

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Bc. Veronika Kováčechová

**Elektromyografická aktivita vybraných svalových skupin při  
změně velikosti a kvality opěrné báze stoje**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Olomouc 2023

## **Anotace**

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Elektromyografická aktivita vybraných svalových skupin při změně velikosti a kvality opěrné báze stoje

**Název práce v AJ:** Electromyographic activity of selected muscle groups when changing the size and quality of base of support

**Datum zadání:** 2021-01-31

**Datum odevzdání:**

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

**Autor práce:** Bc. Veronika Kováčeková

**Vedoucí práce:** Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

**Oponent práce:**

**Abstrakt v ČJ**

**Cíl:** Cílem práce je zhodnotit aktivaci vybraných svalů dolní končetiny při změně velikosti a kvality opěrné báze stoje. Základem je srovnání klidové svalové aktivity a aktivity při modifikacích stoje profesionálních hokejistů a běžné populace.

**Metodika:** K dosažení stanoveného cíle podstoupilo všech 16 zdravých jedinců z řad studentů a profesionálních hokejistů povrchové EMG vyšetření. Během jednoho měření probandi vystřídali osm různých testových podmínek modifikujících jejich stoj. Hodnoty sledovaných parametrů EMG vyšetření byly následně statisticky zpracovány.

**Výsledky:** Výsledky provedeného měření ukázaly signifikantní rozdíl mezi sportovci a skupinou běžné populace ve velikosti svalové aktivity v jednom případě. Obecně tedy nelze říci, že by svalová aktivita u sportovců byla významně rozdílná ve srovnání s běžnou populací. Z naměřených dat se však určitá odlišnost v našem výzkumu projevila.

**Závěr:** Na základě výsledků analýzy elektromyografické aktivity se ve většině případů dospělo k závěru, že mezi profesionálními hokejisty a běžnou populací studentů neexistují odlišnosti v aktivitě svalů při změně velikosti a kvality opěrné báze stoje. Nicméně, statisticky významné rozdíly byly zaznamenány v případě svalu VM v testové podmínce č. 5, kterou byl dřep.

## **Abstrakt v AJ**

**Aim:** The aim of the work is to evaluate the activation of selected muscles of the lower limb when the size and quality of the support base of standing are changed. The basis is a comparison of resting muscle activity and activity during posture modifications of professional hockey players and the general population.

**Methodology:** To achieve the set goal, all 16 healthy individuals from among students and professional hockey players underwent a surface EMG examination. During one measurement, the probands alternated between eight different test conditions modifying their stance. The values of the monitored parameters of the EMG examination were then statistically processed.

**Results:** The results of the measurement showed a significant difference between athletes and the general population in the amount of muscle activity in one case. In general, it cannot be said that muscle activity in athletes is significantly different compared to the general population. From the measured data, however, a certain difference appeared in our research.

**Conclusion:** Based on the results of the analysis of electromyographic activity, in most cases it was concluded that there are no differences in muscle activity between professional hockey players and the general population of students when changing the size and quality of the standing support base. However, statistically significant differences were noted in the case of the vastus medialis muscle in test condition number 5, which was the squat.

**Klíčová slova v ČJ:** EMG, hráči ledního hokeje, postura/posturální stabilita, svalová aktivita, rovnováha

**Klíčová slova v AJ:** EMG, ice hockey players, posture/postural stability, muscle activity, balance

**Rozsah:** 81 stran

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jsem jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 19. května 2023

-----  
podpis

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala panu Mgr. Radku Mlíkovi, Ph.D. za jeho cenné rady a připomínky a také za čas, který mi při tvorbě diplomové práce věnoval.

# Obsah

Úvod.....	9
<b>1 Funkční anatomie hráčů ledního hokeje .....</b>	<b>10</b>
1.1 Musculus quadriceps femoris .....	10
1.2 Musculus tibialis anterior.....	10
1.3 Musculus triceps surae.....	11
1.4 Musculi peronei .....	12
<b>2 Postura.....</b>	<b>13</b>
2.1 Posturální stabilita.....	13
2.2 Strategie posturální stability .....	15
2.3 Posturální stabilizace .....	17
2.4 Posturální reaktibilita .....	17
2.5 Posturální kontrola .....	18
<b>3 Řízení postury a její kontrola .....</b>	<b>19</b>
3.1 Senzorické složky .....	19
3.1.1 Propriocepce.....	19
3.1.2 Zrak.....	20
3.1.3 Vestibulární systém .....	20
3.2 Vliv CNS na řízení pohybu.....	21
3.2.1 Systém pyramidový a extrapyramidový.....	21
3.2.2 Gama systém .....	21
3.2.3 Alfa systém.....	22
3.3 Řídící složky .....	22
3.3.1 Mozeček .....	22
3.3.2 Bazální ganglia.....	24
3.4 Výkonné složky .....	24
<b>4 Vzpřímený stoj.....</b>	<b>26</b>
4.1 Bipedální stoj .....	26
4.2 Stoj na jedné noze .....	27
<b>5 Povrchová elektromyografie.....</b>	<b>28</b>
5.1 Snímání svalové aktivity.....	28
5.2 Přenos signálu .....	28

5.3	Velikost a umístění elektrod .....	28
5.4	Faktory ovlivňující snímání signál.....	29
5.5	Hodnocení elektromagnetického signálu.....	30
5.5.1	Zpracování signálu .....	30
5.6	Využití povrchové elektromyografie .....	31
5.7	Studie EMG .....	31
<b>6</b>	<b>Cíle výzkumu.....</b>	<b>33</b>
6.1	Hypotézy .....	33
<b>7</b>	<b>Metodologie .....</b>	<b>35</b>
7.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	35
7.2	Technologie.....	35
7.3	Příprava probanda k měření .....	36
7.4	Průběh měření .....	36
7.4.1	Vlastní měření při modifikacích stoje .....	36
7.5	Metody statistického hodnocení .....	37
7.6	Vyhodnocení získaných dat .....	38
<b>8</b>	<b>Výsledky .....</b>	<b>39</b>
8.1	Výsledky k hypotéze H <sub>01</sub> .....	39
8.2	Výsledky k hypotéze H <sub>02</sub> .....	39
8.3	Výsledky k hypotéze H <sub>03</sub> .....	40
8.4	Výsledky k hypotéze H <sub>04</sub> .....	40
8.5	Výsledky k hypotéze H <sub>05</sub> .....	41
8.6	Výsledky k hypotéze H <sub>06</sub> .....	41
8.7	Výsledky k hypotéze H <sub>07</sub> .....	42
<b>9</b>	<b>Diskuse.....</b>	<b>43</b>
9.1	Svalová aktivita.....	43
9.2	Prvky využití pro zvýšení obtížnosti jednotlivých testových podmínek.....	45
9.2.1	Zmenšení opěrné báze .....	45
9.2.2	Absence zraku .....	46
9.2.3	Vestibulární systém .....	46
9.2.4	Balanční pomůcky .....	47
9.2.5	Kognitivní úkol.....	49

9.2.6	Senzomotorická složka.....	50
9.3	Přínos pro praxi.....	51
9.4	Limity studie .....	52
<b>Závěr.....</b>	<b>.....</b>	<b>54</b>
<b>Referenční seznam.....</b>	<b>.....</b>	<b>55</b>
<b>Seznam zkratk .....</b>	<b>.....</b>	<b>68</b>
<b>Přílohy .....</b>	<b>.....</b>	<b>70</b>
<b>Seznam obrázků .....</b>	<b>.....</b>	<b>80</b>
<b>Seznam tabulek.....</b>	<b>.....</b>	<b>81</b>



## Úvod

Posturální stabilita je jednou ze stěžejních dovedností člověka, díky které je schopen udržet vzpřímenou pozici těla. S touto schopností dokáže lidské tělo odolávat proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová v rámci gravitačního pole planety Země. Na procesu posturální kontroly participují centrální nervový systém (CNS), sensorický a motorický systém. Výkonnou složkou je pohybová soustava, především kosterní svaly. Ty hrají důležitou roli v sensorické oblasti, a to díky propiocepci (Błaszczyk a Klonowski, 2001, s. 106-107).

Posturální stabilita je děj dynamický, který se brání přirozené labilitě systému (Kolář, 2009, s. 39). Faktory podílející se na udržení statické stability jsou velikost plochy opěrné báze, posturální tonus a pohybové strategie včetně svalové aktivity nutné k udržení rovnováhy (Vařeka, 2002, s. 122). Právě změna velikosti a kvality opěrné báze stoje na elektromyografickou aktivitu vybraných svalů byla předmětem zájmu diplomové práce. Základem bylo srovnání klidové svalové aktivity a aktivity při modifikacích stoje profesionálních hokejistů s běžnou populací.

Lední hokej se vyznačuje vysokou intenzitou přerušovaného bruslení, rychlými změnami v rychlosti a trvání. Typický hráč hraje 15 až 20 minut z 60ti minutové hry. Tyto nároky zapříčiňují mezomorfní strukturu hráčů. Z toho vyplývá, že hokejisté jsou relativně štíhlí, protože přebytečná hmota škodí jejich bruslařskému výkonu. Výbuchy vysoké intenzity vyžadují, aby hokejista rozvinul velkou svalovou sílu a anaerobní vytrvalost. Vzhledem k povaze sportu je zapotřebí, aby hráči vykazovali nadměrné silové schopnosti horní i spodní poloviny těla (Montgomery, 1988, s. 101). Cílem diplomové práce bylo zhodnocení a porovnání aktivace vybraných svalů dolní končetiny mezi hokejisty a běžnou populací netrénovaných jedinců při změně velikosti a kvality opěrné báze stoje.

K vyhledání relevantních literárních zdrojů byly využity následující internetové online databáze: PubMed, Google Scholar, Research Gate a Medvik. Jako klíčová slova byla použita následující anglické názvy: emg, postural stability, hockey players. Preferovány byly publikace vydané v rámci posledních pěti let.

# 1 Funkční anatomie hráčů ledního hokeje

## 1.1 Musculus quadriceps femoris

Jedná se o soubor svalů kolenního kloubu, který obaluje téměř celou stehenní kost. Musculus quadriceps femoris (QF) se skládá ze čtyř dominantních hlav: m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. vastus medialis a m. intermedius. Jednu rudimentální hlavu doplňuje m. articularis genus, který při extenzi napíná a proximálně vytahuje pouzdro kolenního kloubu a zabraňuje nárazům synoviální membrány mezi patelou a stehenní kostí (Čihák 1, 2011, s. 470). Hlavní funkcí svalu jako celku je extenze kolenního kloubu. Uplatňuje se především při chůzi v nerovném terénu, kdy působí proti hmotnosti celého těla. V klidném postoji je jeho aktivita podstatně snížena a stoj realizují distálněji uložené svaly. U sportovců je aktivace QF významně vyšší v normálním postoji (Dylevský, 2009, s. 290).

Výzkumy ukazují, že u hráčů ledního hokeje má QF ještě větší význam z důvodu rychlého pohybu na ledě, včetně nutných změn směru. Tyto svaly jsou aktivně zapojovány při bruslení, zrychlování, brzdění a střelbě. Hokejisté musí mít tyto svaly silné a vytrvalé, aby mohli udržet vysokou úroveň výkonu po celou dobu zápasu (Montgomery, 1988, s. 100).

Podle provedené studie měli hráči ledního hokeje v porovnání s neaktivními jedinci větší svalovou hmotu QF o 14-23% (Rønnestad et al., 2019, s. 185). Další výzkum ukázal, že mají nejenom větší svalovou hmotu, ale také objem QF o 18% ve srovnání s kontrolní skupinou nespportujících jedinců (L'Heureux, Charron, Panenic, Comtois, 2021, s. 865). Také vědecká práce potvrdila, že aktivní hráči měli větší maximální sílu QF o 20% a větší sílu při opakovaných kontrakcích o 34% ve srovnání s nespportovci (Montgomery, 1988, s. 116).

## 1.2 Musculus tibialis anterior

Musculus tibialis anterior (TA) se rozkládá na mediální straně holenní kosti. Jedná se o dlouhý sval, který svou šlachou podbíhá extenzorové poutko a upíná se na mediální stranu chodidla. Při aktivaci udržuje podélnou klenbu nohy, která je nejvýznamnější při chůzi (Dylevský, 2009, s. 292; Rohen a Lütjen-Drecoll, 2018, s. 85).

Hráči ledního hokeje jsou často vystaveni vysokým požadavkům na svaly dolních končetin, což může mít vliv na anatomickou strukturu a funkci svalu. Boland et al. (2019, s. 1625) uvádí, že hokejisté mají větší TA než nesportovní jedinci. To může být důsledkem zvýšených nároků na tuto oblast těla během tréninku. Tímto také dochází k větší kontrakci TA během různých pohybových aktivit, jako je běh, ale také stoj či dřep než u nesportovních jedinců. Je to způsobeno tím, že sportovci mají lepší koordinaci svalových vláken a vyšší hladinu svalového napětí (Vigh-Larsen, Mohr, 2022, s. 2).



**Obrázek 1** Musculus tibialis anterior, <https://www.kenhub.com>, 2022

### 1.3 Musculus triceps surae

Musculus triceps surae je sval rozléhající se po celé zadní ploše bérce. Skládá se ze dvou hlav povrchové vrstvy, které tvoří musculi (mm.) gastrocnemii (caput mediale et laterale) a hlouběji uložené hlavy m. soleus. M. soleus je tvarem plochý a pokrývá svaly uložené v nejhlubší vrstvě dorzální strany bérce (Čihák 1, 2011, s. 482-484). Jeho nezastupitelná funkce je v bipedální lokomoci. Považuje se za důležitý flexor nohy, především při stožení na špičkách. Mm. gastrocnemii využívají svou dynamickou funkci při chůzi, kdežto m. soleus, jako posturální sval, se aktivuje u statických poloh, jakou je stoj (Betts et al., 2013, s. 486).

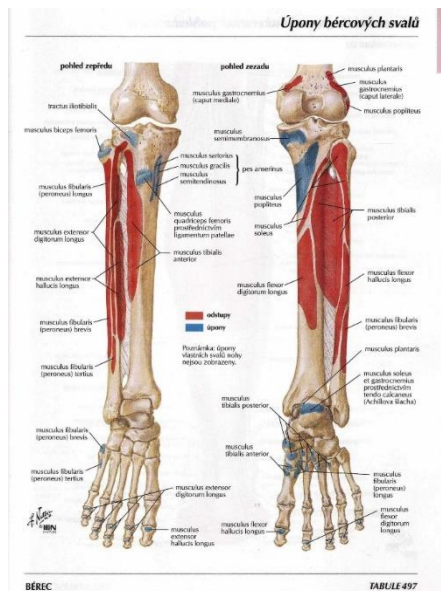
I když je m. gastrocnemius dvoukloubový sval, tak jeho podíl na flexi v kolenním kloubu je minimální. Funkcí svalu jako celku je bránění přepadnutí těla dopředu. Jestliže se při předklonu nadměrně natáhne, způsobí flexi v koleni nebo zvedá patu a nutí tak k vykročení (Véle, 2006, s. 259).

Lýtkový sval hokejistů je výrazně větší než u nespportovních jedinců. To je způsobeno vysokým zatížením, které hráči na své dolní končetiny kladou při sportovní aktivitě (Vigh-Larsen, Mohr, 2022, s. 3).

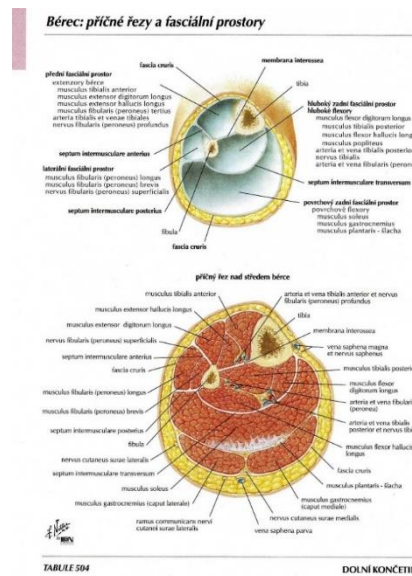
## 1.4 Musculi peronei

Musculi peronei, označované také jako mm. fibulares, jsou dva svaly řadící se do boční skupiny bérce svalů. M. peroneus longus (PL) je povrchový, dlouhý, vřetenovitý sval, přecházející do šlachy, která probíhá za zevním kotníkem a upíná se až na bázi prvního metatarzu (Dylevský, 2009, s. 294). Vzhledem k tomuto průběhu zajišťuje sval podélnou i příčnou klenbu nohy (Čihák 1, 2011, s. 480-481).

Studie porovnávající sílu a aktivitu PL u hráčů ledního hokeje a běžnou populací došly k výsledkům, že hokejisté měli výrazně silnější tento sval. Navíc u nich byla zaznamenána zřetelně vyšší aktivita během statických a dynamických úkolů (Lima et al., 2022, s. 601).



**Obrázek 2** Začátky a úpony bérce svalů, Netter, 2016, s. 497



**Obrázek 3** Průřez svaly bérce, Netter, 2016, s. 504

## 2 Postura

Lidské tělo je z hlediska biomechaniky velmi nestabilní systém tvořený velkým počtem segmentů (Kolář, 2009, s. 38). Vzpřímené držení je proto řízeno třemi hlavními systémy – sensorickým, řídicím a výkonným. Sensorický systém se zastoupen hlavně propiocepcí, zrakem a vestibulární složkou. Řídicí komponentu představuje především CNS, který se skládá z mozku a míchy. Výkonnou částí je pohybový systém, hlavně kosterní svaly, které díky propiocepci mají důležitou roli v oblasti sensorické (Vařeka, 2002a, s. 116).

„Postura je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová.“ (Vařeka, 2002a, s. 116). Pro zajištění postury jsou nezbytné vnitřní síly, které zprostředkovává svalová aktivita řízená centrálním nervovým systémem (Carini et al., 2017, s. 12). Postura také vyžaduje zpevnění osového orgánu, což je trup, krk a hlava. Nevyskytuje se pouze u stoje na dvou nohách, ale je součástí sedu, chůze a jakékoliv aktivní lokomoce. Styčný bod postury je atituda, což je postura nastavená tak, aby bylo možné provést jakýkoliv naplánovaný pohyb (Labuschagne, 2003, s. 3). Orientace pohledu (směrem k cíli) vyplývá z paralelní kontroly pohybů očí a hlavy. Dalším příkladem v každodenním životě je koordinace mezi držením těla a pohybem končetin. Často je nutné dosáhnout dvou cílů současně. Na jedné straně je potřeba přesné provedení pohybu zaměřeného na cíl a na straně druhé udržení rovnováhy a vhodného držení těla (Horak, 2006, s. 8).

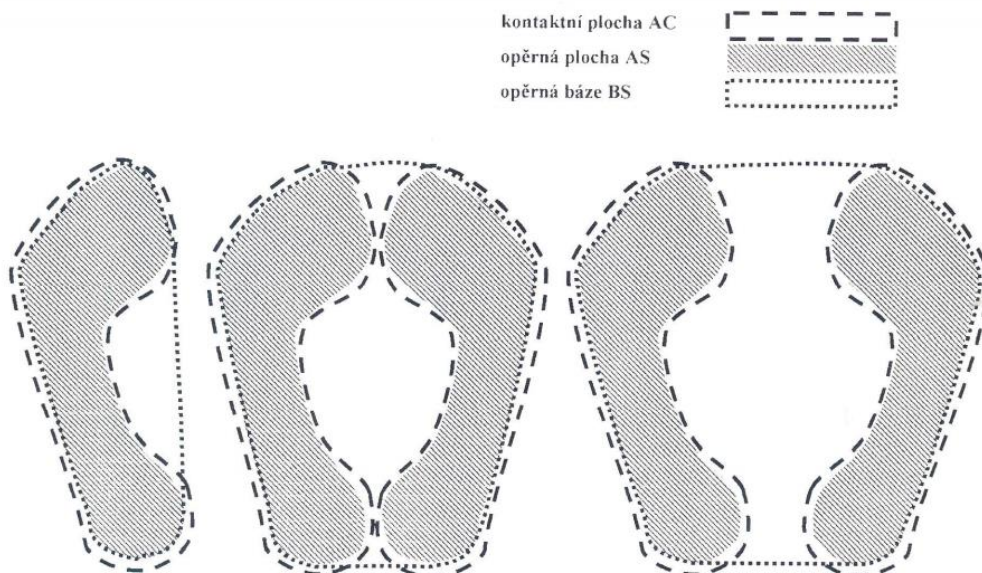
### 2.1 Posturální stabilita

Posturální stabilita je schopnost zajišťovat vertikální postavení těla a reagovat na variace vnějších a vnitřních sil takovým způsobem, aby se předešlo neúmyslnému a/nebo nekontrolovanému pádu (Vařeka, 2002, s. 116). Pro udržení posturální stability je důležitá rovnováha a balance, což jsou statické a dynamické strategie. Dále také správná aktivita receptorů a kvalitní vyhodnocování informací centrálním nervovým systémem. Posturální stabilizaci zajišťují napínavé, postojové a vzpřimovací reflexy. Dohromady tyto mechanismy stabilizují držení těla a odolávají výchybkám (Bibrowicz, Szurmik, et al., 2019; Feldman, 2016). Kolář (2009, s. 39) definuje posturální stabilitu jako děj dynamický, pochod či proces, který se brání přirozené labilitě systému. Dle jeho pohledu se jedná o „kontinuální zaujímání stálé polohy“. Udržování posturální stability, je složitý proces, včetně integrované sady biomechanické, neurofyzilogické a neuropsychické jevy, které se navzájem ovlivňují. Postoj člověka není statický, zvláště když je vzpřímený (Leonov et al., 2022, s. 68).

Ve sportu bylo prokázáno, že posturální stabilita je jedním z limitujících faktorů výkonnosti a souvisí s rizikem úrazů (Zemková, 2014, s. 583). Navíc, bez ohledu na typ sportu, žádná sportovní technika není dosažitelná bez účinné tělesné rovnováhy. Například ekonomika běhu nebo kontrola míče ve vzduchu na jedné noze ve fotbale jsou ovlivněny individuální úrovní posturálních dovedností. Stejně tak byla prokázána pozitivní korelace mezi posturální stabilitou a výkonem v basketbalu (Paillard, 2017a, s. 131).

K udržení posturální stability se také váží pojmy jako opěrná plocha (Area of Support, AS). Za AS označujeme část podložky, která je v daný čas v přímém kontaktu s tělem (Kolář, 2009, s. 39). Aktuálně je využívána pro vytvoření opěrné báze (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 119). Dále je to opěrná báze (Base of Support, BS), ta je vyznačená nejvzdálenějšími hranicemi AS (Labuschagne, 2003. s. 5). Obvykle je BS větší než opěrná plocha (Nashner, 2020, s. 88). Čím je plocha opěrná báze větší, tím dochází k větší stabilitě těla (Pollock et al., 2000, s. 403). V neposlední řadě zde patří plocha kontaktu (Area of Contact, AC), což je celá plocha, která je v kontaktu s podložkou (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 119).

„Stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze, hmotnosti a nepřímo úměrná výšce těžiště těla nad opěrnou bází, vzdáleností mezi průmětem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze a sklonu opěrné plochy k horizontální rovině“ (Kolář, 2009, s. 39).



**Obrázek 4** Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Vařeka, 2002a)

Dalšími důležitými pojmy řadící se k posturální stabilitě jsou COM, COG a COP. COM (Centre of Mass, neboli těžiště) je „hmotný bod“, ve kterém je umístěna hmotnost celého těla.

Jedná se o průměr COM všech segmentů těla (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 162). Těžiště těla se v základním anatomickém postavení nachází v malé pánvi před druhým nebo třetím křížovým obratlem, přibližně 4-6 cm před promontoriem (Janura, 2003, s. 15).

COG (Centre of Gravity) je vyjádřený jako průmět hromadného těžiště těla ve vztahu k opěrné bázi. Lze jej určit pouze u statické polohy, například stoj, sed, ..., kdy se COG musí nacházet v BS (Ivanenko a Gurfinkel, 2018, s. 1). Průmět těžiště by se měl promítat do středu BS, aby byla zajištěna maximální stabilita stoje. Čím větší je COG vzdálenější od BS, tak tělo je nestabilnější (Nashner, 2020, s. 87).

COP (Centre of Pressure) je místo, kde působí vektor reakční síly podložky (Labuschagne, 2003. s. 6). Lze jej vypočítat z průměru všech tlaků snímaných senzory z opěrné plochy (Neumannová et al., 2015, s. 47).

## **2.2 Strategie posturální stability**

K zajištění posturální stability je nutný neustálý přísun informací ze senzoričkových vstupů k produkci ideálního pohybu, který se nepřetržitě upravuje podle měnících se podmínek prostředí (Henry a Baudry, 2019, s. 525). V případě neshody vizuální nebo propioceptivní informace s vestibulární dochází ke konfliktu mezi těmito systémy s následnou nejasnou orientací v prostoru. Děje se tak, pokud jeden ze zmíněných smyslů produkuje zavádějící informace. Toto zmatení může nastat v případě sporných senzoričkových situací. V mozku člověka tak musí dojít ke spolupráci dalších senzoričkových vstupů, které poskytnou přesné informace o poloze těla a odstraní tak ty zavádějící (Barros de Olivera et al., 2008, s. 1216; Redfern, Yardley a Bronstein, 2001, s. 82).

Strategie k zajištění posturální kontroly mají více členění. Můžeme je rozdělit na proaktivní (anticipační) a reaktivní (Maki a McIlroy, 1997, s. 489) nebo na strategii statickou a dynamickou (Labuschagne, 2003. s. 7). Do statických se řadí rovnovážné reakce, taky označované jako balanční mechanismy, které udržují posturální stabilitu uvnitř opěrné báze, to znamená, že kontakt plochy těla a povrchu se nesmí změnit (Pollock et al., 2000, s. 404). Faktory podílející se na udržení statické stability jsou napřímení trupu, posturální tonus a pohybové strategie nutné k udržení rovnováhy. Tyto reakce jsou součástí některých terapeutických technik jako například Bobath koncept, propioceptivní neuromuskulární facilitace, senzomotorická cvičení podle Jandy a další. Pokud dojde k překročení COP mimo hranice opěrné báze, tak centrální nervový systém zvolí strategii dynamickou, aby došlo

k obnově posturální stability, například úkrokem nebo chycením se pevné opory (Vařeka, 2002b, s. 122).

Mezi statické strategie (bez změny opěrné báze) se řadí především „hlezenní“ a „kyčelní“ strategie. „Hlezenní“ mechanismus se využívá v anteroposteriorním směru aktivitou plantárních (a menší částí dorzálních) flexorů hlezenního kloubu (Winter, 1995, s. 196). Avšak kvůli omezené ploše chodidel je výkonnost hlezenních svalů zmenšena (díky kratší páce) oproti strategii „kyčelní“, proto se „kotníkový mechanismus“ využívá hlavně při klidném stoji a bez působení zevních sil (Horak, 2006, s. ii9).

„Kyčelní“ strategie používáme v laterolaterálním směru přenášením hmotnosti z jedné končetiny na druhou, kdy se významně aktivují svaly kyčelních kloubů. Objektivně lze říci, že stranová stabilita je větší než předozadní, z důvodu menšího rozsahu pohybu do stran. Také účinnost kyčelních svalů je vyšší oproti hlezenním (Winter, 1995, s. 19).

Na základě analýzy změn úhlů kolenního a kyčelního kloubu a postavení hlavy během stoje bylo zjištěno, že profesionální hokejisté mají na rozdíl od začátečníků vyšší a stabilnější amplitudu výchylek v průběhu celého měření, což následně umožňuje optimalizovat energetický výdej a poskytuje lepší stabilizaci držení těla. Výsledky studie tedy naznačují důležitost správného polohování hlavy při posturální rovnováze hokejisty (Leonov et al., 2022, s. 77-79).

Dynamická strategie se využívá v momentě, kdy na zajištění stability již nestačí statické strategie a hrozí riziko pádu. Dochází tedy buď k zachycení se o pevnou oporu v okolí nebo úkrokem, při kterém dojde k rozšíření opěrné báze (Vařeka, 2002b, s. 123; Nashner, 2020, s. 96).

Hráči ledního hokeje vytvářejí specifické balanční strategie pro udržení rovnováhy, které se liší od těch, které používají ostatní sportovci a nespportovci. Kromě bruslení na užší a vyvýšené základně opory, kterou brusle představují, a rychlých změn směru, přizpůsobují také určité držení těla, které zahrnuje flexi v hrudní páteři spolu s protrahovanými rameny a extenzí krční páteře. To jim umožňuje nasměrovat pohled při sledování hry. Bylo prokázáno, že vzorce aktivace trupu jsou ovlivněny polohou hlavy a krku, což ukazuje na důležitý vztah mezi krční páteří a následně rovnováhou (Majcen Rosker et al., 2021, s. 146).

Pokud již posturální stabilitu nelze udržet pomocí statické či dynamické strategie, řídicí systém uplatní následující obrannou reakci, kterou je řízený pád. Mezi tyto mechanismy patří pohyby horních končetin ve směru pádu, aby došlo ke zmírnění dopadu a ochraně hlavy a



obličej (Horak, 2006, s. ii9). Obecně platí, že nutností pro uplatnění řízeného pádu je dobrá pohybová koordinace. V případech, kdy jedinci svému pohybovému systému nedůvěřují, častěji volí řízený pád, i když se jedná o situace zvládnutelné statickou či dynamickou strategií. Je to obrana proti nejnebezpečnější variantě, kterou je neřízený pád často způsobující závažné následky. Nicméně, zvládnutí techniky řízeného pádu zvyšuje bezpečnost lokomoce i u motoricky postižených a starších pacientů tím, že jim zvýší sebedůvěru a jistotu při běžném pohybu (Vařeka, 2002b, s. 122-123).

### **2.3 Posturální stabilizace**

Jedná se o svalové, tedy aktivní držení těla a jeho segmentů proti působení zevních sil, které je ovládané centrálním nervovým systémem. Svalová aktivita stabilizuje segmenty těla zajištěním relativní tuhosti skloubení za pomoci souhry agonistů a antagonistů, především proti tíhové síle, ale také proti působení všech zevních sil. Tímto zpevněním je možné se dostat do vzpřímené polohy a uskutečnit lokomoci. Posturální stabilizace je nezbytná při vykonávání všech pohybů, i když se jedná o selektivní pohyb horní nebo dolní končetinou (Kolář, 2009, s. 39; Kolář a Máček, 2015, s. 47). Její zlepšení je ve skutečnosti založeno spíše na souhře specificky naučených dovedností než na obecném rozvoji posturální stabilizace, kterou lze zlepšit bez ohledu na balanční motorické úkoly (Paillard a Noé, 2020, s. 22).

Dle Véleho (2006, s. 110-111) je možné rozlišit typy stabilizace na: vnitřní segmentovou stabilizaci řízenou z receptorů krátkých intersegmentálních svalů páteře uložených v hloubce a vnější sektorovou neboli celkovou stabilizaci, která se odehrává ve větším úseku páteře. Je náročnější na stabilizaci než stabilizace segmentová, a proto se na ni podílí delší a silnější svaly.

### **2.4 Posturální reaktibilita**

Pro vykonání pohybu každého segmentu těla a překonání jakkoliv velkého odporu je zapotřebí kontrakční svalová síla. Tato síla je v pákovém segmentovém systému lidského těla převedena na momenty sil, které následně vyvolají síly reakční. Tato reakční stabilizační funkce se označuje jako posturální reaktibilita. Působením posturální reaktibility dochází ke zpevnění jednotlivých pohybových částí (kloubů), tudíž k získání tzv. punctum fixum. Punctum fixum je ukotvení jednoho konce úponu svalu, ta se stává stabilní, zatímco druhá část úponu označovaná jako punctum mobile je schopna vykonávat pohyb v kloubu (Kolář a Máček, 2015, s. 47). Na vyvážené tuhosti kloubního spojení se podílí agonisté i antagonisté. Aby bylo možné pohyb v kloubu uskutečnit, musí platit, že jeden konec úponu svalu je punctum fixum, bez něj by

k pohybu nedošlo. Stabilizace segmentu neprobíhá pouze v jednom kloubu či části těla. Při aktivitě svalstva stabilizujícího segment dochází k řetězení aktivity do dalších svalů s ním souvisejících, tudíž tímto šířením dochází k stabilizaci i v dalších segmentech. K reaktivním stabilizačním funkcím dochází automaticky a mimovolně, to znamená bez naší vědomé kontroly na rozdíl od vykonání cíleného pohybu (Kolář, 2009, s. 40; Kolář a Máček, 2015, s. 47).

## **2.5 Posturální kontrola**

Posturální kontrola je soubor systémů skládající se z vyrovnávacích a rovnovážných reflexů. Jde také o akt udržování, dosažení nebo obnovení stavu rovnováhy během jakékoli pozice nebo činnosti (Sarto et al., 2020, s. 2). Jedná se o složité motorické dovednosti získané z interakcí somatosenzorických procesů. Dva hlavní funkční cíle posturální kontroly jsou posturální orientace a posturální rovnováha. Posturální orientace zahrnuje aktivní kontrolu vyrovnávání těla a svalového tonu s ohledem na gravitaci, nosný povrch a vizuální informace (Horak a Macpherson, 1996 in Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 158). Zpracovává informace ze somatosenzorických, vestibulárních a vizuálních systémů. Posturální rovnováha zahrnuje koordinaci somatosenzorických strategií a stabilizaci těžiště těla během externě vyvolané poruchy posturální stability (Horak, 2006, ii8).

### **3 Řízení postury a její kontrola**

Posturální kontrola je již v dnešní době brána jako komplexní motorická dovednost řízená vzájemným působením multisenzorického systému, a ne pouze jako soubor vyrovnávacích a rovnovážných reflexů. Hlavními funkcemi této dovednosti je orientace těla v prostoru a posturální stabilita. Čím je posturální kontrola a její řízení vyzrálejší a kvalitnější, tím efektivnější a lepší je naše stabilita i balanční reakce v prostoru (Horak, 2006, ii8).

#### **3.1 Senzorické složky**

Pro udržení správné kontroly a postury je nezbytný převod informací z podnětů z receptorů do centrální nervové soustavy. Tyto informace jsou jak ze zevního, tak vnitřního prostředí. Dále k řízení stability je potřebné jejich zpracování a porovnání s pamětí (Véle, 2006, s. 100).

Pro zajištění posturální stability se zapojuje systém zrakový, vestibulární a propioceptivní. Někteří autoři pokládají za nejdůležitější systém zrakový, jiní propioceptivní a jiní vestibulární (Masion, 1994, s. 878).

##### **3.1.1 Propriocepce**

Význam tohoto slova je vnímání polohy a pohybu vlastního těla v prostoru. Jako všechny systémy, i tento je závislý na kvalitě souhry jednotlivých receptorových systémů. Hlavní součástí propriocepce jsou receptory hlubokého cití (Tuthill a Azim, 2018, s. 194).

Součástí svalu je svalové vřetenko, které převádí informaci o napětí ve svaly a také nastavuje jeho optimální délku. Funguje na principu srovnávání napětí extra- a intra-fuzálních vláken. Intrafuzální vlákna předávají informaci o jejich natažení směrem aferentním do zadních míšních kořenů. Posléze je tato informace vedena přes synapsi na dendrit alfa motoneuronu. Ten upravuje senzitivitu vřetenka na míru. Tyto údaje slouží k nastavení svalového tonu (Kittnar, 2020, s. 591; Trojan, 2003, s. 614-615).

Golgiho tělíčko se nachází ve šlaše, blízko přechodu svalových vláken. K jeho aktivaci dochází až v okamžiku, kdy je napětí šlachy daného svalu větší, z čehož vyplývá, že má vyšší práh dráždivosti než svalové vřetenko. Golgiho tělíčko je zapojené do systému reciproční inhibice, což znamená, že informace z něj proudí ascendentními dráhami do míchy, kde dochází k přepojení přes inhibiční interneurony na alfa motoneuron téhož svalu (tlumení jeho aktivity) a na alfa motoneuron antagonistického svalu, kde je jeho aktivita facilitovaná. Toto zapojení ochraňuje sval a šlachový úpon před mechanickým poškozením (Tuthill a Azim, 2018, s. 19).

V hluboké vrstvě kůže se nacházejí další složky propiocepce a těmi jsou Ruffiniho tělíska, která zaznamenávají napětí při pohybu končetin nebo jejich částí a Vater-Paciniho tělíska, která registrují vibrace. Dále existují ruffiniformní a paciniformní tělíska, která registrují pohyb v kloubu a v jeho extrémních pozicích, nacházejí se v kloubech, vazech a periostu (Rokyta, 2000, s. 176).

### **3.1.2 Zrak**

Oko je sensorický orgán, který zaznamenává optické podněty a následně je vede dráhami do centrální nervové soustavy, kde jsou analyzovány (Naňka, 2009, s. 305-306). Zrak ovlivňuje stabilitu, protože nás informuje o vzdálenosti předmětů, o typu podložky, či o poloze segmentů a celého vlastního těla v prostoru. Například při chůzi po vratké látce zrakový systém vyhodnotí nebezpečí pádu, a tudíž dojde ke zvětšení opěrné báze a pokrčením nohou v kolenou ke snížení těžiště a tím ke zlepšení posturální stability (Véle, 2006, s. 109). Zraková kontrola při pohybu se využívá zejména v neurorehabilitaci při poruše propioceptivního systému v akutních fázích plegických končetin či periferních paréz u cévní mozkové příhody (Kolář, 2009, s. 66).

Bylo prokázáno, že sportovci (konkrétně hráči ledního hokeje, ale také fotbalisté, baseballisté a další) vykazují vynikající schopnosti v dynamické zrakové ostrosti (DVA) ve srovnání s nesportovci. Jedním z klíčových faktorů ovlivňujících DVA jsou pohyby očí v reakci na rychle se pohybující cíl. Hokejisté mají zvýšené fyziologické požadavky na rozlišovací schopnost oka, okohybné schopnosti, periferní uvědomění, vizuální diskriminaci a dynamickou zrakovou pozornost (Poltavski a Biberdorf, 2014, s. 601). Schopnost rychle číst a reagovat v ledním hokeji je základní složkou k rychlému provedení správných rozhodnutí, což následně ovlivňuje výkon. Reakční doba plus rychlost pohybu se společně rovná době odezvy zrakové motoriky (VMRT). VMRT byla identifikována jako klíčový ukazatel výkonnosti v mnoha míčových sportech. Uvádí se, že VMRT na periférii sítnice může být snížena tréninkem až o 20 ms, což sportovci pomáhá k významné výhodě na hřišti (Ciuffreda, 2011, s. 146)

### **3.1.3 Vestibulární systém**

Vestibulární systém se nachází ve vnitřním uchu, které je spjato s orientací, pohybem a snímáním polohy organismu v prostoru. Díky němu je hlava a trup udržován ve vzpřímené poloze. Ve spánkové kosti se nachází receptory zajišťující informace o zpomalení, zrychlení, o úhlovém zrychlení a o směru gravitace při pohybu i v klidu (Betts et al., 2013, s. 572).

Smyslová vlákna buněk tvoří spoje ve vestibulárním ganglionu, z něhož vychází vlákna vestibulárního nervu, který se spojuje se sluchovým nervem ve vnitřním uchu a vzniká tak nervus vestibulocochlearis. Cílem tohoto nervu je mozkový kmen, přesněji vestibulární jádra, kde dochází ke zpracování a porovnání informací s informacemi zrakovými a proprioceptivními. Žádný z těchto dějů si neuvědomujeme, protože se odehrávají na podkorové úrovni (Kittnar, 2020, s. 627; Rokyta, 2016, s. 292; Véle, 2006, s. 100).

Vestibulární systém hraje velkou roli u hokejistů, kteří se pohybují na kluzkém ledě s vysokou rychlostí (až 40 km/h) a často provádějí prudké změny směru. Herní akce se typicky vyznačují náhlým zrychlením a rychlým zpomalením (možné přetížení 2 G). Vzhledem k vlastnostem povrchu a vysokým nárokům na rovnovážné požadavky je vestibulární systém zvláště namáhán. I při těchto podmínkách je klíčová jemná koordinace očí a nohou, která umožňuje hráčům ideální kontrolu nad pukem. Ovládání hlavy musí být optimalizované při bruslení s vysokou akcelerací pro vizuální průzkum herního pole (Alpini, 2008, s 86).

## **3.2 Vliv CNS na řízení pohybu**

Centrální nervový systém svou činností řídí pohyb, kdy mezi mozkiem a svaly dochází k proudu vzruchů. Na řízení pohybu se v CNS nachází dva systémy. Systém pyramidový a extrapyramidový. Také je možné dělit motorický systém na gama systém a alfa systém (Véle, 2006, s. 59).

### **3.2.1 Systém pyramidový a extrapyramidový**

Pyramidový systém vychází z Betzových buněk a ovládá přímou dráhu tractus corticospinalis pyramidalis míšní motoneurony a tím i svaly. Tímto systémem je řízena volní hybnost. Na jednotlivé svaly působí cíleněji a diferencovaněji, když je zapotřebí cílená akrální motorika (Véle, 2006, s. 59).

Na rozdíl od toho extrapyramidový systém vychází ze širších korových oblastí mozku a míšní motoneurony řídí nepřímou přes subkortikální struktury. Do tohoto systému řízení spadá mimovolní motorika (de Oliveira-Souza, 2012, s. 844).

### **3.2.2 Gama systém**

Za pomoci tohoto systému dochází k nastavení podmínek pro realizaci pohybu. Tato dráha vystupuje z formatio reticularis v mozkovém kmeni a sestupuje ke gama motoneuronům v míše. Za působení svalových vřetének nastavuje dráždivost motoneuronů a tím ovlivňuje činnost míšní neuronové sítě. Také zajišťuje úroveň bdělosti v kortexu a úroveň metabolických

pochodů v mozkovém kmeni potřebných k realizaci pohybu (Véle, 2006, s. 59; Trojan, 2003, s. 616).

### **3.2.3 Alfa systém**

Alfa systém se spouští až po systému gama. Uskutečňuje volní pohyb a také řídí jeho průběh. Jeho dráhy začínají jak v kortikální oblasti, tak ve strukturách subkortikálních. Za hlavní dráhu se považuje kortikospinální neboli pyramidová dráha (Véle, 2006, s. 59).

Pro vyvolání pohybu je také nezbytná informace z receptorů. Mezi nejjednodušší pohybové reakce se řadí adverzivní reakce, kdy dochází k přiblížení se směrem ke zdroji podnětu anebo abverzivní, jehož následkem je oddálení se od zdroje podnětu, který by mohl být pro organismus nebezpečný (Véle, 2006, s. 61).

Mozková kůra má schopnost vytvářet paměťové stopy potřebné k vytvoření pohybových vzorů a následných pohybových programů. Kortikální systém řídí diferencované činnosti a cílené ovládání. Subkortikální struktury jsou vývojově starší, a proto řídí méně diferencované, již automatizované, instinktivní nebo reflexní pohyby. Učením dochází k vzniku nových, složitých a individuálních pohybových vzorů. Nezbytná pro vytvoření těchto vzorů je předešlá zkušenost (Véle, 2006, s. 61).

## **3.3 Řídící složky**

Řízení motoriky včetně postury je komplexní soubor, který je závislý na mnoha hlediscích. Údaje ze senzoričkových systémů musí být jasné a shodné. Tyto informace se zpracovávají v mozkové kůře, která následně vydá impulzy s odpovídající reakcí. Tyto impulzy jsou však ještě upravovány a řízeny dalšími systémy, například mozečkem či bazálními ganglii (Ivanenko a Gurfinkel, 2018, s. 5).

### **3.3.1 Mozeček**

Mozeček je umístěn v zadní jámě lební nad dorzální stranou mozkového kmene. Tvrdá plena ho odděluje od ostatních částí mozku. Oboustranně však komunikuje s jednotlivými částmi mozkového kmene, s míchou a mozkovou kůrou spojením zvaným pedunculi cerebellares. Na mozečku se rozlišuje část vermis a kolem se nachází dvě mozečkové hemisféry. Povrch je tvořen šedou hmotou, která je uspořádaná do obrazu tzv. arbor vitae. Bílá hmota tvoří dřev jsou v ní uložena mozečková jádra (Naňka, 2009, s. 283-284).

Hlavními funkcemi mozečku je udržování rovnováhy a vzpřímené polohy nejen při stožení a chůzi. Podílí se na regulaci svalového tonu, účastní se při vykonávání cílených motorických

úloh a zajišťuje koordinaci těla a jeho částí v prostoru a čase (Rokyta, 2000, s. 264). Také porovnává odlišnosti mezi informacemi z aference, tedy mezi tím, co je, s tím, jak by to mělo být (informace z mozkové kůry) a výsledný rozdíl přeposílá přes jádra thalamu do mozkové kůry (Ivanenko a Gurfinkel, 2018, s. 6).

Vestibulární mozeček (archicerebellum) zpracovává informace z vestibulárního ústrojí, konkrétně ze statokinetického čidla a porovnává je se signály z proptioceptorů a z mozkové kůry. Za účasti retikulárního systému zajišťuje vzpřimovací reflexy. Tato část mozečku se účastní posturálních reakcí a orientace v prostoru, udržuje vzpřímenou polohu těla při stoje a chůzi, zpracovává informace o poloze a pohybu hlavy. Při jeho poškození dochází k těžkým poruchám rovnováhy (Rokyta, 2016, s. 282-283; Trojan, 2003, s. 627).

Spinální mozeček (spinocerebellum) dostává aferentace z páteřní míchy, propioceptorů a exteroceptorů. Sjednocuje činnost alfa a gama motoneuronů a aktivuje sestupnou inhibiční část retikulární formace (Rokyta, 2016, s. 283). Podílí se tedy na řízení svalového napětí, upravuje realizaci pohybových vzorů podle „povelů“ motorické kůry a také se účastní pomalých cílených pohybů (Trojan, 2003, s. 627).

Korový mozeček (cerebrocerebellum) přijímá taktéž informace z proprioceptorů a exteroceptorů. Má bohaté propojení s motorickými oblastmi mozkové kůry a také je napojen na vzestupné dráhy audiovizuální, proto se mimo jiné uplatňuje při motorickém učení. Jeho činnost slouží k plánování a programování pohybu, účastní se rychlých a cílených pohybů a kognitivních funkcí (Rokyta, 2016, s. 284; Kolář, 2009, s. 356). Na základě toho byl proveden test, který se zaměřoval především na rozpoznávací úkol. Výzkum byl rozdělen na dvě skupiny účastníků – profesionální hráči hokeje a jejich fanoušci. Všem účastníkům se na obrazovce počítače promítaly obrázky spojující se s hokejem nebo běžnou denní činností (postava nebo předmět). Na základě dříve vyslechnuté věty, prostřednictvím sady sluchátek, měli všichni účastníci posoudit, zda se obrázek shoduje s předešle vyslyšenou nahrávkou. Aktéři museli reagovat rychle a co nejpřesněji s odpovědí „ano“ nebo „ne“. Odpovědi byly zaznamenávány přes klaviaturu levým a pravým prstem. Výsledky tohoto pokusu ukázaly, že elitní hokejisté reagovali rychleji než fanoušci. Hráči také vykazovali zvýšenou kortikální aktivitu motorické oblasti mozku spojenou s vyšší úrovní akce a plánování, která u fanoušků nebyla (Ong et al., 2014, s. 62-64).

Podobných výsledků dospěli i vědci Wimshurst et al. (2016, s. 31-33), kteří za pomoci funkční magnetické rezonance zkoumali aktivitu mozku profesionálních hráčů ledního hokeje

a nesportovců. Třicet účastníků provádělo video-založený úkol, ve kterém předpovídali směr střel v hokejovém scénáři. Video klipy byly dočasně zastaveny těsně před výstřelem, než puk opustil hůl. Údaje o chování ukázaly významné rozdíly mezi skupinami. Hráči hokeje měli výrazně vyšší mozkovou aktivitu v parietálním laloku, v Brodmannových oblastech 17 a 18 a v široké části cerebella při sledování videí a reagování v porovnání s nesportovci.

### **3.3.2 Bazální ganglia**

Bazální ganglia (BG) jsou podkorové útvary tvořené jádry nahromaděním neuronů šedé hmoty, které jsou zanořeny do bílé hmoty koncového mozku, tudíž jsou patrná pouze v průřezu hemisférou. Anatomicky se skládají z nucleus caudatus, nucleus lentiformis (složené z corpus striatum a globus pallidus), nucleus subthalamicus a substantia nigra uložená ve středním mozku (Rokyta, 2000, s. 276; Naňka, 2015, s. 290).

Bazální ganglia jsou silně spojena jak s thalamem, s mozkovou kůrou, tak s dalšími podkorovými oblastmi, hlavně s jádry v mozkovém kmeni a se středním mozkem. Jejich funkcí není vytvoření pohybu, ale podílení se na zpracování impulzů pro hybnost, které dále předávají frontální kůře a pohybovým centřům mozkového kmene k následnému uskutečnění motorické akce. Obecně lze říci, že bazální ganglia mají tlumivý vliv na motoriku. BG se tedy uplatňují nejen v řízení motoriky, ale také zajišťují přístup motivačních, paměťových a emočních center k motorice chování, tzn., že se podílejí na rozhodování o realizaci či potlačení behaviorální složky pohybu (Trojan, 2003, s. 631).

Hlavním úkolem bazálních ganglií je převod plánovaného pohybu do pohybového programu. Nastavují parametry jako sílu, amplitudu a směr pohybu. Při poruše rovnováhy mezi excitační a inhibiční složkou nastává porucha motoriky, která se buď projeví hypokinetickým syndromem, do kterého patří Parkinsonova nemoc nebo hyperkinetickým syndromem, u kterého jsou charakteristické mimovolní pohyby a snížení svalového tonu (Lundy-Ekman, 2018, s. 306).

### **3.4 Výkonné složky**

Řadí se zde složky, které udržují vzpřímené držení těla. Patří sem pasivní a aktivní části. Do pasivní složky spadají kosti, ligamenta a chrupavčité struktury. Aktivní složka obsahuje svaly, které stabilizují a udržují tělo proti gravitaci (Suchomel, 2006, s. 116). Z hlediska výkonné složky pro kontrolu postury je důležitý axiální systém, oblast pánve a dolní končetiny. Axiální systém se nachází kolem páteře a jeho funkcí je zajištění vzpřímeného držení těla. Pánev se součástí převodního a stabilizačního systému mezi axiálním systémem a dolními



končetinami. Kontakt s podložkou a informací o jejím povrchu zajišťují dolní končetiny (Véle, 2006, s. 96).

Bylo zaznamenáno, že čím lépe má sportovec vyvinuté rychlostně-silové faktory a balanční schopnosti, tím úspěšněji plní motorické úkoly (Leonov et al., 2022, s. 67). Dnešní hokejisté jsou fyzicky větší a mají lepší úroveň fyziologické zdatnosti ve srovnání s jejich předchůdci (Cox, 2012, s. 190). Také bylo zjištěno, že hokejisté jsou těžší a mají vyšší hmotu kosterního svalstva než amatérští sportovci. Avšak v provedené studii nebyly žádné rozdíly mezi útočníky a obránci. Závěrem lze říci, že vrcholový lední hokej vyžaduje vysokou úroveň kondice ve vztahu ke svalové hmotě, výbušnou sílu a také dobře vyvinutou kapacitu pro přerušovaná cvičení s vysokou intenzitou (Vigh-Larsen, 2019, s. 2358).

## 4 Vzpřímený stoj

Tato kapitola se zabývá bipedálním a unilaterálním stojem a jejich specifikacemi.

### 4.1 Bipedální stoj

Charakteristickou definicí pro stoj je maximální vzdálenost mezi nejvyšším bodem na hlavě a chodidly. Páteř si v takovémto postavení zachovává fyziologické zakřivení páteře. Stoj je brán jako dynamický děj, při kterém je nutná neustálá svalová aktivita (Véle, 2006, s.102-103). Ve vzpřímeném držení těla se aktivuje nejen trupové svalstvo, ale také pánevní muskulatura a svaly dolních končetin. Svalové napětí je větší oproti poloze vsedě nebo vleže. Změnou napětí se mění postavení osového orgánu i dolních končetin. Při vadném držení těla dochází k nevyváženému rozložení tlaku působícího na klouby, což má vliv na jejich nesprávnou funkci. Symetrie zátěže opěrné báze při stoji je spíše výjimkou (Kolář, 2009 s. 42). Při normálním stoji bez instrukcí je vždy asymetrický, kdy na jedné končetině je zátěž větší než na druhé. Nestejná míra zátěže lze jednoduše zjistit při stoji na dvou váhách, kdy při vyrovnaném stoji by rozdíl neměl převyšovat 15% celkové hmotnosti. Svalová aktivita na dolních končetinách při klidném stoji by měla být celkově relativně nízká. Nepatrné napětí se vyskytuje v m. soleus, ale rozhodně by nemělo být viditelné, stejně jako v m. quadriceps femoris a patela by měla být volně pohyblivá. Kolena by neměla být znatelně v zevní či vnitřní rotaci, rekurvací nebo v semiflexi. Udržování stoje je individuální záležitost každého jedince, nicméně patrně zvýšené svalové úsilí ve vzpřímeném stoji značí neekonomičnost, zvýšené nároky na stabilizaci a zvýšenou únavnost. Pasivní stoj, při kterém dochází k „vyvážení se“ do vazivového aparátu a minimální svalovou aktivitou rovněž není výhodný, protože dochází k přetěžování ligamentózního aparátu (Véle, 2006, s. 184-185).

Dle Véleho (2006, s. 102-103) se rozlišuje vzpřímené držení těla a napřímené držení těla. Vzpřímené držení těla probíhá nevědomě na úrovni subkortikální. Napřímené držení je řízeno na úrovni kortikální a spadá do volního pohybu.

Napřímení je udržováno převážně autochtonními svaly zad a hlubokými flexory krku. Při napřímeném držení těla se lépe dosahuje vzpřímeného postavení, a to z důvodu narovnaní páteře, které následně napomáhá fyziologickému rozsahu v plotencových kloubech a v páteři (Vařeka, 2002, s. 115–121). Vyšetřením stoje za pomoci olovnice nebo určením polohy těžiště lze určit, zda člověk zaujímá zdravý stoj (Gúth, 2000, s. 19).

Jacobs et al. (2015, s. 1) ve své studii uvádí, že u zdravých jedinců, dochází při klidném bipedálním stoji ke vzrostlé kortiko-kortikální a kortiko-spinální dráždivosti a zvýšenému

průtoku krve mozkiem ve srovnání se sedícími nebo jinak se opírajícími osobami. Také zjistili, že komunikace mezi mozkovou kůrou a svalem je výrazně větší ve stoji o široké než při úzké bázi při otevřených očích.

## **4.2 Stoj na jedné noze**

Během každodenních aktivit musí člověk zvládnout stoj na jedné noze, tato schopnost je nezbytná při běžné chůzi a překonávání překážek. Pokud osoba nedokáže udržet stabilitu po dobu minimálně deseti sekund, výrazně se zvyšuje její riziko pádu (Blodgett, Ventre et al., 2022, s. 1601). U hráčů ledního hokeje tento fakt platí dvojnásobně, vzhledem k jejich potřebě balancovat na jedné noze na úzkém noži brusle při vysoké rychlosti v rámci hry. Pro výzkumné účely byla vytvořena studie, která porovnávala dva hokejové týmy s různou výkonností. Každý účastník provedl šest unilaterálních modifikací stoje za statických podmínek na balanční podložce umístěné na silové plošině a pět bipedálních postojů za dynamických podmínek pomocí kolébky umístěné na silové plošině. Hráči vyšší úrovně dosáhli lepších výsledků, jak v úloze jednostranného statického, tak bipedálního dynamického stoje v předozadním i laterolaterálním směru. Výsledkem tedy je, že hokejisté, kteří mají vysoce rozvinutou strategii řízení držení těla, mají vynikající schopnost kompenzovat neočekávané posturální poruchy a kolize. Testování balančních schopností hokejistů ve statických a dynamických podmínkách může být proto užitečné pro hodnocení úrovně jejich soutěžního výkonu (Ondra a Svoboda, 2021, s. 16-23).

## **5 Povrchová elektromyografie**

Povrchová elektromyografie (sEMG) se řadí mezi experimentální vyšetřovací metody, která snímá bioelektrický signál, a tím dává obraz o svalové aktivitě. Používá se k objektivnímu hodnocení neuromuskulární činnosti. Výhodou povrchové elektromyografie je jednoduché a neinvazivní zaznamenávání svalové aktivity i u většího počtu svalů při pohybu. Tato vyšetřovací metoda je schopná registrovat velikost svalové kontrakce, svalové synergie, sekvenci zapojení určitých svalů, ale i svalovou únavu či abnormální pohybové vzorce jako je dystonie, třes atd. Povrchová EMG využívá snímání sumace akčních potenciálů svalů z kožního povrchu, a tím hodnotí míru svalové aktivace (Kolářová, 2012, s. 15; Barbero a Merletti, 2012, s. 1; Stålberg et al., 1999, s. 213).

### **5.1 Snímání svalové aktivity**

Prostřednictvím povrchové elektromyografie se snímá elektrická činnost aktivovaných motorických jednotek nacházejících se pod kožním krytem. Zaznamenávání signálu je neinvazivní, nebolestivé a možné po dlouhou dobu (Stålberg, van Dijk, Falck, 2019, s. 1698). V okolí svalových vláken se generuje elektromagnetické pole, které vzniká díky depolarizaci membrány (uvolněním acetylcholinu na nervosvalové ploténce) a pohybu iontů. (Winter, 2005, s. 10). Elektrody umístěné na kůži detekují napětí, což představuje akční potenciál. Elektrická aktivita se projeví stahem svalu, kdy motorické jednotky během svalové kontrakce musejí být vícekrát aktivovány. (Krobot a Kolářová, 2011, s. 18; Stålberg, van Dijk a Falck, et al., 2019, s. 1693).

### **5.2 Přenos signálu**

U většiny přístrojů je elektromagnetický záznam ve formě analogového signálu vysílán ze snímacích elektrod do vyhodnocovací jednotky, kde dojde k přeměně signálu na digitální. Signál je přenášený pomocí kabelů nebo telemetricky. Telemetrický přenos je výhodnější z důvodu neomezeného pohybu pacienta kabely, tím je výsledný pohybový projev přirozenější (Soderberg, Knutson, 2000, s. 485). Naměřená data se ukládají do paměti počítače, kde je možné s nimi dále pracovat, upravovat a vyhodnocovat (Kolář et al., 2009, s. 202).

### **5.3 Velikost a umístění elektrod**

Umístění a velikost použitých záznamových elektrod závisí na účelu měření (Merletti et al., 2010). Je třeba si uvědomit, že mezielektrodová vzdálenost funguje jako filtr. Čím menší je distance mezi elektrodami, tím menší rozdíl v napětí lze měřit, což má za následek nižší

amplitudy a omezení nižších frekvencí (Stålberg, van Dijk a Falck, et al., 2019, 1695). Krobot a Kolářová (2011, s. 22) také uvádí, že pokud je úsek elektrod při povrchovém bipolárním snímání co nejmenší, tak se sníží riziko snímání svalové aktivity z jiného svalu, který se nachází blízko měřeného (angl. cross talk). Při opakovaném měření je nutné, aby vzdálenost elektrod byla stále stejná a ideálně, aby zůstalo i stejné umístění elektrod na svalu. Pokud se elektrody aplikují na malé svaly, tak by rozestup neměl přesáhnout  $\frac{1}{4}$  délky svalového vlákna. Elektrody se umísťují na bříško svalu (na nejvíce prominující část), nebo přímo nad motorický bod ve směru svalových vláken. Před nalepením elektrod je nutné povrch kůže důkladně očistit (prostředkem na bázi alkoholu anebo abrazivní pastou), aby došlo ke snížení odporu pokožky a lepšímu přilnutí elektrod a výsledný signál byl optimální (Krobot a Kolářová, 2011, s. 18-23).

Latash (2008, s. 300) uvádí, že můžeme využít elektrody o průměru 1 až 20 mm ve vzdálenosti 5 až 50 mm, ale je nutné dbát na to, aby elektrody nezaznamenávaly i okolní svaly. Malé elektrody se aplikují na svaly obličeje, velké elektrody lze použít například na velké posturální svaly.

#### **5.4 Faktory ovlivňující snímaný signál**

Elektromyografický signál je determinován jak vnitřními, tak zevními činiteli. Mezi vnitřní faktory se řadí fyziologické, anatomické a biochemické vlastnosti svalu v průběhu kontrakce a tyto nelze ovlivnit. Za to podmínky vnější lze například konfigurací nebo umístěním elektrod ovlivnit. Pro kvalitu vlastního měření a zpracování výsledného signálu je nutné tyto zevní vlivy kontrolovat (Krobot a Kolářová, 2011, s. 19).

##### **Faktory vnitřní**

Počet aktivních svalových vláken a rychlost pálení motorických jednotek zvyšuje velikost kontrakce svalu, a tím se podílí na amplitudě výsledného signálu. Umístění aktivních (snímaných) vláken vzhledem k detekční oblasti elektrody má vliv na výslednou amplitudu a frekvenční charakteristiku signálu. Hluběji uložená aktivní svalová vlákna mají nižší intenzitu výsledného snímaného signálu, než povrchová svalová vlákna. Okolní svaly ovlivňují záznam měřeného signálu. Této aktivitě okolních svalů lze zamezit správným umístěním elektrody na požadovaný sval. Filtrace signálu je závislá na četnosti tkáně mezi povrchem svalu a elektrodou. Dále signál ovlivňují iontové toky a depolarizační zóny přes membránu (De Luca, 1997, s. 142).

## **Faktory vnější**

Zde se umísťují faktory, které je možné svým konáním ovlivnit. Mezi nejdůležitější z této skupiny se řadí správné umístění snímacích elektrod na sval (Krobot a Kolářová, 2011, s. 19-21). Dále se snažíme vyhnout externímu šumu, který vzniká při porušení elektromagnetického pole vstupem jiného přístroje nebo pohybovým artefaktem (Krobot a Kolářová, 2011, s. 23).

## **5.5 Hodnocení elektromagnetického signálu**

Nezpracovaný elektromagnetický signál se označuje jako surový záznam, který představuje vzorec akčních potenciálů, jak je nasnímán elektrodami. V surovém záznamu je nerovnoměrné uspořádání amplitudy signálu, včetně možných relativně vysokých maxim, které znázorňují synchronní výboje více motorických jednotek, a tím zkreslují informace o velikosti svalové aktivity (Konrad, 2005, s. 22). Již ze surového EMG záznamu lze vyčíst, zda sval je či není aktivní, popřípadě je možné porovnání míry svalové aktivity s jiným měřeným svalem. Pro relevantní vyhodnocování a zpracování dat je potřebné surový záznam zpracovat (Winter, 2005, s. 11; Clancy et al., 2004, s. 2694).

### **5.5.1 Zpracování signálu**

Metodou k úpravě surového záznamu se využívá frekvenční filtrace, při které je propustnost horní hranice 10-20 Hz a dolní propustnost 500 Hz. Tato úprava odstraňuje nežádoucí signál vzniklý v nesnímaném svalu. Tento signál se nazývá pohybový artefakt a dochází k němu například při chůzi nebo úderem patou o zem. Lze jej eliminovat nastavením propustnosti, ale také správným očištěním pokožky (Krobot a Kolářová, 2011, s. 25).

Dále se surový záznam upravuje pomocí rektifikace, což je metoda, která eliminuje negativní hodnoty ze surového záznamu nebo je převrátí do kladných čísel. Ponecháním těchto negativních hodnot v záznamu a pouhým jejich zprůměrováním by se výsledek rovnal nule. Dalším krokem k finálnímu záznamu je vyhlazení. Tento krok spočívá v potlačení vysokofrekvenčních fluktuací signálu. Nejčastěji se používá algoritmus AVR (average rectified value), jehož výsledek je průměr hodnot v určitém časovém období. Dále se využívá algoritmus RMS (root mean square), který vyhodnocuje střední kvadratickou hodnotu tím, že odráží vztah mezi svalovou kontrakcí a motorickou jednotkou. Výsledný signál po vyhlazení se označuje jako lineární obálka (Krobot a Kolářová, 2011, s. 25).

K výslednému zpracování hodnoty EMG záznamu a k jeho možnému opakovanému porovnání měření mezi různými svaly je nutné provést normalizaci. Výsledkem je poměr

velikosti svalové aktivity a její zachování změny amplitudy v čase (Krobot a Kolářová, 2011, s. 27; Kolář et al., 2009, s. 202).

## **5.6 Využití povrchové elektromyografie**

V posledních desetiletích se využití povrchové elektromyografie rozšířilo z běžných oborů jako je sport, pohyb či analýza chůze také do odvětví porodnictví, umělecké, veterinární a preventivní lékařství, ale také do oboru hraní her (gaming) (Merletti a Muceli, 2019, s. 1). V oblasti rehabilitace se jejím měřením snímá nábor jednotlivých svalů a jejich zapojení do pohybu (timing) (Krobot a Kolářová, 2011, s. 30).

Basmajian & De Luca (1985, s. 321) uvádí, že nejdůležitější funkcí elektromyografie je zjištění počátku a konce svalové aktivity. Sledováním svalů v čase se hodnotí svalové synergie, ale také rychlost reakce na určitý podnět.

Dále se na záznamu zvýšením amplitudy a posunem frekvenčního spektra k nižší frekvenci projeví svalová únava. Nárůst amplitudy je způsoben zvýšenou prostorovou či časovou sumací akčních potenciálů, který se objevuje jako kompenzační mechanismus, aby nedošlo k poklesu síly (Krobot a Kolářová, 2011, s. 31).

## **5.7 Studie EMG**

Sütçü et al. (2019, s. 2315) ve své studii pozorovali, že jedinci se svalovým onemocněním mají vyšší úroveň svalové aktivace než zdraví jedinci. Měření probíhalo u vybraných svalů za pomoci sEMG. Hodnotila se vyšetřovaná a kontrolní skupina, kdy se porovnávala aktivace vybraných svalů dolních končetin při činnosti sed-stoj. V závěru zjistili, že dlouhodobá vysoká aktivace svalů během funkčních aktivit může u lidí způsobit únavu a destrukci svalů.

Wolburg et al. (2016, s. 60) testovali hypotézy, zda více labilní terapeutické pomůcky vyžadují větší svalovou aktivitu bérceových nebo stehenních svalů. Testovaly se m. gastrocnemius medialis, m. soleus, m. tibialis anterior a m. peroneus longus, jakožto skupina bérceových svalů a ve skupině stehenních byly snímány m. vastus medialis a lateralis, m. biceps femoris a m. semitendinosus. Na základě získaných dat se porovnávala elektromyografická aktivita během unipedálního klidného bosého stoje dominantní končetiny na plochem tvrdém povrchu s pěti terapeutickými zařízeními s různými vlastnostmi stability. Výsledkem bylo, že svalová aktivita během unipedálního stoje se mezi terapeutickými labilními pomůckami významně lišila. Svalová aktivita se zvyšovala od nejvíce po nejméně stabilní terapeutické zařízení. Nicméně v této studii nebyl zjištěn významný rozdíl mezi aktivací bérceových a stehenních svalů v průběhu změn labilních ploch. Závěrem je možné zkonstatovat, že míra

lability terapeutických pomůcek má vliv na zvýšení svalové aktivity dolní končetiny. Nelze však určit, zda se do posturální stability zapojuje více svalstvo bérkové či stehenní.

Dosud žádná studie, která by se zabývala hodnocením aktivity vybraných svalů dolní končetiny při změně velikosti a kvality opěrné báze stoje u běžné populace a profesionálních hokejistů nebyla podle dostupných informací autora provedena.



## 6 Cíle výzkumu

Cílem práce je zhodnocení aktivace vybraných svalů dolní končetiny při změně velikosti a kvality opěrné báze stoje. Základem je srovnání klidové svalové aktivity a aktivity při modifikacích stoje profesionálních hokejistů s běžnou populací.

### 6.1 Hypotézy

H<sub>0</sub>1: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací není rozdíl v aktivitě vybraných svalů dolní končetiny při záklonu hlavy v maximálním proveditelném rozsahu pohybu (ROM) probanda.

H<sub>1</sub>1: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací je rozdíl v aktivitě vybraných svalů dolní končetiny při záklonu hlavy v maximálním proveditelném ROM probanda.

H<sub>0</sub>2: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací není rozdíl v aktivitě vybraných svalů při stoji o úzké bázi na podložce AIREX® BALANCE-PAD.

H<sub>1</sub>2: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací je rozdíl v aktivitě vybraných svalů při stoji o úzké bázi na podložce AIREX® BALANCE-PAD.

H<sub>0</sub>3: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací není rozdíl v aktivitě vybraných svalů při stoji o úzké bázi na podložce AIREX® BALANCE-PAD bez zrakové kontroly.

H<sub>1</sub>3: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací je rozdíl v aktivitě vybraných svalů při stoji o úzké bázi na podložce AIREX® BALANCE-PAD bez zrakové kontroly.

H<sub>0</sub>4: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací není rozdíl v aktivitě vybraných svalů při výdrži ve dřepu.

H<sub>1</sub>4: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací je rozdíl v aktivitě vybraných svalů při výdrži ve dřepu.

H<sub>0</sub>5: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací není rozdíl v aktivitě vybraných svalů v rámci stoje na dominantní dolní končetině na labilní ploše BOSU Balance Trainer.

H<sub>1</sub>5: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací je rozdíl v aktivitě vybraných svalů v rámci stoje na dominantní dolní končetině na labilní ploše BOSU Balance Trainer.

H<sub>0</sub>6: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací není rozdíl v aktivitě vybraných svalů při vykonávání kognitivního úkolu v rámci stoje na dominantní dolní končetině.

H<sub>1</sub>6: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací je rozdíl v aktivitě vybraných svalů při vykonávání kognitivního úkolu v rámci stoje na dominantní dolní končetině.

H<sub>0</sub>7: Opakované otočení kolem své osy nemá vliv na svalovou aktivitu dolní končetiny u profesionálních hráčů ledního hokeje v porovnání s běžnou populací.

H<sub>1</sub>7: Opakované otočení kolem své osy má vliv na svalovou aktivitu dolní končetiny u profesionálních hráčů ledního hokeje v porovnání s běžnou populací.

## 7 Metodologie

Výzkum diplomové práce byl schválen etickou komisí Fakulty zdravotnických věd – Univerzity Palackého v Olomouci (viz příloha č. 1).

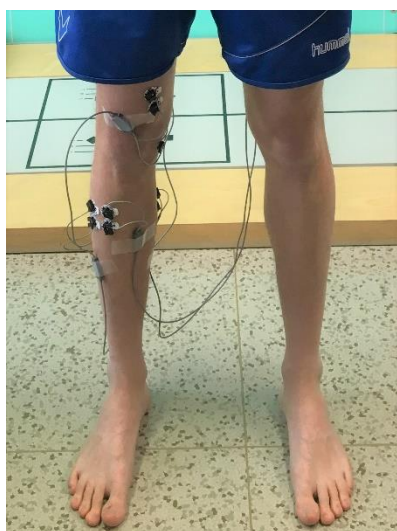
### 7.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor obsahoval zdravé dospělé osoby sestávající z 8 studentů – průměrný věk 23,4 let a 8 profesionálních hráčů ledního hokeje – průměrný věk 21,4 let. Tyto skupiny byly posléze porovnávány. Kritéria pro výběr probandů byla následující: věk 18–25 let, zdravotní stav umožňující EMG měření při modifikacích stoje, případná zranění na dolních končetinách a trupu (fraktury, dislokace apod.) plně zhojena, porozumění zadání úkolu a ochota spolupráce. Měření probíhalo v kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice v Olomouci.

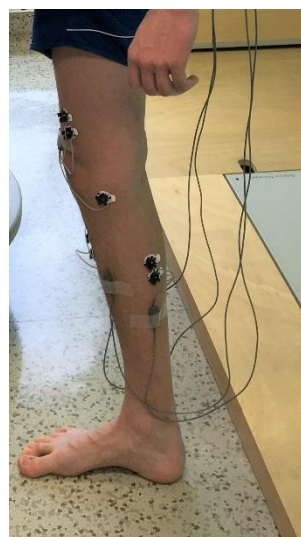
Všichni probandi byli předem seznámeni s výzkumem a podepsali informovaný souhlas schválený Etickou komisí.

### 7.2 Technologie

Měření svalové aktivity se zaznamenávalo pomocí povrchové elektromyografie. EMG přístroj byl od společnosti Noraxon. Aplikovaly se dvě samoadhezivní elektrody na svalová bříška TA, GM, PL a VM. Snímání povrchové EMG probíhalo u obou výzkumných skupin.



**Obrázek 6** Umístění elektrod - VM, TA a PL



**Obrázek 5** Umístění elektrod - GM

### **7.3 Příprava probanda k měření**

Před samotným měřením byla lokalita pod elektrodami vyčištěna prostředkem na bázi alkoholu a následně setřena ubrouskem. Před aplikací elektrod byla palpací ozřejmena břiška svalů, která se podpořila izometrickou kontrakcí daných svalů. Senzory byly následně přilepeny na prominující břiška rovnoběžně se svalovými vlákny. Elektrody byly samolepící a měly mezi sebou co nejmenší vzdálenost. Zemní elektroda byla připevněna na mediální kondyl femuru pro malou svalovou aktivitu v dané oblasti. Po nalepení elektrod byly k tělu probanda pomocí lékařské lepicí pásky přichyceny zesilovače EMG signálu. Připevnění proběhlo z důvodu minimalizace artefaktů.

Probandovi bylo názorně ukázáno, jakým způsobem má vykonávat jednotlivé testové podmínky (požadovaná hloubka dřepu, držení horních končetin apod.). Poté byl vyzván k provedení, pro případ nutné korekce. Žádný z probandů neměl ani neudával jakékoliv potíže s vykonáním. Před začátkem měření byla realizována zkouška správného umístění a funkčnosti elektrod. Proband uskutečnil maximální volní izometrickou kontrakci vybraných svalů pro ověření jejich aktivity na monitoru. V případě, že vše bylo v pořádku, přistoupilo se k samotnému měření.

### **7.4 Průběh měření**

Po celý čas byli jedinci pod dohledem terapeuta. Délka získání dat jednoho probanda nepřesáhla 45 minut. Do této doby bylo započítáno zaškolení probanda o výzkumu, podepsání informovaného souhlasu, nalepení elektrod na dané svaly a provedení 8 měření modifikací stoje v krátkém časovém sledu. Výzkum mohl být při jakýchkoliv potížích probanda přerušen.

#### **7.4.1 Vlastní měření při modifikacích stoje**

U každého probanda byla měřena aktivita vybraných svalů pouze dominantní dolní končetiny při modifikacích stoje po dobu 30 sekund (s). Pro určení dominantní dolní končetiny byl proveden test kopnutí do míče (dolní končetina, která kope je označena jako dominantní).

Přesný popis modifikací stoje od 1–8:

1. Normální (fyziologický, klidný) stoj s dolními končetinami na šířku pánve, hlava ve středním postavení, pohled zafixovaný na bod před sebou, horní končetiny (HKK) volně podél těla.

2. Normální (fyziologický, klidný) stoj s dolními končetinami na šířku pánve, HKK volně podél těla, záklon hlavy v maximálním proveditelném ROM probanda.
3. Stoj o úzké bázi na podložce AIREX® BALANCE-PAD, hlava ve středním postavení, pohled zafixovaný na bod před sebou, HKK volně podél těla.
4. Stoj o úzké bázi na podložce AIREX® BALANCE-PAD bez zrakové kontroly, hlava ve středním postavení, HKK volně podél těla.
5. Výdrž ve dřepu – výchozí pozicí dřepu byl bipedální stoj, kdy obě chodidla byla na šířku pánve a hlava se nacházela ve středním postavení, pohled zafixovaný na bod před sebou. Flexe v kolenních kloubech při dřepu byla 90°, horní končetiny předpažené v 90° flexe v ramenních kloubech.
6. Stoj na dominantní dolní končetině na labilní ploše (BOSU Balance Trainer), která byla otočena konvexní stranou k zemi. Probandi stáli na rovné ploše – nestojná dolní končetina byla během celého měření v pozici 90° flexe v kyčelním a kolenním kloubu, hlava ve středním postavení, pohled zafixovaný na bod před sebou, HKK volně podél těla. Pokud došlo ke kontaktu obou dolních končetin (DKK), bylo měření příslušné testové podmínky ukončeno a zopakováno od začátku.
7. Stoj na dominantní dolní končetině s kognitivním úkolem, kterým bylo odečítání čísla sedm od počátečního čísla sto (tj.  $100-7=93$ ,  $93-7=86$ , ...). Nestojná dolní končetina byla během celého měření v pozici 90° flexe v kyčelním a kolenním kloubu, hlava ve středním postavení, pohled zafixovaný na bod před sebou, HKK volně podél těla.
8. Otočení 3x kolem své osy o 360° – výchozí pozice normální (fyziologický, klidný) stoj s dolními končetinami na šířku pánve, hlava ve středním postavení, pohled zafixovaný na jeden bod před sebou, HKK volně podél těla. Následně stoj o úzké bázi bez zrakové kontroly s počátkem měření ihned po poslední otočce.

## 7.5 Metody statistického hodnocení

Surový záznam EMG všech naměřených probandů byl uložen v programu MyoResearch XP Master Edition 1.08.17 na harddisku počítače. Pro jeho vyhodnocení a zpracování byla využita frekvenční filtrace, při které byla propustnost horní hranice 10-20

Hz a dolní propustnost 500 Hz. Touto úpravou se odstranil nežádoucí signál vzniklý v nesnímaném svalu. Pomocí rektifikace došlo k úpravě záznamu a finálním krokem k získání lineární obálky bylo jeho vyhlazení pomocí RMS, přičemž velikost okna byla zvolena 200 ms. Pro výsledné zpracování hodnoty EMG záznamu a k jeho možnému opakovanému porovnání měření mezi různými svaly byla provedena normalizace (Krobot a Kolářová, 2011, s. 27; Kolář et al., 2009, s. 202).

Naměřená data byla převedena do Microsoft Office 365 – Excel, kde proběhlo jejich znormování. Data z normálního stoje posloužila jako referenční hodnota pro srovnání ostatních modifikací stoje. Následné statistické zpracování proběhlo v programu R. Pro testování byl použit Mann-Whitney U test z důvodu malého počtu vzorků. U malých výběrů není snadné ověřit normální rozdělení, proto bylo potřeba aplikovat neparametrické testy, které normalitu dat nepředpokládají. Hladina významnosti byla stanovena na 95 %. Výsledek  $p \leq 0,05$  byl považován za statisticky signifikantní, na jehož základě bylo možné zamítnout nulovou hypotézu a přijmout alternativní.

## **7.6 Vyhodnocení získaných dat**

Data byla zpracována anonymně bez uvedení osobních údajů účastníků a byla statisticky vyhodnocena. Cílem bylo zhodnotit odlišnost svalové aktivity mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací studentů při různých modifikacích stoje.

## 8 Výsledky

Data v tabulkách 1–7 zobrazují zpracované výsledné p-hodnoty uvedené pro každý sval v jednotlivých testových podmínkách. Normální stoj (testová podmínka č. 1) uváděn nebyl, neboť sloužil jako referenční hodnota pro ostatní typy podmínek. Pro testování byl použit Mann-Whitney U test.

### 8.1 Výsledky k hypotéze H<sub>01</sub>

H<sub>01</sub>: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací není rozdíl v aktivitě vybraných svalů dolní končetiny při záklonu hlavy v maximálním proveditelném rozsahu pohybu (ROM) probanda.

H<sub>11</sub>: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací je rozdíl v aktivitě vybraných svalů dolní končetiny při záklonu hlavy v maximálním proveditelném ROM probanda.

**Tabulka 1.** Výsledné p-hodnoty hokejistů s běžnou populací pro testovou podmínku 2

testová podmínka	VM (p)	GM (p)	PL (p)	TA (p)
2	0,105	0,574	0,328	0,721

Mann-Whitney U test neprokázal statisticky významnou hladinu p (tj.  $p \leq 0,05$ ) viz tabulka č. 1. Proto nulovou hypotézu **H<sub>01</sub> nemůžeme zamítnout** v neprospěch alternativní hypotézy H<sub>11</sub>.

### 8.2 Výsledky k hypotéze H<sub>02</sub>

H<sub>02</sub>: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací není rozdíl v aktivitě vybraných svalů při stoji o úzké bázi na podložce AIREX® BALANCE-PAD.

H<sub>12</sub>: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací je rozdíl v aktivitě vybraných svalů při stoji o úzké bázi na podložce AIREX® BALANCE-PAD.

**Tabulka 2.** Výsledné p-hodnoty hokejistů s běžnou populací pro testovou podmínku 3

testová podmínka	VM (p)	GM (p)	PL (p)	TA (p)
3	0,279	0,195	0,879	0,083

Mann-Whitney U test neprokázal statisticky významnou hladinu p (tj.  $p \leq 0,05$ ) viz tabulka č. 2. Proto nulovou hypotézu **H<sub>02</sub> nemůžeme zamítnout** v neprospěch alternativní hypotézy H<sub>12</sub>.

### 8.3 Výsledky k hypotéze H<sub>03</sub>

H<sub>03</sub>: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací není rozdíl v aktivitě vybraných svalů při stoji o úzké bázi na podložce AIREX® BALANCE-PAD bez zrakové kontroly.

H<sub>13</sub>: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací je rozdíl v aktivitě vybraných svalů při stoji o úzké bázi na podložce AIREX® BALANCE-PAD bez zrakové kontroly.

**Tabulka 3.** Výsledné p-hodnoty hokejistů s běžnou populací pro testovou podmínku 4

testová podmínka	VM (p)	GM (p)	PL (p)	TA (p)
4	0,442	0,721	0,645	0,645

Mann-Whitney U test neprokázal statisticky významnou hladinu p (tj.  $p \leq 0,05$ ) viz tabulka č. 3. Proto nulovou hypotézu **H<sub>03</sub> nemůžeme zamítnout** v neprospěch alternativní hypotézy H<sub>13</sub>.

### 8.4 Výsledky k hypotéze H<sub>04</sub>

H<sub>04</sub>: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací není rozdíl v aktivitě vybraných svalů při výdrži ve dřepu.

H<sub>14</sub>: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací je rozdíl v aktivitě vybraných svalů při výdrži ve dřepu.

**Tabulka 4.** Výsledné p-hodnoty hokejistů s běžnou populací pro testovou podmínku 5

testová podmínka	VM (p)	GM (p)	PL (p)	TA (p)
5	0,028	0,645	0,959	0,442

Mann-Whitney U test prokázal v tomto případě statisticky významnou hladinu p (tj.  $p \leq 0,05$ ) viz tabulka č.4. Proto nulovou hypotézu **H<sub>04</sub> pro VM můžeme zamítnout** ve prospěch alternativní hypotézy H<sub>14</sub>.



## 8.5 Výsledky k hypotéze H<sub>05</sub>

H<sub>05</sub>: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací není rozdíl v aktivitě vybraných svalů v rámci stoje na dominantní dolní končetině na labilní ploše BOSU Balance Trainer.

H<sub>15</sub>: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací je rozdíl v aktivitě vybraných svalů v rámci stoje na dominantní dolní končetině na labilní ploše BOSU Balance Trainer.

**Tabulka 5.** Výsledné p-hodnoty hokejistů s běžnou populací pro testovou podmínku 6

testová podmínka	VM (p)	GM (p)	PL (p)	TA (p)
6	0,645	0,442	0,382	0,879

Mann-Whitney U test neprokázal statisticky významnou hladinu p (tj.  $p \leq 0,05$ ) viz tabulka č. 5. Proto nulovou hypotézu **H<sub>05</sub> nemůžeme zamítnout** v neprospěch alternativní hypotézy H<sub>15</sub>.

## 8.6 Výsledky k hypotéze H<sub>06</sub>

H<sub>06</sub>: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací není rozdíl v aktivitě vybraných svalů při vykonávání kognitivního úkolu v rámci stoje na dominantní dolní končetině.

H<sub>16</sub>: Mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací je rozdíl v aktivitě vybraných svalů při vykonávání kognitivního úkolu v rámci stoje na dominantní dolní končetině.

**Tabulka 6.** Výsledné p-hodnoty hokejistů s běžnou populací pro testovou podmínku 7

testová podmínka	VM (p)	GM (p)	PL (p)	TA (p)
7	0,328	0,574	0,195	0,574

Mann-Whitney U test neprokázal statisticky významnou hladinu p (tj.  $p \leq 0,05$ ) viz tabulka č. 6. Proto nulovou hypotézu **H<sub>06</sub> nemůžeme zamítnout** v neprospěch alternativní hypotézy H<sub>16</sub>.

## 8.7 Výsledky k hypotéze H<sub>07</sub>

H<sub>07</sub>: Opakované otočení kolem své osy nemá vliv na svalovou aktivitu dolní končetiny u profesionálních hráčů ledního hokeje v porovnání s běžnou populací.

H<sub>17</sub>: Opakované otočení kolem své osy má vliv na svalovou aktivitu dolní končetiny u profesionálních hráčů ledního hokeje v porovnání s běžnou populací.

**Tabulka 7.** Výsledné p-hodnoty hokejistů s běžnou populací pro testovou podmínku 8

testová podmínka	VM (p)	GM (p)	PL (p)	TA (p)
8	0,505	0,234	0,328	0,645

Mann-Whitney U test neprokázal statisticky významnou hladinu p (tj.  $p \leq 0,05$ ) viz tabulka č. 7. Proto nulovou hypotézu **H<sub>07</sub> nemůžeme zamítnout** v neprospěch alternativní hypotézy H<sub>17</sub>.

## 9 Diskuse

Tato práce posuzuje aktivaci vybraných svalů dolní končetiny při změně velikosti a kvality opěrné báze stoje pomocí povrchové EMG. Předmětem této studie bylo srovnat klidovou svalovou aktivitu a aktivitu při modifikacích stoje u profesionálních hokejistů s běžnou populací. Byly vybrány tyto svaly: m. vastus medialis, m. gastrocnemius medialis, m. peroneus longus a m. tibialis anterior.

Svaly m. vastus medialis a m. gastrocnemius medialis byly vybrány, protože jsou významně zapojovány při bruslařském pohybu. M. quadriceps femoris se dokonce označuje jako hlavní iniciátor hokejového bruslení (Pytlík, 2015, s. 14).

Vzhledem k použitému vzorku probandů v experimentální části diplomové práce (zdraví mladí studenti a profesionální hokejisté) nebyly výsledky práce porovnávány se studiemi, které ve svém testování zahrnuly jedince trpící jakoukoliv nemocí. Výzkumy posturální stability hokejistů jsou vzácné (Leonov et al., 2022, s. 68). Z dostupné literatury nevyplývá, že by byla doposud provedena nějaká studie, která by zkoumala a porovnávala svalovou aktivitu pomocí sEMG u hráčů ledního hokeje a zdravých jedinců při různých modifikacích stoje.

Povrchová elektromyografie se řadí mezi metody hodnocení svalové aktivity. Přestože je jednou z neinvazivních metod, dovoluje nám objektivně hodnotit svalovou aktivitu v klidu i při pohybu a tuto informaci následně přenést zpět k probandovi v rámci zpětné vazby (feed back). Nicméně i tato metoda má své nedostatky. Při snímání signálu může dojít k odlepení nebo posunutí elektrod a následnému zachycení elektrické aktivity jiného svalu. Doporučuje se tedy, aby elektrody lepil stejný člověk a zamezil odlišnému umístění elektrod v určitém segmentu (Criswell, 2011, s. 66).

### 9.1 Svalová aktivita

Výsledky provedeného měření ukázaly signifikantní rozdíl mezi sportovci a skupinou běžné populace ve velikosti svalové aktivity v jednom případě. Nelze tedy říci, že by byla svalová aktivita u sportovců významně rozdílná ve srovnání s běžnou populací, nicméně určitá odlišnost se v našem výzkumu projevila.

Jedno z možných vysvětlení, proč při měření nedošlo k rozdílu mezi našimi skupinami je, že trénovaný sval vyprodukuje větší sílu, než netrénovaný nebo unavený, ale při stejné EMG aktivitě (Vigh-Larsen a Mohr, 2022, s. 8). K totožnému závěru dospěli i Krobot a Kolářová (2011, s. 33-34). Na druhou stranu hokej, samotná hra jako taková, bývá velmi proměnlivá. Hráči musí často střídát rychlé sprinty na ledě i úplné zastavení. Dochází zde také k častým

změnám směru pohybu i změnám rychlostí. Tato charakteristická vlastnost hry zase zapříčiňuje vysoké nároky na svalový i kloubní aparát hráčů. Sportovci jsou vystaveni specifickým tréninkům na zvýšení nejen svalové síly, které obsahují prvky silového tréninku, ale také koordinace a vytrvalosti. Lze tedy očekávat, že na základě adaptace organismu na tělesnou zátěž budou hokejisté více trénováni, a proto bude zapotřebí zapojení méně motorických jednotek, tudíž s nižší amplitudou signálu, ale při vyšší síle svalu (Vigh-Larsen a Mohr, 2022, s. 8).

Podobná zjištění byla prezentována v publikaci Casolo et al. (2021, s. 1595-1598), kde srovnávali sportovce s nesportujícími jedinci. V tomto výzkumu se však zaměřili na nedominantní horní končetinu. Hlavní měření zahrnovalo měření izometrické síly flexoru lokte, současně se záznamem sEMG z bicepsu brachii. Kromě toho byla na monitoru před účastníkem pro biofeedback zobrazena křivka síly a času indikující maximální dosaženou sílu. Studie ukázala, že elektrická aktivita svalu zaznamenaná pomocí EMG může být srovnatelná, ale sportovec má schopnost vyvinout větší sílu.

Jediný statisticky významný parametr v naší práci se ukázal v případě testovaného dřepu (modifikace stoje č. 5) u svalu VM ( $p = 0,028$ ). Tato hodnota se nachází v kritickém oboru a z toho vyplývá, že svalová aktivita profesionálních hokejistů je u tohoto svalu rozdílná v porovnání s netrénovanými osobami. V tomto případě byla přijata hypotéza  $H_{14}$ . Lze všimnout, že u testové podmínky č. 5, svalu VM, byl zaznamenán výraznější odskok průměrné hodnoty svalové aktivity u probanda č. 7, který je profesionálním hokejistou. Jeho hodnota byla významně vyšší oproti ostatním účastníkům ve stejné skupině (viz příloha č. 6). Rozdíl ve svalové aktivitě u daného hokejisty vyvolává otázky k tomuto pozorovanému rozdílu. Je možné se domnívat, že se tento jedinec výrazněji unavil na tréninku. Existuje šance, že proband č. 7 byl fyzicky více vyčerpaný než ostatní účastníci studie, což by mohlo vysvětlit jeho výrazně vyšší svalovou aktivitu. Při únavě svalu může dojít ke zvýšení muskulární aktivity na základě nábory dalších motorických jednotek nebo zrychlením frekvencí výbojů (Mourek, 2012, s. 486). Stejnou domněnku potvrdila studie Carroll et al. (2011, s. 125), kteří zkoumali elektromyografickou aktivitu m. biceps brachii během trvalých izometrických kontrakcí. Výsledkem bylo zvýšení svalové aktivity s rozvojem únavy, což naznačuje vzrůst nábory motorických jednotek. K odlišným zjištěním dospěli autoři Kouzaki a Shinohara (2006, s. 719-720), kteří tvrdí, že po excentrickém cvičení došlo k poklesu svalové aktivity při následných měřeních izometrických kontrakcí.

## 9.2 Prvky využité pro zvýšení obtížnosti jednotlivých testových podmínek

Každá z modifikací určitým způsobem ztěžovala proces posturální kontroly vyšetřovaných. Cílem bylo zjistit, zda se při vyšších nárocích na udržení rovnováhy nebo zapojení kognitivních funkcí projeví rozdílná svalová aktivita u trénovaných osob v porovnání s nesportujícími jedinci. Prvky byly využity se záměrem zvýšit obtížnost měření do té míry, aby se případně během dané modifikace projevila odlišná svalová činnost. Vyšší náročnost byla také určena vzhledem k tomu, že všechny osoby, které byly testovány, byly zdraví mladí jedinci.

### 9.2.1 Zmenšení opěrné báze

Velikost opěrné plochy ovlivňuje stabilitu jednotlivce přímo. Pokud je opěrná báze menší, náročnost na regulaci postury se zvyšuje (Riemann et al., 2018, s. 68). Za tímto účelem byly vytvořeny testové podmínky č. 3, 4 a 8, kdy měření probíhalo ve stoji spatném v případné kombinaci s dalšími modifikacemi. Snížení plochy opěrné báze se vyskytla také u podmínek č. 6 a 7, kdy se jednalo o unilaterální stoj na dominantní dolní končetině.

Podobně provedená studie porovnávala vliv statické rovnováhy na svalovou aktivitu při stoji na dominantní a nedominantní končetině za různých smyslových podmínek se zvýšenou obtížností úkolu. Do výzkumu bylo zapojených 30 zdravých jedinců (věk:  $23 \pm 2$  roky). Provedly se testy stoje na jedné dolní končetině po dobu 30 s za tří smyslových podmínek (tj. oči otevřené/nehybná podložka; oči otevřené/elastická podložka; zavřené oči/nehybná podložka). Byla analyzována aktivita pomocí sEMG čtyř svalů bérce – tibialis anterior, gastrocnemius medialis, peroneus longus a soleus. Výsledky ukázaly, že zvýšení obtížnosti sensorického úkolu mělo za následek zhoršenou rovnováhu a zvýšenou svalovou aktivitu u všech svalů. Bez ohledu na smyslový stav však stoj na dominantní ve srovnání s nedominantní končetinou nevyvolal statisticky významné rozdíly. To naznačuje, že dominantní a nedominantní nohu lze používat zaměnitelně během statického testování rovnováhy na jedné končetině u zdravých mladých dospělých (Muehlbauer et al., 2014, s. 410-414). Zvýšení svalové aktivity při zmenšení opěrné báze v testové podmínce č. 6 a 7 jsme pozorovali i v naší práci. Nelze však říct, že došlo k vzestupu muskulární činnosti všech svalů u všech probandů. Konkrétně při zaměření se na testovou podmínku č. 7, respondentů č. 10 a 16 ve skupině běžné populace studentů. Ze záznamů vyšlo, že tito jedinci vykazovali nižší svalovou aktivitu PL ve srovnání s jejich referenčním stojem. Na druhou stranu z měření lze vyčíst, že oba účastníci

měli nejvyšší nárůst aktivity GM v porovnání s referenčním stojem. Tato fakta naznačují, že tento sval je více zapojený při unilaterálním stoju u těchto probandů (viz příloha č. 3).

### **9.2.2 Absence zraku**

Neúčast zrakové kontroly zavřením očí byla využita u testových podmínek č. 4 a 8. Ztráta vizuální zpětné vazby má za následek zhoršení posturální stability, která se projevuje nárůstem svalové aktivity (Onambélé et al., 2007, s. 343). Náš výzkum přinesl podobné výsledky jako předchozí studie. Nicméně v naší práci se nepotvrdil vliv vysoko intenzivního tréninku hokejistů na aktivitu svalů v testech bez zrakové kontroly. To naznačuje, že účastníci výzkumu dokázali bez zraku využít ve shodné míře dostupné senzorní informace k udržení posturální stability, což vedlo k naměření podobných hodnot svalové aktivity mezi testovanými skupinami. Také Killebrev et al. (2013, s. 499-500) prokázali, že nepřítomnost zrakové kontroly i u zdravých lidí snižuje svalovou sílu ve srovnání s vidícími jedinci. Avšak pravidelný silový tréninkový program tento jev u mladých mužů a žen zmírňuje.

U probanda č. 14 si ale lze v porovnání s ostatními subjekty všimnout neobvykle vysoké aktivity, konkrétně u svalu VM. V případě, kdy je zvýšený nárok na udržení stability – stoj o úzké bázi na podložce AIREX® BALANCE-PAD bez zrakové kontroly, se VM kontrahuje výrazně více než při stejné podmínce, ale s otevřenýma očima. Je možné, že je to způsobeno individuální strategií posturální stability, kdy proband při posturální kontrole více spoléhá na zrak než na somatosenzoriku.

### **9.2.3 Vestibulární systém**

Zatížení vestibulárního aparátu bylo testováno v podmínkách modifikace stoje č. 2 a 8. Z našich naměřených hodnot lze vyčíst, že zvýšení vestibulárních nároků maximálně proveditelným záklonem hlavy nijak zvlášť nevedlo k nárůstu svalové aktivity ani v jedné skupině. Navýšení muskulární činnosti VM dosáhl proband č. 6 v porovnání s jeho referenčním stojem. U tohoto jedince změna polohy vestibulárního aparátu zřejmě vedla ke zhoršení posturální stability, která byla kompenzovaná zvýšenou aktivitou VM. Podobných tvrzení dospěli Paloski et al. (2006, s. 315) ve své studii zkoumající vliv záklonu hlavy na posturální stabilitu ve vzpřímeném stoju. Výzkumu se zúčastnilo 12 zdravých dospělých jedinců, kteří vykonali statický záklon hlavy po dobu 10 s. Informace o posturálních výchylkách byly zaznamenávány dynamickou počítačovou posturografií. Zkoumání odhalilo, že anterioposteriorní výchylky byly zvýšené během záklonu hlavy v porovnání s normálním

stojem. Stejných výsledků dospěli také Buckley et al. (2005, s. 59-62), kteří obdobně zkoumali vliv extenze hlavy na posturální stabilitu ve vzpřímeném postoji u starších lidí.

Hráči ledního hokeje často namáhají vestibulookulární reflex během bruslení. V průběhu hry dochází k opakovaným rotacím hlavy a těla v prostoru za současné nutnosti zachování stabilizace a orientace těla ve vztahu k okolí. Vzhledem k tomu jsme se domnívali, že zaznamenané významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi trénovanými hráči a běžnou populací studentů. Tato domněnka se však z našich výsledků nepotvrdila. Určitých rozdílných závěrů dospěli Alpini et al. (2009, s. 129-130), kteří potvrdili, že u profesionálních krasobruslařů dochází k vestibulární adaptaci z důvodu opakovaných rotací na ledě.

Z hodnot v naší práci lze vyčíst, že vystavení zvýšení vestibulárních nároků nijak zvlášť nevedlo k nárůstu svalové aktivity v obou skupinách. Celkově navýšených hodnot u všech svalů dosáhl proband č. 15 v porovnání s ostatními (viz příloha č. 9). Z dat je jisté, že u tohoto účastníka kombinace zvýšených vestibulárních nároků a absence zraku vyvolává vyšší nároky na posturální stabilitu oproti zbylým testovaným.

#### **9.2.4 Balanční pomůcky**

Součástí této práce bylo také zjišťování vlivu nestabilního povrchu, konkrétně BOSU Balance Trainer na muskulární činnost. Tato modifikace se nachází u testové podmínky č. 6.

Balanční pomůcky jsou charakteristické svou náročností na kontrolu držení těla. Na rozdíl od silového tréninku využití těchto náčiní již dříve prokázalo, že usnadňují nábor svalových vláken pro udržení tělesné stability (Boreani et al., 2014, s. 406). Mezi nejběžnější balanční náčiní patří BOSU Balance Trainer (Saeterbakken, Fimland, 2013, s. 132). Ukázalo se, že stoj na těchto zařízeních globální nestabilitu klade vysoké nároky na posturální kontrolu, proto se zvyšuje generalizovaná svalová aktivace celé dolní končetiny (Silva et al., 2016, s. 150). Z naměřených dat v naší práci nelze s předešlým tvrzením souhlasit. Z hodnot lze pozorovat, že u čtyř probandů (dva ze skupiny hokejistů a dva z běžné populace studentů) došlo ke snížení svalové aktivity VM v porovnání s referenčním stojem. Konkrétně se jednalo o účastníky č. 7, 8, 12 a 16 (viz příloha 4).

Publikovaný výzkum porovnával za pomoci povrchové EMG svalovou aktivaci peroneus longus, gastrocnemius medialis, tibialis anterior a gluteus maximus (GLM) v postoji na jedné dolní končetině na balanční pomůcce BOSU a Blackboard Training (pomůcka zaměřující se na mobilizaci a aktivaci nohy). Hodnoty byly získávané od dvaceti zdravých jedinců – 10 žen a 10 mužů, průměrně ve věku 23 let. Zkoumání odhalilo, že stoj na BOSU i Blackboard Training

produkuje podobnou aktivaci PL, ale BOSU v porovnání s Blackboard Training produkoval mnohem větší aktivaci GM, TA i GLM (Sánchez-Barbadora et al., 2022, s. 145-149). Z uvedeného tedy vyplývá, že Bosu je komplexnější pomůcka, co se aktivace svalstva dolní končetiny týče. Zajímavý fakt byl také zjištěn z výsledků provedených vědci Mayer et al. (2023, s. 6-9). Ti se věnovali porovnání svalové aktivity stoje na jedné noze u 8 svalů na dolní končetině, včetně VM, TA, GM a PL, při použití obou stran (konvexní strana k zemi a následně rovná plocha k zemi) Togu Jumper<sup>1</sup> (TJ) ve srovnání se stojem na rovné podlaze. Dle očekávání experiment prokázal, že většina měřených svalů bérce a stehna vykazovala větší svalovou aktivaci při použití obou stran TJ ve srovnání s balancováním na podlaze. Nicméně nezjistily se žádné významné rozdíly ve svalových aktivacích mezi dvěma stranami TJ. Také bylo vyzorováno, že aktivita GM byla jednotná u všech tří povrchů. Z toho vyplývá, že balancování na nestabilních terapeutických zařízeních nepředstavuje větší aktivaci tohoto svalu v porovnání s pevným povrchem (Sebesi et al., 2021, s. 7).

Ačkoliv statisticky nebyl prokázán rozdíl, posuzované hodnoty mají jasně vzrůstající tendenci svalové aktivity GM při stoji na balanční podložce v porovnání s unilaterálním stojem na pevné zemi (viz příloha č. 5). V této diplomové práci obdobně jako v předchozí studii lze pozorovat nárůst svalové aktivity u obou skupin ve stoji na balanční pomůcce BOSU ve srovnání s běžným stojem. Nicméně však nelze říci, že by hráči ledního hokeje měli rozdílnou svalovou aktivitu v komparaci s běžnou populací studentů při této testové podmínce. Stejných výsledků dospěli i De Oliveira et al. (2008, s. 475-479), kteří porovnávali za pomoci sEMG aktivitu horní končetiny při cvičení s axiální zátěží na stabilní a labilní podložce. Záznamy jednoznačně odhalily, že svalová činnost je vyšší na balanční pomůcce. Tento fakt potvrdili také vědci z jejichž měření vyplývá, že aktivita svalových skupin se mění podle stability opěrné podložky. Zjistili, že dochází k většímu svalovému zapojení dolní končetiny na labilní ploše (Ryu, Roh, 2012, s. 585-588).

V kontrastu s předchozími studiemi mohou být výsledky práce Horstmann et al. (2015, s. 566), kteří došli k závěru, že elektromyografická aktivita m. soleus, gastrocnemii medialis a lateralis, peroneus longus a tibialis anterior ve stoji byla významně nižší pro tvrdou balanční podložku značky Thera Band než pro rovný tvrdý povrch.

<sup>1</sup> Togu Jumper je vzduchová podložka ve tvaru půlbalónu s pevnou základnou s možností oboustranného použití.



### 9.2.5 Kognitivní úkol

Pro úspěšné ovládnání procesů týkajících se udržování rovnováhy je nezbytná spolupráce určité míry pozornosti, která závisí na náročnosti daného kognitivního úkolu (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 191). Paradigma dual-task (DT) předpokládá, že centrální nervový systém má omezené zdroje soustředění, a když je vykonáváno více úkolů současně, může to vést k interferenci mezi těmito dvěma úkoly. Pokud jsou překročeny zpracovatelské kapacity subjektu, může dojít ke snížení výkonu v jednom nebo obou úkolech (Sarto et al., 2020, s. 2).

Proto i v této práci byla využita testová podmínka č. 7, do které byl zapojen kognitivní úkol (odečítání čísla 7) v rámci stoje na jedné dolní končetině.

Dual-task (DT) byl široce využit ve studiích se staršími dospělými a patologickými subjekty z důvodu jejich neschopnosti účinně přidělit pozornost rovnováze v podmínkách s více úkoly (Raffegaue et al., 2019, s. 29). Překvapivě pouze několik studií zkoumalo účinky DT na posturální stabilitu mezi sportovci. Zajímavé je proto srovnání mezi týmovými sportovci (TS) a vytrvalostními sportovci (VS). První musí totiž současně zpracovávat více informací v rámci provádění hry. VS provádí pouze souvislá a cyklická opakování stejného pohybu (například běh, jízda na kole nebo plavání) na dlouhé vzdálenosti bez využití kognitivních strategií (Gabbett et al., 2011, s. 9). Vzhledem k vnitřním požadavkům výše popsaných sportů a důležitosti posturální stability u TS i VS studie zkoumala, zda různé kognitivní sportovní požadavky odrážejí odlišný výkon posturální stability za podmínek DT. Byl využit test zpětného odečítání čísla 7. Výzkum odhalil, že TS vykázali horší statickou stabilitu ve spojení s DT, zatímco VS si zachovali svůj výkon beze změny (Sarto et al., 2020, s. 3). Tyto výsledky již vyvrátily původní hypotézu, která byla založena především na 2 předpokladech. První byl založen na předpokladu, že stav DT současně zvyšuje složitost fyziologického a behaviorálního systému, což vede ke kognitivně-motorické interferenci, která by mohla zhoršit statickou stabilitu u VS i TP (Ghai et al., 2017, s. 565; Woollacott a Shumway-Cook, 2002, s. 7). Druhý předpoklad byl spojen s požadavky týmových sportů, kde jsou hráči zvyklí zpracovávat více informací najednou a současně vykonávat dovednosti hry (Gabbett et al., 2011, s. 11). Proto byl předpoklad, že při DT bude menší zhoršení statické stability pro TS spíše než pro VS, kvůli jejich zvládnutí vícenásobného zpracování informací při hře. Je však třeba vzít v úvahu, že TS vždy provádí dynamické úkoly v méně předvídatelném kontextu zahrnujícím kognitivní procesy posturální stability, a tak převládají supraspinální posturální strategie (Lajoie et al., 1993, s. 142; Takakusaki et al., 2017, s. 21). Podobnými úvahami se zabývala i naše diplomová

práce. Nicméně se nepotvrdil vliv kognitivních požadavků hokejistů na aktivitu svalů v testech DT. To naznačuje, že účastníci výzkumu dokázali ve shodné míře zajistit posturální stabilitu a do toho zkombinovat kognitivní úkol, což vedlo k naměření podobných hodnot svalové aktivity. Neobvyklé hodnoty dosáhl opět proband č. 7. Jeho aktivita VM se významně lišila v porovnání s ostatními účastníky (viz příloha č. 7). Relevantnost takového výsledku může být otázkou, kterou by vyřešilo opakované měření.

Vienneau et al. (2022, s. 482-485) porovnávali EMG aktivitu pěti svalů dolní končetiny během chůze a s DT (chůze + kognitivní úloha). Nicméně žádné změny celkové aktivity nebyly pozorovány v peroneus longus, gastrocnemius lateralis nebo soleus. Z toho vyplývá, že určité kognitivní úkoly neovlivňují svalovou aktivitu u zdravé populace dospělých.

### **9.2.6 Senzomotorická složka**

Během našeho měření bylo provedeno zkoumání, jak ovlivňují změny senzoričkových informací svalovou aktivitu. Proto byla utvořena situace č. 3 a 4, kdy testovaný jedinec stál o úzké bázi na pěnové podložce. V další testovací pozici probandi stáli o úzké bázi na pěnové podložce, ale s vyřazením zrakové kontroly. V prvním experimentu šlo o modifikaci aferentace z nohou v důsledku působení měkkého povrchu. V druhém případě se přidala ještě redukce senzoričky sníženou stimulací vizuálního systému.

U zdravého člověka při klidném stoji na pevném povrchu je posturální kontrola charakterizována nepřetržitými, malými korekčními pohyby, známými jako posturální kolébání (angl. postural sway). Tyto pohyby jsou iniciovány prostřednictvím mechanismů zpětné a dopředné vazby a jsou koordinovány senzoričkovými a motorickými systémy. Předpokládá se, že důležitý zdroj aferentních informací potřebných k regulaci posturální stability pochází ze specializovaných kožních mechanoreceptorů na ploškách nohou. Použitím pěnové podložky ovlivníme senzoričkové vstupy nejen z mechanoreceptorů nohy, ale i z kloubních receptorů. Ve stoji na pěnové podložce se snižuje signalizace ze senzorů v kůži, což má za následek zvýšení nestability v anterioposteriorním směru (Yi a Park, 2009, s. 364-368). Proto byla vytvořena studie, která u zdravých jedinců zkoumala narušení rovnováhy za využití poddajného povrchu, jako je pěnový blok, a tím zvýšené nároky na mechanismy kontroly držení těla (Patel et al., 2008, s. 650; Peterka, 2002, s. 1101). Při stoji na pěnovém bloku se snižuje schopnost snímat rozložení tlaku a orientaci těla. Zvyšuje se svalový tonus, který způsobuje zvýšení stability. Kromě toho stání na pěnové podložce také způsobuje mechanickou nevýhodu, protože stlačení poddajného viskoelastického povrchu snižuje účinnost točivého momentu hlezenního kloubu

potřebného pro posturální stabilizaci. Nicméně analýza odhalila, že anterioposteriorní a laterální výchyly byly větší, když stál proband na pěnové podložce ve srovnání se zemí (Patel et al., 2008, s. 650-653).

Patel et al. (2008, s. 654) také hodnotili složku centrálního vidění na posturální kontrolu. Vzhledem k tomu, že zrak hraje důležitou roli při udržování posturální stability, zejména pokud jsou informace z jiného senzorického receptoru nespolehlivé, může dostupnost vizuální údaje ovlivnit stabilitu při stání na pěnovém povrchu. Tento fakt byl také potvrzen zjištěním, že anterioposteriorní a laterální výkyvy byly výrazně větší, když testovaný jedinec stál na středně tvrdé podložce ve srovnání s měkkou bez vizuální kontroly. Podobné testování se uskutečnilo i v naší práci v podmínce č. 3 a 4. Výsledky potvrzují, že vizuální informace hrají důležitou roli v zajištění posturální stability. Ve většině případů obou skupin můžeme říci, že ztráta zraku vede k nárůstu svalové aktivity. Nicméně toto tvrzení u probandů č. 8, 15 a 16 pro sval PL není pravdivé. U těchto osob je při vyřazení zrakové složky tendence ke snížení svalové aktivity (viz příloha 8). Na druhou stranu u probanda č. 5 si lze všimnout největšího rozdílu v aktivaci svalu PL v podmínce se zavřenými očima. V případě, kdy je zvýšený nárok na udržení stability – stoj o úzké bázi na podložce AIREX® BALANCE-PAD bez zrakové kontroly. V podmínce, kdy je ovlivněn zrak, to pravděpodobně kompenzuje extrémní aktivitou PL. Tato aktivita však už není vidět v situaci č. 8, kdy je vizuální složka probanda také ovlivněna.

### **9.3 Přínos pro praxi**

Měření svalové aktivity je jedním z důležitých aspektů fyzioterapie, zejména u sportovců. Ve sportu, jako je hokej, je svalová aktivita klíčovým faktorem pro dosažení optimálního výkonu. Proto je měření muskulární činnosti u hokejistů důležitým prvkem fyzioterapeutického procesu. Tento výzkum, který se zaměřil na porovnání svalové aktivity mezi profesionálními hráči ledního hokeje a běžnou populací studentů, přinesl cenné poznatky do praxe fyzioterapie. A to v souvislosti s otázkou, zda předpokládaná větší svalová hmota u hokejistů bude mít vliv na rozdílnou svalovou aktivitu měřenou sEMG při různých modifikacích stoje. I když výzkum nepodal statisticky signifikantní výsledky, jaké se předpokládaly, lze z těchto hodnot vyvodit důležité poznatky pro praxi fyzioterapie.

Především by mohla být tato studie použita jako referenční bod pro další výzkumy, vzhledem k tomu, že doposud se převážně testují a srovnávají různá onemocnění s poruchami posturální kontroly v porovnání se zdravými. Je významné, aby se výzkumy v oblasti svalové aktivity u sportovců a nesportovců staly součástí praxe fyzioterapeutů a přenesly tak důležité

poznatky fungování a zapojování svalů při posturální stabilizaci do běžného života. Jedním z možných témat výzkumu by mohlo být porovnání vztahu mezi větším svalovým objemem u sportovců a lepší posturální kontrolou. Například pokud by se tento fakt potvrdil, bylo by vhodné zaměřit se v terapii na zlepšení svalové hmoty u pacientů s poruchami posturální stability. Také by bylo zajímavé se zaměřit na srovnání svalové aktivity mezi různými sporty. Například porovnat svalovou aktivitu mezi hokejisty a fotbalisty a zjistit, zda specifická zaměření přípravy tréninku vedou k lepší posturální stabilitě v běžných denních činnostech (ADL). Tyto porovnání by mohly vést ke zjištění specifických potřeb fyzioterapie pro různé sportovce a mohly by pomoci fyzioterapeutům v navrhování a provádění efektivnějších terapeutických plánů.

Výhodou měření svalové aktivity u sportovců je také možnost sledování změn v průběhu času. To může pomoci v identifikaci potenciálních problémů nebo vylepšení výkonnosti a prevenci zranění. Dále by mohla být tato studie využita k vytvoření individuálních fyzioterapeutických plánů pro profesionální hokejisty. Výsledky této studie ukázaly, že hokejisté mají podobnou svalovou aktivitu jako běžná populace studentů, i když jejich nároky na stabilizaci v rámci hry jsou mnohem vyšší. Nicméně, fyzioterapeuti by mohli využít informace z této studie ke zlepšení účinnosti terapeutických plánů pro hráče, například tím, že by zaměřili cvičení na specifické svalové skupiny.

#### **9.4 Limity studie**

Do limitů práce spadá malý vzorek zkoumaného souboru, což se projevilo v malé síle statistických testů. Dalším omezením je homogenita zkoumaného vzorku, kdy jednu skupinu tvořili pouze studenti Univerzity Palackého a druhou profesionální hokejisté z jednoho týmu s průměrným věkem 23 let. Pro reprezentativnější vzorek by bylo nutné zapojit probandy z širšího věkového rozpětí. Aplikace elektrod na svaly může být ovlivněna subjektivní chybou řešitele projektu a špatným umístěním elektrod může docházet ke znehodnocení výsledných hodnot, například svalovou aktivitou okolních svalů. Byla sice vynaložena snaha o co nejlepší umístění elektrod na konkrétní sval, ale nelze vyloučit možnost chyby.

Během měření byla u probandů zaznamenána pouze elektromyografická aktivita. Prohloubení výzkumu například o další testovací podmínky, jako tlakovou plošinu během dílčích testových podmínek, by mohlo vést k hlubšímu poznání vlivu svalové hmoty u profesionálních sportovců na posturální stabilitu jedinců s poruchou stability. Nicméně tato

rozšíření by prodloužily měřící dobu a zvýšily nároky na zpracování dat, což by vyžadovalo další členy výzkumného týmu.

## Závěr

Cílem práce bylo zhodnotit aktivaci vybraných svalů dolní končetiny při změně velikosti a kvality opěrné báze stoje. Základem bylo srovnání klidové svalové aktivity a aktivity při modifikacích stoje profesionálních hokejistů s běžnou populací. Do výzkumu byli zahrnutí pouze zdraví jedinci, a to včetně profesionálních hráčů hokeje. V rámci elektromyografického snímání svalové aktivity probandi vystřídali osm různých testových podmínek. Dílčí modifikace stoje zvyšovaly nároky na udržení rovnováhy a zároveň jejich použití ověřilo možnou rozdílnou svalovou aktivaci mezi hokejisty a studenty.

Na základě výsledků analýzy elektromyografické aktivity se ve většině případů dospělo k závěru, že mezi profesionálními hokejisty a běžnou populací studentů neexistuje signifikantní rozdíl v aktivitě svalů při změně velikosti a kvality opěrné báze stoje. To naznačuje, že i když se sportovec nachází v nestabilním prostředí, jeho svaly dokáží udržet aktivitu na stejné úrovni jako u jedince bez sportovního tréninku. Nicméně, statisticky významné rozdíly byly zaznamenány v případě svalu VM v testové podmínce č. 5, kterou byl dřep. Zjištění, že aktivita svalu VM byla rozdílná u profesionálních hokejistů než u běžné populace, může být neobvyklé, neboť tento sval je hlavní stabilizátor kolenního kloubu a je označován jako iniciátor odrazu při bruslení. Dále bylo zjištěno, že ani kognitivní úkol v rámci dual-task nehraje roli v rozdílné aktivitě svalů. Tento fakt byl překvapující vzhledem k požadavkům týmových sportů, kde jsou hráči zvyklí zpracovávat více informací najednou a současně vykonávat dovednosti hry.

Diplomová práce splnila stanovený cíl. V jednom případě se aktivita svalu VM při změně velikosti a kvality opěrné báze stoje mezi profesionálními hokejisty a běžnou populací lišila.

Následující výzkumy by měly porovnat svalovou aktivitu mezi různými sporty a zjistit, zda specifická zaměření přípravy tréninku vedou k lepší posturální stabilitě v běžných ADL činnostech. Také zjištění, že hokejisté mají podobnou svalovou aktivitu jako běžná populace studentů, i když jejich nároky na stabilizaci v rámci hry jsou mnohem vyšší, by mezi fyzioterapeuty mohla vést ke zlepšení účinnosti terapeutických plánů pro hráče, například tím, že by zaměřili cvičení na specifické svalové skupiny.

Dále rozšíření výzkumu o testovací podmínky, jako tlakovou plošinu během dílčích testových situací by mohlo vést k hlubšímu poznání vlivu svalového objemu na posturální stabilitu. Výhodou měření svalové aktivity u sportovců je také možnost sledování změn v průběhu času. To může pomoci v identifikaci potenciálních problémů nebo vylepšení výkonnosti a prevenci zranění.

## Referenční seznam

1. ALPINI, D., A. HAHN a D. RIVA. Static and dynamic postural control adaptations induced by playing ice hockey. *Sport Sciences for Health* [online]. 2008, **2**(3), 85-92 [cit. 2023-05-01]. ISSN 1824-7490. Dostupné z: doi:10.1007/s11332-008-0045-7
2. ALPINI, Dario, Mirco BOTTA, Valentina MATTEI a Davide TORNESE. Figure ice skating induces vestibulo-ocular adaptation specific to required athletic skills. *Sport Sciences for Health* [online]. 2009, **5**(3), 129-134 [cit. 2023-05-18]. ISSN 1824-7490. Dostupné z: doi:10.1007/s11332-009-0088-4
3. BARBERO, Marco, Roberto MERLETTI a Alberto RAINOLDI. Introduction and Applications of Surface EMG. *Atlas of Muscle Innervation Zones* [online]. Milano: Springer Milan, 2012, 2012, **35**(4), 3-6 [cit. 2022-02-26]. ISBN 978-88-470-2462-5. Dostupné z: doi:10.1007/978-88-470-2463-2\_1
4. BARROS DE OLIVEIRA, C., TORRES DE MEDEIROS, I.R., FROTA, N.A.F., GRETERS, M.E., CONFORTO, A.B. 2008. Balance control in hemiparetic stroke patients: Main tools for evaluation. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. **45**(8), 1215–1226, [cit. 2020-01-15]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi 10.1682/JRRD.2007.09.0150.
5. BASMAJIAN, John V. a Carlo J. DE LUCA. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. 5. Michiganská univerzita: Williams & Wilkins, 1985. ISBN 9780683004144.
6. BECHTEL, Cale, Joshua A. COTTER a Evan E. SCHICK. Back Squat Potentiates Both Vertical and Horizontal Jump Performance in Collegiate Ice Hockey Players. *International Journal of Kinesiology and Sports Science* [online]. 2018, **6**(1), 26-30 [cit. 2023-04-17]. Dostupné z: doi:10.7575/aiac.ijkss.v.6n.1p.26
7. BETTS, J. GORDON, Peter DESAIX, Eddie JOHNSON a Jody E. JOHNSON. *Anatomy & Physiology*. Texas: Rice University, 2013. ISBN 978-1-50669-802-1.
8. BIBROWICZ, Karol, Tomasz SZURMIK, Piotr WODARSKI, Robert MICHNIK, Andrzej MYŚLIWIECI, Jacek BARSZCZ, Grzegorz MIKOŁAJOWSKI, Andrzej MITAS. Quality of body posture and postural stability in people with intellectual disability playing volleyball. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* [online]. 2019, **21**(1), 23-30 [cit. 2021-01-26]. Dostupné z: doi:10.5277/ABB-01264-2018-02

9. BŁASZCZYK, Janusz a Włodzimierz KLONOWSKI. Postural stability and fractal dynamics. *Research Gate* [online]. 2001, **61**(2), 105-112 [cit. 2023-05-16]. Dostępne z: file:///C:/Users/Asus/Downloads/Postural\_stability\_and\_fractal\_dynamics.pdf
10. BLODGETT, Joanna M., Jodi P. VENTRE, Richard MILLS, Rebecca HARDY a Rachel COOPER. A systematic review of one-legged balance performance and falls risk in community-dwelling adults. *Science Direct* [online]. 2022, **73**(1), 1568-1637 [cit. 2022-02-16]. Dostępne z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1568163721002488>
11. BOLAND, Michelle, Katie DELUDE a Emily M. MIELE. Relationship Between Physiological Off-Ice Testing, On-Ice Skating, and Game Performance in Division I Female Ice Hockey Players. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2019, **33**(6), 1619-1628 [cit. 2023-05-16]. ISSN 1064-8011. Dostępne z: doi:10.1519/JSC.0000000000002265
12. BORREANI, Sebastien, Joaquin CALATAYUD, Julio MARTIN, Juan Carlos COLADO, Victor TELLA a David BEHM. Exercise intensity progression for exercises performed on unstable and stable platforms based on ankle muscle activation. *Gait Posture* [online]. 2014, **39**(1), 404-409 [cit. 2023-04-27]. ISSN 09666362. Dostępne z: doi:10.1016/j.gaitpost.2013.08.006
13. BRONSTEIN, Adolfo, Thomas BRANDT, Majrorie WOOLLACOTT a John NUTT. *Clinical disorders of balance, posture and gait*. 2. London: Arnold, 2004. ISBN 0 340 80657 5.
14. BUCKLEY, John G., Vijay ANAND, Andy SCALLY a David B. ELLIOTT. Does head extension and flexion increase postural instability in elderly subjects when visual information is kept constant?. *Gait & Posture* [online]. 2005, **21**(1), 59-64 [cit. 2023-05-19]. ISSN 09666362. Dostępne z: doi:10.1016/j.gaitpost.2003.11.005
15. BURR, Jaime F, Roni K JAMNIK, Joseph BAKER, Alison MACPHERSON, Norman GLEDHILL a E. J. MCGUIRE. Relationship of Physical Fitness Test Results and Hockey Playing Potential in Elite-Level Ice Hockey Players. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2008, **22**(5), 1535-1543 [cit. 2023-05-03]. ISSN 1064-8011. Dostępne z: doi:10.1519/JSC.0b013e318181ac20
16. CARINI, F., MAZZOLA, M., FICI, C., PALMERI, S., MESSINA, M., DAMIANI, P., TOMASELLO, G. 2017. Posture and posturology, anatomical and physiological



- profiles: overview and current state of art. *Acta Biomedica* [online]. **88**(1), 11-16. Dostupné z: doi 10.23750/abm.v88i1.5309.
17. CARROLL, T. J., V. S. SELVANAYAGAM, S. RIEK a J. G. SEMMLER. Neural adaptations to strength training: Moving beyond transcranial magnetic stimulation and reflex studies. *Acta Physiologica* [online]. 2011, **202**(2), 119-140 [cit. 2023-05-15]. ISSN 17481708. Dostupné z: doi:10.1111/j.1748-1716.2011.02271.x
  18. CASOLO, Andrea, Alessandro DEL VECCHIO, Thomas G. BALSHAW, Sumiaki MAEO, Marcel Bahia LANZA, Francesco FELICI, Jonathan P. FOLLAND a Dario FARINA. Behavior of motor units during submaximal isometric contractions in chronically strength-trained individuals. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2021, **131**(5), 1584-1598 [cit. 2023-04-16]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappphysiol.00192.2021
  19. CIFREK, Mario, Vladimir MEDVED, Stanko TONKOVIĆ a Saša OSTOJIĆ. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics* [online]. 2009, **24**(4), 327-340 [cit. 2023-04-15]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010
  20. CIUFFREDA, Kenneth J. Simple Eye–Hand Reaction Time in the Retinal Periphery Can Be Reduced With Training. *Journal of the Eye and Contact Lens Association* [online]. 2011, **37**(3), 145-146 [cit. 2023-05-01]. ISSN 1542-2321. Dostupné z: doi:10.1097/ICL.0b013e31820ca4af
  21. CLANCY, E.A., O. BIDA a D. RANCOURT. Influence of advanced electromyogram (EMG) amplitude processors on EMG-to-torque estimation during constant-posture, force-varying contractions. *HHS Public Access* [online]. 2004, **39**(14), 2690–2698 [cit. 2022-02-26]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1661835/>
  22. COX, Michael H., Daniel S. MILES, Tony J. VERDE a Edward C. RHODES. Applied Physiology of Ice Hockey. *Sports Medicine* [online]. 2012, **19**(3), 184-201 [cit. 2023-05-01]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-199519030-00004
  23. CRISWELL, Eleanor. *Cram's introduction to Surface Electromyography*. 2. vydání. Sudbury: Jones and Bartlett Publishers, 2011. ISBN 978-0-7637-3274-5.
  24. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.

25. DE LUCA, Carlo J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of applied biomechanics* [online]. 1997, **13**(1), 135-163 [cit. 2022-02-26]. Dostupné z: <https://www.delucafoundation.org/download/bibliography/de-luca/078.pdf>
26. DE OLIVEIRA, Anamaria Siriani, Marcel DE MORAIS CARVALHO a Daniel Pereira Cardoso DE BRUM. Activation of the shoulder and arm muscles during axial load exercises on a stable base of support and on a medicine ball. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2008, **18**(3), 472-479 [cit. 2023-04-26]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2006.09.009
27. DE OLIVEIRA-SOUZA, Ricardo. The human extrapyramidal system. *Medical Hypotheses* [online]. 2012, **79**(6), 843-852 [cit. 2023-05-16]. ISSN 03069877. Dostupné z: doi:10.1016/j.mehy.2012.09.004
28. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
29. FELDMAN, Anatol G. The Relationship Between Postural and Movement Stability. *Progress in Motor Control* [online]. 2016, 2016-12-31, **957**(1), 105-120 [cit. 2021-01-16]. Advances in Experimental Medicine and Biology. ISBN 978-3-319-47312-3. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-47313-0\_6
30. GABBETT, Tim, Matthew WAKE a Bruce ABERNETHY. Use of dual-task methodology for skill assessment and development: Examples from rugby league. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2011, **29**(1), 7-18 [cit. 2023-05-02]. ISSN 0264-0414. Dostupné z: doi:10.1080/02640414.2010.514280
31. GHAI, Shashank, Ishan GHAI a Alfred O EFFENBERG. Effects of dual tasks and dual-task training on postural stability: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Interventions in Aging* [online]. 2017, **12**(4), 557-577 [cit. 2023-05-03]. ISSN 1178-1998. Dostupné z: doi:10.2147/CIA.S125201
32. GÚTH, A. 2000. *Výchovná rehabilitace aneb Jak vyučovat školu páteře: odborná publikace určená pro odbornou a laickou veřejnost*. 1. vyd., Praha: X-Egem. ISBN 8071990396.
33. HENRY, M., BAUDRY, S. 2019. Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *Journal of Neurophysiology* [online]. **122**(2), 525-538 [cit. 2021-01-31]. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00067.2019.

34. HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* [online]. **35**(suppl\_2), ii7-ii11, [cit. 2020-01-15]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: doi 10.1093/ageing/afl077.
35. HORAK, F.B., HENRY, S.M., SHUMWAY-COOK, A. 1997. Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders. *Physical Therapy* [online]. **77**(5), 517-533 [cit. 2021-02-20]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/77.5.517.
36. HORAK, Fay B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and Ageing* [online]. 2006, **35**(suppl\_2), ii7-ii11 [cit. 2023-05-04]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: doi:10.1093/ageing/afl077
37. HORAK, Fay B. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* [online]. 2006, **35**(suppl\_2), ii7-ii11 [cit. 2021-01-16]. Dostupné z: doi:10.1093/ageing/afl077
38. HORSTMANN, Thomas, Annegret MÜNDERMANN a Walter RAPP. Reduced lower leg muscle activity while balancing on cobblestone shaped surfaces. *Gait Posture* [online]. 2015, **41**(2), 562-567 [cit. 2023-04-26]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2014.12.017
39. IVANENKO, Yury a Victor S. GURFINKEL. Human Postural Control. *Frontiers in Neuroscience* [online]. 2018, **12**, 1-9 [cit. 2023-05-16]. ISSN 1662-453X. Dostupné z: doi:10.3389/fnins.2018.00171
40. JACOBS, J.V., G. WU a K.M. KELLY. Evidence for beta corticomuscular coherence during human standing balance: Effects of stance width, vision, and support surface. *Neuroscience* [online]. 2015, **298**, 1-11 [cit. 2023-05-18]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2015.04.009
41. JANURA, M., 2003. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 80-244-0644-6.
42. KILLEBREW, Shanna S., John K. PETRELLA, Alan P. JUNG a Robert W. HENSARLING. The Effect of Loss of Visual Input on Muscle Power in Resistance Trained and Untrained Young Men and Women. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2013, **27**(2), 495-500 [cit. 2023-04-26]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e3182577091
43. KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2020. ISBN 978-80-247-1963-4.

44. KITTNAR, Otomar. *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Grada Publishing, 2021. ISBN 978-80-271-1025-4.
45. KOLÁŘ ET AL., Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7492-500-9.
46. KOLÁŘ, Pavel a Miloš MÁČEK. *Základy klinické rehabilitace*. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-219-0.
47. KOLÁŘOVÁ, Barbora. *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*. Olomouc: EZ Centrum, 2012. ISBN 978-80-260-1645-8.
48. KONRAD, Peter. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography* [online]. USA: Noraxon, 2005 [cit. 2022-02-26]. Dostupné z: [https://hermanwallace.com/download/The\\_ABC\\_of\\_EMG\\_by\\_Peter\\_Konrad.pdf](https://hermanwallace.com/download/The_ABC_of_EMG_by_Peter_Konrad.pdf)
49. KOUZAKI, Motoki a Minoru SHINOHARA. The frequency of alternate muscle activity is associated with the attenuation in muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2006, **101**(3), 715-720 [cit. 2023-05-15]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappphysiol.01309.2005
50. KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2762-1.
51. L'HEUREUX, Viviane Marcotte, Jeremie CHARRON, Robert PANENIC a Alain Steve COMTOIS. Ice Hockey Goaltender Physiology Profile and Physical Testing: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Exercise Science* [online]. 2021, **14**(6), 855–875 [cit. 2023-04-03]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8439695/>
52. LABUSCHAGNE, David. Stability in stance: An assessment of postural models and strategies. *Research Gate* [online]. 2003, 1-11 [cit. 2023-05-16]. Dostupné z: file:///C:/Users/Asus/Downloads/STABILITYinSTANCE-AnASSESSMENTofPOSTURALMODELSandSTRATEGIES%20(1).pdf
53. LAJOIE, Y., N. TEASDALE, C. BARD a M. FLEURY. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Experimental Brain Research* [online]. 1993, **97**(1), 139-144 [cit. 2023-05-03]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/BF00228824
54. LATASH, M.L. 2008. *Neurophysiological basis of movement*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 07-360-6367-6.

55. LEONOV, Sergey V., Anna P. KRUCHININA, Grigoriy S. BUGRII, Natalia I. BULAEVA a Irina S. POLIKANOVA. Basic characteristics of postural balance of professional hockey players and novices. *National Psychological Journal* [online]. 2022, **46**(2), 65-79 [cit. 2023-05-02]. ISSN 20796617. Dostupné z: doi:10.11621/NPJ.2022.0207
56. LIMA, Yavuz, Ozgur OZKAYA, Gorkem A. BALCI, Ramazan AYDINOGLU a Cetin ISLEGEN. Electromyostimulation Application on Peroneus Longus Muscle Improves Balance and Strength in American Football Players. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. 2022, **31**(5), 599-604 [cit. 2023-04-07]. ISSN 1056-6716. Dostupné z: doi:10.1123/jsr.2021-0264
57. LUNDY-EKMAN, Laurie. *Neuroscience: Fundamentals for Rehabilitation* [online]. 5. Missouri: Elsevier, 2018 [cit. 2023-05-01]. ISBN 978-0-323-47841-0. Dostupné z: [https://books.google.cz/books?hl=cs&lr=&id=jSQ\\_DwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PA301&dq=basal+ganglia+in+hockey+players&ots=MNwsMzkRZU&sig=BwCfg-35Q0vQOYwZDj0sizQTDCs&redir\\_esc=y#v=onepage&q=basal%20ganglia%20in%20hockey%20players&f=false](https://books.google.cz/books?hl=cs&lr=&id=jSQ_DwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PA301&dq=basal+ganglia+in+hockey+players&ots=MNwsMzkRZU&sig=BwCfg-35Q0vQOYwZDj0sizQTDCs&redir_esc=y#v=onepage&q=basal%20ganglia%20in%20hockey%20players&f=false)
58. MAJCEN ROSKER, Ziva, Eythor KRISTJANSSON, Miha VODICAR a Jernej ROSKER. Postural balance and oculomotor control are influenced by neck kinaesthetic functions in elite ice hockey players. *Gait Posture* [online]. 2021, **85**(1), 145-150 [cit. 2023-05-02]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2021.01.024
59. MASSION, Jean. Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 1994, **4**(6), 877-887 [cit. 2023-05-16]. ISSN 09594388. Dostupné z: doi:10.1016/0959-4388(94)90137-6
60. MAYER, Petra, Balázs SEBESI, Kitty VADÁSZ, József LACZKÓ, Norbert ZENTAI, Bence BALÁZS a Márk VÁCZI. Kinematics and muscle activity of the lower limb during single-leg stance on the two sides of the Togu Jumper. *Frontiers in Physiology* [online]. 2023, **14**(1), 1-9 [cit. 2023-05-01]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2023.1049035
61. MERLETTI, R. a S. MUCELLI. Tutorial. Surface EMG detection in space and time: Best practices. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2019, **49**(102363), 1-16 [cit. 2021-01-17]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2019.102363

62. MONTGOMERY, David L. Physiology of Ice Hockey. *Sports Medicine* [online]. 1988, **5**(2), 99-126 [cit. 2023-03-27]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-198805020-00003
63. MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů. 2., dopl. vyd.* Praha: Grada, 2012. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-3918-2.
64. MUEHLBAUER, Thomas, Claude METTLER, Ralf ROTH a Urs GRANACHER. One-Leg Standing Performance and Muscle Activity: Are There Limb Differences?. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 2014, **30**(3), 407-414 [cit. 2023-05-01]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.2013-0230
65. NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. *Přehled anatomie. 2., dopl. a přeprac. vyd.* Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-612-0.
66. NASHNER, L.M. 2020. Practical biomechanics and physiology of Balance. In: JACOBSON, G.P., SHEPARD, N.T., BARIN, K., BURKARD, R., JANKY, K., MCCASLIN, D.L. *Balance Function Assessment and Management.* (3rd ed.) San Diego, CA: Plural Publishing. ISBN 9781635501995.
67. NETTER, Frank H. *Netterův anatomický atlas člověka. 6.* Brno: CPress, 2016. ISBN 978-80-264-1176-5.
68. NEUMANNOVÁ, K., JANURA, M., KOVÁČIKOVÁ, Z., SVOBODA, Z., JAKUBEC, L. 2015. *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí.* Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4704-9.
69. ONAMBÉLÉ, Gladys L., Marco V. NARICI, Enrico REJC a Constantinos N. MAGANARIS. Contribution of calf muscle–tendon properties to single-leg stance ability in the absence of visual feedback in relation to ageing. *Gait Posture* [online]. 2007, **26**(3), 343-348 [cit. 2023-04-26]. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2006.09.081
70. ONDRA, Lukáš a Zdeněk SVOBODA. Balance abilities of junior ice hockey players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* [online]. 2021, **61**(2), 12-24 [cit. 2023-05-17]. ISSN 00224707. Dostupné z: doi:10.23736/S0022-4707.20.11057-0
71. ONG, Nicole T., Keith R. LOHSE, Romeo CHUA, Scott SINNETT a Nicola J. HODGES. A test of motor skill-specific action embodiment in ice-hockey players. *Acta Psychologica* [online]. 2014, **150**, 61-68 [cit. 2023-05-17]. ISSN 00016918. Dostupné z: doi:10.1016/j.actpsy.2014.04.005



72. PAILLARD, Thierry a Frédéric NOÉ. Does monopedal postural balance differ between the dominant leg and the non-dominant leg? A review. *Human Movement Science* [online]. 2020, **74**(1), 1-27 [cit. 2023-05-02]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2020.102686
73. PAILLARD, Thierry. Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [online]. 2017, **72**(3), 129-152 [cit. 2023-05-02]. ISSN 01497634. Dostupné z: doi:10.1016/j.neubiorev.2016.11.015
74. PALOSKI, William H., Scott J. WOOD, Alan H. FEIVESON, F. Owen BLACK, Emma Y. HWANG a Millard F. RESCHKE. Destabilization of human balance control by static and dynamic head tilts. *Gait & Posture* [online]. 2006, 23(3), 315-323 [cit. 2023-05-19]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2005.04.009
75. PATEL, M., P.A. FRANSSON, D. LUSH a S. GOMEZ. The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Science Direct* [online]. 2008, **28**(4), 649-656 [cit. 2023-04-16]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2008.04.018
76. PETERKA, R. J. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2002, **88**(3), 1097-1118 [cit. 2023-04-16]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.2002.88.3.1097
77. PFEIFFER, Jan. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1135-5.
78. POLLOCK, A.S., DURWARD, B.R., ROWE, P.J., PAUL, J.P. 2000. What is balance? *Clinical Rehabilitation* [online]. **14**(4), 402-406, [cit. 2020-01-13]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi 10.1191/0269215500cr342oa.
79. POLTAVSKI, Dmitri a David BIBERDORF. The role of visual perception measures used in sports vision programmes in predicting actual game performance in Division I collegiate hockey players. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2014, **33**(6), 597-608 [cit. 2023-05-01]. ISSN 0264-0414. Dostupné z: doi:10.1080/02640414.2014.951952
80. PRUDENTE, Cecília, Fátima RODRIGUES-DE-PAULA a Christina D.C.M. FARIA. Lower Limb Muscle Activation During the Sit-to-Stand Task in Subjects Who Have Had a Stroke. *Physical medicine and rehabilitation* [online]. 2013, **92**(8), 666-675 [cit. 2021-6-29]. ISSN 0894-9115. Dostupné z: doi:10.1097/PHM.0b013e318282c87a

81. PYTLÍK, Jaromír. *Hokejové bruslení: trendy ve výuce techniky*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-5742-1.
82. RAFFEGEAU, Tiphanie E., Lisa M. KREHBIEL, Nyeonju KANG, Frency J. THIJIS, Lori J.P. ALTMANN, James H. CAURAUGH a Chris J. HASS. A meta-analysis: Parkinson's disease and dual-task walking. *Parkinsonism & Related Disorders* [online]. 2019, **62**(3), 28-35 [cit. 2023-05-02]. ISSN 13538020. Dostupné z: doi:10.1016/j.parkreldis.2018.12.012
83. REDFERN, M.S., YARDLEY, L., BRONSTEIN, A.M. 2001. Visual influences on balance. *Journal of Anxiety Disorders* [online]. **15**(1-2), 81-94 [cit. 2021-02-18]. ISSN 08876185. Dostupné z: doi:10.1016/S0887-6185(00)00043-8
84. RIEMANN, B. L., M. LININGER, M. K. KIRKLAND, et al., 2018. Age related changes in balance performance during self-selected and narrow stance testing. *Archives of Gerontology and Geriatrics* [online]. **75**, 65-69 [cit. 2022-03-27]. ISSN 01674943. Dostupné z: doi:10.1016/j.archger.2017.11.012
85. ROHEN, Johannes W. a Elke LÜTJEN-DRECOLL. *Anatomie v přehledech a schématech: Anatomie : die Lerntafeln*. Přeložil Ondřej NAŇKA. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0669-1.
86. ROKYTA, Richard. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV, 2000. Lékařství. ISBN 80-858-6645-5.
87. ROKYTA, Richard. *Fyziologie*. Třetí, přepracované vydání (první vydání v nakladatelství Galén). Praha: Galén, 2016. ISBN 978-80-7492-238-1.
88. RØNNESTAD, Bent R., Sjur J. ØFSTENG a Stian ELLEFSEN. Block periodization of strength and endurance training is superior to traditional periodization in ice hockey players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. 2019, **29**(2), 180-188 [cit. 2023-04-03]. ISSN 09057188. Dostupné z: doi:10.1111/sms.13326
89. RYU, Youngsang a Hyolyun ROH. Cervical, Trunk, and Lower Extremity Muscle Activities during Bridging Exercise on Stable vs. Unstable Bases of Support. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2012, **24**(7), 585-588 [cit. 2023-04-26]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.24.585
90. SAETERBAKKEN, Atle H. a Marius S. FIMLAND. Muscle Force Output and Electromyographic Activity in Squats With Various Unstable Surfaces. *Journal of*



- Strength and Conditioning Research* [online]. 2013, **27**(1), 130-136 [cit. 2023-04-27].  
Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e3182541d43
91. SÁNCHEZ-BARBADORA, Mariana, Alba CUERDA-DEL PINO, Javier GONZÁLEZ-ROSALÉN, Noemi MORENO-SEGURA, Adrian ESCRICHE-ESCUDE a Rodrigo MARTÍN-SAN AGUSTÍN. Differences in lower limb muscle activation between global and selective instability devices in single-leg stance in healthy active subjects. *PeerJ* [online]. 2022, **10**(3), 142-149 [cit. 2023-04-27]. ISSN 2167-8359. Dostupné z: doi:10.7717/peerj.13317
  92. SARTO, Fabio, Giorgia CONA, Francesco CHIOSSI, Antonio PAOLI, Patrizia BISIACCHI, Elisabetta PATRON a Giuseppe MARCOLIN. Dual-tasking effects on static and dynamic postural balance performance: a comparison between endurance and team sport athletes. *PeerJ* [online]. 2020, **8**(2), 1-6 [cit. 2023-05-02]. ISSN 2167-8359. Dostupné z: doi:10.7717/peerj.9765
  93. SEBESI, Balázs, Ádám FÉSÜS, Mátyás VARGA, et al. The Indirect Role of Gluteus Medius Muscle in Knee Joint Stability during Unilateral Vertical Jump and Landing on Unstable Surface in Young Trained Males. *Applied Sciences* [online]. 2021, **11**(16), 1-10 [cit. 2023-05-01]. ISSN 2076-3417. Dostupné z: doi:10.3390/app11167421
  94. SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M.H. 2007. *Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-0-7817- 6691-3.
  95. SILVA, Priscila de Brito, Anderson Souza OLIVEIRA, Natalie MRACHACKER-KERSTING, Uffe LAESSOE a Uwe Gustav KERSTING. Strategies for equilibrium maintenance during single leg standing on a wobble board. *Gait Posture* [online]. 2016, **44**(1), 149-154 [cit. 2023-04-27]. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2015.12.005
  96. SODERBERG, Gary L. a Loretta M KNUTSON. A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. *Physical Therapy* [online]. 2000, **80**(5), 485–498 [cit. 2022-02-26]. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/80/5/485/2842519?login=false>
  97. STÅLBERG, E., B. FALCK, A. GILAI, J. JABRE, M. SONOO a K. TODNEM. Standards for quantification of EMG and neurography. *The International Federation of Clinical Neurophysiology* [online]. 1999, **52**(1), 213-220 [cit. 2022-02-26]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10590989/>

98. STÅLBERG, Erik, Hans VAN DIJK, Björn FALCK, et al. Standards for quantification of EMG and neurography. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2019, **130**(9), 1688-1729 [cit. 2021-01-17]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2019.05.008
99. SUCHOMEL, T., 2006. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém: Podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **13**(3), 112-124. ISSN 1803-6597.
100. SÜTÇÜ, Gülşah, Ali İmran YALÇIN, Ender AYVAT, et al. Electromyographic activity and kinematics of sit-to-stand in individuals with muscle disease. *Neurological Sciences* [online]. 2019, 40(11), 2311-2318 [cit. 2022-02-12]. ISSN 1590-1874. Dostupné z: doi:10.1007/s10072-019-03974-5
101. TAKAKUSAKI, Kaoru, Mirai TAKAHASHI, Kazuhiro OBARA a Ryosuke CHIBA. Neural substrates involved in the control of posture. *Advanced Robotics* [online]. 2017, **31**(1-2), 2-23 [cit. 2023-05-03]. ISSN 0169-1864. Dostupné z: doi:10.1080/01691864.2016.1252690
102. TUTHILL, John C. a Eiman AZIM. Proprioception. *Current Biology* [online]. 2018, **28**(5), R194-R203 [cit. 2023-05-16]. ISSN 09609822. Dostupné z: doi:10.1016/j.cub.2018.01.064
103. VAŘEKA, I. a R. VAŘEKOVÁ, 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN978-80-244-2432-3.
104. VAŘEKA, Ivan, 2002. Posturální stabilita (1. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha: Mladá fronta, **9**(4), 115-121. ISSN 1211-2658.
105. VAŘEKA, Ivan, 2002. Posturální stabilita (2. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha: Mladá fronta, **9**(4), 122-129. ISSN 1211-2658.
106. VĚLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.
107. VIENNEAU, Jordyn, Sandro NIGG a Benno M. NIGG. Addition of a Cognitive Task During Walking Alters Lower Body Muscle Activity. *Motor Control* [online]. 2022, **26**(3), 477-486 [cit. 2023-05-01]. ISSN 1087-1640. Dostupné z: doi:10.1123/mc.2022-0013

108. VIGH-LARSEN, Jeppe F. a Magni MOHR. The physiology of ice hockey performance: An update. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. 2022, **17**(3), 1-14 [cit. 2023-04-05]. ISSN 0905-7188. Dostupné z: doi:10.1111/sms.14284
109. VIGH-LARSEN, Jeppe F., Jonas H. BECK, Aleksander DAASBJERG, Christian B. KNUDSEN, Thue KVORNING, Kristian OVERGAARD, Thomas B. ANDERSEN a Magni MOHR. Fitness Characteristics of Elite and Subelite Male Ice Hockey Players: A Cross-Sectional Study. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2019, **33**(9), 2352-2360 [cit. 2023-05-01]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0000000000003285
110. WIMSHURST, Z.L., P.T. SOWDEN a M. WRIGHT. Expert–novice differences in brain function of field hockey players. *Neuroscience* [online]. 2016, **315**, 31-44 [cit. 2023-05-17]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2015.11.064
111. WINTER, D. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture* [online]. 1995, **3**(4), 193-214 [cit. 2023-05-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/0966-6362(96)82849-9
112. WINTER, David A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3. Canada: Wiley, 2005. ISBN 978-0-470-39818-0.
113. WOLBURG, Thomas, Walter RAPP, Jochen RIEGER a Thomas HORSTMANN. Muscle activity of leg muscles during unipedal stance on therapy devices with different stability properties. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2016, **17**(1), 58-62 [cit. 2022-02-13]. ISSN 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2015.05.001
114. WOOLLACOTT, Marjorie a Anne SHUMWAY-COOK. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait & Posture* [online]. 2002, **16**(1), 1-14 [cit. 2023-05-03]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(01)00156-4
115. YI, Yongwoo a Sukyung PARK. Effect of reduced cutaneous cues on motion perception and postural control. *Experimental Brain Research* [online]. 2009, **195**(3), 361-369 [cit. 2023-05-03]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-009-1796-3
116. ZEMKOVÁ, Erika. Sport-Specific Balance. *Sports Medicine* [online]. 2014, **44**(5), 579-590 [cit. 2023-05-02]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-013-0130-1

## Seznam zkratek

AC - area of contact/ plocha v kontaktu s podložkou

ADL - activities of daily living/všední denní činnosti

AS – area of support/opěrná plocha

AVR - average rectified value

BG - bazální ganglia

BS – base os support/opěrná báze

CNS – centrální nervový systém

COG - centre of gravity/průmět těžiště

COM - centre of mass/těžiště

COP - centre of pressure

DKK – dolní končetiny

DT - dual-task

DVA - dynamická zrková ostrost

EMG – elektromyografie

GLM - gluteus maximus

HKK – horní končetiny

m. – musculus

mm. – musculi

PL – peroneus longus

QF – musculus quadriceps femoris

RMS - root mean square

ROM - rozsahu pohybu

s. – strana

sEMG - povrchová elektromyografie

TA – tibialis anterior

TJ - Togu Jumper

TS – týmoví sportovci

VM – vastus medialis

VMRT - doba odezvy zrakové motoriky

VS – vytrvalostní sportovci

# **Přílohy**

## **Seznam příloh**

**Příloha 1** – Informovaný souhlas (vzor)

**Příloha 2** – Skupina profesionálních hokejistů - hrubé hodnoty měření (průměr svalové aktivity v uV a procentuální vyjádření u konkrétních svalů)

**Příloha 3** – Skupina běžné populace studentů - hrubé hodnoty měření (průměr svalové aktivity v uV a procentuální vyjádření u konkrétních svalů)

**Příloha 4** – Průměrná aktivita VM (uV) v testové podmínce č. 1 a 6 u probandů č. 7, 8, 12 a 16

**Příloha 5** – Porovnání průměrné aktivity GM (uV) v testové podmínce č. 6 a 7 u všech probandů

**Příloha 6** – Průměrná aktivita VM (uV) v testové podmínce č. 5 u skupiny profesionálních hráčů ledního hokeje

**Příloha 7** – Průměrná aktivita VM (uV) v testové podmínce č. 7 u obou skupin

**Příloha 8** – Průměrná aktivita PL (uV) v testové podmínce č. 3 a 4 u obou skupin

**Příloha 9** – Průměrná aktivita všech svalů (uV) v testové podmínce č. 8 u obou skupin

## **Příloha 1 – Informovaný souhlas (vzor)**

### **Informovaný souhlas**

Pro výzkumný projekt: Elektromyografická aktivita vybraných svalových skupin při změně velikosti a kvality opěrné báze stoje

Období realizace: 2021 - 2023

Řešitelé projektu: Bc. Veronika Kováčechová

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zhodnotit aktivaci vybraných svalů DK při změně velikosti a kvality opěrné báze stoje. Pro získání potřebných dat budete vyšetřen/a pomocí povrchové EMG. Během měření povrchového EMG budete absolvovat různé modifikace stoje (normální (klidný) stoj, stoj o úzké bázi, stoj o úzké bázi bez zrakové kontroly, normální (klidný) stoj se záklonem hlavy, stoj na 1 noze aj.). Délka vyšetření nepřesáhne 45 minut. Vaše účast na projektu pomůže získat nové informace o rozdílné aktivaci svalstva během stoje a k následné aplikaci těchto poznatků v praxi. V případě, že budete mít zájem, tak spolu zkonzultujeme hodnoty získané během Vašeho vyšetření a jejich využití ve Vašem každodenním životě. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

### **Prohlášení účastníka výzkumu**

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mě informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mě s cíli, metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mě z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

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

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracována v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

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

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce):\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

V \_\_\_\_\_ dne:\_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu:\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_



**Příloha 2** – Skupina profesionálních hokejistů - hrubé hodnoty měření (průměr svalové aktivity v uV a procentuální vyjádření u konkrétních svalů)

		VM uV	VM %		GM uV	GM %		PL uV	PL %		TA uV	TA %
Proband č. 1	1	1,4	100%		1,98	100%		2,02	100%		1,39	100%
	2	1,81	129%		3,53	178%		2,08	103%		1,41	102%
	3	2,46	176%		12,67	640%		2,75	136%		1,94	140%
	4	6,66	476%		15,37	777%		3,65	181%		10,52	759%
	5	70,60	5043%		4,36	220%		4,91	243%		21,03	1518%
	6	22,62	1616%		22,90	1157%		26,41	1307%		25,13	1814%
	7	13,76	983%		6,26	317%		19,78	979%		8,83	637%
	8	3,14	224%		6,26	316%		4,14	205%		2,45	177%
Proband č. 2	1	1,34	100%		1,75	100%		1,09	100%		1,15	100%
	2	1,35	101%		2,85	163%		0,99	91%		0,68	59%
	3	14,25	1066%		10,07	574%		1,80	165%		5,21	452%
	4	16,02	1198%		29,60	1687%		17,42	1595%		12,50	1087%
	5	75,75	5664%		7,58	432%		41,97	3843%		27,29	2372%
	6	21,90	1637%		31,39	1789%		48,44	4436%		8,18	711%
	7	11,70	875%		7,88	449%		21,74	1991%		4,39	381%
	8	11,85	886%		5,98	341%		2,22	204%		1,21	105%
Proband č. 3	1	7,29	100%		3,45	100%		2,17	100%		1,97	100%
	2	10,78	148%		4,71	137%		3,31	153%		3,65	185%
	3	12,85	176%		8,28	240%		8,26	381%		5,99	303%
	4	11,40	156%		15,68	455%		11,68	538%		15,50	785%
	5	101,50	1392%		11,94	347%		34,15	1574%		97,27	4929%
	6	25,81	354%		48,96	1421%		66,14	3048%		49,57	2512%
	7	11,39	156%		16,42	477%		28,83	1329%		31,76	1610%
	8	12,91	177%		9,19	267%		9,44	435%		9,09	460%
Proband č. 4	1	17,76	100%		4,32	100%		3,08	100%		2,87	100%
	2	18,35	103%		4,61	107%		3,56	116%		3,56	124%
	3	19,67	111%		4,83	112%		7,09	230%		4,85	169%
	4	22,04	124%		18,27	423%		28,64	931%		43,29	1508%
	5	94,20	530%		6,40	148%		19,38	630%		32,69	1139%
	6	28,29	159%		43,55	1008%		65,24	2121%		46,51	1620%
	7	20,46	115%		20,66	478%		59,34	1930%		34,36	1197%
	8	18,28	103%		8,77	203%		7,21	234%		6,75	235%

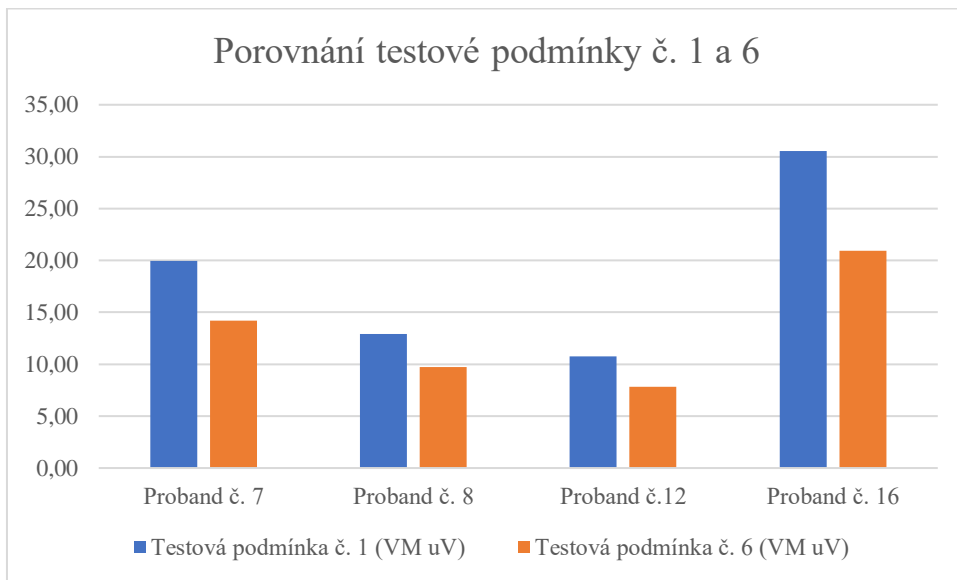
Proband č. 5	1	5,15	100%		2,86	100%		1,72	100%		1,37	100%
	2	7,47	145%		2,67	93%		1,73	101%		1,52	111%
	3	5,15	100%		13,79	482%		3,64	212%		4,77	349%
	4	9,04	176%		41,85	1463%		34,50	2008%		60,14	4404%
	5	100,00	1942%		4,07	142%		77,55	4513%		118,49	8676%
	6	13,13	255%		68,59	2398%		78,88	4590%		69,60	5097%
	7	7,33	142%		46,54	1627%		51,96	3024%		42,71	3128%
	8	6,69	130%		15,52	543%		5,12	298%		5,19	380%
Proband č. 6	1	1,47	100%		9,21	100%		1,15	100%		0,73	100%
	2	12,90	876%		11,57	126%		1,54	134%		0,86	118%
	3	16,66	1131%		10,56	115%		7,52	652%		2,82	386%
	4	17,03	1156%		27,85	302%		23,24	2015%		16,66	2275%
	5	48,00	3258%		8,11	88%		56,84	4927%		68,53	9358%
	6	16,92	1149%		52,36	568%		72,13	6252%		25,16	3436%
	7	15,75	1069%		10,55	114%		40,44	3505%		20,63	2818%
	8	24,78	1682%		28,33	307%		26,08	2261%		16,77	2290%
Proband č. 7	1	19,98	100%		11,45	100%		62,28	100%		83,95	100%
	2	38,63	193%		5,20	45%		18,59	30%		293,31	349%
	3	31,78	159%		8,53	74%		8,39	13%		396,68	473%
	4	38,82	194%		15,18	133%		20,21	32%		32,26	38%
	5	391,48	1959%		9,47	83%		26,76	43%		15,74	19%
	6	14,20	71%		111,33	972%		70,56	113%		15,19	18%
	7	570,21	2854%		31,58	276%		20,97	34%		5,45	6%
	8	25,56	128%		7,30	64%		27,82	45%		29,90	36%
Proband č. 8	1	12,93	100%		2,64	100%		15,40	100%		2,68	100%
	2	24,15	187%		8,22	312%		4,57	30%		2,46	92%
	3	8,27	64%		8,88	336%		7,65	50%		2,15	80%
	4	4,79	37%		8,55	324%		5,49	36%		3,05	114%
	5	74,07	573%		5,71	216%		10,92	71%		27,64	1030%
	6	9,73	75%		30,70	1164%		14,59	95%		11,38	424%
	7	4,86	38%		18,17	689%		9,80	64%		9,09	339%
	8	5,84	45%		8,82	334%		3,77	24%		7,96	297%

**Příloha 3** – Skupina běžné populace studentů - hrubé hodnoty měření (průměr svalové aktivity v uV a procentuální vyjádření u konkrétních svalů)

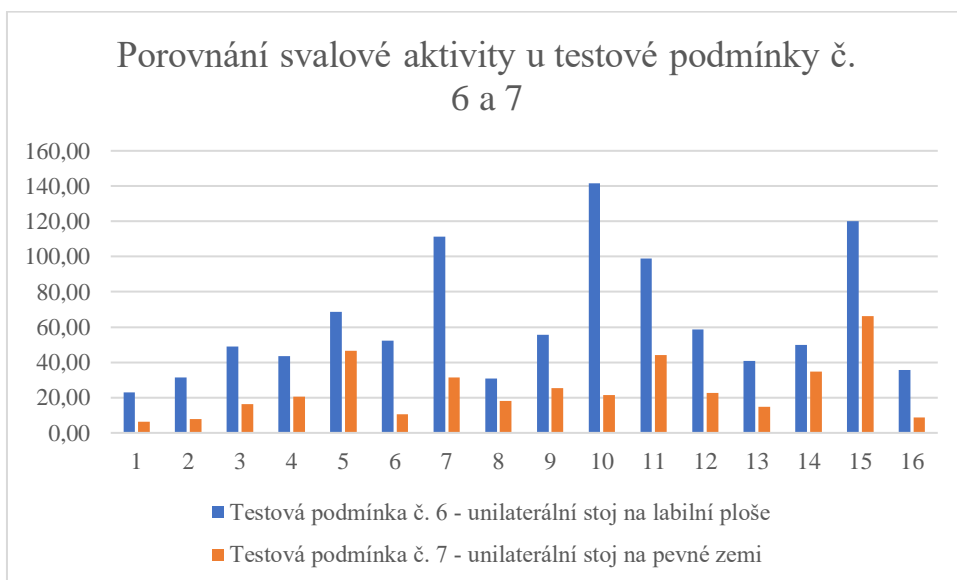
		VM uV	VM %		GM uV	GM %		PL uV	PL %		TA uV	TA %
Proband č. 9	1	15,35	100%		9,60	100%		1,01	100%		1,17	100%
	2	14,09	92%		8,64	90%		1,60	159%		2,74	233%
	3	15,17	99%		30,94	322%		5,78	575%		3,64	310%
	4	16,66	109%		35,79	373%		10,46	1041%		12,12	1032%
	5	58,27	380%		9,96	104%		83,68	8325%		109,64	9331%
	6	18,42	120%		55,53	578%		43,28	4306%		45,95	3911%
	7	13,76	90%		25,49	265%		15,83	1575%		9,45	804%
	8	9,85	64%		19,56	204%		4,78	476%		3,30	281%
Proband č. 10	1	5,49	100%		2,01	100%		2,68	100%		19,38	100%
	2	6,76	123%		2,03	101%		3,10	116%		2,31	12%
	3	7,14	130%		15,15	754%		3,38	126%		44,62	230%
	4	10,12	184%		34,36	1710%		9,83	367%		9,94	51%
	5	65,26	1189%		15,90	791%		36,48	1360%		29,90	154%
	6	21,55	393%		141,59	7048%		52,95	1974%		33,84	175%
	7	8,26	151%		21,49	1070%		17,62	657%		6,94	36%
	8	6,24	114%		15,82	787%		7,70	287%		8,92	46%
Proband č. 11	1	18,44	100%		4,20	100%		6,65	100%		4,28	100%
	2	19,44	105%		6,94	165%		8,48	127%		5,25	123%
	3	16,60	90%		17,14	408%		8,92	134%		4,70	110%
	4	23,44	127%		33,32	794%		13,02	196%		13,01	304%
	5	124,97	678%		8,22	196%		18,02	271%		54,43	1273%
	6	35,54	193%		98,96	2357%		108,10	1626%		70,74	1655%
	7	28,82	156%		44,08	1050%		40,68	612%		31,33	733%
	8	24,65	134%		20,98	500%		15,87	239%		14,36	336%
Proband č. 12	1	10,75	100%		5,51	100%		5,31	100%		5,20	100%
	2	6,19	58%		5,52	100%		7,22	136%		6,79	131%
	3	7,22	67%		8,91	162%		6,73	127%		6,06	117%
	4	7,78	72%		23,57	427%		31,02	584%		35,46	682%
	5	41,68	388%		8,13	147%		50,94	959%		53,66	1032%
	6	7,82	73%		58,56	1062%		49,48	931%		42,95	826%
	7	6,34	59%		22,78	413%		17,66	332%		12,49	240%
	8	10,02	93%		13,47	244%		22,35	421%		24,82	477%

Proband č. 13	1	1,83	100%		2,86	100%		5,80	100%		0,85	100%
	2	3,33	182%		7,26	254%		4,85	84%		0,91	106%
	3	68,59	3753%		16,26	568%		5,24	90%		2,79	327%
	4	11,22	614%		17,07	596%		13,11	226%		28,25	3313%
	5	71,22	3897%		5,58	195%		10,88	188%		4,60	539%
	6	20,31	1112%		40,82	1426%		48,94	844%		776,89	91094%
	7	29,98	1640%		14,68	513%		58,04	1001%		35,63	4177%
	8	5,92	324%		14,01	489%		6,35	110%		2,74	321%
Proband č. 14	1	2,19	100%		1,77	100%		1,86	100%		0,17	100%
	2	2,43	111%		2,50	141%		2,27	122%		0,53	307%
	3	19,94	909%		17,95	1012%		5,28	285%		0,23	131%
	4	131,34	5984%		38,05	2145%		10,18	549%		8,18	4700%
	5	12,05	549%		7,88	444%		12,53	675%		370,92	213013%
	6	43,56	1985%		49,92	2814%		40,04	2158%		180,22	103499%
	7	15,77	718%		34,68	1955%		17,06	919%		2,35	1352%
	8	11,86	540%		16,22	915%		10,65	574%		4,95	2844%
Proband č. 15	1	35,36	100%		16,96	100%		2,68	100%		11,55	100%
	2	54,07	153%		11,48	68%		11,88	444%		5,30	46%
	3	34,32	97%		28,97	171%		12,95	484%		7,90	68%
	4	45,35	128%		48,85	288%		12,69	474%		22,15	192%
	5	143,14	405%		4,27	25%		20,66	772%		44,34	384%
	6	74,43	210%		120,04	708%		14,73	550%		80,92	700%
	7	33,20	94%		66,36	391%		18,71	699%		41,88	362%
	8	51,15	145%		46,20	272%		83,37	3114%		52,00	450%
Proband č. 16	1	30,53	100%		2,42	100%		12,99	100%		27,11	100%
	2	9,70	32%		2,28	94%		3,11	24%		2,51	9%
	3	19,07	62%		18,43	761%		12,53	96%		30,49	112%
	4	8,34	27%		6,96	287%		10,80	83%		13,37	49%
	5	36,11	118%		13,30	549%		25,04	193%		100,94	372%
	6	20,92	69%		35,62	1471%		23,73	183%		29,93	110%
	7	17,53	57%		8,73	361%		11,70	90%		10,42	38%
	8	20,85	68%		9,12	377%		9,06	70%		12,33	45%

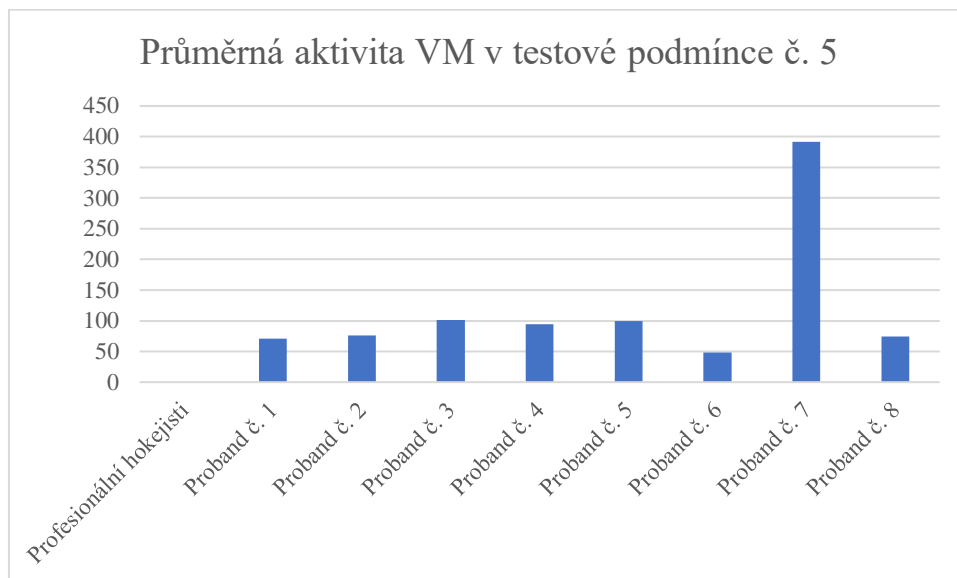
**Příloha 4 – Průměrná aktivita VM (uV) v testové podmínce č. 1 a 6 u probandů č. 7, 8, 12 a 16**



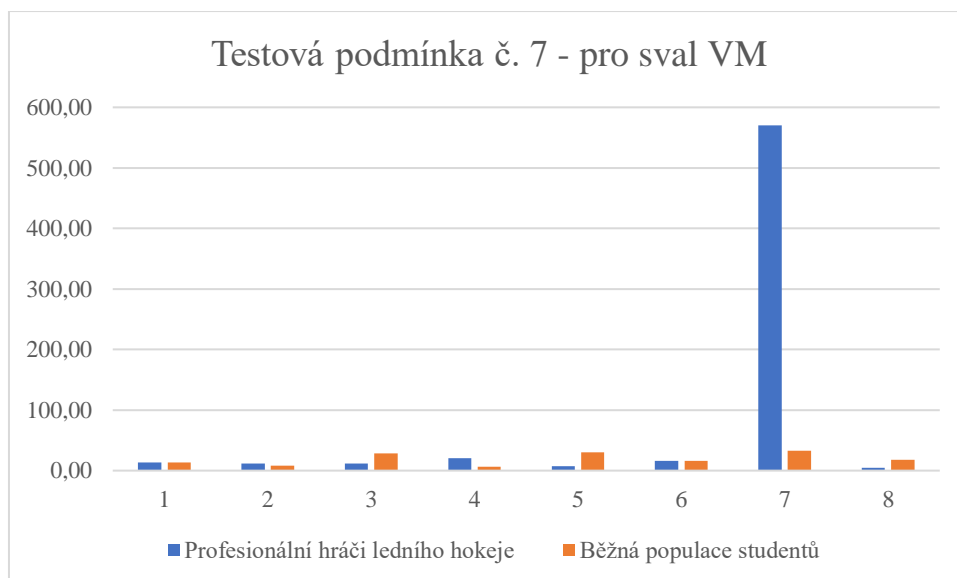
**Příloha 5 – Porovnání průměrné aktivity GM (uV) v testové podmínce č. 6 a 7 u všech probandů**



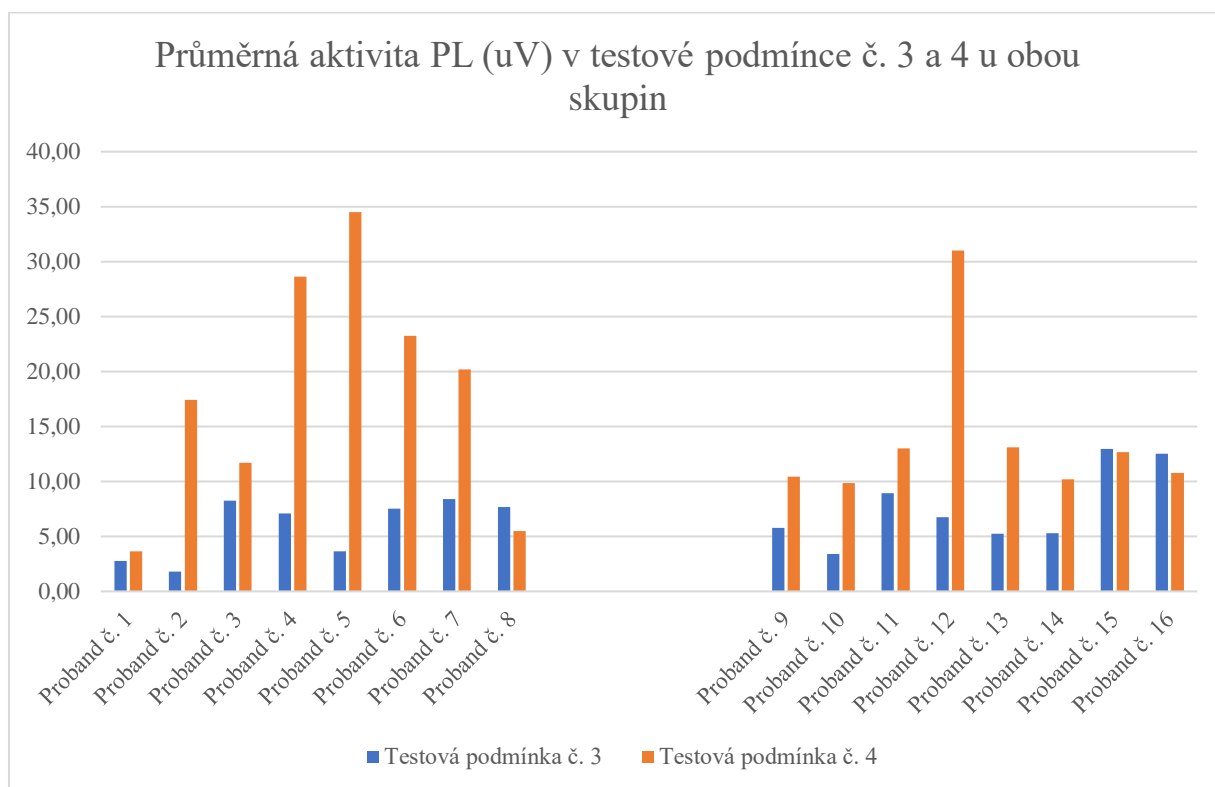
**Příloha 6** – Průměrná aktivita VM (uV) v testové podmínce č. 5 u skupiny profesionálních hráčů ledního hokeje



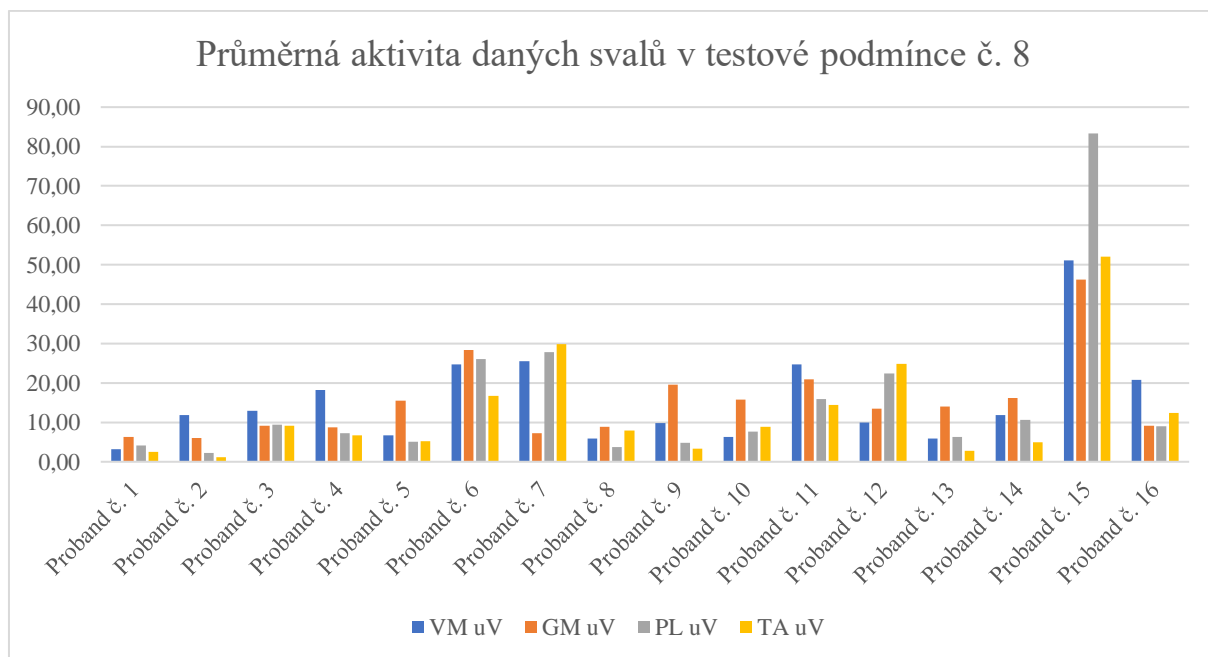
**Příloha 7** – Průměrná aktivita VM (uV) v testové podmínce č. 7 u obou skupin



**Příloha 8** – Průměrná aktivita PL (uV) v testové podmínce č. 3 a 4 u obou skupin



**Příloha 9** – Průměrná aktivita všech svalů (uV) v testové podmínce č. 8 u obou skupin



## Seznam obrázků

<b>Obrázek 1</b> Musculus tibialis anterior, <a href="https://www.kenhub.com">https://www.kenhub.com</a> , 2022.....	11
<b>Obrázek 3</b> Průřez svaly bérce, Netter, 2016, s. 504.....	12
<b>Obrázek 2</b> Začátky a úpony bérce svalů, Netter, 2016, s. 497.....	12
<b>Obrázek 4</b> Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Vařeka, 2002a).....	14
<b>Obrázek 5</b> Umístění elektrod - GM .....	35
<b>Obrázek 6</b> Umístění elektrod - VM, TA a PL.....	35



## **Seznam tabulek**

<b>Tabulka 1.</b> Výsledné p-hodnoty hokejistů s běžnou populací pro testovou podmínku 2 .....	39
<b>Tabulka 2.</b> Výsledné p-hodnoty hokejistů s běžnou populací pro testovou podmínku 3 .....	39
<b>Tabulka 3.</b> Výsledné p-hodnoty hokejistů s běžnou populací pro testovou podmínku 4 .....	40
<b>Tabulka 4.</b> Výsledné p-hodnoty hokejistů s běžnou populací pro testovou podmínku 5 .....	40
<b>Tabulka 5.</b> Výsledné p-hodnoty hokejistů s běžnou populací pro testovou podmínku 6 .....	41
<b>Tabulka 6.</b> Výsledné p-hodnoty hokejistů s běžnou populací pro testovou podmínku 7 .....	41
<b>Tabulka 7.</b> Výsledné p-hodnoty hokejistů s běžnou populací pro testovou podmínku 8 .....	42