

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

MOŽNOSTI VYUŽITÍ IZOKINETICKÉHO DYNAMOMETRU
V PREVENCII A TERAPII PORANĚNÍ MĚKKÉHO KOLENE

Bakalářská práce

Autor: Kateřina Zajončková

Studijní program: Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Ondřej Laštovička

Olomouc 2022

Bibliografická identifikace

Jméno autora: Kateřina Zajončková

Název práce: Možnosti využití izokinetického dynamometru v prevenci a terapii poranění měkkého kolene

Vedoucí práce: Mgr. Ondřej Laštovička

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Rok obhajoby: 2022

Abstrakt:

Cílem práce je shrnout současné poznatky studií a odborné literatury věnující se použití izokinetického dynamometru ve vztahu ke kolennímu kloubu. V teoretické části je popsána anatomie, kineziologie a biomechanika kolenního kloubu. Další kapitoly se věnují nejčastěji zasaženým strukturám, mechanismu vzniku a rizikovým faktorům spojeným s poraněním měkkého kolene. Část práce týkající se izokinetiky je primárně zaměřena na její praktické využití v souvislosti s testováním extenzorové a flexorové skupiny svalů kolenního kloubu a následně popis parametrů k sestavení cvičebního protokolu s ohledem na výsledky měření a zdravotní stav. Součástí práce je také kazuistika pacientky s daným typem poranění a stanovením rehabilitačního plánu. Přílohy práce poté tvoří vybrané testovací a cvičební izokinetické protokoly.

Klíčová slova:

izokinetika, dynamometrie, poranění LCA, H/Q poměr

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author: Kateřina Zajončková

Title: The possibilities of using isokinetic dynamometer in prevention and therapy of soft tissue knee injury

Supervisor: Mgr. Ondřej Laštovička

Department: Department of Physiotherapy

Year: 2022

Abstract:

The goal of this thesis is to summarize available data found in recent studies and literature on the topic of isokinetic dynamometer and its relationship to the knee joint. The theoretical part of this study describes anatomy, kinesiology and biomechanics of the knee joint. Furthermore, we discuss the most often injured structures, mechanisms of these injuries and risk factors influencing the trauma of the soft tissues of the knee. As far as isokinetics is concerned, we mainly focus on its practical use in terms of testing the flexors and extensors of the knee as well as offering a description of parameters in the therapy protocol, while taking into account patient's results and health condition. At the end you can find a case study of a patient with a condition for whom we created a therapy plan. The attachment section consists of testing and therapeutic protocols.

Keywords:

isokinetics, dynamometry, LCA injury, H/Q ratio

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem tuto práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Ondřeje Laštovičky, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 29. dubna 2022

.....

Děkuji Mgr. Ondřeji Laštovičkovi za jeho cenné rady, ochotu a veškerý čas, který této práci věnoval. Vážím si toho, že jsem měla možnost psát práci pod jeho vedením. Poděkování patří také Mgr. Zuzaně Gonosové, Ph.D. za pomoc při realizaci izokinetického měření. V neposlední řadě bych chtěla poděkovat mému bratrovi, který v lidech vidí to dobré.

SEZNAM ZKRATEK

AT = average torque

ATT = anteriorní tibiální translace

AW = average work

con = koncentrická kontrakce

CKC = uzavřený kinematický řetězec

DK = dolní končetina

ecc = excentrická kontrakce

EX = extenzory

FL = flexory

H/Q poměr = poměr momentu síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu

H/Q_{FUN} = funkční H/Q poměr

H/Q_{FUN_0-30} = funkční H/Q poměr měřený v rozmezí 0–30° flexe

H/Q_{KON} = konvenční H/Q poměr

IKC = izokinetické cvičení

IKDC = International Knee Documentation Committee

IMC = izometrické cvičení

ITC = izotonické cvičení

LCA, ACL = přední zkřížený vaz, ligamentum cruciatum anterius

LCL = laterální kolaterální vaz, ligamentum collaterale laterale

LCM = mediální kolaterální vaz, ligamentum collaterale mediale

LCP = zadní zkřížený vaz, ligamentum cruciatum posterius

LDK = levá dolní končetina

lig. = ligamentum

LSI = Leg Symmetry Index

m., mm. = musculus, musculi

MAX = maximum

OA = osteoartróza

OKC = otevřený kinematický řetězec

PDK = pravá dolní končetina

PNF = proprioceptivní neuromuskulární facilitace

PT = peak torque

PTT = posteriorní tibiální translace

PW = peak work

ROM = rozsah pohybu

VSRP = velocity spectrum rehabilitation protocol

OBSAH

Obsah	9
1 Úvod	11
2 Anatomie a kineziologie kolenního kloubu	12
2.1 Statické stabilizátory kolenního kloubu	12
2.1.1 Kloubní pouzdro.....	12
2.1.2 Menisky	13
2.1.3 Vazivový aparát	14
2.2 Dynamické stabilizátory kolenního kloubu	17
3 Poranění měkkého kolene.....	19
3.1 Incidence a rizikové faktory	19
3.2 Poranění menisků	20
3.3 Poranění vazivového aparátu.....	21
3.4 Kombinovaná poranění.....	23
3.5 Svalová poranění a poranění šlach	23
3.6 Další poranění kolenního kloubu.....	24
3.7 Chronické instability.....	25
4 Izokinetická dynamometrie	26
4.1 Měřené hodnoty	27
4.2 Zásady, průběh a realizace testování	27
5 Výsledná analýza dat	33
5.1 Poměr hamstringy/kvadriceps (H/Q poměr).....	33
5.2 Křivka momentu síly	35
6 Izokinetické cvičení	38
6.1 Volba jednotlivých parametrů cvičení.....	40
6.1.1 Úhlová rychlost	41
6.1.2 Volba řetězce.....	43

6.1.3	Počet opakování	44
6.1.4	Volba režimu	45
6.2	Využití IKC v praxi	46
6.3	IKC ve spojitosti se sportovní rehabilitací	48
6.4	Problematika LCA	51
6.5	IKC u pacientů s patelofemorálním syndromem a anterior knee pain	56
6.6	IKC u pacientů se současnou osteoartrózou (OA).....	58
6.7	Problematika dalších poranění kolene	58
7	Kazuistika	60
8	Diskuse	71
9	Závěr	78
10	Souhrn.....	79
11	Summary.....	81
12	Referenční seznam.....	83
13	Přílohy.....	102
13.1	Testovací izokinetické protokoly.....	102
13.2	Cvičební izokinetické protokoly.....	103
13.3	Vyplněný dotazník IKDC Score.....	107
13.4	Dokument o potvrzení správnosti anglického překladu	109
13.5	Informovaný souhlas	110

1 ÚVOD

Poranění měkkých struktur kolenního kloubu představuje jak z hlediska incidence, tak i závažnosti důsledků stále narůstající problém, zejména u populace v produktivním věku (Mayer & Smékal, 2004). Vzniká zejména při kontaktních sportech či sportech spojených s možným pádem ve vysoké rychlosti (Pauček, Smékal, & Holibka, 2014), přičemž nejčastěji bývají poraněny zkřížené vazy a/nebo menisky (Majewski, Susanne, & Klaus, 2006). Doba rekonvalescence po těchto úrazech není krátká a neměla by být z důvodu možné recidivy uspěchána (Kyritsis, Bahr, Landreau, Miladi, & Witvrouw, 2016). Jelikož jsou tato zranění taktéž spojena s možnými předčasnými artrotickými změnami (Gillquist & Messner, 1999; Myklebust, 2005), měla by být nedílnou součástí rehabilitace po traumatech kolenního kloubu kinezioterapie s cílem dosáhnout co nejlepšího funkčního stavu kloubu a optimalizovat pohyb tak, aby nedocházelo k jeho nadměrnému zatížení. S ohledem na aktuální stav pacienta můžeme volit z několika metod či postupů, mezi které se řadí například senzomotorické cvičení (Mayer & Smékal, 2004), prvky proprioreceptivní neuromuskulární stabilizace (PNF) (Boca & Dan, 2013), plyometrický trénink (Buckthorpe & della Villa, 2021) či cvičení zaměřená na podpoření silových možností dynamických stabilizátorů kolena (Palmieri-Smith, Thomas, & Wojtys, 2008). V posledních letech se především v oblasti sportovní medicíny můžeme právě v rámci silového tréninku a podpoření vzájemné souhry stehenních svalů setkat s využitím izokinetického dynamometru jakožto terapeutickým prvkem rehabilitačního plánu po poraněních měkkých struktur kolene (Eustace, Page, & Greig, 2019).

Mimo to je izokinetická dynamometrie již delší dobu používána k testování síly svalů dolních končetin, přičemž jejich dysbalance bývá považována za predispoziční faktor poranění měkkého kolene či hamstringů (Dauty, 2016). Další oblastí uplatnění je testování pacienta po již proběhlé operační intervenci, kdy hodnotíme míru připravenosti a bezpečnost k opětovnému návratu ke sportovní činnosti (Croisier, Forthomme, Namurois, Vanderthommen, & Crielaard, 2002; Undheim et al., 2015). V neposlední řadě se můžeme setkat s izokinetickým testováním při hodnocení tréninkového efektu kondiční přípravy (Psotta, Kunderátek, Lehnert, Svoboda, & Sigmund, 2012).

2 ANATOMIE A KINEZIOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU

Kolenní kloub (articulatio genus) je kloub složený, ve kterém spolu artikulují 3 kosti – femur, tibia a patela, jejichž povrch je kryt chrupavkou. Je to nejmohutnější a nejsložitější kloub v lidském těle především kvůli značným silám, které na něj působí. Kolenní kloub tvoří 2 skloubení: articulatio femoropatellaris, který přenáší sílu z extenzorového aparátu na tibií za přítomnosti minimálního tření (Goldblatt & Richmond, 2003) a articulatio femorotibialis tvořící nosnou plochu (Kapandji, 1987).

Kloubní hlavice je tvořena kondyly femuru, jamka poté kloubními plochami tibie. Srovnáme-li stabilitu laterální a mediální strany, je na tom mediální strana lépe. Horní část mediálního kondylu tibie je totiž konkávní a předozadně protáhlá. Mediální kondyl femuru proto lépe zapadá do jamky, čímž podporuje stabilitu, zároveň je však při chůzi vystaven většímu zatížení (60–80 % celkové nosoucí hmotnosti), což ho činí náchylnější k degenerativním změnám (Vincent, Conrad, Fregly, & Vincent, 2012). Oproti tomu laterální styčná plocha tibie je konvexní (Bartoníček & Heřt, 2004), díky čemuž je umožněn větší rozsah pohybu, ale na úkor stability. Zároveň zde dochází k delšímu valivému pohybu (do 20° flexe), na který je chrupavka lépe stavěna (Kapandji, 2011).

Přední plochu kloubu tvoří patela, jejíž význam spočívá v usměrnění síly tahu šlachy m. quadriceps femoris. Největší účinnost pately při přenosu svalové síly kvadricepsu na tuberositas tibiae je v posledních 30° extenze. Zároveň kryje chrupavčité části kondylů femuru (David Magee, 2013). Jejím postranním vybočení brání retinacula.

2.1 Statické stabilizátory kolenního kloubu

2.1.1 Kloubní pouzdro

Kloubní pouzdro se na tibií a na patele upíná při okrajích kloubních ploch, na femuru pak o něco dále. Fibrózní část pouzdra srůstá s obvodem menisků v celé jejich délce (Bartoníček & Heřt, 2004). Při pohybech do extenze je pouzdro napínáno a taženo vzhůru pomocí m. articularis genus, díky čemuž nedojde k jeho uskřínutí mezi kloubními plochami. Vnitřní strana je vystlána synoviální blánou produkující synoviální tekutinu, která vyživuje chrupavku a snižuje její tření. Vnější vrstva je tvořena tkání vazivovou a napomáhá společně s vazy zamezit nefyziologickým pohybům v kloubu (Čihák, 2001).

2.1.2 Menisky

Menisky jsou srpkovité destičky vazivové chrupavky a velikostí odpovídají kloubním plochám na tibií (Obrázek 1). Prostřednictvím svých cípů se upínají do area intercondylaris anterior et posterior. Jejich vložení do kloubu je zajištěna lepší kongruence kloubních ploch (Čihák, 2001), dochází tak k poklesu velikosti zatížení na jednotku plochy, což má kladný vliv na zatížení chrupavky (Dylevský, 2009). Zároveň menisky zvyšují pohybové možnosti kloubu (Dylevský, 2007), tlumí nárazy a mají lubrikační funkci (Dungl, 2005). Mediální meniskus se tvarem podobá písmenu C a omezuje translační pohyb tibie do anteriorního směru. Částečně srůstá s kloubním pouzdrem a lig. collaterale mediale (LCM), které omezuje jeho pohyblivost a předurčuje ho tak k vyšší náchylnosti k poranění (Kapandji, 2011). Uskřínutí menisku brání m. semimembranosus (Hudák, Kachlík, & Volný, 2015). Laterální oproti tomu má tvar písmene O a zamezuje nadměrnému působení axiálního a rotačního zatížení (Musahl et al., 2010). Jelikož se jeho zadní a přední cíp téměř dotýkají, je prakticky upevněn pouze v jediném místě, a proto je schopen většího rozsahu pohybu než mediální (Kolář, 2010). Jeho uskřínutí brání svým tahem m. popliteus. Vepředu jsou oba menisky spojeny lig. transversum genus (Drake, Mitchell, & Vogl, 2019). Při pohybech kloubu se posunují ze základní polohy dozadu a zpět, přičemž současně mění své zakřivení (Čihák, 2001).

Je-li pohyb směrem do flexe, následují pohyb femorálních a tibiálních kondylů, posunují se tedy posteriorně. Laterální meniskus přitom podstupuje větší míru posteriorního přemístění než mediální (Thompson, Thaete, Fu, & Dye, 1991). Zároveň pro oba menisky platí, že se přední rohy pohybují více než zadní, a to z důvodu správné kongruence kloubních ploch při klouzání kondylů femuru po tibií. Pohyb v zadních rozích je naopak omezen připojením k měkkým tkáním, což zabezpečuje stabilitu kloubu z hlediska zabránění nadměrné anteriorní tibiální translace (ATT), kdy zadní rohy menisků díky svému klínovitému tvaru fungují jako „zarážky“ vůči femorálním kondylům (Vedi et al., 1999). Při zvětšujícím se pohybu do flexe dochází k další deformaci menisků, která je způsobena tím, že jsou fixovány ve dvou místech, zatímco zbylá část menisku je volně pohyblivá (Kapandji, 1987), mediální meniskus je tažen posteriorně vlivem rozšířeného m. semimembranosus, který je připojený k jeho zadní hraně, zatímco přední roh je tažen anteriorně pomocí vláken předního zkříženého vazy (LCA). Laterální meniskus je tažen dozadu pomocí rozšířeného m. popliteus (Kapandji, 1987). Obě struktury jsou nuceny absorbovat značné tlakové zatížení, které u mediálního

menisku činí 50 % u laterálního se udává až 70 % celkového axiálního zatížení (v základním postavení). Je-li koleno v extenzi, je nápor na zadní rohy 50 %, při 90° flexi je osová zatížení zadních rohů zvětšeno na 85 % (Fox, Bedi, & Rodeo, 2012). Díky kolageno-proteoglykanové struktuře a velkému podílu vody jsou však při zatížení schopny odolávat ztrátám tekutiny a zachovat si tak svůj tvar, což je pro pohyb v kloubu nezbytné (Fox et al., 2012).

Během extenze jsou menisky taženy vpřed pomocí meniskopatelárních vláken, která jsou napnuta dopředným pohybem pately a táhnou lig. transversum genus. Současně dochází k napínání zadního zkříženého vazů (LCP), zadní roh laterálního menisku je tlačěn anteriorně rozvinutým napětím v meniskofemorálním ligamentu. Během axiální rotace menisky taktéž následují přemístění femorálních kondylů. V počínající neutrální pozici se pohybují ve směru opačném na kondylech tibie. Probíhá-li zevní rotace, je laterální meniskus přitahován směrem k přední části tibiálního kondylu, mediální meniskus je tažen posteriorně. Během vnitřní rotace se naopak mediální meniskus pohybuje dopředu, zatímco laterální meniskus směrem posteriorním (Kapandji, 1987).

2.1.3 Vazivový aparát

Vazivový aparát kolenního kloubu je nejmohutnější a nejkomplicovanější ze všech končetinových kloubů (Bartoníček & Heřt, 2004). Stabilita kolenního kloubu je podpořena pomocí vazů kapsulárně i intraartikulárně. Kloubní pouzdro je ventrálně zesíleno pokračováním šlachy m. quadriceps femoris tedy lig. patellae, které jde od pately na tuberositas tibiae. Dále rozeznáváme retinacula patellae, jež udržují patelu v plytkém žlábků na femuru (Hudák, Kachlík, & Volný, 2015), kromě toho se považují za přídatný extenční aparát kolenního kloubu (Oatis, 2017).

Po stranách pouzdra se upínají kolaterální vazy jdoucí od příslušného epikondylu femuru k tibií respektive caput fibulae. Jejich hlavní funkcí je zajištění stability kolene jak při extenzi kloubu (kdy dochází k jejich maximálnímu napětí), tak při pohybu do částečné flexe (Čihák, 2001). U lig. collaterale mediale rozeznávají někteří autoři 2 části vazů: povrchovou (tibiofemorální) (LaPrade et al., 2007) a hlubokou (mid-third) (Phisitkul, James, Wolf, & Amendola, 2006) s tím, že každá část má při stabilizaci odlišnou funkci. Povrchová složka, zejména její proximální část, zabraňuje valgóznímu zatížení během celého rozsahu pohybu do flexe. Distální část koleno stabilizuje proti nadměrné zevní rotaci při 30° flexe. Hluboká část pomáhá při stabilizaci nepříměné

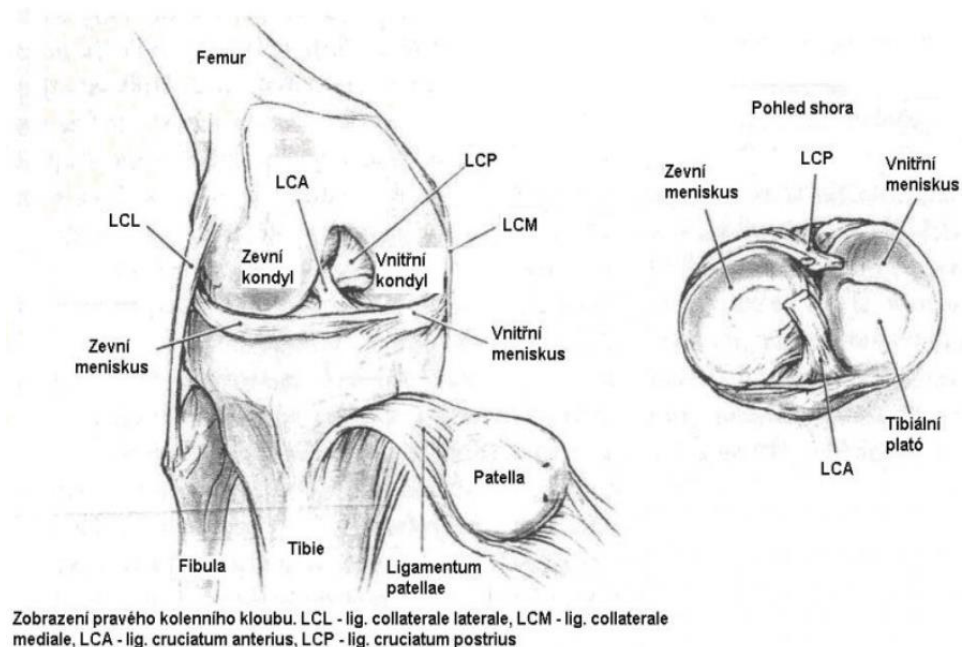
vnitřní rotace, a to v rozsahu od plné extenze do 90° flexe (Cavaignac, Carpentier, Pailhé, Luyckx, & Bellemans, 2015). Jeho synergistou je iliotibiální trakt, který napíná m. tensor fasciae latae. Mediální vaz je nejméně dvakrát tak silný jako laterální, z čehož vyplývá, že koleno pravděpodobně snese větší zatížení valgózním směrem než varózním (Oatis, 2017). Lig collaterale laterale (LCL) zabraňuje nadměrnému varóznímu zatížení (LaPrade, Dean, Chahla, & Schon, 2017). Jeho největší uplatnění je v rozmezí 0–30° flexe, s rostoucí flexí se jeho stabilizační schopnost snižuje (Campbell, Canale, & Beaty, 2016).

Téměř shodný proximální úpon s LCL má anterolaterální ligamentum. Někteří autoři ho považují za zesílení příslušné části kloubního pouzdra (LaPrade, Kennedy, Wijdicks, & LaPrade, 2015), jiní ho berou za samostatný vaz (Claes et al., 2013). Jeho začátek leží na laterálním epikondylu femuru, mírně ventrálně od LCL, a upíná se na anterolaterální oblast proximální tibie. Svými vlákny zasahuje do laterálního menisku (Claes et al., 2013). Obsahuje hustou síť nervových vláken, což poukazuje na jeho potenciální proprioceptivní funkci (Caterine, Litchfield, Johnson, Chronik, & Getgood, 2015). K jeho napínání dochází zejména při vnitřní rotaci tibie, jeho funkcí je tedy participace na omezení nadměrné vnitřní rotace (Drake et al., 2019). Dorzálně je kloubní pouzdro zesíleno pomocí lig. popliteum obliquum, které odbíhá z úponu m. semimembranosus a lig. popliteum arcuatum jdoucí laterálně k fibule.

Mezi intraartikulární vazy řadíme vazy zkřížené. Lig. cruciatum anterius (LCA) začíná na vnitřní ploše laterálního kondylu a jde šikmo dolů, kde se upíná do area intercondylaris tibiae. Slouží jako hlavní stabilizátor předního posunu tibie a dále zabezpečuje vnitřní rotaci bérce. Udává se, že jeho podíl na celkové stabilitě kolenního kloubu činí až 85 % (Ellison & Berg, 1985). Je nejvíce zatížen při vnitřní rotaci, především, je-li koleno v extenzi. Sklon jeho průběhu je mnohem větší, než je tomu u zadního zkříženého vazy, což je jednou z příčin větší volnosti laterálního kondylu při rotacích (Kolář, 2010). Z důvodu horšího cévního zásobení, které je dáno průběhem kloubního pouzdra, má oproti kolaterálním vazům nižší hojivý potenciál (Levins, 2018). Jeho struktura se skládá z několika svazků, které se v rámci funkce liší, dohromady však utvářejí celek. Podle svých úponů na tibií můžeme svazky rozdělit na anteromediální, posterolaterální a intermediální svazek (Otsubo et al., 2012). Anteromediální svazek je umístěn nejbliže k povrchu a je nejvíce náchylný k poranění (Hart & Štipčák, 2010). Při extenzi je relaxován a při pohybu z 0° do 30° flexe se zkracuje. V tomto rozsahu je za stabilitu kloubu zodpovědný posterolaterální svazek, který je plně napnutý. Od 30° flexe

se role svazků mění. Posterolaterální se postupně zkracuje, délka anteromediálního svazku se sice v rozmezí 30°–70° nemění, ale od 70° do maximální flexe dochází k jeho postupnému natažení. Posterolaterální svazek se navíc napíná při rotacích v koleni. Napětí vazů ovlivňují i svalové struktury, při izolované aktivitě m. quadriceps femoris je vaz nejvíce zatížen, naopak při izolované činnosti hamstringů dochází k nejmenšímu zatížení (Hart & Štípcák, 2010). Zatížení LCA závisí na velikosti smykové síly v anteriorním směru, následném tahu reakční síly a úhlu flexe kolenního kloubu v průběhu pohybu. Flekční moment musí být vybalancován extenčním momentem, tedy tahem m. quadriceps femoris, který je primární příčinou mechanismu napínání vazů (Pauček, Smékal, & Holibka, 2014). LCA je tedy synergistou hamstringů a antagonistou m. quadriceps femoris (Nýdrle & Veselá, 1992). Působí-li LCA společně s dynamickou složkou stabilizačních svalů může se pevnost kolene zvýšit až 10× (Lephart, Kocher, Fu, Borsa, & Harner, 1992).

Lig. cruciatum posterius je asi o 1/3 silnější než přední zkřížený vaz (Dylevský, 2009). Začíná na vnitřní ploše condylus medialis femoris a jde za lig. cruciatum anterius k area intercondylaris tibiae, kde se upíná. Společně s tahem m. quadriceps femoris brání zadnímu posunu tibie a omezuje zevní rotaci bérce.



Obrázek 1. Vnitřní struktura pravého kolenního kloubu (Solomon, Simel, Bates, Katz, & Schaffer, 2001, 1610)

2.2 Dynamické stabilizátory kolenního kloubu

Mezi dynamické stabilizátory řadíme svaly kolenního kloubu a jejich úpony. Pro správnou funkci je důležitá neuromuskulární kontrola (Mayer & Smékal, 2004). U pacientů s poraněním měkkého kolene velmi často nacházíme poruchy koordinace a časování stabilizačních svalů, narušení vzorců aktivace, zpomalení reakčních časů, pomalejší dosažení optimálního momentu síly, a to jak na poraněné, tak „zdravé“ končetině (Wojtys & Huston, 2000). Z funkčního hlediska dělíme svaly na extenzory, flexory a rotátory kolenního kloubu. Nicméně v rámci poranění a jeho prevence, je pro nás neméně důležitá jejich stabilizační funkce (Tabulka 1) a dynamická souhra, zejména pak vzájemný vztah extenzorů a flexorů, kdy všechny tyto zmíněné faktory hrají roli při zamezení nefyziologických pohybů v kloubu.

Extenzorový aparát je tvořen m. quadriceps femoris, který se skládá ze 4 hlav: m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. vastus intermedius, které jsou jednokloubové a spojují ventrálně femur s tibií. U m. vastus intermedius můžeme rozlišit ještě jeho hlubokou část, tedy m. articularis genu, který napíná pouzdro kolenního kloubu (Hudák et al., 2015). Dále rozeznáváme m. rectus femoris, který je dvoukloubový a ve vztahu ke kyčelnímu kloubu funguje jako flexor. Všechny tyto 4 hlavy se sbíhají do jedné šlachy a prostřednictvím lig. patellae se upínají na tibií. Jelikož m. rectus femoris se podílí i na pohybech v kyčli, jeho extenzorový efekt na kolenní kloub bude záviset na výchozím nastavení kyčelního kloubu. Při základním anatomickém postavení, tedy je-li kyčel v extenzi, míra síly jeho extenzorového potenciálu dosahuje maxima. Místo začátku a úponu se od sebe vzdaluje a tím se stává sval účinnějším. S rostoucí flexí kyčle extenze m. rectus femoris „slábne“ a nemá již takový efekt. V této fázi se do pohybu více zapojují m. vastii. Ty mají převážně extenční funkci, mimo to se ale podílejí i na stabilitě pately a kolenního kloubu (Kapandji, 1987). Vastus laterální se konkrétně podílí na zamezení nadměrné vnitřní rotace, z tohoto pohledu tedy funguje jako synergista LCL a LCA. Mediální část svalu poté kontroluje nepřiměřenou abdukci a rotaci zevní. Funkcí svalu jako celku je pak předejít hyperflexi.

Svaly na zadní straně stehna (hamstringy), jsou svaly dvoukloubové, a co se kolenního kloubu týče, tak fungují jako flexory. Z výše uvedeného poznatku vyplývá, že jejich výsledný efekt na pohyb v kolenu bude taktéž záviset na postavení pánve a pozici kyčle. Při 40° flexe kyčle dochází k natažení hamstringů a tedy také k pasivní flexi kolena. Pokud flexe v kyčli překročí 90°, tak je velmi obtížné udržet koleno extendované. Na flexi kolenního kloubu se také podílí m. sartorius a m. gracilis (Hudák et al., 2015), které

společně s m. semitendinosus, m. semimebranosus a mediální částí m. gastrocnemius zamezují nadměrné abdukci. Celá flexorová skupina také participuje na omezení hyperextenze.

Svaly mající podíl na zevní rotaci jsou m. biceps femoris a m. tensor fasciae latae. Funkce m. tensor fasciae latae závisí na flexi kolene. Flexorem a zevním rotátorem se stává pouze tehdy, je-li koleno již flektované. V plné extenzi ztratí svoji flekční i rotační funkci (Kapandji, 2011). Vnitřními rotátory jsou pak m. semitendinosus, m. semimebranosus a pomocné svaly m. gracilis, m. sartorius a m. popliteus, který působí při odemykání kolene (Véle, 2006). Funkcí posledního zmíněného svalu společně se šlachami pes anserinus je taktéž kontrola nadměrné zevní rotace a ve spolupráci s iliotibiálním traktem poté zamezení nepřiměřené addukce (Pokorný, 2002).

Tabulka 1. Stabilizační struktury kolenního kloubu a jejich funkce (Pokorný, 2002, upraveno)

kontrola	pasivní stabilizátor	dynamický stabilizátor
abdukce	mediální kolat. vaz mediální kloubní pouzdro zadní šikmá porce LCM dorzomediální pouzdro oba zkřížené vazy	m. vastus medialis m. sartorius m. gracilis m. semitendinosus m. semimembranosus m. gastrocnemius – med. hlava
addukce	tractus iliotibialis laterální kolat. vaz dorzolaterální pouzdro	m. popliteus
zevní rotace	LCM mediální kapsulární vazy dorzomediální pouzdro med. meniskus LCA	m. vastus medialis obliq. šlachy pes anserinus m. popliteus
vnitřní rotace	LCL, LCA dorzomediální pouzdro kapsulární vazy	m. vastus lateralis
hyperextenze	LCM oba zkřížené vazy zadní kloubní pouzdro	částečně flexorová skupina
hyperflexe	oba zkřížené vazy zadní rohy obou menisků femorální úpon zadního pouzdra	m. quadriceps femoris částečně gastrocnemius

Vysvětlivky: LCM – lig. collaterale mediale; LCA – lig. cruciatum anterius; LCL – lig. collaterale laterale

3 PORANĚNÍ MĚKKÉHO KOLENE

3.1 Incidence a rizikové faktory

Kolenní kloub je nejčastěji traumaticky zasaženým kloubem lidského těla (Gage, McIlvain, Collins, Fields, & Dawn Comstock, 2012) a incidence poranění zejména v posledních letech stoupá (Cug, Wikstrom, Golshaei, & Kirazci, 2016). K úrazům dochází nejčastěji v rámci sportovních aktivit, přičemž studie ukazují, že mezi jedny z hlavních faktorů mající vliv na vznik poranění měkkých struktur kolene je narušení neuromuskulární kontroly dynamické stabilizace kolenního kloubu a její zpětné kontroly (Mayer & Smékal, 2004). Další příčinou může být nedostatečnost svalů, které zajišťují segmentální stabilizaci, či anatomické parametry a charakter mezenchymálních tkání, tj. vaziva a chrupavky (Kolář, 2010). Z hlediska mechanismu převládají úrazy nepřímé, k nejčastěji poraněným strukturám patří menisky, zkřížené a kolaterální vazy, kloubní pouzdro, kloubní chrupavka a v neposlední řadě kombinovaná poranění (tzv. nešťastná triáda či pentáda).

S nekontaktním poraněním LCA se v rámci sportovních aktivit u žen setkáme 6–8× častěji než u mužů (Hughes & Watkins, 2006). Tento fenomén může souviset s tím, že ženy mají nižší pevnost ligamenta v tahu ve srovnání s muži (Wetters, Weber, Wuerz, Schub, & Mandelbaum, 2016). Dále se u ženského pohlaví setkáme s větší mírou laxicity. Ta je spojená se zvýšením valgozity kolenního kloubu. Při větší valgozitě dochází k působení větší zátěže na laterální kompartment a přetěžování vnitřního postranního vazy. Současně jsou s ní spojeny i změny postavení další kloubů. Konkrétně jde o kombinaci vnitřní rotace v kyčelním kloubu, valgózního postavení kolene, vnitřní rotaci bérce a pronačního postavení v subtalárním kloubu. Všechny tyto změny přispívají ke snížení kontroly nad kolenním kloubem ve frontální rovině. Současně dochází k většímu napínání LCM a LCA (Read, Oliver, de Ste Croix, Myer, & Lloyd, 2016). Za další rizikový faktor se považují změny hladiny hormonů během menstruačního cyklu. Z tohoto pohledu ke zranění nejčastěji dochází v preovulační fázi cyklu. Tento jev je přisuzován vysoké hladině estrogenu na systémové úrovni (Belanger, Burt, Callaghan, Clifton, & Gleberzon, 2013). U žen se také častěji setkáme se stavem patella alta a dalšími dislokacemi česky (Mayer & Smékal, 2004), které mohou mít patologický vliv na stabilitu kloubu. Dalším potenciálním rizikovým faktorem je zvýšený Q–úhel. Jedná se o úhel mezi vektorem působení síly m. quadriceps femoris a jeho úponem, tedy o linii spojnice spina iliaca anterior superior se středem pately a spojnici středu pately

s tuberositas tibiae (Čihák, 2001). Norma tohoto úhlu se liší mezi pohlavími, kdy u mužů se pohybuje v rozmezí mezi 10–12°. U žen pak bývá větší z důvodu širší pánve a kratšího femuru, tedy v rozmezí 15–18°. Pokud je tento úhel mimo fyziologickou normu, je zvýšené riziko subluxe pately. Při jeho zvětšení může být taktéž kolenní kloub vystaven vyššímu riziku valgózního zatížení při statických i dynamických situacích (Mizuno et al., 2001). Je-li tento stav dlouhodobý, může se manifestovat např. chondromalácií, luxací či patelárním syndromem. Na biomechaniku kolenního kloubu má vliv i postavení pánve v sagitální rovině, kdy při nadměrné antevertzi spojené s flexí a vnitřní rotací kyčelního kloubu dochází ke změně postavení a funkce hamstringů a gluteálních svalů mající za následek zvýšené riziko valgózního úrazového mechanismu (Wetters et al., 2016). Jak již bylo zmíněno, ke zranění dochází často vlivem neoptimálního dopadu po výskoku, zejména je-li k zajištění stability preferenčně zapojen m. quadriceps femoris (Mendiguchia, Ford, Quatman, Alentorn-Geli, & Hewett, 2011). Tento fenomén je taktéž ve větší míře pozorován u žen. Oproti tomu mužské pohlaví k zajištění stability ve větší míře zapojuje hamstringy a m. gastrocnemii, což se jeví jako optimálnější mechanismus (Hewett et al., 1996). V rámci dynamické stabilizace kloubu je tedy výrazná dysbalance mezi flexory a extenzory kolene považována za rizikový faktor pro poranění nejen vazivových struktur, ale i svalů stehna (Yeung, Suen, & Yeung, 2009).

U sportovců bývá zranění dáváno do souvislosti se svalovou únavou (Lehnert et al., 2019). Vlivem neuromuskulární únavy dochází ke změnám, které se mohou projevit například ve svalové tuhosti, kinematice pohybových segmentů či svalové koaktivaci a koordinaci. Jsou-li tyto změny patologického rázu ve smyslu zhoršení výkonu, mohou mít za následek zvýšenou náchylnost ke vzniku zranění, a tedy i vyšší riziko úrazu měkkého kolene (Padua et al., 2006).

3.2 Poranění menisků

K poranění menisků dochází ve spojitosti s úrazem kolene velmi často. Obecně jsou způsobeny kombinací nadměrného axiálního zatížení a rotačních sil (Fox, Wanivenhaus, Burge, Warren, & Rodeo, 2015). Pokud je koleno stabilní, častěji dochází k poranění mediálního menisku, zatímco poranění laterálního menisku bývá přidruženo s akutním přetržením LCA (Poehling, Ruch, & Chabon, 1990). Mezi klinické příznaky patří prudká bolest, která v je závislosti na místě léze pocíťována více mediálně nebo laterálně. Taktéž je vyvolána palpací v oblasti kloubní linie při 90° flexi. V době úrazu může pacient

pociťovat fenomén „lupnutí“. V průběhu 24–48 hodin od traumatického poranění dochází k vytvoření malého množství otoku v důsledku nízké vaskularizace menisku. Přítomnost velkého množství otoku svědčí na poškození další struktury mimo meniskus. Jsou-li přítomny úlomky, mohou si pacienti stěžovat na přeskakování či uzamykání uvnitř kloubu (Babu, Shalvoy, & Behrens, 2016). Četnost poranění menisků společně s rupturou vazů se udává mezi 37–86 % (Serpas, Yanagawa, & Pandey, 2002). Podle několika studií dochází u mužů k poranění až 4× častěji (Drosos & Pozo, 2004). Tento jev může souviset s rizikovými faktory, mezi které se v případě degenerativního poškození řadí věk nad 60 let, práce vyžadující klečení nebo pozice v dřepu, či chůze do schodů, zejména pak se zátěží. Oproti tomu k traumatickým poraněním dochází nejčastěji při hraní rugby nebo fotbalu (Snoeker, Bakker, Kegel, & Lucas, 2013). U starších pacientů jsou přítomny degenerativní změny, takže k poškození může dojít i při běžných denních aktivitách (Kolář, 2010). Jedním z mechanismu vzniku poranění je násilná extenze kolene, kdy může dojít k uchycení menisku mezi femorální a tibiální kondyly či pohyb kolene, který kombinuje laterální posun a rotaci. Při této situaci mediální kondyl přestává být držen v posteriorní pozici a skřípne zadní roh mediálního menisku, který je poté odtažen od jeho kapsulárního připevnění nebo je horizontálně roztržen. Dojde-li k roztržení menisku a jeho zaklínění mezi femorální a tibiální kondyly, je porušeno provádění normálních pohybů a plná extenze je poté znemožněna (Kapandji 1987).

3.3 Poranění vazivového aparátu

K poraněním vazivového aparátu dochází při distorzi kloubu vlivem nepřiměřených rotačních sil. V jeho důsledku dochází ke změně biomechaniky kloubu a jeho následné nestabilitě. Rozlišujeme 3 stupně zranění:

1. distenze – dochází k mikroskopickému poškození vazů, přičemž jeho kontinuita zůstává zachována,
2. parciální ruptura – dochází k narušení kontinuity některých vláken vazů s možností lehké nestability kloubu,
3. totální ruptura – přerušení většiny vláken vazů, kloub se stává nestabilním (Komzák, 2014).

Při sportovních aktivitách vznikají až 2/3 úrazů LCA působením nepřímého násilí, zejména násilnou abdukci a zevní rotací bérce. Jedná se o situace, při kterých dochází ke změnám směru pohybu, otáčení, zrychlování, zpomalování nebo vlivem špatného

doskočení po výskoku (Noyes, Mooar, Matthews, & Butler, 1983). Pokud při dopadu dojde k nadměrné přidružené svalové kontrakci m. quadriceps femoris, dojde ke zvýšení ventrálně směřované síly, hamstringy se nemohou vhodně zapojit, čímž se zvýší napětí na LCA. Z důvodu udržení rovnováhy kyčelního kloubu je m. quadriceps femoris nucen k další svalové kontrakci, která má za následek další zvýšení tenze na vaz a možné poranění tak stoupá (Colby et al., 2000). K nekontaktním poraněním dochází při zatížení kloubu ve více rovinách. Největší nápor na vaz vzniká při zatížení extendovaného kolene, zejména pak v kombinaci s dysbalanční svalovou kontrakcí kvadricepsu a hamstringů (Shimokochi & Shultz, 2008). Konkrétně k úrazu vede téměř plná extenze doprovázená anteriorním pohybem tibie (22 mm) společně s vnitřní rotací (15°) a valgizací (5°) (S. Y. Kim et al., 2015). K jeho poranění však může dojít i hyperextenčním mechanismem, za který je zodpovědný právě nadměrný tah kvadricepsu (Zein et al., 2017). Známkou poranění je časný hemartros a opakované náplně kloubu vyžadující punkci. Při poranění dochází ke změnám jak biomechanickým, tak i změnám v propriocepčním vnímání spojenými s pocity nejistoty a podklesnutím kloubu (tzv. giwing away fenomén) (Kolář, 2010). Z dlouhodobějšího hlediska je poranění doprovázeno atrofickými změnami m. quadriceps femoris, které jsou nejmarkantnější na m. vastus medialis. To je pravděpodobně způsobeno větší zátěží svalu posturálním tonickým držením, přičemž m. vastus medialis má větší podíl rychlých svalových vláken, která rychle ochabují (Véle, 2006).

K izolovaným poraněním LCP dochází při působení přímého tlaku na přední plochu kolenního kloubu ve flexi, typicky při autonehodách jako náraz kolene do palubní desky („dash board injury“) a to až v 38,5 % případů, při sportu se toto poranění vyskytuje nejčastěji působením přímého násilí s následnou hyperextenzí (Schulz, Russe, Weiler, Eichhorn, & Strobel, 2003). Často je součástí kombinovaných zranění posterolaterálních struktur (Dungl, 2005).

K poranění postranních vazů dochází násilnou abdukci nebo addukci a rotací bérce nebo působením přímého násilí na kloub z vnitřní nebo zevní strany. Udává se, že z 90 % dochází převážně k poškození LCM. Při klinickém vyšetření se zaměřujeme na mechanismus poranění a směr působícího násilí, zároveň vyšetřujeme boční stabilitu kloubu (Gallo, 2011).

3.4 Kombinovaná poranění

V praxi se často setkáme se situacemi, kdy dojde k současnému poranění jak vazivových struktur, tak menisků a kloubního pouzdra, označovanými (dle počtu zasažených struktur) jako nešťastná triáda nebo pentáda. Výzkumy z posledních let však nyní přicházejí s tvrzením, že nešťastná triáda je ve skutečnosti nešťastná tetráda zahrnující poranění LCA, LCM, jednoho z menisků a anterolaterálního komplexu kolenního kloubu (Musahl, Herbst, Burnham, & Fu, 2018). Tato poranění zapříčiní vznik vícerovinných nestabilit kolenního kloubu, kdy rozlišujeme nestability mediální, laterální a hyperextenční (Gallo, 2011).

Tzv. mediální nestability jsou nejčastější a tvoří až 90 % poranění. Vznikají násilnou abdukci a zevní rotací bérce nebo působením přímého násilí na kloub z jeho zevní strany. Nejdříve dochází k poškození LCM, poté kloubního pouzdra a menisků. Při dalším působení násilí dochází k poškození jednoho nebo při velkém násilí obou zkřížených vazů (Dungl, 2005). Naopak laterální nestability jsou méně časté a vznikají násilnou addukcí spojenou s vnitřní rotací bérce a/nebo působením přímého násilí na kloub z vnitřní strany. Nejdříve dochází k poškození LCL, následně kloubního pouzdra a menisků. Při dalším působení násilí dochází k poškození zkřížených vazů a složitého komplexu posterolaterálních struktur. V některých případech může dojít k současnému poranění n. peroneus communis. Poranění vzniklá hyperextenzí jsou pak vzácná, ale většinou závažná poranění. Vznikají působením přímého násilí na ventrální plochu kloubu. Dle stupně násilí dochází k poškození zadního pouzdra, jednoho nebo obou zkřížených vazů a menisků (Dungl, 2005).

3.5 Svalová poranění a poranění šlach

Mezi časté sportovní úrazy patří poranění svalů zadní strany stehna (Kučera et al., 2011). Zranění vyžaduje dlouhodobou rekonvalescenci a až ve 30 % dochází k opětovnému poranění (Heiderscheit, Sherry, Silder, Chumanov, & Thelen, 2010). Jako důvody tohoto vysokého rizika recidivy se uvádí předčasný návrat ke sportovní činnosti, kdy sval není zcela zhojen, či přetrvávající svalová dysbalance, která byla primární příčinou prvotního poranění. Dysbalance je charakterizována unilaterální a bilaterální asymetrií síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu (Dauty, Potiron-Josse, & Rochcongar, 2003). Nejčastěji poraněný sval je m. biceps femoris. Zranění je typické pro situace, ve kterých dochází k výrazné akceleraci a deceleraci, při vyvinutí explozivní

síly, při výskoku či změně směru a při rychlém běhu (Thelen et al., 2005). M. semitendinosus a m. semimebranosus jsou nejčastěji poraněny ve fotbalu při vykopnutí končetiny, kdy při prudké flexi v kyčli a extenzi v koleni dochází k extrémnímu natažení svalů (Askling, Tengvar, Saartok, & Thorstensson, 2007). Úraz je doprovázen prudkou lokální bolestí, která bývá pacienty přirovnávána k „prásknutí bičem“.

Co se poranění šlach týče, ruptura m. quadriceps femoris a lig. patellae je relativně vzácné, ale poměrně závažné poranění. Jejich dysfunkce zásadně narušuje extenzi v kolenním kloubu, tedy prostý stoj a samozřejmě i chůzi (Hladký & Havlas, 2017). K poranění dochází nejčastěji vlivem traumatu, a to buď přímým nárazem, nebo nucenou flexí kolene při pádu. Zranění je doprovázeno silnou bolestí, kdy pacient není schopen extenze v postiženém kolenním kloubu (Dungl, 2005).

3.6 Další poranění kolenního kloubu

U poranění chrupavky je nutno rozlišit mechanismus poškození, tedy zda se jedná o akutní traumatickou lézi, či má-li degenerativní charakter. K poškození může dojít dvěma způsoby – jednak nedostatečnou výživou chrupavky, která vede k dystrofickým změnám a přímé enzymatické destrukci, nebo k poškození dojde vlivem nárazově působící silou (Hastings, 2011). Nejčastěji k lézím dochází na mediálním nebo laterálním kondylu femuru či patele. Zranění je časté u sportovců, kdy má velký vliv přetěžování kloubu (např. během po tvrdém povrchu) či obezita. Svou roli také hrají deformity kolene (genua vara, genua valga).

Rozsah poranění chrupavky se podle Noyes-Stablera rozděluje do 3 skupin:

1. stupeň – povrch chrupavky není poškozen:
 - 1A – chrupavka je změkklá, elasticita je částečně zachovalá
 - 1B – chrupavka je značně změkklá se ztrátou elasticity
2. stupeň – povrch chrupavky je porušený:
 - 2A – porušení do poloviny tloušťky chrupavky
 - 2B – porušení hlubší než do poloviny šíře chrupavky
3. stupeň – obnažení subchondrální kosti:
 - 3A – povrch kosti je intaktní
 - 3B – povrch kosti je narušen.

Poranění stupně 1. a 2. vzniká nejčastěji při trvalém přetěžování chrupavky. Poranění 3. stupně pak vzniká nejčastěji při úrazu. Reparační procesy při poškození chrupavky jsou

z důvodu anaerobního metabolismu zdlouhavé a probíhají řadu měsíců (Višňa & Hoch, 2004).

K luxaci kolene dochází vlivem působení velkého násilím. Jsou přerušena minimálně tři ze čtyř hlavních ligament kolenního kloubu. Nejčastěji je proximální konec tibie dislokováno dorzálně, kde zároveň může eventuelně dojít k poškození nervově cévního svazku v popliteální oblasti. Aktivní pohyb není možný, nebo je velmi bolestivý. Následuje dlouhodobá rehabilitace s nejistou prognózou.

K luxaci pately dochází z důsledku anatomických predispozic většinou laterálním směrem. K úrazu dochází u kolene, které je ve flexi, bércelem v zevní rotaci a abdukci, přičemž dojde k extenzi končetiny s prudkou kontrakcí m. vastus lateralis, která vyústí v roztržení mediálních závěsů pately a jejich laterální dislokaci. Luxovaná patela se spontánně reponuje nebo zůstává za laterálním kondylem femuru. V tomto případě je nutná repozice provedená v celkové anestezii. Při luxaci má pacient pocit vyskočení kolena (Višňa & Hoch, 2004).

3.7 Chronické instability

Chronické instability vznikají na podkladě nezhojených nebo špatně zhojených primárních traumat měkkých struktur. Lehké nestability způsobené insuficiencí kolaterálních vazů jsou většinou z hlediska správné funkce kloubu nedůležité, jejich roli totiž dokáží zastoupit dynamické stabilizátory. Při insuficienci zkřížených vazů dochází k pomalé distenzi sekundárních stabilizátorů a postupnému zhoršování nestability kloubu. Pacient může pociťovat tzv. „giwing away“ fenomén, který vzniká nejčastěji následkem náhlého reflexního ochabnutí m. quadriceps femoris při chronických poškozeních LCA (Gallo 2011), či pocit nejistoty při zvýšené zátěži. Funkční nestabilita vede k poškození menisků a kloubní chrupavky. Do obrazu chronické instability patří: primární nezhojená léze, nefyziologická zvětšená volnost v kloubu, která vede k rychlejšímu opotřebení chrupavek vlivem zvýšeného tření, změněná aferentace vedoucí ke snížení aktivní stability, přetížení a insuficience vazivových stabilizátorů a v neposlední řadě pak rozvoj artrotických změn, ke kterým dochází v 60–90 % případů během 15 let (Vincent et al., 2012).

4 IZOKINETICKÁ DYNAMOMETRIE

Pojem „izokinetika“ je používán ve vztahu k typu pohybu, kdy dochází k dynamické svalové kontrakci, při které se sval či svalové skupiny pohybují konstantní úhlovou nebo lineární rychlostí v předem stanoveném rozsahu pohybu. Jedná se původně o diagnostickou metodu, která umožňuje měřit svalovou sílu. Počátky práce s izokinetickým pohybem sahají do konce 60. let minulého století. První izokinetické přístroje se pak dostaly na trh v 70. letech 20. století, a to konkrétně v roce 1967, kdy přišel J. Perrine s novým zařízením, které bylo schopno kontrolovat rychlost pohybu. Perrine si ho nechal patentovat pod názvem „Cybex 1“ (Spencer-Wimpenny, 2010).

Všechny izokinetické dynamometry pracují na stejném principu, kdy se rameno páky, které je v kontaktu s pacientem, pohybuje předem nastavenou úhlovou rychlostí. Zároveň je přístroj konstruován tak, že odpor, který klade vyšetřované osobě, je přímo úměrný síle, kterou pacient vyvíjí. Díky tomu je nám poskytnut způsob, jak dynamicky zatížit sval do jeho maxima, a to v každém bodě probíhajícího pohybu. Zároveň dynamická síla nejvíce odpovídá funkčním pohybům, které jedinec využívá jak v rámci běžného života, tak i při sportovních činnostech (Brown, 2000). Současně je testování pro pacienta bezpečné, jelikož velikost odporu bude vždy odpovídat úsilí pacienta. Většina dnešních dynamometrů umožňuje měření jak v koncentrickém, excentrickém tak i izometrickém režimu s možností izolovaného testování svalů/svalových skupin (Dvir, 2004), čímž nám z hlediska hodnocení svalové síly poskytuje velmi spolehlivý, reliabilní a validní způsob hodnocení svalového výkonu (Perrin, 1993). Počítačová zpětná vazba nám poté umožňuje přesnou diagnostiku a taktéž díky možnosti vizuálně sledovat průběh pohybu může sloužit jako motivace během testování (Baltzopoulos, Williams, & Brodie, 1991; Kim & Kramer, 1997).

Izokinetická dynamometrie v dnešní době nachází uplatnění nejčastěji ve sportovní medicíně, kdy se například hodnotí tréninkový efekt kondiční přípravy a následné výsledky získané analýzou dat poté slouží jako jeden z podkladů při vytváření kondičních a preventivních tréninkových programů (Psotta et al., 2012). V rámci prevence jsme schopni z výsledků měření identifikovat svalovou dysbalanci předurčující jedince k potenciálnímu zranění (Baltzopoulos & Brodie, 1989). Dále můžeme přístroj použít k diagnostice již proběhlého traumatu, a to zejména ve smyslu svalového poranění hamstringů, kdy bývá křivka momentu síly flexorové skupiny patologicky změněna (Dauty et al., 2003; Ikeda, Kurosawa, & Kim, 2002). K posouzení, zda je jedinec po

operačním zákroku připraven k návratu ke sportu (Undheim et al., 2015) a v posledních letech i jako prvek v rámci rehabilitační terapie (Eustace et al., 2019; Thomeé, Renström, Grimby, & Peterson, 1987).

4.1 Měřené hodnoty

Dvir (2004) uvádí, že při testování nejčastěji sledujeme tyto veličiny:

Moment síly (torque, [Nm]) – jeho velikost je dána produkcí svalové síly při určité úhlové rychlosti. Moment síly můžeme měřit v celém rozsahu pohybu. Nejčastěji se setkáváme s jeho maximální hodnotou (peak torque, PT) nebo hodnotou průměrnou (average torque, AT).

Úhel maximálního momentu síly (angle of the peak torque, [°]) – je pozice segmentu, při které je dosaženo nejvyššího PT.

Svalová práce (work, [J]) – je definována jako součin svalové síly a dráhy pohybu. Tato hodnota slouží jako ukazatel míry vytrvalosti. Uvádí se v maximálních (peak work, PW), či průměrných (average work, AW) hodnotách.

Výkon (power, [W]) – odpovídá množství práce vyprodukované za jednotku času. Výkon sledujeme především s ohledem na průběh zlepšení ve sportovních činnostech, které nejsou omezeny maximální silou.

Z výsledků testování jsme tedy schopni získat informace o aktuální úrovni svalové síly, vzájemné svalové souhře, silové vytrvalosti, výkonu sportovce, či naopak patologii během provádění pohybu, které nám pomohou sestavit cvičební plán ke zlepšení aktuálního stavu jedince s ohledem na nedostatky vycházející z měření (Dvir, 2004).

4.2 Zásady, průběh a realizace testování

Aby výsledné hodnoty byly reliabilní, je nutno pracovat s řadou kontrolních parametrů. Ty musí být předem specifikovány. Obecně je lze rozdělit do dvou skupin, jedná se o parametry na kloubním spojení závislé a nezávislé. Mezi parametry závislé na kloubním spojení řadíme například úhlovou rychlost, rozsah pohybu v kloubu, umístění pacienta, stabilizace, nastavení osy dynamometru a osy kloubu, typ kontrakce či režim přístroje. Mezi parametry nezávislé na kloubním spojení pak můžeme zařadit zpětnou vazbu, izometrickou preaktivace či například gravitační korekci (Brown 2000).

Jedna z hlavních proměnných, které budou mít vliv na výsledky testování, je volba kinematického řetězce. Každý pohyb lidského těla je totiž realizován mezi dvěma

segmenty (proximální a distální) společně označovanými termínem pohybový segment. Pohybuje-li se izolovaně distální segment vůči proximálnímu (punctum fixum je proximálně, punctum mobile distálně), mluvíme o tzv. otevřeném kinematickém řetězci (OKC). V opačném případě jde o uzavřený kinematický řetězec (CKC) (Dvořák, 2003). Ve valné většině případů je izokinetickým cvičení (IKC) i testování uskutečňováno v pozici, kdy pacient sedí (Davies, 1992) a pohyb probíhá např. pouze ve formě zakopávání či předkopávání dolní končetiny (DK) – mluvíme tedy o OKC. Některé dynamometry však umožňují nastavení rychlosti nejen úhlové, ale i translační. Při nastavení konstantní translační rychlosti dochází k posunu části těla po přímce se současným zapojením více kloubů a svalových skupin (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012), což nám umožní cvičit či testovat v CKC formou „leg press“. Podle Hamar (1998) pak lze uskutečnit testování i na izokinetickém bicyklovém ergometru. Chceme-li nicméně získat validní informace o síle svalů kolenního kloubu, je podle Davies (1992) potřeba, aby byly svaly testovány izolovaně (tedy v OKC), čímž zároveň roste i terapeutova možnost optimálního nastavení parametrů se současnou kontrolou nad testovaným segmentem. Oproti tomu při testování v CKC dojde k zapojení více svalových skupin, které mají potenciál případnou patologii svou činností vykompenzovat a výsledky posunout do lepších hodnot. Toto potvrzuje i studie Davies & Heiderscheit (1997), kteří při měření 300 atletů došli až k 20% rozdílům mezi hodnotami naměřenými v OKC a CKC. V případě, že však chceme získat výsledky funkčního zapojení celé dolní končetiny, je pak dle Brown (2000) na místě testovat v CKC. Bez ohledu na volbu řetězce je však třeba pomýšlet na to, že i když byly podle studie Negrete & Brophy (2000) nalezeny korelace mezi izokinetickou silou při extenzi kolena, cviku leg press a funkčními testy, je izokinetické testování vhodné v diagnostice funkčního statusu doplnit i specifických funkčními testy (Morrow, Mood, Disch, & Kang, 2005).

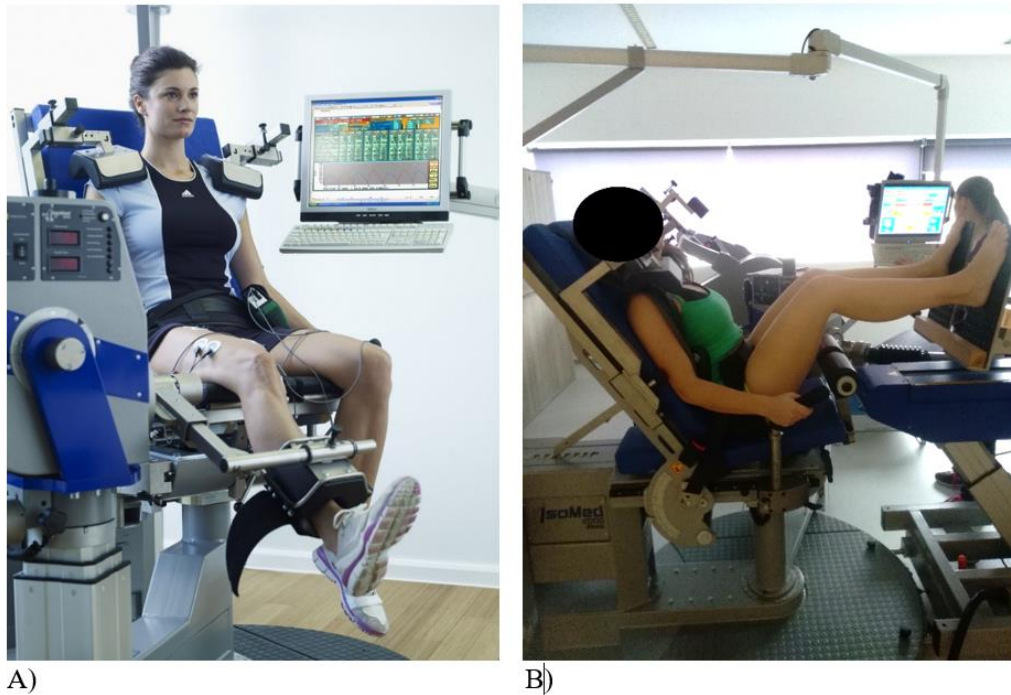
Testování v OKC může být provedeno ve třech základních polohách: sed, supinovaná poloha a pronovaná poloha. Nejčastěji však probíhá v sedu se stabilizovaným stehnem a pánví pomocí stahovacích pásů, kdy měření probíhá v rámci jedné končetiny (Obrázek 2). Občas se setkáme i s přidáním fixace na oblast hrudníku či horních končetin, je však nutné podotknout, že jejich vlivem dochází ke zlepšení výsledných hodnot kvadricepsu. Při supinované poloze je fixována pánev a netestovaná končetina je flektována v koleni. Pronovaná poloha je taktéž podpořena fixací pánve a dle současných názorů je ze všech tří zmíněných nejvhodnější pro testování hamstringů (Dvir, 2004). Touto problematikou se zabývali i Koutras et al. (2016), kteří se ve své studii se zaměřili

na rozdíl mezi hodnotami PT flexorů naměřených u pacientů po plastice LCA v pronované poloze a poloze s 90° flexí v kyčelním kloubu. Podle výsledků byl u probandů naměřen deficit průměrně o 6,5–9,1 % (s ohledem na úhlovou rychlost) větší při neutrálním nastavení kyčelního kloubu. Autoři tento poznatek zdůrazňují zejména v souvislosti s rozhodováním, zdali je pro pacienta bezpečné vrátit se ke sportovní činnosti, kdy právě míra symetrie mezi zdravou a poraněnou končetinou je u pacientů po plastice LCA používaná jako jedno z kritérií bezpečného návratu. Před povolením sportovních aktivit proto doporučují testovat i v pronované pozici, která se jeví jako více „funkční“ a především senzitivnější vůči možnému deficitu. Podle Cha (2014) záleží dále i na nastavení úhlu v hlezenním kloubu, kdy aktivní dorzální flexe může přispět ke zlepšení výsledných hodnot kvadricepsu.

Při testování má na výsledky taktéž vliv míra sklonu zádové opěrky, a to především při měření síly hamstringů (Bohannon & Smith, 1988). Jako optimální úhel opěradla se proto v praxi používá nastavení mezi 75–80° (Dvir 2004). Současně je nutné uvažovat o působení gravitace. Jejím vlivem dochází (při pozici vsedě) k „podhodnocení“ síly kvadricepsu o 4–43 % a naopak navýšení síly hamstringů o 15–519 % (Nelson & Duncan, 1983). Z tohoto důvodu došlo ke stanovení tzv. gravitační korekce (Bohannon & Smith, 1989).

Při samotném testování je rozsah pohybu (ROM) nastaven pomocí posunu ramene páky. Testovaný úsek je vždy menší než celkový rozsah pohybu, ve kterém testovaná osoba pracuje. Výchozí poloha je totiž statická, a je potřeba určitého časového intervalu, aby rameno páky dosáhlo přednastavené úhlové rychlosti. Specificky pro kolenní kloub bývá ROM nastaven na rozmezí 0–90° flexe, přičemž krajní poloha testování je 20° a konečná 90° flexe kolena. Neutrální pozice je zpravidla nastavena na 70°. Střed osy otáčení je situován na laterální epikondyl femuru. Úhlová rychlost je dána rychlostí ramene páky distálního segmentu. Při testování se nejčastěji setkáme s rychlostí 30°/s a jejími násobky (Davies 1992). Odporová podložka je v případě, že testujeme zdravé jedince, umístěna těsně nad malleolus medialis. Situace se mění u pacientů s dysfunkcí LCA, kdy je podložka umístěna z důvodu zamezení anteriorní tibiální translace více proximálně, či je možno použít duální odporovou podložku (Dvir, 2004). Závěrem je však nutno podotknout, že je třeba myslet i na to, že podstatné nejsou pouze fyziologické a mechanické faktory, ale také faktory psychologické, kdy velkou roli hrají motivace a spolupráce pacientů v průběhu testování, na což upozorňuje stále více autorů (Remaud, Cornu, & Guével, 2010; Riemann, Myers, & Lephart, 2002). V neposlední řadě

je také důležitá individualita každého jedince, kterou bychom měli při testování a interpretaci výsledků respektovat (Brown, 2000).



Obrázek 2. Pozice a fixace probanda při testování A) v otevřeném kinematickém řetězci vsedě (dostupné z: <https://bewegungslabor.de/?72=Kraftmessung-Kniegelenk>, upraveno), B) v uzavřeném kinematickém řetězci formou „leg press“

Aby výsledné hodnoty byly reliabilní, a data tak byla využitelná, je nezbytné dodržet postup realizace měření. Podle Brown (2000) by měření mělo obecně obsahovat následující:

1. stanovení účelu testování či měření
2. příprava a funkčnost zařízení
3. zjištění kontraindikací testované osoby
4. seznámení pacienta s průběhem
5. specifická nastavení komponent přístroje (poloha sedátka, délka ramene páky apod.)
6. rozcvičení.

Testování by mělo probíhat podle stanoveného testovacího protokolu, dle Davies (1992) by měl obsahovat: edukaci probanda o účelu, průběhu a požadavcích na splnění testu, zahřátí probanda před cvičením, kalibraci přístroje a optimální fixaci pacienta. Na základě

publikací dle Dvir (2004) a Brown (2000) by se při testování dal jako optimální postup měření považovat tento průběh:

1. zahřátí/warm-up (například na bicyklovém ergometru) a protažení,
2. rozpoznání dominantní/zdravé končetiny – pro zvýšení efektivity a adekvátní adaptaci se při měření v OKC nejdříve začíná s testováním dominantní/zdravé končetiny,
3. zajištění optimální fixace pacienta/probanda a správné nastavení přístroje,
4. seznámení pacienta s přístrojem a průběhem testování – k zajištění validity je potřeba, aby byl vykonávaný pohyb správně prováděný, proto samotnému testu předchází několik submaximálních kontrakcí pro osvojení pohybu,
5. realizace samotného testování.

Testovací protokoly by měly zahrnovat testování dominantní i nedominantní (případně zdravé a zraněné končetiny) při excentrickém i koncentrickém režimu ideálně v rámci určitého rychlostního spektra. Autoři se také shodují na tom, že by měl být testovaný pohyb vyšetřen v celém ROM, jelikož některé dysfunkce se váží jen na určitý stupeň míry flexe či extenze (Davies, 1992). Je-li však některá z těchto podmínek z důvodu kontraindikací neproveditelná, lze testování upravit. Například podle Zemach, Almoznino, Barak, & Dvir (2009) lze dostatečnou výpovědní hodnotu o svalové síle získat z testování už při dvou úhlových rychlostech, je však nutné testovat jak excentrickou, tak koncentrickou kontrakci. Dalším poznatkem dle autorů je, že není rozdíl v tom, při jaké rychlosti sílu testujeme, tedy že se případný nedostatek projeví vždy, tj. napříč celým rychlostním spektrem. V praxi by to tedy znamenalo, že můžeme rychlost přizpůsobit aktuálnímu jak objektivnímu, tak i subjektivnímu stavu (Zemach et al., 2009). Podle Dvir (2004) nám však například testování při vysoké úhlové rychlosti neposkytne žádné užitečné informace. Tvrdí, že by mělo být využito pouze v případě, že máme podezření na svalovou dysfunkci, která má vazbu na vysokou rychlost. Nutno také podotknout, že s nároky spojenými na tak vysokou rychlost se v běžném životě neseťkáme, lze tedy uvažovat pouze o použití u probandů provádějících rychlostní sportovní aktivity. Jako optimální a nejvíce odpovídající běžným aktivitám se jeví nastavení úhlové rychlosti mezi 60–180°/s. Toto rozmezí je považováno za nejvýhodnější i z hlediska validity výsledků a funkčního svalového zatížení. Obecně platí, že rychlosti nižší, tedy méně než 60°/s, by se neměly používat u pacientů s poraněním měkkého

kolene či patelofemorální patologií. Další výhodou je možnost porovnání hodnot získaných měření při těchto rychlostech v rámci populace, jelikož většina studií se zabývala měření probandů v tomto spektru rychlostí.

Při hodnocení izokinetické síly je jedním z problémů stanovení norem, jelikož izokinetické dynamometry nabízejí širokou škálu možných používaných rychlostí a režimů. Od počátku izokinetického testování již vzniklo několik tabulek s normativními hodnotami. Ty byly vytvořeny na základě rozdílu pohlaví, věku, váhy, ale i dle provozovaných sportovních aktivit. Jeví se tedy jako vhodné provést výslednou analýzu dat na základě co možná neblíže možné specifikace jak osobních údajů, tak sportovního či volnočasového statusu. Jak již bylo řečeno, většina dnešních přístrojů umožňuje cvičení v excentrickém i koncentrickém režimu, což má také vliv na výsledné hodnoty. Například u kvadricepsu obecně platí, že při excentrické kontrakci jsou hodnoty asi o 30 % vyšší než při koncentrické. V případě hamstringů se pak rozdíl hodnot excentrické a koncentrické kontrakce liší podle pohlaví. U mužů bývají hodnoty při komparaci obou kontrakcí relativně stejné, u žen jsou pak hodnoty excentrické kontrakce nižší. Budeme-li poměřovat svalové skupiny mezi sebou, svalová síla kvadricepsu bývá větší, většina literatury se shoduje, že až o 50–60 %. U sprinterů a jiných rychlostních sportů se však můžeme setkat s hodnotami i do 80 % ve prospěch kvadricepsu (Brown, 2000).

5 VÝSLEDNÁ ANALÝZA DAT

5.1 Poměr hamstringy/kvadriceps (H/Q poměr)

V praxi velmi často používaný parametr je poměr síly antagonistických svalových skupin, tedy flexorů a extenzorů kolenního kloubu (Hamstring/Quadriceps – H/Q ratio). Slouží jako indikátor jejich rovnováhy, která hraje významnou roli v biomechanice pohybu kloubu a jeho stabilizaci. Vychází z poznatku, že vyvážená souhra mezi antagonisty je předpokladem pro optimální pohyb v příslušném kloubu a zamezuje nadměrnému namáhání jeho měkkých struktur. Při snížení svalové síly hamstringů tedy dochází k nerovnováze, která může eventuálně vyústit až ve zranění sportovce (Rosene, Fogarty, & Mahaffey, 2001).

V literatuře se nejčastěji setkáme s konvenčním (H/Q_{KON}) poměrem, který srovnává PT koncentrické síly flexorů a extenzorů. Konvenční poměr však bývá některými autory kritizován, jelikož neměří reálný průběh pohybu (Dauty et al., 2003). Z výsledných hodnot tohoto poměru získaných při nízkých úhlových rychlostech (např. $60^\circ/s$) je nicméně možné určit výskyt předchozího zranění, a to především hamstringů (Houweling, Head, & Hamzeh, 2009). Zároveň díky němu můžeme odhalit jedince s predispozicí ke zranění. Většina autorů při rychlosti $60^\circ/s$ jako mezní udává hodnotu 0,6 (Tabulka 2). Hodnoty nižší již poukazují na možné riziko traumatu. Čím více se výsledný poměr blíží 1, tím je naopak stabilizační funkce hamstringů optimálnější a riziko poranění klesá.

Dále se můžeme setkat s poměrem funkčním (H/Q_{FUN}), který dává do poměru PT excentrické síly flexorů kolene a PT koncentrické síly extenzorů kolene (Coombs, Garbutt, & Cramp, 2002), reprezentující extenzi kolenního kloubu. Aagaard, Simonsen, Magnusson, Larsson, & Dyhre-Poulsen (1998) však upozorňují, že by měl být stanoven i poměr opačný, tedy stav, kdy hamstringy pracují koncentricky a kvadriceps excentricky. Zatímco poměr H/Q_{KON} poukazuje na svalovou dysbalanci, poměr H/Q_{FUN} vyjadřuje schopnost flexorů kolene brzdit pohyb prováděný zapojením kvadricepsu (Dvir, 2004), či v druhém případě zajistit dynamickou stabilizaci během silné flexe kolenního kloubu při současné excentrické aktivaci kvadricepsu (Iga, George, Lees, & Reilly, 2009). Tento poměr byl původně zacílen především pro měření sportovců (Scoville, Arciero, Taylor, & Stoneman, 1997). Ani v tomto případě však nedochází k simulaci reálné situace, jelikož k dosažení PT excentrické flexe a PT koncentrické extenze dochází ve značně odlišných úhlových pozicích kloubu, a funkční poměr tak srovnává síly, které se při reálném pohybu

nikdy neobjevují současně. Například pro extenzory pracující v koncentrickém režimu se udává PT při $\sim 70^\circ$, PT pro flexory pracující v excentrickém režimu pak nejčastěji bývá měřen při úhlu $\sim 35^\circ$. (Coombs et al., 2002). U funkčního poměru se za optimální hodnotu stanovenou měřením při nízké úhlové rychlosti (do $180^\circ/\text{s}$) považuje dosažení 1 (100 %), která ukazuje na schopnost hamstringů plně vyvážit sílu vyvíjenou kvadricepsem a zajistit tak dynamickou stabilitu kolene při jeho extenzi (Carvalho, Brown, & Abade, 2016). Hodnoty nad 0,7 (70 %) se považují za dostačující. V případě, že je H/Q_{FUN} menší než 0,6 (60 %), je míra dysbalance mezi silou kolenních flexorů a extenzorů vysoká, čímž dochází k narušení dynamické stabilizace kolenního kloubu a výrazně se tak zvyšuje riziko poranění hamstringů a měkkých struktur kolenního kloubu (Yeung, Suen, & Yeung, 2009). U pacientů s dysfunkcí LCA bývají tyto hodnoty často o $\sim 10\%$ vyšší, s dysfunkcí LCP pak o $\sim 10\%$ nižší (Stafford & Grana, 1984).

Jako další indikátor možného poranění je rozdíl v síle mezi stejnými svalovými skupinami opačných končetin, tedy míra bilaterální svalové dysbalance, srovnávající PT identických svalů levé a pravé končetiny (Lehnert, Psotta, Chvojka, & de Ste Croix, 2014), který může být udáván pomocí Leg Symmetry Index (LSI) ze vztahu: poraněná končetina \div zdravá $\times 100$. Autoři se zcela neshodují na konkrétním čísle, v literatuře se tak můžeme setkat s různými mezními hodnotami. Nejčastěji se uvádí 95 % (Carvalho et al., 2016), 90 % (Stastny, Lehnert, & Tufano, 2018), 85 % (Fousekis, Tsepis, Poulmedis, Athanasopoulos, & Vagenas, 2011), někteří autoři píší až 80 %. V praxi se však nejčastěji setkáme s názorem, že rozdíl mezi končetinami by měl optimálně být do 10 % (Palmieri-Smith & Lepley, 2015). Větší rozdíl značí svalovou dysbalanci, která by měla být kompenzována, a riziko poranění se tak snížilo.

Z hlediska poranění předního zkříženého vazy bylo dále zjištěno, že nejčastěji k němu dochází při pohybech ve vysoké rychlosti a v pozici mezi $0\text{--}30^\circ$ flexe. Na základě tohoto poznatku se setkáme s funkčním poměrem, který pracuje s hodnotami momentů sil dosažených v tomto specifickém rozsahu pohybu, tedy $H/Q_{\text{FUN}_{0-30}}$ (Ayala, Sainz de Baranda, de Ste Croix, & Santonja, 2012). Současně protože maximálního koncentrického i excentrického momentu síly je dosahováno mezi 30° až 80° flexe (Forbes, Sutcliffe, Lovell, McNaughton, & Siegler, 2009), ukazuje se jako užitečné stanovit funkční poměr H/Q_{FUN} pomocí hodnot momentů sil právě v úhlech blízkých plné extenzi (Lehnert et al., 2014). V rehabilitaci po poranění LCA se pak jeví jako užitečné porovnat hodnoty tohoto poměru na zdravé a postižené končetině, jelikož ze studií vyplývá, že u pacientů s lézí LCA dochází k patologickému stranovému nepoměru, a tedy

k rozdílu v H/Q_{FUN} , který je v mnoha případech výrazně větší než 10 % (H.-J. Kim, Lee, Ahn, Park, & Lee, 2016). U většiny pacientů je tento nepoměr zapříčiněn sníženou silou koncentricky pracujícího kvadricepsu (Perrin, 1993), oproti tomu skupina flexorová nebývá tolik poznamenána. Proto je stále více pozornosti nyní věnováno i bilaterální komparaci síly kvadricepsu, tedy Q/Q poměru, který má předpoklad nejcennější informace o progresi pacientova funkčního stavu ve spojitosti s úrazem (Dvir, 2004).

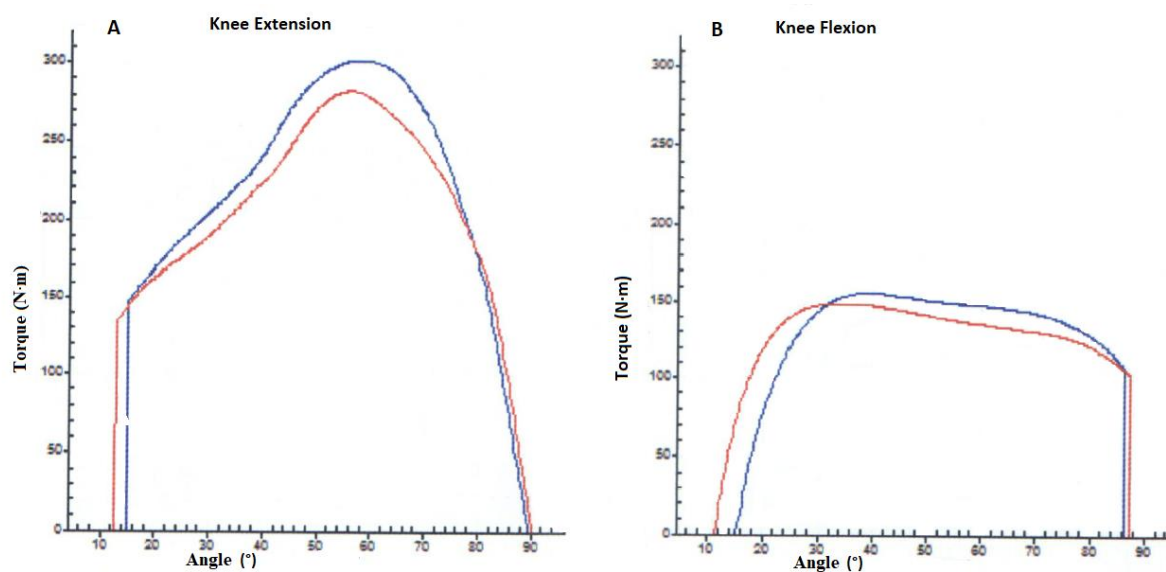
Tabulka 2. Optimální hodnoty H/Q_{KON} poměru s alometrickým přepočtem (Davies, 1992, upraveno)

Úhlová rychlost (°/s)	H/Q_{KON} (%)	Alometrický přepočet (% tělesné hmotnosti)	
		MUŽI	ŽENY
60	~ 60–70	90–100	80–90
180	~70–80	70–80	60–70
300	~85–95	45–55	30–40

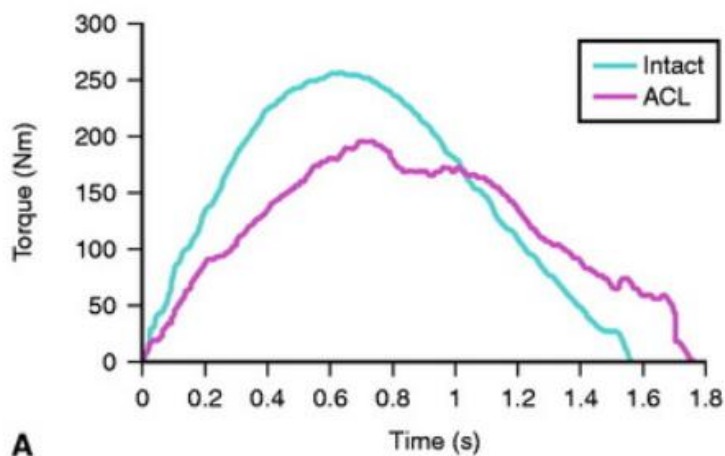
Vysvětlivky: H/Q_{KON} – maximální moment síly hamstringů ÷ maximální moment síly kvadricepsu naměřených při jejich koncentrické kontrakci

5.2 Křivka momentu síly

Mimo již uvedené sledované výsledné hodnoty je dalším cenným parametrem i celá křivka momentu síly, díky které máme grafické znázornění průběhu pohybu (Davies, Riemann, & Ellenbecker, 2018). V případě, že jedinec netrpí žádnou patologií v oblasti kolenního kloubu, by křivka měla mít charakteristický tvar (Obrázek 3). Při dysfunkci se průběh křivky změní, zpravidla dochází k poklesu v rámci celého průběhu křivky (Obrázek 4), či dojde k prudkému poklesu v určitém momentu. Někteří autoři nacházejí spojitost s charakteristickým tvarem křivky a postiženou strukturou. Tato diagnostická složka je však stále ve fázi zkoumání a její podklad v tuto chvíli stojí na čiré empirii autorů (Obrázek 5).

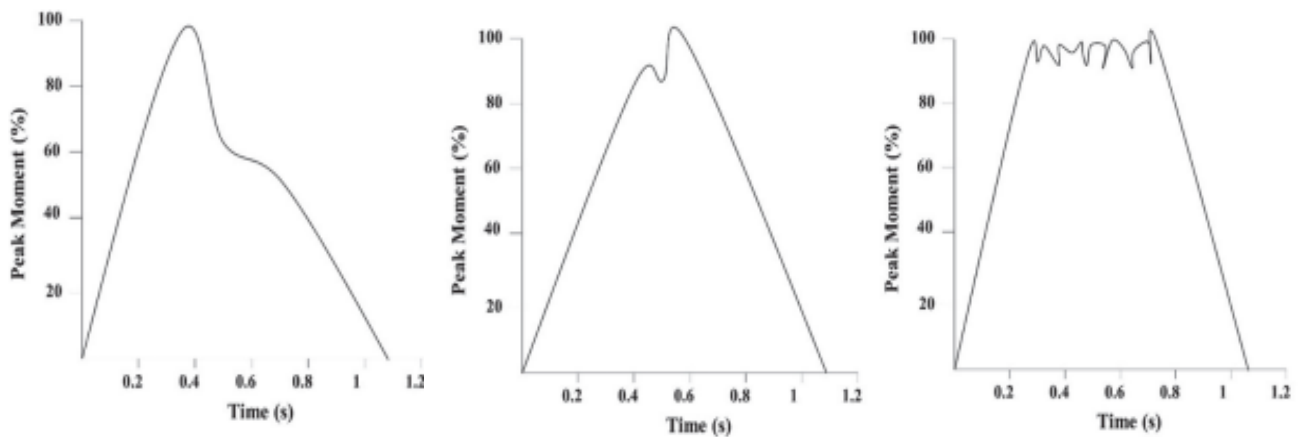


Obrázek 3. Fyziologická křivka průběhu pohybu kolenního kloubu při flexi a extenzi měřených v rozmezí 10°–90° (Stastny, Lehnert, & Tufano, 2018, upraveno)



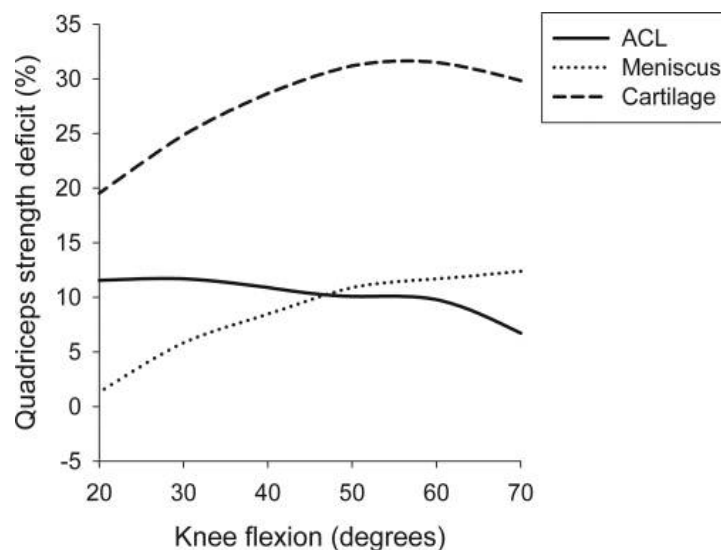
Obrázek 4. Pokles křivky momentu síly extenzorů kolenního kloubu při porovnání zdravé dolní končetiny a končetiny s dysfunkčním předním zkříženým vazem (Tsepis, Vagenas, Giakas, Ristanis, & Georgoulis, 2015)

Vysvětlivky: ACL – lig. cruciatum anterius



Obrázek 5. Nejčastěji se vyskytující odchylky od normy při poranění struktur (vazů či menisků) kolene (Iacono et al., 2018, upraveno)

Eitzen, Grindem, Nilstad, Moksnes, & Risberg (2016) ve své studii zkoumali, jaký vliv bude mít poškození určité struktury na svalovou funkci kvadricepsu, tedy kdy můžeme očekávat, že dojde k největšímu propadu křivky. Z Obrázku 6 je patrné, že z tohoto hlediska lze očekávat největší deficit u pacientů s fokálním poranění chrupavky. Se silovým úbytkem je však třeba počítat i při lézi LCA či menisku. Přenesení průběhu pohybu do grafického záznamu nám také umožňuje odhalit, ve kterém rozmezí má pacient největší problém s překonáním odporu, a v následném cvičení se poté zaměřit právě na tento ROM.



Obrázek 6. Graf míry úbytku svalové síly kvadricepsu vyplývající z poranění předního zkříženého vazů (ACL), menisku či chrupavky (Eitzen et al., 2016, upraveno)

6 IZOKINETICKÉ CVIČENÍ

Většina literatury, především z doby, kdy byla izokinetika ve svých počátcích, se týká zejména jejího uplatnění v oblasti testování a poté sportovního tréninku. S použitím v rehabilitaci se setkáme v odborných pracích až z poslední doby. Pozitivní efekt izokinetického cvičení v léčbě poranění měkkého kolene je podložen pouze studii a empirickým výzkumem, a možná právě proto si své místo v ambulantních pracovištích stále hledá. Postupem času se však dostává stále více do popředí, zejména pak v zahraničí, kde má ambice zajistit si pevnou pozici jako součást uceleného rehabilitačního programu (Pořanský, 2005).

S představením IKC přišla i nevyhnutelná komparace s ostatními modalitami cvičení, proto se prvotní studie týkající se izokinetiky zaměřují na výsledný efekt izokinetického cvičení v souvislosti s izometrickým cvičením (IMC) a izotonickým cvičením (ITC). Jedno z prvních porovnání IKC, IMC a ITC přinesli Moffroid, Whipple, Hofkosh, Lowman, & Thistle (1969). Jejich studie obsahovala celkem 60 osob rozdělených do 3 skupin (izometrická, izokinetická, izotonická). Cvičení probíhalo 4 týdny, po kterých u probandů hodnotili míru nárůstu výkonu, kdy k největšímu zlepšení došlo u skupiny izokinetické. Smith & Melton (1981) poukázali na důležitost volby metody měření výsledného efektu. Při porovnání IKC s ITC došlo k výrazněji lepším výsledkům u skupiny izotonické, ale jen při izotonickém měření, naopak izokinetická skupina měla lepší výstup v rámci činností, které simulovaly tréninkovou rychlost. Studie, jejíž výsledky přinesly velmi značnou nadřazenost IKC ve srovnání s ITC i IMC, byla od Saar, Ariel, Penny, & Saar (1982). Cvičení probíhalo 12 týdnů, po kterých byli probandi testováni mnoha funkčními testy, součástí bylo i antropomotorické měření. Dle výsledků došli k závěrům, které hovoří ve prospěch IKC v souvislosti s rychlostí, silou a dalšími parametry hodnotící výkonost. Ke zlepšení zároveň došlo v kratším časovém úseku než u skupiny izotonické i izometrické. Naopak Adeyanju, Crews, & Meadors (1983) po 8týdenním tréninku nepozorovali mezi skupinami rozdíly. Lepší výsledky pozorovali i Rosa et al. (2012) či Golik-Peric, Drapsin, Obradovic, & Drid (2011), kteří se zaměřili na „rizikové“ jedince s výraznou svalovou dysbalancí. Huang, Lin, Yang, & Lee (2003) porovnávali účinek IKC, IMC, ITC u pacientů s osteoartrózou (OA). Podle jejich výsledků se v léčbě bolesti jeví jako nejlepší ITC. Ke zlepšení disability, rychlosti chůze a nárůstu svalové síly pak došlo u skupiny izokinetické. Autoři tedy navrhuji u pacientů s OA trpícími akutní bolestí kloubu začít s ITC a IKC zařadit až při ústupu

intenzity bolesti. Koutras, Letsi, Papadopoulos, Gigis, & Pappas (2012) ve své studii porovnávali účinek u pacientů po artroskopické menisektomii, kdy jedna skupina pacientů rehabilitovala podle izotonického protokolu, druhá skupina pak cvičila s převahou IKC. Terapeutický efekt porovnávali podle Lysholmova dotazníku a míry bilaterální asymetrie naměřené při 180°/s a 60°/s jak do flexe, tak extenze, a variantách hop testu. Výsledná měření probíhala 33. pooperační den, kdy u obou skupin došlo ke srovnatelnému zlepšení, nutno však říci, že více než polovina pacientů nesplňovala podmínky pro bezpečný návrat ke sportovní aktivitě. Jejich výsledky podpořily tvrzení, že brzké zahájení aktivní rehabilitace má potenciál adekvátního silového profilu pacienta na konci prvního pooperačního měsíce.

Na nejefektivnější metodu cvičení se tedy názory různí. Zejména z toho důvodu, že metody porovnání se liší napříč studiemi a poté vlastním problémem specifiky každé metody, která ve výsledném hodnocení může figurovat jako výhoda pro jednu, ale zároveň jako nevýhoda pro metodu druhou. Porovnání některých faktorů zmíněných modalit cvičení poté poskytuje Tabulka 3.

Rozhodneme-li se tedy pro zařazení IKC do rehabilitace, podle Froböse (1993) měly by být jeho cíle a úlohy následující:

1. stabilizace, eventuálně zlepšení zachovaných funkcí svalu,
2. zmenšení, případně odstranění svalové atrofie,
3. zlepšení kloubní pohyblivosti,
4. minimalizace poškození plynoucí z imobilizace,
5. zabezpečení anebo zlepšení držení a stability,
6. zlepšení koordinace,
7. zlepšení lokální a celkové svalové výdrže,
8. zlepšení kinestetického citění,
9. zachování funkčnosti,
10. zmírnění bolesti,
11. dosažení sportovního zatížení, eventuelně umožnění ADL,
12. profylaxe kloubu před dalším úrazem,
13. zlepšení stability trupu a končetin.

Brown (2000) je zase toho názoru, že izokinetický trénink může být použit k rozvoji těchto parametrů: zlepšení svalové síly a výkonu, rozvoj síly při specifických úhlových rychlostech, neurální aktivace a svalová adaptace.

Tabulka 3. Porovnání výhod izokinetického, izometrického a izotonického cvičení (Bendle, 1985, upraveno)

CRITERION	TYPE OF TRAINING		
	ISOKINETIC	ISOTONIC	ISOMETRIC
Rate of Strenght Gain	1	1	2
Strenght Gain Throughout Range of Motion	Excellent	Good	Poor
Time per Trainig Session	2	3	1
Expense	3	2	1
Ease of Performance	2	3	1
Ease of Progress Assessment	Expensive Equipment Required	Excellent	Dynamometer Required
Adaptability to Specific Movement	1	2	3
Probability of Soreness	Lottle Soreness	Much Soreness	Little Soreness
Probability of Musculo–skeletal Injury	Slight	Moderate	Slight
Cardiac Risk	Some	Slight	Moderate
Skill Improvement	Some	Some	None

Vysvětlivky: 1 – Superior; 2 – Intermediate; 3 – Inferior

6.1 Volba jednotlivých parametrů cvičení

Velká rozmanitost v nastavení možných parametrů s sebou přináší nejen potenciál optimálně přizpůsobit zatížení pacienta na základě jeho stavu, ale zároveň i mnoho otázek ohledně správného výběru mezi těmito proměnnými. V další části textu se tedy pokusím na základě dostupné literatury a výsledků studií, jež se touto problematikou zabývají, přinést bližší pohled na to, jak velký potenciál IKC v rámci rehabilitace může díky této skutečnosti mít.

6.1.1 Úhlová rychlost

Úhlové rychlosti můžeme rozdělit do 3 skupin: pomalé (do 180°/s), střední (180°–300°) a rychlé od více jak 300°/s. Pro nastavení úhlové rychlosti platí, že čím vyšší nastavíme úhlovou rychlost, tím nižší bude překonávaný odpor a menší rozsah bude proveden izokineticky (Brown 2000). S úhlovou rychlostí souvisí i počet opakování v sérii. Obecně se využívá pravidla, že čím nižší je úhlová rychlost, tím méně opakování provádíme (Davies, Riemann, & Ellenbecker, 2018).

Při volbě úhlové rychlosti je vhodné zvážit, čeho chceme docílit. Podle Wilk et al. (1993) chceme-li zlepšit silové schopnosti jedince, je výhodnější cvičit při vyšších rychlostech, které mají potenciál oproti rychlostem nižším nejen zlepšit svalovou sílu, ale také výkon. V rámci sportovního tréninku se ustálil konsenzus, který říká, že jedinci cvičící při vysokých rychlostech dosahují v rychlostních testech lepších výsledků než jedinci cvičící při nižších úhlových rychlostech. Hlavní otázkou však zůstává, zdali vysokorychlostní trénink zlepší výkon a silové schopnosti i při nízkých úhlových rychlostech, a tedy při pomalejší svalové kontrakci. Podle Lacerte, deLateur, Alquist, & Questad (1992) při tréninku v úhlové rychlosti 60°/s či 180°/s dojde ke stejnému nárůstu PT napříč rychlostmi v rozmezí 60°–240°/s. S tímto souhlasí i Hinson & Rosentswieg (1973). Mannion, Jakeman, & Willan (1994) zase srovnávali vliv úhlové rychlosti a nárůst izometrické síly při cvičení v 60°/s a 240°/s, kde taktéž došli ke stejnému výsledku. Moffroid et al. (1969) učinili závěr, že díky cvičení ve vysokých rychlostech s nízkým odporem dojde ke zlepšení svalové síly napříč rychlostním spektrem, a jeví se tedy jako nejvýhodnější. Oproti tomu skupina cvičící při nízkých úhlových rychlostech se zlepšila pouze v nízkých rychlostech. Toto tvrzení podpořili i Mastropaolo & Takei (1991) Současně dle jejich výsledků se u vysokorychlostní skupiny zlepšila nejen míra síly vztažená k rychlosti kontrakce, ale i celkové rychlostní schopnosti. Podobného principu porovnání ve své studii použili Lesmes, Costill, Coyle, & Fink (1978). Probandi cvičili jednou DK při pomalé rychlosti a druhou DK při vysoké rychlosti. Po 9týdenním cvičení došlo k výraznému zvýšení svalové síly na obou končetinách napříč rychlostním spektrem. Zlepšení činilo 15–20 % při pomalých rychlostech, při vysokých pak 40–45 %. Současně došlo u obou skupin i ke zlepšení vytrvalostních schopností, na základě čehož došli autoři k názoru, že obě tyto veličiny, tedy vytrvalost a síla, budou spíše souviset s celkovou vykonanou prací než úhlovou rychlostí. Podle Moffroid et al. (1969) má cvičení při vysokých rychlostech potenciál zvýšit silové schopnosti napříč rychlostním spektrem, kdežto svalové schopnosti získané

při nízkých rychlostech jsou omezeny pouze na pomalé rychlosti. Ke stejnému závěru došli i Pipes & Wilmore (1975). Tato skutečnost, tedy že při vysokorychlostním tréninku dojde ke zlepšení napříč celým spektrem, je mnohými zastánci vysvětlována tím, že dochází k rychlejšímu, lépe synchronizovanému náboru motorických jednotek a většímu firingu alfa motoneuronů, tedy že k adaptaci dochází především na neuromuskulární úrovni. Schmidtbleicher (1992) v tomto kontextu definoval pojem „intramuskulární koordinace“, tedy schopnost všech svalů podílejících se na pohybu plně spolupracovat ve prospěch kýženého cíle pohybu. Poliquin (1988) poté vyvodil vztah, který říká, že čím blíže se zatížení přibližuje maximální rychlosti, tím je větší intenzita a tréninkový efekt cvičení na neuromuskulární úrovni. V současné době je tedy preferován trénink při vysoké rychlosti s nízkým odporem.

Výsledky studie Coburn et al. (2006) však ukazují opačný efekt, kdy při porovnání tréninku skupiny, která cvičila při 30°/s a skupiny cvičící při 270°/s, došlo u pomalé skupiny k nárustu PT napříč rychlostním spektrem. Oproti tomu skupiny rychlá se zlepšila pouze při vysokých rychlostech. V souvislosti s tímto je však dobré podotknout, že máme-li pacienta, pro kterého je žádoucí zlepšení v určitém rychlostním pásmu, v rámci specifity cvičení je pro něj nejlepší trénovat právě v tomto vymezeném rozmezí při respektování „overflow efektu“ 30° (viz dále). Chceme-li rychlosti měnit, mezi každým 30°/s navýšením/snížením je vhodné vložit pauzu 90 s. Pokud ale cvičící nejeví pocit diskomfortu či únavy, je dle Davies (1992) možno pauzu zkrátit na 30–60 s.

Chceme-li – např. u pacientů po plastice LCA – z jakéhokoliv důvodu využít pouze jednorýchlostní stupeň bez preferencí konkrétní rychlosti, jeví se podle Dvir (2004) jako výhodnější rychlost střední oproti nízké. Mezi výhody řadí: kratší čas mechanického zatížení kloubu vyprodukovaného kontrakcí svalů a potenciální přenesení efektu do síly izometrické kontrakce. Před samotným cvičením však doporučuje si pacienta otestovat při 120°/s a pozorovat rozsah pohybu nutný pro dosažení potřebné rychlosti. Pokud je zapotřebí více než 1/3 nastaveného ROM, dochází namísto toho k submaximální izotonické kontrakci a je zapotřebí rychlost snížit na 60–90°/s. Dvir (2004) toto uvádí na konkrétním případu při 120°/s, lze však uvažovat, že se tento poznatek dá aplikovat v rámci všech rychlostí. Obecně se ale jeví výhodnější použít více rychlostí v rámci jedné cvičební jednotky. Podle Brown (2000) chceme-li zvýšit svalovou sílu napříč rychlostním spektrem, je nejvýhodnější trénink nastavený v rozmezí 180–240°/s. Volbu úhlové rychlosti pro různé modalilty silového cvičení poté ukazuje Tabulka 4.

V současné době se autoři shodují na tom, že by ucelený rehabilitační plán, je-li to možné, měl obsahovat cvičení při širokém spektru rychlostí tzv. velocity spectrum rehabilitation protocol (VSRP), než se pouze omezit na volbu rychlosti jedné. Quillen (1981) vidí pozitiva využití VSRP v těchto bodech:

1. zapojení jak aerobního, tak anaerobního systému, tedy pomalých i rychlých svalových vláken,
2. vlivem progresu pacient překonává bolest a pocit nejistoty či obavy,
3. adaptace na biomechanické změny,
4. spojitost s funkčním pohybem v rámci ADL,

Použití VSRP v praxi bude detailněji probráno dále v textu.

Tabulka 4. Rehabilitační program cvičení pro různé modalitty svalových schopností (Poľanský, 2005, upraveno)

MODALITA	Úhlová rychlost (°/s)	Intenzita (% MAX)	Počet opakování	Počet sérií	Délka pauzy (min)
Maximální síla	60	65–75	18	3–4	2–3
Silová výdrž	120	50–60	30	2–3	1–2
Rychlostní síla	210	70–85	15	4–5	3–4

6.1.2 Volba řetězce

Tato problematika již byla probrána výše. Při rozhodování volby řetězce se tedy řídíme stejnými pravidly jako u testování tedy, zda chceme u pacienta zapojit více svalových skupin a zlepšit pohyb z funkčního hlediska, či chceme-li primárně izolovaně posílit stehenní svalstvo. V případě kvadricepsu lze také vzít v úvahu míru zapojení vastů a m. rectus femoris, kdy dle Escamilla, MacLeod, Wilk, Paulos, & Andrews (2012) se při OKC více zapojí m. rectus femoris, v CKC poté vasty. Při komparaci míry zapojení hamstringů a kvadricepsu je při extenzi v OKC udáván poměr 1:6, v CKC pak 1:4, kdy zároveň dochází k zapojení i m. gluteus maximus a m. triceps surae.

6.1.3 Počet opakování

Problematika počtu opakování sahá do samých počátků izokinetiky, prvotní studie však byly omezeny malým počtem probandů, proto na ideální počet či vztah počtu opakování a výsledného efektu cvičení dlouho nebyl stanoven jednotný názor. Například Pollock, Wilmore, & Fox (1985) doporučovali 3 série s 5–7 opakováními, které stanovili na základě existujících izotonických protokolů. Jensen & Jensen (1978) navrhli 3 série po 6–8 opakováních, podle nich by však jakákoliv podobná kombinace vyústila v podobné výsledky. Jedna z prvních obsáhlejších studií, co se počtu probandů týče, je studie Lesmes et al. (1978). Její původní zaměření bylo prozkoumat efekt cvičení na různý typ svalových vláken. Probandi cvičili obě DKK při 180°/s s tím rozdílem, že jedna DK byla zapojená 6 s, což činilo 5 opakování, a druhá 30 s, tedy 25 opakování. Podle výsledných hodnot došlo u obou končetin ke stejnému nárustu síly v rozmezí 0–180°/s, oproti tomu nebylo ani u jedné dolní končetiny pozorováno zlepšení při 240–300°/s. Autoři taktéž provedli antropometrické měření, které neprokázalo žádné změny vlivem cvičení. Na základě těchto poznatků vyvodili, že k adaptaci dochází jak na muskulární, tak i neuromuskulární úrovni. To bylo později podpořeno i Coyle et al. (1981) či Sale & MacDougall, (1981).

Autoři se tedy shodují na tom, že k nárustu PT o 5–25 % může dojít již při krátké době trvání cvičení končetiny, tedy již po 6 s (čili 5 opakováních), neříkají však po kolika cvičebních jednotkách. Davies (1992) je toho názoru, že počet kontrakcí nemusí být tak podstatný ve srovnání s intenzitou cvičení. Při porovnání 5, 10 a 15 opakování při 3 různých rychlostech nepozoroval rozdíly ve výsledných hodnotách získaných cvičením. Z tohoto vyvodil závěr, že nastavení rychlosti je z hlediska efektu cvičení důležitější, než počet opakování. Podle Magee & Currier (1986) pak jakýkoli počet v rozmezí 6–16 opakování vyústí v podobný výsledek v rámci nárustu svalové síly. Na základě práce Bendle (1985) v rámci široké populace při aplikování 3 série po 10 opakování se cvičební jednotkou 3x týdně po dobu 6 týdnů lze předpokládat výrazné zlepšení síly i výkonu. Tento počet opakování dle autora poskytne širší a ustálenější zlepšení než 5, 15 či 20 opakování. Pro zlepšení vytrvalostních schopností je ale nutno provést alespoň 3 série, přičemž chceme-li se primárně zaměřit na vytrvalost, doporučuje místo 10 opakování zařadit 15 až 20 opakování. Sherman et al. (1982) navrhli postup, který více ctí pacientův aktuální stav. Dle těchto autorů by počet opakování měl být stanoven na základě míry únavy. Cvičení by mělo končit v momentu, kdy PT dosahuje 50 % počáteční hodnoty. Tento postup později rozvedli Timm & Patch (1985), kteří nastavili pravidlo, dle kterého

jedinec provede 10 opakování, poté je proveden výpočet – průměr posledních 3 PT ku průměru prvních 3 PT. Je-li výsledná hodnota menší než 50 %, doporučuje ve cvičení přestat.

Závěrem lze tedy říci, že efekt IKC je ovlivnitelný počtem opakování, jeho vliv však nebude tak markantní jako nastavení úhlové rychlosti. Jako optimální počet opakování pro komplexní zlepšení ve všech aspektech, jež IKC může přinést, se jeví počet 10 opakování při 3 sériích.

6.1.4 Volba režimu

S porovnáním efektu koncentrické a excentrické kontrakce se v literatuře setkáme hojně, a to i v případě, že se nebudeme zabývat pouze o IKC. Například Kaminski, Wabbersen, & Murphy (1998) se zaměřili na porovnání přírůstku svalové síly u excentrického a koncentrického tréninku hamstringů. Studie se zúčastnilo 27 mužů, kteří byli rozděleni do 3 skupin – excentrická, koncentrická a kontrolní. Cvičení probíhalo 2× týdně po dobu 6 týdnů. U koncentrické skupiny došlo k nárůstu síly o 19,0 % u excentrické o 28,8 %, kontrolní skupina pak zůstala beze změn. Ke stejnému závěru došli i například Spurway, Watson, McMillan, & Connolly (2000) či Nickols-Richardson, Miller, Wootten, Ramp, & Herbert (2007), kteří vlivem 5měsíčního tréninku pozorovali průměrný vzrůst svalové síly u koncentricky trénovaného svalu o 18,6 %, zatímco nárůst u excentricky trénovaného svalu byl téměř dvojnásobný a činil 28,9 %. Zároveň je z jejich studie patrné, že se výsledný efekt neliší u sportovců a netrénovaných jedinců. Přednost excentrickému tréninku dává i LaStayo et al. (2003), kteří u LCA pacientů po 12týdenním excentrickém tréninku pozorovali nárůst PT kvadricepsu o 25 % a redukci bilaterálního rozdílu o 12 %.

Obecně panují shody v tom, že při excentrické kontrakci může být vyprodukována větší svalová síla než při kontrakci koncentrické (Draz & Abdel-Aziem, 2015). Maximální vykonaná síla během excentrické kontrakce bude tedy převyšovat tu, která je vykonaná během koncentrické nebo izometrické kontrakce (Dean, 1988). Zároveň při srovnatelném pracovním zatížení jsou náklady na metabolickou energii u excentrického cvičení podstatně nižší než u koncentrického cvičení. V souvislosti s izokinetikou můžeme využít skutečnosti, že při excentrickém cvičení ve vysokých rychlostech dochází k většímu zatížení pojivové tkáně, které může zlepšit schopnost odolávat zevně působícím silám, a tedy předejít svalovým poraněním. Adaptace vzniká, pokud je sval další excentrické zátěži vystaven do 1 týdne od prvního cvičení (Proske & Morgan,

2001). Tohoto efektu můžeme využít například i u pacientů s tendinopatií, jelikož působí příznivě nejen na stav svalu, ale i šlachy. Ve šlaše dochází ke ztluštění kolagenních vláken a ta jsou schopna lépe zvládat vysoké napětí přenášené ze svalu na šlachu (LaStayo et al., 2003). Avšak ve velmi vysokých rychlostech tento vztah přestává platit a vyskytuje se riziko vzniku opožděné svalové bolesti, způsobené poškozením svalových myofibril. V souvislosti s tímto poznatkem Kellis & Baltzopoulos (1995) upozorňují, že při volbě módu cvičení, zejména při rehabilitaci zkřížených vazů, by měly být brány v úvahu nejen síly kompresní a střížné, ale i síly vyvinuté kontrakcí antagonistických svalů. Z výše uvedených poznatků lze usuzovat, že se v praxi dává přednost excentrickému tréninku před koncentrickým. Vlivem zařazení excentrické kontrakce v izokinetickém cvičení tedy dochází k podpoření růstu svalové síly podle zákonitostí projednaných výše. Jelikož ale téměř v každé denní činnosti či sportovní aktivitě je obsažena jak excentrická, tak koncentrická kontrakce, Brown (2000) doporučuje jejich kombinaci i v IKC. S tímto svým způsobem souhlasí i Holcomb, Rubley, Lee, & Guadagnoli (2007), kteří došli k názoru, že tréninkové programy obsahující excentrické izokinetické kontrakce nebo jejich kombinace s koncentrickými vykazují vyšší tréninkový efekt oproti zapojení pouze koncentrických kontrakcí.

Zvolíme-li vyšší rychlosti se současnou cyklicky se střídající změnou excentrické a koncentrické fáze antagonisticky působících svalových skupin, je nám umožněno cvičit v plyometrickém režimu (Janura et al., 2012). Plyometrická cvičení je následně možné doporučit z hlediska prevence svalových poranění, neboť pomocí tohoto typu tréninku ovlivňujeme další z rizikových faktorů zranění hamstringů, tedy rychlé střídání koncentrické a excentrické svalové aktivity (Hnáťová, 2008). Kromě svalů se zde přímo uplatňují i ostatní měkké tkáně, kdy je využíváno jejich pasivních elastických vlastností k ekonomizaci prováděného pohybu (Dvořák, 2003). Podle Risberg, Holm, Myklebust, & Engebretsen (2007) při plyometrickém cvičení, díky cyklu rychlého prodloužení a zkrácení svalu, dochází nejen ke zvýšení svalové síly, ale i vnímání kloubu, proto je vhodné jej zařadit do rehabilitačního programu po plastice LCA.

6.2 Využití IKC v praxi

Podle Davies (1992) se při analýze výsledků nejčastěji setkáme s nedostatečnými výslednými hodnotami specifických parametrů (Tabulka 5), současně udává i způsob IKC, jakým lze nejlépe dosáhnout zlepšení.

Tabulka 5. Měřené parametry, ve kterých je nejčastěji nalézán deficit, a forma IKC pro jejich nápravu (Davies, 1992, upraveno)

Naměřený parametr	Volba cvičení
PT	Pacient provádí cvičení v rámci celého ROM s využitím VSRP. Lze využít cvičení se zacílením na specifický ROM pro zlepšení svalové aktivace v příslušném rozmezí, kde k PT dochází.
Průměrný PT	Postup stejný jako výše. Důraz je však kladen na krátkodobý vytrvalostní trénink pro zvýšení momentu síly při všech opakováních.
Časový interval nutný pro PT	Pacient provádí VSRP v krátkém rozmezí na začátku ROM při úhlových rychlostech v posloupnosti 60°–90°–120°–150°–180°–180°–150°–120°–90°–60°. Pokud má pacient problém s „rozpohybováním“ přístroje na požadovanou rychlost, mělo by cvičení probíhat právě v této rychlosti pro podpoření aktivace svalové kontrakce. Jakmile toto pacient zvládá, je na místě opět cvičení ztížit. Cvičení lze modifikovat přidáním předem stanoveného intervalu pro dosažení PT, či vymezení specifické části ROM, kde by mělo být PT dosaženo.
Energie vydaná při akceleraci	Jedná se o celkovou práci provedenou v prvních 0,125 s pohybu. Cvičení probíhá stejně jako výše s využitím stanoveného časového intervalu.
Reciproční čas zapojení svalů	Pacient provádí izometrickou kontrakci agonistického svalu. Poté dojde k přepnutí přístroje pro dynamickou kontrakci antagonisty. Začínáme na pomalých rychlostech s postupným zvyšováním. Místo izometrie poté přidáváme dynamickou kontrakci antagonisty s co možná nejrychlejší kontrakcí agonisty. U pacienta by mělo postupem času dojít ke snižování „meziintervalu“ mezi kontrakcemi.

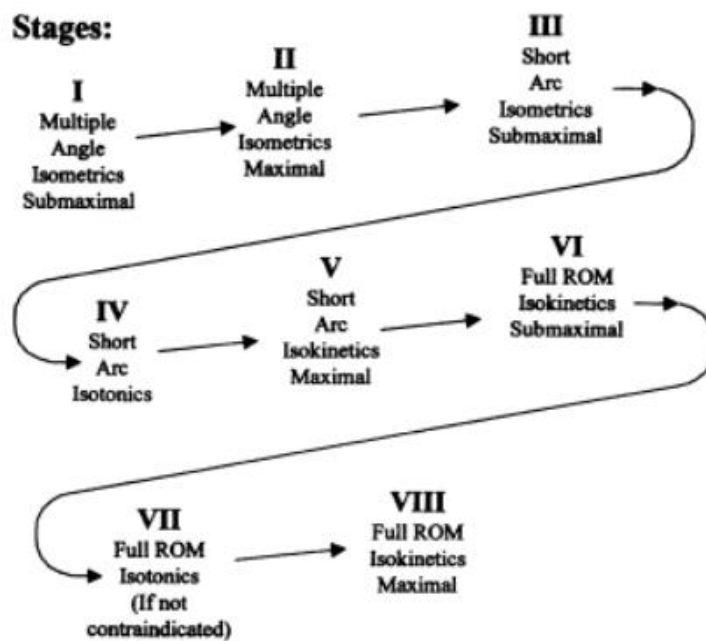
Pokračování Tabulky 5	
Čas poklesu momentu síly	Cvičení probíhá v krátkém ROM na konci pohybu. Toto bývá pro pacienty těžké. Začínáme při pomalých rychlostech v krátkém ROM. Jakmile je pacient schopen uvést přístroj do chodu a vyvinout dostatečnou sílu pro udržení pohybu, postupně zvyšujeme rychlost a následně i zvětšujeme ROM, ideálně na celý rozsah.
Celková práce	Tento parametr závisí na pacientově úsilí během celého ROM, proto je důležité nastavit rychlost, při které je pacient schopen rozpohybovat přístroj. Při cvičení je však ROM rozdělen na třetiny z důvodu vystavení kloubu biomechanickým změnám, které změna úhlu přináší. Tímto cvičením dochází k posílení jak excentrické, tak koncentrické kontrakce
Průměrný výkon	Postupujeme stejně jako výše. Je však důležité zvolit správnou úhlovou rychlost. Za optimální autor považuje tu, při které dochází k plató momentu síly. Pacient by měl poté provádět modifikovaný VSRP: 10 sérií po 10 opakováních

Vysvětlivky: PT – peak torque, maximální moment síly; ROM – rozsah pohybu; VSRP – velocity spectrum rehabilitating protocol

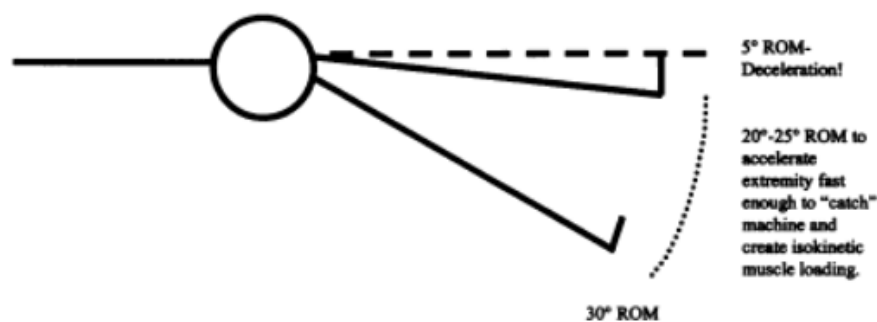
6.3 IKC ve spojitosti se sportovní rehabilitací

Dvojice Ellenbecker & Davies (2000) navrhli 8stupňový odporový rehabilitační plán pro sportovce, který je v praxi využíván dodnes. Pacient začíná od snadnějších a bezpečnějších cvičení a postupně se propracovává k náročnějším. V první a druhé fázi pacient cvičí izometricky, ve třetí fázi poté nastupují cvičení izokinetická a poté i izotonická. Schéma postupu znázorňuje Obrázek 7. Dle autorů je přítom na terapeutovi, jaké spektrum úhlových rychlostí a ROM zvolí. Při nastavování úhlových rychlostí se však doporučuje posun o 30°/s (nahoru či dolů), což vychází z tzv. „overflow“ efektu, tedy přenesení účinku cvičení i do „sousední“ rychlosti. Pro lepší názornost by se nabízelo přirovnání, kdy například v případě, že jsme běžci a chceme se z uběhnutí 10 km posunout na půlmaraton, nebudeme tréninkovou metráž navyšovat metr po metru, ale také zařadíme navýšení o delší úsek, jelikož efekt předchozího tréninku se projeví v rámci větší vzdálenosti, a bylo by tedy zbytečné se pohybovat pouze v jednotkách či desítkách

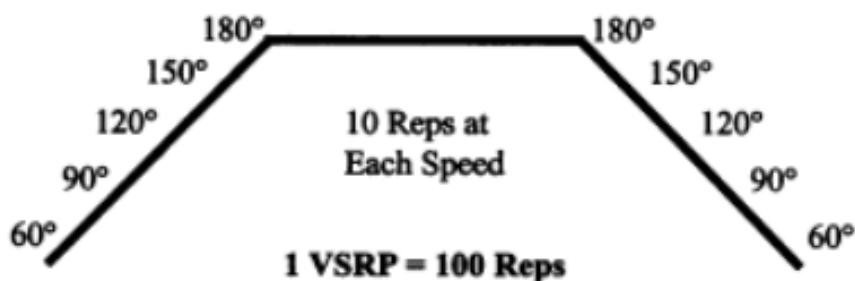
metrů. Proto i zde dochází k navýšení rychlosti o určité rozpětí, které je doporučováno na zmíněných 30°/s. Z důvodu akcelerace, tedy úseku potřebného k uvedení přístroje do chodu při požadované úhlové rychlosti, a decelerace (Obrázek 8) je pro malý ROM vhodné nastavení pomalé úhlové rychlosti (60°–180°/s). V každém rychlostním stupni pacient provede 10 opakování a poté zase po násobcích 30° klesá zpět na rychlost počáteční, celková série tedy obsahuje 100 opakování (Obrázek 9). Mezi každou změnou rychlosti je indikována 90 s pauza, po odcvičení celé série jako optimální pauzu udávají 3 minuty. Chceme-li zjistit, zda je pacient schopen posunu do další fáze, je proveden tzv. trial, kdy pacient provede jednu sérii z další úrovně a na základě objektivního a subjektivního stavu buď zůstane na stávající úrovni, nebo se posune dál.



Obrázek 7. Schéma jednotlivých fází odporového tréninku (Ellenbecker & Davies, 2000, upraveno)



Obrázek 8. Akcelerace a decelerace při IKC (Ellenbecker & Davies, 2000, upraveno)

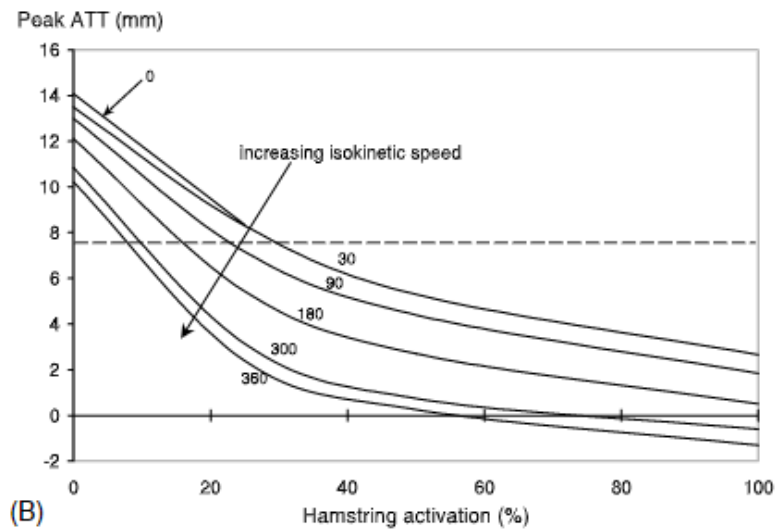
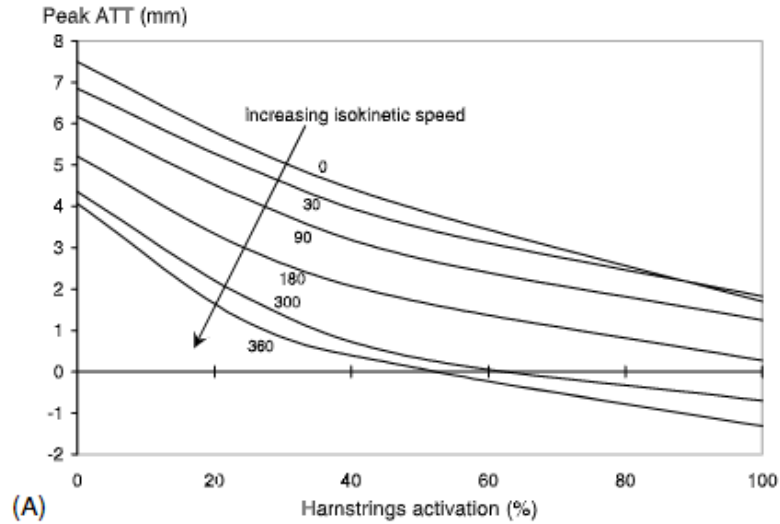


Obrázek 9. Schéma VSRP v nastaveném rozmezí úhlové rychlosti 60–180°/s (Ellenbecker & Davies, 2000, upraveno)

Další oblastí sportovní rehabilitace, kde se IKC často uplatňuje, jsou již zmíněné svalové dysbalance zjištěné při testování a následném stanovení H/Q poměru. Na základě současných studií se pak s touto problematikou asi nejčastěji setkáme v souvislosti s měřeními fotbalistů. Pro odstranění svalové dysbalance mezi kvadricepsem/hamstringy a také pro podpoření prevence byl vytvořen izokinetický rehabilitační protokol. Tento protokol aplikovali ve své studii Gioftsidou et al. (2008) na profesionálních hráčích fotbalu. Po 2 měsících se cvičební jednotkou probíhající 3x týdně dle protokolu, došlo u probandů nejen k úpravě svalové dysbalance vyjádřené H/Q poměrem, ale i ke zvýšení hodnot PT flexorů i extenzorů.

6.4 Problematika LCA

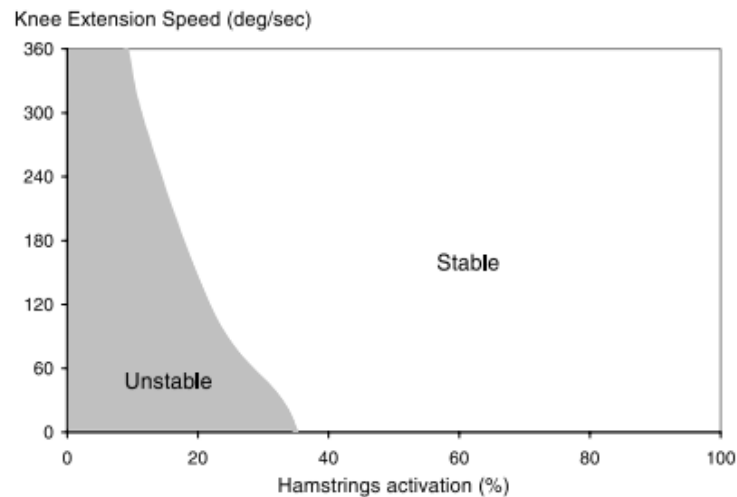
V rámci problematiky LCA se opět obrací pozornost na to, zda preferovat cvičení v CKC, (Henriksson, Rockborn, & Good, 2002), či je vhodné, a především bezpečné přidat i cvičení v OKC. Například podle Mikkelsen, Werner, & Eriksson (2000) je zařazení v OKC cvičení nutné, chceme-li dosáhnout adekvátního posílení kvadricepsu. S tímto tvrzením se ztotožňují i Davies et al. (2018) a podtrhují ho především v souvislosti s návratem ke sportovním aktivitám. Ten je navíc dle Mikkelsen et al. (2000) při zařazení tohoto cvičení jednak rychlejší a sportovec se dokonce vrací i na stejnou funkční úroveň jako před úrazem. Pozitivní účinek zařazení OKC tréninku dále potvrzují i McGinty, Irrgang, & Pezzullo (2000). Jelikož většina studií věnující se izokinetice nejen v rámci LCA, ale i obecně jako cvičební metodě, se týká provedení v OKC, je pozornost zaměřena na míru jeho bezpečnosti a volbě vhodného načasování, kdy jej zařadit do rehabilitačního plánu. Mluvíme-li o problematice LCA, je důležité znát vztah míry ATT a úhlové rychlosti. Tímto se zabývali ve své studii Serpas, Yanagawa, & Pandy (2002). Podle jejich výsledků je při nižších rychlostech kladen větší nárok na hamstringy vůči zamezení ATT než při úhlových rychlostech vyšších (Obrázek 9), proto je při lézi i plastice LCA výhodnější začít s cvičením při vysokých rychlostech, a to alespoň do doby, než dojde k dostatečné maturaci štěpu. Chceme-li však primárně posílit kvadriceps, je efektivnější cvičit při nízkých úhlových rychlostech, kdy je kvadriceps nucen vyvinout větší sílu.



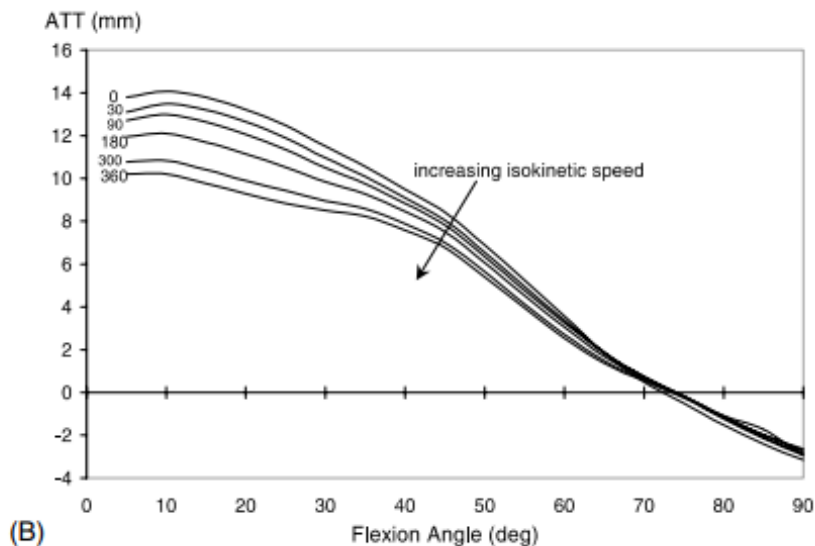
Obrázek 9. Porovnání míry anteriorní tibiální translace (ATT) při různých úhlových rychlostech pro (A) neporušený přední zkřížený vaz a (B) dysfunkční přední zkřížený vaz s nutnou mírou kokontrakce hamstringů pro udržení stability kloubu (horizontální linie poté reprezentuje mezní limit pro udržení stability) (Serpas et al., 2002, upraveno)

Vysvětlivky: ATT – anteriorní tibiální translace

Před samotným zařazením do rehabilitačního programu je tedy nutné, aby byl pacient schopen adekvátního zapojení hamstringů, jelikož z Obrázku 10 vyplývá, že určitá míra jejich kokontrakce je pro udržení stability kolenního kloubu vyžadována bez ohledu na úhlovou rychlost (Serpas et al., 2002). Pro snížení rizika ATT je při cvičení i testování žádoucí myslet i na nastavení ROM. Dle Obrázku 11 je bezpečnější začít cvičení v pozicích okolo 70° flexe. Rozmezí 0–30° flexe je poté při cvičení zcela vynecháno.



Obrázek 10. Nutná míra zapojení hamstringů pro udržení stability kloubu v závislosti na úhlové rychlosti (Serpas et al., 2002, upraveno)



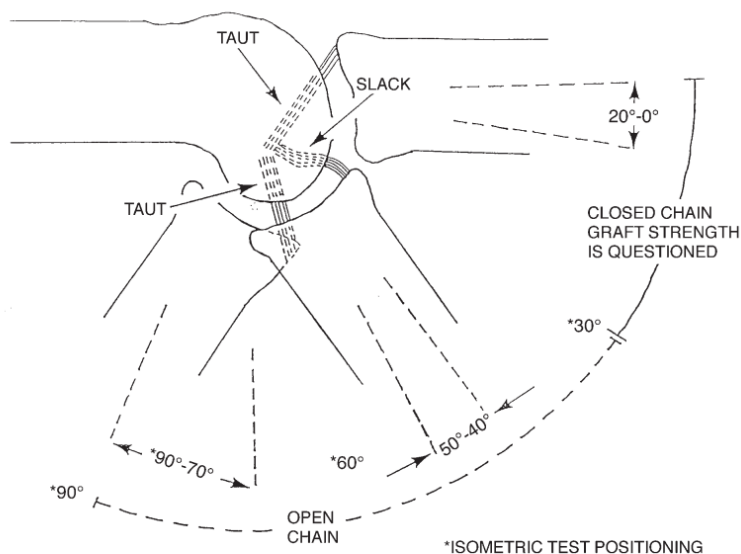
Obrázek 11. Míra anteriorní tibiální translace (ATT) v závislosti na úhlové rychlosti a pozici kolenního kloubu (při vyřazení kokontrakce hamstringů) u dysfunkčního předního zkříženého vazy (Serpas et al., 2002, upraveno)

S jednotným názorem, kdy je ideální IKC zařadit do rehabilitačního plánu, se bohužel nesečkáme. Před jeho aplikováním by však mělo dojít k prvotnímu IK testování, které nám poskytne úvodní informaci o aktuálním stavu končetiny. Důležité jsou pro nás informace získané komparací končetin mezi sebou, zároveň nás ale zajímají maximální hodnoty zdravé končetiny, na základě kterých jsme schopni pacientovi naordinovat submaximální zátěž a neohrozit jeho bezpečnost. Při konvenčním rehabilitačním programu je na místě dle de Carlo, Shelbourne, McCarroll, & Rettig, (1992) provést první testování v 6. pooperačním měsíci s omezením posledních 20° extenze při rychlosti 180°–240°/s a stav kontrolovat každý další měsíc. Tento časový odstup od operace ve své studii uvádějí i Riesterer et al. (2020). Oproti tomu Garrison et al. (2018) zařadili testování po 3. měsíci od operace při úhlové rychlosti 60°/s. Následuje-li pacient akcelerovaný rehabilitační protokol, dle de Carlo et al. (1992), je testování vhodné zařadit již 5.–6. pooperační týden. K tomu dodává, že dosahuje-li pacient alespoň 70 % Q/Q poměru, je na místě do rehabilitace přidat náročnější cviky. V 10. pooperačním týdnu je dle něj vhodné do testování zařadit i pomalejší rychlost (60°/s). Elmqvist et al. (1989) doporučuje otestování pacienta, pokud to jeho stav dovoluje, před podstoupením operace za účelem stanovení „startovacího můstku“ následné pooperační léčby.

Mikkelsen et al. (2000) zařadili první IKC jednotku 6. pooperační týden, a to jak v excentrickém, tak koncentrickém režimu, v omezeném ROM na 90°–40° flexe. Dle jejich výsledků se tento časový odstup od operace jeví jako bezpečný. Kladou však důraz na to začít s IKC opravdu až 6. pooperační týden pod kontrolovaným dohledem terapeuta. Nolte et al. (2001) zařazují IKC od 8. pooperačního týdne. Pořánský (2005) doporučuje začít mezi 10.–12. týdnem po zákroku s tím, že se vyhýbáme maximální zátěži, pomalým rychlostem a omezením pohybu zejména do extenze. Nolte (2001) v rámci cvičení povoluje plnou extenzi až od 20. pooperačního týdne. Před samotným zařazením by však vždy měla být splněna tato doporučovaná opatření:

1. Seznámení se s typem operace (např.: typ štěpu, technika fixace)
2. Určení stavu štěpu (testování pomocí KT1000)
3. Respektování doby hojení měkkých tkání
4. Použití proximálně položené podložky
5. Omezení ROM do posledních 30° flexe i extenze z důvodu napětí LCA (Obrázek 12)

6. Použití vyšší rychlosti (Dvir, 2004)



Obrázek 12. Míra napětí předního zkříženého vazy při různých stupních flexe kolenního kloubu (Wilk & Andrews, 1993, upraveno)

Chceme-li ze cvičení vytěžit maximum, je dobré si pacienta nejen otestovat, ale vzít v úvahu i potenciální následky poranění plynoucí z výzkumu, a zmenšit tak šanci jejich možného výskytu. Dle Mikkelsen et al. (2000) u pacientů po plastice velmi často pozorujeme deficit kvadricepsu, a to i po 6 měsících intenzivní rehabilitace, kdy nedosahuje optimálního funkčního stavu stanoveném na základě hodnot momentu síly. Je však pozorován větší přírůstek svalové síly po zařazení odporového cvičení v OKC. Podle Polanský (2005) při konvenčním rehabilitačním programu je deficit kvadricepsu v prvních 2 letech od operačního výkonu mezi 15–20 % bez ohledu na typ fixace či volbu štěpu, v případě akcelerovaného programu pak udává 15% deficit. U chronických pacientů se navzdory intenzivní rehabilitační péči taktéž setkáváme s asi 20% deficitem svalové síly kvadricepsu, a to minimálně 1 rok od úrazu. Deficit svalové síly hamstringů naopak nebývá tak markantní a úprava jejich svalové funkce do předúrazového stavu by v rámci rehabilitačního programu měla proběhnout bez větších problémů. Tento fenomén však dle Kannus (1994) platí jen při totální ruptuře, při parciální naopak pozoroval větší úbytek svalové síly u flexorů než extenzorů kolenního kloubu. Podle něj totiž při parciální ruptuře přednostně atrofují svalová vlákna typu II a současně nedochází k stimulaci svalové síly flexorů jako v případě zcela nefunkčního LCA. Vezmeme-li v potaz i typ

štěpu, je u pacientů s plastikou pomocí lig. patellae třeba pomýšlet na větší svalový deficit kvadricepsu, u pacientů se štěpem z hamstringů pak bývá větší deficit ve flexorovém mechanismu. Co se H/Q poměru týče, je pozorována větší dysbalance při technice BTB (Machado et al., 2018).

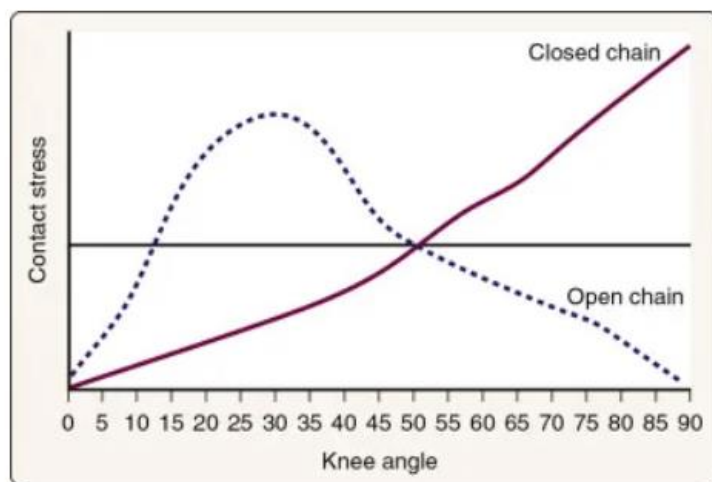
V souvislosti s prevencí či dysfunkcí LCA se mnoho autorů ztotožňuje s názorem, že posílení hamstringů se jeví mít potenciál zmenšit riziko poranění LCA, či zastat roli vazů při jeho dysfunkci. Podle Wojtys et al. (1996) je však jejich reakční doba při zapojení pomalá, aby zranění zabránila. Tuto myšlenku svým způsobem potvrdili i Grace a kol. (1984), kteří nepozorovali větší četnost poranění LCA u pacientů mající svalový deficit hamstringů. Je tedy otázkou, zda se v rámci prevence cíleně na posílení hamstringů zaměřit. Na druhou stranu vlivem excentrického a koncentrického cvičení hamstringů dojde taktéž ke zlepšení funkce extenzorů. Je tedy více než žádoucí zařadit do rehabilitačního protokolu cvičení při více režimech (Kellis & Baltzopoulos, 1995).

6.5 IKC u pacientů s patelofemorálním syndromem a anterior knee pain

Problematika patelofemorálního syndromu a s tím spojená „anterior knee pain“ byla v souvislosti s izokinetikou zkoumána již v raném období izokinetiky. Jeden z prvních izokinetických testovacích protokolů vůbec byl vytvořen na základě myšlenky Bennett & Stauber (1986), kteří se domnívali, že bolest je způsobená chybnou či nedostatečnou kontrolou kvadricepsu při excentrické kontrakci vedoucí k různé úrovni poškození měkkých tkání – tedy že se jedná o deficit na neurofyziologické úrovni. Pro svůj testovací protokol si vybrali pacienti, u kterých naměřili při úhlové rychlosti 30°/s (v jakémkoliv bodě měřeného ROM) $Q_{EXC}/Q_{KON} \leq 85\%$. Rehabilitační program pak byl postaven na excentrickém cvičení, konkrétně se jednalo o 3 × 10 opakování v rychlostech 30, 60 a 90 °/s. Cvičení probíhalo 3× týdně do doby, než došlo ke zmírnění či odeznění bolesti. Podle výsledků došlo k odstranění svalové dysfunkce kvadricepsu při jeho excentrické kontrakci u 93 % pacientů. Tento protokol je v současné době stále používán u pacientů s nedostatečnou funkcí kvadricepsu.

U pacientů s patelofemorální dysfunkcí je z hlediska míry zatížení obecně dobré cvičit v rozmezí 0–50° v CKC, v OKC pak při 50–90° (Obrázek 13). Při anterior knee pain je pak vhodné nastavit vysokou úhlovou rychlost, kdy se zároveň snižuje kompresní tlak, který je vyvíjen na kloub, dochází k facilitaci lumbrikace kloubu synoviální tekutinou a podpoře optimální kinematické funkce kloubu.

Gadea et al. (2014) se zaměřili na pacienty po plastice LCA vykazující právě známky anterior knee pain. Jejich protokol byl stanoven na základě předchozího změření PT kvadricepsu, kterou následně použili jako výchozí bod rehabilitačního protokolu. Ten obsahoval jak cvičení koncentrické, tak i excentrické. Samotné cvičení probíhalo průměrně až do 25,7 měsíce od operace, časový údaj o počátečním sezení bohužel chybí – autoři jen udávají, že neproběhlo u každého pacienta ve stejném časovém odstupu od operace. Samotné cvičení probíhalo 2krát týdně po dobu 25 minut s 5minutovým rozcvičením. Dle výsledků stanovených pomocí International Knee Documentation Committee (IKDC) score (+28 bodů) a Vizuální analogové škály bolesti (-3,2 bodu) došlo ke snížení intenzity bolesti nezávisle na době trvání bolesti od počátečního měření. Jejich výsledky taktéž naznačují, že není patrná korelace mezi snížením intenzity bolesti a dobou, kdy je zahájeno IKC. Autoři se domnívají, že k regresi bolesti došlo vlivem posílení a zlepšení funkčního stavu kvadricepsu, která je velmi často u pacientů trpících bolestí kolene nalézána. Nedoporučují však zařazení IKC dříve než 4,5 měsíce po operaci. Podle Hazneci, Bulent (2005) vlivem IKC dojde u pacientů ke zmírnění intenzity bolesti i vlivem zlepšeného v proprioreceptivního vnímání. Dle Gadea et al. (2014) je ideální pacienta otestovat a při cvičení nastavit intenzitu odporu, která je rovna 75 % PT zdravé končetiny.



Obrázek 13. Graf vztahu míry působící kompresní síly na patelofemorální skloubení v rozmezí 0–90° flexe kolenního kloubu při otevřeném a uzavřeném kinematickém řetězci, oblast pod horizontální čarou reprezentuje „bezpečnou zónu“ (dostupné z <https://musculoskeletalkey.com/knee-rehabilitation-2/>)

6.6 IKC u pacientů se současnou osteoartrózou (OA)

Podle Barrata a kol. (1988) je u pacientů se současnou OA výhodnější preferovat cvičení v CKC, neboť na základě kvalitativní geometrické analýzy došel k závěru, že antagonistické svaly mají schopnost regulovat distrakční síly vyvolané akcí agonistů. Díky tomuto rozložení sil na povrchu kloubu pak nedochází k nadměrnému zatížení chrupavky, naopak působí protektivně vůči narušení její integrity. Miltner, Schneider, Graf, & Niethard (1997) se ve své studii zaměřili na vztah míry potenciálního poškození chrupavky a úhlové rychlosti. Došli k výsledkům, podle kterých je při OA lepší cvičit při úhlových rychlostech vyšších, tedy nad 180 °/s. Huang et al., 2003 ve své studii porovnávali účinek izokinetického, izometrického a izotonického cvičení u pacientů s OA, přičemž v léčbě bolesti se jako nejlepší dle jejich výsledků jeví cvičení izotonické. Ke zlepšení disability, rychlosti chůze a nárustu svalové síly pak naopak došlo u skupiny izokinetické. Autoři tedy navrhují u pacientů s OA trpícími akutní bolestí kloubu začít s izotonickým cvičením a IKC zařadit až při ústupu intenzity bolesti. Weng et al. (2009) ve své studii zkoumali vliv kombinace stretchingu a IKC u pacientů s osteoartrózou. Dle výsledků dochází ke zlepšení PT při zařazení statického stretchingu i PNF stretchingu, současně u pacientů po cvičení došlo vlivem inhibice na centrální úrovni ke svalové relaxaci mající pozitivní vliv na intenzitu bolesti. Největší zlepšení v rámci funkčního statusu bylo pozorováno u skupiny s PNF stretchingem. Zdá se tedy, že přidáním prvků PNF můžeme pozitivně podpořit výsledný efekt IKC.

6.7 Problematika dalších poranění kolene

O využití IKC u pacientů s dysfunkcí či plastikou LCP se literatura bohužel moc nezmiňuje. Stejně jako u pacientů s problematikou LCA je ale třeba pomýšlet na posteriorní tibiální translaci (PTT). Míra zatížení LCP v OKC roste od 30° flexe a je nejmarkantnější v rozmezí 60–100°, zároveň je však menší než při cvičení v CKC, kdy je LCP zatížen během celého ROM s maximem mezi 85°–105° flexe – jako bezpečnější se tedy jeví cvičení v OKC. Zejména v raném pooperačním období je bezpečné cvičení do extenze při flexi menší než 70°. Excentrické cvičení extenzorů by mělo být prováděno s opatrností především s mírou rostoucí flexe, kdy nejen dochází k většímu nároku na zamezení PTT ale i menšímu svalovému zapojení antagonistů. Cvičení v tomto režimu by tedy mělo být zařazeno až do pozdní fáze rehabilitace.

Studii týkající se problematikou izolovaného poranění kolaterálních vazů je pomálu a většina z nich poskytuje bližší pohled z hlediska relativně dlouhé doby od úrazu, konkrétně si autoři vybírají 8 let od úrazu. Většina z nich dochází k závěru, že u chronické léze kolaterálního vazů je při středních úhlových rychlostech pozorován deficit svalové síly kvadricepsu v rozmezí 10–13 % u kvadricepsu, výsledky bilaterální komparace svalové síly hamstringů byly téměř identické (Dvir, 2004).

V rámci menisků najdeme velmi mnoho prací zaměřených na posouzení efektu chirurgické léčby, především z období rozmachu artroskopických zákroků (ASK). Cílem izokinetického testování tedy bylo prokázat, zda je tento zákrok výhodný také co se svalové funkce a síly týče. Dle výsledků je po ASK u pacientů předpokládán (na rozdíl od flexorové skupiny) pokles svalové síly kvadricepsu (tedy Q/Q poměru). Jedná se však pouze o krátkodobý stav a nenastanou-li komplikace, je očekáván posun k optimálním hodnotám během 4.–8. pooperačního týdne (Davies, 1992).

Podle Koutras, Letsi, Papadopoulos, Gigis, & Pappas (2012) u pacientů po menisektomii není pozorován rozdíl ve výsledcích u skupiny cvičící podle izometrického a izokinetického protokolu. Chceme-li ale u pacientů s parciální menisektomií zařadit IKC, je dle autorů vhodné počkat v případě OKC do 3. pooperačního týdne, resp. do 4. týdne v případě CKC. U pacientů se suturou je pak IKC povoleno ve 4. pooperačním týdnu při izolované flexi/extenzi, CKC pak od 6. pooperačního týdne (Sanjuan, Puig, & Matas, 2018).

7 KAZUISTIKA

ANAMNÉZA

Jméno: I.H.

Věk: 30 let

Diagnóza: Poranění mnohočetných struktur levého kolene – parciální ruptura LCM, kompletní rupturu LCA, ruptura předního rohu laterálního menisku

Osobní: ruptura LCA pravého kolene (2009) řešena rekonstrukcí technikou BTB (podle pacientky je v současné době možné částečné selhání štěpu, kdy došlo k nekontrolovanému pohybu a při následné punkci byl přítomný hemartros), hypothyreóza

Rodinná: nevýznamná

Sociální: bydlí v bytě v 1. patře, svobodná

Pracovní: fyzioterapeutka

Sportovní: rekreačně běh, posilovací cvičení

Farmakologická: Euthyrox

Alergologická: neguje

Gynekologická: nevýznamná

Abúzus: alkohol příležitostně

Lateralita: pravačka

Nynější onemocnění: Pacientky před 7 měsíci utrpěla traumatické poranění levého kolene. K úrazu došlo při převážení betonového bloku na kolečku vlivem nekontrolovaného nárazu břemene na vnitřní stranu bérce se subjektivním pocitem subluxace česky směrem zevně. Následné MRI vyšetření prokázalo parciální rupturu LCM, kompletní rupturu LCA a rupturu předního rohu laterálního menisku. Situace byla ponechána bez operační intervence. První týden od úrazu dodržovala klidový režim, poté zátěž dle tolerance. Následně sama zařadila rehabilitační cvičení, zejména pak silový trénink.

Nyní při běžných činnostech neudává obtíže, pouze si stěžuje na bolest při nekontrolované rotaci, dopadu či odrazu. Bolest se taktéž objevuje při delším dynamickém zatížení kloubu, například po 4 km běhu. Subjektivně pacientka udává pocit oslabení svalů postižené dolní končetiny, především pak m. quadriceps femoris. V současné době se také pro nejistotu vyhýbá sportům, které vyžadují změny směru

(badminton). Pravidelně však rehabilituje, zejména zařazuje cvičení pro zlepšení stability kloubu a posílení m. quadriceps femoris levé dolní končetiny.

KINEZILOGICKÝ ROZBOR A VYŠETŘENÍ ze dne 4.4.2022

ASPEKCE

STOJ: pánev vodorovná, popliteální rýhy symetrické, dolní končetiny v mírné zevní rotaci, levé koleno oproti pravému ve valgózním postavení, hlezenní klouby v mírně valgózním postavení, tajle větší vpravo, ramena ve stejné výšce, hlava v mírném předsunu, břišní stěna pevná, postavení patel symetrické, umbilicus tažen vzhůru, lehce protrakční postavení ramenních pletenců

BĚH: tělo ve střední rovině, pánev v mírně zvětšené antevertzi, bez poklesu, dopad na patu a zevní hranu plosky, kotníky ve valgózním postavení, obě dolní končetiny v mírné zevní rotaci, levé koleno má tendenci stáčet se do valgózního postavení, krok symetrický o užší bázi, kratší letová fáze, vyšší kadence kroků

DŘEP: stabilní, pánev v rovině, paty udrží na zemi, kolena bez vychýlení od střední osy

Shrnutí: valgózní postavení hlezenních kloubů, levé koleno v mírně valgózním postavení, při běhu dochází k většímu zatížení zevní hrany plosky a dopadu na patu, čemuž odpovídá i opotřebení podrážky bot pro chůzi

STOJ NA PRAVÉ DOLNÍ KONČETINĚ: dochází k vychýlení trupu, nutná kompenzace horními končetinami, mírná hra šlach, po nalezení stabilní pozice dokáže udržet i po dobu 20 s se zavřenýma očima

STOJ NA LEVÉ DOLNÍ KONČETINĚ: oproti pravé končetině zhoršen, výraznější titubace, lehký svalový třes stojné končetiny, výraznější hra šlach, po nalezení stabilní pozice také udrží po 20 s se zavřenýma očima, jsou však patrné výraznější titubace s vychýlením trupu a zapojením horních končetin

STOJ NA 2 VAHÁCH:

Tabulka 6. Výsledné hodnoty naměřené při stoji na 2 vahách

Pravá dolní končetina (kg)	Levá dolní končetina (kg)
35	34

Shrnutí: stoj na 1 dolní končetině zhoršen bilaterálně, více však na levé dolní končetině, kde je přítomen i mírný svalový třes dolní končetiny, stoj zvládá i se zavřenýma očima, dochází však k výraznějším titubacím

PALPACE: pohyblivost pately levého kolenního kloubu omezena kraniokaudálním směrem, obě kolena bez výpotku, oblast kloubní štěrbiny bilaterálně nebolestivá, pohyb bez krepitace

TESTY NA VNITŘNÍ STRUKTURY:

1. LCA (hodnoceno bilaterálně): Přední zásuvkový test pozitivní vlevo, Lachmanův test pozitivní vlevo, větší volnost je však patrna i vpravo
2. Menisky (hodnoceno unilaterálně): McMurray negativní
3. LCM (hodnoceno unilaterálně): abdukční test v plné extenzi i při 30° flexe negativní

ANTROPOMETRIE

Tabulka 7. Naměřené hodnoty antropometrického měření

Měřená vzdálenost	Pravá dolní končetina (cm)	Levá dolní končetina (cm)
Obvod stehna: 10 cm nad horním okrajem pately	45	46

Pokračování Tabulky 7		
Obvod stehna: těsně nad kolenem	42	43
Obvod přes kolenní kloub (středem pately)	38	38
Délka dolní končetiny: Anatomická	87	86
Délka dolní končetiny: Umbilikomaleolární	98	98
Délka dolní končetiny: Funkční	94	94

GONIOMETRIE

Tabulka 8. Hodnoty rozsahů pohybu měřené goniometrem a zapsané metodou SFTR

Kloub	Norma	Pravá dolní končetina	Levá dolní končetina
Kyčelní	Flexe: 120°–135° Extenze: 10°–30°	S _a : 110–0–30	S _a : 115–0–30
Kolenní	Flexe: 125°–160° Extenze: 0°–10°	S _a : 140–0–0 S _p : 140–0–0	S _a : 130–0–5 S _p : 135–0–10
Hlezenní	Dorzální flexe: 10°–30° Plantární flexe: 45°–50°	S _a : 30–0–50	S _a : 30–0–40

Norma byla stanovena na základě hodnot dle Goniometrie (Janda & Pavlů, 1993).

ZKRÁCENÉ SVALY:

Tabulka 9. Hodnoty svalového zkrácení

Sval/svalová skupina	Pravá dolní končetina	Levá dolní končetina
m. rectus femoris	0	0
Hamstringy	1	1
m. iliopsoas	1	0
m. tensor fasciae latae	0	0
m. triceps surae	0	0

Vysvětlivky: 0 – nejde o zkrácení; 1 – malé zkrácení

Shrnutí: obvod levého stehna v obou měřených místech větší, což může být způsobeno dominancí končetin (pacientka udává, že „vždy měla silnější levou končetinu“), současně lze uvažovat o efektu jednostranně zaměřeného cvičení (tato problematika bude podrobněji popsána v kapitole Diskuse), omezený pohyb pately levého kolenního kloubu kraniokaudálním směrem, Lachman pozitivní vlevo, pravý kolenní kloub je však z hlediska anteriotibiálního posunu také volnější, hyperextenze levého kolene, bilaterálně zkráceny hamstringy, vpravo i m. iliopsoas

VYŠETŘENÍ HLUBOKÉHO ČITÍ:

Tabulka 10. Vyšetření hlubokého čití dolních končetin

Vyšetřovaná modalita	Pravá dolní končetina	Levá dolní končetina
Kinestézie	V normě	V normě
Statestézie	V normě	V normě
Vibrační čití	V normě	V normě

ORIENTAČNÍ VYŠETŘENÍ SVALOVÉ SÍLY (podle Svalového testu dle Jandy, bez fixace):

Tabulka 11. Naměřené hodnoty při vyšetření svalové síly dolních končetin dle Svalového testu dle Jandy

Vyšetřovaný pohyb	Pravá dolní končetina (stupeň)	Levá dolní končetina (stupeň)
Flexe kyčelního kloubu	5	5
Extenze kyčelního kloubu	5	5
Flexe kolenního kloubu	5	5
Extenze kolenního kloubu	5	5
Dorzální flexe hlezenního kloubu	5	5
Plantární flexe hlezenního kloubu	5	5

Vysvětlivky: 5 – pacient je schopen překonat při plném rozsahu pohybu značný vnější odpor

MAXIMÁLNÍ IZOMETRICKÁ SÍLA

a) měřena pomocí ručního dynamometru:

Extenzorová skupina měřena v sedu při 90° flexi kolenního kloubu:

Tabulka 12. Hodnoty maximální izometrické síly extenzorů kolenního kloubu měřené pomocí ručního dynamometru a přepočtené na maximální moment síly

Pokus	Pravá dolní končetina (Nm)	Levá dolní končetina (Nm)
1	108,8	81,28
2	104,4	79,04
3	106,24	95,36

Vypočtené hodnoty z Tabulky 12:

Průměr pravá dolní končetina: 106,64 Nm

Průměr levá dolní končetina: 85,23 Nm

Leg Symmetry Index: 79,91 %

Flexorová skupina měřena v leže na břiše při plné extenzi kolene:

Tabulka 13. Hodnoty maximální izometrické síly flexorů kolenního kloubu měřené pomocí ručního dynamometru a přepočtené na maximální moment síly

Pokus	Pravá dolní končetina (Nm)	Levá dolní končetina (Nm)
1	64	51,2
2	76	52,16
3	62,72	42,56

Vypočtené hodnoty z Tabulky 13:

Průměr pravá dolní končetina: 67,57 Nm

Průměr levá dolní končetina: 48,64 Nm

Leg Symmetry Index: 71,98 %

b) měřena na izokinetickém dynamometru

Otevřený řetězec, měřeno v 90° flexi kolenního kloubu v časovém rozmezí 5 s:

Tabulka 14. Naměřené hodnoty maximálního momentu síly svalů dolních končetin měřené na izokinetickém dynamometru v otevřeném kinematickém řetězci při izometrickém režimu

Svalová skupina	Pravá dolní končetina (Nm)	Levá dolní končetina (Nm)	Leg symmetry index (%)
Extenzory	176	184,2	104
Flexory	104,7	89	85

Uzavřený řetězec formou „legpress“, měřeno v 90° flexi kolenního kloubu v časovém rozmezí 5 s:

Tabulka 15. Naměřené hodnoty maximální izometrické síly extenzorů kolenního kloubu měřené na izokinetickém dynamometru v uzavřeném kinematickém řetězci

Extenzory celkem	1877 N
Extenzory pravá dolní končetiny	931 N
Extenzory levá dolní končetina	946 N
Leg symmetry index (%)	101,6

IZOKINETICKÉ MĚŘENÍ:

- a) **Otevřený řetězec:** sed, opěrka nastavena na 75°, pro stabilizaci trupu, pánve a ramen byly použity fixační pásy a ramenní opěrky, pro stabilizaci horní poloviny těla se pacientka přidržovala madel umístěných po boku sedadla, měření bylo podpořeno možností vizuálně sledovat křivku pohybu

Tabulka 16. Naměřené hodnoty maximálních momentů sil při izokinetickém měření v otevřeném řetězci

Rychlost (°)	Režim	PT _{EX} LDK (Nm)	PT _{FL} LDK (Nm)	PT _{EX} PDK (Nm)	PT _{FL} PDK (Nm)
60	Koncentrický	164,3	71	185	80
180	Koncentrický	124,2	67,5	129,5	70,2
60	Excentrický	236,3	98,3	275,7	107,7

Vysvětlivky: PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina; FL – flexory; EX – extenzory, PT – maximální moment síly

Stanovení H/Q poměrů z výsledných hodnot:

Tabulka 17. Vypočtené hodnoty H/Q poměrů (maximální moment síly hamstringů ÷ maximální moment síly kvadricepsu) z výsledných hodnot izokinetického testování

H/Q poměr	Výsledná hodnota PDK (%)	Výsledná hodnota LDK (%)
H/Q _{KON} (FL _{con} /EX _{con} , při 60°/s)	43,2	43,2
H/Q _{KON} (FL _{con} /EX _{con} , při 180°/s)	54,2	54,3
H/Q _{FUN} (FL _{con} /EX _{ecc} , při 60°/s)	29	30
H/Q _{FUN} (FL _{ecc} /EX _{con} , při 60°/s)	58,2	59,8

Vysvětlivky: FL – flexory; EX – extenzory; ecc – excentrický režim; con – koncentrický režim; PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina; H/Q_{KON} – konvenční poměr; H/Q_{FUN} – funkční poměr

- b) **Uzavřený řetězec formou „legpress“:** sed, opěrka pod úhlem 75°, plantární flexe 15°, pod kolenními jamkami byl umístěn podpůrný válec k zabránění nežádoucí hyperextenze kolen, pro stabilizaci trupu, pánve a ramen byly použity fixační pásy a ramenní opěrky, pro další stabilizaci horní poloviny těla se pacientka přidržovala madel umístěných po boku sedadla

Tabulka 18. Naměřené hodnoty maximální síly svalů dolních končetin při izokinetickém testování v uzavřeném řetězci

Rychlost (mm/s)	Pohyb	Max. síla FL _{celkem} (N)	Max. síla EX _{celkem} (N)	Max. síla EX _{pravá} (N)	Max. síla EX _{levá} (N)	Max. síla FL _{pravá} (N)	Max. síla FL _{levá} (N)
400	Extenze	854	2085	1073	1014	427	430
800	Extenze	845	1715	858	858	430	420
200	Flexe	3437	1939	904	1037	1677	1771
400	Flexe	3253	2247	1078	1169	1605	1648

Vysvětlivky: PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina; FL – flexory; EX – extenzory

Shrnutí: z hlediska porovnání síly končetin byly při měření ručním dynamometrem pozorovány výrazné asymetrie v izometrické síle, kdy se levá dolní končetina jevila jako výrazně slabší, při měření na izokinetickém dynamometru byla naopak slabší extenzorová skupina vpravo, hodnoty H/Q_{KON} i H/Q_{FUN} při porovnání s normami byly bilaterálně nedostatečné, pacientka se tedy v současné chvíli řadí do skupiny potenciálně ohrožené zraněním

DYNAMICKÉ TESTY:

1. Hop Tests:

Tabulka 19. Naměřené hodnoty při různých modifikacích Hop Tests

Prováděný test	Pravá dolní končetina	Levá dolní končetina	Leg symmetry Index (%)
Single Leg	1,2 m	1,04 m	86,7
Single Leg Triple Hop	4,2 m	3,95 m	94,0
Single Leg Triple Cross Over Hop	4,35 m	3,9 m	89,0
6 Meter Timed Hop	2,304 s	2,65 s	88,0

Při porovnání s doporučenými hodnotami Leg Symmetry Index pro Hop Tests nespadá pacientka do rizikové skupiny.

2. Y–Balance test:

Tabulka 20. Naměřené hodnoty při Y–Balance testu

Měřený směr	Maximální dosah PDK (cm)	Maximální dosah LDK (cm)
Anterior Reach	66	68
Posterior Lateral Reach	99	103
Posterior Medial Reach	99	102

Vysvětlivky: PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina

Při porovnání s tabulkovými hodnotami je z hlediska LSI asymetrie pouze z hlediska posteriorního dosahu, a to jen v té nejmenší možné hranici (4 cm).

IKDC SCORE: $78/87 = 89,7 \%$

Shrnutí: všechny testy týkající se skoků jsou lepší na pravé dolní končetině, (lze však uvažovat o tom, že se jedná o dominantně fázickou končetinu), Y–balance do všech směrů horší vpravo

Výsledné shrnutí vyšetření: Lachman pozitivní vlevo, pravý kolenní kloub je však z hlediska anteriotibiálního posunu také volnější, hyperextenze levého kolene, omezený pohyb pately levého kolenního kloubu kraniokaudálním směrem, bilaterálně zkráceny hamstringy, stoj na 1 dolní končetině zhoršen bilaterálně, při měření ručním dynamometrem pozorovány výrazné asymetrie v izometrické síle, kdy se levá dolní končetina jevila jako výrazně slabší, při měření na izokinetickém dynamometru byla naopak slabší extenzorová skupina vpravo, hodnoty H/Q_{KON} i H/Q_{FUN} bilaterálně nedostatečné, subjektivně v rámci levé dolní končetiny pocíťována nejistota při dopadech či změnách směru spojených se sportovními aktivitami, a dále také pacientka udává pocit oslabení extenzorové skupiny levého kolenního kloubu

KRÁTKODOBÝ REHABILITAČNÍ PLÁN:

- Mobilizace pately
- Protahení zkrácených svalů
- Cvičení pro zlepšení stability
- Plyometrický trénink
- Posílení stehenních svalů

DLOUHODOBÝ REHABILITAČNÍ PLÁN:

- Optimalizace H/Q poměrů
- Konzultace s ortopedem o možném ortotickém vybavení
- Bezpečný návrat k dřívějším sportovním aktivitám

Krátkodobý i dlouhodobý rehabilitační plán bude podrobněji popsán v kapitole Diskuse.

8 DISKUSE

Kolenní kloub je z hlediska incidence nejčastěji traumaticky zasaženým kloubem lidského těla a tvoří až 41 % sportovních úrazů (Sancheti, Razi, Ramanathan, & Yung, 2010), zejména z tohoto důvodu většinu pacientů tvoří výkonnostní či rekreačně sportující jedinci ve věkovém rozmezí 15–44 let, tedy lidé, u kterých je předpoklad, že ve sportovních aktivitách budou chtít pokračovat i v budoucnu. Samotnému poranění často předchází nekoordinovaný pohyb spojený se zvýšenými nároky na dynamické stabilizátory, kdy jejich neoptimální zapojení může vést k poranění právě intraartikulárních struktur kolene. Z hlediska prevence je tedy optimální svalová souhra, v našem případě stehenního svalstva, jeden z hlavních cílů cvičení či terapie, zejména zhodnotíme-li rizikové faktory, které jsme schopni ovlivnit (Carvalho, Brown, & Abade, 2016; Croisier, Ganteaume, Binet, Genty, & Ferret, 2008; Fousekis, Tsepis, Poulmedis, Athanasopoulos, & Vagenas, 2011; Mayer & Smékal, 2004). Pro optimální zapojení svalového aparátu je však nutné splnit předpoklad toho, že samotný sval má potenciál vyvinout dostatečně silnou svalovou kontrakci. Při hodnocení míry svalové síly či kvality svalové kontrakce se v klinické praxi nejčastěji setkáme s manuálním měřením, konkrétně podle Svalového testu dle Jandy, který je však primárně určen pro periferní parézy (Janda, 1995). Proto v případě, kdy u pacienta není přítomna výraznější svalová hypotrofie, není možné případnou neoptimální svalovou sílu či dysbalanci odhalit, a to i v případě, že u jedince došlo vlivem imobilizace k omezení pohybové činnosti, zejména bavíme-li se o mladých aktivních jedincích. V rámci škály hodnocení 0–5 se tedy budeme u běžné populace pohybovat v rozmezí maxima, což nám nedává možnost kvantifikace potenciálního zlepšení vlivem rehabilitačního procesu. Pro získání konkrétních čísel lze poté využít měření ručním dynamometrem, zde je však třeba pomýšlet na potřebu dostatečné fixace a následného přepočtu výsledných hodnot na základě délky ramene páky, které jsou pro získání reliabilních dat nezbytné. Díky ruční dynamometrii tedy získáme informace o maximální síle izometrické kontrakce, kterou je sval v čase schopen vyvinout (Almeida, Albano, & Melo, 2019; Muff et al., 2016). Následně máme možnost bilaterální komparace svalů či svalových skupin, která nám poskytne bližší pohled na případné dysbalance či silový úbytek (Stastny et al., 2018). Chceme-li svalovou funkci zhodnotit i z hlediska dynamické kontrakce, je poté na místě využít izokinetický dynamometr, jenž nám umožní sofistikované stanovení momentálního stavu svalového aparátu z hlediska izometrické, koncentrické i excentrické kontrakce (Brown, 2000; Davies et al., 2018).

Z následné analýzy dat máme možnost získat komplexní obraz stavu jedince z pohledu silových možností jeho svalového aparátu (Dvir, 2004).

Záměrem této práce však primárně nebylo zaměřit se pouze na využití izokinetiky při testování silového potenciálu stehenních svalů spojeného s prevencí, ale i možnosti jejího využití v rehabilitační péči, kde je v porovnání s testováním prozatím upozaděna. Při procházení literatury a studií lze však konstatovat, že na pozitivním vlivu IKC se shoduje stále více autorů (Eustace, Page, & Greig, 2019; Poľanský, 2005; Ruas, Pinto, Haff, Lima, & Brown, 2019). Tento poznatek se v této práci bohužel z časových důvodů nepodařilo ověřit v praxi, proto bude dále v textu alespoň navržen cvičební plán na základě proběhlého izokinetického měření.

Jeden z možných limitujících faktorů pro užití izokinetiky v rámci rehabilitace je skutečnost, že v současné době není stanoven jednotný protokol pro měření ani pro cvičení, a to jak pro kolenní kloub „zdravý“, tak traumaticky zasažený, což může činit obtíže či pochybnosti při volbě parametrů. Dvir (2004) proto navrhuje mít univerzální testovací protokol, který by byl ze zdravotního hlediska aplikovatelný u většiny pacientů/probandů a zároveň by obsahoval veškeré náležitosti nutné pro získání všech důležitých dat. Před samotným sestavením testovacího i následného cvičebního protokolu se však doporučuje mít orientační přehled o zákonitostech volených parametrů ve vztahu ke zdravotnímu stavu jedince a hodnotám, jež chceme měřením získat či zlepšit při cvičení. Zároveň je třeba nastavit parametry přístroje a zajistit optimální fixaci vyšetřované osoby, což může být zejména při seznamování s dynamometrem časově náročnější. Následná analýza dat už je však při použití externího softwaru, který bývá součástí přístroje, rychlá a přesná.

Pro vytížení maxima z potenciálu izokinetického dynamometru, s ohledem na jeho pořizovací cenu a skupinu primárně ohroženou poraněním kolene lze uvažovat primárně o spolupráci sportovně–rehabilitační, zejména ve smyslu testování sportovních klubů či organizací s následným kompenzačním či pórůrazovým cvičením za přítomnosti fyzioterapeutů. Pro kazuistiku jsme si i z tohoto důvodu vybrali mladou aktivně–rekreačně sportující pacientku, která nemá v rámci aktivit běžného života potíže, ale je limitována při činnostech sportovních.

Svalovou sílu extenzorového a flexorového aparátu jsme pro možnost porovnání hodnot naměřených různými metodami stanovovali pomocí Svalového testu, ruční dynamometrie a izokinetické dynamometrie. Dále se pacientka podrobila dynamickým testům a orientačnímu zhodnocení stability, které nám v součtu poskytly bližší pohled na

funkční stav poraněné končetiny s cílem stanovit rozhodnutí, zdali je pro pacientku návrat ke všem sportovním činnostem, kterým se nyní vyhýbá, v současné době z hlediska poraněné končetiny bezpečný.

Při posuzování aktuální kondice postiženého segmentu se v praxi nejčastěji setkáme s zhodnocením na základě stanovení symetrie obou končetin, tedy LSI (Harris et al., 2014; Nagai, Schilaty, Laskowski, & Hewett, 2020). V literatuře se názory na jeho optimální hodnotu různí, většina se ale shoduje na tom, že by měl činit alespoň 85 %, optimálně poté 90 % a více (Palmieri-Smith & Lepley, 2015). Tento ukazatel bývá některými autory kritizován pro možný úpadek funkce i zdravé končetiny vlivem omezení pohybových aktivit z důvodu imobilizace způsobené zraněním, či naopak paradoxním zlepšením výsledků postižené končetiny na základě jednostranně zaměřeného cvičení (Kyritsis, Bahr, Landreau, Miladi, & Witvrouw, 2016; Palmieri-Smith & Lepley, 2015; Undheim et al., 2015). O těchto poznatcích lze uvažovat i u naší pacientky, kdy u tzv. Hop testů se sice levá dolní končetina jevila ve všech modifikacích jako horší, z hlediska symetrie by však splňovala kritéria pro bezpečný návrat, což zcela nekoreluje se subjektivním pocitem pacientky, kdy je z anamnézy patrné, že má zejména při dopadech a odrazech pocit nejistoty. Je tedy otázkou, zdali nedošlo i k útlumu pravé dolní končetiny, u které je také třeba pomýšlet na předešlé poranění LCA s potenciálně uvolněním štěpem.

Naopak v Y–balance testu dosahovala levá končetina dokonce lepších výsledků ve všech třech směrech. Tato skutečnost však mohla být způsobena právě efektem jednostranně zaměřeného cvičení, jenž by vyplýval z trénování specifického pohybu velmi podobnému tomu, který je při testu vykonáván a pacientka jej zařazuje do pravidelného cvičení levé dolní končetiny. Na podkladě výsledků těchto testů by byl tedy nyní návrat ke sportu bezpečný.

Při zhodnocení svalové síly dle Svalového testu nebyla pozorována patologie, je však třeba zmínit, že testování neprobíhalo za předepsané fixace. Pro stanovení maximální síly izometrické kontrakce byl následně použit ruční dynamometr Lafayette (model 01165, Lafayette Instrument Co, Lafayette, IN, USA) s reliabilitou v rozmezí 0.87–0.97 pro flexory a 0.52–0.92 (Chamorro, Armijo-Olivo, de la Fuente, Fuentes, & Javier Chiroso, 2017) pro extenzory kolenního kloubu. Na základě výpočtu LSI byl pozorován deficit jak extenzorové, tak flexorové skupiny levé dolní končetiny. Je však nutno pomýšlet na chybu měření z nedostatečné fixace a nepříjemný až algický vjem z konstrukce dynamometru, kdy oba tyto faktory činí výsledné hodnoty potenciálně ne

zcela vypovídajícími. Vyšetření izokinetickým dynamometrem probíhalo na přístroji IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Německo) s reliabilitou 0,9–0,98 (Dirnberger, Wiesinger, Kösters, & Müller, 2012). Z hlediska bilaterální symetrie maximální síly izometrické kontrakce se při porovnání výsledků pohybujeme v mezích normy, je ale dobré upozornit, že extenzorová skupina levé dolní končetiny dosahovala lepších výsledků v rámci CKC i OKC, což opět neodpovídá subjektivnímu vnímání pacientky, která pociťuje celkové oslabení právě levé extenzorové skupiny. Co se flexorů týče, jsou hodnoty bilaterální symetrie maximální izometrické síly ještě v mezích optima, z hlediska prevence by ale bylo dle mého názoru na místě pomýšlet na zvýšení jejich svalové síly zejména s ohledem na H/Q poměry.

Po komparaci výsledků obou metod měření, tedy ručního a izokinetického dynamometru, docházíme ke značně rozdílným hodnotám. Vzhledem k neoptimálním podmínkám při měření za pomoci ručního dynamometru je otázkou, do jaké míry lze považovat právě tyto hodnoty za spolehlivé. Proto pro zhodnocení maximální izometrické síly proto budu vycházet z hodnot získaných při měření na izokinetickém dynamometru, které jsou stejně jako výsledky dynamických testů také v mezích optima. Vezmeme-li tedy v úvahu hodnocení dle LSI, je pro naši pacientku opětovný návrat ke všem sportovním činnostem relativně bezpečný.

Podíváme-li se však na tuto problematiku z hlediska H/Q poměrů, je patrné, že vzájemná souhra extenzorů a flexorů kolenního kloubu není optimální a ukazuje na zvýšené riziko poranění. Nedostatečné hodnoty pozorujeme zejména v rámci H/Q_{KON} (FL_{con}/EX_{con}), který reprezentuje svalovou v našem případě dysbalanci, zároveň však reprezentuje nereálnou situaci simultánní koncentrické kontrakce flexorů i extenzorů. Z hlediska funkčního pohybu je tedy otázkou, do jaké míry je pro nás tato hodnota výpovědní. Oproti tomu klasický H/Q_{FUN} se již blížil mezní hodnotě, ani na jedné dolní končetině však nedosahoval dostačující hodnoty 0,7 pro úhlovou rychlost $60^\circ/s$ (Houweling, Head, & Hamzeh, 2009). Při stanovení obráceného H/Q_{FUN} (FL_{con}/EX_{ecc}) reflektující situaci dopadu či rychlé změny směru, dosahovaly hodnoty oproti alespoň přijatelnému minimu zhruba poloviny. Z tohoto hlediska se tedy jeví na místě stanovit i obrácený H/Q_{FUN} , jak upozorňuje Aagaard et al. (1998). A to i z toho důvodu, že k nekontaktnímu poranění kolene dochází právě v těchto situacích.

Na základě výše zmíněných poznatků lze uvažovat o tom, že je v praxi dobré pomýšlet nejen na bilaterální symetrii, ale i unilaterální porovnání se současným zakomponováním subjektivního vnímání pacienta. Zároveň se jeví jako vhodné měřit

svalovou sílu nejen z hlediska izometrické síly, ale také sval zatížit dynamickou kontrakcí, která je nedílnou součástí běžného života.

Díky izokinetickému testování tedy získáme přesné informace o charakteru případné patologie s následnou možností izolovaného a selektivní cvičení zaměřeného právě na tento nedostatek. Naši pacientku jsme otestovali dle protokolu Muff et al. (2016), kterému předcházelo rozcvičení a zkušební pokusy pro familiarizaci s přístrojem. Odporová podložka tvořící rameno páky byla umístěna ≈ 2 cm nad malleolus medialis, což neodpovídalo opatřením, která pro dysfunkční LCA doporučují umístit podložku více proximálně, pacientka však neudávala negativní pocity ve smyslu obavy z možné luxace. Lze tedy uvažovat o tom, že toto opatření je potřeba dodržet jen do určitého časového odstupu od traumatu či operačního zákroku. Tento poznatek se nám však v literatuře nepodařilo dohledat, proto doporučujeme v praxi opatření dodržet. Rozsah pohybu byl nastaven na 10° – 90° flexe (0° = plná extenze) v recipročním režimu v posloupnosti extenze–flexe. V souvislosti s tímto je třeba zmínit, že chceme-li porovnávat výsledné hodnoty s doporučovanými optimálními hodnotami, je nutno brát v úvahu to, že při měření lze nastavit i režim ne–reciproční (ve smyslu aktivní pohyb–pasivní návrat do výchozí pozice), u kterého lze pozorovat rozdíly v dosažených hodnotách. Konkrétně bývají měřeny nižší hodnoty PT extenzorů a vyšší hodnoty PT flexorů, manifestující se především ve vyšších rychlostech (Bliss & Dekerle, 2019). Samotný test dle zmíněného protokolu neobsahoval excentrickou kontrakci při úhlové rychlosti $180^{\circ}/s$. Pro celistvost obrazu funkčního stavu končetiny by také bylo možná vhodné do testovacího protokolu zařadit i ji, s cílem zjistit, zda se zvyšující se úhlovou rychlostí dochází i k doporučovanému nárůstu hodnot H/Q_{FUN} . Současně by bylo dle mého názoru vhodné zařadit i kontrakci koncentrickou ve vyšší rychlosti, kterou bych na základě dostupných protokolů využívaných v praxi nastavila na $240^{\circ}/s$.

Při celkovém zhodnocení výsledků vyšetření pacientky se tedy jeví jako největší problém unilaterální asymetrie stehenních svalů obou dolních končetin a dále poté stabilita v situacích, kdy je nucena spoléhat pouze na jednu končetinu, a to jak při statické činnosti, tak dynamické (skoky, dopady). Z tohoto důvodu bych nyní v rámci rehabilitace volila cvičení obou dolních končetin s cílem zlepšit vzájemnou svalovou souhru extenzorové a flexorové skupiny s jejich současným posílením a cvičení na zlepšení stability, které by v součtu měly vést k optimalizaci funkčního stavu obou končetin charakterizovaného úpravou H/Q poměrů a zmírnění pocitů nejistoty s následnou možností zařazení všech dřívějších sportovních aktivit.

Pro podpoření stability se nabízí balanční cvičení s využitím labilních plošin konkrétně například Airex, Bosu Balance Trainer či Posturomed, kdy konkrétní pomůcku bych volila dle toho, jak by pacientka cvičení zvládala. Nejdříve bych zařadila stoj na obou dolních končetinách, u kterého lze s ohledem na aktuální stav vyšetřované však předpokládat, že by nečinilo problém, proto bych zařadila ztížení ve formě stoje na končetině jedné. Nejdříve při otevřených očích, poté bez zrakové kontroly. Další modifikací by mohl být dřep či výpad. Z hlediska zlepšení dynamické stabilizační funkce bych poté zařadila plyometrický trénink ve formě skoků či pohybů vyžadujících náhlé změny směru. Možná by se dalo uvažovat i o přidání zátěže/závaží pro horní končetiny vzhledem k tomu, že se pacientka před poraněním věnovala badmintonu. Ve spojitosti se sportovními aktivitami by dle mého názoru byla vhodná i konzultace s ortopedem o možném využití ortézy. Současně by se na základě postavení hlezenních kloubů dalo doporučit i přesné zhodnocení nožní klenby a následné potenciální vyhotovení ortopedických stélek.

V rámci samotného izokinetického tréninku bych kromě koncentrické kontrakce jak flexorů, tak extenzorů při střední až pomalé rychlosti dle tolerance pacientky zařadila cvičení excentrické kontrakce extenzorů a koncentrické cvičení flexorů při střední rychlosti, která by z hlediska funkce nejvíce odpovídala změnám směru, odrazům a dopadům a jeví se subjektivně i objektivně v současné chvíli jako nejproblematictější.

Pro podpoření dosažení cíleného efektu cvičení by se dle mého názoru dalo uvažovat o následném omezení nastavovaného ROM na oblast blízkou plné extenzi, která by simulovala problematický pohyb. Tento specifický pohyb bych nejdříve vložila na úvod cvičení, s postupem času bych ho však zacílila na konec cvičební jednotky pro podpoření stabilizační funkce svalů při této situaci i pod vlivem únavy, která taktéž může přispívat k riziku poranění. Pro zrychlení reakční doby nutné pro vyvinutí svalové kontrakce by se také dala zařadit izometrická preaktivace agonisty s následnou dynamickou kontrakcí antagonisty reprezentující náhlou změnu směru v sagitální rovině. Jakmile by pacientka toto zvládala, situace by se ztížila z izometrie na dynamickou kontrakci v posloupnosti od pomalejší rychlosti směrem k rychlostem vyšším.

K úpravě samotných H/Q poměrů bych pro flexorovou skupinu v současné chvíli preferovala trénink v otevřeném řetězci, kde dochází k jejich většímu zapojení. Pro jejich optimální funkci by však na základě vyšetření zkrácených svalů bylo vhodné do terapie zakomponovat i jejich protažení, například vleže na zádech s přitažením končetiny směrem k hlavě, kdy by pacientka mohla regulovat tah pomocí ručnicku či jiné nepružné

tkaniny. K zacílení cvičení na navýšení PT by se nabízelo provést VSRP ve střední rychlosti se selektivním vymezením ROM na přibližně 30°–70°, kde k PT nejčastěji dochází, a následně cvičení ztížit na celý ROM i při rychlostech pomalejších. Z hlediska funkce extenzorové skupiny se jako neoptimální jevil čas nutný k dosažení PT v rámci izometrické kontrakce, kdy byla reakční doba extenzorové skupiny levé dolní končetiny zhruba o 2/3 pomalejší, z tohoto důvodu bych také zařadila koncentrickou kontrakci flexorové skupiny v pomalé či střední rychlosti s následnou změnou do kontrakce izometrické extenzorů či provedení VSRP zacílený na počátek ROM s postupně zvyšující se rychlostí. Jelikož u naší pacientky nebyly pozorovány při cvičení na „legpressu“ asymetrie levé a pravé dolní končetiny, pro zapojení více svalových skupin a simulaci více funkčního pohybu bych využila i cvičení v CKC. Využití „legpressu“ však vyžaduje zvážení v případě, že je patrná bilaterální svalová asymetrie, aby cvičení neprobíhalo i při této patologii, zejména v případě, kdy není možnost zpětné vazby o tom, do jaké míry se končetiny zapojují jednotlivě, například pokud by chtěl pacient/proband cvičit v rámci posilovny, ve kterých se tento stroj hojně vyskytuje.

Závěrem je dle mého názoru na místě konstatovat, že izokinetika má z hlediska prevence poranění potenciál, který by mohl zabránit nejméně jednomu omezení či v horším případě ukončení sportovní kariéry, byť jen té rekreační. A v případě, kdy je již pozdě na to nešťěstí zabránit, stojí za vyzkoušení využít jeho možností i při následné rehabilitační péči, kde by při vzájemné spolupráci pacienta, fyzioterapeuta i dynamometru mohl na základě výsledků studií rehabilitační proces zkvalitnit či urychlit. Tato tvrzení však zatím nejsou dostatečně podložena, a proto na ně nelze zcela spoléhat. Z mého úhlu pohledu by se však jednalo minimálně o zpestření terapie s možností zpětné vazby jak vizuální ve formě křivky pohybu, tak z hlediska progresu na základě výsledných hodnot.

9 ZÁVĚR

Kolenní kloub je z hlediska incidence jeden z nejvíce ohrožených úrazem. Pro zamezení nefyziologickému pohybu je důležitá souhra jak statických, tak dynamických stabilizátorů. K samotnému poranění nejčastěji dochází během sportovních aktivit při náhlých změnách směru či dopadech. Mezi nejčastěji zasažené struktury patří vazy, zejména LCA, a dále menisky.

Izokinetická dynamometrie je v souvislosti s hodnocením svalové síly považována za přesnou a spolehlivou metodu měření. Extenzorový a flexorový aparát kolenního kloubu se řadí mezi nejfrekventovaněji testované svalové skupiny. Při analýze výsledných dat je v praxi nejčastěji používána hodnota maximálního momentu síly (PT, Nm). Na základě porovnání hodnot PT stehenních svalů je stanoven H/Q poměr, který je ukazatelem jejich vzájemné souhry. Neoptimální hodnoty jsou považovány za rizikový faktor pro vznik možného poranění a v rámci prevence by mělo být snahou tuto dysbalanci optimalizovat. Tuto neoptimální souhru jsme také pozorovali u naší pacientky s následným navržením rehabilitačního plánu.

Využití izokinetického dynamometru v rámci cvičení je v současné době v porovnání s testováním méně časté. Z hlediska rehabilitace poúrazových stavů lze však na základě studií uvažovat o jeho pozitivním efektu. Chceme-li ho zařadit do terapie, je nutné dodržet určitá opatření pro zajištění bezpečnosti pacienta. Při sestavování cvičebního i testovacího protokolu je možno vybírat z několika parametrů, mezi které patří volba řetězce, úhlová rychlost, režim kontrakce a počet sérií i opakování, díky kterým lze především cvičení uzpůsobit aktuálnímu zdravotnímu stavu jedince.

10 SOUHRN

Tato bakalářská práce poskytuje shrnutí poznatků týkajících se izokinetiky primárně ve vztahu ke kolennímu kloubu. Jejím cílem bylo popsat využití izokinetického dynamometru z hlediska testování spojeného s prevencí poranění měkkého kolene a následné možnosti jeho zařazení do cvičebního plánu rehabilitační péče.

Úvodní kapitola teoretické části je věnována stručnému přehledu anatomie a kineziologie kolenního kloubu nutné k uvedení do problematiky, text se přednostně věnuje statickým a dynamickým stabilizátorům a jejich roli při zamezení nefyziologického pohybu vedoucímu k poranění. Další část se poté zaměřuje na samotné poranění měkkého kolene. Z hlediska incidence mezi nejčastěji zasažené struktury patří vazy, zejména poté LCA, a menisky, často však dochází k poraněním kombinovaným, proto jsou i následující části práce zaměřeny zejména na tuto problematiku. Velká část těchto traumat je spojena se sportovní aktivitou a z hlediska vzniku úrazu převládá nekontaktní mechanismus. Pro orientační zhodnocení možného poškození struktur lze u pacienta provést specifické testy, které při přítomnosti zvýšené volnosti kloubu v určitém směru či algickém vjemu mohou být indikátorem toho, že došlo k poškození některé ze struktur. Tyto testy je však nutno doplnit o specializovaná vyšetření. Mezi rizikové faktory patří například zvýšená laxicita vaziva, zvětšený Q-úhel, či neoptimální zapojení stehenních svalů, které v součtu činí ženské pohlaví jako náchylnější k tomuto typu zranění.

Pro hodnocení vzájemné souhry svalů majících vztah ke kolennímu kloubu je možno využít izokinetické testování, které nám umožňuje sval/svalovou skupinu zhodnotit z hlediska excentrické, koncentrické i izometrické kontrakce. Extenzory a flexory kolenního kloubu patří mezi ty nejčastěji testované. Porovnání jejich maximálního momentu síly ve formě H/Q poměru je v praxi nejčastěji stanoveným parametrem. Od počátku využívání izokinetiky byly stanoveny tabulkové hodnoty obsahující optimální hodnoty s přihlédnutím na věk, pohlaví či sportovní zatížení. Neoptimální hodnoty ukazují právě na potenciálně zvýšené riziko poranění kolene či stehenních svalů a jsou podkladem pro následné cvičení s cílem tuto dysbalanci odstranit. Testování většinou probíhá vsedě v otevřeném řetězci ve formě izolované flexe či extenze, lze jej však provést i v řetězci uzavřeném. Pro reliabilitu a reprodukovatelnost výsledných hodnot je při testování nutno dodržet určitá pravidla a v případě poúrazového měření i bezpečnostní opatření.

V současné době stojí využití izokinetického dynamometru v rehabilitační péči na studiích a empirickém výzkumu. Mnoho z nich se však v souvislosti s poraněním měkkého kolene shoduje na pozitivním efektu IKC. Pro cvičení ani testování nejsou stanoveny jednotné protokoly, nastavení parametrů tedy zcela závisí na uvážení terapeuta. Pro testování je však dobré mít jeden komplexní protokol se všemi náležitostmi nutnými pro reliabilitu a následnou reprodukovatelnost výsledků. Znalost zákonitostí volených parametrů je z tohoto důvodu tedy důležitá zejména poté při sestavování cvičení protokolu, kdy máme možnost volby řetězce, režimu kontrakce, úhlové rychlosti a počtu opakování a sérií, kterými lze přizpůsobit cvičení aktuálnímu zdravotnímu stavu jedince.

Součástí práce je také kazuistika pacientky po úrazu levého kolenního kloubu, který vedl ke kompletní ruptuře LCA, ruptuře předního rohu laterálního menisku a parciální ruptuře LCM. V rámci vyšetření jsme provedli otestování na izokinetickém dynamometru v OKC i CKC s následným stanovením PT flexorové a extenzorové skupiny, na základě kterých jsme vypočítali H/Q poměry a zhodnotili jejich vzájemnou souhru s následným návrhem terapie, který je blíže popsán v diskusi.

Pro úplnost jsou do příloh vloženy izokinetické testovací a cvičební protokoly využívané v praxi.

11 SUMMARY

This bachelor's thesis offers a summary of available data on the topic of isokinetics and its relationship to the knee joint. Its goal is to give information about the use of isokinetics dynamometer for testing. We also look at prevention of soft tissue trauma of the knee and a possible inclusion of isokinetics dynamometer in therapy.

The beginning of the theoretical part of this study serves as an introduction to the topic and consists of anatomical and kinesiological summary of the knee joint. We give special attention to the dynamic and static stabilizers and its role in protecting the joint from any harm. For better understanding of what the knee joint looks like and how it works, we include a picture of its anatomy. A table describing how the stability of the joint is maintained can be also found.

Next part of this paper focuses on soft tissue trauma of the knee. The most often injured structures are ligaments, especially ACL, and menisci. In many cases, multiple structures are injured at the same time, this is the focus of the next part of the paper. Frequently, these traumas happen while doing physical activity, often without a contact with another person. For a tentative assessment of soft tissues condition, we can use specific tests. In case of an increased ROM or pain, these tests hint at possible soft tissue trauma. An examination by a specialist must follow these tests. Several risk factors increase a possibility of sustaining such injury, these risk factors include increased ligament laxity, increased Q-angle, thigh muscles incoordination. Based on information found in recent studies, women are more prone to sustaining such injuries.

Isokinetic testing can be used for assessing knee muscles coordination. All of concentric, eccentric and isometric contraction can be evaluated. Knee flexors and extensors are assessed the most often. In practice, the most frequently used value for comparing the maximal moment of force of said muscles is H/Q ratio. There is a given value for age, gender and physical load. Suboptimal values point to a potentially increased danger of sustaining a knee or thigh muscle injury, while also providing foundation for therapy. Testing is usually done in an open kinetic chain while sitting, but can be done in a closed kinetic chain as well. The patient is then asked to perform a single flexion and extension. Rules must be obeyed while testing in order to secure its reliability and reproducibility. In case of testing during the acute phase of the injury, safety measures must be ensured.

Today, use of isokinetic dynamometer in therapy is based on results found in studies and empiric research. Many of these results find positive effect of IKC on soft tissue trauma of the knee. There is no given protocol for testing nor therapy, choosing the right protocol is completely in the hands of the therapist. For testing, it is advised to have one protocol conditioned for reliability and reproducibility at hand. For this reason it is important to have knowledge of how to choose the right protocol, so that we can later create the right therapy protocol. A part of creating the right therapy protocol is choosing the type of contraction, type of kinetic chain, angular velocity, number of repetition and sets. Also, it is important to modify the therapy based on patient's health condition.

Further, a part of this paper is a case study of a patient with a left ACL rupture, partial MCL rupture and anterior horn lateral meniscus tear. Patient was tested on an isokinetic dynamometer in both OKC and CKC. Then we established PT for flexors and extensors, calculated H/Q ratios, evaluated knee muscles coordination and created a therapy plan which can be found in discussion. Isokinetic testing and therapy protocols used in practice are attached at the end of this paper.

12 REFERENČNÍ SEZNAM

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Magnusson, S. P., Larsson, B., & Dyhre-Poulsen, P. (1998). A New Concept For Isokinetic Hamstring: Quadriceps Muscle Strength Ratio. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2), 231–237. <https://doi.org/10.1177/03635465980260021201>
- Adeyanju, K., Crews, T. R., & Meadors, W. J. (1983). Effects of two speeds of isokinetic training on muscular strength, power and endurance. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 23(3), 352–356.
- Almeida, G. P. L., Albano, T. R., & Melo, A. K. P. (2019). Hand-held dynamometer identifies asymmetries in torque of the quadriceps muscle after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27(8), 2494–2501. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5245-3>
- Askling, C. M., Tengvar, M., Saartok, T., & Thorstensson, A. (2007). Acute First-Time Hamstring Strains during Slow-Speed Stretching. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(10). <https://doi.org/10.1177/0363546507303563>
- Ayala, F., Sainz de Baranda, P., de Ste Croix, M., & Santonja, F. (2012). Validez y fiabilidad de los ratios de fuerza isocinética para la estimación de desequilibrios musculares. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 47(176). <https://doi.org/10.1016/j.apunts.2011.11.003>
- Babu, J., Shalvoy, R. M., & Behrens, S. B. (2016). Diagnosis and Management of Meniscal Injury. *Rhode Island Medical Journal* (2013), 99(10), 27–30.
- Baltzopoulos, V., & Brodie, D. A. (1989). Isokinetic Dynamometry. *Sports Medicine*, 8(2). <https://doi.org/10.2165/00007256-198908020-00003>
- Baltzopoulos, Vasilios, Williams, J. G., & Brodie, D. A. (1991). Sources of Error in Isokinetic Dynamometry: Effects of Visual Feedback on Maximum Torque Measurements. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 13(3), 138–142. <https://doi.org/10.2519/jospt.1991.13.3.138>
- Bartoníček, J., & Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf.
- Belanger, L., Burt, D., Callaghan, J., Clifton, S., & Gleberzon, B. J. (2013). Anterior cruciate ligament laxity related to the menstrual cycle: an updated systematic review of the literature. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 57(1), 76–86.

- Bendle, S. (1985). *The Optimum Number of Repetitions to Be Used with Isokinetic Training Programs*. Dissertation, University of Wisconsin-La Crosse, Wisconsin.
- Bennett, J. G., & Stauber, W. T. (1986). Evaluation and treatment of anterior knee pain using eccentric exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *18*(5), 526–530.
- Bliss, A., & Dekerle, J. (2019). Reciprocal Versus Nonreciprocal Assessment of Knee Flexors and Extensors in Concentric Actions Using the CON-TREX Multijoint Isokinetic Dynamometer: A Reliability Study. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, *23*(2), 118–123. <https://doi.org/10.1080/1091367X.2018.1550087>
- Boca, I.-C., & Dan, M. (2013). The Effectiveness of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Techniques and Hydrotherapy To Improve Knee Stability after Anterior Cruciate Ligament R. *British Journal of Sports Medicine*, *47*(10). <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092558.68>
- Bohannon, R. W., & Smith, M. B. (1988). Differentiation of maximal and submaximal knee extension efforts by isokinetic testing. *Clinical Biomechanics*, *3*(4). [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(88\)90035-6](https://doi.org/10.1016/0268-0033(88)90035-6)
- Bohannon, R. W., & Smith, M. B. (1989). Intrasession Reliability of Angle-Specific Knee Extension Torque Measurements With Gravity Corrections. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *11*(4), 155–157. <https://doi.org/10.2519/jospt.1989.11.4.155>
- Brown, L. E. (2000). *Isokinetics in human performance*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Buckthorpe, M., & della Villa, F. (2021). Recommendations for Plyometric Training after ACL Reconstruction – A Clinical Commentary. *International Journal of Sports Physical Therapy*. <https://doi.org/10.26603/001c.23549>
- Campbell, W., Canale, T., & Beaty, J. (2016). *Campbell's operative orthopaedics* (4th ed). London: Elsevier.
- Carvalho, A., Brown, S., & Abade, E. (2016). Evaluating injury risk in first and second league professional Portuguese soccer: muscular strength and asymmetry. *Journal of Human Kinetics*, *51*(1). <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0166>
- Caterine, S., Litchfield, R., Johnson, M., Chronik, B., & Getgood, A. (2015). A cadaveric study of the anterolateral ligament: re-introducing the lateral capsular ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *23*(11), 3186–3195. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3117-z>

- Cavaignac, E., Carpentier, K., Pailhé, R., Luyckx, T., & Bellemans, J. (2015). The role of the deep medial collateral ligament in controlling rotational stability of the knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23(10), 3101–3107. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3095-1>
- Cha, Y.-J. (2014). Isokinetic Training Effect of Ankle Positions on Knee Extensor Strength. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(9), 1465–1467. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.1465>
- Chamorro, C., Armijo-Olivo, S., de la Fuente, C., Fuentes, J., & Javier Chiroso, L. (2017). Absolute reliability and concurrent validity of hand held dynamometry and isokinetic dynamometry in the hip, knee and ankle joint: systematic review and meta-analysis. *Open Medicine*, 12(1), 359–375. <https://doi.org/10.1515/med-2017-0052>
- Claes, S., Vereecke, E., Maes, M., Victor, J., Verdonk, P., & Bellemans, J. (2013). Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *Journal of Anatomy*, 223(4), 321–328. <https://doi.org/10.1111/joa.12087>
- Coburn, J. W., Housh, T. J., Malek, M. H., Weir, J. P., Cramer, J. T., Beck, T. W., & Johnson, G. O. (2006). Neuromuscular Responses to Three Days of Velocity-Specific Isokinetic Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4), 892–898. <https://doi.org/10.1519/00124278-200611000-00028>
- Colby, S., Francisco, A., Bing, Y., Kirkendall, D., Finch, M., & Garrett, W. (2000). Electromyographic and Kinematic Analysis of Cutting Maneuvers. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(2), 234–240. <https://doi.org/10.1177/03635465000280021501>
- Coombs, R., Garbutt, G., & Cramp, M. (2002). PART I: BIOMECHANICS. *Journal of Sports Sciences*, 20(1). <https://doi.org/10.1080/026404102317126137>
- Coyle, E. F., Feiring, D. C., Rotkis, T. C., Cote, R. W., Roby, F. B., Lee, W., & Wilmore, J. H. (1981). Specificity of power improvements through slow and fast isokinetic training. *Journal of Applied Physiology*, 51(6), 1437–1442. <https://doi.org/10.1152/jappt.1981.51.6.1437>
- Croisier, J.-L., Forthomme, B., Namurois, M.-H., Vanderthommen, M., & Crielaard, J.-M. (2002). Hamstring Muscle Strain Recurrence and Strength Performance Disorders. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(2). <https://doi.org/10.1177/03635465020300020901>

- Croisier, J.-L., Ganteaume, S., Binet, J., Genty, M., & Ferret, J.-M. (2008). Strength Imbalances and Prevention of Hamstring Injury in Professional Soccer Players. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(8). <https://doi.org/10.1177/0363546508316764>
- Cug, M., Wikstrom, E. A., Golshaei, B., & Kirazci, S. (2016). The Effects of Sex, Limb Dominance, and Soccer Participation on Knee Proprioception and Dynamic Postural Control. *Journal of Sport Rehabilitation*, 25(1), 31–39. <https://doi.org/10.1123/jsr.2014-0250>
- Čihák R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada.
- Dauty, M., Potiron-Josse, M., & Rochcongar, P. (2003). Conséquences et prédiction des lésions musculaires des ischiojambiers à partir des paramètres isocinétiques concentriques et excentriques du joueur de football professionnel. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 46(9). <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2003.04.001>
- Dauty, M. (2016). Prediction of hamstring injury in professional soccer players by isokinetic measurements. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*. <https://doi.org/10.11138/mltj/2016.6.1.116>
- Davies, G. (1992). *Compendium of Isokinetics in Clinical Usage and Rehabilitation Techniques* (4th ed). Onalaska, WI: S & S Publishers.
- Davies, G. J., & Heiderscheit, B. C. (1997). Reliability of the Lido Linea Closed Kinetic Chain Isokinetic Dynamometer. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25(2), 133–136. <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.25.2.133>
- Davies, G. J., Riemann, B., & Ellenbecker, T. (2018). Role of Isokinetic Testing and Training After ACL Injury and Reconstruction. In *ACL Injuries in the Female Athlete*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-662-56558-2_24
- de Carlo, M. S., Shelbourne, K. D., McCarroll, J. R., & Rettig, A. C. (1992). Traditional versus Accelerated Rehabilitation following ACL Reconstruction: A One-Year Follow-Up. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 15(6), 309–316. <https://doi.org/10.2519/jospt.1992.15.6.309>
- Dean, E. (1988). Physiology and Therapeutic Implications of Negative Work. *Physical Therapy*, 68(2), 233–237. <https://doi.org/10.1093/ptj/68.2.233>
- Dirnberger, J., Wiesinger, H.-P., Kösters, A., & Müller, E. (2012). Reproducibility for isometric and isokinetic maximum knee flexion and extension measurements using

- the IsoMed 2000-dynamometer. *Isokinetics and Exercise Science*, 20(3), 149–153.
<https://doi.org/10.3233/IES-2012-0451>
- Drake, R., Mitchell, A., & Vogl, W. (2019). *Gray's Anatomy for Students* (4th ed). Philadelphia, PA: Elsevier.
- Draz, A. H., & Abdel-Aziem, A. A. (2015). Isokinetic assessment of ankle dorsiflexors and plantarflexors strength in patients with knee osteoarthritis. *International Musculoskeletal Medicine*, 37(4), 164–169.
<https://doi.org/10.1179/1753615415Y.0000000010>
- Drosos, G. I., & Pozo, J. L. (2004). The causes and mechanisms of meniscal injuries in the sporting and non-sporting environment in an unselected population. *The Knee*, 11(2). [https://doi.org/10.1016/S0968-0160\(03\)00105-4](https://doi.org/10.1016/S0968-0160(03)00105-4)
- Dungl, P. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada.
- Dvir, Z. (2004). *Isokinetics: muscle testing, interpretation, and clinical applications*. London: Elsevier.
- Dvořák, R. (2003). *Základy kinezioterapie* (2nd ed). Olomouc: Univerzita Palackého.
- Dylevský. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada.
- Dylevský I. (2007). *Základy funkční anatomie*. Praha: Triton.
- Eitzen, I., Grindem, H., Nilstad, A., Moksnes, H., & Risberg, M. A. (2016). Quantifying Quadriceps Muscle Strength in Patients With ACL Injury, Focal Cartilage Lesions, and Degenerative Meniscus Tears. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 4(10), 232596711666771. <https://doi.org/10.1177/2325967116667717>
- Ellenbecker, T. S., & Davies, G. J. (2000). The application of isokinetics in testing and rehabilitation of the shoulder complex. *Journal of Athletic Training*, 35(3), 338–350.
- Ellison, A. E., & Berg, E. E. (1985). Embryology, anatomy, and function of the anterior cruciate ligament. *The Orthopedic Clinics of North America*, 16(1), 3–14.
- Elmqvist, L. G., Lorentzon, R., Johansson, C., Långström, M., Fagerlund, M., & Fugl-Meyer, A. R. (1989). Knee extensor muscle function before and after reconstruction of anterior cruciate ligament tear. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 21(3), 131–139.
- Escamilla, R. F., MacLeod, T. D., Wilk, K. E., Paulos, L., & Andrews, J. R. (2012). Cruciate ligament loading during common knee rehabilitation exercises. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 226(9), 670–680.
<https://doi.org/10.1177/0954411912451839>

- Eustace, S., Page, R. M., & Greig, M. (2019). Novel Isokinetic Dynamometry of the Thigh Musculature During Anterior Cruciate Ligament Rehabilitation in Professional Soccer: An Explorative Case Study. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 24(2). <https://doi.org/10.1123/ijatt.2017-0081>
- Forbes, H., Sutcliffe, S., Lovell, A., McNaughton, L., & Siegler, J. (2009). Isokinetic Thigh Muscle Ratios in Youth Football: Effect of Age and Dominance. *International Journal of Sports Medicine*, 30(08). <https://doi.org/10.1055/s-0029-1202337>
- Fousekis, K., Tsepis, E., Poulmedis, P., Athanasopoulos, S., & Vagenas, G. (2011). Intrinsic risk factors of non-contact quadriceps and hamstring strains in soccer: a prospective study of 100 professional players. *British Journal of Sports Medicine*, 45(9). <https://doi.org/10.1136/bjism.2010.077560>
- Fox, A. J. S., Bedi, A., & Rodeo, S. A. (2012). The Basic Science of Human Knee Menisci. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 4(4), 340–351. <https://doi.org/10.1177/1941738111429419>
- Fox, A. J. S., Wanivenhaus, F., Burge, A. J., Warren, R. F., & Rodeo, S. A. (2015). The human meniscus: A review of anatomy, function, injury, and advances in treatment. *Clinical Anatomy*, 28(2). <https://doi.org/10.1002/ca.22456>
- Froböse, I. (1993). *Isokinetisches Training in Sport und Therapie. Schriften der deutschen Sporthochschule Köln*. Sankt Augustin: Academia.
- Gadea, F., Monnot, D., Quélard, B., Mortati, R., Thaumat, M., Fayard, J. M., & Sonnery-Cottet, B. (2014). Knee pain after anterior cruciate ligament reconstruction: evaluation of a rehabilitation protocol. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, 24(5), 789–795. <https://doi.org/10.1007/s00590-013-1248-4>
- Gage, B. E., McIlvain, N. M., Collins, C. L., Fields, S. K., & Dawn Comstock, R. (2012). Epidemiology of 6.6 Million Knee Injuries Presenting to United States Emergency Departments From 1999 Through 2008. *Academic Emergency Medicine*, 19(4), 378–385. <https://doi.org/10.1111/j.1553-2712.2012.01315.x>
- Gallo, J. (2011). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Garrison, J. C., Hannon, J., Goto, S., Giesler, L., Bush, C., & Bothwell, J. M. (2018). Participants at three months post-operative anterior cruciate ligament reconstruction (ACL-R) demonstrate differences in lower extremity energy absorption contribution and quadriceps strength compared to healthy controls. *The Knee*, 25(5), 782–789. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2018.06.014>

- Gillquist, J., & Messner, K. (1999). Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and the Long Term Incidence of Gonarthrosis. *Sports Medicine*, 27(3). <https://doi.org/10.2165/00007256-199927030-00001>
- Gioftsidou, A., Ispirlidis, I., Pafis, G., Malliou, P., Bikos, C., & Godolias, G. (2008). Isokinetic strength training program for muscular imbalances in professional soccer players. *Sport Sciences for Health*, 2(3), 101–105. <https://doi.org/10.1007/s11332-008-0047-5>
- Goldblatt, J., & Richmond, J. (2003). Anatomy and Biomechanics of the knee. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 11 (3), 172-186. <https://doi.org/10.1053/otsm.2003.35911>
- Golik-Peric, D., Drapsin, M., Obradovic, B., & Drid, P. (2011). Short-Term Isokinetic Training Versus Isotonic Training: Effects on Asymmetry in Strength of Thigh Muscles. *Journal of Human Kinetics*, 30(2011), 29–35. <https://doi.org/10.2478/v10078-011-0070-5>
- Hamar, D. (1998). Izokinetický bicyklový ergometer v rehabilitácii po poraneniach kolena. *Eurorehab: Časopis Pre Otázky Fyzikálnej a Rehabilitačnej Medicíny*, 8(2), 27–32.
- Harris, J. D., Abrams, G. D., Bach, B. R., Williams, D., Heidloff, D., Bush-Joseph, C. A., ... Cole, B. J. (2014). Return to Sport After ACL Reconstruction. *Orthopedics*, 37(2). <https://doi.org/10.3928/01477447-20140124-10>
- Harris-Love, M. O., Seamon, B. A., Gonzales, T. I., Hernandez, H. J., Pennington, D., & Hoover, B. M. (2017). Eccentric Exercise Program Design: A Periodization Model for Rehabilitation Applications. *Frontiers in Physiology*, 8. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00112>
- Hart, R., & Štipčák, V. (2010). *Přední zkřížený vaz kolenního kloubu*. Praha: Maxdorf.
- Hastings, D. E. (2011). *Knee: Ligament and Articular Cartilage Injuries*. New York, NY: Springer Publishing.
- Heiderscheit, B. C., Sherry, M. A., Silder, A., Chumanov, E. S., & Thelen, D. G. (2010). Hamstring Strain Injuries: Recommendations for Diagnosis, Rehabilitation, and Injury Prevention. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2). <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3047>
- Henriksson, M., Rockborn, P., & Good, L. (2002). Range of motion training in brace vs. plaster immobilization after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective randomized comparison with a 2-year follow-up. *Scandinavian Journal of Medicine*

- & *Science in Sports*, 12(2), 73–80. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2002.120203.x>
- Hinson, M., & Rosentswieg, J. (1973). Comparative Electromyographic Values of Isometric, Isotonic, and Isokinetic Contraction. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 44(1), 71–78. <https://doi.org/10.1080/10671188.1973.10615178>
- Hladký, V., & Havlas, V. (2017). Simultánní traumatická ruptura ligamentum patellae a kontralaterální ruptura m. quadriceps femoris. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Českoslovaca*, 84(1), 70–73.
- Hnátová, I. (2008). *Problematika zranění hamstringů u sportovců*. Diplomová práce, Univerzita Karlova, Praha.
- Holcomb, W. R., Rubley, M. D., Lee, H. J., & Guadagnoli, M. A. (2007). Effect of Hamstring-Emphasized Resistance Training on Hamstring:Quadriceps Strength Ratios. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(1), 41. <https://doi.org/10.1519/R-18795.1>
- Houweling, T. A. W., Head, A., & Hamzeh, M. A. (2009). Validity of isokinetic testing for previous hamstring injury detection in soccer players. *Isokinetics and Exercise Science*, 17(4). <https://doi.org/10.3233/IES-2009-0356>
- Huang, M.-H., Lin, Y.-S., Yang, R.-C., & Lee, C.-L. (2003). A comparison of various therapeutic exercises on the functional status of patients with knee osteoarthritis. *Seminars in Arthritis and Rheumatism*, 32(6), 398–406. <https://doi.org/10.1053/sarh.2003.50021>
- Hudák, R., Kachlík, D., & Volný, O. (2015). *Memorix anatomie*. Praha: Triton.
- Hughes, G., & Watkins, J. (2006). A Risk-Factor Model for Anterior Cruciate Ligament Injury. *Sports Medicine*, 36(5), 411–428. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636050-00004>
- Iacono, A. dello, Buksbaum, C., Padulo, J., Hetsroni, I., Ben-Sira, D., & Ayalon, M. (2018). Isokinetic moment curve abnormalities are associated with articular knee lesions. *Biology of Sport*. <https://doi.org/10.5114/biolsport.2018.71486>
- Iga, J., George, K., Lees, A., & Reilly, T. (2009). Cross-sectional investigation of indices of isokinetic leg strength in youth soccer players and untrained individuals. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(5), 714–719. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2008.00822.x>

- Ikeda, H., Kurosawa, H., & Kim, S.-G. (2002). Quadriceps torque curve pattern in patients with anterior cruciate ligament injury. *International Orthopaedics*, 26(6). <https://doi.org/10.1007/s00264-002-0402-0>
- Janda, V. (1995). *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing.
- Janda, V., & Pavlů, D. (1993). *Goniometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Jensen, C. R., & Jensen, C. (1978). Update on strength training. *Scholastic Coach*, 48(1), 90–93.
- Kaminski, T. W., Wabbersen, C. v, & Murphy, R. M. (1998). Concentric versus enhanced eccentric hamstring strength training: clinical implications. *Journal of Athletic Training*, 33(3), 216–221.
- Kannus, P. (1994). Isokinetic Evaluation of Muscular Performance. *International Journal of Sports Medicine*, 15(S 1), S11–S18. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1021104>
- Kapandji, A. I. (1987). *The Physiology of the Joints*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kapandji, A. I. (2011). *The physiology of the joints. Volume 2, The lower limb*. Pensacola: Handspring Publishing.
- Kellis, E., & Baltzopoulos, V. (1995). Isokinetic Eccentric Exercise. *Sports Medicine*, 19(3), 202–222. <https://doi.org/10.2165/00007256-199519030-00005>
- Kim, H. J., & Kramer, J. F. (1997). Effectiveness of Visual Feedback During Isokinetic Exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 26(6), 318–323. <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.26.6.318>
- Kim, H.J., Lee, J.H., Ahn, S.E., Park, M.J., & Lee, D.H. (2016). Influence of Anterior Cruciate Ligament Tear on Thigh Muscle Strength and Hamstring-to-Quadriceps Ratio: A Meta-Analysis. *PLOS ONE*, 11(1), e0146234. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0146234>
- Kim, S. Y., Spritzer, C. E., Utturkar, G. M., Toth, A. P., Garrett, W. E., & DeFrate, L. E. (2015). Knee Kinematics During Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury as Determined From Bone Bruise Location. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(10), 2515–2521. <https://doi.org/10.1177/0363546515594446>
- Kolář, P. (2010). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Grada.

- Komzák, M. (2014). *Předozaďní a rotační stabilita kolenního kloubu po jedno a dvousvazkové náhradě předního zkříženého vazů*. Disertační práce, Masarykova univerzita, Brno.
- Koutras, G., Bernard, M., Terzidis, I. P., Papadopoulos, P., Georgoulis, A., & Pappas, E. (2016). Comparison of knee flexion isokinetic deficits between seated and prone positions after ACL reconstruction with hamstrings graft: Implications for rehabilitation and return to sports decisions. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(7), 559–562. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.07.018>
- Koutras, G., Letsi, M., Papadopoulos, P., Gigis, I., & Pappas, E. (2012). A randomized trial of isokinetic versus isotonic rehabilitation program after arthroscopic meniscectomy. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(1), 31–38.
- Kučera, A., Krůta, T., Mahr, E., Kádner, P., Kynčl, M., & Hříbal, Z. (2011). Poranění svalů zadní skupiny stehna u sportovců, diagnostika a léčba. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 20(3), 144–157. Retrieved from <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=e5h&AN=67155710&authtype=shib&lang=cs&site=eds-live&scope=site&authtype=shib&custid=s7108593>
- Kyritsis, P., Bahr, R., Landreau, P., Miladi, R., & Witvrouw, E. (2016). Likelihood of ACL graft rupture: not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. *British Journal of Sports Medicine*, 50(15), 946. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095908>
- Lacerte, M., deLateur, B., Alquist, A., & Questad, K. (1922). Concentric versus combined concentric-eccentric isokinetic training programs: Effect on peak torque of human quadriceps femoris muscle. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 73(11), 1059–1062.
- LaPrade, M. D., Kennedy, M. I., Wijdicks, C. A., & LaPrade, R. F. (2015). Anatomy and Biomechanics of the Medial Side of the Knee and Their Surgical Implications. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 23(2), 63–70. <https://doi.org/10.1097/JSA.0000000000000054>
- LaPrade, R., Dean, C., Chahla, J., & Schon, J. (2017). *Fibular Collateral Ligament and the Posterolateral Corner*. London: Elsevier.
- LaPrade, R. F., Engebretsen, A. H., Ly, T. v., Johansen, S., Wentorf, F. A., & Engebretsen, L. (2007). The Anatomy of the Medial Part of the Knee. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 89(9), 2000–2010. <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.01176>

- LaStayo, P. C., Woolf, J. M., Lewek, M. D., Snyder-Mackler, L., Reich, T., & Lindstedt, S. L. (2003). Eccentric Muscle Contractions: Their Contribution to Injury, Prevention, Rehabilitation, and Sport. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(10), 557–571. <https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.10.557>
- Lehnert, M., de Ste Croix, M., Šťastný, P., Maixnerová, E., Zatar, A., Botek, M., ... Lipinska, P. (2019). *The influence of fatigue on injury risk in male youth soccer*. Křížkovského 8, 771 47 Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. <https://doi.org/10.5507/ftk.19.24455587>
- Lehnert, M., Psotta, R., Chvojka, P., & de Ste Croix, M. (2014). Seasonal Variation in Isokinetic Peak Torque in Youth Soccer Players. *Kinesiology*, 46(1), 79–87.
- Lephart, S. M., Kocher, M. S., Fu, F. H., Borsa, P. A., & Harner, C. D. (1992). Proprioception Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Sport Rehabilitation*, 1(3), 188–196. <https://doi.org/10.1123/jsr.1.3.188>
- Lesmes, G., Costill, D., Coyle, E., & Fink, W. (1978). Muscle strength and power changes during maximal isokinetic training. *Med Sci Sports*, 10(4), 266–269.
- Levins, J. (2018). Ligamentous Knee Injury. In *Essential Orthopedic Review* (pp. 147–148). Cham: Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-78387-1_66
- Machado, F., Debieux, P., Kaleka, C. C., Astur, D., Peccin, M. S., & Cohen, M. (2018). Knee isokinetic performance following anterior cruciate ligament reconstruction: patellar tendon versus hamstrings graft. *The Physician and Sportsmedicine*, 46(1), 30–35. <https://doi.org/10.1080/00913847.2018.1418592>
- Magee, D., & Currier, D. (1986). Effect of number of repetitions on isokinetic knee strength. *Physiotherapy Canada*, 38(6), 344–348.
- Magee, David. (2013). *Orthopedic Physical Assessment* (6th ed.). London: Elsevier.
- Majewski, M., Susanne, H., & Klaus, S. (2006). Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. *The Knee*, 13(3), 184–188. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2006.01.005>
- Mannion, A. F., Jakeman, P. M., & Willan, P. L. T. (1994). Effects of isokinetic training of the knee extensors on high-intensity exercise performance and skeletal muscle buffering. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 68(4), 356–361. <https://doi.org/10.1007/BF00571457>
- Mastropaolo, J., & Takei, Y. (1991). Weight training pivoted the force-velocity curve. *International Journal of Sports Medicine*, 12, 345.

- Mayer, M., & Smékal, D. (2004). Soft structures of the knee joint and disorders of motor control. *Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi*, *11*(3), 111–117. Retrieved from <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edselc&AN=edselc.2-52.0-4644278078&authtype=shib&lang=cs&site=eds-live&scope=site&authtype=shib&custid=s7108593>
- McGinty, G., Irrgang, J. J., & Pezzullo, D. (2000). Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee. *Clinical Biomechanics*, *15*(3), 160–166. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00061-3](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00061-3)
- Mendiguchia, J., Ford, K. R., Quatman, C. E., Alentorn-Geli, E., & Hewett, T. E. (2011). Sex Differences in Proximal Control of the Knee Joint. *Sports Medicine*, *41*(7), 541–557. <https://doi.org/10.2165/11589140-000000000-00000>
- Mikkelsen, C., Werner, S., & Eriksson, E. (2000). Closed kinetic chain alone compared to combined open and closed kinetic chain exercises for quadriceps strengthening after anterior cruciate ligament reconstruction with respect to return to sports: a prospective matched follow-up study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *8*(6), 337–342. <https://doi.org/10.1007/s001670000143>
- Miltner, O., Schneider, U., Graf, J., & Niethard, F. U. (1997). *Influence of Isokinetic and Ergometric Exercises on Oxygen Partial Pressure Measurement in the Human Knee Joint*. https://doi.org/10.1007/978-1-4615-5865-1_22
- Mizuno, Y., Kumagai, M., Mattessich, S. M., Elias, J. J., Ramrattan, N., Cosgarea, A. J., & Chao, E. Y. S. (2001). Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *Journal of Orthopaedic Research*, *19*(5), 834–840. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(01\)00008-0](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(01)00008-0)
- Moffroid, M., Whipple, R., Hofkosh, J., Lowman, E., & Thistle, H. (1969). A Study of Isokinetic Exercise. *Physical Therapy*, *49*(7), 735–747. <https://doi.org/10.1093/ptj/49.7.735>
- Morrow, J., Mood, D., Disch, J., & Kang, M. (2005). *Measurement and Evaluation in Human Performance*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Muff, G., Dufour, S., Meyer, A., Severac, F., Favret, F., Geny, B., ... Isner-Horobeti, M.-E. (2016). Comparative assessment of knee extensor and flexor muscle strength measured using a hand-held vs. isokinetic dynamometer. *Journal of Physical Therapy Science*, *28*(9), 2445–2451. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.2445>
- Musahl, V., Citak, M., O’Loughlin, P. F., Choi, D., Bedi, A., & Pearle, A. D. (2010). The Effect of Medial Versus Lateral Meniscectomy on the Stability of the Anterior

- Cruciate Ligament-Deficient Knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(8), 1591–1597. <https://doi.org/10.1177/0363546510364402>
- Musahl, V., Herbst, E., Burnham, J. M., & Fu, F. H. (2018). The Anterolateral Complex and Anterolateral Ligament of the Knee. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 26(8), 261–267. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-16-00758>
- Myklebust, G. (2005). Return to play guidelines after anterior cruciate ligament surgery. *British Journal of Sports Medicine*, 39(3). <https://doi.org/10.1136/bjsm.2004.010900>
- Nagai, T., Schilaty, N. D., Laskowski, E. R., & Hewett, T. E. (2020). Hop tests can result in higher limb symmetry index values than isokinetic strength and leg press tests in patients following ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 28(3), 816–822. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05513-3>
- Negrete, R., & Brophy, J. (2000). The Relationship between Isokinetic Open and Closed Chain Lower Extremity Strength and Functional Performance. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9(1), 46–61. <https://doi.org/10.1123/jsr.9.1.46>
- Nelson, S. G., & Duncan, P. W. (1983). Correction of Isokinetic and Isometric Torque Recordings for the Effects of Gravity. *Physical Therapy*, 63(5), 674–676. <https://doi.org/10.1093/ptj/63.5.674>
- Nickols-Richardson, S. M., Miller, L. E., Wootten, D. F., Ramp, W. K., & Herbert, W. G. (2007). Concentric and eccentric isokinetic resistance training similarly increases muscular strength, fat-free soft tissue mass, and specific bone mineral measurements in young women. *Osteoporosis International*, 18(6), 789–796. <https://doi.org/10.1007/s00198-006-0305-9>
- Noyes, F. R., Mooar, P. A., Matthews, D. S., & Butler, D. L. (1983). The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part I. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 65(2), 154–162. <https://doi.org/10.2106/00004623-198365020-00003>
- Nýdrle, M., & Veselá, H. (1992). *Jedna kapitola ze speciální rehabilitace. Poranění kolenního kloubu*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- Oatis, C. (2017). *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement* (3rd ed.). Philadelphia: Wolters Kluwer.
- Otsubo, H., Shino, K., Suzuki, D., Kamiya, T., Suzuki, T., Watanabe, K., ... Yamashita, T. (2012). The arrangement and the attachment areas of three ACL bundles. *Knee*

- Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(1), 127–134.
<https://doi.org/10.1007/s00167-011-1576-z>
- Padua, D. A., Arnold, B. L., Perrin, D. H., Gansneder, B. M., Carcia, C. R., & Granata, K. P. (2006). Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *Journal of Athletic Training*, 41(3), 294–304.
- Palmieri-Smith, R. M., & Lepley, L. K. (2015). Quadriceps Strength Asymmetry After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Alters Knee Joint Biomechanics and Functional Performance at Time of Return to Activity. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(7). <https://doi.org/10.1177/0363546515578252>
- Palmieri-Smith, R. M., Thomas, A. C., & Wojtys, E. M. (2008). Maximizing Quadriceps Strength After ACL Reconstruction. *Clinics in Sports Medicine*, 27(3), 405–424.
<https://doi.org/10.1016/j.csm.2008.02.001>
- Pauček, B., Smékal, D., & Holibka, R. (2014). Anterior cruciate ligament injury - Magnetic resonance imaging diagnostics and surgical, clinical and rehabilitation contexts. *Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi*, 21(3), 103–112. Retrieved from <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edselc&AN=edselc.2-52.0-84922821874&authtype=shib&lang=cs&site=eds-live&scope=site&authtype=shib&custid=s7108593>
- Perrin, D. (1993). *Isokinetic Exercise and Assessment*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Phisitkul, P., James, S. L., Wolf, B. R., & Amendola, A. (2006). MCL injuries of the knee: current concepts review. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 26, 77–90.
- Pipes, T. v., & Wilmore, J. H. (1975). Isokinetic vs isotonic strength training in adult men. *Medicine and Science in Sports*, 7(4), 262–274.
- Poehling, G. G., Ruch, D. S., & Chabon, S. J. (1990). The Landscape of Meniscal Injuries. *Clinics in Sports Medicine*, 9(3). [https://doi.org/10.1016/S0278-5919\(20\)30705-5](https://doi.org/10.1016/S0278-5919(20)30705-5)
- Pokorný, V. (2002). *Traumatologie*. Praha: Triton.
- Poľanský, B. (2005). Rehabilitácia kolena po operácii ligamentum cruciatae v izokinetickom režime. *Rehabilitácia*, 42(1), 3–10.
- Poliquin, C. (1988). Poliquin, Charles. "Five steps to increasing the effectiveness of your strength training program. *NSCA J*, 10(3), 34–39.
- Pollock, M., Wilmore, J., & Fox, S. (1990). *Exercise in health and disease: Evaluation and prescription for prevention and rehabilitation*. (2nd ed.). Philadelphia: Saunders.

- Proske, U., & Morgan, D. L. (2001). Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *The Journal of Physiology*, 537(2), 333–345. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.00333.x>
- Psotta, R., Kunderátek, M., Lehnert, M., Svoboda, Z., & Sigmund, M. (2012). Změny svalové síly a anaerobní a aerobní výkonnosti v průběhu osmitýdenního kondičního tréninku profesionálního hokejisty. *Česká Kinantropologie*, 16(4), 78–93.
- Read, P. J., Oliver, J. L., de Ste Croix, M. B. A., Myer, G. D., & Lloyd, R. S. (2016). Neuromuscular Risk Factors for Knee and Ankle Ligament Injuries in Male Youth Soccer Players. *Sports Medicine*, 46(8), 1059–1066. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0479-z>
- Remaud, A., Cornu, C., & Guével, A. (2010). Neuromuscular adaptations to 8-week strength training: isotonic versus isokinetic mode. *European Journal of Applied Physiology*, 108(1). <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1164-9>
- Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2002). Sensorimotor system measurement techniques. *Journal of Athletic Training*, 37(1).
- Riesterer, J., Mauch, M., Paul, J., Gehring, D., Ritzmann, R., & Wenning, M. (2020). Relationship between pre-and post-operative isokinetic strength after ACL reconstruction using hamstring autograft. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 12(1), 68. <https://doi.org/10.1186/s13102-020-00215-7>
- Risberg, M. A., Holm, I., Myklebust, G., & Engebretsen, L. (2007). Neuromuscular Training Versus Strength Training During First 6 Months After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Randomized Clinical Trial. *Physical Therapy*, 87(6), 737–750. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060041>
- Rosa, U. H., Velásquez Tlapanco, J., Lara Maya, C., Villarreal Ríos, E., Martínez González, L., Vargas Daza, E. R., & Galicia Rodríguez, L. (2012). Comparación de la eficacia ejercicio terapéutico isocinético vs isométrico en pacientes con artrosis de rodilla. *Reumatología Clínica*, 8(1), 10–14. <https://doi.org/10.1016/j.reuma.2011.08.001>
- Rosene, J. M., Fogarty, T. D., & Mahaffey, B. L. (2001). Isokinetic Hamstrings:Quadriceps Ratios in Intercollegiate Athletes. *Journal of Athletic Training*, 36(4).
- Ruas, C. v, Pinto, R. S., Haff, G. G., Lima, C. D., & Brown, L. E. (2019). Effects of Different Combinations of Concentric and Eccentric Resistance Training Programs

- on Traditional and Alternative Hamstrings-to-Quadriceps Ratios. *Sports*, 7(10).
<https://doi.org/10.3390/sports7100221>
- Saar, D., Ariel, G., Penny, M., & Saar, I. (1982). A strength study: Comparison between computerized exercise machine and existing modalities of weight training equipment. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(2), 153.
- Sale, D., & MacDougall, D. (1981). Specificity in strength training: a review for the coach and athlete. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences. Journal Canadien Des Sciences Appliquees Au Sport*, 6(2), 87–92.
- Sancheti, P., Razi, M., Ramanathan, E. B. S., & Yung, P. (2010). Injuries around the knee Symposium. *British Journal of Sports Medicine*, 44(Suppl 1), i1–i1.
<https://doi.org/10.1136/bjism.2010.078725.1>
- Sanjuan, O., Puig, P., & Matas, S. (2018). *Isokinetic Rehabilitation of Meniscal Tears*.
<https://doi.org/10.13140/RG.2.2.31825.84320>
- Schmidtbleicher, D. (1992). *Training for power events. Strength and power in sport*. Oxford: Blackwell Scientific Publications.
- Schulz, M. S., Russe, K., Weiler, A., Eichhorn, H. J., & Strobel, M. J. (2003). Epidemiology of posterior cruciate ligament injuries. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 123(4), 186–191. <https://doi.org/10.1007/s00402-002-0471-y>
- Scoville, C. R., Arciero, R. A., Taylor, D. C., & Stoneman, P. D. (1997). End Range Eccentric Antagonist/Concentric Agonist Strength Ratios: A New Perspective in Shoulder Strength Assessment. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25(3). <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.25.3.203>
- Serpas, F., Yanagawa, T., & Pandey, M. (2002). Forward-dynamics Simulation of Anterior Cruciate Ligament Forces Developed During Isokinetic Dynamometry. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 5(1).
<https://doi.org/10.1080/1025584021000001614>
- Sherman, W. M., Pearson, D. R., Plyley, M. J., Costill, D. L., Habansky, A. J., & Vogelgesang, D. A. (1982). Isokinetic rehabilitation after surgery. *The American Journal of Sports Medicine*, 10(3), 155–161.
<https://doi.org/10.1177/036354658201000307>
- Shimokochi, Y., & Shultz, S. J. (2008). Mechanisms of Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Journal of Athletic Training*, 43(4), 396–408.
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.4.396>

- Smith, M. J., & Melton, P. (1981). Isokinetic versus isotonic variable-resistance training. *The American Journal of Sports Medicine*, 9(4), 275–279. <https://doi.org/10.1177/036354658100900420>
- Snoeker, B. A. M., Bakker, E. W. P., Kegel, C. A. T., & Lucas, C. (2013). Risk Factors for Meniscal Tears: A Systematic Review Including Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 43(6), 352–367. <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4295>
- Solomon, D. H., Simel, D. L., Bates, D. W., Katz, J. N., & Schaffer, J. L. (2001). Does This Patient Have a Torn Meniscus or Ligament of the Knee? *JAMA*, 286(13), 1610. <https://doi.org/10.1001/jama.286.13.1610>
- Spencer-Wimpenny, P. (2010). Isokinetic Explained. Retrieved 19. 12. 2021 from the World Wide Web: <https://isokinetics.net/>
- Spurway, N. C., Watson, H., McMillan, K., & Connolly, G. (2000). The effect of strength training on the apparent inhibition of eccentric force production in voluntarily activated human quadriceps. *European Journal of Applied Physiology*, 82(5–6), 374–380. <https://doi.org/10.1007/s004210000221>
- Stafford, M. G., & Grana, W. A. (1984). Hamstring/quadriceps ratios in college football players: A high velocity evaluation. *The American Journal of Sports Medicine*, 12(3), 209–211. <https://doi.org/10.1177/036354658401200308>
- Stastny, P., Lehnert, M., & Tufano, J. J. (2018). Muscle Imbalances: Testing and Training Functional Eccentric Hamstring Strength in Athletic Populations. *Journal of Visualized Experiments*, (135). <https://doi.org/10.3791/57508>
- Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Hoerth, D. M., Best, T. M., Swanson, S. C., Li, L., ... Herdeischert, B. C. (2005). Hamstring Muscle Kinematics during Treadmill Sprinting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(1). <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000150078.79120.C8>
- Thomé, R., Renström, P., Grimby, G., & Peterson, L. (1987). Slow or Fast Isokinetic Training After Knee Ligament Surgery. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 8(10). <https://doi.org/10.2519/jospt.1987.8.10.475>
- Thompson, W. O., Thaete, F. L., Fu, F. H., & Dye, S. F. (1991). Tibial meniscal dynamics using three-dimensional reconstruction of magnetic resonance images. *The American Journal of Sports Medicine*, 19(3), 210–216. <https://doi.org/10.1177/036354659101900302>

- Timm, K. E., & Patch, D. G. (1985). Case Study: Use of the Cybex® II Velocity Spectrum in the Rehabilitation of Postsurgical Knees. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 6(6), 347–349. <https://doi.org/10.2519/jospt.1985.6.6.347>
- Tsepis, E., Vagenas, G., Giakas, G., Ristanis, S., & Georgoulis, A. (2015, April 11). Nonoperative Management of Anterior Cruciate Ligament Deficient Patients.
- Undheim, M. B., Cosgrave, C., King, E., Strike, S., Marshall, B., Falvey, É., & Franklyn-Miller, A. (2015). Isokinetic muscle strength and readiness to return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction: is there an association? A systematic review and a protocol recommendation. *British Journal of Sports Medicine*, 49(20), 1305. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093962>
- Vedi, V., Williams, A., Tennant, S. J., Spouse, E., Hunt, D. M., & Gedroyc, W. M. W. (1999). Meniscal movement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 81(1), 37–41. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.81B1.8928>
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.
- Vincent, K. R., Conrad, B. P., Fregly, B. J., & Vincent, H. K. (2012). The Pathophysiology of Osteoarthritis: A Mechanical Perspective on the Knee Joint. *PM&R*, 4, S3–S9. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2012.01.020>
- Višňa, P., & Hoch, J. (2004). *Traumatologie dospělých*. Praha: Galén.
- Weng, M.C., Lee, C.L., Chen, C.H., Hsu, J.J., Lee, W.D., Huang, M.H., & Chen, T.W. (2009). Effects of Different Stretching Techniques on the Outcomes of Isokinetic Exercise in Patients with Knee Osteoarthritis. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 25(6), 306–315. [https://doi.org/10.1016/S1607-551X\(09\)70521-2](https://doi.org/10.1016/S1607-551X(09)70521-2)
- Wetters, N., Weber, A. E., Wuerz, T. H., Schub, D. L., & Mandelbaum, B. R. (2016). Mechanism of Injury and Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 24(1), 2–6. <https://doi.org/10.1053/j.otsm.2015.09.001>
- Wilk, K. E., & Andrews, J. R. (1993). The Effects of Pad Placement and Angular Velocity on Tibial Displacement during Isokinetic Exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 17(1), 24–30. <https://doi.org/10.2519/jospt.1993.17.1.24>
- Wilk, K. E., Voight, M. L., Keirns, M. A., Gambetta, V., Andrews, J. R., & Dillman, C. J. (1993). Stretch-Shortening Drills for the Upper Extremities: Theory and Clinical Application. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 17(5), 225–239. <https://doi.org/10.2519/jospt.1993.17.5.225>

- Wojtys, E. M., & Huston, L. J. (2000). Longitudinal Effects of Anterior Cruciate Ligament Injury and Patellar Tendon Autograft Reconstruction on Neuromuscular Performance. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(3).
<https://doi.org/10.1177/03635465000280030901>
- Wojtys, E. M., Wylie, B. B., & Huston, L. J. (1996). The Effects of Muscle Fatigue on Neuromuscular Function and Anterior Tibial Translation in Healthy Knees. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(5), 615–621.
<https://doi.org/10.1177/036354659602400509>
- Yeung, S. S., Suen, A. M. Y., & Yeung, E. W. (2009). A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *British Journal of Sports Medicine*, 43(8).
<https://doi.org/10.1136/bjism.2008.056283>
- Zein, A. “Mohamed N., Ali, M., Ali, H., Saleh Elsaid, A. N., Mahmoud, A. Z., Osman, M. K., & Mohamed Soliman, A. M. (2017). Combined Anatomic Reconstruction of the Anterior Cruciate and Anterolateral Ligaments Using Hamstring Graft Through a Single Femoral Tunnel and With a Single Femoral Fixation. *Arthroscopy Techniques*, 6(3), e567–e577.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.eats.2016.12.001>
- Zemach, L., Almozno, S., Barak, Y., & Dvir, Z. (2009). Quadriceps insufficiency in patients with knee compromise: How many velocities should an isokinetic test protocol consist of? *Isokinetics and Exercise Science*, 17(3), 129–133.
<https://doi.org/10.3233/IES-2009-0344>

13 PŘÍLOHY

13.1 Testovací izokinetické protokoly

Tabulka 21. Izokinetický testovací protokol ke stanovení svalové síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu (Muff et al., 2016, upraveno)

Série	Úhlová rychlost (°/s)	Svalová skupina	Režim cvičení	Počet opakování	ROM (°)/pozice
Warm-up	180	Extenzory, flexory	Koncentrický	10	90
Warm-up	120			10	90
1	60			3	90
2	180			6	90
3	0	Extenzory	Izometrický	1	90° flexe
4	0	Flexory		1	
5	60	Extenzory	Excentrický	3	90
6	60	Flexory		3	90

Vysvětlivky: ROM – rozsah pohybu

Tabulka 22. Izokinetický testovací protokol pro stanovení PT flexorů a extenzorů kolenního kloubu (Gadea et al., 2014, upraveno)

Série	Úhlová rychlost (°/s)	Počet opakování	Režim cvičení	Pauza (s)
Warm-up	180	4	Koncentrický	60
Warm-up	90	3	Koncentrický	60
Warm-up	240	4	Koncentrický	60
Warm-up	30	3	Excentrický	60
Měření	180	6	Koncentrický	60
Měření	90	5	Koncentrický	60
Měření	240	20	Koncentrický	60
Měření	180	5	Excentrický	60

13.2 Cvičební izokinetické protokoly

Tabulka 23. Izokinetický excentrický tréninkový protokol (Harris-Love et al., 2017, upraveno)

Tréninková jednotka	Počet sérií × počet opakování	Úhlová rychlost (°/s)	Režim	Cílová hodnota/ progres PT (%)
1	3 × 10	45	Excentrický	40-50
2	3 × 10	60		50
3	3 × 10	60		60
4	3 × 10	60		70
5	4 × 10	60		±5
6	3 × 1	60		±5
	1 × 10	90		
7	2 × 1	60		±5
	2 × 10	90		
8	1 × 1	60	±5	
	3 × 10	90		
9	Aktivní regenerace			
10	4 × 10	60	Excentrický	±5
11	3 × 1	60		±5
	1 × 10	90		
12	2 × 1	60		±5
	2 × 10	90		
13	1 × 1	60	±5	
	3 × 10	90		
14	Aktivní regenerace			

Vysvětlivky: PT – Peak Torque

Tabulka 24. Izokinetický cvičební protokol pro odstranění svalových dysbalancí (Gioftsidou et al., 2008, upraveno)

Úhlová rychlost (°/s)	Počet sérií	Počet opakování	Svalová skupiny
150	1	15	Extenzory, flexory
180	1	15	
210	1	15	
240	2	15	
240	2	15	Pouze svaly s dysbalancí/deficitem
210	1	15	
180	1	15	
150	1	15	

Tabulka 25. Orientační cvičební protokol po plastice LCA od 10-12. pooperačního týdne (Poľanský, 2005, upraveno)

Série	Rychlost (°/s)	Počet opakování	Intenzita (% MAX)	ROM (°)	Délka pauzy (min)	Pohyb
1	90	12	60	60–20,	3	Flexe, extenze
2	90	15	65	poté 90-0	3	
3	120	18	70	podle	3	
4	90	15	65	stavu pacienta	3	

Vysvětlivky: ROM – rozsah pohybu; MAX – maximum

Tabulka 26. Doporučený cvičební protokol pro pacienty s anterior knee pain při nastavení 75 % maximálního momentu síly kvadricepsu, 15 s pauza mezi každou sérií (Gadea et al., 2014, upraveno)

Trénink	Koncentrické cvičení		Excentrické cvičení		Koncentrické cvičení	
	Počet opakování × počet sérií	Úhlová rychlost	Počet opakování × počet sérií	Úhlová rychlost	Počet opakování × počet sérií	Úhlová rychlost
1. trénink	3 × 6	450°/s 400°/s 350°/s	3 × 4	15°/s 15°/s 15°/s	4 × 4	300°/s 300°/s 270°/s 270°/s
2. trénink	3 × 6	400°/s 350°/s 350°/s	2 × 4	15°/s 30°/s	4 × 4	300°/s 270°/s 240°/s 240°/s
3. trénink	4 × 4	240°/s 240°/s 240°/s 240°/s	3 × 4	30°/s 30°/s 30°/s		
Každý další trénink	4 × 4	210°/s 180°/s 150°/s (Podle stavu)	3 × 4	30°/s 30°/s 30°/s		

Tabulka 27. Původní rehabilitační protokol pro anterior knee pain, při 3 cvičebních jednotkách týdně do odeznění/zmírnění bolesti (Bennett & Stauber, 1986, upraveno)

Počet sérií	Počet opakování	Úhlová rychlost (°/s)	Režim	Svalová skupina	Pauza mezi sériemi	Intenzita
3	10	30°s 60°s 90°s	excentrický	extenzory	Podle stavu pacienta	maximální

Tabulka 28. Doporučený protokol pro pacienty po operaci menisků, s pauzou 3-5 min mezi sériemi, tréninková jednotka 3–4× týdně (Sherman et al., 1982, upraveno)

Pooperační týden	Počet sérií	Počet opakování	Úhlová rychlost (°/s)	Režim	Svalová skupina	Intenzita
4.–5.	2	Do poklesu 50 % PT	60 °/s 90°/s 120°/s	koncentrický	Flexory, extenzory	maximální
Každý další do dosažení adekvátní svalové síly	2		180°/s 240°/s 300°/s			

13.3 Vyplněný dotazník IKDC Score

[Page 1]

Symptomy*:

*Vyhodnoťte symptomy na nejvyšší úrovni činnosti, o které si myslíte, že ji můžete vykonávat bez závažných symptomů, i když fakticky činnosti na této úrovni nevykonáváte.

- Jaká je nejvyšší úroveň činnosti, kterou můžete vykonávat bez podstatné bolesti kolene?
 - Velmi namáhavé činnosti, jako skákání nebo otáčení se při basketbalu nebo fotbalu
 - Namáhavé činnosti, jako těžká tělesná práce, lyžování nebo tenis
 - Středně namáhavé činnosti, jako středně namáhavá tělesná práce, běhání nebo jogging
 - Lehce namáhavé činnosti, jako chůze, domácí práce nebo práce na zahrádce
 - Neschopen/na provádět žádné výše uvedené činnosti kvůli bolesti kolena
- Jak často jste během posledních 4 týdnů nebo od chvíle poranění pocítoval(a) bolest?

Nikdy	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Neustále
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
- Pokud cítíte bolest, jak silná je?

Žádná bolest	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Nejhorší představitelná bolest
	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
- Jak ztuhlé nebo oteklé bylo vaše koleno během posledních 4 týdnů nebo od chvíle poranění?
 - Vůbec ne
 - Mírně
 - Středně
 - Velmi
 - Extrémně
- Jaká je nejvyšší úroveň činnosti, kterou můžete vykonávat bez podstatného otoku kolena?
 - Velmi namáhavé činnosti, jako skákání nebo otáčení se při basketbalu nebo fotbalu
 - Namáhavé činnosti, jako těžká tělesná práce, lyžování nebo tenis
 - Středně namáhavé činnosti, jako středně namáhavá tělesná práce, běhání nebo jogging
 - Lehce namáhavé činnosti, jako chůze, domácí práce nebo práce na zahrádce
 - Neschopen/neschopna provádět žádné výše uvedené činnosti kvůli otoku kolena
- Zablokovalo se vám nebo selhalo koleno během posledních 4 týdnů nebo od vašeho zranění?
 - Ano
 - Ne
- Jaká je nejvyšší úroveň činnosti, kterou můžete vykonávat bez povolení kolena?
 - Velmi namáhavé činnosti, jako skákání nebo otáčení se při basketbalu nebo fotbalu
 - Namáhavé činnosti, jako těžká tělesná práce, lyžování nebo tenis
 - Středně namáhavé činnosti, jako středně namáhavá tělesná práce, běhání nebo jogging
 - Lehce namáhavé činnosti, jako chůze, domácí práce nebo práce na zahrádce
 - Neschopen/neschopna provádět žádné výše uvedené činnosti kvůli bolesti kolena

Sportovní činnosti:

8. Jaká je nejvyšší úroveň činnosti, které se můžete pravidelně účastnit?
- 4 Velmi namáhavé činnosti, jako skákání nebo otáčení se při basketbalu nebo fotbalu
 - 3 Namáhavé činnosti, jako těžká tělesná práce, lyžování nebo tenis
 - 2 Středně namáhavé činnosti, jako středně namáhavá tělesná práce, běhání nebo jogging
 - 1 Lehce namáhavé činnosti, jako chůze, domácí práce nebo práce na zahrádce
 - 0 Neschopen/neschopna provádět žádné výše uvedené činnosti kvůli kolenu

9. Nakolik vaše koleno ovlivňuje vaši schopnost:

	Zcela bez obtíží	Minimálně obtížné	Středně obtížné	Extrémně obtížné	Neschopen/neschopna na vykonat
a. Jít do schodů	<input checked="" type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
b. Jít ze schodů	<input checked="" type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
c. Klečat na přední části kolena	<input checked="" type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
d. Být v podřepu	<input checked="" type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
e. Sedět s ohnutým kolenem	<input checked="" type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
f. Vstávat ze židle	<input checked="" type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
g. Běžet přímo vpřed	<input checked="" type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
h. Skákat a dopadat na postiženou nohu	<input type="checkbox"/> 4	<input checked="" type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0
i. Zastavovat se a rychle se rozbíhat	<input type="checkbox"/> 4	<input checked="" type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 0

Funkce:

10. Jak byste vyhodnotil(a) funkci svého kolene na stupnici od 0 do 10, kde 10 znamená normální, vynikající funkci a 0 znamená neschopnost vykonávat kteroukoli z obvyklých denních činností, které mohou zahrnovat sporty?

FUNKCE PŘED PORANĚNÍM KOLENA:

Nelze vykonávat denní činnosti	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Žádné omezení denních činností
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	

SOUČASNÁ FUNKCE KOLENA:

Nelze vykonávat denní činnosti	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Žádné omezení denních činností
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

13.4 Dokument o potvrzení správnosti anglického překladu

POTVRZENÍ O PŘEKLADU BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Jméno a příjmení studenta: Kateřina Zajončková Forma studia: bakalářské

Ročník: 3.

Studijní obor: Fyzioterapie

Akademický rok: 2021/2022

Název bakalářské práce: Možnosti využití izokinetického dynamometru v prevenci a terapii poranění měkkého kolene

Jméno a příjmení překladatele: Mgr. Barbora Arvai

Datum: 21.4.2022



13.5 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Možnosti využití izokinetického dynamometru v prevenci a terapii poranění měkkého kolene

Jméno: [redacted]

Datum narození: [redacted]

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Datum: 25. 4. 2022

Podpis např. fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum: 25. 4. 2022

[Handwritten signature]