

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

AKTIVACE HLUBOKÉHO STABILIZAČNÍHO SYSTÉMU JAKO  
PREVENCE BOLESTÍ BEDERNÍHO ÚSEKU PÁTEŘE HRÁČŮ  
GOLFU

Bakalářská práce

Autor: Aneta Halaštová, fyzioterapie  
Vedoucí práce: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

Olomouc 2014

**Jméno a příjmení autora:** Aneta Halaštová

**Název bakalářské práce:** Aktivace hlubokého stabilizačního systému jako prevence bolesti bederního úseku páteře hráčů golfu

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie

**Vedoucí bakalářské práce:** Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

**Rok obhajoby bakalářské práce:** 2014

**Abstrakt:** Bakalářská práce se zaměřuje na bolesti bederního úseku páteře u hráčů golfu, a na význam hlubokého stabilizačního systému. Během golfového úderu je páteř vystavena velkému zatížení v podobě kompresních a smykových sil. Jejich velikost se liší u jednotlivých fází a typů golfového švih, stejně jako zapojení jednotlivých svalových skupin. Aktivace hlubokého stabilizačního systému zpevňuje páteř při jakémkoliv statickém i dynamickém zatížení, čímž se významně podílí na prevenci vzniku zranění. Součástí předložené bakalářské práce je i kazuistika pacienta spolu s návrhem krátkodobého a dlouhodobého rehabilitačního plánu.

**Klíčová slova:** posturální funkce, hluboký stabilizační systém, golf, golfový švih, bolest bederního úseku páteře, dynamická neuromuskulární stabilizace

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

**Author's first name and surname:** Aneta Halaštová

**Title of the bachelor thesis:** Deep stabilization system activation as a prevention of low back pain among golfers

**Department:** Department of physiotherapy

**Supervisor:** Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

**The year of the presentation:** 2014

**Abstract:** The bachelor thesis focuses on the pain in the lumbar section of the spine which affects mainly golfers and the related importance of the deep stabilization system. During the golf swing, the spine is exposed to a high load in terms of compression and shear forces. Their size varies for different phases and types of golf swing as well as the involvement of individual muscle groups. The activation of the deep stabilizing system strengthens the spine in any static or dynamic loading, which significantly contributes to the prevention of injury. The bachelor thesis includes a case study of a patient accompanied with a proposal of short-term and long-term rehabilitation plans.

**Keywords:** postural functions, deep stabilizing system, golf, golf swing, low back pain, dynamic neuromuscular stabilization

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

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením  
Mgr. Dagmar Dupalové, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje  
a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 24. dubna 2014

.....

Děkuji Mgr. Dagmar Dupalové, Ph.D. za pomoc, ochotu a cenné rady, které mi poskytla při zpracování bakalářské práce. A dále děkuji své rodině a příteli především za trpělivost, a všem ostatním, kteří mě při psaní této práce podporovali.

# OBSAH

1	ÚVOD .....	10
2	CÍL PRÁCE.....	11
3	POSTURA A POSTURÁLNÍ FUNKCE .....	12
3.1	Postura .....	12
3.2	Posturální stabilita .....	12
3.3	Posturální stabilizace .....	13
3.4	Posturální reaktibilita.....	13
4	STABILIZAČNÍ SYSTÉM PÁTEŘE.....	15
4.1	Svalový systém .....	16
4.1.1	Lokální stabilizátory .....	16
4.1.2	Globální stabilizátory.....	16
4.1.3	Hluboký stabilizační systém .....	17
4.1.3.1	Stabilizační funkce bránice .....	18
4.1.3.2	Stabilizační funkce břišních svalů a pánevního dna .....	20
4.1.3.3	Stabilizační funkce paravertebrálních svalů .....	20
4.1.3.4	Aktivace hlubokého stabilizačního systému.....	21
4.1.3.5	Insuficience hlubokého stabilizačního systému.....	22
5	GOLF.....	24
5.1	Golfový švih .....	24
5.1.1	Moderní golfový švih.....	25
5.1.2	Klasický golfový švih .....	27
5.1.3	Fáze golfového švihu .....	28
5.1.3.1	Postoj .....	28
5.1.3.2	Nápřah.....	29
5.1.3.3	Švih k míči .....	30

5.1.3.4	Došvih.....	32
5.2	Příčiny bolestí bederního úseku páteře u golfistů.....	33
5.2.1	Nedostatečná stabilizace páteře .....	34
5.2.2	Kloubní omezení.....	35
5.2.2.1	Dysfunkce sacroiliakálního skloubení .....	35
5.2.2.2	Omezená vnitřní rotace levého kyčelního kloubu .....	36
5.2.3	Nevyhovující golfové vybavení.....	36
5.2.4	Rizikové faktory při provádění golfového švihů .....	37
5.2.4.1	Hyperextenze trupu při došvihů a zvětšování „X – faktoru“ .....	37
5.2.4.2	Špatná technika švihů amatérských hráčů .....	37
5.2.5	Neadekvátní tréninková příprava.....	37
5.2.5.1	Nedostatečné rozcvičení před hrou .....	37
5.2.5.2	Přetížení u profesionálních hráčů .....	38
5.3	Prevence.....	39
5.3.1	Dynamická neuromuskulární stabilizace podle Koláře .....	40
5.3.1.1	Využití principů reflexní lokomoce .....	40
5.3.1.2	Ovlivnění rigidity a dynamiky hrudního koše .....	40
5.3.1.3	Ovlivnění napřímění páteře .....	41
5.3.1.4	Nácvik dechového stereotypu .....	41
5.3.1.5	Nácvik stabilizační funkce bránice .....	41
5.3.1.6	Cvičení posturálních funkcí ve vývojových řadách.....	42
5.3.2	Progresivní dynamická stabilizace bederní páteře.....	42
6	KAZUISTIKA.....	44
7	DISKUZE.....	57
8	ZÁVĚR.....	60
9	SOUHRN.....	62

10	SUMMARY .....	63
11	REFERENČNÍ SEZNAM.....	64
12	PŘÍLOHY.....	73



# SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AGR – antigravitační relaxace

CNS – centrální nervový systém

EMG – elektromyografie

HSS – hluboký stabilizační systém

LBP – low back pain

L/S – lumbosakrální

m. – musculus

MET – muscle energy technique

mm. – musculi

PFI – postfacilitační inhibice

PIR – postizometrická relaxace

PNF – proprioceptivní neuromuskulární facilitace

Th/L – thorakolumbální

TrPs – trigger points

SI – sakroiliakální skloubení

ST – svalový test

# 1 ÚVOD

Popularita golfu s každým dalším rokem narůstá, což se projevuje přibývajícím počtem hřišť i golfistů. Golf je mnohdy mylně označován za nenáročnou aktivitu, či určitou formu procházky. Jde však o hru náročnou jak po fyzické, tak psychické stránce vyžadující určitou všestrannost. Dostatečná příprava je jako u jakéhokoliv jiného sportu nutností, pokud se chceme vyhnout zranění.

Důležitým předpokladem kvalitně provedeného úderu je stabilní základní postoj, se správným nastavením jednotlivých segmentů, který předchází dalším fázím golfového švihů. Během nich se liší velikost a lokalizace zatížení, stejně jako zapojení jednotlivých svalových skupin. Velké množství sil působí na bederní páteř, což má za následek, že se jedná o nejčastěji poraněnou oblast (Cabri, Sousa, Kots, & Barreiros, 2009; Lagatorová, Pánek, & Pavlů, 2013; Silva et al., 2013).

Bolesti bederního úseku páteře hráčů golfu mohou mít několik příčin. Jedná se například o nedostatečnou souhru svalů hlubokého stabilizačního systému vedoucí k nepřiměřenému zatížení páteře (Cole & Grimshaw, 2008).

Na náchylnost ke zraněním má vliv také volba golfového švihů. Rozlišujeme klasický a moderní typ golfového švihů. Druhý jmenovaný je v dnešní době z důvodu prodloužení délky úderů velmi oblíben, i přes větší riziko zranění (Cabri et al., 2009; Lagatorová, et al., 2013).

## **2 CÍL PRÁCE**

Cílem této bakalářské práce je především shrnout poznatky o jednotlivých fázích a typech golfového švihu, a uvést možné příčiny vzniku bolestí bederního úseku páteře hráčů golfu. Cílem je zároveň popsat význam hlubokého stabilizačního systému, a upozornit na jeho významnou roli v prevenci bolestí bederního úseku páteře u golfistů.

## **3 POSTURA A POSTURÁLNÍ FUNKCE**

Vyšetření postury upřesní naši představu o náchylnosti pacienta k přetížení nebo poranění a umožní náhled na propojení struktury a pohybové funkce. Při interpretaci výsledků vždy vycházíme ze srovnání s tzv. ideální posturou, kterou odvozujeme z centrálních programů posturální ontogeneze. Do držení těla se promítají svalové dysbalance, uplatňují se centrální řídicí mechanismy včetně stavu psychiky, vaziva a anatomických poměrů (Kolář, 2012).

Postura také odráží reakce organismu na patologické stavy probíhající uvnitř těla. Za fyziologické situace jsou jednotlivé pohybové segmenty vyváženy (centrovány) tak, že je posturální napětí především v povrchových svalech minimální. Při pohledu na posturální funkce rozlišujeme posturální stabilitu, stabilizaci a reaktibilitu (Kolář, 2012).

### **3.1 Postura**

Posturu chápeme jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení vnějších sil, ze kterých má v našem běžném životě největší význam síla tíhová. Postura je zajištěna vnitřními silami, přičemž hlavní úlohu hraje svalová aktivita, která je řízena centrálním nervovým systémem (CNS). Nejedná se však o synonymum vzpřímeného stoje na dvou končetinách nebo sedu, jak je často uváděno. Postura je součástí jakékoliv polohy, a také je základní podmínkou pohybu (Kolář, 2012; Vařeka, 2002).

### **3.2 Posturální stabilita**

Při zaujetí stálé polohy nejde o statický stav, ale spíše o určitý pochod nebo proces, který odolává přirozené labilitě pohybové soustavy, jež je pro pohyb nutným předpokladem. Schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému či neřízenému pádu, nazýváme posturální stabilitou. Ovlivňují ji neurofyziologické i biomechanické faktory, mezi které patří velikost opěrné plochy. Opěrná plocha je část podložky, která je v kontaktu s tělem (Kolář, 2012; Vařeka, 2002; Véle, 1997).

Základní podmínkou stability ve statické poloze je promítání těžiště v každém okamžiku do opěrné báze, avšak do opěrné plochy se promítat nemusí. K aktivní opoře a kontrole posturální stability, ale nelze využít celou plochu kontaktu. Opěrná plocha je tedy pouze tou součástí plochy kontaktu, která je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze. Opěrná báze je celá plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi plochy opory, a proto bývá obvykle větší. (Kolář, 2012; Vařeka, 2002; Véle, 1997).

Stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze a hmotnosti. Naopak nepřímo úměrná je výšce těžiště nad opěrnou bází, vzdáleností mezi průmětem těžiště do opěrné báze a jejím středem, a také sklonu opěrné plochy k horizontální rovině. (Kolář, 2012).

### **3.3 Posturální stabilizace**

Posturální stabilizace je aktivní (svalové) držení segmentů těla proti působení zevních sil, především tíhové síly, které je řízeno centrálním nervovým systémem. Zpevnění segmentů umožňuje dosažení vzpřímené držení a lokomoce těla jako celku. Posturální stabilizace však působí nejen proti tíhové síle, ale je součástí všech pohybů, i když se jedná pouze o pohyb horních nebo dolních končetin (Kolář, 2012).

### **3.4 Posturální reaktibilita**

Posturální reaktibilita generuje kontrakční svalovou sílu, která je nutná pro překonání odporu při každém pohybu segmentu těla náročném na silové působení. Jako příklad lze uvést hození míče, odrazové úsilí nebo zvednutí a držení břemene. Účelem posturální reaktivity je zpevnění jednotlivých pohybových segmentů (kloubů) tak, aby bylo získáno co nejstabilnější punctum fixum, a aby kloubní segmenty byly schopny odolávat účinkům vnějších sil. Pojem punctum fixum znamená, že jedna z úponových částí svalu je zpevněna, aby část druhá (punctum mobile) mohla provádět pohyb v kloubu (Kolář, 2012).

Bez úponové stabilizace svalu, která zajišťuje tuhost kloubního segmentu, nelze provést žádný cílený pohyb (Kolář, 2006). Při flexi v kyčelním kloubu nedojde k zapojení jen flexorů kyčle, které vlastní pohyb provádí, ale automaticky se zapojí i svaly, které stabilizují jejich úponovou oblast. U flexe v kyčelním kloubu se jedná

o extensory páteře ve spolupráci se svaly břišního lisu. Zatímco provedená flexe je pohybem volným, stabilizační funkce svalů probíhá automaticky (Kolář & Lewit, 2005). Činnost svalů, které segment stabilizují, generuje aktivitu v dalších svalech, s jejichž úpony souvisí. Ty pak zajišťují zpevnění v dalších kloubních segmentech, čímž dochází k řetězení svalové aktivity v pohybovém systému (Kolář, 2012).

Pevný rám tvořený hrudním košem, břichem, pletencovými oblastmi a páteří je podmínkou pro všechny pohybové činnosti. Tím že je stabilizační funkce začleněna téměř do všech pohybů, spočívá význam působení vnitřních sil nejen v jejich kvalitě, ale také v jejich značném stereotypním opakování čili kvantitě. Pokud vnitřní síly vyvolávají nefyziologické zatížení segmentu, brzo dochází ke vzniku obtíží včetně morfologických změn (Kolář, 2006, 2012).

## 4 STABILIZAČNÍ SYSTÉM PÁTEŘE

Stabilizační systém páteře se skládá ze tří subsystémů – pasivního, aktivního a neurálního (Akuthota, Ferreira, Moore, & Fredericson, 2008). Prvně jmenovaný zahrnuje obratle, fasetové a meziobratlové klouby, kloubní pouzdra a ligamenta páteře, stejně jako pasivní mechanické vlastnosti svalů. Aktivní subsystém se skládá ze svalů a šlach s přímým vlivem na páteř. Poslední zmiňovaný ovlivňuje stabilitu prostřednictvím aference z receptorů a následného řízení aktivní složky. Všechny tři subsystémy pracují společně. Jejich stabilizační funkce musí být schopna reagovat na variabilní požadavky na stabilitu v důsledku změn v držení těla, a statickým a dynamickým zatížením (Panjabi, 1992). Při dysfunkci složky jednoho ze systémů může dojít k několika reakcím organismu:

- okamžité kompenzaci – normalizaci funkce
- dlouhodobému adaptačnímu procesu jednoho nebo více subsystémů – s normalizací funkce, ale se změnou ve stabilizačním systému
- k postižení jedné nebo více složek některého systému – s celkovou dysfunkcí, která vede např. k bolestem bederní páteře – low back pain (Suchomel, 2006; Suchomel & Lisický, 2004)

Panjabi (1992) uvádí, že jen pasivní struktury nejsou schopny udržet stabilitu páteře, už vzhledem k neutrální zóně. Neutrální zóna udává fyziologický velmi malý rozsah pohybu jednoho obratle vůči druhému, kterému je kladen minimální odpor. Proto pak při zatížení vzniká riziko, že se páteř v určitém segmentu nadměrně vychýlí, čemuž brání především autochtonní svaly. V případě nedostatečného zapojení hlubokých svalů dochází k rozšíření této zóny, což má za následek zvýšené zatížení všech komponent kloubů se všemi důsledky. Při pohybu musí být rozsah neutrální zóny neustále kontrolován a zachováván řídicí funkcí CNS. Ideálně udržovanou neutrální zónu příslušných dvou segmentů lze jinými slovy nazvat centrovanou pozicí. Centrované postavení tedy neodpovídá pouze určité statické pozici segmentů, ale je dáno právě vyváženou svalovou aktivitou, která k tomuto držení z každého postavení během pohybu směřuje (Lewit, 1999; Suchomel, 2006).

## 4.1 Svalový systém

Za fyziologického vývoje uzrává na konci čtvrtého měsíce stabilizační souhra svalů, která umožňuje postavení páteře, odpovídající jejímu optimálnímu statickému zatížení. Jedná se o centrální program, který prostřednictvím aktivace svalů formuje budoucí lordoticko - kyfotické zakřivení, a umožňuje rovnoměrné zatížení jednotlivých páteřních segmentů. Vzpřímené držení páteře je zajištěno kokontrakcí tzv. společnou aktivitou antagonistických svalů. V centrálním programu stabilizace páteře hraje zásadní roli vyvážená souhra mezi svaly hlubokými a povrchovými (Kolář & Lewit, 2005).

### 4.1.1 Lokální stabilizátory

Bederní lokální stabilizátory jsou svaly s přímým vlivem na lumbální obratle, zodpovědné za poskytování segmentální stability (O'Sullivan, 2000). Při jejich aktivitě dochází jen k minimální změně jejich délky. Lokální stabilizátory jsou zodpovědné za nastavení jednoho segmentu vůči druhému, čímž jsou nepostradatelné v procesu centrace. Minimální změna délky souvisí také s krátkým ramenem síly a tudíž s malou vzdáleností úponu od bodu otáčení. Uvádí se, že drobné intersegmentální svaly mají asi sedmkrát více svalových vřetének než svaly „velké“. S tím je spojena významná proprioceptivní aferentace. U zdravých jedinců se při snímání signálů pomocí elektromyografie (EMG) objevuje aktivita a změna napětí těchto svalů ještě před započítím pohybu. Z hlediska histochemie převládají v lokálních stabilizátorech svalová vlákna typu I (pomalá, tonická), označovaná jako *slow oxidative* (Gibbons & Comerford, 2001; Norris, 2000).

### 4.1.2 Globální stabilizátory

Globální stabilizátory se více účastní pohybů silových, rychlých a méně přesných. Přesahují často více kloubů a některé z nich jsou organizovány ve formě svalových smyček nebo řetězců (Suchomel, 2006). Globální svalový systém je zodpovědný za viditelnou neboli „vnější“ stabilitu, a umožňuje převod sil a zatížení z oblasti horních i dolních končetin, pánve nebo horní části trupu. Řadíme sem především musculus (m.) latissimus dorsi, m. gluteus maximus, m. erector spinae, m. biceps femoris, mm. (musculi) obliqui abdominis externi et interni, m. rectus abdominis. Vyjmenované svalové skupiny spolu komunikují prostřednictvím



jednotlivých listů thorakolumbální fascie, která má velký význam pro stabilizaci bederní páteře a sacroiliakálních (SI) kloubů (Suchomel & Lisický, 2004).

Při insuficienci lokálních stabilizátorů svou aktivitou patologicky kompenzují jejich dysfunkci, čímž dochází k přetěžování některých segmentů a svalů, zejména v oblasti úponu. Dochází tak v důsledku řídicí funkce centrálního nervového systému, který se snaží zachovat stabilitu páteře. Stabilita je tedy zajišťována, ale odlišným a méně výhodným způsobem (O'Sullivan, 2000; Suchomel, 2006).

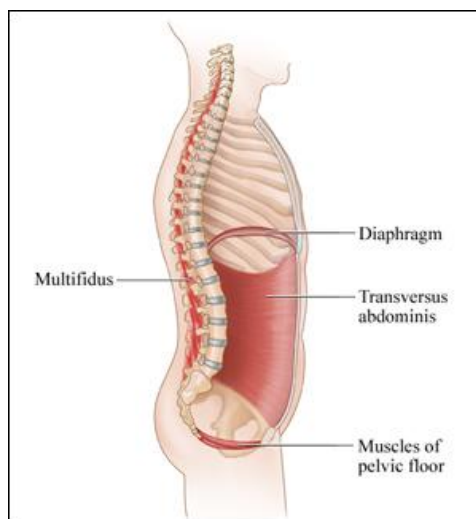
### **4.1.3 Hluboký stabilizační systém**

Hluboký stabilizační systém představuje svalovou souhru, která zabezpečuje zpevnění páteře během všech pohybů. Je aktivován při jakémkoliv statickém zatížení (sed, stoj, apod.), ale také doprovází každý cílený pohyb horních i dolních končetin. Na stabilizaci se v důsledku svalového propojení podílí celý svalový řetězec, který je do této funkce zapojen automaticky (Kolář & Lewit, 2005).

Hluboký stabilizační systém je tvořen lokálními stabilizátory. Při jejich dobré a včasné aktivaci je příslušný segment lépe chráněn, před postupným přetížením vlivem působících sil. Osový orgán, pánev a hrudník, vytvářejí pomocí funkce svalů hlubokého stabilizačního systému (HSS) „punctum fixum“ (pevný bod), což je zásadní pro ekonomickou práci globálních stabilizátorů (Suchomel, 2006).

Pro vlastní vývoj páteře a pro její fyziologické zatížení je zásadní spolupráce mezi dorsální a ventrální muskulaturou. Jejich vyvážená koordinace je určena motorickým programem mozku. Můžeme ji z funkčního i anatomického hlediska rozdělit na oblast krční a horní hrudní páteře a na úsek dolní hrudní a bederní části páteře (Kolář, 2006).

Pro uplatnění rovnováhy vnitřních sil v oblasti cervikální a thorakální má zásadní význam spolupráce mezi dorsální muskulaturou tvořenou m. semispinalis capitis et cervicis, m. splenius capitis, m. splenius cervicis, m. longissimus cervicis et capitis, a svaly ventrálními v zastoupení m. longus coli et capitis. Pro bederní páteř má rozhodující význam funkční souhra hlubokých extensorů bederní a dolní hrudní páteře s flexory (Obrázek 1). Flekční synergie stabilizující bederní páteř z přední strany prostřednictvím nitrobřišního tlaku je tvořena bránicí, břišními svaly a pánevním dnem (Kolář, 2006).



**Obrázek 1.** Nejvýznamnější svaly hlubokého stabilizačního systému (Daddio, 2012, 26)

#### 4.1.3.1 Stabilizační funkce bránice

Koordinovaná aktivita stěny břišní dutiny, to znamená bránice, břišních svalů a pánevního dna, vyvíjí a adjustuje nitrobřišní tlak. Obsah břišní dutiny se chová jako viskózně – elastický sloupec, který poskytuje oporu bederní páteři. Vzhledem k tomu, že je uložena ventrálně, vyvažuje funkci extenzorů. Funkce bránice má zásadní význam pro přední stabilizaci páteře, resp. tvorbu nitrobřišního tlaku. Vzhledem k její „neviditelnosti“ je její funkce často nedoceněna, a v rámci stabilizace bývá zaměňována s činností břišních svalů (Hodges & Gandevia, 2000; Kolář, 2006; Kolář et al., 2012).

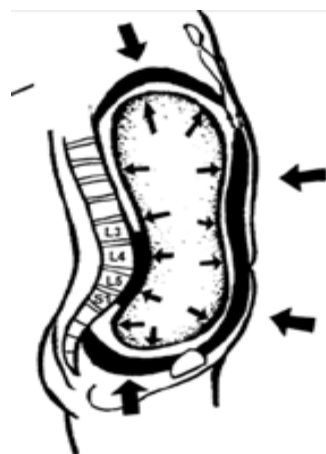
Aktivace bránice v posturálním režimu je podmínkou každé pohybové aktivity, a její intenzita rozhoduje o tom, zda si dechová a posturální funkce nekonkurují. Oba děje probíhají paralelně nebo probíhá synchronizace dechu s posturálně náročnější činností. Někdy dokonce dojde k apnoické pauze, z důvodu zapojení respiračního svalstva plně ve prospěch postury (Kolář, 2006; Kolář et al., 2012).

Pro fyziologickou stabilizaci páteře synchronizovanou s dýcháním je důležité, aby respirační pohyby bránice probíhaly při její oploštělé konvexní kontuře, tj. při její bazální tonické aktivitě. Ve fázi, kdy je zvýšený nitrobřišní tlak a probíhá respirace, je zcela zásadní spolupráce diafragmy a břišních svalů, které při zvýšeném tónickém napětí excentricky ustupují inspirační kontrakci bránice. V případě, že by tato spolupráce byla narušena, zapojovaly by se do dýchání horní fixátory hrudníku, což

by vedlo k nedostatečné přední stabilizaci páteře a přetížení extenzorů (Kolář, 2006; Kolar et al., 2010).

Stabilizační funkce bránice je také závislá na jejím tvaru, který je určen dolní hrudní aperturou. Zapojením svalstva do vzpřímeného držení těla se mění tvar hrudníku. Thorakální dutina, která je v novorozeneckém období na transverzálním průřezu oválná s delší ventrodorzální osou, se v předozadním směru oplošťuje. Za fyziologického vývoje stabilizačních a dechových funkcí je páteř do hrudníku jakoby vtlačena. Naopak k patologické situaci dochází, když jsou anguli costarum na úrovni nebo před osou páteře, čímž dochází ke změnám biomechanických podmínek neumožňujících dostatečnou přední stabilizaci páteře. Obdobným problémem je ventrální prominence nepravých žeber, která vypovídá o nefyziologickém motorickém vývoji. Zmíněná anatomická odchylka je téměř vždy spojena s břišní diastázou (Kolář, 2006).

Při zapojení bránice do stabilizace páteře je z funkčního i biomechanického hlediska podstatné, v jakém postavení se nachází předozadní osa bránice, resp. centrum tendineum. Jedná se o osu mezi inzercí pars sternalis a kostofrenickým úhlem, která je za fyziologické situace nastavena horizontálně (Obrázek 2). Tím je vodorovně nastaveno i centrum tendineum, a bránice může svou kaudální tonickou aktivací vytvořit potřebný tlak v břišní dutině, to znamená, že funguje jako píst (Kolář, 2006).



**Obrázek 2.** Svalová souhra HSS za fyziologické situace (Kolář & Lewit, 2005, 273)

Začlenění bránice do stabilizace je spojeno s pohybem v kostovertebrálních kloubech, tj. s biomechanikou hrudníku. Sternum se během stabilizační funkce diafragmy pohybuje ventrálně. Pokud je její činnost nedostatečná, je pohyb hrudní kosti kraniokaudální. Dochází k nadměrné aktivitě extenzorů páteře, které tuto poruchu v náboru bránice kompenzují. Stejně je tomu při zapojení bránice během fyziologického a patologického dechového stereotypu. Za fyziologické situace se poloha předozadní osy bránice nemění, jelikož dochází k rozšíření mezižeberních prostor. Jiná situace nastává při stabilizační insuficienci diafragmy, kdy se dolní apertura hrudníku laterálně nerozšiřuje (Kolář, 2006).

#### 4.1.3.2 Stabilizační funkce břišních svalů a pánevního dna

Hluboké břišní svaly jsou primárně aktivní v poskytování rotační a laterální stability páteři přes thorakolumbální fascii (O'Sullivan, 2000). Spolu se svaly pánevního dna se během stabilizačního vzoru zapojují proti kontrakci bránice, čímž spoluvytvářejí a adjustují nitrobřišní tlak. Abdominální svaly ovšem ve své aktivaci nesmí tuto kontrakci předbíhat, jelikož by nedošlo k dostatečnému oploštění diafragmy. Nedostatečné oploštění by v konečném důsledku vedlo ke zvýšené činnosti paravertebrálních svalů a k nedostatečné stabilizaci dolních segmentů bederní páteře z přední strany (Kolář, 2006).

Došlo by také k nevyváženosti v zapojování břišních svalů. Nadměrně by se aktivovala horní porce m. rectus abdominis a m. obliquus externus, ale naopak insuficientně by se choval m. transversus abdominis, m. obliquus abdominis internus a dolní část m. rectus abdominis. Hovořili bychom o paradoxní stabilizaci. Bylo zjištěno, že snopce bránice kontinuálně přecházejí do snopců m. transversus abdominis, a proto spolu břišní svaly a diafragma souvisí nejen funkčně, ale i morfologicky (Kolář, 2006).

#### 4.1.3.3 Stabilizační funkce paravertebrálních svalů

Za fyziologické situace se do stabilizace zapojují hluboké monosegmentální extenzory páteře, kde hrají významnou roli mm. multifidi. Při stabilizační insuficienci svalů břišního lisu, dochází k oslabení až atrofii hlubokých extenzorů, jelikož se aktivují svaly povrchové (Kolář, 2006).

#### 4.1.3.4 Aktivace hlubokého stabilizačního systému

Ovlivnění stabilizační funkce svalu není otázkou cvičení, tak jak si jej běžně představujeme, to znamená podle jejich anatomicky definovaného začátku a úponu, nýbrž jde o systém edukační. Naším hlavním cílem je ovlivnit sval v jeho konkrétní funkci, což v tomto případě znamená ve funkci stabilizační, tedy koaktivační. Je zde důležitá nejen vlastní síla svalu, ale především i jeho nábor, tj. jeho zapojení v souhře. Pokud je tento nábor svalů páteře a trupu porušen při jejich reakcích na zevní podněty, dochází k nepřiměřenému zatížení. Tím, že je souhra těchto svalů integrována do všech pohybů, tak je jedinec zapíná jako celek prakticky trvale, což podmiňuje přetížení, a to především v důsledku stereotypního opakování působících sil (Kolář, 2006; Kolář & Lewit, 2005).

Usilujeme o zapojení stabilizační svalové aktivity ve stejné kvalitě, jakou spatřujeme u fyziologicky se vyvíjejícího dítěte ve čtvrtém měsíci života. Identicky to odpovídá souhře svalů, kterou můžeme mimovolně vyvolat při reflexní lokomoci dle Vojty. Jde o základní posturální vzor, který je začleněn do všech pohybů a umožňuje optimální biomechanické zatížení kloubů (Kolář, 2006). Při této stabilizaci je v rovnováze aktivita monosegmentálních extenzorů, břišních svalů, bránice a pánevního dna s hlubokými flexory a extenzory krční a horní hrudní páteře. Bránice a pánevní dno se aktivuje v takovém postavení, kdy je předozadní osa spojující přední a zadní úpony nastavena horizontálně (Kolář & Lewit, 2005).

K cílené aktivaci svalů tedy využíváme centrálních programů, které umožní zapojit svaly do popsané stabilizační funkce automaticky. U pacienta se snažíme, aby dostal tuto aktivitu pod volní kontrolu a mohl ji tak využít během všedních činností (Kolář & Lewit, 2005). Při volní aktivaci svalů hlubokého stabilizačního systému je důležité, aby byl pohyb proveden pomalou rychlostí bez nadměrného úsilí. Pokud by byl pohyb proveden rychle nebo s větším odporem, primárně by se aktivovaly svaly globální. Pro další zvýšení proprioceptivní aferentace, je výhodná palpační kontrola samotným pacientem (Suchomel, 2006).

Reflexní lokomoce podle prof. Vojty není jediný léčebný postup, který je již dlouhodobě aplikován. Jako další příklad lze uvést metodu senzomotorické stimulace, některé z léčebných postupů Mojžíšové nebo stabilizační principy proprioceptivní nervosvalové facilitace. Vyjmenované příklady metodik či postupů založených na ovlivnění hlubokého stabilizačního systému, ať už reflexní či vědomou aktivací, ovšem nejsou jediné, které jsou v dnešní době využívány (Suchomel, 2006).

#### 4.1.3.5 Insuficience hlubokého stabilizačního systému

Předpokládá se, že nedostatečnost stabilizační funkce svalů vede k nepřiměřenému zatížení kloubů a ligament páteře. Význam pro přetížení páteře však nemá jen insuficience svalových stabilizátorů, ale i jednostranná aktivita svalů, které tuto nedostatečnost kompenzují. Vznikají tak vnitřní síly působící na páteř, které často přesahují význam sil vnějších. Zapojení svalové stabilizace je zcela nezbytné pro ochranu páteře (Kolář & Lewit, 2005).

U pacientů s vertebrogenními obtížemi, doprovázenými velmi často lokálními morfologickými nálezy, sledujeme odchylky ve stabilizační funkci svalů ve srovnání s ontogenetickým modelem stabilizace. Jedná o svalovou nerovnováhu při zapojení svalů během jejich stabilizační funkce. Jednotlivé segmenty jsou pak při pohybu nedostatečně fixovány, resp. jsou fixovány v nevýhodném postavení. To vede k výraznému chronickému přetěžování a k nedostatečné svalové ochraně jednotlivých segmentů páteře během pohybu, při statickém zatížení i při působení vnějších sil. Jde také o poruchu svalové kompenzace (Kolář & Lewit, 2005).

Dysfunkci v zapojení svalů HSS můžeme vyšetřit kolekcí testů. Každý z nich má definovanou výchozí polohu i způsob vyhodnocení. Při jejich provedení neposuzujeme svalovou sílu daných svalů, nýbrž si aspekci a palpaci ozřejmujeme kvalitní způsob jejich zapojení. Hodnocení schopnosti kontroly sagitální stabilizace páteře má značnou výpovědní hodnotu, a vytváří tak prostor pro cílenou terapii (Jalovcová & Pavlů, 2010; Kolář & Lewit, 2005).

Hyperaktivitu globálních svalů lze chápat jako kompenzační mechanismus zajištění stability v požadovaných mezích, při insuficienci hlubokého stabilizačního systému. Pokud se objeví bolest, je to známka vyčerpání nebo vyčerpávání těchto kompenzačních mechanismů. Dochází k přetížení svalového systému, což má důsledky na vazivový a kostěný aparát. Nedostatečnost HSS vede i dalším patologickým pohybovým stereotypům, jako například k hornímu typu dýchání (Suchomel, 2006).

Také porušení stereotypu flexe trupu můžeme spatřovat v nedostatečné centraci segmentů bederní páteře, L/S (lumbosakrálního) a Th/L (thorakolumbálního) přechodu. Stabilita Th/L přechodu je pak patologicky nahrazena funkcí m. iliopsoas, tedy takovou jeho funkcí, která vede ke zvýšení bederní lordózy. Vlivem těchto změn dochází až k různě výrazné antevertzi pánve. Porušený stereotyp abdukce v ramenním kloubu s nedostatečným zapojením středních a dolních fixátorů lopatek lze často

pozorovat u pacientů s oploštělou nebo naopak zvýrazněnou kyfózou ve střední hrudní páteři. Nedostatečné napřímení v této části páteře připisujeme dysfunkci lokálních stabilizátorů v tomto úseku (Suchomel, 2006).

Z výše uvedených příkladů můžeme snadno usoudit, provázanost hlubokého stabilizačního systému i se vzdálenými oblastmi pohybového aparátu. Hypertonii určitých svalových skupin, porušené stereotypy, nebo například změny v protažitelnosti fascií, můžeme tedy v některých případech vnímat jako indikátor dysfunkce HSS. Nesprávnou funkci hlubokého systému však nenacházíme jen u „pacientů“, ale i u zdravých bezpříznakových jedinců. Vždy tedy hraje roli individuální schopnost autoreparace a kompenzace obtíží (Suchomel, 2006).

## 5 GOLF

Golf patří mezi sport, jehož popularita u nás s každým dalším rokem roste, což se projevuje přibývajícím počtem hráčů i nově vzniklých golfových hřišť. S golfem se dá začít v každém věku a nezáleží ani na pohlaví či tělesných předpokladech. Výhodou golfu je to, že spolu mohou hrát golfisté na různých výkonnostních úrovních, protože skutečným soupeřem hráče je pouze hřiště.

Cílem hry je dostat golfový míček do jamky na co nejnižší počet úderů různými typy golfových holí. Tato venkovní aktivita patří mezi časově náročnější, kdy jedna hra na standardním 18jamkovém hřišti obvykle trvá kolem 4-5 hodin a člověk při ní nachodí 7-10 kilometrů, podle délky hřiště a přesnosti ran.

### 5.1 Golfový švih

Golfový švih je složitý komplexní pohyb probíhající v uzavřeném řetězci, při kterém se zapojí většina částí našeho těla. Hlavním principem je rotace trupu vůči pánvi. Jedná se o aktivitu náročnou především na koordinaci, flexibilitu a sílu (Tilley & Macfarlane, 2012). Existuje moderní a klasický golfový švih nebo jejich kombinace. Také je možné hrát na pravou i levou stranu podle toho, kterou ruku máme při držení golfové hole níže a kterou dolní končetinou stojíme dále od cíle. Zjednodušeně řečeno, pokud golfista hraje napravo, pak na danou stranu provádí náprah.

Výběr preferované strany je obvykle podle toho, zda je hráč pravák nebo levák. Výjimečně se najdou i golfisté hrající na stranu nedominantní. Celkové provedení golfového švihu je velmi individuální záležitost. Nikdy neuvidíme dva golfisty s naprosto stejným švihem. Záleží na typu golfového vybavení, výkonnosti, věku a zejména fyzických předpokladech.

Základní podmínkou správně provedeného švihu je stabilní postoj se správným nastavením jednotlivých segmentů vůči sobě. Během golfového švihu je generováno velké množství energie, která je přenášena z horních končetin, přes svalstvo trupu do nohou. Její velikost se projeví na rychlosti hlavice hole, a tím na vlastnostech provedeného úderu (Silva et al., 2013).



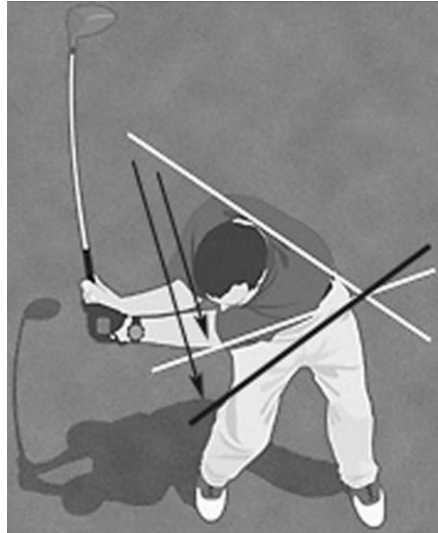
Během golfového švihů je bederní páteř vystavena velkému zatížení v podobě komprese při anteriorní a posteriorní flexi, torzi a lateroflexi. Hosea a Gatt (1996, in Gluck, Bendo, & Spivak, 2008) zjistili, že tlakové síly působí na obratle L3/L4 až do osminásobku tělesné váhy hráče. Na odolávání těmto silám se podílejí různé struktury páteře. U kompresního zatížení je hlavní nosnou komponentou spongiózní kost obratle, která se účastní až z padesáti procent. Další význam má také nucleus pulposus a z dvaceti procent se podílí i fasetové klouby, jejichž největší vliv je u odolávání předozadním smykovým silám (Gluck, et al., 2008; Lagatorová et al., 2013).

### **5.1.1 Moderní golfový švih**

Moderní golfový švih zdůrazňuje větší otáčení ramen a naopak sníženou rotaci v pletenci pánevním. Omezení rotace lze dosáhnout postavením zadní nohy při postoji kolmo na cíl, a také udržením paty přední nohy na zemi během nápřahu. Cílem je uklidnění dolní části těla, což může zvýšit přesnost návratu úderové plochy golfové hole do výchozí pozice při prošvihnutí, a tím zlepšení konzistence zasahování míčů. (Gluck et al., 2008; Lagatorová et al., 2013).

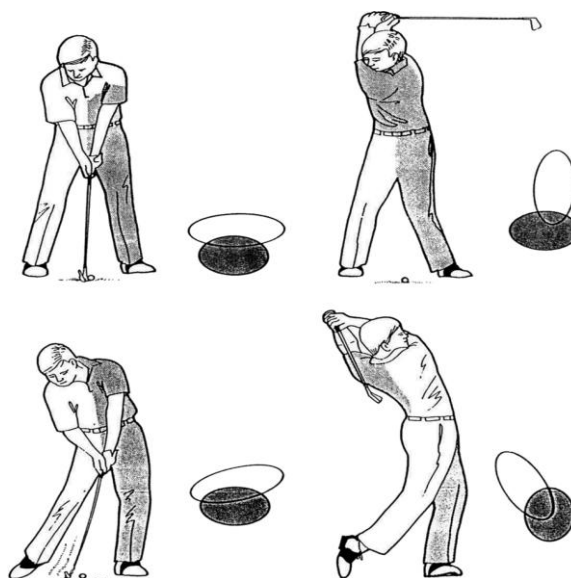
Úhel mezi rameny a boky na vrcholu nápřahu nazýváme jako „X-faktor“, podle dvou pomyslných linií v axiální rovině tvořící písmeno X (Obrázek 3). Zvětšování tohoto úhlu, tedy snížení rotace v bocích a zvýšení v ramenech, vede k výraznějšímu torznímu zatížení páteře. K dosažení maximálního „X-faktoru“ by měla být hodnota rotace v pánvi 20° a v ramenních kloubech okolo 90° – 100° (Gluck et al., 2008).

Při nápřahu tedy dochází k dalšímu natažení viskoelastických elementů, což vede k uložení velké potenciální energie. Ta je dále využita na zvýšení rychlosti otáčení při prošvihnutí, což má vliv na zrychlení hlavy hole. Většina rotace páteře probíhá v její bederní a dolní hrudní části (Gluck et al., 2008).



**Obrázek 3.** „X faktor“ znázorněn 2 bílými liniemi (Gluck et al., 2008, 780)

Během moderního golfového švihů dochází ke zvětšení lateroflexe a přehnané hyperextenzi hrudní páteře při dokončení švihů nazývaná jako pozice obráceného „C“ (Obrázek 4). Tím dochází k větší aktivaci m. erector spinae bilaterálně. Během nápřahu je v porovnání se švihem klasickým, menší aktivita pravého i levého m. obliquus externus et internus abdominis. Je to z důvodu limitované rotace v pánevním pletenci směrem doprava v axiální rovině (Ashish, Shweta, & Singh, 2008). Moderní golfový švih je velmi efektivní a je velmi oblíben, jak mezi profesionály, tak mezi amatérskými hráči golfu, protože vede k prodloužení vzdálenosti doletu míče.



**Obrázek 4.** Moderní golfový švih (Gluck et al., 2008, 781)

### 5.1.2 Klasický golfový švih

Klasický golfový švih pochází ze Skotska z počátku 20. století. V 60. letech 20. století se představil švih moderní, a proto se s klasickým švihem v dnešní době setkáváme již jen výjimečně (Ashish et al., 2008). Klasický golfový švih klade důraz na omezení „X-faktoru“, čímž se sníží točivý moment působící na bederní páteř. Zmenšení úhlu mezi rameny a boky na vrcholu nápřahu dosáhneme buď zvednutím paty přední nohy při nápřahu, čímž se zvětší rotace v kyčelních kloubech, nebo zkrácením nápřahu, či kombinací obojího (Gluck et al., 2008). Bulbulian, Ball a Seaman (2001) ve své studii zjistili, že zkrácení nápřahu vede ke snížení sil působících na trup a páteř, aniž by docházelo k negativnímu vlivu na rychlost hlavy hole a přesnost v zasahování míče.

Klasický golfový švih zdůrazňuje vyvážený a vzpřímený postoj i došvih, na rozdíl od švihu moderního, což vede ke snížení lateroflexe a tím namáhání páteře (Obrázek 5). Pravá noha (u hráčů hrajících na pravou stranu) je při základním postoji ukročena do strany (Lagatorová et al. 2013). Švih k míči je zahajován celým tělem, a při dokončení je setrvačnost přenášena dopředu, čímž dochází ke změně polohy těžiště těla (McHardy, Pollard, & Bayley 2006).



**Obrázek 5.** Klasický golfový švih (Gluck et al., 2008, 782)

### 5.1.3 Fáze golfového švihů

Golfový švih lze rozdělit na 6 základních fází – základní postoj, nápřah, vrchol nápřahu, švih k míči, úder do míče a došvih. V každé fázi dochází k rozdílnému zapojení hlavních svalových skupin i zatěžování jednotlivých segmentů.

#### 5.1.3.1 Postoj

Postoj je počáteční pozice golfového švihů. Určuje ho především šířka rozkročení a poloha míčku vzhledem k nohám. Biomechanicky správné nastavení zajišťuje efektivní zapojení svalů, stabilitu, flexibilitu, a také snižuje riziko zranění úseku bederní části páteře (Versteegh, Vandervoort, Lyndsay, & Lynn, 2008). Zahrnuje také správné uchopení golfové hole tak, aby obě horní končetiny mohly fungovat jako jeden celek (Parziale & Mallon, 2006). Ruce jsou přibližně ve vzdálenosti 10 cm od dolních končetin. Chodidla by měla být rozkročena na šířku ramen se špičkami mírně vytočenými ven. Pokud bychom postoj rozšířili, došlo by ke snížení flexibility a schopnosti rotace. Naopak stabilita stoje by se narušila v případě zúžení opěrné báze, čímž by došlo ke snížení jistoty v odpalování. Golfový míč je umístěn ve středu postoje. Jeho správná poloha napomáhá kontaktu úderové plochy hole s míčem po ideální dráze a pod správným úhlem úderu (Newel, 2010).

Důležité je správné držení těla, které charakterizuje pokrčení dolních končetin, předklon horní poloviny těla a rovnoměrné rozložení hmotnosti na chodidlech. Kolena jsou pokrčena do 25 - 30°, aby nedocházelo k nadměrné flexi páteře při prošvihnutí, a také pro zlepšení celkové stability postoje (Versteegh et al., 2008). Kyčelní klouby jsou ve středním postavení. Spojnice špiček nohou, kyčelních kloubů a akromionů by měla kopírovat směr zamýšleného úderu. Předklon trupu (25 – 30°) vychází z kyčelních kloubů tak, aby těžiště těla bylo nad úrovní kolen. Snažíme se při něm udržet napřímené držení páteře (Versteegh et al., 2008).

Horní končetiny visí svisle dolů a spolu se spojnici ramenních kloubů svírají tvar trojúhelníku. Pravé rameno je u golfistů hrajících na pravou stranu asi o 16° níže než levé, jelikož je pravá ruka při držení golfové hole umístěna níže. Děje se tak v důsledku lateroflexe, mírné deprese a vnitřní rotace dolního úhlu lopatky a addukce v ramenním kloubu. Takový postoj je optimální pro generování síly, a k udržení kontroly golfového švihů (Hume, Keogh, & Reid, 2005).

Postoj se mírně liší u jednotlivých typů golfových holí, ran a také sklonu terénu. U holí určených pro delší údery se poloha míče posunuje dopředu v postoji,

což znamená blíže přední noze (Obrázek 6). K dalším změnám patří větší vzdálenost od míče, širší postoj a větší zatížení zadní nohy. Při hraní do kopce je umístění míče u přední nohy, ale naopak hmotnost je spíše na noze zadní. U hraní z kopce je tomu naopak.



**Obrázek 6.** Základní golfový postoj u krátkých, středně dlouhých a dlouhých golfových holí (Foley, 2013, 69)

#### 5.1.3.2 Nápřah

Do nápřahu spadá i první úsek švihového řetězce nazývaný jako odtažení. Začíná od chvíle, kdy se hlava hole poprvé pohne od míče směrem dozadu, až do fáze, kdy jsou ruce za pravým stehnem (u hráčů hrajících na pravou stranu).<sup>1</sup> Poté horní končetiny pokračují dále nahoru, až do vrcholu nápřahu. V této fázi golfového švihů je nejnižší aktivita svalů (Gluck et al., 2008; Newel, 2010). Kompresní zatížení se snižuje až k vrcholu nápřahu a předozadní smykové síly působící na páteř jsou relativně malé. Rozdíl je u mediálních smykových sil, které jsou během nápřahu dominantní (Lim, Chow, & Chae, 2012).

Nápřah klade důraz na flexibilitu, a je nezbytný k natažení viskoelastických elementů. Dochází při něm k ukládání energie, která je posléze využita při švihů k míči. Zatížení je lokalizováno především na fasety a meziobratlové destičky bederních obratlů, kloubní spojení L5 – S1 a sakroiliakální skloubení. Začíná rotací pánve a horní částí trupu směrem k zadní horní končetině v horizontální rovině. Levý

<sup>1</sup> Při popisu stranových specifických se, pokud není uvedeno jinak, informace vztahují k hráčům hrajícím na pravou stranu.

m. obliquus externus abdominis a pravý m. obliquus internus abdominis se u hráčů hrajících na pravou stranu kontrahují k usnadnění této rotace. (Ashish, et al., 2008; Brandon & Pearce, 2009; Meister et al., 2011).

Zadní horní končetina je poté abdukována a zevně rotována, zatímco se loket napíná a zápěstí směřuje do radiální dukce. Přední horní končetina je přes hrudník horizontálně addukována a vnitřně rotována, čímž dochází k zatěžování akromioklavikulárního skloubení. Levý loket je natažený a zápěstí je přibližně v neutrální pozici. Ke konci náprahu dochází k mírné lateroflexi směrem doleva, na které se podílí levý m. rectus abdominis, m. erector spinae, m. obliquus internus abdominis a m. obliquus externus abdominis (Brandon & Pearce, 2009; Cohn, Lee, & Strauss, 2013; Lim, et al., 2012).

Během náprahu je váha přenášena na zadní dolní končetinu, čímž dochází k supinaci nohy, která způsobí větší zatížení laterální části kolenního kloubu a pátého metatarsu. Jakékoliv omezení flexibility ve svalech či kloubech účastnících se tohoto pohybu vede ke zmenšení rotace horní části těla vůči pánvi, čímž se sníží množství síly použitelné pro švih k míči (Brandon & Pearce, 2009).

Nejaktivnější sval pravé strany horní části těla je m. trapezius, a to jeho horní a střední vlákna. Na levé straně je to m. subscapularis a m. serratus anterior. V dolní části těla se jedná o m. semimembranosus a dlouhou hlavu m. biceps femoris pravé strany. Dále jsou významné pravý m. obliquus externus et internus abdominis, které jsou aktivní v druhé polovině náprahu, a svou excentrickou kontrakcí brzdí pohyb na vrcholu náprahu. (Lim et al., 2012; McHardy & Pollard, 2005).

### 5.1.3.3 Švih k míči

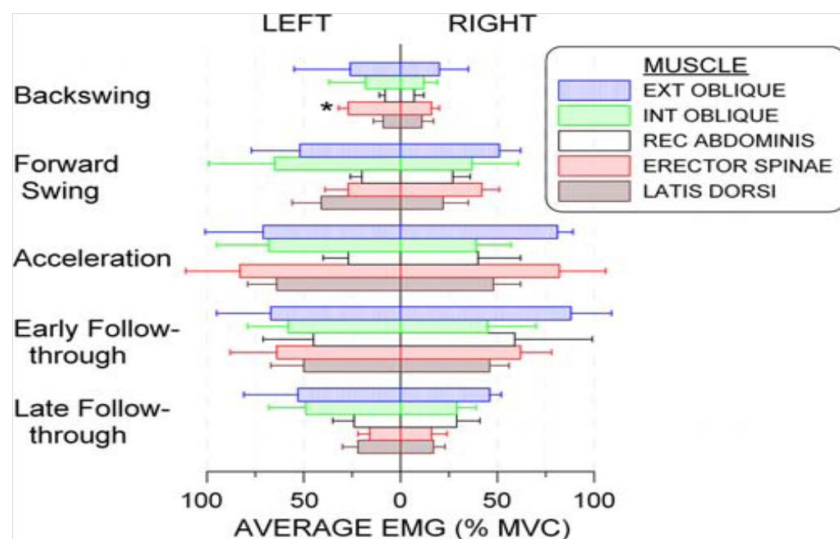
Švih k míči lze rozdělit na dvě fáze, a to dopředný švih, který zahajuje pohyb hole směrem k míči a akcelerace, která hůl zrychluje (Hume et al., 2005). Fáze zrychlení začíná v okamžiku, kdy je hůl v horizontální rovině a končí v momentě, kdy hůl udeří do míče (Brandon & Pearce, 2009). Na rychlosti hlavy hole ve fázi akcelerace závisí vzdálenost doletu zasáhnutého míče (Beak et al., 2013).

Při švihu k míči je hmotnost přenášena směrem k přední noze, zatímco boky rotují a posunují se laterálně. Dochází k plynulému uvolnění elastické energie získané při náprahu (Parziale & Mallon, 2006). Jedná se o fázi s největší svalovou aktivitou, která slouží ke zvýšení rychlosti hlavy hole. Je zde také nejvyšší kompresní zatížení páteře především ve fázi akcelerace a úderu do míče (Lim et al., 2012).

Dopředný švih je zahájen rotací pánve směrem doleva (u golfistů hrajících na pravou stranu), kterou iniciuje především m. gluteus maximus et medius a m. biceps femoris pravé strany a levostranný m. adduktor magnus a m. vastus lateralis (McHardy & Pollard, 2005). Následuje rotace trupu proti směru hodinových ručiček, na které se podílí pravý m. obliquus externus abdominis a levý m. obliquus internus abdominis. Během akcelerace, švihu do míče a začátku prošvihu je viditelná lateroflexe směrem doprava, a proto dochází ke zvýšení aktivity pravého m. rectus abdominis a m. obliquus internus et externus abdominis (Lim et al., 2012).

Tlak na meziobratlové ploténky bederních obratlů je snížen, ale naopak fasetové a sakroiliakální klouby jsou zatíženy více. Levý ramenní kloub je následně abdukován díky m. deltoideus, zatímco pravý je addukován a vnitřně rotován. Extenzory levého předloktí táhnou zápěstí do dorsální flexe a ulnární dukce, zatímco flexory předloktí pravého dostávají zápěstí do neutrálnější pozice (Brandon & Pearce, 2009).

Vysoká aktivita pravého m. rectus abdominis a m. erector spinae zajišťuje navrácení trupu do vzpřímené polohy (Obrázek 7). Ze svalů účastnících se pohybů v glenohumerálním kloubu jsou nejvíce aktivní m. pectoralis major, m. latissimus dorsi a m. subscapularis oboustranně, dosahující vrcholu během fáze akcelerace. Mezi další významné svaly horní části těla, aktivně se podílejících na švihu k míči, patří na levé straně mm. rhomboidei, střední vlákna m. trapezius, a na straně pravé m. serratus anterior a m. levator scapulae (Lim et al., 2012; Marta, Silva, Castro, Correia, & Cabri, 2012; McHardy & Pollard, 2005).



Vysvětlivky:	Backswing	- nápřah
	Forward swing	- švih k míči
	Acceleration	- akcelerace
	Early Follow - through	- počáteční fáze došvihů
	Late Follow - through	- konečná fáze došvihů
	Left	- levý
	Right	- pravý

**Obrázek 7.** Zapojení svalů v jednotlivých fázích golfového švihů (Lim et al., 2012,205)

#### 5.1.3.4 Došvih

Jedná se o finální fázi golfového švihů, která začíná v okamžiku úderu do míče a končí, když je hůl nad levým ramenem a ruce jsou ve výši hlavy. Golfista by měl skončit ve vyváženém postoji. Trup i hlava by měly být otočeny směrem k cíli (Hume et al., 2005). Na konci švihů je nejmenší kompresní zatížení. Naopak převážně dopředné a laterální smykové síly byly největší v polovině došvihů. K této vysoké zátěži přispívá pravděpodobně hyperextenze trupu (Lim, et al., 2012).

Došvih začíná pokračující dorzální flexí a ulnární dukcí vedoucího zápěstí, zatímco na straně pravé jsou pohyby přesně opačné. Levý ramenní kloub je abdukován do necelých 90° a zevně rotován. Druhostranné rameno je horizontálně addukováno a rotováno vnitřně, čímž dochází, stejně jako při odtažení, k zatížení



akromioklavikulárního skloubení (Brandon & Pearce, 2009). Když ruce dosáhnou úrovně ramen, oba lokty se flektují z důvodu snížení rychlosti horních končetin (Hume et al., 2005).

Spolupráce levého m. obliquus externus et internus abdominis a pravého m. obliquus externus abdominis vede ke snížení otáčení trupu. Jmenované svaly jsou jediné, které zůstávají aktivní až do konce prováděného golfového švihů. Fasetové a sakroilakální klouby absorbují zatížení, přičemž se tlak na meziobratlové ploténky zvyšuje. Nakonec je váha přesunuta na přední dolní končetinu, která se vnitřně rotuje, přičemž největší zatížení je na mediální části extendovaného kolenního kloubu a na pátém metatarsu. Většina hráčů zvedá při dokončení patu pravé nohy a vytáčí špičku směrem k cíli (Brandon & Pearce, 2009; Lim et al., 2012).

Nejaktivnějšími svaly horní části těla jsou m. pectoralis major a m. subscapularis oboustranně a dále pravý m. serratus anterior a levý m. infraspinatus. V dolní části těla je na levé dolní končetině nejaktivnější dlouhá hlava m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. adduktor magnus a m. vastus medialis, zatímco na straně pravé jde především o m. gluteus medius (McHardy & Pollard, 2005).

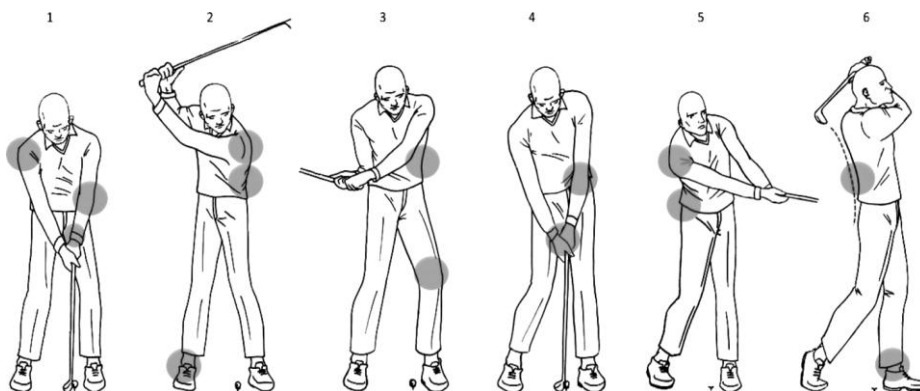
## 5.2 Příčiny bolestí bederního úseku páteře u golfistů

Golf je považován za sport se středním rizikem vzniku poranění. Nejčastěji postižené oblasti jsou ty s největším zatížením (Obrázek 8). Existují rozdíly v lokalizaci zranění u profesionálních a rekreačních hráčů, což je zapříčiněno jinými herními návyky a rozdílnou biomechanikou švihů. U amatérských golfistů je nejčastější příčinou obtíží špatná technika nebo nedostatečná příprava před hrou, a proto je u nich výskyt zranění častější (Cabri et al., 2009). Naopak u skupiny výkonnostní, jde především o přetížení z důvodu intenzivního tréninku (Cole & Grimshaw, in press). Rozdíly v typu zranění jsou i mezi lidmi různého věku a pohlaví. Vyšší prevalence vzniku poranění je u hráčů nad 50 let, což je způsobeno fyziologickými změnami v muskuloskeletálním systému v průběhu stárnutí (Cabri et al., 2009).

Nejběžněji se setkáváme s vertebrogenními obtížemi, konkrétně s bolestmi bederní části páteře, následovány oblastí krční a hrudní. Subjektivní příznaky jsou nejčastěji lokalizovány na pravé straně lumbální oblasti, a jejich intenzita je největší

během úderu do míče a dokončení (Cabri et al., 2009). Výskyt low back pain (LBP) se u mužů pohybuje mezi 25-36 % a u žen mezi 22-27 % jak u amatérských, tak profesionálních hráčů (Lagatorová et al., 2013). Nižší prevalence u hráček je pravděpodobně z toho důvodu, že je snížený točivý moment i velikost síly s jakou je švih prováděn. U žen je také větší míra flexibility, a nižší lateroflexe, tedy vzpřímenější držení trupu, při úderu do míče (Brandon & Pearce, 2009; Horan, Evans, Morris, & Kavanagh, 2010).

Nejčastější příčinou akutní bolesti bederního úseku páteře je lokální poškození měkkých tkání. Jedná se především o zvýšené svalové napětí, porušení meziobratlové ploténky nebo trauma kloubního pouzdra fasetových kloubů. S ohledem na omezený rozsah axiální rotace v bederní páteři a analýzu sil vznikajících při švihů lze říci, že opakované zatížení bederní páteře může hráče golfu předurčovat ke svalovému natažení, herniaci disku, spondylolistéze nebo námahové zlomenině obratle (Gluck et al., 2008). Nesprávná mechanika švihů, a nedostatečná kombinace svalové síly, flexibility, koordinace a stability můžou produkovat větší síly působící na páteř. Zvýšené zatížení vede k bolestem v bederní části páteře spojenými s oblastmi zvýšeného svalového napětí (Tsai et al., 2010).



**Obrázek 8.** Lokalizace zranění při jednotlivých fázích golfového švihů (Cabri, et al., 2009, 362)

### 5.2.1 Nedostatečná stabilizace páteře

Posturální stabilita může být narušena při snížení síly, koordinace a efektivního zapojování svalů v oblasti pánve a bederní páteře (Tsai, et al., 2010). Neuromuskulární kontrola trupu je během golfového švihů důležitá nejen pro zajištění

správné techniky, ale také pro poskytnutí dostatečné svalové síly ke stabilizaci páteře, která slouží jako prevence zranění (Cole & Grimshaw, 2008). Výzkum Hodgese a Richardsona (1996) ukázal, že u golfistů s akutní nebo chronickou bolestí bederního úseku páteře je nervosvalová kontrola břišních a paravertebrálních svalů nepříznivě ovlivněna, což může ohrožovat stabilitu páteře. Zmíněné svaly pracují optimálně, když jsou schopny kontrolovat trup do bodu, který umožňuje efektivní přenos točivého momentu na koncové segmenty končetin (Schilling, 2012). Svaly trupu přes thorakolumbální fascii přenáší síly mezi páteří, pánví, dolními a horními končetinami. To pomáhá při otáčení trupu a zároveň stabilizaci bederní páteře díky břišním svalům, čímž se sníží zatížení meziobratlových kloubů (Gluck et al., 2008).

Poruchy ve fungování stabilizačního systému páteře mohou vést k nestandardním pohybům, a tím k nadměrnému zatížení páteře, což může vyústit až ve zranění (Cole & Grimshaw, 2008). Řada studií ukázala opožděný nástup mm. multividi a m. transversus abdominis u pacientů s LBP během golfového švihů (Hides, Richardson, & Jull, 1996; Evans & Oldreive, 2000). Byla také zjištěna výrazně menší vytrvalost m. transversus abdominis a rotace směrem k nedominantní straně (na levou stranu u hráčů hrajících napravo). U golfistů s obtížemi v bederní části páteře je i rozdílná aktivace m. erector spinae při postoji i nápřahu. Dochází u nich také k rychlejší a vyšší aktivitě m. obliquus externus abdominis, což může vést k rychlejší únavě a většímu riziku zranění v porovnání se zdravými hráči (Cole & Grimshaw, 2008; Lindsay & Horton, 2006).

Předpokládá se, že hráči, kteří trpí LBP, používají m. erector spinae a mm. obliqui externi abdominis jako primární stabilizátory páteře, které se aktivují dříve a kompenzují funkci hlubších svalů mm. multifidi a m. transversus abdominis (Daddio, 2012). Tato adaptace je ovšem neefektivní hlavně v kritických místech golfového švihů, což je vrchol nápřahu, akcelerace, úder do míče a začátek došvihů. Tyto fáze činí větší nároky na stabilizaci páteře, jelikož je zde vyšší riziko vzniku zranění. (Cabri et al., 2009).

## **5.2.2 Kloubní omezení**

### **5.2.2.1 Dysfunkce sacroiliakálního skloubení**

Sacroiliakální kloub je obzvláště náchylný na zranění, jelikož je kritickou spojkou v kinetickém řetězci mezi energií vznikající nad ním a stabilitou níže. Musí

také kompenzovat sníženou flexibilitu v nižších segmentech bederní části páteře. Sacroiliakální skloubení tvoří pevnou a zároveň mírně pružící základnu celého osového orgánu (Brandon & Pearce, 2009; Daddio, 2012).

Během kritických fází golfového švihů, kdy je hmotnost přenášena z jedné nohy na druhou, musí odolávat největšímu zatížení v podobě sil působících na páteř, při její maximální rotaci. Dysfunkce SI skloubení a instabilita pánve jsou tedy také odpovědné za bolesti v bederní části páteře. (Brandon & Pearce, 2009).

#### **5.2.2.2 Omezená vnitřní rotace levého kyčelního kloubu**

Tělo se během golfového švihů otáčí na přední dolní končetině (Foxworth et al., 2013). Murray, Birley, Twycross - Lewis a Morrissey (2009) zjistili, že u golfistů s LBP je omezený rozsah vnitřní rotace v levém kyčelním kloubu. Hráči mají tendenci tento nedostatek kompenzovat nadměrnou rotací v bederní páteři, čímž se zvyšuje její zatížení. Omezení rotace lze vyřešit vytočením levé nohy směrem k cíli (Brumitt & Dale, 2008; Versteegh et al., 2008).

### **5.2.3 Nevyhovující golfové vybavení**

Bylo zjištěno, že i typ a kvalita golfového vybavení mají svůj vliv na případný vznik zranění. Výběr golfových holí se odvíjí od tělesné výšky, délky horních končetin a parametru golfového švihů. Například lehčí a pružnější hole mohou vést k agresivnějšímu švihů, který způsobí větší muskuloskeletální napětí. Důležitá je také vhodná délka, která umožní správné nastavení základního postoje, a tím větší pravděpodobnost kvalitně provedeného švihů. Pokud by měl golfista kratší hole, než by mu vyhovovaly, byla by páteř při postoji i při úderu do míče ve větší flexi. Dále by během celého švihů docházelo ke zvýšené lateroflexi, což by mohlo vést ke vzniku LBP (Cabri et al., 2009).

Negativní vliv na bolesti bederní části páteře může mít i nošení bagu (golfového vaku) s holemi na zádech (Brandon & Pearce, 2009). Velký význam mají i speciální golfové boty se spiky (hřebíky v podrážce). Ty zajišťují stabilitu postoje během celého golfového švihů, a tím umožňují účinný přenos energie při úderu do míče (Davies & Disaia, 2013).

## **5.2.4 Rizikové faktory při provádění golfového švihů**

### **5.2.4.1 Hyperextenze trupu při došvihů a zvětšování „X – faktoru“**

I když může být moderní golfový švih rizikový z hlediska zranění, je mezi hráči velmi oblíben. Je při něm generována velká síla, čímž dochází k prodloužení délky úderů. Zvětšování úhlu mezi rameny a boky (X-faktoru) při nápřahu, vede k většímu torznímu zatížení páteře. Dochází k nadměrnému namáhání pasivních struktur, především meziobratlových destiček a fasetových kloubů (Joyce, Burnett, & Ball, 2010). Moderní golfový švih způsobuje i zvýšené napínání viskoelastických elementů za jejich fyziologickou mez, což může být také jedna z příčin LBP (Gluck et al., 2008).

Dalším kritickým aspektem moderního golfového švihů je finální hyperextenze trupu při došvihů, která pomáhá absorbovat energii uvolněnou při švihů k míči, čímž se prodlouží vzdálenost doletu. Při pozici obráceného „C“ se zvyšují dopředné smykové síly, a kvůli maximální kontrakci erektorů, i tlakové síly působící na páteř. Problémem je i velká lateroflexe při švihů k míči a jeho zasahování, která se obvykle vyskytuje při vysoké úhlové rychlosti (Cabri et al., 2009; Murray, 2008).

### **5.2.4.2 Špatná technika švihů amatérských hráčů**

U amatérských golfistů jsou v porovnání s profesionály zranění častější, a to především z důvodu nesprávné techniky švihů. Při jeho špatném provedení se až o 80% zvyšuje točivý moment, velikost lateroflexe a smykového zatížení. Tím dochází ke vzniku velkých sil působících na sakroiliakální klouby, fasetové klouby a meziobratlové destičky (Brandon & Pearce, 2009). Dále lze u amatérských golfistů trpících LBP pozorovat větší flexi nebo naopak extenzi páteře při základním postoji, výraznější lateroflexi během nápřahu, která kompenzuje omezenou rotaci trupu, a také nadměrnou rotaci během došvihů (Cabri et al., 2009; Lindsay et al., 2009).

## **5.2.5 Neadekvátní tréninková příprava**

### **5.2.5.1 Nedostatečné rozcvičení před hrou**

Účelem rozcvičení je nejen připravit tělo na sportovní výkon, ale také snížit riziko vzniku zranění. Dochází k prohřátí svalů, které je spojeno se zvýšenou rychlostí a silou svalových kontrakcí. Děje se tak díky zlepšení průtoku krve a aktivity lokálních metabolických procesů, jako například uvolňování kyslíku z hemoglobinu

a myoglobinu. Snižuje se také vnitřní viskozita tkání, čímž se zmenší intramuskulární odpor. To vede nejen ke zlepšení kvality kontrakce, ale také ke snížení mechanického přetěžování svalových vláken, čímž se zmenší riziko nebo závažnost svalového zranění. Dochází také k prodloužení doby maximálního a submaximálního výkonu, a tím oddálení vyčerpání (Lindsay et al., 2009; Máček & Radvanský, 2011; Reed, 2005).

Nezbytnou součástí přípravy na sportovní výkon je strečink. Aby byl účinný, musí být součástí jak rozcvičení na začátku, tak i uklidnění v závěru tréninkové jednotky. Jedná se však o naprosto rozdílné druhy strečinku, lišící se technikou. Při rozcvičování má strečink aktivační charakter, naopak po sportovním výkonu má funkci relaxačně – regenerační. Mezi hlavní benefity strečinku patří dobrá svalová a kloubní pohyblivost, zvětšená efektivnost a plynulost svalových pohybů, zlepšená ohebnost nebo snížení svalových bolestí (Lehman, 2006; Nelson & Kokkonen, 2009).

Správné rozcvičení se skládá ze čtyř částí, přičemž jeho délka by měla být minimálně deset minut. Na začátek je vhodné zařadit aktivitu nízké intenzity, při které se zapojí co nejvíce velkých svalových skupin. Její účel je zvýšené prokrvení a prohřátí nervosvalového aparátu a vnitřních orgánů. Další část rozcvičení by měl zaujímat statický strečink, který zlepšuje flexibilitu, čímž se také snižuje riziko zranění (Lindsay et al., 2009).

Protahování by mělo být zaměřené na svalové skupiny, které jsou při golfovém švihů neaktivnější. Poté by měl následovat strečink dynamický v podobě několika pomalých, uvolněných švihů naprázdno, které by kvůli prevenci svalové dysbalance, zranění a zlepšení koordinace měly být provedeny na pravou i levou stranu. Na závěr rozcvičení by si měl golfista před každou hrou zajít na cvičné tréninkové plochy. Zde by měl odehrát různé typy ran každou holí v golfovém bagu. Začínat by měl údery s nejkratší vzdáleností doletu (Lindsay et al., 2009).

#### **5.2.5.2 Přetížení u profesionálních hráčů**

U výkonnostních golfistů je největší výskyt zranění oblasti páteře, ze všech profesionálních sportovců (Wadsworth, 2007). Dlouhodobé vystavení opakovanému a statickému zatížení, vede ke snížení tolerance tkání k odolávání stresu, zvláště pokud je kombinováno s nedostatkem odpočinku. Proto jsou především profesionální hráči, kteří trénují mnoho hodin denně, vystaveni většímu riziku zranění (Lee, 2009). U výkonnostních golfistů může v důsledku intenzivní přípravy dojít i ke svalové

dysbalanci, což zvyšuje jejich predispozice ke vzniku syndromu z přetížení (Lindsay et al., 2009). Bylo také zjištěno, že u profesionálních golfistů dochází k asymetrickým degenerativním změnám na páteři. V porovnání s běžnou populací je u nich větší množství osteofytů na pravé straně obratlů L3/L4, stejně jako výraznější změny fasetových kloubů L3/L4 a L4/L5 (Cabri et al., 2009). Na magnetické rezonanci lze také u některých hráčů pozorovat Modicovy změny I. typu lokalizované na pravé straně krycích destiček bederních obratlů. Vznikají v důsledku opakovaných kompresních, torzních a střižných sil působících na páteř během golfového švihů a mohou být také příčinou LBP (Mefford et al., 2011).

## 5.3 Prevence

Vyšší zatížení páteře je důsledkem snížené pružnosti, síly a kloubní stability trupu a struktur páteře, což může hrát důležitou roli při vzniku zranění. Jako prevence může sloužit trénink zaměřený na aktivaci HSS, zlepšení rotační flexibility a zvýšení celkové stability. Jelikož jde o jednostranný sport, bývají u golfistů rozdíly ve svalech mezi pravou a levou polovinou těla, a proto je nutné provádět správná kompenzační cvičení. Významnou roli hrají také změny v technice, které sníží zatížení páteře, a dostatečné rozcvičení před hrou. Důležité jsou například úpravy základního postoje, nebo zkrácení náprahu, z důvodu snížení aktivace povrchových svalů trupu. Nebezpečí zranění při došvihů hrozí především v případě, kdy zpomalování skončí příliš brzo, a kdy je konečný rozsah rotace páteře velmi výrazný. Pro snížení zatížení páteře při této konečné fázi, je důležité, aby byla v co nejvíce vertikální poloze (Cabri et al., 2009; Gluck et al., 2008; Lindsay et al., 2009).

Významné je také snížení „X faktoru“ zvýšením rotace pánve a snížením rozsahu otáčení ramen během náprahu, čehož dosáhneme vytočením pravé nohy mírně zevně. Další výhody klasického golfového švihů je vzpřímenější postoj, a také to, že je golfista blíže míči, což může zároveň sloužit jako prevence LBP, protože se snižují předozadní smykové síly. Je rovněž důležité, aby během švihů nebyla kolena úplně napnutá, čímž by docházelo k nadměrné flexi páteře. Velký význam má taktéž golfové vybavení, a to především speciální boty se spiky a hole. Je klíčové, aby hráčům plně vyhovovaly, jinak může docházet ke kompenzacím, což zvyšuje predispozice těchto hráčů k úrazům (Cabri et al., 2009; Gluck et al., 2008; Lindsay et al., 2009).

## **5.3.1 Dynamická neuromuskulární stabilizace podle Koláře**

### **5.3.1.1 Využití principů reflexní lokomoce**

Pro dobře vyváženou aktivaci svalové souhry mezi svaly břišního lisu a zádoými svaly lze v úvodní fázi edukace využít reflexní stimulaci dle Vojty. Jsou v ní integrovány jednotlivé složky potřebné pro fyziologickou stabilizaci – kaudální postavení hrudníku, napřímení páteře, brániční dýchání, rovnoměrné zapojení hlubokých a povrchových svalů, apod. (Kolář, 2012).

Provedení je v poloze na zádech s dolními končetinami v trojflexi a mírné abdukci. Terapeut mírným tlakem stimuluje hrudní zónu mezi 6. a 7. žebrem v mamilární linii. Reflexí odpovědí je změna dechového stereotypu. Objevuje se brániční typ dýchání bez účasti pomocných dýchacích svalů, bránice se oplošťuje. Hrudník se nastavuje do kaudálního postavení, páteř se napřimuje. Aktivují se břišní svaly, které působí proti oploštělé bránici a pánevnímu dnu. Zapojení břišních svalů je v rovnováze, což se projeví kaudální migrací umbiliku a aktivací laterální skupiny břišních svalů, především m. transversus abdominis (Kolář, 2012; Kolář & Lewit, 2005).

Cílem je, aby si navozením tohoto prožitku pacient aktivaci uvědomil a dostal daný vzor pod volní kontrolu. Souhra se následně nacvičuje s odlehčením dolních končetin a pohyby horních končetin proti odporu. Využíváme různé posturální situace (Kolář, 2012; Kolář & Lewit, 2005).

### **5.3.1.2 Ovlivnění rigidity a dynamiky hrudního koše**

Postavení a dynamika hrudního koše, je významným předpokladem pro fyziologickou stabilizaci páteře. Snažíme se proto uvolnit inspirační postavení hrudníku a dosáhnout pohybu hrudního koše nezávisle na pohybu hrudní páteře. Při patologii dochází k souhybu hrudníku s páteří z důvodu nedostatečného pohybu v kostovertebrálním skloubení. Zaměřujeme se také na uvolnění tuhosti hrudníku, především v oblasti dolních žeber, aby mohlo při aktivaci bránice dojít k rozšíření hrudního koše stejně jako mezižeberních prostor (Kolář, 2007, 2012; Kolář & Lewit, 2005).

Při nácviku je vhodné využít polohu vleže na zádech s flektovanými a mírně abdukovanými dolními končetinami a chodidly opřenými o podložku. Dbáme na napřímení hrudní páteře. V dané poloze uvolňujeme měkké tkáně laterální stěny



hrudníku. Dále pasivně uvedeme hrudník do maximální možné kaudální pozice s relaxovanými prsními i břišními svaly. Poté dlaněmi vytvoříme mírný tlak proti dolním žebřům, a pacient se nadechuje proti našemu odporu. Snažíme se o maximální rozšíření dolní hrudní apertury s vyloučením kraniálního pohybu hrudníku a zapojení povrchových extenzorů páteře (Kolář, 2007, 2012; Kolář & Lewit, 2005).

#### **5.3.1.3 Ovlivnění napřímění páteře**

Dalším předpokladem fyziologické stabilizace páteře je její napřímění. U pacientů s poruchami stabilizace se hrudní páteř chová jako rigidní celek. Chybí tedy izolovaný pohyb v jednotlivých segmentech. K napřímění hrudní páteře je důležitá správná fixace lopatek. Vhodné je využít polohu na břicho s oporou o horní končetiny. Horní končetiny jsou opřeny předloktím o podložku, dlaně jsou na podložce, hlava je napříměna. Pacient se opírá o mediální epikondyly, zvedá hlavu a napřimuje krční a hrudní páteř s úmyslem pohybu vpřed v podélné ose těla. Lopatky přiléhají k hrudníku fixovány aktivitou m. serratus anterior, významnou pro napřímění hrudní páteře. Jeho stabilizační aktivita je možná pouze při aktivaci laterální skupiny břišních svalů, tvořících spolu s bránicí punctum fixum. Významná je také vzpřimovací funkce adduktorů lopatek a ramenních kloubů (Kolář, 2007, 2012).

#### **5.3.1.4 Nácvik dechového stereotypu**

Naším cílem je zapojit bránici do dýchání, a tím i do stabilizačních funkcí, bez účasti auxiliárních dechových svalů. Předpokladem pro její správnou funkci je napřímění páteře a nastavení hrudníku do kaudálního postavení. Při nádechu se žebra pohybují laterálně a dolní hrudní apertura se rozšiřuje. Sternum se pohybuje ventrálně, přičemž nedochází k jeho zvedání. Břišní stěna by se měla rozšiřovat všemi směry bez migrace umbiliku kraniálním směrem (Kolář, 2007, 2012; Kolář & Lewit, 2005).

#### **5.3.1.5 Nácvik stabilizační funkce bránice**

Při daném cvičení se učíme zapojovat bránici, jejíž funkci si během stabilizace vůbec neuvědomujeme. K nácviku lze využít polohu vleže na zádech s dolními končetinami v abdukci na šířku ramen, 90° v kolenních a kyčelních kloubech s lýtky opřenými o podložku. Jednou variantou cvičení ve výše popsané poloze je dýchání při zvýšeném nitrobřišním tlaku. V oblasti třísel nad hlavicemi kyčelních kloubů vytvoříme prsty palpační tlak dorzálním směrem. Pacient se poté snaží vytlačit břišní stěnu proti našemu odporu. Nesmí dojít ke kraniálnímu pohybu umbiliku a zúžení

dolní hrudní apertury, která se naopak musí ve všech směrech rozšiřovat. Při výdechu se snaží neuvolnit aktivitu dolní části břišní stěny. Cvičení lze provádět i vsedě nebo jiných modifikovaných polohách (Kolář, 2007, 2012).

#### **5.3.1.6 Cvičení posturálních funkcí ve vývojových řadách**

Výchozí nastavení pro cvičení odvozujeme ze základních lokomočních poloh posturálního vývoje – poloha na zádech, na boku, v šikmém sedu, apod. Využíváme také polohy odvozené z lokomočních převodních fází umožňujících přechod z jedné polohy do druhé. Sem patří například přechod ze šikmého sedu do polohy na čtyřech, apod. Volba výchozí polohy je závislá na individuálních předpokladech jedince. Pravidlem je postup od poloh s nižšími posturálními nároky do poloh náročnějších. Můžeme využít i labilní opěrné plochy a odpory. Nastavenou výchozí lokomoční polohou se reflexně aktivuje HSS páteře (Kolář, 2012).

### **5.3.2 Progresivní dynamická stabilizace bederní páteře**

Na začátku programu dynamické stabilizace bederní páteře se za základní krok považuje schopnost zaujmout a udržet neutrální polohu bederní páteře. Lze ji stručně charakterizovat jako střední vzdálenost mezi maximální anteverzí a retroverzí. Jedná se o biomechanicky nejvýhodnější pozici pro rozložení a přenos sil působících na páteř. Pro její udržení a uvědomění je výhodná současná aktivace pánevního dna, m. transversus abdominis (a mm. multifidi). Základním cílem dané metody je zlepšení segmentální stability bederní páteře. (Suchomel & Lisický, 2004).

Volba cviků a jejich intenzita by měla být zaměřena individuálně. Při jejich volbě vycházíme z charakteru poruchy, věku, pohlaví a aktuálního stavu pacienta. Každý cvik by měl být prováděn technicky správně a s co možná nejlepší kontrolou. Až po zvládnutí základních nejjednodušších cviků přistupujeme k těm složitějším. Jednotlivé cviky jsou rozděleny podle jejich náročnosti do tří skupin – základní program, středně náročný program, velmi náročný program. Po jejich zvládnutí postupujeme k aplikaci naučeného do všedních denních činností (Suchomel & Lisický, 2004).

Na začátku terapie se pacient učí aktivovat m. transversus abdominis vleže na zádech, boku nebo v poloze na čtyřech. Pro jeho lepší aktivaci je vhodné využít koaktivace svalů pánevního dna spolu s dýcháním. Vleže na zádech se provádí aktivace m. transversus abdominis s pokrčenými dolními končetinami. Pacienta

vyzvěme, aby vtáhl močovou trubici a mírně stáhl dolní část břicha směrem k páteři. Palpací si ověřujeme kontrakci m. transversus abdominis mediodistálně od spina iliaca anterior superior. Dalším krokem základního programu je udržení neutrální polohy páteře v různých polohách, za současné kokontrakce pánevního dna, m. transversus abdominis a mm. multifidi (Suchomel & Lisický, 2004).

Ve středně náročném programu pacient udržujeme neutrální polohu bederní páteře se současnou kokontrakcí m. transversus abdominis a pánevního dna v náročnějších polohách. Využíváme následující polohy – leh na zádech, klek na čtyřech, most, stoj (podřepy, výpady). Ve velmi náročném programu využíváme cvičení na míči. Opět lze využít most, sed nebo rolování po míči vpřed (Suchomel & Lisický, 2004).

## 6 KAZUISTIKA

Iniciály: J. H.

Pohlaví: muž

Věk: 50 let

### **Diagnóza:**

- bolesti bederního úseku páteře

### **Anamnéza**

#### **Osobní anamnéza:**

- pacient trpí bolestí obou kolenních a ramenních kloubů trvajících 20 let
- na pravém ramenním kloubu před půl rokem diagnostikován syndrom zmrzlého ramene
- v roce 1972 závažné poškození kloubního pouzdra levého loketního kloubu – nutná operace – zkrácení délky levé horní končetiny o 2 cm v porovnání s pravou

#### **Rodinná anamnéza:**

- nevýznamná

#### **Pracovní anamnéza:**

- IT pracovník – sedavé zaměstnání

#### **Sociální anamnéza:**

- bydlí v rodinném domě s manželkou a dětmi
- ve svém volném čase se 12 let věnuje golfu a do svých 35 let se aktivně věnoval tenisu

#### **Farmakologická anamnéza:**

- neguje

#### **Alergická anamnéza:**

- neguje

#### **Nynější onemocnění:**

Pacient trpí dlouhodobými bolestmi L a LS úseku páteře lokalizovanými na pravé straně. Poprvé se bolesti objevily po dlouhodobém řízení auta. V roce 2009 proveden

obstřík SI skloubení s následnou rehabilitací zaměřenou na bolesti bederní části páteře. Bolest ustoupila o 30%, ale pouze dočasně. Bolest je obvykle lokalizovaná na jednom místě (SI dx.) a je ostrého charakteru. Někdy vystřeluje do poloviny zadní strany pravého stehna. Pokud je bolest vyšetřujícího charakteru, pacient není přechodně schopen dorzální flexe v pravém hlezenním kloubu. Vyskytuje se po dlouhém sezení nebo řízení auta, po prochladnutí, při zvedání těžkého břemene, při golfu (vrchol náprahu a švih k míči). Objevuje se i při horizontální addukci v pravém ramenním kloubu a v poloze na čtyřech při antevertzi pánve. V těchto polohách je až křečovitého charakteru. Po klidovém režimu ustupuje. Úlevová poloha je pro pacienta leh na zádech s extendovanými dolními končetinami nebo stoj po dlouhém sezení nebo řízení auta.

## **Kineziologický rozbor**

### **Aspekce zezadu:**

- obě paty ve valgózním postavení
- pravá podkolenní jamka níže
- pravá infragluteální rýha je níže
- pravá crista iliaca i zadní horní spina níže
- při anteflexi páteře se nestejná výška spin nevyrovnala
- shift pánve směrem doprava
- paravertebrální val výraznější na pravé straně
- levá taile výraznější
- dolní úhel pravé lopatky níže
- oslabení fixátorů lopatek oboustranně
- pravý ramenní kloub níže
- skoliotické držení

### **Aspekce z boku:**

- pánev v mírné antevertzi
- zvýrazněná bederní lordóza
- prominující břišní stěna
- vyhlazená hrudní kyfóza
- protrakce ramen

**Aspekce zepředu:**

- zevní rotace pravé dolní končetiny v kyčelním kloubu
- pravá patela níže
- pravá přední horní spina níže
- pupek směřuje doprava a dolů

**Palpace:**

- výskyt oboustranných TrPs (trigger points) v descendentní části m. trapezius, m. piriformis, m. quadratus lumborum a m. iliopsoas
- hypertonus parevertebrálního svalstva v bederní části páteře
- snížená protažitelnost kůže a podkoží v bederní části páteře
- snížená posunlivost thorakolumbální fascie oboustranně

**Klinické vyšetření:****Antropometrické údaje:**

- umbilico - maleolární, anatomické i funkční délky obou dolních končetin bez asymetrií
- obvody dolních končetin oboustranně symetrické

**Vyšetření stoje:**

- Romberg I-III stabilní
- stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima stabilní
- je schopen stoje na špičkách i na patách

**Zkouška dvou vah:**

- zatížení pravé dolní končetiny (44 kg), zatížení levé dolní končetiny (42 kg)

**Vyšetření chůze:**

- chůze plynulá, symetrická délka kroků, se souhybem horních končetin
- chůze po špičkách i po patách bez problému

**Funkční testy páteře:**

Schoberova vzdálenost:

- prodloužení vzdálenosti o 5 cm

Stiborova vzdálenost:

- prodloužení vzdálenosti o 10 cm

Thomayerova zkouška:

- distance 15 cm

Otova inkliniční vzdálenost:

- prodloužení vzdálenosti o 2 centimetry

Otova rekliniční vzdálenost:

- zkrácení vzdálenosti o 3 cm

Úklony:

- dosah oboustranně symetrický
- při úklonu na levou stranu nedochází k rotační synkinéze pánve

**Kompresní test na foramina intervertebralia:**

- negativní

**Spurlingův test:**

- negativní

**Joint play SI skloubení:**

- zjištěna blokáda pravého SI skloubení

**Vyšetření segmentů bederní páteře:**

- palpační bolestivost trnového výběžku L5
- test pružení bez bolesti

**Trendelenburgova zkouška:**

- negativní oboustranně

**Testování hlubokého stabilizačního systému dle Koláře:**

Dechový stereotyp:

- převažuje kostální typ dýchání
- kraniokaudální pohyb sternu
- mezižeberní prostory se nerozšiřují

Brániční test:

- pacient pouze malou silou aktivuje svaly proti našemu odporu
- dochází ke kraniální migraci žeber

Test břišního lisu:

- hrudník neudrží kaudální postavení
- hrudník se v dolní části nerozšíří laterálně

Test flexe trupu:

- správné provedení

Extenční test:

- výrazně se aktivuje paravertebrální svalstvo
- dolní část laterální skupiny břišních svalů se aktivuje jen minimálně

Test flexe v kyčli (vsedě):

- při flexi v kyčli je jen minimální aktivita v palpované oblasti (v inguině)
- umbilicus migruje laterálně

Test extenze v kyčli:

- správné provedení

Test nitrobřišního tlaku:

- při aktivaci dominuje horní část m. rectus abdominis

### **Vyšetření kyčelního kloubu:**

Patrickův test:

- na pravé straně je pasivní pohyb do maximální abdukce omezený a bolestivý v oblasti adduktorů kyčelního kloubu a trochanteru major
- na straně levé je pohyb proveden v plném rozsahu bez omezení

### **Goniometrie:**

**Tabulka 1.** Goniometrické vyšetření aktivních rozsahů pohybu

	Pohyb	PDK (°)	LDK (°)
Kyčelní kloub	Flexe	85/120	85/125
	Extenze	10	15
	Abdukce	25	40
	Addukce	30	30
	Vnitřní rotace	30	40
	Zevní rotace	50	50
	Kolenní kloub	Flexe	130
Extenze		0	0
Hlezenní kloub	Plantární flexe	45	45
	Dorzální flexe	20	20
	Everze	25	25
	Inverze	40	40
Hrudní a bederní páteř	Lateroflexe	30	30
	rotace	20	20

Vysvětlivky: flexe v kyčelním kloubu měřena s extendovaným i flektovaným kolenním kloubem



### **Vyšetření svalové síly dle svalového testu:**

#### **Trup:**

- flexe trupu stupeň 4
- flexe trupu s rotací stupeň 4
- extenze trupu stupeň 5

#### **Pánev:**

- elevace pánve oboustranně stupeň 4

#### **Lopatka:**

- addukce oboustranně stupeň 4
- kaudální posunutí a addukce oboustranně stupeň 4
- abdukce s rotací oboustranně stupeň 4

#### **Kloub kyčelní:**

- flexe oboustranně stupeň 5
- extenze oboustranně stupeň 5
- abdukce oboustranně stupeň 5
- addukce oboustranně stupeň 5
- zevní rotace oboustranně stupeň 5
- vnitřní rotace oboustranně stupeň 5

#### **Kloub kolenní:**

- flexe oboustranně stupeň 5
- extenze oboustranně stupeň 5

#### **Kloub hlezenní:**

- plantární flexe oboustranně stupeň 5
- plantární flexe (m. soleus) oboustranně stupeň 5
- supinace s dorzální flexí oboustranně stupeň 5
- supinace v plantární flexi oboustranně stupeň 5
- plantární pronace oboustranně stupeň 5

### **Vyšetření pohybových stereotypů:**

Stereotyp abdukce v kyčelním kloubu:

- převažuje tensorový mechanismus oboustranně – v převaze je aktivita m. tensor fasciae latae, m. iliopsoas a m. fectus femoris

Stereotyp extenze v kyčelním kloubu:

- správný timing svalů bez rotace pánve a trupu

Stereotyp flexe trupu:

- pohyb je proveden přednostně aktivitou břišních svalů
- flexory kyčelního kloubu se zapojí až při překlopení pánve

Zkouška kliku:

- nedostatečná fixace mediální hrany lopatky oboustranně z důvodu oslabeného m. serratus anterior

Abdukce v ramenním kloubu:

- nedošlo k elevaci ramene nebo úklonu trupu
- nedostatečná stabilizace margo medialis oboustranně

Stereotyp flexe šíje:

- nesprávný timing – nejprve předsun hlavy, pak flexe krční páteře
- lehká převaha m. sternocleidomastoideus

**Vyšetření zkrácených svalů:**

- zkrácení 1. stupně dle svalového testu (ST) m. iliopsoas, m. rectus femoris a m. tensor fasciae latae oboustranně
- zkrácení 1. stupně dle ST u hamstringů oboustranně
- zkrácení 2. stupně dle ST u adduktorů kyčelního kloubu na pravé straně
- zkrácení 1. stupně dle ST u m. piriformis na pravé straně
- zkrácení 2. stupně dle ST u paravertebrálních zádočných svalů

**Neurologické vyšetření:**

**Napívací reflexy na dolních končetinách:**

- reflex patelární – oboustranně vybavitelný
- reflex Achillovy šlachy – oboustranně vybavitelný
- reflex medioplantární – oboustranně vybavitelný

**Povrchové čítí:**

- v normě

**Hluboké čítí:**

- v normě

**Paretické jevy na dolních končetinách:**

- negativní oboustranně

**Spastické jevy extenční na dolních končetinách:**

- negativní oboustranně

**Spastické jevy flekční na dolních končetinách:**

- negativní oboustranně

**Napínací manévry na kořenové dráždění na dolních končetinách:**

- Mennell i Lasegue oboustranně negativní

**Vyšetření golfového postoje a švihů:**

**Základní golfový postoj z pohledu frontální roviny (Obrázek 9):**

- protrakce ramenních kloubů



**Obrázek 9.** Základní golfový postoj z frontální roviny

**Základní golfový postoj z pohledu sagitální roviny (Obrázek 10):**

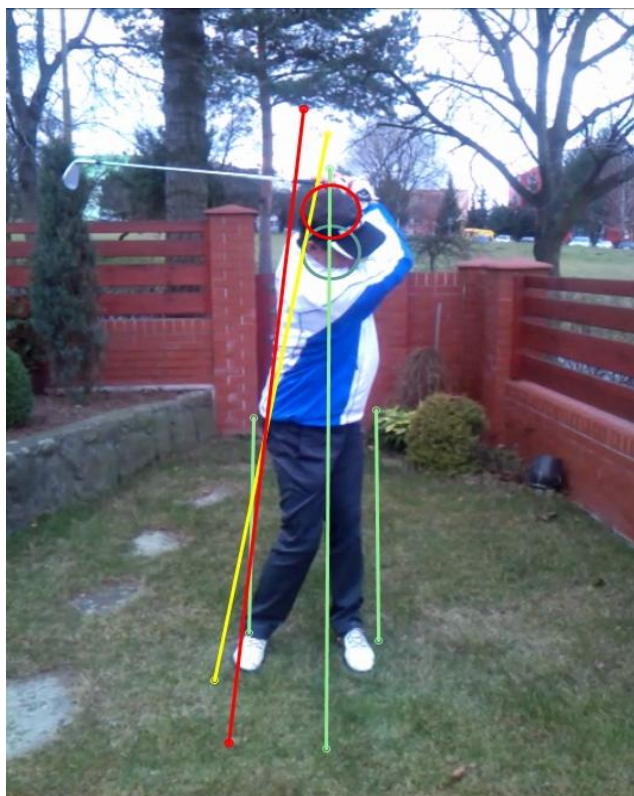
- hlava v mírné retroflexi



**Obrázek 10.** Základní golfový postoj ze sagitální roviny

**Vrchol nápřahu z pohledu frontální roviny (Obrázek 11):**

- ztráta držení těla, která je znázorněná změněnou pozicí hlavy (červený kruh)
- vzhledem k základnímu postoji (zelený kruh)
- rotace hlavy směrem doleva
- opora pravé dolní končetiny je na vnitřní hraně chodidla
- nadměrná levostranná lateroflexe (znázorněna odchylkou červené linie od žluté)



**Obrázek 11.** Vrchol nápřahu z pohledu frontální roviny

**Vrchol nápřahu z pohledu sagitální roviny (Obrázek 12):**

- ztráta držení těla znázorněna změnou polohy hlavy (včetně zvýšení rotace v krční páteři), snížení flexe v kyčelních a kolenních kloubech (červeně)
- špatná rovina švihu
- odchylka pravého zápěstí z neutrální pozice do dorsální flexe



**Obrázek 12.** Vrchol nápřahu z pohledu sagitální roviny

**Fáze akcelerace z pohledu sagitální roviny (Obrázek 13):**

- hůl přichází k míči v jiné pozici, než v jaké byla v základním postoji (odchylka žluté linie od zelené)
- boky by při úderu do míče měly být již mírně otevřené k cíli, což zde nevidíme



**Obrázek 13.** Fáze akcelerace z pohledu sagitální roviny

**Dokončení švihů z pohledu sagitální roviny (Obrázek 14):**

- hyperextenze trupu charakteristická pro moderní typ golfového švihů



**Obrázek 14.** Hyperextenze trupu při dokončení švihů z pohledu sagitální roviny

### **Krátkodobý rehabilitační plán:**

- nácvik bráničního dýchání
- Brügger koncept (nácvik správného sedu)
- Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) lopatky (nácvik stabilizačního zvratu v první diagonále, rytmická stabilizace)
- progresivní dynamická stabilizace bederní páteře (aktivace m. transversus abdominis a pánevního dna, udržení neutrálního postavení páteře v různých polohách)
- mobilizace pravého SI skloubení
- zlepšení posunlivosti thorakolumbální fascie
- odstranění nalezených TrPs presurou, metodou postizometrické relaxace (PIR) nebo metodou antigravitační relaxace (AGR)
- ošetření reflexních změn v kůži a podkoží v oblasti bederní části páteře
- protažení zkrácených svalů metodou postfacilitační inhibice (PFI) nebo metodou muscle energy technice (MET)
- korekce držení těla

### **Dlouhodobý rehabilitační plán:**

- napřimování trupu
- aktivace dolních fixátorů lopatek
- aktivace hlubokého stabilizačního systému
- optimalizace stereotypu dýchání
- stabilizace bederní páteře
- úprava nesprávných pohybových stereotypů
- škola zad
- využití bederní podpěry při řízení auta a v zaměstnání

Dále by mělo dojít k odstranění chyb v základním golfovém postoji a švihů.



## 7 DISKUZE

S pojmem hluboký stabilizační systém se setkáváme v mnoha člancích s vertebrogenní tematikou. Dle různých autorů existuje několik verzí jeho definice. V zahraniční literatuře jsou zmiňovány především m. transversus abdominis a mm. multifidi (Gluck et al., 2008; Stanford, 2002; Tsai, 2010). Grimshaw (2002) přisuzuje m. transversus abdominis velký význam. Uvádí, že jde o mnohem efektivnější stabilizátor bederní části páteře v porovnání s m. erector spinae a ostatními břišními svaly.

Dle Koláře (2006) je v oblasti lumbální části páteře důležitá souhra mezi hlubokými extensory a flekční synergii tvořenou bránicí, pánevním dnem a břišním svalstvem. Stabilizace páteře tedy není zajišťována prostřednictvím pouze jednoho svalu. Díky svalovému propojení se jí účastní několik svalových skupin, jejichž stabilizační funkce se mění dle podmínek. (Lederman, 2008; Lehman, 2006). Lehman (2006) dále poukazuje na to, že je mnohem důležitější vytrvalostní kapacita daných svalů, než jejich síla.

Uvádí se, že HSS je tvořen lokálními stabilizátory, což jsou svaly s přímým vlivem na obratle zodpovědné za segmentální stabilitu (Suchomel & Lisický, 2004). O'Sullivan (2000) zmiňuje, že dle definice lokálních stabilizátorů v oblasti bederní části páteře lze do této skupiny zařadit lumbální část mm. multifidi, m. psoas major, m. quadratus lumborum, bederní část m. iliocostalis a longissimus, m. transversus abdominis, bránice a posteriorní vlákna m. obliquus internus abdominis. Autoři se však shodují na určité funkční stabilizační jednotce bederní části páteře, poskytující stabilní základnu pro práci stabilizátorů globálních. Řadí k ní především m. transversus abdominis, bránici, pánevní dno a mm. multifidi. (O'Sullivan, 2000; Suchomel & Lisický, 2004). Suchomel (2006) navíc uvádí m. serratus posterior inferior, kostovertebrální a iliovertebrální vlákna m. quadratus lumborum.

Při diagnostice svalů hlubokého stabilizačního systému není dominantní hodnocení svalové síly, ale kvality zapojení v procesu stabilizace (Jalovcová & Pavlů, 2010). Pokud je nábor jmenovaných svalů porušen při reakcích na zevní podněty, dochází k nepřiměřenému zatížení. Při terapii využíváme centrálních programů, které umožní zapojit svaly do stabilizační funkce automaticky. U pacienta se snažíme, aby

dostal danou aktivitu pod volní kontrolu, a mohl ji tak využít během běžných denních činností (Kolář & Lewit, 2005).

Při volní aktivaci svalů HSS je důležité soustředění se na danou oblast, a provádění pohybu pomalu bez nadměrného úsilí, aby nedošlo k aktivaci globálního svalového systému (Suchomel, 2006). Lederman (2008) ale uvádí, že tento druh cvičení pravděpodobně není schopen odstranit dysfunkční aktivaci svalů hlubokého stabilizačního systému. Podle něj se zastánci daného postupu snaží vnutit abnormální, nefunkční vzorec kontroly neuromuskulárního systému. Zmiňuje se také o dalším problému cvičení stabilizačního systému, a to nemožnost kontrahovat jeden sval nebo specifickou skupinu svalů. Pokud se pacient například snaží aktivovat m. transversus abdominis, obvykle zapojí všechny břišní svaly.

I když se autoři rozcházejí v procentuálním vyjádření, nejčastější typ zranění, se kterým se u hráčů golfu setkáváme, je bolest bederního úseku páteře. Jednou z jejich příčin může být porucha ve fungování stabilizačního systému páteře, která má za následek nestandardní pohyby, a tím zvýšené zatížení páteře (Cole & Grimshaw, 2008).

Studie ukázaly opožděný nástup m. transversus abdominis a mm. multifidi u pacientů s LBP před zahájením golfového švihů. Jejich zpožděná kontrakce je tedy výrazem snížení jejich stabilizační funkce (Suchomel, 2006). Dle Suchomela (2006) se ukazuje, že u pacientů s LBP mizí schopnost anticipace pohybu, která je vyjádřena preaktivací svalů HSS. Byla také zjištěna výrazně menší vytrvalost m. transversus abdominis a rotace směrem k nedominantní straně (Cole & Grimshaw, 2008; Lindsay & Horton, 2006).

Horton, Lindsay a Macintosh (2001) dále zjistili rozdíly v timingu zapojení břišních svalů u golfistů s LBP v porovnání s kontrolní skupinou. Jelikož bylo snímání signálů z daných svalů pomocí EMG provedeno u hráčů s chronickými bolestmi, nedošli k závěru, jestli je daná odchylka danými bolestmi způsobena nebo je jejich příčinou. U akutních LBP Stanford (2002) uvádí, že dochází k reflexní inhibici stabilizačních svalů právě z důvodu bolesti v bederní části páteře.

Předpokládá se, že hráči trpící LBP používají m. erector spinae a mm. obliqui externi abdomini jako primární stabilizátory páteře, které se aktivují dříve a kompenzují funkci hlouběji uložených mm. multifidi a m. transversus abdominis (Daddio, 2012). Tato hyperaktivita globálních stabilizátorů v procesu stabilizace je ovšem neefektivní. Pokud se objevuje bolest, dochází k vyčerpávání nebo již

vyčerpání daných kompenzačních mechanismů. Výsledkem je přetížení svalového systému s negativním vlivem na kostěný a vazivový aparát, což zvyšuje riziko úrazů (Suchomel, 2006).

Golfový švih je komplexní pohyb, který lze rozdělit na šest základních fází. Pro kvalitně provedený úder je nezbytné správné nastavení základního postoje, který by měl poskytovat dostatečnou stabilitu i flexibilitu. V dalších fázích golfového švihu je bederní páteř zatěžována kompresními a smykovými silami různého směru a velikostí. Aby nedocházelo ke zvyšování daného zatížení, musí se golfista během tréninkové přípravy věnovat nejen správné technice, ale i komplexní pohybové přípravě a kompenzačnímu cvičení (Lindsay et al., 2009; Versteegh et al., 2008).

V oblasti správné techniky je vhodná spolupráce s trenérem. Především u hráčů, kteří s golfem začínají, jsou důležité kvalitní základy. Slouží jako prevence možných chyb vzniklých během golfového švihu, vedoucích k případným bolestem bederního úseku páteře. Velký význam má i odborný dohled při výběru golfového vybavení. Nejedná se jen o správnou délku a pružnost golfových holí, ale také o speciální golfové hole a bagy (vaky). Vzhledem k prevenci bolestí v bederní části páteře je vhodné, aby hráč nenosil golfový bag na zádech, ale využil golfový vozík. Roli hraje i výběr typu golfového švihu. V dnešní době se však ve většině případů výuka zaměřuje na typ moderní, především z důvodu zvyšujících se nároků na délku úderů (Brandon & Pearce, 2009; Cabri et al., 2009).

Golf patří mezi jednostranné sporty, což má za následek riziko vzniku svalových dysbalancí mezi pravou a levou polovinou těla. Podílí se na nich i nesprávné pohybové stereotypy posilované rychlým švihovým pohybem. To může vést k přetěžování kloubů nebo až funkčním změnám pohybového aparátu. Z toho důvodu je vhodné provádění kompenzačního cvičení, které většina amatérských hráčů opomíjí. Skládá se především ze cviků uvolňovacích, posilovacích a protahovacích. Velkou úlohu hrají u golfistů i cvičení na uvědomování si vlastního těla. Pro kvalitní výkon je v dnešní době již ve výkonnostním golfu důležitá komplexní pohybová příprava zaměřená na rozvoj pohybových schopností (Bursová, 2005; Reichtelová, 2007).

## 8 ZÁVĚR

Lokalizace i procento výskytu zranění jsou u golfistů rozdílná mezi jednotlivými výkonnostními i věkovými skupinami, i v rámci pohlaví. Nejčastěji se setkáváme s bolestmi bederního úseku páteře, které jsou obvykle nejintenzivnější během úderu do míče a došvihu. Bolest, jako subjektivní vjem, je ve většině případů pociťována na pravé straně lumbální části páteře.

Základní postoj, je počáteční fází golfového švihu. Jeho biomechanicky správné nastavení tvoří významný předpoklad pro kvalitně provedený úder. V dalších fázích dochází k zatížení páteře různé velikosti a charakteru i jiné svalové aktivitě. Bylo zjištěno, že mediální smykové síly jsou dominantní během náprahu. Naopak největší kompresní zatížení je během akcelerace a úderu do míče. Během došvihu jsou zase nejvýznamnější dopředné a laterální smykové síly, k čemuž přispívá hyperextenze trupu. Vyjmenované síly mají za následek zvýšené zatížení páteře, a proto jsou vertebrogenní potíže těmi nejčastějšími.

Za odolávání těmto silám je zodpovědný hluboký stabilizační systém, který zpevňuje páteř během všech pohybů. Svaly HSS jsou do jejich funkce zapojeny automaticky. U zdravých lidí je na elektromyografii viditelná jejich aktivita a změna napětí dříve než dojde k zahájení zamýšleného pohybu.

U golfistů s LBP je nervosvalová kontrola břišních a paravertebrálních svalů nepříznivě ovlivněna, a nástup svalů hlubokého stabilizačního systému je opožděn. Byla také zjištěna výrazně menší vytrvalost m. transversus abdominis a rotace směrem k nedominantní straně (na levou stranu u hráčů hrajících napravo). Dochází u nich také k rychlejší a vyšší aktivitě m. obliquus externus abdominis, což může vyústit k rychlejší únavě a většímu riziku zranění v porovnání se zdravými hráči. Předpokládá se, že hráči trpící LBP používají m. erector spinae a mm. obliqui externi abdomini jako primární stabilizátory páteře, který se aktivují dříve a kompenzují nedostatečnou funkci svalů HSS. Tato adaptace ovšem není efektivní hlavně ve fázích golfového švihu s největším zatížením.

Kromě nedostatečné stabilizace páteře jsou i další příčiny zvyšující velikost zatížení, které vede ke vzniku LBP. Jedná se nejčastěji o omezenou vnitřní rotaci levého kyčelního kloubu, nevyhovující golfové vybavení, přetížení, špatnou techniku švihu, nedostatečné rozcvičení, hyperextenzi trupu při došvihu nebo zvětšování úhlu

mezi rameny a boky při nápřahu u moderního typu golfového švihů. Prevence bolestí bederního úseku páteře by tedy měla být zaměřena nejen na správnou techniku úderu a kvalitní vybavení, ale i na aktivaci HSS, zvýšení rotační flexibility a celkové stability, stejně jako na kompenzační cvičení odstraňující svalové dysbalance v důsledku jednostranného zatížení.

## 9 SOUHRN

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou bolestí bederního úseku páteře hráčů golfu a hlubokým stabilizačním systémem. Obsahuje informace o jednotlivých typech a fázích golfového švihů a nejběžnějších příčinách LBP u golfistů.

V úvodní části pojednává o postuře a jednotlivých posturálních funkcích. Dále se věnuje stabilizačnímu systému páteře, který se skládá ze tří subsystémů. Podrobněji popisuje především systém svalový, a to hluboký stabilizační systém, ke kterému se obvykle řadí bránice, pánevní dno, mm. multifidi a m. transversus abdominis. Objasňuje stabilizační funkce jednotlivých částí i následky jejich případné insuficience.

V další části se věnuje rozdílu mezi klasickým a moderním typem golfového švihů. Později se zaměřuje na charakteristiku základních fází golfového švihů. Popisuje charakter a velikost sil působících na páteř, míru aktivity jednotlivých svalových skupin, stejně jako pohyby ke kterým během určité fáze dochází.

V posledním oddíle teoretické části popisuje rozdíly v lokalizaci zranění u hráčů různé výkonnosti, věku i pohlaví. Uvádí, že nejčastěji postiženou oblastí je bederní část páteře. Dále se zaměřuje na faktory, které se na vzniku LBP mohou podílet. Mimo jiné jde o nedostatečnou stabilizaci bederní páteře. V úplném závěru se zaměřuje na možnosti prevence daných bolestí. Jsou zde popsány prvky aktivace HSS z dynamické neuromuskulární stabilizace i progresivní dynamické stabilizace.

Praktická část je věnována kazuistice hráče golfu s chronickými bolestmi bederní části páteře. Obsahuje kineziologický rozbor, klinické a neurologické vyšetření doplněné analýzou golfového postoje a švihů. Následuje návrh krátkodobého a dlouhodobého rehabilitačního plánu.

## 10 SUMMARY

The bachelor thesis deals with the pain in the lumbar section of the spine and the importance of the deep stabilization system for golfers. It contains information about different types and phases of the golf swing and the most common causes of the low back pain (LBP).

Dealing with the posture and various postural functions, the introductory part gives a description of the stabilization system of spine, consisting of three subsystems, followed with a detail description of the muscular system, namely the deep stabilizing system, which typically consists of the diaphragm, pelvic floor, mm. multifidi and m. transversus abdominis. In this part, the stabilizing function of the individual parts and possible consequences of their insufficiency are explained.

The next part deals with the differences between classical and modern type of golf swing and focuses on the characteristics of the basic phases of the golf swing. It describes the nature and size of forces affecting the spine, the extent of activity of individual muscle groups, as well as all movements which occur during certain phases.

In the last section of the theoretical part, the thesis describes the differences in localization of injuries in players of various performance, age and gender, indicating the lumbar spine as the most often affected area. Among various factors that can cause LBP, the inadequate stabilization of the lumbar spine is indicated as very important. In the end, the thesis focuses on the possibilities of prevention of the discussed pains, giving examples of activation of the deep stabilization system including the dynamic neuromuscular stabilization or progressive dynamic stabilization.

The practical part deals with a case study of a golfer with chronic pains in the lumbar spine. It contains kinesiology analysis and clinical and neurological examinations accompanied with an analysis of the golf posture and golf swing, followed with a proposal of a short-term as well as long-term rehabilitation plans.

## 11 REFERENČNÍ SEZNAM

- Akuthota, V., Ferreiro, A., Moore, T., & Fredericson, M. (2008). Core Stability Exercise Principles [Electronic version]. *Current Sports Medicine Reports (American College of Sports Medicine)*, 7(1), 39-44. Retrieved 20. 2. 2014 from EBSCO database on the World Wide Web:  
<http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=a5cbf7b3-c9ba-4484-9105-d274341a3262%40sessionmgr113&vid=1&hid=109>
- Ashish, A., Shweta, S., & Singh, S. J. (2008). Comparison of lumbar and abdominal muscle activation during two types of golf swing: An EMG analysis [Electronic version]. *International Journal of Sport Science*, 12(4), 59-71. Retrieved 12. 11. 2013 from the World Wide Web: <http://www.cafyd.com/REVISTA/01204.pdf>
- Beak, S – H., Choi, A., Choi, S – W., Oh, S. H., Mun, J. H., Yang, H., Sim, T., & Song, H. R. (2013). Upper torso and pelvis linear velocity during the downswing of elite golfers. *BioMedical Engineering OnLine*, 12(1), 1-12. Retrieved 10. 1.2014 from the World Wide Web: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/12/1/13>
- Brandon, B., & Pearce, P. Z. (2009). Training to Prevent Golf Injury. *Current Sports Medicine Reports*, 8(3), 142-146.
- Brumitt, J. (2008). Functional Rehabilitation Exercise Prescription for Golfers. *Athletic Therapy Today*, 13(2), 37-41.
- Bulbulian, R., Ball, K. A., & Seaman, D. R. (2001). The Short Golf Backswing: Effects on Performance and Spinal Health Implications. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 24(9), 569-575.
- Bursová, M. (2005). *Kompenzační cvičení*. Praha: Grada.



- Cabri, J., Sousa, J. P., Kots, M., & Barreiros, J. (2009). Golf – related injuries: A systematic review. *European Journal of Sport Science*, 9(6), 353-366.
- Cohn, M. A., Lee, S. K., M. D., & Strauss, E. J. (2013). Upper Extremity Golf Injuries. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases*, 71(1), 32-38.
- Cole, M. H., & Grimshaw, P. N. (2008). Trunk muscle onset and cessation in golfers with and without low back pain. *Journal of Biomechanics*, 41(13), 2829–2833.
- Cole, M. H., & Grimshaw, P. N. (in press). The crunch factor's role in golf-related low back pain [Electronic version]. *The Spine Journal*. Retrieved 21. 1.2014 from the World Wide Web: [http://ac.els-cdn.com/S1529943013015593/1-s2.0-S1529943013015593-main.pdf?\\_tid=f31fb938-af93-11e3-a48e00000aab0f27&acdnt=1395253752\\_a86f16c3efb77712554393e3b84a98b6](http://ac.els-cdn.com/S1529943013015593/1-s2.0-S1529943013015593-main.pdf?_tid=f31fb938-af93-11e3-a48e00000aab0f27&acdnt=1395253752_a86f16c3efb77712554393e3b84a98b6)
- Daddio, P. M. (2012). Spinal Biomechanics of the Golf Swing: *Chiropractic Perspective*. *Journal of The Spinal Research Foundation*, 7(2), 26-29.
- Davies, C., & Disaia, V. (2013). *Golf – anatomy*. Brno: CPress.
- Evans, C., & Oldreive, W. (2000). A study to investigate whether golfers with a history of low back pain show a reduced endurance of transversus abdominis. *Journal of Manual & Manipulative Therapy* 8(4), 162–174.
- Foley, S. (2013). Keep your ball position constant [Electronic version]. *Australian golf digest*, January, 69-69. Retrieved 5. 3. 2014 from the Worl Wide Web: <http://www.golfdigest.com/golf-instruction/2012-09/sean-foley-ball-position>
- Foxworth, J. L., Millar, A. L., Long, B. L., Way, M., Vellucci, M. W., & Vogler, J. D. (2013). Hip Joint Torques During the Golf Swing of Young and Senior Healthy Males. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 43(9), 660-665.
- Gibbons, S., & Comerford, M. (2001). Strength versus stability: Part 1: Concept and terms. *Orthopaedic Division Review*, March / April, 21-27.

- Gluck, G. S., Bendo, J. A., & Spivak, J. M. (2008). The lumbar spine and low back pain in golf: a literature review of swing biomechanics and injury prevention. *The Spine Journal, 8*(5), 778–788.
- Grimshaw, P., Giles, A., Tong, R., & Grimmer, K. (2002). Lower Back and Elbow Injuries in Golf. *Sports Medicine, 32*(10), 655-666.
- Herman, E. (2007). *Pilates cvičení na míči*. Brno: Computer Press.
- Hides, J. A., Richardson, C. A., & Jull, G. A. (1996). Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine, 21*(23), 2763–2769.
- Hodges, P. W., & Gandevia, S. C. (2000). Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal of Applied Physiology, 89*(3), 967-976.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine, 21*(22), 2640-2650.
- Horan, S. A., Evans, K., Morris, N. R., & Kavanagh, J. J. (2010). Thorax and pelvis kinematics during the downswing of male and female skilled golfers. *Journal of Biomechanics, 43*(8), 1456–1462.
- Horton, J. F., Lindsay, D. M., & Macintosh, B. R. (2001). Abdominal muscle activation of elite male golfers with chronic low back pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 33*(10), 1647-1654.
- Hosea, T. M., & Gatt, C. J. (1996). Back pain in golf. *Clinics In Sports Medicine, 15*(1), 37-53.
- Hume, P. A., Keogh, J., & Reid, D. (2005). The Role of Biomechanics in Maximising Distance and Accuracy of Golf Shots. *Sports Medicine, 35*(5), 429-449.

- Jalovcová, M., & Pavlů, D. (2010). Stabilizační systém a role m. transversus abdominis. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(4), 174-180.
- Joyce, Ch., Burnett, A., & Ball, K. (2010). Methodological considerations for the 3D measurement of the X-factor and lower trunk movement in golf. *Sports Biomechanics*, 9(3), 206-221.
- Kolář, P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(4), 155-170.
- Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 14(1), 3-17.
- Kolář, P. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kolář, P. & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 6(5), 270–275.
- Kolar, P., Sulc, J., Kyncl, M., Sanda, J., Neuwirth, J., Bokarius, A. V., Kriz, J., & Kobesova, A. (2010). Stabilizing function of the diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment. *Journal of Applied Physiology*, 109(4), 1064-1071.
- Kolář, P., Šulc, J., Kynčl, M., Šanda, J., Čakrt, O., Andel, R., Kumagai, K. & Kobesová, A. (2012). Postural function of the diaphragm in persons with and without chronic low back pain. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(4), 352-362.
- Lagatorová S., Pánek D., & Pavlů D. (2013). Problematika zranění pohybového aparátu u golfistů. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 20(1), 22-27.
- Lederman, E. (2008). Mýty o stabilizačním systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(2), 63-73.

- Lee, A. D. (2009). Golf-related stress fractures: a structured review of the literature. *Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 53(4), 290-299.
- Lehman, G. J. (2006). Resistance training for performance and injury prevention in golf. *Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 50(1), 27-42.
- Lewit, K. (1999). Stabilizační systém bederní páteře a pánevní dno. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 6(2), 46-48.
- Lim, Y-T., Chow, J. W., & Chae, W-S. (2012). Lumbar spinal loads and muscle activity during a golf swing. *Sports Biomechanics*, 11(2), 197-211.
- Lindsay, D. M., & Horton, J. F. (2006). Trunk Rotation Strength and Endurance in Healthy Normals and Elite male Golfers with and Without Low Back Pain [Electronic version]. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 1(2),80-89. Retrieved 22. 11. 2013 from the World Wide Web:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2953310/>.
- Lindsay, D. M., Versteegh, T. H., & Vandervoort, A. A. (2009). Injury Prevention: Avoiding One of Golf's More Painful Hazards [Electronic version]. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 4, 129-148. Retrieved 22. 11. 2013 from EBSCO database on the World Wide Web:  
<http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=4a174594-c501-4ed3-8e00-4a93a66a133f%40sessionmgr4005&vid=2&hid=4210>
- Máček, M., & Radvanský, J. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén.
- Marta, S., Silva, L., Castro, M. A., Pezarat-Correia, P., & Cabri, J. (2012). Electromyography variables during the golf swing: A literature review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(6), 803–813.

- McHardy, A., & Pollard, H. (2005). Muscle activity during the golf swing [Electronic version]. *British Journal of Sports Medicine*, 39(11), 799-804. Retrieved 21. 1. 2014 from the World Wide Web:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1725059/pdf/v039p00799.pdf>
- McHardy, A., Pollard, H., & Bayley, G. (2006). A comparison of the modern and classic golf swing: a clinician's perspective [Electronic version]. *South African Journal of Sports Medicine*, 18(3), 80-92. Retrieved 21. 1. 2014 from the World Wide Web: <http://www.ajol.info/index.php/sasma/article/view/31900/5916>.
- Mefford J., Sairyo, K., Sakai, T., Hopkins J., Inoue M., Amari R., Bhatia N. N., Dezawa, A., & Yasui, N. (2011). Modic type I changes of the lumbar spine in golfers. *Skeletal Radiology*, 40(4), 467-473.
- Meister, D. V., Ladd, A. L., Butler, E. E., Zhao, B., Rogers, A. P., Ray, C. J., & Rose, J. (2011). Rotational Biomechanics of the Elite Golf Swing: Benchmarks for Amateurs. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(3), 242-251.
- Murray, E. (2008). Hip rotation deficits and low back pain in golf: A review of the literature. *SportEX Medicine.*, 37(10), 10-14.
- Murray, E., Birley, E., Twycross-Lewis, R., & Morrissey D. (2009). The relationship between hip rotation range of movement and low back pain prevalence in amateur golfers: An observational study. *Physical Therapy in Sport*, 10(4), 131-135.
- Nelson, A., & Kokkonen, J. (2009). *Strečink na anatomických základech*. Praha: Grada.
- Newell, S. (2010). *Golf pro každého*. Praha: Slovart.
- Norris, C. (2000). *Back stability*. Champaign: Human Kinetics.

- O'Sullivan, P. B. (2000). Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management [Electronic version]. *Manual Therapy*, 5(1), 2-12. Retrieved 19. 11. 2013 from the World Wide Web: [http://ac.els-cdn.com/S1356689X99902138/1-s2.0-S1356689X99902138-main.pdf?\\_tid=bedcf624-af9b-11e3-983a-00000aacb362&acdnat=1395257100\\_8ad34b09d80f6be73aae488ef8458d06](http://ac.els-cdn.com/S1356689X99902138/1-s2.0-S1356689X99902138-main.pdf?_tid=bedcf624-af9b-11e3-983a-00000aacb362&acdnat=1395257100_8ad34b09d80f6be73aae488ef8458d06)
- Panjabi, M. M. (1992). The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 5(4), 383-389.
- Panjabi, M. M. (1992). The Stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 5(4), 390- 397.
- Parziale, J. R., & Mallon, W. J. (2006). Golf Injuries and Rehabilitation. *Physical Medicine And Rehabilitation Clinics Of North America*, 17(3), 589-607.
- Reed, J. (2005). Strength and Conditioning Strategies to Reduce the Risk of Lower Back Injuries Associated With the Golf Swing [Electronic version]. *Strength & Conditioning Journal (Allen Press)*, 27(2), 10-13. Retrieved 19. 11. 2013 from EBSCO database on the World Wide Web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=95ddd894-b783-4381-b970-6c30d91929d6%40sessionmgr4005&vid=1&hid=4210>
- ReicheltoVá, V. (2007). *Kondiční příprava na golf*. Praha: Grada.
- Schilling, J. F. (2012). The Role of the Anatomical Core in Athletic Movements. *International Journal of Athletic Therapy & Training*, 17(4), 14-17.
- Silva, L., Marta, S., Vaz, J., Fernandes, O., Castro, M. A., & Pezarat-Correia, P. (2013). Trunk muscle activation during golf swing: Baseline and threshold. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(5), 1174–1182.

- Stanford, M. E. (2002). Effectiveness of Specific Lumbar Stabilization Exercises: A Single Case Study. *Journal of manual and manipulative therapy*, 10(1), 40- 46.
- Suohomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(3), 112-124.
- Suohomel, T., & Lisický, D. (2004) Progresivní dynamická stabilizace bederní páteře. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 11(3), 128-136.
- Tilley, N. R., & Macfarlane, A. (2012). Effects of different warm – up programs on golf performance in elite male golfers [Electronic version]. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(4), 388-395. Retrieved 12. 11. 2013 from the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3735827/>
- Tsai, Y – S. Sell, T. C., Smoliga, J. M., Myers, J. B., Learman, K. E., & Lephart, S. M. (2010). A Comparison of physical characteristics and swing mechanics between golfers with and without a history of low back pain [Electronic version]. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(7), 430-438. Retrieved 12. 11. 2013 from the World Wide Web: <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2010.3152>
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (I. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Versteegh, T. H., Vandervoort, A. A., Lindsay, D. M., & Lynn, S. K. (2008). Fitness, Performance and Injury Prevention Strategies for the Senior Golfer [Electronic version]. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 3, 199-214. Retrieved 12. 11. 2013 from EBSCO database on the World Wide Web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=5f7f7da1-8ae0-47d2-a2c6-17f2655f5a45%40sessionmgr4005&vid=2&hid=4210>

Wadsworth, L. T. (2007). When Golf Hurts: Musculoskeletal Problems Common to Golfers [Electronic version]. *Current Sports Medicine Reports*, 6(6), 362-365.  
Retrieved 21. 1. 2014 from the World Wide Web:  
<http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs11932-007-0052-5#page-1>



## 12 PŘÍLOHY

**Příloha 1.** Ukázka cviků s využitím prvků progresivní dynamické stabilizace, dynamické neuromuskulární stabilizace a cvičení na velkém míči (Kolář, 2012; Suchomel & Lisický, 2004; Herman, 2007).



**Obrázek 15.** Poloha 3. měsíce vývojové kineziologie



**Obrázek 16.** Aktivace m. transversus abdominis vleže na zádech



**Obrázek 17.** Modifikace předchozího cviku



**Obrázek 18.** Udržení neutrální polohy bederní páteře s opěrnou dolní končetinou na overballu (progressivní dynamická stabilizace)



**Obrázek 19.** Těžší varianta předchozího cviku



**Obrázek 20.** Udržení neutrální polohy bederní páteře v poloze mostu s oporou o 1 dolní končetinu (progressivní dynamická stabilizace)



**Obrázek 21.** Udržení neutrální polohy bederní páteře v poloze kliku s dolními končetinami na míči (progressivní dynamická stabilizace)



**Obrázek 22.** Těžší modifikovaná verze předchozího cviku



**Obrázek 23.** Těžší modifikovaná varianta předchozího cviku



**Obrázek 24.** Aktivace hlubokého stabilizačního systému na boku ve vzporu o předloktí a loket



**Obrázek 25.** Těžší varianta předchozího cviku