoho jiných kombinací.

Všechna tato cvičení musejí ovšem respektovat zásady bezpečné progresse. A to platí i pro cvičení bez speciálních zařízení jako jsou uvedené dřepy, poskoky, sólo poskoky, cik-cak běh, výpady do různých směrů, bench (jednonohé dřepy z lavičky), progresivní lokomoční trénink a další.

ZAŘAZENÍ KOLENNÍHO KLOUBU DO TĚLOVÉHO A POHYBOVÉHO SCHÉMATU

Rozhodující a neúčinnější je komplexní trénink neuromotorické kontroly a dynamické stabilizace. Přispět může ovšem i elektrogymnastika, funkční

elektrická stimulace, elektroterapie v nadprahově senzitivní intenzitě. Velmi efektivní mohou být, a také se ve sportovním tréninku i v terapii stále více používají, imaginační postupy (procitování částí těla, imaginace pohybu, prožívání pohybu, nácvik řízené relaxace). Kinezioterapii mohou velmi účinně podpořit i někdy opomíjené „pasivní“ techniky. Těchto technik, ať již klasických či nových, je dnes nepřeberné množství a rozhodující je spíše taktilní a senzomotorická empatie terapeuta než rigidní přidržování se konkrétního systému. „Pasivní“ manuální techniku lze také úspěšně zkombinovat s „aktivními“ prvky – tj. aktivním pohybem rehabilitanta v rámci manuálního ošetření.

Ke zlepšení vnímání segmentu a senzorické aferentace z něj mohou přispět i vhodně navržené ortézy.

ZMĚNA PARADIGMATU PŘI NAVRHOVÁNÍ ORTÉZ

Zdá se logické, že hlavním úkolem ortetické podpory kolenního kloubu je jeho biomechanické zajištění a ochrana před traumatizujícími momenty sil. Je to určitě pravda, alespoň z krátkodobého pohledu – např. po operaci, po traumatu, nebo při sportovním výkonu. Jiný pohled se nám naskytá při zvažování dlouhodobějších důsledků aplikace ortéz – ty totiž mohou vést v horším případě k atrofii stabilizačních svalů z inaktivity, resp. omezené aktivity, v lepším případě k poruše časování aktivace těchto svalů. Vhodně navržená ortéza může naopak žádoucí vzorec aktivace podpořit. Při navrhování ortéz se již tedy nezkoumá jen biomechanická stabilizace segmentu (kolenního kloubu), ale také to, jak pomůcka ovlivňuje neuromotoriku – časování svalů při konkrétním úkolu a senzorickou aferentaci ze segmentu (2, 4).

Zde tedy také leží pravděpodobně empiricky ověřený úspěch tapingu, bandáží, elastických návléků. Jejich biomechanický přínos ke stabilizaci je jistě poměrně malý ve srovnání s rigidnějším zařízením, těžiště jejich účinku a přínos leží právě v normalizaci aktivačních vzorců a zlepšení aference z inkriminovaného segmentu (2, 4).

ZÁVĚR

V této stati jsme se mohli dotknout jen některých funkčních aspektů patogeneze poškození měkkých struktur kolenního kloubu. Interdisciplinární a pomezí oblast, kde se protíná problematika ortopedická, traumatologická, neurofyziologická, biomechanická, kineziologická, fyzioterapeutická, ortetická (abychom jmenovali jen některé obory) se dynamicky bouřlivě rozvíjejí jednak díky technickému pokroku i zásluhou změny myšlenkových paradigmat a konceptů. Nové poznatky rozšiřující naše poznání a bezprostředně sloužící prospěchu pacientů se dají vbrzku očekávat.

LITERATURA

1. AGEBERG, E.: Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation – using the anterior cruciate ligament-injured knee as model. *J. Electromyography Kinesiol.*, 12, 2002, s. 205–212.
2. ASTEGIOANO, P., GANZIT, G. P., GOLA, P., STEFANINI, L.: Effects on static and dynamic ankle stabilization while using orthoses. *Medicina dello Sport*, 54, 2001, s. 219–228.
3. BRUHN, S., GOLLHOFER, A., GRUBER, M.: Proprioception training for prevention and rehabilitation of knee joint injuries. *Eur. J. Sports Traumatol. Rel. Res.*, 23, 2001, s. 82–89.
4. DEVITA, P., LASSITER, J. R. T., HORTOBAGYI, T., TORRY, M.: Functional knee brace effects during walking in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.*, 26, 1998, s. 778–784.
5. FELTHAM, G. T., ALBRIGHT, J. P.: The diagnosis of PCL injury: literature review and introduction of two novel tests. *Iowa Orthop. J.*, 21, 2001, s. 36–42.
6. FREMEREY, R. W., LOBENHOFFER, P., ZEICHEN, J., SKUTEK, M., BOSCH, U., TSCHERNE, H.: Proprioception after rehabilitation and reconstruction in knees with deficiency of the anterior cruciate ligament – A prospective, longitudinal study. *J. Bone Joint Surg.*, 82B, 2000, s. 801–806.
8. HEITZ, N. A., EISENMAN, P. A., BECK, C. B., WALKER, J. A.: Hormonal changes throughout the menstrual cycle and increased anterior cruciate ligament laxity in females. *J. Athletic Training*, 34, 1999, s. 144–149.
9. HEWETT, T. E., LINDENFELD, T. N., RICCOBENE, J. V., NOYES, F. R.: The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes: A prospective study. *Am. J. Sports Med.*, 27, 1999, s. 699–706.
10. IRELAND, M. L., HUTCHINSON, M. R.: Women. In: Rehabilitation of the injured knee, second edition, L. Y. GRIFFIN (ed.), *Mosby, St. Louis*, 1995, s. 97–312.
11. IRRGANG, J. J., NERI, R.: The rationale for open and closed kinetic chain activities for restoration of proprioception and neuromuscular control following injury. In: S. M. LEPHART – F. H. FU. (eds.): Proprioception and neuromuscular control in joint stability. *Human Kinetics Pub. Inc., Champaign*, 2000, s. 363–374.
12. JANDA, V., VÁVROVÁ, M.: Sensory motor stimulation. In: C. LIEBENSON (ed.): Rehabilitation of the spine, *Williams & Wilkins, Baltimore*, 1996, s. 319–328.
13. KANEKO, F., ONARI, K., KAWAGUCHI, K., TSUKISAKA, K., ROY, S. H.: Electromechanical delay after ACL reconstruction: An innovative method for investigating central and peripheral contributions. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 32, 2002, s. 158–165.
14. KVIST, J., GILLQUIST, J.: Sagittal plane knee translation and electromyographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament-deficient patients and control subjects. *Am. J. Sports Med.*, 29, 2001, s. 72–82.
15. MALONE, T. R., GARRETT, W. E. Jr.: Exercise and assessment equipment for the knee: Appropriate use and function. In: Rehabilitation of the injured knee, second edition, L. Y. GRIFFIN (Ed), *Mosby St. Louis* 1995, s. 72–80.
16. NEUMANN, R. D.: Traumatic knee injuries. *Prim. Care*, 19, 1992, s. 351–376.
17. ROZZI, S. L., LEPHART, S. M., GEAR, W. S., FU, F. H.: Knee-joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *Am. J. Sports med.*, 27, 1999, s. 312–319.
18. SCHOLTEN, R. J., DEVILLE, W. L., OPSTELTEN, W., BILJ, D., VAN DER PLAS, C. G., BOUTER, L. M.: The accuracy of physical diagnostic tests for assessing meniscal lesions of the knee: a meta analysis. *J. Fam. Pract.*, 50, 2001, s. 938–944.
19. SEGAWA, H., OMORI, G., KOGA, Y., KAMEO, T., IIDA, S., TANAKA, M.: Rotational muscle strength of the limb after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendon. *Arthroscopy*, 18, 2002, s. 177–182.
20. SOLOMON, D. H., SIMEL, D. L., BATES, D. W., KATZ, J. N., SCHAFFER, J. L.: The rational clinical examination. Does this patient have a torn meniscus or ligament of the knee? Value of the physical examination. *JAMA*, 286, 2001, s. 1610–1620.
21. WOJTYŚ, E. M., HUSTON, L. J.: Longitudinal effects of anterior cruciate ligament injury and patellar tendon autograft reconstruction on neuromuscular performance. *Am. J. Sports Med.*, 28, 2000, s. 336–344.
22. UHL, T. L., MATTACOLA, C. G., JOHNSON, D. L.: Clinical assessment and rehabilitation of shoulder and knee sensorimotor control. *Orthopedics*, 25, 2002, s. 75–78.
23. ZHANG, L. Q., NUBER, G. W., BOWEN, M. K., KOH, J. L., BUTLER, J. P.: Multiaxis muscle strength in ACL deficient and reconstructed knees: compensatory mechanism. *Med Sci. Sports Exerc.*, 34, 2002, s. 2–8.

MUDr. Michal Mayer
Fakulta tělesné kultury
Univerzita Palackého v Olomouci
Katedra fyzioterapie a algoterapie
Tř. Míru 111
779 00 Olomouc

Společnost nemocí z povolání ČLS J. E. Purkyně a Lázně Luhačovice, a. s.

si Vás dovolují pozvat na

II. KONGRES NEMOCÍ Z POVOLÁNÍ S MEZINÁRODNÍ ÚČASTÍ,

kteří se uskuteční ve dnech **15.–16. října 2004**
v přednáškovém sále Společenského domu v Luhačovicích.

Hlavní téma kongresu: **POŠKOZENÍ ZDRAVÍ Z PRÁCE**

Přihlášku k aktivní nebo pasivní účasti lze získat u předsedy vědeckého výboru
doc. MUDr. Evžena Hrnčíře, CSc., Klinika nemocí z povolání FNKV, Šrobárova 50,
100 34 Praha 10, e-mail: hrncir@fnkv.cz.

PROGRESIVNÍ DYNAMICKÁ STABILIZACE BEDERNÍ PÁTEŘE

Suchomel T., Lisický D.

Katedra fyzioterapie a algoterapie Fakulty tělesné kultury UP, Olomouc,
vedoucí prof. MUDr. J. Opavský, CSc.

SOUHRN

Práce obsahuje přehled základních principů stability bederní páteře. Uvedeny jsou možnosti vyšetření této stability klinickými testy a možnosti zlepšení stability při použití progresivní dynamické stabilizace. Článek popisuje principy, cíle, výhody a nevýhody tohoto terapeutického postupu. V závěrečné části je uveden praktický návrh stabilizačního programu.

Klíčová slova: stabilita bederní páteře, hluboký stabilizační systém, progresivní dynamická stabilizace, neutrální poloha bederní páteře

SUMMARY

Suchomel T., Lisický D.: Progressive Dynamic Stabilization of Lumbar Spine

This paper gives a review of basic lumbar spine stability principles. The possible assessment of lumbar spine stability by clinical tests is presented as well as its possible improvements by progressive dynamic stabilization. The article describes principles, aims, advantages and disadvantages of this therapy. There is a practical stabilization exercise program presented at the end.

Key words: lumbar spine stability, deep stabilizing muscles, progressive dynamic stabilization, neutral spine position

Rehab. fyz. Lék., 11, 2004, No. 3, p. 128–136

ÚVOD

Mnoho pacientů s bolestmi bederního úseku páteře (ať již chronického či akutního charakteru) se obává dalšího zhoršení obtíží. Přírozenou reakcí lidského organismu je snížení nocicepce, a tak zmírnění subjektivních příznaků, zejména bolesti. Jednou z možností organismu, jak se s touto situací vyrovnávat, je převážně podvědomé zaujetí antalgické polohy, typické a zřetelně viditelné zejména při akutních bolestivých stavech. Méně zřetelná, ale o to více závažná, může být tato posturální změna v chronickém stadiu bolestivých syndromů. Postupně dochází ke vzniku nesprávných motorických stereotypů, které často přetrvávají i po vymizení primární příčiny. Tímto způsobem vzniklé patologické pohybové stereotypy pak mohou být příčinou nové nocicepce.

Takto zjednodušeně popsany „circulus vitiosus“ se netýká pouze funkčních poruch pohybového systému, lze jej samozřejmě uplatnit i v rámci strukturálních poruch s funkční nadstavbou (u stavů po operaci hernie meziobratlového disku, v případě klinicky významné spondylolisthézy atp.). Jednou z možností

vstoupení do výše uvedeného „bludného kruhu“ je progresivní dynamická stabilizace bederní páteře (Lp), která zlepšuje „aktivní stabilizaci“ (viz dále), a tím celkovou stabilitu příslušného úseku páteře s eliminací nebo alespoň snížením nocicepce a s následnou úpravou pohybového stereotypu (který má vztah k obtížím pacienta). Jako součást komplexního terapeutického přístupu je progresivní dynamická stabilizace Lp spojena s manuálním ošetřením příslušných struktur pohybového systému (myofasciální ošetření, mobilizační a manipulační techniky) a měla by být zařazena do běžných aktivit denního života (ADL).

Poměrně zajímavá a překvapující je skutečnost, že po první akutní atace LBP (low-back-pain) následky, tedy zejména subjektivní příznak – bolest, u 90 % pacientů odezní do 2–4 týdnů, a to nezávisle na typu terapie (4, 11). Toto období se často překrývá s délkou trvání ambulantní léčby, což může vést k falešné představě o plném návratu funkce pohybového aparátu i po nedostatečné nebo nesprávně indikované terapii. Do jednoho roku po této akutní příhodě však u 60–80 % pacientů dochází k recidivám potíží (4, 11).

Tato tvrzení podporují nutnost přímé segmentální stabilizace k snížení rizika případných recidiv. Po skončení rehabilitace pod dohledem terapeuta je třeba motivovat pacienta k domácímu cvičení a režimovým opatřením.

STABILITA BEDERNÍ PÁTEŘE A L/S PŘECHODU

Vlastní stabilita bederní páteře a lumbosakrálního přechodu (L/S) je ovlivněna mnoha faktory. Tato problematika je poměrně rozsáhlá, připomeneme tedy jen základní principy.

Celková stabilita zahrnuje **pasivní stabilitu** – účastní se kostěný a vazivový aparát a **aktivní stabilizaci** – dynamický proces daný svalovou ko-kontrakcí.

Jedním z důležitých faktorů je efektivní stabilizace **sakroiliakálních kloubů** (SI). V této souvislosti se Pool-Goudzwaard, Vleeming a spol. (14) zmiňují o „uzamčení silou“ a „uzamčení tvarem“. Můžeme říci, že výsledkem těchto dvou mechanismů (jsou-li dostatečně zapojeny) je správné nastavení segmentů vůči sobě při dané pohybové a posturální úloze – tedy centrace segmentu.

Domníváme se, že tento koncept se neomezuje pouze na oblast SI kloubů, lze jej aplikovat i na další oblasti pohybového systému, i když jednotlivé mechanismy budou více či méně vyjádřeny.

Z terapeutického hlediska můžeme ovlivnit přímo pouze „silový zámek“, proto se budeme dále věnovat úloze svalového systému. Uzamčení tvarem je naopak zajišťováno vzájemnou kongruencí a povrchem chrupavek a kostí sousedících kloubních partnerů. Stabilizace prostřednictvím ligament přispívá sice k „uzamčení silou“, napětí vazů je zdrojem silových momentů, přímo jej však ovlivnit také nedokážeme.

Pro dynamickou stabilizaci segmentu, jako pro každý motorický program, je nutná odpovídající kvalita řízení (CNS).

To je v souladu s pojetím, které zmiňuje Panjabi (13). Stabilizační systém páteře je tvořen třemi subsystemy. Pasivním (obratle, obratlové disky, ligamenta), aktivním (svaly s přímým vlivem na páteř) a neurálním subsystemem, který ovlivňuje stabilitu páteře prostřednictvím aference z receptorů a následného řízení aktivní složky. Dysfunkcí složky jednoho z nich může dojít a) k okamžité kompenzaci – normalizaci funkce, b) k dlouhodobému adaptačnímu procesu jednoho nebo více subsystemů – s normalizací funkce, ale se změnou stabilizačního systému, c) k postižení jedné nebo více složek některého systému – s celkovou dysfunkcí, která vede např. k bolestivému syndromu bederní páteře (LBP).

Svalový stabilizační systém v oblasti bederní páteře můžeme rozdělit na **stabilizátory globální a lokální** (11). Globální svalový systém je zodpovědný za viditelnou, řekněme „vnější“ stabilitu, umožňuje převod sil a zatížení z oblasti horních i dolních končetin, pánve i horní části trupu. Řadíme sem zejména m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus, m. erector spinae, m. biceps femoris, mm. obliqui abdominis externi

a interni, m. rectus abdominis. Význam těchto svalových skupin spočívá zejména ve vzájemné ko-kontrakci, popsány jsou pak funkční svalové smyčky či řetězce: posteriorní šikmý řetězec, anteriorní šikmý řetězec (14). Tyto svalové skupiny spolu komunikují prostřednictvím jednotlivých listů thorakolumbální fascie, jejíž význam pro stabilizaci bederní páteře a SI kloubů je v literatuře opakovaně popisován (1, 12, 14, 15, 16, 17).

Lokální stabilizátory jsou zodpovědné za přímou segmentální stabilitu. Kontrolu neutrální zóny (viz níže) zajišťují společně se svaly pánevního dna a bránici (9). Za lokální stabilizátory bederní páteře považujeme m. transversus abdominis a mm. multifidi, současně je můžeme označit za součást hlubokého stabilizačního systému.

V literatuře (11) se popisuje atrofie mm. multifidi a m. transversus abdominis jako příčina recidivujících bolestí v bederní páteři typu LBP. Hides, Richardson a Jull (4) uvádějí, že po první akutní atace LBP není návrat funkce mm. multifidi spontánní a automatický, a to i po odeznění bolesti. M. transversus abdominis se aktivuje již při anticipaci pohybu, je jedním z prvních svalů aktivujících se např. při pohybu horní končetiny v ramenním kloubu, podrobněji viz Hodges a Richardson (5). Zpožděná kontrakce m. transversus abdominis, která je výrazem jeho snížené stabilizační funkce, vede k rozšíření neutrální zóny (její pojetí je rozvedeno dále) a zvýšení biomechanických nároků na samotnou páteř – obratle, chrupavčitou tkáň, ligamenta páteře (5).

Velmi důležitá je ko-kontrakce lokálních stabilizátorů bederní páteře se svaly pánevního dna. Instruovaná kontrakce pánevního dna přímo usnadňuje aktivaci m. transversus abdominis (2).

VMYŠETŘENÍ STABILITY BEDERNÍ PÁTEŘE

Před zahájením dynamického stabilizačního programu je třeba stanovit možné příčiny instability bederní páteře a zhodnotit význam pacientových obtíží. Základem je pečlivě odebraná anamnéza a samozřejmě kritické zhodnocení nálezů zobrazovacích metod (RTG, CT, MRI). Zde však chceme upozornit na **klinické metody vyšetření stability Lp**, které lze provést s minimálními nároky na vybavení. Hodnotíme-li tyto testy komplexně, získáme poměrně dobrou informaci o schopnosti stabilizovat bederní páteř.

Po odebrané anamnéze pokračujeme aspekčním vyšetřením. Toto je bohatě popsáno v literatuře (7, 8), proto se jím nebudeme zabývat. K dalšímu postupu patří diagnostika blokad (velmi často kompenzačních) ať již orientačně při aspekci a aktivně prováděných pohybech nebo vyšetřením do segmentu (vyšetření joint play). Všimáme si svalových dysbalancí, usoudíme-li, že jsou relevantní k potížím pacienta, zejména charakteru dolního zkríženého a vrstevného syndromu. O orientačním rozsahu aktivního pohybu bederní a hrudní páteře se přesvědčujeme vyšetřením funkčních testů páteře (Schober, Stibor, Otto a další). K zjištění míry subjektivně vnímané bolesti použijeme vizuální analogovou škálu, průběžně pak kontro-

lujeme její posun během terapie. Další testy popíšeme v jednotlivých bodech.

1. Vyšetření stability ve frontální rovině

– Trendelenburgova, Duchennova zkouška a jejich různé modifikace.

– Zkouška bočního mostu. Pacient provede na boku vzpor o předloktí a loket a snaží se udržet trup v jedné rovině s dolními končetinami (obr. 1). Obtížnější variantou je současná abdukce svrchní DK nebo/í HK. Tyto zkoušky informují spíše o stabilitě kyčlí a pánevního kruhu, ty však se stabilitou bederní páteře úzce souvisejí.

2. Vyšetření stability v sagitální rovině

– Stabilitu Lp je výhodné testovat v jednotlivých pozicích dynamického tréninku. Např. v pozici mostu vleže na zádech s pokrčenými dolními končetinami (obr. 2) střídavě zvedat chodidla nad podložku. V této pozici sledujeme pokles pánve na jednu či druhou stranu nebo schopnost udržet pánev v neutrální poloze Lp (pojem je objasněn dále). Tento test je velmi individuální a je nutno jej přizpůsobit momentálnímu stavu každého pacienta. Lze vybrat méně či více náročné polohy z jednotlivých cviků tréninku a k nim pak míru stability vztahovat. Základním kritériem pro určení nedostatečné stabilizace Lp (tedy nestability v té které pozici) je ztráta neutrální polohy Lp či bolest nebo obojí.

– Instabilita Lp je často spojena s dysfunkcí lokálních stabilizátorů (m. transversus abdominis, mm. multifidi). O schopnosti je aktivovat se přesvědčujeme palpací, tak jak je uvedeno v praktické části článku.

– Ke stejnému účelu lze použít speciální tonometrické jednotky (pressure biofeedback unit), případně lékařský tonometr.

V poloze na zádech s pokrčenými dolními končetinami (DKK) vložíme manžetu tonometru pod pacientova bedra. Manžetu nafoukneme na takový tlak, který je pacientovi pohodlný (může být kolem 40 mmHg), pak jej instruujeme k aktivaci pánevního dna (a současně mm. multifidi a m. transversus abdominis – popsáno v praktické části článku). Při této aktivaci by se měl tlak zvýšit o maximálně 5 mmHg (12). Vyšší hodnoty (více jak o 15 mmHg) svědčí o výrazném zapojení m. rectus abdominis a mm. obliqui abd. Snížení tlaku při jednotlivých funkčních zkouškách (nadzvednutí jedné DK, sunutí původně pokrčené DK do natažení, pohyb HKK před obličejem,...) naopak vypovídá o insuficienci lokálních stabilizátorů a/nebo o hyperaktivitě m. iliopsoas. Zároveň palpací (lokálních stabilizátorů) kontrolujeme správnost provedení.

Podobně postupujeme při lehu na břicho, kdy manžetu položíme pod „dolní“ břicho (mezi pupek a symfýzu) a při aktivaci lokálních stabilizátorů naopak sledujeme snížení tlaku. Autoři (12) popisují výchozí tlak 70 mmHg, cílem je dosáhnout poklesu o 6–10 mmHg a náročnost zvyšovat prodloužením doby kontrakce či zvýšením počtu opakování. Hodnoty budou přirozeně odlišné v závislosti na individuální konsti-

tuci, můžeme však uvažovat procentuální vyjádření (přibližně pokles o 10 % od původního tlaku). Tyto testy lze samozřejmě použít i v rámci cvičební jednotky – upraveno podle původních prací (12, 15).

Uvedené výchozí hodnoty tlaků platí pro speciální tonometrické jednotky. Při použití lékařského tonometru se nám jeví nastavení 25 mmHg jako výchozího tlaku v poloze vleže na zádech s pokrčenými dolními končetinami jako výhodnější. Jde o hodnotu tlaku, při které není pacient vychýlován z neutrální polohy bederní páteře. V poloze na břicho (s manžetou tonometru mezi symfýzou a pupkem) použijeme výchozího tlaku 40 mmHg.

PRINCIP PROGRESIVNÍ DYNAMICKÉ STABILIZACE BEDERNÍ PÁTEŘE

Prvním a základním krokem v programu dynamické stabilizace Lp je **schopnost zaujmout a udržet neutrální polohu bederní páteře** (dále jen neutrální poloha Lp).

Názory na tuto pozici se v literatuře (10, 12) v některých aspektech liší, můžeme je však přehledně shrnout takto:

– Je to přibližně střední vzdálenost mezi max. aktivním naklopením pánve vpřed (anterverzí) a vzad (retroverzí), nevztahuje se tedy k postavení jednotlivých segmentů vůči sobě.

– Představuje biomechanicky nejvýhodnější pozici pro rozložení a přenos sil působících na páteř, tzn. že intervertebrální klouby, meziobratlové disky, chrupavky a další měkké tkáně jsou zatěžovány co nejméně.

– Je charakterizována nepřítomností bolesti nebo alespoň snížením bolesti vzhledem k okolním pozicím.

– Neutrální poloha Lp je charakterizována efektivním funkčním rozsahem, který můžeme chápat jako rozsah neutrální polohy Lp během cvičení; tento fakt podporuje spíše aktivní, dynamické pojetí neutrální polohy.

– Neutrální poloha Lp je interindividuální jak z hlediska „umístění“ v rámci celého rozsahu pohybu (daného krajními polohami anteverze a retroverze pánve), tak také z hlediska rozsahu neutrální polohy samotné.

– Je intraindividuální v závislosti na poloze celého těla.

– Může se měnit podle stavu měkkých tkání (svalového a vazivového aparátu).

Dále musíme přihlídnout k některým dalším skutečnostem:

– Samotná nepřítomnost bolesti ještě nezaručuje dosažení neutrální polohy Lp, ta musí být doprovázena správnou ko-aktivací příslušných svalových skupin.

– Může také nastat situace, kdy je biomechanicky méně výhodný pohyb vykonáván s menší nebo žádnou bolestivostí. Potom je třeba zaměřit se na případné dysfunkční svalové skupiny, které toto postavení mohou ovlivnit. Mnoho pacientů například toleruje z hlediska bolesti lépe anteverzi pánve během předklonu

trupu, než přiměřené naklopení pánve vzad. Často je za toto postavení zodpovědný převažující tah m. iliopsoas (10, 12, 15).

Praktické nalezení neutrální polohy Lp odpovídá výše uvedeným podmínkám, vodítkem je střední vzdálenost mezi max. anteverzí a retroverzí pánve. Pro udržení a uvědomění si této polohy je výhodná současná aktivace svalů pánevního dna a m. transversus abdominis (a mm. multifidi).

V souvislosti se stabilizací páteře připomeňme koncept neutrální zóny (11, 12). Zatímco neutrální poloha Lp popisuje postavení páteře jako celku, **neutrální zóna** má vztah k pohybu jednoho obratle vůči druhému. Představuje velmi malý rozsah pohybu obratle, kterému je kladen minimální odpor kostěných, vazivových a svalových struktur. O tomto prostoru se palpačně přesvědčujeme v rámci vyšetření joint play. Můžeme říci, že oblast neutrální zóny je prostorem před dosažením fyziologické bariéry.

Nestabilita v segmentu je pak charakteristická rozšířením „neutrální zóny“, tedy ztrátou **pasivní** podpory, která odpovídá posunu až ztrátě fyziologické bariéry a případnému nástupu anatomické bariéry. Není-li tato ztráta kompenzována adekvátní svalovou stabilizací, stává se příslušný úsek páteře zranitelný a může docházet k opakovaným mikrotraumatům v oblasti chrupavek, meziobratlových disků a dalších měkkých tkání. Naší snahou je pak zmenšení velikosti „neutrální zóny“ (a její udržení ve fyziologickém rozmezí, které zabraňuje klinické nestabilitě) prostřednictvím aktivní podpory – tedy výše zmíněné svalové stabilizace. Tento postup má zásadní význam při ovlivnění hypermobility prostřednictvím kinezioterapie. K zmenšení velikosti „neutrální zóny“ dochází také při chirurgické fixaci příslušného (příslušných) segmentu nebo při formování osteofytů. Redukce velikosti „neutrální zóny“ však neodpovídá snížení celkového rozsahu pohybu (6, 11, 12, 13).

Jako každá terapie má program dynamické stabilizace bederní páteře své **výhody a nevýhody**.

Mezi výhody patří:

- nenáročnost na vybavení,
- po správné instruktáži může pacient cvičit doma i v zaměstnání,
- možnost obměňovat cvičební program podle aktuálních potřeb pacienta,
- aplikace u strukturálních i funkčních onemocnění,
- aktivní přístup pacienta,
- průběžná kontrola terapeutického pokroku samotným pacientem (z hlediska snížení bolesti, zlepšení stabilizačních schopností), což se významně podílí na motivaci k domácímu cvičení.

Relativní nevýhodou pak je:

- nutná aktivní spolupráce pacienta,
- pochopení principu dynamické stabilizace ze strany pacienta.

CÍLE DYNAMICKÉ STABILIZACE BEDERNÍ PÁTEŘE

Základním cílem v nejobecnější rovině je zlepšení **segmentální stability Lp**. Prostřednictvím aktivní

stabilizace (tedy svalové aktivity) uslujeme o **konkrétní cíle**, které můžeme shrnout v několika **bodech**:

– Zlepšení reakční schopnosti svalového systému (zejména tzv. lokálních stabilizátorů), podobně jako se o totéž snažíme např. při senzomotorické stimulaci podle Jandy.

– Uvědomování si požadované pozice Lp (neutrální polohy Lp), tedy zvýšení „kinestetického smyslu“, zkvalitnění propriocepce z dané oblasti.

– Během stabilizačního tréninku se pacient snaží udržet neutrální polohu Lp automaticky, rychle, později bez vědomé kontroly (ve chvíli, kdy řízení nového pohybového stereotypu je zajišťováno převážně podkorovými strukturami CNS).

– Postupnou progresí v tréninku zvyšujeme kondici (sílu, vytrvalost, koordinaci pohybu), během terapie i po jejím ukončení aplikujeme naučené principy do běžných denních činností (zaměstnání, rekreace, koníčků, sportu).

Podmínkou progresivní dynamické stabilizace Lp je aktivní přístup pacienta. Důležitou složkou jakékoliv terapie je dostatečná motivace k domácímu cvičení. Pokračování v naučeném tréninku i po skončení přímé rehabilitační péče snižuje významně riziko recidivy potíží.

Důležitým cílem je nabídnout pacientovi takový cvičební program, který bezpečně zvládne jak z hlediska intenzity, tak z hlediska složitosti provedení jednotlivých cviků. Je třeba věnovat dostatek času **vysvětlení principu** terapie. Pokud jej pacient správně pochopí, snadno si může svůj osobní program obměňovat, volit intenzitu podle momentální situace, kontrolovat správnost provedení. Pak se stává trénink **skutečně dynamický a progresivní**. Skutečnost, že má cvičící plnou kontrolu nad jednotlivými fázemi tréninku, ví „co dělá“ a „proč to dělá“, vede k zvýšení jeho sebevědomí, a my můžeme doufat, že jeho úsilí neskončí s odchodem z rehabilitačního pracoviště.

PROGRAM PROGRESIVNÍ DYNAMICKÉ STABILIZACE BEDERNÍ PÁTEŘE

Stabilizační program by měl být „ušit pacientovi na míru“. Proto je následující přehled cviků, které jsme vybrali, jen určitým návrhem možného stabilizačního programu. Při volbě cviků a intenzity je nutno vycházet z charakteru poruchy, přihlídnout k věku, pohlaví a zohlednit aktuální stav pacienta. Obecným pravidlem je zvolit takovou intenzitu cviků (tedy počet opakování, délku výdrže a náročnost jednotlivých modifikací), aby je pacient právě zvládl. To znamená provádět každý cvik s co nejvyšší intenzitou (v dané situaci) a zároveň technicky správně a s co možná nejlepší kontrolou. Zvládnutí jakéhokoliv cviku je podmíněno udržením neutrální polohy Lp (dále jen NPLp). Postupujeme dále podle zásady od nejjednodušších cviků ke složitějším. Až po správném zvládnutí základních cviků (tzv. podmiňujících) pokročíme ve stabilizačním programu dále, např. podle schématu uvedeném níže. Je dobré si uvědomit, že zdatnější jedinci budou v programu postupovat rychleji, méně

zdatní nemusí na nejnáročnější cviky ani dosáhnout. Jednotlivé cviky jsme rozdělili do tří skupin označené římskými číslicemi – I. Základní program; II. Středně náročný program; III. Velmi náročný program. Jednotlivé programy se pak skládají z několika variant cviků, opět seřazených podle obtížnosti. Vrcholem progresivního dynamického stabilizačního programu je aplikace naučeného do běžného denního života v rámci ADL. Pacient by se však tomuto měl učit již během programu a na „vlastní kůži“ poznávat efektivitu doporučeného cvičení.

I. ZÁKLADNÍ PROGRAM

1. Na začátku terapie je nutné, aby se pacient nejprve naučil volně aktivovat m. transversus abdominis (m. TrA). Pro lepší (snadnější) aktivaci je vhodné (nebo dokonce nezbytné) využít koaktivace svalů pánevního dna (PD) a dýchání (2).

a) Poloha vleže na zádech

Pacient ležící na zádech s pokrčenými DKK provádí aktivaci m. TrA. Vyzveme jej, aby pomalu aktivoval pánevní dno (vhodné pokyny jsou vtáhnout konečník, zadržet moč-stolicí) a současně mírně stáhl dolní část břicha směrem k páteři (2). Pro kontrolu správného provedení palpujeme kontrakci m. TrA svými prsty mediálně od SIAS (3). Zároveň můžeme druhou rukou sledovat velmi mírné naklopení pánve vzad (obr. 3).

b) Poloha v kleče na čtyřech (obr. 4)

Critchley (2) popisuje tuto polohu jako výhodnější pro aktivaci PD a m. TrA v případě, že pacient tento úkon není schopen provést v poloze na zádech. Podle Norrise (12) je tato poloha pro aktivaci též výhodná, protože m. TrA je v protažení, tedy facilitován. Pacient klečí s oporou o všechny čtyři končetiny (rameño, kyčel, koleno v 90° flexi) a volně dýchá. K aktivaci hlubokého stabilizačního systému je instruován stejně jako v předchozí poloze.

Další možností aktivace vleže na zádech je, že se pacient zhluboka nadechne do břicha, terapeut svou dlaní vytváří tlak shora na „dolní břicho“. Poté pacient přes pootvřené rty plynule vydechuje, přičemž se snaží o udržení konstantního objemu v břišní dutině za současného udržení NPLp (lze užít také přerušovaného vydechování se zvýšenou aktivací bránice).

O aktivaci mm. multifidi se přesvědčujeme tak, že přiložíme palec a ohnutý ukazovák po stranách trnového výběžku příslušného obratle a vyzveme pacienta k aktivaci svalů pánevního dna (obr. 5). Tuto aktivaci lze trénovat v různých polohách (stoj, sed, leh na boku apod.).

c) Poloha vleže na boku

Pacient leží na boku, kolenní i kyčelní klouby flektovány. Opět vtahuje konečník a dolní část břišní stěny. Je vhodné, když si pacient pro kontrolu správné aktivace položí ruku do blízkosti konečníku, aby si lépe uvědomil vykonávaný pohyb. Důležité je, aby hýždě zůstaly relaxovány. Cvičení je intenzivnější, provádí-li pacient během kontrakce odporovaný nádech – prsty druhé ruky při uzavřených ústech částečně uzavřou nosní dírkou. Odporovaný nádech

umožňuje zřetelněji vnímat stah svalů pánevního dna (9). I zde se může palpačně kontrolovat aktivace m. TrA (obr. 6).

2. Zvládne-li pacient aktivaci m. TrA, snaží se o udržení neutrálního postavení páteře v různých polohách za současné ko-kontrakce PD a lokálních stabilizátorů (m. TrA a mm. multifidi). Postupujeme od méně po více náročné polohy.

a) Leh na zádech.

b) Klek s oporou na čtyřech končetinách.

c) Sed.

d) Stoj (obr. 7).

II. STŘEDNĚ NÁROČNÝ PROGRAM

Jestliže pacient dokáže aktivovat m. TrA ve výše uvedených polohách, může začít udržovat neutrální polohu bederní páteře v náročnějších situacích. Pro správný efekt cvičení je během celého provedení všech cviků důležitá současná ko-kontrakce m. TrA + PD. Během všech pohybů můžeme pro kontrolu palpativně aktivaci m. TrA a v případě potřeby pacienta korigovat.

1. První poloha – leh na zádech

a) Pacient ležící na zádech s pokrčenými DKK provádí anteriorní a posteriorní naklopení (tilt) pánve. Cílem je uvědomění si pohybu a získání vyšší neuromuskulární kontroly. U dalších cviků už jen pacient udržuje neutrální postavení páteře (NPLp).

b) Stejná pozice. Pacient při aktivním držení NPLp střídavě staví DKK na špičku (obr. 8), později nadzvedá střídavě celé chodilo od podložky. Obtížnost lze zvyšovat změnou postavení HKK (např. paže ve vzpažení nebo před obličejem).

c) Viz předchozí cvik + opěrná DK je podložena overballem (obr. 9).

d) Pacient leží stejně jako při předchozích cvicích, střídavě krčení a natahování dolních končetin a současně střídavě zvedání horních končetin za hlavu.

Nadměrná obtížnost těchto cviků pro pacienta může být daná špatnou neuromuskulární kontrolou, slabými břišními svaly, zkrácením m. iliopsoas a/nebo m. erector spinae (10).

2. Další polohou pro dynamickou stabilizaci je klek s oporou o všechny čtyři končetiny, v níž pacient udržuje NPLp

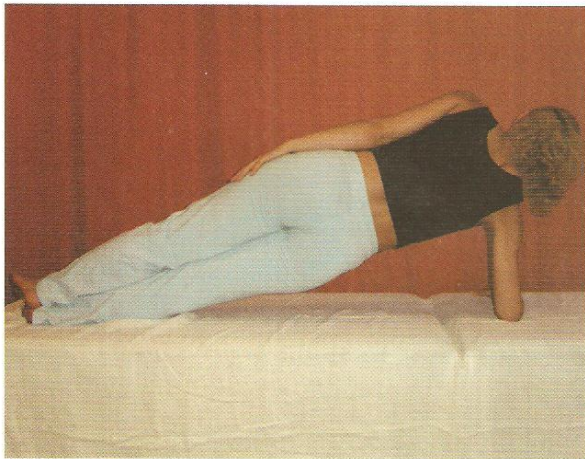
a) V této pozici pacient při současné aktivní stabilizaci L páteře střídavě nadzvedává horní a dolní končetinu.

b) Pacient současně nadzvedne horní a kontralaterální dolní končetinu. Je vhodné pacientovi během cviku připomínat nutnou aktivaci m. TrA + PD (obr. 10).

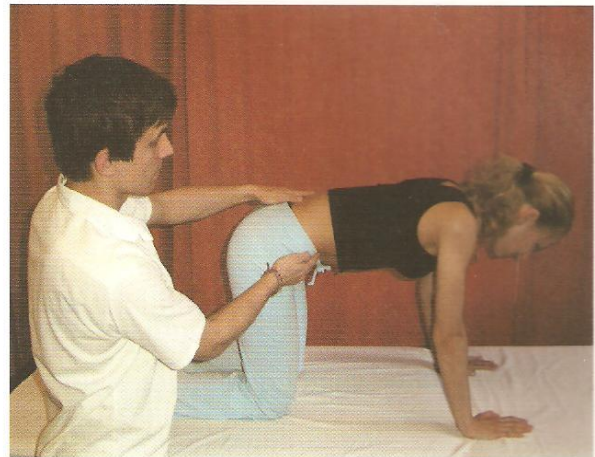
c) Tento cvik je totožný s předchozím, navíc terapeut postřiky vychyluje pacienta ze stabilní polohy. Další možností zvýšení obtížnosti je podložení jedné z opěrných končetin overballem, vyřazení zrakové kontroly atd. (neustále však musí být udržována NPLp).

3. Most

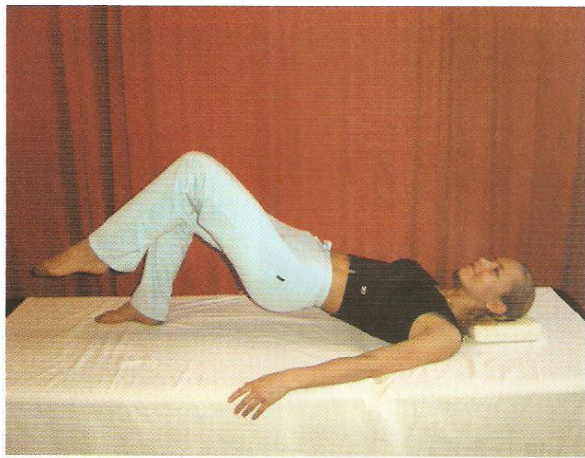
a) Pacient ležící na zádech s pokrčenými DKK v NPLp segment po segmentu postupně zvedá pánev z podložky.



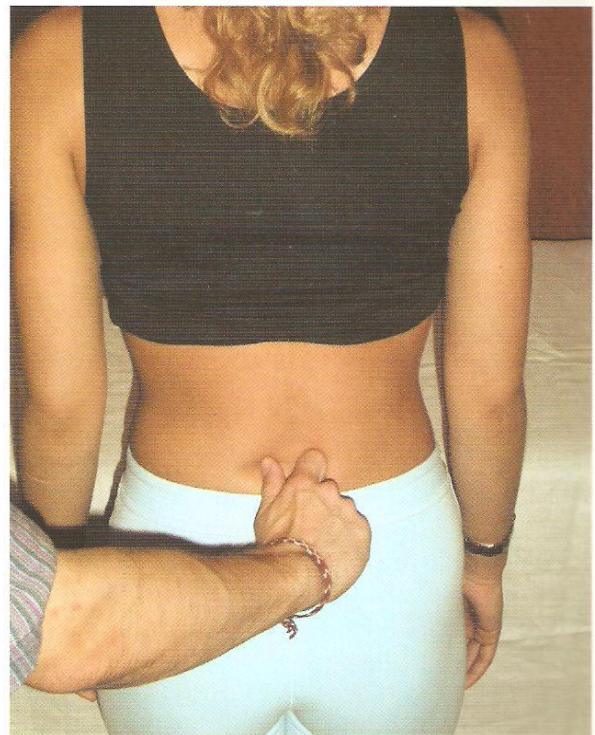
Obr. 1. Zkouška bočního mostu.



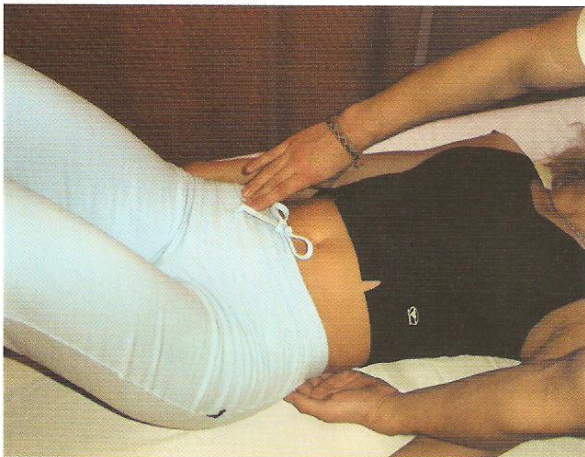
Obr. 4. Aktivace m. TrA v poloze kleče na čtyřech.



Obr. 2. Příklad vyšetření stability Lp v sagiální rovině.



Obr. 5. Palpační kontrola zapojení mm. multifidi.

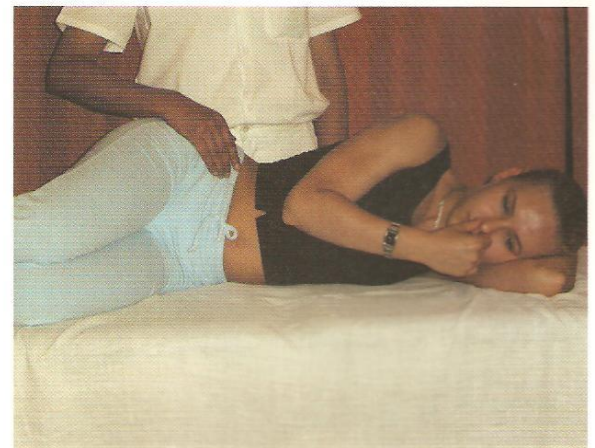


Obr. 3. Palpační kontrola zapojení lokálních stabilizátorů.

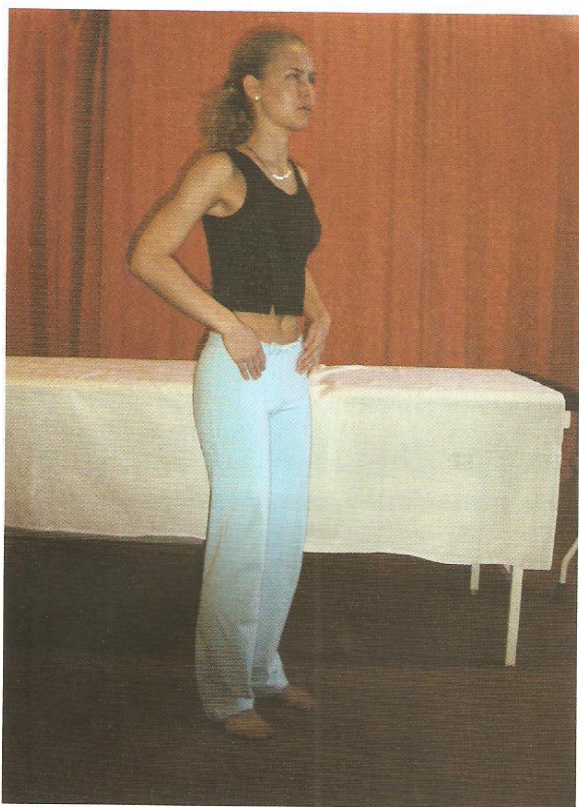
b) „Pochodování“. Pánev nad podložkou a pacient střídavě nadzvedává pravou a levou DK. Zvýšení obtížnosti dosáhneme natažením DKK.

c) Pacient v „mostu“, opřen o jednu DK. Terapeut jej postrky vychyluje (obr. 11).

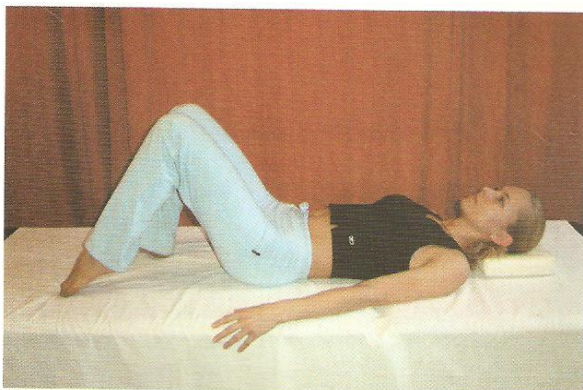
Obtížnost při provádění těchto cviků může být spojena se zkrácením m. iliopsoas nebo hyperaktivitou lumbálních erektorů. Při mostu s oporou o jednu DK



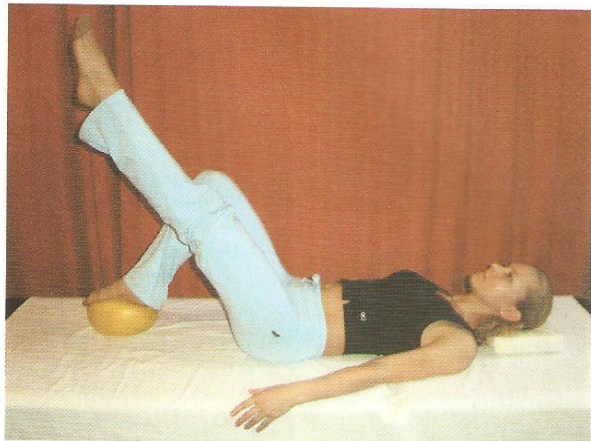
Obr. 6. Aktivace svalů pánevního dna vleže na boku.



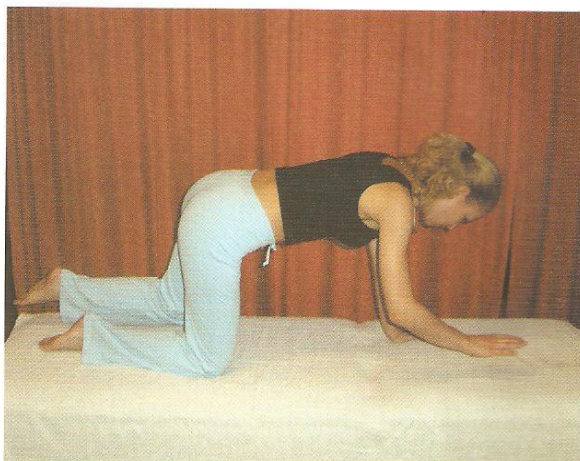
Obr. 7. Dosažení neutrální polohy Lp vstoje za současné aktivace lokálních stabilizátorů.



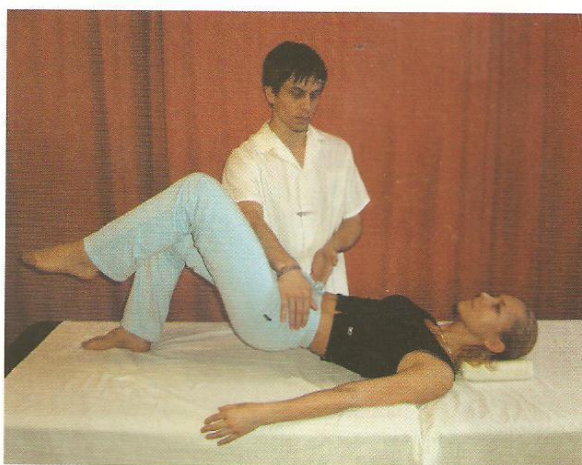
Obr. 8. Pacientka udržuje NPLp vleže na zádech při zvednutí jedné DK na špičku.



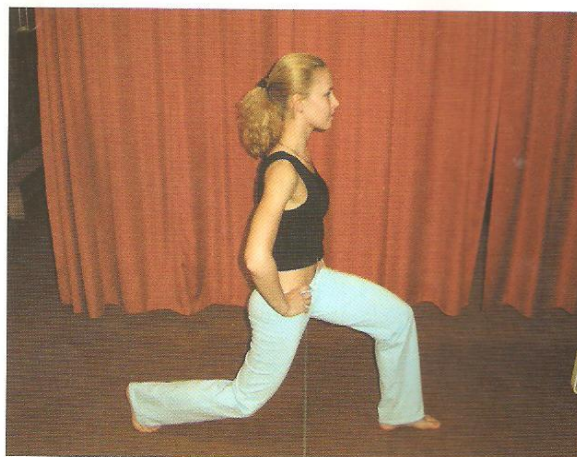
Obr. 9. Udržení NPLp s opěrnou DK na overballu.



Obr. 10. Udržení NPLp v poloze na čtyřech se současným nadzvednutím kontralaterální HK a DK.



Obr. 11. Udržení NPLp v „mostu“ s oporou o jednu DK při vychylování terapeutem.

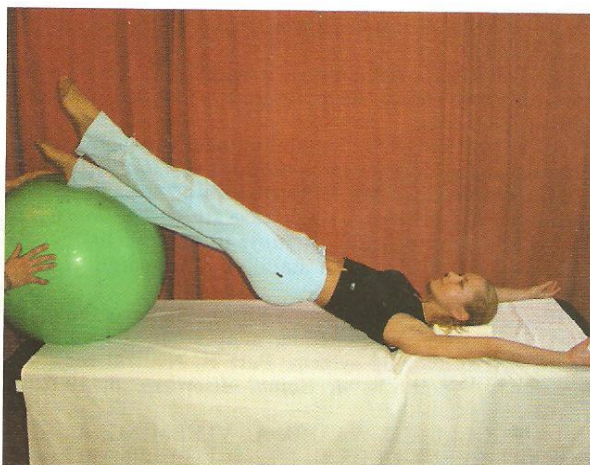


Obr. 12. Udržení NPLp během výpadu.

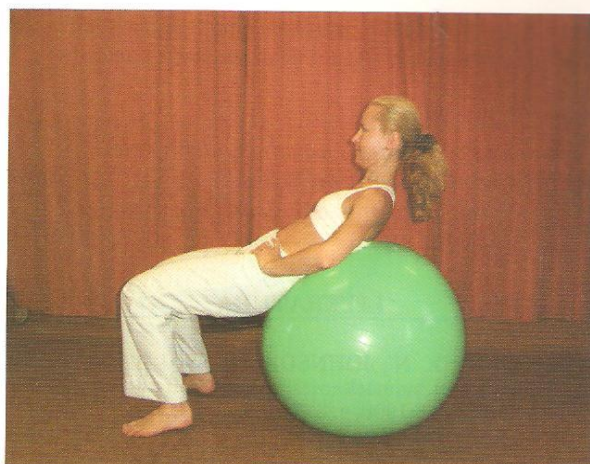
je nutná dobrá stabilizační funkce m. gluteus medius. Potíže s jeho vykonáním mohou být spojeny s hyperaktivitou m. piriformis nebo adduktorů stehna (10).

4. Stoj

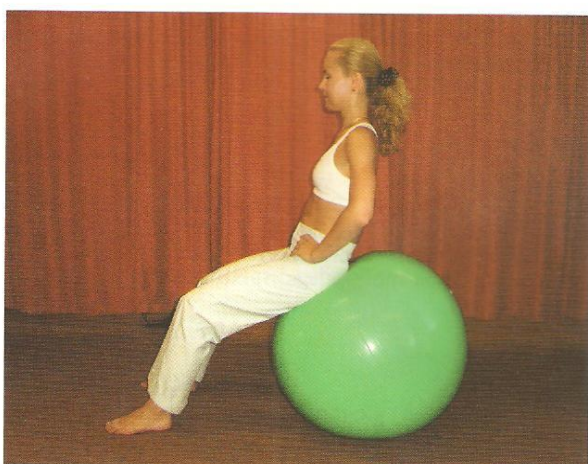
a) Výpady (obr. 12). Pacient stojí, nohy na šířku pánve. Za neustálého udržování neutrální polohy Lp



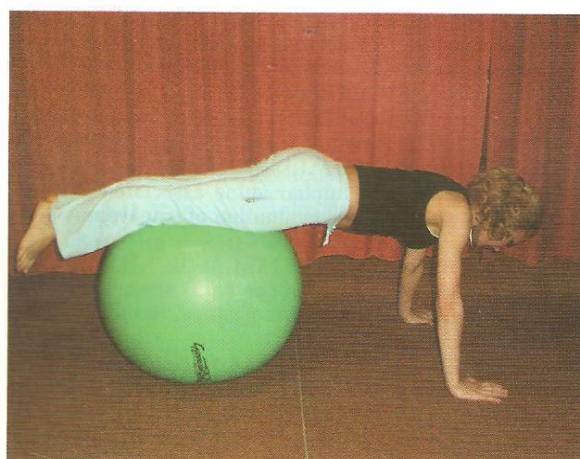
Obr. 13. Udržení NPLp v poloze „mostu“ na míči s nadzvednutím jedné DK.



Obr. 14b. Rolování po míči ze sedu po C/Th přechod a zpět za neustálého udržování NPLp.



Obr. 14a. Rolování po míči ze sedu po C/Th přechod a zpět za neustálého udržování NPLp.



Obr. 15. Varianta udržení NPLp v pozici kliku s DKK na míči.

pacient vykonává střídavě výpady pravou a levou nohou (flexe v koleni je 90°).

b) Podřepy. Pacient při aktivním držení neutrální polohy Lp provádí podřepy. Hloubka podřepu závisí na schopnosti udržet NPLp.

III. VELMI NÁROČNÝ PROGRAM

1. Cvičení na míči

a) *Sed na míči*, 90° flexe v koleni i kyčli. Páteř v neutrálním postavení. Pacient (za současné aktivity m. TrA a PD) střídavě elevuje jednu a druhou DK.

b) *Most na míči*. Leh na zádech, dolní končetiny jsou položeny na míči. Pacient zvedá pánev podobně jako u „klasického“ mostu se všemi modifikacemi. Obtížnost je tím vyšší, čím je opora o míč blíže hlezen (obr. 13). Druhá varianta mostu je s míčem pod hrudníkem (mezi lopatkami). Rovněž možno provést všechny výše uvedené modifikace.

c) *Rolování po míči vpřed*. Sed na míči, pacient malými krůčky „sjíždí“ zády po míči vpřed až po C-Th přechod a zpět. Neustále udržuje NPLp (obr. 14a, 14b).

d) *Další možnosti* (ale jistě ne poslední) je poloha kliku s dolními končetinami položenými na míči (obr. 15). V této pozici můžeme opět uplatnit mnoho variant (odlehčení HKK, DKK, ručkování vpřed a vzad, vychylování terapeutem, pérování na míči s kontrolou NPLp atp.).

ZÁVĚR

Progresivní dynamická stabilizace bederní páteře má široké uplatnění jak v oblasti funkčních, tak v oblasti strukturálních poruch bederního úseku páteře. Nemusí však být pouze monoterapií a ani tak není míněna. Jak již bylo uvedeno, zejména na počátku terapie se věnujeme manuálnímu ošetření příslušných oblastí pohybového systému. Velmi přínosné může být doplnění o principy PNF, Bobath konceptu či senzomotorické stimulace podle Jandy (samozřejmě s přihlédnutím k aktuálním potížím a potřebám pacienta). Také je možné využít S-E-T (Sling-Exercise-Therapy) konceptu, který přímo z principů dynamické stabilizace Lp vychází. Vše záleží také na konkrétním přístupu terapeuta (znalost jednotlivých

metodik, oblíbenost a preference terapeutických technik, přiměřenost k věku a schopnostem pacienta).

PODĚKOVÁNÍ

Za cenné připomínky a podněty děkujeme
doc. Mayerovi a Mgr. Smékalovi.

Za inspirující recenzi děkujeme prof. Lewitovi.

LITERATURA

1. BOGDUK, N., JOHNSON, G., SPALDING, D.: The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. *Clinical Biomechanics*, 10, 1998, s. 377-385.
2. CRITCHLEY, D.: Instructing pelvic floor contraction facilitates transversus abdominis thickness increase during low-abdominal hollowing. *Physiotherapy Research International*, 7, 2002, s. 65-75.
3. HIDES, J., SCOTTY, Q., JULL, G., RICHARDSON, C.: A clinical palpation test to check the activation of the deep stabilizing muscles of the lumbar spine. *International SportMed Journal*, 1, 2000, p. 1-4. Dostupné na internetu: <http://www.esportmed.com/ismj/>, (cit. 2003-6-17).
4. HIDES, J., RICHARDSON, C., JULL, G.: Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine*, 21, 1996, s. 2763-2769.
5. HODGES, P., RICHARDSON, C.: Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21, 1996, s. 2640-2650.
6. CHOLEWICKI, J., PANJABI, M. M., KHACHATRYAN, A.: Stabilizing function of the trunk flexor - extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, 19, 1997, s. 2207-2212.
7. JANDA, V.: Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch. Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků v Brně, 1982.
8. LEWIT, K.: Manipulační léčba. Praha, JH Barth a CLS, 1996.
9. LEWIT, K.: Rehabilitace u bolestivých poruch pohybové soustavy, část II. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 2001, s. 139-151.
10. LIEBENSON, C.: Rehabilitation of the spine: A practitioner's manual. Baltimore: Williams & Wilkins, 1996.
11. STANFORD, M.: Effectiveness of specific lumbar stabilization exercises: A single case study. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 10, 2002, s. 40.
12. NORRIS, CH.: Back stability. Champaign: Human Kinetics, 2000.
13. PANJABI, M. M.: The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement, The stabilizing system. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J. Spinal disorders*, 5, 1992, 5, s. 383-390 a 390-396.
14. POOL-GOUDZWAARD, A., VLEEMING, A., STOECKART, R., SNIJDERS, C., MENS, J.: Insufficient lumbopelvic stability: a clinical, anatomical and biomechanical approach to „a-specific“ low back pain. *Manual Therapy*, 3, 1998, s. 12-20.
15. VLEEMING, A., MONEY, V., SNIJDERS, CH., DORMAN, T., STOECKART, R.: Movement, stability & low back pain. *The Essential role of the pelvis*. Edinburgh, Churchill Livingstone, 1997.
16. VLEEMING, A., POOL-GOUDZWAARD, A., HAMMUDOGHLU, D., STOECKART, R., SNIJDERS, C., MENS, J.: The function of the long dorsal sacroiliac ligament. Its implication for understanding low back pain. *Spine*, 21, 1996, s. 556-562.
17. VLEEMING, A., POOL-GOUDZWAARD, A., STOECKART, R., WINGERDEN, J. P., SNIJDERS, C.: The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*, 20, 1995, s. 753-758.

Mgr. Tomáš Suchomel

Heranova 1207

562 06 Ústí nad Orlicí

e-mail: tomassuchomel@seznam.cz

OZNÁMENÍ

Česká Bobath asociace, Unie fyzioterapeutů a Klinika rehabilitace
UK 2. LF a FN Motol v Praze

pořádají a zvou na 4. konferenci s názvem:

„Terapeutické postupy u neurologických onemocnění“,

kteřá se bude konat ve dnech 28. - 29. 1. 2005.

Místo konání: velká posluchárna UK 2. LF a FN Motol, V Úvalu 84,
150 06 Praha 5 - Motol.

Konferenční poplatek: 700 Kč při pasivní účasti (v ceně zahrnuto občerstvení
a sborník abstrakt), členové České Bobath asociace 300 Kč.

Přihlášky k **aktivní** účasti zasílejte do **15. 10. 2004** na
e-mail: irena.zoumkova@lfmotol.cuni.cz

Kontakt: PaedDr. Irena Zoumková, Klinika rehabilitace UK 2. LF a FN Motol,
V Úvalu 84, 150 06 Praha 5.

Přihlášky k **pasivní** účasti zasílejte písemně do **31. 11. 2004** na adresu:
Klinika rehabilitace (sekretariát - 1. patro. uzel D), V Úvalu 84, 150 06 Praha 5.