

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

Strukturální a funkční asymetrie u hráčů golfu

ve věku 12 - 18 let

Bakalářská práce

Vedoucí diplomové práce:
Mgr. Tomáš Gryc, Ph.D.

Vypracovala:
Amálie Benešová

Praha, září 2019

Prohlašuji, že jsem závěrečnou bakalářskou práci na téma: Strukturální a funkční asymetrie u hráčů golfu ve věku 12 – 18 let zpracovala samostatně, a že jsem uvedla 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

Evidenční list

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

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucímu bakalářské práce Mgr. Tomáši Grycovi, Ph.D. za poskytnutí cenných informací a pomoc při realizaci bakalářské práce. Dále toto poděkování patří také konzultantovi bakalářské práce Mgr. Matěji Brožkovi a PhDr. Pavlovi Hráskému, Ph.D., kteří mi poskytli důležité informace a pomohli s jejich zpracováním. V neposlední řadě děkuji Laboratoři sportovní motoriky UK FTVS za spolupráci při testování a všem účastníkům výzkumu, kteří mi umožnili použít naměřená data ve své bakalářské práci.

Abstrakt

- Název:** Strukturální a funkční asymetrie u hráčů golfu ve věku 12 – 18 let
- Cíle:** Cílem práce je zjistit úroveň vybraných parametrů tělesného složení, posturální stability, svalových zkrácení a kloubní pohyblivosti u juniorských hráčů golfu a na základě toho identifikovat a analyzovat strukturální a funkční asymetrie.
- Metody:** Studie se zúčastnilo celkem 14 golfistů ($n=14$, věk $15,8 \pm 1$ rok, tělesná výška $174,5 \pm 10$ cm, tělesná hmotnost $67,6 \pm 13$ kg a HCP $5,4 \pm 5,9$). Testovalo se tělesné složení včetně segmentálního rozložení svalové hmoty na bioimpedančním přístroji Tanita (Japan). Dále se zjišťovala posturální stabilita na tlakové desce Footscan (software Balance 7.6) ve 4 postojích (USOO, USZO, FL_L a FL_P). Kineziologický rozbor provedený fyzioterapeutem pak následně testoval hlavně svalové zkrácení a asymetrie pomocí svalových funkčních testů dle Jandy (1996). Závislost mezi naměřenými údaji byla zjištěna pomocí Pearsonova korelačního koeficientu.
- Výsledky:** Průměrné rozložení svalové hmoty bylo o 2 % vyšší na pravé dolní končetině a o 3,1 % vyšší na pravé horní končetině v porovnání s levou stranou. Asymetričnost byla zjištěna také u posturální stability (v průměru se lišila stabilita na pravé a levé dolní končetině o 25,9 %). Svalové zkrácení bylo zjištěno u více jak 70 % probandů u hamstringů a u m. quadriceps femoris. Asymetrie svalů s větším zkrácením na pravé straně byla zjištěna nejvíce u m. quadratus lumborum (u 42,9 %) a u adduktorů (u 21,4 %), asymetrie s větším zkrácením na levé straně se vyskytla nejvíce u svalu m. iliopsoas (u 14,3 %).
- Klíčová slova:** zatížení, testování, golf, kineziologický rozbor, svalové zkrácení, posturální stabilita, tělesné složení, dysbalance

Abstract

- Title:** Structural and functional asymmetry in golfers aged 12 - 18
- Objectives:** The aim of this study was to determine the level of body composition parameters, postural stability, muscle shortening and joint mobility of junior golfers and identify and analyze structural and functional asymmetry.
- Methods:** The 14 golfers participated in this study (n=14, age $15,8 \pm 1$ year, body height $174,5 \pm 10$ cm, body weight $67,6 \pm 13$ kg and HCP $5,4 \pm 5,9$). Body composition including segmental muscle's weight distribution was tested on a bioimpedance instrument Tanita (Japan). Furthermore, the postural stability was examined on the Footscan (Balance 7.6 software) in 4 positions (USOO, USZO, FL_L and FL_P). The kinesiological analysis made by physiotherapist mainly tested muscle shortening and asymmetry using Janda's muscle function tests (1996). The dependence between the measured data was determined by the Pearson coefficient.
- Results:** The average muscle's weight distribution was 2 % higher in the lower right leg, 3,1 % higher in the upper right arm compared with the left limbs. Asymmetry was also found in postural stability (average difference between stability on the right and left lower extremities was 25.9 %). Muscle shortening was found in more than 70 % of probands in hamstrings and quadriceps femoris,. Muscle asymmetry with larger shortening on the right side was the most pronounced in quadratus lumborum (in 42,9 %) and adductors (in 21,4 %). Asymmetry with larger shortening on the left side was found the most in iliopsoas muscle (in 14,3 %).
- Keywords:** load, testing, golf, kinesiological analysis, muscle shortening, postural stability, body composition, dysbalance

Obsah

1.	ÚVOD.....	10
2.	TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE.....	12
2.1	Historie.....	12
2.1.1	Raná historie golfu	12
2.1.2	Historie golfu v českých zemích	13
2.2	Charakteristika golfu.....	13
2.3	Základní postoj a držení těla	15
2.4	Držení hole.....	16
2.5	Biomechanika golfového švihů	17
2.5.1	Pákový převod	17
2.5.2	Princip otáčení těla	17
2.5.3	Odstředivá síla	18
2.6	Golfový švih	18
2.6.1	Nápřah	20
2.6.2	Vrchol nápřahu	20
2.6.3	Švih k míči.....	20
2.6.4	Došvih.....	21
2.7	Klasický vs. moderní švih.....	21
2.8	Zapojené svaly při golfovém švihů.....	23
2.9	Zranění	28
2.9.1	Příčiny zranění.....	30
2.9.2	Zranění profesionálů, amatérů a rekreačních golfistů	30
2.10	Obecná anatomie	32
2.10.1	Svalová tkáň	33
2.10.2	Stavba svalového vlákna a svalu	33
2.10.3	Typy svalových vláken.....	35
2.11	Svaly posturální a fázické	35
2.12	Bolest a porucha funkce pohybové soustavy	36
2.12.1	Hybné stereotypy.....	37
2.12.2	Dysbalance.....	37
2.13	Tělesné složení	38
2.14	Posturální stabilita	42
2.14.1	Vyšetření stability.....	44
2.15	Kineziologický rozbor.....	46
2.15.1	Testování svalové síly, svalových zkrácení a svalové nerovnováhy.....	46
2.16	Výzkum asymetrií, posturální stability a tělesného složení u sportovců	48

3. CÍLE, ÚKOLY A HYPOTÉZY	51
3.1. Vědecké otázky.....	51
3.2 Hypotézy.....	51
3.3 Cíle	51
3.4 Úkoly práce	52
4. METODIKA PRÁCE	53
4.1 Popis výzkumného souboru.....	53
4.2 Použité metody	54
4.3 Sběr a analýza dat	54
5. VÝSLEDKY	60
5.1 Tělesné složení	60
5.2 Posturální stabilita	63
5.3 Kineziologický rozbor	65
5.4 Závislost mezi zjištěnými údaji	73
6. DISKUZE	75
7. ZÁVĚR.....	82
Seznam literatury.....	84
Seznam tabulek, grafů a obrázků a příloh	89

Seznam použitých symbolů a zkratek

AC – plocha kontaktu

AS – opěrná plocha

BIA – bioelektrická impedance

BMI – výškově-hmotnostní index

BS – opěrná báze

COG – průmět těžiště

COM – těžiště

COP – střed tlakového působení

COP_v – rychlost změn polohy COP (m/s)

COP_x – odchylka v ose x v medio-laterální rovině

COP_y – odchylka v ose y v antero-posteriorní rovině

DEXA – duální rentgenová absorpciometrie

FFM – tukuprostá hmota

FG – rychlá bílá glykolytická svalová vlákna

FL_L – flamengo na levé

FL_P – flamengo na pravé

FM – tuková hmota

FOG – středně rychlá bílá oxidativně-glykolytická svalová vlákna

HCP – hendikep, herní výkonnost jedince

TBW – celková tělesná voda

TTW – celková dráha středu tlakového působení

USOO – úzký stoj otevřené oči

USZO – úzký stoj zavřené oči

1. ÚVOD

Golf je sport, který se během posledních let dostal více do povědomí široké veřejnosti především vlivem větší dostupnosti, než tomu bylo v minulosti. Začalo se stavět mnoho hřišť, a s nimi vznikly i nové kluby různých úrovní po celé České republice. S tím souvisí i fakt, že počet registrovaných golfistů u České golfové federace vystoupal v roce 2012 až na dosud rekordních 55 000 členů. Důležitým rokem pro golf byl také rok 2016, kdy se golf znovu stal olympijským sportem, který je zařazen do programu LOH. I přes současný nepatrný úpadek registrovaných golfistů v porovnání s rokem 2012, který by se dal nazvat rokem rozmachu golfu v ČR, lze říci, že je popularita hraní golfu pořád na vysoké úrovni.

Pro některé lidi se golf stal nedílnou součástí jejich života ať už v roli společenské, socioekonomické nebo sportovní. Jedná se o sport, který nám přináší mnoho výhod. Hraním golfu lze například přijít na smysluplné využití volného času pohybem střední intenzity na čerstvém vzduchu, při kterém člověk ujede vzdálenost okolo 8 – 13 km za 18 jamek. Dále pozná nové prostředí a přátele, a jelikož je golf sportem pro všechny věkové kategorie, a to hlavně z důvodu nižší fyzické náročnosti, hrají ho jak děti, dospělí, tak i senioři, a tím pádem se zde může prolínat a setkávat i několik generací současně. Proto je tento sport vhodný i pro celou rodinu, kdy mohou všichni společně strávit volný čas hraním golfu a to bez věkového omezení. Benefity tohoto sportu nalezneme nejen po stránce fyzické, ale i psychické, neboť při hře na golfovém hřišti se můžeme oprostít od všedních záležitostí, uvolnit se a relaxovat. Přestože hraní golfu má bezesporu mnoho výhod, existují zde také negativa. Jelikož se jedná o jednostranný sport, dochází zde při nedostatečné kompenzaci k nesouměrnému zatěžování těla. Pravidelné a časté přetěžování těla jednostranným pohybem může způsobit svalové asymetrie, které mohou být příčinou vznikajících obtíží nebo bolestí, a zároveň se spolu s jejich výskytem zvyšuje riziko výskytu zranění.

V této bakalářské práci se zabývám svalovými asymetriemi (strukturálními a funkčními) u hráčů golfu ve věku 12 – 18 let, které vznikly hraním golfu, a tedy jednostranným zatěžováním hybného systému člověka. Pokud by se tyto asymetrie u dané věkové skupiny identifikovaly a analyzovaly, bylo by možné na základě těchto poznatků sestavit kompenzační cvičení, které by předcházelo jejich vzniku, a spolu s tím

by tyto informace měly zvýšit povědomí o problematice nerovnoměrného zatěžování těla během golfového švihů.

V teoretické části se vyskytuje velké množství kapitol z různých oblastí pro získání dostatečných teoretických znalostí ke zjišťované problematice. V první části se kapitoly věnují golfu (jeho charakteristikou, historií, biomechanikou, golfovým švihem, zapojenými svaly při golfovém švihů a zraněním). Navazuje na to část anatomická, kde je popisována svalová tkáň, svalová vlákna, svaly posturální a fázické, dále bolest a poruchy funkce pohybové soustavy v podobě dysbalancí a hybných stereotypů. Kapitoly tělesného složení, posturální stability a kineziologického rozboru ukončují teoretickou část a poskytují potřebné informace pro lepší pochopení praktické části. Následuje část praktická, ve které se zjišťují asymetrie u golfistů ve 3 hlediscích. Z hlediska tělesného složení se jednalo o segmentální rozložení svalové hmoty mezi levé a pravé horní/dolní končetiny. Z hlediska posturální stability se testovala symetričnost posturální stability mezi levou a pravou dolní končetinou, poměr mezi posturální stabilitou ve stoji s otevřenými a zavřenými očima, a poměr mezi posturální stabilitou na levé a pravé dolní končetině (%) a tedy i % asymetričnosti. V neposlední řadě se testovaly asymetrie prostřednictvím kineziologického rozboru jednotlivých svalových skupin a svalů s posturální funkcí. Shrnutí výsledků všech 3 naměřených oblastí nám poskytne dostatečné informace o vyskytujících se asymetriích u dané skupiny juniorských hráčů.

2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

2.1 Historie

2.1.1 Raná historie golfu

Jak skutečně golf vznikl, není známo. Existují domněnky o tom, že mohl vzniknout již ve středověku, kdy se pastýři ve svém volném čase věnovali hraní s holemi a oblázky. Některé zdroje tvrdí, že původ golfu může být v holandské hře ze 13. století zvané kolven nebo ve hře chole ze 14. století z Anglie, kdy se hrálo na branku či sloupek. Další možností je francouzská hra Ludvíka XIV. jeu de mail. Všechny tyto hry měly podobný charakter a vždy se jednalo o využití hole k trefení míčku. Ovšem nejpravděpodobnější předchůdce golfu je hra kolven, která se nejvíce shoduje se samotným golfem, kde cílem bylo trefit míčkem značku či kolík na dvorku nebo na zamrzlé řece (Saundersová, 1995; Barrett a Hobbs, 1997).

První písemná zmínka o skutečném golfu pochází z 15. století ze Skotska, kdy kvůli velké oblibě hraní golfu vydal skotský Parlament zákaz hraní nepřínosných sportů, jako byl golf a fotbal. Místo toho se měli věnovat například bojovému umění. V tu dobu si nechal Jakub IV. Skotský objednat výrobu golfových holí a šlechtici se tak i přes zákaz začali věnovat golfu, kterým si krátili volné chvíle. To znamená, že golf se hrál i dávno před tím, než byl samotný zákaz vydán. Po svatbě Jakuba IV. Skotského s dcerou Jindřicha VII. Anglického nastala výrazná změna, a golf se výrazně posunul do popředí zájmu šlechtických rodů (Barrett a Hobbs, 1997). Golf už nebyl jen zábavou ve Skotsku s centrem v St. Andrews, ale poté, co se stal Jakub IV. králem Anglie, golf se rozšířil také na jih Anglie do Blackheatu, kde vzniklo 7 jamkové hřiště. Později se tento sport stal dostupným nejen pro šlechtice, ale vznikaly také nové golfové společnosti pro obchodníky a řemeslníky (Saundersová, 1995).

Hřiště se v tehdejší době téměř vůbec nepodobalo těm dnešním. Golfové hřiště byla udržována pouze ovce, kozami a králíky. Jamky neměly žádná oficiální odpaliště a součástí hřiště tvořily i zdi a příkopy. Na hřišti se pohybovali nejen golfisté, ale i ostatní osoby věnující se například kriketu, jízdě na koni nebo pikniku, kterým se golfisté při hraní golfu museli vyhýbat. Nosiči nejen pomáhali nosit hole, ale hlavně měli za úkol prorážet cestu a hlídat, kam letí míčky po odpalu. Za nejstarší hřiště na světě je považováno 22 jamkové hřiště Old Course v St. Andrews. Postupem došlo ke vzniku nejen nových

hřišť, ale i klubů. Za nejstarší klub je označován Honourable Company of Edinburgh Golfers z roku 1774. Druhý klub vznikl v roce 1784 a byl pojmenován Society of St. Andrews Golfers. V průběhu rozvoje golfu došlo k unifikaci pravidel jednotlivých klubů a hřišť. V roce 1858 se Společnost golfistů St. Andrews (Society of St. Andrews Golfers) přejmenovala na Royal and Ancient Golf Club of St. Andrews, který v roce 1858 sjednotil velikost hřiště na 18 jamek (Saundersová, 1995). Od 19. století se golf začal rozšiřovat po celém světě. Stavěla se nová hřiště a popularita golfu rostla. Původní éru dřevěných míčků potřených lakem vystřídal míčky péřové, ale hlavním vývojovým krokem dopředu byly míčky z pevné gutaperče, jejichž výrobou se stal golf mnohem dostupnější, výroba míčků byla levnější, oproti péřovým byly odolnější vůči vlhkosti a navíc se zničený míček mohl znovu použít na výrobu nových (Barrett a Hobbs, 1997).

2.1.2 Historie golfu v českých zemích

První golfové hřiště a kluby vznikaly na našem území na začátku 20. století, kdy se například roku 1905 otevřelo 9 jamkové hřiště v Mariánských Lázních, následované výstavbou hřiště v Karlových Varech a ve Františkových Lázních. Všechny tyto hřiště byly sice na území naší země, ale v německy mluvícím prostředí. Provoz golfových hřišť měl čistě obchodní charakter a lázeňští podnikatelé se orientovali spíše na zahraniční klientelu. V roce 1913 vybudoval František Ringhoffer menší soukromé hřiště v obci Volešovice a úplně první ryze český golfový klub vznikl až v roce 1926 s názvem Golf Club Praha, který se v té době stal ústředím českého golfu. O dva roky později založili Adolf Hoffmeister se svými přáteli další český klub jižně od Prahy se jménem Golfový klub Líšnice. Ve 30. letech 20. století vznikl také první Golfový svaz ČSR, který měl trvání až do roku 1948. Ovšem v době Československa byl golf rozšířen pouze ve velmi malém okruhu lidí, a dokonce v období 2. světové války byl vývoj golfu pozastaven, a až po revolučním roce 1989 se u nás golf prosadil více a začal se dostávat do popředí. Vzniklo mnoho nových klubů a hřišť a spolu s tím vzrostla i členská základna (Halada, 2017).

2.2 Charakteristika golfu

Golf je sport vhodný pro všechny věkové kategorie, jehož cílem je dostat golfový míček na co nejmenší počet úderů do jamky v souladu s golfovými pravidly. K tomu se používají různé typy golfových holí lišící se například délkou a tvrdostí shaftu (násady),

loftem (sklon úderové plochy hlavy hole), typem gripu (rukojetí) a hmotností. Golfová hřiště se skládají ze souboru 9 nebo 18 jamek. Každá jamka má své odpaliště, fairway (nízce střiženou plochu) a green (jamkoviště). Dále se může na jamce objevit středně vysoká až vysoká a hustá tráva navazující na okraj fairwaye označovaná jako rough nebo semi rough, bunker (písečná překážka), vodní překážka, dnes už nově označovaná jako trestná oblast, nebo například biozóna zvaná jako oblast se zákazem hry. Odpaliště je místem, kde golfista provádí svůj první odpal. Na každé jamce jsou různá odpaliště lišící se barvou a vzdáleností od jamkoviště a jsou určena pro různé skupiny hráčů. Mistrovská odpaliště jsou pro muže označována černou a bílou barvou a pro ženy barvou modrou. Běžně používaná amatérská odpaliště jsou pro muže označována žlutou barvou a pro ženy spolu s dětmi do 12 let barvou červenou. Na konci jamky je situovaný green charakteristický velmi nízce střiženou travnatou plochou různých sklonů, na kterém se nachází jamka, kam se snaží golfista zahrát svůj míček.

Podle obtížnosti a vzdálenosti se jamky rozdělují na 3, 4 nebo 5 par, což znamená počet úderů, na kolik by měl golfista hrát danou jamku. Pokud golfista zahraje jamku na daný počet úderů, na kolik je napsaná její norma, zahrál par (+0), pokud zahraje jednu, dvě nebo tři rány nad par, jedná se o bogey (+1), double-bogey (+2) nebo triple-bogey (+3). Zahrané výsledky pod par jamky se nazývají birdie (-1), eagle (-2) a albatross (-3). Hole-in-one nastává tehdy, pokud je jamka zahraná pouze na jediný úder. Celkový par 18 jamkového hřiště bývá ve většině případů 72, kdy toto číslo vzniklo jako suma jednotlivých parů všech jamek a výsledek samotného hráče je získán součtem všech výsledků na jamkách (tzn. součtem všech ran během jednoho kola). Zkratka HCP neboli hendikep označuje herní výkonnost golfisty číslem od 0 do 54, s tím, že čím menší je hendikep, tím lepší by měl hráč být.

V současné době existuje celkem 30 000 golfových hřišť, na kterých hraje 55 milionů golfistů po celém světě, což znamená, že hraje každý 127. člověk na Zemi (Farrally a kol., 2003, Murray a kol., 2017). V České republice k roku 2017 je registrovaných 53 712 golfistů, a v porovnání s rokem 2012, kdy bylo zaevidováno 55 547 golfistů, došlo sice k menšímu úpadku, ale pořád se jedná o velký počet golfistů, a navíc došlo ke zvýšení základny juniorských hráčů. Počet hřišť v ČR zůstal v porovnání s rokem 2016 stejný a to 106, oproti tomu ve srovnání s rokem 2012 počet golfových hřišť vzrostl o 10 (Halaburda, 2018; Paggio, 2013; Paggio, 2017).

2.3 Základní postoj a držení těla

Správný základní postoj je první zásadní věcí v golfu, kterou je nutné znát a hlavně dodržovat, aby bylo možné správně provést celý golfový švih. Kvalitní držení těla během základního postoje nám umožňuje optimálně využít energii, která vznikla během golfového švihů a přenést ji do míčku. Adams a Tomasi (2000) vidí důležitost základního postoje nejen v rovnováze, ale i ve vlivu na trajektorii švihů. Přílišné napřímení nebo naopak přehnané pokrčení bude mít za následek buď švihnutí daleko od sebe, nebo bude náprah příliš krátký, každopádně v obou případech dojde ke změně trajektorie dráhy letu míče.

Významnou částí golfového postoje, který určuje směr letu míče je postavení těla vůči cíli. Spojnice pat by měla směřovat tam, kam chceme hrát, to znamená, že stojíme bokem k cíli. Vzájemné postavení chodidel je rovnoběžné a spolu s cílem by měli tvořit jednu přímku. Obecně lze říci, že šířka nakročení by měla být o něco málo širší než je šíře našich ramen, nicméně se tato vzdálenost chodidel mění v závislosti na vybrané holi a typu úderu. Užší postoj umožní větší rotaci těla, naopak při širším nakročení snáz udržíme rovnováhu. Mezi další využívanou možnost postavení chodidel patří širší postavení kombinované s otevřeným nakročením přední nohy, což má za důsledek dostatečnou stabilitu těla a zároveň lepší rotaci a dokončení švihů. Rozmístění hmotnosti by mělo být rovnoměrné na celých chodidlech, ale opět zde záleží na zvolené holi a typu rány.

Ve správném golfovém postoji jsou kolena mírně pokrčená a dále dochází k flexi v kyčelním kloubu, což způsobí předklon celého trupu. Hlava by měla být pořád v prodloužení páteře a levé oko přesně nad míčkem. Adams a Tomasi (2000) uvádí, že správné držení těla je takové, kde horní část páteře, loket, kolena a břicho prstů u nohou tvoří jednu přímku. S předklonem trupu vznikne také prostor pro hůl, která má tak dostatek místa pro samotný švih. Meadows a Richardson (2007) tvrdí, že při zaujmutí postoje se správným držením hole je přední ruka napjatá a zadní uvolněná. Paže spolu s hrudníkem pak vytváří trojúhelník, a právě tato vazba mezi rameny a pažemi by měla být zachována během celého golfového švihů.

2.4 Držení hole

Držení hole tvoří spolu se základním postojem a mířením základ golfového švih. Jsou to základní stavební kameny pro samotný golfový švih, bez kterých nelze technicky správně a hlavně stabilně hrát. Korektní držení golfové hole nám umožní získat kontrolu nad úderovou plochou hlavy hole, optimálně při tom uvolníme zápěstí a dojde k vytvoření spojení mezi tělem a holí (Adams a Tomasi, 2000). Natočení rukou na gripu více vpravo nebo vlevo způsobí držení hole silné nebo slabé. Pokud máme slabé držení, hlava hole má tendenci být spíše otevřená, a tudíž míčky létají více doprava. Naopak silné držení zapříčiní, že hlava hole bude zavřenější a rány směřují více doleva.

K uchopení hole dochází ještě před samotným založením, a aby bylo držení hole správné, musí vždy líc (úderová plocha hole) směřovat kolmo na cíl. Vedoucí rukou je u praváků ruka levá (horní, blíže k cíli). Přílišná dominance spodní ruky (pravé) může způsobit větší odchylky ve směru letu míče, proto je dominance této ruky nežádoucí. Horní ruka drží hůl na gripu zhruba 1 - 2 cm od jejího konce tak, aby hřbet ruky směřoval na cíl, palec této ruky byl nahoře na holi, a aby byl umožněn vertikální pohyb zápěstí. Hůl držíme v místě mezi dlaní a začátkem prvních článků prstů. Spodní ruka je přiložena na hůl paralelně k cíli a palec horní ruky je překryt částí dlaně spodní ruky. Držení hole by nemělo být křečovité, jako tomu bývá u začínajících golfistů, kteří si myslí, že čím pevnější držení bude, tím budou mít větší sílu pro následný odpal, ale tak tomu rozhodně není. Stisk by měl být tak pevný, aby nám hůl nemohla vylétnout z rukou. Příliš pevné držení může způsobit trhavé pohyby namísto plynulého švih, v důsledku toho bude práce zápěstí omezená a hůl nebude volně švihát (Meadows a Richardson, 2007). Volnější držení hole je rozhodně menší chybou, kdy vlivem volnějšího držení je možné hůl lépe ovládat a zároveň nedochází k přílišnému stažení svalů paže a ruky. Důležité je také zachovat stejnou sílu úchopu po celou dobu švih, aby nedošlo např. při zpevnění držení ke zpomalení pohybu (Bradley a Köbling, 2000).

Kontrolu správného držení můžeme provést pomocí několika způsobů. Prvním z nich je ten, že dlaně rukou by měly být k holi přivedeny ze strany, nikoliv shora nebo zespoda. Další kontrola je přes „véčka“, kdy naše palce a ukazováčky při držení hole vytvoří tvar písmene „V“, které by při správném držení u golfistů hrajících na pravou stranu měly směřovat mezi bradu a pravé rameno (Adams a Tomasi, 2000).

Základní principy držení hole jsou vždy stejné, avšak existují různé typy držení hole (baseballové, overlap a interlock), které se liší pouze spojením rukou, a také tím, pro koho jsou určeny. A i když známe různé doporučení o vhodnosti držení pro dané skupiny, záleží také na subjektivním pocitu jedince, jaký styl mu vyhovuje. Držení baseballové je takové, kdy ruce jsou u sebe a dotýká se malíček jedné ruky a ukazováček druhé ruky. Toto držení se využívá u dětí nebo u začátečníků kvůli snadné instrukci. K uzamčení a následnému spojení rukou dochází při provléknutí malíčku spodní ruky a ukazováčku horní ruky při držení zvaném interlock, který se využívá v případě menších prstů (např. u žen). Posledním typem držení je overlap, kdy malíček spodní ruky je umístěn do mezery, která je mezi ukazováčkem a prostředníčkem ruky horní. Overlap používají většinou muži nebo hráči s delšími prsty.

2.5 Biomechanika golfového švihů

2.5.1 Pákový převod

V golfovém švihů se využívá systém dvou pák, který tvoří naše tělo ve spojení s golfovou holí, složený z horní páky v podobě spojení ramenních kloubů a paží, a z dolní páky neboli golfové hole a zápěstí. Tyto páky násobí sílu vznikající během golfového švihů. Při správném pohybu paží a zápěstí se vytváří silové úhly zvyšující energii, která se využívá v momentě impaktu hole s míčkem. Jeden z nich vzniká během nápřahu v okamžiku napnutí zápěstí a vytvoření pravého úhlu mezi levou rukou a shaftem. Další silový úhel se nazývá „power V“ neboli silové V, a jedná se o hlavní násobitel energie, který vytváří loket napnutím pravé ruky během prošvihů, stejně tak jako když chceme hodit míč (Adams a Tomasi, 2000).

2.5.2 Princip otáčení těla

Otáčení těla je účinné, pokud dojde k vytvoření otáčivého momentu, který nastane pouze při otáčení jedné poloviny těla proti té druhé. K dosažení co největšího otáčivého momentu slouží o polovinu větší otočení ramen vůči rotaci v kyčelních kloubech (např. natočení ramen o 90° a kyčlí o 45°). Poté dojde k napnutí velkých zádoových, hýžd'ových a stehenních svalů, a vznikne napětí, které se při švihů k míči přemění na energii a rychlost hlavy hole. V mnohých případech ale k otáčivému momentu vůbec nedojde. Důvodem je

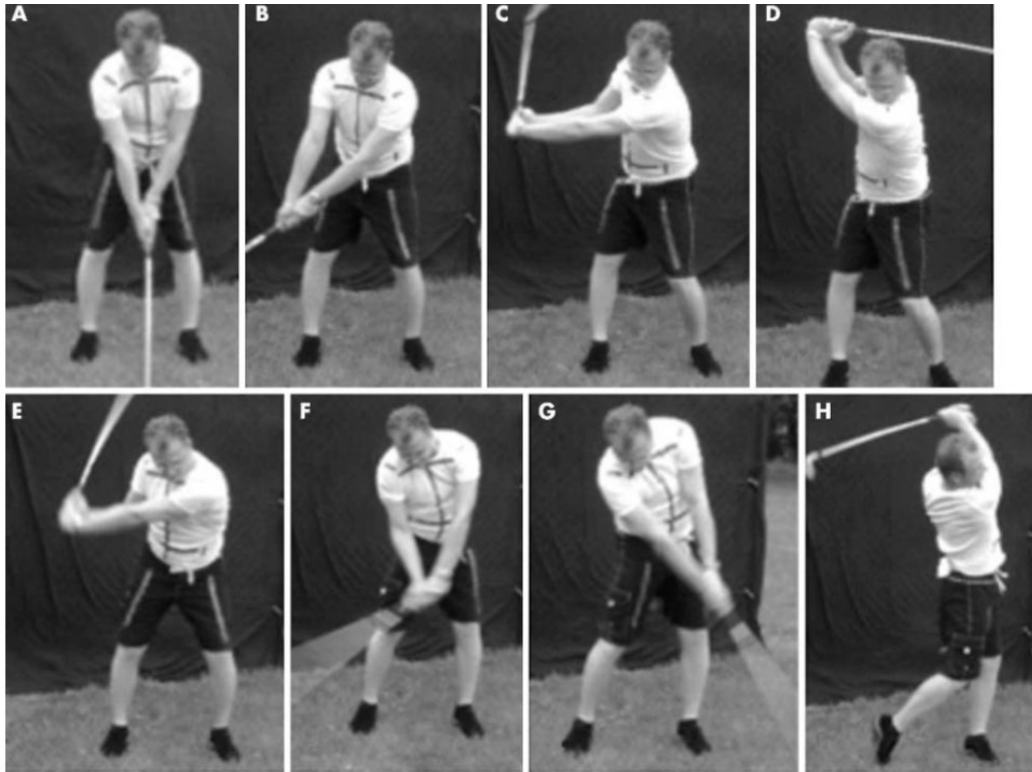
přílišné otočení nebo rotace kyčlí a ramen stejně daleko, čímž nedojde k požadovanému vzniku napětí svalů. Když už tento otáčivý moment vytvoříme, často dojde k tomu, že ho příliš rychle uvolníme, a ještě před samotným úderem dojde ke ztrátě energie. Proto je důležité zachovat správnou posloupnost a načasování pohybu. Nejprve musí dojít k vytvoření energie, pak k jejímu převodu a až naposledy k využití energie při úderu (Adams a Tomasi, 2000).

2.5.3 Odstředivá síla

Princip odstředivé síly je stěžejní pro golfový švih. Uvolněné paže nechají pracovat hlavu hole, která se otáčí okolo své osy (našeho těla). Vznikne-li přepětí v oblasti paží, tento efekt se zničí, paže se pokrčí, ruce převzou veškerou kontrolu nad švihem a vytvořená energie se ztratí. Jestliže udržíme odstředivou sílu v golfovém švihem a necháme tedy efektivně svinout a rozvinout celé tělo, energie z trupu se uvolní a při impaktu tuto energii předáme míčku prostřednictvím golfové hole. Při správném provedení švihem ruce zůstávají celou dobu pasivní a energie skrze ně jen prochází. Pokud dovolíme uvolněné švihnutí, odstředivá síla vzniklá během golfového švihem nám vytáhne ruce až do úplného vytažení, kde energii znásobíme (Meadows a Richardson, 2007).

2.6 Golfový švih

Celý golfový švih probíhá ve třech dimenzích. Jedná se o vertikální pohyb těla nahoru a dolů, laterální pohyb ze strany na stranu a o pohyb rotační okolo osy našeho těla (Maddalozzo, 1987). Proto je důležité mít precizní vnímání těla a samozřejmě výbornou svalovou koordinaci (Cabri a kol., 2009). Adams a Tomasi (2000) rozděluje švih do několika fází: náprah, vrchol náprahu, švih k míči a došvih neboli dokončení švihem. Popis techniky a zobrazení švihem je uvedeno pro golfisty hrající na pravou stranu. Na obrázku 1 jsou znázorněné jednotlivé fáze švihem.



Obrázek 1 - Fáze golfového švihů (McHardy a Pollard, 2005a)

Legenda: (A) základní postoj (B) odtažení hole (C) zalomení zápěstí (D) vrchol nápřahu (E) švih k míči (F) zrychlení (G) časné dokončení švihů (H) pozdější dokončení švihů

Pro úspěšné hraní golfu není důležitá jen výsledná vzdálenost ran, ale také přesnost a konzistentnost pohybu. K dosažení těchto parametrů potřebujeme hlavně optimální pohyblivost těla, která nám umožní provést nápřah v požadovaném rozsahu, čímž dokážeme vytvořit dostatečně velký úhel mezi boky a rameny nazývaný jako „X“ faktor, jenž je s rychlostí hlavy hole v přímé úměrnosti. Výsledkem tedy bude jak zvětšená vzdálenost letu míče, tak i konzistence pohybu a přesnost ran (Gluck a kol., 2008). Naopak nedostatečná pohyblivost způsobí menší rozsah provedení švihů, a aby se dosáhlo požadovaného rozpětí, je nutno tento pohyb kompenzovat nadbytečnými souhyby, které vedou k neefektivnímu a variabilnímu provedení golfového švihů přispívajícím ke vzniku zranění (Davies a DiSaia, 2013).

2.6.1 Nápřah

Nápřah je označován za nejpomalejší složku švihů s průměrnou dobou trvání od 0,8 s do 1 s (Cabri a kol., 2009). V této fázi švihů je nejdůležitější pohyblivost v podobě posunutí a odtažení pravého ramenního kloubu dozadu, vnitřní rotace s pohybem vpřed u levého ramene, vnější a vnitřní rotace kyčlí a rotace páteře. Rovnováha a percepce pohybu vlastního těla patří mezi další stěžejní schopnosti ovlivňující fázi nápřahu (Davies a DiSaia, 2013).

Již prvotním pohybem hole od míče se začíná vytvářet energie. Pohyb hlavy hole, paží a ramen musí být současný a nesmí začínat pohybem jednotlivých segmentů (Maddalozzo, 1987). Na začátku se provádí odtažení hole pohybem ramen bez výrazné rotace těla. Poté dochází k rotaci trupu a ramen, a hmotnost se přesouvá nad pravý kyčelní kloub. Následuje vertikální pohyb zápěstí nahoru, a spolu s tím se loket pravé ruky ohýbá a nepatrně vzdaluje od těla (Adams a Tomasi, 2000).

2.6.2 Vrchol nápřahu

Ve vrcholu nápřahu dochází k vytvoření otáčivého momentu. Trup se dotáčí směrem od cíle, levé rameno se dostává pod bradu a pravé nahoru za krk. Shaft hole se nachází v kolmé pozici vůči ramenům a hmotnost je přenesena z 80% na pravou dolní končetinu (Adams a Tomasi, 2000).

2.6.3 Švih k míči

Švih k míči je nejrychlejší fází švihů s trváním okolo 0,3 s, což vyžaduje od hráče dostatečnou svalovou koordinaci celého těla (Davies a DiSaia, 2013, Cabri a kol., 2009). Doposud byla potřeba překonávat působení gravitační síly jak v průběhu nápřahu, tak v jeho vrcholu. Pro fázi švihů k míči už toto neplatí. Pořád je ale důležité, aby zde docházelo k otáčení ramen, paží a hole současně. Rotace boků směrem k míči je iniciovaná pohybem přední dolní končetiny, při kterém se začíná přenášet hmotnost na přední nohu (Adams a Tomasi, 2000).

Vlivem počáteční rotace boků se začne pohybovat i horní část těla včetně golfové hole, a ramena, paže a hlava hole jednoduše švihají (Maddalozzo, 1987). Levá paže je napjatá, čímž udržuje napnuté až do poslední chvíle i zápěstí. V okamžiku propnutí pravé

paže tělo uvolní veškerou energii, která se při impaktu prostřednictvím hole dostane do golfového míčku (Adams a Tomasi, 2000).

2.6.4 Došvih

V této poslední fázi dochází ke zpomalení celého pohybu až do úplného zastavení a dokončení golfového švihů. Obě ruce jsou vlivem odstředivé síly napjaté a shaft i hlava hole se nachází před hrudníkem. Po úderu probíhá ještě uvolněné dotáčení těla tak, abychom tento pohyb nebrzdili. Přední část těla spolu s pravým kolenem směřuje k cíli a vlivem celkového přenesení hmotnosti dopředu je zadní noha uvolněná (Adams a Tomasi, 2000).

2.7 Klasický vs. moderní švih

I přes jasně vymezenou techniku golfového švihů a jeho fáze, je švih každého člověka unikátní a jedinečný vlivem individuálních dovedností jedince a jeho dispozic. Přesto lze golfový švih rozdělit na dva různé typy: klasický a moderní, které se liší provedením jednotlivých etap (např. držení hole, náprahem nebo došvihem). Rozhodnutí jaký typ švihů nám vyhovuje, a ke kterému se přikloníme, je na nás. Ne každému ale vyhovuje přesně takto vymezený švih, a proto vznikají různé kombinace s více či méně znaky moderního nebo klasického švihů.

Ve starším typu švihů, a to v klasickém, probíhá větší rotace boků a ramen, a při došvihů dochází k výraznému dopřednému pohybu (McHardy a kol., 2006). Dále si zastánci klasického švihů staví míček k přední noze a jejich držení hole je neutrální až slabé. Pohyb v kyčelních kloubech je nejen rotační, ale i postranní. Jejich švih se vyznačuje plynulostí a hůl opisuje trajektorii vysokého oblouku. Pravá noha je nastavena kolmo na cílovou oblast a obecně lze říci, že jsou nohy v průběhu švihů aktivní. V době ukončení golfového švihů tato pozice připomíná obrácené písmeno „C“. Mezi představiteli klasického švihů patří například John Daly, Ben Crenshaw nebo Colin Montgomerie (Adams a Tomasi, 2000).

Klasický švih byl dominantní do 60. let 20. století, dokud Jack Nicklaus nepřišel s novou technikou úderu nazývanou moderní švih, kterou dosáhl vyšší trajektorie míčku a větší vzdálenosti (McHardy a kol., 2006). Moderní švih se vymezuje větší rotací

ramen, a zároveň ale omezenější rotací boků. Menší rotace boků oproti švihu klasickému je dána držením chodidla přední nohy na zemi v průběhu celého švihu. Zvětšení úhlu mezi rameny a boky v nápřahu vlivem odlišné rotace zvyšuje torzní zatížení páteře. Tento úhel je nazýván jako „X“ faktor. Čím větší tento úhel je, tím větší vzniká potencionální energie přispívající ke zvýšení rotační rychlosti, která vede k vyšší rychlosti hlavy hole (Gluck a kol., 2008). Dále při moderním švihu dochází silnému až neutrálnímu držení hole, pravá noha je ukročená do strany a nohy jsou v klidové pozici. Nápřah je rozfázovaný na několik částí, a oproti klasickému švihu bývá nápřah plošší. Na konci došvihu hráč zaujímá vzpřímenou polohu (Adams a Tomasi, 2000). Moderní švih v jeho začátcích prosazovali známí golfisté, jako jsou Greg Norman, Fred Couples nebo Tom Watson. V dnešní době využívají techniku moderního švihu Colin Montgomerie, Tiger Woods nebo Adam Scott (McHardy a kol., 2006). Obrázek 2 porovnává vrchol nápřahu a došvih u moderního a klasického švihu.



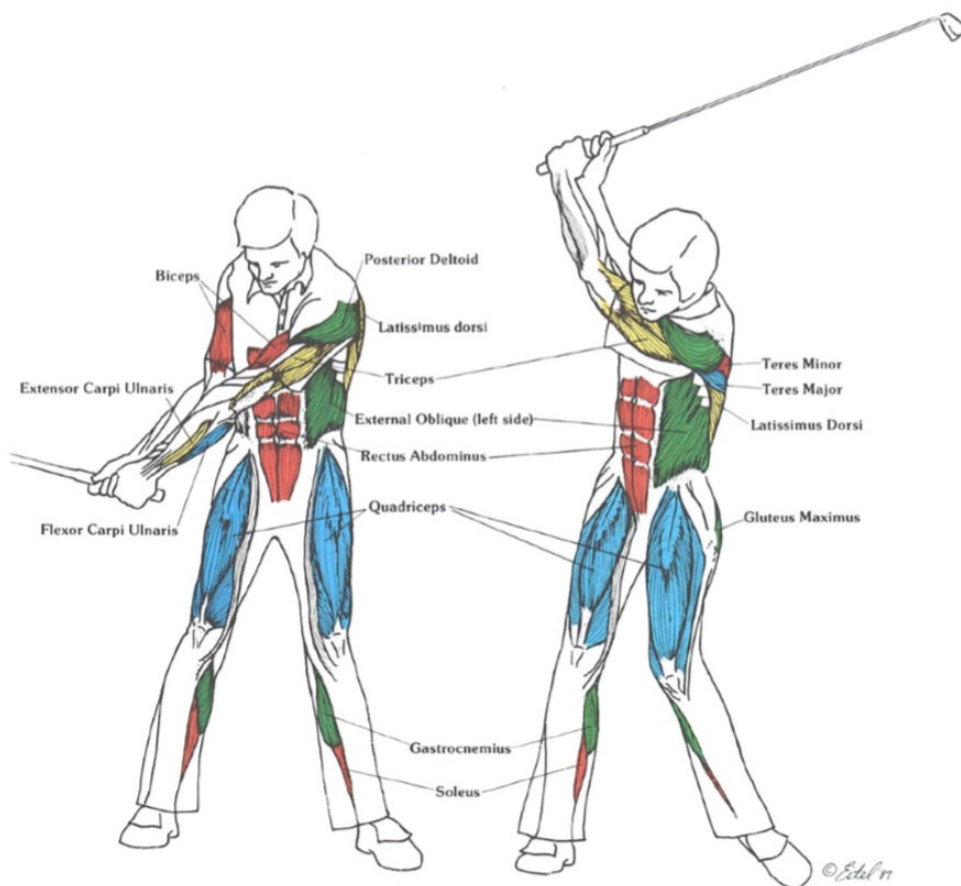
Obrázek 2 - Porovnání vrcholu nápřahu (vlevo) a došvihu (vpravo) mezi moderním a klasickým švihem (McHardy a kol., 2006)

2.8 Zapojené svaly při golfovém švihu

Hlavním cílem golfisty je získat po provedení golfového švihu co největší letovou vzdálenost míčku, přesnost, kontrolovanost úderu a hlavně konzistentnost všech ran. K tomu, aby toto bylo reálné, je zapotřebí správné zaktivování a zapojení svalů v dané posloupnosti neboli sekvenci. Tempo švihu by mělo být takové, abychom dokázali švihat rytmicky a v impaktu trefili míč holí co nejpřesněji, s maximální možnou rychlostí hlavy hole, a to bez většího vynaloženého úsilí (Maddalozzo, 1987). V golfovém švihu se nejedná o jeden samostatný pohyb, ale o komplex několika složených pohybů využívající svaly a klouby celého těla. Vytvořená energie prostřednictvím svalů se v průběhu švihu při impaktu přenáší na golfový míček, čímž získá určitou rychlost a vzdálenost letu. Pro správné zapojení svalů během golfového švihu je důležitá koordinace pohybu a správně načasovaná svalová aktivace (McHardy a Pollard, 2005a).

Golfový švih lze rozdělit na několik fází. Jedná se o nápřah, švih k míči a došvih. McHardy a Pollard (2005a) rozděluje švih k míči ještě na více částí: nápřah, dopředný švih, zrychlení, časné dokončení a pozdní dokončení švihu. Všechny tyto fáze se liší zapojenými svaly. Aktivita svalů v jednotlivých fázích švihu je zaznamenána pro golfisty hrající na pravou stranu.

V nápřahu (obr. 3), který začíná pohybem z místa základního postoje a založení hole až do pozice vrcholu nápřahu a zastavení pohybu, je na horní části těla nejvytíženější sval m. trapezius na pravé straně, dále se jedná o m. subscapularis nacházející se pod lopatkou a horní část svalu m. serratus. V dolní části těla je na pravé straně nejaktivnější m. semimembranosus a dále pak dlouhá hlava m. biceps femoris. V levé dolní části a v oblasti trupu je nejzatíženější m. erector spinae následovaný m. abdominal oblique (McHardy a Pollard, 2005a).



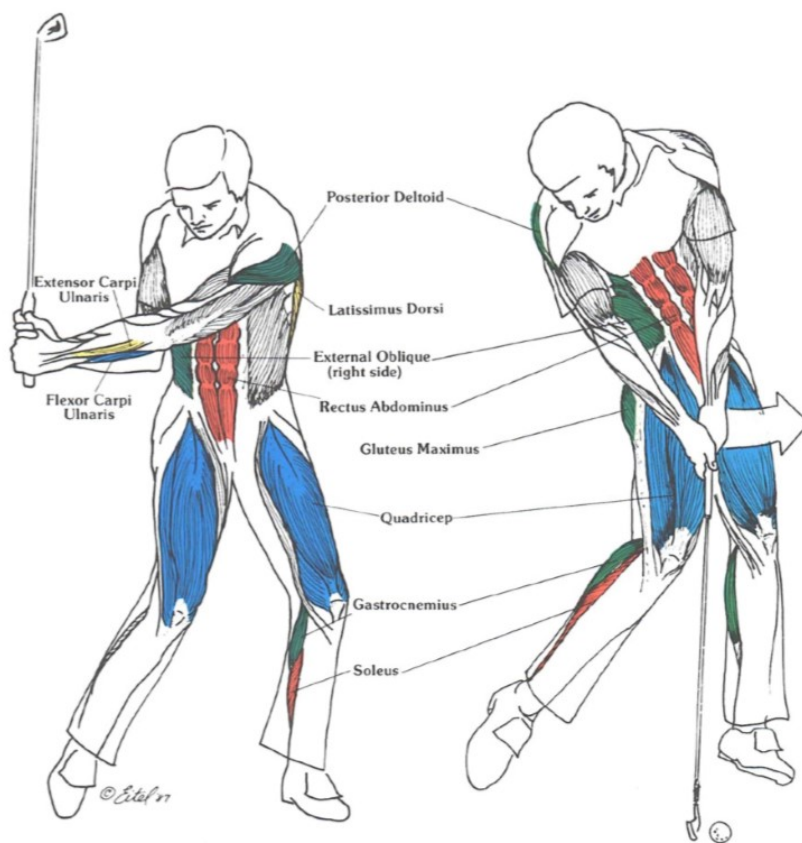
Obrázek 3 - Svaly zapojené během nápřahu (Maddalozzo, 1987)

Při švih k míči je důležitá správná aktivace svalů a pozice kolena na přední noze. Aby se vyrovnaly pohyby kolena, musí se dostat nad úroveň chodidla přední nohy, čímž dojde ke stáhnutí m. quadriceps femoris a k potřebné stabilizaci. Pak nastane nejen zapojení m. quadriceps femoris, ale i m. gluteus maximus a m. gluteus medius, kteří mají za úkol stabilní vnitřní rotaci kyčelního kloubu na přední dolní končetině. Na zadní dolní končetině se zapojí m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus a m. gastrocnemius z důvodu správného přenosu hmotnosti na přední nohu. Opět dochází k aktivaci m. abdominal oblique external a zapojuje se na straně blíže k cíli m. quadratus lumborum a m. latissimus dorsi pomáhající přenést hmotnost na stranu přední nohy (Davies a DiSaia, 2013).

Z výzkumu, který provedli McHardy a Pollard (2005a) bylo zjištěno, že v druhé fázi švih (švih k míči, obr. 4), začínající od místa vrcholu nápřahu po horizontální postavení hole vůči zemi, je v horní části těla neaktivnější sval na levé straně a to m. rhomboideus

a střední část svalu m. trapezius. Oproti tomu na pravé straně se jedná o sval m. pectoralis major a dále pak horní část svalu m. serratus. Na dolní části těla na pravé straně je během této fáze nejaktivnější m. gluteus maximus a m. biceps femoris, oboustranně zatížené svaly se nazývají m. vastus lateralis a m. adductor magnus.

Po druhé fázi nastává fáze akcelerace neboli zrychlení, která začíná v momentě horizontální polohy hole vůči zemi a končí v okamžiku impaktu hole s golfovým míčkem. V této fázi dochází k oboustrannému zatížení svalu m. pectoralis major. Na pravé straně je posléze nejaktivnější horní část svalu m. serratus anterior a na levé straně m. levator scapulae. V dolní části těla je v průběhu akcelerace nejaktivnější na levé straně m. biceps femoris, dále pak m. gluteus maximus a m. vastus lateralis. Oproti tomu na pravé straně dolní části těla se jedná o m. abdominal oblique, následující m. gluteus medius (McHardy a Pollard, 2005a).

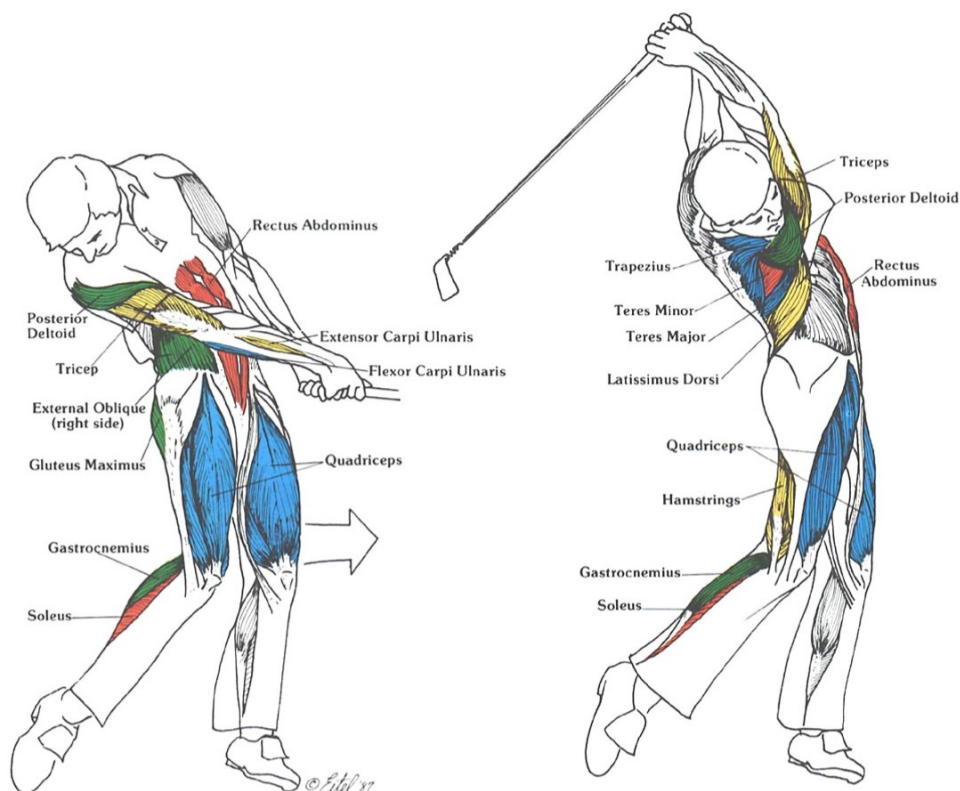


Obrázek 4 - Svaly zapojené během švihů k míči (Maddalozzo, 1987)

Při došvihů (obr. 5) dochází ke zpomalení celého pohybu až do úplného zastavení, to znamená, že se svaly stahují excentricky, což je pro tělo velmi náročné. Do zpomalení pohybu jsou zapojeny svaly středu těla nacházející se na pravé straně. Jedná se

o mm. abdominis, m. quadratus lumborum, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior, mm. rhomboidei, m. levator scapulae a svaly rotátorové manžety chránící ramenní kloub před přetočením (Davies a DiSaia, 2013).

McHardy a Pollard (2005a) rozdělují ve svém výzkumu dokončení švih (došvih) na fázi časnou a pozdní. Časně dokončení švih začíná od impaktu do horizontální pozice hole vůči zemi. Podle jejich výzkumu je v této fázi na horní části těla stejnoměrně zatížený sval na obou stranách m. pectoralis major, a dále je na pravé straně neaktivnější m. subscapularis a na levé straně m. infraspinatus. Na dolní části těla je na levé straně nejzatíženější dlouhá hlava svalu m. biceps femoris a dále pak m. vastus lateralis. Na pravé straně se jedná o m. gluteus medius následovaný m. abdominal oblique. Pozdní dokončení švih je poslední fází, která probíhá od horizontální polohy hole vůči zemi po kompletní konec golfového švih. V horní části těla je zaznamenán na levé straně nejzatíženější sval m. infraspinatus a dále pak m. pectoralis major. Na pravé straně se jedná o m. subscapularis a horní a dolní část svalu m. serratus anterior. V dolní části těla jsou neaktivnější svaly na levé straně m. semimembranosus, m. vastus lateralis a dále pak m. adductor magnus. Na pravé dolní straně se jedná o m. vastus lateralis, následovaný svalem m. gluteus medius.



Obrázek 5 - Svaly zapojené během došvih (Maddalozzo, 1987)

Pokud tyto všechny poznatky z výzkumu o zapojených svaích v jednotlivých fázích švihu od McHardy a Pollard (2005a) a Davies a DiSaia (2013) shrneme, pak lze obecně říci, že během golfového švihu jsou nejzatíženější svaly na levé straně horní části těla m. pectoralis major, m. infraspinatus, m. rhomboideus, m. levator scapulae, m. trapezius (střední část), m. subscapularis a m. serratus. Oproti tomu na pravé straně jsou to m. pectoralis major, který je zatěžován jen nepatrně více než na levé straně, dále m. serratus, m. subscapularis a m. trapezius (horní část). Na levé dolní části těla jsou neaktivnější svaly m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. adductor magnus, m. gluteus maximus a m. semimembranosus. Na pravé straně se jedná o m. gluteus medius, m. biceps femoris, m. gluteus maximus, m. vastus lateralis a m. semimembranosus. V oblasti trupu se jedná o zatěžovaný sval m. quadratus lumborum s větším zatížením na pravé straně a m. erector spinae na straně levé.

Sečteme-li zapojení svalů v náprahu, švihu k míči a v dokončení švihu, které budeme testovat v praktické části pomocí svalových funkčních testů zkrácení, pak na horní končetině byl zatíženější sval m. trapezius na pravé straně. M. pectoralis major byl zapojen ve většině případů souměrně, avšak celkový součet zapojení je nepatrně větší na straně pravé. Na dolní končetině byla souměrně zapojena svalová skupina hamstringů. M. quadriceps femoris a adduktory byly více zaktivované na levé straně. V oblasti trupu byl na levé straně více zapojený m. erector spinae a na pravé straně o něco málo více zapojený než na straně levé m. quadratus lumborum.

Z tohoto výzkumu, který provedl McHardy a Pollard (2005a) lze vidět, že se svaly během golfového švihu nezapojují souměrně. Některé svaly zapojené na levé straně se nezaktivují v průběhu celého švihu na druhé straně a opačně. Důvodem je jednostranné provedení samotného golfového švihu.

A i když se zdá být švih k míči ve svalovém zapojení jako opak náprahu, což působí určitou souměrností, bohužel tomu tak úplně není. Při náprahu dochází k většímu zapojení svalů trupu na levé straně, při švihu k míči jsou oproti tomu dominantnější svaly na straně pravé s osou otáčení pro pohyb rotační na dolní končetině blíže k cíli (pro golfisty hrající na stranu pravou je to levá dolní končetina). Přestože se ve fázi náprahu zapojují svaly i na levé straně a tato fáze trvá déle, nelze svalové zapojení při náprahu srovnávat se svaly, které jsou zapojeny při švihu k míči. Náprah slouží k vytvoření svalového předpětí a je pomalejší, švih k míči lze nazvat jako nejdůležitější část golfového švihu, je mnohem

rychlejší než nápřah a všechny zapojené svaly se maximálně podílí na zvýšení rychlosti hlavy hole, která je pak přenesena na golfový míček. Cílem švihů k míči je tedy získat maximální rychlost hlavy hole, přenést ji na míček a vyprodukovat tím co největší letovou vzdálenost míčku. Švih k míči je v porovnání s nápřahem mnohem výbušnější, a proto také silově náročnější. V důsledku toho tedy lze říci, že dominantní stranou při golfovém švihů je u golfistů hrajících na pravou stranu právě strana pravá (Adams a Thomasi, 2000).

Dominantnost jedné z horních končetin lze určit již při držení hole. I když, by nemělo dojít k výrazné dominantnosti spodní ruky, dále od cíle, která by měla nechat prostor pro ruku blíže k cíli, přesto lze označit ruku dále od cíle držící hůl ze strany s dlaní mířící k cíli jako ruku vedoucí. Ruka blíže k cíli dopomáhá ruce dále od cíle, její hřbet směřuje k cíli a hůl drží volně v prostoru mezi dlaní a posledními třemi prsty. Ve stejném místě (mezi dlaní a začátkem článků prstů) hůl drží i ruka spodní, avšak s tím rozdílem, že se jedná o držení hole všemi prsty (Adams a Thomasi, 2000).

2.9 Zranění

Golf je považován, co se týče výskytu zranění za mírně riskantní sport (Cabri a kol., 2009), reprezentující pouze 4 % všech sportovních zranění, podobně jako badminton (Cabri a kol., 2009, zdroj: McNicholas a kol., 1999). Pokud se ale zamyslíme nad tím, že je golf popisovaný jako nekontaktní a nízkoenergetický sport, pak je vyskytující se množství zranění golfistů alarmující (Brandon a Pearce, 2009).

Golfový švih provází řada specifických pohybů, které na sebe navazují. Některé tyto pohyby jsou prováděny ve větším než fyziologickém rozsahu s cílem vytvoření optimálního švihů (Evans a kol., 2005). Velké rotační zatížení a tlaková síla působí na páteř hlavně během švihů k míči, kdy se zvyšuje rychlost pohybu (Brandon a Pearce, 2009). V impaktu (okamžik kontaktu hlavy hole s míčem) se rychlost hlavy hole pohybuje okolo 160 km/h a celý švih k míči trvá jen 0,2 s, a i když se zdá být tato doba švihů velmi krátká, tak pokud průměrný hráč na hřišti během jednoho kola provede přibližně 50 švihů k míči nebo při trénování na odpališti zahraje 300 úderů, pak už se zatížení vyvíjené na muskuloskeletární systém zdá být dostatečně velké. Příčinou zranění může být i fakt, že golf jako jednostranná zátěž přetěžuje pouze specifickou část těla a to pouze jednu stranu (asymetricky) nikoliv symetricky obě strany stejně, a pokud je trénování a hraní golfu velmi časté a intenzivní, pak může být rizikový faktor ještě vyšší (Song a kol., 2016).

Podle McHardy a Pollard (2005b) mezi nejčastější zranění bývají považovány bolesti bederní páteře, dále pak zranění lokte a zápěstí, a to nejvíce na levé horní končetině u golfistů hrajících na pravou stranu a na pravé horní končetině u golfistů hrajících na levou stranu. Mezi další problémové oblasti patří rameno a koleno, kdy většinou se jedná o zranění buď na jedné, nebo na druhé straně, nikoliv na obou stranách současně. Symptomy obtíží v oblasti trupu jsou převážně zaznamenány na pravé straně u golfistů hrajících na pravou stranu, přetížení bolestí nastává obvykle od momentu impaktu hole s míčkem po dokončení švihů (Cabri a kol., 2009).

Pokud se zaměříme na nejčastější problémovou oblast u golfistů, a to oblast bederní páteře, Evans a kol. (2005) se ve své studii zabývali výskytem bolesti v oblasti bederní páteře u elitních mladých hráčů golfu a její příčinou. Výsledkem bylo zjištění, že více než polovina testovaných (57,1 %) měla nejméně jednou za sezónu v období 10 měsíců problémy s bolestmi bederní páteře, ovšem 42,9 % dokonce muselo přerušit hraní golfu kvůli bolestem bederní páteře. Hlavní zjištěnou příčinou těchto bolestí kromě samotného golfového švihů byla vyšší hodnota BMI. Studie, kterou provedli Fradkin a kol. (2005) opět potvrdila, že nejčastějším zraněním je bolest v oblasti bederní páteře a to u 31,5 % dotazovaných golfistek. Výzkum byl proveden pomocí dotazování s cílem zjištění výskytu zranění u souboru 522 golfistek ve věku od 17 do 75 let s různou úrovní golfových dovedností, které strávily hraním golfu 4 - 20 hodin za týden. U těchto dotazovaných bylo zjištěno 184 zranění v předchozích 12 měsících. Nejčastějším zraněním, které se u dotazovaných objevilo, bylo v oblasti bederní páteře a to u 31,5 %. Hlavní příčinou těchto zranění bylo ze 43,6 % přetížení následované 18 % špatným technickým provedením.

Studie z roku 2007 se zabývala mírou výskytu zranění amatérských golfistů, kdy celkem bylo zjištěno u daného souboru 15,8 zranění na 100 golfistů za rok. Nejčastější byl opět výskyt zranění v oblasti zad (18,3 %), dále zranění lokte/předloktí (17,2 %), chodidlo/kotníku (12,9 %) a ramena/paže (11,8 %) (McHardy a Pollard, 2007). Tentokrát se jednalo o výzkum zranění u amatérských golfistů a golfistek z Velké Británie, kde bylo zaznamenáno u 57 % z nich výskyt zranění. U mužů bylo nejčastějším zraněním v oblasti zad a u žen to bylo zranění lokte. Nejčastější aktuální zranění u mužů a to u 28 % případů se jednalo o zranění zápěstí následované bolestí zad u 25 % případů. U žen to bylo opět zranění lokte v 50 % (Batt, 1992). Cabri a kol. (2009) ve své studii zmínil, že zranění lokte je druhé nejčastější zranění postihující amatérské golfisty a tvoří 7-27 % ze všech zranění.

2.9.1 Příčiny zranění

McHardy a Pollard (2007) zjistili, že z celkového počtu všech zaznamenaných zranění, 46,2 % nastalo během golfového švihu. Z toho 23,7 % zranění vzniklo při impaktu s míčem a 21,5 % při dokončení švihu. Mezi významné rizikové činitele ovlivňující vznik zranění se řadí počet odehraných kol a změna holí (ti, co změnili po 10 letech hole, omezili riziko zranění díky pevnosti nových materiálů, shaftů, gripů a hlavy hole). Dalšími faktory jako jsou věk, pohlaví a hendikep patřily mezi méně významné okolnosti vedoucí ke vzniku zranění. Oproti tomu Cabri a kol. (2009) ve své studii poznamenali, že hlavními činiteli ovlivňující výskyt zranění je nízký hendikep a věk nad 50 let.

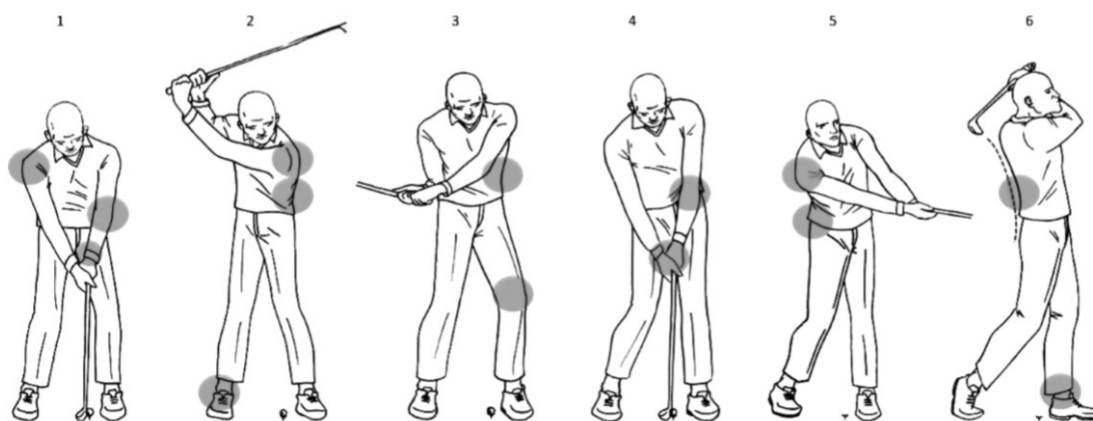
Zranění vznikají ve většině případů nedostatečnou technikou golfového švihu nebo přetížením či přetrénováním. Dalšími příčinami zranění bývá udeření golfové hole do země a udeření golfovou holí nebo míčkem do hráče (McHardy a Pollard, 2005b). Zranění u dětí typicky vznikají špatnou manipulací s golfovou holí nebo nastávají při nedodržování pravidel během odpalování (např. stání příliš blízko u odpalujícího golfisty) (Cabri a kol., 2009). Nejčastější příčinou zranění zápěstí, zad, lokte a kolena je špatně provedený golfový švih. Nedostatečné zahřátí je pak rizikové pro výskyt bolesti zad a tvrdý povrch bývá nejběžnější příčinou zranění zápěstí (Batt, 1992). Nejvyšší výskyt zranění byl zjištěn u mladých mužů ve věku 10 - 19 let a dále u mužů nad 80 let (Brandon a Pearce, 2009). Se starší věkovou skupinou golfistů jsou spojeny problémy v oblasti kyčlí a to v průměru ve věku 61,9 let, zranění kolen se vyskytuje v průměru u věkové skupiny 54,6 let, zranění ramene průměrně ve věku 52,5 let, bolest zad průměrně ve věku 49,7 let a zranění lokte okolo 41 let věku (Batt, 1992).

2.9.2 Zranění profesionálů, amatérů a rekreačních golfistů

Golfovou populaci lze rozlišit do několika skupin podle výkonnosti. První skupinou jsou rekreační golfisté, kteří hrají golf jen příležitostně a pro zábavu, pod druhou skupinu spadají amatérští golfisté hrající golf aktivně a zúčastňují se soutěží, poslední a zároveň nejméně početnou skupinu golfistů tvoří profesionálové.

Sportovní golfisté (aktivní profesionální a amatérští hráči, kteří se zúčastňují soutěží) většinou zaznamenávají zranění měkkých tkání a muskuloskeletární zranění vzniklé přetížením, přetrénováním a to nejčastěji v oblasti bederní páteře. Tyto zranění vznikají vlivem častého intenzivního hraní a vysokým počtem hodin trénování, které mohou vést

k následným dysbalancím svalového systému, i přes konzistenci, efektivitu a úspornost jejich švihů (McHardy a Pollard, 2005b; Gluck a kol., 2008). U méně zdatných amatérských golfistů zranění vlivem přetížení mohou být způsobené také vlivem nedostatečného zahřátí organismu, sníženou mobilitou a flexibilitou, nedostatkem fyzické kondice nebo špatnou silovou připraveností. Dále zranění u golfistů, kteří nehrají tak často vznikají především vlivem nedostatečných golfových dovedností (Cabri a kol., 2009).



Obrázek 6 - Výskyt zranění v jednotlivých fázích švihů (Cabri a kol., 2009)

Legenda: (1) základní postoj (2) nápřah (3) švih k míči (4) impakt (5) časný došvih (6) pozdní došvih

Na obrázku 6 jsou vyznačeny oblasti, které bývají v dané fázi švihů nejvíce ohroženy, co se týče vzniku zranění. Jelikož jsou z biomechanického pohledu fáze golfového švihů různé, pak tedy i různé pohybové vzorce způsobují odlišná zranění (McHardy a kol., 2007). Schéma a popis výskytu zranění je zde znázorněn pro golfisty hrající na pravou stranu. Během nápřahu bývají nejvíce ohrožená ramena při nadměrné rotaci ramen a samozřejmě také pravé chodidlo a kotník, na které se během nápřahu přenáší váha téměř celého těla. Švih k míči začíná impulsem k rotaci celého těla na levou stranu, který dává levá dolní končetina, konkrétně koleno spolu s boky a trupem, proto se jedná o nejrizikovější oblast vzniku zranění v této fázi. Při impaktu hole s míčem může dojít k potencionálnímu vzniku zranění lokte a zápěstí především na levé ruce v důsledku příliš pevného držení hole. V poslední fázi golfového švihů, a tedy při dokončení, vznikají

zranění nejvíce v oblasti bederní páteře a to z důvodu hyperextenze zad. Druhou nejvíce zasaženou oblastí při dokončování švihů je levá dolní končetina, konkrétně chodidlo a kotník, na které je přenášena hmotnost celého těla (Cabri a kol., 2009).

2.10 Obecná anatomie

Základní jednotkou živého organismu je buňka, která má schopnost růst, dělit se a další významné funkce. Jejich tvar je různý (např. kulovitý, zploštělý nebo rozvětvený), záleží na okolním prostředí, jestli jsou shluklé s dalšími buňkami, volně v prostoru nebo zda jsou ovlivněné vnějším tlakem. Velikost buňky se pohybuje v řádech mikrometrů, přičemž buňky lidského těla měří přibližně okolo 20 mikrometrů. Existují 2 základní typy buněk: živočišná a rostlinná lišící se obsahem některých organel, typem výživy a tím, co vzniká ze souboru jejich buněk. Odhad, kolik se v lidském těle vyskytuje buněk, je 25×10^{15} . Funkčním sloučením těchto buněk vzniká tkáň, která je charakterizovaná jako „soubor stejnotvarých buněk stejného původu a jejich derivátů, sloužící jedné funkci“ (Čihák, 2011, s. 8). Tkáň lze rozlišit na 4 druhy. První z nich je pojivová tkáň, mezi kterou patří vaziva, chrupavky a kosti, následuje tkáň svalová s funkcí kontrakce, dále epitel kryjící povrchy a poslední tkáň nervová tvořená nervovými buňkami má funkci přijímat a vysílat vzruchy. Sdružením tkání s určitou funkcí vzniká orgán a soubor několika orgánů podobné funkce je nazýván orgánová soustava. Dohromady tyto soustavy ve vzájemné interakci tvoří organismus (Grim a kol., 2001, Čihák, 2011).

Lidský svalový systém zahrnuje celkem přes 600 svalů, což tvoří u mužů až $\frac{1}{2}$ a u žen $\frac{1}{3}$ celkové tělesné hmotnosti (Jarkovská, H. a Jarkovská M., 2016, Grim a kol., 2011). Lokomoce je jedním ze stěžejních úkolů svalové soustavy, k němuž dochází prostřednictvím zapojení jednotlivých svalů a svalových skupin. Svaly vykonávající pohyb se nazývají agonisté a pomocné svaly podílející se na pohybu jsou označovány jako synergisté. Naopak antagonisté zprostředkovávají pohyb opačný (Grim a kol., 2001, Čihák, 2011). Práce kosterních svalů není izolovaná, ale spojená ve svalových smyčkách (Bursová, 2005).

Základní jednotkou kosterního svalu je svalové vlákno, které bez inervace není schopné funkce. Svalová činnost vzniklá podrážděním svalových vláken se projevuje kontrakcí neboli stahem iniciovaným, řízeným a kontrolovaným centrální nervovou

soustavou. Lze rozlišit několik typů kontrakce. Prvním z nich je kontrakce izometrická, při které se zachovává délka svalu, avšak dochází ke změně napětí. Oproti tomu při izotonické kontrakci zůstane napětí stejné, ale změní se jeho délka a buď dojde k prodloužení svalu, což znamená, že se jedná o excentrickou kontrakci, nebo se sval zkrátí, a v tom případě je to kontrakce koncentrická (Bursová, 2005).

2.10.1 Svalová tkáň

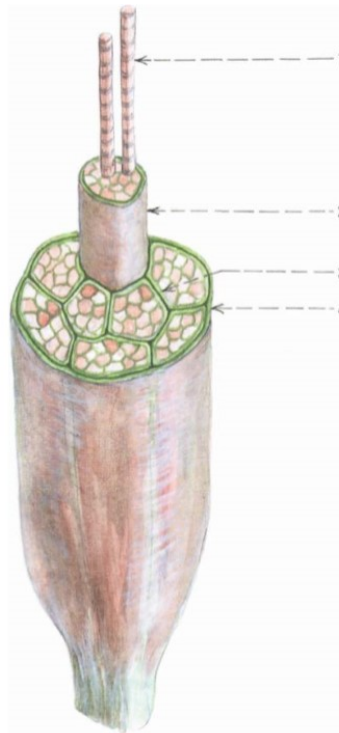
Svalová tkáň umožňuje vznik pohybu, zajišťuje dýchání, podílí se na příjmu potravy a pomáhá nám při komunikaci. Pro tuto tkáň je typická nejen stažlivost, ale také pružnost (vrácení se do původního stavu), dráždivost (reakce na podněty) a protažitelnost (schopnost protažení) (Dylevský, 2009). Lze rozlišit 3 typy svalových tkání: hladké, srdeční a příčně pruhované.

Hladká neboli svalovina orgánová je tvořena z podlouhlých vřetenovitých svalových buněk s oválným jádrem uprostřed. Vyskytuje se ve stěnách dutých orgánů, a její inervace probíhá přes postgangliové neurony sympatikus a parasympatikus. Oproti příčně pruhovanému svalstvu se hladká svalovina stahuje a uvolňuje pomalu, a nepodléhá téměř žádné únavě. Srdeční svalovina se vyskytuje ve stěnách myokardu v podobě sítí vláken spojených mezi sebou plasmatickými můstky. Každá buňka obsahuje jádro, okolo kterého se nachází kontraktální myofibrily. Tato svalovina má příčné pruhování, je opět téměř neunavitelná, a oproti hladké svalovině pracuje i velmi rychle. V průběhu jednoho roku provede srdeční sval kolem 36 milionů stahů, a spolu se srdeční svalovinou se o činnost srdce stará ještě převodní systém srdeční (Čihák, 2011, Jarkovská, H. a Jarkovská M., 2016). Příčně pruhovaná tkáň je základní složkou kosterního svalu, která se skládá z jednotlivých svalových vláken, a aby mohlo dojít k řízené svalové kontrakci, musí proběhnout inervace kosterního svalu nervovým impulsem prostřednictvím mozkových a míšních nervů (Dylevský, 2009).

2.10.2 Stavba svalového vlákna a svalu

Základními stavebními jednotkami svalu jsou mnohjaderné útvary s válcovitým tvarem nazývané svalovými vlákny. Na povrchu se nachází membrána nazývaná sarkolema společně se satelitními buňkami, které slouží k regeneraci poškozených vláken. Uvnitř svalového vlákna ve speciální cytoplazmě označované sarkoplazma je nejen několik jader, ale také organely a podélná vlákénka zvané myofibrily, okolo kterých se nachází

ještě sarkoplazmatické retikulum důležité jako zásobník vápenatých a hořečnatých iontů pro zprostředkování kontrakce. Tenká ochranná vazivová vrstva na povrchu svalu se nazývá endomysium (Grim a kol., 2001, Dylevský, 2009). Obrázek 7 znázorňuje obecnou stavbu svalu.



Obrázek 7 - Stavba svalu (Čihák, 2011)

Legenda: (1) svalové vlákno (2) svalový snopec (3) endomysium (4) fascie na povrchu svalu

Funkční jednotkou svalu je motorická jednotka složená ze svalových vláken, které jsou inervovány jedním společným motoneuronem (Bursová, 2005). V myofibrile se střídají tmavší a světlejší úseky, což je důvodem, proč je svalstvo pod mikroskopem příčně pruhované. Střední část myofibrily, obsahující filamenta neboli bílkoviny aktin a myozin, se nazývá sarkomera (funkční jednotka myofibrily), ve které prostřednictvím vzruchů dochází ke kontrakci (Dylevský, 2009). Proto, aby se sval mohl kontrahovat, potřebuje nějaký podnět ve formě vzruchu. Svalové nervy, které vzruchy přivádějí, jsou složeny ze dvou typů vláken. Jedná se o motorická a senzitivní vlákna. Motorická vlákna

vedou podněty z centrálního nervového systému do nervosvalového synapse zvaného motorická ploténka. Oproti tomu senzitivní vlákna přenášejí informace o svaly ze svalových vláken (konkrétně ze svalových vřetýnek a šlachových tělísek) do centrálního nervového systému (Grim a kol., 2001).

2.10.3 Typy svalových vláken

Svalová vlákna se od sebe navzájem liší rychlostí kontrakce a odolností proti únavě. Z tohoto hlediska lze rozdělit svalová vlákna na několik typů. Typ I se označuje písmeny SO (slow-oxidative), a jedná se pomalá červená vlákna bohatě kapilarizovaná, která dlouho odolávají únavě a pracují velmi dlouho a pomalu. Jejich funkcí jsou pohyby statické a pomalé. Tyto vlákna obsahují velké množství mitochondrií, a převažuje u nich oxidativní typ metabolismu. Typ vláken II B neboli FG (fast-glykolytic) jsou rychlá bílá svalová vlákna, která umožňují provádět pohyby maximální silou za aktivity glykolytického metabolismu, avšak jejich nevýhodou je rychlá únava. Obsahují velmi málo kapilár a barviva myoglobinu. Rychlý stah nastává vlivem vysoké aktivity vápenatých a hořčnatých iontů a díky vyvinutému sarkoplazmatickému retikulu. Přejídný typ mezi I a II B je typ II A, označující se písmeny FOG (fast-oxidative-glykolytic), zabezpečuje středně rychlý a silový pohyb trvající kratší dobu. Má více myofibril, méně mitochondrií a střední množství kapilár. Oproti typu II B jsou tyto vlákna odolnější vůči únavě (Čihák, 2011, Dylevský, 2009).

Různé typy vláken se vyskytují ve svalech ve většině případů společně s větším či menším zastoupením rychlých a pomalých vláken. Poměr jednotlivých typů svalových vláken v kosterních svalech je geneticky předurčen spolu s výkonnostními parametry každého člověka (Čihák, 2011, Dylevský, 2009).

2.11 Svaly posturální a fázické

Často dochází k tomu, že se určité typy svalů zkracují a jiné zas ochabují, což souvisí i s typem svalových vláken v daném svalu a s jeho inervací. Ovšem nadměrné zkrácení nebo ochabnutí není žádoucí. Jedná se o svaly posturální a fázické (Dylevský, 2009). Každý sval obsahuje jak vlákna posturální, tak fázická, avšak v různém poměru. Posturální vlákna mají statickou funkci, jsou odolnější vůči únavě, a často se jim také říká pomalá,

oxidativní vlákna. Vlivem nadměrného zatěžování a vystavování vyššímu svalovému napětí mají tyto svaly tendenci ke zkrácení a ztuhnutí, a proto je vhodné tuto skupinu svalů uvolňovat a protahovat. Nadměrné přetěžování těchto svalů je způsobeno také tím, že nahrazují v určitých činnostech svaly ochablé (např. místo aktivace svalů břicha se zapojí svaly v bederní části páteře). Svalová vlákna fázická, také nazývaná bílá, rychlá nebo glykolytická vykonávají pohyb krátce trvající a rychle se unavují. Jejich počet je o polovinu menší než posturálních, a v porovnání s posturálními svaly mají tendenci k hypoaktivitě a zároveň u nich převládá nižší svalové napětí. Bez dostatečného pohybu tato skupina svalů ochabuje. Z těchto důvodů se musí posilovat a cíleně zapojovat do pohybu (Bursová, 2005, Jarkovská, H. a Jarkovská M., 2016).

Mezi nejdůležitější posturální svaly se řadí svaly šíjové, horní část trapézových svalů a zdvihač lopatky, velký a malý prsní sval, svaly v oblasti beder, ohybače kyčle (sval bedrokyčlostehenní a přímý sval stehenní), přitahovače stehna, trojhlavý sval lýtkový a zadní stehenní svaly. Nejproblémovější fázické svaly s tendencí k ochabnutí jsou ohybače krku a hlavy, mezilopatkové svaly, svaly břišní, hýžd'ové, čtyřhlavý sval stehenní a svaly bérce (Jarkovská, H. a Jarkovská M., 2016).

2.12 Bolest a porucha funkce pohybové soustavy

Bolest se řadí mezi nejčastější příznak nějaké poruchy pohybové soustavy. Existují 2 typy poruchy funkce: strukturální a funkční. Nadměrná zátěž patří mezi nejčastější příčinu funkční poruchy projevenou zvýšeným svalovým napětím. Závažnějším typem je porucha strukturální, která je patologická a nevratná (Kolář a kol., 2009).

Funkční poruchy bývají nejčastějšími původci bolesti s příčinou poruchy některé funkce. Jedná se o změnu funkce pohybové soustavy (např. změna svalového napětí nebo snížení kloubní mobility). Dále mohou vzniknout hypokinezi neboli nedostatkem pohybu nebo jednostrannou fyzickou zátěží. Pokud bude tato funkční porucha přehlížena, může dojít k přeměně na nevratnou poruchu strukturální neboli degenerativní. Pro funkční poruchy je typický systémový charakter řetězení bolesti vyskytující se na různých místech (Kolář a kol., 2009, Stackeová, 2018).

2.12.1 Hybné stereotypy

Pohyb je realizován prostřednictvím aktivity několika svalových skupin tvořící celek. Požadavky tykající se pohybu jsou jasné. Jedná se o efektivnost, úspornost, koordinovanost, přesnost a plynulost. Pro splnění těchto vlastností při provedení je nutné, aby se do samotného pohybu zapojily opravdu jen svalové skupiny vykonávající daný pohyb. Pokud aktivujeme i jiné svalové skupiny, které nejsou vykonavateli pohybu, nejen, že podáme nižší výkon, ale také bude provedení neefektivní a neúsporné (Bursová, 2005).

Veškeré pohyby, jednoduché či složité, jsou složeny z kombinací těch nejzákladnějších pohybů, které se označují jako základní hybné stereotypy. Klidový svalový tonus zajišťuje neustálé mírné napětí svalů, které je předpokladem pro správně provedený pohyb, a spolu s tím napomáhá optimálnímu držení těla a udržení dané pozice. Zapojení jednotlivých svalů do základních pohybů je podkorové, automatické a do určité míry i neměnné. Jedná se o určitou stálou soustavu podmíněných a nepodmíněných reflexů, a kvalita těchto základních hybných stereotypů je dána vlastnostmi centrální nervové soustavy a našimi fyziologickými předpoklady (např. vlastnostmi hybného systému, kvalitou funkce nervové soustavy atd.) (Bursová, 2005).

2.12.2 Dysbalance

Rozložení svalů v lidském těle je takové, že vždy svaly posturální a fázické se nachází naproti sobě, aby mohly spolupracovat. Pokud dojde ke stavu, že na jedné polovině těla budou posturální oproti fázickým svalům silnější, pak dojde ke vzniku nerovnováhy neboli dysbalance, projevující se hlavně při držení těla (Jarkovská, H. a Jarkovská M., 2016). Stackeová (2018) v části své knihy, kde se věnuje dysbalancím, píše o dynamické svalové rovnováze řízené centrálním mechanismem prostřednictvím pohybových stereotypů, kterou ovlivňují jak svaly fázické, tak posturální. Tvrdí, že pokud se tato rovnováha poruší, vznikne svalová dysbalance, která se špatným pohybovým stereotypem může i dále zhoršovat.

Funkční nerovnováha má původ v neadekvátních pohybových vzorcích a programech, což může vést až k nekoordinovanému provedení určitého pohybu. Dysbalance také vznikne při nefyziologickém zapojení jednotlivých svalových skupin do pohybového vzorce, což s postupem času vede k chronickému přetížení vedoucí ke vzniku funkčních a následně strukturálních poruch. Při vzniku funkční nerovnováhy

převažuje v pohybových vzorcích aktivita svalů tonických nad svaly fázickými. Svalová dysbalance také zvyšuje riziko zranění vlivem neefektivního zapojení svalů způsobující také nekvalitní podání sportovního výkonu. Dále se spolu se svalovou dysbalancím spojuje i chybný hybný stereotyp a špatné držení těla nejčastěji v podobě horního a dolního zkříženého syndromu (Bursová, 2005).

U horního zkříženého syndromu dochází k oslabení svalů, jako jsou dolní fixátory lopatek (mezilopátkové svaly), hluboké fixátory krku a naopak ke zkrácení svalů prsních, horních fixátorů lopatek, kývače hlavy a krátkých extensorů šíje. Vlivem toho se napětí v oblasti šíje zvýší, nastane předsunutá držení hlavy spojené s protrakcí ramen. Ochablé hýžd'ové a břišní svaly spolu v kombinaci se zkrácenými flexory kyčle a bederními svaly tvoří dolní zkřížený syndrom, mezi jehož projevy patří anteverze pánve a zvětšení bederní lordózy (Stackeová, 2018).

Mimo oslabených a zkrácených svalových skupin, které tvoří dysbalance se vyskytují také stranové asymetrie. Příčiny asymetrie mohou být různé. Nastanou například vlivem předchozího úrazu, při kterém dojde k nesouměrnému zatěžování končetin a k následnému asymetrickému postavení pánve. Další a zároveň nejběžnější příčinou vzniku asymetrií je jednostranné zatěžování těla (např. ve sportu – golf, tenis, hokej nebo florbal) (Stackeová, 2018).

2.13 Tělesné složení

Důležitým parametrem pro hodnocení a zkoumání lidského těla je hmotnost. Ale protože se jedná o velmi obecný parametr, určují se ještě jeho komponenty tedy tělesné složení. Tělesné složení lze charakterizovat jako „*podíl jednotlivých tkání na celkové hmotnosti těla*“ (Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006, s. 24). Tělesné složení je nejen geneticky podmíněné, ale také závislé na pohybové zátěži, výživě, zdravotním stavu a na fázi ontogenetického vývoje. Pravidelné sledování vývoje jednotlivých komponent tělesného složení přispívá k informovanosti o správně zvolené pohybové zátěži a o zdravotním stavu (Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006, Pastucha a kol., 2014).

Existuje několik modelů tělesného složení např. chemický, anatomický a celotělový – dvou a čtyřkomponentový. Z chemického hlediska tělo tvoří tuky, bílkoviny, sacharidy, minerály a voda. Oproti tomu podle anatomického modelu se jedná o tukovou tkáň, svalstvo, kosti a vnitřní orgány. Ovšem nejčastěji využívaný model pro určení tělesného složení se nazývá celotělový dvoukomponentový, který odlišuje tělní hmotu na tuk (FM) a tukuprostou hmotu (FFM). Tukuprostá hmotu se zjistí odečtením hmotnosti tuku od celkové hmotnosti (Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006).

Hodnocení tělesné hmotnosti probíhá pomocí hmotnostně výškového indexu BMI (body mass index), který hodnotí vztah mezi tělesnou výškou a hmotností, a nijak nezohledňuje zastoupení tělesného tuku nebo svalové hmoty. Vypočítá se jako podíl hmotnosti (kg) a tělesné výšky (m) ($BMI = \text{kg}/\text{m}^2$). Tento index je vhodný spíše pro běžnou dospělou populaci ke zhodnocení optimální hmotnosti. Pro dětskou populaci se využívají spíše percentilové grafy BMI pro chlapce a dívky podle jejich věku (viz. příloha 3 a 4), kde se dosazuje hodnota BMI a věk. Výsledná hodnota (percentil) nám po dosazení proměnných ukazuje, kolik vrstevníků má hmotnostně výškový index stejný nebo nižší. Obvykle se uvádí, že percentilové hodnoty od 25 do 85 jsou normální (Pastucha a kol., 2014). Optimální hodnota BMI pro dospělou populaci je kolem 19 - 25, výsledek 26 - 30 se hodnotí jako nadváha a hodnoty 30 a výš značí obezitu (Roschinski, 2006). Hodnocení tělesné hmotnosti pomocí BMI může být u některých jedinců nepřesné, neboť nerozlišuje jednotlivé složky hmotnosti, a např. u jedinců s vysokým množstvím svalové hmoty (a tím vyšší hmotností) může vykazovat hodnoty na úrovni nadváhy, nebo dokonce obezity, ačkoliv tukové tkáně je minimum.

Pro zjištění tělesného složení existuje mnoho metod ať už jednodušších, zaměřujících se hlavně na složku tělesného tuku, tak složitějších, kterými se zjišťují podrobnější informace o jednotlivých složkách tělesné hmotnosti (Vilikus, Brandejský a Novotný, 2004). Pastucha a kol. (2014) rozděluje metody tělesného složení na terénní (kaliperace a bioelektrická impedance) a laboratorní (DEXA, denzitometrie, hydrostatické vážení a hydrometrie). Získaná data ohledně zastoupení tělesného tuku ovšem není vhodné porovnávat s ostatními metodami z důvodu vzniku možných odchylek jednotlivých metod.

Antropometrická metoda kaliperace zjišťuje množství tělesného tuku pomocí přístroje kaliperu. Měří se 10 kožních řas podle metody Pařízkové, a součet tloušťky všech kožních řas se pak dosazuje do regresní rovnice. Mezi nejčastěji používané značky

kaliperu patří Best a Harpenden (Vilikus, Brandejský a Novotný, 2004). Nevýhodou kaliperace je malá přesnost měření (Pastucha a kol., 2014).

DEXA neboli duální rentgenová absorpciometrie měří tělesné složení pomocí dvou rentgenových paprsků procházející skrz lidský organismus. Využívá k tomu čtyřkomponentový model oddělující kostní minerály, proteiny, vodu a tuk. Tato metoda se označuje jako „zlatý standard“ (Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006). Avšak mezi nevýhody tohoto měření patří jeho finanční náročnost, zatížení organismu rentgenovým zářením a vyloučení vyšetření dětí, obézních a vysokých jedinců (Pastucha a kol., 2014).

Bioelektrická impedance (BIA) je označení pro celosvětově nejčastěji využívanou metodu měření tělesného složení. Mezi její výhody patří hlavně bezpečnost, neinvazivnost a finanční nenáročnost. Tato metoda je založena na šíření nízko intenzivního elektrického proudu v lidském těle (Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006). Využívá se rozdílné vodivosti jednotlivých tkání v těle, kdy tělem prochází střídavý proud 500-800 μA s frekvencí 50 kHz, který proniká jak do intracelulárního tak extracelulárního prostředí (Roschinski, 2006). Jedná se o princip vodiče a izolantu. Tuková tkáň se v lidském těle chová jako izolátor, a oproti tomu tukuprostá hmota je braná jako vodič, a to hlavně z důvodu velkého podílu vody a elektrolytů. Střídavý proud nízké intenzity v těle vyvolá odpor neboli impedanci proti jeho šíření. Tento odpor je závislý na frekvenci, délce a průřezu vodiče. Bioelektrická impedance označuje hodnotu odporu dané tkáně, která je v nepřímé úměře s objemem tkáně, kde prochází proud (Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006).

Pro měření bioelektrické impedance jsou využívány buď bipolární, nebo tetrapolární přístroje. Tetrapolární přístroj má 4 elektrody, které se umísťují na horní a dolní končetiny, a využívá se hlavně při odborném měření. Základní měřenou složkou pomocí přístroje BIA je celková tělesná voda (TBW) a tukuprostá hmota (FFM), která se určuje za předpokladu normálního stavu hydratace tukuprosté hmoty jako 73,2 % TBW. Průměrná hodnota TBW u dítěte se pohybuje okolo 75 % z celkové tělesné hmotnosti, u dospělého muže okolo 63 % a u žen 53 % (Pastucha a kol., 2014). Dále bioelektrická impedance zjišťuje tukovou složku, aktivní tělesnou hmotu, celkovou tělesnou hmotnost, podíl extra a intracelulární vody a stupeň bazálního metabolismu (Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006).

Vliv na přesnost měření může mít stav hydratace a termoregulace, a proto by se před měřením nemělo 4-5 hodin jíst a pít, 24 hodin pít alkohol a 12 hodin před měřením necvičit. Stav dehydratace může způsobit odchylku měření 2 – 4 %. Metoda měření tělesného složení BIA není opět vhodná pro děti z důvodu nestálé hydratace. Bioimpedanční metody jsou také nastavené na homogenitu lidského těla, avšak skutečná hydratace tukuprosté hmoty se pohybuje od 61 do 82 %, proto by bylo ideální individuálně nastavovat predikční rovnice pro větší přesnost a reliabilitu měření. Dále byly zjištěny nepřesnosti bioimpedančního měření u obézních dospělých jedinců, kde může dojít k podhodnocení zastoupení tukové složky. U sportujících dětí ve starším školním věku může přístroj nadhodnotit množství tělesného tuku, což souvisí s typem vybraných regresních rovnic (Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006, Pastucha a kol., 2014). V tabulce č. 1 jsou zapsány standardy procentuálního podílu tuku v závislosti na věku a pohlaví. Tabulka č. 2 zobrazuje hodnoty tuku v % u dospělých v jednotlivých sportech.

STANDARDY % TUKU (Heyward, Wagner, 2004)	VĚK				
	MUŽI	6-17	18-34	35-55	55+
zdravotní minimum tuku	< 5	< 8	< 10	<10	<10
nízká hodnota (podprůměr)	5-10	8	10	10	10
střední hodnota (průměr)	11-25	13	18	18	16
vysoká hodnota (nadprůměr)	26-31	22	25	25	23
Obezita	>31	>22	>25	>25	>23
ŽENY	6-17	18-34	35-55	55+	
zdravotní minimum tuku	< 12	< 20	< 25	<25	<25
nízká hodnota (podprůměr)	12-15	20	25	25	25
střední hodnota (průměr)	16-30	28	32	32	30
vysoká hodnota (nadprůměr)	31-36	35	38	38	35
Obezita	>36	>35	>38	>38	>35

Tabulka 1 - Standardy % tuku (upraveno, Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006)

SPORT	MUŽI (%)	ŽENY (%)	SPORT	MUŽI (%)	ŽENY (%)
Baseball	12-15	12-18	veslování	6-14	12-18
Basketbal	6-12	20-27	golf	16-20	20-28
Kulturistika	5-8	10-15	lyžování	7-12	16-22
Cyklistika	5-15	15-20	sprint	8-10	12-20
Gymnastika	5-12	10-16	plavání	9-12	14-24
lední hokej	8-15	12-18	tenis	12-16	16-24

Tabulka 2 - Průměrné hodnoty tuku v % u dospělých v jednotlivých sportech
(upraveno, Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006)

2.14 Posturální stabilita

Pohyb je označován za lidmi vykonávaný přirozený děj. Jedná se o změnu polohy celého těla nebo jejich částí v prostoru a v čase. Příčinou vzniku pohybu je reakce na okolní nebo vnitřní podněty. Základní pohybovou dovedností člověka je i udržení rovnováhy v nestabilních podmínkách (Velé, 1995).

Vařeka (2002a) charakterizuje posturu jako aktivní vzpřímené držení těla a tělních segmentů, při kterém neustále dochází k vyrovnávání polohy. Dále popisuje posturální stabilitu jako schopnost udržet vzpřímenou pozici těla i za působení vnějších a vnitřních podmínek, a rovnováhu vysvětluje jako soubor statických a dynamických pohybů, které umožňují udržet posturální stabilitu. Podle Vařeky (2002b) je pro udržení posturální stability potřeba pomocí senzoričkových funkcí (zrak, propriorecepce, vestibulární systém) zjistit danou situaci a následně ji vyhodnotit a zvolit optimální odezvu řídicím systémem CNS, který aktivuje potřebné výkonové složky v podobě pohybového systému. Velé (1995) označuje za hlavního vykonavatele posturální funkce axiální systém.

Držení těla určené postavením jednotlivých segmentů výrazně ovlivňuje stabilitu. Určitou posturu zaujímáme vždy před začátkem samotného pohybu, což nám následně zajišťuje i plynulé provedení pohybu a zamezuje vzniku různých odchylek. Pokud jsou polohy tělních segmentů vyrovnané, pak dochází k rovnoměrnému zatěžování bez vzniku jednostranného přetížení (Velé, 1995). Pokud posturální systém nedokáže vyrovnat pohyby

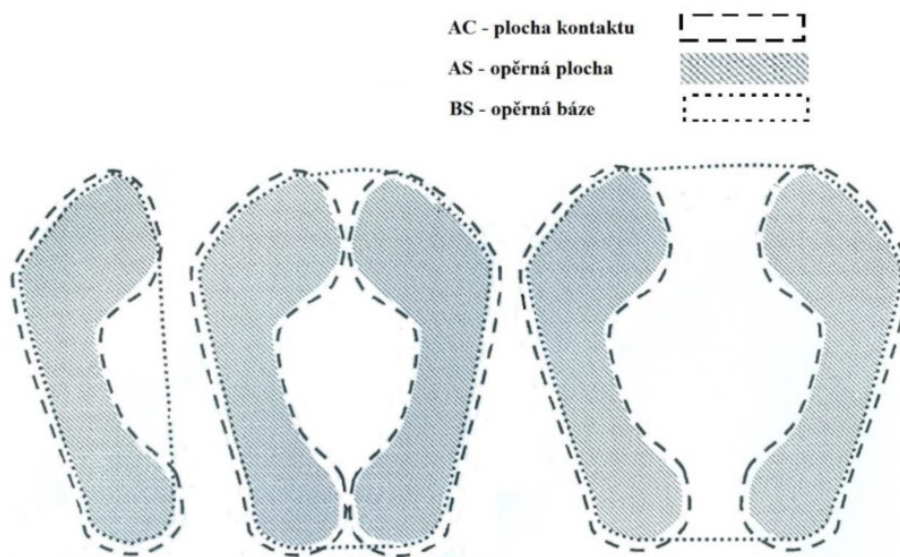
lidského těla, může dojít k funkčním poruchám, přetížením nebo dokonce k porušení struktury vedoucí ke vzniku zranění (Velé, 2006).

Velé (1995) označuje stabilitu jako velikost úsilí, které je nutno vynaložit ke zrušení rovnováhy tělesa při působení gravitační síly. Z fyzikálního hlediska je tělo v rovnováze, pokud síly na něj působící jsou si rovné. To znamená, že gravitační síla musí být vyrovnána silou působící od podložky tak, aby bylo tělo v rovnovážné (stabilní) poloze. Stabilní poloha nastane, pokud je celkové těžiště dostatečně blízko opornému systému. Nejstabilnější je poloha vleže. Nestabilitu lze konstatovat v momentě, kdy dojde k porušení rovnováhy těla vlivem malého úsilí a těžiště je umístěno vysoko nad opornou částí, která je navíc malá (např. poloha ve stoje). Stabilitu lze rozlišit na dva typy: dynamickou a statickou. Pojem statická stabilita vyjadřuje schopnost udržet stálou polohu těla při působení různých podmínek. Oproti tomu dynamická stabilita umožňuje vykonávat pohyb.

Mezi fyzikální faktory ovlivňující stabilitu patří velikost oporné plochy, typ kontaktu těla s opornou plochou, hmotnost těla a jeho celkové těžiště. Posturální stabilitu také ovlivňuje psychický stav jedince, vnitřní prostředí a hypermobilita, která negativně ovlivňuje stabilitu vlivem větších kloubních pouzder a uvolněnějším vazům (Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006). Velikost stability je přímo úměrná velikosti oporné plochy. Totéž platí i pro tělesnou hmotnost. Čím větší je hmotnost, tím se také zvětšuje i stabilita. U vyšších osob se těžiště nachází výš než u lidí menšího vzrůstu, což nám negativně ovlivní stabilitu, pro kterou platí nepřímá úměrnost. Z tohoto důvodu pak dochází k mnohem lepší stabilitě při pokrčení dolních končetin. Dále by měl být pro optimální stabilitu průmět celkového těžiště těla ve středu oporové plochy (Velé, 1995). Pro základní polohu našeho těla (stoj) je charakteristické vzpřímené držení těla, malá plocha opory dolních končetin a těžiště vysoko nad základnou opory. Všechny tyto charakteristiky stoje značí nestabilní polohu těla, která klade velké požadavky na stabilitu (Vařeka, 2002a).

Pro měření posturální stability je nutné od sebe rozlišit několik pojmů. Opěrná plocha (AS „area of support“) není označení pro celé místo opory, ale jedná se pouze o aktivní oporu využitou k vytvoření opěrné báze (BS „base of support“). Opěrná báze značí plochu ohraničenou opěrnou plochou. Kontaktním místem (AC „area of contact“) je nazývána celá plocha, kterou se chodidla dotýkají opory. COM („centre of mass“) je označení pro těžiště, zkratka COG („centre of gravity“) zastupuje průmět těžiště (COM)

do roviny opěrné báze (BS) a COP („centre of pressure“ – střed tlakového působení) označuje místo působení reakční síly podložky. TTW („total travel way“) značí celkovou dráhu COP (Vařeka, 2002a). Pro lepší pochopení jednotlivých pojmů je graficky znázorněn na obr. 1 vztah mezi BS, AS a AC.



Obrázek 8 - Znázornění vztahů mezi AS, AC a BS (Vařeka, 2002a)

Pro statickou posturální stabilitu je typické udržení stejné AC například prostřednictvím rovnovážných reakcí. Pokud nelze udržet stabilitu například v labilní poloze nastupuje dynamická strategie a dochází ke změně AC nejčastěji výkrokem. Pokud ani následně neudržíme posturální stabilitu polohy, následuje řízený či neřízený pád. Řízený pád nastává, pokud naše tělo není schopné udržet posturální stabilitu statickou, ani dynamickou strategií. K řízenému pádu patří také obranné reakce organismu v podobě pohybů horních končetin k tlumení dopadu. Opakem je neřízený pád, k němuž dochází při setrvání v poloze bez dostatečných předpokladů pro úspěch (Vařeka, 2002b).

2.14.1 Vyšetření stability

Primárně se metody vyšetření posturální stability dělí na statické a dynamické. Posturografie, označovaná také jako stabilografie, je jednou z velmi přesných a rychlých metod pro sledování změn COP při poloze těla ve stoje. K této metodě se využívají silové

plošiny (Kistler, AMTI), které snímají reakční sílu a její složky na čtyřech místech. Z těchto naměřených hodnot se vypočítává COP s jejími souřadnicemi. Dále se můžeme setkat u této metody s využíváním tlakových desek, které mají tlakové snímače na celé ploše. Jedná se o systémy Emed či Footscan (Vařeka, 2002b). Pro konstantnost měření je důležité zachovat stejné vnější podmínky, proto vyšetření probíhá v klidné místnosti a měřená osoba je testovaná v předem popsaném vzpřímeném postoji s nohama na vyznačených místech a s rukama v připažení. Hlava je v prodloužení páteře a oči se přitom dívají na cca 5m vzdálený bod (Velé, 1995). Existují různé testovací postoje měřící stabilitu (stoj s otevřenými či zavřenými očima, stoj na jedné noze, úzký nebo široký stoj). Při měření se sleduje průmět celkového těžiště těla jako stín, podle kterého se hodnotí posturální funkce. Čím horší je u vyšetřovaného stabilita, tím větší je naměřená hodnota COP. Pro reliabilitu měření uvádí Vařeka (2002b), že doba měření musí být 20-30 sekund. Délka trvání je přímo úměrná hodnotám COP_x (odchylka v ose x v medio-laterální rovině) a COP_y (odchylka v ose y v antero-posteriorní rovině). Oproti tomu nepřímá úměra platí u COP_v , což označuje rychlost změn polohy COP v m/s (Vařeka, 2002b). Tabulka č. 2 obsahuje parametry, které se měří při posturografii.

Značka	Vysvětlení
COP_x	Odchylka v ose x v medio-laterální rovině
COP_y	Odchylka v ose y v antero-posteriorní rovině
COP_v	Rychlost změn polohy COP (m/s)
F_z	Vertikální složka reakční síly
F_y	Předozadní horizontální složka reakční síly
F_x	Laterolaterální horizontální složka reakční síly
TTW	Celková dráha COP v čase

Tabulka 3 - Měřené parametry u posturografie (upraveno; Vařeka, 2002b)

Oproti posturografii můžeme při měření dynamické posturální stability pomocí 3D kinematické analýzy zjišťovat také aktuální pozici a změny polohy těžiště těla v prostoru a průmět COG do oporné plochy (Vařeka, 2002b).

2.15 Kineziologický rozbor

Velé (1995) charakterizuje kineziologii jako vědu zabývající se pohybem a klinickou kineziologii jako vědu o pohybu se zaměřením na zjišťování pohybových poruch vzniklých poškozením struktury nebo jen poruchou dané funkce bez narušení struktury. Kineziologie také úzce souvisí s problematikou posturální stability a vzpřímeným držením těla (Vařeka, 2002a).

Komplexní kineziologický rozbor je označován za základní prostředek pro diagnostiku pohybového systému ve fyzioterapii. Cílem vyšetření je nalézt místo výskytu vzniklých obtíží, charakterizovat problém (tupá/ostrá bolest, stupeň a velikost obtíží) a identifikovat vztah mezi problémem, funkcí a pohybem (Gross, Fetto a Rosen, 2005). Mezi základní části kineziologického rozboru patří první dojem, vyhodnocení základních bio-psycho-sociálních aspektů a pohybových stereotypů vyšetřovaného. V další fázi probíhá anamnéza, kde pacient podává veškeré informace, na které je od fyzioterapeuta dotazován (aktuální problémy, rodinná, osobní a pracovní anamnéza). Třetí fází kineziologického rozboru je aspekce neboli vizuální zhodnocení klienta ze všech stran (Poděbradská, 2018). Základní vyšetření probíhá ve stoji, při kterém se hodnotí zakřivení páteře (hyperkyfóza/hyperlordóza/skoliotické držení), držení hlavy, postavení lopatek a ramen, postavení pánve a nohou, tvar nohou a postavení kolen. Z boku se navíc sleduje břišní tonus a zepředu držení hrudníku a symetrie obličeje. Při dynamickém vyšetření pohybového systému se zkoumá ještě pohyb páteře do předklonu (různé typy blokády) a hodnotí se také pohyb při úklonu do strany (plynulost pohybu, bez zalomení páteře, symetrický rozsah na obou stranách) (Pastucha a kol., 2014). Následuje palpace (vyšetření pohmatem) s vyšetřením tzv. status localis, což znamená, že dojde k vyšetření míst, kde se projevuje bolest. Následuje další potřebné vyšetření k utvrzení či vyvrácení hypotézy, stanoví se diagnóza a v neposlední řadě se sestaví rehabilitační plán (Poděbradská, 2018).

2.15.1 Testování svalové síly, svalových zkrácení a svalové nerovnováhy

Příčinou vzniku svalových dysbalancí (nerovnováhy) může být hypokineze (nedostatečné zatěžování svalů), chronické přetěžování svalů nebo asymetrické zatěžování bez kompenzace ve spojení se stresem, napětím a negativními emocemi (Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006). Vlivem svalové nerovnováhy může dojít během zátěže

ke vzniku drobných poškození svalových vláken (mikrotraumat), které v důsledku mohou způsobit závažný problém nebo zranění (Pastucha a kol., 2014).

Svalové funkční testy informují o síle jednotlivých svalů, pomáhají při určení rozsahu a analyzují hybné stereotypy. Při testování se využívá předpoklad, že pro určitý pohyb těla musí mít tělo určitou svalovou sílu. Při aplikaci testů není důležité jen určení svalové síly, ale také způsob provedení daného pohybu. Svalovou sílu lze rozlišit v různých stupních: síla překonávající vnější odpor při pohybu, překonávající pouze gravitaci, pohybující částí těla bez působení gravitace a svalová síla bez motorického efektu (záškub). Ke klasifikaci se používá 6 stupňová škála značená dle Jandy (2004) čísly 0-5. Číslo 0 označuje svalovou sílu nulovou, kdy se neprojevuje vůbec žádná kontrakce svalu, naopak číslo 5 značí velmi dobrou funkci svalu (100 %), kdy sval překonává vnější odpor bez problémů a v plném rozsahu (Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006).

Zkrácení svalu je jedna z nejčastějších příčin omezení plného rozsahu pohybu v kloubu. Svalová kontraktura znamená zkrácení svalu vlivem předchozího úrazu. Ke zkrácení mají hlavně sklony svaly tonické. Při vyšetření svalových zkrácení je nutné zachovat standardizovaný postup (zachování správných výchozích poloh, přesnou fixaci a směr pohybu). Velmi těžko se objektivně stanovuje míra neboli stupeň zkrácení, a proto se volí hodnocení ve škále od 0 do 2. Hodnota 0 znamená, že sval není nikterak zkrácen, číslo 1 zastupuje mírné zkrácení svalu a číslo 2 značí výrazné zkrácení. Pro přiřazení některé z hodnot k danému vyšetření není jen o subjektivních pocitech. Většinou jsou u standardizovaných testů předepsané pozice (rozsah pohybu), které je nutno splnit pro přiřazení určité hodnoty 0,1,2. Důležité je vždy najít příčinu omezení rozsahu pohybu, které mohou být následující: antagonist je zkrácený a agonista nepřekoná odpor, anatomická skladba kloubu je změněna (samotný kloub nedovolí provést celý rozsah pohybu) a poslední možností je bolest při pohybu (Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006).

Janda (1996) a Riegerová, Přidalová a Ulbrichová (2006) popisují různé typy standardizovaných funkčních svalových testů, které se používají pro zjištění svalových zkrácení a hypermobility. A právě tyto testy jsou využity při sběru dat svalových zkrácení.

2.16 Výzkum asymetrií, posturální stability a tělesného složení u sportovců

Většina odborných článků o golfu se zabývá hlavně zraněními, bolestmi bederní oblasti páteře a preventivními pohybovými programy (Cabri a kol., 2009; Evans a kol., 2005; Fradkin a kol., 2005; Gluck a kol., 2008; McHardy a Pollard, 2005 a 2007; Brandon a Pearce, 2009 a další). Dále lze nalézt dostatek odborných článků o analýze zapojení svalů při golfovém švihů a o biomechanice pohybu golfového švihů (McHardy a Pollard, 2005; Maddalozzo, 1987 a další). O asymetriích golfistů už tolik článků nenalezneme, ale např. Bae a kol. (2012) zjišťoval asymetrie izokinetického rotačního pohybu trupu u korejských profesionálních golfistů. Dorado a kol. (2002) ve své práci zkoumal tělesné složení a rozložení svalové hmoty u jednotlivých segmentů. V České republice se obdobnou problematikou zabývali některé závěrečné práce (bakalářské, diplomové a disertační) jako například Gryc (2014), který zjišťoval vztah mezi posturální stabilitou a pohybovými aktivitami, Špůr (2012) testoval posturální stabilitu u golfistů a Vlasák (2018) ve své práci zkoumal dysbalance golfistů. Posturální stabilitou se zabývaly i další zahraniční a české studie (Carrick a kol., 2007; Palliard a kol., 2006; Kevin a kol., 2001; Keogh a kol., 2007; Sell a kol., 2007; Tsai a kol., 2010; Gryc, Zahálka, Malý, Malá, a kol., 2013; Vaidová, Zahálka, Malý, Gryc a Teplan, 2012 a Gryc, Zahálka, Malý, Pavlů a Strachotová, 2011).

Vlasák (2018) ve své práci zabývající se dysbalancemi golfistů zjistil, že u všech testovaných hráčů je m. pectoralis major a jeho laterální symetrie v normě a zkrácení svalu se vyskytuje pouze symetricky rozloženo. U horní části svalu m. trapezius zjistil laterální symetrii v normě u 83,3% testovaných. Dorado a kol. (2010) zjišťovali tělesné složení u profesionálních golfistů ve věku okolo 29 let v porovnání s běžnou populací s průměrným věkem 25 let. Skupina golfistů měla průměrnou hmotnost 79 kg, výšku 178 cm a tuk 20 %. Dále ve výzkumu zjistili, že u segmentálního rozložení vzrostla u profesionálních golfistů svalová hmota na dominantní paži o 9%. Bae a kol. (2012) zjistil u profesionálních golfistů mnohem větší rotační sílu na stranu, na kterou hrají golf. U kontrolní skupiny normální populace nebyly zjištěny žádné stranové rozdílnosti.

Gryc (2014) zjišťoval posturální stabilitu u hráček házené s průměrným věkem okolo 24 let. Celková dráha COP (TTW) v měřeném stoji USOO (úzký stoj s otevřenými očima) u hráček házené byla 216,5 mm, ve stoji USZO (úzký stoj se zavřenými očima) 277,2 mm,

ve stoji FL_L (stoj na levé dolní končetině) 981 mm a ve stoji FL_P (stoj na pravé dolní končetině) 1042 mm. Gryc, Zahálka, Malý, Malá, a kol. (2013) a Vaidová, Zahálka, Malý, Gryc a Teplan (2012) provedli výzkum posturální stability u hráček fotbalu. Průměrné naměřené hodnoty TTW byly následující: USOO 112,6 mm, USZO 171,2 mm, FL_L 888,9 mm a FL_P 831,9 mm. Gryc, Zahálka, Malý, Pavlů a Strachotová (2011) ve své studii naměřili hodnoty posturální stability u hráček plážového volejbalu. Průměrné hodnoty TTW byly ve stoji USOO 136,4 mm, ve stoji USZO 197,2 mm a v jednooborových stojích FL_L 1100,5 mm a FL_P 1092,6 mm. Posturální stabilitu golfistů testoval Špůr (2012) a to na vzorku 36 elitních golfistů s průměrným věkem 32 let. Naměřená hodnota TTW ve stoji USOO byla 247,2 mm, ve stoji USZO 315,2 mm a v jednooborových stojích FL_L 1087,6 mm a při FL_P 1065,5 mm.

Carrick a kol., (2007) zjišťoval rozdíl posturální stability u gymnastů a negymnastů. Výsledkem byla výrazně lepší stabilita u gymnastů oproti ostatní sportující či nespportující populaci. Palliard a kol. (2006) zjistili u fotbalistů přímou úměrnost mezi výkonností a posturální stabilitou, kdy profesionální fotbalisté měli mnohem vyšší úroveň posturální stability než amatérští hráči fotbalu. Kevin a kol. (2001) dále zjistili, že atleti, kteří prodělali v minulosti otřes mozku či jiné mozkové příhody, měli mnohem menší posturální stabilitu než zdraví atleti. Příčinou horší stability bylo méně efektivní využívání vestibulárního a vizuálního systému.

V golfu je posturální stabilita důležitá vzhledem k udržení rovnovážné pozice během komplexního provedení golfového švihů i pro zaujetí optimální základní pozice. Keogh a kol. (2007) ve své studii zjistili, že vrcholoví golfisté mají mnohem vyšší stálost a opakovatelnost pohybu a tudíž i nižší variabilitu provedení, což v důsledku poskytuje mnohem vyšší výkonnost oproti amatérským hráčům. Ve studii Sell a kol. (2007) zjišťovali stabilitu u různých výkonnostních skupin golfistů. Golfisté s HCP menším než 0 měli výrazně lepší stabilitu než výkonnostně horší golfisté (HCP 10 – 20). Větší stabilita u lepších golfistů je spojená s vyššími kondičními faktory jako je síla a flexibilita, díky nimž je možné dosáhnout většího a hlavně správného rozsahu pohybu s optimální aktivací potřebných svalových skupin. Tsai a kol. (2010) ve své studii zabývající se tělesnými charakteristikami u zdravých golfistů a golfistů s historií bolestí zad zjistili, že golfisté s bolestí zad v porovnání se zdravými jedinci nemají výrazné rozdíly v posturální stabilitě.

Při porovnání posturální stability sportující a nespportující populace byl zaznamenán zcela zásadní rozdíl. Větší posturální stabilita u sportujících jedinců je důležitá z hlediska výkonnosti jedince. Čím lepší je posturální stabilita, tím vzniká i mnohem vyšší předpoklad pro lepší výkonnost sportovce. Výzkumy, které byly v minulosti provedeny, potvrzují, že vyšší úroveň sportovce je v přímé úměrnosti s posturální stabilitou. Dobrá posturální stabilita umožňuje sportovcům zásadně zvyšovat úspěšnost výkonů přesným zaujetím výchozí pozice, správným provedením a opakovatelností pohybu. Sledování úrovně posturální stability je tak nedílnou součástí sledování kondičních předpokladů u hráčů golfu.

3. CÍLE, ÚKOLY A HYPOTÉZY

3.1. Vědecké otázky

Vyskytují se u výkonnostních hráčů golfu juniorského věku morfologické nebo funkční asymetrie?

3.2 Hypotézy

H1: Předpokládáme, že u segmentálního rozložení svalové hmoty bude spočívat větší množství hmoty na pravé dolní končetině v porovnání s levou dolní končetinou (tzn. při hraní golfu na straně dále od cíle).

H2: Předpokládáme, že u svalů a svalových skupin (m. trapezius, m. pectoralis major, m. quadratus lumborum, m. quadriceps femoris, hamstringy a adduktory) se vlivem hraní golfu vyskytuje svalové zkrácení.

H3: Předpokládáme, že u svalů (m. trapezius, m. pectoralis major a m. quadratus lumborum) se vlivem hraní golfu vyskytuje svalová asymetrie s větším zkrácením na pravé straně.

H4: Předpokládáme, že u svalů a svalových skupin (m. quadriceps femoris a adduktory) se vlivem hraní golfu vyskytuje svalová asymetrie s větším zkrácením na levé straně.

H5: Předpokládáme signifikantní vztah v přímé úměře mezi svalovými zkráceními, asymetriemi a počtem hodin golfu za týden a počtem let hraní golfu.

3.3 Cíle

Cílem práce je zjistit úroveň vybraných parametrů tělesného složení, posturální stability, stavu zkrácenosti svalů a kloubní pohyblivosti u juniorských hráčů golfu a na základě toho identifikovat a analyzovat strukturální a funkční asymetrie.

3.4 Úkoly práce

1. Nastudování odborné literatury (golf, tělesné složení, posturální stabilita, kineziologický rozbor, funkční a posturální asymetrie) a zformulování teoretického východiska práce.
2. Určení výzkumného souboru, cíle, stanovení hypotéz a výběr metody sběru dat.
3. Testování výzkumného souboru, sběr dat měřených charakteristik.
4. Analýza výsledků výzkumu, zhodnocení, diskuze a závěr.

4. METODIKA PRÁCE

4.1 Popis výzkumného souboru

Výzkumný soubor je složený z celkem 14 golfistů (n=14). Jejich věk byl 15,8 let \pm 1 rok, tělesná výška 174,5 \pm 10 cm, tělesná hmotnost 67,6 \pm 13 kg a HCP 5,4 \pm 5,9. Všichni hrají golf na pravou stranu, i když dva z nich jsou leváci. Všichni hráči měli v době měření platnou sportovní prohlídku a nebylo u nich v posledních 6 měsících před měřením diagnostikováno zranění pohybového aparátu, které by jim znemožnilo hru. Dále se také měření nezúčastnili hráči s akutním onemocněním, úrazem či hráči v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.

V tabulce č. 4 jsou zaznamenány doplňující informace týkající se počtu let hraní golfu, počtu hodin strávených golfem za týden a HCP. Průměrný počet let hraní golfu byl v tomto případě 8,5 \pm 2,4 let. Pokud se zaměříme na to, kolik probandé tráví času hraním a trénováním golfu týdně, pak jejich průměrná doba je 20,9 \pm 8,1 h/týden. Variační rozpětí bylo 28h. Posledním údajem zaznamenaným v této tabulce je jejich handicap, který udává jejich golfovou výkonnost. Průměrný HCP tohoto souboru je 5,4 \pm 5,9. S variačním rozpětím 19,3.

	počet let hraní golfu	počet hodin golfu týdně	HCP
průměr	8,5	20,9	5,4
SD	2,4	8,1	5,9
variační rozpětí	8	28	19,3

Tabulka 4 – Informace o počtu let hraní golfu, počtu hodin golfu týdně a HCP

Legenda – SD – směrodatná odchylka

Seznámení se s výzkumem, se zajištěním bezpečnosti a s etickými aspekty výzkumu se probandé a jejich zákonní zástupci seznámili v informovaném souhlasu, který obdrželi, podepsali a následně byli seznámeni a poučeni o průběhu měření a o neinvazivnosti měření. Tento výzkumný projekt byl schválen etickou komisí UK FTVS (EK 24/2019).

4.2 Použité metody

Výzkum byl proveden v Laboratoři sportovní motoriky Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze. Měření probíhalo během jednoho odpoledne, aby byly všem umožněny stejné podmínky. Na začátku testování obdržel každý dotazník, kde musel vyplnit doplňující informace k měření (datum narození, laterálita, strana na kterou hrají golf, HCP, počet let hraní golfu a počet hodin strávených hraním golfu za týden). Následovalo měření tělesné výšky a hmotnosti, po kterém se měřilo tělesné složení na bioimpedančním přístroji Tanita (Japan) (hodnota BMI, procentuální zastoupení tukové hmoty (%), hodnota tukuprosté hmoty (kg) a segmentální rozložení tělesné hmoty na končetinách a trupu (kg)). Po zjišťování tělesného složení proběhlo testování posturální stability ve 4 postojích na přístroji Footscan (RSscan International, Belgie), což je tlaková deska o rozměrech 0,5 m x 0,4 m. Zprostředkování výsledků měření umožnil software Balance 7.6. Poslední částí výzkumu byl kineziologický rozbor proveden pomocí standardizovaných metod (svalové funkční testy dle Jandy, 1996) testování svalového zkrácení a hypermobility u jednotlivých hráčů.

4.3 Sběr a analýza dat

Tělesné složení golfistů bylo zjišťováno pomocí bioimpedančního přístroje Tanita (Japan), pomocí kterého se zjišťovala hodnota BMI, procentuální zastoupení tukové hmoty (%), hodnota tukuprosté hmoty (kg) a segmentální rozložení svalové hmoty na končetinách a trupu (kg). Pro přesnost měření bylo nutné před testováním 4-5hodin nejíst a nepít, 24hodin nepít alkohol a 12hodin před měřením necvičit.

Pro měření posturální stability bylo využito přístroje Footscan, při kterém byly zachovány standardizované podmínky pro všechny testované, které uvádí i Velé (1995). Stálé vnější podmínky byly zachovány vyšetřením v klidné místnosti. Pro reliabilitu měření byly využity standardizované testy v podobě předem popsanych postojů. Při všech postojích testovaná osoba zaujímá vzpřímený postoj s rukama v připažení, chodidla jsou na tlakové desce na vyznačeném místě, kotníky a kolena se nedotýkají. Hlava se nachází v prodloužení páteře a oči se dívají na 3m vzdálený bod, který je na zdi v úrovni očí. První měřený postoj je úzký stoj s otevřenýma očima (USOO), kdy jsou chodidla co nejbliže střední čáry desky. Druhý je úzký stoj se zavřenýma očima (USZO), lišící se pouze

zavřenýma očima. Měření posturální stability v těchto postojích trvá 30 s. Následují stoje na jedné noze (FL_L, FL_P), kdy je neoporová noha v mírném zanožení a nijak se nedotýká podložky. Posturální stabilita v těchto postojích je měřená po dobu 60 s. Čím horší je u vyšetřovaného stabilita, tím větší je naměřená hodnota COP.

Kineziologický rozbor byl u golfistů proveden vyškoleným fyzioterapeutem, zaměstnancem LSM, který vyšetřil pomocí standardizovaných metod (svalových funkčních testů) svalové zkrácení a hypermobilitu jednotlivých hráčů. Testovaly se svaly a svalové skupiny s posturální funkcí, které mají tendenci se zkracovat, a na které jsou zpracované svalové funkční testy. Jednalo se o Thomayerovu zkoušku, test vzpřimovačů páteře, testy svalového zkrácení u m. trapezius, m. quadratus lumborum, m. pectoralis major, m. iliopsoas, m. quadriceps femoris, m. tensor fasciae latae, adduktory kyčelního kloubu, hamstringy a m. triceps surae (m. soleus). Při vyšetření se testovalo zkrácení jak na levé, tak na pravé straně. U každého probanda se hodnotil daný sval nebo svalová skupina buď číslem 0, což znamenalo žádné zkrácení, nebo číslem 1, který označuje mírné svalové zkrácení, anebo číslem 2, což označuje velkou míru zkrácení daného svalu či svalové skupiny.

Přesný popis jednotlivých funkčních testů a kritéria hodnocení dle Jandy (1996):

1. Test – musculus trapezius (horní část)

Sed, rukou fixujeme rameno, druhou rukou provádíme úklon hlavy (bez nežádoucího předklonu, záklonu nebo rotace).

Hodnocení:

0 – sval není zkrácen, úklon hlavy je proveden v rozmezí 30° a více

1 – mírné zkrácení, úklon je proveden v rozsahu 20° - 30°

2 – výrazné zkrácení, úklon hlavy je proveden v menším rozsahu než 20°

2. Test – musculus quadratus lumborum

Stoj spatný, záda se dotýkají stěny, úklon, dlaň se posouvá směrem ke kolenu, bez změny postavení pánve, zaklonění, předklonění a rotace, hodnotí se vzdálenost špičky nejdelšího prstu od střední kolenní čáry.

Hodnocení:

0 – sval není zkrácen, prsty přesahují kolenní kloub (normální rozsah 20 cm a víc)

- 1 – mírné zkrácení, prsty nedosahují ke kolennímu kloubu o méně než 5 cm
- 2 – výrazné zkrácení, prsty nedosahují ke kolennímu kloubu
- * Výrazné stranové rozdíly značí stranové dysbalance (popř. skoliózu páteře)

3. Test – musculus pectoralis major

Leh na zádech, vzpažit šikmo vzhůru a do strany, ramenní kloub se nachází mimo podložku.

Hodnocení:

- 0 – sval není zkrácen, paže klesne pod úroveň stolu a lehce lze pérovat
- 1 – mírné zkrácení, paže se nachází v úrovni stolu, ale nelze s ní pérovat
- 2 – výrazné zkrácení, paže se nedostane pod úroveň stolu

4. Test - musculus iliopsoas

Leh na zádech tak, aby se hýždě opíraly o okraj a nohy byly svěšené dolů. Koleno netestované nohy se přitáhne k trupu a testovaná končetina visí dolů.

Hodnocení:

- 0 – sval není zkrácen, stehno je pod horizontálou a bérce visí volně dolů
- 1 – mírné zkrácení, stehno je pod horizontálou, ale bérce nevisí volně dolů
- 2 – výrazné zkrácení, stehno není pod horizontálou

5. Test – musculus quadriceps femoris

Leh na zádech tak, aby se hýždě opíraly o okraj a nohy byly svěšené dolů a testovaná končetina se pokrčí v koleni. Zpřesnění měření provedeme tlakem na dolní část stehna.

Hodnocení:

- 0 – sval není zkrácen, bérce visí volně k zemi,
- 1 – mírné zkrácení, bérce směřuje šikmo vpřed
- 2 – výrazné zkrácení, m. quadriceps femoris směřuje šikmo dopředu a vyšetřovaný kompenzuje tlak extenzí v kolenním kloubu, při tlaku na dolní část stehna dochází ke kompenzaci pohybem v kyčelním kloubu

6. Test – musculus tensor fasciae latae

Leh na zádech tak, aby se hýždě opíraly o okraj a nohy byly svěšené dolů. Koleno netestované nohy se přitáhne k trupu a testovaná končetina visí dolů. Na laterální oblasti stehna se objeví výrazná prohlubeň, patela se vychýlí zevně.

Hodnocení:

0 – sval není zkrácen, na vnější ploše stehna je jen nepatrná prohlubeň

1 – mírné zkrácení, stehno je v mírné abdukci, na laterální straně zvýrazněna rýha

2 – výrazné zkrácení, stehno je v abdukci, na laterální straně je výrazná prohlubeň, addukci není možno provést a patela výrazně zevně deviuje a je vidět jen její vnější okraj

7. Test – adduktory kyčelního kloubu (m. pectineus, m. adductor brevis, m. adductor magnus, m. adductor longus, m. gracilis)

Leh, vyšetřovaná končetina je na okraji stolu, druhá končetina je v abdukci (unožení), vyšetřovaná noha je podepřená a fixovaná proti nežádoucím pohybům, fixace pánve, vyšetřuje se maximálně možná provedená abdukce při napnuté končetině.

Hodnocení:

0 – sval není zkrácen, rozsah unožení v kyčelním kloubu je 40°

1 – mírné zkrácení, rozsah unožení v kyčelním kloubu je 30° - 40°

2 – výrazné zkrácení, rozsah unožení v kyčelním kloubu je menší než 30°

8. Test – hamstringy (m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus)

a) Pokud nejsou ohybače kyčlí zkrácené (včetně m. iliopsoas)

Leh, netestovaná končetina je fixovaná v dolní části stehna, fixace pánve, vyšetřovaná noha je opřena o rameno a provádí přednožení flexí v kyčelním kloubu.

b) Pokud jsou ohybače kyčlí zkrácené (včetně m. iliopsoas)

Leh, netestovaná noha je pokrčená 90° v kolenu a je opřena, vyšetřovaná noha je opřena o rameno a provádí přednožení flexí v kyčelním kloubu.

Hodnocení:

- 0 – sval není zkrácen, flexe v kyčelním kloubu je 90°
- 1 – mírné zkrácení, flexe v kyčelním kloubu je 80° - 90°
- 2 – výrazné zkrácení, flexe v kyčelním kloubu je menší než 80°

9. Test - musculus triceps surae (m. soleus)

Testovaný leží na zádech, testovaná noha je napnutá a spodní polovina bérce je mimo podložku. Druhá noha je pokrčená a snažíme se zvětšit dorzální flexi hlezenního kloubu.

Hodnocení:

- 0 – sval není zkrácen, hlezenní kloub dosáhne flexe alespoň 90°
- 1 – mírné zkrácení, chybí maximálně 5° do optimálního postavení 90°
- 2 – výrazné zkrácení, chybí více než 5° do optimálního postavení 90°

10. Test - Thomayerova zkouška

Testuje rozvoj páteře ve stoji, předklon, hodnotí se vzdálenost od špiček prstů od podložky, negativní dotkne se celou dlaní, normální dotkne se prsty, pozitivní nedotkne se prsty.

Hodnocení:

- 1 – hypermobilita, dotkne se země celou dlaní a víc (přesah)
- 0 – normální mobilita, dotkne se země prsty
- 1 – výrazné zkrácení, hypomobilita, nedotkne se země (nedosah)

11. Test – musculus erector spinae (vzpřimovače páteře)

Sed (vyřazení aktivity dolních končetin), fixace pánve, předklon.

Hodnocení:

- 1 – hypermobilita, hlava se dotkne kolen
- 0 – normální mobilita, hlava je od kolen vzdálena do 10cm
- 1 – výrazné zkrácení, hypomobilita, vzdálenost hlavy od kolen je větší než 15cm

Doplňující informace jako je datum narození, lateralita, strana, na kterou hrají golf, HCP, počet let hraní golfu a počet hodin strávených hraním golfu za týden bylo zjištěno pomocí dotazníku, kam testující následující informace zapsali. Veškeré statistické informace jako je průměr, směrodatná odchylka, minimum, maximum, variační rozpětí, četnost, procentuální zastoupení, procentuální rozdíl a korelační koeficient, byly zpracovány prostřednictvím programu Excel a jeho funkcí. Pro výpočet závislosti zjištěných skupin dat byl využit Pearsonův korelační koeficient s hodnocením $\pm 0,1$ malá závislost, $\pm 0,3$ střední závislost a od $\pm 0,5$ velká závislost mezi naměřenými proměnnými (Čelikovský, 1979).

Potvrzení hypotéz bude probíhat na základě následujících kritérií, která vznikla expertním hodnocením (z důvodu nedostatečné teoretické opory). Hypotéza 1 bude potvrzena, pokud se alespoň u 70 % probandů (min. u 10 ze 14) bude nacházet více svalové hmoty na pravé dolní končetině v porovnání s levou dolní končetinou. Hypotéza 2 bude potvrzena, pokud u svalů a svalových skupin (m. trapezius, m. pectoralis major, m. quadratus lumborum, m. quadriceps femoris, hamstringy a adduktory) bude zjištěno svalové zkrácení alespoň u 70 % probandů (min. u 10 ze 14). Hypotéza 3 bude potvrzena, pokud u se svalů (m. trapezius, m. pectoralis major a m. quadratus lumborum) vyskytnou svalové asymetrie s větším zkrácením na pravé straně alespoň u 70 % probandů (min. u 10 ze 14). Hypotéza 4 bude potvrzena, pokud se u svalů a svalových skupin (m. quadriceps femoris a adduktory) vyskytnou svalové asymetrie s větším zkrácením na levé straně alespoň u 70 % probandů (min. u 10 ze 14). Hypotéza 5 bude potvrzena, pokud se zjistí signifikantní vztah v přímé úměře v minimálně střední závislosti ($\geq 0,3$) mezi svalovými zkráceními, asymetriemi a počtem hodin golfu za týden a počtem let hraní golfu.

5. VÝSLEDKY

5.1 Tělesné složení

Výsledky tělesného složení u výzkumného souboru jsou popsány v tabulce č. 4. Průměrná naměřená tělesná výška golfistů byla $174,5 \pm 10$ cm. Minimální hodnota tělesné výšky byla 157,5 cm a maximální hodnota byla 190,6 cm. Tělesná hmotnost se pohybovala v rozmezí od 47,4 kg do 86,6 kg. Průměrná naměřená tělesná hmotnost je $67,6 \pm 13$ kg. Průměrné hodnoty naměřeného tělesného tuku byly $13,2 \pm 7$ % s minimem 3 % a maximem 29,8 %. Hodnoty tukuprosté hmoty byly naměřené v rozmezí od 40,1 kg do 73,4 kg s průměrem $58,4 \pm 10$ kg. Hodnoty BMI se pohybovaly v průměru okolo $22,1 \pm 3$ s minimem 3 a maximem 27,6.

TĚLĚSNÉ SLOŽENÍ	výška (cm)	hmotnost (kg)	tuk (%)	FFM (kg)	BMI
Průměr	174,5	67,6	13,2	58,4	22,1
SD	10	13	7	10	3
min.	157,5	47,4	3	40,1	17
max.	190,6	86,6	29,8	73,4	27,6
variační rozpětí	33,1	39,2	26,8	33,3	10,6

Tabulka 5 - Naměřené hodnoty tělesného složení

Legenda: FFM – tukuprostá hmota; BMI – body mass index; SD – směrodatná odchylka; min. – minimum; max. – maximum

Segmentální rozložení svalové hmoty mezi jednotlivé končetiny a trup bylo opět zjištěno pomocí bioimpedančního přístroje Tanita (Japan). Všechny tyto výsledky jsou zaznamenány v tabulce č. 6. Rozložení svalové hmoty mezi pravou a levou dolní končetinou bylo následující. Průměrná svalová hmota pravé dolní končetiny se pohybovala okolo $10,1 \pm 2$ kg. Oproti tomu průměrná hmotnost levé dolní končetiny byla o 0,2 kg menší a to $9,9 \pm 2$ kg. Variační rozpětí segmentálního rozložení svalové hmoty na pravé dolní končetině je 6,1 kg a na levé dolní končetině 6,2 kg. Průměrná hmotnost svalů trupu byla 29 ± 5 kg. Co se týče rozložení svalové hmoty mezi levou a pravou horní končetinu, tak je rozdíl průměrných naměřených hodnot pravé a levé 0,1 kg a to ve prospěch pravé

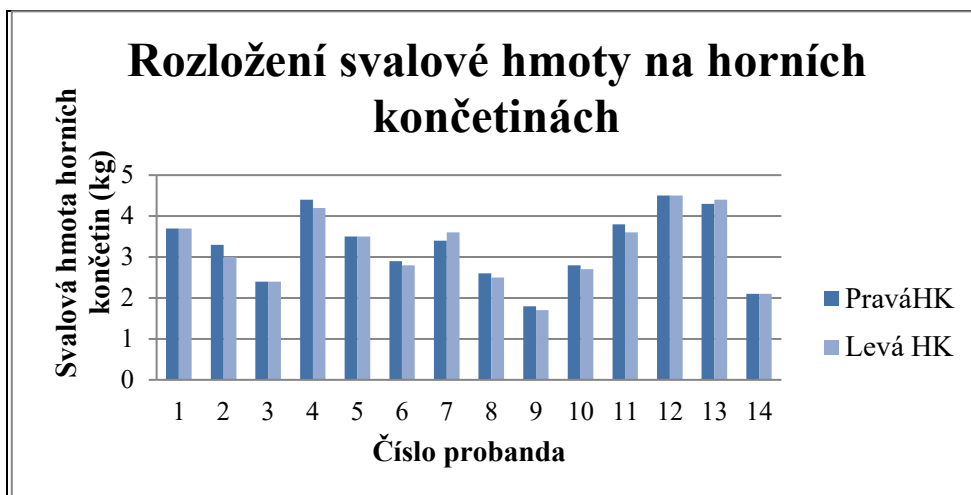
horní končetiny. Průměrná svalová hmota pravé horní končetiny je $3,3 \pm 1$ kg a levé horní končetiny $3,2 \pm 1$ kg. Procentuální rozdíl mezi průměrnými hodnotami pravé a levé dolní končetiny byl 2 % a procentuální rozdíl pravé a levé horní končetiny 3,1 %. Při zjištění těchto hodnot se vycházelo ze základu průměrných hodnot na levé straně. Proto lze říci, že zjištěné procentuální rozdíly jsou hodnoty, které určují o kolik procent je na pravé horní nebo dolní končetině více svalové hmoty v porovnání s levou stranou.

SEGMENTÁLNÍ ROZLOŽENÍ SVALOVÉ HMOTY (kg)	pravá DK	levá DK	rozdíl v (%) mezi pravou a levou DK	trup	pravá HK	levá HK	rozdíl v (%) mezi P a L HK
Průměr	10,1	9,9	2,0	29	3,3	3,2	3,1
SD	2	2		5	1	1	
min.	6,7	6,6		20,8	1,8	1,7	
max.	12,8	12,8		35,6	4,5	4,5	
variační rozpětí	6,1	6,2		14,8	2,7	2,8	

Tabulka 6 - Výsledky segmentálního rozložení svalové hmoty (kg)

Legenda: SD – směrodatná odchylka; min. – minimum; max. – maximum; pravá DK – pravá dolní končetina; levá DK – levá dolní končetina; pravá HK – pravá horní končetina; levá HK – levá horní končetina

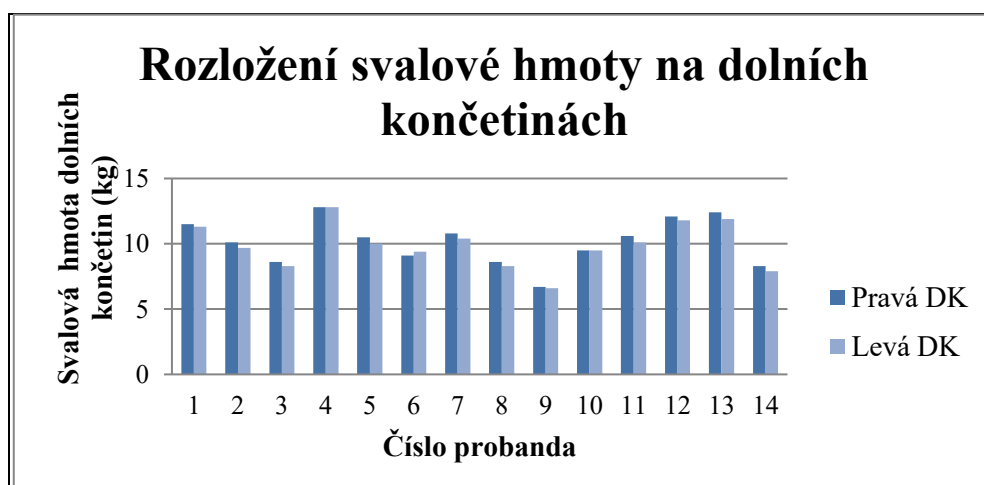
Na grafu č. 1 je vidět rozložení svalové hmoty mezi pravou a levou horní končetinou u všech 14 probandů. U pěti testovaných bylo rozložení na pravé a levé končetině symetrické. U sedmi golfistů byla svalová hmota na pravé horní končetině o 0,1 – 0,3 kg vyšší v porovnání s levou horní končetinou a pouze u dvou golfistů byli naměřeny vyšší hodnoty na levé horní končetině o 0,1 – 0,2 kg. Zajímavé je, že se v tomto případě nejedná o golfisty, kteří hrají golf na levou stranu, nýbrž o golfisty hrající na stranu pravou.



Graf 1 - Rozložení svalové hmoty na horních končetinách u jednotlivých probandů

Legenda: pravá HK – pravá horní končetina; levá HK – levá horní končetina

Graf č. 2 zobrazuje segmentální rozložení svalové hmoty na levé a pravé dolní končetině u všech testovaných. Oproti rozložení svalové hmoty na horních končetinách, kde bylo zjištěno celkem u pěti probandů symetrické rozložení, u dolních končetin je tomu tak pouze u dvou jedinců. U jedenácti probandů byla zjištěna větší svalová hmota na pravé dolní končetině a to v rozmezí od 0,1 kg do 0,5 kg. Větší svalová hmota na levé dolní končetině v porovnání s pravou byla zjištěna pouze u jednoho testovaného.



Graf 2 - Rozložení svalové hmoty na dolních končetinách

Legenda: pravá HK – pravá horní končetina; levá HK – levá horní končetina

5.2 Posturální stabilita

V tabulce č. 7 jsou uvedené hodnoty posturální stability z prvního a druhého měřeného postroje (USOO a USZO) na 30 s. V prvním postoji byla průměrná hodnota výchylky v ose X (v medio-laterálním směru) $5,9 \pm 3$ mm. Výchylky v ose Y (v antero-posteriorní rovině) byly v průměru $5,8 \pm 2$ mm. Celková dráha TTW (total travel way) byla průměrně $106,7 \pm 22$ mm. V tabulce jsou dále znázorněny ještě hodnoty variačního rozpětí. Druhý postoj při měření posturální stability je úzký stoj se zavřenými očima (USZO) na 30 s. Průměrná hodnota výchylky v ose X (v medio-laterálním směru) je 8 ± 3 mm a průměrná hodnota výchylky v ose Y (v antero-posteriorním směru) 7 ± 3 mm. Průměrná hodnota celkové dráhy TTW (total travel way) je 144 ± 56 mm. Opět je v tabulce ještě uvedena hodnota variačního rozpětí jak výchylek v ose X, Y, tak pro celkovou dráhu TTW. Poměr postroje se zavřenými očima oproti postoji s otevřenými očima v celkové dráze TTW se lišil o 35 %, výchylky v ose X o 35,6 % a výchylky v ose Y o 20,7 %. Ve všech třech případech se jedná o vyšší hodnoty stability u stoje USZO oproti USOO.

POSTURÁLNÍ STABILITA	delta X (mm)	delta Y (mm)	TTW (mm)
USOO			
průměr	5,9	5,8	106,7
SD	3	2	22
variační rozpětí	9	7	82
USZO			
průměr	8	7	144
SD	3	3	56
variační rozpětí	15	9	193
poměr USOO/USZO (%)	35,6	20,7	35,0

Tabulka 7 – Průměrné hodnoty posturální stability ve stoji USOO a USZO

Legenda: USOO – úzký stoj otevřené oči; USZO – úzký stoj zavřené oči; delta X – výchylky v pravolevém směru; delta Y – výchylky v předozadním směru; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení; SD – směrodatná odchylka

V následující tabulce č. 8 jsou zapsány naměřené hodnoty dalšího měřeného postroje a to 60 s stoje na pravé noze FL_P a levé noze FL_L. Pro FL_P byly průměrné hodnoty výchylky v ose X (v medio-laterálním směru) $26,1 \pm 15$ mm a v ose Y (v antero-

posteriorním směru) $31,6 \pm 9$ mm. Celková dráha TTW (total travel way) byla průměrně $1308,9 \pm 451$ mm. Pro FL_L byly hodnoty výchylky v ose X (v medio-laterálním směru) v průměru $24,1 \pm 4$ mm, průměrné výchylky v ose Y (v antero-posteriorním směru) $37,3 \pm 12$ mm a celková dráha TTW (total travel way) byla průměrně $1368,9 \pm 421$ mm. Variační rozpětí hodnot pro výchylky v ose X je 18 mm, pro výchylky v ose Y 42 mm a pro celkovou dráhu TTW 1497 mm. Poměr FL_P/FL_L v jednotlivých parametrech (delta X, delta Y, TTW) se získal jako hodnota, o kolik se lišil stoj na dolní končetině s horší stabilitou oproti dolní končetině s lepší stabilitou. V případě hodnoty výchylky v ose X se jedná o 8,3 %, výchylky v antero-posteriorní rovině Y se jedná o 18 %. Hodnota TTW stoje na levé a pravé noze se liší o 4,6 %. Na ose X se jedná o vyšší hodnoty na pravé, na ose Y a u celkové dráhy TTW bylo zjištěno vyšší hodnoty na levé noze.

POSTURÁLNÍ STABILITA	delta X (mm)	delta Y (mm)	TTW (mm)
FL_P			
průměr	26,1	31,6	1308,9
SD	15	9	451
variační rozpětí	60	27	1594
FL_L			
průměr	24,1	37,3	1368,9
SD	4	12	421
variační rozpětí	18	42	1497
poměr FL_P/FL_L (%)	8,3	18,0	4,6

Tabulka 8 – Průměrné hodnoty posturální stability ve stoji FL_L a FL_P

Legenda: FL_P – stoj na pravé dolní končetině; FL_L – stoj na levé dolní končetině; delta X – výchylky v pravolevém směru; delta Y – výchylky v předozadním směru; TTW – celková dráha vychýlování středu tlakového působení; SD – směrodatná odchylka

V tabulce č. 9 jsou zaznamenány symetrie stability při porovnání stoje s otevřenými a zavřenými očima a symetrie stability při porovnání stojů na jedné noze v % u parametru TTW. U všech 14 případů došlo při odpojení zrakové kontroly ke zhoršení stability. Průměrná hodnota, o kolik se lišila stabilita ve stoji se zavřenými očima oproti stoji s otevřenými očima, byla $30,4 \pm 28,6$ %. Při porovnání posturální stability v jednooporovém stoji na levé a pravé dolní končetině nám vyšlo, o kolik se lišila

posturální stabilita na levé a pravé dolní končetině. Tedy jak symetrické jsou hodnoty posturální stability na levé a pravé dolní končetině. V tomto případě se hodnotilo, o kolik % se liší posturální stabilita končetiny s horší stabilitou oproti končetině s lepší stabilitou. Zjištěná minimální hodnota asymetričnosti byla 0,2 % a maximální 53 %. Průměrně se jednalo o asymetrii stability $25,9 \pm 17,4$ %.

PROBAND	USOO	USZO	FL_L	FL_P	Symetrie OO/ZO [%]	Symetrie L/P [%]
	TTW	TTW	TTW	TTW		
1.	111	119	2098	1433	7,2	46,4
2.	100	108	961	959	8	0,2
3.	99	116	1310	1231	17,2	6,4
4.	76	79	1420	1112	3,9	27,7
5.	113	134	2295	1790	18,6	28,2
6.	127	272	1475	1498	114,2	1,5
7.	75	82	1470	2073	9,3	41
8.	114	168	1438	940	47,4	53
9.	113	159	981	729	40,7	34,6
10.	157	253	1641	2252	61,1	37,2
11.	121	184	1341	1216	34,2	10,3
12.	118	126	874	1283	6,8	46,8
13.	78	101	1063	1151	29,5	8,3
14.	92	117	798	658	27,2	21,3
průměr	106,7	144,1	1368,9	1308,9	30,4	25,9
SD	21,6	56,3	420,7	451,5	28,6	17,4
variační rozpětí	82	193	1497	1594	110,3	52,8

Tabulka 9 - Symetrie OO/ZO a P/L (%) u jednotlivých probandů

Legenda: USOO – úzký stoj otevřené oči; USZO – úzký stoj zavřené oči; TTW – celková dráha vychylování středu tlakového působení OO/ZO – úzký stoj otevřené/zavřené oči; P/L – pravá/levá dolní končetina; SD – směrodatná odchylka

5.3 Kineziologický rozbor

Kineziologický rozbor byl proveden u celého souboru probandů (n=14). Testovaly se svaly a svalové skupiny s posturální funkcí, které mají tendenci se zkracovat, a na které jsou zpracované standardizované svalové funkční testy. U každého probanda se hodnotil

daný sval nebo svalová skupina buď číslem 0, což znamenalo žádné zkrácení, nebo číslem 1, který označuje mírné svalové zkrácení, anebo číslem 2, což označovalo velkou míru zkrácení daného svalu či svalové skupiny.

Výsledky jsou seřazeny postupně od komplexních výsledků zkrácení svalových skupin, poměrů zkrácení na pravé a levé straně, celkové zkrácení u jednotlivých probandů až po hodnocení individuálních svalových zkrácení a asymetrií jednotlivců.

Testované svalové skupiny	pravá	levá	součet
hamstringy	19	19	38
m. quadriceps femoris	12	11	23
m. iliopsoas	6	8	14
m. triceps surae (soleus)	6	6	12
m. quadratus lumborum	6	1	7
m. pectoralis major	3	4	7
adduktory	5	2	7
m. tensor fasciae latae	2	3	5
m. trapezius (horní část)	2	2	4

Tabulka 10 - Výsledky zkrácení jednotlivých svalů

V první části výsledků kineziologického rozboru byly zpracovány data na zjištění svalového zkrácení komplexně u všech 14 probandů dohromady, kdy jednotlivé součty zkrácení udávají obecnou míru zkrácenosti daného svalu či svalové skupiny v tomto souboru, dále se zde vyskytuje poměr mezi všemi zjištěnými zkráceními na pravé a levé straně. Z tohoto hlediska lze, pak uvést jaké svaly jsou nejvíce zkrácené, a kde se obecně vyskytuje největší nepoměr mezi součty zkrácení na pravé a levé straně svalu. V tabulce č. 10 jsou zapsány testované svaly a svalové skupiny a součet výskytu zaznamenaných svalových zkrácení u všech testovaných probandů (n=14). Sčítalo se výrazné svalové zkrácení (2) a mírné svalové zkrácení (1) odděleně na pravé a levé straně a následně i jejich celkový součet.

Komplexně nejzkrácenější skupinou svalů se součtem 38 zkrácení byly hamstringy na zadní straně stehna následovaný svalem m. quadriceps femoris se součtem 23 zkrácení. Třetím nejvíce zkráceným svalem je m. iliopsoas, dále jsou to svaly m. triceps surae

(soleus), m. quadratus lumborum, prsní svaly a mezi nejméně zkrácené svaly lze zařadit m. tensor fasciae latae se součtem zkrácení 5 a horní část svalu m. trapezius s nejmenším součtem zkrácení a to 4.

Pokud hodnotíme svalové zkrácení jednotlivých svalů a svalových skupin z hlediska rozložení mezi pravou a levou část, pak na levé i pravé straně zůstanou nejzkrácenější svalovou skupinou hamstringy, na pravé straně pořád ve stejném pořadí jsou nejvíce zkrácené svaly: m. quadriceps femoris, m. iliopsoas, m. triceps surae, m. quadratus lumborum, dále pak adduktory a prsní svaly. Nejméně zkrácené na pravé straně jsou svaly: m. tensor fasciae latae a horní část m. trapezius. Na levé straně jsou nejzkrácenější kromě již zmiňovaných hamstringů také m. quadriceps femoris, m. iliopsoas, m. triceps surae, dále pak prsní svaly, m. tensor fasciae latae, adduktory a horní část m. trapezius (seřazeno od nejvíce zkráceného). Nejméně vytížený je v tomto případě m. quadratus lumborum, u kterého byl zaznamenaný na levé straně součet všech zkrácení pouze 1.

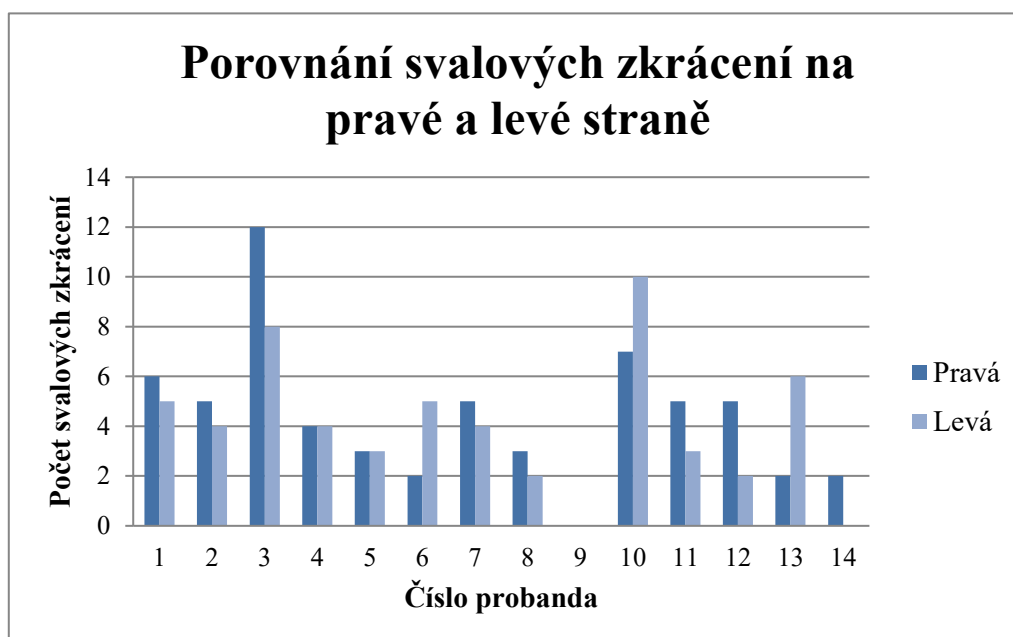
Zhodnotíme-li tyto svaly a svalové skupiny z hlediska poměru zkrácení mezi levou a pravou stranu, pak největší nepoměr je u svalu m. quadratus lumborum, který má na pravé straně součet zkrácení 6, kdy v porovnání s levou stranou (součet zkrácení 1), je rozdíl v součtu zkrácení celkově o 5. Další více asymetrickou skupinou svalů jsou adduktory, kde součet na pravé straně byl 5 a na levé byl pouze 2. Další rozdíly při porovnání svalů na levé a pravé straně je u svalů m. iliopsoas o 2, m. quadriceps femoris, prsní svaly a m. tensor fasciae latae o 1. Symetrické rozložení počtu zkrácení bylo zjištěno u hamstringů, m. triceps surae a u horní části m. trapezius. U svalů m. quadriceps femoris, m. quadratus lumborum a u adduktorů bylo zjištěno větší zkrácení na pravé straně v porovnání s levou. Více zkrácený na levé straně jsou svaly m. iliopsoas, prsní svaly a m. tensor fasciae latae.

Graf č. 3 zobrazuje graficky celkový počet zkrácení u jednotlivých 14 probandů. Průměrný součet zkrácení je $8,4 \pm 5$. Rozsah součtů svalového zkrácení se pohyboval od 0 do 20, a tudíž variační rozpětí sledované proměnné je 20. U jednoho z probandů nebylo zjištěno žádné zkrácení a ve dvou případech byl součet všech zkrácení v rozmezí od 2 do 5. U devíti testovaných bylo zjištěno zkrácení ve škále od 6 do 11 a ve dvou případech byl součet zkrácení od 17 do 20.



Graf 3 - Celkový počet svalových zkrácení u jednotlivých probandů

Graf č. 4 porovnává svalové zkrácení u jednotlivých probandů na pravé a levé straně. U jednoho probanda nebylo zjištěno žádné zkrácení, ve dvou případech bylo zkrácení stejné jak na pravé, tak na levé straně. V dalších 11 případech byl součet zkrácení svalů a svalových skupin asymetrický. U 8 probandů byl zjištěn větší součet zkrácení na pravé straně a u zbylých 3 testovaných byl zjištěn větší součet zkrácení na straně levé.



Graf 4 - Porovnání svalových zkrácení na pravé a levé straně u jednotlivých probandů

V tabulce č. 11 jsou zaznamenány údaje ohledně zjištěných asymetrií u jednotlivých hráčů (celkový počet asymetrií, asymetrie se zkrácením na levé/pravé straně a rozdíl asymetrií na levé/pravé straně). Průměrně se u hráčů vyskytovalo $1,9 \pm 1,6$ asymetrie z celkem 9 možných. V součtu bylo u celého souboru ($n=14$) 27 zjištěných asymetrií (12 na levé straně, 15 na pravé). Hodnoty asymetrií u jednotlivých hráčů se pohybovaly od 0 do 5. Asymetrie se zkrácením více na pravé straně se vyskytovaly v 8 případech (kladná čísla). U 3 probandů nebyly zjištěny žádné asymetrie (hodnota 0) a u zbylých 3 hráčů byl zjištěn větší výskyt asymetrií se zkrácením na levé straně (záporná čísla). V procentuálním vyjádření se jednalo o větší výskyt asymetrií na levé straně ve 24,1 % případů, na pravé straně v 57,1 % a žádná asymetrie byla zjištěna ve 21,4 % případů.

Proband	celkový počet asymetrií	L	P	L/P
1.	1	0	1	1
2.	1	0	1	1
3.	4	1	3	2
4.	0	0	0	0
5.	0	0	0	0
6.	5	4	1	-3
7.	1	0	1	1
8.	1	0	1	1
9.	0	0	0	0
10.	3	3	0	-3
11.	2	0	2	2
12.	3	0	3	3
13.	4	4	0	-4
14.	2	0	2	2
součet asymetrií	27	12	15	3
průměr	1,9	0,9	1,1	0,2
SD	1,6	1,5	1,0	2,0
variační rozpětí	5	4	3	7
% asymetrií L/P		44,4	55,6	
% asymetrie u jednotlivců L/P/žádná				21,4/57,1/21,4

Tabulka 11 - Zjištěné asymetrie u jednotlivých hráčů

Legenda: L – levá; P – pravá; P/L – pravá/levá; SD – směrodatná odchylka

V tabulce č. 12 jsou uvedeny veškeré informace o zkrácených svaích dolních končetin na levé/pravé straně, a tedy i informace o asymetričnosti jednotlivých svalů při porovnání levé a pravé strany. V této skupině 6 svalů a svalových skupin se objevilo nejvíce asymetrií u svalu m. quadriceps femoris a to u 35,7 %. Naopak u svalu m. triceps surae (m. soleus) se neobjevila při porovnání zkrácenosti svalů žádná asymetrie (0 % případů). U 21,4 % se vyskytla asymetrie u svalu m. tensor fasciae latae a u svalové skupiny adduktorů. U svalu m. iliopsoas a u hamstringů se objevily asymetrie v 14,3 % případů. Pokud ale rozdělíme zjištěné asymetrie u jednotlivých svalů a svalových skupin ještě podle výskytu na pravé nebo levé straně, pak byl nejvyšší procentuální zastoupení asymetrií na pravé straně u svalové skupiny adduktorů a to 21,4 %.

Proband	m. iliopsoas		m. quadriceps femoris		m. tensor fasciae latae		adduktory		hamstringy		m. triceps surae	
	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L
1.	0	0	1	1	0	0	1	0	2	2	2	2
2.	1	1	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1
3.	2	2	2	2	2	1	1	0	2	2	1	1
4.	1	1	1	1	0	0	0	0	1	1	1	1
5.	0	0	1	1	0	0	0	0	2	2	0	0
6.	0	1	0	1	0	1	0	0	1	2	0	0
7.	0	0	1	1	0	0	1	1	2	2	0	0
8.	0	0	2	1	0	0	0	0	1	1	0	0
9.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10.	1	2	2	2	0	0	1	1	2	2	0	0
11.	0	0	1	0	0	0	1	0	2	2	1	1
12.	1	0	1	0	0	0	0	0	2	2	0	0
13.	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0
14.	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
počet asymetrií	2		5		3		3		2		0	
%	14,3		35,7		21,4		21,4		14,3		0	
poměr asymetrií	0	2	3	2	1	2	3	0	1	1	0	0
%	0	14,3	21,4	14,3	7,1	14,3	21,4	0	7,1	7,1	0	0

Tabulka 12 - Zjištěné asymetrie u svalů a svalových skupin dolních končetin

Legenda: P – pravá; L – levá

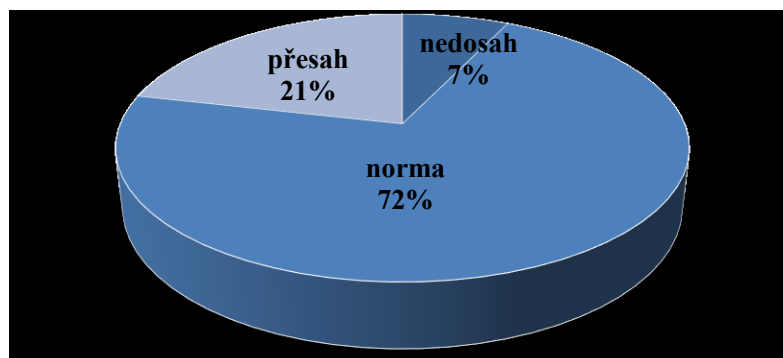
Tabulka č. 13 zaznamenává stejně jako tabulka č. 12 veškeré informace o zkrácených svalech na levé/pravé straně a o asymetriích, avšak ne na svalech dolních končetin, ale u svalů na horní části těla včetně trupu (horní část m. trapezius, m. quadratus lumborum a m. pectoralis major). Největší procento asymetrií bylo zjištěno u svalu m. quadratus lumborum (u 50 % případů), z čehož 42,9 % asymetrií se objevilo na pravé straně a 7,1 % na straně levé. Asymetrie u horní části m. trapezius byly zjištěny u 14,3 % (na levé a pravé straně shodně v 7,1 %). Asymetrie prsních svalů byla nalezena pouze u 7,1 % případů a to na straně levé.

proband	m. trapezius (horní část)		m. quadratus lumborum		m. pectoralis major	
	P	L	P	L	P	L
1.	0	0	0	0	0	0
2.	0	0	1	0	1	1
3.	1	0	1	0	0	0
4.	0	0	0	0	0	0
5.	0	0	0	0	0	0
6.	0	0	1	0	0	0
7.	0	0	1	0	0	0
8.	0	0	0	0	0	0
9.	0	0	0	0	0	0
10.	0	1	0	1	1	1
11.	0	0	0	0	0	0
12.	0	0	1	0	0	0
13.	1	1	0	0	1	2
14.	0	0	1	0	0	0
počet asymetrií	2		7		1	
%	14,3		50		7,1	
poměr asymetrií	1	1	6	1	0	1
%	7,1	7,1	42,9	7,1	0	7,1

Tabulka 13 - Zjištěné asymetrie u svalů horních končetin a trupu

Legenda: P – pravá; L – levá

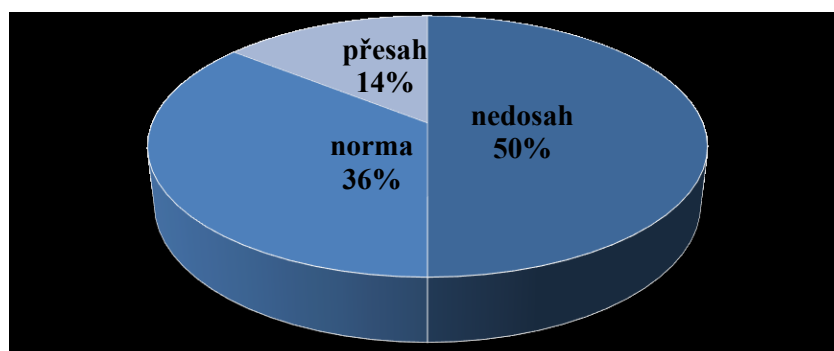
Thomayerova zkouška



Graf 5 - Thomayerova zkouška

Výsledky z testu flexibility z Thomayerovy zkoušky jsou znázorněny v grafu č. 5. Jedná se o test hlubokého ohnutého předklonu s dotekem dlaní na zem. Celkem 72 % hráčů provedlo tento test bez problémů, dotkli se lehce špičkami prstů země a jejich výsledek testu je považovaný za normu. Přesah (dotyk celých dlaní na zem) byl zjištěn u 21 % případů. Toto procento hráčů lze označit za nadprůměrné v rozsahu pohybu a tedy i flexibilní (mobilní). Oproti tomu nedosah byl zjištěn jen u 7 % hráčů.

Vzpřimovače páteře



Graf 6 - Test vzpřimovačů páteř

V testu vzpřimovačů páteře se provádí předklon v sedu na židli při fixaci pánve. Výsledky tohoto testu již byly výrazně horší než při Thomayerově zkoušce. Normu testu (hlava je vzdálena cca 10 cm od kolen) splnilo pouze 36 % testovaných a přesah pohybu, kdy se hlava dotýkala kolen, byl zjištěn pouze u 14 %. Zbýlých 50 %, tedy polovina, měla nedosah v prováděném testu (hlava vzdálena více jak 15 cm od kolen). Příčinou může být také fakt, že vzpřimovače páteře jsou velmi zatížené posturální svaly s velkou tendencí ke zkracování.

5.4 Závislost mezi zjištěnými údaji

V tabulce č. 14 jsou zapsány závislosti mezi zjištěnými proměnnými HCP, počet hodin golfu týdně, počet let hraní golfu, svalové zkrácení a asymetrie. V těchto korelacích se vycházelo z jednotlivých naměřených nebo zjištěných hodnot u každého probanda zvlášť.

Velká závislost byla zjištěna mezi svalovým zkrácením a počtem hodin hraní golfu týdně a to 0,6. Střední závislost 0,4 byla zjištěna u svalového zkrácení ve vztahu k počtu let hraní golfu. V souhrnu to znamená, že čím déle probandé hrají golf a čím více trénují, tím mají více svalových zkrácení. Pokud se podíváme na to, jak závisí golfová výkonnost neboli HCP a svalové zkrácení, popřípadě i asymetrie, pak zjistíme, že existuje jen malá závislost -0,2 nepřímo úměrná mezi HCP a svalovými zkráceními. A stejně tak malá závislost 0,3 v přímé úměrnosti mezi HCP a asymetriemi. To znamená, že existuje pouze velmi malý vztah mezi výkonností a svalovými zkráceními nebo asymetriemi. Konkrétně tedy vyšší výkonnost (nižší HCP) je v nepatrné závislosti s vyššími svalovými zkráceními a s nižšími asymetriemi. Dále má HCP střední (téměř až vyšší) závislost v nepřímé úměře s počtem hodin golfu týdně a to -0,5. To znamená, že vyšší výkonnost (nižší HCP) souvisí s vyšším počtem odehraných hodin golfu za týden.

KORELACE	svalové zkrácení	počet let hraní golfu	počet hodin golfu týdně	HCP
počet let hraní golfu	0,4	1,0		
počet hodin golfu týdně	0,6	0,4	1,0	
HCP	-0,2	-0,6	-0,5	1,0
asymetrie	0,1	-0,5	-0,2	0,3

Tabulka 14 - Závislost mezi naměřenými hodnotami I.

Tabulka č. 15 obsahuje výsledky korelací mezi posturální stabilitou, HCP a tělesným složením. Žádná závislost (korelační koeficient 0) byl zjištěn mezi hodnotami BMI a HCP. Velmi malá závislost (-0,1) byla u tuku v % a HCP, a u HCP a posturální stability (USOO, USZO). Střední a vyšší závislost 0,4 a 0,5 se objevila u posturální stability USOO, USZO a tuku v %. Existuje tedy střední až vyšší závislost čím nižší je procento tuku v těle, tím lepší je posturální stabilita USOO a USZO. Nečekaná hodnota závislosti byla zjištěna u vztahu posturální stability USOO, USZO s počtem let hraní golfu a to 0,4. Střední závislost tedy platí ve vztahu čím větší počet let hraní golfu tím horší stabilita.

KORELACE	počet let hraní golfu	FL_P	FL_L	USZO	USOO	BMI	Tuk	HCP
FL_P	0,1	1,0						
FL_L	-0,2	0,6	1,0					
USZO	0,4	0,3	0,2	1,0				
USOO	0,4	0,3	0,3	0,9	1,0			
BMI	-0,2	0,3	0,0	-0,1	0,0	1,0		
tuk	0,1	0,2	0,1	0,5	0,4	0,6	1,0	
HCP	-0,5	-0,2	0,0	-0,2	-0,1	0,0	-0,1	1,0

Tabulka 15 - Závislost mezi naměřenými hodnotami II.

Legenda: BMI – Body mass index, HCP – hendikep, FL_P – stoj na pravé, FL_L – stoj na levé, USZO – úzký stoj zavřené oči, USOO – úzký stoj otevřené oči

6. DISKUZE

Cílem této práce bylo zjistit úroveň vybraných parametrů tělesného složení, posturální stability, stavu zkrácenosti svalů a kloubní pohyblivosti u juniorských hráčů golfu a na základě toho identifikovat a analyzovat strukturální a funkční asymetrie. Všechny měřené charakteristiky byly zjišťovány u juniorských hráčů golfu hrajících golf na pravou stranu na výkonnostní až vrcholové úrovni.

V první části, při měření tělesného složení se zjistil průměrný tělesný tuk $13,2 \pm 7 \%$, hodnota FFM $58,4 \pm 10 \text{ kg}$ a hodnota BMI $22,1 \pm 3$. Heyward a Wagner (2004) popsali standardy % tuku v tabulce č. 1. Průměrná hodnota tuku v % pro muže ve věku 6-17 let je 11-25 %, pro ženy ve věku 6-17 let 16-30 %. Výzkumný soubor byl složen z 12 chlapců a 2 dívek. Pokud skupinu takto rozdělíme, pak dívky s % tuku 29,8 a 18,4 spadají do střední hodnoty tuku (průměr). Obecný průměr tedy chlapcům nepatrně zvedly, avšak ne natolik, aby se nevešli do svého průměru, bez dívek měli totiž průměrné procento tuku $11,4 \pm 6$ a opět se všichni vešli do střední hodnoty. Riegrová, Přidalová a Ulbrichová (2006) zjistila průměrné hodnoty % tuku u dospělých mužů a žen v golfu. U mužů byl průměrný tuk v rozmezí 16-20 % u žen ve 20-28 %, avšak jak už bylo naznačeno v tabulce č. 1 opět od autorů Riegrová, Přidalová a Ulbrichová (2006), nelze porovnávat hodnoty tuku u juniorů a dospělých. Avšak podle výsledků v tabulce č. 15, kde závislost mezi výkonností a procentem tuku v těle se shledala jako velmi malá (-0,1) lze říci, že u golfistů hodnota tukové složky neovlivňuje výkonnost hráčů. Pokud zhodnotíme dle Roschinski (2006) index BMI, který je spíše vhodný pro dospělou populaci zjistíme, že průměrná hodnota BMI 22,1 spadá do optimální hodnoty, která se pohybuje od 19 do 25. U jednotlivců byla hodnota BMI optimální u 11 golfistů, BMI 17 u 1 golfisty se hodnotí jako podváha a u 2 jedinců (BMI 26 a 27,6) byla zjištěna nadváha (BMI 25,1 - 30). Pokud ale využijeme více vhodné percentilové grafy (hodnotí BMI a věk), které jsou zvláště pro dívky a pro chlapce jak uvádí Pastucha a kol. (2014), pak nám vyjde, že v normálním percentilu od 25 do 85 bylo celkem 9 golfistů, 1 byl pod percentilem 25 a 3 nad percentilem 85, což značí, že v normě bylo 64,3 % golfistů.

U segmentálního rozložení svalové hmoty mezi jednotlivé končetiny bylo zjištěno, že průměrný rozdíl mezi pravou a levou dolní končetinou byl 2 % ve prospěch pravé dolní končetiny. Rozdíl mezi levou a pravou horní končetinou byl v průměru 3,1 % ve prospěch pravé horní končetiny. Dorado a kol. (2010) zjistil, že svalová hmota vzrostla

u profesionálních golfistů na dominantní paži o 9%, což při porovnání s našimi výsledky hovoří u námi testovaných golfistů mnohem menší rozdíl. Příčinou toho může být například nižší věk našich probandů a s tím spojený i možný nižší počet let hraní golfu, což by vysvětlovalo shledaný rozdíl ve studiích. Pokud se podíváme na jednotlivá data u všech probandů, zjistíme, že u dolních končetin u 78,6 % bylo více svalové hmoty na pravé dolní končetině, u 14,3 % bylo rozložení svalové hmoty souměrné a u 7,1 % bylo více svalové hmoty na levé dolní končetině. Pravá horní končetina měla více svalové hmoty u 50 %, u 35,7 % byla svalová hmota horních končetin souměrná a u 14,3 % bylo více svalové hmoty na levé horní končetině. Jelikož se ve výzkumném souboru objevili 2 leváci (kteří však hrají golf na pravou stranu), dalo by se předpokládat, že právě u těchto dvou jedinců bude naměřená vyšší svalová hmota na levých končetinách z důvodu většího využívání levých končetin v běžném životě. Ovšem toto se potvrdilo pouze u 1 případu z celkem 4 možných, kdy měl jeden z leváků více svalové hmoty na levé horní končetině o 0,1 kg (2,3 %). K segmentálnímu rozložení svalové hmoty se váže první hypotéza:

H1: Předpokládáme, že u segmentálního rozložení svalové hmoty bude spočívat větší množství hmoty na pravé dolní končetině v porovnání s levou dolní končetinou (tzn. při hraní golfu na straně dále od cíle).

Hypotéza byla potvrzena.

Adams a Thomasi (2000) uvádí, že vzdálenější dolní končetina od cíle (u našich hráčů pravá dolní končetina) je více zatěžovaná během golfového švih (přenos hmotnosti na pravou dolní končetinu v nápřahu z 80 % a následný švih k míči, kde sice iniciuje rotaci dopředu levý kyčelní kloub, ale téměř veškerá energie vychází ze zatížené pravé dolní končetiny), a tudíž bude mít i větší zastoupení svalové hmoty. Zde došlo k potvrzení hypotézy ze 78,6 %, u 14,3 % probandů byly dolní končetiny souměrné a u 7,1 % probandů bylo vyšší množství svalové hmoty na levé straně.

Při testování posturální stability jsme zjistili, že celková průměrná hodnota posturální stability v parametru TTW ve stoji se zavřenými očima (USZO) oproti stoji s otevřenými očima (USOO) se lišila o 35 % ve prospěch stability s otevřenými očima. Průměrná celková dráha TTW u USOO byla $106,7 \pm 22$ mm u stoje USZO 144 ± 56 mm. Tento výsledek potvrzuje v teorii Kevin a kol. (2001) a Vařeka (2002b), kde vizuální, vestibulární systém, propriorecepce a jejich efektivní využívání jednoznačně zlepšují posturální stabilitu. V jednooporovém stoji FL_L byla průměrná naměřená hodnota TTW $1368,9 \pm 421$ mm, ve stoji FL_P TTW $1308,9 \pm 451$ mm. O 4,6 % se pak lišil průměr

posturální stability (parametr TTW) u FL_L a FL_P. Při porovnání námi zjištěných výsledků úzkého stoje s otevřenýma a zavřenýma očima s hráčkami házené (Gryc, 2014) můžeme konstatovat výrazně lepší výsledky u juniorských hráčů golfu (USZO TTW=144 mm; USOO TTW=106,7 mm) oproti hráčkám házené (USZO TTW=277,2 mm; USOO TTW=216,5 mm). Lepší stabilita v jednooporových stojích na levé a pravé dolní končetině byla u hráček házené (FL_L TTW=981 mm; FL_P TTW=1042 mm) v porovnání s našimi probandy (FL_L TTW=1368,9 mm; FL_P TTW=1308,9 mm). Podobně tomu je i při porovnání výzkumů posturální stability u hráček fotbalu (Gryc, Zahálka, Malý, Malá, a kol., 2013; Vaidová, Zahálka, Malý, Gryc a Teplan, 2012) a plážového volejbalu (Gryc, Zahálka, Malý, Pavlů a Strachotová, 2011) s našimi výsledky posturální stability juniorských golfistů. Opět hodnota TTW u stojů se zavřenýma a otevřenýma očima byla lepší u našeho výzkumného souboru (USZO 144 mm; USOO 106,7 mm) ve srovnání s hráčkami fotbalu (USZO 171,2 mm; USOO 112,6 mm) a plážového volejbalu (USZO 197,2 mm; USOO 136,4 mm), avšak v jednooporových stojích na levé a pravé dolní končetině hodnoty TTW měly hráčky fotbalu (FL_L 888,9 mm; FL_P 831,9 mm) a plážového volejbalu (FL_L 1100,5 mm; FL_P 1092,6 mm) lepší výsledky než naši golfisté (FL_L 1368,9 mm; FL_P 1308,9 mm).

Jedním z možných vysvětlení může být fakt, že golfisté během provedení golfového švihů zůstávají neustále v dvouoporovém postoji, u ostatních sportů jako je fotbal, plážový volejbal i házená se hráčky mnohem více než v golfu dostávají do jednooporových postavení (např. kop, doskok...), proto mají stabilitu naši golfisté v dvouoporovém postavení lepší a v jednooporovém horší. Poměr TTW u USOO/USZO se pohyboval v rozmezí od 6,8 do 114,2 %. Variační rozpětí je tedy dost rozsáhlé. Důvodem může být odlišná schopnost využívání propriorecepce a vestibulárního systému při vyřazení zrakové funkce. Symetričnost posturální stability v postojích FL_L a FL_P byla zpracována jako poměr hodnoty TTW mezi FL_L a FL_P (%) u jednotlivých probandů. Rozpětí poměru FL_L/FL_P (%) se pohybovalo od 0,2 % do 53 %. Rozpětí poměru mezi FL_L/FL_P (%) bylo tedy opět různé (průměr $25,9 \pm 17,4$ %). Dalo by se čekat, že se bude jednat o vyšší hodnoty na levé dolní končetině oproti pravé, avšak takhle tomu bylo jen u 64,3 %, u 35,7 % byly naměřené vyšší hodnoty na straně pravé. Lze se domnívat, že vliv na tento výsledek může mít i fakt, která noha je odrazová a i tedy v běžném životě více využívaná. Dále je vhodné si uvědomit, že příčinou tohoto výsledku může být také zranění

pohybového aparátu na dané končetině, které se stalo v minulosti, ale následky přetrvávají (zranění kotníku, kolene...).

Další část této práce tvoří kineziologický rozbor. Svalové zkrácení bylo nejvíce zaznamenáno u svalové skupiny hamstringů, u m. quadriceps femoris, m. iliopsoas a m. triceps surae. Celkový počet svalových zkrácení u jednotlivců se pohyboval v rozmezí 0 – 20. V jednom případě nebylo zaznamenáno žádné svalové zkrácení. V porovnání zkrácení vyskytujících se na levé a pravé straně u jednotlivce pak v 57,1 % případů převažovala zkrácení na straně pravé, ve 21,4 % bylo svalové zkrácení souměrné a ve zbylých 21,4 % bylo zjištěno vyšší svalové zkrácení na straně levé. Asymetrický výskyt zkrácení byl celkem u 78,5 %. Průměrný výskyt zkrácení byl $1,9 \pm 1,6$. Celkový součet všech zjištěných asymetrií u 14 probandů byl 27. Průměr asymetrií na pravé straně byl o něco vyšší v porovnání s levou stranou. Asymetrie zjištěné u svalů a svalových skupin na dolních končetinách byly následující: nejvíce asymetrií bylo u svalu m. quadriceps femoris 35,7 % (21,4 % větší zkrácení na pravé straně, 14,3 % větší zkrácení na levé straně), u m. tensor fasciae latae 21,4 % (7,1 % větší zkrácení na pravé, 14,3 % větší zkrácení na levé), u adduktorů bylo 21,4 % asymetrií s větším zkrácením na levé straně, u hamstringů ve 14,3 % (7,1 % větší zkrácení na levé, 7,1 % větší zkrácení na pravé), u m. iliopsoas 14,3 % asymetrií s větším zkrácením na levé straně a u svalu m. triceps surae nebyla zjištěna žádná asymetrie. Na horní končetině včetně trupu byl nejvíce asymetrický sval m. quadratus lumborum s 50 % výskytem asymetrií (42,9 % větší zkrácení na pravé, 7,1 % větší zkrácení na levé), dále m. trapezius 14,3 % asymetrií (7,1 % větší zkrácení na straně levé, 7,1 % větší zkrácení na pravé) a m. pectoralis major 7,1 % asymetrií s větším zkrácením na straně levé. Vlasák (2018) ve své práci zabývající se dysbalancemi golfistů zjistil, že u všech testovaných hráčů je m. pectoralis major a jeho laterální symetrie v normě a zkrácení svalu se vyskytuje pouze symetricky rozloženo. U horní části svalu m. trapezius zjistil laterální symetrii v normě u 83,3% testovaných. V porovnání s našimi výsledky se toto zjištění potvrzuje. M. pectoralis major byl až na 1 případ zkrácen symetricky nebo nebyl zkrácen vůbec a u svalu m. trapezius byla zjištěna symetrie u 85,7 % probandů. U Thomayerovy zkoušky flexibility byla zjištěna norma v 72 %, u 21 % přesah a u 7 % nedosah. Oproti tomu u testování vzpřimovačů páteře byl zjištěn nedosah u 50 %, norma jen u 36 % a přesah u 14 %. Tento výsledek značí výrazné svalové zkrácení m. erector spinae u 50 % probandů. Shrnutím těchto výsledků lze tedy zodpovědět hypotézy H2, H3 a H4.

H2: Předpokládáme, že u svalů a svalových skupin (m. trapezius, m. pectoralis major, m. quadratus lumborum, m. quadriceps femoris, hamstringy a adduktory) se vlivem hraní golfu vyskytuje svalové zkrácení.

Hypotéza byla částečně potvrzena.

McHardy a Pollard (2005a) a Davies a DiSaia (2013) uvádějí, že se v průběhu golfového švihů aktivně zapojují svaly m. trapezius, m. pectoralis major, m. quadratus lumborum, m. quadriceps femoris, hamstringy a adduktory. Bursová (2005) a Jarkovská, H. a Jarkovská M. (2016) tvrdí, že vlivem nadměrného zatěžování a vystavování svalů vyššímu svalovému napětí mají svaly tendenci ke zkrácení a ztuhnutí. Proto se lze domnívat, že u juniorských hráčů golfu hrajících golf na výkonnostní až vrcholové úrovni a hrají golf často s velkým množstvím opakování, se mohou vyskytnout svalová zkrácení u svalů zapojených v průběhu golfového švihů. Na základě těchto informací pak vznikla tato hypotéza, která se v našem výzkumu potvrdila částečně. Pouze u svalu m. quadriceps femoris a u svalové skupiny hamstringů se objevilo zkrácení u více jak 70 % probandů. U ostatních svalů (m. trapezius, m. pectoralis major, m. quadratus lumborum a u adduktorů) se sice vyskytla svalová zkrácení, ale méně než u 70 % probandů. Navíc zde byly ale i testované svaly m. iliopsoas, m. tensor fasciae latae a m. triceps surae (soleus), u kterých nebyl teoretický podklad o zapojení těchto svalů během golfového švihů. Tyto svaly byly do kineziologického rozboru zařazeny na základě informace, že se jedná o svaly posturální (s tendencí ke zkrácení) dle Jarkovské, H. a Jarkovské M. (2016). U těchto svalů se zkrácení objevilo, avšak v méně než 70 % případů.

H3: Předpokládáme, že u svalů (m. trapezius, m. pectoralis major a m. quadratus lumborum) se vlivem hraní golfu vyskytuje svalová asymetrie s větším zkrácením na pravé straně.

Hypotéza byla vyvrácena.

Tato hypotéza vznikla z informací od McHardy a Pollard (2005a) a Davies a DiSaia (2013), kteří řeší problematiku zapojených svalů při golfovém švihů, kdy počet zapojení těchto svalů v jednotlivých fázích na levé nebo pravé straně nám umožnil určit asymetričnost s větším zkrácením na pravé straně. U svalů m. trapezius (horní část) se vyskytlo 14,3 % asymetrií, avšak shodně po 7,1 % s větším zkrácením na straně pravé i levé. U svalu m. pectoralis major se vyskytlo 7,1 % asymetrií a to s větším zkrácením na levé straně. U svalu m. quadratus lumborum se vyskytlo nejvíce asymetrií a to u 50 %

probandů, z čehož pouze u 7,1 % se jednalo o asymetrii s větším zkrácením na straně levé, jinak 42,9 % asymetrií bylo s větším zkrácením na straně pravé. Ani u jednoho svalu se tedy nepotvrdila tato hypotéza.

H4: Předpokládáme, že u svalů a svalových skupin (m. quadriceps femoris a adduktory) se vlivem hraní golfu vyskytuje svalová asymetrie s větším zkrácením na levé straně.

Hypotéza byla vyvrácena.

Opět jako u hypotézy H2 a H3 se i zde vycházelo z teoretického podkladu od McHardy a Pollard (2005a) a Davies a DiSaia (2013), kdy podle počtu zapojení daného svalu v jednotlivých fázích golfového švihů na pravé nebo levé straně lze určit asymetričnost s větším zkrácením na levé straně. U m. quadriceps femoris se vyskytlo sice nejvíce asymetrií ze svalů dolních končetin a to u 35,7 % případů, avšak ve 21,4 % s větším zkrácením na straně pravé a ve 14,3 % s větším zkrácením na straně levé. Tudíž se u m. quadriceps femoris hypotéza vyvrácena. U adduktorů se tato hypotéza také zcela vyvrátila, asymetrie se zde sice vyskytly ve 21,4 % případů, ale s větším zkrácením na pravé straně. Tudíž i přes teoretický podklad u tohoto výzkumného souboru byla hypotéza zcela vyvrácena. Namísto toho byly zjištěny asymetrie s větším zkrácením na straně levé u m. tensor fasciae latae a u m. iliopsoas, avšak jen ve 14,3 % případů.

H5: Předpokládáme signifikantní vztah v přímé úměře mezi svalovými zkráceními, asymetriemi a počtem hodin golfu za týden a počtem let hraní golfu.

Hypotéza byla částečně potvrzena.

Mezi svalovými zkráceními a počtem hodin hraní golfu se zjistila velká závislost 0,6. Střední závislost 0,4 byla zjištěna u svalového zkrácení ve vztahu počtu let hraní golfu. V souhrnu to znamená, že čím déle probandé hrají golf a čím více trénují, tím mají více svalových zkrácení. U výskytu asymetrií a u počtu let hraní golfu byla sice zjištěna vyšší závislost, avšak v nepřímé úměře. To znamená, že čím déle hráli probandé golf, tím menší měli výskyt asymetrií. Počet hodin golfu týdně a asymetrie dosáhly pouze malé závislosti v nepřímé úměře -0,2. Vysvětlení těchto dvou výsledků může být následující. Počet let hraní golfu a počet hodin golfu týdně nejsou ukazatelem množství výskytu asymetrií. Při zařazení vhodných kompenzačních cvičení (posilovacích, uvolňovacích a protahovacích), zařazením doplňkového sportu spolu se správnou technikou a kvalitou provedení golfového švihů lze předejít výskytu asymetrií i přes vyšší počet hodin

strávených hraním golfu. Část hypotézy o závislosti v přímé úměře u svalového zkrácení, počtu let hraní golfu a u počtu hodin strávených hraním golfu se potvrdila. Druhá polovina hypotézy, že výskyt asymetrií je v závislosti v přímé úměře s počtem let hraní golfu a s počtem hodin strávených golfem se vyvrátila.

Mezi další zjištěné závislosti patří například vysoká závislost v nepřímé úměře -0,6 a -0,5 mezi HCP a počtem let hraní golfu a počtem hodin strávených hraním golfu. To znamená, že lepší výkonnost (nižší HCP) souvisí s vyšším počtem hodin strávených hraním golfu a s vyšším počtem let hraní golfu. Dále se nezjistila žádná závislost mezi HCP a hodnotou BMI, malá závislost -0,1 mezi HCP a tukem v %. Malá závislost -0,1 a -0,2 mezi posturální stabilitou USOO a USZO a výkonností, což vyvrací teoretický podklad ze studie Keogh a kol. (2007), Sell a kol. (2007) a Carrick a kol. (2007), kde tvrdí, že platí přímá úměra mezi výkonností a posturální stabilitou jak u golfistů, tak u jiných sportovců různých výkonnostních skupin nebo u porovnání sportovců s běžnou populací. Avšak střední až vyšší závislost se objevila u stability v USOO a USZO (0,4 a 0,5) a množství tuku v %. To znamená, že vyšší procento tuku zvyšuje naměřenou hodnotu TTW posturální stability v postojích USOO a USZO a tedy zhoršuje posturální stabilitu. Nečekaná hodnota závislosti byla zjištěna u vztahu posturální stability USOO, USZO s počtem let hraní golfu a to 0,4. Střední závislost tedy platí ve vztahu čím větší počet let hraní golfu, tím horší stabilita.

7. ZÁVĚR

Cílem této práce bylo zjistit úroveň vybraných parametrů tělesného složení, posturální stability, stavu zkrácenosti svalů a kloubní pohyblivosti u juniorských hráčů golfu a na základě toho identifikovat a analyzovat strukturální a funkční asymetrie. Pro hodnocení svalových asymetrií bylo pro nás důležité zjistit v části tělesného složení segmentální rozložení svalové hmoty mezi levou/pravou dolní/horní končetinu. U posturální stability bylo z hlediska hodnocení asymetrií významné zjištění v oblasti poměru stability (%) u jednooporového stoje na levé a pravé noze (tedy asymetričnost posturální stability). Kineziologický rozbor provedený fyzioterapeutem nám pak zajistil další velké množství informací o svalových zkráceních a o asymetriích vyskytujících se u juniorských hráčů golfu.

Průměrné rozložení svalové hmoty bylo větší o 2 % na pravé dolní končetině v porovnání s levou dolní končetinou. Více svalové hmoty o 3,1 % bylo také na pravé horní končetině. Shrnutím těchto poznatků lze říci, že juniorští golfisté hrající golf na pravou stranu mají průměrně o 2 % více svalové hmoty na pravé dolní končetině a o 3,1 % více svalové hmoty na pravé horní končetině. Zhodnocení posturální stability poměrem hodnot (%) u jednooporového stoje na levé a pravé dolní končetině vyšlo ve prospěch stability na pravé dolní končetině, kdy měla levá dolní končetina oproti pravé o 4,6 % vyšší hodnotu posturální stability. Ovšem pokud se podíváme na jednotlivé hodnoty stability v porovnání levé s pravou (%), tak průměrná asymetričnost ve stabilitě byla 25,9 %. To značí, že u juniorských golfistů se našla určitá asymetričnost již při testování jejich stability u stojů na levé a pravé dolní končetině.

Výsledky kineziologického rozboru nám umožnily potvrdit či vyvrátit hypotézy H2, H3, H4 a H5. Zkrácenost svalů se sice projevila u všech předpokládaných svalů a svalových skupin z hypotézy H2 (hamstringy, m. quadriceps femoris, m. quadratus lumborum, m. pectoralis major, adduktory a m. trapezius), avšak pouze u hamstringů a m. quadriceps femoris se hypotéza potvrdila. Dále navíc bylo zjištěno zkrácení svalů m. iliopsoas, m. triceps surae a m. tensor fasciae latae, avšak méně než u 70 %. Hypotéza H3 o asymetrii s větší zkráceností na pravé straně u m. trapezius, m. pectoralis major a u m. quadratus lumborum se nepotvrdila. V případě svalu m. quadratus lumborum se objevilo nejvíce asymetrií (na pravé straně ve 42,9 % případů, na levé u 7,1 % případů). Hypotéza H4 o asymetrii s větší zkráceností na levé straně u adduktorů a u m. quadriceps

femoris se zcela vyvrátila. O asymetričnosti s větší zkrácením na straně levé by se dalo mluvit v tomto případě pouze u svalu m. iliopsoas (u 14,3 %) a u m. tensor fasciae latae (opět u 14,3 %), avšak v mnohem menší míře než u 70 % probandů. Poslední hypotéza H5 byla potvrzena z části, kdy byla zjištěna vyšší a střední závislost 0,6 a 0,4 mezi počtem svalových zkrácení a počtem hodin hraní golfu týdně a počtem svalových zkrácení s počtem let hraní golfu.

Shrneme-li tyto poznatky o výskytu asymetrií u juniorských hráčů golfu, pak lze říci, že určité asymetrie byly nalezeny jak u segmentálního rozložení svalové hmoty (průměrná svalová hmota souboru větší na pravých končetinách), tak u posturální stability (průměrná posturální stabilita souboru lepší na pravé dolní končetině). Dále se vyskytly asymetrie s větším zkrácením na pravé straně u svalů m. quadratus lumborum (u 42,9 %) a u adduktorů (u 21,4 %). Asymetrie s větším zkrácením na levé straně byly zjištěny u svalu m. iliopsoas (u 14,3 %).

Tato studie tedy potvrdila možnost vzniku asymetrií vlivem hraní golfu. Je tedy potřeba o těchto problémech informovat nejen dospělé, ale právě i samotné děti a juniorské hráče, aby mohly předejít značným problémům (např. chronickým bolestem zad, zraněním) vzniklých hraním golfu (jednostranným zatížením) zařazením vhodných kompenzačních cvičení (protahovacích, posilovacích a uvolňovacích) včetně doplňkových aktivit.

Slabým místem prezentované studie může být malý výzkumný soubor, vlivem kterého nemusí být zjištěná data validní pro celou oblast juniorského golfu na výkonnostní až vrcholové úrovni. V následujících studiích bychom se rádi zaměřili na sestavení kompenzačních programů pro golfisty složených z cviků uvolňovacích, protahovacích a posilovacích a zkoumal by se jejich vliv na již vzniklá svalová zkrácení a asymetrie.

Seznam literatury

- ADAMS, M., TOMASI, T. J. *Hrajte lépe golf*. 1 vyd. Havlíčkův Brod: Fragment, 2000. ISBN 80-7200-381-X.
- BAE, H. J., KIM, H. D., SEO, M. K., KANG, H. S., HWANG, J. Asymmetry of the isokinetic trunk station strength of korean male professional golf players. *Annals of rehabilitation medicine*. 2012, roč. 36, č. 6, s. 821-827
- BARRETT, T., HOBBS, M. *Golf: úplný ilustrovaný průvodce světem golfu*. 1. vyd. Praha: Svojtka a Vašut, 1997. ISBN 80-7180-299-9.
- BATT, E. M. A survey of golf injuries in amateur golfers. *British journal of sports medicine*. 1992, roč. 26, č. 1, s. 63-65
- BRADLEY, J., KÖBLING, A. *Hrajeme golf: technika, taktika, psychologie*. České Budějovice: Kopp, 2000. ISBN 80-7232-112-9.
- BRANDON, B., PEARCE, Z. P., Training to prevent golf injury. *Curr. sports med. rep*. 2009, roč. 8, č. 3, s. 142-146
- BURSOVÁ, M. *Kompenzační cvičení: uvolňovací, protahovací a posilovací*. 1. vyd. Praha: Grada publishing, 2005. ISBN 978-80-247-0948-2
- CABRI, J., SOUSA, P. J., KOTS, M., BARREIROS, J. Golf-related injuries: A systematic review. *European journal of sport science*. 2009, roč. 9, č. 6, s. 353-366
- CARRICK, F. R., OGGERO, E., PAGNACCO, G., BROCK, J. B., ARIKAN, T. (2007). Posturographic testing and motor learning predictability in gymnasts. *Disability and Rehabilitation*, roč. 29, č. 24, s. 1881-1889
- ČELIKOVSKÝ, S. *Antropomotorika pro studující tělesnou výchovu*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1979. ISBN 80-04-23248-5.
- ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. 3. vyd. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8
- DAVIES, C., DISAIA, V. *Golf: anatomie*. 1. vyd. Brno: CPress, 2013. ISBN 978-80-264-0275-6.

DORADO, C., MOYSI, S. J., VICENTE, G., SERRANO, A. J., RODRIGUES, P. L., CALBET., L. A. J. Bone mass, bone mineral density and muscle mass in professional golfers. *Journal of sports sciences*. 2002, roč. 20, s. 591 – 597

DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4

EVANS, K., REFSHAUGE M. K., ADAMS, R., ALIPRANDI, L. Predictors of low back pain in young elite golfers: A preliminary study. *Physical therapy in sport*. 2005, roč. 6, s. 122-130

FARRALLY, M. R., COCHRAN, A. J., CREWS, D. J., HURDZAN, M. J., PRICE, R. J., SNOW, J. T., THOMAS, P. R. Golf science research at the beginning of the twenty-first century. *Journal of Sports Sciences*. 2003 roč. 21, s. 753-765

FRADKIN J. A., CAMERON, A. P., GABBE, J. B. Golf Injuries – common and potentially avoidable. *J sci med sport*. 2005, roč. 8, č. 2, s. 163-170

GLUCK, S. G., BENDO, A. J., SPIVAK, M. J. The lumbar spine and low back pain in golf: a literature review of swing biomechanics and injury preventiv. *The spine journal*. 2008, roč. 8, s. 778-788

GRIM, M., DRUGA, R., FIALA, P., PÁČ, L. *Základy anatomie: 1. obecná anatomie a pohybový systém*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2001. ISBN 80-246-0307-1

GROSS, M. J., FETTO, J., ROSEN, E. *Vyšetření pohybového aparátu*. 2.vyd. Triton, 2005. ISBN 80-7254-720-8

GRYC, T. *Vztah mezi posturální stabilitou a pohybovými aktivitami*. Praha, 2014. 138 s. Disertační práce na FTVS UK. Vedoucí práce doc. Ing. František Zahálka, Ph.D.

GRYC, T., ZAHÁLKA, F., MALÝ, T., MALÁ, L., VAIDOVÁ, E., & TEPLAN, J. Morphological and postural assymetry of lower limbs in elite female soccer players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2013, roč. 45, č. 5, s. 165-172.

GRYC, T., ZAHÁLKA, F., MALÝ, T., PAVLŮ, D., & STRACHOTOVÁ, H. Vliv celotělového vibračního tréninku na vybrané parametry posturální stability u hráčů plážového volejbalu. *Česká kinantropologie*. 2011, roč. 15, č. 3, s. 172-179.

HALABURDA, P. Statistika ČGF za rok 2017: Český golf mládne, počet registrovaných hráčů klesá [online]. 2018 [cit. 2019-2-10] Dostupné z: <https://www.cgf.cz/cz/pro-media/pro-media/aktuality/477>

HALADA, A. *Golfová hra v proměnných času: kapitoly z historie a současnosti českého a světového golfu*. Praha: Karolinum, 2017. ISBN 978-80-246-3768-6.

JANDA, V. *Funkční svalový test*. 3. vyd. Praha: Grada Publishing, 1996. ISBN 80-7169-208-5

JARKOVSKÁ, H., JARKOVSKÁ, M. *Posilování s vlastním tělem 484krát jinak*. 2. vyd. Praha: Grada publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5730-8

KEOGH, J., BRADSHAW, E., HUME, P., MAULDER, P., MARNEWICK, M., NORTJE, J. (2007). Biological movement variability during the golf swing. In H. Menzel & M. Chagas, *25 International Symposium on Biomechanics in Sports* Ouro Preto – Brazil

KOLÁŘ, P., BITNAR, P., HORÁČEK, O., DYRHONOVÁ, O., KŘÍŽ, J. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-656-1

MADDALOZZO, J. An anatomical and biomechanics analysis of the full golf swing. *NCSA Journal*. 1987, roč. 9, č. 4, s. 6-79

MEADOWS, CH., RICHARDSON, F. A. *Encyklopedie golfu*. Praha: Slovart s. r. o., 2007. ISBN 978-80-7209-996-2.

MCHARDY, A., POLLARD, H. Muscle activity during the golf swing. *British journal sports medicine*. 2005a, roč. 39, s. 799-804

MCHARDY, A., POLLARD, H., BAYLEY, G. A comparison of the modern and classic golf swing: a clinician's perspective. *SAJSM*. 2006, roč. 18, č. 3, s. 80-92

MCHARDY, A., POLLARD, P. H. Golf and upper limb injuries: a summary and review of the literature. *Chiropractic and osteopathy*. 2005b, roč. 13, č. 7, s. 1-7

MCHARDY, A., POLLARD, P. H. One-year follow-up study on golf injuries in Australian amateur golfers. *The American journal of sports medicine*. 2007, roč. 35, č. 8, s. 1354-1360

MURRAY, A. D., DAINES, L., ARCHIBALD, D., HAWKES, A. R., SCHIPHORST, C., KELLY, P., GRANT, L., MUTRIE, N. The relationship between golf and health: a scoping review. *British journal of sports medicine*. 2017, roč. 51, s. 12-19

PAGGIO, I. Statistiky 2012 – ČR má 55 547 registrovaných golfistů a 96 hřišť [online]. 2013 [cit. 2019-2-11] Dostupné z: <http://www.golf.cz/novinky/statistiky-2012>

PAGGIO, I. Statistiky 2017 – český golf pod drobnohledem [online]. 2017 [cit. 2019-2-11] Dostupné z: <http://www.golf.cz/novinky/statistiky-2017/>

PAILLARD, T., NOÉ, F., RIVIÉRA, T., MARION, V., MONTOYA, R., DUPUI, P. (2006). Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. *Journal of Athletic Training*, roč. 41, č. 172-176

PASTUCHA, D., FILIPČÍKOVÁ, R., GALLO, J., HAVLÍČEK, P., HYJÁNEK, J., KALINA, R., KONEČNÝ, P., LANGER, F., MARÁČEK, R., MALINČÍKOVÁ, J., PŘIDALOVÁ, M., SOVOVÁ, E., ŠAFÁŘ, M. *Tělovýchovné lékařství*. 1. Vyd. Praha: Grada publishing, 2014. ISBN 978-80-247-4837-5

PODĚBRADSKÁ, R. *Komplexní kineziologický rozbor*. 1. vyd. Praha: Grada publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0874-9

RIEGEROVÁ, J., PŘIDALOVÁ, M., ULBRICHOVÁ, M. *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu*. 3. vyd. Olomouc: Hanex, 2006. ISBN 80-85783-52-5

ROSCHINSKI, J. *Hubneme cvičením a správnou výživou*. 1. vyd. Praha: Grada publishing, 2006. ISBN 80-247-1747-6

SAUNDERSOVÁ, V. *Golf: dokonalý průvodce hrou*. Brno: Jota, 1995. ISBN 80-85617-59-5.

SELL, C. T., TSAI, S. Y., SMOLIGA, M. J., MYERS, B. J., LEPHART, M. S. (2007) Strength, flexibility and balance characteristic of highly proficient golfers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, roč. 21, č. 4, s. 1166-1171

SONG, Y. J., PARK, W. J., LEE, B. CH., EUN, D., JANG, H. J., LEE, J. H., HYUN, S. G., PARK, M. J., CHA, Y. J., CHO, H. N., JING, J. J., JIN, J. J., JIN, Y. Y., HAM, W. D., JEE, S. Y. Analysis of ipsilateral and bilateral ratios in male amateur golfers. *Journal of exercise rehabilitation*. 2016, roč. 12, č. 2, s. 99-108

STACKEOVÁ, D. *Cvičení na bolavá záda*. 2. Vyd. Praha: Grada publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0411-6

SZU – Státní zdravotní ústav. Zjistěte v tabulkách, jak je na tom vaše dítě. [online]. 2001 [cit. 2019-4-3] Dostupné z: <http://www.zijzdrave.cz/kila-navic/obezita-u-deti/zjistete-v-tabulkach-jak-je-na-tom-vase-dite/>

ŠPŮR, O. *Vybrané indikátory výkonu elitních hráčů golfu*. Praha, 2012. 70 s. Diplomová práce na FTVS UK. Vedoucí práce doc. PhDr. Vladimír Süß, Ph.D.

TSAI, S. Y., SELL, C. T., SMOLIGA, M. J., MYERS, B. J., LEARMAN, E. K., LEPHART, M. S. (2010) A comparison of physical characteristics and swing mechanics between golfers with and without a history of low back pain. *Journal of Orthopaedic & Sport Physical Therapy*, roč. 40 č. 7 s. 430-438

VAIDOVÁ, E., ZAHÁLKA, F., MALÝ, T., GRYC, T., & TEPLAN, J. Asymetrie dolních končetin vzhledem k vybraným parametrům tělesného složení a posturální stability u fotbalistek. *Česká Kinantropologie*. 2012, roč. 12, č. 3, s. 229-238.

VAŘEKA, I. (2002a). Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, roč. 9, č. 4, s. 115-121

VAŘEKA, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, roč. 9, č. 4 s. 122-129

VELÉ, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. ISBN 80-7184-100-5

VELÉ, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9

VILIKUS, Z., BRANDEJSKÝ, P., NOVOTNÝ, O. *Tělovýchovné lékařství*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0821-9

VLASÁK, T. *Svalové dysbalance u hráčů golfu*. Praha, 2018. 85 s. Bakalářská práce na FTVS UK. Vedoucí práce Mgr. Michal Štefl, Ph.D.

Seznam tabulek, grafů a obrázků a příloh

Tabulka 1 - Standardy % tuku (upraveno, Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006)	41
Tabulka 2 - Průměrné hodnoty tuku v % u dospělých v jednotlivých sportech (upraveno Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006)	42
Tabulka 3 - Měření parametry u posturografie (upraveno; Vařeka, 2002b).....	45
Tabulka 4 – Informace o počtu let hraní golfu, počtu hodin golfu týdně a HCP	53
Tabulka 5 - Naměřené hodnoty tělesného složení.....	60
Tabulka 6 - Výsledky segmentálního rozložení svalové hmoty (kg)	61
Tabulka 7 – Průměrné hodnoty posturální stability ve stoji USOO a USZO.....	63
Tabulka 8 – Průměrné hodnoty posturální stability ve stoji FL_L a FL_P	64
Tabulka 9 - Symetrie OO/ZO a P/L (%) u jednotlivých probandů	65
Tabulka 10 - Výsledky zkrácení jednotlivých svalů	66
Tabulka 11 - Zjištěné asymetrie u jednotlivých hráčů	69
Tabulka 12 - Zjištěné asymetrie u svalů a svalových skupin dolních končetin	70
Tabulka 13 - Zjištěné asymetrie u svalů horních končetin a trupu.....	71
Tabulka 14 - Závislost mezi naměřenými hodnotami I.....	74
Tabulka 15 - Závislost mezi naměřenými hodnotami II.....	74
Graf 1 - Rozložení svalové hmoty na horních končetinách u jednotlivých probandů	62
Graf 2 - Rozložení svalové hmoty na dolních končetinách.....	62
Graf 3 - Celkový počet svalových zkrácení u jednotlivých probandů	68
Graf 4 - Porovnání svalových zkrácení na pravé a levé straně u jednotlivých probandů....	68
Graf 5 - Thomayerova zkouška	72
Graf 6 - Test vzpřimovačů páteře	72
Obrázek 1 - Fáze golfového švihů (McHardy a Pollard, 2005a).....	19
Obrázek 2 - Porovnání vrcholu náprahu (vlevo) a došvihů (vpravo) mezi moderním a klasickým švihem (McHardy a kol., 2006)	22
Obrázek 3 - Svaly zapojené během náprahu (Maddalozzo, 1987).....	24
Obrázek 4 - Svaly zapojené během švihů k míči (Maddalozzo, 1987).....	25
Obrázek 5 - Svaly zapojené během došvihů (Maddalozzo, 1987)	26
Obrázek 6 - Výskyt zranění v jednotlivých fázích švihů (Cabri a kol., 2009)	31
Obrázek 7 - Stavba svalu (Čihák, 2011).....	34
Obrázek 8 - Znázornění vztahů mezi AS, AC a BS (Vařeka, 2002a)	44
Příloha 1 - Etická komise	90
Příloha 2 - Informovaný souhlas	91
Příloha 3 - Percentilový graf hodnoty BMI u dívek (Státní zdravotní ústav, 2001).....	92
Příloha 4 - Percentilový graf hodnoty BMI u chlapců (Státní zdravotní ústav, 2001).....	93

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Strukturální a funkční asymetrie u hráčů golfové ve věku 12 – 18 let

Forma projektu: Výzkumná práce - bakalářská práce

Období realizace: 03/2019

Předkladatel: Amálie Benešová

Hlavní řešitel: Amálie Benešová

Místo výzkumu (pracoviště): Laboratoř sportovní motoriky, UK FTVS

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Mgr. Tomáš Gryc, Ph.D.

Popis projektu: V předloženém projektu se budeme zabývat diagnostikou funkčních a strukturálních asymetrií u hráčů golfové. Práce bude mít podobu observační průřezové studie. Data budou získána prostřednictvím přístrojů dostupných na pracovišti LSM. Konkrétně se bude jednat o bioimpedanční přístroj TANITA (tělesné složení a segmentální rozložení tělesné hmoty) a tlakovou desku FootScan (posturální stabilita). Hráči budou v průběhu měření vyšetřeni vyškoleným fyzioterapeutem, zaměstnancem LSM, který provede kineziologický rozbor a test svalových zkrácení. Další potřebné údaje jako věk, golfový herní hendikep (HCP), doba hraní golfové, počet tréninků v týdnu a další sportovní aktivity budou získávány dotazováním.

Charakteristika účastníků výzkumu: Bude se jednat o přibližně 15 golfistů a golfistek ve věku od 12 do 18 let, kteří jsou registrováni v České golfové federace, hrají golf na výkonnostní (až elitní) úrovni a jsou členy Golfové akademie Skopový (Golf Club Hodkovičky). Všichni hráči prochází pravidelnou zdravotní prohlídkou, kterou zajišťuje klub. Do projektu nebudou zařazeni hráči, kteří utrpěli v posledních 6 měsících zranění pohybového aparátu, které jim znemožnilo hru, hráči s akutním onemocněním či v úrazu a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu. Účastníky výzkumu vybírají trenéři Golf Clubu Hodkovičky na základě výše uvedených kritérií a musí mít souhlas rodičů (zákonných zástupců).

Zajištění bezpečnosti: Měření proběhne ve spolupráci s golfovou akademií v rámci tréninkových jednotek na pracovišti LSM. Každý účastník nebo jeho zákonný zástupce vyplní informovaný souhlas. Všechny použité metody jsou neinvazivní, běžně používané na pracovišti LSM a hráči nejsou v průběhu měření vystaveni vysoké fyzické ani psychické zátěži. Na průběh testování budou dohlížet pracovníci Laboratoře sportovní motoriky a zodpovědná osoba z klubu (trenér). Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu.

Etické aspekty výzkumu: Získané výsledky je možné využít při tréninku v podobě kompenzací možných funkčních nebo strukturálních asymetrií, které mohou vlivem jednostranné zátěže vznikat. Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchovávána v anonymní podobě a publikována v bakalářské práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Během výzkumu nebudou pořizovány žádné fotografické ani videozáznamy. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Text informovaného souhlasu: přiložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 30. 1. 2019

Podpis předkladatele:

Buřova/

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem:

dne: 31. 1. 2019

Etická komise UK FTVS rozhodla předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

razítko UK FTVS

podpis předsedkyně EK UK FTVS

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená pani,

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 v rámci bakalářské práce s názvem **Strukturální a funkční asymetrie u hráčů golfo ve věku 12 – 18 let prováděné na UK FTVS v Laboratoři sportovní motoriky.**

Cílem práce je zjištění strukturálních a funkčních asymetrií u hráčů golfo ve věku od 12 do 18 let. Tato práce bude zpracována formou observační případové studie. Prostřednictvím bioimpeančního přístroje Tanita (Japan) budou zjištěny data – tělesná výška a hmotnost, množství celkové tělesné vody, svalové a tukové hmoty a dále pak jejich jednotlivé zastoupení v jednotlivých tělních segmentech (horní a dolní končetiny). Dále se bude zjišťovat posturální stabilita jednoduchým laboratorním měřením, které trvá kolem 5 minut a je provedeno pomocí 4 postojů na 30 – 60s a posléze bude zjišťován kineziologický rozbor. Jedná se o neinvazivní metody měření, během kterého nebudou testováni pod vysokou fyzickou ani psychickou zátěží. Informace o věku, HCP, počtu let hraní golfo a dalších sportovních aktivitách budou zjištěny formou dotazování pomocí dotazníku, kde hráči vyplní doplňující informace. Na celé měření budou dohlížet pracovníci Laboratoře sportovní motoriky a zodpovědná osoba z klubu (trenér). Celková doba měření pro jednotlivce je zhruba 1 hodina a měření bude probíhat v době tréninkové jednotky.

Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Do projektu nebudou zařazeni hráči, kteří utrpěli v posledních 6 měsících zranění pohybového aparátu, které jim znemožnilo hru. Hráči s akutním onemocněním či v úrazu a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.

Účast Vašeho dítěte v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocená. Získané výsledky je možné využít při tréninku v podobě kompenzací možných funkčních nebo strukturálních asymetrií, které mohou vlivem jednostranné zátěže vznikat. Získaná data budou zveřejněna pouze anonymně v bakalářské práci a zjištěné výsledky a jejich interpretace Vám bude předána prostřednictvím trenéra. Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v bakalářské práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Během výzkumu nebudou pořizovány žádné fotografické ani videozáznamy. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Amálie Benešová Podpis:

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Podpis:

Prohlašuji 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 a datum:

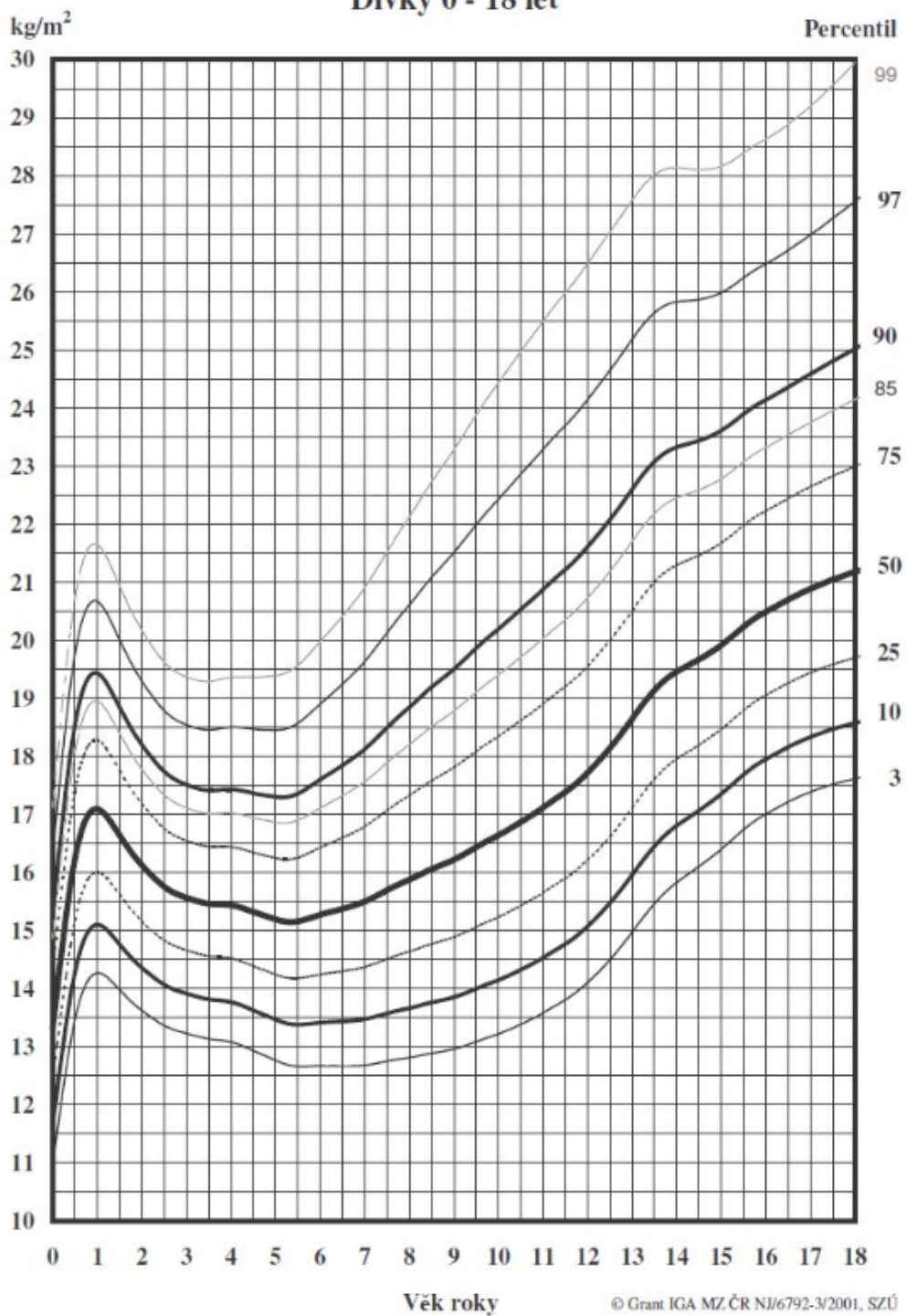
Jméno a příjmení účastníka: Podpis:

Jméno a příjmení zákonného zástupce:

Vztah zákonného zástupce k účastníkovi: Podpis:

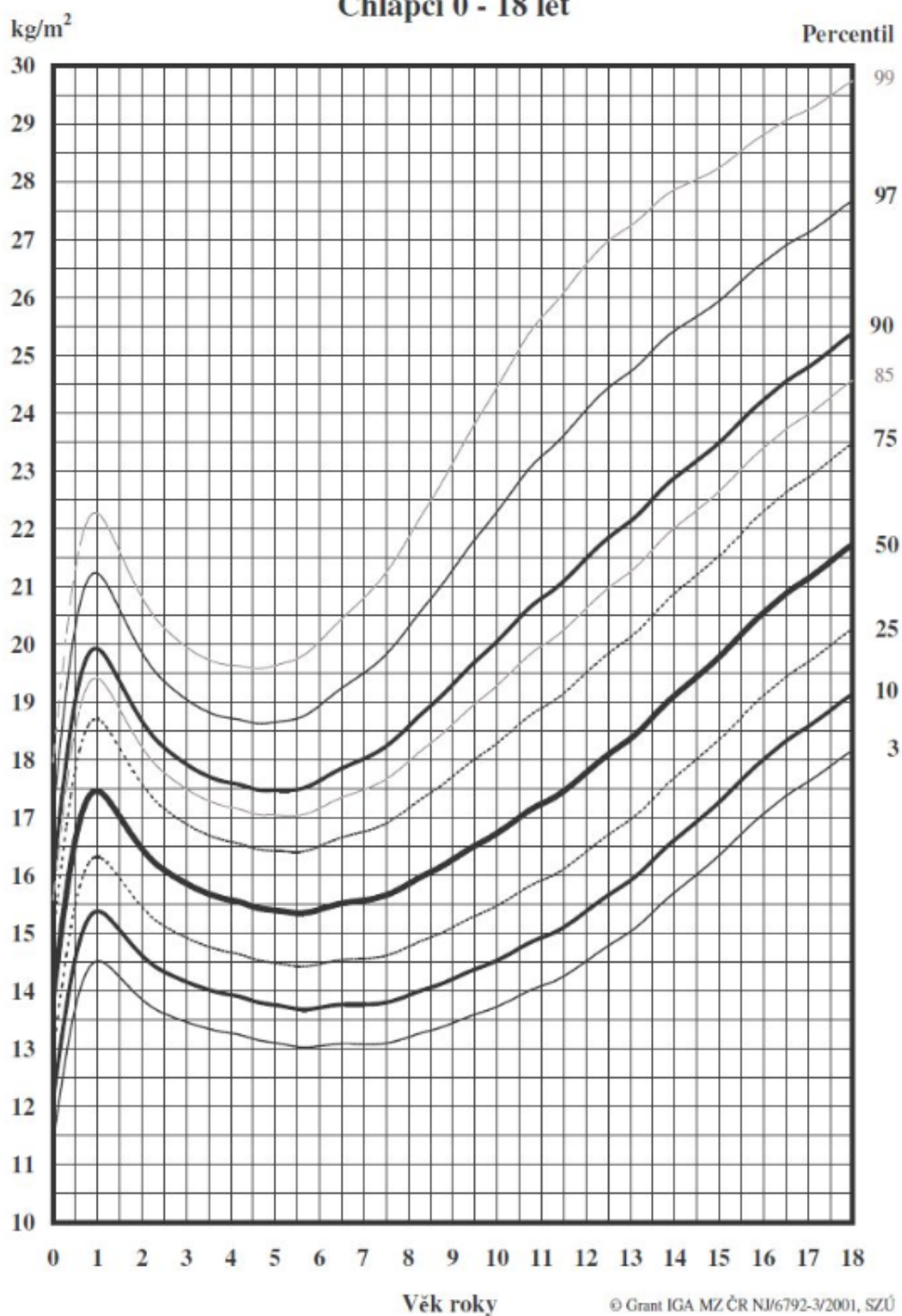
Příloha 2 - Informovaný souhlas

BODY MASS INDEX (BMI) Dívky 0 - 18 let



Příloha 3 - Percentilový graf hodnoty BMI u dívek (Státní zdravotní ústav, 2001)

BODY MASS INDEX (BMI) Chlapci 0 - 18 let



Příloha 4 - Percentilový graf hodnoty BMI u chlapců (Státní zdravotní ústav, 2001)