

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2019

Bc. et Bc. Jan Kosina

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Analýza svalových zkrácení a rozsahu pohybu horní části těla a jejich vztah
k vybraným parametrům golfového švihů u hráčů juniorského věku**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce

Mgr. Tomáš Gryc, Ph.D.

Konzultant diplomové práce

doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Vypracoval

Bc. et Bc. Jan Kosina

Praha, září 2019

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

podpis diplomanta

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení: Fakulta: Katedra: Datum vypůjčení: Podpis:

Poděkování

Rád bych touto cestou poděkoval Mgr. Tomáši Grycovi, PhD. za odborné vedení při psaní této diplomové práce, za cenné rady a zapůjčení odborné literatury. Dále bych rád poděkoval doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc. za čas a rady, které mi věnovala v rámci konzultací.

Abstrakt

Název: Analýza svalových zkrácení a rozsahu pohybu horní částí těla a jejich vztah k vybraným parametrům golfového švihů u hráčů juniorského věku

Cíle práce: Vyhodnotit svalová zkrácení, rozsah pohybu a kinematické parametry golfového švihů u vrcholových hráčů golfu juniorského věku a vyhodnotit vztah mezi kinematickými parametry golfového švihů a svalovým zkrácením a rozsahem pohybu.

Metody: Kinematika golfového švihů byla sledována pomocí 3D kinematického analyzátoru CODA Motion System u parametrů: rotace ramen; rotace boků; X – faktor; úhel mezi levou paží a rameny. Parametry byly hodnoceny v klíčových okamžicích švihů: vrchol nápřahu; impakt. Pro získání hodnot svalového zkrácení byl použit klinický test vyšetření svalového zkrácení dle Jandy pro vyšetření zkrácení ve svalech: m. triceps surae; m. iliopsoas; m. rectus femoris; m. tensor fasciae latae; flexory kolenního kloubu; adduktory kyčelního kloubu; m. piriformis; m. quadratus lumborum; paravertebrální svaly; m. pectoralis major; m. trapezius horní část; m. levator scapulae; m. sternocleidomastoideus. Aktivní rozsahy pohybu byly vyšetřeny standardním dvouramenným goniometrem na základě goniometrického vyšetření dle Jandy v kyčelním kloubu, ramenním kloubu a v trupu. V kyčelního kloubu byla měřena vnitřní rotace, zevní rotace, flexe a extenze. V trupu byla měřena rotace a v ramenním kloubu vnitřní rotace, zevní rotace, flexe a horizontální addukce. Výzkumu se účastnilo 8 vrcholových hráčů golfu juniorského věku.

Výsledky: U námi sledovaného souboru hráčů byly zjištěny signifikantní vztahy mezi parametry: svalové zkrácení flexorů levé dolní končetiny a hodnotami rotace boků v okamžiku impaktu; X – faktor ve vrchol nápřahu a rozsahem pohybu trupu doprava; úhel mezi levou paží a postavení ramen a rozsahem pohybu levé paže do horizontální addukce.

Klíčová slova: golf, golfový švih, svalové zkrácení, rozsah pohybu

Abstract

Title: Muscle tightness and range of motion analysis of selected upper body segments and its connection to selected parameters of experienced junior golf players swing.

Objectives: The aim of this work is to assess muscle tightness, range of motion and golf swing kinematics of experienced junior golf players and to evaluate possible connections between muscle tightness, range of movement and golf swing kinematics

Methods: Golf swing kinematics was observed by kinematic analyzer CODA Motion System. Selected parameters of golf swing were: shoulder rotation; pelvis rotation; X – factor; angle between shoulders and left arm. Parameters were measured in key moments of a golf swing: end of backswing; impact. Muscle tightness was measured by clinical test of muscle tightness according to Janda for selected muscles: m. triceps surae; m. iliopsoas; m. rectus femoris; m. tensor fasciae latae; knee flexors; hip adductors; m. piriformis; m. quadratus lumborum; paravertebral muscles; m. pectoralis major; m. trapezius – upper part; m. levator scapulae and m. sternocleidomastoideus. Clinical test of range of motion according to Janda and standard two – arm goniometer was used for range of motion evaluation of selected body segments: hip joint – internal and external rotation, flexion, extension; shoulder joint – internal and external rotation, flexion, horizontal adduction and thorax – rotation. 8 experienced junior golf players participated in this study.

Results: Significant connections were evaluated between these parameters: muscle tightness of left knee flexors and pelvic rotation during impact; X – factor during end of the backswing and right thorax rotation range of motion; angle between shoulders and left arm during end of the backswing and horizontal adduction range of motion of left arm.

Keywords: golf, golf swing, muscle tightness, range of motion

Seznam zkratek

ASMA – alpha – smooth muscle actin

CNS – centrální nervová soustava

dx. – pravý (pozn. z latinského dexter)

RF – retikulární formace

sin. – levý (pozn. z latinského sinister)

MMT – (manual muscle strenght test)

Hcp – handicap (číselné vyjádření herní úrovně)

SIAS – spina iliaca anterior superior

SIPS – spina iliaca posterior superior

Obsah

1. Úvod.....	11
2. Teoretická východiska práce	12
2.1 Svalové zkrácení a rozsah pohybu	12
2.1.1 Svalový aparát	13
2.1.1.1 Morfologie svalu.....	13
2.1.1.2 Nervosvalový přenos	15
2.1.1.3 Svalové kontrakce – teorie kluzných vláken	15
2.1.2 Vazivo.....	16
2.1.2.1 Organizace vaziva ve svalu.....	17
2.1.2.2 Role vaziva ve svalovém aparátu.....	17
2.1.2.3 Morfologie pojivových tkání	18
2.1.3 Svalové zkrácení z pohledu neurofyzologie.....	19
2.1.3.1 Antigravitační svaly	19
2.1.3.2 Svalový tonus.....	19
2.1.3.2.1 Aktivní svalový tonus	20
2.1.3.2.2 Regulační mechanismy CNS svalového tonu.....	22
2.1.3.2.3 Pasivní napětí.....	22
2.1.3.3 Kontrakce nekontraktilních buněk.....	23
2.1.4 Vyšetření svalového zkrácení dle Jandy.....	23
2.1.5 Goniometrické vyšetření rozsahu pohybu dle Jandy	24
2.2 Golf	25
2.2.1 Golf a zranění	25
2.2.2 Profesionální x rekreační golf	26
2.3. Golfový švih.....	26
2.3.1 Charakteristika golfového úderu.....	26
2.3.2 Technika golfového švih.....	27

2.3.2.1	Výchozí pozice	28
2.3.2.2	Nápřah.....	30
2.3.2.3	Downswing	32
2.3.2.4	Impakt	34
2.3.2.5	Follow-through	35
2.3.3	Analýza golfového švihů.....	36
2.3.3.1	2-D analýza	36
2.3.3.2	3-D kinematická analýza	37
2.3.3.3	Vybrané parametry golfového švihů.....	38
3.	Metodická část	40
3.1	Cíle a úkoly práce, hypotézy (1-1,5 str.).....	40
3.1.1	Cíle práce.....	40
3.1.2	Úkoly práce	40
3.1.3	Řešené otázky	41
3.1.4	Hypotézy.....	41
3.2	Výzkumné metody (3-8 str.)	42
3.2.1	Výzkumný soubor	42
3.2.2	Přístrojové vybavení a metody měření	42
3.2.3	Organizace a průběh měření	45
3.2.4	Metody hodnocení a zpracování dat.....	46
3.2.5	Sběr dat.....	47
3.3	Výsledky	49
4.	Diskuse.....	61
5.	Závěry	66
6.	Seznam použité literatury	68
7.	Přílohy.....	78

1. Úvod

Téma diplomové práce jsem zvolil záměrně tak, abych propojil dvě sféry zájmu, kterým se věnuji. Golf hraji 10 let a v bakalářské práci jsem se zabýval přenosem hmotnosti v průběhu patovacího úderu. Zároveň dokončuji magisterské studium fyzioterapie a pracuji v rehabilitační nemocnici.

O golfu bylo napsáno mnoho studií poskytujících cenné informace a napomáhajících k porozumění celé řady aspektů golfové hry. V poslední době je velký akcent kladen zejména na zdravotní stránku golfu a golfového švihů. Mnoho autorů přichází se studii, které popisují možné příčiny poranění a návod, jak jim předcházet. Je tomu tak pravděpodobně kvůli celkové četnosti výskytu poranění u golfistů. Nejpočetnější skupinou golfistů jsou totiž rekreační hráči ve věku 50+ a ti většinou disponují špatnou úrovní golfové techniky. Profesionální golfista s dokonalou technikou provedení golfového úderu je jen špičkou ledovce a na hřišti ho často nepotkáme.

Za pomoci kinematické analýzy golfového švihů a hodnocení stavu pohybového aparátu bych rád nastínil možné vzájemné vztahy, které povedou k lepšímu porozumění golfovému švihů. Pevně věřím, že zjištěné poznatky budou využitelné v praxi pro golfové trenéry a hráče, kteří budou chtít zdokonalit svoji techniku úderu skrze zlepšení pohyblivosti nebo protažením zkrácených svalů.

Vzhledem k provedenému experimentu zahrnuje pasáž teoretických východisek dvě hlavní kapitoly. V první kapitole je detailně popsána problematika svalového zkrácení a rozsahu pohybu. Kapitola je koncipována tak, aby se čtenář v dané problematice dobře zorientoval a pochopil zejména příčiny svalového zkrácení a omezení rozsahu pohybu. Druhá kapitola je věnována golfu, resp. golfovému švihů. Švih je detailně rozebrán, včetně jednotlivých fází a jejich charakteristiky z pohledu biomechaniky a nároků na pohybový aparát.

2. Teoretická východiska práce

2.1 Svalové zkrácení a rozsah pohybu

Dle Jandy (1982) je svalové zkrácení stav, při kterém dochází ke klidovému zkrácení svalu. Tento stav není podložený aktivní kontrakcí svalu, ani zvýšenou aktivitou nervového systému. Zkrácený sval klade větší odpor a je obtížné či nemožné ho natáhnout do jeho fyziologické délky. Véle (1997) upřesňuje, že ke svalovému zkrácení může docházet z nejrůznějších příčin. Tyto příčiny mohou být od svalu vzdálené a na první pohled se zkrácením proto nemusí souviset, např. nociceptivní podnět na kůži a excitace gama systému (Knutson, 2000).

Svalovým zkrácením rozumíme omezenou schopnost svalu zvětšovat svoji délku při pohybu. Termín svalové zkrácení je zavádějící, a proto je velmi důležité tuto problematiku hodnotit v kontextu příčiny zkrácení. Svalové zkrácení vnímám jako fenomén, který zahrnuje soubor dějů a různých příčin, vedoucích k neoptimální funkci svalu, ať už ve smyslu rozsahu pohybu, nebo vlastní svalové síly. Zejména příčiny svalového zkrácení hrají zcela zásadní roli pro porozumění této problematiky. Svalové zkrácení je hodnoceno na základě Svalového testu dle Jandy, při kterém se hodnotí kombinace omezení rozsahu pohybu s napětím. Viditelným projevem a konečným důsledkem svalového zkrácení je omezení rozsahu pohybu, na jehož základě je také možné svalové zkrácení orientačně hodnotit.

Dostatečný kloubní rozsah je základním stavebním kamenem funkčního pohybového aparátu, jehož hodnocení se standardně využívá k posouzení jeho stavu. Lidský pohyb jako takový je závislý na rozsahu pohybu v jednotlivých kloubních spojeních a jejich omezení může být zapříčiněno dvěma hlavními faktory: *kloubním aparátem a svalovým aparátem* (Gajdosik, 1987; Véle, 2006).

Determinující faktor kloubního rozsahu pohybu je geometrický tvar styčných ploch kloubu a poloha svalových úponů. Množství pohybů, které lze v kloubu vykonávat, závisí na geometrickém tvaru, ze kterého vyplývá množství os pohybu (Čihák, 2011).

Struktura totiž diktuje funkci. Architektura artikulujících kloubních ploch determinuje stupeň volnosti pohybu a nastavuje tak limit jeho možného rozsahu. Toto platí i obráceně. Funkce formuje strukturu. Způsob, jakým se pohybujeme, z dlouhodobého hlediska způsobuje strukturální změny na jednotlivých etážích pohybového aparátu (Schenkman, 1987).

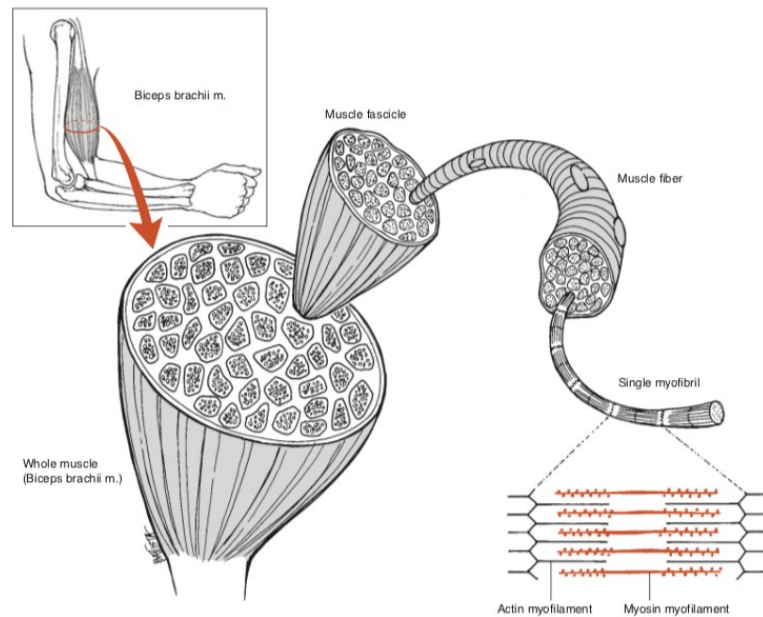
Druhý zmíněný faktor, tedy svalový aparát, vymezuje rozsah pohybu aktivním a pasivním napětím (Page, 2012). V následující kapitole bude uvedeno potřebné teoretické zázemí k problematice svalového zkrácení a omezení rozsahu pohybu, včetně základních anatomických a fyziologických vlastností svalu, pojivových tkání a kloubních struktur. Abychom porozuměli roli řídicího aparátu při zkrácení svalu a omezení rozsahu pohybu, bude pozornost věnovaná také neurofyziologii. Svalovému zkrácení se budu věnovat pouze ve smyslu zkrácení fyziologického.

2.1.1 Svalový aparát

Základním výkonným prvkem pohybového aparátu je kosterní sval. Kosterní sval je biologická tkáň, která mění chemickou energii na energii mechanickou za tvorby tepla jako vedlejšího produktu. Spolu se šlachou tvoří funkční jednotku, skrze kterou se sval upíná na kost. Během činnosti mění své mechanické napětí a svou délku. V těle se nachází na 600 svalů a u trénovaného jedince mohou dosahovat až 46 % hmotnosti těla (Oatis, 2009).

2.1.1.1 Morfologie svalu

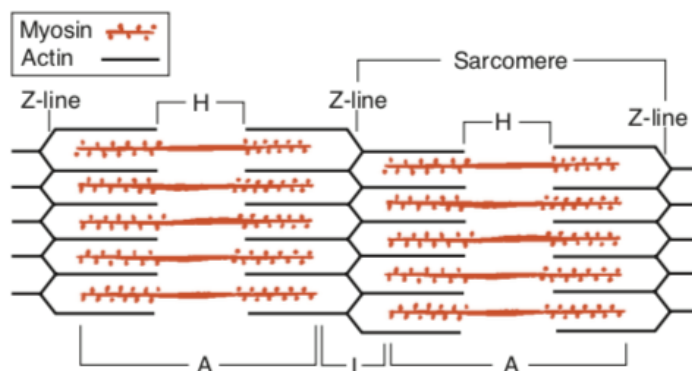
Základní komponentou kosterního svalu je svalové vlákno. Jedná se o podlouhlou, vícejadernou, cylindrickou buňku tvořenou těžkými a lehkými filamenty. Lehká filamenta představuje aktin, troponin a tropomyosin. Jediným zástupcem těžkých filament je myosin. Svalové vlákno se dále dělí na několik desítek myofibril. Myofibrily se skládají z menších podjednotek, které se nazývají sarkomery (Obr. 1).



Obr. 1: Schematicky znázorněná stavba kosterního svalu

(Oatis, 2009)

Sarkomery jsou části svalového vlákna vymezené dvěma sousedícími Z-liniemi. Obsahují kontraktilní protein aktin a myosin a tvoří *základní funkční jednotku svalu*. Svalová kontrakce je totiž ve skutečnosti součtem kontrakcí na všech sarkomerech dohromady. Tenká aktinová myofilamenta jsou pevně spjata se Z-liniemi na obou koncích sarkomery, které fungují jako kotvy. V prostoru mezi Z-liniemi aktin obklopuje tlustší myosinová myofilamenta (Obr. 2). Toto uspořádání aktinových myofilament obklopujících myosinová myofilamenta se v sarkomeře opakuje, kompletně vyplňuje její prostor a způsobuje charakteristické příčně pruhované zbarvení (Oatis, 2009).



Obr. 2: Zkřížené uspořádání aktinu a myosinu uvnitř sarkomery

(Oatis, 2009)

2.1.1.2 Nervosvalový přenos

Kosterní svaly jsou inervované motorickými nervy. Motorický nerv se skládá z nervových buněk, které mají nízký práh pro podráždění. Podněty o dostatečné intenzitě vyvolají tvorbu vzruchů neboli akčních potenciálů, šířících se podél membrány k synaptickému zakončení. Motorický nerv a svalové vlákno jsou spojeny speciálním typem chemické synapse, která se nazývá nervosvalová ploténka. Přítomnost akčního potenciálu na nervosvalové ploténce způsobí změnu rozmístění iontů a ve svém konečném důsledku svalovou kontrakci (Keynes, 2001).

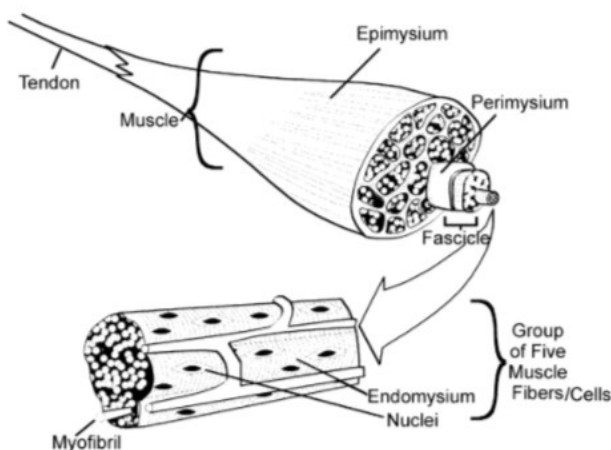
2.1.1.3 Svalové kontrakce – teorie kluzných vláken

Přesný mechanismus svalové kontrakce není známý a do určité míry zůstává neobjasněn. V roce 1954 popsali Hugh E. Huxley a Jean Hanson pomocí mikroskopu s fázovým kontrastem teorii kluzných filament, která se dodnes považována za teorii nejvíce se blížící realitě. Dle této teorie svalovou kontrakci způsobuje zasunutí lehkých filament aktinu mezi těžká filamenta myosinu. Vlastní pohyb je způsoben cyklickými reakcemi mezi výběžky myosinu a povrchem aktinu. Výběžek myosinu se zachytí za povrch aktinu, přitáhne se a následně se uchytí na vzdálenější místo na aktinu, čímž dojde k posunu (Keynes, 2001).

2.1.2 Vazivo

V lidském těle se nachází 4 hlavní druhy tkání – epitelová, svalová, nervová a pojivová. Každá z těchto tkání má své specifické vlastnosti, unikátní strukturu a je vysoce specializovaná pro nejrůznější úkony (Stecco, 2015).

Právě pojivová tkáň představuje důležitou složku svalového aparátu. Kosterní svalovina je totiž vazivem protkaná na všech svých úrovních. Skupiny svalových vláken jsou obaleny vazivem a jsou sdruženy do svazků, které se nazývají fascikly. Fascikly jsou také sdruženy dohromady a obaleny vazivem, které se nazývá perimysium. V každém fasciklu se nachází stovky svalových vláken, přičemž jedno svalové vlákno představuje jednu svalovou buňku. I jednotlivé svalové buňky jsou obaleny vazivem zvaným endomysium. Celý sval je obalen vazivovým pláštěm, zvaným epimysium (Obr. 3). Zmíněné vazivo na všech svých úrovních, od svalového vlákna až po sval jako celek, je dohromady propojeno a tvoří uvnitř svalu vazivovou síť, která na svém konci formuje šlachy, skrze níž dochází ke spojení svalu s periostem (Knudson, 2003).



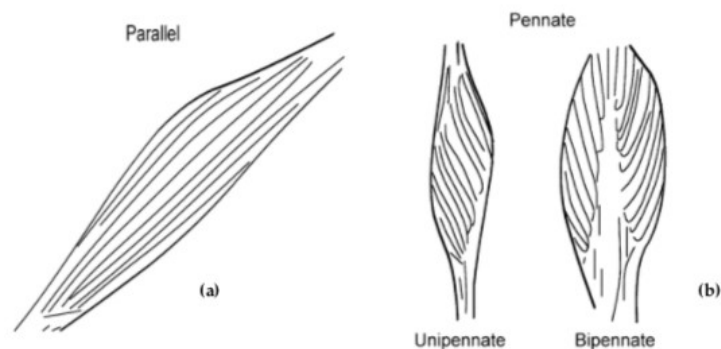
Obr. 3: Vazivové pláště v kosterním svalu

(Knudson, 2003)

2.1.2.1 Organizace vaziva ve svalu

Z anatomického hlediska je uspořádání svalových vláken a vaziva ve svalu buďto paralelní, nebo zpeřené (Obr. 4). Paralelně uspořádaná svalová vlákna jsou uspořádána paralelně k ose svalového tahu. Umožňují větší rozsah pohybu, ale nevyprodukují takovou sílu, jako svaly zpeřené. Větší rozsah pohybu je umožněn uspořádáním velkého množství sarkomer v sériích za sebou. Typický sval s tímto uspořádáním je například m. rectus abdominis, který je schopen zkrácení až na polovinu své délky.

Ve zpeřeném svalu jsou svalová vlákna uspořádána pod úhlem menším než 15° k podélné ose svalu, většinou k vazivové aponeuróze. Existují svaly jednozpeřené, např. m. tendinosus, dvojitě zpeřené, např. m. rectus femoris a mnohozpeřené, např. m. deltoideus. Zpeřené svaly produkují značnou sílu za cenu menšího rozsahu pohybu.



Obr. 4: Uspořádání svalových vláken

(Knudson, 2003)

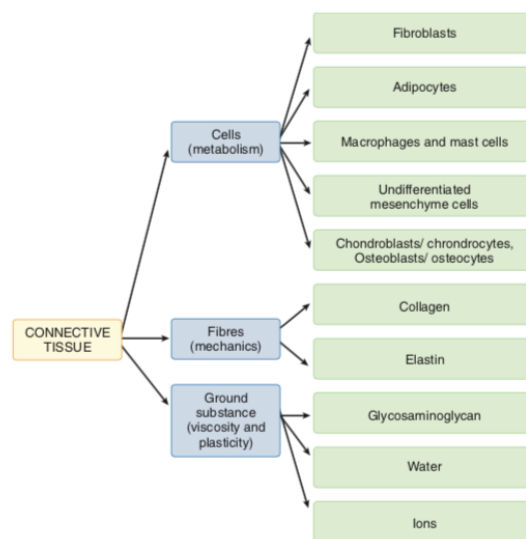
2.1.2.2 Role vaziva ve svalovém aparátu

Vazivo představuje pasivní složku svalového aparátu. Společně s viskoelastickými vlastnostmi svalu zajišťuje pasivní napětí svalového aparátu. Způsobem organizace ovlivňuje schopnost svalu generovat mechanickou energii – sílu a v neposlední řadě samotný sval chrání (Knudson, 2003).

Pojivové tkáně obecně byly podrobeny v posledních letech celé řadě výzkumů, které poukazují na jejich možné nové vlastnosti a do značné míry bortí představu o pojivových tkání jako o pouze pasivní struktuře. Porozumění pojivovým tkáním jako celku a jejich úloze v pohybovém aparátu bude jedním z důležitých aspektů pro pochopení fenoménu svalového zkrácení. Následující řádky proto budou věnovány morfologii pojivových tkání a jejich funkci.

2.1.2.3 Morfologie pojivových tkání

Skladba pojivových tkání zahrnuje tři hlavní komponenty: buňky, vláknitou (fibrilární) hmotu a mezibuněčnou hmotu (Obr. 5).



Obr. 5: Složení pojivových tkání

(Stecco, 2015)

Buněčná hmota zajišťuje metabolismus pojivové tkáně, vlákna její mechanické vlastnosti a mezibuněčná hmota je zodpovědná za plasticitu a poddajnost. Složení těchto komponent se liší podle funkce, kterou má pojivová tkáň zastávat. V určitých částech těla převládá buněčná složka. Taková tkáň je velmi tvárná a málo pevná, např. tuková tkáň.

V jiných částech těla je pojivová tkáň bohatá na vláknitou hmotu. Tkáň je výrazně pevnější a méně poddajná, např. šlachy a ligamenta.

2.1.3 Svalové zkrácení z pohledu neurofyziologie

2.1.3.1 Antigravitační svaly

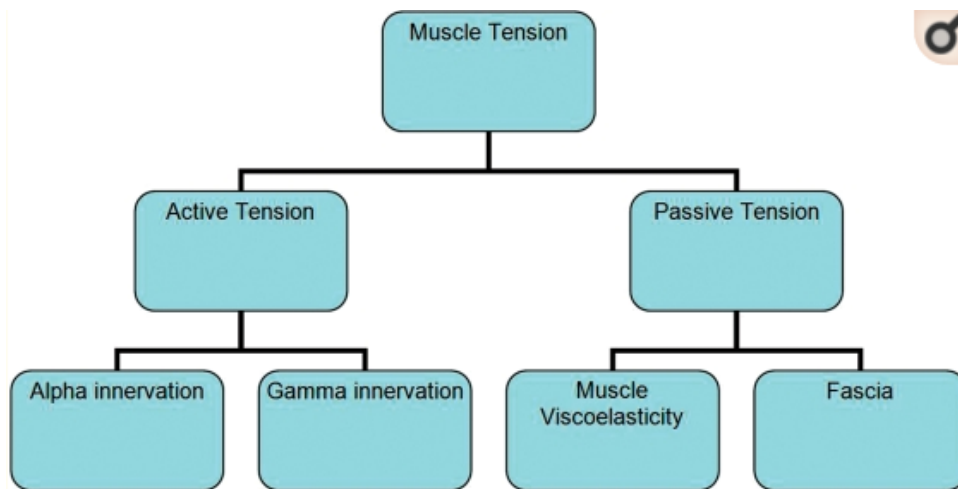
Svalový tonus není ve všech svalech stejný. Vyšší tonus vykazuje extenzorová svalová skupina, tedy antigravitační svaly zajišťující vzpřímené držení těla. Z několika set svalů přítomných v lidském těle tvoří antigravitační svaly jen malou část. Baldwin (1994) uvádí, že se jedná o tyto svaly: m. erector spinae, m. gluteus maximus, m. tensor fasciae latae, m. rectus femoris, m. semitendinosus, m. biceps femoris, flexory kyčelního kloubu, m. gastrocnemius, m. soleus a m. tibialis anterior.

Ve vzpřímeném postoji je aktivita zmíněných antigravitačních svalů nicméně velmi nízká a závisí na poloze těžiště těla. Ta se neustále mění a je ovlivněna např. i tlukotem srdce či dechovým mechanismem. Na tyto prostorové deviace reagují antigravitační svaly svojí aktivitou a regulují ji. Pokud není držení těla optimální a jednotlivé tělní segmenty nejsou nastaveny nad sebou, je potřeba vykonat větší práci k překonání gravitace, a tím vznikají vyšší nároky na aktivitu antigravitačních svalů. Dlouhodobé stereotypní zatěžování antigravitačních svalů při špatném držení těla bude jedním ze základních důvodů, proč jsou tyto svaly zkrácené. Lze totiž předpokládat, že u napřimeného držení těla bude svalové zkrácení antigravitačních svalů menší (Kuznetsov, 2012; Soames, 1981).

2.1.3.2 Svalový tonus

Základem veškerého pohybu je svalový tonus. Z pohledu biomechaniky by byl přesnější pojem svalová tuhost, protože sval má mechanické vlastnosti podobné pružině. Svalový tonus je stav setrvalé trvalé mírné kontrakce svalu. S každým dějem v lidském

těle je přímo spjat řídicí a kontrolní prvek na jedné z úrovní centrální CNS. A je tomu tak i u svalového tonu. Rozlišujeme svalový tonus *aktivní* a *pasivní* (Obr. 6).



Obr. 6: Dělení svalového tonu

(Page, 2012)

2.1.3.2.1 Aktivní svalový tonus

Aktivní svalový tonus vzniká reakcí mezi aktinem a myosinem v sarkomeře u aktivované motorické jednotky. Jedná se o sílu, kterou vyprodukují kontraktilní proteiny. Příčinou kontrakce je nízkofrekvenční asynchronní vzruchová aktivita alfa motoneuronů, které jsou neustále drážděny akčními potenciály přicházejícími z vyšších řídicích center CNS skrze descendentní motorické dráhy a po aferentních vláknech ze somato – sensorického systému. Schopnost svalu vytvořit aktivně tahové síly je oproti ostatním tkáním unikátní. Aktivní svalový tonus je řízený ze supraspinální části CNS pomocí somatických motoneuronů předních rohů míšních a jader hlavových nervů, které jsou svými axony buďto přímo napojeny na svalovou buňku, nebo nepřímo pomocí sítě interneuronů. V lidském těle rozlišujeme dva somatické motoneurony: α – *motoneuron* a γ – *motoneuron* (Králíček, 2002).

α – motoneuron

Jedná se o velkou multipolární buňku, která se nachází v předních rozích míšních a v mozkovém kmeni. Pomocí dlouhých motorických nervových vláken inervuje skrze nervosvalovou ploténku extrafuzální vlákna kosterní svaloviny. Podílí se na řízení svalového tonu, zejména na volní motorice. Přes α – motoneuron přicházejí na nervosvalovou ploténku akční potenciály (AP). Pokud je impuls – AP dostatečně velký, vyústí v záškub svalu. Tento systém je rychlý, ale nešetrný (Králíček, 2002).

Gama systém

Gama systém řídí intrafuzální svalová vlákna uvnitř svalového vřeténka a slouží jako pojistka proti poškození svalu, vaziva a kloubu během svalové kontrakce. Stimulace gama systému zvyšuje dráždivost svalového vřeténka primárně (Ia) a sekundárně (II). Svalové vřeténko Ia je monosynapticky spojeno s homonymním α – motoneuronem v míše a při podráždění způsobuje svalovou kontrakci. II svalové vřeténko je skrze interneurony v míše spojeno s alfa i gama buňkami. Gama systém je primárně řízený z retikulární formace, jejíž prostřednictvím dochází k uplatnění regulačních vlivů mozečku, bazálních ganglií a mozkové kůry. Velmi silný vliv na gama systém mají také pomalá aferentní vlákna typu III a IV z kůže a kloubních ligament, tedy vlákna vedoucí podněty z nociceptorů a mechanoceptorů (Knutson, 2000; Kolář, 2012).

Golgiho šlachové tělísko

Spolu se svalovým vřeténkem se na regulaci napětí a ochrany svalového aparátu podílí také Golgiho šlachová tělíska. Jsou to receptory, které se nacházejí ve šlachách blízko jejich spojení se svalem. Na rozdíl od svalových vřetének jsou tělíska zapojená v sériích se svalovými vlákny. Jsou citlivá na protažení a zejména na kontrakci svalu, kterou registrují už od 4mg. Pokud je svalová kontrakce příliš velká a mohlo by dojít k poškození svalu, aktivují se tělíska a na základě inverzního myotatického reflexu dochází ke svalové inhibici. Tělíska jsou zejména citlivá na izometrickou kontrakci, při

kteřé inhibicí dochází ke snížení napětí dokonce pod výchozí hodnotu (Morimoto, 1993; Smith, 2007).

2.1.3.2.2 Regulační mechanismy CNS svalového tonu

Proces regulace svalového tonu je velmi komplikovaný a jeho podrobná znalost přesahuje možnosti a potřeby této diplomové práce. Regulační mechanismy budou uvedeny jen stručně. K regulaci svalového tonu dochází téměř ze všech částí CNS. Na spinální úrovni je řízen reflexy. Na úrovni mozkového kmene je důležitým regulačním orgánem Varolův most a Retikulární formace (RF). Facilitační část RF v pontu aktivuje motoneurony extenzorů a tlumí motoneurony flexorů. Inhibiční část se nachází v prodloužené míše a má opačný vliv. RF podléhá vlivu ascendentních sensorických drah z primární motorické, premotorické a somatosenzorické oblasti. Varolův most je prostředník, který přepojuje dráhy z mozečku, vestibulárního systému a pyramidové dráhy z mozkové kůry. Dalším významným regulátorem napětí je vestibulární systém, který řídí napětí ve vztahu ke gravitaci. Koordinaci pohybu, udržování rovnováhy a svalového napětí zajišťuje mozeček. Thalamus představuje převodní systém mezi kůrou a mozečkem. V koncovém mozku zasahují do řízení napětí bazální ganglia, které facilitují nebo inhibují mozkovou kůru. Nejvyšší úroveň řízení motoriky představuje mozková kůra. Vycházejí z ní pyramidové dráhy, které řídí volní motoriku (Langmeier, et al., 2009).

2.1.3.2.3 Pasivní napětí

Pasivní napětí svalového aparátu je způsobeno biomechanickými viskoelastickými vlastnostmi svalu a vaziva spolu s vlastnostmi vazivového aparátu jako takového. Zajišťuje výchozí polohu pro svalovou kontrakci a na rozdíl od aktivního napětí nepodléhá únavě. Schleip (2005), Spector (2001), Murray (1999) a další autoři poukazují i na to, že vazivový aparát obsahuje kontraktilní elementy, a je tedy zákonitě regulován CNS. Z toho vyplývá, že se jedná o aktivní struktury schopné kontrakce.

2.1.3.3 Kontrakce nekontraktilních buněk

Již z kraje 20. století vědci uvažovali o kontraktilních vlastnostech nekontraktilních buněk. Vycházeli ze zkoumání hojivých procesů kožních poranění u zvířat s poruchou syntézy kolagenu. Přesto, že kolagen hraje klíčovou roli v každé fázi hojení, se u zkoumaných zvířat rány zahojily. Začalo se tedy uvažovat i o jiném mechanismu zapojujícím se do procesu hojení.

Vědci začali testovat teorii kontraktilních schopností u nekontraktilních tkání. Při prvních pozorováních se zjistilo, že se dva kožní štěpy v Petriho misce navzájem přitahují. Na toto zjištění navázaly další studie, které podobný závěr potvrdily i u kostních štěpů. V momentě, kdy došlo ke kontaktu kostních buněk dvou kostních štěpů v Petriho misce, se štěpy navzájem začaly k sobě přitahovat. Tato zjištění změnila pohled na hojení tkání a s ním i na jejich vlastnosti.

Při zkoumání pojivových tkání se zjistilo, že určité fibroblasty obsažené ve vazivu mají vrozenou schopnost exprimovat gen α – actin hladké svaloviny (ASMA) a vykazují kontraktilní chování. Tvorba genu ASMA může být podnícena zvýšeným mechanickým drážděním tkáně nebo, jak již bylo zmíněno výše, při hojivých procesech. Buňky obsahující ASMA se nazývají myofibroblasty. Přítomnost těchto buněk byla pomocí elektronového mikroskopu potvrzena v krurální fascii a předpokládá se, že tomu tak bude i u fascií s obdobnou morfologií. Murray (1999) potvrdil přítomnost buněk ASMA v předním zkříženém vazivě kolenního kloubu.

Vzhledem k přítomnosti kontraktilních fibroblastů ve vazivu se předpokládá, že tento buněčný fenotyp bude plnit určitou funkci, tj. tyto buňky (a s nimi celá fascie) budou za určité situace schopny kontrakce podobné hladké svalovině (Schleip, 2005; Spector, 2001).

2.1.4 Vyšetření svalového zkrácení dle Jandy

Vyšetření svalového zkrácení dle Jandy (2004) hodnotí míru svalového zkrácení na základě měření dosaženého úhlu mezi dvěma tělními segmenty a napětím, které sval při pohybu klade. Při měření se provádí pasivní pohyb v kloubu z přesně definované

výchozí polohy v určitém směru tak, aby bylo možné hodnotit izolovanou svalovou skupinu. Každý vyšetřovaný sval má svoji specifickou výchozí polohu danou lokalizací a funkcí svalu. Svalové zkrácení je hodnocené na základě konečné polohy měřeného segmentu stupněm: 0 = nejde o zkrácení; 1 = malé zkrácení; 2 = velké zkrácení. Hodnocení svalového zkrácení je u většiny svalových skupin nepřesné a ze své podstaty musí být značně subjektivní, např. svalové zkrácení m. trapezius na základě pocitu vyšetřujícího při kaudálnímu stlačení ramene (Janda, 2004).

2.1.5 Goniometrické vyšetření rozsahu pohybu dle Jandy

Možností, jak změřit kloubní pohyblivost je několik. Velmi přesnými metodami jsou RTG metody. Nejsnazším způsobem vyšetření rozsahu aktivního a pasivního pohybu je goniometrické měření. U pasivních pohybů je pohyb prováděn měřitelem, u aktivních provádí pohyb sám měřený jedinec. Příčiny omezení rozsahu pohybu u obou typů se mohou do značné míry překrývat. Přesto je omezení pasivního pohybu v kloubu způsobeno zejména vzájemným změněným postavením kloubních ploch, deformitami kloubů a při patologických změnách na kloubním pouzdru (vazivová tuhost, kloubní blokády atp.). Aktivní pohyb nejčastěji omezuje bolest kloubu a svalová slabost (Janda, 1993). Dle Véle (2006) pasivní pohyb poskytuje informaci o limitu rozsahu pohybu a pohyb aktivní poskytuje informaci o výkonnosti pohybového aparátu.

2.2 Golf

Golf zažívá v posledních letech výrazný rozmach. V roce 2016 se představil na olympijských hrách v brazilském Riu de Janeiru. Na tuto vrcholnou sportovní akci se vrátil po více než sto letech. Odhaduje se, že se s nástrahami a krásami tohoto sportu potýká v současné době 55–80 miliónů lidí z více než 136 zemí světa. Výraznou většinu tvoří amatérští golfisté s vyšším hendikepem a pouze nepatrný zlomek tvoří profesionální golfisté. Nehledě na výkonnost zůstává cíl u obou skupin stejný. Zahrát co nejméně úderů, hrou se bavit, vyhnout se zraněním a hrát bez bolesti.

Standardní golfové kolo se hraje na 18 jamkovém hřišti. Golfové hřiště jsou různě dlouhá a členitá. V závislosti na profilu hřiště trvá průměrná hra mezi 3,5 – 6 hodinami. V průběhu tohoto času se střídají dlouhé úseky aktivity nižší intenzity, kdy hráč přechází mezi ranami, s krátkými epizodami aktivity o velmi vysoké intenzitě při samotném golfovém úderu. Při hře hráč stráví 40 % času přechody mezi ranami, 25 % času patováním na greenu a zbylých 35 % přípravou na ránu a samotnými odpaly (Evans, 2015).

V průběhu let se golf stal velmi populární aktivitou. Získává na popularitě téměř napříč celou populací bez ohledu na věk, pohlaví, socioekonomický status a fyzickou zdatnost. Odhaduje se, že se golfu v současnosti věnuje 10–20% dospělé sportující populace. V průběhu jednoho golfového kola na 18 jamkovém hřišti hráč ujde mezi 8-10 km v příjemném přírodním prostředí. U jedince s vahou 70 kg se jedná o energetický výdaj mezi 600–1000 kcal, v závislosti na členitosti hřiště. Právě zdravotní aspekt golfu je hlavním důvodem jeho velké obliby mezi rekreačními hráči. Pouze malá část rekreačních golfistů udává jako hlavní důvod obliby dosáhnout určité výkonnosti. U profesionálních golfistů je motivace přirozeně jiná, a to podat co nejlepší výkon (Thériault, 1998).

2.2.1 Golf a zranění

Golf se řadí mezi nízko zátěžové sporty se středním rizikem poranění. Nejčastější zranění jsou v oblasti bederní páteře a dále poranění loketního, ramenního a kolenního

kloubu. Příčina poranění závisí na mnoha faktorech, mezi které patří: nedostatečné rozcvičení před hrou, nedostatečná flexibilita trupu, nedostatečná síla trupového svalstva, špatná technika golfového švihů a přetížení. Z anatomického hlediska mají profesionální a amatérští golfisté poraněná stejná místa. Liší se však incidence a příčina poranění, která přímo souvisí se specifiky rekreačního a profesionálního sportu (Meira, 2010).

2.2.2 Profesionální x rekreační golf

Profesionální a rekreační sport má svá specifika a odlišnosti, které vyplývají ze způsobu tréninku, motivace a celkového přístupu ke sportu. Profesionální hráči věnují golfu 6–10 hodin denně a jsou orientováni na výkon. Mají dokonalou techniku, dobrou fyzickou zdatnost a důkladně se rozvíjejí. Jejich poranění plynou z velkého tréninkového a herního objemu. Rekreační golfisté věnují golfu výrazně méně času a většina jejich zranění plyne z nedokonalé techniky a špatného rozvíjení.

Pomineme-li zranění spojená s manipulací golfového bagu, nebo například při pohybu po hřišti, největší riziko poranění je při golfovém švihů. Čím horší technikou golfového úderu hráč disponuje, tím větší je pravděpodobnost poranění (Cole, 2015). Pro hlubší porozumění problematice poranění v golfu je důležitý popis techniky golfového úderu a biomechanické nároky s ním spojené.

2.3. Golfový švih

2.3.1 Charakteristika golfového úderu

Golfový švih je považován za jeden z nejkompexnějších pohybů ve sportu vůbec. Přesto, že je golf sport s nízkým zatížením pohybového aparátu, často se vyskytují zranění. Lim (2012) uvádí, že 10-30 % golfových profesionálů aktivně hraje s bolestmi pohybového aparátu. Golfový úder jako takový specificky zatěžuje pohybový aparát zejména rotačními a kompresními silami. Je to asymetrický a stereotypní pohyb, který vyžaduje přesné technické provedení. Právě špatná technika a opakované stereotypní

asymetrické zatížení vede k častým poraněním pohybového aparátu (Gryc, 2013; Egret, 2006).

2.3.2 Technika golfového švihů

Existuje více druhů golfových úderů. Pro popsání techniky golfového úderu se standardně využívá plný švih, který bude v následujících odstavcích rozebrán. Dle Cole (2015) se golfový švih dělí do 4 fází (Obr. 7): výchozí pozice, nápřah, downswingu a follow-through. Thériault (1998) přidává mezi downswing a follow-through fázi impaktu, která bude také zmíněna. Přestože je golfový švih komplexní pohyb, do kterého je zapojeno celé tělo, představuje každá fáze golfového švihů specifický pohyb a aktivitu v určitých skupinách a kloubech. Cílem golfového švihů je skrze vícepákový systém vygenerovat co nejvyšší rychlost hlavy hole a následně energii udělit při impaktu míčku. Aby byl kontakt co nejčistší a energie co největší, je golfový švih veden v širokém oblouku s optimální trajektorií (McHardy, 2005). Následující popis techniky golfového švihů platí pro pravorukého hráče.



Obr. 7: Fáze golfového švihů: (A) výchozí pozice; (B) odtahování; (C) pozdní fáze nápřahu; (D) vrchol nápřahu; (E) downswing; (F) akcelerace; (G) počátek follow-through; (H) konec follow-through

(McHardy, 2005)

2.3.2.1 Výchozí pozice

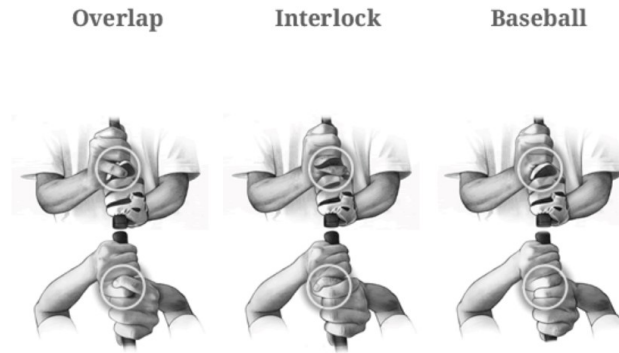
Provedení výchozí pozice definuje celý golfový švih. Zaujmout perfektní výchozí pozici může úplně každý golfista neohledně na výkonnost, nebo fyzickou zdatnost a je to jediná část golfu, ve které rekreační golfisté mohou držet krok s profesionály. Výchozí pozice se skládá ze základního postoje, držení hole a polohy míčku (Kölbing, 2006).

Postoj a poloha míčku

V postoji je váha rozložena rovnoměrně mezi obě dolní končetiny, které jsou od sebe vzdáleny na šíři ramen. Kolena jsou v pokrčení $20^\circ - 25^\circ$. Trup v předklonu 45° . Osy ramen, pánve a nohou jsou k sobě navzájem vodorovné a směřují na cíl. Záda jsou rovná ve smyslu fyziologické zakřivení páteře, což zajistí snazší rotaci. Poloha míčku se odvíjí od délky hole. U středních a dlouhých želez se nachází zhruba lehce před středovou linií (Cole, 2015).

Držení hole

Základní úlohou držení hole je umožnit optimální pohyb hlavy hole při kontaktu s míčkem tak, aby mohlo dojít k přenosu pohybové energie hlavy hole do míčku. Při posunu umístění rukou na gripu golfové hole o 3 mm dochází ke změně polohy hlavy hole v momentě úderu o celých 15° , přičemž 5° u 180m rány znamená odchylku 15 m. Pozice rukou má tedy do značné míry určující charakter pro celý golfový švih. Pro držení hole platí zásada 4P – placement (umístění), pressure (tlak), position (pozice) a precision (přesnost). Existují tři druhy golfového držení (Obr. 8). Při interlock držení dochází k propletení prstů v úchopu. Vyhovuje hráčům s menšími prsty, ale nevýhodou tohoto držení je, že nutí hráče posunout hůl příliš do dlaní. Baseball držení je nejméně časté a užívá se výhradně u amatérských golfistů (Kölbing, 2006).



Obr. 8: Způsoby držení golfové hole

(Kölbing, 2006)

Výchozí pozice a zranění

- (a) Správný předklon by měl být proveden výhradně v kyčelních kloubech. Pokud tomu tak není, dochází ke kompenzaci předklonu kyfotizací bederní páteře. Při náprahu poté dochází k většímu zatížení svalového aparátu zad a vlastní bederní páteře, která je navíc při nefyziologickém zakřivení v zátěži méně odolná.
- (b) Paže by měly viset volně směrem k zemi s neutrálním postavením v loketním kloubu. Příliš propnuté, nebo zamčené loketní klouby (zejm. levý) a vyšší napětí svalů předloktí snižuje schopnost vygenerovat co nejvyšší rychlost hlavy hole při úderu a zvyšuje riziku poranění loketních kloubů a zápěstí při impaktu.
- (c) Optimální vzdálenost nohou od sebe je na šíři ramen. Příliš široký stoj ztěžuje rotaci trupu a zvyšuje napětí v páteři.
- (d) Pokud je držení příliš volné, nebo nejsou paže těsně u sebe, zvyšuje se pravděpodobnost nepřesného kontaktu hlavy hole a míčku s úderem do země v průběhu impaktu, a tím může dojít k poranění loketních kloubů a zápěstí.

(Cole, 2015; Thériault, 1998)

2.3.2.2 Nápřah

Nápřah začíná odtažením, kdy se paže a ramena tvořící trojúhelník pohybují en bloc směrem od míčku. Dochází k plynulému přenosu hmotnosti na pravou končetinu. Postupně se hůl dostává dál od míčku, zvedá se a dochází k rotaci těla kolem vertikální osy kolen, kyčelních kloubů a horních končetin tak, aby bylo možné dostat hůl do koncové polohy nad hlavou. Zadní rameno při nápřahu provádí abdukci, flexi a zevní rotaci. Přední rameno flexi a vnitřní rotaci. Na konci nápřahu je přední ruka extendovaná a horní hrudní páteř zrotovaná směrem od cíle. Při moderním švihů dochází v nápřahu k omezení rotace boků ($40^\circ - 50^\circ$) a současně k dvojnásobné rotaci trupu ($90^\circ - 100^\circ$). Rozdíl v rotaci trupu a pánve umožní vznik torzního napětí, které generuje velké množství energie (McHardy, 2005; Meira, 2010).

Zatížení v nápřahu

Nápřah klade velmi malé nároky na hráče ve smyslu fyzické zátěže. Více než svalová síla je důležité uvědomění si polohy těla a dostatečná pohyblivost. Zvětšením flexibility se zvýší rozsah pohybu a umožní provést delší nápřah, který poskytne dostatek času vytvořit velké úhlové zrychlení (Keogh, 2009).

Nedostatečná flexibilita limituje správné technické provedení nápřahu a dochází ke kompenzačním mechanismům. Například nedostatečná vnitřní rotace kyčelního kloubu zadní nohy vede ke kompenzaci v bederní páteři a jejímu nadměrnému zatížení. Podobně je tomu tak i u pohyblivosti ramen. Obecně lze říci, že čím horší je pohyblivost kyčlí, trupu a ramen, tím více je zatěžovaná páteř a tím vyšší je riziko jejího poranění (Meira, 2010).

Nejvíce aktivní svaly během náprahu

V náprahu jsou více aktivní svaly horní poloviny trupu. Aktivita svalů dolní poloviny trupu je menší než 30 % maximální kontrakce (pozn. dále jen MMT – manual muscle strenght test). Tím, že během náprahu dochází k větší rotaci trupu oproti pánvi, vykonávají následující svaly excentrickou kontrakci: m. gluteus maximus dx., mm. obliquii, m. latissimus dorsi sin., m. trapezius sin., mm. rhomboidei sin., m. pectoralis major dx. (Bechler, 1995; Bulbulian, 2001).

Koncentrickou kontrakci vykonávají tyto svaly:

Levá polovina těla – m. subscapularis (33 % MMT), m. serratus anterior (30 % MMT), m. erector spinae (26 % MMT), mm. obliqui (24 % MMT)

Pravá polovina těla – horní (52 % MMT) a střední vlákna (37 % MMT) m. trapezius, m. semimembranosus (28 % MMT), m. biceps femoris caput longum (27 % MMT)

(Bechler, 1995; McHardy, 2005)

Náprah a zranění

- (a) Příliš dlouhý náprah zvětšuje rotaci trupu a zvyšuje zatížení páteře, které může způsobit její poranění. Zároveň může narušit rovnováhu švihů a přivodit poranění při kontaktu hole se zemí. Dále způsobuje větší zatížení levého palce a pravého zápěstí.
- (b) Příliš vysoká poloha paží a pozice levého ramene za úroveň pravého zvyšuje nároky na svaly rotátorové manžety, snižuje subakromiální prostor a tlačí na bursu a šlachy.

- (c) Úklon trupu doleva namísto kolmého postavení páteře při přenosu hmotnosti na pravou nohu zvyšuje pravděpodobnost paradoxního obráceného zakřivení páteře v postoji na konci švihů a zvyšuje zatížení bederní páteře.
- (d) Příliš velký přenos hmotnosti a posun těžiště za pravou nohu může způsobit ztrátu rovnováhy a vyvrknutí pravého kotníku.

(Thériault, 1998; Bulbulian, 2001)

2.3.2.3 Downswing

Downswing začíná nejvyšší pozicí golfové hole při nápřahu a končí v momentě, kdy je hůl v horizontální poloze zhruba na úrovni pánve. Pohyb hole z horizontální polohy k míčku se nazývá akcelerace. Během downswingu dochází k využití anatomického pákového systému a golfová hůl se pohybuje maximální rotační a úhlovou rychlostí. Jednotlivé části těla se do downswingu zapojují postupně od spodních po horní. Spodní polovina těla začíná downswing již během koncové fáze nápřahu s přenosem hmotnosti na levou nohu a předbíhá aktivitu ramen a paží. Downswing začíná rotací pánve směrem k cíli, která je způsobena aktivitou extenzorů kolenního kloubu a adduktorů kyčelního kloubu zadní nohy s koaktivitou m. adduktor magnus přední nohy. V momentě, kdy horní polovina těla začíná pohyb, je již pánev zrotovaná o 45°. Tím se zvyšuje potenciální energie, kterou tělo může uvolnit v průběhu švihů. Vyšší svalová aktivita zajistí, že jsou paže vedeny po správné trajektorii a v pravý okamžik akcelerují směrem k místu impaktu (Meira, 2010; McHardy, 2005).

Zatížení v downswingu a akceleraci

Zatížení v downswingu je celkově výrazně vyšší než v nápřahu. Tělo musí vygenerovat a následně uvolnit dostatečné množství energie, ale zároveň udržet správné postavení jednotlivých tělních segmentů v průběhu pohybu. Aktivita břišních svalů je 3x větší než v nápřahu, vzpřimovačů páteře 4x větší a prsních svalů dokonce 6x větší než při nápřahu. 30% celkové svalové aktivity v downswingu vykonají dolní končetiny (Cole, 2015).

Nejvíce aktivované svaly v downswingu

Levá polovina těla – *mm. rhomboidei* (68 % MMT), střední vlákna *m. trapezius* (51 % MMT), *vastus lateralis* (88 % MMT), *m. adduktor magnus* (63 % MMT)

Pravá polovina těla – *m. pectoralis major* (64 % MMT), *m. serratus anterior* (58 % MMT), *m. gluteus maximus* (100 % MMT), *m. biceps femoris* (78 % MMT), *m. semimembranosus* (67 % MMT)

Nejvíce aktivované svaly v akceleraci

Levá polovina těla – *m. pectoralis major* (93 % MMT), *m. levator scapulae* (62 % MMT), *m. biceps femoris* (83 % MMT), *m. gluteus maximus* (58 % MMT), *vastus lateralis* (58 % MMT)

Pravá polovina těla – *m. pectoralis major* (93 % MMT), *m. serratus anterior* (69 % MMT), *m. obliquus ext.* (59 % MMT), *m. gluteus medius* (51 % MMT)

(Bechler, 1995; McHardy, 2005)

Downswing a zranění

McCarroll (1982) uvádí, že během downswingu dochází dvakrát častěji ke zraněním než během nápřahu.

- (a) Příliš rychlá a energická rotace trupu může způsobit poranění zejména v oblastech s vysokou svalovou aktivitou (břišní, prsní a zádové svaly).
- (b) Posun hmotnosti a těžiště do leva může způsobit značné kompresivní síly v levé dolní končetině, které mohou přivodit obtíže u jedinců s osteoartrózou.
- (c) Lopatkové svaly se podílejí na tvorbě úhlové rychlosti, zejména během akcelerace. Jejich nedostatečná svalová síla může vést k bolestem ramenních kloubů, např. při větším kontaktu golfové hole se zemí při impaktu.

(McCarroll, 1982; Thériault, 1998; Meira, 2010)

2.3.2.4 *Impakt*

Konečná fáze downswingu se nazývá impakt. Je to moment, kdy kulminuje rychlost paží a dochází k přenosu energie z hlavy hole na golfový míč. Celý golfový švih směřuje právě k tomuto momentu. Chyby provedené v předchozích fázích se během impaktu naplno projeví špatným kontaktem hole s míčkem. Na první pohled viditelným projevem špatného impaktu je nepřesná a kratší rána (Cole, 2015).

Zatížení v impaktu

Kumulace potenciální energie a její následné uvolnění skrze golfový míč činí z impaktu fázi s výrazným zatížením na pohybový aparát. Jak již bylo zmíněno,

kulminuje rychlost paží a s ní i svalová aktivita. Kompresivní zatížení bederní páteře je v této fázi švihů největší (Lim, 2012).

Svaly aktivní při impaktu

Levá polovina těla – m. pectoralis major (93 % MMT), m. levator scapulae (62 % MMT), m. biceps femoris (83 % MMT), m. gluteus maximus (58 % MMT), m. vastus lateralis (58 % MMT)

Pravá polovina těla – m. pectoralis major (93 %), m. serratus anterior (69 %), m. gluteus medius (59 %), mm. obliquii (51 %)

(Bechler, 1995; McHardy, 2005)

Impakt a poranění

- (a) Příliš pevné držení hole a hyperextenze loketního kloubu může vést k jeho poranění, a to zejména při špatném kontaktu hole s míčkem při úderu.
- (b) Příliš velká dorzální a palmární flexe v zápěstí při downswingu může přivodit vážná poranění ruky a zápěstí.
- (c) Křečovité držení hole v kombinaci s nepřesným impaktem může vést k laterální a mediální epikondylitidě.

(Thériault, 1998; McCarroll, 1990)

2.3.2.5 *Follow-through*

Konečná fáze golfového švihů se nazývá follow-through. Ta se dle Pink (1990) a mnoha dalších autorů dělí na early follow-through (kontakt s míčkem – horizontální

poloha hole) a late follow-through (horizontální poloha hole – konec pohybu). Během follow-through výrazně zpomaluje rychlost hlavy hole. Bezprostředně po kontaktu hole s míčkem tělo pokračuje v rotaci směrem k cíli okolo osy páteře. Horní část trupu se otáčí až o 120° od cílové line, kdy zadní rameno míří směrem na cíl, přičemž bederní a krční páteř je v hyperextenzi. Toto postavení těla se nazývá obrácená C pozice. Zároveň dochází k supinaci levého předloktí a pronaci levého. Rotace boků a s ní i follow-through je dokončena v momentě přenosu hmotnosti na přední nohu za současné rotace kolena a everze levého kotníku (Cole, 2015; McCarroll, 1990; Thériault, 1998).

Zatížení ve follow-through

V průběhu impaktu a early follow-through dochází ke 41 % procentům všech zranění v golfu (McHardy, 2007). Měkké tkáně a kosterní aparát nejsou pravděpodobně schopny bezpečně přizpůsobit velký rozsah pohybu značnému zatížení páteře (Seaman, 2000).

2.3.3 Analýza golfového švihů

2.3.3.1 2-D analýza

Mezi nejjednodušší způsoby, jakými lze analyzovat golfový švih, patří 2-D video analýza. Využívají ji zejména golfoví trenéři a samotní hráči jako nástroj ke zlepšení techniky. Keogh (2012) uvádí, že pomocí 2-D video analýzy mohou být kvalitativně i kvantitativně hodnoceny zejména tyto parametry: radius paží v downswingu, rozsah pohybu a timing zápěstí v downswingu, amplituda downswingu a sekvenční akcelerace částí těla. Nevýhodou 2-D analýzy je nepřesnost při měření kvalitativních parametrů golfového švihů a také je mnohem komplikovanější získávání a vyhodnocení dat. Pro tyto nedostatky se v laboratorních podmínkách využívá k analýze golfového švihů 3-D kinematická analýza, která je přesná a poskytuje poloautomatickou extrakci a vyhodnocení výsledků (Hume, 2017).

2.3.3.2 3-D kinematická analýza

Golfový švih je komplexní a velmi technicky náročný pohyb. Zároveň je prováděný ve vysoké rychlosti. Průměrná doba provedení golfového švihů u profesionálních golfistů je $1,21 \pm 0,14$ s. V této krátké době lidské tělo stihne vykonat celou řadu pohybů, vygenerovat značnou energii a švihnout golfovou holí rychlostí až 160 km/h (Meira, 2010). Pro vysokou rychlost provedení a zapojení velkého množství tělních segmentů se k analýze golfového švihů využívá 3-D kinematická analýza.

Kinematika patří mezi základní odvětví dynamiky a zabývá se studií lidského pohybu bez ohledu síly, které pohyb vytvářejí. Ke kompletní a přesné kvantitativní deskripci, i třeba jen drobných pohybů, je nutné vzít v potaz velké množství dat a proměnných. Kompletní kinematická analýza tělního segmentu v 3D prostorovém systému vyžaduje 15 proměnných (např. vektory, lineární zrychlení, zrychlení těžiště segmentu, úhlová rychlost, úhlové zrychlení atd.) (An, 1984).

3-D kinematická analýza je deskriptivní video-grafická metoda, která pomocí určených souřadnic vybraných bodů (tzv. referenční body) na lidském těle vyhodnocuje záznam pohybu. Referenční body snímají kamery, které jsou schopny identifikovat malé body ve velkém prostoru. Referenční body musí být neustále viditelné alespoň pro jednu kameru. Data ze všech kamer jsou odesílána do centrálního počítače, který je následně vyhodnotí a pohyb převede v reálném čase do souřadnicového systému. Je to neinvazivní metoda, která nevytváří rušivé vlivy na probanda při měření. Komplexnost záznamu umožňuje jeho opakované využití a je možné se k němu kdykoliv vrátit a hledat nové souvislosti. Kinematická analýza umožňuje pohyb zkoumat do nejmenšího detailu (Svoboda, 2009).

2.3.3.3 Vybrané parametry golfového švihu

Jak již bylo zmíněno, golf je komplexní pohyb, který je možné hodnotit na základě velkého množství parametrů. Pro účel této diplomové práce byly zvoleny takové parametry, které se nejčastěji vyskytují ve studiích golfového švihu a jsou brány jako nejpodstatnější: rotace boků; rotace boků; X – faktor; vztah levé paže k rovině ramen. Parametry budou hodnoceny ve dvou klíčových fázích golfového švihu – ve vrcholu nápřahu a v impaktu. Obdobně se vrchol nápřahu a impakt objevují jako klíčové fáze v mnoha studiích (Ball, 2007; Egret, 2006; Cole, 2009).

Egret (2006) porovnával pomocí kinematické analýzy pohybové vzorce golfového švihu u 7 hráčů a 5 hráček golfu. Cílem studie bylo popsat rozdíly v technice mezi golfovým švihem u žen a mužů. Autory zajímal vliv rozdílné techniky obou pohlaví ve vztahu k efektivitě golfového švihu, která byla hodnocena na základě rychlosti hlavy hole při impaktu. Pro účely studie byl švih rozdělen na dvě části: nápřah (postoj – konec nápřahu) a downswing (konec nápřahu – impakt). Byly určeny tyto referenční body (pozn. vše bilaterálně): akromio-klavikulární skloubení, laterální epikondyl loketního kloubu, apofýza processus styloideus radii, spina iliaca anterior superior, laterální kondyl femuru, malleolus lateralis. Na základě umístěných referenčních bodů byly hodnoceny tyto parametry: rotace boků, rotace ramen, flexe loketních kloubů, flexe kolenních kloubů. Hlavním hodnotícím kritériem byla rychlost hlavy hole při impaktu. Z výsledků vyplývá, že mají ženy významně větší rotaci ramen a pánve na konci nápřahu. Muži nedostatečný rozsah pohybu pravděpodobně kompenzují větším pokrčením levé nohy na konci nápřahu. Přes interindividuální rozdíly v technice je rychlost hlavy hole přibližně stejná.

Cheetham (2001) porovnával X – faktor a stretch X faktor výkonnostních (Hcp. 0 a lepší) a amatérských golfistů (Hcp. ≥ 15). X – faktor značí relativní rotaci ramen k rotaci boků na konci nápřahu. V začátku downswingu se nejprve rotuje pánve a následně ramena. Ramena tedy za pánví zaostávají, zvětšuje se X – faktor a stává se z něj stretch X – faktor. Na základě měření nebyl zjištěn významný rozdíl mezi hodnoty X – faktoru u výkonnostních a amatérských hráčů. Oproti tomu je stretch X faktor významně větší u

výkonnostních golfistů. Autoři studie vyvozují závěr, že je pro efektivitu švihů významnější hodnota stretch X – faktoru.

3. Metodická část

3.1 Cíle a úkoly práce, hypotézy (1-1,5 str.)

3.1.1 Cíle práce

Cílem práce je vyhodnotit svalová zkrácení, rozsah pohybu a kinematické parametry golfového švihů u vrcholových hráčů golfu juniorského věku a vyhodnotit vztah mezi kinematickými parametry golfového švihů a svalovým zkrácením a rozsahem pohybu.

Dílčí cíle

1. Provedení kineziologického rozboru u juniorských hráčů golfu a vyhodnocení svalového zkrácení a rozsahu pohybu
2. Provedení kinematické analýzy golfového švihů u juniorských hráčů golfu a vyhodnocení vybraných parametrů golfového švihů

3.1.2 Úkoly práce

1. Literární rešerše dostupných poznatků ohledně problematiky golfového švihů, zejména ve vztahu k pohybovému aparátu.
2. Pro dosažení cílů diplomové práce vybrat vhodné probandy.
3. Provézt kineziologický rozbor předem definovaných částí těla.
4. Provézt kinematickou analýzu plného golfového švihů v laboratorních podmínkách.
5. Popsat svalové zkrácení a rozsah pohybu u probandů.
6. Popsat kinematickou analýzu golfového švihů.

7. Vyhodnotit vztah mezi výsledky kineziologického rozboru vybraných částí pohybového aparátu a vybranými parametry kinematické analýzy golfového švihů.
8. Na základě výsledků formulovat závěr práce a doporučení pro praxi a další výzkum

3.1.3 Řešené otázky

O1: Ovlivňuje rozsah pohybu trupu hodnoty X-faktoru ve vrcholu nápřahu a v impaktu?

O2: Ovlivňuje svalové zkrácení trupu hodnoty X-faktoru ve vrcholu nápřahu a v impaktu?

O3: Jaký vliv má svalové zkrácení svalů levé dolní končetiny na pozici boků během impaktu?

O4: Jaký je vztah mezi rozsahem pohybu levé paže a její polohou vzhledem k trupu ve vrcholu nápřahu?

3.1.4 Hypotézy

H1: Předpokládáme, že existuje statisticky významný vztah mezi hodnotou X-faktoru ve vrcholu nápřahu a rozsahem pohybu rotace trupu doprava a svalovým zkrácením levých paravertebrálních svalů.

H2: Předpokládáme, že existuje statisticky významný vztah mezi svalovým zkrácením flexorů kolenního kloubu levé dolní končetiny a parametrem rotace boků v okamžiku impaktu.

H3: Předpokládáme, že existuje statisticky významný vztah mezi úhlovou polohou levé paže vzhledem k ramenům ve vrcholu náprahu a rozsahem pohybu levé paže do vnitřní rotace a horizontální addukce.

3.2 Výzkumné metody (3-8 str.)

3.2.1 Výzkumný soubor

Výzkumný soubor tvořilo 8 vrcholových hráčů golfu juniorského věku, kteří se pravidelně účastní vrcholových golfových soutěží pod záštitou České golfové federace a mezinárodních golfových turnajů. Průměrný věk probandů byl v době měření $15,4 \pm 3,1$ roku; průměrná hmotnost $64,6 \pm 19,8$ kg; průměrná výška $175,3 \pm 19,1$ cm a průměrný hcp činil $3,4 \pm 6,7$. Všichni probandi jsou praváci a studie se účastnili dobrovolně. Žádný z probandů neuváděl v době měření obtíže či poranění spjaté s pohybovým aparátem. Frekvence tréninku měřených hráčů dosahuje průměrné hodnoty $18,1 \pm 37,9$ hodin/týdně na cvičných plochách a $12,6 \pm 9,4$ hodin/týdně na golfovém hřišti. Práce byla vypracována ve spolupráci s katedrou Laboratoř sportovní motoriky a data získána v rámci projektu disertační práce Mgr. Matěje Brožky, jehož práce byla schválena u Etické komise FTVS UK č. 251/2018 (Příloha 3) a všichni hráči byli plně seznámeni s průběhem testování, riziky i časovou náročností předtím, než podepsali informovaný souhlas. Mgr. Matěj Brožka souhlasil s poskytnutím dat a s jejich použitím k vypracování této diplomové práce (Příloha 4).

3.2.2 Přístrojové vybavení a metody měření

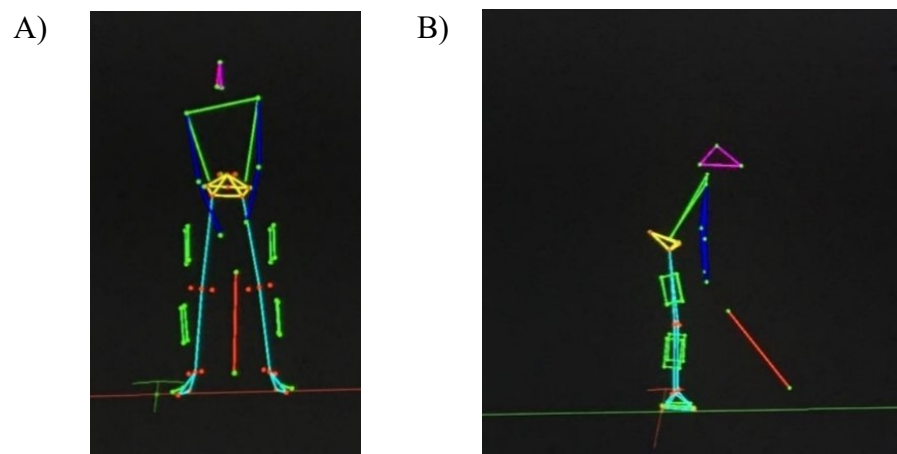
Kinematická analýza golfového švihy byla provedena v laboratorních podmínkách pod vedením zaměstnance katedry LSM. K identifikaci polohy těla a golfové hole (7 železo) v průběhu golfového švihy byl využit 3D kinematický analyzátor CODA Motion System (Charmwood Dynamics Limited, Leicestershire, England) a software ODIN (Charmwood Dynamics Limited, Leicestershire, England) pro sběr dat a

vyhodnocení jednotlivých klíčových parametrů ve zvolených okamžicích v průběhu golfového švihů.

Pro určení bodů v prostoru byl nejprve určen souřadnicový systém, kde byla osa X umístěna ve směru hry, kolmo na osu X v horizontální rovině osa Y, a následně osa Z vertikálně. Segmentální model těla golfisty byl vytvořen pomocí aktivních bodů, které byly umístěny oboustranně na: V. metatarsech, patách, pánvi – spina iliaca anterior superior a spina iliaca posterior superior, ramenech – acromion, pažích – laterální epikondyl humeru, předloktích – processus styloideus ulnae, C7 – processus spinosus, čele a temeni. Na lýtka a stehna byly umístěny vždy 4 aktivní podoby v podobě tzv. clusterů, na základě kterých byla určována poloha virtuálních bodů oboustranně na: malleolus medialis, malleolus lateralis, mediální kondyl femuru a laterální kondyl femuru. Pro identifikaci pozice virtuálních bodů byl využit tzv. pointer. Pozice golfové hole byla identifikována na základě dvou markerů umístěných na shaftu hole (první v blízkosti gripu a druhý ve spodní části shaftu) (obr. 11). Umístění markerů a clusterů na hráči je zobrazeno na obrázku 9 a detailní umístění clusterů na jednotlivých tělních segmentech je uvedeno v příloze 1. Virtuální zobrazení hráče (tzv. stick model) vytvořený v softwaru ODIN je zobrazen na obrázku 10A ve frontální rovině (zobrazení v osách x-z) a 10B v sagitální rovině (zobrazení v osách y-z).



Obr. 9: Umístění markerů na těle probanda



Obr. 10: Virtuální zobrazení markerů (Softwaru ODIN): A – zobrazení ve frontální rovině zobrazení, B – zobrazení v sagitální rovině



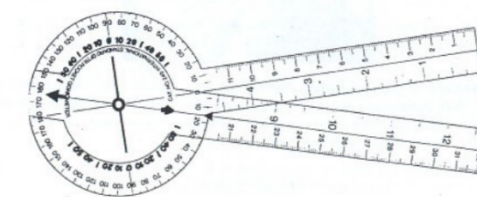
Obr. 11: Umístění markerů na golfové holi

Kineziologický rozbor byl proveden v laboratorních podmínkách pod supervizí zaměstnance katedry LSM. Před jeho začátkem byly u probandů odebrány anamnestické údaje se zaměřením na aktuální stav pohybového aparátu. V rámci kineziologického

rozboru bylo provedeno kompletní vyšetření svalového zkrácení dle Jandy a vyšetření rozsahu pohybu vybraných částí těla.

Vyšetření svalového zkrácení proběhlo podle platných zásad všeobecně užívaného klinického testu k vyšetření svalového zkrácení dle Jandy (2004) a byly dodrženy metodické pokyny a postupy k hodnocení stupně svalového zkrácení. Vyšetření bylo provedeno pokaždé stejnou osobou – fyzioterapeutem.

Hodnoty aktivního rozsahu pohybu byly měřeny v základních rovinách. Pohyb byl měřen standardním goniometrem (Obr. 12) v předem vybraných tělních segmentech – kyčelní kloub (vnitřní rotace; zevní rotace; flexe a extenze), trup (rotace) a ramenní kloub (vnitřní rotace; zevní rotace; flexe a horizontální addukce). Při měření byly v hodnocených segmentech dodrženy zásady goniometrického měření dle Jandy (1993), včetně výchozí polohy a fixace. Umístění goniometru a výchozí poloha při jednotlivých měřeních jsou uvedeny v příloze 2.



Obr. 12: Standardní mezinárodní dvouramenný goniometr

(Janda, 1993)

3.2.3 Organizace a průběh měření

Každý proband měl před měřením kinematické analýzy 10 min na rozcvičení, vyzkoušení golfového švihů v laboratorních podmínkách a přivyknutí si na provedení pohybu s umístěnými markery na těle. Samotné měření se skládalo z 10 golfových úderů. Na jejich provedení nebyl stanoven časový limit a probandi byli instruováni k provedení standardního plného golfového švihů včetně před – úderové rutiny.

Kineziologický rozbor se uskutečnil na vyšetřovacím lehátku. Probandi byli detailně seznámeni s oběma částmi rozboru. Nejprve byl provedeno vyšetření svalového zkrácení dle Jandy (2004), které bylo hodnoceno v následujících svalech: m. triceps surae, m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, flexory kolenního kloubu, adduktory kyčelního kloubu, m. piriformis, m. quadratus lumborum, paravertebrální svaly, m. pectoralis major, m. trapezius horní část, m. levator scapulae, m. sternocleidomastoideus.

Následně byly goniometrem změřeny aktivní rozsahy pohybu v kyčelním kloubu, ramenním kloubu a trupu. V kyčelního kloubu byla měřena vnitřní rotace, zevní rotace, flexe a extenze. V trupu byla měřena rotace a ramenního kloubu vnitřní rotace, zevní rotace, flexe a addukce. Aktivní pohyby byly prováděny z výchozí polohy, která odpovídá výchozí poloze goniometrického vyšetření dle Jandy (1993), včetně fixace k zabránění souhybu ostatních částí těla. Probandi vykonali vždy 2 aktivní pohyby s verbální instrukcí vyšetřujícího, aby došlo k úplnému a přesnému pochopení daného pohybu.

3.2.4 Metody hodnocení a zpracování dat

Na základě markerů a virtuálních bodů byly v průběhu golfového švihů hodnoceny parametry – X faktor, rotace boků, rotace ramen a pozice levé paže vůči trupu. Tyto parametry kinematické analýzy byly hodnoceny ve dvou klíčových fázích golfového švihů – ve vrcholu nápřahu a v impaktu. Klíčové fáze byly identifikovány na základě pozice golfové hole v průběhu švihů, kdy nápřah byl charakterizovaný jako nejvyšší poloha hole v průběhu švihů, kdy mění směr z nápřahu do švihů k míči a hůl má nulovou rychlost a impakt jako okamžik kontaktu hlavy hole s míčem.

Svalové zkrácení bylo hodnoceno na škále 0–2, kdy 0 = nejedná se o zkrácení, 1 = malé zkrácení a 2 = velké zkrácení. Míra svalového zkrácení byla určena na základě omezení pasivního rozsahu a vyššího svalového tonu v konečné poloze vyšetřovaného pohybu tak, jak je uvedeno ve ST dle Jandy.

Rozsah pohybu byl hodnocen na základě vykonaného aktivního pohybu v testovaném segmentu. Vždy byla měřena výchozí a konečná poloha, která byla

definovaná jako poloha, při které došlo k maximálnímu rozsahu pohybu bez souhybu ostatních částí těla.

Statistické hodnocení dat

Výsledky byly nejprve zpracovány pomocí základních matematicko-statistických metod (průměr, směrodatná odchylka, variační rozpětí, variační koeficient). Následně byly výsledky podrobeny logické, věcné a statistické analýze. Normalita rozložení dat byla ověřena Shapiro – Wilk testem. Ke zjištění vztahu mezi parametry svalových zkrácení a kinematických parametrů a mezi aktivním rozsahem pohybu a kinematickými parametry bylo použito Kendallovo tau (τ), které je neparametrickou variantou korelačního koeficientu a je vhodnou variantou pro naše statistické zpracování dat. Podle práce Portney a Watkins (2009) bude posuzována síla vztahu, kde 0.00 – 0.25 = malý nebo žádný vztah, 0.26 - 0.50 = nízký stupeň vztahu, 0.51 – 0.75 = střední nebo dobrý vztah, a 0.76 - 1.00 = dobrý až excelentní vztah. Pro analýzu byla stanovena statistická úroveň signifikance na $p \leq 0.05$ k vyvrácení nulové hypotézy. Ke zpracování základních dat byl využit software Microsoft Excel a pro statistickou analýzu software R v3.5.2 (Vienna, Austria).

3.2.5 Sběr dat

Podklady pro teoretickou část diplomové práce tvořily převážně zahraniční odborné články vyhledané v internetových databázích Scopus, ScienceDirect a EBSCO. Dále byly využity odborná literatura v tištěné podobě. Citace jsou uvedeny dle citační normy ČSN ISO 690 a ČSN ISO 690-2.

Pro metodickou část byla data získána pomocí softwaru ODIN, který vyhodnotil kinematickou analýzu, svalové zkrácení bylo hodnoceno na základě ST dle Jandy a rozsah pohybu byl měřen pomocí standardního goniometru.

Časový rozvrh sběru dat

Diplomová práce vypracována v průběhu roku 2019 s následujícím časovým harmonogramem:

- březen–květen: literární rešerše a hledání podkladů k tématu diplomové práce
- 14. a 16.5.: kineziologický rozbor probandů v prostorách laboratoře katedry LSM na FTVS UK
- květen–listopad: zpracování naměřených dat, vypracování teoretické části diplomové práce
- 20. a 29.11.: kinematická analýza golfového švihů opět v laboratoři LSM na FTVS UK
- listopad–prosinec: zpracování dat z kinematické analýzy, zpracování metodické části diplomové práce a vyvození závěrů

3.3 Výsledky

Tab. 1: Rotace ramen v průběhu klíčových fází golfového švihů a intraindividuální stabilita provedení

	Rotace ramen															
	Hráč 1		Hráč 2		Hráč 3		Hráč 4		Hráč 5		Hráč 6		Hráč 7		Hráč 8	
	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I
Průměr	-119,42	4,03	-106,02	-15,23	-102,39	-6,76	-94,06	5,28	-85,22	12,77	-103,36	6,91	-112,19	9,29	-122,52	18,43
SD	1,71	1,13	2,48	2,74	1,07	2,26	13,38	1,49	1,32	1,95	0,88	1,57	2,34	1,06	45,59	2,85
var	5,05	3,71	0,68	0,73	3,25	5,82	6,06	4,56	4,58	6,35	2,33	4,32	7,41	2,88	8,56	7,61
cv (%)	1,43	28,06	2,34	17,98	1,04	33,51	14,23	28,11	1,55	15,27	0,85	22,78	2,09	11,36	37,21	15,47

Legenda: VN – vrchol nápřahu; I – impakt; SD – směrodatná odchylka; var – variační rozpětí; cv (%) – variační koeficient

V tabulce 1 je uvedena intraindividuální stabilita provedení golfového švihů z hlediska parametru rotace ramen ve vrcholu nápřahu a v impaktu. Ve vrcholu nápřahu a dosahoval největších hodnot hráč 8 (průměr = -122, 52), ale nejnižší stability provedení (SD = 45,59; var = 8,56; cv (%) = 37,21). Srovnatelných výsledků ve vrcholu nápřahu dosahoval hráč 1 (průměr = -119,42), avšak s výrazně lepší stabilitou provedení (SD = 1,71; var = 5,05; cv (%) = 1,43). Nejnižších hodnot ve vrcholu nápřahu dosahovali hráč 4 (průměr = -94,06) se stabilitou provedení (SD = 13,38; var = 6,06; cv (%) = 14,23) a hráč 5 (průměr = -85,22) se stabilitou provedení (SD = 1,32; var = 4,58; cv (%) = 1,55). Schopnost největší stability provedení dosáhl hráč 6 (SD = 0,88; var = 2,33; cv (%) = 0,85).

V impaktu dosáhl největší hodnoty rotace ramen hráč 8 (průměr = 18,43) s dobrou stabilitou provedení (SD = 2,85; var = 7,61; cv (%) = 15,47). Podobných hodnot stability provedení dosáhl hráč 5 (SD = 1,95; var = 6,35; cv (%) = 15,27). Nejlepší stability provedení v impaktu dosáhl hráč 7 (SD = 1,06; var = 2,88; cv (%) = 11,36). Nejnižších hodnot rotace ramen v impaktu dosáhl hráč 2 (průměr = -15,23) se stabilitou provedení (SD = 2,74; var = 0,73; cv (%) = 17,98) a nejhorší stabilitu provedení prokázal hráč 3 (SD = 2,26; var = 5,82; cv (%) = 33,51).

Tab. 2: Rotace boků v průběhu klíčových okamžiků golfového švihů a intraindividuální stabilita provedení

	Rotace boků															
	Hráč 1		Hráč 2		Hráč 3		Hráč 4		Hráč 5		Hráč 6		Hráč 7		Hráč 8	
	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I
Průměr	-54,70	53,12	-35,46	54,78	-36,08	35,42	-42,72	37,42	-28,60	57,79	-36,41	60,89	-41,19	58,72	-67,88	48,92
SD	2,84	1,83	1,50	2,02	1,63	1,51	4,15	5,93	1,95	2,59	1,06	2,78	0,66	1,85	4,06	1,78
var	4,85	5,24	1,77	1,16	4,58	4,20	15,36	20,66	5,77	8,37	2,83	7,38	1,72	5,36	12,07	4,72
cv (%)	5,18	3,45	4,23	3,68	4,53	4,26	9,71	15,84	6,82	4,48	2,92	4,57	1,60	3,15	5,98	3,63

Legenda: VN – vrchol nápřahu; I – impakt; SD – směrodatná odchylka; var – variační rozpětí; cv (%) – variační koeficient

Intraindividuální stabilita provedení rotace boků v průběhu golfového švihů ve fázi vrcholu nápřahu a impaktu je uvedena v tabulce 2. Nejlepších hodnot rotace boků ve fázi vrcholu nápřahu dosáhl hráč 8 (průměr = -67,88) se stabilitou provedení (SD = 4,06; var = 12,07; cv (%) = 5,98). Výbornou stabilitu provedení prokázal hráč 7 (SD = 0,66; var = 1,72; cv (%) = 1,60). Nejnižších hodnoty rotace boků ve vrcholu nápřahu byly naměřeny u hráč 5 (průměr = -28,60; SD = 1,95; var = 5,77; cv (%) = 6,82), obdobných hodnot dosáhli hráč 2 (průměr = -35,46; SD = 1,50; var = 1,77; cv (%) = 3,68).

Ve fázi impaktu dosáhl nejlepších hodnot hráč 6 (průměr = 60,89) s dobrou stabilitou provedení (SD = 2,78; var = 7,38; cv (%) = 4,57) a nejlepší stabilita provedení byla naměřena u hráče 2 (SD = 2,02; var = 1,16; cv (%) = 3,68). Nejnižší průměrné hodnoty rotace boků byly změřeny u hráče 3 (průměr = 35,42; SD = 1,51; var = 4,20; cv (%) = 4,26) a nehorší stabilitu provedení prokázal hráč 4 (průměr = 37,42; SD = 5,93; var = 20,66; cv (%) = 15,84).

Tab. 3: X – faktor v průběhu klíčových okamžiků golfového švihů a intraindividuální stabilita provedení

	X - faktor															
	Hráč 1		Hráč 2		Hráč 3		Hráč 4		Hráč 5		Hráč 6		Hráč 7		Hráč 8	
	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I
Průměr	-57,47	-49,51	-63,68	-40,13	-59,80	-37,29	-47,07	-36,89	-50,97	-45,19	-60,42	-54,31	-63,99	-49,35	-50,10	-30,78
SD	2,53	1,35	1,61	1,37	1,53	1,06	8,93	8,15	2,03	1,37	0,91	1,50	1,66	1,28	3,19	2,27
var	9,08	3,93	0,64	2,83	5,10	3,73	5,52	21,23	6,38	4,37	3,01	4,52	5,88	4,03	9,89	7,94
cv (%)	4,39	2,73	2,53	3,40	2,56	2,85	18,97	22,08	3,99	3,03	1,50	2,76	2,59	2,59	6,36	7,39

Legenda: VN – vrchol náprahu; I – impakt; SD – směrodatná odchylka; var – variační rozpětí; cv (%) – variační koeficient

V tabulce 3 jsou uvedeny hodnoty X – faktoru a intraindividuální stabilita provedení ve vrcholu náprahu a v impaktu. Velmi dobré stability provedení dosáhl hráč 6 (VN: průměr = -60,42; SD = 0,91; var = 3,01; cv (%) = 1,50; I: průměr = -54,31; SD = 1,50; var = 4,52; cv (%) = 2,76). Podobné hodnoty s menším dosaženým průměrem v impaktu byly naměřeny u hráče 3 (VN: průměr = -59,80; SD = 1,53; var = 5,10; cv (%) = 2,56; I: průměr = -37,29; SD = 1,06; var = 3,73; cv (%) = 2,83). Nejhorší stabilitou provedení a dosaženým průměrem disponoval hráč 4 (VN: průměr = -47,07; SD = 8,93; var = 5,52; cv (%) = 18,97; I: průměr = -36,89; SD = 8,15; var = 21,23; cv (%) = 22,08). Hráč 7 dosáhl nejvyšších průměrných hodnot X – faktoru ve vrcholu náprahu a vysokých hodnot v impaktu (VN: průměr = -63,99; SD = 1,66; var = 5,88; cv (%) = 2,59; I: průměr = -49,35; SD = 1,28; var = 4,03; cv (%) = 2,59). Vysoké průměrné hodnoty a zároveň dobrou stabilitu prokázal hráč 2 (VN: průměr = -63,68; SD = 1,61; var = 0,64; cv (%) = 2,53; I: průměr = -40,13; SD = 1,37; var = 2,83; cv (%) = 3,40).

Tab. 4: Úhel mezi pozicí ramen a levé paže v průběhu klíčových fází golfového švihů a intraindividuální stabilita provedení

	Ramena - levá paže															
	Hráč 1		Hráč 2		Hráč 3		Hráč 4		Hráč 5		Hráč 6		Hráč 7		Hráč 8	
	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I	VN	I
Průměr	108,33	104,38	128,05	103,61	122,36	104,20	118,32	111,64	121,05	98,79	129,99	105,75	132,42	113,39	116,29	103,71
SD	0,83	1,44	0,70	0,65	0,46	0,81	7,43	4,74	0,82	1,06	0,36	0,83	0,73	0,76	2,03	1,32
var	2,45	4,49	0,70	0,99	1,16	2,93	1,60	8,40	2,67	2,68	1,37	2,65	2,24	2,53	6,73	4,85
cv (%)	0,77	1,38	0,55	0,62	0,37	0,78	6,28	4,25	0,68	1,07	0,28	0,79	0,55	0,67	1,75	1,28

Legenda: VN – vrchol nápřahu; I – impakt; SD – směrodatná odchylka; var – variační rozpětí; cv (%) – variační koeficient

Úhel mezi pozicí ramen a postavením levé paže, kterého hráči dosahovali v klíčových fázích, je uveden v tabulce 4. Nejnižších průměrných hodnot ve vrcholu nápřahu s dobrou stabilitou provedení dosáhl hráč 1 (VN: průměr = 108,33; SD = 0,83; var = 2,45; cv (%) = 0,77; I: průměr = 104,38; SD = 1,44; var = 4,49; cv (%) = 1,38). Podobnými hodnotami stability provedení disponoval hráč 5 (VN: průměr = 121,05; SD = 0,82; var = 2,67; cv (%) = 0,68; I: průměr = 98,79; SD = 1,06; var = 2,68; cv (%) = 1,07). Výbornou stabilitu provedení prokázal hráči 6 (VN: průměr = 129,99; SD = 0,36; var = 1,37; cv (%) = 0,28; I: průměr = 105,75; SD = 0,83; var = 2,65; cv (%) = 0,79) a hráč 3 (VN: průměr = 122,36; SD = 0,46; var = 1,16; cv (%) = 0,37; I: průměr = 104,20; SD = 0,81; var = 2,93; cv (%) = 0,78). Vysokých průměrných hodnot dosáhl hráč 7 (VN: průměr = 132,42; SD = 0,73; var = 2,24; cv (%) = 0,55; I: průměr = 113,39; SD = 0,76; var = 2,53; cv (%) = 0,67) a hráč 2 (VN: průměr = 128,05; SD = 0,70; var = 0,70; cv (%) = 0,55; I: průměr = 103,61; SD = 0,65; var = 0,99; cv (%) = 0,62).

Tab. 5: Výsledky vybraných kinematických parametrů v průběhu golfového švihů v klíčových fázích vrchol nápřahu a impakt

	Rotace ramen		Rotace boků		X - faktor		Ramena - levá paže	
	Vrchol nápřahu	Impakt	Vrchol nápřahu	Impakt	Vrchol nápřahu	Impakt	Vrchol nápřahu	Impakt
Průměr	-105,65	4,34	-42,88	50,88	-56,69	-42,93	122,10	105,68
SD	11,65	2,85	11,80	9,04	6,07	7,44	7,44	4,39
var	37,31	33,66	32,42	25,47	16,92	23,53	24,09	14,60
cv (%)	11,02	15,47	27,53	17,76	10,71	17,33	6,09	4,16

Legenda: VN – vrchol nápřahu; I – impakt; SD – směrodatná odchylka; var – variační rozpětí; cv (%) – variační koeficient

Provedení golfového švihů z hlediska vybraných parametrů v jednotlivých klíčových fázích je uvedeno v tabulce 5. Nejlepší stabilita provedení byla naměřena u parametru ramena – levá paže v impaktu (průměr = 105,68; SD = 4,39; var = 14,60; cv (%) = 4,16). Podobných hodnot hráči dosáhli u parametru rotace ramen v impaktu (průměr = 4,34; SD = 2,85; var = 33,66; cv (%) = 15,47). Špatná stabilita provedení ve fázi impaktu byla naměřena u parametrů rotace boků (průměr = 50,88; SD = 9,04; var = 25,47; cv (%) = 17,76) a X – faktor (průměr = -42,93; SD = 7,44; var = 23,53; cv (%) = 17,33). Ve vrcholu nápřahu dosáhli hráči nejlepší stability provedení u parametru X – faktor (průměr = -56,69; SD = 6,07; var = 16,92; cv (%) = 10,71) a velmi podobné hodnoty byly naměřeny i u parametru ramena – levá paže (průměr = 122,10; SD = 7,44; var = 23,53; cv (%) = 17,33). Horší stabilita provedení byla naměřena u parametrů rotace boků (průměr = - 42,88; SD = 11,80; var = 32,42; cv (%) = 27,53) a rotace ramen (průměr = - 105,65; SD = 11,65; var = 37,31; cv (%) = 11,02).

Tab. 6: Míra svalového zkrácení u všech měřených hráčů

Testovaný sval	Strana	Svalové zkrácení							
		Hráč							
		1	2	3	4	5	6	7	8
M. triceps surae	dx.	1	0	0	0	0	0	0	0
	sin.	1	0	0	0	0	0	0	0
M. ilipsoas	dx.	1	1	0	1	1	1	1	1
	sin.	1	1	0	1	0	0	0	1
M. rectus femoris	dx.	1	1	0	1	2	0	0	1
	sin.	1	1	0	1	1	0	0	1
M. tensor fasciae latae	dx.	1	1	0	0	1	0	1	1
	sin.	1	1	0	0	1	0	1	1
Hamstringy	dx.	1	2	2	2	1	1	1	1
	sin.	1	1	2	2	1	0	1	1
Adduktory	dx.	1	1	1	0	0	0	0	0
	sin.	1	1	1	0	0	0	0	0
M. piriformis	dx.	0	0	0	0	0	0	0	0
	sin.	0	0	0	0	0	0	0	0
M. quadratus lumborum	dx.	0	0	0	0	2	0	0	1
	sin.	0	0	0	0	1	0	0	1
Paravertebrální svaly	dx.	2	0	1	1	2	0	1	1
	sin.	2	0	1	1	2	0	1	1
M. pectoralis major	dx.	0	0	0	0	0	0	0	0
	sin.	0	0	0	0	0	0	0	0
M. trapezius - horní vlákna	dx.	0	0	0	0	0	0	0	0
	sin.	0	0	0	0	0	0	0	0
M. trapezius	dx.	0	0	0	0	0	0	0	0
	sin.	0	0	0	0	0	0	0	0
M. levator scapulae	dx.	0	0	0	0	0	0	0	0
	sin.	0	0	0	0	0	0	0	0
M. sternocleidomastoideus	dx.	0	0	0	0	0	0	0	0
	sin.	0	0	0	0	0	0	0	0

Legenda: PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina; dx. – pravá strana; sin. – levá strana; 0 – nejedná se o zkrácení; 1 – malé zkrácení; 2 – velké zkrácení

V tabulce 6 je uvedena míra svalového zkrácení u testovaných hráčů. Vyšetření prokázalo, že nejčastěji a nejvíce zkrácenou svalovou skupinou jsou hamstringy (hráč 1: PDK = 1; LDK = 1; hráč 2: PDK = 2; LDK = 1; hráč 3: PDK = 2; LDK = 2; hráč 4: PDK = 2; LDK = 2; hráč 5: PDK = 1; LDK = 1; hráč 6: PDK = 1; LDK = 0; hráč 7: PDK = 1; LDK = 1; hráč 8: PDK = 1; LDK = 1). Naopak vyšetření neprokázalo zkrácení v následujících svalech: m. pectoralis major; m. trapezius – horní vlákna; m. trapezius; m. levator scapulae a m. sternocleidomastoideus. Velké zkrácení paravertebrálních svalů bylo změřeno u hráče 1 (dx. = 2; sin. = 2) a 5 (dx. = 2; sin. = 2). U hráče 6 bylo dále změřeno zkrácení m. quadratus lumborum (dx. = 2; sin. = 1). Velké zkrácení pravého m. rectus femoris a malé zkrácení levého bylo naměřeno u hráče 5. M. triceps surae byl zkrácený pouze u hráče 1 (PDK = 1; LDK = 1). Svalové zkrácení bylo dále změřeno v m. iliopectineus (hráč 1: PDK = 1; LDK = 1; hráč 2: PDK = 1; LDK = 1; hráč 4: PDK = 1; LDK = 1).

= 1; hráč 8: PDK = 1; LDK = 1) a stranově asymetrické zkrácení m. iliopsoas bylo změřeno u hráčů 5,6 a 7 (PDK = 1; LDK = 0). U hráče 1, 2 a 3 bylo dále změřeno zkrácení adduktorů (PDK = 1; LDK = 1). Nejméně svalových zkrácení bylo naměřeno u hráče 6 v m. iliopsoas (PDK = 1; LDK = 0) a v hamstringách (PDK = 1; LDK = 0).

Tab. 7: Rozsah pohybu v kyčelním kloubu, ramenním kloubu a trupu všech měřených hráčů

Testovaný segment	Pohyb	Strana	Průměr (°)	SD	var	cv (%)
Kyčelní kloub	VR	PDK	35,25	2,22	7,00	6,30
		LDK	35,38	2,78	10,00	7,86
	ZR	PDK	37,88	2,67	9,00	7,04
		LDK	38,00	2,78	10,00	7,33
	FLX	PDK	107,75	6,06	20,00	5,62
		LDK	109,00	6,08	20,00	5,58
	EXT	PDK	7,13	2,57	8,00	36,08
		LDK	7,88	3,33	9,00	42,32
Ramenní kloub	VR	PHK	76,88	5,37	17,00	6,99
		LHK	78,13	5,78	18,00	7,39
	ZR	PHK	81,63	6,87	21,00	8,42
		LHK	80,75	5,80	20,00	7,19
	FLX	PHK	169,00	5,85	20,00	3,46
		LHK	170,13	4,88	17,00	2,87
	HADD	PHK	118,75	5,07	18,00	4,27
		LHK	121,13	5,30	17,00	4,38
Trup	ROT	P	41,75	3,27	10,00	7,83
		L	37,75	2,82	9,00	7,46

Legenda: VR – vnitřní rotace; ZR – zevní rotace; FLX – flexe; EXT – extenze; HADD – horizontální addukce; ROT – rotace; PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina; P = pravá; L = levá; SD – směrodatná odchylka; var – variační rozpětí; cv (%) – variační koeficient

Rozsahy pohybu hráčů jsou uvedeny v tabulce 7. V kyčelním kloubu byly naměřeny podobné hodnoty vnitřní rotace u obou dolních končetin (PDK: průměr = 35,25; SD = 2,22; var = 7,00; cv (%) = 6,30; LDK: průměr = 35,38; SD = 2,78; var = 10,00; cv (%) = 7,86). Celkově vyšší hodnoty byly naměřeny u zevní rotace kyčelního kloubu (PDK: průměr = 37,88; SD = 2,67; var = 9,00; cv (%) = 7,04; LDK: průměr = 38; SD = 2,78; var = 10,00; cv (%) = 7,33). Hodnoty flexe kyčelního kloubu byly rovněž podobné u obou dolních končetin s mírně větším rozsahem levé (PDK: průměr = 107,75;

SD = 6,06; var = 20; cv (%) = 5,62; LDK: průměr = 109; SD = 6,08; var = 20; cv (%) = 5,58). Malého rozsahu pohybu dosáhli hráči u extenze kyčelního kloubu s podobnými hodnotami obou dolních končetin (PDK: průměr = 7,13; SD = 2,57; var = 8,00; cv (%) = 36,08; LDK: průměr = 7,88; SD = 3,33; var = 9,00; cv (%) = 42,32).

V ramenním kloubu disponovali hráči větší zevní rotací (PHK: průměr = 81,63; SD = 6,87; var = 21; cv (%) = 8,42; LHK: průměr = 80,75; SD = 5,80; var = 20,00; cv (%) = 7,19), než rotací vnitřní (PHK: průměr = 76,88; SD = 5,37; var = 17,00; cv (%) = 6,99; LHK: průměr = 78,13; SD = 5,78; var = 18,00; cv (%) = 7,39). Hodnoty flexe ramenního kloubu byly u hráčů podobné s menšími interindividuálními rozdíly provedení (PHK: průměr = 169; SD = 5,85; var = 20,00; cv (%) = 3,46; LHK: průměr = 170,13; SD = 4,88; var = 17; cv (%) = 2,87). Dále z měření vyplývá, že jsou hráči schopni provést větší horizontální addukci v levé horní končetině (průměr = 118,75; SD = 5,07; var = 18; cv (%) = 4,27) než v pravé horní končetině (průměr = 121,13; SD = 5,30; var = 17,00; cv (%) = 4,38).

U trupu byl rozsah pohybu měřen při rotaci doprava a doleva. Hráči dosahovali lepších hodnot u rotace doprava než doleva (P: průměr = 41,75; SD = 3,27; var = 10; cv (%) = 7,83; L: SD = 37,75; var = 2,82; cv (%) = 7,46).

Tab. 8: Porovnání hodnot X – faktoru ve vrcholu náprahu s hodnotami rotace trupu doprava a svalovým zkrácením levých paravertebrálních svalů

Hráč	Švih	Rozsah pohybu	Svalové zkrácení
	X - faktor	Trup PROT (°)	PVS sin.
1	-57,47	44	2
2	-63,68	45	0
3	-59,80	42	1
4	-47,07	38	1
5	-50,97	36	2
6	-60,42	43	0
7	-63,99	46	0
8	-50,10	40	1

Legenda: Trup PROT (°) – rotace trupu doprava; PVS sin. – levé paravertebrální svaly

V tabulce 8 jsou uvedeny průměrné hodnoty, kterých hráči dosáhli u parametru X – faktor ve vrcholu náprahu a zároveň jsou v tabulce uvedeny naměřené hodnoty rotace trupu doprava a zkrácení levých paravertebrálních svalů. Nejvyšší hodnoty X – faktoru byly naměřeny u hráče 7 (-63,99), podobných hodnot dosáhl hráč 2 (-63,68). Nízkých hodnot dosáhli hráči 4 (-47,07), 8 (-50,10) a 5 (-50,97). Největší rotaci trupu doprava byl schopen provézt hráč 7 (46°) a dobrého rozsahu pohybu dosáhl také hráč 2 (45°). Naopak menšího rozsahu pohybu dosáhl hráč 5 (36°) a 4 (34°). Velké svalové zkrácení levých paravertebrálních svalů bylo změřeno u hráčů 1 a 5 (2). Malé zkrácení na bylo změřeno u hráčů 3,4 a 8 (1). Nezkrácenými paravertebrálními svaly disponovali hráči 2,6 a 7 (0).

Tab. 9: Vztahová analýza mezi parametrem X – faktor ve vrcholu náprahu a parametry rotace trupu doprava a zkrácení levých praveretebrálních svalů

	Rozsah pohybu		Svalové zkrácení	
	Trup P.ROT		PVS sin.	
X - faktor	$\tau = -0,714$	$p = 0,01^*$	$\tau = 0,536$	$p = 0,11$

*Legenda: Trup P. ROT – rotace trupu doprava; PVS sin. – levé paravertebrální svaly; τ – Kendalllovo tau; P – p hodnota; * – signifikantní hodnota ($p < 0,05$)*

V tabulce 9 je uvedena vztahová analýza mezi hodnoceným parametrem X – faktor ve vrcholu náprahu a rotace trupu doprava a parametrem X – faktor ve vrcholu náprahu a svalové zkrácení levých paravertebrálních svalů. Z analýzy vyplývá signifikantní vztah mezi parametrem X – faktor ve vrcholu náprahu a parametrem rotace trupu doprava ($\tau = -0,714$; $p = 0,01$) a nesignifikantní vztah mezi parametrem X – faktor ve vrcholu náprahu a parametrem zkrácení levých paravertebrálních svalů ($\tau = 0,536$; $p = 0,11$).

Tab. 10: Porovnání pozice levé paže k postavení ramen ve vrcholu náprahu a rozsahu pohybu levého ramenního kloubu do rotace a horizontální addukce

Hráč	Švih	Rozsah pohybu	
	Ramena - levá paže	VR LHK (°)	HADD LHK (°)
1	108,33	90	125
2	128,05	77	123
3	122,36	77	119
4	118,32	85	130
5	121,05	72	119
6	129,99	74	115
7	132,42	74	113
8	116,29	76	125

Legenda: VR LHK (°) – vnitřní rotace levé horní končetiny; HADD LHK (°) – horizontální addukce levé horní končetiny

V souhrnné tabulce 10 jsou uvedeny hodnoty parametru úhel mezi postavením ramen a pozicí levé paže ve vrcholu náprahu a hodnoty vnitřní rotace a horizontální addukce levé horní končetiny. Nejvyšších hodnot v parametru ramena – levá paže dosáhl hráč 7 (132,42). Nepatrně horší hodnoty byly naměřeny u hráčů 6 (129,99) a 2 (128,05). Výrazně horší hodnoty oproti ostatním hráčům byly změřeny u hráče 1 (108,33). Výrazné vnitřní rotace v levé horní končetině byl schopen hráč 1 (90°) a hráč 4 (85°). Dobrých hodnot dosáhli také hráči 2 a 3 (77°). Menších hodnota, než u ostatních měřených hráčů byla zjištěna u hráče 5 (72°). Horizontální addukce byla největší u hráče 4. Hráči 1 a 8 dosáhli podobných hodnot (125°). Nejmenší hodnoty byly naměřeny u hráče 7 (113°) a 6 (115°).

Tab. 11: Vztahová analýza mezi parametrem ramena – levá paže ve vrcholu náprahu a parametry vnitřní rotace a horizontální addukce levé horní končetiny

	Rozsah pohybu			
	VR LHK		HADD LHK	
Ramena - levá paže	$\tau = -0,445$	$p = 0,16$	$\tau = -0,667$	$p = 0,03^*$

Legenda: VR LHK (°) – vnitřní rotace levé horní končetiny; HADD LHK (°) – horizontální addukce levé horní končetiny; τ – Kendalllovo tau; p – p hodnota;

* – signifikantní hodnota ($p < 0,05$)

V tabulce 11 je uvedena vztahová analýza mezi hodnoceným parametrem ramena – levá paže ve vrcholu náprahu a vnitřní rotací levé horní končetiny a parametrem ramena – levá paže ve vrcholu náprahu a horizontální addukce levé horní končetiny. Z analýzy vyplývá signifikantní vztah mezi parametrem levá paže – ramena ve vrcholu náprahu a parametrem horizontální addukce levé horní končetiny ($\tau = -0,667$; $p = 0,03$) a nesignifikantní vztah mezi parametrem ramena – levá paže ve vrcholu náprahu a parametrem vnitřní rotace levé horní končetiny ($\tau = -0,445$; $p = 0,16$).

Tab. 12: Porovnání hodnot rotace boků během impaktu a svalového zkrácení flexorů levého kolenního kloubu

Hráč	Švih	Svalové zkrácení
	Rotace boků	FLKK LDK
1	53,12	1
2	54,78	1
3	35,42	2
4	37,42	2
5	57,79	1
6	60,89	0
7	58,72	1
8	48,92	1

Legenda: FLKK LDK – flexory kolenního kloubu levé dolní končetiny

Parametry rotace boků v okamžiku impaktu a svalové zkrácení flexorů levého kolenního kloubu je uvedeno v tabulce 12. Největších hodnot rotace boků dosáhl hráč 6 (60,89). Podobné hodnoty byly naměřeny u hráčů 7 (58,72) a 5 (57,79). Výrazně horších hodnot dosáhli hráči 3 (35,42) a 4 (37,42). U hráčů 3 a 4 bylo zároveň naměřeno velké svalové zkrácení (2). Malé zkrácení bylo zjištěno u hráčů 1,2,5,7,8 (1) a u hráče 7 nebylo zjištěno svalové zkrácení (st. 0).

Tab. 13: Vztahová analýza mezi parametrem rotace boků v okamžiku impaktu a parametrem svalového zkrácení flexorů levého kolenního kloubu.

	Svalové zkrácení	
	FLKK LDK	
Rotace boků	$\tau = -0,779$	$p = 0,02^*$

*Legenda: FLKK LDK – flexory kolenního kloubu levé dolní končetiny; τ – Kendallovo tau; p – p hodnota; * – signifikantní hodnota ($p < 0,05$)*

Vztahová analýza mezi hodnoceným parametrem rotace boků v okamžiku impaktu a parametrem svalové zkrácení flexorů levé dolní končetiny je uvedena v tabulce 13. Z analýzy vyplývá signifikantní vztah mezi parametrem rotace boků v okamžiku impaktu a svalovým zkrácení flexorů levého kolenního kloubu ($\tau = -0,779$; $p = 0,02$).

4. Diskuse

Golfový švih je komplexní a technicky náročný pohyb. Jeho provedení je značně individuální a pro každého hráče v určitém směru charakteristické. Podobně jako podle chůze již z dálky poznáme blízkou osobou, je možné identifikovat hráče podle golfového švihu. Velkou roli v jedinečnosti provedení golfového švihu hrají schopnosti a limity pohybového aparátu, které švih definují (Keogh, 2009).

Předmětem této studie bylo vyhodnocení svalového zkrácení a rozsahu pohybu a kinematických parametrů golfového švihu u vrcholových hráčů golfu v juniorském věku a následné vyhodnocení vztahu mezi kinematickými parametry golfového švihu a svalovým zkrácením a rozsahem pohybu. Vzhledem k časové náročnosti měření kinematické analýzy a svalového zkrácení a rozsahu se do studie zapojilo pouze 8 hráčů a nepodařilo se vybrat takové hráče, kteří mají podobnou herní výkonnost ($hcp = 3,4 \pm 6,7$), z čehož vyplývá vyšší míra variability výsledků (Tab. 5).

U námi sledované skupiny vrcholových golfu juniorského věku jsme pomocí kinematické analýzy hodnotili golfový švih na základě parametrů rotace ramen, rotace boků, X – faktor a úhel mezi levou paží a rameny ve dvou klíčových okamžicích golfového švihu, a to ve vrcholu nápřahu a v impaktu. Dále jsme hodnotili míru svalového zkrácení a rozsahu pohybu.

Rotace ramen a pánve ve vrcholu nápřahu jsou důležitými ukazateli, které vytvářejí torzní napětí a generují velké množství energie. Nápřah neklade na hráče velké fyzické nároky, ale vyžaduje dobrou míru flexibility. U amatérských golfistů juniorského věku dochází při moderním švihu k rotaci ramen $90^\circ - 100^\circ$ a rotace boků $40^\circ - 50^\circ$ (Meira, 2010). U námi měřeného souboru dosahovali průměrné rotace trupu ve vrcholu nápřahu $105,65^\circ$ a rotace boků $42,88^\circ$ (Tab. 5). V okamžiku impaktu byla naměřena rotace ramen $4,34^\circ$ a rotace boků $50,88^\circ$ (Tab. 5). Zejména je důležitý sledovaný parametr rotace boků v okamžiku impaktu, kdy boky předbíhají hůl a otáčejí se směrem k cílové linii (McHardy, 2005). Naměřená data jsou v souladu s odbornou literaturou.

X – faktor je relativní úhel rotací ramen a mezi rotací pánve. Jedná se o často využívaný hodnotící parametr, podle kterého se hodnotí efektivita švihu (Cheetham, 2001; Cole, 2009). Průměrné hodnoty X – faktoru ve vrcholu nápřahu se pohybují mezi $30-50^\circ$ a závisí na technické vyspělosti a výkonnostní úrovni golfisty (Henry, 2015).

Sorbie (2018) naměřil u výkonnostních golfistů dospělého věku průměrné hodnoty X – faktoru ve vrcholu nápřahu 52° bez rozcvičení a 54° po rozehrání 50 cvičnými údery. U hráčů sledovaných v této studii byla naměřena průměrná hodnota X – faktoru ve vrcholu nápřahu $56,69^\circ$ (Tab. 5) a v tomto parametru tedy dosahují vyšších hodnot, což může být způsobeno juniorským věkem sledované skupiny. Hodnoty X – faktoru v okamžiku impaktu nejsou předmětem zájmu odborných studií. U námi sledované skupiny došlo v souladu s odbornou literaturou ke zmenšení úhlu mezi rameny a boky v okamžiku impaktu, ve kterém dosáhli hráči průměrné naměřené hodnoty $42,93^\circ$ (Tab. 5). Zejména u kinematické analýzy byly zřejmé interindividuální rozdíly v provedení golfového švihů zapříčiněné velkými rozdíly v technické zdatnosti u námi testovaných výkonnostních hráčů.

Posledním sledovaným parametrem v rámci golfového švihů byl zvolen úhel mezi levou paží a rameny. Mitchell (2003) uvádí, že je hodnocení pozice paží v průběhu důležité jako prevence poranění horních končetin, a to zejména levé paže (u pravorukého hráče). V nápřahu dochází ke značné horizontální addukci levé paže (u pravorukého hráče), která je reprezentovaná v rámci kinematické analýzy úhlem mezi rameny a levou paží (McHardy, 2005). U námi sledované skupiny hráčů byla zjištěna průměrná hodnota úhlu mezi rameny a levou paží v okamžiku vrchol nápřahu $122,10^\circ$ (Tab. 5) a v okamžik impaktu $105,68^\circ$ (Tab. 5). Zmenšení úhlu mezi okamžikem vrchol nápřahu a okamžikem impakt je popsána v odborné literatuře (Kölbing, 2006). V souladu s ní je i provedení námi testovaných hráčů.

Hodnocení svalového aparátu se vyskytuje v mnoha odborných studiích. Bechler (1995) pomocí EMG hodnotí aktivitu svalových skupin dolních končetin v průběhu švihů, Pink (1990) stejnou metodou vyhodnocoval svalovou aktivitu v oblasti ramenního pletence a Bulbulian (2001) hodnotil míru svalové aktivity ve vztahu k bolestem bederní páteře. Téměř všechny studie vzaté v potaz v rámci literární rešerše věnující se svalovému aparátu hodnotí pouze míru svalové aktivity a nezabývají se svalovým zkrácením a jeho vlivem na techniku provedení golfového švihů. Je tomu tak pravděpodobně proto, že je fenomén svalového zkrácení obtížné objektivizovat a vyšetření podléhají subjektivnímu hodnocení ze strany vyšetřujícího (Janda, 2004). Svalové zkrácení je v odborné literatuře zmiňováno zejména v rovině doporučení jako prevence poranění. Moran (2009) zkoumal vliv statického a dynamického strečinku na parametry golfového švihů. Svaly, kterými se studie zabývala, byly: m. gastrocnemius; m. soleus; m. quadriceps femoris; flexory

kolenního kloubu; flexory kyčelního kloubu; paravertebrální svaly; m. pectoralis. Svalové zkrácení nebylo hodnoceno přímo, ale skrze parametry golfového švihů. K vyšetření svalového zkrácení námi sledované skupiny byl využit klinický test svalového zkrácení dle Jandy a výsledky jsou uvedeny v tabulce 6. Z vyšetření vyplývá, že jsou hráči častěji zkrácení v dolní polovině těla. V horní polovině těla byli hráči zkrácení zejména v paravertebrálních svaích. K lepšímu porozumění problematiky častých svalového zkrácení v golfu je potřeba dalšího výzkumu.

U výkonnostních hráčů golfu je předpokladem k dobrému technickému provedení dostatečná kloubní pohyblivost, a to zejména v kyčelním kloubu, v ramenním kloubu a trupu (Keogh, 2009). V rámci této diplomové práce byla v kyčelním kloubu měřena vnitřní rotace, zevní rotace, flexe a extenze. V ramenním kloubu byla měřena vnitřní rotace, zevní rotace, flexe a horizontální addukce. V trupu byla hodnocena rotace. Hume (2005) tvrdí, že čím většího rozsahu pohybu je golfista schopný, tím lépe může naplnit biomechanické předpoklady dokonalé golfové techniky a dosáhnout tak lepších výsledků. U námi sledované skupiny hráčů byly naměřeny hodnoty (Tab. 7), které odpovídají výkonnostní úrovni a vykazují vyšší míru kloubního rozsahu pohybu, než hodnoty naměřené u amatérských hráčů golfu dospělého věku (Lephart, 2007).

Hypotéza 1

Předpokládáme, že existuje statisticky významný vztah mezi hodnotou X-faktor ve vrcholu náprahu a rozsahem pohybu rotace trupu doprava a svalovým zkrácením levých paravertebrálních svalů.

Mezi parametrem X – faktor ve vrcholu náprahu a rotace trupu doprava (Tab. 9) jsme našli statisticky významný vztah ($\tau = -0,714$; $p = 0,01$), ale mezi parametrem X – faktor ve vrcholu náprahu a svalové zkrácení levých paravertebrálních svalů nebyl zjištěn významný vztah ($\tau = 0,536$; $p = 0,11$). Hypotéza ve svém celém znění je na základě výsledků vztahové analýzy *zamítnuta*, resp. je potvrzena pouze z 50 % u parametrů X – faktor ve vrcholu náprahu a rotace trupu doprava mezi kterými byl zjištěn negativní signifikantní vztah. Hodnoty X – faktoru jsou uváděny v záporných číslech, kdy čím větší

záporná hodnota značí lepší hodnotu X – faktoru, a proto lze i přes zápornou hodnotu τ vyvodit přímo úměrnou závislost mezi X – faktorem ve vrcholu náprahu a rotací trupu doprava. Z této skutečnosti lze vyvodit, že rozsah pohybu rotace trupu doprava ovlivňuje golfový švih z hlediska parametru X – faktor ve vrcholu náprahu. Případné omezení rozsahu pohybu rotace trupu doprava by mohlo vyústit ve zmenšení hodnoty X – faktoru ve vrcholu náprahu. X – faktor je spojovaný s efektivitou golfového švihy a pokud dojde k omezení rozsahu pohybu, lze předpokládat snížení efektivity golfového švihy a naopak, pokud se zlepší pohyblivost trupu, lze předpokládat efektivnější provedení golfového úderu.

Hypotéza 2

Předpokládáme, že existuje statisticky významný vztah mezi svalovým zkrácením flexorů kolenního kloubu levé dolní končetiny a parametrem rotace boků v okamžiku impakt.

Mezi parametry rotace boků v okamžiku impakt a svalovým zkrácením flexorů levého kolenního byla provedena vztahová analýza (Tab. 13) na základě které byl zjištěn statisticky signifikantní negativní vztah mezi oběma parametry ($\tau = -0,779$; $p = 0,02$) a hypotéza tím byla *potvrzena*. Negativita vztahu je zapříčiněna způsobem hodnocení svalového zkrácení, kde vyšší hodnota reprezentuje větší zkrácení a ve skutečnosti panuje mezi parametry přímá úměrnost. Na základě těchto závěrů lze tvrdit, že svalové zkrácení flexorů levého kolenního kloubu pravděpodobně ovlivňuje jeden z klíčových momentů golfového švihy, jímž je rotace boků směrem na cíl v okamžiku impaktu. Současně hamstringy bývají často zkrácenou svalovou skupinou napříč populací, a u námi sledované skupiny hráčů se jedná o to vůbec nejčastější svalové zkrácení (Tab. 6). Lze předpokládat, že by hodnoty rotace boků byly lepší u nezkrácených golfistů.

Hypotéza 3

Předpokládáme, že existuje statisticky významný vztah mezi úhlovou polohou levé paže vzhledem k ramenům ve vrcholu náprahu a rozsahem pohybu levé paže do vnitřní rotace a horizontální addukce.

Mezi parametry úhlová poloha levé paže vzhledem k ramenům ve vrcholu náprahu a rozsahem pohybu levé paže do vnitřní rotace a horizontální addukce byla provedena vztahová analýza (Tab. 11). Ze získaných hodnot vyplynul nesignifikantní vztah mezi parametrem úhlová poloha levé paže vzhledem k ramenům ve vrcholu náprahu a rozsahem pohybu levé paže do vnitřní rotace ($\tau = -0,445$; $p = 0,16$). Na základě tohoto vztahu je hypotéza *vyvrácena*, resp. potvrzena z 50 %, protože mezi parametry úhlová poloha levé paže vzhledem k ramenům ve vrcholu náprahu a horizontální addukce byl zjištěn signifikantní negativní vztah ($\tau = -0,667$; $p = 0,03$), který nasvědčuje tomu, že mezi těmito parametry panuje nepřímá úměrnost naznačující variabilitu způsobu provedení golfového úderu z hlediska parametru úhlová poloha levé paže vzhledem k postavení ramen ve vrcholu náprahu.

5. Závěry

Cílem diplomové práce byla snaha objektivizovat vztah mezi svalovým zkrácením a rozsahem pohybu a mezi kinematickými parametry golfového švihů. Dílčím cílem bylo zhodnocení pohybového aparátu z hlediska svalového zkrácení a rozsahu pohybu a kinematických parametrů golfového švihů u výkonnostních hráčů golfu v juniorském věku.

V rámci kinematické analýzy byly hodnoceny parametry rotace ramen, rotace boků, X – faktor a úhel mezi rameni a levou paží. Z výsledků vyplývá, že mezi hodnocenými hráči byly velké interindividuální rozdíly v provedení golfového švihů z hlediska hodnocených parametrů. Skupina jako celek vykazuje téměř všechny měřené hodnoty vyšší než u amatérských hráčů, což odpovídá výkonnostní úrovni hráčů. Pouze u parametru rotace boků v okamžiku vrchol nápřahu byly u skupiny naměřeny menší hodnoty odpovídající amatérské úrovni, což je pravděpodobně právě zapříčiněno zmíněnými interindividuálními rozdíly u námi sledované skupiny.

Svalové zkrácení bylo zjištěno zejména u svalů dolních končetin, kdy nejčastěji a nejvíce zkrácenou svalovou skupinou jsou hamstringy. V horní polovině těla bylo zjištěno zkrácení pouze paravertebrálních svalů a m. quadratus lumborum. Vyšetření rozsahu kloubní pohyblivosti potvrdilo výkonnostní úroveň námi sledované skupiny hráčů golfu.

Mezi parametry X – faktor ve vrcholu nápřahu a rotace trupu doprava byl zjištěn signifikantní vztah, ale mezi parametry X – faktor ve vrcholu nápřahu a zkrácení levých paravertebrálních svalů se nepodařilo prokázat signifikantní vztah. Hypotéza 1 byla zamítnuta, resp. potvrzena z 50 %. Zároveň byla tímto zodpovězena výzkumná otázka 1 a 2.

Signifikantní vztah se podařilo prokázat u parametru rotace boků v okamžiku impaktu a svalovým zkrácením flexorů levého kolenního kloubu a tím byla potvrzena hypotéza 2 a zodpovězená výzkumná otázka 3.

Hypotéza 3 byla zamítnuta, resp. potvrzena z 50 %, protože byl mezi parametry úhlová poloha levé paže vzhledem k ramenům ve vrcholu nápřahu a vnitřní rotace levé paže nesignifikantní vztah a signifikantní vztah byl zjištěn pouze mezi parametry úhlová

poloha levé paže vzhledem k ramenům ve vrcholu nápřahu a horizontální addukce levé paže. Těmito zjištěním byla zodpovězena výzkumná otázka 4.

Doporučení pro další výzkum

- Zajištění většího počtu hráčů výkonnostní úrovně k ověření závěrů na širším populačním vzorku
- Hráče rozdělit podle výkonnostní úrovně a hodnotit každou skupinu samostatně
- Sledované parametry a vztahy hodnotit také u jiných golfových holí, např. u driveru
- Vyhodnotit také vztahy mezi ostatními svalovými zkráceními a rozsahy pohybu a mezi kinematickými parametry, které nebyly v rámci v této diplomové práci posuzovány
- Kinematické parametry golfového švihy hodnotit po delším rozcvičení, tj. po standardním rozcvičení, které hráč provádí před hrou

Doporučení pro praxi

- Kinematická analýza představuje vhodný nástroj k hodnocení úrovně technické vyspělosti hráče golfu
- Vyšetření svalového zkrácení dle Jandy a goniometrické vyšetření kloubního rozsahu pohybu dle Jandy představuje jednu z vhodných metod k posouzení stavu pohybového aparátu
- Svalové zkrácení a rozsah kloubní pohyblivosti ovlivňuje v určitých parametrech provedení golfové švihy

6. Seznam použité literatury

Odborné studie

AN, K. N. Kinematic analysis of human movement. *Annals of Biomedical Engineering*, [online]. 1984, 12(6): 585–597. [cit. 2019-09-20]

BALDWIN, K.M., CAIOZZO, V.J. The effects of space flight on the contractile apparatus of antigravity muscles: implications for aging and deconditioning. *J Gravit Physiol* [online]. 1994, 1(1): 8–11. [cit. 2019-09-20]

BALL, K. A., Best, R. J. Different centr of pressure patterns within the golf stroke I: Cluster analysis. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2007, 25: 757-770. [cit. 2019-09-20]

BECHLER, J., et al. Electromyographic analysis of the hip and knee during golf swing. *Clin J Sport Med* [online]. 1995, 5(3): 162–165. [cit. 2019-09-20]

BULBULIAN, R., BALL, K.A. The short golf backswing: Effects on performance and spinal health implications. *Journal of Manipulative and Psychological Therapeutics*. [online]. 2001, 24(9): 569-575. [cit. 2019-09-20]

CHEETHAM, P. J. et al. The importance of stretching the “X-Factor” in the downswing of golf: The “X-Factor Stretch”. *Optimising Performance in Golf* [online]. 2001, 192-199. [cit. 2019-09-20]

COLE, M. H., GRIMSHAW, P. N. The X-Faktor and its relationship to golfing performance. *Journal of Quantitative Analysis in Sports* [online]. 2009, 5(1). [cit. 2019-09-20]

COLE, M. H., GRIMSHAW, P. N. The biomechanics of the modern golf swing: implications for lower back injuries. *Sports Medicine* [online]. 2015, 46(3), 339-351. [cit. 2019-09-20]

EGRET, C., et al. Kinematic analysis of the golf swing in men and women experienced golfers. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 2006, 27(6): 463-467. [cit. 2019-09-20]

EVANS, K., TUTTLE, N. Improving performance in golf: current research and implications from a clinical perspective. *Brazilian Journal of Physical Therapy* [online]. 2015, 19(5): 381-389. [cit. 2019-09-20]

GRYC, T., et al. Rotace horní části těla při golfovém švih u elitních hráčů. *Studia Sportiva* [online]. 2013, 1:35-42. [cit. 2019-11-20]

HENRY, E., BERGLUND, K., MILLAR, L., et al. Immediate effects of a dynamic rotation-specific warm-up on x-factor and x-factor stretch in the amateur golfer. *Int J Sports Phys Ther* [online]. 2015, 10: 998–1007. [cit. 2019-11-28]

HUME, P. A., KEOGH, J. Movement analysis of the golf swing. *Handbook of Human Motion* [online]. 2017, 1-18. [cit. 2019-11-20]

KEOGH, J., et al. Are anthropometric, flexibility, muscular strength, and endurance variables related to clubhead velocity in low and high-handicap golfers? *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2009, 23(6): 1841-1850. [cit. 2019-09-20]

KNUTSON, G.A. The role of the y-motor system in increasing muscle tone and muscle pain syndromes: A review of the Johansson/Sojka hypothesis. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* [online]. 2000, 23(8): 564-572. [cit. 2019-09-20]

KUZNETSOV, N. A., RILEY, M. A. Effect of breathing on multijoint control of center of mass position during upright stance. *Journal of Motor Behavior* [online]. 2012, 44(4): 241-253. [cit. 2019-09-21]

LIM, Y-T., CHOW, J.W., CHAE, W-S. Lumbar spinal loads and muscle activity during a golf swing. *Sports Biomechanics* [online]. 2012, 11(2): 197-211. [cit. 2019-09-21]

MCCARROLL, J. R., GIOE, T.J. Professional golfers and the price they pay. *Phys Sports Med.* [online]. 1982, 10: 54-70. [cit. 2019-09-21]

MCCARROLL, J. R., RETTIG, A. C. Injuries in the amateur golfer. *The Physician and Sportsmedicine* [online]. 1990, 18(3): 122-126. [cit. 2019-10-21]

MCHARDY, A., POLLARD, H. Golf and upper limb injuries: a summary and review of the literature. *Chiropr Osteopat* [online]. 2005, 13(7):1-7. [cit. 2019-09-21]

MCHARDY, A., POLLARD, H., LUO, K. Golf-related lower back injuries: an epidemiological survey. *J Chiropr Med* [online]. 2007, 6(1): 6-20. [cit. 2019-9-22]

MEIRA, E. P., BRUMITT, J. Minimizing injuries and enhancing performance in golf through training programs. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* [online]. 2010, 2(4): 337-344. [cit. 2019-10-22]

MITCHELL, K., et al. Shoulder Motions During the Golf Swing in Male Amateur Golfers. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2003, 33(4): 196–203. [cit. 2019-12-06]

MORAN, K., et al. Dynamic Stretching and Golf Swing Performance. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 2009, 30(02):113–118. [cit. 2019-10-22]

MURRAY M. M., SPECTOR, M. Fibroblast distribution in the anteromedial bundle of the human anterior cruciate ligament: the presence of alpha-smooth muscle actin-positive cells. *J. Orthop. Res* [online]. 2010, 17: 18-27. [cit. 2019-10-22]

NEAL, R., LUMSDEN, R., HOLLAND, M., MASON, B. Body segment sequencing and timing in golf. *International Journal of Sports Science and Coaching* [online]. 2017, 2(1): 25-36. [cit. 2019-09-20]

PAGE, P. Current concepts in muscle stretching for exercise and rehabilitation. *Int J Sports Phys Ther* [online]. 2012, 7(1): 109-119. [cit. 2019-10-20]

PINK, M. et al. Electromyographic analysis of the shoulder during the golf swing. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 1990, 18(2), 137-140. [cit. 2019-10-25]

LEPHART, S., et al. An eight-week golf-specific exercise program improves physical characteristics, swing, mechanics, and golf performance in recreational golfers. *Journal of Strength and Conditioning Association* [online]. 2007, 21(3), 860-869. [cit. 2019-12-06]

SCHENKMAN, M., et al. Kinesiology of the shoulder complex. *JOSPT* [online]. 1987, 5(66): 298–307. [cit. 2019-11-17]

SCHLEIP, R., KLINGLER, W., LEHMAN-HORN, F. Active fascial contractility: Fascia may be able to contract in smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal dynamics. *Medical Hypothesis* [online]. 2005, 65 (2): 273-277. [cit. 2019-11-20]

SEAMAN, D.R., BULBULIAN, R. A review of golf back pain in golfers: etiology and prevention. *Sports Med Train Rehab* [online]. 2000, 9(3): 169-87. [cit. 2019-11-]

SMITH, D. Understanding muscle contraction. *Sports-Specific Rehabilitation*. [online]. 2000, 15-38. [cit. 2019-11-21]

SOAMES, R. W., ATHA, J. The role of the antigravity musculature during quiet standing in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* [online]. 1981, 47(2): 159-167. [cit. 2019-10-21]

SORBIE, G., G., GU, Y., BAKER, J. S., UGBOLUE, U. C. Analysis of the X-Factor and X-Factor stretch during the completion of a golf practice session in low-handicap golfers. *International Journal of Sports Science & Coaching* [online]. 2018, 6(4):1-7. [cit. 2019-12-8]

SPECTOR, M. Musculoskeletal connective tissue cells with muscle: expression of muscle actin in and contraction of fibroblasts, chondrocytes, and osteoblasts. *Wound Repair and Regeneration* [online]. 2001, 9(1):11-18. [cit. 2019-10-22]

SVOBODA, Z., JANURA, M. Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu. *Investice do rozvoje a vzdělávání* [online]. 2009, 13(2): 16-22. [cit. 2019-11-09]

THÉRIAULT, G., LACHANCE, P. Golf injuries: An overview. *Sports Med*. [online]. 1998, 26(1): 43-57. [cit. 2019-9-22]

Odborné knihy

ČIHÁK, R. *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-257-3817-8

OATIS, C. *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement*. 2nd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2009. ISBN 9781451108989

JANDA, V. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0722-5.

JANDA, V., PAVLŮ, D. *Goniometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993. Učební text (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 80-7013-160-8.

KEYNES, R. D., AIDLEY, D. J. *Nerve and Muscle*. 3th ed. New York: Cambridge University Press. 2001. ISBN 978051106337

KNUDSON, D. *Fundamentals of biomechanics*. New York: Kluwer Academic, 2003. ISBN 0306474743

KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2012. ISBN 9788072626571

KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2002. ISBN 8024603500

LANGMEIER, M., et al. *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 9788024725260

PORTNEY, L. G., WATKINS, M. P. *Foundations of clinical research: applications to practice*. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 2009. ISBN 9780838526958

MORIMOTO, T., TAKADA, K. *The sense of touch in the control of ingestion*. New York: Pergamon Press, 1993. ISBN 9780080419886

STECCO, C., HAMMER, W. I. *Functional atlas of the human fascial system*. Edinburgh: Elsevier, 2015. ISBN 978-0-7020-4430-4

KÖLBING, A., STEINFURTH, A. *Golf – dlouhá hra*. 3. vyd. České Budějovice: Kopp, 2006b. ISBN 8072322745

VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997. ISBN 8071692565

Seznam obrázků

Obr. 1: Schematicky znázorněná stavba kosterního svalu (Oatis, 2009).....	str. 14
Obr. 2: Zkřížené uspořádání aktinu a myosinu uvnitř sarkomery (Oatis, 2009).....	str. 15
Obr. 3: Vazivové pláště v kosterním svalu (Knudson, 2003).....	str. 16
Obr. 4: Uspořádání svalových vláken (Knudson, 2003).....	str. 17
Obr. 5: Složení pojivových tkání (Stecco, 2015).....	str. 18
Obr. 6: Dělení svalového tonu (Page, 2012).....	str. 20
Obr. 7: Fáze golfového švihů (McHardy, 2005).....	str. 27
Obr. 8: Způsoby držení golfové hole (Kölbing, 2006).....	str. 29
Obr. 9: Umístění markerů na těle probanda.....	str. 43
Obr. 10: Virtuální zobrazení markerů (Softwaru ODIN).....	str. 44
Obr. 11: Umístění markerů na golfové holi.....	str. 44
Obr. 12: Standardní mezinárodní dvouramenný goniometr (Janda, 1993).....	str. 45

Seznam tabulek

Tab. 1: Rotace ramen v průběhu klíčových fází golfového švihů a intraindividuální stabilita provedení.....	str. 49
Tab. 2: Rotace boků v průběhu klíčových okamžiků golfového švihů a intraindividuální stabilita provedení.....	str. 50
Tab. 3: X – faktor v průběhu klíčových okamžiků golfového švihů a intraindividuální stabilita provedení.....	str. 51
Tab. 4: Úhel mezi pozicí ramen a levé paže v průběhu klíčových fází golfového švihů a intraindividuální stabilita provedení.....	str. 52
Tab. 5: Výsledky vybraných kinematických parametrů v průběhu golfového švihů v klíčových fázích vrchol nápřahu a impakt.....	str. 53
Tab. 6: Míra svalového zkrácení u všech měřených hráčů.....	str. 54
Tab. 7: Rozsah pohybu v kyčelním kloubu, ramenním kloubu a trupu všech měřených hráčů.....	str. 55
Tab. 8: Porovnání hodnot X – faktoru ve vrcholu nápřahu s hodnotami rotace trupu doprava a svalovým zkrácením levých paravertebrálních svalů.....	str. 56
Tab. 9: Vztahová analýza mezi parametrem X – faktor ve vrcholu nápřahu a parametry rotace trupu doprava a zkrácení levých praveretebrálních svalů.....	str. 57
Tab. 10: Porovnání pozice levé paže k postavení ramen ve vrcholu nápřahu a rozsahu pohybu levého ramenního kloubu do rotace a horizontální addukce.....	str. 58
Tab. 11: Vztahová analýza mezi parametrem ramena – levá paže ve vrcholu nápřahu a parametry vnitřní rotace a horizontální addukce levé horní končetiny.....	str. 59
Tab. 12: Porovnání hodnot rotace boků během impaktu a svalového zkrácení flexorů levého kolenního kloubu.....	str. 59
Tab. 13: Vztahová analýza mezi parametrem rotace boků v okamžiku impaktu a parametrem svalového zkrácení flexorů levého kolenního kloubu.....	str. 60

Seznam příloh

Příloha 1: detailní umístění clusterů na těle probanda.....	str. 78
Příloha 2: vyšetření kloubního rozsahu dle Jandy (1993).....	str. 81
Příloha 3: Informovaný souhlas.....	str. 85
Příloha 4: Souhlasné stanovisko k použití vědeckých dat.....	str. 88

7. Přílohy

Příloha 1: detailní umístění clusterů na těle probanda

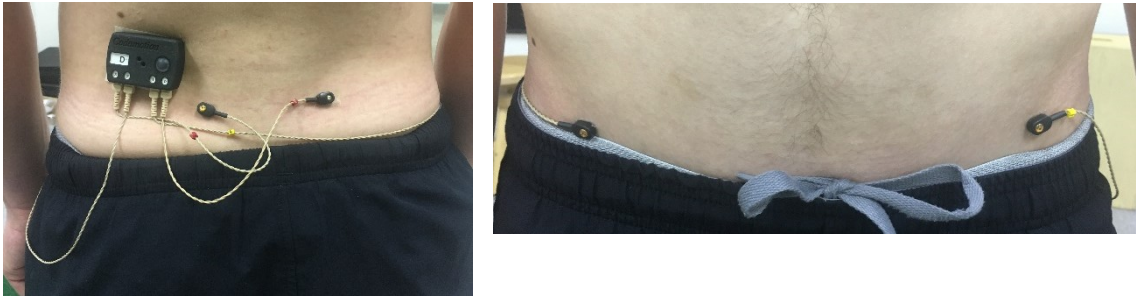
1) V. metatars a pata



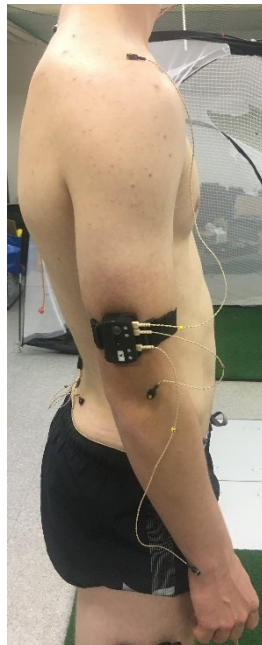
2) Lýtko a stehno



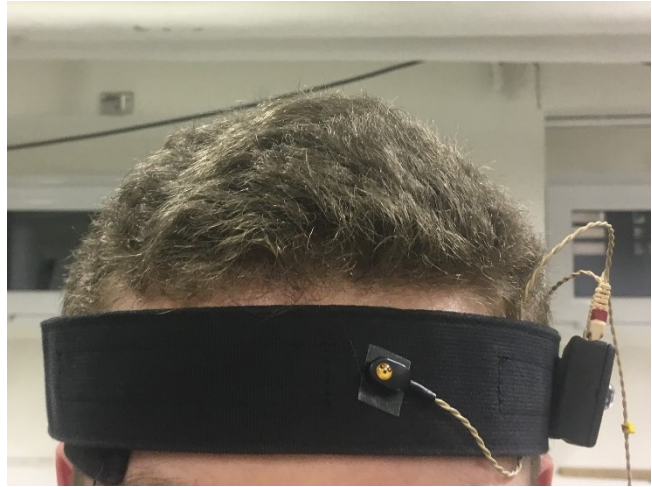
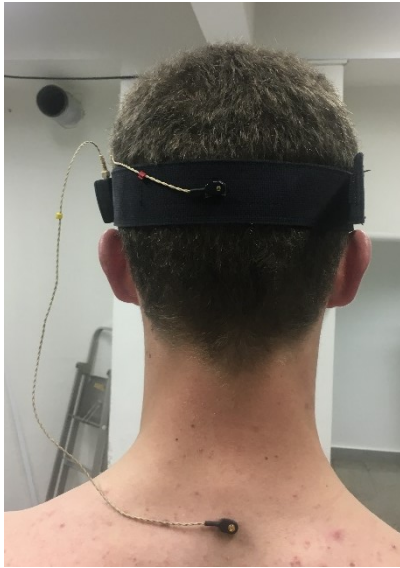
3) Pánev (SIPS a SIAS)



4) Rameno, paže a předloktí

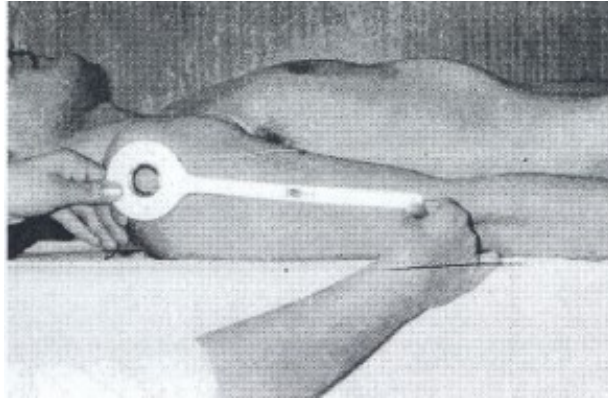


5) C7, temeno a čelo



Příloha 2: vyšetření kloubního rozsahu dle Jandy (1993)

1) Umístění goniometru a výchozí poloha při měření kloubního rozsahu flexe v horní končetině (provedena fixace hrudníku k zamezení extenze páteře)



(Janda, 1993)

2) Umístění goniometru a výchozí poloha při měření horizontální addukce v horní končetině (provedena fixace trupu a ramene z kraniální strany)



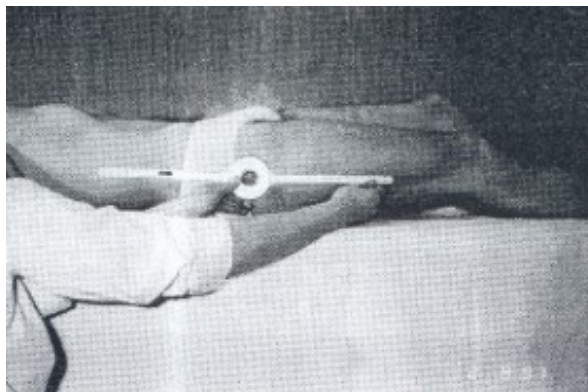
(Janda, 1993)

3) Umístění goniometru a výchozí poloha při měření vnitřní a zevní rotace v ramenním kloubu (provedena fixace lopatky)



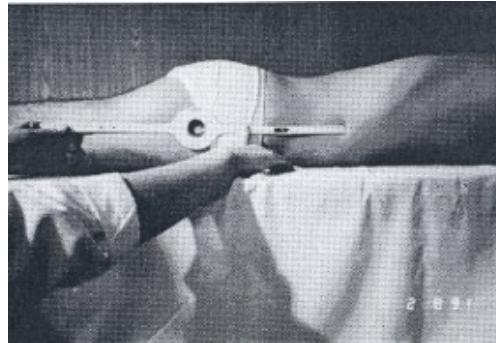
(Janda, 1993)

4) Umístění goniometru a výchozí poloha při měření flexe v kyčelním kloubu (provedena fixace pánve za hřeben kosti kyčelní)



(Janda, 1993)

5) Umístění goniometru a výchozí poloha při měření extenze v kyčelním kloubu (provedena fixace pánve)



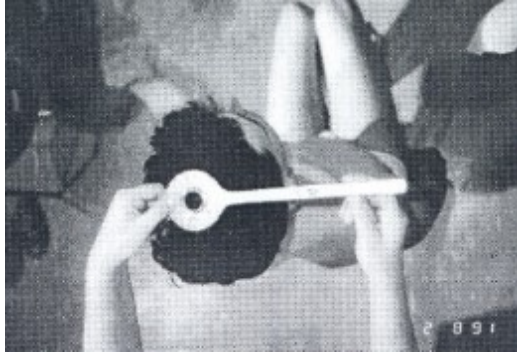
(Janda, 1993)

6) Umístění goniometru a výchozí poloha při měření vnitřní a zevní rotace v kyčelním kloubu (provedena fixace pánve)



(Janda, 1993)

7) Umístění goniometru a výchozí poloha při měření rotace trupu (provedena fixace pánve)



(Janda, 1993)

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); [Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování](#) (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a [Úmluva o lidských právech a biomedicíně](#) č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s účastí Vašeho dítěte ve výzkumném projektu na UK FTVS s názvem: Vybrané kondiční předpoklady a golfové dovednosti ve vztahu k výkonnosti u elitních hráčů golfu juniorského věku prováděném v Laboratoři sportovní motoriky a Golf klubu Hodkovičky.

Projekt bude financován v rámci programů PROGRES 120018, UNCE 032 a OP 601801. Cílem výzkumu je identifikovat klíčové kondiční a antropometrické předpoklady k výkonu, objektivizovat úroveň jednotlivých herních dovedností, na základě herních statistik sledovat výkonnost na hřišti a hledat vzájemné vztahy mezi testy herních dovedností a statistickými ukazateli herní výkonnosti a mezi kondičními předpoklady a ukazateli produkce energie v průběhu golfového švihů u elitních hráčů a hráček golfu juniorské kategorie. Výzkumný soubor budou tvořit hráči a hráčky golfu od 14 do 18 let. Hráč bude testován v laboratorních i terénních podmínkách. U každého hráče se bude měřit tělesné složení, posturální stabilita (30 s úzký stoj, 30 s úzký stoj se zavřenými očima, 60 s na pravé a na levé noze), explozivní síla dolních končetin (výskok s dopomocí paží, výskok s pažemi v bok, výskok ve snížení s pažemi v bok, výskok po seskoku), svalová síla dolních končetin (síla předkopávání a zakopávání měřená na dynamometru CYBEX), svalová síla trupu (síla předklonu a záklonu měřená na dynamometru CYBEX), síla stisku ruky (stisk 2 krát pravá a levá), asymetrie v chůzi, běhu (2 min) a bude proveden kineziologický rozbor, který bude natáčen na videokameru a poté hodnocen.

V terénních testech bude hráč podroben testu patování (36 patů), testu krátké hry v okolí jamkoviště (16 ran), testu kontroly vzdálenosti letu míče (15 ran) a test plného švihů (60 ran). Testování je neinvazivní. Studie je longitudinální. Hráč bude sledován po dobu dvou let. Laboratorní testování bude probíhat v jednom dnu vždy před a po sezóně. Terénní testování bude probíhat během golfového tréninku před a po sezóně, testování zabere dvě tréninkové jednotky. Testování je bezbolestné a hráč by při něm neměl cítit nepohodlí. Přínos projektu je především objektivizace výkonu v golfu a identifikace klíčových kondičních a antropometrických předpokladů k výkonu. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Golfové dovednosti budou probíhat pod dohledem profesionálního trenéra golfu, v případě laboratorních testů pod dohledem laboranta. Výzkumu se nebudou účastnit probandi nemocní či zranění. Účast Vašeho dítěte v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocena. Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v dizertační práci, v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Záznam budou sledovat a vyhodnocovat řešitelé projektu, nebude zveřejněn a bude uchováván v zabezpečeném fakultním počítači. Videonahrávky budou po hodnocení smazány. S celkovými výsledky se účastník může seznámit v závěrečné dizertační práci (2022) nebo na e-mail: brozka.matej@hotmail.com. V maximální míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Mgr. Matěj Brožka

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Mgr. Matěj Brožka Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka Podpis:

Jméno a příjmení zákonného zástupce.....

Vztah zákonného zástupce k účastníkovi Podpis:

Příloha 4: Souhlasné stanovisko k použití vědeckých dat

Souhlasím s použitím vědeckých dat z výzkumu dizertační práce s názvem: „Vybrané kondiční předpoklady a golfové dovednosti ve vztahu k výkonnosti u elitních hráčů golfu juniorského věku“ (EK 251/2018) v diplomové práci Bc. Jana Kosiny s názvem: „Analýza svalových zkrácení a rozsah pohybu horní části těla a jejich vztah k vybraným parametrům golfového švihů u hráčů golfu juniorského věku“.

Praha, 12.12.2019

