

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI**  
**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ**

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**2022**

**Adéla Balejová**

**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ**

Studijní program: Fyzioterapie, B0915P360008

**Adéla Balejová**

**Možnosti ovlivnění femoropatelárního syndromu u  
cyklistů**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Votík

PLZEŇ 2022



**Čestné prohlášení:**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 29. 3. 2022

.....

vlastnoruční podpis

## **ABSTRAKT**

Příjmení a jméno: Balejová Adéla

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Možnosti ovlivnění femoropatelárního syndromu u cyklistů

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Votík

Počet stran: nečíslované – 26, číslované – 91

Počet příloh: 3

Počet titulů použité literatury: 56

Klíčová slova: femoropatelární syndrom, cyklistika, Trigno IM sensor, taping dle McConnell, Y-Balance Test

Souhrn:

Bakalářská práce se zabývá femoropatelárním syndromem u cyklistů a snaží se přiblížit, jakým způsobem lze snížit bolestivost daného postižení. V teoretické části je popsána kineziologie a patokineziologie kolenního kloubu, dále femoropatelární syndrom jako takový, jeho etiologie nebo diagnostika. Největší prostor je věnován možnostem ovlivnění femoropatelárního syndromu v rámci konzervativní i operativní léčby. Popsána je i cyklistika, ergonomie jízdy na kole, nejvíce zapojované svalové partie při jízdě a v neposlední řadě jsou popsány i přístrojové zařízení a dynamický test, oba použity v praktické části.

Obsahem praktické části byl předpoklad, zdali rigidní taping dle McConnell dokáže snížit bolestivost femoropatelárního skloubení u cyklistů. K objektivního hodnocení byl zvolen posturální dynamický Y-Balance Test a zařízení Trigno IM sensor. Subjektivní vjemy probandů byly hodnoceny pomocí vizuálních analogových škál a standardizovaného dotazníku. Praktické části se zúčastnilo 9 probandů absolvujících vyšetření, měření a dvouměsíční období ježdění na kole s intervencí tapingu. Z naměřených a sesbíraných hodnot jsou učiněny závěry praktické části práce nalézající se v následujících kapitolách.

Výsledky potvrzují, že taping dokáže snížit femoropatelární bolest u cyklistů a má tak na femoropatelární skloubení pozitivní vliv. Konkrétní popis výsledků a hodnocení propracování praktické části je popsáno v závěrečné diskusi.

## **ABSTRACT**

Surname and name: Balejová Adéla

Department: Department of Rehabilitation Sciences

Title of thesis: Options for influencing femoropatellar syndrome in cyclists

Consultant: Mgr. Tomáš Votík

Number of pages: unnumbered – 26, numbered – 91

Number of appendices: 3

Number of literature items used: 56

Keywords: femoropatellar syndrome, cycling, Trigno IM sensor, McConnell taping, Y-Balance Test

Summary:

The bachelor thesis deals with femoropatellar syndrome in cyclists and tries to approach how the painfulness of this disability can be reduced. The theoretical part describes the kinesiology and pathokinesiology of the knee joint, as well as femoropatellar syndrome as such, its etiology or diagnosis. Most space is devoted to the possibilities of influencing the femoropatellar syndrome within the framework of conservative and operative treatment. The ergonomics of cycling, the most involved muscles during cycling and last but not least, the instrumentation and the dynamic test, both used in the practical part, are described.

The content of the practical part was the hypothesis whether rigid taping according to McConnell can reduce femoropatellar joint pain in cyclists. The postural dynamic Y-Balance Test and the Trigno IM sensor device were chosen for objective evaluation. Subjective perceptions of probands were assessed using visual analogue scales and a standardized questionnaire. Nine probands participated in the practical part of the study by completing an examination, measurements and a two-month period of cycling with taping intervention. From the measured and collected values, conclusions of the practical part of the thesis are made, found in the following chapters.

The results confirm that taping can reduce femoropatellar pain in cyclists and thus has a positive effect on the femoropatellar joint. The specific description of the results and the evaluation of the refinement of the practical part are described in the final discussion.

## **PŘEDMLUVA**

Práce byla napsána z důvodu osobní zkušenosti autora s danou problematikou a také kvůli kladným ohlasům, co se tapingu týče. Cílem práce je prozkoumat vliv patelárního rigidního tapingu dle McConnell na femoropatelární bolesti u cyklistů. Účelem bakalářské práce je představit problematiku femoropatelárního skloubení a zhodnotit vliv rigidního tapingu dle McConnell u cyklistů.

### **Poděkování:**

Děkuji Mgr. Tomáši Votíkovi, vedoucímu práce, za odborné vedení bakalářské práce, poskytování cenných a přínosných rad a materiálních podkladů. V neposlední řadě také za laskavost, trpělivost a ochotu. Chtěla bych poděkovat i všem zúčastněným probandům.

# Obsah

SEZNAM OBRÁZKŮ .....	11
SEZNAM TABULEK.....	14
SEZNAM ZKRATEK.....	15
ÚVOD .....	16
TEORETICKÁ ČÁST.....	17
1 Kineziologie a patokineziologie kolenního kloubu .....	17
1.1 Kineziologie kolenního kloubu .....	17
1.1.1 Biomechanika femoropatelního skloubení.....	22
1.2 Patokineziologie kolenního kloubu se zaměřením na femoropatelní patologie.....	26
2 Femoropatelní syndrom .....	33
2.1 Definice a klinický obraz.....	33
2.2 Etiopatogeneze.....	34
2.3 Diagnostika.....	35
3 Možnosti terapie femoropatelního syndromu .....	41
3.1 Konzervativní .....	41
3.1.1 Svalová souhra .....	42
3.1.2 Taping.....	46
3.1.3 Kineziotaping .....	50
3.1.4 Ortézy a bandáže .....	51
3.1.5 Fyzikální terapie.....	53
3.2 Operativní .....	54
4 Femoropatelní syndrom u cyklistů .....	57
4.1 Cyklistika.....	57



4.1.1	Ergonomie na jízdě na kole .....	59
4.1.2	Biomechanika jízdy na kole .....	61
4.1.3	Aktivita zapojovaných svalů při jízdě .....	63
4.1.4	Fyzioterapie pro cyklisty .....	65
5	Zvolené metody výzkumného šetření .....	66
5.1	Trigno IM sensor (Delsys®, Boston, USA) .....	66
5.2	SEBT .....	67
PRAKTICKÁ ČÁST .....		69
6	Hlavní cíl práce .....	69
7	Dílčí cíle práce .....	70
8	Úkoly práce .....	71
9	Výzkumné problémy .....	72
9.1	Hypotéza 1 .....	72
9.2	Hypotéza 2 .....	72
9.3	Hypotéza 3 .....	72
9.4	Hypotéza 4 .....	72
9.5	Hypotéza 5 .....	72
9.6	Hypotéza 6 .....	72
9.7	Hypotéza 7 .....	72
10	Charakteristika sledovaného souboru .....	73
11	Metodika zpracování výzkumu .....	74
12	Organizace výzkumu .....	79
13	Předpokládaný výstup do praxe .....	80
14	Zpracování dat .....	81

15	Výsledky.....	83
15.1	Hypotéza 1 .....	83
15.2	Hypotéza 2.....	84
15.3	Hypotéza 3 .....	85
15.4	Hypotéza 4.....	86
15.5	Hypotéza 5.....	87
15.6	Hypotéza 6.....	88
15.7	Hypotéza 7.....	89
16	Diskuse.....	90
16.1	Diskuse k hypotéze 1 .....	93
16.2	Diskuse k hypotéze 2.....	94
16.3	Diskuse k hypotéze 3.....	95
16.4	Diskuse k hypotéze 4.....	96
16.5	Diskuse k hypotéze 5.....	97
16.6	Diskuse k hypotéze 6.....	98
16.7	Diskuse k hypotéze 7.....	103
16.8	Limity studie.....	104
	ZÁVĚR.....	105
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....	107
	SEZNAM PŘÍLOH.....	114
	PŘÍLOHY.....	115

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Wibergovo hodnocení patelárních faset .....	18
Obrázek 2: Q-úhel .....	20
Obrázek 3: Znázornění pately jako kladky .....	22
Obrázek 4: Posuny pately anteriorně-posteriorně .....	23
Obrázek 5: Posuny pately superiorně-inferiorně a mediálně-laterálně .....	23
Obrázek 6: Rotace pately okolo sagitální osy .....	24
Obrázek 7: Rotace pately okolo longitudinální osy .....	24
Obrázek 8: Rotace pately okolo frontální osy .....	24
Obrázek 9: Změny v retropatelárním tlaku. Růžové čáry - COG posteriorně; šedé čáry - COG anteriorně.....	25
Obrázek 10: Retropatelární tlak v neutrální pozici kolenního kloubu (0°).....	25
Obrázek 11: Retropatelární tlak v 90° flexi v kolenním kloubu .....	26
Obrázek 12: Retropatelární tlak ve 120° flexi v kolenním kloubu .....	26
Obrázek 13: Skokanské koleno se změnami (mikrorupturami) na dorzální ploše ligamentum patellae po apexem pately .....	29
Obrázek 14: Úhel femorálního žlábků .....	30
Obrázek 15: Spojení vastů z m. quadriceps femoris .....	31
Obrázek 16: A - Neutrální pozice femoropatelního skloubení; B - Patela s vnitřní rotací; L - Laterální strana; M - Mediální strana.....	35
Obrázek 17:A – Neutrální pozice femoropatelního kloubu; B - Patela s laterálním posunem; L - Laterální strana; M - Mediální strana .....	35
Obrázek 18: Palpace příčného mediálního retinákula.....	37
Obrázek 19: Patellar glide test .....	37
Obrázek 20: Test na dancing patelu .....	38

Obrázek 21: Diagnostická přesnost funkčních testů na femoropatelní syndrom .....	38
Obrázek 22: Palpace pohybů pately při maximální extenzi kolenního kloubu .....	39
Obrázek 23: Palpace pohybů pately při flexi kolenního kloubu .....	39
Obrázek 24: Taping na odlehčení Hoffova tělesa oddálením apexu pately od sulcu femuru ..	47
Obrázek 25: Odlehčení Hoffova tělesa dle McConnell.....	48
Obrázek 26: Mediální posunutí pately pro adaptivní zkrácení laterálních retinákul pately.....	48
Obrázek 27: Mediální taping pately při creep efektu na mediálních měkkých tkáních pately	49
Obrázek 28: Odlehčení hýždí a dolní končetiny dle McConnell .....	50
Obrázek 29: b - Technika lymfatické korekce kineziotapingem; c - Prostorová korekce typu "sít" kineziotapingem.....	51
Obrázek 30: Elastická kolenní bandáž s pelotou k odlehčení ligamentum patellae.....	51
Obrázek 31: Bandáž ke stabilizaci pately. Používá se ke korekci nežádoucích pohybů pately. .....	52
Obrázek 32: Draisna.....	57
Obrázek 33: Raný pařížský závod, asi 70. léta 19. století.....	58
Obrázek 34: Kolo Rover .....	58
Obrázek 35: Pozice trupu cyklisty .....	60
Obrázek 36: Správná (uvolněná) poloha paží .....	60
Obrázek 37: Správná poloha dolních končetin .....	61
Obrázek 38: Správné postavení chodidla na pedálu.....	62
Obrázek 39: Nesprávné postavení chodidla - pata "propadá" pod osu pedálu.....	62
Obrázek 40: Aktivace jednotlivých svalů během pohybu pedálů .....	63
Obrázek 41: Možnosti uložení senzorů.....	66
Obrázek 42: Y-Balance Test .....	67
Obrázek 43: Vizuální analogová škála bolesti .....	74

Obrázek 44: Sestrojený Y-Balance Test a průběh testování .....	75
(zdroj: Nemusíte snášet bolest. Nemocnice Na Homolce [online]. 2017 [cit. 2021-9-25]. Dostupné z: <a href="https://www.homolka.cz/pro-pacienty/11610-informace-o-hospitalizaci/11611-nemusite-snaset-bolest/">https://www.homolka.cz/pro-pacienty/11610-informace-o-hospitalizaci/11611-nemusite-snaset-bolest/</a> )	
Obrázek 45: Aplikace podkladového tapu .....	76
Obrázek 46: Aplikace tapingu.....	77
Obrázek 47: Testování Y-Balance Testu s aplikovaným tapingem .....	77
Obrázek 48: Sestup ze schodu pro aktivaci excentrické kontrakce m. quadriceps femoris.....	90
Obrázek 49: Trénink v zátěžové poloze - chůze s předsunutým symptomatickým kolenem v 30° flexi .....	90
Obrázek 50: Pozice Plié k facilitaci kontrakce m. vastus medialis .....	90
Obrázek 51: Výsledky léčby McConnell .....	91
Obrázek 52: Patelární ortéza (Web brace) .....	92
Obrázek 53: Možné aplikace kineziotapingu na femoropatelární bolesti .....	101
Obrázek 54: Aktivace svalů při pedálovém cyklu.....	102

## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: ROV na postižené dolní končetině s aplikací tapingu a bez aplikace tapingu.....	83
Tabulka 2: Kompozitní skóre volné DK bez a s použitím tapingu na postižené stojné DK ....	84
Tabulka 3: ROV na stojné nedominantní a dominantní dolní končetině s aplikací tapingu.....	85
Tabulka 4: Kompozitní skóre volnou DK bez a s použitím tapingu na zdravé stojné DK .....	86
Tabulka 5: Hodnoty VAS při provádění Y-Balance Testu bez a s aplikací tapingu.....	87
Tabulka 6: Skóre VAS na kole před znalostí tapingu dle McConnell a po znalosti tapingu dle McConnell.....	88
Tabulka 7: Skóre MFIQ před dvouměsíčním obdobím ježdění na kole a po dvouměsíčním období ježdění na kole.....	89

## **SEZNAM ZKRATEK**

A/P – tilt	anterio-posteriorní naklonění pately
COG	center of gravity = těžiště
DK	dolní končetina
et al.	a kolektiv
L	levá strana
m.	musculus
MFIQ	Modified Funcional Index Questionnaire
P	pravá strana
ROV	range of velocity
SEBT	Star Excursion Balance Test
YBT	Y-Balance Test

## ÚVOD

Femoropatelární bolestivý syndrom patří mezi onemocnění řadící se mezi bolesti předního kolene. Problém je spojen často s neadekvátním zapojením jednotlivých částí m. quadriceps femoris a obecně se špatnou koaktivací svalů stehna. Osoby trpící tímto onemocněním udávají bolest při aktivitách jako jsou dřep, běhání nebo chůze do schodů či ze schodů. Této patologii nepřispívá ani přetěžování předního stehenního svalu, které je u sportovců, a to převážně u cyklistů, časté (Crossley et al., 2016). Vliv na vznik bolestivého femoropatelárního syndromu mohou mít i různé dysplazie patel, které se v populaci vyskytují (Podškubka in Dungle et al., 2005). Nicméně i přes celkem široké spektrum etiopatogeneze tohoto onemocnění zůstává přesný vznik femoropatelárního syndromu nejasný. Hojně asociován je s problémem femoropatelárního skloubení m. vastus medialis (Petersen et al., 2014). A právě australská fyzioterapeutka McConnell vymyslela způsob, kterým lze femoropatelární syndrom pozitivně ovlivnit (McConnell, 1986). Jeho součástí je i rigidní taping, který je využit v praktické části této bakalářské práce.

McConnell potvrdila pozitivitu své terapie v managementu femoropatelárních bolestí. V naší praktické části bakalářské práce jsme se rozhodli aplikovat její techniku tapingu na cyklisty a pokusit se zobjektivizovat, zdali dojde k pozitivnímu ovlivnění femoropatelárních bolestí i při jízdě na kole. Jízda na kole bývá často doporučována nemocným s funkční pohybovou patologií, přestože nebývá pro všechny vhodnou pohybovou aktivitou. Při jízdě na kole se vyvíjí silové momenty, které mohou v oblasti femoropatelárního skloubení vést k diskomfortu (Stacho et al., 2012). Abychom se pokusili snížit tento diskomfort při jízdě na kole, zvolili jsme použití tapingu dle McConnell. Vzhledem k tomu, že etiologie femoropatelárního syndromu je multifaktoriální, uvádíme v teoretické části práce několik variant, jak femoropatelární syndrom lze ovlivnit.

Hlavním cílem teoretické části práce je uvést možnosti ovlivnění femoropatelárního syndromu a představit správné nastavení cyklisty při jízdě na kole. Teoretická část práce má za cíl pomocí několika měření, dotazníku a vizuálních analogových škál sledovat možnost ovlivnění femoropatelárních bolestí tapingem dle McConnell (McConnell, 1986) na skupině cyklistů. Díky výsledkům je možné zhodnotit, zdali daný taping přinesl kýžený efekt na snížení femoropatelárních bolestí u cyklistů, a to i v rámci běžných denních aktivit.



# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 Kineziologie a patokineziologie kolenního kloubu

### 1.1 Kineziologie kolenního kloubu

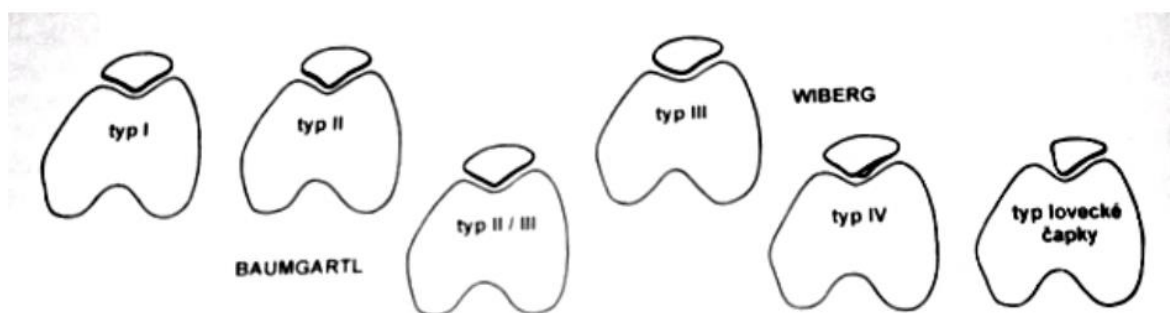
Kolenní kloub je kloub složený a je největším kloubem v těle. Je tvořen dvěma dlouhými kostmi – femurem a tibií a sezamskou kostí patelou. Součástí jsou kloubní spojení mezi tibií a fibulou – art. tibiofibularis a syndesmosis tibiofibularis (Dylevský, 2009b). Díky dlouhým kostem zde vznikají velké páky a velké síly. Stabilita kolenního kloubu je zajištěna kolemkloubními svaly a vazivovým aparátem. Složitá stavba kolenního kloubu, jeho velké rozsahy a velké síly, jsou důvodem častého vazivového poranění (Bartoníček, 2004).

Artikulující dlouhé kosti femur a tibia vytvářejí kloub femorotibiální, který lze rozdělit na část mediální a laterální a femur s patelou vytvářejí kloub femoropatelní. Femorotibiální kloub je tvořen kloubními plochami femuru – mediální a laterální kondyl a tibiae – mediální a laterální kondyl. Kloubní plochy femoropatelního skloubení jsou tvořeny facies patellaris femuru a na patele mediální a laterální fasetou. Diafýzy femuru a tibiae spolu svírají úhel, který je otevřený zevně a má  $174^\circ$ . Samotné diafýzy femuru tvoří tzv. anatomickou osu femuru. Mechanická osa femuru neboli Mikuliczova linie je tvořena spojnicí středu hlavice femuru s eminentia intercondylaris tibiae. Tyto dvě osy spolu svírají úhel  $6^\circ$ , který se však může měnit v závislosti na kolodiafyzárním úhlu proximálního konce femuru. Osa celé dolní končetiny se tak může díky nastavení proximálního konce femuru měnit (Bartoníček, 2004).

Patela je největší sezamskou kostí v těle a má tvar obráceného trojúhelníku o velikosti 4 až 5 cm. Mezi její distální okraj a apex se upíná corpus adiposum infrapatellare nazývané také Hoffovo těleso. Patelní fasety, které tvoří kloubní plochy femoropatelního skloubení, jsou rozděleny hranou crista patellae. Velikost faset se může lišit. Wiberg a později Baumgartl se jejich tvarem na rentgenových snímcích zabývali a vytvořili šest základních typů klasifikace tvarů česky (Bartoníček, 2004).

*„Typ I – obě fasety jsou stejně veliké a konkávní. Typ II – obě fasety jsou konkávní, mediální je však menší. Typ II/III – mediální faseta je rovná a menší, laterální je větší a konkávní. Typ III – mediální faseta je menší a konvexní, laterální je konkávní. Typ IV – mediální faseta je malá, strmá, konvexní, patela má naznačenou dvojitou hranu. Typ lovecké čapky – mediální faseta zcela chybí.“* (Bartoníček, 2004, s. 184) (Obrázek 1)

Obrázek 1: Wibergovo hodnocení patelárních faset



Zdroj: (Bartoniček, 2004, s. 184)

Typ I až III jsou považovány za normální nález, dále se již jedná o patologie v rámci femoropatelárního skloubení. Nicméně pro přesné určení závažnosti femoropatelární patologie, je třeba použít i další diagnostické metody, protože výše zmíněná klasifikace neudává žádné informace o stavu chrupavky na česce a femuru. Tloušťka kloubní chrupavky v centrální části česky dosahuje 4 až 7 mm a směrem k periferii se snižuje až na paramediální hranu, kde je silnější (Bartoniček, 2004).

Kloubní pouzdro kolenního kloubu je vyplněné synoviální tekutinou a tvoří nejmohutnější synoviální dutinu v lidském těle. Celý prostor se dělí na tři části – část přední, mediální a laterální. Přední dutina je od ostatních dvou oddělena zkříženými vazy. Při flexi a extenzi v kolenním kloubu dochází k převalování tekutiny mezi oběma zadními dutinami a vzniká tzv. ventilový mechanismus. Pouzdro se skládá z fibrózní vrstvy, která v oblasti kondylů femuru tloustne. Dále se skládá ze synoviální vrstvy, která je již více zřasená a vytváří mnoho duplikatur, mezi které patří mohutný tukový polštář adiposum infrapatellare nebo také Hoffovo těleso. Nachází se mezi dorsální plochou ligamentum patellae, spodní plochou česky a přední částí tibie. Synoviální vrstva vytváří i mnoho řas – jedna z nich se nachází mezi bazí česky a šlachou musculus rectus femoris a je velmi drobná (Bartoniček, 2004).

Vazy kolenního kloubu tvoří nejsložitější a nejmohutnější vazivový aparát v lidském těle. Jedná se o vazy interartikulární nebo také o intraartikulární stabilizátory a o vazy kapsulární. Všechny vazy jsou pokryty synoviální blánou. Mezi nejvýznamnější vazivové stabilizátory patří zkřížené vazy – ligamentum cruciatum anterius a ligamentum cruciatum posterius. Zkřížené vazy omezují flexi, extenzi a vnitřní rotaci v kolenním kloubu. Zevní rotaci nijak neovlivňují (Véle, 2006). Kapsulární vazy se nacházejí na povrchu kloubního pouzdra a jsou řadově zesíleny. Patří mezi ně ligamentum collaterale mediale, ligamentum collaterale posterius, ligamentum popliteum obliquum, tractus iliotibialis, ligamentum

collaterale laterale a ligamentum arcuatum. Kolaterální vazy jsou při extenzi napjaté, a tak výrazně omezují extenzi v kloubu, naopak k jejich uvolnění dochází při flexi kolenního kloubu. Pokud dojde k uvolnění ligament v rámci kolenního kloubu, vzniká tzv. viklavé koleno (Véle, 2006). Přední část tractus iliotibialis se stáčí k patele a těsně nad ní snopce traktu částečně srůstají s musculus vastus lateralis. Obecně se přední část tibiálního traktu upíná na zevní okraj čéšky a vytváří tam systém zevních retinákul. Střední část nebo také iliotibiální vaz pokračuje k tibií a v distální části splývá s laterálním retinákulem pately. Na patelu samotnou působí více silových vektorů, a to je důvod, proč je okolní pouzdro zesíleno systémem vazivových pruhů, tzv. retinákul (Bartoniček, 2004).

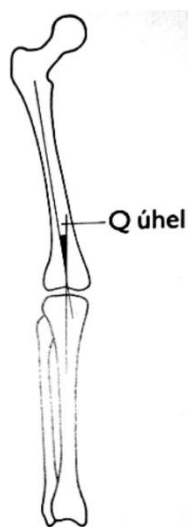
Kolem kloubního pouzdra se nachází více než 20 burz, které někdy s kloubní dutinou komunikují. Bursae praepatellares oddělují vrstvy tkání na přední straně kolenního kloubu. Jednotlivé prepatelární bursy mohou být spojeny, nikdy ale nekomunikují s kloubní dutinou. Naopak bursa m. gastrocnemii medialis asi v 70 % s kloubní dutinou komunikuje. Pokud ke komunikaci s touto bursou nedochází, dojde ke ztenčení kloubního pouzdra. Bursa m. semimembranosi lateralis je v klinické terminologii důležitá, jelikož její patologie se nazývá Bakerova cysta. Téměř vždy dochází ke spojení s bursou m. gastrocnemii medialis a vzniká tak bursa gastrocnemiosemimembranosa (Podškubka in Dungal et al., 2005).

Mezi femurem a tibií nacházíme mediální a laterální meniskus. Jedná se o vazivové tkáně, které mají charakter hustého vaziva. Funkcí menisků jsou vyrovnávání vztyčných ploch obou kostí, distribuce svalové síly, tlumení nárazů, roztírání synoviální tekutiny a napínání kloubního pouzdra, aby nedošlo k jeho uskřínutí. Zastávají i funkci stabilizační, a to hlavně v případě, pokud dojde k poranění předního zkříženého vazů (Bartoniček, 2004).

Kolenní kloub pomocí flexorů a extenzorů umožňuje přizpůsobování délky dolní končetiny při lokomoci. Pohyby v kolenním kloubu jsou tak zařízeny součinností flexorů a extenzorů ještě s pomocí m. popliteus. Dlouhé svalové řetězce z kyčelního kloubu zasahují pomocí iliotibiálního traktu až ke kolennímu kloubu a ovlivňují tak jeho pohyb. Extenční aparát kolenního kloubu tvoří m. quadriceps femoris, který má šlachy s vmezeženou patellou a upíná se na tuberositas tibie. Jeho tři části – m. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. vastus intermedius spojují femur s tibií a jedná se tak o svaly jednokloubové. Společně extendují bérce a jsou velice důležité pro stabilizaci kolenního kloubu. M. vastus medialis je jednokloubový sval stejně jako další dva m. vasti. Extenduje kolenní kloub stejně jako ostatní části m. quadriceps femoris, ale vyvíjí také určitou sílu do strany jako další dvě

jendnokloubové části m. quadriceps femoris. Fyziologicky je m. vastus medialis silnější a táhne se distálněji než m. vastus lateralis a jeho relativní převaha má kontrolovat laterální dislokaci pately. Normálně vybalancovaná kontrakce těchto mm. vasti vyvine výslednou sílu podélně s podélnou osou femuru (Kapandji, 1998). Podle Bartoníčka (2004) má osově uspořádání extenčního aparátu kolenního kloubu veliký význam pro stabilitu pately a ovlivňuje tak i biomechaniku femoropatelního skloubení. Aby femoropatelní skloubení správně fungovalo, musí vzájemný vztah m. quadriceps femoris, pately a lig. patellae správně fungovat. Osově působení tahu m. quadriceps femoris směřuje distálně a mediálně, zatímco osa lig. patellae směřuje distálně a laterálně. Dohromady tvoří tupý úhel otevřený zevně. To je důvod, proč při kontrakci m. quadriceps femoris má patela tendenci k lateralizaci. Vybočování pately z osy žlábků femuru neutralizuje celkové anatomické postavení femoropatelního skloubení (Bartoníček, 2004). Úhel určující valgozitu femoropatelního kloubu je Q-úhel. Jedná se o ostrý úhel, který je tvořen směry tahu m. quadriceps femoris a lig. patellae (Obrázek 2).

**Obrázek 2: Q-úhel**



Zdroj: (Bartoníček, 2004, s. 195)

Směrnice, které tvoří ramena úhlu jsou spojnice od spina iliaca anterior superior ke středu pately a spojnice od středu pately k tuberositas tibiae. Hodnoty úhlů se u mužů a žen liší. Fyziologie Q-úhlu u mužů je  $10^\circ$  a u žen  $15^\circ$  (Bartoníček, 2004). Dalším svaelem m. quadriceps femoris je m. vastus lateralis, který má extenční i rotační funkci na kolenní kloub. Další funkcí mm. vasti je zajištění stability nohy v oporné fázi, když dochází k přenášení zátěže. Čtvrtou částí m. quadriceps femoris je m. rectus femoris. Tento sval spojuje pánev s tibií a jedná se tedy o sval dvoukloubový. Díky svému umístění flektuje kyčelní kloub a extenduje kloub kolenní. Postavení kyčelního kloubu může ovlivnit účinnost m. rectus

femoris a celkovou funkci kolenního kloubu. Pokud je kyčelní kloub flektován, extenční funkce m. rectus femoris na kolenní klub je menší, než když je kyčelní kloub v extenzi. Celkový moment síly m. quadriceps femoris je větší než 40 kg. Osminu z toho připadá pro m. rectus femoris – 8 kg. M. quadriceps femoris je velice důležitý pro chůzi, protože flektuje kyčelní kloub a v rámci švihové fáze kroku extenduje kloub kolenní. Při vzpřímeném postoji zajišťuje stabilitu kolenního kloubu a při nezatíženém pohodlném postoji svoji stabilizační funkci téměř nepoužívá a patela se tak stává volně pohyblivou (Véle, 2006).

Flexorový aparát kolenního kloubu je tvořen těmito hlavními svaly – m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Jedná se o svaly dvoukloubové, takže jejich flekční funkce závislá na postavení pánve. Pokud je pánev flektována, účinnost flexorů stoupá. Jejich celková síla je 15 kg a jeví značnou tendenci ke zkrácení. Další svaly podílející se na flexi kolenního kloubu jsou m. sartorius, m. gracilis a mm. gastrocnemii (Véle, 2006).

Poslední svalovou skupinou kolenního kloubu jsou mediální a laterální rotátory.

*„Laterální rotátory: m. biceps femoris, m. tensor fasciae latae. Mediální rotátory: m. sartorius, semisvaly, m. gracilis. Samostatný mediální rotátor: m. popliteus.“* (Véle, 2006, s. 254)

M. popliteus je přístupný v popliteální jamce a proniká až do kloubního pouzdra. Působí při odemykání kolenního zámku. Rotace kolenního kloubu je nejvyšší při flexi kolene 80°, kdy samotná rotace dosahuje až 60°. Při extenzi kolenního kloubu je rotace nulová. Síla laterálních rotátorů je 2 kg a je tedy vyšší než síla mediálních rotátorů, která je 1,8 kg. Těsně před dokončením extenze kolenního kloubu, rotuje koleno laterálně a při zahájení flexe naopak rotuje mediálně (Véle, 2006).

V rámci pohybů v kolenním kloubu má značnou funkci patela, která zlepšuje účinnost extenzorů kolenního kloubu, pokud je koleno ve flexi, a to je velice důležité při vzpřimování. Samotný kolenní zámek v lehké hyperextenzi je důležitou stabilizační složkou kolenního kloubu. Podílejí se na něm flexory kolenního kloubu, které pevnost a stabilitu zámku ještě umocňují. Pokud má dojít ke vstávání ze sedu, aktivují se extenzory kolenního kloubu, ale zároveň se aktivují i flexory kolene. Když se koleno extenduje, flexory by měly podle zásady reciproční inhibice funkci extenzorů tlumit. Vzájemná funkce extenzorů a flexorů by se tak měla vzájemně rušit, ale i přesto dochází ke vzpřimování. Tento fenomén se nazývá Lombardův paradox. Kokontrakce extenzorů a flexorů se tak stává důležitým stabilizačním mechanismem, který je řízen centrálně (Véle, 2006).

„... svalová činnost zdánlivých antagonistů nebo spíše partnerských dvojic se modifikuje jejich podmínkami funkce. Změní-li se podmínky funkce, změní se i charakter činnosti svalové skupiny. Takže se zdánlivých antagonistů se stanou synergisté a směr pohybu je dán převažujícím směrem síly a požadovaným pohybem.“ (Véle, 2006, s. 256)

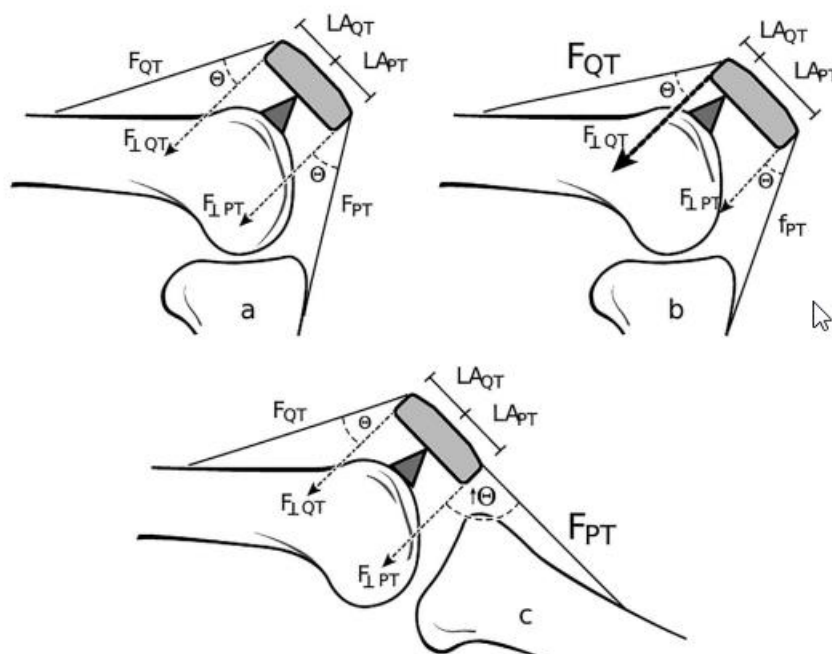
Dojde tak ke stabilizační funkci a ke schopnosti rychlé změny stabilizované polohy (Véle, 2006).

### 1.1.1 Biomechanika femoropatelního skloubení

Pohyby ve femoropatelním skloubení jsou rozděleny na pohyby posuvné neboli translační a na pohyby rotační. Samotná patela se může pohybovat libovolně šesti směry a stává se tak pohyblivou částí femoropatelního skloubení, zatímco femur je částí pevně fixovanou (Hochschild, 2008).

Z biomechanického hlediska je třeba na patelu nahlížet jako na páku v rovině sagitální. Síla ve šlaše pately je určena tím, který pól pately (proximální či distální) artikuluje s femurem. Síla je určena i úhlem uložení šlachy m. quadriceps femoris (Dan et al., 2018) (Obrázek 3).

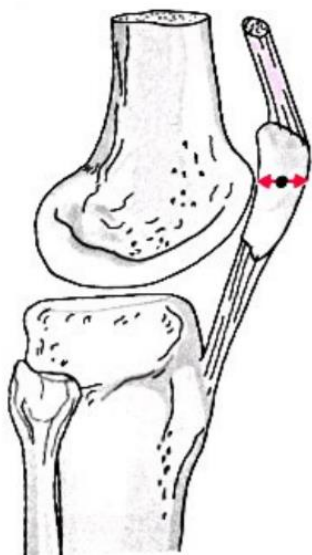
Obrázek 3: Znázornění pately jako kladky



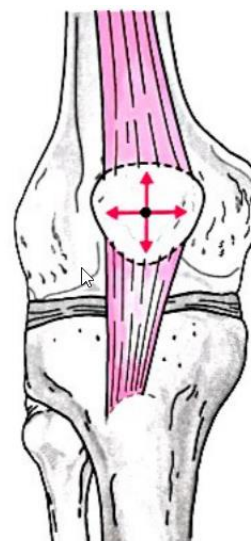
Zdroj: (Dan et al., 2018, s. 3109)

Posuvný pohyb pately se může uskutečňovat ve směru proximálním nebo distálním, laterálním nebo mediálním a směrem anteriorním nebo posteriorním. Například ve stoji je patela umístěna nízko, zatímco při kontrakci m. quadriceps femoris se posune směrem proximálním průměrně o 1 až o 1,5 cm. Ostatní pohyby česky je třeba testovat vždy s porovnáním s druhou dolní končetinou, která je zdravá, jelikož je třeba rozeznávat individuální pohyblivost pately u daného jedince. Průměrné hodnoty posunů pately jsou následující: posun superiorní – 1 cm, posun inferiorní – 2 až 3 cm, posun mediální – 1 cm, posun laterální – 2 cm a posun anteriorní – 0,5 cm. Posteriorní posun se hodnotí například při funkčním vyšetření, kdy je patela tlačena ke kloubní ploše femuru (Hochschild, 2008) (Obrázky 4 a 5).

**Obrázek 4: Posuny pately anteriorně-posteriorně**



**Obrázek 5: Posuny pately superiorně-inferiorně a mediálně-laterálně**

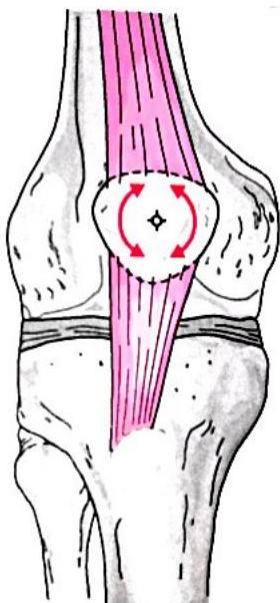


Zdroj: (Hochschild, 2008, s. 437 (Obrázek 4 i 5))

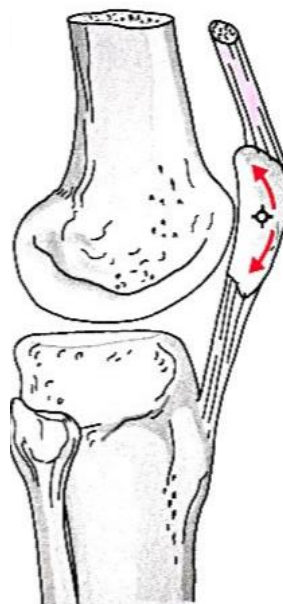
Rotační pohyby pately se dějí kolem několika os. Jednou z nich je sagitální osa, která prochází středem pately. Dochází zde k pohybům, kdy je apex pately rotován mediálně zatímco base pately laterálně a naopak (Obrázek 6). Další osou je osa longitudinální, kolem které patela rotuje posteriorně a anteriorně (Obrázek 7). Poslední osou, kolem které patela rotuje, je osa frontální. Dochází k pohybům, kdy base pately rotuje posteriorně, zatímco apex pately rotuje anteriorně a naopak (Obrázek 8). Pohyby kolem této osy jsou minimální a dochází k nim při flektování a extendování kolenního kloubu. Všechny tyto pohyby se nevyskytují izolovaně, ale jako souhra pohybů. Například během flexe se patela posouvá směrem distálním ve žlábků femuru o cca 8 cm. Aby došlo ke správnému posunutí, je zapotřebí přítomnost suprapatelární a infrapatelární burzy. Při flektování také zároveň

dochází k mírné lateralizaci pately, rotaci kolem sagitální osy a k posteriornímu posunu base pately (Hochschild, 2008).

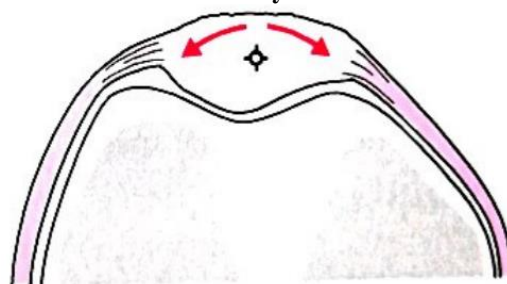
**Obrázek 6: Rotace pately okolo sagitální osy**



**Obrázek 8: Rotace pately okolo frontální osy**



**Obrázek 7: Rotace pately okolo longitudinální osy**



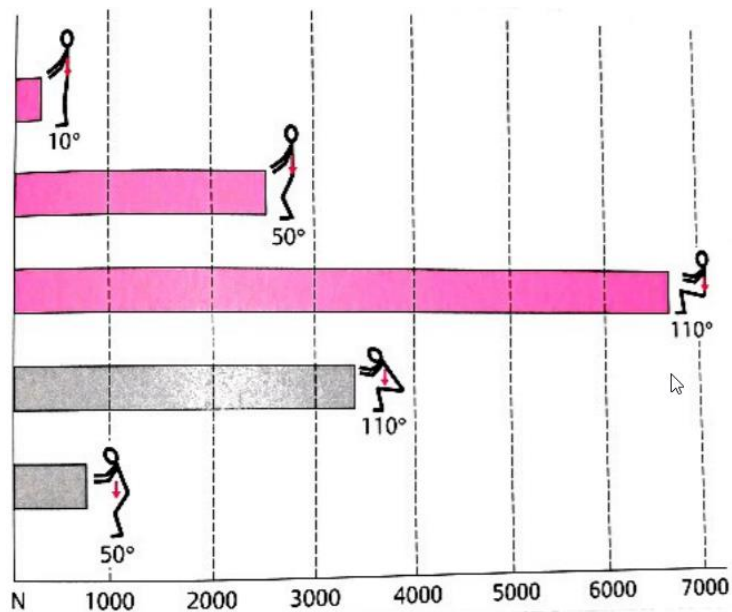
Zdroj: (Hochschild, 2008, s. 437 (Obrázek 6–8))

K retropatelárnímu tlaku v rámci femoropatelárního syndromu dochází spojením sil, které vytváří vektory vycházející ze svalů a vazů, jež ovlivňují pohyby v tomto skloubení, a gravitační silou. Záleží i na tělesné hmotnosti jedince a na tlakových a tahových silách, které na femoropatelární skloubení působí. Při extenzi je retropatelární tlak minimální a s narůstající flexí se zvyšuje. Při dřepování se děje následující. Při malé flexi v kolenním kloubu ( $10^{\circ}$ -  $50^{\circ}$ ) dochází k rychlému nárůstu retropatelární síly, ale tlak působící na kloubní plochy vysoký není. S narůstající flexí se tlak zvyšuje. Pokud se těžiště těla s narůstající flexí kolenních kloubů při dřepování přesouvá více posteriorně, může se tlak působící na kloubní plochy zvýšit až na desetinásobek váhy jedince. Naopak při posunutí těžiště směrem anteriorním se tlak snižuje. Například pokud máme v kolenních kloubech  $50^{\circ}$  flexi a těžiště těla se promítá posteriorně, je retropatelární tlak 2 400 N. Nicméně pokud dojde k posunutí



těžiště směrem anteriorním, je retropatelární tlak snížen na 860 N. Zdravá patela je schopna všechny hodnoty tlaku, které se objevují například při dřepování, snést bez obtíží. Patela s dysplazií a patela, které je vychylována tahem okolních měkkých tkání, nerozkládá tlak rovnoměrně a dochází k poškození chrupavky (Hochschild, 2008) (Obrázek 9).

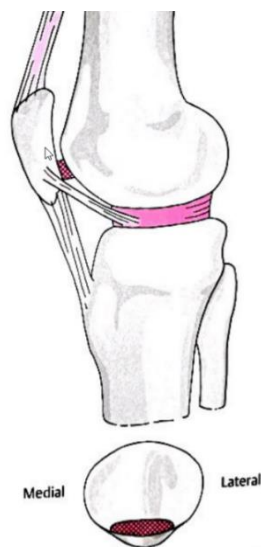
**Obrázek 9: Změny v retropatelární tlaku. Růžové čáry - COG posteriořně; šedé čáry - COG anteriorně**



Zdroj: (Hochschild, 2008, s. 441)

Při pohybu v kolenních kloubech dochází k rozdílným kontaktům pately vůči femuru. V neutrální pozici (extenze kolene) se chrupavka pately dotýká femuru pouze ve své distální části, a to konkrétně proximálně nad apexem pately. Na femorální ploše dojde k doteku proximálně (Hochschild, 2008) (Obrázek 10).

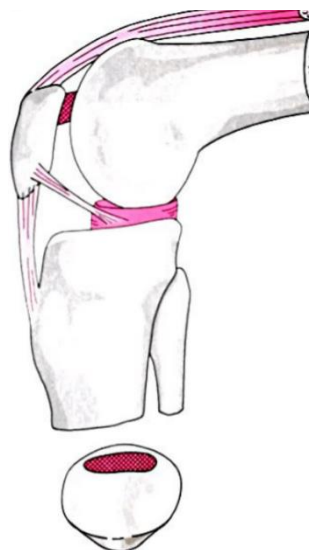
**Obrázek 10: Retropatelární tlak v neutrální pozici kolenního kloubu (0°)**



Zdroj: (Hochschild, 2008, s. 443)

S rostoucí flexí se retropatelární kontakt posouvá kraniálně pod bazi pately. Na femorální ploše dojde k distálnějšímu kontaktu s patelou (Hochschild, 2008) (Obrázek 11).

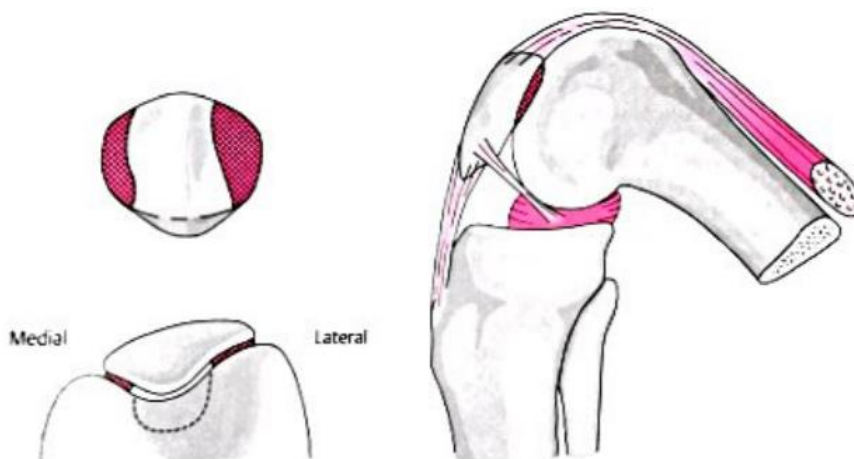
**Obrázek 11: Retropatelární tlak v 90° flexi v kolenním kloubu**



Zdroj: (Hochschild, 2008, s. 443)

Po překročení 90° úhlu v kolenním kloubu se retropatelární tlak přesouvá na vnější okraje patelárních faset. Na femorální ploše dojde k dotyku v místech kondylů, mezi kterými je i crista patellae (Hochschild, 2008) (Obrázek 12).

**Obrázek 12: Retropatelární tlak ve 120° flexi v kolenním kloubu**



Zdroj: (Hochschild, 2008, s. 443)

## **1.2 Patokineziologie kolenního kloubu se zaměřením na femoropatelární patologie**

Nejvíce náchylný k postižení, a to konkrétně atrofii, je m. vastus medialis. Může atrofovat například při poškození menisků a je také nejvíce náchylný k nociceptivním vjemům v oblasti kolenního kloubu. Pravděpodobným důvodem většího ochabnutí m. vastus

medialis je jeho větší vytížení posturálním tonickým držením a také to, že obsahuje větší poměr fázických svalových vláken oproti například m. vastus lateralis nebo m. rectus femoris. Lehká atrofie m. vastus medialis může znamenat předzvěst mnoha problémů s koleny, přestože žádné další problémy nejsou zatím přítomny (Hochschild, 2008). Pokud nastane imbalance mm. vasti, například pokud se m. vastus lateralis stane dominantnějším než m. vastus medialis, patela má tendenci se uchylovat laterálně. Tento mechanismus může být zodpovědný za opakující se dislokace pately (Kapandji, 1998). Při samotné chůzi je velice důležitý celý m. quadriceps femoris, tedy extenční aparát kolenního kloubu. Pokud dojde k jeho poškození či je jeho funkce oslabena, je chůze možná pouze se zapojením flexorů kolene. Pokud je oslabena svalová síla mm. vasti, je ohrožena i stabilita oporné nohy, a tak musí být nouzově uzamčena funkčním kolenním zámkem pomocí flexorů kolene. Kolenní kloub se tak dostává do rekurvačního postavení a vznikají genua recurvata. M. quadriceps femoris zajišťuje stabilizaci kolenního kloubu proti zevním vlivům při vzpřímeném stoji. Pokud tato funkce chybí a m. quadriceps femoris nefunguje, zajistí stabilitu v kolenním kloubu zámkem kolene, který vytvoří flexory kolenního kloubu. Dojde tak k rekurvaci kolene, kterou v tomto případě trpí například lidé po poliomyelitidě s postižením m. quadriceps femoris a se zachovanou chůzí (Véle, 2006).

Obecně závisí celková svalová funkce kolenních svalů na individuálním vytvoření či spíše dotvoření pohybových programů při vzpřímení, stoji a chůzi během pohybového vývoje každého jedince. Při obyčejném vzpřímeném stoji je zapojení m. quadriceps femoris slabé nebo se dokonce neobjevuje vůbec. Udržení se ve vzpřímeném stoji mají zajišťovat distálnější svaly na dolní končetině a ne primárně m. quadriceps femoris. Pokud je tedy na jedinci patela fixována zvýšeným úsilím při normálním klidovém stoji, svědčí to pro sníženou stabilitu, a tedy pro zvýšené úsilí při udržování stoje, což je značně neekonomické (Véle, 2006).

Mezi patologie, které fyzioterapeut nemůže funkčně ovlivnit patří poruchy kloubní struktury. Jedná se o deviace postavení kolen – genu flexum, genu recurvatum, genu varus a genu valgum. Všechna tato poškození ovlivňují lokomoci jedince (Véle, 2006).

Jestliže osově uspořádání extenčního aparátu kolenního kloubu nefunguje správně, dochází k destabilitě pately. Pokud neplatí, že vybočování patel z osy žlábků femuru neutralizuje celkové anatomické postavení femoropatelního skloubení, dochází k patologiím v rámci femoropatelního skloubení. K orientaci v rámci valgózních patologií

femoropatelního kloubu slouží Q-úhel (viz podkapitola *Kineziologie kolenního kloubu*). Patologie se určuje po překročení Q-úhlu většího než 20° (Bartoníček, 2004). Při valgositě kolen je Q-úhel větší a tuberositas tibiae je lokalizována více laterálně. Dochází tak ke zvyšování tlakových sil na laterální kondyly femuru a tibie a dochází k poškození (Hochschild, 2008).

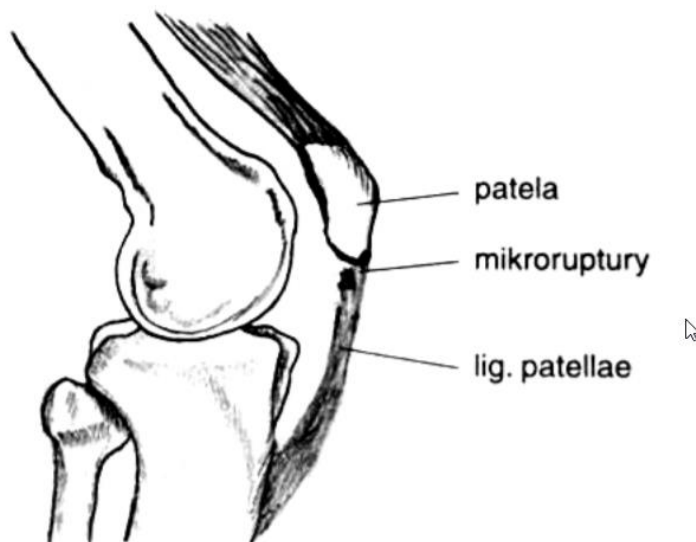
Aby nedocházelo k patologiím, je důležité i postavení patel při stoji. Pately by měly směřovat ve směru osy nohy a neměly by deviovat dovnitř ani ven. Postavení pately v klidovém postavení poukazuje na postavení hlavice femuru a zároveň má výchozí poloha postavení pately vliv na tvarování podélné nožní klenby (Véle, 2006).

Patela obecně je velmi dynamickým prvkem extenzorového aparátu kolenního kloubu. Kdyby se nacházely na kolenním kloubu jen svaly samotné a docházelo by tak k přímému probíhání svalů z femuru na bérce, vyvinula by se v místě úponu mnohem menší síla, než když je sval podepřený a v podstatě zahnutý kladkou, kterou je patela. K postižení pately dochází také při abnormálním zatížení ve dřepu nebo v kleku jako je tomu například u vzpěračů. Důvodem je velká změna úhlu tahu m. quadriceps femoris. Znamená to, že čím více je koleno ohnuté, tím větší síla tlačí patelu proti přední straně femuru. Nejsilnější chrupavkou v těle je chrupavka na vnitřním povrchu pately, a tak její výživa pomocí difúze z dutiny kolenního kloubu není nejlepší a může tak docházet k podporování patologií (Dylevský, 2009b).

K samotnému odhalení patologií pately je důležitá její palpace při flexi i extenzi kolenního kloubu. Je tak možné odhalit patologie v naklonění pately či její deviace nejčastěji směrem laterálním nebo například krepitus. Palpaci struktur kolem pately je důležitá k rozeznání různých patologií. Jednou z nich je skokanské koleno neboli patelní tendinitida, kdy je citlivá palpaci tlakem na lig. patellae při apexu pately. Bolest se zintenzivní při odporové kontrakci m. quadriceps femoris. Jedním z důvodů této patologie je sport, a to konkrétně náhlé zastavení nebo změna povrchu či špatná obuv. Důvodem mohou být i další problémy jako je poškození vaziva nebo svalové dysbalance, které přispívají k nepříznivým silám, které na lig. patellae působí (Hochschild, 2008). Podškubka in Dungl et al. (2005) uvádí o skokanském kolenu následující. Skokanské koleno neboli jumper's knee je onemocnění extenzorového aparátu z přetěžování ligamentum patellae. Vzniká tak tendinopatie. Bolest z přetížení je lokalizována pod apexem pately na proximálním konci ligamentum patellae. Vzniká u sportovců, kteří často a intenzivně

přetěžují extenzorový aparát kolenního kloubu. Dochází k mikrorupturám pod apexem pately, které nejsou dostatečně zhojené, a tak vzniká tendinopatie. Onemocnění může být také spojeno s chondropatií pately nebo s dysplazií extenzorového aparátu (Podškubka in Dungl et al., 2005) (Obrázek 13).

**Obrázek 13: Skokanské koleno se změnami (mikrorupturami) na dorzální ploše ligamentum patellae po apexem pately**

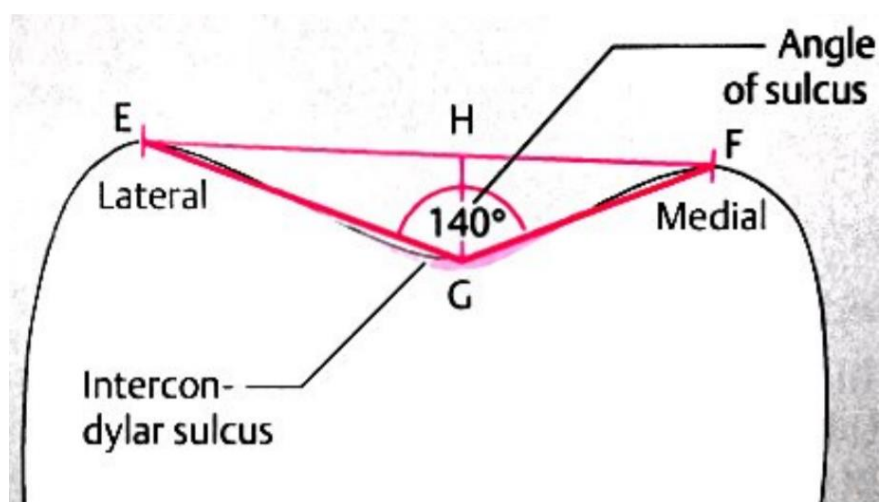


Zdroj: (Podškubka in Dungl et al. 2005, s. 958)

„Dancing patela“, volně přeloženo do češtiny jako tančící patela je problém, kdy se výpotek akumuluje těsně pod patelou. Pokud při extendovanémoleni vyvineme tlak na patelu, ponoří se níže, nicméně při uvolnění tlaku se opět vrátí do původní pozice. Jedná se patologii, která je spjatá s patelárními burzami. Tato patologie může mít nepříznivý vliv na fungování femoropatelárního skloubení. Dochází totiž ke dráždění synoviální membrány kloubu, která vytváří více výpotku. Výpotek se hromadí a roztahuje kloubní pouzdro a vzniká komprese na kloubní kapiláry. Vzhledem k tomu, že se mohou ve výpotku objevovat i zánětlivé stimuly a vzniká tak synovitida, dostanou se do kloubu leukocyty, které ze sebe vypustí lysosomální enzymy, které napadnou chrupavku a vzniká tak poškození (Hochschild, 2008).

V rámci femoropatelního skloubení může docházet k patologickým změnám jako je zužování mezikloubního prostoru nebo se zde mohou vyskytovat i hypoplazie a dysplazie. Femoropatelní skloubení má tvořit správně klenutá patela se symetricky zaoblenými kondyly femuru. Mediální a laterální epikondyl femuru spolu svírají úhel  $140^\circ$  a vytvářejí tak úhel sulcu femuru (Obrázek 14).

Obrázek 14: Úhel femorálního žlábků

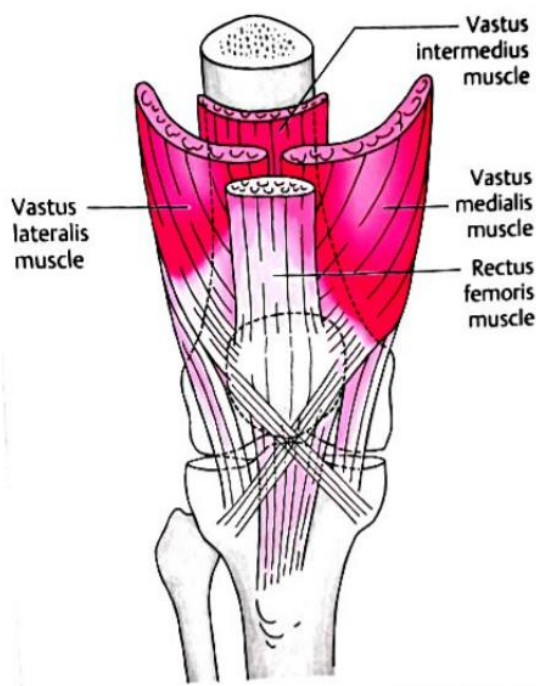


Zdroj: (Hochschild, 2008, s. 385)

Jednou z patologií spadající pod hypoplazie je hypoplazie trochlei femuru, kdy může sulcus trochlei úplně chybět nebo je lehce oploštěn na úhel  $160^\circ$ . Pokud je patela posunuta laterálně a vzniká neosovost femoropatelního skloubení, může docházet k laterální luxaci pately. Patelní dysplazie jako je například Jägerhutova patela neboli „hunter’s hat“ je stav, kdy je mediální faseta pately velice ostře zaoblena až do fasetového úhlu  $100^\circ$  (norma fasetového úhlu je  $130^\circ$ ) (Hochschild, 2008).

Právě patelární dysplazie a femorální hypoplazie vedou k nestabilitě pately, která se může opakovaně laterálně luxovat. Tento stav, kdy dochází k pravidelnému přetížení laterální částí femoropatelárního skloubení, může vést k femoropatelární artritidě. Pacienti často popisují subjektivní problémy s instabilitou obecně známé jako „giving way fenomen“. Sama luxace se často sama opět vrátí na své původní místo. Terapií je zlepšení patelární stability v sulcu femuru, aby se tak zabránilo progresi degenerativních onemocnění kloubu. Pokud nezabere zlepšení svalové dysbalance, dochází k operaci, kdy se oddělí laterální retinákulum a posilní se mediální kloubní pouzdro. Laterální posun pately je ale v obecném měřítku nejčastěji způsoben svalovou dysbalancí, a ne hypoplazií či dysplazií femoropatelární skloubení. Na dysbalanci se může podílet patologicky napnutý iliotibiální trakt a již výše zmíněná atrofie m. vastus medialis. Tito pacienti často přicházejí s obtížemi spojenými s bolestí při chůzi z kopce nebo s bolestí kolen po delším sezení (Hochschild, 2008) (Obrázek 15).

**Obrázek 15: Spojení vastů z m. quadriceps femoris**



Zdroj: (Hochschil, 2008, s. 413)

Vychýlením osy pately dochází k preartrotickému stavu femoropatelárního skloubení. Artróza v oblasti kolenního kloubu neboli gonartróza, může postihnout každý kompartment izolovaně. Jedná se o nezánetlivé degenerativní onemocnění, při kterém se nadměrně opotřebovává kloubní chrupavka, tvoří se osteofyty a vznikají změny i na měkkých tkáních, jako jsou synoviální membrány, kloubní pouzdro, vazy či svaly. Poškozením vzniká bolest, omezení pohyblivosti kolenního kloubu v rámci

femoropatelárního skloubení a vznikají osové deformity. Pokud se v rámci femoropatelárního skloubení nachází například dysplastická patela, dochází časem k sekundární osteoartróze, která se vyvíjí na postiženém skloubení. Femoropatelární artróza může vznikat i z přetížení, při disekující osteochondróze nebo po úrazech pately. Artrotická bolest je typická ze začátku pohybu, je tupá a intermitentní a jsou přítomny kloubní drásoty. Objevuje při běžných denních aktivitách, jako jsou dřep, klek nebo chůze po schodech. Může docházet i k zadrhávání až blokádám nebo k podklesávání kolene – „pseudo-giving way“. Má tendenci se zhoršovat při pohybu a ustupuje v klidu. Postupem času se bolest zhoršuje a začíná se objevovat i v klidu. Pravděpodobným důsledkem je hyperemie a intraoseální hypertenze subchondrální kosti. Míra bolesti nemusí korelovat s nálezem na rentgenových snímcích, protože může být způsobena mimo jiné individuálními rozdíly v prahu vnímání bolesti (Podškubka in Dungl et al., 2005).

Lateralizace pately může být způsobena zvýšeným napětím laterálních struktur kolenního kloubu, které jsou přímo spojeny s patelou. Tato tenze tlačí patelu proti povrchu laterálního kondylu femuru a dochází tak ke zvýšení retropatelárního tlaku. Po čase může tato patologie způsobovat narušení chrupavky. Pokud tuto dysbalanci nemůže vyřešit fyzioterapie, může být laterální oblast uvolněna operačně. V tomto případě se provádí „laterální release“, při kterém je resekováno longitudinální retinákulum pately (Hochschild, 2008).

A právě lateralizace, hypoplazie či displazie pately vedou k patologii kolenního kloubu, která se nazývá femoropatelární bolestivý syndrom.



## 2 Femoropatelární syndrom

Dle Koláře a Kříže in Kolář et al. (2009) patří poruchy femoropatelárního skloubení mezi degenerativní onemocnění společně ještě s gonartrózou. Podškubka in Dungal et al. (2005) uvádí, že v klinické praxi je pro femoropatelární obtíže vhodnější používání termínu femoropatelární bolestivý syndrom či anterior knee pain.

Pavlů (2002) uvádí, že McConnell považuje femoropatelární bolest za multifaktoriální problém, který zahrnuje problém jako jsou změny Q-úhlu, tuhost nebo zkrácení měkkých tkání na laterální straně kolenního kloubu, hamstringů, mm. gastrocnemii nebo flexorů kyčle. Může se objevovat i nedostatečná aktivační schopnost zadních vláken m. gluteus medius (Pavlů, 2002).

### 2.1 Definice a klinický obraz

Femoropatelární syndrom patří mezi bolestivé syndromy. Bolest se nejčastěji v kolenním kloubu promítá anteriorně nebo peripatelárně. Označuje se proto často jako anterior knee pain syndrome. Obecně se u femoropatelární patologie objevuje dysbalance extenzorového aparátu kolene nebo instabilita některých částí extenzorového aparátu. Objevit se může i zánět, a to jak septický, tak aseptický (Kolář a Kříž in Kolář et al., 2009).

Podle Podškubky in Dungal et al. (2005) se z poruch femoropatelárního skloubení vyvíjí chondromalacie pately. Jde o časté ne zcela objasněné onemocnění, které více postihuje ženy ve druhém a třetím deceniu.

Patologie zvaná chondromalacie či chondropatie pately bývá někdy chybně označována za každou bolest v rámci femoropatelárního skloubení. Nicméně toto onemocnění popisuje patologické změny chrupavky, a nikoliv klinický femoropatelární syndrom (Podškubka in Dungal et al., 2005). Při testování femoropatelárním syndromu tak mohou být tlakové testy na patelu negativní.

Klinický obraz femoropatelárního syndromu se vyznačuje bolestí v přední části kolenního kloubu, a to konkrétně pod samotnou patelou. Bolest progreduje, pokud jedinec jde ze schodů nebo z kopce. Statické polohy, jako je delší klek nebo hluboký dřep patří také mezi bolestivé spouštěče. Pro femoropatelární syndrom je typická bolest ve flexi kolenních kloubů například při jízdě v dopravních prostředcích nebo v autě. K úlevě dochází při extenzi kolene, protože komprese na patelu se zmenší (Kolář a Kříž in Kolář et al. 2009).

Dle Podškubky in Dungal et al. (2005) jsou dalším projevem femoropatelárního syndromu s poškozením patelární chrupavky krepitace. Mohou se objevovat i tzv. pseudoblokády, kdy si pacienti stěžují, že patela při pohybu podivně drhne. Objevují se i podlamování kolene při chůzi – giving way fenomen. Těžší poškození chrupavky se vyznačuje chronickým výpotkem.

Bolest v rámci femoropatelárního syndromu je způsobena nepřímo a pravděpodobně vzniká v subchondrální kosti a v synoviální výstelce. Nevzniká přímo z poškození kloubní chrupavky, jelikož ta není inervována. Bolest hlavně u mladých lidí může být způsobena malalignment syndromem spíše než samotným poškozením chrupavky (Podškubka in Dungal et al., 2005).

## 2.2 Etiopatogeneze

*„Mezi příčiny podle Griffina (1995) patří zvětšení Q úhlu.“* (Kolář a Kříž in Kolář et al., 2009, s. 502)

Pokud dojde ke zvětšení Q-úhlu nad 20°, aktivace m. quadriceps femoris zapříčiní, že je patela tažena značně laterálně. Dochází kam k hyperpresi pately na laterální kondyl femuru a vznikají degenerativní změny (Kolář a Kříž in Kolář et al., 2009).

Další příčinou je již výše několikrát zmíněná insuficience m. vastus medialis nebo zkrácení myofasciálních struktur, které se nacházejí na laterální straně stehna. Patella alta je pojem, kdy patella umístěna výše, než je fyziologie, jedná se tedy o patokineziologii, která může vést k femoropatelárnímu syndromu (Kolář a Kříž in Kolář et al., 2009).

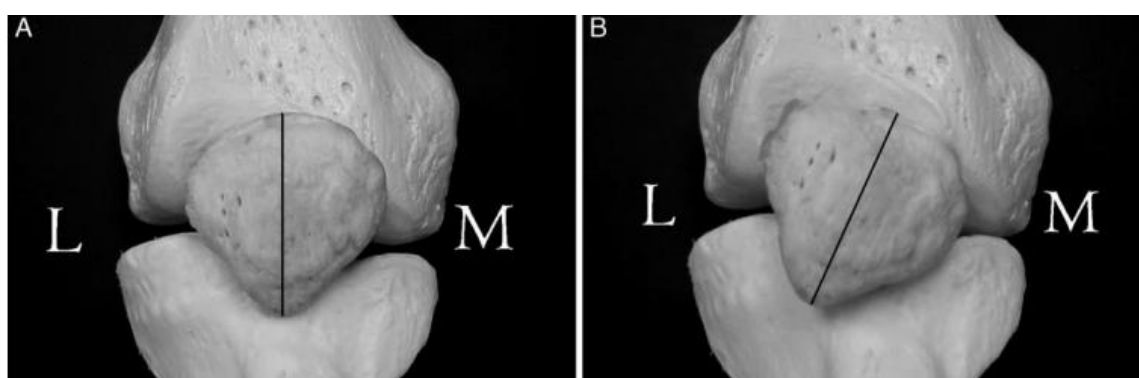
Potíže spojené s femoropatelárním bolestivým syndromem jsou typické pro dívky ve věku od 15 do 18 let, protože chrupavka pod patelou je v tomto období vysoká až 1 cm. Díky této skutečnosti vzniklo pojmenování „Syndrom dívčího kolene“. Příčinou vzniku mohou být hormonální změny, které u jedince probíhají. Dalším provokačním faktorem, který bolesti způsobuje, může být prostá zátěž (Kolář a Kříž in Kolář et al., 2009). Podškubka in Dungal et al. (2005) udává, že jednou z nejčastějších příčin femoropatelárních bolestí a následné chondromalacie pately jsou dysplazie pately a poruchy v rámci extenzorového aparátu, tedy tzv. malalignment syndromu. Etiologické faktory lze rozdělit na příčiny biomechanické a biochemické.

*„Merchant dělí FP problémy do pěti hlavních skupin: 1. trauma (kontuze, zlomeniny pately, luxace pately, přetížení atd.), 2. FP dysplazie (syndrom laterální hyperprese,*

*recidivující subluxace a luxace pately*), 3. *idiopatická chondropatie pately*, 4. *disekující osteochondróza pately*, 5. *synoviální plíky (syndrom mediopatelní plíky)*.” (Podškubka in Dungl et al., 2005, s. 982)

Pokud femoropatelní syndrom vznikl z kongenitální příčiny (malrotace tibie nebo femuru, dysplazie pately atd.) je častým příznakem nestabilita, subluxace až luxace pately. Nestabilita pately může být příčinou generalizované laxicity, při které mohou být retinákula kolem pately příliš volná. Pokud jsou laterální retinákula zkrácená, vzniká vyšší laterální hyperprese pately a dochází tak k syndromu laterální hyperprese. Pokud je patela abnormálně zrotována, může problém pramenit i z hyperlordózy bederní páteře. Dochází totiž ke špatné koaktivaci m. vastus medialis et lateralis (Podškubka in Dungl et al., 2005) (Obrázky 16 a 17).

**Obrázek 17: A - Neutrální pozice femoropatelního skloubení; B - Patela s vnitřní rotací; L - Laterální strana; M - Mediální strana**



**Obrázek 16: A – Neutrální pozice femoropatelního kloubu; B - Patela s laterálním posunem; L - Laterální strana; M - Mediální strana**



Zdroj: (Aminaka a Gribble, 2005, s. 343 (Obrázek 16) a s. 342 (Obrázek 17))

### 2.3 Diagnostika

V rámci diagnostiky se hodnotí čtyři odchylky postavení pately ve třech rovinách. Glide neboli stranový posun pately mediálně nebo laterálně. Tilt, což je stranové naklopení

pately. Při vyšetření stranového naklopení pately dochází k palpaci mediální a laterální femoropatelární štěrbin, které by za fyziologie měly být stejné velké. Další je rotace pately, která by měla být fyziologicky nulová. Posledním kritériem je A/P – tilt neboli naklonění pately v rovině sagitální. Pokud se u jedince vyskytuje A/P – tilt, dochází často ke dráždění Hoffova tělesa. Jedná se o nejméně častou patologii v postavení pately (Pavlů, 2002).

Objektivní nález, který se u femoropatelárního syndromu vyskytuje, je palpační bolestivost na facies articularis pately. Dle Koláře a Kříže in Kolář et al. (2009) má patela omezenou posunlivost a při posunu jsou hmatné drásoty pod Patelou. Pokud dochází k posunu pately ve femorálním žlábk, je pohyb pro jedince značně bolestivý a nepříjemný. K diagnostice slouží i tzv. stress testy, jejichž principem je vyvolat bolest tím, že se vyvine tlak na patelu, a tak dojde ke tlaku na kloubní plochu femoropatelárního skloubení (Kolář a Kříž in Kolář et al., 2009).

V rámci klinického vyšetření se hodnotí pomocí patelárních testů bolestivost femoropatelárních bolestí. Hodnotí se i postavení pately, takže její stabilita, centrace a sklon. Důležitý je i stav laterálních retinákul. Pomocí Q-úhlu lze určit odchylky ve směru tahu extenzorového aparátu kolenního kloubu. Nesmí se zapomenout ani na funkční vyšetření m. quadriceps femoris a ani na otestování toho, zdali se neobjevuje anteverzní postavení krčků femurů. Vyšetřit je dobré i osové deformity dolních končetin a bederní páteř (Podškubka in Dungl et al., 2005).

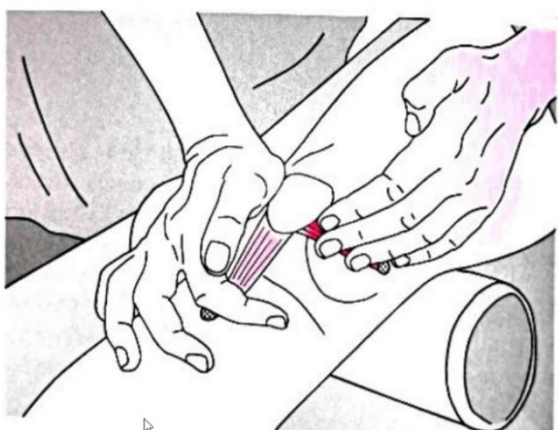
K vyšetření femoropatelárního syndromu se používají funkční testy. Při samotném vyšetření femoropatelárními testy bolestivosti leží pacient na zádech s uvolněným m. quadriceps femoris. Obecně se vyšetřuje stabilita pately a stav chrupavky v rámci celého femoropatelárního skloubení. Tvar pately, její postavení, retinákula pately a převážně m. vastus medialis, který je hlavní dynamický stabilizátor kolenního kloubu, určují stabilitu v rámci femoropatelárního skloubení. Anxiosity test, je stav, kdy jedinec pociťuje úzkost, když terapeut pouze palpuje patelu. Test bývá pozitivní při kongenitální či při recidivující luxaci pately. Následující testy testují kvalitu femoropatelárních chrupavek. Pozitivním příznakem je bolest, která se projevuje při kompresi chrupavky pately proti chrupavce femuru. Příznak hoblíku se provádí tak, že se vyvine tlak na patelu a následně se patela posouvá ve femorálním žlábk distálně a proximálně. Zohlenův test se provádí při semiflexi kolenního kloubu pacienta. Terapeut tlačí na apex pately a pacient provádí extenzi v kolenním kloubu. Posledním funkčním testem na vyšetření femoropatelárního skloubení

je Fairbankův test, kdy terapeut fixuje patelu na jejím proximálním konci a následně vyzve pacienta ke kontrakci m. quadriceps femoris (Kolář a Kříž in Kolář et al., 2009).

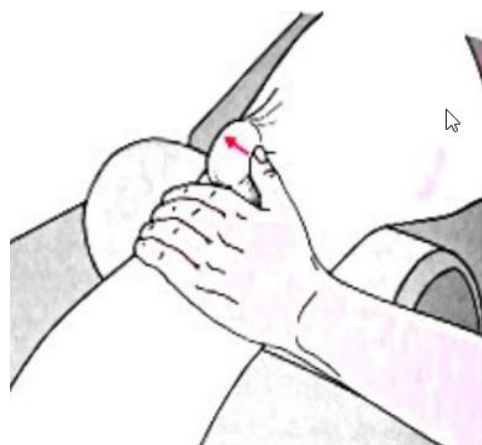
Podškubka in Dungal et al. (2005) uvádí výše uvedené testy jinak. Anxiety test (apprehension test nebo také Fairbankův test) provádí laterálním či mediálním posunem a následně dojde k palpaci laterální či mediální fasety pately. Test je pozitivní, pokud se pacientovi změna pozice pately vůbec nelíbí nebo pokud je palpace faset bolestivá. Zohlenův test (Clarke's test) začíná přiložením terapeutovo ruky nad bazi pately, dojde ke stlačení šlachy m. quadriceps femoris směrem distálním a vyzveme pacienta ke kontrakci svalu. Test je pozitivní, pokud kontrakce vyvolá silnou bolest. Další testy dle Podškubky in Dungal et al. (2005) jsou: Insallův příznak a Fründův test. Při provádění Insallova příznaku tlačíme patelu do femoropatelního žlábků a v různých stupních flexe ji vysouváme střídavě zevně a dovnitř. Příznak je pozitivní, pokud pacient cítí bolest. Fründův test je pozitivní, pokud se objeví bolest při poklepu na patelu při 90° flexi v kolenním kloubu (Podškubka in Dungal et al., 2005).

Patellar glide test se testuje posunutím pately dvěma palci fyzioterapeuta laterálně při kompletním zrelaxování m. quadriceps femoris (Obrázek 19). Hodnotí se napětí transverzálního retinákula pately (Obrázek 18). Test dancing patella se provádí kompresí do maximální extenze kolenního kloubu. Poté posuneme superiorní a inferiorní tkáň kolem pately směrem k patele. Test je pozitivní, pokud dojde k nadzvednutí pately a pokud se při následné kompresi patela ponoří (Hochschild, 2008) (Obrázek 20).

**Obrázek 19: Palpace příčného mediálního retinákula**



**Obrázek 18: Patellar glide test**



Zdroj: (Hochschild, 2008, s. 372 (Obrázek 18 a 19))

Obrázek 20: Test na dancing patelu



Zdroj: (Hochschild, 2008, s. 397)

Nunes et al. (2013) ve své studii zkoumali senzitivitu a specifitu následujících testů z mnoha dalších. Apprehension test měl podle jejich studií senzitivitu 17-52 %, specifitu 66-95 %. Zohlenův test senzitivitu 31-67 %, specifitu 55-89 %. Test komprese na patelu měl podle jejich výsledků senzitivitu 66-92 % a specifitu 6-41 %. Patellar glide test má senzitivitu 31-66 %, specifitu 26-69 %. Dále udávají senzitivitu a specifitu dalších několika testů jako je například dřep, klek atd. Obrázek 21 ze článku ukazuje jejich výsledky (Nunes et al., 2013).

Obrázek 21: Diagnostická přesnost funkčních testů na femoropatelární syndrom

Diagnostic accuracy of the test.

Study	QUADAS	PFPS	Control	Test	SEN %	SPE %	LR+	LR-	PV+ %	PV- %
	group (n)	group (n)	group (n)		(95%IC)	(95%IC)	(95%IC)	(95%IC)	(95%IC)	(95%IC)
Haim et al., 2006	10	61	25	Patellar tilt	43 (31–55)	92 (75–98)	5.4 (1.4–20.8)	0.6 (0.5–0.8)	93 (75–99)	40 (27–53)
				Active instability	25 (17–37)	100 (87–100) <sup>a</sup>		0.8 (0.6–0.9)	100 (75–100)	35 (25–48)
				Patella alta test	49 (37–61)	72 (52–86)	1.8 (0.9–3.5)	0.7 (0.5–1.0)	81 (64–91)	37 (24–52)
Näslund et al., 2006	11	29	17	Patellar apprehension test	7 (3–16)	92 (75–98)	0.9 (0.2–4.2)	1.0 (0.9–1.2)	67 (24–94)	29 (20–40)
				Compression test	83 (66–92)	18 (6–41)	1.0 (0.8–1.3)	1.0 (0.3–3.6)	63 (46–77)	38 (10–74)
				Tenderness medial	48 (31–66)	71 (47–87)	1.6 (0.7–3.8)	0.7 (0.5–1.2)	74 (49–90)	44 (26–64)
				Tenderness lateral	41 (26–59)	71 (47–87)	1.4 (0.6–3.3)	0.8 (0.5–1.3)	71 (44–89)	41 (24–61)
				Passive gliding patellar	48 (31–66)	47 (26–69)	0.9 (0.5–1.6)	1.1 (0.6–2.0)	61 (39–80)	35 (17–57)
Nijs et al., 2006	11	31	28	Vastus medialis	16 (6–35)	93 (75–99)	2.3 (1.9–2.9)	0.9 (0.6–0.9)	71 (30–95)	50 (36–64)
				coordination test						
				Patellar apprehension test	32 (17–52)	86 (66–95)	2.3 (2.1–2.5)	0.8 (0.8–1.0)	71 (42–90)	53 (38–68)
				Waldron's test phase 1	45 (28–64)	68 (48–83)	1.4 (0.6–3.2)	0.8 (0.4–1.8)	61 (39–80)	53 (36–69)
				Waldron's test phase 2	23 (10–42)	79 (59–91)	1.1 (1.0–1.1)	1.0 (0.9–1.1)	54 (26–80)	48 (33–63)
				Clarke's test	48 (31–67)	75 (55–89)	1.9 (1.1–3.6)	0.7 (0.4–1.3)	68 (45–85)	57 (40–73)
				Eccentric step test	42 (25–61)	82 (62–93)	2.3 (1.9–2.9)	0.7 (0.6–0.9)	72 (46–89)	56 (40–71)
Cook et al., 2010	11	54	24	Manual compression	68 (54–79)	54 (35–72)	1.5 (0.9–2.3)	0.6 (0.3–1.0)	75 (67–82)	46 (33–57)
				Palpation	47 (33–60)	68 (47–82)	1.5 (0.9–2.8)	0.8 (0.6–1.1)	75 (63–85)	39 (30–46)
				Resisted isometric quadriceps muscle contraction	39 (27–52)	82 (64–93)	2.2 (1.0–5.2)	0.8 (0.6–1.1)	82 (67–91)	40 (32–44)
				Squatting	91 (79–96)	50 (31–69)	1.8 (1.3–2.3)	0.2 (0.1–0.4)	79 (73–82)	74 (54–87)
				Stair climbing	75 (62–85)	43 (25–61)	1.3 (1.0–1.9)	0.6 (0.0–1.1)	73 (66–79)	46 (30–60)
				Kneeling	84 (73–92)	50 (31–69)	1.7 (1.2–2.4)	0.3 (0.2–0.6)	79 (71–83)	61 (44–75)
				Prolonged sitting	72 (58–82)	57 (39–76)	1.7 (1.1–2.7)	0.5 (0.3–0.8)	77 (60–84)	50 (37–60)
Sweetzer et al., 2010	8	59	23	Patellar translation superior-inferiorly	63 (56–69)	56 (39–72)	1.4 (0.9–2.5)	0.7 (0.4–1.1)	79 (70–86)	37 (26–47)
				Patellar translation medial-laterally	54 (47–59)	69 (52–83)	1.8 (0.9–3.6)	0.7 (0.5–1.0)	82 (72–90)	37 (27–45)
				Patellar inferior pole tilt	19 (13–22)	83 (68–93)	1.1 (0.4–3.0)	0.9 (0.8–1.3)	73 (51–89)	28 (23–32)
Meta-analyses	N/A	92	53	Patellar tendon mobility	49 (43–53)	83 (66–93)	2.8 (1.3–7.3)	0.6 (0.5–0.9)	88 (76–95)	39 (31–44)
				Patellar apprehension test (Haim et al., 2006; Nijs et al., 2006)	15 (9–24)	89 (77–95)	1.3 (0.6–3.3)	1.0 (0.8–1.1)	70 (46–87)	38 (29–47)

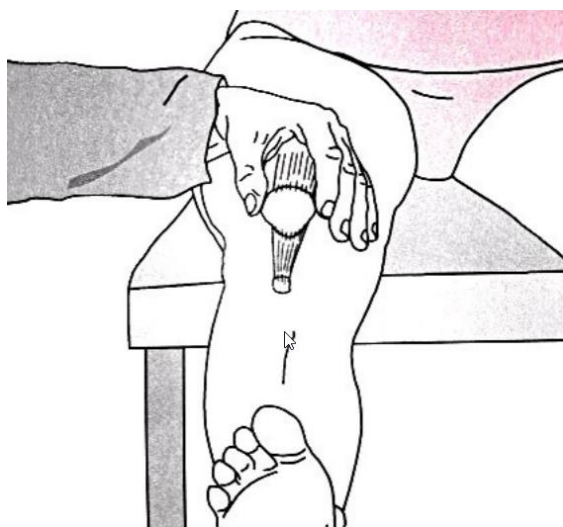
Numbers in bold represent the best diagnostic measure. Abbreviation: SEN = Sensitivity; SPE = Specificity; LR+ = Positive likelihood ratio; LR- = Negative likelihood ratio; PV+ = Positive predictive value; PV- = Negative predictive value.

<sup>a</sup> Because specificity was 100%, it was not possible to calculate LR+.

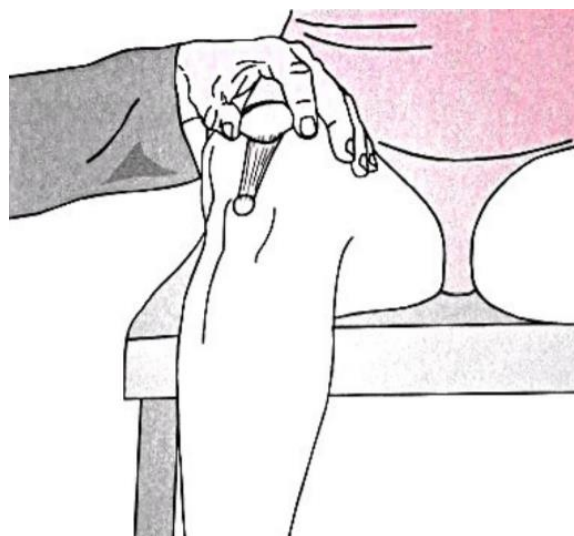
Zdroj: (Nunes et al., 2013, s. 57)

Během testování funkce m. quadriceps femoris je dobré palpatovat pohyby pately při provádění flexe a extenze. Díky důkladné aspekci a palpaci pately lze sledovat abnormální posuny a rotace. Lze testovat i translační pohyby proti patelárnímu povrchu femuru. Patří sem například pohyby proximálně-distální, mediálně-laterální nebo anteriorně-posteriorní. Toto testování dokáže napovědět o pohyblivosti v rámci struktur femoropatelního skloubení a dokáže podat informace o napětí jednotlivých svalů a vazů, které ovlivňují dané skloubení (Hochschild, 2008) (Obrázky 22 a 23).

**Obrázek 22: Palpace pohybů pately při maximální extenzi kolenního kloubu**



**Obrázek 23: Palpace pohybů pately při flexi kolenního kloubu**



Zdroj: (Hochschild, 2008, s. 437 (Obrázek 22 i 23))

Tvar a postavení pately zásadně ovlivňují biomechaniku femoropatelního skloubení. Patella alta je vysoký stav pately, patella baja je nízký stav pately. Rozhodující je i sklon pately zevně. Pokud budeme aspekčně sledovat patelu při extenzi kolenního kloubu, nemělo by docházet k jejímu vysunutí mediálně či laterálně o více než jednu polovinu její šíře. Pokud je koleno ve flexi větší než 30°, má být patela pevně usazena ve femorálním žlábků. Její pohyby do stran jsou pouze minimální. Větší pohyby značí její instabilitu (Podškubka in Dungal et al., 2005).

Při artroskopii kolene mohou být náhodně objeveny změny na chrupavce pately odpovídající chondropatii pately. Nicméně pacient může být zcela asymptomatický – bez bolesti. U mladých dívek s typickými femoropatelními obtížemi je často chrupavka obvyklého zdravého vzhledu. V případě chondropatie pately dochází k tzv. bazální degeneraci, kdy jsou prvně postiženy kolagenní vlákna, která jsou blíže kostnímu povrchu pately (radiální vrstva chrupavky) než kolagenní vlákna povrchová, jak tomu bývá u artrózy. Počáteční změny, které se dějí na spodině chrupavky těsně u kosti tak nemůžeme vidět, ale

můžeme je palpovat. Při artroskopii je také možné sledovat tzv. patella tracking, kdy lze v průběhu flexe hodnotit sklon a centraci pately (Podškubka in Dungl et al., 2005).

Provádějí se i vyšetření přes zobrazovací zařízení. Rentgenové vyšetření se u femoropatelárních obtíží provádí v několika projekcích. Lze tak zhodnotit postavení pately, dysplazii laterálního kondylu femuru nebo hloubku femoropatelárního žlábků. V předozadní projekci je možné hodnotit femoropatelární artrózu, osové deformity kolene, velikost pately či patelu bipartitu. Z boční projekce, která se provádí ve 30° flexi v kolenním kloubu lze posoudit výšku uložení pately. V rámci CT vyšetření se provádějí příčné řezy přes střed pately ve 20°, 30° a 45° flexi v kolenním kloubu. Magnetická rezonance není u základního vyšetřování tohoto typu onemocnění často indikována. Nicméně může být užitečná pro posouzení stavu chrupavky či pro vyloučení poškození menisků a zkřížených vazů (Podškubka in Dungl et al., 2005).



### 3 Možnosti terapie femoropatelárního syndromu

Podle závažnosti femoropatelární patologie se přistupuje buď ke konzervativnímu nebo k operačnímu řešení. Mezi konzervativní řešení patří rehabilitace, a to konkrétně fyzioterapie. V rámci operačního řešení se pak přistupuje k chirurgickým operacím.

#### 3.1 Konzervativní

Konzervativní řešení jako je i fyzioterapie je nejčastějším řešením v rámci femoropatelárních poruch. Kolář a Kříž in Kolář et al. (2009) popisují terapii v šesti bodech.

Prvním bodem je odstranění výpotku, který se může či nemusí vyskytovat. I malý výpotek inhibuje funkci m. quadriceps femoris a to především m. vastus medialis, což je skutečnost značně nežádoucí. Pokud se jedná o malý výpotek, lze ho odstranit fyzikální terapií, která bude popsána v další kapitole *Fyzikální terapie* (Kolář a Kříž in Kolář et al., 2009).

Hned druhým bodem je eliminace bolesti, která je u femoropatelárního bolestivého syndromu více než žádoucí. Bolest je nutné inhibovat kvůli tomu, že tlumí svalovou činnost. Její příčinou může být patelární hyperprese, která pramení ze špatné osivosti pately nebo výpotek. Zároveň může docházet k přenesení bolesti z různých reflexních změn například z m. quadriceps femoris. Můžeme provádět například techniky měkkých tkání, mezi které patří i mobilizace hlavičky fibuly nebo mobilizace samotné pately. Jako prevence artrózy lze provádět lehkou trakci kolenního kloubu (Kolář a Kříž in Kolář et al., 2009).

Dalším bodem je zlepšení protažlivosti měkkých struktur v oblasti kolenního kloubu. Především by se měla obnovit správná pohyblivost mediálního a laterálního retinákula. Důležitá je i dobrá mobilita horního a dolního úhlu pately. Často bývá stažený iliotibiální trakt, který značně omezuje pohyblivost měkkých tkání v rámci kolenního kloubu. Je nutné využívat především měkké techniky, popřípadě mobilizace (Kolář et al., 2009).

Čtvrtý bod je záležitost individuální fyzioterapie. Jde o zlepšení svalové aktivity, a to především svalové koaktivace mezi m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Dle Koláře a Kříže in Kolář et al. (2009) se v současné době používají k facilitaci svalové síly uzavřené kinematické řetězce v rámci vývojových řad. Tento bod je nejdůležitějším bodem konzervativní terapie (Kolář a Kříž in Kolář et al., 2009).

Konečně by mělo dojít ke zlepšení propriocepce a neuromuskulární kontroly. K tomu lze používat prvky senzomotorického tréninku a plyometrický trénink. Úplně posledním bodem je zlepšení biomechanických poměrů v oblasti kolene například pomocí tapingu dle McConnell nebo pomocí ortéz (Kolář a Kříž in Kolář et al., 2009).

Podle Hochschild (2008) se m. quadriceps femoris trénuje v uzavřeném řetězci. Právě trénink v uzavřeném řetězci má veliký vliv na proprioceptory, které pomáhají k lepšímu vnímání polohocitu, pohybecitu a také k vnímání síly, kterou sval pracuje. K tréninku stabilizace kolenního kloubu lze užívat i různé senzomotorické podložky nebo balanční plochy. Užívání uzavřeného kinematického řetězce připravuje dolní končetinu na chůzi, a také adaptuje sval na stres každodenního života (Hochschild, 2008).

Konzervativní terapie dle Podškubky in Dungal et al. (2005) by měla začínat úpravou aktivity, a to převážně omezením aktivit a zátěže, které nejvíce dráždí femoropatelární kloub. V rámci rehabilitačního programu se posiluje m. quadriceps femoris (převážně m. vastus medialis), uvolňují se laterální retinákula pately a protahují se flexory a extenzory kolenního kloubu. Zpočátku se doporučuje cvičit cviky v uzavřeném kinematickém řetězci v nebolestivém rozsahu v kloubu. Cviky v otevřeném kinematickém řetězci jsou obtížnější, ale velice účinné na posilování. Mohou ale zhoršit obtíže, a tak by se měly provádět v pozdější fázi rehabilitace. Biomechanické studie ukázaly, že zátěž na femoropatelární skloubení je nejnižší při 0-30° flexi v kolenním kloubu, zcela nejvhodnější tak je dělat na začátku rehabilitace například podřepy či jiné cviky v uzavřeném kinematickém řetězci (Podškubka in Dungal et al., 2005).

Femoropatelární syndrom lze ovlivnit mnoha konzervativními řešeními. Předpokladem správného fungování femoropatelárního skloubení je především znovuoobnovení kvalitní svalové koaktivace, kterou lze obnovit cvičením nebo jí lze dopomocť fyzikální terapií. Další přidané pomůcky, které mohou pomocť při obtížích s femoropatelárními bolestmi, je vhodné používat například jako doplněk při určitých aktivitách.

### **3.1.1 Svalová souhra**

Aby byla svalová souhra na dolních končetinách v rovnováze, je důležité postavení pánve. Z toho důvodu je důležitý pánevní sklon, který může být pozměňován například: flexory kyčelního kloubu, extenzory kyčelního kloubu, bederními vzpřimovači trupu, m. quadratus lumborum, břišními svaly, adduktory kyčelního kloubu, ischiokrurálním

svalstvem a flexory kolenního kloubu. Aby mohla být fyzioterapie v rámci femoropatelního skloubení úspěšná, je potřebné si všechny tyto svaly vyšetřit a následně zhodnotit, které z těchto svalů potřebují posílit, a naopak které uvolnit. Pokud dojde k porušení funkce jakéhokoliv z výše uvedených svalů, stane se tato skutečnost podnětem k výslednému nefyziologickému postavení například dolních končetin a vzniká tak svalová dysbalance (Bursová, 2005).

U femoropatelního syndromu je v mnoha případech třeba protahovat laterální svaly stehna jako je například m. tensor fasciae latae. Naopak nutno posilovat stabilizátory kolenního kloubu, a to převážně již výše několikrát zmiňovaný m. vastus medialis.

Navodit svalovou souhru na dolní končetině lze i pomocí Proprioceptivní neuromuskulární facilitace. Pohyby, které tato technika využívá, vycházejí z přirozených pohybů zdravého člověka (Haladová, 1997). Pokud je žádoucí zapojit m. vastus medialis a recipročně tak inhibovat m. vastus lateralis a m. tensor fasciae latae, lze použít první diagonálu – flekční vzorec s variantou s extenzí. M. vastus medialis se zapojuje i v druhé diagonále – extenční vzorec při variantě s extenzí (Bastlová, 2018).

Techniku, kterou lze používat k navození svalové souhry v rámci femoropatelního syndromu a zároveň k „povzbuzení“ svalů je senzomotorická stimulace. Ta využívá provázanosti aferentních a eferentních informací při řízení pohybu. Pokud jsou poruchy aferentace kdekoli na těle, dochází ke změně pohybu – změní se svalová koordinace. A právě tuto problematiku senzomotorická stimulace řeší. Metodika senzomotorické stimulace byla prvotně využívána pro terapii nestabilního kolene a kotníku a dnes se využívá v terapii funkčních poruch pohybového aparátu. A právě proto ji lze využít i u femoropatelního syndromu. Dle Veverkové a Vávrové in Kolář et al. (2005) dochází při provádění senzomotorické stimulace ke zlepšení svalové koordinace a ke zrychlení nástupu svalové kontrakce pomocí proprioceptivní aktivace vyvolané změnou postavení v kloubu, což je u poruch femoropatelního skloubení žádoucí. Díky senzomotorické stimulaci dochází ke zautomatizování pohybů (pohyby již nejsou řízeny kortikálně, ale subkortikálně), což dovoluje rychlé provádění pohybů a okamžitou svalovou koordinaci. Právě tato skutečnost je nutná pro prevenci traumat (Veverková a Vávrová in Kolář et al., 2005).

Haladová (1997) uvádí, že se senzomotorická stimulace zabývá funkčními poruchami hybnosti vzniklými na podkladě útlumu. Senzomotorická stimulace patří mezi facilitační techniky, které využívají stimulaci aferentních systémů k facilitaci motorických

eferentních center a drah. U mechanické poruchy, kterou může být právě femoropatelární bolestivý syndrom, lze tedy použít senzomotorickou stimulaci, která bere v potaz nervový systém (Haladová, 1997).

Dehaven et al. (1979) zkoumali ovlivnění chondromalacie pately u sportovců. Vymysleli komplexní konzervativní léčbu. Léčba se skládala z následujících aktivit. Izometrické cviky na m. quadriceps femoris s progresivním odporem s využitím posilovacího stroje. Izotonické cviky na progresivní odpor hamstringů s využitím posilovacího stroje. Izometrické cvičení kvadricepsů s progresivním odporem s využitím metody zatěžovaných bot. Izotonické cvičení s progresivním odporem hamstringů s využitím metody zatěžovaných bot. Klinické projevy a účinnost konzervativní léčby byly zdokumentovány na 100 sportovcích. Celková úspěšnost byla 82 % a 18 % bylo považováno za selhání konzervativní léčby. Pouze 8 sportovců ze 100 vyžadovalo chirurgickou léčbu. Závěrem je, že tento typ konzervativní léčby je účinný u většiny sportovců se symptomatickým femoropatelárním syndromem a že chirurgická léčba by měla být nutná pouze u relativně malého počtu sportovců, kteří nereagují na adekvátní konzervativní léčbu (Dehaven et al., 1979).

Hott et al. (2020) prováděli rozšířené sledování randomizované studie, která porovnávala cvičení zaměřené na kyčle, cvičení zaměřené na kolena a volnou fyzickou aktivitu u osob s femoropatelární bolestí. Studie se zúčastnilo 112 pacientů s diagnózou femoropatelárního bolestivého syndromu (hodnoty na VAS  $\geq 3/10$ ). Pacienti byli randomizováni k šestitýdenní intervenci založené na cvičení, která se skládala buď z izolovaných cvičení zaměřených na kyčle, tradičních cvičení zaměřených na kolena, nebo z volné fyzické aktivity. Primárním výsledným ukazatelem byla škála bolesti anterior knee pain. Sekundárními výsledky byly obvyklá a nejhorší bolest a další škály, step-down test a izometrická síla. Výsledkem bylo, že po 1 roce nebyly mezi skupinami zjištěny žádné významné rozdíly v primárních ani sekundárních výsledcích (Hott et al., 2020).

Pal et al. (2011) ve své studii zkoumali opožděný nástup aktivity m. vastus medialis ve srovnání s aktivitou m. vastus lateralis. Právě tento problém je uváděn jako příčina femoropatelárních bolestí. Cílem studie bylo prozkoumat vztah mezi opožděním aktivace m. vastus medialis a mírami patelárního maltrackingu u kontrolních osob bez bolesti a u pacientů s femoropatelárním syndromem. Aktivace mm. vasti byla zaznamenávána u pacientů bez bolesti a u pacientů s femoropatelárními bolestmi během chůze a běhu. Všichni

byli snímání na magnetické rezonanci. Výsledkem bylo, že korelace mezi aktivačním opožděním m. vastus medialis a mírami patelárního maltrackingu byly statisticky významné pouze u pacientů s femoropatelárními bolestmi. Závěrem bylo, že u pacientů s femoropatelárním syndromem existoval vztah mezi aktivačním opožděním m. vastus medialis a maltrackingem pately (Pal et al., 2020).

Cesarelli et al. (2000) měli za cíl své studie studovat strategii řízení m. quadriceps femoris u pacientů s přední bolestí kolenního kloubu během izokinetického cvičení. Povrchová EMG ze tří povrchových svalů m. quadriceps femoris byla analyzována spolu se signály polohy kolenního kloubu a točivého momentu. Skupina 12 probandů s přední bolestí kolene byla porovnáвана se skupinou 30 zdravých osob. Vyšlo jim, že u pacientů s přední bolestí kolenních kloubů, dochází k výraznému zpoždění aktivace m. vastus medialis a tvrdí, že právě tato svalová nerovnováha může vysvětlovat abnormální pohyb pately (Cesarelli et al., 2000).

Herrington a Al-Sherhi (2007) provedli studii, ve které porovnávali účinnost jednokloubního cvičení m. quadriceps femoris bez zátěže s vícekloubním cvičením m. quadriceps femoris se zátěží u jedinců s femoropatelárním syndromem. Studie se zúčastnilo 35 mužů s femoropatelárním bolestivým syndromem, kteří byli rozděleni do tří skupin. První skupina prováděla cviky na extenzi kolenního kloubu, druhá skupina prováděla cviky na tlaky nohou vsedě a třetí skupina nebyla léčena. Subjektivní příznaky, síla extenzorového aparátu kolenního kloubu a funkční výkonnost byly hodnoceny při vstupním vyšetření a na konci šestitýdenní léčby. Vyšlo jim, že u jedinců v obou skupinách cvičení došlo ke statisticky významnému snížení bolesti a ke zvýšení svalové síly a funkční výkonnosti ve srovnání s kontrolní skupinou. Tato studie tedy prokázala, že jak zátěžové, tak nezářžové cvičení m. quadriceps femoris může významně zlepšit subjektivní a klinické výsledky u pacientů s femoropatelárním bolestivým syndromem (Herrington a Al-Sherhi, 2007).

Pavlů (2002) ve svém článku píše, že se k léčbě femoropatelárního bolestivého syndromu dají používat metodiky jako je již výše zmíněná Senzomotorická stimulace dle Jandy a Vávrové, dále Proprioceptivní neuromuskulární stabilizace dle Kabata, Koncept diagnostiky a terapie funkčních poruch pohybového systému dle Brüggera, FBL (koncept funkčního pohybového cvičení) dle Klein-Vogelbachové atd. Nicméně výše uvedené postupy často nepřinášejí uspokojivé řešení v rámci řešení femoropatelárních bolestí. Proto se nabízí koncept australské fyzioterapeutky McConellové (Pavlů, 2002).

### 3.1.2 Taping

Kolář a Kříž in Kolář et al. (2005) uvádějí, že posledním bodem terapie femoropatelního syndromu je taping. Díky rigidnímu tapingu dle McConnell lze zlepšit biomechanické poměry v oblasti kolene a speciálně v oblasti femoropatelního syndromu (Kolář a Kříž in Kolář et al., 2009).

*„... McConnellová rozpracovala v roce 1984 konzervativní přístup pro terapii patelofemorálních bolestí, jehož podstatou je vyvinutí speciálních patelárních tapů a cíleného tréninku. ... V rámci svého přístupu McConnellové klade velký důraz na polohu pately, jejíž postavení se po ovlivnění měkkých tkání snaží zlepšit aplikací speciálních tapingů.“ (Pavlů, 2002, s. 131)*

Primární důvod, proč se femoropatelní taping používá, je ovlivnění bolesti, a to převážně snížení bolesti. Taping může být použit jak k facilitování určitých svalů, tak také k jejich inhibici. Každá z těchto variant může napomoci snížit příznaky femoropatelní bolesti. Jenny McConnell v e-booku (Selfe et al., 2017) udává, že pokud taping nepomůže alespoň z 50 % snížit bolest, nemá smysl tapingem ztrácet čas (Selfe et al., 2017).

Studie udávající účinnost tapingu jsou smíšené jak pro rigidní taping, tak pro kineziotaping. Jak již bylo zmíněno výše, taping by měl primárně snižovat bolest. Pokud se toto neděje, je potřeba vzít v potaz, zdali je umístění tapu správné. Tape může být například příliš nízko umístěný na patelu a může způsobovat iritaci tukového tělesa kolene. Tape může být aplikován i moc vysokým či naopak nízkým tlakem a tahem, při kterém je účinek tapu nulový. Další chybou, proč taping nefunguje, jak má, je aplikaci tapingu při příliš flektovaném kolenu. Pokud je v kolenním kloubu větší flexe než 30°, patela není volně pohyblivá ve žlábků femuru a nemůže tak být nijak ovlivněna její poloha. Tape obecně také nemusí být pro některé pacienty vhodný. Taping by se neměl aplikovat, pokud pacient trpí komplexním regionálním bolestivým syndromem, protože aplikace tapingu by mohla bolesti ještě zhoršit. Tape je také nevhodné lepit jedincům, kteří mají pouze minimální bolesti. McConell v e-booku (Selfe et al., 2017) udává, že u takových jedinců není taping odůvodněn (Selfe et al., 2017).

McConnell v e-booku (Selfe et al., 2017) tvrdí, že díky tapingu dochází buď k tzv. „the effect of creep“ neboli česky „rozplývání“ či „tečení“ nebo naopak k adaptivnímu zkracování. Creep efekt je tendence viskoelastického materiálu se prodlužovat během trvale nízkého zatížení. Pokud je tkáň prodloužena za svou mez pružnosti nebo je prodloužena po

příliš dlouhou dobu, nevrátí se zpátky do své předešlé délky před prodloužením. A právě za změny pozice pately a za nadměrné zatížení tkáně může být zodpovědný creep efekt („tečení“). Konkrétně se změny dějí na nekontraktilní tkáni, jako jsou ligamenta či retinákula pately. Adaptivní zkrácení je pojem, při kterém se nekontraktilní tkáň zkracuje po dlouhou dobu. Při tomto zkrácení se vzdálenost mezi kolagenními vlákny zmenšuje, zatímco u kontraktilní tkáně se aktinová a myozinová vlákna překrývají, čímž se snižuje počet sarkomer a dochází tak ke zkrácení svalového bříška, které tuhne a způsobuje tak změnu křivky délkového napětí ve svalu. Z toho vyplývá, že v některých případech je třeba snížit napětí abnormálně napjaté tkáně okolo femoropatelního skloubení, zatímco v jiných případech je třeba prodloužit délku adaptivně zkrácené tkáně (Selfe et al., 2017).

Bolavá a zánětlivá tkáň nereaguje dobře na protažení, takže principem odlehčení takové tkáně je její zkrácení. Tím se zánět sníží a zlepší se reparace tkáně. V takovém případě, který je typický pro femoropatelní bolestivý syndrom, je nejlepší užít rigidní tape. Rigidní tape poskytuje tkáni oporu, ale stejně umožňuje v kloubu pohyb. McConnell uvádí (McConnell, 2000), že pokud je žádoucí zvýšit svalovou aktivitu, aplikuje se taping v průběhu svalových vláken. Pokud je cílem snížit svalovou aktivitu například u přehnaně reaktivního svalového antagonisty, aplikuje se tape jemně přes svalové bříško zejména na spojení samotného svalu a jeho šlachy (Selfe et al., 2000).

Zanícené Hoffovo těleso (infrapatelní tukové těleso) je nejčastějším zdrojem bolesti v rámci femoropatelních bolestí. Pokud je tape aplikován příliš infrapatelně, může naopak zvyšovat bolest, protože dochází k tlaku na Hoffovo těleso. Pokud patela tlačí na Hoffovo těleso, je třeba apex patellae nadzvednout anteriorně a nadlehčit tak tlak vyvíjený na těleso. To je důvodem, proč se taping dle McConnell aplikuje na polovinu pately v rovině frontální a je tedy potřebné docílení přiblížení base pately blíže ke žlábkému femuru (Obrázek 24).

**Obrázek 24: Taping na odlehčení Hoffova tělesa oddálením apexu pately od sulcu femuru**



Zdroj: (vlastní)

K odlehčení Hoffova tělesa aplikuje McConnell dva krátké tapy od tuberositas tibiae směrem k mediální a laterální štěrbině kolenního kloubu tak, aby se nad tapy vytvořil „tukový polštářek“ z pokrčených měkkých tkání (Selfe et al., 2017) (Obrázek 25).

**Obrázek 25: Odlehčení Hoffova tělesa dle McConnell**



Zdroj: (McConell, 2000, s. 330)

Pokud se u pacienta s femoropatelním syndromem objevuje laterálně posunutá patela, jsou pravděpodobně zkrácená laterální retinákula pately, a to díky adaptivnímu zkracování. Taping dle McConnell dokáže tuto problematiku řešit. Tape se nalepí doprostřed pately v rovině sagitální a fyzioterapeut vyvine tlak a tah takový, aby patelu posunul směrem mediálním a mezitím hrne druhou rukou měkké tkáně směrem k patele. Tape se ukotví přes mediální hamstringy (Selfe et al., 2017) (Obrázek 26).

**Obrázek 26: Mediální posunutí pately pro adaptivní zkrácení laterálních retinákul pately**



Zdroj: (vlastní)

Laterální posun pately může být způsoben nejen adaptivně zkrácenými laterálními retinákuly, ale také díky creep efektu na mediálních měkkých tkáních pately (mediální retinákulum, mediální femoropatelní ligamenta a m. vastus medialis). Pokud chceme



ovlivnit tento problém tapingem dle McConnell, aplikujeme tape na laterální konec pately a tahem ji celou popotáhneme směrem mediálním i s nahrnutím měkkých tkání proti patele stejně jako tomu bylo u adaptivního zkrácení laterálních retinákul (Selfe et al., 2017) (Obrázek 27).

**Obrázek 27: Mediální taping pately při creep efektu na mediálních měkkých tkáních pately**



Zdroj: (vlastní)

Pokud pacient stejně pociťuje svou obvyklou femoropatelní bolest i po aplikaci výše zmíněného tapingu, je třeba pravděpodobně změnit rotaci česky. Řešením může být ještě větší zkrácení mediálních měkkých tkání pately a tím snížení creep efektu na tyto struktury. Tape se umístí doprostřed pately pod úhlem 45°, otočí se jednou rukou fyzioterapeuta horním úhlem pately laterálně v rovině frontální, zatímco druhá ruka posouvá dolní úhel pately mediálně také v rovině frontální. McConnell v e-booku (Selfe et al., 2017) uvádí, že rotace patelou vypadá jako logo značky Nike. Logo může být i zrcadlově převrácené podle toho, na jaké koleno se tape aplikuje (Selfe et al., 2017).

McConnell v e-booku (Selfe et al., 2017) popisuje, že jednoduchým nalepením tapu na sval zlepšíme jeho kontraktibilitu. Udává ale, že pro facilitaci svalu pomocí tapingu, existuje zatím málo vědeckých důkazů. Nicméně je ale důležité celkové klinické zlepšení pacienta, a nejen izolované zlepšení kontraktibility určitého svalu (Selfe et al., 2017).

Inhibice laterálních struktur a to konkrétně m. vastus lateralis lze také docílit pomocí rigidního tapingu. Kousek tapu se aplikuje na oblast m. vastus lateralis těsně nad patelu a poté dvakrát až třikrát další části tapu směrem kranialním po daném svaly (Selfe et al., 2017).

Tapingem dle McConnell se dá i upravovat pozice femuru a facilitovat gluteální svaly ke kontrakci. Mnoho pacientů s femoropatelním bolestivým syndromem má vnitřně rotované femury a genua valga. Aby se zvýšila vnější rotace femurů, aplikuje se tape z prostředka přední části femuru a postupuje se až za velký trochanter k os sacrum, kde se tape ukotví. Mezitím co dochází k aplikaci tapu, vyzveme pacienta, aby mu špička nohy směřovala stále rovně, ale aby jeho tělo rotovalo od aplikující tapingu. Vznikne tak ještě větší podpoření vnější rotace v kyčelním kloubu. Tento taping pomáhá minimalizovat dynamický kolaps valgózních kolenních kloubů. Mnoho pacientů s femoropatelním bolestivým syndromem má neoptimální aktivitu gluteálních svalů. K facilitaci gluteálních svalů aplikuje McConnell tak, že začne pod gluteálním svalstvem a vede tape směrem kraniálním. Docílí tak nadzvednutí břicha celého gluteálního svalstva (Selfe et al., 2017) (Obrázek 28).

**Obrázek 28: Odlehčení hýždí a dolní končetiny dle McConnell**



Zdroj: (McConnell, 2000, s. 328)

McConnell (1986) provedla studii, ve které si individuálně vyšetřila 35 pacientů s femoropatelním bolestivým syndromem a poté je léčila svými cviky a svým tapingem (podrobněji viz kapitola *Diskuse*).

### **3.1.3 Kineziotaping**

Cílem kineziotapingu u femoropatelního syndromu je cílené odlehčení a stabilizování femoropatelního skloubení (Kolář a Kříž in Kolář et al., 2009).

McConnell v e-booku (Selfe et al., 2017) uvádí, že pokud chceme zvyšovat svalovou aktivitu určitého svalu i mimo femoropatelní skloubení, je vhodné použít kineziotaping, který stimuluje sval během kontrakce, a naopak ho protahuje, když se sval natahuje. Udává

ale, že u femoropatelního syndromu je výhodnější užit více rigidní tape než tape elastický (Selfe et al., 2017).

Vzhledem k tomu, že se klinicky v přední části kolenního kloubu v oblasti před nebo pod patelou vytváří elastická rezistence, která je nejdříve nebolestivá, ale s postupnou progresí se stává palpačně bolestivou a hlavně oteklou, dochází až k omezení hybnosti kolene. Tomuto konečnému stavu se dá v akutní fázi předcházet aplikací lymfatické korekce pomocí kineziotapingu (Obrázek 29b). Mělo by tím dojít k redukci otoku, zmírnění bolesti a k aktivaci autoreparačních procesů. Po skončení akutní fáze lze použít již prostorové korekční techniky kineziotapingu nebo základní techniky k ovlivnění svalů (Kobrová a Válka, 2017) (Obrázek 29c).

**Obrázek 29: b - Technika lymfatické korekce kineziotapingem; c - Prostorová korekce typu "sít" kineziotapingem**



Zdroj: (Kobrová a Válka, 2017, s. 110)

### 3.1.4 Ortézy a bandáže

Pokud dojde u femoropatelního syndromu k přetížení ligamentum patellae, používají se speciální pásky a patelní bandáže. V rámci patelní bandáže se užívá tzv. pelota, která odlehčuje patelní šlachu (Podškubka in Dungal et al., 2005) (Obrázek 30).

**Obrázek 30: Elastická kolenní bandáž s pelotou k odlehčení ligamentum patellae**



Zdroj: (Podškubka in Dungal et al., 2005, s. 959)

U některých pacientů mohou být indikovány i speciální bandáže s dírou pro patelu, které vedou patelu při pohybu v kolenním kloubu. Jedná se o bandáže, které nejsou celokloubní, ale nachází se na nich díra, ze které kouká patela. Tyto speciální bandáže se používají pro stabilizaci pately. Nejvhodnější je jejich použití u opakovaných subluxací a luxací pately. Díky bandáži dochází ke korekci nežádoucích patelárních pohybů (Podškubka in Dungl et al., 2005) (Obrázek 31).

**Obrázek 31: Bandáž ke stabilizaci pately. Používá se ke korekci nežádoucích pohybů pately.**



Zdroj: (Podškubka in Dungl et al., 2005, s, 989)

Richards et al. (2015) měli ve své studii za cíl prozkoumat biomechanické účinky tapingu a ortézy u zdravých jedinců a osob s bolestí femoropatelního kloubu. Zjišťovali, zda u jednotlivých intervencí existuje „žebříček účinnosti“. 24 probandů s femoropatelní bolestí a 39 zdravých jedinců bylo požádáno, aby provedli pomalý krok dolů ze schodu. Tento úkol prováděli náhodně bez intervence, s neutrální patelní tapingem, s tubigripem, s femoropatelní web brace ortézou s patelní stabilizací a se silikonem vyztužujícím kompresní návlek. Trojrozměrné pohyby a momenty v kolenním kloubu byly shromažďovány pomocí infračerveného systému s deseti kamerami. Testy ukázaly, že probandi s femoropatelní bolestivým syndromem měli signifikantně větší genua valga či vara. Na konci testu byli probandi požádáni, aby intervence seřadili podle toho, které jim podle nich nejvíce pomohly při stabilitě kloubu a bolesti. Nejoblíbenějším byla web brace ortéza s patelní stabilizací nebo silikonem vyztužený kompresní návlek, neutrální taping nebo tubigrip a poté žádná intervence. Závěrem tedy je, že tyto změny v biomechanice kolenního kloubu poskytují důležité důkazy o možných propioceptivních a

mechanoreceptivních účincích těchto ošetření a jejich úloze při léčbě jedinců s femoropatelární bolestí (Richards et al., 2015).

Johnston et al., (2004) ve své studii zkoumali vliv ortézy korigující pronační postavení nohou u osob s femoropatelární bolestí. Ortézy na nohy se používají jako běžná intervence u pacientů, kteří mají pronační postavení nohou a trpí femoropatelárním bolestivým syndromem. Johnston et al. (2004) zkoumali 16 osob s femoropatelární bolestí a s pronačním postavením nohou. Po základní studii těchto probandů následovala intervence s individuálními ortézami. Výsledkem bylo významné zlepšení v subškálách bolesti a ztuhlosti již dva týdny po zahájení intervence. Závěrem studie tedy je, že ortézy vyráběné na míru mohou zlepšit symptomy patelofemorální bolesti u pacientů s nadměrnou pronací chodidla a že i nožní ortézy dokáží ovlivnit femoropatelární syndrom (Johnston et al., 2004).

### **3.1.5 Fyzikální terapie**

Obecně se u femoropatelárního syndromu volí analgetické procedury fyzikální terapie. V rámci elektroterapie jsou vhodné DD a TENS proudy. Kolář a Kříž in Kolář et al. (2005) udávají, že konkrétně na m. quadriceps femoris jsou vhodné myorelaxační procedury jako je ultrazvuk nebo kombinovaná elektroléčba. Vhodné je i využití hydroterapie – vířivky. Lze užít i vakuumkompresivní terapie nebo kryoterapie (Kolář a Kříž in Kolář et al., 2009).

K redukci bolesti se používá i termoterapie jako je například horká role nebo tepelné zábaly (Pavlů, 2002).

Janssen et al. (2020) ve své studii zjišťovali rozložení naměřených teplot kůže pately a prozkoumávali přítomnost teplotních podskupin u pacientů s femoropatelární bolestí. Teplota kůže byla měřena fyzioterapeuty pomocí levného ručního digitálního teploměru. Zjistili, že na rozdíl od zdravých probandů, měla teplota kůže pately zjevné bimodální rozložení s širokým rozptylem ve všech teplotních podskupinách pacientů s femoropatelárním bolestivým syndromem. Podskupiny měli rozděleny na studenou (<30 °C), normální (30 – 35,2 °C) a horkou pokožku (≥35,2 °C). Studie tedy zjistila, že lze používat obyčejný teploměr k hodnocení pravé teploty kůže pately a podle toho tak zvolit správnou fyzikální terapii například při léčbě femoropatelárního syndromu (Janssen et al., 2020).

Yosmaoğlu et al. (2020) ve své studii zkoumali vliv multimodální terapie a cílené terapie na skupiny pacientů s femoropatelárním syndromem. Multimodální léčba obsahovala

kryoterapii, TENS proudy, ultrazvuk, isometrické posilování kvadricepsu a cvičení v otevřených kinematických řetězcích. Pacienti, kterých multimodální klasická léčba pomohla, byly se studie vyřazeny. Pacienti, kterým multimodální léčba nepomohla byly rozděleny do 3 skupin: silní, slabí a ztuhlí a slabí s pronací nohou. Každá skupina měla svou individuální cílenou terapii. Skupina silných dostala i patelární ortézu a výsledky prokázaly, že právě tato skupina pocítovala signifikantně menší bolesti během aktivit po cílené terapii. Studie prokázala, že až 30 % pacientů pocítilo zlepšení po multimodální terapii a až 70 % pacientů pocítilo zlepšení po cílené terapii (Yosmaoğlu et al., 2020). Z výsledků studie vyplývá, že pokud jsou na jedince s femoropatelárními bolestivými syndromy použity jak korektivní metody, jako je ortéza nebo posilování v otevřených kinematických řetězcích, tak prvky fyzikální terapie, docílí se kýženého efektu.

### 3.2 Operativní

Medicína užívá při terapii femoropatelárních obtíží i medikaci. Léčba nesteroidními antirevmatiky je pouze symptomatická a využívá se především jejího analgetického a protizánětlivého účinku. Lze použít i léky na osteoartrózu. Jedná se o chondroprotektiva nebo SYSADOA (symptomatic slow acting drugs in osteoarthritis) (Podškubka in Dungal et al., 2005).

*„Dělí se na léky podávané celkově a aplikované přímo do kloubu. Celkově se podávají např. glukosaminsulfát, chondroitinsulfát a diacerein. Přímo do kloubu se aplikují deriváty kyseliny hyaluronové, lišící se molekulární hmotností.“* (Podškubka in Dungal et al., 2005)

Podáním těchto léků dojde k příznivému ovlivnění chondrocytů. Dojde ke stimulaci jejich anabolických funkcí a k inhibici jejich funkcí katabolických. Pozitivně se tak ovlivní chrupavky femoropatelárního skloubení. Díky výše zmíněným lékům dojde i k pozitivnímu ovlivnění složení extracelulární matrix chrupavky, zlepší se viskoelasticita a syntéza synoviální tekutiny. Pokud neuspěje léčba rehabilitační ani medikace, přistupuje se k operačnímu řešení (Podškubka in Dungal et al., 2005).

Nepřekonatelná bolest může být jedním z důvodů, proč se u femoropatelárního syndromu provádějí operace. Hojení poškozené chrupavky u femoropatelárních bolestí je zatím nejasné. Jak již bylo popsáno výše, patelární chrupavka degeneruje od kosti, a tudíž se někteří autoři domnívají, že k hojení dochází v bazální vrstvě chrupavky ze subchondrální kosti. V superficiální vrstvě chrupavky hojení možné není. Názorem je také fakt, že hojení

chrupavky je obecně možné, ale schopnost chondrocytů je značně limitována. Nicméně drobné změny jsou schopny se hojit, a to je důvod, proč u femoropatelního syndromu je možné vidat otok (Podškubka in Dungal et al., 2005).

Artroskopie kolenního kloubu slouží jako metoda vyšetřovací, ale může sloužit i jako metoda terapeutická. Provádět se může výplach nebo shaving v kolenním kloubu. Slouží ale také k provedení různých návrtů (Podškubka in Dungal et al., 2005).

Pokud se u femoropatelních obtíží vyskytuje i chondropatie pately, jsou výsledky operací nejlepší po vzniku subluxací či luxací pately, a naopak nejhorší při vzniku idiopatických chondropatií. Operační řešení se dají rozdělit na výkony kauzální a na výkony paliativní nebo je lze společně kombinovat. Kauzální operační výkony mají za úkol obnovit fyziologické poměry a snížit tlak ve femoropatelním skloubení. Řadí se sem laterální release (uvolnění laterálních retinákul), distální a proximální korekce postavení a průběhu extenzorového aparátu nebo lze tyto jednotlivé výkony kombinovat. Pokud je u pacienta těžká kostní abnormalita, jako jsou například genua valga nebo zvýšená anteverze krčku femuru, přistupuje se ke korekci deformity a k následnému zlepšení femoropatelních obtíží. V rámci paliativních operačních výkonů se přistupuje k výše uvedenému shavingu, debridementu nebo k návrtům. Mohou se i transplantovat autologní osteochondrální štěpy nebo autologní chondrocyty. Vyskytují se i umělé náhrady patel nebo celkového femoropatelního kloubu. Nicméně se nejedná zatím o dostatečně úspěšné operace (Podškubka in Dungal et al., 2005).

Dandy et al. (1975) ve své studii zkoumali souvislost chondromalacie a nestabilní pately. Udávají, že nestabilita extenzorového aparátu je důležitá pro etiologii chondromalacie pately. Příznaky chondromalacie pravděpodobně ustoupí u většiny pacientů s dislokací nebo subluxací pately, pokud se podaří stabilizovat biomechanismus femoropatelního skloubení. Operativně lze tohoto zlepšení docílit bez shavingu nebo bez vrtání do pately. Zlepšení je pravděpodobně způsobeno snížením abnormálního smykového namáhání kloubní chrupavky. Operativně lze použít i šroub k zajištění extenzorového aparátu na tuberositas tibiae, nicméně tento výkon je často spojen s přetrvávající bolestí, citlivostí a postižením (Dandy et al., 1975).

Podškubka in Dungal et al. (2005) uvádí, že nejčastěji se v rámci operačního řešení užívá release laterálních retinákul a to konkrétně u syndromu laterální hyperprese nebo při zevním sklonu či při lateralizaci pately. Aby operace dopadla dobře, musí před operací dojít

ke správné diagnóze. Na axiální snímku z rentgenového vyšetření před operací by mělo dojít k potvrzení inkongruence, laterálního sklonu a k posunu pately. Protěti zkrácených retinákul se poté následně provádí 5 mm zevně od pately. Druhým nejčastějším operačním řešením je mediální či ventromediální transpozice distálního úponu ligamentum patellae. Provádí se u pacientů s femoropatelní bolestí, která je podmíněná chybným postavením či recidivující subluxací nebo luxací pately. Operací se v podstatě zkoriguje Q-úhel přemístěním tibiálního úponu ligamentum patellae mediálně. V rámci operace dojde i k uvolnění laterálních retinákul a někdy i k transpozici m. vastus medialis. Ovlivnění defektů chrupavky je pak třetím operačním řešením. Pokud je již chrupavka poškozena na svém povrchu, dá se ošetřit artroskopicky shavingem a laváží daného skloubení, které má pravděpodobně spolu s užitím rotační frézy hlavní zásluhu na povedené operaci. Rotační fréza slouží k odstranění již rozvlákněné chrupavky. Pokud jsou defekty chrupavky u subchondrální kosti, je indikována excize defektu společně s návrtvy, mikrofrakturami nebo abrazií subchondrální kosti. Provádí se záměrně i perforace sklerotické subchondrální kosti, aby došlo k vyplavení pluripotentních mezenchymálních buněk, které umožní vstup cév do defektu, a tak dojde k vyplnění perforací fibrózní chrupavkou. Což umožňuje hojení subchondrální kosti (Podškubka in Dungal et al., 2005).



## 4 Femoropatelní syndrom u cyklistů

Extenzorový aparát kolenního kloubu je u cyklistů často velmi přetěžován. Femoropatelní bolestivý syndrom může být problémem u cyklistů, pokud dochází ke špatnému nastavení dolní končetiny během cyklistiky, dochází-li k nesprávnému přetěžování a ke špatné koaktivaci svalů stehna nebo pokud se u jednotlivých cyklistů vyskytují různé dysplazie patel.

Dieter et al. (2014) udává, že femoropatelní syndrom je v cyklistickém sportu rozšířený a pro cyklisty oslabující. Podle Dietera et al. (2014) je jen málo známo o mechanismu, který způsobuje femoropatelní bolest u cyklistů.

### 4.1 Cyklistika

Přístroj, který se dá považovat za první kolo si nechal roku 1817 patentovat německý baron Karl Friedrich Drais von Sauerbronn. Jednalo se o kolo nazývané „draisina“ s dřevěným rámem, pevným kolem vzadu a říditelným kolem vpředu (Obrázek 32).

Obrázek 32: Draisna



Zdroj: (Sidwells, 2004, s. 10)

Po tomto vynálezu přišly na řadu další přístroje pojmenované „kostitřasy“, které jezdec poháněl odrážením se o zem. Skutečná kola pak přišla s vynálezem pedálu. Roku 1839 sestavil kovář Kirkpatrick Macmillan přístroj, který měl zadní kolo poháněné šlapkami. Nicméně se však ukázaly jako neefektivní a na opravdové kolo si musela tehdejší společnost ještě počkat (Sidwells, 2004).

Pařížský karosář Pierre Michaux připojil roku 1861 kliky a pedály k přednímu kolu kostitřasu a tak vznikl velociped. Tímto vynálezem se začaly v Paříži v 70. letech 19. století, a následně i mezi dalšími městy, jezdit závody. Vznikl tak sport, který se zrodil v pařížském parku (Obrázek 33).

**Obrázek 33: Raný pařížský závod, asi 70. léta 19. století**



Zdroj: (Sidwells, 2004, s. 11)

Mezi jednotlivými týmy začala růst rivalita a kola se začala vylepšovat. Za první snahy o zdokonalení kol se považuje nárůst předního kola. K velkému přednímu kolu se připojily i pedály, a to z toho důvodu, že vzdálenost, kterou kolo urazí po jednom sešlápnutí pedálu je tak velká, jak je velký obvod kola. Mělo tak dojít ke zrychlení. A tak vznikla kola s velkým předním kolem o průměru 1,2-1,5 m a malým kolem zadním. Nicméně tato konstrukce byla nestabilní, protože jezdec seděl velmi vysoko. Díky tomu docházelo k častým pádům a úrazům. Kvůli nepraktičnosti vysokých kol uvedl v roce 1888 Angličan John Kemp Starley na trh značku kol Rover s velikostí kol o průměru 76 cm (Sidwells, 2004) (Obrázek 34).

**Obrázek 34: Kolo Rover**



Zdroj: (Sidwells, 2004, s. 11)

V 80. letech 19. století vynalezl John Boyd Dunlop první pneumatiky. Následně v roce 1903 uspořádal redaktor časopisu L'Auto závod okolo Francie, aby udělal svému časopisu reklamu. A tak došlo ke vzniku Tour de France. V první světové válce nacházela

kola své místo i na bojišti. Díky nim se přesouvaly jednotky, munice a předávaly se tak i zprávy (Sidwells, 2004).

Rozvoj technologií postupoval od pneumatik k vynálezu galusek až k vynálezu přehazovačky, kterou v roce 1933 vynalezl Ital Tullio Campagnolo. K dalšímu významnému technickému pokroku došlo až v 70. letech 20. století, kdy začali cyklisté v Kalifornii jezdit na kolech clunker („křáp, kraksna“), a tak vznikl nový sport – jízda na horských kolech. Začalo se jezdit v terénu a vznikla BMX (Bicycle Motocross) kola a triatlon. V 80. letech 20. století se vyvíjejí stále další a další techniky, které usnadňovaly profesionálním cyklistům jízdu na kole. V 90. letech se na trh dostávají odpružené vidlice, které pomáhají zmírňovat nárazy v terénu. V roce 1993 Graeme Obree ze Skotska zajel nový hodinový rekord, protože užil při jízdě novou aerodynamicky výhodnou pozici. Posléze tím způsobil, že UCI (Union Cycliste Internationale) začala jinak nahlížet na design kol. V dnešní době se kola prosazují v různých odvětvích. Používá je integrovaný záchranný systém, slouží jako rozvážkové služby a prosazují se ve městech, aby se snížila dopravní automobilová doprava a negativní dopad na životní prostředí (Sidwell, 2004).

#### **4.1.1 Ergonomie na jízdním kole**

Aby mohla být cyklistika vykonávána správně a efektivně, je potřeba nalézt svůj optimální rytmus pohybu. Pochopení techniky jízdy je důležité proto, aby se cyklista na kole naučil jezdit a nemusel nesmyslně dřít. Nejdůležitější je pro pochopení správné techniky pochopení správného nastavení těla, tedy posedu na kole (Landa, 2005).

Prvním důležitým krokem při nastavování posedu, je nastavení výšky sedla. Jediněc sedící na kole začne šlapat na kole pozpátku. Při správné výšce sedla se pata neodlepí od pedálů a koleno je v dolní pozici pedálu v semiflexi. Nemělo by ani docházet k přenášení boků ze strany na stranu. Při nastavování sedla vpřed by mělo být koleno vertikálně nad osou pedálu. Při spuštění kolmice přes patelu, by měla kolmice procházet osou pedálu. Pokud bude kolmice padat před osu pedálu, dochází k přetěžování femoropatelního skloubení. Sklon sedla by neměl být ani moc dopředu, ani moc dozadu. Pokud by bylo sedlo nakloněno příliš vzhůru, docházelo by ke klopení pánve dozadu a byla by zvýšená zátěž na bederní páteř. Naopak pokud bude sedlo nakloněno příliš dolů, bude větší váha na zápěstí a pažích a bude tak docházet k jejich přetěžování. Důležitá je i poloha nohy na pedálu. Nejširší část chodidla by měla být nad osou pedálu a noha by zároveň neměla být v přílišné pronaci ani supinaci (Landa, 2005).

Na kole se zejména sedí. Jak při sedu na kole, tak při jízdě ve stoje, jsou ale důležité souhyby trupu, které by měly být minimální. Trup by měl vytvářet uvolněný luk nad rámem kola (Landa, 2005) (Obrázek 35).

**Obrázek 35: Pozice trupu cyklisty**



Zdroj: (Landa, 2005, s. 15)

Horní trup cyklisty by za jízdy neměl vykonávat téměř vůbec nic. Celá váha těla je na sedle a pro pohyb jsou využívány pouze svaly dolních končetin. Chyba je, pokud cyklista na kole stojí, místo toho, aby seděl. Dochází tak k neefektivní jízdě a k rychlé únavě a přetěžování svalů dolních končetin. Tato chyba se dá rozeznat výrazným poskakováním cyklisty během jízdy. Držení horních končetin je uvolněné, lokty směřují šikmo, zevně a dozadu. Ramena jsou uvolněná a jsou tažena dolů od uší (Obrázek 36).

**Obrázek 36: Správná (uvolněná) poloha paží**



Zdroj: (Landa, 2005, s. 16)

Stehna by měla být při jízdě na kole postavená rovnoběžně s podélnou osou kola. Kolena by měla být tlačena spíše vnitřně, a ne příliš zevně. I postavení hlezenních kloubů a celé nohy by mělo být rovnoběžné s podélnou osou kola (Landa, 2005) (Obrázek 37).

**Obrázek 37: Správná poloha dolních končetin**



Zdroj: (Landa, 2005, s. 17)

Převážně jezdci na horských kolech mají zevně rotační postavení jak kyčlí, kolen tak i hlezenních kloubů. Aby nedocházelo k decentraci kloubů dolních končetin a k přetěžování nesprávných svalových skupin, jsou vhodné SPD pedály nebo LOOK pedály, které nohu pevně ukotví (Landa, 2005).

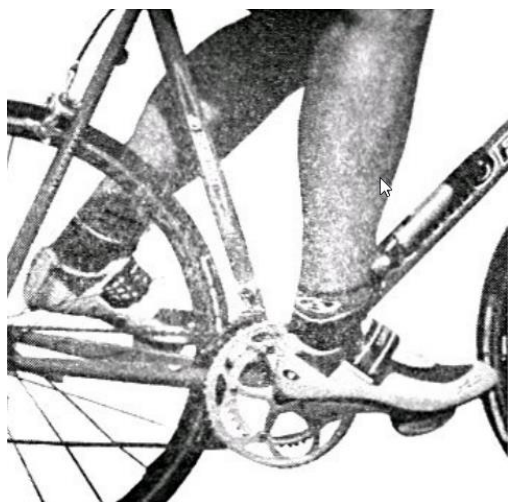
#### **4.1.2 Biomechanika jízdy na kole**

Dle Landy (2005) je pojem „šlapání na kole“ pojmem špatně užívaným. Při samotné jízdě na kole by mělo docházet spíše k „točení“ klikou pedálu po celém jejím obvodu. Do pedálů by se nemělo šlapat velkou silou směrem dolů, ale mělo by docházet spíše k plynulému a pomalému přenosu malé síly do klik kola. Chybou jsou trhavé pohyby, poruchy plynulosti nebo rytmu pohybu a převážně tzv. „prošlapávání pat“ (Landa, 2005).

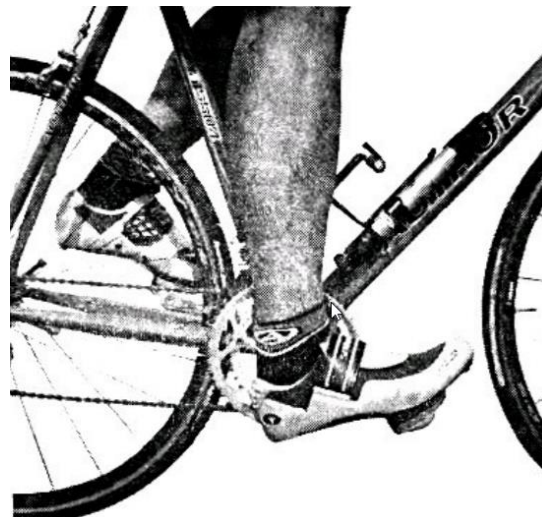
*„Úhel v kotníku by měl být o něco málo větší než 90° a neměl by se po celou kruhovou dráhu příliš měnit.“ (Landa, 2005, s. 17)*

Pohyb by měl tedy probíhat pouze v kyčelních a kolenních kloubech s mírným zapojením hlezenných kloubů. Úplnou chybou je pak tahání tretry přes nárt (Landa, 2005) (Obrázky 38 a 39).

**Obrázek 39: Správné postavení chodidla na pedálu**



**Obrázek 38: Nesprávné postavení chodidla - pata "propadá" pod osu pedálu**



Zdroj: (Landa, 2005, s. 18 (Obrázek 38 a 39))

Frekvence šlapání na jízdním kole je vyjádřena počtem otáček za minutu. Spodní hranice otáček je téměř nulová, nicméně horní hranice se blíží 100 otáčkám za minutu. Optimální frekvence je mezi 60-80 otáčkami za minutu. Frekvence šlapání nezáleží pouze na tělesných predispozicích, ale také na profilu tratě. Pokud jezdec šlape ze sedla, je frekvence často nízká. To samé platí při výšlapu prudkých a těžkých kopců (Landa, 2005).

S frekvencí se pojí rytmus jízdy. Pokud cyklista vykazuje správný posed a zvládá dobře techniky jízdy, měl by být jeho optimální rytmus projevem téměř neměnné a ustálené frekvence. Pokud dojde k dosažení rovnovážného zatížení, tak se fyziologické funkce v organismu ustálí a nastane rovnovážný stav, při kterém je cyklista schopen zajistit si dlouhodobý vytrvalostní výkon. Landa (2005) udává, že najít tento rovnovážný stav je dlouhodobý proces, který není v podstatě nikdy ukončen. Velký vliv na rytmicitu jízdy a na adekvátním zatížení mají i malé změny hmotnosti, zranění nebo zakoupení si nového kola (Landa, 2005).

Cyklistika dovoluje jezdcovi jezdit bez nadměrné zátěže kloubů. Tato skutečnost ale nemusí být vždy výhodou, protože právě odporový trénink je druh tréninku, který má přínos pro kosti. Když dochází k jakémukoliv cvičení, zátěž, kterou je daný pohyb vykonáván, vytváří sílu. Nicméně díky plynulosti šlapání na kole nedochází k dostatečnému zatěžování kostí. Sovndal (2013) udává, že tato skutečnost je důvodem, proč se u sportovců, kteří se

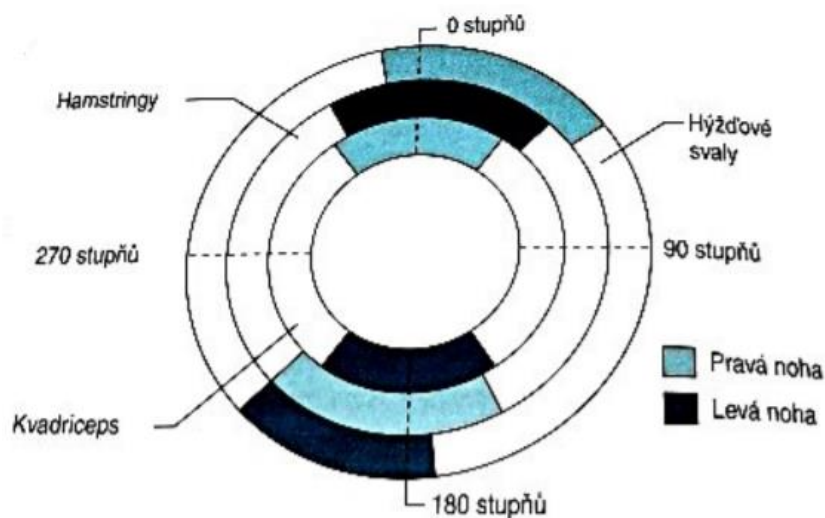
věnují pouze cyklistice, vyskytuje větší výskyt osteoporózy. Proto je důležité zapojit u cyklistů i silový trénink, který zvyšuje mineralizaci kostí a zvyšuje tak kostní architekturu (Sovndal, 2013).

### 4.1.3 Aktivita zapojovaných svalů při jízdě

Pro vykonávání efektivní cyklistiky, je důležité zapojovat celé tělo. Koordinovaný trénink je vhodný díky tomu, že dochází k zapojování četných svalových skupin najednou. Izolované posilování jednotlivých svalů pro efektivní jízdu na kole nestačí. Aby mohl jedinec vykonávat pohyb plynule, je třeba vybudovat pevný střed těla a zároveň využít mobilitu paží a nohou. V průběhu pohybu na kole dochází k zapojování svalů, které pracují proti odporu, k pohybu antagonistických svalů a také k aktivaci dynamických stabilizátorů jednotlivých kloubů (Sovndal, 2013).

Nejzatěžovanější skupinou svalů při cyklistice jsou nohy, kyčle a hýždě. Při pedálové rotaci dojde při změně úhlu i ke změně svalového zapojení (Obrázek 40).

Obrázek 40: Aktivace jednotlivých svalů během pohybu pedálů



Zdroj: (Sovndal, 2013, s. 154)

Při jízdě na kole má cyklista vždy jeden kolenní kloub ve flexi a druhý v extenzi (mírná semiflexe). Flexory na jedné noze a extenzory na druhé noze tak pracují ve stejnou dobu. Díky širokému záběru mnoha svalů na jedno sešlápnutí, je cyklistika výborné komplexní cvičení. Nicméně břicho a horní polovina trupu jsou oblasti, které dolní polovinu těla stabilizují. Díky mozkové kůře je vyslán signál k pohybu a díky mozečku dokáže tělo udržet stabilitu a směr jízdního kola v rovnováze a koordinaci (Sovndal, 2013).

Při správném sešlápnutí pedálů se jedna dolní končetina nachází na šesti hodinách a je mírně v semiflexi, zatímco druhá je ve stejné době na 12 hodinách a stehno je téměř rovnoběžné se zemí. Při záběru dolů se tak optimálně zapojují gluteální svaly a to převážně m. gluteus maximus. Ve stejnou chvíli se zapojuje i m. quadriceps femoris, protože na něj působí velký odpor. A to zvláště ve chvíli, když chodidlo při šlapání dosahuje vrcholu. Při přecházení v pedálovém cyklu do extenze kolenního kloubu se zapojuje i hlezenní kloub. Lýtčkové svaly a svaly bérce zvyšují výkonnost v průběhu celého pedálového pohybu a pomáhají stabilizovat kotník a chodidlo (Sovndal, 2013).

Kvůli ohnutému cyklistickému sedu jsou pro cyklistu důležitá silná a zdravá záda. Při naklonění dopředu podporuje páteř erector spinae, m. latissimus dorsi a m. trapezius. Při jízdě na silničním kole, které má i ohnutá řídítka dolů („berany“), pomáhají tyto svaly udržovat vyrovnaná záda a cyklista tak docílí lepší aerodynamiky. Namáhané jsou i svaly krku a to především m. splenius a horní parce m. trapezius, které pomáhají udržovat oči fixované na silnici. Aby všechny zádové svaly fungovaly při cyklistice tak jak mají a aby nedocházelo k bolesti zad, je potřeba tyto svaly udržovat v kondici. Břišní svaly – m. rectus abdominis, m. transversus abdominis a m. obliquus internus abdominis a externus abdominis zajišťují boční a přední stabilitu trupu právě proti silným a dobře vyvinutým svalům zádovým. Jestliže jsou břišní svaly slabé, není páteř kvalitně podporována, dochází k jejímu přetěžování a začíná tak bolest zad (Sovndal, 2013).

Horní končetiny jsou při cyklistice důležité pro zajišťování kontroly jízdy a také k přenesení výkonu. Při dynamice (při šlapání na kole) dochází ke střídavé kontrakci a relaxaci flexorů a extenzorů horních končetin. M. biceps brachii, m. triceps brachii a svaly předloktí spolu po celou dobu jízdy spolupracují, aby docházelo prostřednictvím ramene ke stabilizaci trupu. I m. rhomboidei, rotátorová manžeta a m. deltoideus pomáhají udržet stabilitu a správnou polohu ramenního kloubu, který je během jízdy neustále pod tlakem. Hrudní svaly pak umožňují udržovat stabilitu mezi svalovinou zad a svalovinou ramenního kloubu. M. pectoralis maior a minor umožňují se naklonit na kole více dopředu, a hlavně umožňují pohyb řídítka ze stran na stranu (Sovndal, 2013).

*„Pamatujte, vyváženost a symetrie jsou klíčem k správné kondici a správná kondice je nutná k získání síly a omezení rizika zranění.“ (Sovndal, 2013, s. 13)*



#### **4.1.4 Fyzioterapie pro cyklisty**

Při práci v rámci fyzioterapie s cyklistou, je důležitý dobrý stretching zkrácených svalových skupin a převážně správná technika provádění silových cviků. Nezaměřovat se pouze na svaly dolních končetin a hýždě, ale pracovat s celým tělem cyklisty. Edukace správné práce celého těla cyklisty je i prevencí nestability a následných pádů a zranění. Kardiorespirační zatížení je pro cyklisty neméně důležité jako silové cvičení. Sílu, kondici a vytrvalost je třeba budovat na již dříve získaných fyzických zdatnostech. Sovndal (2013) udává, že klíčem k udržení kondice je adaptace. Díky adaptaci tělo zvyšuje svou sílu a fyzickou zdatnost. Smyslem celého cvičení, které má pro cyklisty ale i jiné sportovce nějaký význam, je tělo neustále překvapovat různými cviky, aby se dokázalo co nejlépe adaptovat. Mělo by i v rámci fyzioterapie docházet ke střídání různých metod cvičení. Vhodné je kombinovat prvky bez závaží, posilovat ale i na strojích a trénovat stabilitu na labilních plochách. V rámci jednotlivých cviků je vhodné imitovat jezdeckou pozici a zároveň si i při vykonávání cviků představovat jízdu na kole. Je vhodné si při provádění cviků představovat, které svalové skupiny se zapojují při jízdě na kole. Prvky představivosti jsou vhodnou tréninkovou metodou, kterou používají nejen cyklisté (Sovndal, 2013).

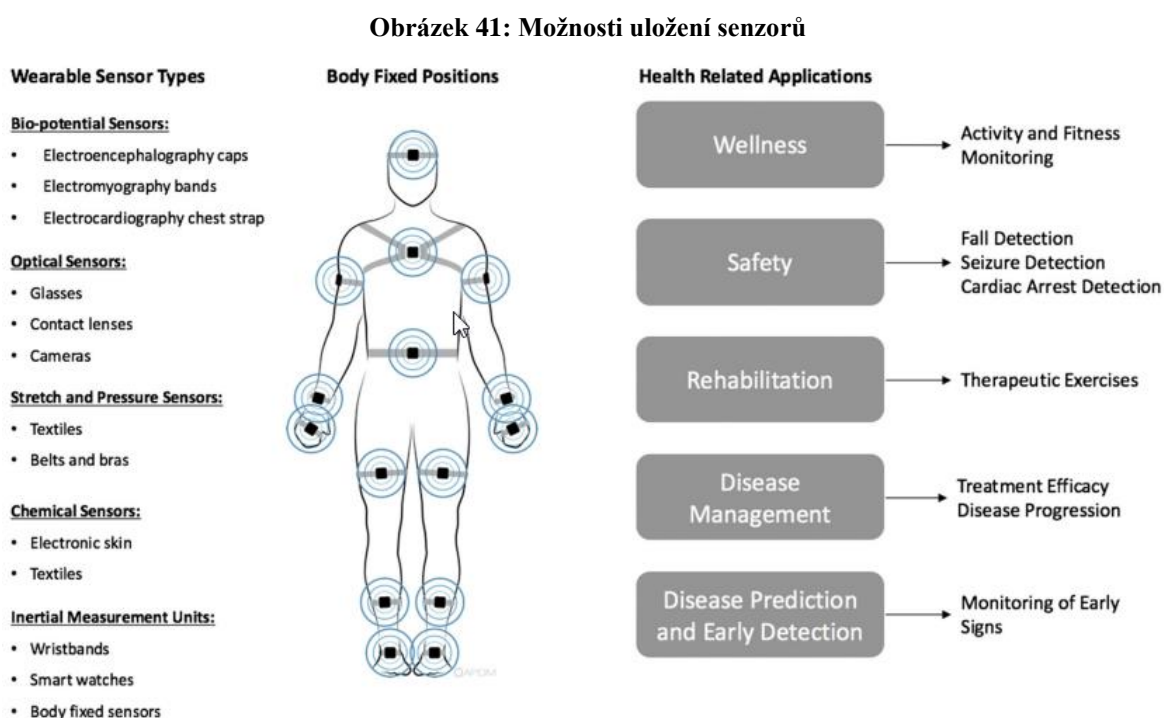
## 5 Zvolené metody výzkumného šetření

### 5.1 Trigno IM sensor (Delsys®, Boston, USA)

Inerciální měřicí jednotka (IMU) je zařízení, které se skládá z gyroskopů, akcelerometrů a jeho součástí může být i magnetometr. Gyroskop slouží pro měření a hlášení úhlové rychlosti a akcelerometr pro měření a hlášení specifické síly. Magnetometr pak měří magnetické pole obklopujícího systém. IMU dokáže měřit a vykazovat měrnou tíhu a úhlovou rychlost objektu, ke kterému je zařízení připojeno (WHAT IS AN INERTIAL MEASUREMENT UNIT?, 2020).

Hughes (2019) uvádí, že IMU zařízení obsahuje akcelerometrické komponenty, které se připevňují například na kůži na holenní kosti a dokážou tak kvantifikovat vnitřní tibiální otřesy prostřednictvím měření axiálních tibiálních vrcholových zrychlení.

Senzory se ale dají aplikovat kdekoliv na tělo, kde chceme měřit například úhlové rychlosti různých částí těla. Obrázek 41 od Jalloul (2018) udává jednotlivá uložení senzorů na lidském tělo.



Zdroj: (Jalloul, 2018, s. 250)

Senzory, které se umisťují na tělo probanda umožňují objektivní, validní a citlivé hodnocení fyzických funkcí během funkčních testů jako může být chůze, chůze do schodů, sed-stoj nebo například SEBT test (Grimm, 2016).

## 5.2 SEBT

The Star Excursion Balance Test (SEBT) neboli balanční test s hvězdicovou exkurzí je běžný klinický test, který může poskytnout informace o dynamickém pohybu jedince. Nicméně ale neodráží kvalitu pohybu nebo strategie posturální kontroly a také neuvádí kinematiku pohybu dolní končetiny. Z toho důvodu je spojení klinického testu SEBT se zařízením Trigno IM senzor více než vhodné (Budini et al., 2018).

Plisky et al. (2009) udává, že SEBT je balanční test s hvězdicovou exkurzí, který vyžaduje sílu, flexibilitu a propiocepci a používá se k hodnocení fyzické výkonnosti, identifikaci chronické nestability kotníku a k učení sportovců s vyšším rizikem zranění dolních končetin. Za účelem zlepšení opakovatelnosti měření složek testu SEBT byl vyvinut test Y-Balance Test (Plisky et al., 2009).

Budini et al. (2018) ve své studii zkoumali 24 zdravých jedinců. Každý proband provedl SEBT a to konkrétně jeho modifikaci Y-balance Test za tří randomizovaných podmínek (Obrázek 42), dále viz kapitola *Diskuse*.

**Obrázek 42: Y-Balance Test**



Zdroj: (Budini et al., 2018, s. 93)

Plisky et al. (2009) provedli studii, jejímž cílem je podat zprávu o vývoji a spolehlivosti Y-Balance Testu. Pomocí Y-Balance Testu byly měřeny vzdálenosti výkmitů jedné končetiny na vzorku 15 vysokoškolských hráčů fotbalu. Ke stanovení spolehlivosti testu byly použity koeficienty korelace (ICC). Tato studie prokázala, že Y-Balance Test má dobrou až vynikající spolehlivost. Prokázali, že Y-Balance Test je spolehlivý test pro měření vzdálenosti výkroku jedné končetiny, zatímco jsou probandi testováni dynamickými testy rovnováhy (Plisky et al., 2009).

# PRAKTICKÁ ČÁST

## 6 Hlavní cíl práce

Hlavním cílem práce bylo pomocí několika měření, dotazníku a vizuálních analogových škál sledovat možnost ovlivnění femoropatelárních bolestí tapingem dle McConnell (McConnell, 1986) na skupině cyklistů. Díky konečným výsledkům lze zhodnotit účinnost daného tapingu během jízdy na kole a docílit tak zmírnění bolesti v rámci femoropatelárního skloubení.

## 7 Dílčí cíle práce

V práci byly stanoveny tyto dílčí cíle, které navazovaly na cíl hlavní. Zaprvé zhodnotit působení tapingu dle McConnell na stabilitu dolní končetiny při provádění Star Excursion Balance Testu, a to konkrétně jeho modifikace Y-Balance Test pomocí přístroje Trigno IM sensor (Delsys ®, Boston, USA) (Budini, 2018).

Zadruhé porovnat stabilitu pomocí výše uvedeného přístroje při stožení na dominantní a nedominantní dolní končetině při provádění Y-Balance Testu.

Posledním dílčím cílem bylo porovnat kompozitní skóre volné dolní končetiny při provádění Y-Balance Testu bez aplikace tapingu dle McConnell na stejné dolní končetině a poté s jeho aplikací.

## 8 Úkoly práce

Úkoly pro splnění cílů byly následující:

- Získat teoretické znalosti o problematice femoropatelárních bolestí, o technice tapingu dle McConnell (McConnell, 1986), vybrat vhodné metody testování a vybrat vhodné možnosti pro vyhodnocování měření probandů.
- Vybrat probandy.
- Vybrat vhodné metody testování a zvolit vhodnou metodiku.
- Zhodnotit všechny výsledky a učinit závěry.

## **9 Výzkumné problémy**

S ohledem na cíle a úkoly práce jsme stanovili následující hypotézy.

### **9.1 Hypotéza 1**

Naměřené hodnoty ROV postižené dolní končetiny budou nižší po aplikaci tapingu dle McConnell.

### **9.2 Hypotéza 2**

Kompozitní skóre volné dolní končetiny od středu Y-Balance Testu bude po aplikaci tapingu dle McConnell na postižené stejné dolní končetině větší než bez aplikace tapingu nebo se jeho hodnota nijak nezmění.

### **9.3 Hypotéza 3**

Naměřené hodnoty ROV budou s aplikací tapingu na nedominantní dolní končetině nižší než na dominantní dolní končetině.

### **9.4 Hypotéza 4**

Kompozitní skóre volné dolní končetiny od středu Y-Balance Testu bude po aplikaci tapingu dle McConnell na zdravé stejné dolní končetině nižší než bez aplikace tapingu nebo se naměřené hodnoty nijak nezmění.

### **9.5 Hypotéza 5**

Hodnoty VAS budou po aplikaci tapingu dle McConnell při provádění Y-Balance Testu nižší nebo stejné než bez aplikace tapingu.

### **9.6 Hypotéza 6**

Hodnoty VAS budou po dvouměsíčním období nižší nebo stejné než na začátku měření.

### **9.7 Hypotéza 7**

Hodnoty MFIQ budou po dvouměsíčním období nižší nebo stejné než na začátku měření.



## 10 Charakteristika sledovaného souboru

Pro celou praktickou část bakalářské práce jsme vybrali skupinu 10 probandů. Šlo o 5 žen ve věku od 19 let do 32 let a o 5 mužů ve věku od 21 let do 49 let. Výška žen se pohybovala od 163 cm do 175 cm a váha od 55 kg do 63 kg. Výška mužů byla od 177 cm do 186 cm a váha od 71 kg do 106 kg. Jednalo o zdravé jedince, kteří měli pozitivní alespoň jeden z funkčních testů na femoropatelní bolesti a negativní funkční testy na jiná poškození kolenních kloubů. Probandi byli aktivní rekreační a profesionální cyklisté, kteří museli ujet minimálně 60 km za týden. Své dokončené aktivity potvrzovali pomocí screenshotů ze svých mobilních zařízení nebo o dané aktivitě informovali pomocí zpráv na aplikaci Messenger. Z důvodu nesplnění výše uvedených kritérií jsme museli vyškrtnout jednoho probanda. Každý jeden proband souhlasil s dobrovolnou účastí v bakalářské práci a podepsal proto informovaný souhlas (Příloha A).

## 11 Metodika zpracování výzkumu

Měření proběhlo na skupině probandů, kdy u každého byly provedeny na obou kolenních kloubech dolních končetin tyto následující funkční testy pro vyloučení či potvrzení femoropatelního syndromu a testy potvrzující či vylučující poškození vnitřního a vnějšího menisku, postranních vazů kolenního kloubu a předního a zadního zkříženého vazy. Provedené testy na femoropatelní syndrom: Příznak „hoblíku“ (Patellar Grind Test) dle Koláře a Kříže in Kolář et al. (2009), Fairbankův Apprehension Test a Zohlenův test oba dva dle Podškubky in Dungal et al. (2005) (viz kapitola *Diagnostika*). Provedené testy na poškození menisků a postranních vazů kolenního kloubu: McMurrayův test a Apleyův test. Provedené testy na poškození předního a zadního zkříženého vazy: Přední a zadní zásuvkový test.

Dalším krokem bylo zjistit od probandů závažnost femoropatelních bolestí. Probandi uvedli, se kterým kolenním kloubem mají problém. Pokud je bolely oba kolenní klouby, byly požádány upřednostnit kolenní kloub s většími obtížemi. Hodnocení proběhlo formou Modified Functional Index Questionnaire (MFIQ) (Negahban et al., 2013). Dotazník byl mnou přeložen do češtiny (Příloha B) z anglického originálu. (Příloha C) Každý z probandů dostal dotazník a odevzdal jej autorovi práce. Následovalo vyhodnocování bolesti na vizuální analogové škále bolesti (VAS) (Obrázek 43). Jednotliví probandí měli na horizontální ose označené zleva čísly 0 (žádná bolest) až 10 (nejhorší představitelná bolest) zaznamenat, jakou bolest prožívají v klidu, při jízdě na kole a po jízdě na kole. Pro jednotlivé ukazatele byla zvolena jiná barva na VAS.

Obrázek 43: Vizuální analogová škála bolesti



Zdroj: (Nemusíte snášet bolest, 2017)

Dále byl proveden Star Excursion Balance Test (SEBT) a to konkrétně modifikace s názvem Y-Balance Test, při jehož provádění byla pomocí přístroje Trigno IM sensor (Delsys®, Boston, USA) měřena úhlová rychlost kolenního kloubu. Použity byly dva senzory, každý z nich jsme umístili cca 10 cm nad malleolus lateralis, a to proto, abychom se vyvarovali

přímému kontaktu se šlachami peroneálních svalů. Senzory byly na tělo připevněny dvěma rigidními tapy Dream Tape 4 cm x 10 m. Y-Balance Test se skládal ze tří nalepovacích pásek Dream Tape 5 cm x 10 m, které byly umístěny na čistou podlahu. Nalepovací pásky byly umístěny v anteriorním, posteriomedialním a posteriolaterálním směru. Posterioerní pásky byly umístěny v úhlu 135° od pásky v anteriorním směru a mezi posterioerními páskami byl úhel 90° (Plisky et al., 2009) (Obrázek 44). Stojná dolní končetina se stává testovanou dolní končetinou pro YBT. Měření v této fázi probíhalo bez použití aplikace tapu dle McConnell a probíhalo nejdříve na dominantní a poté na nedominantní dolní končetině. Dominance dolní končetiny byla určena kopem do míče (Budini et al., 2018).

**Obrázek 44: Sestrojený Y-Balance Test a průběh testování**



Zdroj: (vlastní)

Test započal postavením testovaného v místě protnutí všech tří směrů stojem spojným na obou dolních končetinách. Palec stojné dolní končetiny směřoval směrem anteriorním a prsty kopírovaly průběh nalepovací pásky ve směru posteriomedialním nebo posteriolaterálním dle výběru stojné dolní končetiny. Ruce spočívaly na kyčlích a testovaný byl bosý. Každý proband opakoval test třikrát ve všech třech směrech, a to ve stále stejném pořadí – anteriorně, posteriomedialně a posteriolaterálně. V každém směru byla vyšetřujícím zaznamenána vzdálenost, kterou proband volnou dolní končetinou dosáhl. Z této vzdálenosti bylo vypočítáno kompozitní skóre, které bylo později porovnáno s kompozitním skóre po aplikaci tapingu dle McConnell. Test byl přerušen a testovaný musel pokus opakovat znovu, jestliže (1) ztratil balanc při vykonávání testu, (2) neudržel ruce na kyčlích, (3) odlepil palec nebo patu na stojné noze. Volná dolní končetina se při provádění testu nesměla dotknout podložky, aby nedošlo

k ovlivnění měření přístrojem IMU (Budini et al., 2018). Po provedení YBT každý testovaný zaškrtl na VAS, jak velkou bolest při vykonávání testu pociťoval.

Dále byl vyšetřujícím aplikován tape dle McConnell na oba kolenní klouby. Před samotným očištěním došlo k omytí jarovou vodou, abychom zlepšili přilnavost tapingu na kůži probandů. Postavení česky každého probanda bylo jednotlivě posouzeno a podle toho byla zvolena aplikace tapu. Nejdříve byly na probanda nalepeny tři podkladové tapy z netkané textilie Elastpore 10 cm x 10 m, a to bez jakéhokoliv tlaku či tahu. Jeden v délce 20 cm a šířce 5 cm, jehož dolní okraj ležel v polovině pately ve frontální rovině (Obrázek 45).

**Obrázek 45: Aplikace podkladového tapu**

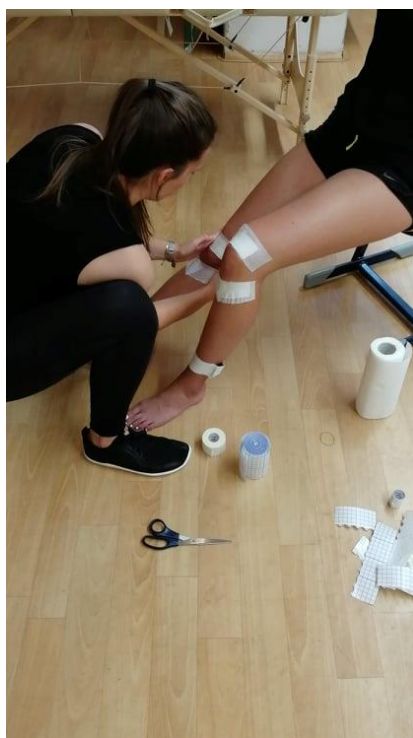


Zdroj: (vlastní)

Následně byly nalepeny další dva podkladové tapy o délce 10 cm a šířce 5 cm pod patelu. První konkrétně od tuberositas tibiae lehce kraniomediálním směrem a druhý od tuberositas tibiae lehce kraniolaterálním směrem. Na podkladové tapy jsme aplikovali již čtyři klasické rigidní tapy Dream Tape 4 cm x 10 m. První byl ukotven v polovině pately ve vertikálním směru a byl vytvořen takový tah, abychom patelu naklonili mediálním směrem a přilepili tak její mediální okraj více k facies articularis medialis femoris. Druhý tape jsme aplikovali na laterální okraj pately a tahem jsme ji celou posunuli mediálním směrem. Jak u prvního i druhého tapu jsme druhou rukou před přilepením popotáhli měkké tkáně na mediální části kolene směrem laterálním, aby tak došlo ke zřasení po přilepení tapu. Třetí a čtvrtý tape jsme nalepili od tuberositas tibiae směrem kraniomediálním a kraniolaterálním opět s mírným tahem. Před nalepením došlo druhou rukou k popotáhnutí měkkých tkání kolem kolenního

kloubu směrem kraniálním. Po přilepení došlo k nařasení a ke zviditelnění tukové tkáně těsně nad aplikací tapů (McConnell, 1986) (Obrázek 46).

**Obrázek 46: Aplikace tapingu**



Zdroj: (vlastní)

Po aplikaci tapu následovalo opět provedení YBT jak již bylo popsáno výše. Každý vyšetřovaný byl při každém provedení YBT měřen přístrojem IMU, jehož hodnoty byly zaznamenávány (Budini et al., 2018). Po ukončení testu testovaný opět uvedl na VAS stupeň bolestivosti, kterou při testu prožíval (Obrázek 47).

**Obrázek 47: Testování Y-Balance Testu s aplikovaným tapingem**



Zdroj: (vlastní)

V této fázi bylo testování ukončeno. Každý testovaný byl individuálně edukovaný o aplikaci tapingu dle McConnell pomocí námi vytvořeného a zasláného videa. Následovalo období dvou měsíců, kdy skupina probandů jezdila na kole s vlastnoručně aplikovaným tapem. Podmínkou bylo ujet minimálně 60 km za týden. Po probandech bylo požadováno, aby tape měli aplikovaný maximálně po dobu tří dnů i při běžných denních aktivitách a následně aplikovali tape nový, pokaždé, když se chystali jet na kolo. Po dvou měsících následovalo opětovné vyplnění dotazníku MFIQ šetřícího závažnost femoropatelárních bolestí a také vyplnění další VAS pro zaznamenání závažnosti bolesti, kterou prožívali po dobu dvou měsíců v klidu, při jízdě na kole a po jízdě na kole. Veškeré výsledky a měření byly pečlivě zaznamenávány a vyhodnocovány.

## **12 Organizace výzkumu**

Měření se konalo v čisté tělocvičně s pokojovou teplotou a očištěnou linoleovou podlahou ve třech dnech – 20. 7. 2021, 20. 8. 2021 a 2. 9. 2021. Probandi byli měřeni ve sportovním oblečení a bosi. Celkově zabralo měření jednoho probanda cca 45 minut.

## **13 Předpokládaný výstup do praxe**

Předpokládáme, že díky této práci bude možné učinit závěr, zdali taping dle McConnell sníží bolestivost femoropatelních bolestí u cyklistů a zdali je tedy výhodné aplikovat taping dle McConnell i bez dalších přidružených cvičení, které jsou součástí jejího cvičebního programu pro jedince s femoropatelním bolestivým syndromem.



## 14 Zpracování dat

Data úhlové rychlosti byla snímána pomocí dvou senzorů s gyroskopem Trigno IM Sensor, které byly připevněny tak, aby šipka na senzoru směřovala kraniálně. Senzor označený číslem 15 byl umístěn na levé dolní končetině a senzor s číslem 16 na pravé dolní končetině. Hodnoty byly snímány v systému EMGwork®Acquisition. Pokud proband při provádění Y-Balance Testu upadl nebo jiným způsobem porušil podmínky správného provedení testu (viz kapitola *Metodika zpracování výzkumu*), bylo snímání dat přerušeno a celý test se prováděl znovu. Kvůli hodnocení dat správného pokusu byl každý neplatný pokus zaznamenán a při zpracování dat byl vybrán vždy pokus správný. Data každého probanda byla ukládána do jednotlivých složek. Pro výběr hodnocených dat byl využit program EMGwork®Analysis. Pro následné hodnocení dat byla vybrána úhlová rychlost kolem osy Y. Data byla upravena pomocí Butterworth 4th order low pass filtru s mezní frekvencí 10 Hz pro odstranění artefaktů (Budini et al., 2018). Takto zpracovaná data byla exportována z EMGwork®Analysis do programu Microsoft Office Excel. Z exportovaných dat byla předmětem zájmu minimální a maximální naměřená hodnota v rámci jednoho měřeného pokusu. To znamená hodnota největší a nejmenší úhlové rychlosti při provádění Y-Balance Testu. Maximální a minimální hodnoty byly od sebe odečteny a tím byl získán rozdíl hodnot neboli rozsah úhlové rychlosti (range of velocity či ROV). Tyto hodnoty jsme zavedli do tabulek a vyhodnotili výsledky.

Dotazník MFIQ jsme hodnotili podle skóre uvedeného ve studii od Selfe et al. (2001). Z 10 otázek byly první dvě hodnoceny následovně: bolest neustálá = 10 bodů, bolest slabá či přerušovaná = 5 bodů a bolest nulová = 0 bodů. Zbývající otázky byly hodnoceny takto: neschopná/ý provést = 10 bodů, schopná/ý provést s obtížemi = 5 bodů, schopná/ý provést bez obtíží = 0 bodů a žádná odpověď není vhodná = 0 bodů. Celkem lze získat 100 bodů. Selfe et al. (2001) ve své studii uvádí, že čím větší je bodové skóre, tím větší femoropatelní obtíže pacient má.

Vizuální analogové škály bolesti jsme hodnotili celkem 4x, jak již bylo uvedeno v kapitole *Metodika zpracování výzkumu*. Čím větší bylo skóre VAS, tím o větší bolesti se jednalo.

V poslední řadě jsme vypočítali z hodnot naměřených vzdáleností dosahů volnou dolní končetinou při provádění Y-Balance Testu kompozitní skóre pro Y-Balance Test. Vycházeli jsme ze vzorečku  $((A+PM+PL)/(3xLL))x100$  podle studie od Ryby a Sládkové (2020). A značí směr anteriorní na YBT, PM směr posteriomedialní na YBT, PL směr posteriolaterální na YBT

a LL značí „*length limb*“ neboli délku končetiny. Dosah každé volné dolní končetiny, a to konkrétně palce probanda, byl při každém provedení testu zaznamenán pomocí čáry a následně změřen od spojnice všech tří směrů Y-Balance Testu (Budini et al., 2018).

## 15 Výsledky

### 15.1 Hypotéza 1

Naměřené hodnoty ROV postižené dolní končetiny budou nižší po aplikaci tapingu dle McConnell.

**Tabulka 1: ROV na postižené dolní končetině s aplikací tapingu a bez aplikace tapingu**

Probandi	DK s femoropatelním syndromem	ROV bez tapingu (°/s)	ROV s tapingem (°/s)	Výsledky
1	P	147,7686679	72,80399074	+
2	P	77,33611449	84,90053521	-
3	L	114,4753212	128,2943372	-
4	L	174,2578979	191,5443664	-
5	L	70,54854914	58,0634196	+
6	L	75,92854821	76,31246428	-
7	P	123,5049504	118,4846195	+
8	P	57,16341232	64,81154673	-
9	P	139,4929357	109,7552092	+

Zdroj: (vlastní)

**Vysvětlivky:** + - došlo ke zlepšení, - - nedošlo ke zlepšení, ROV = range of velocity, DK = dolní končetina, P = pravá, L = levá

**Odpověď:** Hypotézu 1 nelze potvrdit.

## 15.2 Hypotéza 2

Kompozitní skóre volné dolní končetiny od středu Y-Balance Testu bude po aplikaci tapingu dle McConnell na postižené stojné dolní končetině větší než bez aplikace tapingu nebo se jeho hodnota nijak nezmění.

**Tabulka 2: Kompozitní skóre volné DK bez a s použitím tapingu na postižené stojné DK**

Probandi	DK s femoropatelním syndromem s délkou DK (cm)	Kompozitní skóre bez tapingu (%)			Kompozitní skóre s tapingem (%)			Výsledky		
		A	PM	PL	A	PM	PL	A	PM	PL
1	P97	96,35	75,26	76,29	76,63	79,73	80,76	-	+	+
2	P93	80,65	80,29	77,78	76,70	77,78	77,78	-	-	+
3	L100	70,67	72	73,67	73,67	74	76,33	+	+	+
4	L91	84,98	83,15	82,78	86,45	89,74	89,01	+	+	+
5	L92	77,17	82,61	79,71	75,36	78,99	81,52	-	-	+
6	L105	62,54	63,49	66,03	63,49	65,71	67,30	+	+	+
7	P91	84,98	84,98	87,18	87,18	87,55	88,64	+	+	+
8	P95	60	64,91	67,02	66,67	71,58	75,44	+	+	+
9	P87	68,58	75,48	73,56	76,63	77,01	80,84	+	+	+

Zdroj: (vlastní)

**Vysvětlivky:** + - došlo ke zlepšení, - - nedošlo ke zlepšení, DK = dolní končetina, P = pravá, L = levá, A = směr anteriorní na Y-Balance Testu, PM = směr posteriomedialní z pohledu stojné DK na Y-Balance Testu, PL = směr posteriolaterální z pohledu stojné DK na Y-Balance Testu

**Odpověď:** Hypotézu 2 nelze potvrdit.

### 15.3 Hypotéza 3

Naměřené hodnoty ROV budou s aplikací tapingu na nedominantní dolní končetině nižší než na dominantní dolní končetině.

**Tabulka 3: ROV na stejné nedominantní a dominantní dolní končetině s aplikací tapingu**

Probandi	Dominance DK	ROVPDK (°/s)	ROVLDK (°/s)	Výsledky
1	L	72,80399074	190,1973432	+
2	P	84,90053521	70,99533837	+
3	P	89,02679106	128,2943372	-
4	P	150,8430745	191,5443664	-
5	P	62,22604988	58,0634196	+
6	P	85,88521842	76,31246428	+
7	P	118,4846195	106,5473577	+
8	P	64,81154673	85,08061571	-
9	P	109,7552092	114,4989889	-

Zdroj: (vlastní)

**Vysvětlivky:** + - došlo ke zlepšení, - - nedošlo ke zlepšení, ROV = range of velocity, DK = dolní končetina, P = pravá, L = levá

**Odpověď:** Hypotézu 3 nelze potvrdit.

## 15.4 Hypotéza 4

Kompozitní skóre volné dolní končetiny od středu Y-Balance Testu bude po aplikaci tapingu dle McConnell na zdravé stojné dolní končetině nižší než bez aplikace tapingu nebo se naměřené hodnoty nijak nezmění.

**Tabulka 4: Kompozitní skóre volnou DK bez a s použitím tapingu na zdravé stojné DK**

Probandi	DK bez femoropatelnárního syndromu s délkou DK (cm)	Kompozitní skóre bez tapingu (%)			Kompozitní skóre s tapingem (%)			Výsledky		
		A	PM	PL	A	PM	PL	A	PM	PL
1	L97	72,51	74,23	74,91	77,32	78,35	80,41	-	-	-
2	L93	77,06	79,93	81	77,78	78,85	79,93	-	+	+
3	P100	74,67	76,33	79,33	68,67	74	80	+	+	-
4	P91	73,26	77,66	77,66	82,42	83,52	90,11	-	-	-
5	P92	65,21	69,57	69,93	77,9	81,59	81,51	-	-	-
6	P105	61,69	64,76	64,44	64,76	65,08	65,4	-	-	-
7	L91	82,05	84,62	85,71	87,55	91,58	91,21	-	-	-
8	L95	68,77	68,42	72,98	75,09	77,89	80	-	-	-
9	L87	73,95	73,56	77,01	75,1	80,46	78,93	-	+	-

Zdroj: (vlastní)

**Vysvětlivky:** + - došlo ke zlepšení, - - nedošlo ke zlepšení, DK = dolní končetina, P = pravá, L = levá, A = směr anteriorní na Y-Balance Testu, PM = směr posteriomedialní z pohledu stojné DK na Y-Balance Testu, PL = směr posteriolaterální z pohledu stojné DK na Y-Balance Testu

**Odpověď:** Hypotézu 4 nelze potvrdit.

## 15.5 Hypotéza 5

Hodnoty VAS budou po aplikaci tapingu dle McConnell při provádění Y-Balance Testu nižší nebo stejné než bez aplikace tapingu.

**Tabulka 5: Hodnoty VAS při provádění Y-Balance Testu bez a s aplikací tapingu**

Probandi	VAS bez tapingu		VAS s tapingem		Výsledky	
	PDK	LDK	PDK	LDK	PDK	LDK
1	4	2	0	0	+	+
2	6	3	0	5	+	-
3	2	4	1	3	+	+
4	1	3	1	2	+	+
5	0	5	0	3	+	+
6	3	3	2	2	+	+
7	3	2	3	1	+	+
8	0	2	0	0	+	+
9	2	0	1	0	+	+

Zdroj: (vlastní)

**Vysvětlivky:** + - došlo ke zlepšení, - - nedošlo ke zlepšení, VAS = vizuální analogová škála bolesti, DK = dolní končetina, P = pravá, L = levá

**Odpověď:** Hypotézu 5 nelze potvrdit.

## 15.6 Hypotéza 6

Hodnoty VAS budou po dvouměsíčním období nižší nebo stejné než na začátku měření.

**Tabulka 6: Skóre VAS na kole před znalostí tapingu dle McConnell a po znalosti tapingu dle McConnell**

Probandi	Skóre VAS spojené s femoropatelní bolestí na kole před znalostí aplikace tapingu			Skóre VAS spojené s femoropatelní bolestí na kole po znalosti aplikace tapingu			Výsledky		
	Před jízdou	Při jízdě	Po jízdě	Před jízdou	Při jízdě	Po jízdě	Před jízdou	Při jízdě	Po jízdě
1	0	2	6	0	1	6	+	+	+
2	4	6	8	1	2	4	+	+	+
3	4	3	4	0	1	2	+	+	+
4	0	4	4	0	4	4	+	+	+
5	1	3	5	1	4	6	+	-	-
6	0	2	3	2	2	3	-	+	+
7	2	3	4	2	2	2	+	+	+
8	4	3	6	1	1	2	+	+	+
9	0	2	4	0	3	2	+	-	+

Zdroj: (vlastní)

**Vysvětlivky:** + - došlo ke zlepšení, - - nedošlo ke zlepšení, VAS = vizuální analogová škála bolesti

**Odpověď:** Hypotézu 6 nelze potvrdit.



## 15.7 Hypotéza 7

Hodnoty MFIQ budou po dvouměsíčním období nižší nebo stejné než na začátku měření.

**Tabulka 7: Skóre MFIQ před dvouměsíčním obdobím ježdění na kole a po dvouměsíčním období ježdění na kole**

Probandi	Skóre MFIQ před dvouměsíčním obdobím	Skóre MFIQ po ukončení dvouměsíčního období	Výsledky
1	20	10	+
2	25	50	-
3	20	10	+
4	35	20	+
5	40	35	+
6	50	35	+
7	20	15	+
8	15	10	+
9	10	5	+

Zdroj: (vlastní)

**Vysvětlivky:** + - došlo ke zlepšení, - - nedošlo ke zlepšení, MFIQ = Modified Functional Index Questionnaire hodnotící závažnost femoropatelních bolestí

**Odpověď:** Hypotézu 7 nelze potvrdit.

## 16 Diskuse

V minulosti bylo provedeno mnoho studií, které se zabývaly vlivem tapingu na bolestivý femoropatelní syndrom. Pro naši praktickou část bakalářské práce byly nejdůležitější následující studie, které taky byly částečným vzorem vypracování metodiky práce. První studie je od McConnell (1986), která provedla studii, ve které si individuálně vyšetřila 35 pacientů s femoropatelním bolestivým syndromem a poté je léčila svými cviky a svým tapingem (Obrázky 48-50).

**Obrázek 48: Sestup ze schodu pro aktivaci excentrické kontrakce m. quadriceps femoris**



**Obrázek 49: Trénink v zátěžové poloze - chůze s předsunutým symptomatickým kolenem v 30° flexi**



**Obrázek 50: Pozice Plič k facilitaci kontrakce m. vastus medialis**



Zdroj: (McConnell, 1986, s. 221 (Obrázek 48 a 50) a s. 220 (Obrázek 49))

Po dvou léčebných sezeních nemělo dvanáct pacientů žádnou bolest při subjektivním ani objektivním hodnocení. Patnáct pacientů nemělo žádnou bolest během tří až pěti léčebných sezení. Dva pacienti neměli žádnou bolest po sedmi ošetřeních. Jedna pacientka měla pocit, že se po třech ošetřeních nezlepšila, i když se objektivně zlepšila. Celkově více než 90 % pacientů reagovalo na léčbu rychle a příznivě. McConnell (1986) udává, že je zajímavé, že všechny pozitivní pasivní nálezy v tibiofemorálním kloubu po změně mechaniky kloubu vymizely. 14 probandů neprodělalo žádnou léčbu po dobu nejméně šesti měsíců a všichni tito probandí jsou stále bez bolesti a účastní se sportovních aktivit bez problémů. Závěrem učinila následující. Existují podle ní dva faktory, které jsou zásadní pro management femoropatelní bolesti. Zaprvé je třeba provést důkladnou analýzu problému, aby bylo možné identifikovat faktory, které k němu přispívají. Na každý faktor je třeba se konkrétně zaměřit, aby došlo ke změně femoropatelního nastavení. Zadruhé je to trénink svalů přispívajících k patelnímu

vyrovnání. Uvádí, že prvořadý význam má m. quadriceps femoris, který může být po specifickém tréninku „nastaven“ tak, aby byl předem aktivován a zabránil laterálnímu posunu pately. Specifický trénink inventorů a supinátorů chodidla, který zvyšuje povědomí o poloze chodidla, může rovněž pomoci změnit postavení dolní končetiny, a tím i pozici pately. Trénink však musí být relativně bezbolestný, aby se zlepšila svalová kontrola. M. quadriceps femoris je inhibován bolestí anebo výpotkem v kolenním kloubu, takže pokud jsou cvičení bolestivá, mohou mít na postavení femoropatelního kloubu spíše škodlivý než prospěšný vliv. Zpočátku lze maltracking pately změnit vhodným tapingem. Později tuto zodpovědnost přebírá m. quadriceps femoris, takže podle McConnell není použití vnějších podpěr, jako jsou ortézy, nutné. McConnell (1986) však uvádí, že u pacientů s femoropatelní bolestí dochází k nerovnováze mezi aktivitou m. vastus medialis a m. vastus lateralis. V počátečních fázích léčby má zásadní význam taping pately pro zvýšení kontrakce m. vastus medialis. Následuje trénink převážně m. vastus medialis. Pokud se trénink udržuje, zdá se, že účinky jsou dlouhodobé a pacient může zůstat asymptomatický i při aktivitách, které jsou pro femoropatelní kloub náročné (McConnell, 1986) (Obrázek 51).

**Obrázek 51: Výsledky léčby McConnell**

	<i>Number of Treatments</i>	<i>Number of Patients</i>	<i>%</i>
No Pain	<3	12	34
	3-5	15	43
	5-7	1	3
	8	1	3
	Total	29	83%
Decreased pain		3	8.5
	Total	32	92%
No Change		1	3
Unknown		2	5

Zdroj: (McConnell, 1986, s. 222)

Druhou důležitou studií podstatnou pro naši praktickou část bakalářské práce je studie od Budiniho et al. (2018). Budini et al. (2018) ve své studii zkoumali 24 zdravých jedinců. Každý proband provedl SEBT, a to konkrétně jeho modifikaci Y-Balance Test za tři randomizovaných podmínek. Jednalo se buď o patelní ortézu (Obrázek 52), patelní taping nebo o stav bez jakékoliv intervence.

**Obrázek 52: Patelární ortéza (Web brace)**



Zdroj: (Budini et al., 2018, s. 94)

Následně bylo klinické skóre zaznamenáno a normalizováno na délku dolní končetiny a úhlové rychlosti byly měřeny pomocí IMU zařízení během provádění SEBT. Budini et al. (2018) zaznamenávali celkové skóre dosažené při provádění testu, ale zohlednili také rozdíly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. Výsledky studie ukazují, že ortéza i taping významně zlepšily dynamickou posturální kontrolu v rovině sagitální, a to o celých 6 %. Samotná ortéza zlepšila stabilitu v rovině frontální o 9 % a taping o 7 %. Studie tedy prokázala, že patelární ortéza a patelární taping mohou zlepšit dynamickou posturální stabilitu během YBT. A díky snímání úhlové rychlosti pomocí přístroje IMU je možné vyvodit klinicky významné změny stability dolní končetiny (Budini et al., 2018).

Z důvodu velice pozitivních výsledků první studie dle McConnell (1986) jsme vybrali jako možnost ovlivnění femoropatelárního bolestivého syndromu rigidní taping dle McConnell. Tento druh tapingu mění postavení česky a ovlivní tak podpůrně-pohybový aparát, následkem jehož pozměnění je snížení bolesti. Možné vysvětlení udává Haladová (1997) citací ve své publikaci.

*„Podle Freemana (1965) každý úraz vede ke změně propriocepce, ta vede k inkoordinaci svalové, a to je hlavní příčina vzniku instabilního kloubu. Prokázal tak jednotu mezi podpůrně-pohybovým aparátem a CNS.“* (Haladová, 1997, str. 125)

Jak již bylo napsáno výše, taping má převážně tlumit bolest. Nicméně jeho dalším efektem je snížení reakčních sil v rámci femoropatelárního skloubení. Třetím efektem tapingu je zlepšení propriocepce v místech aplikace tapu. McConnell uvádí (Selfe et al., 2017), že je vhodné po každé aplikaci tapingu posoudit příznaky pacienta a nad aplikací tapingu přemýšlet (Selfe et al., 2017).

## 16.1 Diskuse k hypotéze 1

V rámci první hypotézy jsme předpokládali, že naměřené hodnoty ROV dolní končetiny postižené femoropatelárním bolestivým syndromem budou nižší po aplikaci tapingu dle McConnell. Důvodem, proč jsme zvolili takovéto znění hypotézy je, že pokud platí, že taping dle McConnell snižuje bolestivou nocicepci v rámci femoropatelárního skloubení, měla by se zlepšit i dynamická posturální stabilita, jak udává Budini et al. (2018) ve své studii.

Z výsledků uvedených v Tabulce 1 je zřejmé, že ke zlepšení v rámci ROV došlo u čtyřech probandů z 9. U probanda číslo 6 došlo pouze k malé odchylce rozdílu „ROV bez tapingu“ a „ROV s tapingem“ a to konkrétně  $-0,38391607$ , procentuálně  $0,50308\%$ . Z ostatních rozdílů „ROV bez tapingu“ a „ROV s tapingem“ je patrné, že rozdíly nebyly nijak markantní. Největší rozdíl byl u probanda číslo 4, u kterého byl rozdíl  $17,2864685$ , procentuálně  $9,02479\%$ . Hypotézu tedy nemůžeme ani z poloviny potvrdit. Možným důvodem více než 50% neúspěšnosti předpokládané hypotézy může být obecné nastavení posturální kontroly daných probandů ať už v závislosti na hluboký stabilizační systém nebo na jiné bolestivé aferentace z jiných přilehlých měkkých struktur postiženého kolenního kloubu. Podle výsledků studie Wang a Fu (2019) může být dalším vlivem i nižší stabilita dominantní stojné dolní končetiny. Postižení stojné dolní končetiny s femoropatelárním syndromem totiž u našich probandů nekoreluje s dominancí dolní končetiny.

Existují i studie, které snížení bolestivé aferentace pomocí intervence nepotvrdily. Callaghan et al. (2011) ve své studii, ve které testovali přes 200 pacientů s femoropatelárním syndromem uvádí, že taping je celkem levná a často užívaná metoda v léčbě femoropatelárních bolestí. Nicméně z výsledků jejich studie vyplývá, že žádný signifikantní rozdíl bolesti při aplikaci tapingu a bez aplikace tapingu nebo s placebo tapingem nebyl nalezen (Callaghan, 2011). Tento výsledek, který souvisí s nesnížením bolestivé aferentace může být také důvodem, proč nedošlo ke snížení ROV při provádění Y-Balance Testu po aplikaci tapingu. Je třeba dodat, že ve studii ale nedošlo k exaktní aplikaci tapingu dle McConnell, která byla užitá v naší metodice.

Následující studie Selfe et al. (2008) například ale potvrdila pozitivní efekt tapingu a kolenní ortézy na mechaniku kolenního kloubu. Testování ale probíhalo ne při provádění Y-Balance Testu, ale při sestupu ze schodu. Selfe et al. (2008) si ve své studii dali za cíl zkoumat vliv ortéz a tapingu na trojrozměrnou mechaniku kolenního kloubu při kontrolovaném excentrickém kroku dolů. Zúčastnilo se 12 zdravých osob. Byly jim nastoleny tři randomizované podmínky – bez intervence, s neutrálním tapingem pately a s femoropatelární ortézou. Schod měl na sobě silovou plošinu AMTI a byl vysoký 20 cm. Byla sbírána kinematická data pomocí šesti kamer. Na chodidlo, bérce a stehno byly umístěny reflexní značky pomocí jimi určené metody. Vyšlo jim, že femoropatelární ortéza a taping vedly k významnému snížení maximálního korunového a torzního úhlu kolene. Změnil se i rozsah frontálních a příčných momentů v kolenní rovině. Ortéza se ukázala jako účinnější ve frontální rovině a transverzální rovině ve srovnání s tapingem nebo žádnou intervencí. Závěrem vyšlo, že ortéza a taping poskytují kontrolu nad kolenem ve frontální rovině a v torzní rovině při excentrickém sestupu (Selfe et al., 2008). Výsledky této studie naznačují, že by výsledky naší hypotézy 1 mohly být příznivější, pokud by byla jako intervence užita kolenní ortéza.

## 16.2 Diskuse k hypotéze 2

Další hypotéza předpokládala, že kompozitní skóre volné dolní končetiny od středu Y-Balance Testu bude po aplikaci tapingu dle McConnell na postižené stojné dolní končetině větší než bez aplikace tapingu nebo se jeho hodnota nijak nezmění. Důvod takto zvolené hypotézy byl předpoklad, že pokud platí, že taping snižuje bolest, jak zmiňuje McConnell (1986), tak by flexe kolenního kloubu stojné dolní končetiny měla být větší a dosah volnou dolní končetinou delší. Hypotéza číslo 2 tak svojí tezí, která hodnotí v podstatě důsledek snížení femoropatelárních bolestí, souvisí s hypotézou číslo 1. To je důvodem, proč jsme zvolili takovéto pořadí hypotéz.

V našich podmínkách se nám nepodařilo tuto hypotézu zcela potvrdit. Podle Tabulky 2 nedošlo k úplnému nepotvrzení hypotézy ve všech směrech YBT ani u jednoho probanda. Naopak k plnému potvrzení hypotézy došlo u šesti probandů z devíti. Možným vysvětlením nepotvrzení hypotézy je strach probandů z nesplnění správných podmínek provedení Y-Balance Testu, kterými jsou například nemožnost dotknout se volnou dolní končetinou podlahy, nemožnost odlepení horních končetin usazených na pánvi nebo strach z odlepení jakékoliv části nohy stojné dolní končetiny. Možným problémem ze strany autora práce mohl být i pokyn zvolený před začátkem měření. Probandům bylo řečeno, že pro naši praktickou část bakalářské práce není nejdůležitější maximální dosah volnou dolní končetinou, ale spíše správná kvalita a

charakter provedení Y-Balance Testu. Naopak skutečnost, která přispívá lepším výsledkům je znalost YBT, kterou probandi po aplikaci tapingu měli z prvních pokusů bez aplikace tapingu.

Budini et al. (2018) v jejich studii udávají, že intervence zvolená v oblasti kolenního kloubu, v našem případě taping dle McConnell, zachovává dosahové vzdálenosti, ale snižuje rozsah úhlové rychlosti a to znamená, že zvyšuje kontrolu a stabilitu. A právě tato daná skutečnost je koordinovaná centrálním nervovým systémem, který zpracovává senzorické vstupy (Budini et al., 2018). Tento předpoklad byl důvodem zvolené hypotézy číslo 2, kterou jsme ale tímto zněním hypotézy nemohli potvrdit.

Možným nedostatkem námi naměřených vzdáleností dosahů volné dolní končetiny je nevyužití již zkonstruovaného YBT, který například použili ve své studii Ryba a Sládková (2020). Důvodem využití vlastnoručně zkonstruovaného YBT pomocí rigidních tapů na podlahu, je, že při testování měli na sobě probandi senzory IMU zařízení. Pokud by se proband s nalepenými senzory dotkl volnou dolní končetinou pevného bodu, došlo by ke zkreslení naměřených dat. To s sebou nese ale ne přesně na milimetry získané hodnoty vzdáleností při provádění YBT.

### **16.3 Diskuse k hypotéze 3**

V hypotéze číslo 3 jsme předpokládali, že naměřené hodnoty ROV budou s aplikací tapingu na nedominantní dolní končetině nižší než na dominantní dolní končetině. Důvodem takto zvolené formulace hypotézy je, že nedominantní končetina je stabilnější (Wang a Fu, 2019).

Tabulka 3 ukazuje výsledky hypotézy. Pouze u 4 probandů nedošlo ke snížení hodnoty ROV po aplikaci tapingu na nedominantní stojné dolní končetině, nicméně u dalších 5 probandů ke zlepšení došlo. Wang a Fu (2019) v jejich studii potvrdili, že rozsah pohybu v kolenních i kyčelních kloubech byl u nedominantní nohy výrazně nižší než u dominantní. Výsledky ukazují, že ROV se zlepšila při stoji na nedominantní dolní končetině u pěti probandů. U probanda číslo 1 je vidět zlepšení o 117,39335246 z rozdílu „ROVLDK“ a „ROVPDK“, procentuálně tedy o 61,72187 %. Lze říct, že u většiny probandů je stoj na nedominantní dolní končetině s aplikací tapingu stabilnější. Hypotézu 3 tedy nemůžeme potvrdit, ale ke značnému zlepšení u pěti probandů došlo.

Studii porovnávací dynamickou posturální kontrolu při provádění Y-Balance Testu na nedominantní i dominantní dolní končetině s aplikací tapingu dle McConnell a dalších

intervencí s použitím IMU jednotky, je studie Budiniho et al. (2018). Z výsledků studie vyplývá, že pro anteriorní dosah na Y-Balance Testu vykazovaly dosahy při stožení na dominantní končetině o 1 % nižší klinické skóre, než tomu bylo u stožné nedominantní končetiny. Lze tedy v rámci jejich studie potvrdit, že při stožení na nedominantní dolní končetině dochází k lepším výsledkům díky větší stabilitě. Budini et al. (2018) udávají, že při provádění jejich studie došlo ke zlepšení dynamické posturální kontroly kolenního kloubu po aplikaci tapingu o 7 % v rovině frontální a o 6 % v rovině sagitální. Při určení dominance dolní končetiny jsme se inspirovali právě tímto článkem, ve kterém byla dominantní dolní končetina určena kopem do míče.

## 16.4 Diskuse k hypotéze 4

Hypotéza 4 předpokládala, že kompozitní skóre volné dolní končetiny od středu Y-Balance Testu bude po aplikaci tapingu dle McConnell na zdravé stožné dolní končetině nižší než bez aplikace tapingu nebo se naměřené hodnoty nijak nezmění. Herrington et al. (2005) sami prováděli studii, ze které vzešlo, že pokud se aplikuje taping na zdravého jedince, dojde ke změně fyziologie do patologické roviny. Tento výsledek jejich studie potvrzuje naši domněnku, že taping na zdravém kolenním kloubu změní jeho nastavení a nedopustí tak velkou flexi kolene, a tudíž nedojde ke zvýšení dosahu volnou dolní končetinou tedy ke zvýšení kompozitního skóre.

Tabulka 4 ukazuje, že naši hypotézu nelze ani zcela potvrdit. Ani u jednoho probanda nedošlo ke snížení kompozitního skóre ve všech třech směrech YBT. Alespoň u tří probandů z devíti došlo k potvrzení hypotézy, a tedy ke snížení kompozitního skóre alespoň v jednu směru. Tato hypotéza poukazuje na skutečnost, že pokud je taping aplikován na zdravou končetinu, nedojde k tak velké flexi v kolenním kloubu, a tedy k většímu dosahu volné dolní končetiny, ke kterému jinak dochází, pokud není zdravá dolní končetina zatapována. Podkladem byla studie od Herringtona et al. (2005). Ve studii testovali účinek tapingu na zdravých osobách. Uvádí, že předchozí práce prokázaly pozitivní účinky tapingu pately u pacientů s femoropatelním syndromem, nicméně účinek tapingu zůstává nejasný. Pravděpodobně taping přináší jemné změny ve vnitřním fyziologickém prostředí femoropatelního kloubu. Herrington et al. (2005) předpokládali, že taping přinese u zdravých jedinců změnu funkce kloubu, protože kloub přestane pracovat v optimálním fyziologickém prostředí. Hodnocení probíhalo pomocí EMG na m. vastus medialis a m. vastus lateralis při sestupu ze schodu. U zdravých jedinců s tapingem kolenního kloubu došlo k významnému snížení EMG aktivity m. vastus medialis et lateralis. Taping také významně snížil vrcholovou fázi ohybu kolene při kroku a vrcholovou úhlovou rychlost ohybu kolene při kroku. Taping u



zdravých jedinců způsobil, že se výkonnost změnila na podobnou jako u populace s patologických femoropatelním bolestivým syndromem. Byla tedy podpořena hypotéza, že taping může změnit funkci femoropatelního kloubu (Herrington et al., 2005).

Callaghana et al. (2002) ve své studii zkoumali efekt patelního tapingu na propiocepci kolenního kloubu. Bylo zjištěno, že probandi s dobrou propiocepcí neměly z patelního tapingu žádný prospěch. Nicméně probandi s poškozenou propiocepcí, kterou ve studii testovali aktivní a pasivní hybností hlezenního kloubu, prokázali při aplikaci tapingu zlepšení vnímání propiocepce (Callaghan et al., 2002). Závěr jejich studie poukazuje na fakt, že probandi se zdravou propiocepcí neměli z tapingu žádný prospěch, je dalším možným vysvětlením, proč po aplikaci tapingu dle McConnell při testování zdravé stojné dolní končetiny, nebudou dosahy volnou dolní končetinou delší. Možným vysvětlením je fakt, že pokud aplikujeme taping na zdravou dolní končetinu, nebude mít z tapingu benefit ba naopak se kvalita této končetiny zhorší. Nicméně tuhle skutečnost jsme při testování na YBT pomocí kompozitního skóre nemohli prokázat.

## 16.5 Diskuse k hypotéze 5

Pátá hypotéza ve svém znění měla, že hodnoty VAS budou po aplikaci tapingu dle McConnell při provádění Y-Balance Testu nižší nebo stejné než bez aplikace tapingu. Důvodem takto zvoleného znění hypotézy je závěr studie od McConnell (1986). Po jejím tapingu a několika cvicích, které aplikovala na 35 pacientů s femoropatelním bolestivým syndromem, nemělo 90 % probandů bolesti (McConnell, 1986).

Výsledky Tabulky 5 poukazují na to, že pouze u probanda číslo 2 nedošlo ke zlepšení bolesti levé dolní končetiny při provádění Y-Balance Testu. Nicméně tento proband měl problém primárně s pravou dolní končetinou, jak je znázorněno v Tabulce 2. U ostatních došlo ke zlepšení po aplikaci tapingu dle McConnell až o 4 stupně, jak je tomu u pravé dolní končetiny u probanda číslo 1. U všech devíti probandů byla tato hypotéza potvrzena téměř v celém rozsahu. Nicméně jak ukazuje Tabulka 5, u jednoho probanda nedošlo ke zmírnění bolesti na jedné dolní končetině. Z tohoto důvodu nemůžeme hypotézu 5 potvrdit, nicméně účinnost tapingu dle McConnell na snížení femoropatelních bolestí, byla i tak dokázána.

Bockrath et al. (1993) měli za cíl své studie zjistit vliv tapingu na postavení pately a vnímanou bolest u jedinců s femoropatelní bolestí. Studie se zúčastnilo 12 osob, které v dané době používaly taping pately na snížení symptomů. Studie probíhala tak, že každému probandovi byly pořízeny rentgenové snímky před a po tapingu při provádění izometrické

kontrakce m. quadriceps femoris za účelem stanovení úhlů rotace a kongruence pately. Probandi také vyplňovali Vizuální analogovou škálu bolesti po provedení kroku ze schodu o výšce 0,2 m před a po intervenci tapingu. Testy, kterými hodnotily kongruenci a rotaci pately (paired t-tests) neodhalily nic zásadního. Nicméně odhalily významné snížení bolesti až o 50 %. Výsledky tedy ukázaly, že taping významně snížil úroveň vnímání bolesti probandů, nicméně toto snížení bolesti ale nesouviselo se změnami polohy pately (Bockrath et al., 1993). Tato studie, stejně jako naše hypotéza, potvrdila skutečnost, že taping skutečně snižuje bolestivost. Nicméně je ale zajímavý jejich závěr poukazující na to, že bolest se sice snížila, ale podle jejich výsledků s tím nesouvisí změna pately způsobená právě tapingem. Možným vysvětlením proto, že ke snížení bolesti stejně dochází, je například změna propriocepce zmíněná ve studii od Callaghana et al. (2002).

Taping dle McConnell jsme v naší praktické části aplikovali tak, aby došlo k mediálnímu posunu pately, a tedy k facilitaci m. vastus medialis. Christou (2004) zkoumal, zdali běžná rehabilitační strategie, kterou je taping pately více mediálně, opravdu snižuje bolest a zvyšuje aktivitu m. vastus medialis. Cílem bylo prozkoumat vliv různých tapingů pately na produkci síly, EMG aktivitu m. vastus medialis a lateralis a vnímání bolesti u 30 žen, u nichž byla polovina diagnostikována s femoropatelárním bolestivým syndromem. Probandky prováděly při zaznamenávání hodnot maximální izokinetické tlaky nohou pro každý z následujících způsobů tapingu pately – bez tapingu, bez kluzné pásky (placebo), mediální a laterální kluzná páska. Mediální a placebový postup významně snížil bolest o 70 % u probandek s femoropatelárním bolestivým syndromem. To podporuje myšlenku skutečnosti, že taping může pozitivně působit díky placebo efektu. Patelární taping neovlivnil sílu stisku nohy, ale zvýšil aktivitu m. vastus medialis a snížil aktivitu m. vastus lateralis u probandek s femoropatelárním bolestivým syndromem, ale u zdravých probandek měl opačný účinek. Tato zjištění tedy naznačují, že mediální taping pately může pozitivně přispět k rehabilitaci femoropatelárního bolestivého syndromu. Protože podmínky mediálního posunu pately a placebo tapingu měly podobné účinky, předpokládá, že přínosy patelárního tapingu nejsou způsobeny změnou postavení pately, ale spíše zvýšenou podporou femoropatelárních vazů anebo modulací bolesti prostřednictvím kožní stimulace (Christou, 2004). Tento fakt také přispívá k pozitivním výsledkům hypotézy 5.

## **16.6 Diskuse k hypotéze 6**

V rámci hypotézy 6 jsme předpokládali, že hodnoty VAS budou po dvouměsíčním období nižší nebo stejné než na začátku měření. Důvodem takto zvoleného znění hypotézy je

fakt, že pokud si probandi osvojí správné aplikování tapingu, měl by jim při cyklistice značně snížit bolest, jak dokazuje mnoho studií popsaných výše.

V Tabulce 6 je patrné, že u všech probandů došlo alespoň k jednomu zlepšení bolesti buď před jízdou, při jízdě nebo po jízdě na kole. Konečnou hypotézu tedy nelze potvrdit 100% úspěšností, ale i přesto jsme k pozitivním výsledkům došli. Pouze u probanda číslo 5 nedošlo ke zlepšení u více než jedné varianty jízdy na kole. Proband číslo 6 a proband číslo 9 zaznamenali zlepšení alespoň ve dvou variantách. Zbytek probandů uvedlo zlepšení ve všech třech variantách.

Aminaka a Gribble (2005) ve svém review, kde zkoumali 16 studií zaobírajících se efektem terapeutického tapingu určeného na femoropatelární syndrom, došli k následujícímu závěru. Ačkoli se zdá, že patelární taping snižuje bolest a zlepšuje funkci u osob s femoropatelárním bolestivým syndromem při ADL aktivitách a při rehabilitačním cvičení, nejsou zatím k dispozici přesvědčivé důkazy, které by umožnily identifikovat základní mechanismy účinku tapingu (Aminaka a Gribble, 2005). Otázkou tedy pořád zůstává, jakým způsobem taping ovlivňuje snížení bolestivosti u osob s femoropatelárním syndromem. Nicméně pro nás je důležitý fakt, že taping prostě dokáže snížit bolestivost, i pokud by se jednalo o placebo efekt. Důvodem, proč jsme zvolili hodnocení VAS skóre i při a po jízdě na kole, a nejen během ní, je i podle studie od Aminaki a Gribble (2005) fakt, že taping snižuje bolestivost i při ADL aktivitách. Pokud tedy probandi skončili s jízdou na kole, měli si ponechat taping na sobě a zhodnotit bolestivost na škále VAS i po ukončení aktivity. Jak z našich výsledků vyplývá, bolestivost se po znalosti tapingu dle McConnell před, při a po jízdě na kole jednoznačně zlepšila.

Kim (2011) přišel se studií, ve které vysvětlil další možnou teorii, proč dochází ke snížení bolesti při intervenci patelárního tapingu u osob trpících femoropatelárním bolestivým syndromem. Cílem studie bylo zkoumat EMG aktivitu m. vastus medialis a m. vastus lateralis po aplikaci patelárního tapingu při chůzi do schodů. Měření probíhalo na 15 účastnících za tři náhodných podmínek – patelární taping, placebo taping a žádný taping. Vyšlo mu, že při použití patelárního tapingu byl zjištěn významný rozdíl v amplitudě m. vastus medialis/m. vastus lateralis ve srovnání s podmínkami placebo tapingu a bez intervence při chůzi do schodů. Nezaznamenal ale žádný významný rozdíl v načasování nástupu m. vastus medialis a lateralis. Tyto výsledky tedy naznačují, že patelární taping na m. vastus medialis má vliv na poměr m. vastus medialis/m. vastus lateralis. Zvýšené hodnoty m. vastus medialis/m. vastus lateralis mohou přispívat k přenastavení femoropatelárního kloubu a vysvětlovat mechanismus snížení

bolesti po tapingu femoropatelárního kloubu u probandů s femoropatelárním bolestivým syndromem (Kim, 2011). I toto vysvětlení může být důvodem, proč u značně velké zátěži na extenzorový aparát, kterou cyklistika bezpochyby je, došlo u většiny probandů ke zlepšení bolesti jak před jízdou na kole, při jízdě, tak i po ní.

U cyklistů, kteří byli probandy naší bakalářské práce by bylo výhodné použít nejen rigidní taping dle McConnell, ale i kineziotaping. Domníváme se, že pokud bychom se drželi názoru, že taping působí placebo efektem, bylo by pro sportovce jako jsou cyklisté výhodnější používat elastický kineziotaping. Důvodem může být i lepší přilnavost kineziotapingu oproti rigidnímu tapingu, který se po produkci potu pokožkou snadněji odlupuje než kineziotaping. Nicméně jak ukazuje systematické review od Changa et al. (2015), taping dle McConnell se osvědčil jako účinnější v korekci pozice pately. A právě nastavení správné pozice pately je z našeho pohledu nejdůležitějším aspektem v léčbě bolesti femoropatelárního bolestivého syndromu, a proto jsme daný taping zvolili. Chang et al. (2015) v jejich systematické review srovnávají účinky kineziotapingu a tapingu dle McConnell. Byly shromážděny metody, hodnocení a výsledky článků a analyzovány výsledky tapingu patelárních kloubů. Vyšlo jim, že kineziotaping může snížit bolest a zvýšit svalovou flexibilitu pacientů s femoropatelárním syndromem. Taping dle McConnell měl také vliv na zmírnění bolesti a korigoval patologické postavení femoropatelárního skloubení. Metaanalýza ukázala malý účinek na snížení bolesti a zlepšení motorických funkcí a mírný účinek na změnu svalové aktivity u pacientů s femoropatelárním bolestivým syndromem používající kineziotaping. Závěrem studie je, že kineziotaping používaný na měkké tkáně může zmírnit bolest, ale na rozdíl od tapingu dle McConnell nemůže změnit pozici femoropatelárního kloubu. Oba druhy patelárních tapingů se u pacientů s femoropatelárním bolestivým syndromem používají odlišně a podstatně zlepšují svalovou aktivitu, motorické funkce a kvalitu života (Chang et al., 2015) (Obrázek 53).

**Obrázek 53: Možné aplikace kineziotapingu na femoropatelní bolesti**

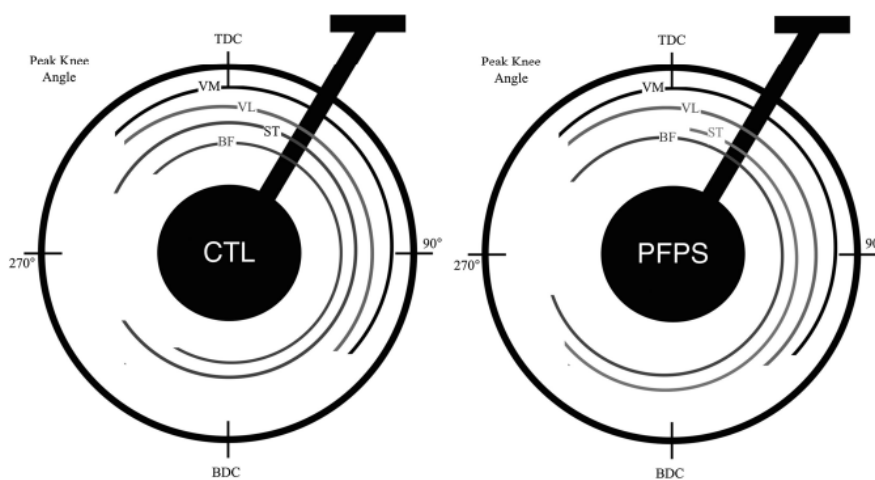


Zdroj: (Chang et al., 2015, s. 5)

Dieter et al. (2014) v jejich studii zjišťovali, zda časové rozdíly v aktivitě m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. semitendinosus a m. biceps femoris korelují s femoropatelní bolestí při cyklistice. Studie se zúčastnilo 10 zdravých cyklistů a 7 cyklistů s femoropatelním bolestivým syndromem. Aktivita svalů byla povrchově zaznamenávána pomocí EMG. Pomocí elektrogoniometru byly zaznamenány kinematické údaje v sagitální rovině kolene. Vyšlo jim, že nedošlo k odhalení žádných významných rozdílů pro rozdíly v časech nástupu m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Nicméně významné rozdíly byly nalezeny v časech relaxace („vypnutí svalů“) m. vastus medialis a m. vastus lateralis, m. biceps femoris a m. semitendinosus a v časech relaxace m. semitendinosus a m. biceps femoris. Střední kvadratické hodnoty aktivity m. biceps femoris byly významně vyšší ve skupině cyklistů s femoropatelním bolestivým syndromem ve srovnání s kontrolní skupinou a hodnoty m. semitendinosus byly významně nižší ve skupině cyklistů s femoropatelním bolestivým syndromem ve srovnání s kontrolní skupinou. Kořenové střední kvadratické hodnoty pro m. biceps femoris byly významně vyšší než aktivita m. semitendinosus ve skupině cyklistů s femoropatelním bolestivým syndromem, ale ne v kontrolní skupině. Výsledkem studie tedy je, že trénování cyklisté s femoropatelním bolestivým syndromem vykazují změněné časové charakteristiky ve vzorcích svalové aktivity ve srovnání s trénovanými cyklisty bez femoropatelního bolestivého syndromu (Dieter et al., 2014) (Obrázek 54). Z výsledků této

studie můžeme předpokládat, že pokud u cyklistů s femoropatelním bolestivým syndromem dojde k opožděnější relaxaci svalů, než je tomu u jedinců zdravých, mohli bychom pro alespoň částečné přispění k dřívější relaxaci aplikovat inhibiční kineziotaping (Kobrová a Válka, 2017). Daný předpoklad by mohl být cílem další studie.

**Obrázek 54: Aktivace svalů při pedálovém cyklu; CTL = kontrolní skupina; PFPS = skupina s femoropatelním bolestivým syndromem; VM = m. vastus medialis, VL = m. vastus lateralis, ST = m. semitendinosus, BF = m. biceps femoris; TDC = top dead center, BDC = bottom dead center**



Zdroj: (Dieter et al., 2014, s. 755)

Stacho et al. (2012) ve své studii udávají, že cyklistika je často doporučována jako terapie vhodná pro funkční bolestivé stavy na dolní končetině. Nicméně při jízdě na kole dochází k silovým momentům, které mohou být v oblasti femoropatelního skloubení diskomfortní. Domníváme se, že cyklistika je vhodnou terapií u mnoho funkčních onemocnění na dolní končetině, ale neměla by být doporučována každému stejnou měrou. Pokud například budeme mít pacienta, který má velkou valgozitu kolenních kloubů a má tendenci k pronaci chodidel, nebude pro něj cyklistika nejvhodnější pohybovou aktivitou. To samé platí pro pacienty s akcentovanou hrudní kyfózou, až hyperkyfózou. Posedem na jízdním kole totiž dochází k podpoře kyfotického držení. Pokud dojde ale k dobrému nastavení jízdního kola (bike fitting), mohla by se jízda na kole stát ještě více výhodnou formou pro terapii mnoha funkčních patologií dolní končetiny. Priego Quesada et al (2018) ve své studii uvádějí, že ačkoli se doporučuje správné nastavení kola pro snížení výskytu zranění, neexistuje mnoho studií, které by tento fakt potvrdily. Cílem jejich studie bylo zjistit, jaký vliv má bike fitting na zranění, pohodlí a bolest při jízdě na kole. Vytvořili dotazník, který shromažďoval údaje ohledně bolesti při jízdě na kole, bike fittingu, komfortu při jízdě atd. Studie se zúčastnilo 849 cyklistů. Profesionální i uživatelský bike fitting byl spojen se zvýšenou pravděpodobností, že cyklisté při jízdě na kole nebudou udávat bolest. Nicméně nezjistili žádnou souvislost mezi bike fittingem a zraněním během 12 měsíců. Závěrem zjistili, že existuje souvislost mezi správným

bike fittingem a bolestí na kole (Priego Quesada et al., 2018). Domníváme se, že pokud by byl do naší praktické části bakalářské práce zařazen i správný bike fitting, mohla by se bolest při jízdě na kole ještě více snížit.

## 16.7 Diskuse k hypotéze 7

V poslední hypotéze jsme předpokládali, že hodnoty MFIQ budou po dvouměsíčním období nižší nebo stejné než na začátku měření. Dotazník MFIQ hodnotí závažnost femoropatelárních bolestí a jeho součástí jsou otázky i na činnosti běžného dne. Z tohoto důvodu byli probandi požádáni, aby si daný taping, pokud nedojde k jeho poškození, nechali i po dobu tří dnů aplikovaný, abychom mohli vyhodnotit dotazník MFIQ. Zvolení takto formulované hypotézy vychází z předpokladu, že pomocí tapingu snížíme bolest i v dlouhodobém měřítku, a i při běžných denních činnostech, tedy nejen při cyklistice. Dieter et al. (2014) udává, že femoropatelární syndrom je v cyklistickém sportu rozšířený a pro cyklisty oslabující. Podle Dietera et al. (2014) je jen málo známo o mechanismu, který způsobuje femoropatelární bolest u cyklistů. Domníváme se, že na vliv femoropatelárních bolestí u cyklistů by mohly mít vliv i běžné denní aktivity, proto jsme se rozhodli tento dotazník do naší praktické části bakalářské práce zahrnout.

Výsledky Tabulky 7 poukazují na to, že pouze u probanda číslo 2 došlo k markantnímu zhoršení femoropatelárních bolestí, a to o celých 25 bodů. Nicméně u všech ostatních probandů došlo ke zlepšení až o 15 bodů, jak je tomu u probandů číslo 4 a 6. Dokázali jsme, že pouze u jednoho probanda nedošlo ke zlepšení skóre dotazníku MFIQ. U ostatních osmi probandů došlo ke zlepšení skóre, a tedy ke snížení femoropatelárních bolestí, jak jsme se domnívali. Hypotézu 7 přesně nelze potvrdit, ale přesto pozitivitu naší terapie nelze v plném rozsahu vyvrátit.

Validitu dotazníku MFIQ ověřili ve své studii Selfe et al. (2001). Napsali článek, ve kterém se zabývali kritickým úhlem a úhlovou rychlostí měřenými pomocí videoanalýzy excentrického krokového testu, testu na běžeckém pásu. Používali i Modified Functional Index Questionnaire (MFIQ) hodnotící femoropatelární bolesti. Do studie bylo zařazeno 88 probandů. Průměrný kritický úhel vyšel 57,8° a průměrná úhlová rychlost 93°/s. Test excentrického kroku považovalo za bolestivý 74 % probandů. Cronbachova alfa pro MFIQ byla 0,83. Při porovnávání videodat této skupiny probandů s předchozí studií 100 zdravých osob vykazují pacienti dřívější kritický úhel a vyšší úhlovou rychlost. Tyto údaje naznačují, že měření kritického úhlu a úhlové rychlosti prostřednictvím videoanalýzy excentrického krokového testu jsou platnými měřítky dysfunkce femoropatelárního kloubu a mohly by se tak používat při

hodnocení poruch femoropatelárních bolestí. Vysoká hodnota Cronbachovy alfy naznačuje, že MFIQ je vnitřně konzistentní, což zase naznačuje, že je také platným měřítkem femoropatelární dysfunkce (Selfe et al., 2001). Proto byl námi vybrán do poslední sedmé hypotézy, jako konečný ukazatel positivity námi zvolené terapie.

## **16.8 Limity studie**

Mezi limity studie lze zařadit neschopnost naší kontroly aplikace tapingu samotnými probandy během dvouměsíčního období ježdění na kole. Dále sem lze zařadit otázku ohledně kontroly aktivity cyklistiky, kterou probandi měli za úkol splnit. Nedokážeme patřičně dokázat, zdali každý proband při každé jízdě na kole na sobě taping skutečně měl a zdali hodnoty zaslané aktivity patří pouze a jedině konkrétnímu probandovi. Mezi limity studie patří i lidské chyby, kterých jsme se mohli dopustit například při aplikaci senzorů nebo tapingu. O tyto skutečnosti mohou být sesbíraná data zkreslená.



## ZÁVĚR

Femoropatelární bolestivý syndrom patří mezi onemocnění kolenního kloubu, kterému ve větší míře podléhají ženy (Vora et al., 2017). Tento fakt byl potvrzen i ve výčtu zastoupení pohlaví našich probandů. S problémy v rámci femoropatelárního skloubení se potýkají i cyklisté, pro než je bolest při provádění cyklického pohybu značným diskomfortem. Naším hlavním cílem bylo zjistit, zdali taping dle McConnell dokáže femoropatelární bolest při cyklistice snížit. Data jsme sbírali od probandů pomocí vizuálních analogových škál bolesti a také pomocí modifikovaného standardizovaného dotazníku hodnotícího femoropatelární bolesti i během běžných denních aktivit. Abychom nedisponovali pouze subjektivními daty od probandů, testovali jsme objektivně úhlové rychlosti kolenních kloubů a maximální dosahy volnou dolní končetinou každého cyklisty při provádění dynamického testu stability – Y-Balance Testu. Pro správné vypracování praktické části práce bylo zapotřebí sepsat důkladný teoretický podklad, o který se budou moci poznatky z praktické části opřít.

Výsledky praktické části potvrzují zlepšení femoropatelárních bolestí po intervenci tapingu dle McConnell jak při provádění dynamického testu stability kolenního kloubu, při běžných denních činnostech, tak i při ježdění na kole po dobu dvou měsíců, během kterých musel každý proband ujet minimálně 60 km za týden, aby bylo možné data validně ohodnotit. Vyšší kompozitní skóre hodnotící dosah volnou dolní končetinou s aplikací tapingu na postižené stejné dolní končetině potvrzuje fakt, že taping sníží bolestivost a dovolí tak jedinci delší dosah volnou dolní končetinou při provádění Y-Balance Testu. Z části jsme dokázali pomocí hodnot úhlové rychlosti potvrdit, že stoj na nedominantní dolní končetině je stabilnější než na dominantní dolní končetině. Nicméně méně pozitivnějších výsledků jsme dosáhli při hodnocení úhlové rychlosti bez a s aplikací tapingu dle McConnell při provádění Y-Balance Testu.

Doporučením do praxe a zároveň závěrem této bakalářské práce je, že taping dle McConnell dokáže snížit femoropatelární bolesti i u cyklistů a může být vhodnou intervencí pro cyklisty podobně jako například kineziotaping, který je u sportovců obecně více využíván. Mechanismus účinku tapingu nebyl cílem naší bakalářské práce, ale domníváme se, že roli hraje pravděpodobná změna postavení pately ve žlábků femuru, pozměněná propriocepce v oblasti kolenního kloubu, a i placebo efekt. Je třeba myslet na skutečnost, že taping se nedá na každého cyklistu aplikovat stejným způsobem, ale je vhodné se podřídít aktuálnímu stavu cyklisty, a hlavně konkrétnímu postavení pately.

Návrhem dalšího šetření je například porovnání kineziotapingu s rigidním tapingem dle McConnell a vyhodnocení subjektivních prožitků každého cyklisty. Popřípadě zkoumání rozdílu mezi kineziotapingem a rigidním tapingem dle McConnell přímo při jízdě na kole.

## SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

AMINAKA, Naoko a Philip A. GRIBBLE. A Systematic Review of the Effects of Therapeutic Taping on Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Athletic Training* [online]. 2005, roč. 40, č. 4, s. 341-351 [cit. 2021-12-11]. PMID: 16404457. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1323297/>

BARTONÍČEK, Jan a Jiří HEŘT. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Vydavatelství Maxdorf, 2004. ISBN 80-734-5017-8.

BASTLOVÁ, Petra. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. 2. vydání. Olomouc: Vydavatelství Univerzita Palackého v Olomouci, 2018. ISBN 978-80-244-5301-9.

BOCKRATH, Kelly, Cindi WOODEN, Teddy WORRELL, Christopher D. INGERSOLL a Jack. Effects of patella taping on patella position and perceived pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 1993, roč. 25, č. 9, s. 989-992 [cit. 2021-12-11]. PMID: 8231783. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8231783/>

BUDINI, K., J. RICHARDS, T. COLE, D. LEVINE, R. TREDE, L.St. GEORGE a J. SELFE. An exploration of the use of Inertial Measurement Units in the assessment of dynamic postural control of the knee and the effect of bracing and taping. *Physiotherapy Practice and Research* [online]. 2018, roč. 39, č. 2, s. 91-98 [cit. 2021-10-08]. ISSN 22130683. Dostupné z: [doi:10.3233/PPR-180111](https://doi.org/10.3233/PPR-180111)

BURSOVÁ, Marta. *Kompenzační cvičení: uvolňovací, protahovací, posilovací*. Praha: Vydavatelství Grada, 2005. Fitness, síla, kondice. ISBN 80-247-0948-1.

CALLAGHAN, Michael J., James SELFE, Pam J. BAGLEY a Jacqueline A. OLDHAM. The Effects of Patellar Taping on Knee Joint Proprioception. *Journal of Athletic Training* [online]. 2002, roč. 37, č. 1, s. 19-24 [cit. 2021-12-10]. PMID: 12937439. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164303/>

CALLAGHAN, Michael J a James SELFE. Patellar taping for patellofemoral pain syndrome in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. 2011 [cit. 2021-12-09]. ISSN 14651858. Dostupné z: [doi:10.1002/14651858.CD006717.pub2](https://doi.org/10.1002/14651858.CD006717.pub2)

CESARELLI, M., P. BIFULCO a M. BRACALE. Study of the control strategy of the quadriceps muscles in anterior knee pain. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*

[online]. 2000, roč. 8, č. 3, s. 330-341 [cit. 2021-12-14]. ISSN 10636528. Dostupné z: doi:10.1109/86.867875

CHANG, Wen-Dien, Fu-Chen CHEN, Chia-Lun LEE, Hung-Yu LIN a Ping-Tung LAI. Effects of Kinesio Taping versus McConnell Taping for Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine* [online]. 2015, roč. 2015, s. 1-11 [cit. 2021-12-13]. ISSN 1741-427X. Dostupné z: doi:10.1155/2015/471208

CHRISTOU, Evangelos A. Patellar taping increases vastus medialis oblique activity in the presence of patellofemoral pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2004, roč. 14, č. 4, s. 495-504 [cit. 2021-12-14]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2003.10.007

CROSSLEY, Kay M, Joshua J STEFANIK, James SELFE, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2016, roč. 50, č. 14, s. 839-843 [cit. 2022-03-07]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2016-096384

DAN, Michael, William PARR, David BROE, Mervyn CROSS a William R. WALSH. Biomechanics of the knee extensor mechanism and its relationship to patella tendinopathy: A review. *Journal of Orthopaedic Research®* [online]. 2018, roč. 36, č. 12, s. 3105-3112 [cit. 2021-12-10]. ISSN 07360266. Dostupné z: doi:10.1002/jor.24120

DANDY, D. J. a H. POIRIER. Chondromalacia and the Unstable Patella. *Acta Orthopaedica Scandinavica* [online]. 1975, roč. 46, č. 4, s. 695-699 [cit. 2021-12-11]. ISSN 0001-6470. Dostupné z: doi:10.3109/17453677508989252

DEHAVEN, Kenneth E., William A. DOLAN a Philip J. MAYER. Chondromalacia patellae in athletes. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 1979, roč. 7, č. 1, s. 5-11 [cit. 2021-12-11]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/036354657900700102

DIETER, Brad Pendleton, Craig P. MCGOWAN, Sharon K. STOLL a Chantal A. VELLA. Muscle Activation Patterns and Patellofemoral Pain in Cyclists. *Medicine & Science In Sports & Exercise* [online]. 2014, roč. 46, č. 4, s. 753-761 [cit. 2021-12-13]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0000000000000153

DUNGL et al., Pavel. *Ortopedie*. Praha: Vydavatelství Grada, 2005. ISBN 80-247-0550-8.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Vydavatelství Grada, 2009a. ISBN 978-80-247-3240-4.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Praha: Vydavatelství Grada, 2009b. ISBN 978-80-247-1648-0.

GRIMM, Bernd a Stijn BOLINK. Evaluating physical function and activity in the elderly patient using wearable motion sensors. *EFORT Open Reviews* [online]. 2016, roč. 1, č. 5, s. 112-120 [cit. 2021-12-10]. ISSN 2396-7544. Dostupné z: doi:10.1302/2058-5241.1.160022

HALADOVÁ, Eva. *Léčebná tělesná výchova*. Brno: Vydavatelství Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1997. ISBN 80-701-3236-1.

HERRINGTON, Lee, Sharon MALLOY a Jim RICHARDS. The effect of patella taping on vastus medialis oblique and vastus lateralis EMG activity and knee kinematic variables during stair descent. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2005, roč. 15, č. 6, s. 604-607 [cit. 2021-12-09]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2005.05.002

HERRINGTON, Lee a Abdullah AL-SHERHI. A Controlled Trial of Weight-Bearing Versus Non—Weight-Bearing Exercises for Patellofemoral Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2007, roč. 37, č. 4, s. 155-160 [cit. 2021-12-14]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2007.2433

HOCHSCHILD, Jutta. *Functional Anatomy for Physical Therapists*. Stuttgart: Vydavatelství Thieme Publishers Stuttgart, 2008. ISBN 978-3-13-176861-2.

HOTT, Alexandra, Jens Ivar BROX, Are Hugo PRIPP, Niels Gunnar JUEL a Sigurd LIAVAAG. Patellofemoral pain: One year results of a randomized trial comparing hip exercise, knee exercise, or free activity. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. 2020, roč. 30, č. 4, s. 741-753 [cit. 2021-12-13]. ISSN 0905-7188. Dostupné z: doi:10.1111/sms.13613

HUGHES, Tom, Richard K. JONES, Chelsea STARBUCK, Jamie C. SERGEANT a Michael J. CALLAGHAN. The value of tibial mounted inertial measurement units to quantify running kinetics in elite football (soccer) players. A reliability and agreement study using a research orientated and a clinically orientated system. *Journal of Electromyography and Kinesiology*

[online]. 2019, roč. 44, s. 156-164 [cit. 2021-12-10]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2019.01.001

JALLOUL, Nahed. Wearable sensors for the monitoring of movement disorders. *Biomedical Journal* [online]. 2018, roč. 41, č. 4, s. 249-253 [cit. 2021-12-10]. ISSN 23194170. Dostupné z: doi:10.1016/j.bj.2018.06.003

JANSSEN, Jessie, James SELFE, Phillip GICHURU, et al. Hot and cold knees: exploring differences in patella skin temperature in patients with patellofemoral pain. *Physiotherapy* [online]. 2020, roč. 108, s. 55-62 [cit. 2021-12-13]. ISSN 00319406. Dostupné z: doi:10.1016/j.physio.2020.04.007

JOHNSTON, Lisa B. a Michael T. GROSS. Effects of Foot Orthoses on Quality of Life for Individuals With Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2004, roč. 34, č. 8, s. 440-448 [cit. 2021-12-11]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2004.34.8.440

KAPANDJI, I. A. *The Physiology of the Joints: Volume Two Lower Limb*. Fifth edition. Edinburgh: Publishers Churchill Livingstone, 1998. ISBN 0443036187.

KIM, Hyun-Hee. The effect of Patellar Taping on the EMG Activity of the Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis during Stair Stepping. *Journal of muscle and joint health* [online]. 2011, roč. 18, č. 2, s. 249-256 [cit. 2021-12-14]. ISSN 1975-9398. Dostupné z: doi:10.5953/JMJH.2011.18.2.249

KOBROVÁ, Jitka a Robert VÁLKA. *Terapeutické využití tejpování*. Praha: Vydavatelství Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-271-0181-8.

KOLÁŘ, Pavel et al., *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Vydavatelství Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

LANDA, Pavel. *Cyklistika: trénink a jeho plánování*. Praha: Vydavatelství Grada, 2005. Sport (Grada). ISBN 80-247-0725-X.

MCCONNELL, Jenny. The Management of Chondromalacia Patellae: A Long Term Solution. *Australian Journal of Physiotherapy* [online]. 1986, roč. 32, č. 4, s. 215-223 [cit. 2021-12-01]. ISSN 00049514. Dostupné z: doi:10.1016/S0004-9514(14)60654-1

MCCONNELL, Jenny. A novel approach to pain relief pre-therapeutic exercise. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 2000, roč. 3, č. 3, s. 325-334 [cit. 2021-12-08]. ISSN 14402440. Dostupné z: doi:10.1016/S1440-2440(00)80041-9

NEGAHBAN, Hossein, Mohammad POURETEZAD, Soheil Mansour SOHANI, Masood MAZAHARI, Mahyar SALAVATI a Farshid MOHAMMADI. Validation of the Persian version of Functional Index Questionnaire (FIQ) and Modified FIQ in patients with patellofemoral pain syndrome. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 2013, roč. 29, č. 7, s. 521-530 [cit. 2021-10-10]. ISSN 0959-3985. Dostupné z: doi:10.3109/09593985.2012.761308

NUNES, Guilherme S., Eduardo Luiz STAPAIT, Michel Hors KIRSTEN, Marcos DE NORONHA a Gilmar Moraes SANTOS. Clinical test for diagnosis of patellofemoral pain syndrome: Systematic review with meta-analysis. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2013, roč. 14, č. 1, s. 54-59 [cit. 2022-03-05]. ISSN 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2012.11.003

PAL, Saikat, Christine E. DRAPER, Michael FREDERICSON, Garry E. GOLD, Scott L. DELP, Gary S. BEAUPRE a Thor F. BESIÉ. Patellar Maltracking Correlates With Vastus Medialis Activation Delay in Patellofemoral Pain Patients. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2011, roč. 39, č. 3, s. 590-598 [cit. 2021-12-13]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/0363546510384233

PAVLŮ, Dagmar. Patelofemorální bolest kolene a možnosti její terapie dle konceptu Jenny McConnellové. Rehabilitace a fyzikální lékařství: (volné pokračování Fysiatického a revmatologického věstníku založeného v roce 1923) [online]. *Česká lékařská společnost J. E. Purkyně*, 2002, roč. 2002, č. 4, s. 130-135 [cit. 2022-03-05]. ISSN 1211-2658.

PETERSEN, Wolf, Andree ELLERMANN, Andreas GÖSELE-KOPPENBURG, Raymond BEST, Ingo Volker REMBITZKI, Gerd-Peter BRÜGGEMANN a Christian LIEBAU. Patellofemoral pain syndrome. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. 2014, roč. 22, č. 10, s. 2264-2274 [cit. 2022-03-07]. ISSN 0942-2056. Dostupné z: doi:10.1007/s00167-013-2759-6

PLISKY, Philip J., Paul P. GORMAN, Robert J. BUTLER, Kyle B. KIESEL, Frank B. UNDERWOOD a Bryant ELKINS. The reliability of an instrumented device for measuring components of the Star Excursion Balance Test. *North American journal of sports physical*

*therapy: NAJSPT* [online]. 2009, roč. 4, č. 2, s. 92-99 [cit. 2021-11-11]. PMID: PMC2953327, PMID: 21509114.

PRIEGO QUESADA, Jose Ignacio, Zachary Y. KERR, William Michael BERTUCCI a Felipe P. CARPES. The association of bike fitting with injury, comfort, and pain during cycling: An international retrospective survey. *European Journal of Sport Science* [online]. 2018, roč. 19, č. 6, s. 842-849 [cit. 2022-03-21]. ISSN 1746-1391. Dostupné z: doi:10.1080/17461391.2018.1556738

RICHARDS, J., A. CHOCHAN, J. JANSSEN a J. SELFE. Taping and bracing of the knee joint: a ladder of conservative intervention for patellofemoral pain. *Physiotherapy* [online]. 2015, roč. 101, s. 1280-1281 [cit. 2021-12-14]. ISSN 00319406. Dostupné z: doi:10.1016/j.physio.2015.03.1193

RYBA, L. a Z. SLÁDKOVÁ, Hodnocení dynamické stabilizace kolenního kloubu u žen pomocí Y Balance testu. *Studia Kinanthropologica* [online], 2020, roč. 21, č. 3, s. 261-265 [2022-03-07]. ISSN 1213-2101.

SELFE, J, L HARPER, I PEDERSEN, J BREEN-TURNER a J WARING. Four Outcome Measures for Patellofemoral Joint Problems. *Physiotherapy* [online]. 2001, roč. 87, č. 10, s. 507-515 [cit. 2021-12-14]. ISSN 00319406. Dostupné z: doi:10.1016/S0031-9406(05)65448-X

SELFE, James, Jim RICHARDS, Dominic THEWLIS a Sean KILMURRAY. The biomechanics of step descent under different treatment modalities used in patellofemoral pain. *Gait Posture* [online]. 2008, roč. 27, č. 2, s. 258-263 [cit. 2021-12-14]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2007.03.017

SELFE, James, Jessie JANSSE a Michael CALLAGHAN, ed. Patellofemoral Pain: An Evidence-Based Clinical Guide [online]. *Nova Science Publishers, Incorporated*. 2017 [cit. 2021-12-08]. ISBN 9781536117981. Dostupné z: <https://ebookcentral.proquest.com/lib/zcup-ebooks/detail.action?docID=4872767>

SIDWELLS, Chris. *Velká kniha o cyklistice*. Praha: Vydavatelství Slovart, 2004. ISBN 80-720-9585-4.

SOVNDAL, Shannon. *Cyklistika – anatomie: [váš ilustrovaný průvodce pro sílu, rychlost a vytrvalost]*. V Brně: Vydavatelství CPress, 2013. ISBN 978-80-264-0141-4.



STACHO, J., A. KROBOT a J. TOMSOVÁ. Jízda na kole a patelofemorální kompartment syndrom. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2012, roč. 19, č. 2, s. 61-64 [cit. 2022-03-07]. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2012-2/jizda-na-kole-a-patelofemoralni-kompartment-syndrom-39034/download?hl=cs>

YOSMAOĞLU, Hayri Baran, James SELFE, Emel SONMEZER, İlknur Ezgi SAHIN, Senay Çerezci DUYGU, Manolya ACAR OZKOSLU, Jim RICHARDS a Jessica JANSSEN, Targeted Treatment Protocol in Patellofemoral Pain: Does Treatment Designed According to Subgroups Improve Clinical Outcomes in Patients Unresponsive to Multimodal Treatment? [online]. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* [online]. 2020, roč. 12, č. 2, s. 170-180 [cit. 2021-12-09]. ISSN 1941-7381. Dostupné z: doi:10.1177/1941738119883272

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Vydavatelství Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.

VORA, Molly, Emily CURRY, Amanda CHIPMAN, Elizabeth MATZKIN a Xinning LI. Patellofemoral pain syndrome in female athletes: A review of diagnoses, etiology and treatment options. *Orthopedic Reviews* [online]. 2017, roč. 9, č. 4, s. 98-104 [cit. 2022-03-07]. ISSN 2035-8164. Dostupné z: doi:10.4081/or.2017.7281

WANG, Junqing a Weijie FU. Asymmetry between the dominant and non-dominant legs in the lower limb biomechanics during single-leg landings in females. *Advances in Mechanical Engineering* [online]. 2019, roč. 11, č. 5, s. 1-8 [cit. 2022-03-05]. ISSN 1687-8140. Dostupné z: doi:10.1177/1687814019849794

*WHAT IS AN INERTIAL MEASUREMENT UNIT?* Vectornav [online]. 2020, [cit. 2021-12-10]. Dostupné z: <https://www.vectornav.com/resources/inertial-navigation-articles/what-is-an-inertial-measurement-unit-imu>

## **SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha A: Informovaný souhlas .....	115
Příloha B: Dotazník MFIQ v českém jazyce.....	116
Příloha C: Dotazník MFIQ v anglickém jazyce .....	117

# PŘÍLOHY

## Příloha A: Informovaný souhlas

### Informovaný souhlas

Pro bakalářskou práci: Možnosti ovlivnění femoropatelárního syndromu u cyklistů

Období měření:

Autor práce: Adéla Balejová

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás s žádostí o spolupráci při vypracování praktické části bakalářské práce, jejímž cílem je zhodnotit účinek rigidního tapingu dle McConnell na femoropatelární bolesti u cyklistů. V práci se bude hodnotit závažnost femoropatelárních bolestí a změna úhlové rychlosti bérce dolní končetiny při provádění stabilizačního testu bez použití a s použitím výše zmíněného tapingu. Převážně se bude hodnotit míra prožívané bolesti jak při vykonávání samotného testu, tak následně ve dvouměsíční lhůtě, kdy docházelo k primárnímu testování tapingu při cyklistice. Pokud s účastí v bakalářské práci souhlasíte, podepište níže uvedené prohlášení, kterým vyslovíte souhlas s účastí v praktické části bakalářské práce.

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že souhlasím s účastí ve výše uvedené bakalářské práci. Řešitel/ka práce mě informoval/a o podstatě praktické části bakalářské práce a seznámil/a mě s cíli a postupy, které budou v praktické části bakalářské práce používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mě z účasti na praktické části bakalářské práce vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány a použity jen pro účely práce.

Měl/a jsem možnost si vše řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit a měl/a jsem možnost se řešitel/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za podstatné. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na práci odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem uvedeným v tomto informovaném souhlasu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka praktické části bakalářské práce:

---

V Plzni dne:

Zdroj: (vlastní)

Příloha B: Dotazník MFIQ v českém jazyce

**Modified Functional Index Questionnaire (MFIQ)**

Odpovězte prosím na následující otázky zaškrtnutím příslušného políčka.

**Bolelo Vás koleno během posledních 24 hodin?**

Neustále		Slabě nebo přerušovaně		Nikdy	
----------	--	------------------------	--	-------	--

**Kulhal/a jste během posledních 24 hodin?**

Neustále		Slabě nebo přerušovaně		Nikdy	
----------	--	------------------------	--	-------	--

	Neschopný/á provést	Schopný/á provést s obtížemi	Schopný/á provést bez obtíží	Žádná odpověď není vhodná
Chůze až na vzdálenost 1 míle (= 1, 609344 km) po rovině				
Vyjít dvě patra po schodech				
Sejít dvě patra po schodech				
Řídit po dobu půl hodiny				
Dřep				
Klek				
Sedět půl hodiny s koleny pokrčenými v úhlu 90°				
Uběhnout 100 yardů (= 91, 44 m)				

Zdroj: (vlastní)

**Příloha C: Dotazník MFIQ v anglickém jazyce**

Please answer the following questions by putting a tick in the appropriate box or column.

During the last 24 hours have you had any pain from your knee?

- None
- Slight or intermittent
- Constant

During the last 24 hours have you walked with a limp?

- None
- Slight or intermittent
- Constant

Please indicate how you have managed the following activities during the last 24 hours.

	<i>Unable to do</i>	<i>Could do with problem</i>	<i>No problem</i>	<i>Not appropriate</i>
Walk as far as 1 mile on flat ground	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Climb up 2 flights of stairs	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Walk down 2 flights of stairs	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Drive for half an hour	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Squat	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Kneel	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Sit for half an hour with knees bent at 90°	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Run 100 yards	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Zdroj: (Selfe et al., 2001, s. 511)