

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**

**Fakulta tělesné výchovy a sportu**

**KORIGOVANÝ VIS JAKO KOMPENZAČNÍ PRVEK  
VE FYZIOTERAPII**

Diplomová práce

Autor: Tadeáš Waldmann  
Vedoucí práce: Ing. František Lopot Phd.  
Praha 2017

Prohlašuji, že svou závěrečnou diplomovou práci na téma „Korigovaný vis jako kompenzační prvek ve fyzioterapii“ jsem zpracoval samostatně a uvedl jsem všechny použité informační zdroje a literaturu, ze kterých jsem čerpal. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

Tadeáš Waldmann

.....

## **Evidenční list**

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

Jméno a příjmení:      Fakulta/katedra:      Datum vypůjčení:      Podpis:

---

**Poděkování:**

Tímto bych chtěl poděkovat vedoucímu mé diplomové práce panu Ing. Františku Lopotovi za odborné vedení, cenné rady a čas, který mi věnoval po dobu zpracování této práce. Velké díky patří slečně Mgr. Radce Bačákové, Ph.D za pomoc při získávání a následném zpracování naměřených dat. Dále děkuji panu Davidovi Pánkovi, Ph.D. za vstřícnost a trpělivost. Děkuji také všem dobrovolníkům. A konečně velké díky slečně Mgr. A. J .P. za všeobjímající podporu.

## **Abstrakt**

**Název diplomové práce:** Korigovaný vis jako kompenzační prvek ve fyzioterapii

**Cíle práce:** Hlavním cílem této diplomové práce je pomocí povrchové elektromyografie objektivně porovnat aktivitu vybraných svalů stabilizujících lopatku v korigovaném visu a ve vzporu klečmo.

**Metody:** Jedná se o studii, které se zúčastnilo 9 probandů a jejíž výsledky byly hodnoceny kvantitativně. Věk probandů v době měření byl od 18 do 25 let. Podmínkou pro zařazení do vyšetřovaného souboru je nepřítomnost subjektivních potíží, funkčního omezení, traumatického úrazu, ortopedické vady či onemocnění v oblasti horní končetiny. Všichni probandi byli aktivní sportovci. K získání dat byl využit přístroj pro snímání elektrické aktivity svalů Biomonitor ME 6000 výrobce Mega Electronics Ltd. Získaná data byla zpracována softwarem Megawin. V rámci studie proběhlo jedno měření uskutečněné v laboratoři biomechaniky UK FTVS. Výsledná data byla porovnávána intraindividuálně i interindividuálně.

**Výsledky:** Výsledky ukázaly, že střední a spodní porce m. trapezius je více aktivní v korigovaném visu. Oproti tomu ve vzporu klečmo dochází k větší aktivitě m. serratus anterior. Nižší aktivita horní porce m. trapezius v korigovaném visu nebo vzporu klečmo nebyla uspokojivě prokázána.

**Klíčová slova:** vis, korigovaný vis, vzpor klečmo, povrchová elektromyografie, ramenní pletenec, stabilizace lopatky

## **Abstract**

**Title:** Corrected arm hang as a compensatory element in physiotherapy

**Objective:** The main objective of this master thesis is to measure and compare the level of engagement of muscles stabilizing the scapula during arm hang and supported exercise.

**Methods:** Our study included nine probands whose measurement results were evaluated quantitatively. The age of probands at the time of measurement was from 18 to 25 years. A condition for inclusion in the investigated group was absence of subjective symptoms, functional impairment, traumatic injury, orthopedic defects or diseases of the upper limb. All probands were active athletes. Biomonitor ME 6000 manufacturer Mega Electronics Ltd. was used for recording the electrical activity of the muscles. The obtained data were processed by the Megawin software. All measurements for the purposes of the study took place in the laboratory of biomechanics FTVS UK. The resulting data were compared intraindividual and interindividual.

**Results:** The results demonstrated that middle and lower portions of m. Trapezius is more active in the corrected arm hang. In contrast, the supported exercise leads to greater activity of m. Serratus anterior. Lower activity of the upper portion of m. Trapezius in the corrected arm hang or supported exercise was satisfactorily demonstrated.

**Keywords:** arm hang, supported exercise, surface electromyography, stabilization of the scapula, shoulder girdle

## SEZNAM ZKRATEK

m.	musculus
mm.	musculi
CNS	centrální nervová soustava
C/Th	přechod krční a hrudní páteře
DK	dolní končetina
EMG	elektromyografie
ČR	Česká republika
DNS	Dynamická neuromuskulární stabilizace
HK	horní končetina
HKK	horní končetiny
l. dx.	lateris dextri
l. sin.	lateris sinistri
LNB	leh na břiše
LNZ	leh na zádech
MVC	maximální volní kontrakce
PAS	průměrná aktivace svalu
SEMG	surface elektromyography

# Obsah

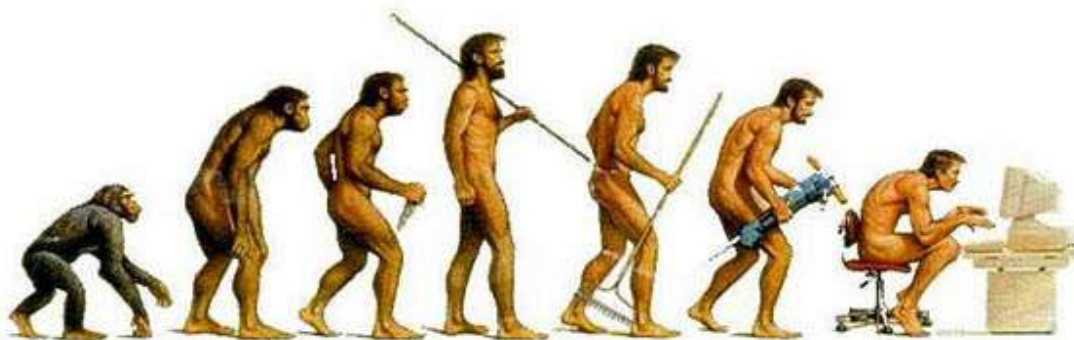
SEZNAM ZKRATEK .....	7
1 ÚVOD.....	10
2 CÍLE PRÁCE.....	12
3 PŘEHLED POZNATKŮ.....	13
3.1 Pletenec horní končetiny.....	13
3.2 Fylogeneze horní končetiny.....	14
3.3 Ontogeneze horní končetiny.....	17
3.3.1 Novorozenecké období.....	17
3.3.2 Čtvrtý až šestý týden života.....	18
3.3.3 Začátek 2. trimenomu.....	18
3.3.4 Polovina druhého trimenomu.....	19
3.3.4 Třetí a čtvrtý trimenom.....	20
3.3.5 Nejvyšší úroveň řízení v ontogenezi.....	21
3.4 Význam lopatky pro pohyb horní končetiny.....	23
3.5 Stabilizace lopatky.....	23
3.6 Svalové řetězce lopatky.....	25
3.7 Patokineziologie v oblasti pletence horní končetiny.....	27
3.7.1 Patokineziologie daná sedavým způsobem života.....	27
3.8 Horní zkřížený syndrom.....	29
3.8.1 Terapeutický postup kompenzace svalové dysbalance typu horní zkřížený syndromu.....	30
3.9 Dynamická neuromuskulární stabilizace.....	31
3.9.1 Obecné principy nácvikových technik.....	31
3.9.2 Cvičení postrálních funkcí ve vývojových řadách.....	31
3.9.3 Opora o horní končetiny v modelu třetího měsíce v leže na břicho.....	32
3.9.5 Opora o horní končetiny ve vzporu klečmo.....	32
3.9.6 Benefity visu.....	33
3.10 Elektromyografie.....	35
3.10.1 Jehlová EMG.....	35
3.10.2 Povrchová elektromyografie SEMG.....	35
3.10.3 Přenos signálu.....	36
3.10.4 Faktory ovlivňující snímaný signál.....	36
3.10.5 Vlastní měření.....	36
3.10.6 Zpracování elektromyografického signálu.....	37



5 METODIKA .....	39
5.1 Základní použitý metodický princip .....	39
5.2 Výzkumný soubor .....	39
5.2.1 Kineziologický rozbor .....	39
5.3 Technika měření, použité nástroje .....	40
5.3.1 HD video kamera .....	40
5.3.2 Povrchová elektromyografie .....	40
5.4 Průběh měření .....	41
5.4.1 Výběr svalů a lokalizace elektrod .....	41
5.4.2 Stanovení maximální volní kontrakce .....	42
5.4.3 Vlastní měření .....	43
5.5 Zpracování a analýza dat .....	45
5.5.1 Příklad výstupu funkce „t – test“ .....	46
6 VÝSLEDKY .....	47
6.1 Proband č. 1 .....	47
6.2 Proband č. 2 .....	48
6.3 Proband č. 3 .....	49
6.4 Proband č. 4 .....	50
6.5 Proband č. 5 .....	51
6.6 Proband č. 6 .....	52
6.7 Proband č. 7 .....	52
6.8 Proband č. 8 .....	53
6.9 Proband č. 9 .....	54
6.10 Korigovaný vis .....	56
6.11 Vzpor klečmo .....	57
7 DISKUZE .....	59
8 ZÁVĚR .....	66
9 ZDROJE .....	68
10 PŘÍLOHY .....	77
10.1 Seznam příloh .....	77
10.1.3 Seznam tabulek a grafů .....	80
10.1.4 Seznam obrázků .....	81
10.1.5 Ukázka EMG záznamu .....	82
10.1.6 Vzor kineziologického rozboru .....	83
10.1.7 Výsledné tabulky z měření „t-testu“ .....	84

# 1 ÚVOD

S vývojem společnosti začíná v porovnání s předchozími roky výrazně převládat sedavé zaměstnání (viz obrázek č. 1), které vede ke vzniku typických svalových dysbalancí a chronickým bolestivým stavům. V pasivním sedu dochází ke kompresi obratlových těl, protrakčnímu držení ramen a předsunutému držení hlavy. Důsledkem je mimo jiné hypertonie horních a insuficience spodních fixátorů lopatek. Je pravdou, že současná populace si problémy uvědomuje a snaží se do svého denního programu zahrnout pravidelné pohybové aktivity nejčastěji formou cvičení. Je však třeba podotknout, že většina cvičebních programů předpokládá správné fungování kosterně svalového aparátu a pokud tomu tak není, přestává se jejich jinak pozitivní účinek projevovat. Navíc málokteré cvičební programy vysloveně pracují s výše zmíněným problémem.



Obrázek č. 1: Fylogeneze s nadsázkou. Dostupné z [://www.reznak.cz/image/evoluce-clovek/](http://www.reznak.cz/image/evoluce-clovek/)

Vedle současné populace v produktivním věku cca 20 – 40 let, pro kterou platí výše uvedené, je zde velké procento pracujících a seniorů, kteří si problémy se zmíněnou oblastí nesou již roky z doby, která význam pravidelných pohybových aktivit a kompenzačních cvičení podceňovala. Jedná se proto o důležitou problematiku.

Praktickým využitím této práce bude objektivizace zapojení svalů během polohy korigovaného visu a vzporu klečmo a jejich využití pro kompenzaci typického vadného držení těla, které můžeme pojmenovat horní zkřížený syndrom.

Ve visu za horní končetiny dochází k přirozené trakci ramenního kloubu i páteře. Při dlouhodobějším praktikování je možno cítit trakci až do kotníků. V opoře jsou přirozeně zapojovány svaly stabilizující lopatku a trup. Vis i opora o horní

končetinu, pokud jsou provedeny správně, aktivují spodní fixátory lopatek a zapojují je do funkce v globálním pohybovém vzoru.

Kvalitně provedená opora a vis jsou elementárním prvkem pro správné provedení základních cvičení pro horní končetinu. Pokud lidé v posilovnách cvičí „overhead“ cviky, pak jsou to většinou shyby. Jestliže člověk neumí viset na hrazdě, pak nelze kvalitně provést shyb. Nejrozšířenějším cvikem v opoře je klik, pokud není kvalitně zvládnuta samotná opora o horní končetinu, pak není možné technicky správně provést klik. Problémem je, že člověk do posilovny nedochází primárně proto, aby zlepšil funkci, ale aby tělo esteticky zkrášlil. Vis ani opora v krátkém časovém horizontu nezpůsobí kýženou hypertrofii kosterní svaloviny.

## 2 CÍLE PRÁCE

Cílem práce je pomocí povrchové elektromyografie objektivizovat aktivitu vybraných svalů stabilizujících lopatku v poloze korigovaného visu a v poloze vzporu klečmo.

Tohoto vytyčeného cíle bude dosaženo v několika krocích:

1. Shromáždění souvisejících teoretických podkladů
2. Rešerše souvisejících studií
3. Návrh a provedení vlastních experimentů
4. Vyhodnocení, interpretace a diskuse výsledků práce

První dva míněné body budou zpracovány v úvodních kapitolách práce, jejichž úkolem bude shrnout poznatky týkající se horní končetiny a jejího zapojení do svalových řetězců, včetně popisu fylogeneze a ontogeneze. Dále bude zmíněno v soudobé odborné literatuře dohledatelné zapojení svalů pletence ramenního ve zkoumaných polohách.

Druhé dva zmíněné body vytvoří základ navazujících kapitol, ve kterých bude navržen vlastní experiment pro získání objektivních dat o EMG aktivitě zapojených svalů v korigovaném visu a v poloze vzporu klečmo. Získaná data budou porovnána intraindividuálně a interindividuálně.

V závěru práce proběhne diskuse nad výsledky měření a budou rovněž zhodnoceny možnosti jejich využití ve fyzioterapeutické praxi.

## 3 PŘEHLED POZNATKŮ

### 3.1 Pletenec horní končetiny

Horní končetina (dále jen HK) je pro člověka hlavním orgánem pro úchop a manipulaci. K jejímu správnému fungování je nutná stabilita axiálního aparátu. Pletenec ramenní, je spojovacím článkem mezi hlavou, páteří a HK. Nachází se zde mnoho proprioceptorů a silná aferentní signalizace (Véle, 2006). Toto skloubení je vystavováno tlakové i tahové zátěži, která je ve fyziologických hodnotách absorbována. Dolní končetina (dále jen DK) je přizpůsobena převažujícímu tlakovému zatížení, zatímco pletenec HK hlavně k zatížení tahovému. Větší míra tahové zátěže napíná pouzdro sternoklavikulárního skloubení, tato proprioceptivní aference reflexní cestou aktivuje musculus (dále jen m.) pectoralis minor a m. trapezius. Tlakové zatížení směřuje do fossa glenoidalis a dále do prvních žeber.

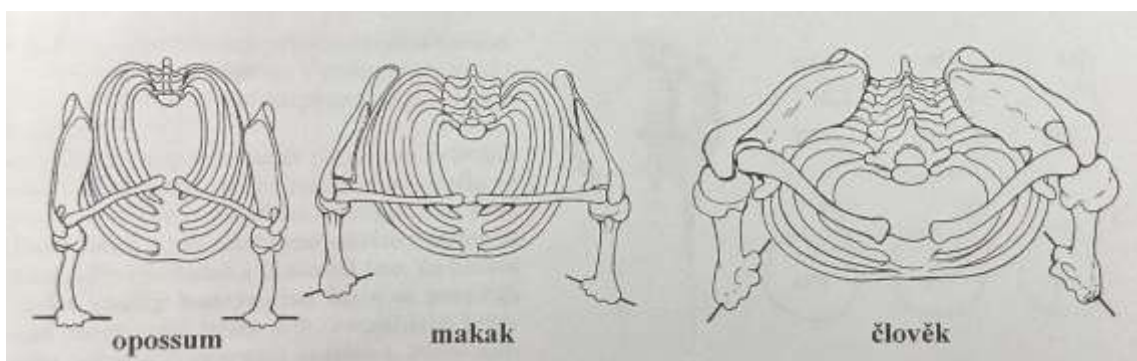
Vlastnosti správně fungujícího ramenního kloubu je velká míra mobility spolu s co nejlepší stabilitou. Stabilita dorzální strany lopatky je zajišťována vylučně dynamickými stabilizátory – svaly, jejichž sebemenší dysbalance se projevuje ve funkci celého pletence (Peat, 1986, Pink, 1991). Jakýkoli pohyb v rameni je kooperací všech struktur pletence. Jde o kombinaci kluzných, posuvných a rotačních pohybů všech artikulujících ploch ramenního kloubu (Michalíček, Vacek, 2014).

Rameno je nejpohyblivějším kloubem v lidském těle. Dovoluje pohyb ve třech rovinách prostoru kolem tří hlavních os, což je předpokladem pro provedení mnoha funkčních pohybů, jako například: nesení, zvedání, tlačení, umíst'ování, podávání atd. (Kapandji, 1982, Perry et al., 2001)

V dospělosti HK přestává být využívána k lokomoci, díky čemuž nejsou posilovány původní svalové řetězce rozvíjené v prvním roce života. Nedostatek tohoto pohybu spolu s dominující posturou moderního člověka – sedu, může být příčinou vertebrogenních potíží. Lokomoce skrze HK se objevuje alespoň v určitých sportech, jako například v plaveckých technikách kraul a znak, ve sportovní gymnastice nebo sportovním lezení (Colwin, 2002). Rozdílem v lidské lokomoci skrze pletenec ramenní od lokomočního vzoru primátů je, že u primátů se lokomoce odehrává v pasivním závěsu v kořenovém svalstvu HK, zatímco u lidí v aktivním závěsu s pevnou oporou (Vojta, Petters, 1995).

### 3.2 Fylogeneze horní končetiny

Horní a dolní končetiny se svým původem a morfologií příliš neliší. Vyvinuly se z párových břišních a hrudních ploutví. Nynější rozdíly ve tvaru a stavbě vyplývají z jejich rozdílné funkce (Dylevský 2009). Párové prsní ploutve sloužily ke stabilizaci a udržování rovnováhy, nikoliv k lokomoci. Přední ploutve sloužící lalokoploutvým rybám k udržení přední poloviny trupu včetně hlavy nad vodní hladinou byly v prostředí vysychajících mělkých bahnitých vodních ploch nezbytností (Lebedev, 1997).



Obrázek č. 2: Vývoj pozice lopatky. (Krobot et al., 2004)

Unikátní volné napojení pletence přední končetiny k axiálnímu systému se vyvinulo přibližně před 370 miliony lety. Lopatkový pletenec se osamostatnil od lebky a začala se vyvíjet samostatná krční páteř. Největší změnou na lopatce byl přesun scapulocoracoidu z vývojově primitivní polohy „vedle páteře, dorzálně za lebku“ více kaudálně a laterálně na ventrální stěnu thoraxu, což odstartovalo kaskádu následujících evolučních změn v orientaci a morfologii dlouhých kostí a kloubů. Hlavně se ale začal budovat svalový závěs lopatky – zcela unikátní příkloubení končetiny na páteř (Krobot, Míková, Bastlová 2004). Došlo k rozšíření fossa infraspinata, což umožnilo zvýšení efektivity svalů spojujících axiální prostor s fossa glenoidale, hlavně m. teres minor a m. Infraspinatus, coby zevní rotátory a depresory kosti pažní. Dalšími změnami na svalovém aparátu bylo dvojnásobné zvětšení m. deltoideus, jehož úpon na kosti pažní se posunul distálně a sval tak získal více mechanické síly pro pohyb ramenního kloubu. M. biceps rozšířil svůj začátek tuberculum supraglenoidale také na processus coracoideus. Z nediferenciovaných svalových vláken mezi žebry, transversálními výběžky obratlů a lopatkou se utvořily

m. serratus anterior, muscoli (dále jen mm.) rhomboidei, m. levator scapulae a m. trapezius (Rockwood, 2006).

Pletenec ramenní se začal vyvíjet zcela odlišně od výrazně méně pohyblivého pletence pánevního. Vyvinul se kloub umožňující enormně volný pohyb. Hlavním kritériem se stala dynamika kloubního spojení. Mechanická pevnost humeroskapulárního kloubu byla ztracena ve prospěch pohyblivosti. Centrace a funkční stabilita pletence už nezávisí pouze na vzájemné kongruenci kloubních ploch, ale zejména na vazivových a svalových strukturách. Tím je dosaženo dostatečného rozsahu pohybu a zároveň je při dopadu či doskoku na přední končetinu efektivně absorbována mechanická energie (Krobot et al., 2004). Lopatka není ve schématu těla obratlovců přímo spojena s páteří, její fixace k trupu probíhá vždy především skrze svalový závěs (Dylevský, 2007).

Vývoj pletence ramenního úzce souvisí s vývojem axiálního aparátu. Šimpanz má jen jednu kyfotickou křivku, oproti tomu pro dnešního člověka je charakteristická napříměná páteř s dvojitým lordokyfotickým zakřivením. Ke změnám došlo také v morfologii žeber a jejich artikulace s hrudními obratli. Žebra jsou dnes u dospělého jedince vždy nad úrovní hrudních obratlů. Odlišný od primátů je také svalový závěs lopatky. Například úpon m. deltoideus se ve fylogenezi dostává distálněji od osy otáčení (Jungers 1994), což přineslo zvýšení rozsahu, rychlosti a kooordinovanosti pohybu. Délka HK se zkracovala. K těmto změnám došlo spolu s napříměním páteře a anteroposteriorním oplošťováním hrudníku (Ashton, Oxnard, 1994). Zvětšovala se plocha lopatky, která se posouvala směrem k pánevnímu pletenci a mediálně k hrudní páteři (Roberts 1974). Evolučně nejmladšími změnami jsou potom prodloužení klavikuly a výraznější prominence acromia (Krobot, 2004).

Původní funkcí HK je lokomoce. Ta byla v moderním vývoji Homo sapiens sapiens upozaděna ve prospěch schopností uchopovacích a manipulačních, odehrávajících se převážně v otevřených kinematických řetězcích. Jde o prakticky výhradně lidskou, vývojově mladou funkci. Tato změna nastala po vzpřímení do bipedální lokomoce (Mayer, Smékal, 2005). Z končetiny nosné sloužící k opoře a pohybu se stala končetina uzpůsobená pro manipulaci s předměty. Nicméně její lokomoční schopnosti zůstaly zachovány alespoň v některých fázích lidské ontogeneze (Palastanga & Soames, 2012). Neuromotorická kontrola pletence zásadně souvisí

s řízením funkce ruky. Celý program je vývojově mladý, často dochází k poruchám. Klíčovou schopností pro hladký chod je neustálé, dynamicky se měnící centrované postavení kloubů. Nemluvíme pouze o HK, ale i o správném nastavení a funkčnosti atlantookcipitálního skloubení, krční páteře, přechodu krční a hrudní páteře (C/Th) a přechodu hrudní a bederní páteře postavení lopatek a žeber a stability těla jako celku (Mayer, Smékal, 2005).

Úchop, manipulace a komunikace jsou dnes nejčastější funkcí HK u dospělých jedinců. Stále větší podíl práce HK pak připadá na manipulaci velmi jemnou a přesnou jakou je například práce s kurzorem myši nebo práce s chytrým telefonem. HK o svoji lokomoční funkci nepřichází, ta je pouze „překryta“ manipulační a úchopovou funkcí (Vojta, Petters, 1995). Výkonným aparátem obratné motoriky jsou distální svaly horních končetin provádějící manipulaci ve spolupráci s kořenovými a axiálními svaly. Aktivita posturálního svalstva vytváří výchozí bázi a předchází samotnému pohybu. Spuštěný pohyb doprovází a zakončuje (Véle, 2006).

U posturálně lokomočního aparátu jsou pohybové funkce téměř symetrické. Funkční stranové rozdíly lze rozlišit na dolních končetinách a podle Jirouta (2004) i na axiálním svalstvu. V obratné hybnosti horních končetin je však stranové rozlišení a tím i funkční asymetrie vždy jasně znatelná. Při manipulaci má jedna končetina úlohu vedoucí a druhá podpůrnou (Véle, 2006). Stranová asymetrie se projevuje laterální dominancí a preferencí. Lateralita je nejznatelnější u rukou, avšak lze ji pozorovat i ve funkci nohou, uší, očí, mimiky (Vařeka 2001). Nejedná se o výhradně o lidský rys, několik publikací hovoří o lateralitě u zvířat, např. u opic, koček, myší, kytovců, ptáků i ryb (McGrew, Marchant, 1992).



### 3.3 Ontogeneze horní končetiny

Člověk se narodil od zvířat rodí centrálně a morfologicky výrazně nezralý. Teprve během vývoje zraje centrální nervová soustava (dále jen CNS) a postupně dochází k vědomé aktivaci svalů, která vede k posturálně lokomočním funkcím. HK si musí projít několika úrovněmi řízení, aby byla schopna precizních pohybů jak hrubé tak jemné motoriky (Kobesová, Kolář, 2012).

#### 3.3.1 Novorozenecké období

Během novorozeneckého stadia nemá dítě vědomou kontrolu nad svým tělem. Nemá žádnou opěrnou bázi, spíše takzvanou úložnou plochu. Převládá asymetrické držení těla. Ramenní kloub je držen v protrakci a vnitřní rotaci, lopatka v elevaci, loket a zápěstí ve flexi, je přítomna ulnární dukce a palec je držen ostatními prsty v dlani (Kolář, 2009, 2015). Toto držení převládá, ale není statické. Dítě provádí takzvané holokinetické pohyby celého těla. Pohyby jsou elegantní a probíhají variabilní rychlostí a amplitudou až do konečků prstů. Palec se alespoň na chvíli uvolní z flekčního sevření ostatních prstů (Prechtl, et al., 2008). Horní končetiny se pohybují ve frontální rovině, zaujímajíc takzvané „držení ucha od hrnce“ (Vojta, Peters, 2010). Řízení probíhá především na spinální a kmenové úrovni. Můžeme tedy vyvolat pohyb na základě primitivních reflexů. Horních končetin (dále jen HKK) se týká úchopový reflex, který vyvoláme mimovolně na základě propioceptivní a taktilní stimulace. Po tlaku do středu dlaně dítě sevře prsty a uchopí předmět (palec), (Kolář, 2009, 2015). „Reflex je tak silný, že dítě po zavěšení na hrazdu dokáže samostatně viset“ (Kolář, 2016). Teprve s nástupem stereognozie ruky v období 3. až 4. měsíce věku, počínaje ulárně a následně radiálně, mizí úchopový reflex HK a dítě je schopno uchopit předmět vědomě. Na spinální a kmenové úrovni můžeme vyvolat v novorozeneckém stadiu také Moroův reflex, kdy úlek vyvolá extenzi a abdukci horních končetin a následně jejich flexi a addukci. Reflex je inhibován nástupem vyšších úrovní řízení přibližně ve třetím měsíci života (Kolář, 2009, 2015).

### 3.3.2 Čtvrtý až šestý týden života

Po ukončení novorozeneckého období nastupují posturální funkce řízené na subcortikální úrovni. V průběhu 4. až 6. týdne dochází k symetrizaci těla a k první opoře o HK, konkrétně o předloktí. Podmínkou je vyvážená koaktivace svalů s antagonistickou složkou, tedy synchronní spolupráce flexorů a extenzorů, adduktorů a abduktorů a vnitřních a zevních rotátorů. Fylogeneticky, respektive ontogeneticky mladší svaly se začínají více uplatňovat ve stabilizační funkci držení těla. V oblasti ramenního kloubu jsou to zevní rotátory a abduktory. Tyto fázické svaly mají formativní vliv na morfologii a regionální parametry skeletu (Kolář, 2002). Tahem svalů se mění postavení kloubní jamky glenoidu, která u novorozence směřuje ventrálně a postupně se orientuje více laterálně, až po uzrání skeletu svírá se sagitální rovinou 30 stupňů. Současně se zmenšuje torzní úhel krčku humeru přibližně o 40 stupňů (Michalíček, Vacek, 2014). Zráním CNS a postupným zapojováním svalů do funkce se také mění postavení lopatky, která kopíruje fylogenezi a sestupuje po hrudním koši více kaudálně. Automaticky se zapojuje m. trapezius pars ascendens a m. serratus anterior. Zapojením dolní porce pilovitého svalu, v koordinaci se zevními rotátory a abduktory ramenního kloubu, se dolní úhel lopatky posouvá zevně. Schopnost zajistit polohu lopatky v depresi a spodním úhlem fixovaným na hrudníku laterálně je záležitost čistě lidská a představuje z vývojového hlediska nejnovější pozici (Kolář, 2002). V poloze na zádech je pro toto období typický posturální vzor "šermíře", ve kterém můžeme charakterizovat uvolnění novorozeneckého držení. Hlava je rotovaná na jednu stranu a na čelistní straně je HK v abdukci a až 90 stupňové zevní rotaci, loket je v extenzi, předloktí v supinaci a palec je již uvolněný z flekčního držení prstů (Kolář, 2009, 2015). V poloze na zádech opouštějí paže frontální rovinu a s uzráváním flexorů a adduktorů ramenního kloubu se pohyby dostávají do roviny sagitální (Kobesová, Kolář, 2012).

### 3.3.3 Začátek 2. trimenomu

Dalším mezníkem v lidské ontogenezi je období 3,5 měsíce. Dozrává autochtonní muskulatura a v celém svém rozsahu, od týlní kosti až po křížovou kost, je vyvážená svalová aktivita s flexory osového skeletu. Nazýváme to sagitální stabilizací trupu. Ta je podmínkou pro vyváženou koaktivaci antagonistických svalových skupin a jak na páteři tak na kořenových a periferních kloubech dochází

k funkčně centrovanému držení kloubních plošek (Kolář, 2002). Díky tomu je v tomto období dokončena první symetrická centrovaná opora v poloze na břicho, opora o loket - loket - symfýzu. V poloze na zádech je dítě schopno prvního cíleného úchopu HK. Jak již bylo zmíněno, vědomý úchop jde ruku v ruce s rozvojem stereognozie ruky. Senzorická percepce je prerekvizitou pro motorickou funkci. Dítěti je umožněno účelově uchopit hračku nejdříve z laterální strany a to v ulnární dukci. S rozvojem vnímání dlaně v oblasti thenaru je schopno přibližně v polovině 2. trimenonu uchopovat také radiálně (Kobesová, Kolář, 2012), (Kolář, 2009, 2015).

### **3.3.4 Polovina druhého trimenonu**

V polovině druhého trimenonu je pro dítě v poloze na břicho charakteristická asymetrická opěrná báze ve tvaru trojúhelníku - loket a spina iliaca anterior superior na jedné straně a epicondylus medialis femoris na straně opačné (Kolář, 2015). Těžiště se přesouvá na stranu opěrné HK (Kolář, 2009). „V této posturální situaci zesílí všechny stabilizační prvky v pletenci ramenním.“ (Čápková, 2008). Dochází k diferenciaci náročné a opěrné funkce HK, zatím však bez lokomoce. Dítě se zapře o loket jedné strany a o mediální epikondyl femuru druhé strany a díky tahu svalů distálně k opěrným bodům a sagitální stabilizaci trupu je umožněna fázická funkce volné HK. V poloze na břicho se dítě postupně dostává do takzvaného druhého patra, tedy z opory o loketní klouby se nejprve vzepře v pátém měsíci do opory o kořen ruky a následně v šestém měsíci se již opírá o celé dlaně s otevřenými prsty na podložce (Kolář, 2009, 2015).

Vleže na zádech se souběžně rozvíjí schopnost fázické funkce HK. Na základě emočního popudu sahá dítě po hračce ve střední rovině a v patém měsíci je schopno sáhnout i přes střední rovinu. Následně navazuje otáčení ze zad na břicho, které je dokončeno na konci 6. měsíce. Otáčení probíhá ipsilaterálním vzorem, kdy homolaterální končetiny jsou opěrné a kontralaterální jsou náročné (Kolář, 2009, 2015). Při fyziologickém vývoji kojence se otáčení zúčastní dva šikmé břišní řetězce. První řetězec rotuje pánev ve směru opěrné HK a druhý řetězec rotuje horní polovinu těla a vede ke vzpřímení na rameni. Podmínkou je ovšem antagonistická synergie autochtonního svalstva (Kolář, 2002).

### 3.3.4 Třetí a čtvrtý trimenom

První lokomoční funkce horních i dolních končetin se vyvíjí z polohy na břiše v průběhu sedmého měsíce života. Dítě se dostává do polohy na čtyřech. Opěrné a nákročné končetiny dítě používá kontralaterálně. Během vzpřímení se pohybuje lopatka, respektive trup, vůči pažní kosti a tah svalů je distálně směrem k opěrnému bodu. Na nákročné HK se naopak pohybuje humerus vůči trupu a tah svalů je proximálně. Podmínkou biomechanicky ideálního vzpřímení je vyvážená stabilizace lopatek. Pánev je stabilizovaná nitrobřišním tlakem a zádovými svaly. V osmém měsíci života dovede dítě uchopit v poloze na čtyřech hračku a následně v devátém měsíci se naučí dovednosti lezení na čtyřech.

Z pozice na zádech se dítě přetočí do šikmého sedu a používá HK v opoře ve frontální rovině. V sedmém měsíci se opírá o předloktí a na přelomu druhého a třetího trimenomu se již svede opřít o celou otevřenou dlaň. S dovedností šikmého sedu se rozvíjí schopnost opozice palce a pinzetového úchopu. V tomto období se dítě dokáže přes oporu o HK přesunout dopředně do polohy na čtyřech a opačně do polohy vzpřímeného sedu. Děje se tak ipsilaterálním vzorem pohybu. V sedě si pak dokáže v 8. měsíci sáhnout pro hračku s flektovanou HK kolem  $100^\circ$  a v 9. měsíci již v úhlu větším než  $120^\circ$ .

Během čtvrtého trimenomu s rozvojem vertikalizace do stoje začnou dominovat dolní končetiny v opěrné funkci a horní končetiny ve fázické funkci. Dítě si postupně najde několik cest, jak se může dostat do stoje. Z polohy na čtyřech si například unoží jednu dolní končetinu do polohy trojnožky (tripodu), následně se přesune do hlubokého dřepu a vytáhne se do stoje. Nebo může z polohy na čtyřech (případně z šikmého sedu) přejít do vzpřímeného kleku, jednou nohou si nakročí a s oporou o kontralaterální dlaň se opět vzpřimuje do stoje.

Po vertikalizaci do stoje je dítě připraveno na chůzi. Ranná chůze se odehrává ve frontální rovině za kooperace horních končetin v opěrné funkci. Samostatná chůze v prostoru následuje mezi 12. a 14. měsícem věku. Od této chvíle je HK využívána k lokomoční funkci sporadicky a začne být využívána hlavně k manipulačním úkonům (Kolář et al., 2009, 2015).

### 3.3.5 Nejvyšší úroveň řízení v ontogenezi

S motorickým učením se nám vyvíjí pohybové schopnosti pod taktovkou nejvyšší úrovně řízení – pod kortikální kontrolou. Abychom měli fyziologický vývoj během ontogeneze, měli dobré držení těla, psali měkkce tužkou nebo udělali kotoul, je potřeba mít vyzrálé gnostické funkce a správně integrovat multisenzorické podněty. Dobře vnímat a zpracovávat informace jednak z proprioceptorů, tak z exteroceptorů a senzoričtých systémů, je krucální k tomu, abychom dobře vnímali své tělo a dokázali ho cíleně ovládat. Pod nejvyšší úroveň řízení spadá schopnost izolovaného pohybu, segmentální relaxace svalů, ale také anticipace pohybu a adekvátní reakce jedince na podnět. Jakmile je tato úroveň kortikálního zpracování porušena, dochází často k různým poruchám typu vývojové dyspraxie, centrální koordinační poruchy nebo vadného držení těla (podrobně rozepsáno v kapitole 2.7 Patokineziologie v oblasti pletence ramenního), (Kobesová, Kolář, 2012). V tabulkách č. 1 – 2 (strana č. 21 a 22) jsou stručně zaznamenány mezníky v opoře o horní končetiny a o jejich úchopových dovednostech v průběhu fyziologické ontogeneze.

Věk dítěte	Opora horních končetin
novorozenec	žádná
4. – 6. týden	distální předloktí (+ břicho)
3,5 měsíce	lokty (+ symfýza)
4,5 měsíce	loket (+ spina iliaca anterior a med. epikondylus femuru)
5 měsíců	kořen ruky (+ ventrální plocha stehen)
6 měsíců	otevřené dlaně (+ ventrální plocha stehen)
7 měsíc	opora o dlaně na čtyřech
7,5 měsíce	šikmý sed s oporou o předloktí
12 měsíců	tripod

Tabulka č. 1: Mezníky v opoře horní končetiny v průběhu ontogeneze.. LNZ = leh na zádech, LNB = leh na břiše. (Kolář, et al., 2009, 2015)

Věk dítěte	Úchop horní končetinou
novorozenec	žádný, globální celým tělem
6. - 8. týden	žádný, globální celým tělem
3,5 měsíce	LNZ: laterální v ulnární dukci
4,5 měsíce	LNB: s oporou o loket a mediální kondyl femuru LNZ: laterální v radiální dukci
5. měsíc	LNZ: přes střední rovinu
6. měsíc	LNB: s oporou o dlaň
8. měsíc	sed: flexe HK 100°, šikmý sed s oporou o dlaň: pinzetový úchop
9. měsíc	sed: flexe HK více než 120°, úchop v opoře na čtyřech

**Tabulka č. 2: Mezníky v úchopu horní končetinou v průběhu ontogeneze.** LNZ = leh na zádech, LNB = leh na břiše. (Kolář, et al., 2009, 2015)

### **3.4 Význam lopatky pro pohyb horní končetiny**

Pro správnou funkci HK je zásadní stabilita skapulothorakálního skloubení, která vychází z vyvážené funkce okolního svalstva. Dysbalance této muskulatury se v malé míře odrazí na kinematice lopatky, ve velké míře se však projeví na stabilizaci celého pletence a pohybu HK. Tato instabilita, často vedoucí k přetěžování určitých svalových skupin, tvoří predispozici pro zranění (Ogston, 2007). Stabilita lopatky je zásadní během jakéhokoli pohybu HK, zejména při pohybu do abduckce nebo flexe nad 90 stupňů (Illyés 2006).

Další funkcí lopatky je přenos kinematické energie z periferie do trupu a obráceně, přenos síly je tím efektivnější, čím centrovanejší je kloubní spojení. Pokud je lopatka stabilní, celá paže rotuje okolo centrovaného glenohumerálního a skapulothorakálního skloubení (Voight et al., 2000).

### **3.5 Stabilizace lopatky**

Statickou i dynamickou stabilizaci lopatky zajišťují tři systémy, a to statické stabilizátory (kapsuloligamentózní tkáně), dynamické stabilizátory (muskulotendinózní struktury – hlavně svaly lopatky a rotátorové manžety) a propiocepční aference z těchto struktur (Michalíček, Vacek, 2014).

Ideální poloha lopatky je v mírné zevní rotaci a retrakci. Takové nastavení umožňuje správnou funkci okolních svalových skupin. Lopatka v této poloze tvoří stabilní bazi pro začátky svalů rotátorové manžety (Kibler, 2010). Stabilní základnu pro svaly rotátorové manžety musí lopatka tvořit i během pohybu paže. Koordinace pohybu mezi humerem a lopatkou je pro tento region klíčová.

Zásadní funkci v centraci hlavice humeru hraje manžeta rotátorů, která je nutná pro ideální nastavení kloubní jamky vůči kosti pažní, ovšem neméně důležitá je dynamická aktivita svalů stabilizujících lopatku (Lugo et al., 2008).

Funkční dynamická stabilizace lopatky je z hlediska vývojové kinziologie neopominutelná, protože je základem jakéhokoliv pohybu HK. Dynamická stabilizace lopatky spočívá v přesné koaktivační práci antagonistických svalových skupin. Pro abdukčně addukční stabilizaci spodního úhlu lopatky je důležitá koaktivace

mm. rhomboidei a kaudálních vláken m. serratus anterior. Střední část vláken m. serratus anterior a m. trapezius pars transversa je zodpovědná za stabilizaci lopatky v rovině frontální. a z hlediska kraniokaudálního postavení zajišťuje stabilizaci koaktivace kaudálních vláken m. serratus anterior a m. trapezius, společně s m. levator scapulae, m. pectoralis minor a m. omohyoideus (Čápková, 2008).

Schopnost aktivního držení lopatky v depresi a fixace jejího kaudálního okraje k hrudníku je z hlediska ontogeneze nejmladší polohou lopatky i ramenního kloubu. Svaly udržující tuto polohu snadno podléhají inhibičním procesům (Kolář, 2001).

Lindman (1990) považuje za důležité pro stabilizaci lopatky především kooperaci horních a dolních vláken m. trapezius s m. serratus anterior. Spodní část m. trapezius je histologicky (vzhledem k enzymatické a metabolické aktivitě svalových vláken) vhodnější pro stabilizaci lopatky, horní část se uplatňuje spíše při pohybu lopatky.

Rovnováha silové aktivity m. trapezius a m. serratus anterior zabraňuje posunu lopatky kraniálně, pomáhá klopit lopatku dorzálně, přispívá k optimalizaci kongruence artikulačních ploch a zvětšováním dostupného subakromiálního prostoru pod korakoakromiálním obloukem brání vzniku impigementu syndromu (Bagg, Forrest, 1986).

Dalším významným činitelem pro dynamickou stabilizaci ramenního plentece je funkční vztah dolní části m. subscapularis a m. serratus anterior. Narušení této spolupráce se může projevit například anterosuperiorním posunem hlavice humeru při pohybu paže do elevace (Mayer, Smékal, 2005).



### 3.6 Svalové řetězce lopatky

Svalový řetězec vzniká spojením několika svalů nebo svalových smyček, které jsou propojeny fasciálními, šlachovými i kostními strukturami. Svalová smyčka je skupina dvou svalů upínajících se na dvě pevná místa (puncta fixa), mezi nimiž je “dynamicky” zavěšen pohyblivý segment (punctum mobile). Spojením svalů do jednoduchých smyček či složitějších řetězců dochází k integraci jejich funkce (Véle, 2006). HK je tvořena jednotlivými komponentami fungujícími jako celek, proto bychom její funkci měli chápat jako funkci jednoho složitého celku (Brügger, 1993).

HK se při pohybu opírá o pevnou oporu lopatky, jejíž pohyb a stabilizaci zajišťují čtyři svalové smyčky mezi lopatkou a trupem.

1. smyčka pro addukci a abdukci lopatky: mm. rhomboidei – m. serratus anterior
2. smyčka pro depresi a elevaci lopatky: m. trapezius horní část a m. levator scapulae - m. trapezius spodní část
3. smyčka pro depresi a elevaci ramene: m. pectoralis minor - m. trapezius horní část
4. smyčka fixující lopatku: m. trapezius střední část- m. serratus anterior. Fixuje lopatku jejím přitlačením k hrudníku v kooperaci s m. latissimus dorsi.



Obrázek č. 3: Zkřížený dlouhý řetězec trupu. (Myers, 2009)



Obrázek č. 4: Spirální linie. (Myers, 2009)



Obrázek č. 5: Spirální linie, pohled z boku. (Myers, 2009)

Popsané svalové smyčky lopatky se funkčně važí na globální svalové řetězce, které Véle (2006) zmiňuje jako zkřížené dlouhé řetězce trupu. Rozlišuje řetězec přední strany a zadní strany, oba jdoucí od humeru jedné strany přes trup na koleno druhé strany. Funkční poruchy HK se tak mohou řetězit na trup, pánev, dolní končetinu a opačně (Véle, 2006). Myers (2009) popisuje podobný globální svalový řetězec jako „spirální linii“ obtáčející tělo ve dvojité spirále. Toto řetězení spojuje obě strany lebky v křížení v oblasti C/Th přechodu a pokračuje skrze rhombické svaly a serratus anterior do šikmých břišních svalů. V oblasti umbilicu dochází ke křížení sagitální roviny a řetězec pokračuje dále do DKK. Funkční nedostatečnost této spirály vede k laterálním a rotačním posunům tělesných segmentů (Myers, 2009).

### **3.7 Patokineziologie v oblasti pletence horní končetiny**

Základem pohybové nedostatečnosti v této oblasti jsou ve většině případů drobné funkční odchylky ve funkci svalů stabilizujících lopatku. Tyto odchylky mohou vznikat například v důsledku traumatu svalové tkáně nebo kloubní patologie. Funkční nedostatečnost stabilizačních svalů může vést ke změně polohy lopatky, nesprávnému scapulohumerálnímu rytmu a tím k dysfunkčnímu rameni (Kamkar, Irrang, Whitney, 1993).

Bolestivé postižení pletence ramenního je pro 1 % ambulantně ošetřených pacientů důvodem k návštěvě lékaře. U manuálně pracujících pacientů je incidence 14 – 18 %. Reálný výskyt těchto symptomů bude ještě vyšší, protože funkční poruchy ramene tvoří 90 % veškerých poruch ramenního pletence (Michalíček, Vacek, 2014). Nejčastěji dochází ke zranění ramene při sportovní aktivitě, kdy sportovec provádí nestandardní pohyby za vynaložení velké síly na okrajích kloubního rozsahu, zatímco stabilizace pletence je nedostatečná. Nestabilní lopatku nacházíme u 68 % lézí rotátorové manžety a u 100 % glenohumerálních nestabilit (Warner, Micheli et al., 1992, Kibler, 1998). Mezi nejčastěji oslabené stabilizátory lopatky patří: m. rhomboidei, m. serratus anterior, horizontální a spodní porce m. trapezius (Pink, Perry, 1996, Janda 1988, Hammer 1999).

Na stabilitu lopatky má vliv také fyzické vyčerpání. Svalová únava snižuje propriocepci. Snížená aference potom zhoršuje funkci dynamických stabilizátorů, čímž se snižuje koordinace a stabilita celého pletence (Carpenter et al., 1998), (Voight et al., 1996).

#### **3.7.1 Patokineziologie daná sedavým způsobem života**

V průběhu lidské ontogeneze je lokomoční schopnost HK nahrazována schopností úchopovou a manipulační. Tato schopnost je výlučně lidskou vlastností. Výhody manipulačních dovedností HK jsou vykoupeny častými bolestivými patologickými stavy danými chronickým přetěžováním. K tomu dochází při sportovní činnosti v otevřených kinematických řetězcích nebo chronickým užíváním počítače, kdy převažují opakované repetitivní mikropohyby bez elevace nad horizontálu. Současný sedavý životní styl se projevuje na pohybovém aparátu. Většina obyvatel vyspělého světa v zaměstnání sedí, pohybové aktivity jsou odsouvány do pozadí. Lidské

tělo není adaptováno na statické zatížení (Jin- Tae, Jung- Hoon, Chul- Han, 2015). Doba strávená prací na PC je rizikovým faktorem pro vznik bolestivých syndromů v oblasti krku a horních končetin (Jensen et al., 2002), (Karlqist et al., 2002), (Punnet, Bergqist, 1997), (Andersen et al., 2011). Pravidelná práce na PC drží člověka na jednom místě, chybí pohyb s dopředným vektorem. Pohyb se odehrává v sedu. Tím dochází ke vzniku kvalitativních i kvantitativním rozporů vzhledem k lidské fylogenezi i ontogenezi (Hagg, 1991), (Máček, Radvanský, 2011). Počet jedinců pravidelně pracujících s PC se v ČR zvyšuje (ČSÚ, 2010). U osob ve věku 16-24 let se od roku 2005 do roku 2010 podíl chronických uživatelů dvojnásobně zvýšil na 75,8 %. Této činnosti se v dané věkové kategorii pravidelně věnuje 92,6 % jedinců (ČSÚ, 2015). Od roku 1984 do roku 2011 vzrostl počet amerických domácností s počítačem a internetem z 8 % na 76 %. Ze studie provedené v USA v roce 2008 vychází, že lidé stráví v sedu průměrně 55 % dne (Matthews, et al. 2008).



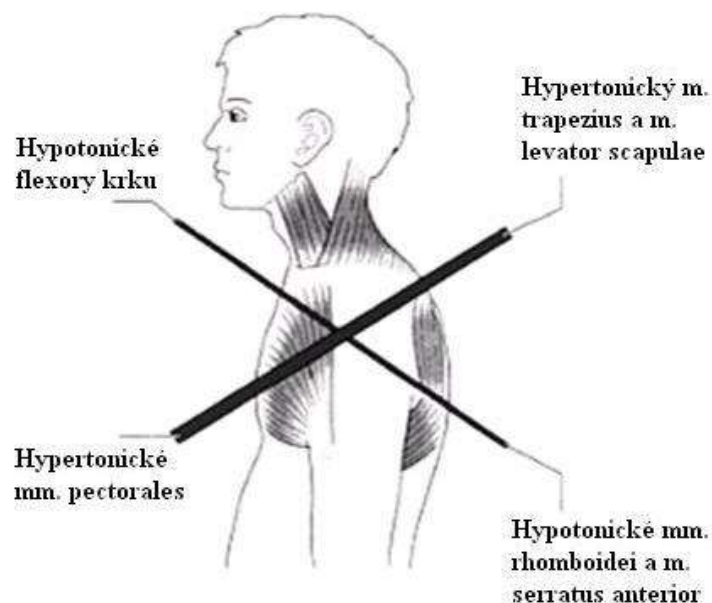
**Obrázek č. 6: Pozice v sedě.** Dostupné z [www.backcare.org.uk](http://www.backcare.org.uk)

Při práci na počítači je hrudní kyfoza akcentována, ramena jsou držena v protrakci a vnitřní rotaci, hlava se nachází v předsunutém držení. Dochází k přetěžování C/Th přechodu, kyfotizaci střední hrudní paterě, tím je znemožněna správná funkce středních a spodních fixátorů lopatek. Obloukové držení páteře vede k stlačení vnitřních orgánů a omezení dýchání. Toto dlouhodobě vede ke zvýšení protrakce lopatky a bolestivým funkčním a později strukturálním poruchám během pohybu HK nad horizontálu z důvodu chybného přednastavení pohybových segmentů

pro chystaný anteflekční, abdukční i extenční pohyb (Mugleton, et al. 1999), (Michalíček, Vacek, 2014). V důsledku repetitivních stereotypních pohybů, mikrotraumat, místních či celkových zánětů vaziva, svalů, kloubů v oblasti pletence ramenního a páteře dochází k narušení biomechaniky ramene. Dále dochází k přetížení měkkých tkání, narušení svalových smyček pletence HK a dalším místním i celkovým svalovým dysbalancím. Nastupuje bolest ramene, krku a hrudní páteře. Takováto nociceptivní aference vede CNS, jejíž nastavení určuje kvalitu i timing použitých pohybových programů, k úzkostné snaze posturálně stabilizovat nestabilní segment. Dochází k aktivaci vývojově starších svalů s tendencí k hypertonu a zkrácení, které převládnu nad vývojově mladšími svaly. Jsou aktivovány a fixovány fylogeneticky starší, pro CNS lépe kódované pohybové vzory (Michalíček, Vacek, 2014), (Meseley, et al. 2004), Cheng, et al. 2008). Janda (1982) tento fenomén popisuje jako horní zkřížený syndrom.

### 3.8 Horní zkřížený syndrom

Jedná se o svalovou dysbalanci, kterou Janda na základě klinického pozorování pojmenoval „horní zkřížený syndrom“, protože hypertonické a hypotonické svaly tvoří pomyslné zkřížení (Moore, 2004).



Obrázek č. 7: Horní zkřížený syndrom. (Richter, Hebgen, 2009)

Dochází k následujícím jevům: zkrácení m. levator scapulae, trapezius pars descendens často i m. sternocleidomastoideus, pectoralis minor a major. Naopak oslabené jsou hluboké flexory krku a spodní fixátory lopatek. Tyto svalové dysbalance vedou ke změně statiky pohybových stereotypů. Hlava se dostává do předsunutého držení, ramena do protrakce. Dále dochází ke změně postavení lopatky tak, že se osa kloubní jamky otáčí vertikálněji. V této pozici přestává být chrupavčitý spodní okraj labra dostatečnou oporou proti gravitaci a dochází ke svalové fixaci prostřednictvím m. supraspinatus. Dlouhodobá aktivita tohoto svalu může vést k jeho přetížení. Dlouho trvající přetěžování vede k degenerativním změnám (Janda, 1982), (Kolář, 2015), (Gilbertová, Matoušek, 2002).

### **3.8.1 Terapeutický postup kompenzace svalové dysbalance typu horní zkřížený syndromu**

V prvé řadě je třeba provést přesnou a podrobnou funkční diagnostiku s důrazem na analýzu biomechaniky pohybu. Vyšetřujeme svalovou sílu pomocí svalového testu dle Jandy. Dále můžeme provést následující vyšetření: goniometrii, stereotyp abdukce v rameni, stereotyp kliku, scapulohumerálního rytmus (Michalíček, Vacek, 2015).

Během kompenzačního procesu se snažíme o odstranění svalových dysbalancí, protažení zkrácených a posílení oslabených svalů. Klíčové je zapojení spodních fixátorů lopatek do globálního vzoru v kooperaci s ventrální a dorzální muskulaturou. Dále je nutné pracovat na postavení i dynamice hrudního koše a aktivaci posturálně dechové funkce bránice. Je výhodné svalovou reedukaci začínat cviky s oporou horní končetiny. Dochází k pohybu ve více kloubech a zapojí se větší množství kloubních a svalových proprioceptorů, čímž zvýšíme „neurofyziologický zájem“ CNS o inkriminovanou oblast. Pro ovlivnění posturálně stabilizačních funkcí svalů je vhodná technika, mimo jiné, dynamická neuromuskulární stabilizace podle Koláře (dále jen DNS), (Janda, 1982), (Kolář, 2015), (Michalíček, Vacek, 2015).

### **3.9 Dynamická neuromuskulární stabilizace**

Terapeutická technika DNS vychází z vrozených stereotypů lokomoce daných anatomickým vývojem. Na rozdíl od běžného způsobu posilovní vycházejícího především z anatomické funkce svalu (jeho začátku a úponu), klade přístup DNS důraz především na uplatnění řídicích procesů CNS a začlenění daných pohybů do biomechanických řetězců (Kolář, 2015), (Kolář, et al. 2009)

DNS není pouze terapeutický přístup, ale i diagnostický přístup zaměřený na vyšetření posturálně stabilizačních funkcí. Posturální stabilizace je definována jako aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil prostřednictvím CNS. Toto držení by mělo být co nejekonomičtější a koordinovanou aktivitou agonistů a antagonistů zajišťovat centrované postavení kloubů. Posturální stabilizace předchází a doprovází každý cílený pohyb. Případnou posturální nedostatečnost nelze vyšetřit svalovým testem, nýbrž pomocí cílených posturálních testů jako jsou například: test flexe trupu, brániční test, extenční test a další (Kolář, et al. 2015), (Kolář, et al. 2009), (Voráčková, Šafářová, 2011).

#### **3.9.1 Obecné principy nácvikových technik**

1. V případě zjištění nedostatečné posturální stabilizace využíváme v terapii obecné principy vycházející z programů uplatňujících se v posturální ontogenezi.
2. Cvičení začínáme ovlivněním trupové stabilizace, tedy integrovaného stabilizačního systému páteře, jehož správná funkce je elementární pro cílené pohyby končetin.
3. Svaly zapojujeme ve vývojových posturálně lokomočních řadách.
4. Zpevnění segmentu není lokální záležitostí. Vždy je součástí globální svalové souhry vycházející z opory.
5. Síla svalů provádějících fázický pohyb nesmí být větší, než je síla svalů stabilizujících daný segment.

#### **3.9.2 Cvičení postrálních funkcí ve vývojových řadách**

Pro napřímení hrudní páteře je zásadní správná fixace lopatek. Fixace lopatek tahem svalů do addukce směrem k páteři neumožňuje aktivitu hlubokých

parevertebrálních svalů. Z těchto důvodů se napřímení páteře nacvičuje nejprve v uzavřeném kinematickém řetězci s oporou o HK. Volba výchozí polohy vychází z individuálních předpokladů pacienta. Začínáme jednoduššími, ontogeneticky staršími polohami s posturálně nižšími nároky, jakmile pacient zvládá stabilizaci a posturálně – respirační stereotyp, můžeme přistoupit k posturálně náročnějším polohám. Nastavením výchozí lokomoční polohy se reflexní cestou aktivuje hluboký stabilizační systém páteře, který zajišťuje zpevnění trupu a páteře. Edukaci je nutné zahájit s asistencí terapeuta, protože pacient většinou není bez korekce schopen zaujmout danou polohu. Korekce probíhá verbálně i manuálně s důrazem na centrované postavení a opěrnou funkci (Kolář, et al. 2009).

### **3.9.3 Opora o horní končetiny v modelu třetího měsíce v leže na břiše**

Základní výchozí poloha s oporou o horní končetiny je vzor fyziologický u dítěte ve třetím až čtvrtém měsíci. Jedná se ontogeneticky nejranější formu opory o HK. Pacient zde leží na břiše, HKK se o podložku opírají předloktími, dlaně jsou volně položeny na podložce. Díky souhře extenzorů páteře, flexorů krku a nitrobřišního tlaku se symetrickou oporou stávají epikondyly loktů HKK a symfýza. Hlava je v napřímení vycházejícím ze středu hrudní páteře. Pacient tlačí epikondyly do podložky a zvedá hlavu s myšlenkou upohybu vpřed v podélné ose těla. Lopatky jsou přimknuty k hrudníku s tendencí pohybu směrem k bodům opory. Pro napřímení páteře je zásadní funkce m. serratus anterior, který spolu s šikmými břišními svaly a bránicí vytváří punctum fixum pro adduktory lopatky a ramene. Tato skupina adduktorů vytváří tah distálně směrem k opoře a napřimuje tak hrudní páteř (Kolář, et al. 2009), (Kolář, 2015).

### **3.9.5 Opora o horní končetiny ve vzporu klečmo**

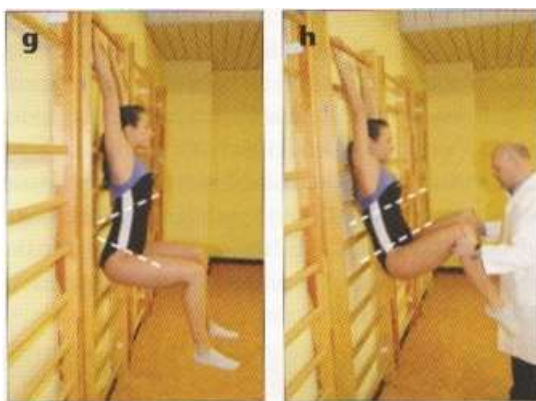
V tomto modelu si pacient klekne na kolena s oporou o rozevřené dlaně a kolena. Dlaně jsou uloženy na šířku ramen, tak aby prostředníčky směřovaly rovnoběžně. Kolena jsou uložena na šířku pánve. Páteř je napřimena, hlava se nachází v neutrálním postavení (Kobesova, et al. 2014).



### 3.9.6 Benefity visu

Vis je fylogeneticky starý fixovaný vzor. Z hlediska horních končetin jde o uzavřený kinematický řetězec, což je pro rehabilitační účely šetrnější varianta nežli otevřený. Ramenní pletec dnešního člověka je stále k visu přizpůsobený (Kračmar, et al, 2007).

Kolář vis zmiňuje jako jednu z možných modifikovaných poloh pro nácvik hluboké posturální stabilizace páteře (Kolář, et al. 2009).



**Obrázek č. 8: Modifikované polohy pro nácvik hluboké stabilizace páteře.** (Kolář, et al. 2009)

Při volbě konkrétní cvičební polohy je třeba vycházet z lidské ontogeneze a také fylogeneze, proto je vhodné zařadit vis. Cvičení ve visu je vhodné využívat k nácviku sagitální stabilizace ve vertikále. V souladu s pohybovým vývojem je vhodné po ovládnutí sagitální stabilizace pokračovat cviky zameranými na frontální a dále na torzní a diagonální stabilizaci (Čech, Tlapák, 2010)

Dle Kirsche (2010) je pasivní vis vhodným kompenzačním cvičením pro pacienty trpící sníženým rozsahem pohybu v důsledku prodělané operace nebo artritidy ramenního koubu. Tento americký lékař se zmiňuje dokonce o možnosti remodelace hákovitého tvaru akromionu pomocí visu.

Při cvičení ve vzpažení a ve visu dochází k napnutí m. latissimus dorsi a jeho úponové thorakolumbální fascie. Do této fascie, konkrétně do jejího hlubokého listu, se upíná m. transversus abdominis, který je jeden z nejdůležitějších svalů účastnících

se tvorby nitrbřišního tlaku. Ve vzpažení vytváří fascie pevnější punctum fixum pro tento sval a ten poté může pracovat efektivněji. Výhodou je také přirozená trakce celé páteře, protažení zádových, prsních a břišních svalů. Dalším benefitem je posílení svalstva ruky, které je u většiny populace oslabené v důsledku moderního stylu života. V neposlední řadě je vis vhodný vzhledem k fylogenezi našeho druhu (Tlapák, 2014).

Při potřebě výrazné aktivace m. serratus anterior je vhodné zařazovat posturálně náročnější pozice s pohybem paží nad 90° flexe či abdukce. Vzhledem ke komplexnosti svalstva ramenního pletence je pro posílení třeba kombinovat širší škálu cviků (Janda, 1996), (Kapandji, 1982), (Křištofič, Valouchová, 2009).

Myers popisuje myofasciální spojení m. coracobrachialis s m. pectoralis minor v oblasti processus coracoideus. Toto spojení je součástí řetězce, k jehož aktivaci dochází pouze při elevaci paže nad horizontálu (Myers, 2009).



Obrázek č. 9: spojení m. pectoralis minor s m. coracobrachialis. (Grundy, 1982)



Obrázek č. 10: zapojení myofasciálního řetězce ve visu. (Myers, 2009)

Ve visovém zatížení HKK dochází k aktivaci spodních fixátorů lopatky, zvláště spodní a střední porce m. trapezius. Svalová aktivita závisí na volbě úchopu, jednak jeho tvaru a velikosti a jednak na jeho pozici vzhledem k tělu (Francová, et al., 2006). Jedinci praktikující lezení a další sporty zahrnující „over head actions“ mají ve srovnání s lidmi nepraktikujícími tyto aktivity, lepší intermuskulární i intramuskulární koordinaci svalstva HK (Wong, Gabriel, 2009).

### **3.10 Elektromyografie**

Elektromyografie (dále jen EMG) je výzkumná a diagnostická metoda umožňující pomocí snímacích elektrod měřit elektrické projevy činnosti svalů. Elektromyografie je založena na snímání akčních potenciálů aktivních motorických jednotek v okolí elektrody. Zdroj EMG signálu tvoří transmembránový proud na úrovni sarkolemy. Záznam EMG signálu se nazývá elektromyogram. Elektromyografický záznam je možné získat jehlovou EMG, tedy intramuskulárně zavedenou jehlovou elektrodou nebo povrchovou EMG, kde je aktivita svalů snímána pomocí elektrod umístěných na kůži (Krobot, Kolářová, 2011), (Rodová et al., 2001).

Metoda je hojně využívána v mnoha lékařských oborech, jako je neurologie, ortopedie, fyzioterapie, chirurgie a další (Konrad, 2005).

#### **3.10.1 Jehlová EMG**

Zdrojem signálu je jehlová elektroda zavedená do svalu. V této elektrodě je elektricky izolovaný drát, jehož hrot detekuje informace o změně akčního potenciálu. Využívá se zejména pro cílené snímání signálů z malých nebo hluboce uložených svalů (Latash, 2008).

#### **3.10.2 Povrchová elektromyografie SEMG**

Jedná se o neinvazivní metodu, která k snímání využívá elektrody umístěné na kůži nad měřený sval. Výhodou Surface elektromyography (dále jen SEMG) oproti jehlové EMG je možnost neinvazivního snímání až šestnácti svalů najednou. Lze hodnotit velikost svalové aktivity, svalové synergie nebo timing zapojení jednotlivých

svalů (Krobot, Kolářová 2011). Hlavní klinické využití povrchové elektromyografie je v objektivizaci pohybu a jeho biomechanické analýze (Solnik, et al., 2010). Touto vyšetřovací metodou lze hodnotit svalové synergie, velikost svalové aktivity, sekvenční zapojování jednotlivých svalů nebo míru svalové únavy. Pomocí SEMG však nelze přesně rozpoznat akční potenciály jednotlivých motorických jednotek (Krobot, Kolářová 2011).

### **3.10.3 Přenos signálu**

Výsledný neopracovaný záznam se nazývá surový. U většiny přístrojů je vysílán ve formě analogového signálu ze snímacích elektrod do vyhodnocovací jednotky, kde je převeden na digitální (Krobot, Kolářová, 2011).

### **3.10.4 Faktory ovlivňující snímaný signál**

Snímaný signál je ovlivněn řadou vnitřních a vnějších faktorů. Mezi vnitřní faktory řadíme fyziologické, anatomické a biochemické vlastnosti kontrahovaného svalu, nemůžeme je tedy vlastním snímáním nijak ovlivnit. Mezi vnitřní faktory řadíme svalovou aktivitu daného svalu, počet aktivních svalových vláken, umístění aktivních svalových vláken vůči elektrodě, aktivitu okolních svalů, elektrickou aktivitu ostatních okolních tkání a vlastnosti tkání mezi měřeným svalem a elektrodami (Krobot, Kolářová, 2011), (Pánek et al., 2009). Dalšími vnitřními faktory ovlivňujícími signál jsou vlastnosti aktivních svalových vláken, počet těchto vláken i jejich lokalizace vzhledem k elektrodě, elektrická aktivita jiných tkání nebo okolních svalů, tzv. „cross talk“.

Faktory, které jsme schopni ovlivnit, jsou faktory vnější, patří mezi ně velikost a konfigurace ploch snímacích elektrod, vzdálenost mezi nimi a lokalizace vůči sobě i vůči měřenému svalu (Krobot, Kolářová, 2011).

### **3.10.5 Vlastní měření**

Elektrody umístíme ideálně paralelně s průběhem svalových vláken do motorického bodu svalu nebo na svalové bříško. Před aplikací elektrod

je pro co nejpřesnější měření vhodné kůži oholit, případně abrazivně očistit a omýt alkoholem (Hamill, et al. 2010).

### 3.10.6 Zpracování elektromyografického signálu

Neupravený SEMG záznam se nazývá surový. Pro správné vyhodnocení, je potřeba ho dále zpracovat. Nejčastěji se provádí *rektifikace* a *smoothing* (vyhlazení). Rektifikace je převedení negativních hodnot signálu na hodnoty kladné, tím získáme absolutní hodnoty všech registrovaných amplitud. Dále využíváme *Smoothing*, což je vyhlazení ostrých vrcholů signálu a zprůměrování hodnot, čímž vznikne křivka lineárního tvaru (De Luca, 2006), (Lamontagne, 2001), (Otáhal, 1999).

Následně je třeba normalizovat amplitudu EMG tak, aby bylo možné porovnat výsledky mezi různými svaly nebo měřeními. Normalizace se vypočítává vzhledem k maximální volní kontrakci (dále jen MVC). Naměřením MVC dostaneme interferenční vzorec, který je charakterizován překrývající se elektrickou aktivitou jednotlivých motorických jednotek. Pro měření MVC je nutné lokalizovat elektrody na stejná místa, jako při vlastním měření EMG, také výsledky je třeba zpracovat metodicky stejným způsobem. Hodnotu MVC získáme provedením tří po sobě následujících maximálních izometrických kontrakcí svalu, z těchto hodnot vybereme nejvyšší naměřenou hodnotu. Mezi jednotlivými MVC necháme pro regeneraci svalu minimálně dvě minuty pauzu (Otáhal, 1999). Dle Bernarda (2006) stačí k optimální regeneraci svalu 30s.

#### 4 HYPOTÉZY

- 1) H0 1: *V korigovaném visu dojde k vyšší EMG aktivitě m. trapezius spodní část nežli ve vzporu klečmo.*  
HA 1: *V korigovaném visu nedojde k vyšší EMG aktivitě m. trapezius spodní část nežli ve vzporu klečmo.*
  
- 2) H0 2: *V korigovaném visu dojde k vyšší EMG aktivitě m. trapezius střední část nežli ve vzporu klečmo.*  
HA 2: *V korigovaném visu nedojde k vyšší EMG aktivitě m. trapezius střední část nežli ve vzporu klečmo.*
  
- 3) H0 3: *V korigovaném visu dojde k vyšší EMG aktivitě m. serratus anterior nežli ve vzporu klečmo.*  
HA 3: *V korigovaném visu nedojde k vyšší EMG aktivitě m. serratus anterior nežli ve vzporu klečmo.*
  
- 4) H0 4: *V korigovaném visu dojde k nižší EMG aktivitě m. trapezius horní část nežli ve vzporu klečmo.*  
HA 4: *V korigovaném visu nedojde k nižší EMG aktivitě m. trapezius horní část nežli ve vzporu klečmo.*

## **5 METODIKA**

### **5.1 Základní použitý metodický princip**

Tato práce má charakter srovnávací interindividuální komparativní analýzy ve formě případové studie.

Cílem práce je sledování elektrické aktivity stabilizátorů lopatky a šikmých břišních svalů pomocí povrchového elektromyografu v pozici korigovaný vis a vzpor klečmo. Výzkum probíhal v Laboratoři biomechaniky UK FTVS za účasti konzultanta diplomové práce slečny Mgr. Radky Bačákové Phd.

Měření bylo provedeno pomocí povrchového EMG přístroje. Jedná se o neinvazivní metodu. Výzkum byl schválen Etickou komisí.

### **5.2 Výzkumný soubor**

V naší studii byli zkoumáni probandi ve věku 18 – 25 let. Podmínkou pro zařazení do vyšetřovaného souboru je nepřítomnost subjektivních potíží, funkčního omezení, traumatického úrazu, ortopedické vady či onemocnění v oblasti horní končetiny. Probandi nesmí v době měření být zatíženi infektem nebo jakýmkoliv jiným stavem, který by mohl nepříznivě ovlivnit výsledek měření případnou změnou snímané svalové aktivity. Probandi budou vybráni z řad aktivních sportovců, budou informováni o průběhu veškerých měření a podepíší informovaný souhlas. Při zpracování dat bude dodržena anonymita.

#### **5.2.1 Kineziologický rozbor**

U Každého probanda byl z důvodu stabilizace výzkumného souboru proveden kineziologický rozbor. Formulář kineziologického rozboru se nachází v kapitole Přílohy (strana 83).

## 5.3 Technika měření, použité nástroje

### 5.3.1 HD video kamera

Pro možnost kontroly průběhu měření a pro usnadnění analýzy výsledného EMG záznamu byla použita digitální kamera Sony Super steadyShot HDR – SR12 10,2 mega pixels a frekvencí snímání 5 snímků za vteřinu.

### 5.3.2 Povrchová elektromyografie

K měření jsme využili přístroj pro snímání elektrické aktivity svalů Biomonitor ME 6000 výrobce Mega Electronics Ltd. Výhodou tohoto přístroje je snadná manipulace. Toto snímací zařízení sestává ze snímacích elektrod a řídicí jednotky, která uchovává naměřená data, umožňuje zpracovávat data až z 16 - ti kanálů současně. Všechny kanály přijímají signál z plochých párových elektrod. Získaná data byla zpracována softwarem Megawin.

#### Technická specifikace přístroje Biomonitor ME 6000

- počet kanálů: až 16
- typ EMG: surový/průměrný/RMS/integrovaný
- frekvence: 1.000/2.000/10.000/250/100 Hz
- paměť: 256 MB- 2 GB
- CMRR: Typ. 110 dB
- rozlišení: 14 bit
- PC rozhraní: telemetrie (dálkový přenos dat)/USB
- Zdroj energie: 4 x 1,5 V baterie
- Rozměry: 181 x 85 x 35 mm
- váha: 344 g
- software: MegaWin



Obrázek č. 11: Biomonitor ME 6000. Dostupné z:

<http://www.biomation.com/kin/me6000.htm>, [cit. 2017-20-03]



## 5.4 Průběh měření

Vlastní měření proběhlo ve dnech 23. 3. 2017 – 24. 3. 2017 v Laboratoři Biomechaniky UK FTVS za účasti konzultantky diplomové práce slečny Mgr. Radky Bačákové Ph.D. K měření byl použit výše zmíněný přístroj ME 6000 s frekvencí 2000Hz. Pro snímání byly použity elektrody od firmy Medico Lead-lok. Na dobře očištěnou, odmaštěnou, případně oholenou kůži byly nad měřený sval vždy nalepeny tři povrchové elektrody – kladná, záporná a zemnicí. Lokalizace nalepení jednorázových povrchových elektrod byla určena palpací při izometrické kontrakci daných svalů – ve střední části svalového břicha. Vzdálenost středů elektrod nepřekročila De Lucem (1997) doporučené 2cm. Snímací elektrody byly uloženy paralelně ke směru svalových vláken. Referenční (zemnicí) elektroda byla umístěna v blízkosti snímacích elektrod, mimo snímáný sval. Během celého měření nebylo s elektrodami manipulováno. Pro vis byla využita přenosná rozpínací hrazda, která byla umístěna do rámu dvěří.

### 5.4.1 Výběr svalů a lokalizace elektrod

Pro snímání elektrické aktivity svalů se využilo osm kanálů: šest kanálů pro všechny anatomické části m. trapezius lateris dextri (dále jen l. dx.) a lateris sinistri (dále jen l. sin.) a dva kanály pro m. serratus anterior l. dx. a l. sin. Probandi pózující na obrázcích č. 12,13,16 – 19 (strana 42 – 44) se účastnili našeho, ale i dalšího současně probíhajícího měření, z tohoto důvodu majíst na sobě nalepené i elektrody nesouvisející s naším měřením. Svalová aktivita byla snímána z těchto svalů:

1. kanál: m. trapezius l. dx., pars superior
2. kanál: m. trapezius l. sin., pars superior
3. kanál: m. trapezius l. dx., pars medialis
4. kanál: m. trapezius l. sin., pars medialis
5. kanál: m. trapezius l. dx., pars inferior
6. kanál: m. trapezius l. sin., pars inferior
7. kanál: m. serratus anterior l. dx.
8. kanál: m. serratus anterior l. sin.



Obrázek č. 12 Ukázka lokalizace elektrod, (archiv autora)      Obrázek č. 13: Ukázka lokalizace elektrod, (archiv autora)

#### 5.4.2 Stanovení maximální volní kontrakce

Měření maximální volní kontrakce (dále jen MVC) pro jednotlivé svaly probíhalo v pozicích daných svalovým testem dle Kendalla (2005). Pro každý sval byla ze tří měřených pokusů vybrána nejvyšší hodnota EMG aktivity. Každý pokus trval 10s a mezi každým byla zařazena 30s pauza pro optimální regeneraci svalu (Bernard, 2006). Tato naměřená hodnota MVC bude představovat stoprocentní absolutní hodnotu a další měření budou vzhledem k ní normalizována.

Názory autorů na popis míry aktivace dané normalizací vzhledem k MVC se různí. Bernard (2006) popisuje míru aktivace takto:

Score	Verbal Anchor	%MVC
0	Nothing at all	0
0.5	Extremely weak (just noticeable)	5
1	Very weak	10
2	Weak (light)	20
3	Moderate	30
4		40
5	Strong (heavy)	50
6		60
7	Very strong	70
8		80
9		90
10	Extremely strong (almost maximal)	100

Obrázek č. 14: Popis MVC. Score = skóre, Verbal Anchor = slovní kotva, Nothing at all = vůbec nic, Extremely weak = extrémně slabý, Very weak = velmi slabý, Weak = slabý, Moderate = střední, Strong = silný, very strong = velmi silný, extremely strong = extrémně silný (Bernard, 2006).

Dalšími autory zabývajícími se touto problematikou jsou: Poston et al. (2010), Cholewicki (2011), Chang et al. (2013) a Gallina a Botter (2013). Ve svém hodnocení však nejsou jednotní.

### 5.4.3 Vlastní měření

Po naměření maximální volní kontrakce MVC v polohách svalového testu probíhalo samotné měření vybraných svalů. Na začátku měření byla provedena synchronizace EMG přístroje ME 6000 a videokamery. Měření bylo provedeno v polohách korigovaný vis a vzpor klečmo. Každá z těchto poloh byla v průběhu měření zaujata na 10s a třikrát opakována. Mezi jednotlivými měřeními byla probandům ponechána pauza 30s pro uvolnění svalů aktivních v měřených polohách. Celková doba jednoho měření byla přibližně 30 minut.

#### *Korigovaný vis*



Obrázek č. 15: Pasivní vis. (archiv autora)



Obrázek č. 16: Pasivní vis. (archiv autora)

Proband vzpažil HKK a prsty objal hrazdu zhruba v šíři ramen. Úchop hrazdy byl proveden nadhmatem s palcem v opozici. Dále se testovaný pomalu zavěsil za HKK s DKK před tělem spočívajícími na celých ploškách zhruba v šíři kyčlí. Hlava

se nacházela v neutrálním postavení, páteř v napřímění. Tuto polohu lze pojmenovat pasivní vis.



Obrázek č. 17: Korigovaný vis. (archiv autora)



Obrázek č. 18: Korigovaný vis. (archiv autora)

Následovala instrukce ke stažení ramen distálně a vytažení temene hlavy vzhůru za udržení napříměné páteře. O DKK se proband opíral jen v takové míře, aby bylo možné pohodlně provést stažení ramen. Tuto polohu lze pojmenovat korigovaný vis. *Vzpor klečmo*

Pro tuto polohu byl využit princip DNS dle Koláře. Její stručný popis je uveden v kapitole 3.9.5 Opora o HK ve vzporu klečmo.



Obrázek č. 19: Vzpor klečmo. (archiv autora)

## 5.5 Zpracování a analýza dat

Data z přístroje Biomonitor ME 6000 byla stažena do počítače a zpracována v programu SW Megawin (originální software výrobce přístroje). Na tomto surovém záznamu byla provedena rektifikace a vyhlazení signálu pomocí funkce RMS averaging. EMG záznam byl v průběhu měření synchronizován s videozáznamem. Námi zvolené výseky EMG záznamu byly vybrány na základě zmíněné synchronizace s videozáznamem. Synchronizace byla provedena v programu SW Megawin. Výsledky byly normalizovány vzhledem k MVC měřených svalů. Procentuální vyjádření aktivace svalů bylo vypočítáno pomocí programu Microsoft Office Excel 2010. Průměrná aktivace svalu (PAS) byla spočítána jako aritmetický průměr z celkově tří provedených měření každého ze sledovaných svalů v poloze vzpor klečmo a korigovaný vis. Níže uvedené vzorce platí pro měření jednoho svalu.

Vzorec výpočtu procentuální aktivace daného svalu vzhledem k MVC:

$$P[\%] = \frac{\sum_{i=0}^n PAS(n)}{MVC[mV]} \cdot 100 \quad [\%]$$

PAS – průměrná aktivace svalů

MVC – maximální volní kontrakce

Vzorec výpočtu PAS:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} (x_1 + x_2 + \dots + x_n) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i,$$

n = celkový počet měření daného svalu (v našem případě 3)

Získaná data byla statisticky zpracována v programu Microsoft Excell 2010 s využitím funkce „t – test“. Výstup této funkce je Studentův koeficient (Příloha č. 7, str. 84, 85). Pomocí této funkce lze hodnotit pouze datové soubory s normální distribucí. Tuto podmínku jsme s ohledem na charakter naměřených dat a údaje z dostupné literatury o charakteru podobných datových sad považovali za platnou. Test normality jsme vzhledem k omezenému počtu hodnot neprováděli.

Při interpretaci výsledků vycházíme z pravděpodobnostního charakteru Studentského koeficientu jako výstupu funkce „t – test“ v programu Microsoft Excell 2010. Vzhledem k charakteru naměřených dat byl použit dvouvýběrový t – test, kdy uvažujeme různé rozptyly srovnávaných datových sad. Předmětem hodnocení bylo porovnávání naměřených hodnot ve visu s naměřenými hodnotami ve vzporu. Vzhledem k omezenému množství dat jsme výstup popsané funkce využili s ohledem na jeho povahu tak, že není stanovena striktní hladina významnosti pro vyslovení se o shodě, nebo rozdílnosti porovnávaných datových sad. V dohledatelné literatuře se obvykle využívají hladiny významnosti 0,02 repektive 0,05. Pro naše účely ve výsledcích zmíníme, na jaké hladině významnosti je hypotéza potvrzena.

### 5.5.1 Příklad výstupu funkce „t – test“

Tabulka č. 3, strana č. 47 popisuje zpracování dat v jednotlivých fázích měření. Kurzívou jsou uvedeny hodnoty vypočítané pomocí aritmetického průměru a příslušné směrodatné odchylky.

Pravý horní trapéz		
	Korigovaný vis	Vzpor klečmo
<b>Proband č. 1, hodnota p</b>	<b>0,050619244</b>	
1. měřeníEMG v % vzhledem k MVC	4,270051933	8,540104
2. měřeníEMG v % vzhledem k MVC	6,289671091	9,232545
3. měřeníEMG v % vzhledem k MVC	4,443162147	11,07905
Průměr všech tří měření	5,000961723	9,617234
Směrodatná odchylka	0,913991488	1,071621

Tabulka č. 3: Vzorová tabulka měření „t-testu“.

Z výše uvedených hodnot vyplývá, že průměrná EMG aktivita m. trapezius horní část ve visu u probanda č. 1 byla 5 % se směrodatnou odchylkou 0,9 %. Průměrná EMG aktivita m. trapezius horní část ve vzporu byla u probanda č. 1 byla 9,6 % se směrodatnou odchylkou 1,0. Hodnota p označuje výslednou hodnotu funkce „t-test“. Rozdíl EMG aktivity m. trapezius horní část ve visu a ve vzporu lze potvrdit s pravděpodobností 95%.

## 6 VÝSLEDKY

Naší studie se zúčastnilo 9 zdravých probandů ve věkovém rozmezí 18 – 25 let. Z celkového počtu zkoumaných bylo 6 mužů a 3 ženy. Všichni probandi splnili podmínky zmíněné v kapitole 5.2 Výzkumný soubor. Získaná data ohledně hodnot EMG aktivity svalů stabilizujících lopatku v korigovaném visu a ve vzporu klečmo jsou zaznamenána do jednotlivých tabulek očíslovaných 4 – 14. Tabulky 4 – 12 (strany 48 – 55) obsahují informace vždy o jednom konkrétním probandovi. Jsou v ní uvedena data o EMG aktivitě m. trapezius – pars superior, medialis a inferior a m. serratus anterior, údaje jsou uvedeny z obou polovin těla. V tabulkách jsou k těmto svalům zaznamenána data o jejich MVC, dále o EMG aktivitě ve vybraných polohách a o procentuální míře EMG aktivity v těchto pozicích vzhledem k MVC. Hodnota aktivace daných svalů jednotlivých probandů byla spočítána jako aritmetický průměr z celkově tří provedených měření. Tabulky jsou doplněny o hodnotu směrodatných odchylek. V tabulkách 13 – 14 (strana 57 – 58) jsou zpracovány údaje o jednotlivých polohách; jaké svaly měly největší EMG aktivitu nejvíce a nejméně ve vztahu k MVC.

### 6.1 Proband č. 1

Výsledky měření u probanda č. 1 jsou zaznamenány v tabulce č. 4 (strana č. 48). Během polohy v korigovaném visu byla největší procentuální EMG aktivita v m. trapezius, pars inferior l. dx. (28,1 % MVC), druhá největší aktivita byla v téže části svalu, ale na levé straně těla (19,4 % MVC), jako třetí se nejvíce aktivoval m. serratus anterior l. sin. (18,9 % MVC). V poloze vzporu klečmo byla největší EMG aktivita v m. trapezius, pars inferior l. dx. (17,5 % MVC), poté v m. trapezius, pars superior l. sin. (10,7 % MVC) a v m. trapezius, pars superior l. dx. (9,6 % MVC).

V poloze korigovaného visu byla nejmenší EMG aktivita u m. serratus anterior l. dx. (3,8 % MVC), m. trapezius, pars superior l. dx. (5 % MVC), a m. trapezius, pars superior l. sin. (6,3 % MVC). V poloze vzporu klečmo se jednalo o m. trapezius, pars inferior l. sin. (3,3 % MVC), m. trapezius, pars medialis l. sin. (4,2 % MVC) a m. serratus anterior l. dx. (4,5 % MVC).

Proband č. 1	MVC	Korigovaný vis		Vzpor klečmo	
		EMG aktivita	% MVC	EMG aktivita	% MVC
m. trapezius, pars superior l. dx.	1733	86,6	5	166,7	9,6
m. trapezius, pars superior l. sin.	1120	71	6,3	120,3	10,7
m. trapezius, pars medialis l. dx.	1288	126,3	9,8	206	16
m. trapezius, pars medialis l. sin.	1386	103	7,4	58,7	4,2
m. trapezius, pars inferior l. dx.	2097	588,3	28,1	368	17,5
m. trapezius, pars inferior l. sin.	2582	502	19,4	84,7	3,3
m. serratus anterior l. dx.	1360	51	3,8	61,3	4,5
m. serratus anterior l. sin.	979	185,3	18,9	225	23

Tabulka č. 4: EMG aktivita svalů u probanda č. 1. MVC a EMG aktivita je uvedena v  $\mu\text{V}$ , % MVC je uvedena %.

## 6.2 Proband č. 2

Hodnoty naměřené u probanda č. 2 jsou zaznamenány v tabulce č. 5 (strana 49). Během polohy korigovaného visu u něj vzhledem k MVC došlo k největší míře aktivity v m. trapezius, pars inferior l. dx. (44,5 % MVC), v m. trapezius, pars inferior l. sin. (30 % MVC) a v m. serratus anterior l. sin. (15,7 % MVC). V pozici vzporu klečmo to bylo v m. serratus anterior l. sin. (17,4 % MVC), m. trapezius, pars inferior l. sin. (13,4 % MVC) a v m. serratus anterior l. dx. (12,9 % MVC).

K nejmenší míře EMG aktivity vzhledem k MVC došlo během polohy korigovaného visu u m. trapezius, pars superior l. dx. (2,6 % MVC), m. trapezius, pars superior l. sin. (3,5 % MVC) a u m. serratus anterior l. dx. (4,5 % MVC). Během polohy vzporu klečmo se jednalo o m. trapezius, pars superior l. dx. a m. trapezius, pars medialis l. dx. (oba svaly 2,8 % MVC) a o m. trapezius, pars medialis l. sin. (3,9 % MVC).



Proband č. 2	MVC	Korigovaný vis		Vzpor klečmo	
		EMG aktivita	% MVC	EMG aktivita	% MVC
m. trapezius, pars superior l. dx.	2271	58,5	2,6	64	2,8
m. trapezius, pars superior l. sin.	1634	57	3,5	67	4,1
m. trapezius, pars medialis l. dx.	3271	173	5,3	93	2,8
m. trapezius, pars medialis l. sin.	1931	107,5	5,6	75	3,9
m. trapezius, pars inferior l. dx.	3678	1638,5	44,5	410	11,1
m. trapezius, pars inferior l. sin.	3040	903	30	408	13,4
m. serratus anterior l. dx.	1600	72	4,5	206	12,9
m. serratus anterior l. sin.	1457	229	15,7	254	17,4

**Tabulka č. 5: EMG aktivita svalů u probanda č. 2.** MVC a EMG aktivita je uvedena v  $\mu\text{V}$ , % MVC je uvedena v %.

### 6.3 Proband č. 3

Hodnoty naměřené u probanda č. 3 jsou zaznamenány v tabulce č. 6 (strana 50). Během polohy korigovaného visu byla největší procentuální EMG aktivita v m. trapezius, pars inferior l. sin. (62 % MVC), v m. trapezius, pars inferior l. dx. (55,7 % MVC) a v m. serratus anterior l. dx. (44,5 % MVC). V pozici vzporu klečmo to bylo u m. serratus anterior l. dx. (59,8 % MVC), m. serratus anterior l. sin. (36,8 % MVC) a u m. trapezius, pars inferior l. dx. (31,4 % MVC).

K nejmenší míře EMG aktivity vzhledem k MVC došlo během polohy korigovaného visu u m. trapezius, pars superior l. sin. (4,8 % MVC), u m. trapezius, pars superior l. dx. (6,2 % MVC) a u m. trapezius, pars medialis l. dx. (18,4 % MVC). Během polohy vzporu klečmo se jednalo o m. trapezius, pars superior l. sin. (7,9 % MVC), o m. trapezius, pars superior l. dx. (9,1 % MVC) a o m. trapezius, pars medialis l. dx. (16,2 % MVC).

Proband č. 3	MVC	Korigovaný vis		Vzpor klečmo	
		EMG aktivita	% MVC	EMG aktivita	% MVC
m. trapezius, pars superior l. dx.	1008	62,7	6,2	92	9,1
m. trapezius, pars superior l. sin.	1186	57	4,8	93,7	7,9
m. trapezius, pars medialis l. dx.	631	116	18,4	102,3	16,2
m. trapezius, pars medialis l. sin.	578	194,3	33,6	114,3	19,8
m. trapezius, pars inferior l. dx.	1761	980	55,7	552,3	31,4
m. trapezius, pars inferior l. sin.	1950	1209	62	574,7	29,5
m. serratus anterior l. dx.	688	306	44,5	411,7	59,8
m. serratus anterior l. sin.	847	182,7	21,6	312	36,8

Tabulka č. 6: EMG aktivita svalů u probanda č. 3. MVC a EMG aktivita je uvedena v  $\mu\text{V}$ , % MVC je uvedena v %.

## 6.4 Proband č. 4

Hodnoty naměřené u probanda č. 4 jsou zaznamenány v tabulce č. 7 (strana 50). Během polohy korigovaného visu byla největší procentuální EMG aktivita v m. trapezius, pars medialis l. dx. (99,7 % MVC), m. trapezius, pars inferior l. sin. (93,2 % MVC), m. trapezius, pars inferior l. dx. (60 % MVC). V pozici vzporu klečmo byla největší aktivita u m. serratus anterior l. dx. (18,4 % MVC), m. serratus anterior l. sin. (13 % MVC) a m. trapezius, pars inferior l. sin. (5,1 % MVC).

Probant č. 4	MVC	Korigovaný vis		Vzpor klečmo	
		EMG aktivita	% MVC	EMG aktivita	% MVC
m. trapezius, pars superior l. dx.	2708	136,7	5	65	2,4
m. trapezius, pars superior l. sin.	2733	157	5,7	71,7	2,6
m. trapezius, pars medialis l. dx.	2370	2363,7	99,7	77	3,2
m. trapezius, pars medialis l. sin.	2257	1062,3	47,1	79,3	3,5
m. trapezius, pars inferior l. dx.	3393	2037	60	109,3	3,2
m. trapezius, pars inferior l. sin.	2755	2566,3	93,2	141,7	5,1
m. serratus anterior l. dx.	2894	253,7	8,8	532,3	18,4
m. serratus anterior l. sin.	3814	354,3	9,3	497,3	13

Tabulka č. 7: EMG aktivita svalů u probanda č. 4. MVC a EMG aktivita je uvedena v  $\mu\text{V}$ , % MVC je uvedena v %.

K nejmenší míře EMG aktivity vzhledem k MVC došlo během polohy korigovaného visu u m. trapezius, pars superior l. dx. (5 % MVC), m. trapezius, pars superior l. sin. (5,7 % MVC) a u m. serratus anterior l. dx. (8,8 % MVC). Během polohy vzporu klečmo se jednalo o m. trapezius, pars superior l. dx. (2,4 % MVC), m. trapezius, pars superior l. sin. (2,6 % MVC) a m. trapezius, pars medialis l. dx. společně s m. trapezius, pars inferior l. dx. (u obou stejně 3,2 % MVC).

## 6.5 Proband č. 5

Hodnoty naměřené u probanda č. 5 jsou zaznamenané v tabulce č. 8 (strana 51). Během polohy korigovaného visu byla největší procentuální EMG aktivita u m. trapezius, pars inferior l. sin. (112,6 % MVC), m. trapezius, pars medialis l. sin. (102,4 % MVC) a m. trapezius, pars inferior l. dx. (95,9 % MVC). V pozici vzporu klečmo to bylo u m. serratus anterior l. dx. (30 % MVC), m. serratus anterior l. sin. (21,3 % MVC) a m. trapezius, pars inferior l. sin. (11,7 % MVC).

K nejmenší míře EMG aktivity vzhledem k MVC došlo během polohy korigovaného visu u m. serratus anterior l. dx. (8,4 % MVC), m. serratus anterior l. sin. (11 % MVC) a m. trapezius, pars superior l. sin. společně s m. trapezius, pars medialis l. dx. (u obou 40 % MVC). Během polohy vzporu klečmo se jednalo o m. trapezius, pars medialis l. dx. (2,3 % MVC), m. trapezius, pars superior l. sin. (3,2 % MVC) a m. trapezius, pars inferior l. dx. (3,9 % MVC).

Proband č. 5	MVC	Korigovaný vis		Vzpor klečmo	
		EMG aktivita	% MVC	EMG aktivita	% MVC
m. trapezius, pars superior l. dx.	1108	677,7	61,2	67,7	6,1
m. trapezius, pars superior l. sin.	1784	695	40	56,7	3,2
m. trapezius, pars medialis l. dx.	2697	1079,3	40	61	2,3
m. trapezius, pars medialis l. sin.	1311	1342,3	102,4	55,3	4,2
m. trapezius, pars inferior l. dx.	1948	1867	95,9	76,3	3,9
m. trapezius, pars inferior l. sin.	1480	1666,7	112,6	173	11,7
m. serratus anterior l. dx.	1589	133,3	8,4	333,3	30
m. serratus anterior l. sin.	1615	179	11	344	21,3

Tabulka č. 8: EMG aktivita svalů u probanda č. 5. MVC a EMG aktivita je uvedena v  $\mu\text{V}$ , % MVC je uvedena v %.

## 6.6 Proband č. 6

Hodnoty naměřené u probanda č. 6 jsou zaznamenány v tabulce č. 9 (strana 52). Během polohy korigovaného visu byla největší procentuální EMG aktivita u m. trapezius, pars inferior l. dx. (93 % MVC), m. trapezius, pars inferior l. sin. (65,3 % MVC) a m. serratus anterior l. dx. (39 % MVC). V pozici vzporu klečmo to bylo u m. trapezius, pars inferior l. dx. (59,8 % MVC), m. serratus anterior l. sin. (48,1 % MVC) a m. serratus anterior l. dx. (35,8 % MVC).

K nejmenší míře EMG aktivity vzhledem k MVC došlo během polohy korigovaného visu u m. trapezius, pars superior l. sin. (2,8 % MVC), m. trapezius, pars superior l. dx. (6,4 % MVC) a m. trapezius, pars medialis l. dx. (17,9 % MVC). Během polohy vzporu klečmo se jednalo o m. trapezius, pars superior l. sin. (2,8 % MVC), m. trapezius, pars superior l. dx. (6,4 % MVC) a m. trapezius, pars medialis l. dx. (9,3 % MVC).

Proband č. 6	MVC	Korigovaný vis		Vzpor klečmo	
		EMG aktivita	% MVC	EMG aktivita	% MVC
m. trapezius, pars superior l. dx.	1110	70,7	6,4	70,7	6,4
m. trapezius, pars superior l. sin.	2364	65,3	2,8	67	2,8
m. trapezius, pars medialis l. dx.	2180	389,7	17,9	201,7	9,3
m. trapezius, pars medialis l. sin.	1379	298,3	21,6	169	12,3
m. trapezius, pars inferior l. dx.	1755	1632	93	1049,3	59,8
m. trapezius, pars inferior l. sin.	2418	1580,1	65,3	667	27,6
m. serratus anterior l. dx.	574	226	39,4	205,3	35,8
m. serratus anterior l. sin.	414	250,3	60,5	199,3	48,1

Tabulka č. 9: EMG aktivita svalů u probanda č. 6. MVC a EMG aktivita je uvedena v  $\mu\text{V}$ , % MVC je uvedena v %.

## 6.7 Proband č. 7

Hodnoty naměřené u probanda č. 7 jsou zaznamenány v tabulce č. 10 (strana 53). Během polohy korigovaného visu byla největší procentuální EMG aktivita u m. serratus anterior l. dx. (106 % MVC), m. serratus anterior l. sin. (74,4 % MVC) a m. trapezius, pars inferior l. sin. (29,9 % MVC). V pozici vzporu klečmo to bylo

u m. serratus anterior l. sin. (104,2 % MVC), m. serratus anterior l. dx. (95 % MVC), m. trapezius, pars inferior l. sin. (80,1 % MVC).

K nejmenší míře EMG aktivity vzhledem k MVC došlo během polohy korigovaného visu u m. trapezius, pars superior l. dx. (8,9 % MVC), m. trapezius, pars medialis l. sin. (9,8 % MVC) a m. trapezius, pars superior l. sin. (16,9 % MVC). Během polohy vzporu klečmo se jednalo o m. trapezius, pars superior l. dx. (6,2 % MVC), m. trapezius, pars superior l. sin. (19,7 % MVC) a m. trapezius, pars medialis l. dx. společně s m. trapezius, pars inferior l. dx. (u obou 29,7 % MVC).

Proband č. 7	MVC	Korigovaný vis		Vzpor klečmo	
		EMG aktivita	% MVC	EMG aktivita	% MVC
m. trapezius, pars superior l. dx.	1772	157,3	8,9	110,3	6,2
m. trapezius, pars superior l. sin.	763	128,7	16,9	150	19,7
m. trapezius, pars medialis l. dx.	1400	251,3	18,0	415,7	29,7
m. trapezius, pars medialis l. sin.	1196	117,3	9,8	783	65,5
m. trapezius, pars inferior l. dx.	2219	601,3	27,1	658,7	29,7
m. trapezius, pars inferior l. sin.	1377	411,7	29,9	1103,3	80,1
m. serratus anterior l. dx.	697	738,7	106,0	662	95,0
m. serratus anterior l. sin.	481	358	74,4	501,3	104,2

Tabulka č. 10: EMG aktivita svalů u probanda č. 7. MVC a EMG aktivita je uvedena v  $\mu\text{V}$ , % MVC je uvedena v %.

## 6.8 Proband č. 8

Hodnoty naměřené u probanda č. 8 jsou zaznamenané v tabulce č. 11 (strana 54) Během polohy korigovaného visu byla největší procentuální EMG aktivita u m. trapezius, pars inferior l. sin. (67,3 % MVC), m. serratus anterior l. sin. (42,2 % MVC) a m. trapezius, pars inferior l. dx. 38,2 % MVC). V pozici vzporu klečmo to bylo u m. serratus anterior l. dx. (38,6 % MVC), u m. serratus anterior l. sin. (34 % MVC) a u m. trapezius, pars inferior l. sin. (15,4 % MVC).

K nejmenší míře EMG aktivity vzhledem k MVC došlo během polohy korigovaného visu u m. trapezius, pars superior l. sin. (6,2 % MVC), m. trapezius, pars superior l. dx. (7,2 % MVC) a u m. serratus anterior l. dx. (12,3 % MVC). Během

polohy vzporu klečmo se jednalo o m. trapezius, pars medialis l. dx. (2,7 % MVC), m. trapezius, pars superior l. sin. (4,4 % MVC), m. trapezius, pars superior l. dx. (5 % MVC).

Proband č. 8	MVC	Korigovaný vis		Vzpor klečmo	
		EMG aktivita	% MVC	EMG aktivita	% MVC
m. trapezius, pars superior l. dx.	1295	93,7	7,2	64,3	5,0
m. trapezius, pars superior l. sin.	1447	89	6,2	64	4,4
m. trapezius, pars medialis l. dx.	3255	765	23,5	88,7	2,7
m. trapezius, pars medialis l. sin.	2581	382,7	14,8	172,3	6,7
m. trapezius, pars inferior l. dx.	2911	1112,7	38,2	341	11,7
m. trapezius, pars inferior l. sin.	2173	1463,3	67,3	335	15,4
m. serratus anterior l. dx.	1403	172,7	12,3	541,3	38,6
m. serratus anterior l. sin.	1540	650,3	42,2	524	34,0

Tabulka č. 11: EMG aktivita svalů u probanda č. 8. MVC a EMG aktivita je uvedena v  $\mu\text{V}$ , % MVC je uvedena v %.

## 6.9 Proband č. 9

Hodnoty naměřené u probanda č. 9 jsou zaznamenány v tabulce č. 12 (strana 55). Během polohy korigovaného visu byla největší procentuální EMG aktivita u m. trapezius, pars inferior l. dx. (19,1 % MVC), m. trapezius, pars inferior l. sin. (18,5 % MVC) a m. trapezius, pars medialis l. sin. 10,8 % MVC). V pozici vzporu klečmo to bylo u m. serratus anterior l. dx. (25,9 % MVC), u m. serratus anterior l. sin. (13 % MVC) a u m. trapezius, pars inferior l. dx. (8,5 % MVC).

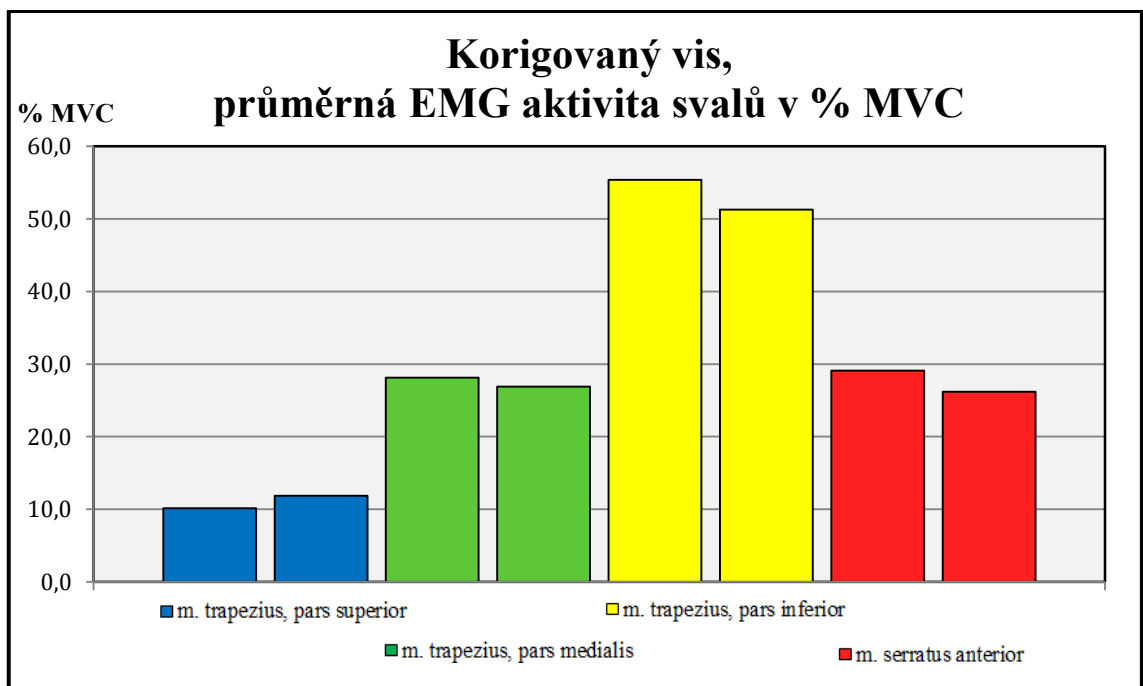
K nejmenší míře EMG aktivity vzhledem k MVC došlo během polohy korigovaného visu u m. trapezius, pars superior l. dx. (4,1 % MVC), u m. trapezius, pars superior l. sin. (5,2 % MVC) a u m. serratus anterior l. dx. (8,1 % MVC). Během polohy vzporu klečmo se jednalo o m. trapezius, pars medialis l. dx. (4 % MVC), m. trapezius, pars medialis l. sin. (4,6 % MVC) a u m. trapezius, pars superior l. sin. (4,7 % MVC).

Proband č. 9	MVC	Korigovaný vis		Vzpor klečmo	
		EMG aktivita	% MVC	EMG aktivita	% MVC
m. trapezius, pars superior l. dx.	1543	64	4,1	73,7	4,8
m. trapezius, pars superior l. sin.	1722	89	5,2	81	4,7
m. trapezius, pars medialis l. dx.	1873	179	9,6	75,3	4,0
m. trapezius, pars medialis l. sin.	1311	141,7	10,8	60,7	4,6
m. trapezius, pars inferior l. dx.	1326	253,3	19,1	113,3	8,5
m. trapezius, pars inferior l. sin.	1220	226,3	18,5	82,7	6,8
m. serratus anterior l. dx.	1755	142,3	8,1	453,7	25,9
m. serratus anterior l. sin.	2208	184,7	8,4	288	13,0

Tabulka č. 12: EMG aktivita svalů u probanda č. 9. MVC a EMG aktivita je uvedena v  $\mu\text{V}$ , % MVC je uvedena v %.

## 6.10 Korigovaný vis

Ze získaných EMG záznamů během korigovaného visu vyplývá, že v průměru nejvýraznější EMG aktivitu vzhledem k MVC daného svalu vykazoval m. trapezius, pars inferior a to přes 50 % MVC. M. trapezius, pars medialis a m. serratus anterior vykazovali poměrně podobnou aktivitu kolem 30 %. Nejmenší aktivitu jsme ve visu naměřili u m. trapezius, pars superior, kolem 10 %. Podrobně jsou údaje z měření zaznamenány v tabulce č. 13 (strana 57).



**Graf č. 1: Grafické zobrazení hodnot průměrné EMG aktivity svalů v % MVC v korigovaného visu. EMG aktivita je pro každý sval vyjádřena jinou barvou, barevné sloupce jsou vždy vlevo pro levou stranu těla a vpravo pro pravou stranu těla.**

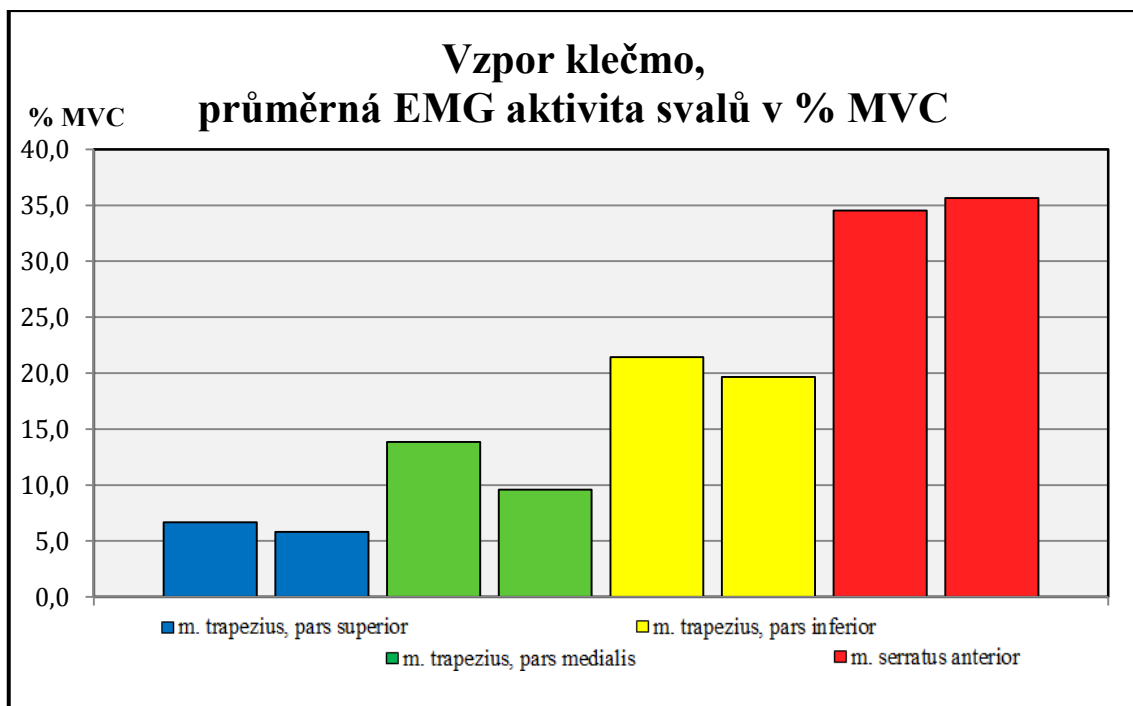


Poloha korigovaného visu	Průměr % MVC	Rozmezí % MVC	Směrodatná odchylka
m. trapezius, pars superior l. dx.	11,8	2,6 – 61,2	19,6
m. trapezius, pars superior l. sin.	10,2	2,8 – 40	12,6
m. trapezius, pars medialis l. dx.	26,9	5,3 – 99,7	30,3
m. trapezius, pars medialis l. sin.	28,1	5,6 – 102,4	32,4
m. trapezius, pars inferior l. dx.	51,3	19,1 – 95,9	26,8
m. trapezius, pars inferior l. sin.	55,4	18,5 – 112,6	32,5
m. serratus anterior l. dx.	26,2	3,8 – 106	35,1
m. serratus anterior l. sin.	29,1	8,4 – 74,4	24,5

**Tabulka č. 13: Průměrná EMG aktivita svalů všech probandů v korigovaném visu** Průměr %MVC je průměrná aktivita daného svalu u všech probandů uvedena v %, Rozmezí % MVC je nejnížší a nejvyšší naměřená hodnota u všech probandů uvedena v %.

## 6.11 Vzpor klečmo

Z vyhodnocení EMG aktivity během polohy vzporu klečmo vyplývá, že v průměru nejvýraznější EMG aktivitu vzhledem k MVC daného svalu vykazoval m. serratus anterior a to téměř 35% MVC. M. trapezius, pars inferior vykazoval výrazně nižší aktivitu kolem 20% MVC. Aktivita bezmála 10% MVC respektive téměř 15% MVC byla ve vzporu naměřena u m. trapezius pars medialis. Nejnížší aktivita byla ve vzporu naměřena u m. trapezius, pars superior, kolem 5% MVC. Podrobně jsou údaje z měření zaznamenány v tabulce č. 14 (strana 58).



**Graf č. 2: Grafické zobrazení hodnot průměrné EMG aktivity svalů v % MVC ve vzporu klečmo.** EMG aktivita je pro každý sval vyhledána jinou barvou, barevné sloupce jsou vždy vlevo pro levou stranu těla a vpravo pro pravou stranu těla

Poloha vzporu klečmo	Průměr % MVC	Rozmezí % MVC	Směrodatná odchylka
m. trapezius, pars superior l. dx.	5,8	2,4 – 9,6	2,6
m. trapezius, pars superior l. sin.	6,7	2,6 – 19,7	5,9
m. trapezius, pars medialis l. dx.	9,6	2,3 – 29,7	9,8
m. trapezius, pars medialis l. sin.	13,9	3,5 – 65,5	21,2
m. trapezius, pars inferior l. dx.	19,6	3,2 – 59,8	18,9
m. trapezius, pars inferior l. sin.	21,4	3,3 – 80,1	24,8
m. serratus anterior l. dx.	35,7	4,5 - 95	29,1
m. serratus anterior l. sin.	34,5	13 – 104,2	29,4

**Tabulka č. 14: Průměrná EMG aktivita svalů všech probandů ve vzporu klečmo.** Průměr % MVC je průměrná aktivita daného svalu u všech probandů uvedena v %, Rozmezí % MVC je nejnižší a nejvyšší naměřená hodnota u všech probandů uvedena v %.

## 7 DISKUZE

Vis za horní končetiny jako téma mé diplomové práce jsem si vybral, protože si myslím, že cvičení ve visu a v jeho modifikacích patří do moderní rehabilitace. V mé dosavadní fyzioterapeutické praxi jsem se na žádném z mnoha navštívených klinických pracovišť nesešel s využitím visu či jeho derivátů.

V obecném smyslu je vis fylogeneticky starý fixovaný vzor. Z hlediska HKK se jedná o uzavřený kinematický řetězec, což je pro účely rehabilitace šetrnější varianta než řetězec otevřený. Dle Kračmara et al. (2007) je ramenní pletenec dnešního člověka k visu stále přizpůsoben, i když někteří autoři naznačují, že dorzoventrální oploštění hrudníku dnešního člověka spolu s dokonalým napřímením a pozicí lopatky je již do určité míry biomechanickou kontraindikací práce ve visu (Krobot et al., 2004). Myers (2009) popsal svalový řetězec, k jehož aktivaci dochází pouze v poloze paže nad horizontálou (viz obrázek č. 8, str. 33). Kirsch (2013) ve své knize zmiňuje dokonce možnost remodelace hákovitého tvaru akromionu pomocí dlouhodobého nácviku statického visu. „Úchopový reflex dítěte v novorozeneckém období je natolik silný, že po zavěšení na hrazdu dokáže samostatně viset, teprve s nástupem stereognozie ruky v období 3. až 4. měsíce věku mizí uchopový reflex HK“ (Kolář, 2016). Kolář (2009) popisuje vis jako jednu z možných poloh vhodnou pro nácvik hluboké stabilizace páteře (viz obrázek č. 8, str. 33). „Ontogeneze do určité míry reflektuje průběh fylogeneze. „Když se podíváme na vývoj moderního člověka z hlediska fylogeneze, tak dojdeme k tomu, že nejdříve se objevila kvadrupedie. Následovala brachiace – pohyb ve visových pozicích a teprve potom se objevila bipedální lokomoce, která uvolnila HK pro manipulační funkce. Morfologii získanou během fylogeneze si s sebou neseme dál. V ontogenezi také vidíme nejdříve kvadrupedální lokomoci (zhruba kolem 8. Měsíce). Bipedální lokomoci vidíme kolem jednoho roku. Kam se tedy ztratila visová motorika, pokud má ontogeneze reflektovat postupný vývoj, který vidíme ve fylogenezi? Visová motorika v ontogenezi je v určitých fragmentech. Vidíme ji například při vstávání, u opory, kdy HK v kaudálním vektoru prováže dolní fixátory lopatek s dolními fixátory hrudníku až na pánev. Proč tedy děti kolem devátého, desátého měsíce nelezou po stromech? Oni by lezly, kdyby měly příležitost. My se je však většinou snažíme držet nízko, aby si nic neudělali“ (Čech, 2015).

Dalo by se tedy o visu uvažovat jako o jedné z vývojových poloh?

Velký rozptyl výsledných hodnot našeho měření lze přikládat individuálním rozdílům ve strategii stabilizace ramenního pletence. V měření jsme se nezabývali zjišťováním dominantní končetiny probandů, protože stranová preference se často neshoduje s kvalitou posturální stabilizace v daných polohách.

Předpoklad (hypotéza č. 1), že v korigovaném visu dojde k vyšší EMG aktivitě m. trapezius spodní část nežli ve vzporu klečmo byl potvrzen. EMG aktivita m. trapezius pars inferior byla u osmi z celkového počtu devíti probandů vyšší v korigovaném visu nežli ve vzporu klečmo, rovněž průměr EMG aktivity všech měření daného svalu byla vyšší ve visu nežli ve vzporu.

Druhá hypotéza se potvrdila u sedmi probandů. Stejně tak průměrná aktivita střední části m. trapezius byla vyšší ve visu, proto se i v tomto případě přikláníme k platnosti daného předpokladu.

Za zcela neplatnou považujeme hypotézu č. 3. Aktivita m. serratus anterior byla u šesti probandů vyšší ve vzporu nežli ve visu. Průměrné hodnoty EMG aktivity také potvrzují výše zmíněné výsledky.

Hypotéza č. 4 je neplatná v případě průměrné hodnoty aktivity m. trapezius horní část. Tato průměrná hodnota ze všech měření daného svalu ukazuje jeho nižší aktivitu ve vzporu, ovšem pokud vezmeme v úvahu jednotlivá měření, zjistíme, že aktivita m. trapezius horní část byla ve třech případech nižší ve visu nežli ve vzporu a ve třech případech nižší ve vzporu nežli ve visu. U probanda č. 6 byla naměřena stejná průměrná aktivita tohoto svalu ve visu i ve vzporu. V případě probandů č. 7 a 8 došlo k rozdílné aktivaci na pravé a levé straně, kdy jedna část m. trapezius pars superior byla méně aktivní ve visu a druhá část tohoto svalu byla méně aktivní ve vzporu. Tuto asymetrickou aktivitu lze znovu přikládat individuálním rozdílům ve strategii stabilizace ramenního pletence, ale také funkční asymetrii, která je u končetin vždy patrná (Véle, 2006). Nejvýrazněji lze lateraliu pozorovat u horních končetin (Vařeka, 2001).

Spodní část m. trapezius dosahovala nejvyšších hodnot EMG aktivace ze všech měřených svalů. V několika případech aktivita spodní část m. trapezius překročila hodnotu naměřené MVC pro daný sval. Tento jev může být dán gravitační silou, kterou tento sval musí překonávat při stabilizaci ramenního pletence v korigovaném visu.

Z výsledků našeho měření vyplývá, že pro aktivaci m. serratus anterior je pozice vzpor klečmo vhodnější, nežli pozice korigovaný vis. Tato skutečnost se zdá být logickou, i pokud vezmeme v úvahu anatomickou polohu m. serratus anterior a hlavně jeho funkci dle svalového testu. K ještě větší aktivaci m. serratus anterior dojde při nehomogenní aktivitě obou končetin ve zkříženém vzoru jako je například záběr na kajaku a šplh na laně (Bačáková, 2013), (Vystrčilová, et al. 2006).

Naše výsledky ohledně hypotézy č. 1 a 2 se shodují se studií provedené Francovou et al. (2006), kdy byla měřena EMG aktivita svalů stabilizujících lopatku při izometrické kontrakci ve vybraných pozicích HK charakteristických pro zaujetí rovnovážné polohy těla na lezecké stěně. Stejně jako v naší práci šlo o snímání EMG aktivity při svalové práci v uzavřeném svalovém řetězci. EMG snímač byl v této studii, na rozdíl od naší práce, umístěn pouze na pravou stranu těla. Dalším rozdílem je typ úchopu, v naší práci je úchop prostřednictvím celé dlaně nadhmatem kolem hrazdy, oproti tomu ve studii Francové et al. jde o lezecký „otevřený úchop“ všemi čtyřmi prsty, s palcem v addukci. Výsledky obou prací ukazují na vysokou míru aktivity spodních fixátorů lopatky, hlavně pak střední a spodní části m. trapezius, m. serratus anterior nedosahuje ve visových polohách takové míry aktivace jako střední a spodní část m. trapezius. Z naší práce stejně jako z práce Francové et al. (2006) vyplývá, že využití visu za horní končetiny je vhodné pro stabilizaci a centraci ramenního pletence.

Výběr svalů pro naše měření ovlivnilo pozorování nejčastějších svalových dysbalancí. S rozšiřováním využití počítačů a chytrých telefonů ustupuje do pozadí manuální práce a sportovní vyžití široké veřejnosti. V poslední době už lze chytrý telefon spatřit i v ruce většiny dětí školního a předškolního věku. Znovu tak dochází k upozadování komplexního rozvoje motoriky v rámci her na dětských hřištích, prolízačkách, lezení po stromech, dovádění v přírodě atd. Dítě se tak stává pohybově neaktivním uživatelem elektronických výtvarků už v raném věku. Začátkem školní docházky se sedavý způsob života ještě umocní a dítě získává předpoklady pro celoživotní problémy s pohybovým aparátem.

V běžném životě převládají pohyby do vnitřní rotace v ramenním kloubu a flexe převážně končí v horizontále. Vnitřní rotace se vyskytuje při chůzi, běhu, uchopování předmětů. Při statickém sedu dochází ke kyfotizaci střední hrudní páteře, přetěžování přechodu krční a hrudní páteře, předsunutému držení hlavy. Tím je znemožněna správná

funkce středních a spodních fixátorů lopatek, ramena jsou držena v protrakci a vnitřní rotaci. Zevní rotátory ramenního kloubu oslabují, vnitřní rotátory se zkracují. Právě aktivity využívající vis za horní končetiny, ve kterých horní končetiny pracují v uzavřených řetězcích, využívají rotace zevní i vnitřní a také ostatní pohyby v ramenním kloubu v celém rozsahu, a horní končetina se zde dostává do flexe nad 90°.

Obecně se zvyšuje počet lidí pravidelně pracujících v sedu u PC (ČSÚ 2010, 2015). Doba strávená prací u PC je rizikovým faktorem pro vznik bolestivých syndromů v oblasti krku a HKK (Jensen et al., 2002), (Karlqvist et al., 2002), (Punnett, Bergqvist, 1997), (Andersen et al., 2011). Typickou svalovou dysbalancí vznikající v důsledku dlouhodobého sezení u PC je horní zkřížený syndrom, který popisuje Janda (1982). Jak užívání chytrých telefonů, tak práce na PC se odehrává převážně ve flekčních polohách.

V literatuře není dohledatelná hranice vzniku Horního zkříženého syndromu. Není tak úplně jasné, kdy se jedná o místní svalovou dysbalanci a kdy už jde o zmíněný syndrom. Některé z níže uvedených svalových dysbalancí lze však ve vyspělé civilizaci nalézt téměř u každého. Pravidelné praktikování visu by tak mohlo být zařazováno jako prvek prevence bolestivých stavů spojených s postupným rozvojem horního zkříženého syndromu.

Do klinického obrazu horního zkříženého syndromu typicky patří oslabené spodní fixátory lopatek a hluboké flexory krku. Naopak v hypertonu a krácení se nachází m. pectoralis minor a major, m. levator scapulae, trapezius pars descendens (Richter, Hebben, 2009), (Moore, 2004), (Pink, Perry, 1996), (Janda 1988), (Hammer 1999). Tyto svalové dysbalance vedou ke změně pohybových stereotypů. Hlava se dostává do předsunutého držení, ramena do protrakce. Dále dochází ke změně postavení lopatky tak, že se osa kloubní jamky otáčí vertikálněji. V této pozici přestává být chrupavčitý spodní okraj labra dostatečnou oporou proti gravitaci a dochází ke svalové fixaci prostřednictvím m. supraspinatus. Dlouhodobá aktivita tohoto svalu může vést k jeho přetížení. Dlouho trvající přetěžování vede k degenerativním změnám, restrikci nebo až zánětu vaziva v oblasti ramenního kloubu (Michalíček, Vacek, 2014), (Meseley, et al. 2004), (Cheng, et al. 2008), (Janda, 1982), (Kolář, 2015), (Gilbertová, Matoušek, 2002).

Během kompenzačního procesu je třeba odstranit svalové dysbalance, protáhnout zkrácené a posílit oslabené svaly. Klíčové je zapojení spodních fixátorů

lopatky do globálního vzoru v kooperaci s ventrální a dorazální muskulaturou (Janda, 1982), (Kolář, 2015), (Michalíček, Vacek, 2015). Tuto svalovou reedukaci Kolář (2009) doporučuje začínat cviky s oporou horní končetiny, kdy dochází k pohybu ve více kloubech a zapojí se větší množství kloubních a svalových proprioceptorů, čímž zvýšíme „neurofyziologický zájem“ CNS o inkriminovanou oblast. Domníváme se, že vedle cviků v opoře o HKK je vhodné zařadit i korigovaný vis nebo další varianty visu.

Myers (2009) se zmiňuje o pozitivním vlivu pozice HK nad horizontálou pro m. pectoralis minor, který je například ve visu v protažení. Pouze v poloze paže nad horizontálou dochází k aktivaci svalového řetězce:

flexory prstů - m. coracobrachialis – m. pectoralis minor – m. rectus abdominis (viz obrázek č. 8, str. 35), (Myers, 2009).

Kirsch (2013) popisuje léčebné účinky pasivního visu na restrikcii vaziva v oblasti ramenního kloubu, která vzniká po operačním zákroku nebo vlivem místních zánětlivých procesů. V neposlední řadě dochází ve visu k trakci celé páteře, protažení prsního, zádového a břišního svalstva a posílení svalstva ruky (Tlapák, 2014). Čech se zmiňuje o zapojení hlubokých flexorů krku ve visu (Čech, 2015).

Rozhodně není možné kompenzovat horní zkřížený syndrom pouze praktikováním visu, protože ten ovlivňuje jen některé projevy zmíněného syndromu. V některých případech ani nebude možné pacienta, vzhledem k jeho obtížím, do polohy visu nastavit. Léčba Horního zkříženého syndromu je věcí komplexního klinického přístupu. Domníváme se však, že je u některých pacientů vhodné vis zařadit jako jeden z kompenzačních prvků například pro domácí cvičení, i vzhledem k relativně jednodušší reprodukovatelnosti správného nastavení segmentů ve srovnání například s polohami vývojových řad DNS dle Koláře v domácím prostředí bez vedení terapeuta. U cvičících tak bude vyšší adherence ke cvičení.

Pacienti, kterým terapeut doporučí pro domácí cvičení vis, budou často namítat, že nemají kde viset. Naše měření jsme proto provedli na jednoduché rozporné hrazdě, jejíž cena je zhruba 300,- Kč. Tím chceme poukázat na dostupnost vybavení nutného pro provedení visu v domácím prostředí a jednoduchost jeho instalace. V poslední době také přibývá venkovních hřišť pro posilování. Základním vybavením takového hřiště je hrazda, na které je možné viset.

Při cvičení ve vzpažení a ve visu dochází k napnutí thorakolumbální fascie. Do této fascie, konkrétně do jejího hlubokého listu, se upíná m. transversus abdominis, což je jeden z nejdůležitějších svalů účastnících se tvorby nitrbřišního tlaku. Ve vzpažení vytváří fascie pevnější punctum fixum pro tento sval a ten poté může pracovat efektivněji. Výhodou je také přirozená trakce celé páteře, protažení zádočných, prsních a břišních svalů (Tlapák, 2014). Jordáková (2015) měřila pomocí ultrasonografie anterioposteriorní tloušťku břišních svalů. Jejího měření se zúčastnilo 30 probandů. Byl zjištěn nárůst mohutnosti stěny u m. transversus abdominis, m. obliquus abdominis externus a m. abdominis internus v korigovaném visu. Dalo by se tedy předpokládat, že lidé praktikující lezení a další „over head actions“ mají lepší hlubokou stabilizaci páteře. S tímto tvrzením se však rozchází výsledky měření Kříhové (2012). Ta hodnotila schopnost aktivace m. transversus abdominis a udržení neutrální polohy bederní páteře a pánve pomocí měřicí jednotky „pressure biofeedback unit“ užívané v rámci konceptu „Spinální segmentální stabilizace“. Jejího měření se zúčastnila skupina lezců a skupina nelezců. Ve výsledcích se neobjevil rozdíl ve schopnosti aktivace m. transversus abdominis ani ve schopnosti udržení neutrální polohy bederní páteře a pánve mezi skupinou lezců a nelezců.

Z výsledků měření Jordákové (2015) vyplývá, že korigovaný vis aktivuje šikmé břišní svalstvo a m. transversus abdominis. Děje se tak pravděpodobně zkrze zkřížené dlouhé řetězce trupu, jak je popisuje Myers (2009) nebo Véle (2006), (viz obrázek č. 3, 4, 5 na str. 25, 26). Teoreticky je tedy možné pomocí korigovaného visu ovlivnit inspirační postavení hrudníku, které bývá spojeno s anteverzí pánve – tzv. syndrom rozevřených nůžek (Kolář, 2009).

Prováděný způsob měření může obsahovat zkrselení výsledků, přestože jsme se snažili zajistit stejné podmínky pro všechny měření, a vybírali jsme pouze probandy, kteří splňovali všechna daná kritéria.

Naše měření proběhlo ve dvou termínech. Měření MVC i korekci v daných polohách prováděla vždy ta samá osoba. Snažili jsme se pozice co nejlépe nadefinovat, přesto mohou být přítomny odchylky. Vis za extendované horní končetiny s dolními končetinami v trojflexy je náročnější na sílu horních končetin než pozice vzpor klečmo. Měření mohla u některých probandů ovlivnit znalost daných poloh. Ve visu je do určité míry možné centraci lopatek provést cestou patologických mechanismů, pokud je to pro



daného jedince zautomatizovaný postup, např.: přednostnou aktivací m. latissimus dorsi namísto m. serratus anterior.

Našeho měření se zúčastnil pouze malý vzorek probandů. Dá se předpokládat, že při vyhodnocování většího množství probandů se závěry mohou lišit. Pro měření jsme vybírali aktivní sportovce. Nejedná se tedy o vzorek průměrné populace.

V dalším výzkumu dané problematiky by bylo vhodné rozšířit variabilitu měřených pozic např. o korigovaný vis s úchopem hrazdy podhmatem a další pozice např. z vývojových řad DNS dle Koláře nebo rozšířit množství měřených svalů např. o šikmé břišní svaly, m. transversus abdominis, rectus abdominis nebo prsní svaly. Další možností by bylo změřit vzorek populace, u kterého se vyskytuje svalová dysbalance typu horní zkřížený syndrom a tyto probandy zainstruovat k pravidelnému praktikování korigovaného visu. Po uplynutí určitého časového úseku měření zopakovat a výsledky obou měření srovnat. Další možností měření by mohlo být srovnání účinků obecně využívaných terapeutických technik ke kompenzaci horního zkříženého syndromu s využitím korigovaného visu.

## 8 ZÁVĚR

Cíle práce bylo dosaženo, navržený a provedený experiment přinesl data, která umožnila zaujmout poměrně jednoznačná stanoviska k vysloveným hypotézám. Úvaha nad povahou výsledků vzhledem k hypotézám je prezentována v předchozí kapitole, zde je proto uvedeno již jen velmi stručné vyjádření:

**Hypotéza č.1:** *V korigovaném visu dojde k vyšší EMG aktivitě m. trapezius spodní část nežli ve vzporu klečmo.*

V rovině přímého porovnání byla EMG aktivita m. trapezius spodní část u osmi z celkového počtu devíti prabandů vyšší v korigovaném visu nežli ve vzporu klečmo, stejně tak hodnoty průměrné EMG aktivity daného svalu byly vyšší ve visu nežli ve vzporu.

Na základě statistických výsledků lze tuto hypotézu spíše potvrdit, protože pro pravou polovinu těla je hodnota  $p=0,149$  a pro levou polovinu těla je hodnota  $p=0,055$ . Tyto výsledky naznačují, že aktivita m. trapezius, spodní část, bude vyšší u širší skupiny lidí v korigovaném visu, než ve vzporu klečmo. Při porovnání hladin významnosti pro pravou a levou polovinu těla vyplývá, že k významnější aktivitě dojde na levé straně těla.

**Hypotéza č.2:** *V korigovaném visu dojde k vyšší EMG aktivitě m. trapezius střední část nežli ve vzporu klečmo.*

V rovině přímého porovnání byla EMG aktivita m. trapezius střední část u sedmi z celkového počtu devíti prabandů vyšší v korigovaném visu nežli ve vzporu klečmo, stejně tak hodnoty průměrné EMG aktivity daného svalu byly vyšší ve visu nežli ve vzporu.

Tato hypotéza byla potvrzena na hladině významnosti  $p=0,119$  pro pravou polovinu těla,  $p=0,102$  pro levou polovinu těla. Tyto výsledky naznačují, že aktivita m. trapezius střední část bude vyšší v poloze korigovaný vis, než v poloze vzpor klečmo. Při porovnání hladin významnosti pro pravou a levou polovinu těla se ukazuje, že aktivita bude téměř symetrická.

**Hypotéza č. 3:** *V korigovaném visu dojde k vyšší EMG aktivitě m. serratus anterior nežli ve vzporu klečmo.*

Tento předpoklad nebyl v rovině přímého porovnání potvrzen. EMG aktivita m. serratus anterior byla u šesti z celkového počtu devíti probandů vyšší ve vzporu klečmo nežli v korigovaném visu, stejně tak hodnoty průměrné EMG aktivity daného svalu byly vyšší ve vzporu nežli ve visu.

S ohledem na statistická data tato hypotéza nebyla potvrzena. Na základě hodnot  $p=0,321$  pro pravou polovinu těla a  $p=0,260$  pro levou polovinu těla.

**Hypotéza č. 4:** *V korigovaném visu dojde k nižší EMG aktivitě m. trapezius horní část nežli ve vzporu klečmo.*

V rovině přímého porovnání byla EMG aktivita m. trapezius horní část u tří probandů nižší ve vzporu a u tří probandů nižší ve visu. U jednoho z probandů byla EMG aktivita tohoto svalu stejná ve vzporu jako ve visu a u dvou probandů došlo k rozdílné aktivaci na pravé a levé straně, kdy jedna část m. trapezius horní část byla méně aktivní ve visu a druhá část tohoto svalu byla méně aktivní ve vzporu. Hodnoty průměrné EMG aktivity daného svalu byly nižší ve vzporu nežli ve visu.

Tato hypotéza nebyla potvrzena na základě hodnoty  $p=0,299$  pro pravou polovinu těla,  $p=0,367$  pro levou polovinu těla.

Závěry práce nelze bez výhrad zobecnit kvůli limitovanému počtu dat, která jsou bohužel zatížené poměrně velkým rozptylem. Protože však práce přinesla zajímavé informace s potenciálním praktickým dopadem např. na fyzioterapii, lze jednoznačně doporučit navazující studii, která by zmíněný nedostatek odstranila využitím většího počtu probandů.

## 9 ZDROJE

ANDERSEN, J., H., FALLENTIN, N., THOMSEN, J., F., MIKKELSEN, S., THIEM, U., Risk Factors for Neck and Upper Extremity Disorders among Computers Users and the Effect of Interventions: An Overview of Systematic Reviews. *PLoS ONE*. 2011-5-12, roč. 6, č. 5, e19691-. DOI: 10.1371/journal.pone.0019691. ISSN 1932-6203. Dostupné také z: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0019691>

ASHTON, E. H., C. E. OXNARD. FUNCTIONAL ADAPTATIONS IN THE PRIMATE SHOULDER GIRDLE. *Proceedings of the Zoological Society of London* [online]. 1964, roč. 142, č. 1, s. 49-66 [cit. 2017-02-18]. DOI: 10.1111/j.1469-7998.1964.tb05153.x. ISSN 03702774. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1469-7998.1964.tb05153>.

BAČÁKOVÁ, R. *Deskripce kvadrupedálního lokomočního diagonálního vzoru při specifické sportovní*. Praha, 2013. 28s. Disertační práce na UK FTVS. Vedoucí disertační práce doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

lokomoci (šplh, chůze, shyb)

BAGG, S., FORREST, W. Electromyographic study of the scapular rotators during arm abduction in the scapular plane. *American journal of physical medicine*, 1986, roč. 65, č. 3, s. 111-124. ISSN 0894-9115

BERNARD, T. *Static work*, 2006, [online], [cit. 30. 2. 2017] dostupné z:

<http://personal.health.usf.edu/tbernard/HollowHills/SMWDesignM20.pdf>

BRÜGGER, A. Kinesiologické aspekty omezení funkce při pohybu a držení těla. *Rehabilitácia*, 1993, č. 3, s. 136 – 144. ISSN 0375-0922

CARPENTER, J., BLASIER, R., PELLIZON, G. The effects of muscle fatigue on shoulder joint position sense. *American Journal of Sports Medicine*. 1998, ed. 26, pp. 262-265.

COLWIN, C. *Breakthrough swimming*. Champaign: Human Kinetics, 2002. ISBN 0736037772.

- ČÁPOVÁ, J. *Terapeutický koncept: bazální programy a podprogramy*. 1. vyd. Ostrava: Repronis, 2008. ISBN 978-80-7329-180-8.
- ČECH, Z. *Aktivace svalů břišní stěny ve visovém zatížení – ústní sdělení*. 2015, přednáška v rámci první konference Asociace studentů fyzioterapie
- ČECH, Z., TLAPÁK, P. Koncepce centračně-stabilizačních posilovacích cvičení. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, č. 4, s. 181-187.
- ČSÚ. [online]. 2010, [cit. 2017-17-2]. Dostupné z: [http://www.czso.cz/csu/redakce.nsf/i/domacnosti\\_a\\_jednostlivci](http://www.czso.cz/csu/redakce.nsf/i/domacnosti_a_jednostlivci).
- ČSÚ. [online]. 2015, [cit. 2017-17-2]. Dostupné z: <https://www.czso.cz/documents/10180/20568879/062004-1520>. Pdf/81490ecc-188a-4f90-bb62-67e89c1d05b6?version=1.0
- DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 1997, ed. 13, no. 2, pp. 135-163.
- DE LUCA, C. J. Decomposition of Surface EMG Signals. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2006, 96(3), pp.1646-1657 [cit. 2017-03-30]. DOI: 10.1152/jn.00009.2006. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jn.00009.2006>
- DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. 1. Vyd. Praha: Grada. 2009. ISBN 978-80-247-1648-0
- EINSPIELER, CH., PRECHTL, F., R. *Prechtl's method on the qualitative assessment of general movements in preterm, term and young infants*. London: Mac Keith Press, 2004. ISBN 1898683409.
- FRANCOVÁ, J., PAVLŮ, D., PÁNEK, D. Možnosti využití terapeutického lezení ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2006, č. 1, s. 29-37.
- GALLINA, A., BOTTER, A., Spatial localization of electromyographic amplitude distributions associated to the activation of dorsal forearm muscles. *Frontiers in Physiology*, 2013, Vol. 4, P. 1 - 8
- GILBERTOVÁ, S., MATOUŠEK, O. *Ergonomie: optimalizace lidské činnosti*. Praha: Grada, 2002. ISBN 80-247-0226-6.
- GRUNDY, J. *Human structure and shape*. Chilbolton, Hampshire: Noble Books, 1982.

HAGG, G., M. Static work loads and occupational myalgia - a new explanation model. *Elsevier science publishers*, 1991, pp.141-144.

HAMMER, W. *Muscle imbalance and postfacilitation stretch*. In: HAMMER, W. *Functional Soft Tissue Examination and Treatment by Manual Methods*. 1st ed. Aspen: Gaithersburg, 1999. Pp 415-445. [sekundární citace]

CHENG, CH-H., et al. The compensation mechanism of cervical muscle dysfunction on spinal stability - an in vitro study using porcine model. *Journal of The Chinese Institute of Engineers* [online], 2008, vol. 31, no. 4 [cit. 2017-11-2], s. 605-613. Dostupný z WWW: <140.118.16.82/www/index.php/JCIE/article/view/220/303>.

HAMILL, J., KNUTZEN. *Biomechanical basis of human movement*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams, c2003. ISBN 07-817-3405-3

CHANG, S., DURAND – SANCHEZ, A., TOMASSO, C., LI S. Interlimb interactions during bilateral voluntary elbow flexion tasks in chronic hemiparetic stroke. *Physiological Reports*, 2013, Vol. 1, No. 1, p. 1 – 9

CHOLEWICKI, J., DIEËN, VAN J., LEE, A., REEVES, P., A comparison of a maximum exertion method and a model-based, sub-maximum exertion method for normalizing trunk EMG. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2011, Vol. 21, Issue 5, p.767–773

ILLYÉS, A., KISS, M. Kinematic and muscle activity characteristics of multidirectional shoulder joint instability during elevation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2006, ed 14. pp. 673-685.

JANDA, V. *Funkční svalový test*. Vyd. 1. čes. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-7169-208-5.

JANDA, V. *Muscles and cervicogenic pain syndromes*. In: GRANT, R. *Physical Therapy of the Cervical and Thoracic Spine*. New York: Churchill Livingstone, 1988. pp. 153-166.

JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch: určeno pro rehabilitační pracovníky*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1982. Učební texty.

JENSEN, CH., FINSEN, L., SØGAARD, K., CHRISTENSEN, H., *Musculoskeletal symptoms and duration of computer and mouse use*. DOI: 10.1016/S0169-8141(02)00130-0. ISBN 10.1016/S0169-8141(02)00130-0. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169814102001300>

JIN-TAE, H., JUNG-HOON, L., CHUL-HAN, Y. The mechanical effect of kinesiology tape on rounded shoulder posture in seated male workers: a single-blinded randomized controlled pilot study. *Physiotherapy Theory and Practice: An International Journal of Physiotherapy* [online], 2015, ed. 31, no. 2, pp. 120-125 [cit. 12-2-2017]. DOI: 10.3109/09593985.2014.960054. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/09593985.2014.960054>

JIROUT, J. *Dynamic, diagnostic and treatment of disorders of the cervical spine*. Praha: Vicomt, 2004.

JORDÁKOVÁ, A. *Aktivace svalů břišní stěny visovým zatížením ramenního pletence-pilotní sonografická studie*. Praha, 2015. 138 s. Bakalářská práce na UK 2. Lékařská fakulta. Vedoucí práce Mgr. Zdeněk Čech.

JUNGERS, W. Ape and hominoid limb length. *Nature*, 1994, ed 369, p. 194.

KAMKAR, A., IRRANG, J., WHITNEY, S. Nonoperative management of secondary shoulder impingement syndrome. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 1993, ed. 17, pp. 212-224.

KAPANDJI, I. *The Physiology of the Joints: Vol 1. Upper Limb*. 5th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1982. ISBN 0-443-02504-5.

KARLQVIST, L., et al. Selfreported working conditions of VDU operators and associations with musculoskeletal symptoms: a crosssectional study focussing on gender differences. *International journal of industrial ergonomics*, 2002, ed.4, no. 5, pp. 277-294.

KENDALL, F., et al. *Muscles: Testing and Function, with Posture and Pain*. 5th edition, Baltimore: Lippincot Williams and Wilkins, 2005. ISBN 0781747805

KIBLER, W. Shoulder rehabilitation: Principles and practice. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1998, ed. 30, pp. 540-550.

KIBLER, W., SCIASCIA, A. Current concepts: scapular dyskinesis. *British Journal of Sports Medicine*, 2010, ed. 44, pp. 300-305.

- KIRSCH, J., M. *Shoulder pain?: the solution & prevention*. Third ed. Morgan Hill, CA: Bookstand, 2010. ISBN 9781589096424.
- KOBESOVÁ, A., OPLOVÁ, L., MÍKOVÁ, K., KOLÁŘ, P. *DNS – Autoterapie: Brožura pro pacienty*. Praha: Alena Kobesová, 2014. ISBN 9788090543836
- KOBESOVA, A., KOLAR, P. Developmental kinesiology: Three levels of motor control in the assessment and treatment of the motor system. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2014, ed. 18, no. 1, pp. 23 – 33.
- KOLÁŘ, P. *Speciální kineziologie, posturální aktivita novorozence – ústní sdělení*, 2016, Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Praha
- KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, roč. 8, č. 1, s. 152-164. ISSN 1211-2658.
- KOLÁŘ, P. Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatric pro praxi*, 2002, roč. 3, s. 106-109.
- KOLÁŘ, P., et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN: 978-80-7262-657-1.
- KOLÁŘ, P., MÁČEK, M. *Základy klinické rehabilitace*. 1. vyd. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-219-0.
- KONRAD, P. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Boston: Noraxon U.S.A., Inc., 2005. ISBN 0-9771622-1-4
- KRAČMAR, B., NOVOTNÝ, P., MRŮZKOVÁ, M., DUFKOVÁ, A., SUCHÝ, J. Lidská lokomoce přes pletenec ramenní. *Rehabilitácia*, 2007, roč. 44, č. 1, s. 3 – 13.
- KROBOT, A. Variabilita tvaru lopatky a predikce pohybových poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2004, roč. 2, s. 67-81.
- KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2762-1
- KROBOT, A., MÍKOVÁ, M., BASTLOVÁ, P. Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2004, roč. 11, č. 2, s. 88-94.
- KRIŠTOFI, J., VALOUCHOVÁ, P. Ověření posilovacích technik fixátorů lopatky pomocí povrchové elektromyografie. *Česká kinantrpologie*, 2009, roč. 13, č. 1, s. 32-41



- LAMONTAGNE, M. Application of electromyography in sports medicine. In: PUDDU, A., G. *Rehabilitation of sports injuries*. Heidelberg: Springer, 2001. s. 31-53. ISBN 3-540-67475-6.
- LATASH, M., L. *Neurophysiological basis of movement*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008. ISBN 978-0736063678
- LEBEDEV, A. Palaeontology: Fins made for walking. *Nature* [online]. 1997. ed. 390, no. 6655, s. 21–22. Dostupné z: doi:10.1038/36215. ISSN 0028-0836
- LINDMANN, R., ERIKSSON, A., THORNELL, L. Fiber type composition of the human male trapezius muscle. Enzyme-histochemical characteristics. *The American journal of anatomy*, 1990, vol. 189, no. 3, p. 236-44. ISSN 1553-0795.
- LUGO, R., KUNG, P., BENJAMIN, M. Shoulder biomechanics. *European journal of radiology*, 2008, vol. 68, no. 1, p. 16-24. ISSN. 1872-7727.
- MÁČEK, M., RADVANSKÝ, J. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-80-726-2695-3.
- MATTHEWS, C. E., CHEN, K. Y., FREEDSON, P. S., BUCHOWSKI, M. S., BEECH, B. M., PATE, R. R., TROIANO, R. P. Amount of Time Spent in Sedentary Behaviors in the United States, 2003-2004. *American Journal of Epidemiology* [online]. 2008, ed. 167, no. 7, p.875-881 [cit. 2017-02-12]. DOI: 10.1093/aje/kwm390. ISSN 0002-9262. Dostupné z: <https://academic.oup.com/aje/article-lookup/doi/10.1093/aje/kwm390>
- MAYER, M., SMÉKAL, D. Syndromy bolestivého a dysfunkčního ramene: role krátkých depresorů hlavice humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2005, roč. 12, č. 2, s. 68-71. ISSN 1211-2658
- MAYER, M., SMÉKAL, D. Syndromy bolestivého a dysfunkčního ramene: role krátkých depresorů hlavice humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2005, roč. 2., s. 68-71.
- MCGREW, C., MARCHANT, F. Chimpanzees, tools, and termites: Hand preference or handedness? *Current Anthropology*, 1992, ed. 1., p. 114-119.
- MICHALÍČEK, P., VACEK, J. Rameno v kostce - 1. část. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2014, roč. 21., č. 3, s. 151-162.

- MICHALÍČEK, P., VACEK, J. Rameno v kostce - 2. část. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2014, roč. 21, č. 4, s. 205-223.
- MICHALÍČEK, P., VACEK, J. Rameno v kostce - 3. část. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2015, roč. 22, č. 3, s. 154-166.
- MOORE, M. Upper Crossed Syndrome and Its Relationship to Cervicogenic Headache. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics Home, National University of Health Sciences: Elsevier*, 2004, ed. 27, no. 3, p. 414-420.
- MOSELEY, G., NICHOLAS, M., K., HODGES, P., W. Does anticipation of back pain predispose to back trouble?. *Brain* [online]. 2004, no. 127 [cit. 2017-10-2], p. 2339-2347. Dostupný z WWW: <<http://brain.oxfordjournals.org/cgi/reprint/127/10/2339>>.
- MUGGLETON, J., ALLEN, R., CHAPPELL, P. Hand and arm injuries associated with repetitive manual work in industry: a review of disorders, risk factors and preventive measures. *Ergonomic*, 1999, ed. 42, p. 714-739.
- MYERS, W. *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists*. 2nd ed. New York: Elsevier, 2009. ISBN 9780443102837.
- OGSTON, B., LUDEWIG, M. Differences in 3- dimensional shoulder kinematics between persons with multidirectional instability and asymptomatic controls. *American Journal of Sports Medicine*, 2007, ed. 35., p. 1361-1370.
- OTÁHAL, M., TICHÝ, M. Snímání EMG signálů ze svalů pánevního dna pomocí povrchových plošných elektrod – metodické sdělení. *Lékař a technika*, 1999, roč. 30 str. 110-112.
- PALASTANGA, N., SOAMES, R. *Anatomy and human movement: structure and function*. 6th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2012. 620 p.
- PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J., Rychlost vedení akčního potenciálu jako identifikátor nástupu svalové únavy v povrchové elektromyografii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, roč. 16, č. 3, str. 96 -101.
- PEAT, M. Functional anatomy of the shoulder complex. *Physio Therapy*, 1986, ed. 66., p. 1855-1865.
- PERRY, J., CHAPMAN, M. W., et al. *Chapman's orthopaedic surgery*. 3th ed. Philadelphia: Williams & Wilkins, 2001. p. 2 063–2 077. ISBN 978-0-781-71487-2.

PINK, M., JOBE, W. Shoulder injuries in athletes. *Clinical Management*, 1991, ed. 11., p. 39-47.

PINK, M., PERRY, J. *Biomechanics*. In: JOBE, W. *Operative Techniques in Upper Extremity Sports Injuries*. St Louis: Mosby, 1996. p.109-123.

POSTON, B., SANTOS, D., JESUNATHADAS, M., HAMM, T., M., SANTELLO, M. Force-Independent Distribution of Correlated Neural Inputs to Hand Muscles During Three-Digit Grasping. *Journal of Neurophysiology*, 2010, Vol. 104, No. 2, p. 1141–1154

PUNNETT, L., BERGQVIST, U. *Visual display unit work and upper extremity musculoskeletal disorders: a review of epidemiological findings*. Solna: Arbetslivsinstitutet, 1997. ISBN 9170454361.

RICHTER, P., HEBGEN, E. *Trigger points and muscle chains in osteopathy*. New York: Thieme, 2009. ISBN 9783131450517.

ROBERTS, D. *Structure and function of the primate scapula*. In: Jenkins, F. (Ed.), *Primate locomotion*. New York: Academic Press, p. 171-200. 1974.

ROCKWOOD, P. *The shoulder*. 1st ed. Washington: Maxwell, 2006. 1577p. ISBN 978-1-4160-3427-8

RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, roč. 8, č. 4, s. 173-177.

SOLNIK S., DE VITA, P., LONG, B., HORTOBÁGYI, T. Teager–Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *European Journal of Applied Physiology*, 2010, Vol. 110, No. 3, p. 489 – 498.

TLAPÁK, P. *Posilování kloubní kondice: centračně-stabilizační cvičení*. Praha: ARSCI, 2014. ISBN 978-80-7420-037-3

VAŘEKA, I. Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitac a fyzikální lékařství*, 2001, roč. 2, s. 92-98.

VÉLE, F. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.

VOIGHT, L., BRIAN, C., THOMSON, C. The Role of the Scapula in the Rehabilitation of Shoulder Injuries. *Journal of Athletic Training*, 2000, ed. 35, no. 3, p. 364-372.

VOIGHT, M., HARDIN, J., BLACKBURN, T., TIPPET, S., CANNER, G. The effects of muscle fatigue on and the relationship of arm dominance to shoulder proprioception. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 1996, ed. 23, p. 348-352.

VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. 3. vyd. Praha: Grada Publishing a.s., 2010. 180 s. ISBN: 978-80-247-2710-3.

VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha: Grada Publishing. 1995.

VORÁČOVÁ, H., ŠAFÁŘOVÁ, M. Klek s oporou o dlaně – nový test posturální stabilizace. *Medicina sportiva Bohemica et Slovaca*, 2011, roč. 20, č. 1, s. 31-38. ISSN 1210-5481.

VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B., NOVOTNÝ, P. Ramenní pletenec v režimu kvadrupedální lokomoce. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2006, roč. 2, s. 92-98.

WARNER, P., MICHELI, J., ARSLANIAN, E.; KENNEDY J.; KENNEDY, R. Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome. *Clinical Orthopaedic Rel Res*, 1992, ed. 285, p. 191-199.

WONG, E., GABRIEL, Y. Strength profiles of shoulder rotators in healthy sport climbers and nonclimbers. *Journal of Athletic training*, 2009, ed. 44, no. 5, pp. 527-530.

## **10 PŘÍLOHY**

### **10.1 Seznam příloh**

Příloha č. 1 Souhlas etické komise FTVS UK

Příloha č. 2 Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 3 Seznam tabulek a grafů

Příloha č. 4 Seznam obrázků

Příloha č. 5 Ukázka EMG záznamu

Příloha č. 6 Vzor kineziologického rozboru

Příloha č. 7 Studentův koeficient (výstup funkce “t - test”)





### **10.1.3 Seznam tabulek a grafů**

Tabulka č.1 Mezníky v opoře horní končetiny v průběhu ontogeneze

Tabulka č.2 Mezníky v úchopu horní končetiny v průběhu ontogeneze

Tabulka č.3 EMG aktivita svalů probanda č.1

Tabulka č.4 EMG aktivita svalů probanda č.2

Tabulka č.5 EMG aktivita svalů probanda č.3

Tabulka č.6 EMG aktivita svalů probanda č.4

Tabulka č.7 EMG aktivita svalů probanda č.5

Tabulka č.8 EMG aktivita svalů probanda č.6

Tabulka č.9 EMG aktivita svalů probanda č.7

Tabulka č.10 EMG aktivita svalů probanda č.8

Tabulka č.11 EMG aktivita svalů probanda č.9

Tabulka č.12 Průměrná EMG aktivita svalů všech probandů v korigovaném visu

Tabulka č.13 Průměrná EMG aktivita svalů všech probandů ve vzporu klečmo

Graf č. 1 Grafické zobrazení hodnot průměrné EMG activity svalů v %MVC v korigovaném visu

Graf č. 2 Grafické zobrazení hodnot průměrné EMG activity svalů v %MVC ve vzporu klečmo



#### **10.1.4 Seznam obrázků**

Obrázek č. 1 Fylogeneze s nadsázkou

Obrázek č. 2 Vývojové pozice lopatky

Obrázek č. 3 Zkřížený dlouhý řetězec trupu

Obrázek č. 4 Spirální linie

Obrázek č. 5 Spirální linie, pohled z boku

Obrázek č. 6 Pozice v sedě

Obrázek č. 7 Horní zkřížený syndrom

Obrázek č. 8 Modifikované polohy pro nácvik hluboké stabilizace

Obrázek č. 9 Spojení m. pectoralis minor s m. coracobrachialis

Obrázek č. 10 Zapojení myofasciální řetězce ve visu

Obrázek č. 11 Biomonitor ME 6000

Obrázek č. 12 Ukázka lokalizace elektrod

Obrázek č. 13 Ukázka lokalizace elektrod

Obrázek č. 14 Popis MVC

Obrázek č. 15 Pasivní vis

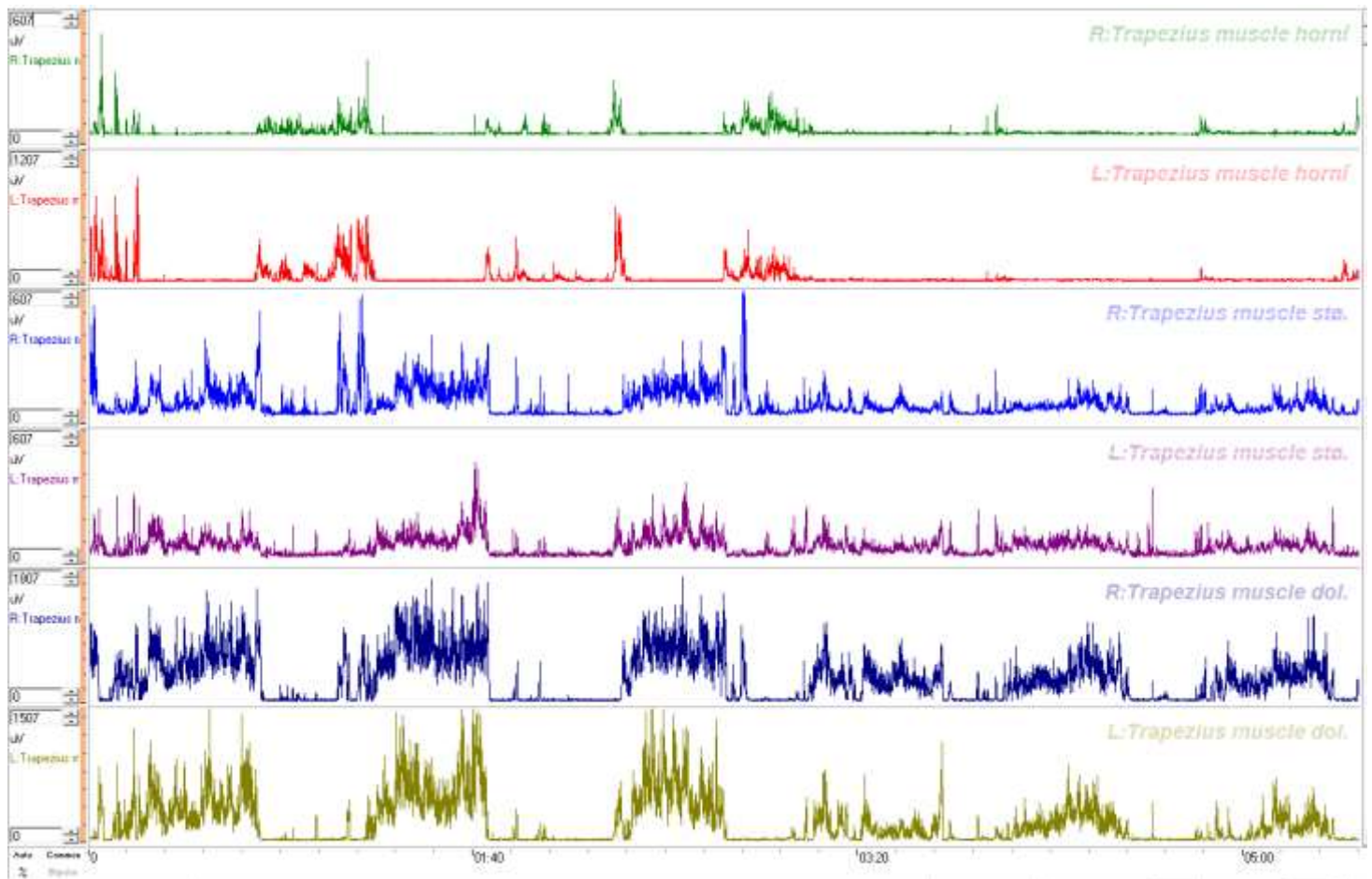
Obrázek č. 16 Pasivní vis

Obrázek č. 17 Korigovaný vis

Obrázek č. 18 Korigovaný vis

Obrázek č. 19 Vzpor klečmo

### 10.1.5 Ukázka EMG záznamu



## 10.1.6 Vzor kineziologického rozboru

### Kineziologický rozbor

Proband č.:

Věk:

Pohlaví:

Váha:

Výška:

Aktivní sport:

Úrazy v oblasti HK:

Operace v oblasti HK:

Vyšetření aspektů:

- Zepředu
- Z boku
- Zezadu

Palpační vyšetření svalů pletence ramenního:

Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy v oblasti HK:

Vyšetření aktivních pohybů:

- Cp
- Thp
- HK

### 10.1.7 Výsledné tabulky z měření „t-testu“

	trap. Horní R		trap. Horní L		trap. Střední R		trap. Střední L		trap. Spodní R		trap. Spodní L		serr. Ant. R		serr. Ant. L	
	vis	vzpor	vis	vzpor	vis	vzpor	vis	vzpor	vis	vzpor	vis	vzpor	vis	vzpor	vis	vzpor
<b>prob.1</b>	<b>0,0506192</b>		<b>0,2668055</b>		<b>0,167530323</b>		<b>0,00510508</b>		<b>0,379285258</b>		<b>0,00794698</b>		<b>0,141863</b>		<b>0,03108</b>	
	4,2700519	8,5401	5,8035714	7,14286	9,00621118	17,6242	7,79220779	4,1847	14,2107773	22,2222	20,6816421	2,59489	3,602941	4,11765	17,97753	20,9397
	6,2896711	9,23254	6,6964286	16,875	12,3447205	12,7329	7,14285714	4,329	36,09918932	18,9795	21,8435321	4,76375	3,897059	4,26471	19,91828	24,1062
	4,4431621	11,0791	6,5178571	8,21429	8,074534161	17,6242	7,35930736	4,1847	33,85789223	11,4449	15,8017041	2,4787	3,75	5,14706	18,89683	23,9019
průměr smodch	5,0009617	9,61723	6,3392857	10,744	9,808488613	15,9938	7,4314574	4,2328	28,0559529	17,5489	19,4422928	3,27911	3,75	4,5098	18,9309	22,9826
	0,9139915	1,07162	0,3857584	4,35725	1,83327751	2,30578	0,26599609	0,06802	9,83268426	4,51461	2,61762126	1,05087	0,120073	0,45459	0,79268	1,44695
<b>prob 2</b>	<b>0,4840245</b>		<b>0,5911006</b>		<b>0,289189419</b>		<b>0,34904137</b>		<b>0,202599171</b>		<b>0,21068027</b>		<b>0,768805</b>		<b>0,500755</b>	
	2,553941	2,81814	3,4883721	4,10037	4,524610211	2,84317	4,76437079	3,884	42,4959217	11,1474	30,3289474	13,4211	4,375	12,875	15,37406	17,4331
	2,5979745	0	3,4883721	0	6,053194742	0	6,3697566	0	49,04839587	0	29,0789474	0	4,625	0	16,0604	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr smodch	1,7173052	0,93938	2,3255814	1,36679	3,525934984	0,94772	3,7113758	1,29467	30,5147725	3,71579	19,8026316	4,47368	3	4,29167	10,4782	5,81103
	1,2144512	1,32848	1,6444344	1,93293	2,570123966	1,34028	2,7049398	1,83093	21,7423893	5,25492	14,0118709	6,32674	2,123774	6,06933	7,41447	8,21803
<b>prob 3</b>	<b>0,1443801</b>		<b>0,0976026</b>		<b>0,503931427</b>		<b>0,27316764</b>		<b>0,08578502</b>		<b>0,06224191</b>		<b>0,233931</b>		<b>0,080496</b>	
	6,1507937	8,23413	4,7217538	8,23413	15,05546751	14,7385	24,7404844	25,7785	44,91766042	34,3555	54,1538462	27,8974	49,12791	55,814	21,01535	34,9469
	6,3492063	11,7063	4,5531197	11,7063	18,22503962	19,4929	29,0657439	17,301	60,87450312	35,4344	53,1794872	31,2308	41,71512	75,2907	24,79339	48,6423
	6,1507937	7,44048	5,143339	7,44048	21,87004754	14,4216	47,0588235	16,263	61,15843271	24,3044	78,6666667	29,2821	42,58721	48,4012	18,8902	26,9185
průměr smodch	6,2169312	9,12698	4,8060708	9,12698	18,38351823	16,2176	33,621684	19,7809	55,6501988	31,3648	62	29,4701	44,47674	59,8353	21,5663	36,8359
	0,0935326	1,85244	0,2482226	1,85244	2,784296662	2,31955	9,6641781	4,26213	7,5899358	5,01184	11,7918242	1,36731	3,308083	11,3399	2,44125	8,9687
<b>prob 4</b>	<b>0,0138286</b>		<b>0,2222042</b>		<b>0,011023003</b>		<b>0,06107307</b>		<b>0,030458125</b>		<b>0,00070783</b>		<b>0,015208</b>		<b>0,230846</b>	
	4,6528804	2,47415	2,8905964	2,34175	84,59915612	3,12236	69,6499778	3,54453	45,12231064	2,12202	95,753176	3,99274	6,288874	18,2446	7,236497	15,312
	3,9143279	2,47415	9,7694841	3,2199	95,99156118	4,00844	36,7301728	3,58883	56,41025641	5,57029	97,0235935	8,45735	12,02488	19,9724	12,50655	13,3718
	4,0251108	2,25258	4,5737285	2,30516	118,6075949	2,61603	34,8249889	3,41161	78,57353375	1,97465	86,6787659	2,97641	7,982032	16,9661	8,12795	10,4352
průměr smodch	4,1974397	2,4003	5,744603	2,62227	99,73277075	3,24895	47,06838	3,51499	60,0353669	3,22232	93,1518451	5,14217	8,765261	18,3944	9,29033	13,0397
	0,3252054	0,10445	2,927796	0,42285	14,13367054	0,57545	15,986533	0,07531	13,8948948	1,66136	4,60644884	2,38063	2,406315	1,23184	2,30315	2,00473

<b>prob 5</b>	<b>0,0171039</b>	<b>0,01082956</b>	<b>0,001673808</b>	<b>0,004912341</b>	<b>0,00085491</b>	<b>0,001723032</b>	<b>0,0221033</b>	<b>0,009701</b>
	75,631769	5,956679	45,4596413	3,195067	40,82313682	2,298851	109,610984	4,195271
	52,0758123	6,588448	32,455157	3,195067	42,30626622	2,335929	108,8482075	4,118993
	55,7761733	5,776173	38,9573991	3,139013	36,92992214	2,150538	88,7109077	4,347826
průměr	61,1612515	6,1071	38,9573991	3,17638	40,01977506	2,261177	102,3900033	4,2207
smoedh	10,343116	0,34825	5,30905849	0,02642	2,267202611	0,0801	9,67761368	0,09513
<b>prob 6</b>	<b>1</b>	<b>0,03774955</b>	<b>0,003051092</b>	<b>0,032361784</b>	<b>0,004228625</b>	<b>0,031143804</b>	<b>0,7418011</b>	<b>0,285834</b>
	7,47747748	5,945946	2,79187817	2,834179	17,75229358	8,440367	17,62146483	9,862219
	5,4954955	6,396396	2,66497462	2,749577	18,44036697	9,587156	20,52211748	12,98042
	6,12612613	6,756757	2,83417936	2,918782	17,43119266	9,724771	26,75852067	13,92313
průměr	6,36636637	6,36637	2,76367738	2,83418	17,87461774	9,25076	21,6340343	12,2553
smoedh	0,82678077	0,33169	0,07189819	0,06908	0,420975532	0,57579	3,81214871	1,73535
<b>prob 7</b>	<b>0,49347056</b>	<b>0,80877537</b>	<b>0,003320167</b>	<b>0,047203437</b>	<b>0,610406784</b>	<b>0,105260192</b>	<b>0,6834783</b>	<b>0,347572</b>
	7,78781038	4,232506	13,2372215	10,2228	21,42857143	32,71429	8,695652174	39,88294
	13,8261851	6,151242	21,3630406	10,2228	14,57142857	25,42857	10,70234114	83,3612
	5,02257336	8,295711	15,9895151	38,53211	17,85714286	30,92857	10,03344482	73,16054
průměr	8,87885628	6,22649	16,8632591	19,6592	17,95238095	29,0905	9,81047938	65,4682
smoedh	3,67592898	1,65965	3,37439432	13,3451	2,800226748	3,10054	0,83426029	18,5646
<b>prob 8</b>	<b>0,38612951</b>	<b>0,5680443</b>	<b>0,002079319</b>	<b>0,130688223</b>	<b>0,006235568</b>	<b>0,023898407</b>	<b>0,2693637</b>	<b>0,683903</b>
	5,86872587	4,710425	4,07740152	4,215619	22,5499232	1,781874	11,97210384	2,130957
	4,78764479	5,405405	3,80096752	5,252246	21,68970814	2,549923	18,90740023	6,121658
	11,042471	4,787645	10,5736006	3,800968	26,26728111	3,840246	13,59938009	11,77838
průměr	7,23294723	4,96782	6,15065653	4,42294	23,50230415	2,72401	14,8262947	6,677
smoedh	2,72965661	0,31102	3,12952918	0,61035	1,986423196	0,8493	2,96125803	3,95807
<b>prob 9</b>	<b>0,10375931</b>	<b>0,75619121</b>	<b>0,085076441</b>	<b>0,016500575</b>	<b>0,020012086</b>	<b>0,053806999</b>	<b>0,0134299</b>	<b>0,180496</b>
	4,1477641	5,055087	9,29152149	6,213705	5,659369995	3,577149	8,924485126	4,347826
	4,08295528	4,860661	3,1358885	4,006969	12,27976508	4,965296	22,85067873	15,23379
	4,21257291	4,406999	3,07781649	3,890825	10,73144688	3,523759	16,44042232	5,05279
průměr	4,1477641	4,77425	5,16840883	4,70383	9,556860651	4,02207	10,8060005	4,62751
smoedh	0,05291618	0,27154	2,91557731	1,06869	2,827501533	0,66732	1,46899129	0,74303
průměr ttest	0,29932469	0,36658921	0,118541555	0,102228169	0,14887395	0,055267714	0,3211092	0,260045