

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Jiří Stacho

**FEMOROPATELÁRNÍ SYNDROM JAKO NÁSLEDEK
PŘETĚŽOVÁNÍ U AKTIVNÍCH CYKLISTŮ**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Jana Tomsová

Olomouc 2011

ANOTACE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Název práce: Femoropatelární syndrom jako následek přetěžování u aktivních cyklistů

Název práce v AJ: Patellofemoral Syndrome as a Result of Prolonged Overload Among Active Cyclists

Datum zadání: 2011-01-31

Datum odevzdání: 2011-05-06

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

Autor práce: Stacho Jiří

Vedoucí práce: Mgr. Jana Tomsová

Abstrakt v ČJ:

Bakalářská práce se zabývá problematikou femoropatelárního syndromu u aktivních cyklistů. Jejím cílem je sumarizovat dostupné poznatky a aplikovat je na danou pohybovou aktivitu. Práce obsahuje širokou škálu informací charakterizující funkci femoropatelárního skloubení a její vztah k etiopatogenezi femoropatelárního syndromu. Součástí je i vliv jednotlivých parametrů kola na jízdu samotnou a možnosti cílené diagnostiky. Terapeutická část je zaměřena na přehled fyzioterapeutické léčby a specifika jednotlivých metod.

Abstrakt v AJ:

This thesis deals with the problematics of patellofemoral syndrome among active cyclists. Its aim is to summarize available knowledge and apply it to the particular physical activity. The work includes extensive information characterizing the function of patellofemoral articulation and its relationship to the genesis of patellofemoral syndrome. It also contains the influence of different parameters on the bike ride itself and the possibility of targeted diagnostics. The therapeutic part is focused on physiotherapeutic treatment and the specifics of each method.

Klíčová slova v ČJ: femoropatelární syndrom, femoropatelární bolestivý syndrom, kolenní kloub, cyklistika, bolesti kolen v cyklistice

Klíčová slova v AJ: patellofemoral syndrome, patellofemoral pain syndrome, knee, cycling, knee pain in cycling

Rozsah: 84 s., 11 příl.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou bakalářskou práci vypracoval samostatně pod odborným vedením Mgr. Jany Tomsové a použil jen uvedené informační zdroje.

V Olomouci 6. 5. 2011

Podpis:

Poděkování

Děkuji své odborné vedoucí Mgr. Janě Tomsové za vstřícnost a ochotu a především za poskytnutí cenných rad a připomínek k vypracování této bakalářské práce a její obrazové přílohy.

OBSAH

ÚVOD.....	8
1 PŘEHLED POZNATKŮ	9
1.1 Anatomie	9
1.2 Patela a její vztah k patologii	11
1.2.1 Funkce pately.....	12
1.2.2 Pohyby pately	13
1.3 Mechanika femoropatelárního skloubení	15
1.4 Femoropatelární syndrom u cyklistů	19
1.5 Cyklistika	22
1.5.1 Typy cyklistického kroku	23
1.5.2 Jízda z hlediska aerodynamiky	25
1.5.3 Aktivita jednotlivých svalů při jízdě	27
1.5.4 Vliv jednotlivých parametrů na jízdu	29
1.5.4.1 Vnitřní faktory.....	29
1.5.4.2 Zevní faktory	29
1.6 Diagnostika	31
1.6.1 Analýza chrupavčitých degeneračních markerů.....	31
1.6.2 Klinické testy.....	33
1.7 Terapie	34
1.7.1 Flexibilita.....	36
1.7.2 Svalová koaktivace	37
1.7.3 Další možnosti terapie	38
1.7.3.1 Taping	39
1.7.3.2 Termoterapie	41
1.7.3.3 Farmakoterapie.....	42
1.7.3.4 Využití rotopedu.....	44
1.7.3.5 Ortotika	44
1.7.3.6 Operační terapie	46
2 DISKUZE	47
2.1 Volba odpovídajícího rehabilitačního programu	47
2.2 Frekvence a intenzita rehabilitačního programu	50
2.3 Využití tapingu	52
2.4 Role m. vastus medialis obliquus	53
2.5 Vliv Q úhlu na problematiku FP skloubení.....	54
ZÁVĚR	55
REFERENČNÍ SEZNAM.....	56

SEZNAM ZKRATEK	67
SEZNAM OBRÁZKŮ	69
SEZNAM PŘÍLOH.....	70
PŘÍLOHY	71

ÚVOD

Od počátku 19. století, kdy bylo v Německu vyrobeno první kolo, si cyklistika získala pozici oblíbené aktivity určené k rekreaci, udržení kondice, k porovnávání sil při cyklistických závodech a jízda na kole či rotopedu se stala také nezastupitelným a hojně využívaným komponentem rehabilitačního programu. Stoupající obliba tohoto sportu je však neodmyslitelně spjata s rostoucí četností úrazů a funkčních onemocnění.

Mezi jednu z nejčastějších funkčních poruch multifaktoriální etiologie vznikající následkem jízdy na kole patří femoropatelární syndrom. Cyklisté trpí retropatelární nebo peripatelární bolestí vznikající následkem fyzikálních a biochemických změn v oblasti femoropatelárního skloubení a periartikulárních struktur.

Navzdory četnému výskytu tohoto onemocnění v řadách aktivních cyklistů a množství návrhů terapeutického řešení, neexistuje dostatek propracovaných klinických studií a metaanalýz, které by určovaly konkrétní trend v rehabilitaci.

Cílem práce je sumarizovat dostupné poznatky studií založených na principech EBM a vytvořit ucelený přehled týkající se femoropatelárního syndromu a jeho výskytu u cyklistů. Pro přesnou diagnostiku a úspěšnou léčbu je důležité porozumění anatomickým a biomechanickým zákonitostem a jejich vztahu k etiopatogenezi. Proto je součástí této práce i stručný přehled anatomie, mechaniky a základních principů cyklistiky majících vztah k rozvoji femoropatelárního syndromu. Přesný popis nastavení parametrů kola je nad rámec této práce, nutno však zdůraznit, že jde o záležitost přísně individuální a měla by být svěřena do rukou odborníka.

Stěžejní částí práce je část terapeutická. Operační léčba je volbou poměrně vzácnou a přistupuje se k ní až po dlouhodobém selhávání terapie konzervativní s výraznou bolestivostí, která narušuje každodenní činnosti pacienta. Proto je terapeutická část zaměřena na přehled léčby rehabilitační a specifika jednotlivých metod. Nejde o přesný návod k léčbě ve formě „kuchařky“, jedná se o přehled možností a názorů jednotlivých autorů s mnohdy rozdílnými výsledky a úspěšností.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Anatomie

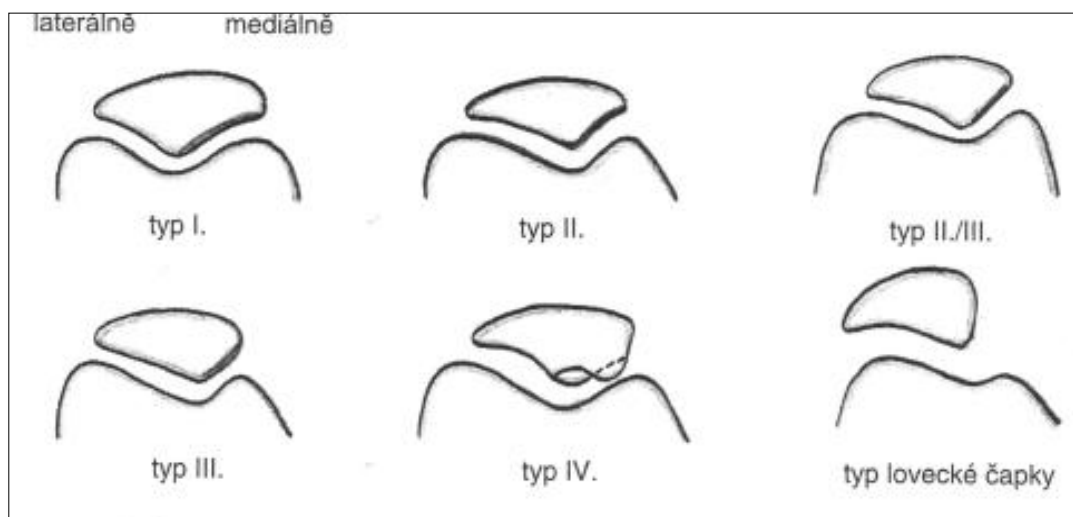
Kolenní kloub je kloubem složeným a je zároveň největším kloubem lidského těla. Na jeho stavbě se podílejí artikuluující segmenty, pasivní stabilizátory - kloubní pouzdro a vazy, menisky vyrovnávající primárně inkongruentní kloubní plochy a svaly, které svou akcí zabezpečují tzv. aktivní stabilizaci. V kolenním kloubu se stýkají tři kosti: femur, tibie a patela. Můžeme jej z funkčního hlediska rozdělit na dva samostatné celky. Prvním je skloubení femorotibiální a druhým skloubením, kterým se tato práce bude zabývat, spojení femoropatelní, což je z anatomického hlediska kloub sedlový. Jak sám název napovídá, jde o kontakt femuru a pately. Vlastními styčnými plochami jsou *facies articularis patellae* a *facies patellaris femoris* v *sulcus trochlearis*. Mezi těmito artikuluujícími částmi se nalézá vrstva hyalinní chrupavky, která je v některých místech silná až 8 mm a patří mezi nejsilnější. Právě její šířka ji činí velice odolnou vůči zranění, ale zároveň ji predisponuje k poškození vznikajícímu v důsledku mikrotraumat a patologického zatížení. Vzhledem k její šířce je výživa zprostředkována pouze difuzí, což není mnohdy zcela dostačující (Dylevský, 2009; Griffin, 1995).

Patela patří mezi sezamské kosti a je největší touto kostí v lidském těle. V kontaktu je pouze se stehenní kostí. Má zhruba trojúhelníkovitý či srdčitý tvar a anatomicky na ní rozlišujeme distálně zúženou část - *apex patellae* a širší proximální okraj - *basis patellae*, kam se upíná hlavní část šlachy *m. quadriceps femoris*, která následně přechází v *ligamentum patellae*. Stranově se patela dělí na *facies anterior* a *facies articularis*. Právě *facies articularis patellae* je vlastní styčnou plochou se stehenní kostí a je rozdělena vertikálně probíhající hranou na dvě asymetrické fasety - laterální, větší, konkávní, více prominující fasetu a mediální, obvykle menší a konvexní fasetu. Předěl rozděluje plochu na vnitřní a vnější fasetu nazýváme *crista patellae*. Právě prominence této hrany má z funkčního hlediska velký vliv na pohyb a stabilitu femoropatelního skloubení (Čihák, 2001; Dylevský, 2009). Druhá vertikální hrana uložená blíže mediální straně odděluje malou styčnou plochu nazývanou jako „odd facet“ (Elliott, Diduch, 2001).

Tvarovou rozdílností pately se zabývali Wiberg a později Baumgartl, kteří ji na základě jejich rozdílných parametrů rozdělili na šest základních skupin (Bartoníček, Heřt, 2004).

Právě tvarová odlišnost má vztah ke sklonu k patologii. Typ 1, 2, 2/3 jsou považovány za normální, kdežto typ 3, 4, 5 se již od normy odchyľují, a díky tomu mají větší sklon k patologii (Obr.1). Nutno však říci, že tato klasifikace již v dnešní době nemá tak velký význam a informuje nás pouze orientačně, protože naprosto nehodnotí rozložení a tloušťku kloubní chrupavky (Dylevský, 2009).

Obr. 1. Tvarová variabilita pately dle Wiberga a Baumgartla (Bartoníček, Heřt, 2004)



Legenda (Obr. 1)

- Typ 1: Obě fasety jsou stejné a konkávní.
- Typ 2: Mediální faseta je menší než laterální. Obě jsou konkávní.
- Typ 2/3: Laterální faseta je konkávní, mediální je rovná a menší.
- Typ 3: Laterální faseta je konkávní a větší než mediální, která je také konkávní.
- Typ 4: U tohoto typu má patela naznačenou dvojitou hranu, kterou jsou fasety odděleny. Mediální faseta je malá a konvexní.
- Typ 5: Tento typ nazýváme typem lovecké čapky. Mediální faseta zde zcela chybí.

1.2 Patela a její vztah k patologii

Patologické změny v oblasti kloubní chrupavky pately lze rozdělit dle různých autorů a dle různých hledisek. Jackson dělí etiologické faktory do dvou hlavních skupin: příčiny biomechanické a biochemické. Pro praxi je však prospěšnější dělení dle Merchanta, který femoropatelní problematiku dělí z etiologického hlediska do tří hlavních skupin:

1. přetížení nebo geneticky podmíněná snížená odolnost chrupavky,
2. jednorázové trauma (kontuze, luxace, zlomenina),
3. recidivující mikrotraumatizace (Dungl, 2005).

Geneticky podmíněná etiologie je neměnnou záležitostí, kdy při fyziologických, anatomických a biomechanických poměrech vznikají patologické změny chrupavky. Následkem této genetické predispozice a chronického přetěžování se pak tyto změny prohlubují a může docházet i ke změnám hlubších tkání. Druhou možností je jednorázové trauma. Dochází tak nejčastěji pádem z kola či kolizí s dopravním vozidlem – nejčastěji poškozenými strukturami při pádu bývá hlava, horní končetiny (HKK), dolní končetiny (DKK), páteř a hrudník. V oblasti kolene je k poškození náchylná právě patela. Doplácí na své poměrně povrchové uložení, které ji predisponuje k častějšímu a snadnějšímu poškození. Dochází pak ke kontuzi, luxaci či zlomenině pately. Asi nejčastější a nejhůře odhalitelné jsou ve vztahu k patologii recidivující mikrotraumatizace. K těmto mikrotraumatizacím vedou i pouze malé odchylky ve tvaru a funkci extenzního aparátu, kam řadíme m. quadriceps femoris, lig. patellae, retinakula kolenního kloubu a jejich vazivová poutka. Tyto změny pak vyvolávají zvýšené nároky na femoropatelní (FP) skloubení. Patří sem řada kongenitálních deformit (genu valgum, varum, dysplazie pately, dysplazie m. quadriceps femoris, hypoplazie laterálního kondylu femuru, malrotace tibie či femuru). Při zkrácení laterálních retinakul hovoříme o tzv. syndromu laterální hyperprese. Při cyklistice dochází ke střídavé flexi a extenzi kolenního kloubu, což způsobuje periodické protažení této patologicky zkrácené struktury se vznikem výrazné bolesti limitující výkon (Griffin, 1995). Často se také setkáváme s patologickým uložením pately, vysokým – patella alta či nízkým – patella baja, infera (Dungl, 2005).

K problémům může vést i patologické zkrácení tractus iliotibialis, což je struktura mající velice úzký vztah ke kolennímu kloubu a hraje roli pasivního i aktivního stabilizátoru FP skloubení. Proximálně navazuje na m. tensor fasciae latae a distálně se

vlákna tractus iliotibialis spojují s vlákny m. vastus lateralis a poukazuje se i na četné spojky s laterálním retinakulem. Bylo prokázáno, že pacienti trpící FP syndromem mají signifikantně zkrácený tractus iliotibialis (Hudson, Darthuy, 2007).

Zajímavým tématem je také lokalizace bolesti při FP syndromu. Jak již bylo řečeno, dochází k patologickým změnám chrupavky. Chrupavka však nemá senzitivní inervaci, proto nemůže být přímým zdrojem bolesti. Většina autorů se domnívá, že vzniká v oblasti subchondrální kosti, která již inervaci má. Při patologických změnách chrupavky totiž dochází i ke zvýšení tlaku na hlubší struktury. Další možností je afekce periartikulárních struktur s následným vznikem sekundární synoviality. Bolest však může vyvolávat samotné přetížení úponů svalů a dalších měkkých tkání (Dunzl, 2005).

1.2.1 Funkce pately

Kolenní kloub obecně umožňuje přizpůsobovat délku končetiny během lokomoce a vzhledem k situaci zajistit její plnou rigiditu či mobilitu. Jeho funkcí je tedy měnit vzdálenost trupu od terénu, po kterém se pohybuje (Véle, 2006). Uložení pately je z funkčního hlediska velice důležité. Nedá se označit za pouhé zpevnění kolenního kloubu, protože její funkce má i dynamický aspekt. Jednak zvyšuje pákový efekt m. quadriceps femoris tím, že jej oddaluje od osy otáčení (tedy mění vzdálenost ramene síly). Také tvoří kostěnou ochranu distální části kloubních ploch femorálních kondylů při flektovaném koleni. Snižuje tlak a distribuuje síly na větší plochu femuru a brání poškození kompresními silami na šlaše m. quadriceps femoris při rezistované flexi kolene, jako jsou například hluboké dřepy. Šlachy jsou totiž přizpůsobeny na značné tahové síly, ale už ne tolik na síly kompresní nebo třecí (Smith et al., 1996).

Kolenní kloub, ve kterém je odstraněna patela, je tedy z funkčního hlediska značně znevýhodněn. Proto se k totálnímu odstranění pately - patelektomii přistupuje velice zřídka. Je indikována pouze jako krajní východisko. Odstraněním pately dojde jednak k vyrušení její pákové síly, zvýšení zátěže působící na kolenní kloub a také ke ztrátě ochranné kostní struktury (Dunzl, 2005). Dochází k rozvoji tzv. extenzorového zaostávání – „extensor lag“ a extenzní kapacita může být snížena až na 15-49% (Soderberg, 1997).

1.2.2 Pohyby pately

Pohyby v kolenním kloubu můžeme zjednodušeně rozdělit na tři (respektive čtyři) pohyby. Flexe, která je možná do 130° aktivně a až do 160° pasivně. Tento pohyb výrazně ovlivňuje stav m. rectus femoris a objem stehna a lýtka. Extenze je pohyb podél stejné osy, ale v opačném směru. Probíhá až do nulového postavení. Pohyb, který probíhá až za nulové postavení, nazýváme hyperextenze. Ten není pro kolenní kloub fyziologický a prospěšný. Třetí skupinou jsou rotace, které probíhají podél osy tibie. Rotace vnitřní v rozsahu 5-7° a rotace zevní cca 21°. Dylevský dodává, že o poznání vyšší hodnoty (5-10° pro vnitřní rotaci a 30-50° pro zevní rotaci), které jsou často v literatuře udávány, nebylo možno prokázat (Dylevský, 2009). K těmto pohybům můžeme ještě přiřadit tři pohyby translační. Přední a zadní translace tibie, komprese a distorze a také mediální a laterální translace tibie, které jsou však možné pouze při poranění vazivového aparátu, tedy za zvýšené volnosti v kloubu (Dungl, 2005). Při normální funkci patela klouže v trochleárním žlábků v rytmickém pohybovém vzorci s narůstajícím pákovým efektem. Nicméně pro tento bezchybný pohyb je nutné, aby patela odolávala výsledným střižným a tlakovým silám směřujícím do kloubní plochy (Obr. 2, str. 14). Za normálních okolností klouže při flexi patela distálně a v extenzi proximálně s rozsahem pohybu okolo 5-7 cm, což odpovídá její dvojnásobné délce (Gould, 1997; Dylevský, 2009). Základním mylným předpokladem je představovat si pohyb pately pouze v jedné rovině jako pohyb pístu v proximodistálním směru. Ve skutečnosti dochází i k pohybu ve smyslu rotace a naklonění, což má za následek neustálou změnu kontaktních ploch femuru a pately (Juhn, 1999).

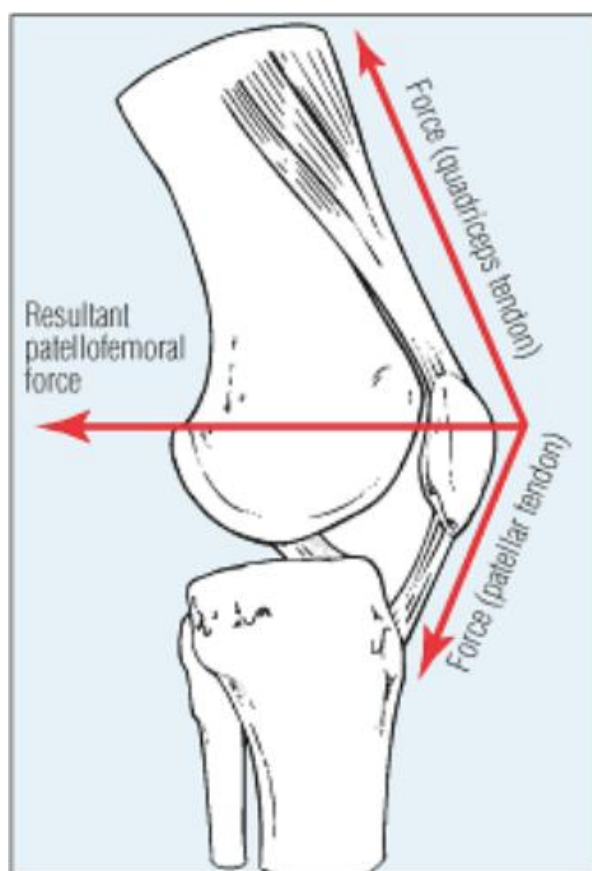
Při flexi se během pohybu pately na femorálním podkladě zároveň mění i rozložení artikulujících kostí. V extendované pozici leží patela nad trochleárním povrchem femuru. Nachází se v tzv. klidové pozici, kdy leží na suprapatelárním tukovém polštáři a suprapatelární synovii. Tato pozice je mírně laterální a to díky zevně rotované tibií způsobené extenzí a zároveň díky fyziologickému valgóznímu postavení kolene. Během flexe je patela tlačena distálně směrem k trochleárnímu žlábků. Tento distální pohyb umožňuje patele projít okolo mediálního kondylu femuru a to díky odemknutí tibiofemorálního skloubení a následné vnitřní rotaci tibie (Gould, 1997; Griffin, 1995).

V iniciální fázi flexe je hlavní kontaktní plochou distální třetina pately. Jakmile úhel mezi femurem a tibií přesáhne 90°, kontaktní plocha se přesunuje směrem proximálním a zaujímá proximální polovinu pately. Ve 20–30° flexi je patela velice dobře zakotvená

v trochleárním žlábků a odchyluje se mírně laterálně. Tlakové síly jsou zde rozloženy napříč mediální a laterální fasetou. Se zvyšující se flexí se zvyšuje i tlak a patelární povrch přichází do kontaktu s trochleární štěrbinou. Narůst flexe umožňuje malé části pately vychýlit se mírně mediálně, a tím zvýšit výsledný tlak v laterálním směru. Tento laterální tlak je vyvíjen během flexe. Během extenze se naopak zvyšuje tlak mediální. Klinické studie ukázaly, že u lidí vykonávajících dynamické rezistované cvičení z flektované do extendované pozice (častý obraz viditelný v posilovnách), dochází k výraznému zvýšení mediálního tlaku, přetěžování a možné krepitaci (Gould, 1997).

Další studie také potvrdily určité laterální vychýlení v konečné fázi extenze a přetěžování laterálního aspektu. Huberti a Hayes zkoumali rozložení tlaku na laterální a mediální fasetě. Zjistili, že tlak by měl být za normálních okolností přibližně stejný a roste při flexi do 90°. Ve 120° flexi se v kolenním kloubu nacházejí dva body maximálního zatížení. Jeden je v oblasti femoropatelárního skloubení a druhý mezi šlachou m. quadriceps femoris a femurem (Smith et al., 1996).

Obr. 2. Působení jednotlivých sil v oblasti FP skloubení (LaBotz, 2004)



1.3 Mechanika femoropatelního skloubení

Mechanika a stabilita femoropatelního skloubení je výrazně ovlivněna několika komponenty. Jsou to především m. quadriceps femoris, tvar trochleárního žlábků, tvar pately, míra omezení měkkých tkání a mechanická situace v kyčli a chodidle. Stabilizaci pately zabezpečují dva mechanismy, statický a dynamický. Aktivní stabilizaci umožňuje m. vastus medialis a to především šikmá vlákna tohoto svalu, m. vastus medialis obliquus (m. VMO) (Gould, 1997). Jde o distální vlákna m. vastus medialis, která jsou situována pod úhlem 55° vzhledem k dlouhé ose femuru, čímž se stávají nejučinnějším kompenzačním mechanismem laterální deviace pately. Tento sval také do jisté míry zabezpečuje část statické stabilizace a to svými úpony a spojkami s ostatními strukturami na mediální straně kolene. Bylo prokázáno, že u pacientů s rozvinutým FP syndromem dochází k objektivnímu zpoždění a úbytku svalové kontrakce právě m. vastus medialis obliquus (výsledky založené na EMG studiích), čímž dochází k relativní převaze m. vastus lateralis, která může způsobovat laterální deviaci a neekonomické rozložení tlaků FP skloubení. Powers však zároveň dodává, že pro přesné pochopení role m. vastus medialis obliquus v procesu dynamické stabilizace pately je třeba dalších výzkumů. Zvažuje se dokonce předpoklad, že tento sval způsobuje určité přednastavení ještě před započatým pohybem – feedforward (Powers, 1998). Mezi další statické stabilizátory patří vztah mezi trochleárním povrchem, velikostí pately a typem její vertikální orientace. Hloubka trochleárního žlábků se v průměru udává okolo 7,8 mm. Jeho mělká plocha může být predisponujícím faktorem k nedostatečné laterální stabilizaci pately (Elliott, Diduch, 2001).

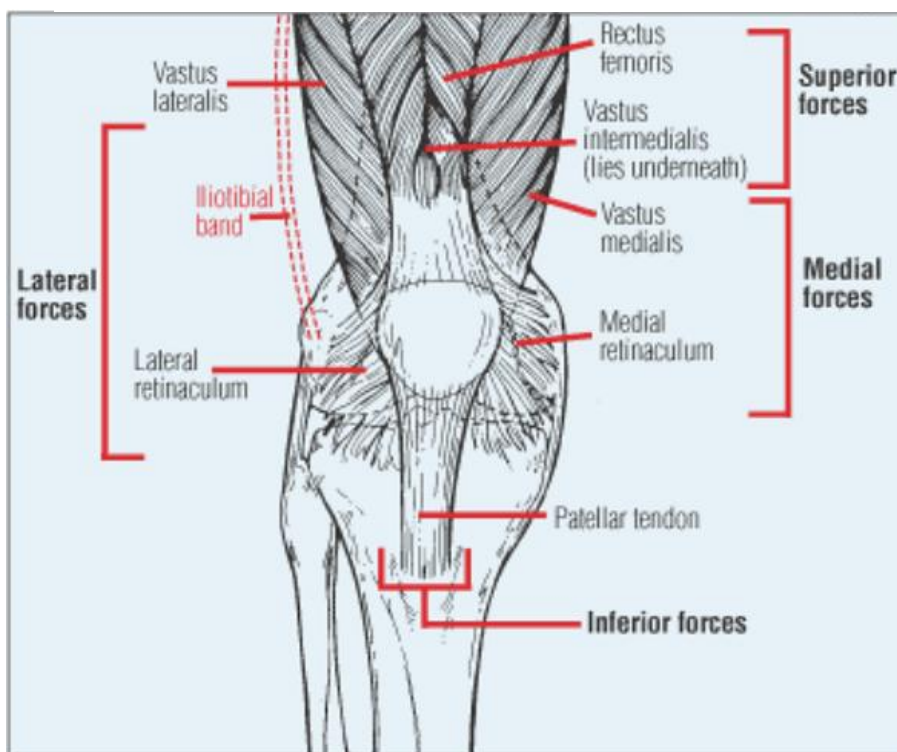
Významnou roli hraje také systém vazivových pruhů fixujících patelu k okolním strukturám, které nazýváme retinakula kolenního kloubu – retinaculum patellae laterale a slabší retinaculum patellae mediale (Gould, 1997). Bartoníček zavedl systematické rozdělení těchto struktur do tří jednotlivých vrstev – povrchová, longitudinální a transverzální retinakula. Povrchová vrstva je v podstatě pokračováním povrchové fascie stehna. Longitudinální retinakula jsou tvořena pokračováním úponových šlach m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Transverzální retinakula slouží ke stabilizaci v horizontálním směru a jsou někdy nazývána jako tzv. křídélka pately. Vějířovitě obklopují patelu a upínají se na obou epikondylech femuru (Bartoníček, Heřt, 2004).

Zajímavé závěry přinesla studie, která uvádí, že uvolnění laterálního retinakula nemělo žádný efekt na pohyb a silové působení v oblasti pately. Usuzuje se tedy,

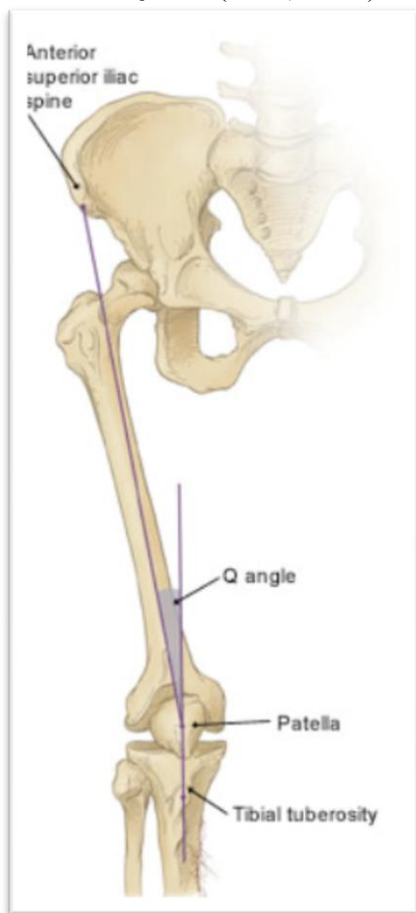
že bezdůvodné operační uvolnění laterálního retinakula nebude mít žádný vliv na kolenní kloub, u kterého jsou tyto struktury nezměněny. Výsledky budou pozorovatelné pouze u kloubu, kde jsou patologicky zkráceny a způsobují zvýšenou kompresní složku (Elliott, Diduch, 2001).

Pro zabezpečení stability a správné funkce FP skloubení působí v oblasti kolenního kloubu řada sil, jejichž výsledný vektor udržuje patelu v optimálním postavení. Silové působení jednotlivých svalů ukazuje Obr. 3.

Obr. 3. Stabilizátory působící na FP skloubení (LaBotz, 2004)



Obr. 4. Q úhel (Juhn, 1999)

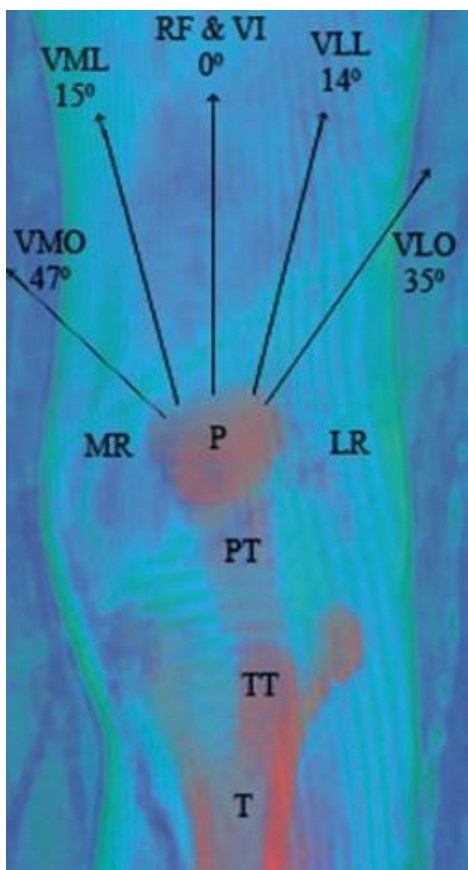


Velký vliv na mechaniku FP skloubení má tzv. Q úhel (Obr. 4). Osa lig. patellae je totiž nakloněna mírně laterálně. Jeho průměrná délka je 4,6 cm. Běží od dolního okraje pately a upíná se na tuberositas tibiae v mírně laterálním směru. Právě úhel mezi lig. patellae a mezi osou tahu m. quadriceps femoris je nazýván Q úhlem, který je predisponujícím faktorem pro laterální deviaci pately. Q úhel se dá na lidském těle měřit pomocí tří hmatných bodů - spina iliaca anterior superior (SIAS), střed patelly a tuberositas tibiae. Za normálních okolností je to úhel ostrý, jehož rozmezí se pohybuje okolo $15^\circ \pm 5^\circ$ (u mužů 10° , u žen 15°). Za patologii se již považuje úhel větší než 20° (Dylevský, 2009). Aglietti považuje za fyziologický Q úhel u mužů 14° a 17° u žen s běžnou odchylkou do 3° (Aglietti et al., 1983).

Ke zvětšení Q úhlu dochází při zvýšené valgozitě kolen, která se pojí se zvýrazněnou anteverzí pánve a oploštěním podélné klenby. Toto postavení v kolenu tedy odpovídá již zmíněným poruchám svalové koordinace a zřetězeným poruchám – tedy špatné svalové souhře v oblasti pánve, trupu nebo v oblasti chodidla. Další příčinou zvětšení Q úhlu je také široká pánev. Samozřejmě zde nelze hovořit o funkční poruše. Jde o anatomicky neměnný předpoklad, který způsobuje posun pately zevně, a díky tomu dochází ke zvýhodnění zevní hlavy m. quadriceps femoris nad vnitřní. Ve vztahu k této etiologii jsou ohroženy převážně ženy, protože mají širší pánev a jsou tedy více predisponovány k těmto potížím (Rychnovský, Mostecká, 2009).

V roce 1968 Lieb a Perry (Lieb, Perry, 1968) popsali pomocí studie amputovaných končetin anatomické a funkční zákonitosti komplexu m. quadriceps femoris. Zjistili, že celkový vektor síly vzniká složením jednotlivých vektorů jeho částí (Obr. 5): m.vastus lateralis (VL), m. vastus intermedius (VI), m. rectus femoris (RF) a m. vastus medialis (VM). M. vastus lateralis je složen ze dvou silových vektorových komponent, m. vastus lateralis longus (VLL) a m. vastus lateralis obliquus (VLO). Stejně tak i m. vastus medialis má dvě silové složky, které vznikají rozdílnou orientací svalových vláken – m. vastus medialis longus (VML) s orientací vláken mezi 15-18° mediálně vzhledem k dlouhé ose femuru a m. vastus medialis obliquus (VMO) s vlákny skloněnými v úhlu 50-55°, který je považován za hlavní mediální dynamický stabilizátor (Elliott, Diduch, 2001). Celková vektorová orientace pak vzniká složením výslednic sil těchto svalů. Laterálně – VLO (35°), VLL (14°), mediálně – VMO (47°), VML (15°) a VI a RF v orientaci 0° (Waryasz, McDermott, 2008). Výsledná síla m. quadriceps femoris tlačí pak patelu směrem do trochleárního žlábků, jak znázorňuje Obr. 2, str. 14.

Obr. 5. Směry tahu jednotlivých částí m. quadriceps femoris (Zaffagnini, Dejour, 2010)



Legenda (Obr.5)

- LR – retinaculum lateralis
- MR – retinaculum medialis
- P – patella
- PT – ligamentum patellae
- RF – m. rectus femoris
- TT – tuberositas tibiae
- VI – m. vastus intermedius
- VL – m. vastus lateralis
- VLL – m. vastus lateralis longus
- VLO – m. vastus lateralis obliquus
- VM – m. vastus medialis
- VML – m. vastus medialis longus
- VMO – m. vastus medialis obliquus

1.4 Femoropatelární syndrom u cyklistů

Jedním z nejvíce rozšířených funkčních problémů u cyklistů je femoropatelární syndrom. To potvrzuje i fakt, že byl mimo jiné popsán termíny „biker’s knee“ a „cyclist’s knee“ (Callaghan, 2004). Tento syndrom je rozšířen ve sportech obecně a paradoxně je často způsobován příliš silnou a nevyváženou akcí extenzorů kolenního kloubu (Raymond et al., 2005). Pacienti trpí většinou retropatelární nebo peripatelární bolestí vznikající následkem fyzikálních a biochemických změn v oblasti FP skloubení a periartikulárních struktur. Dochází k postupné degeneraci chrupavky, která může vyústit až k jejímu zničení, čímž dochází ke ztrátě schopnosti chrupavky distribuovat, potažmo redukovat působící síly na větší plochu, a tím dochází ke zvýšení nároků na FP skloubení. Patologické změny lokalizované v oblasti chrupavky nazýváme chondropatií či chondromalácií. Dochází ke vzniku bolesti s přidruženou zánětlivou reakcí. Produkty vznikající při degradaci chrupavky dále mohou iritovat synoviální membránu kloubu s následným vznikem synovitidy či bursitidy. Změny na chrupavce však nemusí přímo korelovat s klinickými příznaky. Chondropatie chrupavky je hojně asymptomatická, a naopak se často setkáváme se situací, kdy jsou přítomny klinické příznaky u pacientů se zcela intaktní patelární chrupavkou (Dungl, 2005).

Změny při patologických procesech probíhajících při chondropatii jsou zpočátku lokalizovány v hluboké (radiální vrstvě) chrupavčité tkáni na rozdíl od osteoartrózy, kdy ke změnám v této vrstvě dochází až v pozdějších stádiích. Dochází k postupné degeneraci kolagenních vláken a základní mezibuněčné hmoty (úbytek mukopolysacharidů) – tzv. bazální degenerace. Patologické změny v oblasti povrchových vrstev se v případě chondropatie objevují až v mnohem pozdějším stadiu. Při progredujícím stavu dochází až ke změnám subchondrální kosti s možným vznikem subchondrálních mikrofraktur. Na rozdíl od osteoartrózy jsou chondropatické objektivní změny mnohdy špatně prokazatelné a často se setkáváme spíše s převažujícími klinickými projevy. Chrupavka je vyživována difuzně z nitrokloubní tekutiny. Ta je při pravidelném pohybu periodicky vytlačována a zase nasávána zpět. Právě střídavé oddálení a opětovné stlačení kloubních ploch je esenciální pro správnou výživu chrupavky. Může však dojít k situaci, kdy je kloub v určité své části přetěžován, čímž k tomuto procesu nedochází. Právě optimální míra zatěžování je důležitá pro správnou funkci kloubu, kdežto hypokineze či přetěžování působí patologicky. K přetěžování a degeneraci chrupavky dochází v důsledku tří hlavních situací: zvýšených nároků

na FP skloubení, snížené odolnosti chrupavky nebo špatného postavení pohybových segmentů. U aktivních cyklistů se v podstatě setkáváme s kombinací obojího. Aktivní cyklisté tráví na kole až osm hodin denně a v průměru DKK vykonají i 5000 otáček za hodinu. Tento stále se opakující pohyb v kombinaci s možným patologickým postavením segmentů vyvolá výrazně zvýšené nároky na FP skloubení a následné patologické změny. Poměrně diskutabilní se stala i otázka hojení chrupavky. Někteří autoři udávají, že hojení je možné pouze v oblasti kontaktu se subchondrální kostí, jiní udávají, že chrupavka je reparace zcela neschopna (Dungl, 2005; Griffin, 1995).

Další možností jak může dojít k poruše svalové koordinace je trauma, které má vliv na funkční útlum m. vastus medialis. M. vastus medialis je extrémně zranitelnou částí m. quadriceps femoris. Pokud dojde k poranění, sval má tendenci z funkce vypadnout a nepodílet se již na komplexních pohybech kolenního kloubu. Tato situace může vzniknout například při poškození menisků, ruptuře vazů nebo při pouhé svalové či ligamentózní distenzi. U aktivních cyklistů se setkáváme s hypertrofií tohoto svalu, v případě zranění však dochází k okamžité hypotrofii, která je pozorovatelná v řádu dnů, v čemž můžeme spatřovat podobnost s výpadkem a následnou atrofií mm. multifidii po akutní atace low back pain (LBP) (Suchomel, 2006).

Bolest vyvolávají všechny činnosti, které vyvíjejí tlak na patelu obecně – chůze do kopce, chůze ze schodů, dřepy, běh, dlouhodobý sed s flektovanými koleny (tzv. movie sign či cinema sign) a samozřejmě také jízda na kole. Boolestivost se může objevit již při jízdě, ale mnohdy dochází k jejímu rozvoji až po 12 či 24 hodinách po jejím ukončení (Griffin, 1995). Často se setkáváme s rozvojem bolesti v okamžiku, kdy pacient změní mód, intenzitu či délku tréninkové aktivity. Samotná doba trvání bolesti je velice variabilní. Kolísá od několika minut až po několikahodinový pocit diskomfortu vedoucí k trvalé chronické bolesti. Ta je v typickém případě difúzní a těžce lokalizovatelná (Juhn, 1999). Pacienti často udávají, že bolest vychází z oblasti „někde“ pod patelou. Jednoduchým klíčem v diagnostice je vyzvání pacienta, aby ukázal na místo maxima jedním prstem. Právě pacienti trpící FP syndromem nejsou v řadě případů vůbec schopni bolest lokalizovat a spíše ji zobrazují plošně (LaBotz, 2004).

Postiženo může být pouze jedno koleno, ale často se setkáváme se situací, kdy je postižení bilaterální. Pacienti dále udávají pocit otoku či „plnosti“ kolene, obzvláště v infrapatelární oblasti. V případě objektivního prokázání přítomnosti otoku je nutno vyloučit jiná intraartikulární onemocnění (LaBotz, 2004). Hojně udávaným symptomem je tzv. podklesávání kolene (giwing way), které vzniká v důsledku reflexní inhibice

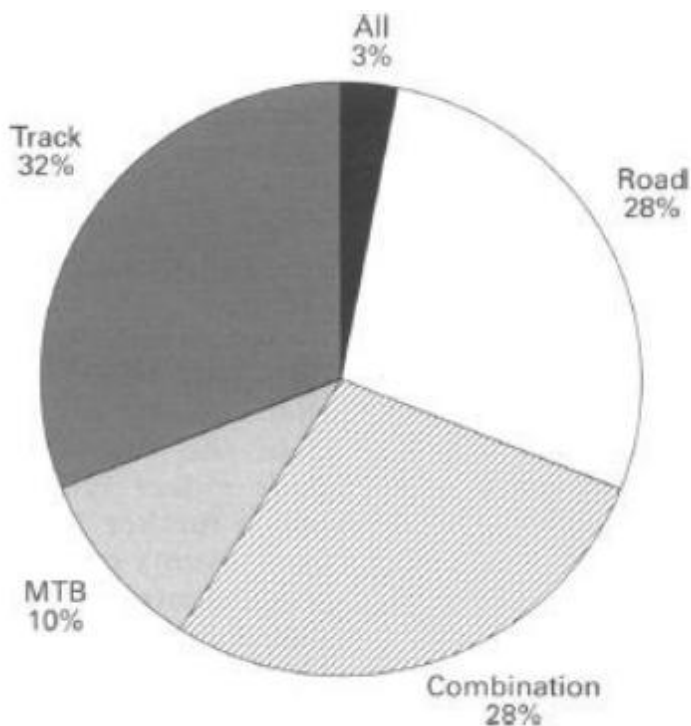
m. quadriceps femoris následkem nocicepce. Častý je i pocit „zablokování“ kolene - pseudoblokády, které musí být odlišeny od pravého mechanického bloku vznikajícího například při úrazu menisku či uskřinutí nitrokloubních tělísek (Dungl, 2005). Při vyšetřování pasivního rozsahu flexe/extenze se často setkáváme s výraznou krepitací. LaBotz však udává, že až u 40% zdravých žen se setkáváme s asymptomatickou a velice často bilaterální krepitací pociťovanou v oblasti kolenních kloubů (LaBotz, 2004). Jízda na kole (především do kopce) vyžaduje silnou kontrakci m. quadriceps femoris. Na patelu a její chrupavku jsou tedy vyvíjeny výrazné tlaky, které jsou za normálních okolností rozloženy po celém kloubu. Při špatném postavení pohybových segmentů dochází k jednostrannému přetěžování zevní plochy, bolesti a postupným degenerativním změnám chrupavky této oblasti (Rychnovský, Mostecká, 2009). Predisponujícími faktory vzniku femoropatelního syndromu jsou tréninkové chyby (rychlé změny tréninkové intenzity, chybné využití řadícího systému, převažující kopcovitý charakter tréninkového režimu), nesprávné nastavení kontaktu chodidlo-pedál (nesprávná volba cyklistické obuvi či pedálů způsobující patologické pronační postavení v subtalárním kloubu), neadekvátní nastavení parametrů kola (nesprávná velikost rámu, výška či orientace sedla a řídítek), svalové dysbalance (zahrnující slabý m. quadriceps femoris, nedostatečnou funkci m. VMO a naopak zkrácené hamstringy, m. rectus femoris, laterální retinakula FP skloubení) a anatomické abnormality cyklisty (diskrepance v délce DKK, varozní či valgozní postavení kolenního kloubu) (Callaghan, 2004). Pro správnou diagnostiku a léčbu rozvinutého FP syndromu je zcela esenciální důkladná znalost a pochopení funkce femoropatelního skloubení a jeho multifaktoriální etiopatogeneze.

1.5 Cyklistika

Cyklistika je označována za non-weight bearing – tedy „nenosný“ pohyb (Raymond et al., 2005). Při jízdě na kole či rotopedu nedochází ke kontaktu dolní končetiny se zemí, a tím pádem nemůže docházet k přetěžování kloubů následkem váhy těla nebo nárazů, jako je tomu například při běhu či jiných sportech. I cyklistika je však spojena se vznikem řady zranění a muskuloskeletálních problémů (Rychnovský, Mostecká, 2009).

Na četnost úrazů a bolestí kloubů u cyklistů poukazuje například deskriptivní epidemiologická studie vypracovaná při Výzkumném centru sportovních úrazů v Oslu (Clarsen et al., 2010). Výsledky ukazují, že z celkového počtu 109 profesionálních cyklistů mělo v posledních 12 měsících 94 problémy spjaté s nadměrnou zátěží. Z toho 45% cyklistů mělo bolesti v oblasti zad, 23% v oblasti kolene a celkem 41% z nich muselo své problémy odborně řešit. Tato studie je jednou z mnoha, která ukazuje na problematiku cyklistů a zpochybňuje označení cyklistiky za bezpečný a málo zatěžující sport. Nejčastějším typem cyklistické aktivity vyvolávající problémy v oblasti kolene je silniční cyklistika (Obr.6), nejspíše jako následek dlouhodobého setrvávání v nefyziologické poloze (Doyle, 2009).

Obr. 6. Četnost vzniku FP bolestivosti vzhledem k typu cyklistické aktivity (Doyle, 2009)



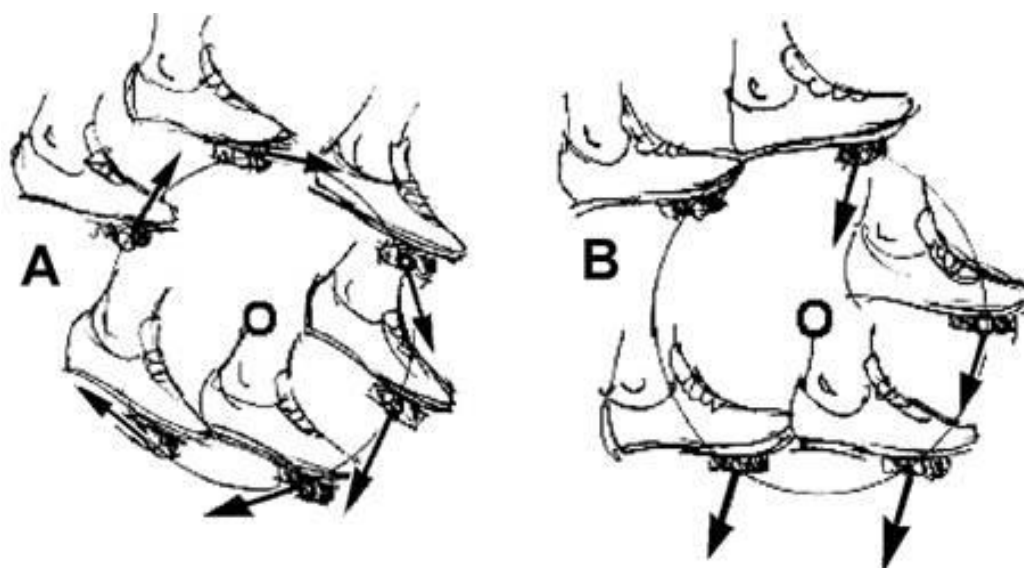
1.5.1 Typy cyklistického kroku

V jízdě na kole se můžeme setkat s nejrůznějšími typy techniky jízdy. Jedno otočení pedálu po kružnicové trajektorii lze rozdělit na dvě hlavní fáze – tzv. power phase (PP), která představuje hlavní generátor dopředného silového momentu - na číselníku od 12 do 6 a recovery phase (RP) - na číselníku od 6 do 12 (Timmer, 1991). Studie cyklistického kroku vytvořená při Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze (Kračmar et al., 2005) založená na EMG analýze, rozděluje cyklistický krok na axiální, radiální a jízdu ve stoji bez kontaktu těla se sedlem.

Radiální krok (Obr. 7A, str. 24) využívají především výkonnostní a vrcholoví sportovci. Tento technicky správný styl cyklistického kroku je charakterizován působením síly po radiále, tedy po tečně převodníku s mírnou plantární flexí v první polovině kroku, která je způsobena cílenou aktivací m. gastrocnemius. V běžné cyklistické praxi je tento styl kroku označován jako „kulaté šlapání“.

Naopak **axiální styl** (Obr. 7B, str. 24) jízdy na kole je typický pro běžné uživatele, rekreační jezdce a také pacienty při rehabilitaci. Narozdíl od předchozího směřuje výslednice sil směrem do převodníku a dochází k lehké dorzální flexi chodidla v začátku pohybu (podobnost s fenoménem trojflexe u chůze), což dokazuje i zvýšená aktivace m. tibialis anterior dokázaná EMG analýzou. Dochází tedy ke snížení síly působící na pohyb kola vpřed. Tento cyklistický krok se dítě naučí už v dětství a během života není zapomínán, narozdíl od radiálního, který musí být výkonnostními jezdci neustále fixován intenzivním tréninkem (Kračmar et al., 2010). Tento fakt i studie založené na výsledcích EMG (Kračmar, 2005) ukazují, že axiální krok se více přibližuje motorickým vzorům vzniklým na ontogenetickém podkladě. EMG studie zároveň prokázaly zvýšenou aktivaci m. gluteus medius, což je také významně se podílející sval při bipedální lokomoci.

Obr. 7. Radiální (A) a axiální (B) cyklistický krok (Kračmar, 2005)



K poslední situaci dochází, když cyklista opouští opěrný bod na sedle, celé své těžiště posouvá dopředu, výrazně zvýší tlak do řídítek a šlape „vestoje“. Tento styl se využívá především k překonání náročnějších úseků a v případě výkonnostních cyklistů k tzv. spurtu – tedy zrychlení při dojezdu do cíle. Cyklista dokáže vyvinout mnohem větší sílu, což je patrně způsobeno výraznějším zapojením m. gluteus maximus, m. gluteus minimus a také mm. gastrocnemii a kvalitnějším propojení svalových řetězců v oblasti trupu. Zde se nabízí otázka problematiky nevhodného tréninku mnoha cyklistů. U některých z nich se totiž setkáváme se situací, kdy se při tréninku zaměřují pouze na posilování DKK, ale právě kvalitní zapojení svalových řetězců v oblasti trupu již pomíjejí. Dochází pak k trupové nestabilitě, insuficientní funkci břišního svalstva a nedostatečné fixaci páteře, což vede k řadě funkčních poruch typu horního, dolního zkříženého či vrstevného syndromu, které zmiňuje ve své práci Janda (Janda, 1982). Proto se často setkáváme s jezdci se zvýšenou bederní lordózou, prominujícím břichem a zvýrazněnou anterverzí pánve (Rychnovský, Mostecká, 2009). S chybným tréninkem je spojeno i bezhlavé posilování hlavního extenzoru kolenního kloubu, kterým je m. quadriceps femoris. Pokud bude docházet pouze k posilování tohoto svalu, budou se zvyšovat i přitlačné síly na patelu.

Při jízdě ze sedla tedy dochází k uvolnění opěrného bodu na sedle, a tím k výraznějším zapojení svalů horní poloviny těla a trupu (Duc et al., 2008).

1.5.2 Jízda z hlediska aerodynamiky

V předchozích kapitolách je uvedeno, že pro správné zapojení svalů do stereotypu pohybu na kole a tedy vyváženou aktivaci m. vastus medialis a m. vastus lateralis, je důležitý správný posed a správné nastavení kola. U závodních jezdců se však setkáváme se situací, kdy záměrně přizpůsobují své postavení na kole hlavně aerodynamice na úkor správné techniky a správného postavení pohybových segmentů. Můžeme pak vidět typické postavení, kdy jsou ramena a kyčle ve vnitřní rotaci, hlava v předsunutém držení, zvýrazněná anteverze pánve a také zvětšená kyfotizace hrudní páteře. Toto postavení je pak nejvýhodnější pro správnou aerodynamiku, kdy vítr a odpor vzduchu minimálně působí proti jezdcí (Rychnovský, Mostecká, 2009).

Aerodynamické postavení hlavy, kdy krční páteř není ve fyziologickém postavení, může při dlouhodobém držení vyvolávat zpočátku řadu funkčních poruch, ale ve výsledku může vést až ke strukturálním patologickým změnám. Tato poloha je zajišťována hlavně m. sternocleidomastoideus a mm. scaleni, které jsou v této pozici nadměrně namáhány. Dále dochází k přetěžující izometrické kontrakci m. levator scapulae a m. trapezius, která vede ke vzniku reflexních změn (Schwellnus, Derman, 2005). Vzpřímené držení hlavy je naopak fyziologické a je vhodné jak pro rekreační cyklistiku, tak pro jízdu určenou k rehabilitaci. Postavení hlavy je především ovlivněno nastavením výšky sedla, výšky řídítek a jejich vzájemnou vzdáleností. Problémy v oblasti krční páteře může způsobovat i nepřírodně těžká cyklistická helma, která zvyšuje nároky krčních svalů (Kračmar, 2005; Schwellnus, Derman, 2005).

Nastavení klíčových kloubů na horní končetině ovlivňuje především úchop řídítek. Rovná řídítka nastavují HKK do flexe, vnitřní rotace a abdukce, kdežto držení za nástavce řídítek (horská kola) či za horní část brzdových pák (silniční kola) mění postavení do zevní rotace a addukce (Kračmar, 2005).

V cyklistické praxi však problematika aerodynamika versus postavení těla není zdaleka tak vyhrcoená. Správné postavení kolen a kyčlí je totiž nejvýznamnější při jízdě do prudších kopců. Právě zde dochází k výraznému nárůstu silových momentů a při špatném nastavení k patologickému přetěžování. Avšak právě při jízdě do prudkých kopců je aerodynamika prvkem, který lze v této situaci pominout (Rychnovský, Mostecká, 2009). Na druhou stranu není neobvyklé vidět elitní či rekreační cyklisty narážející flektovanou DK do horní rámové části kola (Cohen, 1993).

Při analýze pohybu výkonnostního cyklisty pomocí EMG metody vidíme spíše pohyb DKK v sagitální rovině bez výchylek do abdukce či zevní rotace. Zaznamenáváme pak zvýšenou aktivitu adduktorů, které působí na zajištění pohybu v jedné rovině. K výchytkám dochází pouze při jízdě ve stoji či jízdě bez držení řídítek. Naopak u cyklistů využívajících axiální cyklistický krok registrujeme trojdimenzionální pohyb do flexe, abdukce a zevní rotace. To odpovídá i určité podobnosti s fyziologickým lokomočním mechanismem, kde při švihové fázi dochází automaticky k mírné zevní rotaci a abdukci. Axiální cyklistický krok je tedy více podobný lidské lokomoci, ale generuje menší výkon, protože výslednice sil se rozkládá do více směrů (Kračmar, 2005). U pacientů trpících FP syndromem byla při jízdě zaznamenána signifikantní patologická mediolaterální deviace kolenního kloubu v průběhu záběrové fáze (downstroke) (Schwellnus, Derman, 2005).

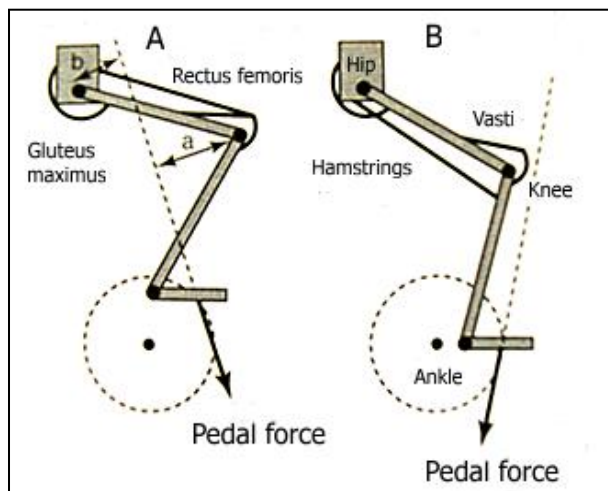
Zajímavé poznatky přinesla studie (Chapman et al., 2008) zabývající se efektem změny polohy horní poloviny těla na nervosvalové řízení DKK, která vycházela z předpokladu, že změna proximálních parametrů bude mít vliv na segmenty distální. Byly použity dvě standardní pozice jezdce (vzpřímená a aerodynamická) u 10 elitních cyklistů, 10 triatlonistů a 10 rekreačních jezdců. Výsledky ukázaly, že orientace horní poloviny těla ovlivňuje nervosvalové řízení dolní končetiny. Nedochozí však ke změně mechanického nastavení DKK ani k výrazné změně zapojování svalů aktivní DK. Aerodynamická pozice je však spjata s nižší relaxací svalů během práce druhé DK a větší koaktivací svalů v případě triatletů a rekreačních jezdců. V případě elitních jezdců nedochází k tak výrazným změnám, což může napovídat tomu, že dlouhodobý a intenzivní trénink může zlepšit schopnost jedince přizpůsobit se změnám polohy horní poloviny trupu. Toto stanovisko je v rozporu se studií Savelberga (Savelberg et al., 2003), který tvrdí, že změna polohy horní poloviny těla výrazně mění pohybové vzory v oblasti DKK a také zapojování svalů aktivní DK.

Opět se však setkáváme s prohlášením, že otázka aerodynamiky není natolik vyhrocená, protože trénovaní cyklisté díky kvalitním a novým komponentům kol tráví v nefyziologické aerodynamické pozici méně než 10% celkového času - prohlášení Australského Institutu Sportu (Chapman, 2007).

1.5.3 Aktivita jednotlivých svalů při jízdě

Při jízdě na kole dochází k stereotypnímu pohybu, při kterém se jednotlivé body DKK pohybují v kružnici, přenášejí sílu na převodník a ten pohybuje koly, které díky tření generují pohyb celého komplexu směrem vpřed (Kračmar, 2005). Přesné porozumění zapojování a náboru jednotlivých svalů je nezbytné pro efektivní trénink cyklisty a případně i k jeho cílené rehabilitaci (Raymond et al., 2004). Při záběru do pedálů ve fázi PP (downstroke) tlačí chodidlo pedál směrem k zemi a dochází k současné extenzi v kyčelním a kolenním kloubu. V pozici 12 na číselníku hodin je koleno flektováno přibližně do 110° a postupně dochází k jeho extenzi až do 35° , kdy se noha nachází přesně v polovině kruhové trajektorie. Kolenní kloub vykoná pohyb o rozsahu přibližně 75° a nikdy nedochází k plné extenzi kolenního kloubu. Ačkoliv hlavní práci vykonávají jednokloubové svaly kyčelního a extensory kolenního kloubu (m. gluteus maximus – vykonává především prvních 45° pohybu a mm. vasti – jsou aktivní v rozsahu 315° z 360°), EMG výzkumy prokázaly, že do aktivity se dostává i řada dvoukloubových svalů. Například m. rectus femoris se aktivuje na počátku pohybu a posléze se zapojují hamstrings (m. semimembranosus, m. semitendinosus a m. biceps femoris). M. rectus femoris se aktivuje ve 295° , následován mm. vasti. K akci hamstrings dochází přibližně ve 45° , následně dochází k relaxaci m. rectus femoris (67°), mm. vasti (115°) a hamstrings (200°). Vysvětlení tohoto vzorce pohybu je založeno na směru výslednice tlaku na pedál. Na počátku pohybu je silový moment směřován kolmo dolů a směrem dopředu (Obr. 8A, str. 28). K tomuto pohybu je potřebná extenzorová složka. Točivý moment v oblasti kolene je však větší než v oblasti kyčle. Toto je způsobeno rozdílnou délkou ramen síly. Rameno síly u kolenního kloubu (a) je asi dvakrát delší než v oblasti kyčelního (b). Cílenou koaktivací m. gluteus maximus a m. rectus femoris je v oblasti kyčelního kloubu celková torzní síla malá – což je nezbytné pro udržení tlaku na pedál směrem vpřed. Extenční složka pohybu v oblasti kolenního kloubu je vykonávána m. rectus femoris. Právě akce m. rectus femoris doplňuje aktivitu mm. vasti. Toho je však dosaženo pouze podporou silné kontrakce m. gluteus maximus. Zároveň dochází k aktivaci plantárních flexorů nohy - mm. gastrocnemii (35° - 360°), m. soleus (27° - 145°). K aktivaci m. tibialis anterior dochází v pozici 270° , kdy kolenní a kyčelní kloub vykazují maximální flekční postavení. K jeho relaxaci dochází přibližně v postavení 88° (Timmer, 1991; Enoka, 2001).

Obr. 8. Rozložení sil a aktivace svalů (Enoka, 2001)



V druhé fázi pohybu (RP), na přelomu mezi pohybem pedálu dolů a nahoru, se směr výslednice síly na pedál mění zepředu dozadu (obr. 8B). Vektor síly na tomto zlomu směřuje do prostoru před kolenním kloubem jako výsledek rozdílu mezi aktivitou extenzorů kyčle a flexorů kolene. K práci obou ještě přispívá koaktivace dvoukloubových hamstrings. V oblasti kolenního kloubu jsou tedy současně aktivovány jak hamstrings, tak mm. vasti. V této fázi je aktivita hamstrings vyšší a má podstatnější vliv na pohyb (Enoka, 2001; Timmer, 1991).

Jak kyčelní tak i kolenní kloub směřují tedy do extenze. Ani jeden z pohybů však není plně vyčerpán díky nastavení mechanických podmínek. Nedochozí tedy k uzamčení kolena ani k výrazné extenzi kyčelního kloubu (možno vidět u nezkušených jezdců se špatně nastavenými parametry kola).

Při následném pohybu nohy zpět nahoru dochází při použití nášlapných pedálů k aktivaci m. iliopsoas, m. rectus femoris a svalů zadní strany stehna s následnou flexí kyčle. V případě klasických pedálů dochází pouze k pasivnímu vedení nohy aktivitou druhostranné končetiny (Kračmar, 2005).

Raasch et al. (Raasch et al., 1999) zjistili, že pro maximální přenos extenční energie na pedál musí být zajištěna kvalitní stabilizace hlezenního kloubu ve smyslu plantární (PF) a dorzáni flexe (DF). Upozorňují na to, že pokud plantární flexory nebudou ve správné koaktivaci během první fáze cyklistického kroku, energie hlavního extenzoru bude mít za následek dorzální flexi hlezna a patologickou extenzi kolenního kloubu, namísto efektivního přenosu síly na pedál. Proto je nezbytná kvalitní koaktivace plantárních (m. gastrocnemius a m. soleus) a dorzálních (m. tibialis anterior) flexorů. V maximální DF (13°) se hlezenní kloub nachází v pozici 3 na číselníku hodin a maximální PF (37°) přibližně v oblasti 10 na číselníku.

1.5.4 Vliv jednotlivých parametrů na jízdu

Pro správnou a nezatěžující jízdu na kole je třeba nastavit vhodné biomechanické podmínky pro pohyb dolních končetin. Je třeba pamatovat, že cyklista jako předmět zkoumání je tvořen spojením kola a cyklisty. Proto faktory, které můžeme nastavit lze rozdělit na dva typy: vnější - extrinsic a vnitřní – intrinsic (Asplund, StPierre, 2004). Pokud adekvátně nenastavíme tyto parametry, bude samotná léčba neúspěšná a bezúčelná a pocit diskomfortu při jízdě může vést i ke snížené motivaci a poklesu výkonnosti (Moore, 1990).

1.5.4.1 Vnitřní faktory

Stejná pozornost, která je věnována správnému nastavení parametrů kola, by měla být věnována i kontrole segmentů těla. U každého cyklisty je doporučováno kontrolovat délku obou dolních končetin a vyloučit tím jednostranný zkrat. Ten může způsobovat větší zatížení kratší dolní končetiny, které může vyvolávat posteriomediální či posteriolaterální bolestivost. Navrhovaným řešením této situace je nastavení kola na delší DK a vyplnění mezery mezi pedálem a cyklistickou botou na straně kratší (Callaghan, 2005). Nestejnostranné zatěžování končetin při jízdě na kole může být způsobeno i dominancí končetin, která byla prokázána především u rekreačních jezdců. Míra asymetrie se hodnotí koeficientem silové asymetrie (force-asymmetry ratio), který za normálních okolností činí 100. Pokud je tato hodnota vyšší než 100, znamená to, že se pravá noha zapojuje více než levá, pokud je nižší než 100, jde o situaci opačnou. Ke korekci této asymetrie se často využívají nejrůznější modifikace tréninku, např. jízda se záběrem pouze jedné DK (Timmer, 1991).

1.5.4.2 Zevní faktory

Téměř každá součást kola může být nastavena špatně a díky tomu způsobovat nevhodné zapojení svalů a rozložení sil v oblasti klíčových kloubů DKK. Parametrů, které se na kole mohou měnit, je velice mnoho. Od velikosti rámu, přes nastavení řídítek až po seřízení sedla. Nově užívanou metodou kladoucí důraz na správné nastavení je tzv. Body Geometry Fit, kterou vyvinula americká firma Specialized ve spolupráci s Andy Pruittem z Boulder centra pro sportovní medicínu v roce 2006. Tuto metodu využívá například i vítěz cyklistického závodu Tour de France (2010) Alberto Contador. Obsažena je jednak důkladná anamnéza, celkové vyšetření pohybového aparátu a převážně regulace všech nastavitelných parametrů kola

a vybavení cyklisty s využitím nejmodernějších metod jako například videozáznamu (Chadim, 2010).

Jedním z hlavních faktorů, které můžeme jednoduše seřadit je výška a orientace sedla. Setkáváme se s dvěmi extrémními situacemi. Sedlo umístěné příliš vysoko zvyšuje riziko vzniku iliotibiálního syndromu či vzniku bolesti v oblasti zadní plochy kolenního kloubu. Opačná situace se sedlem příliš nízko zvyšuje flexi v koleni spojenou se zvýšeným nárokem na FP skloubení a možností rozvoje femoropatelního syndromu a tendinitis m. quadriceps femoris. Asi nejjednodušší formou korekce výšky sedla je umístění jednoho pedálu do pozice 6 na číselníku, kdy je kolenní kloub v maximální možné extenzi. Změřením úhlu v kolenním kloubu bychom měli získat hodnoty mezi 25-30° flexe. Případné odchylky korigujeme úpravou výšky sedla (Asplund, StPierre, 2004). Korigovat můžeme i vzdálenost sedla od řídítek a jeho horizontální orientaci. Sedlo umístěné příliš blízko řídítek může opět způsobovat bolestivost na přední straně kolene a naopak příliš daleko problémy v oblasti krční páteře. Pokud sedlo směřuje svou přední částí směrem dolů, může docházet k utlačování cév v oblasti rozkroku a pánve a následně k potížím způsobeným nedostatečným prokrvením (Callaghan, 2005). Obecně platí pravidlo, že v pozici s pedály ve vodorovné poloze by měla kolmice spuštěná od kolene protínat právě střed pedálu. Pokud by koleno bylo předsunuto před střed pedálu, docházelo by k výraznému tlaku na patelu a tedy znevýhodněnému biomechanickému nastavení (Asplund, StPierre, 2004). Při postavení pedálu v nejnižší pozici by pak chodidlo mělo být mírně pokrčené a nemělo by docházet k houpavému pohybu v sedle.

Je nutné zdůraznit, že komplexní nastavení kola je velice individuální záležitostí, a proto neexistuje zcela jednotné pravidlo optimálního seřízení (Moore, 1990).

Velká pozornost je také věnována nastavení pedálů, které jsou jedním z hlavních kontaktů cyklisty a kola a zároveň místem přenosu energie jezdce na kolo. Obecně uznávanou pozicí je umístění hlavičky I. metatarsu do oblasti osy pedálu (Callaghan, 2004). Další inovaci přinesla aplikace nášlapných fixních pedálů, které umožňují aktivní průběh druhé poloviny pohybu po kružnici, poskytují vyšší stabilitu přední části chodidla, ale zároveň umožňují mírnou rotaci (pohyb paty směrem k a od kola), čímž mohou být kompenzovány torzní síly působící na kolenní kloub. Pokud je noha na pedálu vnitřně rotovaná, dochází ke zvýšení napětí tractus iliotibialis, naopak zevní rotace vyvolá napětí na mediální straně (Asplund, StPierre, 2004).

1.6 Diagnostika

K vyšetřování femoropatelního syndromu slouží řada testů a manévrů, jejichž základním prvkem je vyvolání bolesti. Ta je způsobena zvýšením tlaku na postiženou plochu pately. Testy jsou jednoduché na provedení, proto slouží jako vyšetření první volby. Samozřejmě jsou doplněny moderními a daleko přesnějšími metodami jako jsou vyšetření artroskopická, rentgenologická, sonografická a v dnešní době využití počítačové tomografie (CT) či magnetické rezonance (MR). Důležité je, že problémy femoropatelního skloubení mohou být mnohdy zaměňovány s bolestmi meniskeálními a falešnou pozitivitu může vyvolat i celá řada synovialitid. Proto je důležité využít vhodnou kombinaci vyšetření. Spojením výsledků těchto metod je nakonec stanovena konečná diagnóza a zvolen adekvátní způsob léčby. Součástí diagnostiky je i vyšetření funkce m. quadriceps femoris, dolních končetin, jejich luxability, délek a deformit (genua vara, genua valga, genua recurvata), bederní páteře a samozřejmostí je i měření velikosti Q úhlu (Dungl, 2005).

1.6.1 Analýza chrupavčitých degeneračních markerů

V souvislosti s diagnostikou patologických změn chrupavčité tkáně zaznamenaly rozvoj především magnetická rezonance a počítačová tomografie. Navzdory hojnému využití a vysoké rozlišovací schopnosti těchto metod, k průkaznému zobrazení degenerativních změn dochází až v pozdním stádiu, kdy je chrupavka již hluboce poškozena. Novou možností hodnocení léze chrupavčitých tkání v případě chronické bolesti je analýza chrupavčitých degeneračních markerů (enzymy a cytokiny) v synoviální tekutině. Především to jsou tzv. MMPs = matrix metalloproteinases, což je skupina proteolytických enzymů, které jsou schopny odbourávat všechny komponenty extracelulární matrix a zároveň jsou esenciální v procesu remodelace, hojení či angiogeneze. Druhou analyzovanou skupinou jsou tzv. TIMPs = tissue inhibitor of metalloproteinases, což jsou látky, které jsou schopny inhibovat MMPs. Významnou roli v regulaci a reparaci chrupavčité matrix hrají také cytokiny. Bylo dokázáno, že právě hladiny MMPs, TIMPs a cytokinů přímo korelují se stupněm chrupavčité degenerace, což bylo potvrzeno i artroskopicky (Marini et al., 2003).

Novou možností využití magnetické rezonance je tzv. dGEMRIC = delayed gadolinium-enhanced MRI of cartilage, což je metoda schopná velice senzitivně a rychle monitorovat koncentrace glykosaminoglykanů (GAG) v kloubní chrupavce. GAG jsou významnou složkou chrupavčité tkáně spojené s její schopností odolávat výrazným silovým momentům, které jsou na chrupavku vyvíjeny. Bylo prokázáno, že právě úbytek GAG je v přímé korelaci s degenerativními změnami patelární chrupavky a dGEMRIC se stává užitečnou neinvazivní metodou kvantitativní klasifikace těchto změn (Watanabe et al., 2009).

Existuje celá řada klasifikací charakterizujících míru degenerace kloubní chrupavky. Dělení dle Outerbridge (Watanabe et al., 2009) zohledňuje míru a hloubku jednotlivých patologických změn a dělí je na 5 skupin (Příloha 1, str. 71).

Godfelow rozlišuje dva základní typy degenerace kloubní chrupavky (superficiální a bazální) a v tomto dělení zohledňuje způsob vzniku. Typ superficiální je přirozeným typem degenerace chrupavky spojený se stárnutím organismu. Začíná na povrchu a postupně prochází do hlubších vrstev. Bazální typ degenerace chrupavky začíná naopak ve vrstvách hlubokých, kdy nejprve dochází ke změknutí a rozvláknění s následným vznikem puchýře a postupnou progresí do vrstev superficiálních. Tento typ je typický pro mladé osoby následkem jednorázového traumatu či patologického zatěžování s mikrotraumatizací (Dunzl, 2005). S jednotným názorem se neseťkáváme ani v otázce lokalizace patologických změn na patelu. Většina autorů prohlašuje, že predilekčním místem pro vznik těchto změn je mediální část pately – mediální faseta, někteří udávají, že nejvíce zatěžovanou oblastí je centrální část v oblasti crista patellae. Naopak při syndromu laterální hyperprese při zkratu laterálních retinakul, dochází k přenosu tlaku na fasetu laterální (Dunzl, 2005).

1.6.2 Klinické testy

Vyšetření FP bolestivosti (Příloha 2a, str.72):

Při tomto testu leží vyšetřovaný na zádech s kolenním kloubem v extenzi a s maximálně relaxovaným svalstvem (převážně m. quadriceps femoris). Vyšetření začneme přímou palpací kloubní plochy pately. Patelu poté vysuneme co nejvíce laterálně a palpujeme laterální fasetu. Podobně vyšetříme i fasetu mediální. Vychýlení pately pod 5 mm ukazuje na zkrácení závěsného aparátu pately (nejčastěji retinakula), naopak pokud jsme schopni patelu vychýlit o více než 2/3 její plochy, jedná se o hyperlaxicitu (hypermobilitu) pately (Dungl, 2005).

Zohlenovo znamení (Příloha 2b, str. 72):

Pacient leží při tomto manévru na zádech s kolenním kloubem v plné extenzi. Vyšetřující zatlačí silně nad bází pately na šlachu m. quadriceps femoris a vyzve pacienta, aby provedl izometrickou kontrakci toho svalu. Za pozitivní můžeme považovat, pokud manévr vyvolá silnou bolestivost (Dungl, 2005).

Příznak hoblíku (Příloha 2c, str. 73):

Ve stejné pozici jako při předchozím testu tlačíme patelu směrem do kloubu a střídavě s ní posunujeme proximálním a distálním směrem. Tento manévr opět vyvolává bolestivost (Dungl, 2005).

Fründův test:

Pacient leží na zádech s kolenním kloubem v 90° flexi. Případnou bolestivost vyvoláme poklepem na patelu v této pozici (Dungl, 2005).

Insalův test (Příloha 2d, str. 73):

Test je podobný jako u příznaku hoblíku. Opět tlačíme v extendované pozici patelu proti femuru, ale pohyb je směřován laterálně a mediálně. Tento test opakujeme v různých stupních flexe (Dungl, 2005).

1.7 Terapie

Jak lze pochopit z předchozího textu, femoropatelární problematika je záležitostí komplexní, na kterou musíme nahlížet z poněkud širšího hlediska. V tomto duchu je nutné přistupovat i k terapii. Pro odstranění příčiny je důležité nevěnovat se pouze kolenu, popřípadě pouze femoropatelárnímu skloubení. Klademe důraz na globální přístup, tedy aktivaci správné svalové souhry v oblasti chodidla, kyčle, pánve a trupu. Jako optimální se jeví nastavení takových podmínek, aby docházelo k co nejmenšímu pohybovému zatížení a ideálnímu rozložení tlaků na kloubní plošky – tedy optimální nastavení statických i dynamických poměrů k fyziologickému zatížení kloubu, jak to popisuje Janda (Janda, 1982).

Problém v oblasti kolene může vzniknout i v relativně vzdálené oblasti a to na principu řetězení v rámci myofasciálních smyček, o kterých ve své práci pojednává Véle (Véle, 2006). Příčina nedostatečné stability pately může být způsobena i např. poruchou dynamiky bederní páteře ve smyslu hyperlordózy, jak uvádí Dungal (Dungal, 2005).

I přes tendenci k tomuto globálnímu přístupu je hlavním cílem úspěšné rehabilitace FP syndromu navození a návrat optimální flexibility a vyvážené koaktivace svalstva v okolí kolenního kloubu. Rehabilitační program obvykle obsahuje jednu či více z následujících komponent: posilování koaktivace svalů (převážně m. quadriceps femoris a m. biceps femoris), stretching zkrácených svalů a patelárních retinakul. Mezi doplňkovou léčbu ke stretchingovým a posilovacím cvičením patří především patelární taping, metody využívající biofeedbacku, útlum nocicepce, různé typy ortéz a dlah. K podpůrné terapii řadíme i farmakoterapii - nesteroidní protizánětlivé léky, kortikoidy a kloubní výživové preparáty. Ačkoliv byl dlouhodobě uznáván fakt, že k léčbě je nejdůležitější obnovení síly m. quadriceps femoris (a to především m. vastus medialis obliquus), nesmíme zapomínat na správnou funkci a pohyblivost femoropatelárního skloubení. Mnoho běžně užívaných technik k obnovení síly a flexibility svalů mnohdy vede pouze ke zvýšení bolestivosti a mizivým výsledkům (Griffin, 1995).

Ke komplexní terapii řadíme i režimová opatření – snížení či plný zákaz tréninkové aktivity či alespoň limitace intenzity tréninku. Vždy jde o zcela individuální rozhodnutí, v potaz bereme především míru bolesti, přítomnost otoku a pocitu samotného sportovce (Griffin, 1995). Zpočátku doporučujeme jízdu po rovině s frekvencí šlapání 75 otáček/min a více. U elitních cyklistů se udává optimální frekvence pohybu 90 až 110

otáček/min. Při jízdě s vyššími převody a tedy nižší frekvencí šlapání vznikají vyšší silové momenty, které mnohem výrazněji zatěžují kolenní kloub. Vyšší převod znamená nižší točivý moment, čímž se kolenní kloub pohybuje delší dobu v úsecích, kdy jsou kladeny zvýšené nároky na FP skloubení. Proto se také řada silničních cyklistů řídí okřídleným pravidlem: „Pokud tě bolí koleno – podřad“ (Cohen, 1993). Dále zakazujeme dlouhodobé setrvávání ve statické poloze a práci v kleku či hlubokém dřepu. V sedu či ve stoji doporučujeme neustálé drobné pohyby DKK a pro řidiče ordinujeme krátké přestávky během jízdy s lehkým protahovacím cvičením. Právě zvýšené nároky vyvíjené na kolenní kloub během dne mohou přispívat ke vzniku bolesti po následné tréninkové aktivitě (Dungl, 2005). Doporučujeme také kvalitní oblečení se zateplením kolen. Při jízdě na kole lze využít pestrou nabídku kolenních návleků, které zabraňují prochladnutí a chrání kolena před proudem vzduchu při jízdě z kopce.

Po odeznění potíží indikujeme postupný návrat k tréninkové aktivitě. Hlavními pravidly jsou individuální přístup a postupné zvyšování zátěže. Začínáme asi na poloviční intenzitě a délce tréninku a v intervalech 1 týdne přidáváme přibližně 10%, až se znovu dostaneme na 100% tréninkového režimu. Toto 10% pravidlo by mělo být dodržováno i v postupném zvyšování intenzity tréninku na počátku cyklistické sezóny (Asplund, StPierre, 2004). Při volbě léčby s pouhým využitím klidu, lokální kryoterapie a protizánětlivých léků, s absencí odpovídajících fyzioterapeutických přístupů, dochází většinou pouze ke snížení klinických příznaků a v okamžiku návratu k plné tréninkové aktivitě dochází k opětovné recidivě. V případě obnovení problémů a návratu bolesti indikujeme klidový režim a snížení tréninkové intenzity. Obecně platí, že čím déle se cyklista potýkal s problémy před zahájením léčby, tím delší bude období rekonvalescence. Asplund a StPierre (Asplund, StPierre, 2004) udávají jako dobu rekonvalescence 1,5 násobek (v případě menšího zranění) či 2 násobek (v případě razantnějšího postižení) celkové doby léčení. V případě nedodržování režimových opatření a ignorování bolestivých projevů dochází k poškozování periartikulárních struktur a ke gradaci dosavadních problémů (Dungl, 2005).

Snížení až plný zákaz tréninkové aktivity spojený s rozvojem chronické bolesti může být především u profesionálních cyklistů příčinou vzniku přidružených negativních emocionálních reakcí. Pocit nejistoty budoucnosti spojený nejčastěji s nedostatkem informací může mít za následek rozvoj deprese, atak vzteku či frustraci. Právě psychologické faktory jsou považovány za významné ve vztahu k urychlené rekonvalescenci. Bylo dokázáno, že pozitivní přístup, vnitřní motivace, emocionální

houževnatost, sebeúcta a vidina pozitivních výsledků vede k urychlení léčebného procesu a návratu k plné tréninkové aktivitě. Funkce fyzioterapeuta, trenéra či lékaře tedy tkví nejen v adekvátní léčebné péči, ale zároveň v pozitivní motivaci pacienta. Byla vytvořena řada hypotéz zdůvodňujících pozitivní efekt psychologické intervence ve vztahu ke zkrácení léčebného procesu. Redukce bolesti a pocitu úzkosti může způsobovat vazodilataci postižené oblasti. Zvýšený tok krve následně podporuje přirozený léčebný proces a urychluje dobu rekonvalescence (Ross, Berger, 1996).

Primárním klíčem k úspěšné léčbě FP syndromu je přesvědčení pacienta, aby přebral aktivní roli v procesu rehabilitace a připravit jej na možnost, že tento proces může trvat i několik měsíců. Ačkoliv řada pacientů udává zlepšení již po několika týdnech adekvátní léčby, některé studie udávají prokazatelné zlepšení až v odstupu jednoho roku (LaBotz, 2004).

1.7.1 Flexibilita

Flexibilita měkkých tkání, primárně hamstrings, m. quadriceps femoris, m. quadratus lumborum, m. latissimus dorsi, m. triceps surae, tractus iliotibialis a kolenních retinakul je v dané problematice přímo esenciální. Je tedy velice důležité pacienta pečlivě vyšetřit a zjistit případné zkrácení. Jakékoliv patologické zkrácení by pak mělo být řešeno jako součást rehabilitačního plánu ve formě stretchingu (Griffin, 1995). Kvalitní a pravidelný stretching je u cyklistů často těžce prosaditelný, protože akutní natržení či natažení svalu se díky linearitě a kontrole pohybu v cyklistice objevuje velice zřídka a cyklisté sami sebe nepovažují za ohrožené tímto typem zranění. Nicméně cyklistům je i přesto doporučováno vykonávat pravidelně stretchingová cvičení, aby zabránili zkrácování šlach způsobenému nepřírozenou prolongovanou pozicí a docílili tak potřebné flexibility, která je potřebná pro bezbolestný výkon a prevenci zranění (Callaghan, 2004). Nehledě na to, že zkrácený sval nepracuje efektivně a cyklista pak není schopen podávat stoprocentní výkony (Griffin, 1995).

Zkrácení tractus iliotibialis zvyšuje laterální tlak na patelu a zároveň může mít za následek zevně rotační účinek tibie. Zkrácení hamstrings způsobuje zvýšení posteriorního tlaku v kolenním kloubu, což taktéž zvyšuje nároky na FP skloubení. Zkrácení lýtkových svalů způsobuje kompenzační vnitřní rotaci tibie a pronační postavení chodidla způsobující vnitřní rotaci v kyčli, čímž dochází ke zvětšení Q úhlu

(Juhn, 1999; Waryasz, McDermott, 2008). Využívají se nejrůznější stretchové techniky, při kterých by měly být dodržována základní pravidla: vždy před stretchingem věnovat určitý čas mírnému rozehřátí a všechna cvičení provádět pouze do pocitu jemného tahu, ne bolesti. Stretching do pocitu bolesti, výrazného diskomfortu či třesu může být zcela kontraproduktivní a vést ke tvorbě dalších mikrotraumat (Griffin, 1995).

Za nejvýhodnější se jeví edukace pacienta malým počtem jednoduchých stretchových technik, které bude vykonávat alespoň dvakrát denně jako autoterapii (Příloha 3, str. 74-76).

1.7.2 Svalová koaktivace

Zvýšení koaktivace svalů m. quadriceps femoris a hamstrings je hlavním cílem v rehabilitaci FP bolestivého syndromu a je jedním z hlavních komponentů rehabilitačního programu (Powers, 1998). M. quadriceps femoris je primárním stabilizátorem pately a v problematice FP skloubení hraje významnou roli. Asi nejdůležitější částí je již zmíněný m. vastus medialis obliquus, na který se při terapii zaměřujeme. Většinou se setkáváme se situací, kdy je tento sval ve výrazné hypotrofii až atrofii, čímž se nemůže aktivně podílet na stabilizaci pately. Při posilování tohoto svalu dodržujeme pravidlo postupného zvyšování zátěže při nebolestivém průběhu. Nejdříve využíváme pozici v sedu a postupně přecházíme k pozicím posturálně náročnějším (Griffin, 1995).

Na počátku terapeutického programu je důležité provést objektivní měření m. quadriceps femoris. Toto měření se provádí v oblasti 4-5 cm nad horním pólem pately. V pozici v sedu je pacient vyzván, aby aktivně provedl kontrakci m. quadriceps femoris a vyšetřující provede palpační porovnání kontrakce na mediální a laterální straně – tedy stav m.vastus medialis a m. vastus lateralis. Jak již bylo řečeno, nejčastějším výsledkem tohoto vyšetření je zjištění výrazného deficitu v kontrakci m. vastus medialis. A právě aktivní kontrakce tohoto svalu je klíčem ke správné terapii. Pokud pacient není schopen tento sval aktivovat, musí ho terapeut naučit, jak jej zapojit: pacient si svou rukou zatlačí svalstvo na mediální straně stehna proti kosti a aktivně provádí flexi a extenzi kolenního kloubu. M. vastus medialis se aktivuje v různých stupních flexe a pacient se tak naučí rozeznávat jeho kontrakci. K tomuto jednoduchému cvičení můžeme zařadit prvek biofeedbacku prostřednictvím elektrody

umístěné nad m. VMO. Postupně přidáváme počet opakování, dbáme především na správně zapojení svalů a bráníme deviaci pately laterálním směrem. Pokud toto cvičení vyvolává výraznou bolestivost, volíme zpočátku posilování pomocí elektrostimulace. V případě, že pacient zvládá cvičení v sedě, přecházíme ke cvičení ve stoji. K terapii můžeme zařadit výstupy či sestupy na schůdek (Příloha 4, str. 77). Předmětem všech těchto cvičení je zapojení koaktivace m. quadriceps femoris a hamstrings v uzavřeném kinematickém řetězci s využitím vlastní váhy, k čemuž lze využít balanční pomůcky (Příloha 5, str. 78, 79). K posilování samotného m. quadriceps femoris v otevřeném kinematickém řetězci přecházíme až po nastolení optimální koaktivace svalů m. quadriceps femoris a hamstrings. V případě, že pacient bez problémů zvládá zátěž svého vlastního těla, přecházíme na pomůcky s využitím rezistence. Těmi mohou být například statické bicykly či jiné posilovací stroje (Griffin, 1995).

Výrazného efektu lze dosáhnout i cvičením kombinovaným s posilováním addukce v kyčli. Tato teorie vychází z předpokladu anatomického vztahu, který ukázal, že vlákna m. VMO jsou přímo spojena či dokonce vychází z m. adduktor magnus a m. adduktor longus (Dungl, 2005). Powers dodává, že výsledky studií, zabývajících se zvýšenou aktivací m. VMO v důsledku addukčního cvičení, jsou výrazně rozpolupné a je třeba dalších výzkumů ke zjištění přesného vztahu (Powers, 1998).

K posílení m. quadriceps femoris se obvykle využívají dvě základní pozice – otevřený (OKC) a uzavřený (CKC) kinematický řetězec.

1.7.3 Další možnosti terapie

Mezi další možnosti léčby patří řada technik, které sice neslouží jako hlavní řešení, úspěšně však doplňují primární léčbu. Patří sem například taping, termoterapie, iontoforéza, elektrická stimulace, techniky biofeedbacku, měkké techniky, případně stabilizující patelární dlahy. Z farmakoterapie jsou hojně využívány nesteroidní protizánětlivé přípravky, kortikoidy a chondroprotektiva (Griffin, 1995; Dungl, 2005; LaBotz, 2004).

Elektrostimulace se jeví jako zásadní k reedukaci aktivace m. quadriceps femoris. Dle Griffina však není zcela jasné, zda tento typ aktivace může znovu obnovit dostatečnou svalovou sílu (Griffin, 1995).

1.7.3.1 Taping

Patelární taping je považován za metodu bezpečnou a efektivní k redukci bolesti vznikající následkem rozvoje FP syndromu (Aminaka, Gribble, 2008). Slouží ke zpevnění kolenního kloubu a především ke korekci a udržení pately v optimální pozici (Obr. 10, str. 40).

McConnell poprvé ve své studii (McConnell, 1986) představila metodu využívající pásky aplikované na kůži přímo nad patelou (Obr. 9) – tento korekční styl tapingu se označuje jako McConnell taping (Zaffagnini, Dejour, 2010). Pásky jsou vyráběny ze speciálních materiálů a jsou aplikovány po dobu 2 týdnů denně, následně obden a postupem času pouze ke cvičení a sportu. Každý den by však měly být vyměňovány, kůže znovu důkladně očištěna a v případě kožního defektu v oblasti pately musí být terapie ukončena (Griffin, 1995). Po dvou týdnech dojde většinou ke zlepšení stavu a taping se pak užívá v kombinaci s aktivním cvičením. Většina pacientů po ošetření udávala téměř okamžité snížení bolesti a pocit vyšší stability. K objektivizaci bolesti se využívá tzv. visual analog scale – VAS. McConnell udává úspěšnost až u 92% pacientů (McConnell, 1986).

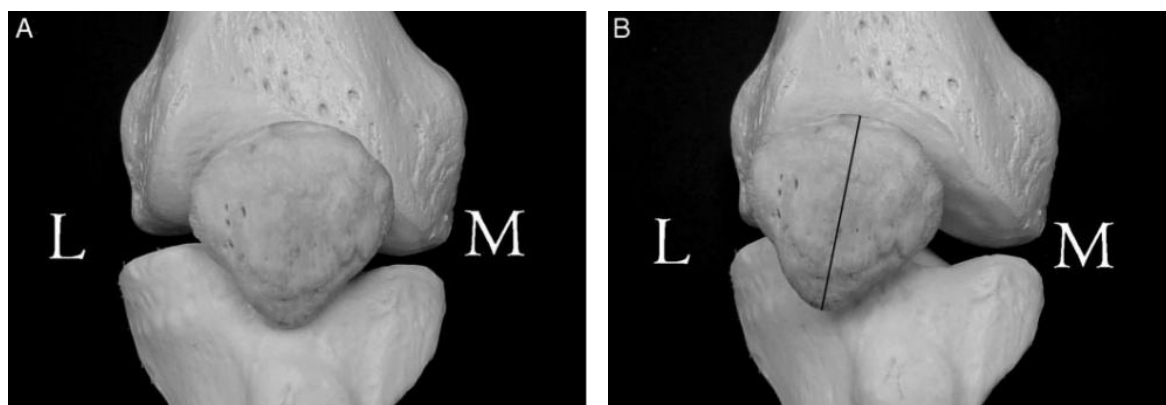


Obr. 9. Aplikace tapu dle McConnell A,B (Aminaka, Gribble, 2008)



I přesto, že není zcela objasněn mechanismus účinku aplikace patelárního tapu ve smyslu zvýšené svalové aktivity, mechanických poměrů, korekce postavení a snížení bolesti, setkává se tato metoda s velice pozitivními výsledky a je hojně využívána řadou specialistů zabývajících se problematikou kolenního kloubu. Tape je možno využít jako prevenci, ke snížení bolesti při již rozvinuté chorobě či jako odlehčení při pooperačním rehabilitačním programu (Zaffagnini, Dejour, 2010). Řada terapeutů a lékařů upřednostňuje využití tzv. kineziologického tapu, který byl představen roku 1979 Dr. Kenzo Kasem jako lehká, tenká, elastická a velice přilnavá páska s protažitelností 120% až 140% své původní délky. Aplikace tohoto tapu není tolik omezující v běžném pohybu a zároveň slouží k redukci bolesti, otoku, podporuje či inhibuje aktivitu svalů a je výbornou formou prevence zranění (Fu, 2007). Při aplikaci patelárního kineziotapu se záměrně vyhýbáme ventrální ploše pately, čímž eliminujeme zvýšení přitlačné síly do FP skloubení a zároveň podpoříme optimální svalovou aktivitu a pohyb pately v trochleárním žlábkku. Pacienti, kteří v důsledku kožního defektu či jiné kontraindikace nemohou aplikovat patelární taping, mohou využít stabilizující dlahy či ortézy (Příloha 6, str. 80), které působí na identickém principu jako aplikace pásky. Spekuluje se však stejně jako v případě McConnell tapu o zvyšování celkové přitlačné síly FP skloubení, kterou způsobuje elasticita ortézy působící i přes odlehčující výřez směrem na patelu. Ortéza by měla komprimovat měkké tkáně v oblasti kolena, odlehčovat zatížení FP skloubení a především nesmí škrtnit ani sklouzávat (Griffin, 1995).

Obr. 10. Patela ve střední pozici (A), v deviaci a rotaci (B) (Aminaka , Gribble, 2005)



1.7.3.2 Termoterapie

Při léčbě pomocí termoterapie se využívají oba typy – pozitivní termoterapie i kryoterapie. Pozitivní termoterapie ve formě různých hřejivých sáčků, nahřátých ručníků, elektrických hřejivých podušek či teplých koupelí zvyšuje lokálně tok krve. Teplo zároveň zvyšuje poddajnost vaziva, což zlepšuje výsledky stretchových technik m. quadriceps femoris, hamstringů, patelárních retinakul a dalších paraartikulárních tkání. Pozitivní termoterapie nachází využití v subchronické až chronické fázi onemocnění a lze ji využít jako přípravu tkání na samotnou rehabilitaci. Po delší tréninkové zátěži, při etapových závodech či v období akutní ataky FP bolestivosti se doporučuje Priessnitzův obklad na noc – ten zaručuje vhodné rekondiční a regenerační mikroklima (Griffin, 1995).

Kryoterapie má opačný efekt než pozitivní termoterapie. Vyvolává lokální vazokonstrikci a slouží hlavně ke snížení nocicepce a redukci otoku. Po skončení terapie dochází k reaktivní hyperémii vedoucí ke zvýšení prokrvení postižené oblasti, což má za následek přísun živin a kyslíku. Měkké tkáně při aplikaci chladu ztrácí svou pružnost. Své využití nachází kryoterapie v období akutních potíží k redukci otoku a snížení bolesti, jako zklidňující terapie po rehabilitaci či po artroskopických operacích (Griffin, 1995). Aplikací chladu dochází především ke snížení intraartikulární teploty, což závisí na délce aplikace a typu chladicího media. K mírnému potlačení zánětlivé reakce a redukci otoku stačí obvykle aplikace po dobu 10-20 minut (Juhn, 1999). Ke snížení rychlosti nervového vedení je nutná dle většiny studií doba aplikace delší než 20 minut, u některých studií dokonce až 2 hodiny (Paintal, 1965). Darton ve své studii aplikace chladu na paži ukázal, že rychlost nervového vedení je výrazně snížena již po 20 minutách ponoření paže do ledové vody (Melnik et al., 2006).

Navzdory širokému využití kryoterapie se objevují poměrně protichůdné výsledky řady studií ve vztahu k efektu negativní termoterapie na kloubní stabilitu a nervosvalovou kontrolu. Pokud jde o kloubní stabilitu, bylo dokázáno, že aplikace trvající 10-15 minut prostřednictvím ledových sáčků či chladících podložek o teplotě 4°C, vyvolává nárůst tuhosti v kloubu a snížené vnímání polohy kloubu. Další studie však nevykazují žádný signifikantní vztah mezi teplotou a kloubní stabilitou či vnímáním polohy (Melnik et al., 2006). Bylo prokázáno, že využití lokální kryoterapie má pozitivní účinky ve vztahu k redukci bolesti a otoku. Široké využití má dle autorů kryoterapie i ve fázi pooperační rehabilitace a po traumatech kolene, kdy je

využívána k časné mobilizaci kloubu a prevenci vzniku otoku. Melnyk vyvrací také prosazovaný fakt, že aplikace chladu má vliv na kloubní stabilitu, s čímž je spjata výraznější nebezpečí úrazu. Kryoterapie je hojně využívanou formou doplňkové terapie v pooperační rehabilitaci kloubů a je využívána i ve sportovní medicíně. Pokud by její užívání opravdu vedlo ke snížení kloubní stability, znamenalo by to výrazný převrat a naborování dosavadních přístupů (Melnyk et al., 2006).

1.7.3.3 Farmakoterapie

Farmakologickou terapii v léčbě femoropatelárního syndromu můžeme didakticky rozdělit na dvě základní skupiny - symptomy modifikující léky a strukturu modifikující léky. Mezi léky modifikující symptomy rozvoje FP syndromu řadíme především analgetika a nesteroidní antiflogistika. Tyto léky slouží k redukci symptomů a zlepšení kvality života pacienta – sportovce. Léky modifikující strukturu slouží k ochraně, zpomalení destrukce či dokonce reverzi kloubní chrupavky a řadíme sem řadu kloubních výživových preparátů (Pavelka, 2001).

Nesteroidní antiflogistika

Nesteroidní antiflogistika (NSA) mohou být využívána v redukovaných terapeutických dávkách u sportovců, kteří nemají výrazné predispozice k chorobám gastrointestinálního traktu. Krátkodobé podávání protizánětlivých preparátů (od 1 do 2 týdnů) může redukovat bolest a snižovat aktivitu přidruženého zánětu. Některé studie prováděné na zvířatech podotýkají, že využití protizánětlivých preparátů může urychlovat hojivé procesy muskuloskeletálních tkání, ačkoliv tento fakt nebyl dokázán na lidech. Neexistuje však studie, která by nesteroidní antiflogistika indikovala jako metodu primární volby (Griffin, 1995). Mezi vedlejší účinky těchto látek patří rozvoj dyspepsie, žaludečních či duodenálních vředů a dalších gastropatií, což vedlo k redukci jejich užívání oproti předchozím letům. Pavelka (Pavelka, 2001) udává až 40% výskyt gastropatií u pacientů léčených NSA déle než 6 měsíců. Určitou nadějí a cestou do budoucna jsou tzv. léky s větší COX-2 selektivitou, u nichž je riziko vzniku gastropatií výrazně nižší. Nesteroidní antiflogistika se mohou podávat i lokálně ve formě mastí a gelů (Pavelka, 2001).

Kortikosteroidy

Vliv lokální aplikace kortikosteroidů je diskutabilní již od roku 1952, kdy byla poprvé použita a o účincích těchto látek se vede rozsáhlá diskuze. Účinek při lokální aplikaci je poměrně krátkodobý. Způsobuje sice redukci bolesti s následným zlepšením síly m. quadriceps femoris, ale zároveň způsobuje redukci tvorby proteoglykanů a chrupavčitého kolagenu, což může způsobovat paradoxní destrukci chrupavky. I přesto je lokální aplikace kortikosteroidů využívána a to především při podráždění synoviální výstelky kloubu a tvorbě výpotku. Kortikosteroidy by tedy měly být aplikovány pouze při rozvoji synovity, nikoliv do „suchých“ kloubů. Maximální aplikační dávka je třikrát až čtyřikrát ročně (Pavelka, 2001).

Chondroprotektiva

Chondroprotektiva patří mezi kloubní výživové preparáty, které mají za úkol modifikovat strukturu kloubní chrupavky. Slučují se pod název SYSADOA – Symptomatic Slow Acting Drug of Osteoartrosis (Dungl, 2005). Jde o léky, které působí pomalu a dlouhodobě – jejich účinek je subjektivně pociťován v intervalu až 1 měsíce po začátku léčby a po jejich vysazení trvá až další 2 měsíce. Toto „dobíhání“ účinku nazýváme jako tzv. carry over effect. Bylo dokázáno, že tyto látky stimulují tvorbu fibroblastů a chondrocytů a inhibují proteolytické enzymy. S postupně vznikajícími in vitro, in vivo a klinickými studiemi sledujícími účinky chondroprotektiv roste i důvěra v jejich užití. Je však nutno podotknout, že opravdu kvalitní farmakologické studie zatím provedeny nebyly. Významným pozitivním faktorem využití těchto látek je především vysoká tolerance, absence negativních účinků a současný protizánětlivý účinek (inhibice volných kyslíkových radikálů, anticytokinové působení). Mezi hlavní chondroprotektiva řadíme chondroitinsulfát, glukosaminsulfát, kyselinu hyaluronovou, kterou je možno aplikovat injekčně přímo do kloubu a diacerein (Pavelka, 2001).

1.7.3.4 Využití rotopedu

V klinické praxi se často setkáváme s využitím rotopedu nebo jeho modifikací jako součástí rehabilitačního programu. Cyklický pohyb dolních končetin na rotopedu je velice často indikován u poškození kolenního kloubu nejrůznějšího druhu a etiologie včetně problematiky femoropatelárního skloubení, zkřížených a postranních vazů (Bressel et al., 2001). Pro rehabilitační program kolenního kloubu je využití rotopedu označováno za vhodné díky snadné kontrole pohybů a silových momentů. Hlavním cílem konzervativního řešení u léčby femoropatelárního syndromu je snížení tlaku právě v oblasti FP skloubení, odstranění bolesti a následně tedy i minimalizace degenerace kloubní chrupavky. Již bylo řečeno, že hlavním „hráčem“ pro stabilizaci pately v optimálním postavení a tedy kvalitního rozložení sil je m. vastus medialis. Bylo zjištěno (Bressel et al., 1998), že tento sval je při jízdě na rotopedu více aktivován při pohybu DKK směrem dozadu než při klasickém pohybu dopředu. Obrácený pohyb byl však studován pouze z hlediska svalové aktivace. Bressel však do další studie (Bressel, 2001) zahrnul i rozložení silových momentů v oblasti kolenního kloubu. Zjistil tak, že při zpětném cyklickém pohybu jsou tlaky extenzoru na kolenní kloub (včetně FP skloubení) mnohem vyšší než při dopředném. Tento tlak je způsoben vyšší aktivací m. quadriceps femoris a je pak možnou kontraindikací pro léčbu femoropatelárního syndromu. Využití rotopedu jako součásti rehabilitačního programu by tak mělo být vždy důkladně zváženo, měly by být zachovány správné parametry nastavení a především bychom se měli vyvarovat „paušálního“ použití na všechna postižení kolenního kloubu.

1.7.3.5 Ortotika

Využití speciálních ortotických pomůcek zaznamenalo v posledních letech v cyklistice výrazný rozvoj. Na trhu existuje řada firem, které se výrobou speciálních cyklistických vložek zabývají a prohlašují, že s jejich využitím dochází nejen k podpoře klenby nožní, korekci postavení nohy a následně kolene a kyčle, ale zároveň efektivnějšímu přenosu energie z končetiny jezdce na pedál. Se zvýšeným zájmem o přenos váhy z těla na pedál došlo samozřejmě k rozvoji cyklistické obuvi. Hlavním mezníkem je vznik již zmíněného Body Geometry Fit systému. Jedním ze stěžejních úprav je tzv. systém Varus Wedge. Do obuvi je instalován klín Varus Wedge o výšce přibližně 1,5 mm, který koriguje varozní postavení chodidla. Tím je podpořeno lepší

biomechanické postavení končetiny cyklisty, kvalitnější přenos energie a pohodlí při jízdě. Dalším vylepšením cyklistické obuvi je systém Metatarsal Button, který řeší poměrně častý problém cyklistů při delších tréninkových programech. Cyklisté si často stěžují na pocit brnění, tuhosti, strnulosti a pálení v oblasti metatarsů. To je často způsobeno samotnou architektonikou boty, která svou těsností omezuje krevní zásobení a občas může způsobovat až částečný útlak nervů. Systém Metatarsal Button nadzvedává a odděluje jednotlivé metatarsy, čímž nedochází ke zmíněné situaci. Donedávna byla závodní cyklistická tretra synonymem pro výrazně rigidní plochou obuv, která měla především zaručit pevnost. S nástupem speciálních cyklistických vložek je kladen důraz i na podporu příčné a podélné klenby a korekci špatného nastavení, což zabezpečuje vyšší pohodlí, úbytek problémů při delších tréninkových programech, lepší přenos energie a zároveň představuje preventivní opatření před vznikem funkčních poruch (Beran, 2010).

Stále však platí fakt, že univerzální vložky, které jsou totožné pro všechny sportovce, nemohou plně splňovat přesné individuální předpoklady jednotlivých jezdců. Proto si profesionální cyklisté nechávají svou obuv navrhnout zcela na míru. Vložky vhodné pro cyklistiku se zcela výrazně liší od vložek vhodných do běžecké obuvi: cyklistické vložky jsou delší a poskytují dodatečnou podporu metatarsům.

Speciální ortopedické vložky se v případě rozvoje FP syndromu využívají nejen v cyklistické, ale i běžné denní obuvi. Využitím těchto pomůcek dochází k návratu subtalárního kloubu do téměř neutrální pozice, dochází k redukci pronačního postavení, která má vliv na snížení rotačních sil tibie, které způsobují stabilizaci pately během lokomoce. Přestože se ortopedické pomůcky při FP problematice běžně využívají, Vincenzino ve své práci zdůrazňuje, že je výrazný nedostatek kvalitních důkazů získaných z randomizovaných klinických studií. Zdůrazňuje však, že po 6 týdnech klinického testování měkkých vložek v obuvi v kombinaci s řízeným rehabilitačním programem, došlo ke zkvalitnění a urychlení výsledků, než při využití toho samého programu bez využití ortotiky. Především dochází ke snížení bolestivosti a to až o 2cm na VAS (visual analog scale) (Vincenzino et al., 2008).

1.7.3.6 Operační terapie

Operační léčba je volbou poměrně vzácnou a přistupuje se k ní až po dlouhodobém selhávání terapie konzervativní s výraznou bolestivostí, která narušuje každodenní činnosti pacienta. Elliott a Diduch udávají, že k operační léčbě by se mělo přistupovat až po 6 měsících selhávající správně prováděné konzervativní terapii (Elliott, Diduch, 2001). Výkony můžeme obecně rozlišit na výkony kauzální a paliativní, s možností jejich kombinace. Snahou kauzálních výkonů je především nastolit optimální poměry v oblasti FP skloubení, rovnoměrné rozložení tlaku v kloubu a vzájemnou pohyblivost pately v trochleárním žlábků. Nejčastěji se provádí laterální release – uvolnění laterálních retinakul, což je velice efektivní metoda u syndromu laterální hyperprese. Artroskopicky či otevřeně se provede protěť laterálních retinakul, čímž dojde k vyrovnání a uvolnění pately. Griffin uvádí až 90% úspěšnost dokumentovanou pomocí CT vedoucí ke snížení degenerace laterální plochy chrupavky (Griffin, 1995). Další možnosti jsou korekce průběhu a uložení extenzního aparátu. Mezi ty patří mediální transpozice distálního úponu lig. patellae, mediální transpozice pouze laterální části lig. patellae a mediální, distální či anteriomediální přenesení tuberositas tibiae, někdy doplněná o transpozici úponu m. vastus medialis. Případně se provádí kombinace obou předchozích výkonů. V případech výraznějších deformit v oblasti kyčelního či kolenního kloubu se provádějí korekční osteotomie, jako prevenční zákroky předcházejí nerovnoměrnému, patologickému zatěžování kloubu. Možným řešením je i transfer svalů či šlach upínajících se na patelu s cílem neutralizovat její laterální deviaci. Mezi paliativní zákroky řadíme především lokální ošetření chrupavky mezi Patelou a femurem. Artroskopicky se provádí debridement, shaving, abraze, návrtky, které odstraní patologicky změněnou chrupavku. Provádí se také artroskopická laváž kolenního kloubu s výsledným odstraněním drobných částí degenerované chrupavky způsobující zánětlivou reakci v oblasti synoviální výstelky kloubu. V současnosti zaznamenávají výrazný rozvoj transplantační techniky chrupavky (Dungl, 2005; Griffin, 1995; Elliott, Diduch, 2001)

2 DISKUZE

2.1 Volba odpovídajícího rehabilitačního programu

Při manifestaci femoropatelního syndromu dochází často k rozporům ve volbě odpovídajícího rehabilitačního programu, který je vyhovující ve smyslu redukce klinických příznaků – především bolesti. Existuje řada terapeutických návrhů, chybí však propracované klinické studie, které by ukazovaly na jejich efektivitu a udávaly určitý terapeutický trend. Jako nejvhodnější se jeví rehabilitace založená na minimálních nárocích FP skloubení využívající nízkých intenzit zátěže s relativně vysokým počtem opakování. Tento přístup vede k pozitivním výsledkům bez přílišného zatěžování patelní chrupavky a přilehlých periartikulárních tkání (Witvrouw et al., 2004; Powers, 1998). I navzdory velkému množství dostupné literatury týkající se konzervativní a operační léčby, dosud nebylo jednoznačně rozhodnuto, který terapeutický protokol se jeví jako nejvhodnější z hlediska dlouhodobého sledování (Witvrouw et al., 2004).

Hlavní názorové rozdíly však vznikají ve volbě odpovídajícího cvičení - v otevřeném kinematickém řetězci (OKC – open kinetic chain) a uzavřeném kinematickém řetězci (CKC – closed kinetic chain). Cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci (Příloha 7, str. 81) jsou považována za nosné (weight-bearing) pohyby, při kterých je využívána vlastní váha pacienta či váha externí. Distální část končetiny je v kontaktu s podložkou a není volně pohyblivá. Mezi tato cvičení běžně řadíme dřepy, leg-press, výpady, jízdu na rotopedu, veslovací тренаžér, sestupy a výstupy na schůdek. Při cvičení v otevřeném kinematickém řetězci (Příloha 8, str. 82) dochází k pohybu nenosnému (nonweight-bearing), při kterém jsou distální segmenty končetiny volné.

Na principech předchozího sdělení by měl být rehabilitační program založen na posilování m. quadriceps femoris bez výrazného zvyšování nároků na struktury v oblasti FP skloubení. Za tradiční způsob rehabilitace FP syndromu je považována aktivace m. quadriceps femoris extenčním cvičením v otevřeném kinematickém řetězci. Některé studie však signalizují zvýšený rozvoj klinických příznaků způsobený právě využitím otevřeného kinematického řetězce. Řada těchto předpokladů však vznikla na základě čistě biomechanických studií často zahrnujících kadaverozní subjekty

čímž jsou tyto podklady málo využitelné k vyvození obecných závěrů. Naopak klinické využití cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci v posledních letech výrazně roste. Jeden z důvodů, proč je tomuto typu věnována zvýšená pozornost je, že simuluje a napodobuje řadu funkčních pohybů prováděných v běžném životě (Witvrouw et al., 2004; Atkinson et al., 2010).

Fakt, že přitlačná síla m. quadriceps femoris a kontaktní plocha mezi artikulujícími segmenty FP skloubení kolísá s měnícím se flekčním úhlem v kolenním kloubu, výrazně ovlivňuje volbu jednotlivých terapeutických technik. Během cvičení v otevřeném kinematickém řetězci (rezistovaná extenční cvičení se závažím aplikovaným v oblasti kotníku, addukční cvičení v lehu na boku, pohyby malého rozsahu z 10° flexe do plné extenze) dochází ke stabilnímu nárůstu tlaku v oblasti FP skloubení při pohybu z 90° flexe do plné extenze. Bylo prokázáno, že pro dokončení posledních 15° extenze je zapotřebí až 60% nárůst kontrakce m. quadriceps femoris. Při pohybu do plné extenze dochází zároveň ke snižování celkové kontaktní plochy pately a femuru. Kombinací zvyšující se přitlačné síly a snižováním celkové kontaktní plochy dochází k výraznému zvyšování nároků FP skloubení během konečné fáze extenze v porovnání s flexí, kdy přitlačná síla m. quadriceps femoris není zdaleka tak výrazná a kontaktní plocha je větší. Naopak během cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci (dřep) působí relativně malé síly v extendované pozici a ke zvyšování dochází s rostoucí flexí. Východiskem z těchto základních předpokladů je doporučení bezpečného posilování m. quadriceps femoris v rozsahu 0-90° flexe. Protože k posílení m. quadriceps femoris můžeme využít obou forem kinematického řetězce, měl by rehabilitační program obsahovat oba typy – otevřený i uzavřený kinematický řetězec (Powers, 1998). Dungal naopak uvádí, že k nejmenším nárokům na FP skloubení dochází mezi 0-30° flexe a doporučuje zpočátku cvičení v uzavřeném a až následně v otevřeném kinematickém řetězci bez dalších rozsahových specifik (Dungal, 2005).

Výsledky dlouhodobé pětileté studie ukázaly, že cvičení v CKC se z hlediska krátkodobých časných výsledků jeví jako výhodnější ve srovnání s cvičením v OKC. V intervalu pěti let se tyto výhody snižují a konečné výsledky dlouhodobých studií neprokazují žádný signifikantní rozdíl mezi volbou terapie v CKC a OKC. Nutno však dodat, že četnost návratu ke sportovním aktivitám je prokazatelně výraznější (92%) u skupiny využívající cvičení v CKC než u OKC (60%) (Witvrouw et al., 2004).

Souza (Souza, 2000) považuje pohyb v uzavřeném kinematickém řetězci za více „funkční“ – tedy simulující reálný pohyb, s výrazně menšími nároky na přední zkřížený

vaz. Na druhou stranu však dodává, že tento weight-bearing pohyb se projevuje zvýšeným tlakem v oblasti femoropatelního skloubení a to převážně v pozicích s výraznou flexí v kolenním kloubu. Proto za nejefektivnější označuje posilování m. quadriceps femoris v pozici 15-20° flexe.

Cabral et al. vytvořili dvě skupiny pacientů, které označili jako G1 a G2. Skupina G1 podstoupila rehabilitační program výhradně s využitím cvičení v OKC, skupina G2 v CKC po dobu osmi týdnů. Výsledky u obou skupin ukázaly markantní zlepšení ve smyslu redukce klinických příznaků, svalového zkrácení, svalové aktivace, beze změny velikosti Q úhlu. Navzdory výraznému zlepšení nebyly zjištěny signifikantní rozdíly mezi skupinou G1 a G2. Pouze ve skupině G2 došlo k výrazně menší redukci bolesti před a po terapii. Kritéria posuzování a měření jednotlivých faktorů před a po terapii zobrazují Příloha 9, str. 83 a Příloha 10, str. 83. Autoři sami poukazují na fakt, že ačkoliv nebyly využívány žádné protahovací techniky, došlo k výrazné redukci svalového zkrácení. Zároveň zdůvodňují, proč nedošlo ke zvýšení svalové aktivace m. VMO. Jak již bylo řečeno, m. VMO má tendenci při jakékoliv afekci jako první vypadávat ze stereotypu pohybu, čímž se stává posledním svaem, který vykazuje reakci na terapii (Cabral et al., 2008).

Vznikla celá řada studií, které ukazují, že neexistuje jednoznačné řešení volby v terapii FP syndromu. Navzdory vysokému množství dostupné literatury stran konzervativního i operačního řešení, nejsou dostupné téměř žádné dlouhodobé prospektivní výzkumy, které by ukazovaly, který cvičební protokol je nejvíce efektivní ve vztahu k dlouhodobé redukci symptomů. Při Univerzitě v Ghentu v Belgii byl vypracován dlouhodobý 5 letý prospektivní randomizovaný klinický výzkum zabývající se dlouhodobou efektivitou obou typů cvičení – OKC a CKC. Hlavním předpokladem této studie bylo, že dlouhodobé výsledky konzervativní rehabilitační terapie jsou signifikantně horší než výsledky krátkodobé a dlouhodobá efektivita cvičení v CKC je výrazně lepší ve srovnání s OKC. Bylo prokázáno, že pouze 19 z celkových 49 zahrnutých pacientů v 5 letém odstupu vykazuje plný pocit zdraví bez bolesti (Witvrouw, 2004).

Dosavadní důkazy nevedou k závěru, že by určitá metoda zvyšování síly m. quadriceps femoris byla doporučována jako vhodnější. Jsou doporučovány cvičení jak v OKC tak v CKC s využitím všech typů kontrakcí – izometrické, izokinetické, koncentrické i excentrické (Witvrouw, 2004). Griffin však zcela nedoporučuje cvičení v OKC a využití isokinetických extenčních cvičení proti odporu kvůli přílišným nárokům vyvíjeným na FP skloubení, šlachy m. quadriceps femoris a další periartikulární struktury (Griffin, 1995). Escamilla udává, že využití nosných (weight-bearing) pohybů (především dřepů a solodřepů) se ukazuje v problematice FP skloubení velice efektivním a to jak z hlediska krátkodobých, tak i dlouhodobých výsledků. Různá cvičení však mohou produkovat rozdílné silové momenty na FP skloubení. Nejčastěji využívané jsou tzv. dlouhé dřepy u stěny – s patami umístěnými dále od stěny (45 ± 3 cm pro muže a 41 ± 3 cm pro ženy), krátké dřepy u stěny – paty jsou blíže ke stěně (v poloviční vzdálenosti) a solodřepy. Ve všech případech jsou síly vyvíjené na FP skloubení mnohem nižší v rozsahu $0-50^\circ$ flexe ve srovnání v pozici $60-90^\circ$. Proto se pro pacienty potýkající se s FP syndromem jeví jako výhodnější využívat cvičení v rozmezí $0-50^\circ$ flexe v kolenním kloubu (Escamilla et al., 2009).

2.2 Frekvence a intenzita rehabilitačního programu

Velice důležitým kritériem terapie je i frekvence a intenzita rehabilitačního programu. Při příliš nízkých intenzitách se terapie jeví jako nedostatečně efektivní, kdežto při vysokých intenzitách a frekvenci může docházet k přetěžování, vzniku mikrotraumat a k paradoxnímu prohloubení patologického stavu (Cabral et al., 2008). Bylo zjištěno, že při brzkém zatěžování a využívání nosných (weight-bearing) pohybů k rehabilitaci dochází k výraznému zvýšení hladin neutrofilů, mononukleárních leukocytů, TNF α , MMPs a GAG, což jsou látky značící zánětlivou reakci v kloubu. Naopak minimální zatěžování a vyhýbaní se weight-bearing cvičení po dobu čtyř týdnů vede k výrazné redukci hladin těchto látek (Green et al., 2006).

V dosavadní literatuře neexistuje jednoznačný konsensus, který by určoval míru terapie. Reynolds uvádí osmitýdenní cyklus posilovacích cvičení s četností pětkrát týdně, s postupným zvyšováním rezistence a intezity (Reynolds et al., 1992). Bandy a Hanten doporučují cvičit po dobu osmi týdnů, třikrát týdně bez zvyšování intenzity

(Bandy, Hanten, 1993). Stiene uvádí osmitýdenní rehabilitační program s četností třikrát týdně s progresivním zvyšováním intenzity, pokud pacient neuvádí bolest (Stiene et al., 1996). Cowan doporučuje cyklus šesti týdnů s cvičením pouze jedenkrát týdně a neuvádí počet opakování ani intenzitu cvičení (Cowan et al., 2002). Asplund a StPierre udávají 4-6 týdenní změnu tréninkové aktivity rozdělenou do 5 fází (Příloha 11, str. 84)

Griffin (Griffin, 1995) vytvořil poměrně jednoduché a zajímavé schéma, které zachycuje posloupnost jednotlivých terapií s přihlédnutím na individualitu každého pacienta:

1. Identifikace patologických změn v oblasti FP skloubení.
2. Zvážení, zda pacient či sportovec může pokračovat ve své běžné činnosti.
3. Zhodnocení patologické orientace pately – využití specifických metod tapingu.
4. Protahování hamstringů, m. quadriceps femoris a tractus iliotibialis.
5. Využití doplňkových možností léčby – termoterapie, iontoforéza atd.
6. Indikace nesteroidních protizánětlivých preparátů.
7. Posilování koaktivace m. quadriceps femoris a hamstringů v jednotlivých pozicích (sed, stoj, schůdek, bicykl, dřep, využití sportů).
8. Návrat ke sportovní aktivitě.

Dle mého názoru je toto jednoduché schéma snadno využitelné a s přihlédnutím na individualitu pacienta velice prospěšné. Samozřejmě je nutné i po návratu k běžným denním činnostem či sportu, věnovat pozornost FP skloubení. Důležitá jsou nepřetržitá cílená cvičení k udržení fyziologických vztahů v oblasti kolenního kloubu. Při sportu se stále využívá tapingu či stabilizujících dlah a samozřejmostí je i částečné šetření postižené DKK (Griffin, 1995).

2.3 Využití tapingu

S poměrně protichůdnými názory se setkáváme i v otázce využití tapingu, jako metodě sloužící k podpoře terapie a redukci bolesti. Využití této metody je poměrně diskutabilní a přesné účinky nejsou do dnešní doby řádně vysvětleny. Někteří autoři jej označují za metodu kurativní, jiní pouze za metodu paliativní. Tím, že je páska aplikována přímo přes patelu, dochází ke zvyšování přitlačné síly směrem do FP skloubení, což může naopak problémy pacienta ještě zvyšovat. Spekuluje se také nad možností patologického protahování laterálního retinakula a postupného snižování efektu při dlouhodobější aplikaci (Griffin, 1995). McConnell rozlišuje 3 základní rozměry patologického postavení, které se mohou vyskytovat, a které mohou být korigovány aplikací pásky – rotace, sklon a skluz (McConnell, 1986). Tento fakt však vyvracejí novodobé studie, které udávají, že snížení bolestivosti nevzniká ani tak v důsledku korekce postavení, ale spíše stimulací kožních receptorů, kterou je tlumeno vedení nociceptivní informace (dle vrátkové teorie na jejímž principu pracuje celá řada fyzikálních terapií), zvýšenou aktivací m. vastus medialis obliquus a kvalitnější propriocepcí. Výsledkem pak je rovnoměrná distribuce tlaků v kloubu a ekonomický bezbolestný průběh pohybu (Aminaka, Gribble, 2005). Samotný účinek tedy místo teorie čistě mechanické přikládají teorii neurofyziologické, což bylo dokázáno ve studii vzorku 30 mladých žen (Christou, 2003), z nichž 15 trpělo FP syndromem a 15 nikdy neprodělalo žádnou bolestivou afekci v oblasti kolenního kloubu. V této studii byla použita i tzv. placebo páska s následným pozitivním výsledkem, což dokazuje i případný vliv placebo efektu (Christou, 2003). V rozporu s neurofyziologickými teoriemi vycházejícími z kvalitnější a výraznější aktivace m. vastus medialis na úkor m. vastus lateralis jsou studie, které pomocí EMG vyvracejí jakékoliv změny svalové aktivity aplikací tapu (Aminaka, Gribble, 2005). Bockrath (Bockrath et al., 1993) pomocí rentgenu dokázal, že i přes pozitivní efekt aplikace tapu v oblasti pately, nedochází k její medializaci a tedy ke korekci postavení. Stejných výsledků bylo dosaženo v novější studii z roku 2001 (Gigante et al., 2001), ve které byl zkoumán vliv tapingu na postavení pately pomocí CT znázornění. Nebyl zjištěn žádný signifikantní rozdíl v postavení před a po aplikaci tapu. Autoři taktéž připisují pozitivní výsledky nikoliv korekci postavení, ale kožní stimulaci a následné lepší svalové koordinaci.

Aminaka ve svém přehledu terapeutických možností (Aminaka, Gribble, 2005) poukazuje, že navzdory existence dostatku literatury a studií zaměřených na efekt

aplikace patelárního tapu, není dostatek kvalitních studií založených na principu EBM. Pouze malé množství autorů dle něj využívá kvalitní randomizované kontrolní studie a často zkoumá pouze jeden či malé množství subjektů bez využití kontrolní skupiny. Dalším úskalím je zaměření studie pouze na skupinu zdravých či pouze na skupinu postižených. Aminaka udává, že reakce zdravých a nemocných subjektů na aplikaci patelárního tapu je zcela odlišná a mělo by tedy docházet ke zkoumání obou skupin. K nejednoznačnosti účinků a celkových výsledků patelárního tapu také vede fakt, že taping není v klinické praxi využíván jako monoterapie, ale v kombinaci s řízeným cvičením. Proto nelze určit míru podílu aplikace tapu na výsledném efektu terapie (Aminaka, Gribble, 2005).

2.4 Role m. vastus medialis obliquus

Již bylo řečeno, že v rozvoji FP syndromu hraje významnou roli m. vastus medialis obliquus, který je hlavním stabilizátorem pately ve smyslu bránění její laterální deviace. Proto se jako primární cíl v léčbě logicky jeví posilování a nácvik adekvátní aktivace tohoto svalu. S poměrně jiným názorem pro terapii přichází ve své studii Christopher M. Powers (Powers, 1998), který pokládá otázku, zda je vůbec možné tento sval selektivně aktivovat, což je základním principem terapie dle Griffina (Griffin, 1995). Souhlasí s faktem, že při rozvoji FP syndromu dochází k výraznému oslabení m. VMO, čímž dochází k poruše stabilizace pately, a že z hlediska biomechanického by se selektivní posilování tohoto svalu jeví jako optimální řešení. Síla m. VMO se však nedá in vivo nijak kvantifikovat a ačkoliv se izolované posilování tohoto svalu z biomechanického hlediska jeví jako ideální řešení, existuje málo důkazů, že je opravdu možné. Celý princip selektivního posilování m. VMO vychází z předpokladu, že tento sval můžeme selektivně zapojovat nezávisle na aktivaci m. VL a tento fakt Powers ve své práci zpochybňuje. Ačkoliv je sporné, zda lze selektivně m. VMO aktivovat, je dokázáno, že posilování celého m. quadriceps femoris (což zahrnuje i m. vastus medialis - tedy i m. vastus medialis obliquus) přináší pozitivní klinické výsledky (Powers, 1998; Witvrouw et al., 2004). Výsledky vzniklé na základě pětileté studie ukazují, že pouze menšina (20%) pacientů je po 5 letech zcela bez bolesti. U 80%

se klinické příznaky sice výrazně redukovaly, přesto pacienti občasně pociťují bolest či krepitace v oblasti kolenního kloubu (Witvrouw et al., 2004).

2.5 Vliv Q úhlu na problematiku FP skloubení

Dalším hojně zmiňovaným pojmem v souvislosti s FP problematikou je tzv. Q úhel, který je někdy označován jako neovlivnitelný faktor v rozvoji bolestí kolenního kloubu. Mohammad-Jafar Emami (Emami, 2007) vytvořil studii, která se zaměřuje právě na souvislost mezi velikostí Q úhlu a femoropatelní bolestivostí. Sledovány byly dvě skupiny. Hlavní skupina obsahovala 100 osob (44 mužů a 56 žen) ve věku mezi 15 až 35 lety. Kontrolní skupina obsahovala také 100 osob ve stejném věkovém rozmezí bez jakýchkoliv problémů v oblasti kolenního kloubu. U všech testovaných osob byl změřen Q úhel pomocí univerzálního goniometru. Výsledky ukázaly, že u hlavní skupiny (tedy osob s postižením FP skloubení) byl Q úhel mnohem vyšší než u skupiny kontrolní. Průměrná velikost Q úhlu u mužů v hlavní skupině byla $15,2^\circ$, u žen $20,1^\circ$ a v kontrolní skupině $12,1^\circ$ u mužů a $16,7^\circ$ u žen. To pouze potvrzuje teorii, že velikost Q úhlu je přímo spjata s laterální deviací pately a že u žen je v důsledku širší pánve Q úhel obvykle větší.

Mark Juhn však ve svém shrnutí poznatků ve vztahu k PF problematice udává, že velikost Q úhlu kolísá od 10° do 22° - tuto variabilitu nejčastěji způsobuje rozdílný přístup jednotlivých studií, rozdílný způsob měření a případně odchylky způsobené chybou. Doporučuje nepřikládat těmto odchylkám přílišnou váhu, protože bychom mohli pacienta přimět uvěřit, že jeho vada je vrozená a v podstatě neřešitelná (Juhn, 1999).

ZÁVĚR

Jedním z cílů této práce bylo vyvrátit mylné označení cyklistiky jako nezatěžujícího a zcela bezpečného sportu. I přesto, že při jízdě na kole nedochází ke kontaktu dolních končetin se zemí, vznikají výrazné silové momenty v oblasti kolenního kloubu, které mohou mít za následek jednostranné přetěžování a degeneraci chrupavky s přidruženým zánětem.

Výsledky této práce poukazují na fakt, že v otázce femoropatelární problematiky je potřeba širšího zkoumání. Mezi hlavní úkoly budoucích studií patří objasnit roli m. vastus medialis obliquus a schopnost jeho selektivního zapojení, význam Q úhlu jako neovlivnitelného faktoru v rozvoji bolestí kolenního kloubu, objasnění principu působení patelárního tapu a jeho vliv na redukci bolesti, změny svalové aktivity a korekci postavení. Výsledky dlouhodobých studií pak pomohou zjistit, zda je pro léčbu femoropatelárního syndromu vhodnější rehabilitační program s převahou cvičení v uzavřeném či otevřeném kinematickém řetězci. Do doby, než budou tyto studie vytvořeny, měla by se léčba řídit dostupnou literaturou a současnými klinickými zkušenostmi.

Sport obecně udržuje člověka v dobré fyzické i psychické kondici, zvyšuje jeho adaptaci na zátěž, zlepšuje jeho imunitní procesy, udržuje správnou tělesnou hmotnost, snižuje krevní tlak, množství cholesterolu v krvi a zlepšuje činnost srdce a plic. Výkonnostní a vrcholový sport však může mít řadu negativních vlivů na pohybový aparát organismu způsobený jednostrannou zátěží a přetěžováním jednotlivých pohybových segmentů. I přesto, že při výkonnostní cyklistice vznikají výrazné nároky na pohybový aparát způsobující řadu funkčních poruch, má jízda na kole či rotopedu jako součást rehabilitace a rekonvalescence své pevné opodstatnění a je neodmyslitelně spjata s rehabilitací při postižení dolních končetin.

REFERENČNÍ SEZNAM

AGLIETTI, P.; INSALL, J. N.; CERULLI, G. Patellar pain and incongruence: Measurements of incongruence. *Clin. Orthop.* 1983, 176, s. 217-224, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW: <www.zimmer.com/web/enUS/pdf/Zimmer_Science_Gender_QAngle_6.pdf>.

AMINAKA, N.; GRIBBLE, P. A Systematic Review of the Effects of Therapeutic Taping on Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Athletic Training.* 2005, 40, 4, s. 341-351, [online], [cit.2011-04-08]. Dostupný také z WWW: <<http://ukpmc.ac.uk/articles/1323297?pdf=render>>.

AMINAKA, N.; GRIBBLE, P. Patellar taping, Patellofemoral Pain Syndrome, Lower Extremity Kinematics, and Dynamic Postural Control. *Journal of Athletic Training.* 2008, 43, 1, s. 21-28, [online], [cit. 2011-01-28]. Dostupný také z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2231393/>>.

ASPLUND, C.; STPIERRE, P. Knee pain and bicycling: Fitness concepts for clinicians. *Physican and sportmedicine.* 2004, 32, s. 23-30, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW: <<http://www.cptips.com/knee2.htm>>.

ATKINSON, H.; LAVER, J. M.; SHARP, E. Physiotherapy and rehabilitation following soft-tissue surgery of the knee. *Orthopaedics and trauma.* 2010, 24, 2, s. 129-137, [online], [cit. 2011-01-28]. Dostupný také z WWW: <http://www.sciencedirect.com/science?_ob=MIimg&_imagekey=B9858-506GJ7S-8-R&_cdi=59092&_user=990403&_pii=S187713271000031X&_origin=gateway&_coverDate=04%2F30%2F2010&_sk=999759997&view=c&wchp=dGLbVzW-zSkzk&md5=c9fd577069f08169a693465d95f13011&ie=/sdarticle.pdf>.

BARTONÍČEK, J.; HEŘT, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu.* Praha: Maxdorf, 2004. 256 s. ISBN 80-7345-017-8.

BANDY, W. D.; HANTEN, W. P. Changes in torque and electromyographic activity of the quadriceps femoris muscles following isometric training. *Phys Ther.* 1993, 73, s. 455-467, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW: <<http://ptjournal.apta.org/content/73/7/455.full.pdf>>.

BERAN, V. *Proč je dobré využít doplňků BG fit programu - sedlo, vložky a rukavičky.* [online], 28.6.2010 [cit. 2011-04-18]. [Www.all-training.cz](http://www.all-training.cz). Dostupné z WWW: <<http://www.all-training.cz/informace/clanky/technika-110/proc-je-dobre-vyuzit-doplнку-bg-fit-programu-sedlo-vložky-a-rukavicky/>>.

BOCKRATH, K., et al. Effects of patella taping on patella position and perceived pain. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1993, 25, 9, s. 989-992, [online], [cit.2011-04-08]. Dostupný také z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8231783>>.

BRESSEL, E.; HEISE, G.; BACHMAN, G. A neuromuscular and metabolic comparison between forward and reverse pedaling. *Journal of Applied Biomechanics.* 1998, 14, s. 401-411, [online], [cit. 2011-01-28]. Dostupný také z WWW: <<http://journals.humankinetics.com/AfcStyle/DocumentDownload.cfm?DType=DocumentItem&Document=2423%2Epdf>>.

BRESSEL, E. The influence of ergometer pedaling direction on peak patellofemoral joint forces. *Clinical Biomechanics.* 2001, 16, s. 431-437, [online], [cit. 2010-10-10]. Dostupný také z WWW: <http://www.sciencedirect.com/science?_ob=MIimg&_imagekey=B6T59-435CR8X-B-13&_cdi=4997&_user=990403&_pii=S0268003301000092&_origin=gateway&_coverDate=06%2F30%2F2001&_sk=999839994&view=c&wchp=dGLzVlb-zSkzk&md5=56cc666b666c0e94561bc862b749dd1e&ie=/sdarticle.pdf>.

CABRAL, C. M. N., et al. Physical therapy in patellofemoral syndrome patients: Comparison of open and closed kinetic chain exercises. *Acta Ortopédica Brasileira.* 2008, 16, 3, s. 180-185, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW: <http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1413-78522008000300012&script=sci_arttext&tlng=en>. ISSN 1413-7852.

CALLAGHAN, M. Lower body problems and injury in cycling. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2005, 9, s. 226-236, [online], [cit.2011-04-08]. Dostupný také z WWW:

<http://www.sciencedirect.com/science?_ob=MImg&_imagekey=B6WHF-4FY9MH6-1-N&_cdi=6849&_user=990403&_pii=S1360859205000124&_origin=gateway&_coverDate=07%2F31%2F2005&_sk=999909996&view=c&wchp=dGLzVtb-zSkWb&md5=fb8a83460625b4b994093e8f92b9faf8&ie=/sdarticle.pdf>.

CLARSEN, B.; KROSSHAUGH, T.; BAHR, R. Overuse injuries in professional road cyclist. *The American Journal of Sport Medicine*. 2010, 20, 10, s. 1-8, [online], [cit. 2011-01-28]. Dostupný také z WWW:

<http://www.ostrc.no/upload/Publication/Clarsen_2010_AJSM_Overuse%20injuries%20in%20professional%20road%20cycling.pdf>.

COHEN, G. C. Cycling Injuries. *Canadian Family Physician*. 1993, 39, 6, s. 628-632, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2379777/>>.

COWAN, S. M., et al. Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome complete a postural task. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003, 83, s. 989-992, [online], [cit.2011-04-08]. Dostupný také z WWW:

<<http://download.journals.elsevierhealth.com/pdfs/journals/0003-9993/PIIS0003999302000163.pdf>>.

ČIHÁK, R. *Anatomie I*. Praha: Grada, 2001. 516 s. ISBN 978-80-7169-970-5.

DOYLE, K. Where do cyclists get injured [online]. Maple Clinic, 2009, [cit.2011-04-08]. Dostupné z WWW:

<<http://www.mapleclinic.ie/uploads/Articles/Cycling/Where%20do%20cyclists%20get%20injured.pdf>>.

DUC, S., et al. Muscular activity during uphill cycling: Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008, 18, s. 116-127, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW: <http://www.sciencedirect.com/science?_ob=MImg&_imagekey=B6T89-4MD9G63-1-H&_cdi=5081&_user=990403&_pii=S1050641106001246&_origin=gateway&_coverDate=02%2F29%2F2008&_sk=999819998&view=c&wchp=dGLzVtz-zSkzk&md5=6c3fb3b6f60ea0cc17b39a478f1c9a1a&ie=/sdarticle.pdf>.

DUNGL, P. *Ortopedie*. Praha: Grada, 2005. 1280 s. ISBN 80-247-0550-8.

DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2007. 184 s. ISBN 978-80-247-1648-0.

EMAMI, M.J., et al. Q-angle: An invaluable Parameter for Evaluation of Anterior Knee Pain. *Archives of Iranian Medicines*. 2007, 10, 1, s. 24-26, [online], [cit. 2011-01-28]. Dostupný také z WWW: <www.ams.ac.ir/aim/07101/007.pdf>.

ELLIOTT, C.; DIDUCH, D. R. Biomechanics of patellofemoral instability. *Operative Techniques in Sports Medicine*. 2001, 9, 3, s. 112-121, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW: <http://www.sciencedirect.com/science?_ob=MImg&_imagekey=B7594-4FB90S8-1X-1&_cdi=12944&_user=990403&_pii=S1060187201800320&_origin=gateway&_coverDate=07%2F01%2F2001&_sk=999909996&view=c&wchp=dGLzVzz-zSkzV&md5=b925b4c203df8cb105fe2646c734ef70&ie=/sdarticle.pdf>.

ENOKA, M.R. *Neuromechanics of human movement*. Boulder: Human Kinetics, 2001. 560 s. ISBN 0-7360-0251-0.

ESCAMILLA, R. F., et al. Patellofemoral Joint Force and Stress during the Wall Squat and One-Leg Squat. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2009, 4, 14, s. 879-888, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW: <http://marcelomatosfisio.com.br/escamilla_MSSE_2009_Patellofemoral%20Joint%20Force%20and%20Stress%20during%20the%20Wall%20Squat%20and%20One-Leg%20Squat.pdf>.

FU, T. CH. Effect of Kinesio taping on muscle strenght in athletes - A pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2007, 11, s. 198-201, [online], [cit.2011-04-08]. Dostupný také z WWW: <http://www.sciencedirect.com/science?_ob=MImg&_imagekey=B82X6-4P2J3MX-1-3&_cdi=33022&_user=990403&_pii=S1440244007000837&_origin=gateway&_coverDate=04%2F30%2F2008&_sk=999889997&view=c&wchp=dGLbVlb-zSkWb&md5=b0b9285c53befb074bd0ae0d9819b4c9&ie=/sdarticle.pdf>.

GIGANTE, A., et al. The effects of patellar taping on patellofemoral incongruence: a computed tomography study. *Am J Sports Med*. 2001, 29, s. 88-92, [online], [cit. 2011-01-28]. Dostupný také z WWW: <<http://ajs.sagepub.com/content/29/1/88.short>>.

GOULD, A.J. *Orthopaedic And Sports Physical Therapy*. St.Louis: Mosby, 1997. 720 s. ISBN 0-8016-2908-X.

GREEN, D. M., et al. Effect of early full weight-bearing after joint injury on inflammation and cartilage degradation. *Journal of bone and joint surgery*. 2006, 88, 10, s. 2201-2209, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW: <<http://www.ejbs.org/cgi/content/abstract/88/10/2201>>.

GRIFFIN, Y. L. *Rehabilitation Of The Injured Knee*. Atlanta: Mosby, 1995. 350 s. ISBN 0-8016-7556-1.

HUDSON, Z.; DARTHUY, E. Iliotibial band tightness and patellofemoral pain syndrome: A case-control study. *Manual Therapy*. 2009, 14, s. 147-151, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW: <http://www.sciencedirect.com/science?_ob=MImg&_imagekey=B6WN0-4RYXSXC-1-1&_cdi=6948&_user=990403&_pii=S1356689X07001804&_origin=gateway&_coverDate=04%2F30%2F2009&_sk=999859997&view=c&wchp=dGLzVzb-zSkWA&md5=96b3886cd0c792f3ab86884814d8bb4f&ie=/sdarticle.pdf>.

CHADIM, M. *Body Geometry Fit na vlastní kůži I.* [online]. 07.06.2010 [cit. 2011-04-18]. RoadCycling.cz Dostupné z WWW:

<<http://www.roadcycling.cz/index.php5?str=clanek&id=882&zpz=1>>.

CHAPMAN, A., et al. The influence of body position on leg kinematics and muscle recruitment during cycling. *Journal of Science and Medicine in Sport.* 2008, 11, s. 519-526, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW:

<http://www.sciencedirect.com/science?_ob=MImg&_imagekey=B82X6-4PGXFJ1-1-5&_cdi=33022&_user=990403&_pii=S1440244007001442&_origin=gateway&_coverDate=11%2F30%2F2008&_sk=999889993&view=c&wchp=dGLbVlW-zSkzV&md5=3bd64040de468e78f6006dccb4b7b9ae&ie=/sdarticle.pdf>.

CHRISTOU, E. A. Patellar taping increase vastus medialis oblique activity in the presence of patellofemoral pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2004, 14, s. 494-504, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW:

<<http://members.multimania.co.uk/shiryu01/Pdf/Christou%202004.pdf>>.

JANDA, V. *Základy kliniky funkčních neparetických hybných poruch.* Brno : IDVPZ, 1982. 139 s. ISBN 57-855-84.

JUHN, M. S. Patellofemoral Pain Syndrome: A Review and Guidelines for Treatment. *The American Family Physician.* 1999, 60, s. 2012-22, [online], [cit. 2010-10-10].

Dostupný také z WWW: <<http://www.aafp.org/afp/991101ap/2012.html>>.

KRAČMAR, B. Vliv cyklistiky na pohybovou soustavu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 2005, 12, 1, s. 27-33. ISSN 1211-2658.

KRAČMAR, B.; BAČÁKOVÁ, R.; HOJKA, V. Vliv cyklistického kroku na pohybovou soustavu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 2010, 17, 3, s. 107-112.

KRAČMAR, B. ; DUŠKOVÁ, J.; ZELENKA, K. *Stereotyp chůze v cyklistice* [online]. 2005, [cit. 2011-04-08]. Dostupné z WWW:

<<http://www.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky/2005-11-16/prispevky/postery/15-Kracmar.htm>>.

LABOTZ, M. Patellofemoral Syndrome : Diagnostic Pointers and Individualized Treatment. *The Physician and Sportsmedicine*. [online], 2004, 32, 7, [cit. 2011-04-11]. Dostupný z WWW:

<<http://www.ithaca.edu/hshp/ess/AT/Articles%20&%20Documents/SMAT%20Journal%20Articles/LE%20Injuries%20Eval/Patellofemoral%20Syndrome.PDF>>.

LIEB, F. J.; PERRY, J. Quadriceps function: An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1968, 50, s. 1535-1548, [online], [cit. 2011-01-28]. Dostupný také z WWW:

<<http://www.ejbs.org/cgi/reprint/50/8/1535>>.

MARINI, S., et al. A correlation between knee cartilage degradation observed by arthroscopy and synovial proteinases activities. *Clinical Biochemistry*. 2003, 36, s. 295-304, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW:

<http://www.sciencedirect.com/science?_ob=MImg&_imagekey=B6TDD-482YJRX-4-K&_cdi=5196&_user=990403&_pii=S0009912003000298&_origin=gateway&_coverDate=06%2F30%2F2003&_sk=999639995&view=c&wchp=dGLbVzW-zSkWb&md5=ad948bbdd18ecdd7008c4e065a7dac38&ie=/sdarticle.pdf>.

MCCONNELL, J. The management of chondromalacia patellae: a long term solution. *The Australian Journal of Physiotherapy*. 1986, 32, 4, s. 215-223, [online], [cit.2011-04-08]. Dostupný také z WWW: <http://svc019.wic048p.server-web.com/ajp/vol_32/4/AustJPhysiotherv32i4McConnell.pdf>.

MELNYK, M., et al. Therapeutic Cooling: No Effect on Hamstring Reflexes and knee stability. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2006, 38, 7, s. 1329-1334, [online], [cit. 2010-10-10].

Dostupný také z WWW: <<http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.3.1a/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=fulltext&D=ovft&AN=00005768-200607000-00018&NEWS=N&CSC=Y&CHANNEL=PubMed>>.

MOORE, F. Correct bicycle set-up to minimise the risk of injury. *SportEX medicine*. 2008, 37, s. 6-9, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW:

<www.sirc.ca/newsletters/mid-june09/documents/S-1077673.pdf >.

PAINTAL, A. S. Block of conduction in mammalian myelinated nerve fibers by low temperatures. *J. Physiol.* 1965, 180, s. 1-19, [online], [cit. 2011-01-28]. Dostupný také z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1357365/>>.

PAVELKA, K. Konzervativní léčba osteoartrózy váhonosných kloubů. *Postgraduální medicína.* 2001, 2, s. 160-176.

POWERS, CH. M. Rehabilitation of Patellofemoral Joint Disorders: A critical Review. *Journal Of Orthopaedic and Sports Physical Therapy.* 1998, 28, 5, s. 345-351, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW: <www.jospt.org/members/getfile.asp?id=900>.

RAASCH, C.C.; ZAJAC, F.E. Locomotor strategy for pedaling: Muscle groups and biomechanical functions. *Journal of Neurophysiology.* 1999, 82, s. 515-525, [online], [cit. 2010-10-10]. Dostupný také z WWW: <<http://jn.physiology.org/content/82/2/515.full.pdf+html> >.

RAYMOND, S.; JOSEPH, N.; GABRIEL, N. Recruitment pattern in cycling: a review. *Physical Therapy in Sport.* 2005, 6, s. 89-96, [online], [cit. 2011-01-28]. Dostupný také z WWW: <www.drfisio.com.br/artigo7.pdf>.

REYNOLDS, N. L.; WORRELL, T. W.; PERRIN, D. H. Effect of a lateral step-up exercise protocol on quadriceps isokinetic peak torque values and thigh girth. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1992, 15, s. 151-155, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW: <www.jospt.org/members/getfile.asp?id=3499>.

ROSS, M. J.; BERGER, R. S. Effects of Stress Inoculation Training on Athletes' Postsurgical Pain and Rehabilitation After Orthopedic Injury. *Journal of Consulting and Clinical Psychology.* 1996, 64, 2, s. 406-410, [online], [cit. 2010-10-10]. Dostupný také z WWW: <<http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.3.1a/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=fulltext&D=ovft&AN=00004730-199604000-00020&NEWS=N&CSC=Y&CHANNEL=PubMed>>.

RYCHNOVSKÝ, M.; MOSTECKÁ, D. *Bolesti kolen v cyklistice* [online]. 2009, 24. 10. 2009 [cit.2011-04-08]. Dostupné z WWW: <<http://www.ondrej-vojtechovsky.cz/content/view/255/65/>>.

SAVELBERG, H.; VAN DE PORT, I.; WILLEMS, P. Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2006, 5, s. 25-32, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW: <<http://journals.humankinetics.com/jab-back-issues/jabvolume19issue4november/bodyconfigurationincyclingaffectsmusclerecruitmentandmovementpattern>>.

SCHWELLNUS, M.; DERMAN, E. Common injuries in cycling: Prevention, diagnosis and management. *SA Fam Pract*. 2005, 47, 7, s. 14-19, [online], [cit. 2010-10-10]. Dostupný také z WWW: <<http://www.safpj.co.za/index.php/safpj/article/view/268/268>>.

SMITH, K. L.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. D. *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*. Philadelphia: F. A. Davis Co, 1996. 468 s. ISBN 0-8036-7916-5.

SODERBERG, G. L. *Kinesiology: Application to Pathological Motion*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1997. 504 s. ISBN 0-683-07851-8.

SOUZA, T. Patellofemoral Pain: Open vs. closed chain exercises. *Dynamic Chiropractic*. 2004, 18, s. 1-3, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW: <<http://www.dynamicchiropractic.com/mpacms/dc/article.php?id=32052>>.

STIENE, H. A., et al. A comparison of closed kinetic chain and isokinetic joint isolation exercise in patients with patellofemoral dysfunction. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996, 24, s. 136-14, [online], [cit. 2011-01-28]. Dostupný také z WWW: <<http://www.jospt.org/members/getfile.asp?id=545>>.

SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém - podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, 3, s. 112-124.

TIMMER, CH. Cycling Biomechanics: A literature Review. *JOSPT*. 1991, 14, 3, s. 106-113, [online], [cit. 2011-01-28]. Dostupný také z WWW: <www.jospt.org/members/getfile.asp?id=3537>.

VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006. 376 s. ISBN 80-7254-837-9.

VINCENZINO, B., et al. Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: A randomised clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2008, 27, 9, s. 471-474, [online], [cit. 2011-03-10]. Dostupný také z WWW: <<http://www.biomedcentral.com/1471-2474/9/27>>.

WARYASZ, G. N.; MCDERMOTT, A. Y. Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. *Dynamic Medicine*. 2008, 9, 7, s. 1-14, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2443365/pdf/1476-5918-7-9.pdf>>.

WATANABE, A., et al. Degeneration of patellar cartilage in patients with recurrent patellar dislocation following conservative treatment: evaluation with delayed gadolinium-enhanced magnetic resonance imaging of cartilage. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2009, 17, 12, s. 1546-1553, [online], [cit. 2011-01-28]. Dostupný také z WWW: <http://www.sciencedirect.com/science?_ob=MIImg&_imagekey=B6WP3-4W9XBHY-5-1&_cdi=6979&_user=990403&_pii=S1063458409001393&_origin=gateway&_coverDate=12%2F31%2F2009&_sk=999829987&view=c&wchp=dGLbVlb-zSkWb&md5=f518827d00944350f83ffa5e4d82c1d2&ie=/sdarticle.pdf>.

WITVROUW, E., et al. Open versus closed kinetic chain exercise in patellofemoral pain – A 5-year prospective randomized study. *The American Journal of Sports Medicine*. 2004, 32, 5, s. 1122-1129, [online], [cit. 2011-04-18]. Dostupný také z WWW: <www.cebp.nl/media/m1190.pdf>.

ZAFFAGNINI, S.; DEJOUR, D. *Patellofemoral Pain, Instability, and Arthritis : Clinical Presentation, Imaging, and Treatment*. Berlín: Springer, 2010. 331 s. ISBN 978-3-642-05423-5.

SEZNAM ZKRATEK

CKC – uzavřený kinematický řetězec (z angl. closed kinetic chain)

CT – počítačová tomografie (z angl. computer tomography)

DF – dorzální flexe

dGEMRIC - delayed gadolinium-enhanced MRI of cartilage

DKK – dolní končetiny

EBM – evidence based medicine

EMG – elektromyografie

FP - femoropatelní

GAG – glykosaminoglykany

HKK – horní končetiny

lig. – ligamentum

LBP – low back pain

LR – retinaculum lateralis

m. – musculus

m. VMO – musculus vastus medialis obliquus

mm. – muscoli

MMPs - matrix metalloproteinases

MR – magnetická rezonance

MR – retinaculum medialis

NSA – nesteroidní antiflogistika

OKC – otevřený kinematický řetězec (z angl. open kinetic chain)

P – patella

PF – plantární flexe

PP – power phase

PT – ligamentum patellae

RF – m. rectus femoris

RP – recovery phase

SIAS – spina iliaca anterior superior

SYSADOA – Symptomatic Slow Acting Drug of Osteoarthritis

TIMPs - tissue inhibitor of metalloproteinases

TT – tuberositas tibiae

VAS – visual analog scale

VI – m. vastus intermedius

VL – m. vastus lateralis

VLL – m. vastus lateralis longus

VLO – m. vastus lateralis obliquus

VM – m. vastus medialis

VML – m. vastus medialis longus

VMO – m. vastus medialis obliquus

SEZNAM OBRÁZKŮ

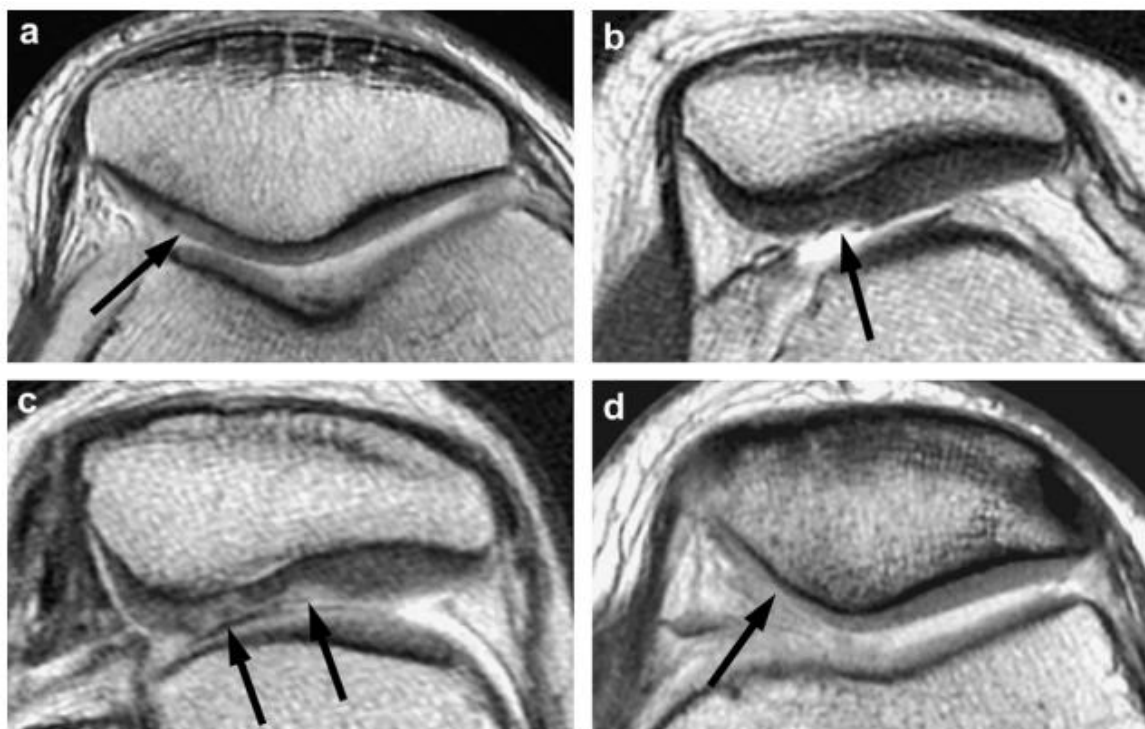
Obr. 1 Tvarová variabilita pately dle Wiberga a Baumhartla (Bartoníček, Heřt, 2004).....	10
Obr. 2 Působení jednotlivých sil v oblasti FP skloubení (LaBatz, 2004).....	14
Obr. 3 Stabilizátory působící na FP skloubení (LaBatz, 2004).....	16
Obr. 4 Q úhel (Juhn, 1999).....	17
Obr. 5 Směry tahu jednotlivých částí m. quadriceps femoris (Zaffagnini, Dejour, 2010).....	18
Obr. 6 Četnost vzniku FP bolestivosti vzhledem k typu cyklistické aktivity (Doyle, 2009).....	22
Obr. 7 Radiální (A) a axiální (B) cyklistický krok (Kračmar, 2005).....	24
Obr. 8 Rozložení sil a aktivace svalů (Enoka, 2001).....	28
Obr. 9 Aplikace tapu dle McConnell A,B (Aminaka, Gribble, 2008).....	39
Obr. 10 Patela ve střední pozici (A), v deviaci a rotaci (B) (Aminaka, Gribble, 2005).....	40

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Outerbridge klasifikace patelární chrupavky T1 váženým obrazem (Watanabe et al., 2009).....	71
Příloha 2 Klinické testy kolenního kloubu k vyšetření FP bolestivosti.....	72
Příloha 3 Využití stretchingu k autoterapii.....	74
Příloha 4 Využití schodu v terapii (A-výstup, B-sestup).....	77
Příloha 5 Využití balančních ploch v terapii.....	78
Příloha 6 Kolenní ortéza sloužící ke stabilizaci pately (Dungl, 2005).....	80
Příloha 7 Příklady cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci (Zaffagnini, Dejour, 2010).....	81
Příloha 8 Příklady cvičení v otevřeném kinematickém řetězci (Zaffagnini, Dejour, 2010).....	82
Příloha 9 Srovnání výsledků před a po 8 týdnech rehabilitačního programu skupiny G1 (Cabral et al., 2008).....	83
Příloha 10 Srovnání výsledků před a po 8 týdnech rehabilitačního programu skupiny G2 (Cabral et al., 2008).....	83
Příloha 11 Rozpis tréninkové aktivity výkonnostního cyklisty při návratu do plného tréninkového režimu (Asplund, StPierre, 2004).....	84

PŘÍLOHY

Příloha 1 Outerbridge klasifikace patelární chrupavky T1 váženým obrazem (Watanabe et al., 2009)



Legenda (Příloha 1)

- Stupeň 0: intaktní chrupavka bez patologických změn
- Stupeň 1(a): chrupavčité zeslabení bez poškození povrchu
- Stupeň 2(b): mělké povrchové ulcerace, fibrilace a fisury zasahující maximálně do poloviny chrupavky
- Stupeň 3(c): hluboké ulcerace, fibrilace a fisury zasahující do více než poloviny šířky chrupavky, nezasahující subchondrální kost
- Stupeň 4 (d): plně poškozená chrupavka se současným zásahem do subchondrální kosti

Příloha 2 Klinické testy kolenního kloubu k vyšetření FP bolestivosti

Příloha 2a Vyšetření FP bolestivosti (LaBotz, 2004)



Příloha 2b Zohlenovo znamení (Zaffagnini, Dejour, 2010)



Příloha 2c Příznak hoblíku (Zaffagnini, Dejour, 2010)



Příloha 2d Insalův test (LaBotz, 2004)



Příloha 3 Využití stretchingu k autoterapii

Příloha 3a Stretch m. triceps surae, A-správná varianta, B-nesprávná varianta



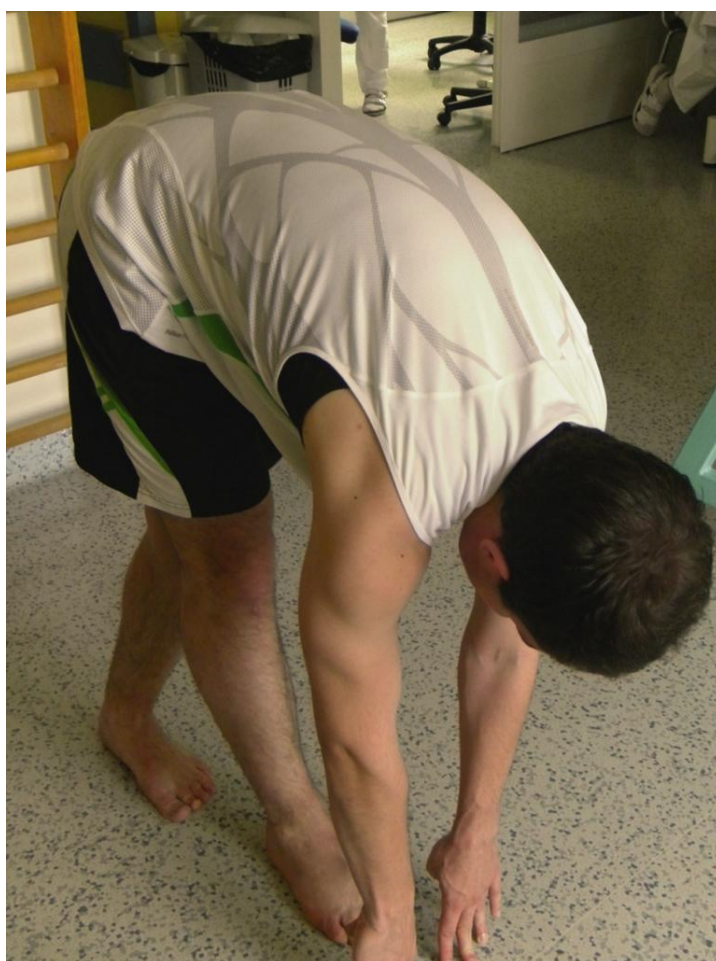
Příloha 3b Stretch m. rectus femoris, A-správná varianta, B-nesprávná varianta



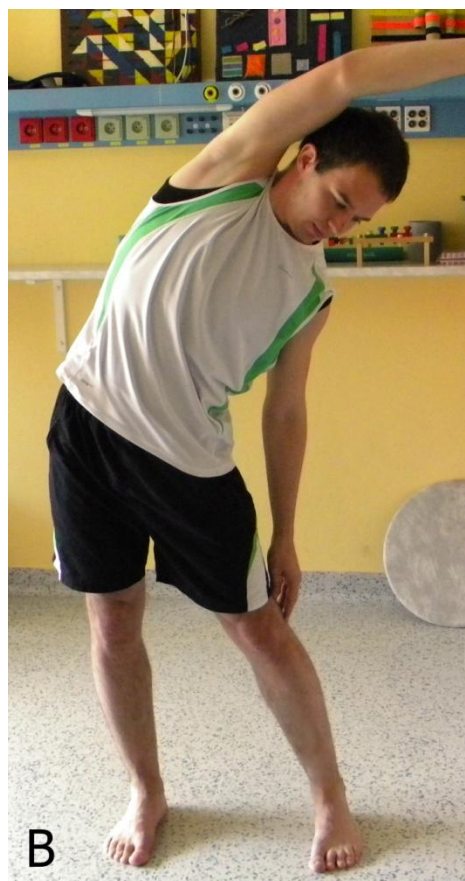
Příloha 3c Stretch hamstrings, A-správná varianta, B-nesprávná varianta



Příloha 3d Stretch hamstrings s DKK v tandemu



Příloha 3e Stretch m. quadratus lumborum, A-správná varianta, B-nesprávná varianta



Příloha 3f Stretch m. latissimus dorsi



Příloha 4 Využití schodu v terapii (A-výstup, B-sestup)



Příloha 5 Využití balančních ploch v terapii





Příloha 6 Kolenní ortéza sloužící ke stabilizaci pately (Dungl, 2005)



Příloha 7 Příklady cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci (Zaffagnini, Dejour, 2010)



Příloha 8 Příklady cvičení v otevřeném kinematickém řetězci (Zaffagnini, Dejour, 2010)



Příloha 9 Srovnání výsledků před a po 8 týdnech rehabilitačního programu skupiny G1 (Cabral et al., 2008)

Variables	Before	After	p
Analogous Visual Scale (cm)	2.83 (1.95)	0.57 (0.62)	0.013*
Training load (kg)	5.00 (0.00)	36.50 (5.80)	---
<i>Lysholm</i> scoring scale	67.90 (8.61)	83.50 (15.44)	0.009*
Assessment scale for PFJ	70.80 (10.98)	82.70 (13.18)	0.024*
Ischiotibial shortening (degrees)	57.00 (11.01)	46.90 (11.27)	0.008*
Q angle (degrees)	17.90 (3.93)	15.80 (3.55)	0.093
RMS of the VM muscle (μ V)	51.96 (32.46)	66.25 (49.50)	0.508
RMS of the VL muscle (μ V)	29.23 (26.07)	63.71 (24.75)	0.013*

Příloha 10 Srovnání výsledků před a po 8 týdnech rehabilitačního programu skupiny G2 (Cabral et al., 2008)

Variables	Before	After	p
Analogous visual scale (cm)	0.85 (1.52)	0.22 (0.24)	0.529
Training load (kg)	5.00 (0.00)	77.50 (3.54)	---
<i>Lysholm</i> scoring scale	69.10 (14.00)	83.70 (11.28)	0.028*
Assessment scale for PFJ	69.80 (10.66)	81.50 (8.68)	0.036*
Ischiotibial shortening (degrees)	54.10 (10.21)	42.90 (13.92)	0.008*
Q angle (degrees)	17.80 (3.71)	16.70 (2.63)	0.123
RMS of the VM muscle (μ V)	43.05 (16.42)	44.56 (20.30)	0.878
RMS of the VL muscle (μ V)	44.95 (15.04)	40.98 (12.06)	0.445

Příloha 11 Rozpis tréninkové aktivity výkonnostního cyklisty při návratu do plného tréninkového režimu (Asplund, StPierre, 2004)

Fáze č.1 (1-2 týdny)	Lehké vyjíždky bez pocitu únavy či bolesti
Fáze č. 2 (1-2 týdny)	Vytrvalostní trénink 50-75% intenzity a délky předešlého tréninku
Fáze č. 3 (1 týden)	Trénink o běžné intenzitě v rozsahu normální délky tréninku
Fáze č. 4 (1 týden)	Trénink o vysoké intenzitě
Fáze č. 5	Plný návrat do soutěžního režimu