UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE FAKULTA TĚLESNÉ

VÝCHOVY A SPORTU

Diplomová práce

ANALÝZA SVALOVÉ ČINNOSTI PŘI TOČENÍ VOLANTEM

Vedoucí práce: Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.

Vypracovala: Bc. Veronika Dostálová

Praha 2014

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma „Analýza svalové činnosti při točení volantem“ zpracovala samostatně a uvedla všechny použité informační zdroje. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 1. 12. 2014 Podpis autora

Evidenční list

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

Jméno a příjmení	Fakulta/katedra	Datum	Podpis

Poděkování

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu diplomové práce Ing. Miloslavu Vilímkovi, Ph. D. za jeho cenné rady, připomínky a trpělivost. Chtěla bych také poděkovat Ing. Lukáši Kvasnicovi za pomoc s měřením a se zpracováním dat. Ing. Petru Kubovému děkuji za pomoc s realizací experimentu.

Abstrakt

Název: Analýza svalové činnosti při točení volantem

Cíle práce: Cílem diplomové práce je na základě dostupných literárních pramenů nastínit problematiku ergonomie řízení automobilu. Provést elektromyografickou analýzu aktivity vybraných svalů ramene a kinematickou analýzu pohybu loketního a ramenního kloubu při točení volantem s jeho rozdílným uchopením. Dalším cílem je zasadit naměřená data elektrické aktivity jednotlivých svalů do kontextu s optimální aktivací při stereotypně prováděných činnostech.

Metody: Výzkum má charakter pilotní studie. Pro získání teoretických východisek diplomové práce byla provedena literární rešerše dané problematiky. Experiment se zabýval elektrickou aktivitou svalů ramene a kinematikou ramenního a loketního kloubu při kontralaterálním a ipsilaterálním točením volantem s třemi různými způsoby jeho uchopení. Na základě anketního šetření byli z důvodu technické náročnosti experimentu vybráni pouze dva probandi. Na podkladě teoretických poznatků byla pomocí povrchové elektromyografie snímána elektrická aktivita m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars medialis, m. pectoralis major pars clavicularis a m. triceps brachii caput longum, m. pectoralis major pars sternocostalis, m. biceps brachii, m. deltoideus pars posterior, m. infraspinatus a m. triceps brachii caput laterale. Elektromyografické vyšetření a kinematická analýza ramenního a loketního kloubu byly provedeny současně a naměřená data následně interindividuálně vyhodnocena.

Výsledky: Výsledky naznačují rozdílnou aktivaci vybraných svalů horní končetiny při točení volantem s jeho odlišným uchopením. Při ipsilaterální rotaci volantu byla zjištěna velmi nízká aktivita m. triceps brachii caput longum ve všech testovaných pozicích. Elektrická aktivita svalů byla dále uvedena v souvislosti s rozmezím hodnot, které je označováno jako optimální při vykonávání stereotypních pohybů. Z malého vzorku hodnocených subjektů nelze vyvodit, která pozice pro uchopení volantu je při řízení nejvýhodnější.

Klíčová slova: Elektromyografie, svalová aktivita, volant, pozice rukou, točení volantem, kinematická analýza pohybu, automobilová ergonomie.

Abstract

Title: Analysis of muscle activity during steering wheel movement

Objectives: The aim of this thesis is to process an automotive ergonomy issue. Futhermore, to analyse upper extremity movement and electrical activity of specified shoulder muscles during steering wheel movement with a different hand placement. Another aim is to compare measurred electromyographic data with an optimal range of muscle activity during repetitive tasks.

Methods: The thesis has a character of a pilot study. Teoretical basis has been obtained by a review of literature deal with similar questions. Experimental part has been concerned with electrical activity of specified shoulder muscles and motion analysis of upper extremity during contralateral and ipsilateral steering wheel movement with a different hand placement. Only two subjects has been chosen due to a technical difficulty of experiment. The electrical activity of muscles has been analysed with surface electromyography. There has been measured following muscles: m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars medialis, m. pectoralis major pars clavicularis a m. triceps brachii caput longum, m. pectoralis major pars sternocostalis, m. biceps brachii, m. deltoideus pars posterior, m. infraspinatus a m. triceps brachii caput laterale. The electrical activity of muscles and the motion of upper extremity have been recorded all at once and data has been interpreted separately for each subject.

Results: Results suggest a difference in muscle activation in relation to different hand placement on steering wheel. Low activity of m. triceps brachii caput longum during ipsilateral steering wheel rotation has been observed in all three cases. Meassured activity has been compared with the optimal muscle activity during repetitive tasks. There is no possibility to determine which hand position is optimal because of a small amount of messured of subjects.

Keywords: Electromyography, muscle activity, steering wheel, hand placement, steering movement, motion analysis, automotive ergonomy.

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratek **9**

1 Úvod **11**

2 Teoretická východiska práce **12**

2.1 Ergonomie 12

2.1.1 Ergonomie řízení automobilu 12

2.2 Fyziologie kosterních svalů 15

2.2.1 Kosterní svalová tkáň 15

2.2.2 Mechanismus svalové kontrakce 15

2.2.3 Gradace svalového napětí 16

2.2.4 Vztah mezi napětím a délkou sarkomery 16

2.3 Syndrom z opakovaného přetížení 17

2.4 Biomechanika ramene a loketního kloubu 18

2.4.1 Biomechanika ramene 18

2.4.2 Biomechanika loketního kloubu 19

2.5 Kinematická analýza pohybu 20

2.5.1 Analýza pohybu horní končetiny pomocí kimematografické vyšetřovací metody 20

2.6 Elektromyografie 21

2.6.1 Zpracování elektromyografického signálu 22

2.6.2 Analýza signálu 22

2.6.3 Obvykle hodnocené parametry 24

2.7 Analýza svalové činnosti při točení volantem 24

3 Cíl a úkoly práce, hypotézy **28**

3.1 Cíle práce 28

3.2 Úkoly práce 28

3.3 Řešené otázky 28

3.4 Stanovení hypotéz 29

4 Metody a postup řešení **31**

4.1 Charakter výzkumu 31

4.2 Použité metody a přístroje 31

4.3 Výzkumný soubor 31

4.4 Provedení experimentu 32

4.4.1 Průběh experimentu 36

4.5 Zpracování dat 37

4.5.1 Polyelektromyografické vyšetření 37

4.5.2 Kinematická analýza pohybu 38

5 Výsledky **43**

5.1 Proband č. 1 - přehled naměřených hodnot 43

5.1.1 Kinematická analýza pohybu 43

5.1.2 Polyelektromyografické vyšetření 45

5.2 Proband č. 2 - přehled naměřených hodnot 47

5.2.1 Kinematická analýza pohybu 47

5.2.2 Polyelektromyografické vyšetření 49

5.3 Shrnutí 51

5.3.1 Kontralaterální rotace 51

5.3.2 Ipsilaterální rotace 52

5.3.3 Variabilita výsledků 52

6 Diskuze **57**

7 Závěr **62**

Seznam použité literatury **63**

Seznam příloh **74**

Seznam použitých symbolů a zkratek

A	acromion
AC	acromioclaviculární
AP	akční potenciál
ARV	average rectified value
BIC	m. biceps brachii caput laterale
C7	sedmý krční obratel
č.	číslo
DELT-A	m. deltoideus pars anterior
DELT-M	m. deltoideus pars medialis
DELT-P	m. deltoideus pars posterior
EMG	elektromyografie
E	epicondylus lateralis
FTVS UK	Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy
HK	horní končetina
horiz.	horizontální
INFRAS	m. infraspinatus
m.	sval
MJ	motorická jednotka
MVC	maximální volní kontrakce
O	olecranon
PECT-C	m. pectoralis major pars clavicularis
PECT-S	m. pectoralis major pars sternocostalis
PHK	pravá horní končetina
Sr	processus styloideus radii
Su	processus styloideus ulnae
RMS	root mean square

SS	souřadný systém
Th10	desátý hrudní obratel
TRIC-LAT	m. triceps brachii caput laterale
TRIC-LONG	m. triceps brachii caput longum
2D	dvourozměrný
3D	trojrozměrný

1. Úvod

Automobilový svět patří mezi velmi aktivní a konkurenční oblasti lidské činnosti. Řízení vozidla často vyžaduje déletrvající sezení. Zaujímání statické polohy trupu a dolních končetin a stereotypní hybnost horních končetin při řízení může mít negativní dopad na pohybový aparát, který je případně podpořen působením vibrací či ergonomickými nedostatky sedadla a ovládacích prvků.

Diplomová práce se zabývá třemi možnostmi uchopení volantu v souvislosti s aktivitou vybraných svalů ramene a pohybem horní končetiny při řízení.

Tato práce se skládá ze dvou částí. Teoretická část je zaměřena na automobilovou ergonomii, problematiku svalového přetížení při opakovaně prováděné činnosti, biomechaniku svalové kontrakce a biomechaniku ramene. Dále je uvedena rešerše prací, zabývajících se svalovou aktivitou při řízení automobilu a charakteristika použitých objektivizačních metod (povrchová elektromyografie, kinematická analýza pohybu). Praktická část se zabývá návrhem, provedením experimentu a odpovědí na řešené otázky. Pomocí povrchové elektromyografie byla snímána elektrická aktivita m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars medialis, m. pectoralis major pars clavicularis a m. triceps brachii caput longum, m. pectoralis major pars sternocostalis, m. biceps brachii, m. deltoideus pars posterior, m. infraspinatus a m. triceps brachii caput laterale při kontralaterální a ipsilaterální rotaci volantu a současně zaznamenána kinematika horní končetiny. Výsledná svalová aktivita byla interindividuálně porovnána.

2. Teoretická východiska práce

2.1 Ergonomie

Na ergonomii lze nahlížet dvěma způsoby. První se zabývá pracovníkem, přístrojem, se kterým pracuje a prostředím, ve kterém se pracovní činnost odehrává. Cílem je vytvoření co nejlepší pracovní situace s příznivým vlivem na pracovníkovo psychické i fyzické zdraví a efektivitu prováděné činnosti. Druhý způsob zkoumá interakci vytvořeného produktu s jeho uživatelem [Bhattacharya, 2011].

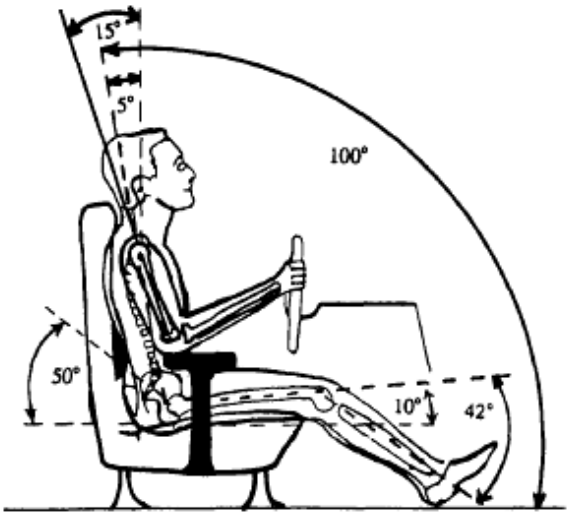
2.1.1 Ergonomie řízení automobilu

Ovládání vozidla pomocí pedálů a volantu poskytuje řidiči pouze omezený prostor pro změnu polohy těla. Obecné rizikové faktory vzniku muskuloskeletálních obtíží související s pracovní činností zahrnují práci v nevhodné pozici, nadměrně se opakující činnost a zvedání těžkých břemen [Costa, 2010]. Dlouhotrvající statický sed v automobilu je ve spojení s působením vibrací a namáháním pohybového aparátu příčinou častého výskytu bolesti zad, šíje a ramen [Magnusson, 1996]. Jako riskantní je označován sedavý charakter pracovní činnosti trvající déle než pět hodin denně [Ariens, 2000].

Pozici páteře a pohyb končetin při řízení automobilu je možné přímo ovlivnit ergonomickou konstrukcí a polohou sedadla a ovládacích prvků [Andersson, 1974, Gkikas, 2013].

Souhrn požadavků na sezení řidiče je následující. Sedadlo automobilu by mělo zajišťovat stabilitu, komfort, dobré zorné podmínky a optimální umístění ovladačů. Vhodná je nastavitelnost předozadního posunu a výšky sedadla, sklonění zádové opěry, volantu, bederní a šíjové opěrky. Sedací plocha by měla být anatomicky řešená, podpírající hrboly sedacích kostí. Tvar sedadla podporuje sed s dolními končetinami lehce od sebe. Sedadlo by se mělo dotýkat dvou třetin stehen a jeho doporučovaný sklon je 6–10° pro lepší kontakt s opěradlem a správné podepření pánve. Vzdálenost sedadla od pedálů by měla být taková, aby při maximálním sešlápnutí brzdového a spojkového pedálu zůstávaly dolní končetiny v mírné semiflexi. Zapřením se do sedačky je takto možno vyvinout maximální

sílu při nutnosti náhlého brzdění. Sedadlo je optimálně v takové výšce, že mezi střechou a vrcholem hlavy řidiče zůstává minimální vzdálenost 7 cm. Zádová opěra by měla mít souvislou plochu s důrazem na správnou oporu pánve, kostrče a celé páteře z hlediska stabilizace i snížení přenosu vibrací. Opěradlo a sedačka svírají úhel 95 – 100°, aby měl řidič možnost pod pánví cítit pohyb automobilu a přes záda se mohl vjem přenést do středního ucha. Větší úhel může vést k mikrospánku a při čelním nárazu může dojít k tomu, že tělo řidiče podjede pod spodní částí pásu a hlavou se zachytne o jeho horní část. Výška zádové opěry je dle typu vozidla individuální, obecně se doporučuje vyšší. Střed bederní opěrky by se měl nacházet asi 5 cm nad hřebeny pánevních kostí, ideální je její individuální nastavitelnost. Boční stabilitu sedu zajišťují zvýšené boční okraje opěrky. Opěrka hlavy a šíje odlehčuje zatížení svalů šíjových a ramenních a chrání krční páteř před úrazem. Musí být nastavitelná v horizontální i vertikální rovině, její sklon od vertikály by měl být 5 až 10°. Vrchol opěrky by se měl nacházet minimálně v ose temene, ideálně 5 cm nad ním.



Obrázek 2.1: Optimální sed řidiče automobilu [Harrison, 2000]

Pedály mají být umístěné symetricky a ne příliš vysoko - tak aby chodidlo nemuselo setrvávat v extenčním postavení. Obsluha pedálů je též ovlivněna sklonem sedací plochy a zaoblením předního okraje sedačky [BESIP, 2012, Gilbertová, 2002].

Při vhodném umístění rukou na volantu nedochází k přetěžování ramenních

pletenců během řízení, horní končetiny nekříží dráhu čelních airbagů a z dané pozice je pro jeho otočení možné vyvinout co největší svalovou sílu.

Aktivita ramenních svalů je ovlivněna výškou manipulační roviny. Jejich větší zatížení je eliminováno umístěním rukou pod úrovní ramen [Ariens, 2000]. Úhlové rozmezí pohybu ramenních kloubů, optimální při řízení je následující. V sagitální rovině se pravý ramenní kloub nachází mezi 15° extenze a 45° flexe, v rovině frontální v rozmezí 0 až 30° abdukce. Levý ramenní kloub se v sagitální rovině nachází mezi 10° extenze a 45° flexe [Chung, 2004].

Při vystřelení airbagu by měla být minimální vzdálenost mezi hrudníkem a volantem 25 cm. Pro dosažení optimální pozice řidiče, kdy zůstává zachován kontakt se zádovou opěrou se doporučuje vzdálenost hrudníku k volantu přibližně na dvě třetiny délky horní končetiny. Natažená horní končetina by se měla volantu dotýkat zápěstím [BESIP, 2012].

U supinovaného předloktí jsou radius a ulna umístěny paralelně a při vystřelení airbagu se tak zatížení lépe rozloží mezi obě kosti. Většina řidičů však preferuje „slabší“ pozici (pronaci), kdy se obě kosti kříží a může tak snadněji dojít k jejich zlomení [Conroy, 2007, Hault-Dubrulle, 2011a, Hault-Dubrulle, 2011b].

Někteří autoři [BESIP, 2012, Hault-Dubrulle, 2011a, Serra, 2008] považují za nejbezpečnější držení volantu v místě, kde se na ciferníku nachází „3 a 9 hodin“. Udávají, že tato pozice navíc umožňuje správné působení a rozložení ovládacích sil. Pokud je to nutné, je možné maximální pootočení volantem bez přehmatu a na obě strany lze otočit o stejný úhel. Při vystřelení airbagu potom dojde k rozevření horních končetin.

Gilbertová [Gilbertová, 2002] doporučuje pozici „2 a 10 hodin“ a „4 a 8 hodin“. Walton [Walton, 2005] uvádí, že pokud by se při řízení dodržela ergonomická pravidla pro psaní na klávesnici u počítače (90° flexe loketních kloubů, paže vertikálně, předloktí horizontálně), potom by se na většině volantů ruce řidiče nacházely v místě „4 a 8 hodin“.

2.2 Fyziologie kosterních svalů

2.2.1 Kosterní svalová tkáň

Kosterní svalová tkáň je složena z dlouhých mnohojaderných svalových vláken, jejichž kontrakce podléhá volní kontrole [Konrádová, 2000]. Svaly jsou struktury převádějící chemickou energii na mechanickou práci a teplo. Vyznačují se excitabilitou a kontraktibilitou. Díky excitabilitě reagují na chemické stimuly generováním elektrického signálu (=akčního potenciálu). Kontraktibilita vypovídá o unikátní schopnosti svalu se zkrátit a z toho plynoucí produkci pohybu [Bartlett, 2007].

Mezi svalovými vlákny existují odlišnosti ve velikosti kontrakce, nárůstu napětí a náchylnosti k únavě. Rozlišujeme dva základní typy svalových vláken. Pomalá oxidativní červená vlákna (Typ I) jsou adaptovaná na déletrvající a pomalé stahy. Rychlá glykolytická bílá vlákna (Typ II) mají krátké trvání záškubů a jsou specializována na jemné a přesné pohyby [Ganong, 2005].

2.2.2 Mechanismus svalové kontrakce

Mechanismus svalové kontrakce spočívá v zasouvání tenkých (aktinových) myofilament mezi tlustá (myozinová) myofilamenta. Z hlediska změny svalové délky rozlišujeme kontrakci izometrickou a anizometrickou. Anizometrická kontrakce se dále dělí na koncentrickou a excentrickou [Janura, 2003].

Elektrická aktivita činného svalu, akční potenciál (AP), vzniká tehdy, když depolarizační vzruch přestoupí potenciál na úrovni prahu a vyvolá otevírání sodných kanálů. Důsledkem nárůstu hladiny sodíku je zvýšení „pozitivity“ uvnitř buňky a postupný rozvoj akčního potenciálu. Akční potenciál se šíří po membráně svalových vláken k terminálním cisternám sarkoplazmatického retikula. Odtud jsou uvolněny vápenaté kationty, které se naváží na troponin a vytvoří se vazba mezi aktinem a myozinem. Výsledkem je zkrácení sarkomery a následně celého svalového vlákna [Janura, 2003, Konrádová, 2000, Rokyta, 2010].

2.2.3 Gradace svalového napětí

Pro ekonomické provedení pohybu je třeba dosažení a udržení určitého svalového napětí a optimální kooperace a koordinace aktivních svalů ve skupině.

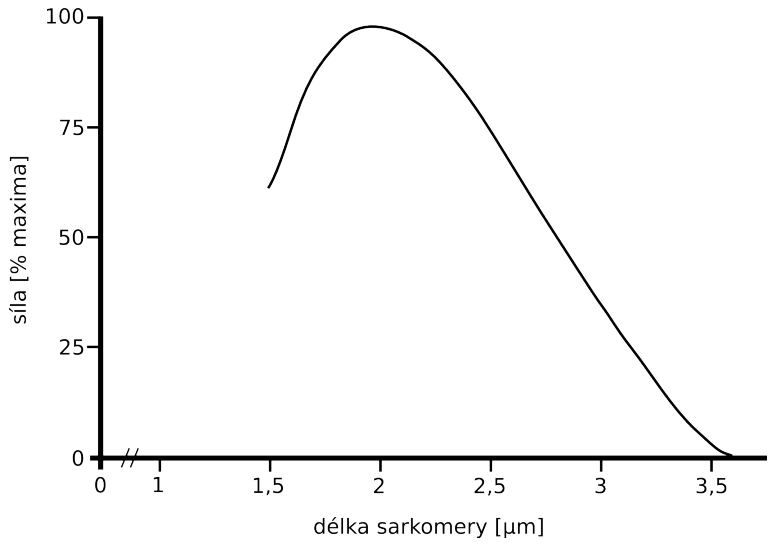
Gradace svalového napětí vychází ze dvou základních principů - prostorové a časové sumace. Při nízké úrovni svalového napětí (do 30 % maximální síly) roste frekvence vzruchů malého počtu motorických jednotek [Janura, 2003]. S rostoucím požadavkem na velikost svalové síly se dle Adrian-Brockova zákona zvyšuje počet vzrušených motorických jednotek (prostorová sumace). K dalšímu nárůstu síly (nad 70 % maxima) dochází zvyšováním frekvence vzruchů (časová sumace), jež přicházejí k aktivovaným motorickým jednotkám a zapojením doposud neaktivních MJ [Janura, 2003, Véle, 2006].

2.2.4 Vztah mezi napětím a délkou sarkomery

Výsledná svalová síla je součtem aktivní a pasivní síly. Velikost aktivní síly je určena kontraktilními elementy svalu (základními určovateli jsou plocha fyziologického příčného průřezu svalu, délka svalového vlákna a celková svalová masa). Pasivní síla závisí vlastnostech spojovacích tkání, kdy se s narůstajícím protažením svalu zvyšuje podíl elastických komponent na jeho celkové tenzi [Janura, 2003, Kalichová, 2011].

Napětí svalového vlákna je maximální (viz obr. 2.2) v jeho tzv. klidové délce ($2 - 2,5$ μm), kdy se aktinová a myozinová myofilamenta nejvíce překrývají a mohou vytvořit maximální počet vazeb [Bartlett, 2007, Ganong, 2005].

Při koncentrické kontrakci může sval vyvinout maximální sílu při 30 % rychlosti a síly maxima. Síla vyvinutá koncentrickou svalovou činností je vždy menší, než je tomu u izometrické kontrakce vyvinuté při optimální svalové délce [Hamill, 2009].



Obrázek 2.2: Vztah mezi délkou sarkomery a svalovou sílou - upraveno dle Enoky [Enoka, 1989]

2.3 Syndrom z opakovaného přetížení

Syndrom z opakovaného přetížení je českým ekvivalentem anglického pojmu „Repetitive Strain Injury“ [Daňková, 2001]. Syndrom zahrnuje poruchy, vznikající zejména v důsledku stereotypně prováděných pohybů, dlouhodobého vykonávání pohybu bez možnosti odpočinku, nevhodného držení těla a pod vlivem psychosociálních faktorů. Nejčastěji se vyskytuje u osob se sedavým charakterem zaměstnání, kdy je typicky vyžadováno dlouhotrvající či časté vyvíjení malé svalové síly [Bhattacharya, 2011].

Dle Daňkové [Daňková, 2001] syndrom zahrnuje poruchy nespecifické, kterými jsou například bolest svalů horních končetin a jejich rychlejší unavitelnost, pocity mravenčení a brnění či bolestivost šíje. Dle Tuldera [Tulder, 2007] jsou součástí i poruchy specifické, například syndrom karpálního, Guyonova či kubitálního tunelu, tendinitida zápěstí a ruky. Dále uvádí, že žádná z dostupných hypotéz vzniku syndromu z opakovaného přetížení není dostatečně podložena vědeckými důkazy. Pravděpodobně se jedná o difúzní neuromuskulární poruchu s mechanickými a fyziologickými změnami uvnitř svalu.

U osob s bolestí trapézového svalu, často ve své profesi zaujímající statickou pozici po dlouhou dobu, bylo nalezeno roztřepení svalových vláken typu I, ukazující na mitochondriální dysfunkci a snížení krevního zásobení v poškozeném

regionu [Kadi, 1998]. Dysfunkce a bolest je spojená se změnou regulace hladiny vápníku, změnou a koncentrace iontů, ovlivňujících aktivitu svalu. Dlouhodobé přetěžování ovlivňuje kvalitou provedení pohybu, svalovou sílou a hladinu zánětlivých mediátorů v krvi a tkáni [Sjogaard, 1988].

2.4 Biomechanika ramene a loketního kloubu

2.4.1 Biomechanika ramene

Rameno dle Véleho [Véle, 2006] zahrnuje ramenní pletenec a ramenní kloub (glenohumerální kloub). Ramenní pletenec je složitý komplex, skládající se z acromioclaviculárního, sternoclaviculárního a scapulothoracálního kloubu, které dále doplňuje kloub subdeltový.

Ramenní kloub je kulový kloub volný, umožňuje tedy velký pohybový rozsah. Pohyb v ramenním kloubu je složitý a podílí se na něm celý ramenní pletenec. Z popisného hlediska je rozlišována abdukce, addukce, ventrální a dorzální flexe a vnitřní a zevní rotace.

Abdukce a ventrální flexe paže nad 90° je označována jako elevace a probíhá následujícím způsobem. Prvních 30° abdukce se uskutečňuje pouze v glenohumerálním kloubu. Mezi 30 a 170° se pohyb odehrává ze dvou třetin v glenohumerálním kloubu a z jedné třetiny v kloubu thoracoscapulárním (Na každých 15° pohybu se podílí 5° thoracoscapulární kloub a 10° glenohumerální). Abdukce paže je spojená s elevací klíčku, přičemž při pohybu do 90° je každých 10° pohybu spojeno s 4° elevace laterálního klíčku v sternocostálním kloubu, nad 90° je pohyb v sternocostálním kloubu omezen napětím lig. costoclaviculare. Mezi 80 až 90° abdukce začíná rotační pohyb klíčku, k dosažení plné elevace je celkový rozsah jeho rotace 45 až 55° [Bartoníček, 2004].

Mechanismus ramene člověka se skládá z hrudníku, claviculy, lopatky a pažní kosti. Jako iniciátory pohybu jsou označovány m. pectoralis major, m. latissimus dorsi a m. deltoideus. Rotátorovou manžetu tvoří m. supraspinatus, m. subscapularis, m. supraspinatus a m. teres minor. Lopatku a klíční kost k hrudníku připojuje šest svalů: m. trapezius, m. serratus anterior, mm. rhomboideii, m. levator scapulae, m. pectoralis minor a m. subclavius [Valenta, 1999].

Rotace volantu při řízení automobilu je zajišťována zejména svaly v oblasti ramene [Pick, 2006]. Pohyb paže je složený z flexe/extenze, abdukce/addukce a vnitřní/zevní rotace

Při flexi paže se v prvních dvou fázích pohybu (do 90°) zapojuje m. deltoideus pars anterior, m. coracobrachialis a m. pectoralis major pars clavicularis, pohyb brzdí m. teres major, m. teres minor a m. infraspinatus [Véle, 2006]. Extenzory ramenního kloubu jsou m. teres major, m. teres minor, m. deltoideus pars posterior a m. latissimus dorsi [Kapandji, 2002].

Addukce, kterou je z výchozího připažení možno provést pouze v kombinaci s flexí nebo extenzí paže, se účastní m. teres major, m. latissimus dorsi, m. pectoralis major a mm. rhomboideii [Kapandji, 2002]. V první fázi abdukce (do 45°) se v počátku pohybu uplatňuje více m. supraspinatus a později začne převažovat m. deltoideus pars medialis, přičemž se tohle pořadí může individuálně lišit [Véle, 2006].

Na vnitřní (mediální) rotaci paže se podílejí m. latissimus dorsi, m. subscapularis, m. teres major a m. pectoralis major, m. pectoralis minor a m. serratus anterior. Zevní (laterální) rotace se účastní m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis, mm. rhomboideii a m. trapezius [Kapandji, 2002, Véle, 2006].

2.4.2 Biomechanika loketního kloubu

Loketní kloub je kloubem složeným, který je z funkčního hlediska možné rozdělit na kladkový kloub humeroulnární a válcový proximální kloub radioulnární. Umožňuje flekčně - extenční a supinačně - pronační pohyb. Flexe a extenze se odehrává v kloubu humeroradiálním a humeroulnárním. Rozsah pohybu je přibližně 125 až 145 °. Supinace a pronace se odehrává současně v kloubu humeroradiálním a v kloubech radioulnární proximálním i distálním. Při pohybu se mění vzájemné postavení radia a ulny. Celkový rozsah pohybu je přibližně 190 ° [Bartoníček, 2004].

2.5 Kinematická analýza pohybu

Kinematická analýza popisuje pohyb bez zohlednění sil, které jej způsobují. Rozlišujeme kvalitativní a kvantitativní analýzu. Výstupem kvantitativní analýzy jsou oproti kvantitativní analýze číselné hodnoty, zpravidla udávající velikost fyzikálních veličin. Kvantitativní analýza zahrnuje metody dynamické a kinematické. Mezi kinematické metody se řadí například goniometrie, akcelerometrie, stroboskopie a kinematografická metoda [Janura, 2004].

2.5.1 Analýza pohybu horní končetiny pomocí kimematografické vyšetřovací metody

Kinematografická vyšetřovací metoda analyzuje pohyb pomocí videozáznamu důležitých bodů, segmentů nebo celého těla v rovině či v prostoru. Prostorová analýza vyžaduje definování polohy bodu pomocí tří souřadnic a při záznamu pohybu je podmínkou jeho viditelnost minimálně dvěma kamerami [Janura, 2004].

Při hodnocení pohybu živých organismů jsou segmenty obvykle určeny pomocí vybraných antropometrických bodů, na které se umisťují značky (markery). V případě prostorové analýzy je každý segment definován alespoň třemi body. Při analýze videozáznamu se však nepracuje přímo s anatomickými body, ale s jejich projekcí na kůži. Proto je nutné umístit značky na kostní výčnělky s tenkou podkožní vrstvou tak, aby docházelo k co nejmenšímu posunu kůže vůči antropometrickému bodu [Janura, 2004].

Pro porovnatelnost výsledků je třeba dodržovat pravidla, určující místo a způsob upevnění značek na segment [Janura, 2004]. Dle Anglina [Anglin, 2000] vzájemné porovnání výsledků často nedovolují odlišnosti v provedení experimentu a rozdílná analýza výstupních hodnot.

Standardizace pohybové analýzy horní končetiny skrývá řadu úskalí v porovnání s dolní končetinou. Horní končetina se vyznačuje velkou pohyblivostí a může vykonávat řadu úloh, které mohou být navíc provedeny velmi variabilně [Andel, 2008].

Reflexní markery mohou být umístěny na odlišných antropometrických bodech. Například Rettig [Rettig, 2009] při modelování pohybu horní končetiny

zvolil střed claviculy, processus xiphoideus, spinální výběžek obratle C7, spinální výběžek obratle Th10, acromion, na ulnu distálně od olecranonu, processus styloideus ulnae, processus styloideus radii a na tuberossitas deltoidea humeri. Rab [Rab, 2002] nalepil reflexní markery na temeno, C7, bilaterálně na ucho, AC kloub, olecranon, processus styloideus radii, processus styloideus ulnae, hlavičku třetího metakarpu a na spina iliaca anterior superior.

Nejednotnost se vyskytuje i v analýze pohybu lopatky. Její polohu lze určit staticky palpací (časově náročný způsob) nebo dynamicky invazivní cestou [Rab, 2002]. Výsledky studií [Karduna, 2001, Meskers, 2007] ukazují, že sledování pohybu lopatky pomocí markeru umístěného na acromionu je platné v rozsahu do 120° flexe paže u jedinců bez patologie v oblasti ramene. Kvůli obtížné lokalizaci scapuly Rab [Rab, 2002] doporučuje hodnotit pozici horní končetiny vůči trupu.

Přesné měření rotace claviculy neinvazivní cestou je také velmi obtížné [Ludewig, 2004].

2.6 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je experimentální vyšetřovací metoda snímající akční potenciály aktivních motorických jednotek v okolí elektrody. Rokyta [Rokyta, 2010] uvádí, že klidový potenciál buněk příčně pruhovaného svalu se pohybuje v rozmezí -80 až -90 mV, akční potenciál dosahuje hodnot kolem 20 až 30 mV.

Rozlišujeme jehlovou a povrchovou elektromyografii. Předností povrchové EMG je možnost relativně snadného a neinvazivního snímání aktivity několika svalů současně [Krobot, 2011].

Pomocí povrchových elektrod je zaznamenána činnost mnoha motorických jednotek. Při maximální kontrakci se elektrická aktivita jednotlivých MJ překrývá, získáváme tzv. interferenční vzorec. Šířka frekvenčního spektra signálu se obvykle pohybuje v rozsahu od jednotek Hz po jednotky kHz. Amplitudy signálů mohou dosahovat i několik stovek mikrovoltů. Již podle nezpracovaného (surového) záznamu je možné určit, zda je sval aktivní či nikoli. U plně relaxovaného

svalu v záznamu pozorujeme určitý šum (základní linii), který je daný kvalitou zesilovače, okolními šumy a kvalitou podmínek snímání. Můžeme také pozorovat přítomnost klidového svalového napětí [Fridlund, 1986, Krobot, 2011].

Využití povrchové EMG spočívá především v určení časové souslednosti náboru svalů (timingu), velikosti svalové aktivity a svalové únavy [Krobot, 2011].

2.6.1 Zpracování elektromyografického signálu

Pro získání nezkreslených výstupních dat je třeba při měření vybrat vhodnou vzorkovací frekvenci (sample frequency). Příliš nízká frekvence vede k jevu, který se nazývá aliasing, kdy dochází k chybné interpretaci vyšších kmitočtů. Dle Nyquistova kritéria musí být minimální nutná vzorkovací frekvence alespoň dvojnásobná vůči nejvyšší frekvenci naměřeného signálu. Nastavená pásmová propust povrchové EMG je obvykle 5 až 500 Hz. Vzorkovací frekvence musí být tedy minimálně 1000 Hz [Pánek, 2009]. Pokud v signálu přítomné artefakty způsobují jeho obtížnou interpretaci, je možné jej filtrovat úzkou pásmovou propustí v rozmezí 100 až 200 Hz [Criswell, 2011].

2.6.2 Analýza signálu

Svalová aktivita je nejčastěji analyzována pomocí změny frekvenčního spektra či amplitudy signálu v čase.

Frekvenční analýza

Frekvenční (spektrální) analýzou signálu rozumíme vyhodnocení frekvenčních komponent výsledné křivky [Pánek, 2009]. Výkonová spektrální hustota EMG signálu ukazuje podíl energie přenesené na jednotlivých frekvencích. Hayes [Hayes, 1960] uvádí, že hlavní část spektrální energie EMG signálu se nachází kolem 10 až 200 Hz. De Luca [De Luca, 2002] jako dominantní rozmezí označuje 50 až 150 Hz.

Při analýze vycházíme z předpokladu, že každý periodický signál lze interpretovat jako vážený součet základních sinusovek a kosinusovek s příslušnou amplitudou a frekvencí. Zanesením těchto základních frekvencí a amplitud do grafu

získáme frekvenční spektrum, které je nejčastěji analyzováno pomocí rychlé Fourierovy transformace [Pánek, 2009].

Změna frekvenčního spektra je hodnocena především při popisu průběhu svalové únavy, kdy se maximální spektrální hustota zvyšuje a přesouvá k nižším frekvencím. Amplituda signálu narůstá pravděpodobně díky zvýšené prostorové nebo časové sumaci AP či synchronizaci výbojů [Krobot, 2011].

Analýza amplitudy

Analýze amplitudy předchází specifické zpracování signálu, které zahrnuje rektifikaci a vyhlazení amplitudy.

Rektifikací se přehodí záporná složka signálu do kladných hodnot (celovlnová rektifikace) nebo nebo je signál upraven tak, že zůstanou pouze kladné hodnoty (půlvlnová rektifikace).

Vyhlazením amplitudy EMG signálu upraveného rektifikací se z křivky vypustí ostré hroty a odstraní se tak vysokofrekvenční složka původního signálu. Výsledný signál může být označen jako lineární obálka. Nejvyužívanější je vyhlazení pomocí průměru rektifikovaných hodnot (ARV-average rectified value) a vyhlazení pomocí efektivní hodnoty (RMS-root mean square).

Pomocí ARV se zprůměrují hodnoty ve vybraném časovém intervalu. Křivka, která je výsledkem vyhlazení, je složena z několika po sobě jdoucích časových intervalů. Doporučená délka intervalu je 100-200 ms. Čím rychlejší pohyb hodnotíme, tím kratší časový úsek volíme, ovšem s klesající délkou intervalu jsou výsledné hodnoty vyhlazeny méně (zásada platí i pro RMS).

Vyhlazení pomocí efektivní hodnoty je považováno za vhodnější postup. Kvadratický průměr vyjadřuje střední výkon EMG signálu a lépe odráží fyziologický vztah mezi svalovou kontrakcí a chováním motorických jednotek [Krobot, 2011].

Normalizace signálu umožňuje porovnání EMG záznamu mezi různými objekty či svaly. Vztahuje naměřené parametry k předem stanovené referenční hodnotě, kterou může být maximální volní kontrakce, aktivační hodnota či bilaterální porovnání aktivity svalů. Výsledkem je poměrové vyjádření míry svalové aktivity, přičemž charakter průběhu změny amplitudy v čase zůstává zachován [Krobot, 2011].

Signál bývá nejčastěji normalizován vůči k maximální izometrické síle, kterou může objekt vytvářet při daném pohybu. Pro její určení jsou změřeny tři kontrakce trvající 5 s v intervalu dvou minut a zpracuje se nejvyšší naměřená hodnota. Při hodnotách vyšších, než 80 % maximální volní kontrakce EMG signál a síla neposkytují vhodný referenční bod, proto je třeba normalizovat signál pod touto hodnotou [Vilímek, 2008].

2.6.3 Obvykle hodnocené parametry

Maximum amplitudy signálu

EMG signál je velmi variabilní a není vhodné izolovaně hodnotit dosažené maximum. Vhodnější je vypočítání průměrné maximální hodnoty z několika nejvyšších hodnot periody [Krobot, 2011].

Průměrná hodnota amplitudy vybraného intervalu

Výpočet průměrné hodnoty EMG amplitudy ukazuje míru aktivity vybraného svalu. Používá se pro porovnávací analýzy. Jeho senzitivita k rozdílnému trvání analyzovaného intervalu je menší, proto se pravděpodobně jedná o nejdůležitější výpočet EMG signálu [Krobot, 2011].

Plocha pod křivkou

Výpočet plochy pod křivkou určité analyzované periody se využívá pro určení závislosti mezi svalovou sílou a EMG signálem [Krobot, 2011, Vilímek, 2008].

2.7 Analýza svalové činnosti při točení volantem

Studií, zabývajících se aktivitou svalů horní končetiny při točení volantem je dostupných několik [Jonsson, 1975a, Jonsson, 1975b, Jonsson, 1976, Liu, 2012, Pandis, 2012, Pick, 2006].

V 70. letech se uskutečnily tři na sebe navazující výzkumy [Jonsson, 1975a, Jonsson, 1975b, Jonsson, 1976]. Pomocí povrchové EMG byly testovány následující svaly: m. deltoideus, m. triceps brachii caput, flexory loketního kloubu

(m. brachialis, m. biceps brachii, m. brachioradialis), m. pectoralis major (pars clavicularis et sternocostalis), m. serratus anterior, m. latissimus dorsi, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres major, m. teres minor. Experiment byl proveden na řídícím simulátor. Pozice rukou na volantu byla libovolná, obě ruce na něm položené. Z výchozí pozice subjekt točil o 90° vlevo, zpět a o 90° vpravo a zpět. Při zpracování EMG záznamu byly svaly rozděleny dle míry aktivity do tří skupin (žádná, slabá a mírná až silná aktivita).

Dle výsledků měření se kontralaterální rotace účastní m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars medialis, m. pectoralis major pars clavicularis, m. serratus anterior a m. supraspinatus. Ipsilaterální rotace se účastní m. pectoralis pars clavicularis, m. teres minor a m. teres major. Dále bylo zjištěno, že bez závislosti na směru rotace jsou aktivní flexory lokte a m. triceps brachii. V těchto studiích nebyl řešen vztah mezi svalovou aktivitou a stupněm rotace volantu [Jonsson, 1975a, Jonsson, 1975b, Jonsson, 1976].

V roce 2006 byla provedena elektromyografická studie, za účelem identifikace klíčových svalů zapojených při řízení. Experiment navazoval na výsledky ze 70. let [Jonsson, 1975a, Jonsson, 1975b, Jonsson, 1976], kdy byla zjištěna velká míra aktivity mm. deltoideii ve spojení s rotací volantu. Svaly hodnocené v této studii byly zvoleny dle poznatků kineziologie, kdy by se kontralaterální rotace měli účastnit m. deltoideus pars anterior a m. pectoralis major pars clavicularis a ipsilaterální rotace m. pectoralis major pars sternocostalis, m. latissimus dorsi, m. teres major, m. deltoideus pars posterior a m. triceps brachii caput longum. Na základě dříve zjištěné nízké aktivity [Jonsson, 1975b, Jonsson, 1976] nebyly hodnoceny m. latissimus dorsi a m. teres major. Během experimentu byl volant uchopen oběma rukama na pozici „3 a 9 hodin“.

Při izometrickém působení svalů na fixovaný volant v nulovém postavení generují pozitivní tangenciální síly (kontralaterální rotace) m. deltoideus pars medialis, m. deltoideus pars anterior, a m. pectoralis major pars clavicularis. Svaly generující negativní tangenciální síly (ipsilaterální rotace) jsou m. pectoralis major pars sternocostalis a m. triceps brachii caput longum.

Při izotonickém působení svalů na rotabilní volant se kontralaterální rotace účastní m. deltoideus pars anterior et medialis a ipsilaterální rotace m. pectoralis

major pars sternocostalis, m. triceps brachii caput longum a m. biceps brachii [Pick, 2006].

Následující elektromyografická studie zkoumala funkci a vztah mezi deseti vybranými svaly pravé horní končetiny při řízení. U 19 subjektů bylo hodnoceno kontralaterální i ipsilaterální otočení volantem o 90° s jeho uchopením pravou horní končetinou v místě „3 hodiny“.

Při aktivním točení volantem ipsilaterálně se aktivuje především m. triceps brachii caput longum. Pohyb stabilizují m. pectoralis major pars sternocostalis, m. triceps brachii caput laterale a m. teres major. Při točení kontralaterálně nejvyšší aktivitu vykazuje m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars medialis, m. deltoideus pars posterior, m. pectoralis major pars clavicularis a m. Infraspinatus. Pohyb stabilizují m. pectoralis pars sternocostalis, m. triceps brachii caput laterale a m. teres major.

Při stabilizaci točícího se volantu v jeho neutrálním postavení se při kontralaterální stabilizaci (volant se točí ve směru hodinových ručiček) se uplatňují především m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars medialis, m. deltoideus pars posterior, m. pectoralis major pars clavicularis a m. infraspinatus. Při ipsilaterální stabilizaci (volant se točí proti směru hodinových ručiček) se uplatňuje hlavně m. triceps brachii caput longum a stabilizační funkci plní m. pectoralis major pars sternocostalis, m. triceps brachii caput laterale, m. biceps brachii a m. teres major (stejné svaly stabilizují pohyb i v předchozím případě).

Probandi byli rozděleni do tří skupin podle zkušenosti s řízením. Mezi jednotlivými skupinami byly zjištěné menší odlišnosti, například v aktivitě m. pectoralis major pars sternocostalis. U řidičů prostřední skupiny (100–500 km týdně) se sval uplatňoval jako stabilizační a u dvou zbývajících skupin jako sval vykonávající pohyb. Mezi stabilizací točícího se volantu a aktivním točením byly zjištěny malé odlišnosti [Liu, 2012].

Silovým působením ramenních svalů při řízení se zabýval Pandis [Pandis, 2012]. Pomocí kinematografické metody byl u čtyř subjektů snímán pohyb horní končetiny. Pro splnění úkolu bylo třeba otočit volantem o 60°. Souřadnice vybraných antropometrických bodů byly následně vloženy do muskuloskeletálního modelu (Newcastle shoulder model) pro výpočet generované síly. Bylo

zjištěno, že se na pohybu podílí m. trapezius pars superior, m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars medialis, m. biceps brachii caput longum a m. triceps brachii. Významnou úroveň aktivace mají také m. infraspinatus, m. supraspinatus a m. serratus anterior [Pandis, 2012].

3. Cíl a úkoly práce, hypotézy

3.1 Cíle práce

Cílem diplomové práce je na základě dostupných literárních pramenů nastínit problematiku ergonomie řízení automobilu. Provést elektromyografickou analýzu aktivity vybraných svalů ramene a kinematickou analýzu pohybu ramenního a loketního kloubu při točení volantem s jeho rozdílným uchopením.

Dalším cílem je zasadit naměřená data elektrické aktivity jednotlivých svalů do kontextu s optimální aktivací při stereotypně prováděných činnostech.

3.2 Úkoly práce

Rešerše literatury související s danou problematikou.

Na základě získaných poznatků stanovení svalů, podílejících se na řízení automobilu.

Zajištění technického vybavení a materiálu pro provedení experimentu.

Zajištění vhodných probandů.

Analýza elektrické aktivity svalů ramene pomocí povrchové EMG a kinematická analýza pohybu ramenního a loketního kloubu při točení volantem.

Zpracování a interpretace výsledků experimentu.

Vyvození diskuze a závěru.

3.3 Řešené otázky

Jak se liší elektrická aktivita vybraných svalů ramene při řízení s rozdílným uchopením volantu?

3.4 Stanovení hypotéz

V teoretické části byly uvedeny studie [Jonsson, 1975a, Jonsson, 1975b, Jonsson, 1976, Liu, 2012, Pandis, 2012, Pick, 2006], zabývající se svalovou aktivitou při točení volantem. Autoři se shodují, že při kontralaterální rotaci volantu vykonávají pohyb primárně m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars medialis a m. pectoralis major pars clavicularis. Ipsilaterální rotaci provádí zejména m. triceps brachii caput longum.

Dle Kapandjiho [Kapandji, 2002] jsou m. deltoideus pars anterior a m. pectoralis major pars clavicularis svaly provádějící flexi paže do 60°. M. pectoralis major je dále aktivní při vnitřní rotaci paže a addukci. M. deltoideus pars medialis je aktivní při abdukci paže do 90°. V počátku pohybu je ovšem více aktivní m. supraspinatus a až později začíná převládat aktivita m. deltoideus pars medialis. Toto pořadí se dle Véleho [Véle, 2006] může lišit. M. triceps brachii provádí extenzi loketního kloubu a jeho dlouhá hlava se podílí na extenzi paže. Sval je nejvíce účinný při 20 až 30° flexi v loketním kloubu.

Točení volantem při řízení je komplexní pohyb horní končetiny (odehrává se v zápěstí, loketním kloubu, rameni), při němž ruka opisuje tvar volantu. Rozsah pohybu je limitován uchopením volantu, nastavením a konstrukcí interiéru vozidla. Je známé, že se pohybu účastní především svaly v oblasti ramene [Jonsson, 1975a, Jonsson, 1975b, Jonsson, 1976, Liu, 2012, Pandis, 2012, Pick, 2006] a lze předpokládat jejich rozdílnou aktivaci v souvislosti s odlišným uchopením volantu při řízení.

Na základě studia dostupných literárních pramenů, zabývajících se podobnou problematikou a na podkladě teoretických východisek práce byly sestaveny následující hypotézy:

H_1: Nejvyšší elektrickou aktivitu m. deltoideus pars anterior lze předpokládat při kontralaterální rotaci volantu s jeho uchopením v místě „3 hodiny“.

H_2: Nejvyšší elektrickou aktivitu m. deltoideus pars medialis lze předpokládat při kontralaterální rotaci volantu s jeho uchopením v místě „4 hodiny“.

H_3: Nejnižší elektrickou aktivitu m. pectoralis major pars clavicularis lze předpokládat při kontralaterální rotaci volantu s jeho uchopením v místě „4

hodiny“.

H_4: Nejnižší elektrickou aktivitu m. triceps brachii caput longum lze předpokládat při ipsilaterální rotaci volantu s jeho uchopením v místě „4 hodiny“.

4. Metody a postup řešení

4.1 Charakter výzkumu

Výzkum má charakter pilotní studie. Experimentálně byla měřena aktivita vybraných svalů ramene při točení volantem s jeho rozdílným uchopením. Současně byl snímán pohyb reflexních markerů, umístěných na vybraných antropometrických bodech horní končetiny a provedena 3D kinematická analýza pohybu horní končetiny.

4.2 Použité metody a přístroje

Podklady pro diplomovou práci byly zajištěny prostřednictvím Národní lékařské knihovny, Národní technické knihovny a portálu elektronických zdrojů UK. Ve veřejně dostupných databázích výzkumných prací (Web of Science, Science Direct, Scopus) nebyly nalezeny práce zabývající se identickou problematikou. Citace v této práci jsou uvedeny dle citační normy ČSN ISO 690 a ČSN ISO 690-2.

Použité metody: polyelektromyografická analýza, kinematická analýza pohybu.

Měření: osobní automobil, elektrody (9 párových), prostředky pro očištění kůže v místě nalepení elektrod (alkohol, žiletka, jemný smirkový papír), reflexní markery.

Pořízení dat: povrchový EMG přístroj (MA300 XVI - Motion Lab Systems), měřící systém Qualisys, notebook.

Software pro zpracování dat: MATLAB, Qualisys Track Manager.

4.3 Výzkumný soubor

Na základě anketního šetření (viz příloha D) byli z důvodu technické náročnosti experimentu vybráni pouze dva probandi (viz tabulka 4.1). Podmínkou pro

Proband	Věk	Dominance	Výška [cm]	Váha [kg]
č. 1	24	PHK	169	55
č. 2	24	PHK	175	64

Tabulka 4.1: Základní charakteristika probandů

zařazení do souboru byla negativní anamnéza úrazů, chronické či akutní bolesti pravé horní končetiny a trupu. Dále bylo podmínkou vlastnictví řidičského oprávnění, aktivní řízení automobilu (10 až 100 km týdně) a dominantní PHK (lateralita byla určena pomocí testové baterie – viz příloha C).

Vyšetřované osoby se výzkumu účastnily dobrovolně a souhlasily s následným prezentováním výsledků. Podepsaly informovaný souhlas, který je součástí této práce (viz příloha B).

Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy pod jednacím číslem 164/2014 (viz příloha A).

4.4 Provedení experimentu

Měření se uskutečnilo v říjnu 2014. Bylo provedeno během jednoho dne v laboratoři Biomechaniky extrémních zátěží na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Polyelektromyografické vyšetření a kinematická analýza pohybu byly provedeny současně.

Experiment se uskutečnil ve vozidle, umístěném v laboratoři. Před vlastním vyšetřením byla provedena testová baterie pro určení stranové dominance.

Polyelektromyografické vyšetření

Hodnocené svaly:

m. pectoralis major pars sternocostalis (PECT-S)

m. pectoralis major pars clavicularis (PECT-C)

m. triceps brachii caput longum (TRIC-LONG)

m. triceps brachii caput laterale (TRIC-LAT)

m. biceps brachii (BIC)

m. deltoideus pars anterior (DELT-A)

m. deltoideus pars medialis (DELT-M)

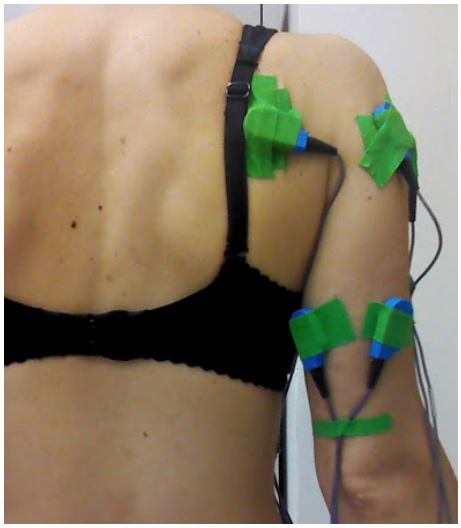
m. deltoideus pars posterior (DELT-P)

m. infraspinatus (INFRAS)

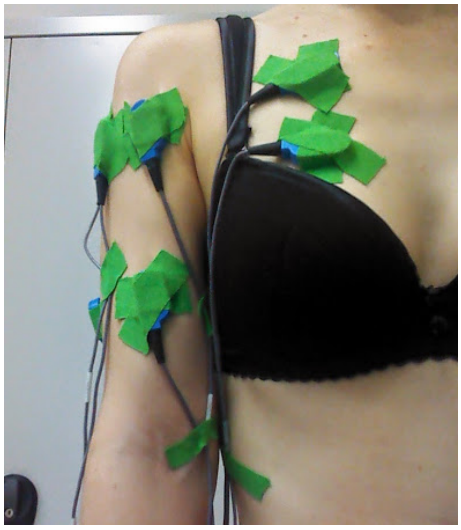
Před nalepením elektrod byla pokožka očištěna lihem, jemným smirkovým papírem a oholena žiletkou. Všechny elektrody byly nalepeny pomocí textilní náplasti na začátku měření, tak aby v průběhu celého experimentu snímaly stejná svalová vlákna. Kabely elektrod byly přilepeny, aby nedocházelo ke vzniku artefaktů v signálu jejich volným pohybem po kůži. Elektrická aktivita svalů byla zaznamenávána přístrojem MA300 XVI firmy Motion Lab Systems s nastavenou vzorkovací frekvencí 1400 Hz pro každý snímaný kanál.

Umístění elektrod bylo zvoleno dle Criswella [Criswell, 2011] v místě nejsilnější kontrakce svalu (viz obrázek 4.1 a 4.2): m. pectoralis major pars sternocostalis - mediálně na hrudníku v oblasti přední axilární rýhy, m. pectoralis major pars clavicularis - přibližně 2 cm pod klíční kostí, m. triceps brachii caput longum - na dorzální straně paže, v polovině vzdálenosti mezi acromionem a olecranonem, 2 cm mediálně od osy paže, m. triceps brachii caput laterale - na dorzální straně paže, v polovině vzdálenosti mezi acromionem a olecranonem, 2 cm laterálně od osy paže, m. biceps brachii - ve středu přední části paže, m. deltoideus pars anterior - přibližně 4 cm pod claviculou v přední části paže, m. deltoideus pars medialis - přibližně 3 cm pod acromionem na laterální straně paže, m. deltoideus pars posterior - na paži přibližně 2 cm pod úrovní spiny lopatky, m. infraspinatus - pod spinou scapulae.

V úvodu polyelektromyografického měření bylo provedeno vyšetření maximální volní kontrakce (3 MVC trvající 5 s v intervalu 2 min) hodnocených svalů v pozicích definovaných Svalovým testem dle Jandy [Janda, 2004].



Obrázek 4.1: Umístění elektrod (pohled zezadu)



Obrázek 4.2: Umístění elektrod (pohled zepředu)

Kinematická analýza pohybu

Kinematografické vyšetření bylo provedeno pomocí měřícího systému Qualisys, který používá vysokofrekvenční kamery pro sledování pohybu s využitím aktivních nebo pasivních markerů. Prostorové souřadnice jsou poskytovány téměř v reálném čase. Využívané optické senzory mají vysoké rozlišení a umožňují snímat pohyb s frekvencí až 500 Hz. Před vlastním měřením je třeba provést kalibraci prostoru. Kalibrace se nejčastěji provádí pomocí hůlky s reflexními markery umístěnými na konci se známou vzájemnou vzdáleností a pomocí rámu ve tvaru L. Pohybováním hůlkou v prostoru vlastního měření vznikne řada 2D snímků,

z nichž jsou programem spočítány 3D souřadnice [Soumar, 2011].

Při měření provedeném v této diplomové práci byl pohyb PHK detekován pomocí pasivních reflexních markerů, umístěných na anatomicky definované body: acromion, mediální a laterální epicondylus humeru, olecranon, processus styloideus radii a processus styloideus ulnae.

Kolem vozidla byla rozmístěna soustava šesti kamer (viz obrázek 4.3 a 4.4) tak, aby každý marker snímaly minimálně dvě kamery současně. Pohyb byl zaznamenáván pomocí programu Qualisys Track Manager s nastavenou vzorkovací frekvencí 200 Hz.

Prostor, v němž bylo prováděno měření byl zkalibrován pomocí bodů umístěných na rámu, který byl umístěn tak, aby byla osa Z souřadného systému rovnoběžná s opěradlem sedadla a osa Y směřovala k volantu. Dále byla provedena tzv. dynamická kalibrace, kdy se v prostoru snímaném kamerami pohybovalo kalibrační tyčí s kalibračními body tak, aby se daná vzdálenost transformovala do prostorového vyjádření.

Obrázek 4.3: Rozmístění kamer pro detekci pohybu markerů

Obrázek 4.4: Rozmístění kamer pro detekci pohybu markerů

Obrázek 4.5: Sed probanda v automobilu

4.4.1 Průběh experimentu

Experiment se uskutečnil v osobním automobilu Toyota Avensis Combi (rok výroby 2006). Nastavení interiéru vozidla odpovídalo požadavkům pro optimální pozici řidiče při řízení. Sedačka a opěradlo spolu svíraly úhel 100°. Vzdálenost mezi sedačkou a volantem byla taková, aby se natažená horní končetina dotýkala volantu zápěstím (viz obrázek 4.5). Automobil byl zvednutý na dvou heverech a pro otočení volantu bylo třeba vyvinout podobnou sílu jako při řízení s posilovačem. Na začátku pohybového cyklu se volant se nacházel ve střední poloze, proband jej držel pravou rukou (v pozici dle aktuálního měření).

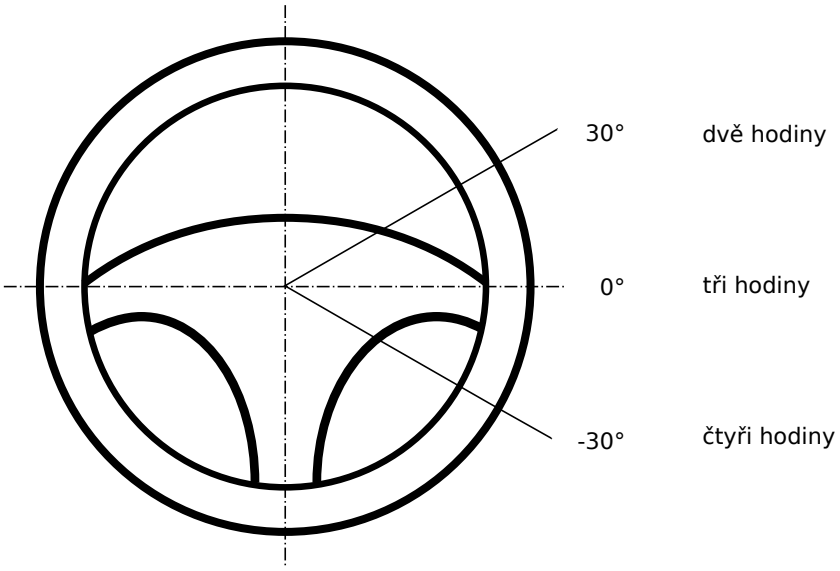
Experiment byl proveden pro tři možnosti uchopení volantu (viz obrázek 4.6), které jsou v literatuře uvedeny jako optimální:

„2 hodiny“ [Gilbertová, 2002]

„3 hodiny“ [BESIP, 2012, Hault-Dubrulle, 2011a, Serra, 2008]

„4 hodiny“ [Gilbertová, 2002, Walton, 2005]

Úkolem vyšetřované osoby bylo na signál otočit volantem o 90 ° vlevo, zpět do výchozí pozice, o 90° vpravo a zpět. Hodnocený cyklus byl dlouhý 3 s pro kontralaterální a 3 s pro ipsilaterální rotaci volantu. Doba trvání cyklu byla definována údery metronomu. Pohyb byl prováděn úhlovou rychlostí 30 ° s^{-1}. Pro každou část experimentu byla třikrát zaznamenána série pohybových cyklů trvající 40 s (celkem 9 pohybových cyklů). Vyšetření pohybu pomocí polyelektromyografie a kinematické analýzy bylo synchronizováno klapkou.



Obrázek 4.6: Uchopení volantu

4.5 Zpracování dat

4.5.1 Polyelektromyografické vyšetření

Výstupní data polyelektromyografického vyšetření byla zpracována v prostředí MATLAB. Pro export dat z c3d (Coordinate 3D) do mat (MATLAB) formátu byl použit b-tk (Biomechanical ToolKit).

Surový signál byl upraven následujícím způsobem. Pásmová propust signálu byla nastavena na 20 až 500 Hz, signál byl dále rektifikován (celovlnová rektifikace) a vyhlazen metodou RMS (50 ms).

Pro analýzu dat byla u každého probanda nejprve stanovena hodnota maximální volní kontrakce pro každý sval. Z každé ze tří naměřených kontrakcí byl vybrán 2 s trvající úsek ustáleného signálu. Z vybraných úseků byla vypočítána průměrná hodnota amplitudy (= 100% aktivace svalu), k níž byla aktivita svalů během zaznamenaných cyklů následně vztahována.

U všech dílčích částí experimentu byla analyzována amplituda EMG signálu pro kontralaterální a ipsilaterální rotaci volantu.

Z devíti pohybových cyklů (nehodnoceny počáteční) bylo vybráno šest pro výpočet aritmetického průměru amplitudy signálu. Dále byla procentuálně vyjádřena velikost průměrné amplitudy vzhledem k průměrné amplitudě MVC.

Variabilita naměřené aktivity konkrétních svalů byla vypočtena pomocí směrodatné odchylky průměrné aktivity svalů a variačního koeficientu. Vzhledem k malému počtu probandů a možnosti chybné interpretace výsledků byla variabilita spočítána pro každého probanda individuálně.

4.5.2 Kinematická analýza pohybu

Prostorové trajektorie pohybových markerů byly pomocí programu Qualisys Track Manager vyhlazeny a exportovány pro potřeby dalšího zpracování. Pro výpočet úhlů mezi segmenty byl použit systém MATLAB.

Pohybový marker	**Označení**
Acromion	A
Epicondylus lateralis	E
Olecranon	O
Processus styloideus radii	Sr
Processus styloideus ulnae	Su

Tabulka 4.2: Pohybové markery

Kinematika ramenního kloubu

Véle [Véle, 2006] uvádí, že ramenním kloubem se v praxi míní komplex, skládající se z glenoidálního, acromioclaviculárního, sternoclaviculárního, scapulothoracálního a subdeltového kloubu. V této diplomové práci byla analyzována kinematika kloubu glenohumerálního, který byl uvažován jako jednoduchý kulový kloub.

Z biomechanického hlediska má glenohumerální kloub tři stupně volnosti umožňují rotace kolem osy X, Y, a Z Kartézského souřadného systému. Tyto rotace odpovídají flexi/extenzi (sagitální rovina), abdukci/addukci (frontální rovina) a vnitřní/zevní rotaci (transverzální rovina) paže. Pohyblivost v transverzální rovině byla pro zjednodušení počítána jako horizontální abdukce/addukce paže.

Pro výpočty kinematiky pohybu jsem použila vektorový počet aplikovaný na souřadnice naměřených bodů. Kartézský souřadnicový systém je charakterizován jednotkovými vektory $\vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z}$.

Body A a O charakterizují pohyb paže. Vektor pohybu paže je $\vec{P} = \overrightarrow{AO}$,

Dále definujeme operaci pro výpočet úhlu dvou vektorů v prostoru jako

$$\sphericalangle\left(\vec{a}, \vec{b}\right) = \arccos \frac{\vec{a} \cdot \vec{b}}{|\vec{a}||\vec{b}|}, \tag{4.1}$$

kde $\vec{a}$ a $\vec{b}$ jsou vektory, jejichž úhel počítáme.

Výpočet flexe v ramenním kloubu

$$flexe = \sphericalangle\left(\vec{Z}, \overrightarrow{P_{yz}}\right) \tag{4.2}$$

kde $\vec{P_{yz}} = (0, P_y, P_z)$ je projekce vektoru $\vec{P}$ do roviny YZ souřadného systému. V mnou zvoleném SS odpovídá úhel mezi vektorem osy $\vec{Z}$ a projekcí vektoru pohybu paže do roviny YZ $\vec{Z}$ právě úhlu flexe.

Výpočet abdukce v ramenním kloubu

Podobně jako u flexe, lze považovat úhel mezi projekcí vektoru $\vec{P}$ do roviny

XZ ($\overrightarrow{P_{xz}} = (P_x, 0, P_z)$) a vektorem osy Z za úhel abdukce.

$$abdukce = \sphericalangle\left(\vec{Z}, \overrightarrow{P_{xz}}\right). \tag{4.3}$$

Výpočet horizontální addukce v ramenním kloubu

Horizontální abdukci můžeme uvažovat jako rotaci paže (vektoru $\vec{P}$) kolem osy Z. Výpočet tedy provádíme jako úhel mezi vektorem osy $\vec{P}$ a projekcí vektoru $\vec{P}$ do roviny XY ($\overrightarrow{P_{xz}} = (P_x, P_y, 0)$).

$$horiz.addukce = \sphericalangle\left(\vec{X}, \overrightarrow{P_{xy}}\right). \tag{4.4}$$

Kinematika loketního kloubu

Loketní kloub je možné z funkčního hlediska možné rozdělit na kladkový kloub humeroulnární a válcový proximální kloub radioulnární. Umožňuje flekčně - extenční a supinačně - pronační pohyb. Flexe a extenze se odehrává v kloubu humeroradiálním a humeroulnárním. Supinace a pronace se odehrává současně v kloubu humeroradiálním a v kloubech radioulnární proximálním i distálním. Při pohybu se mění vzájemné postavení radia a ulny [Bartoníček, 2004].

Výpočet flexe v loketním kloubu

Vektor předloktí lze definovat pomocí bodů O, S_r a S_u. Nejprve určíme bod $S_{ru} = \frac{S_r - S_u}{2}$ jako střed vzdálenosti mezi body S_r a S_u. Následně definujeme vektor paže $\vec{L} = \overrightarrow{OS_{ru}}$ a úhel v lokti stanovíme jako

$$flexe = \sphericalangle\left(\vec{P}, \vec{L}\right). \tag{4.5}$$

Výpočet pronace/supinace předloktí V případě výpočtu pronace/supinace je situace obtížnější, jelikož nás zajímá v podstatě čistě jen rotace

zápěstí, je nutné uvažovat výpočty v pohyblivém SS (X_p, Y_p, Z_p), který je lokalizován v lokti takto: vektor osy $\overrightarrow{Z_p} = \frac{\overrightarrow{S_r S_u}}{|\overrightarrow{S_r S_u}|}$ je orientován v ose předloktí. Vektor osy $\overrightarrow{X_p}$ SS definujeme pomocí bodu E s podmínkou kolmosti k vektoru $\overrightarrow{Z_p}$. Víme, že dva vektory jsou kolmé, když jejich skalární součin je roven nule. V našem případě tedy musí platit, že

$$\overrightarrow{Z_p} \cdot \overrightarrow{X_p} = 0. \tag{4.6}$$

Vektor $\overrightarrow{X_p} = \overrightarrow{Ex}$ definujeme pomocí bodů E a bodu $x = [0, 0, x_z]$. Po dosazení do 4.6 a vyjádření x_z dostáváme

$$x_z = \frac{Z_{px}E_x + Z_{py}E_y + Z_{pz}E_z}{Z_{pz}} \tag{4.7}$$

Vektor osy $\overrightarrow{X_p}$ nakonec vyjádříme jako $\vec{X_p} = \frac{\overrightarrow{Ex}}{|\overrightarrow{Ex}|}$ a pomocí vektorového součinu můžeme přímo vyjádřit také vektor $\overrightarrow{Y_p} = \overrightarrow{Z_p} \times \overrightarrow{X_p}$. V posledním kroku provedeme projekci vektoru $\overrightarrow{S_r S_u}$ neprve do vektorů $\overrightarrow{X_p}$ a $\overrightarrow{Y_p}$ dle 4.8 a 4.9.

$$\overrightarrow{S_{X_p}} = \left(\overrightarrow{S_r S_u} \cdot \overrightarrow{X_p}\right) \overrightarrow{X_p} \tag{4.8}$$

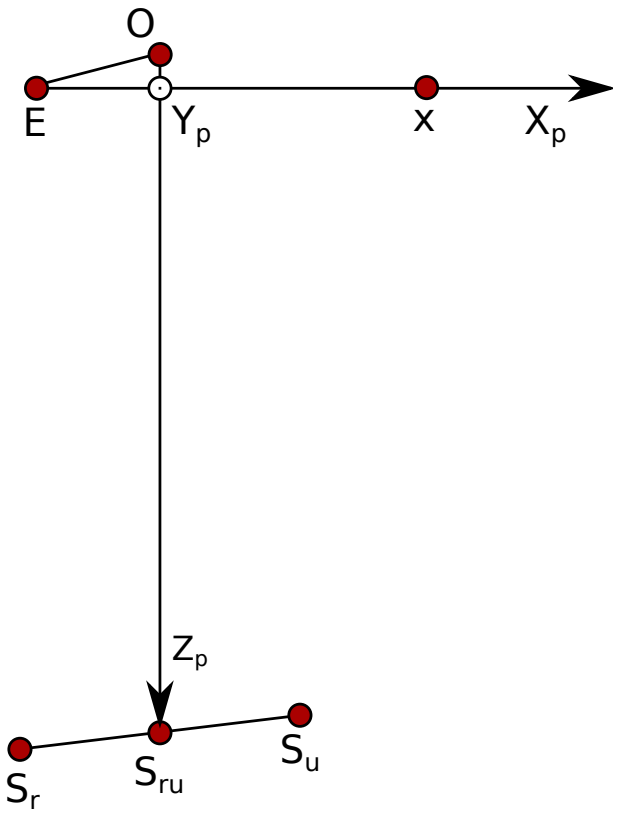
$$\overrightarrow{S_{Y_p}} = \left(\overrightarrow{S_r S_u} \cdot \overrightarrow{Y_p}\right) \overrightarrow{Y_p} \tag{4.9}$$

A následně získáme projekci do roviny X_pY_p, jako vektorový součet

$$\overrightarrow{S_{X_pY_p}} = \overrightarrow{S_{X_p}} + \overrightarrow{S_{Y_p}}. \tag{4.10}$$

V posledním kroku určíme úhel supinace/pronace jako

$$supinacepronace = \sphericalangle\left(\overrightarrow{Y_p}, \overrightarrow{S_{X_pY_p}}\right). \tag{4.11}$$



Obrázek 4.7: Schéma orientace pohyblivého souřadného systému pro výpočet supinace/pronace předloktí

5. Výsledky

5.1 Proband č. 1 - přehled naměřených hodnot

5.1.1 Kinematická analýza pohybu

Grafické znázornění průběhu úhlů v kloubech - viz Příloha E.

Při kontralaterální rotaci bylo u probanda č. 1 rozmezí hodnot následující:

„2 hodiny“: flexe ramenního kloubu (50,09-65,49 °), abdukce ramenního kloubu (0-18,88 °), horizontální addukce ramenního kloubu (81,11-94,36 °), flexe loketního kloubu (49,51-71,85 °) pronace předloktí (8-78,3 °).

„3 hodiny“: flexe ramenního kloubu (41,78-68,62 °), abdukce ramenního kloubu (3,49-13,62 °), horizontální addukce ramenního kloubu (91,4-104,19 °), flexe loketního kloubu (51,38-68,62 °) pronace předloktí (0-66,88 °), supinace předloktí (0-2,95 °).

„4 hodiny“: flexe ramenního kloubu (24,9-62,1 °), abdukce ramenního kloubu (0-24,51 °), horizontální addukce ramenního kloubu (90-105,2 °), flexe loketního kloubu (65-83,78 °) pronace předloktí (0-46,63 °), supinace předloktí (0-24,37 °).

Při ipsilaterální rotaci bylo u probanda č. 1 rozmezí hodnot následující:

„2 hodiny“: flexe ramenního kloubu (25,16-52,5 °), abdukce ramenního kloubu (0-7,6 °), horizontální addukce ramenního kloubu (84,98-97,81 °), flexe loketního kloubu (65,8-77,89 °) pronace předloktí (0-17.66 °), supinace předloktí (0-23,15 °).

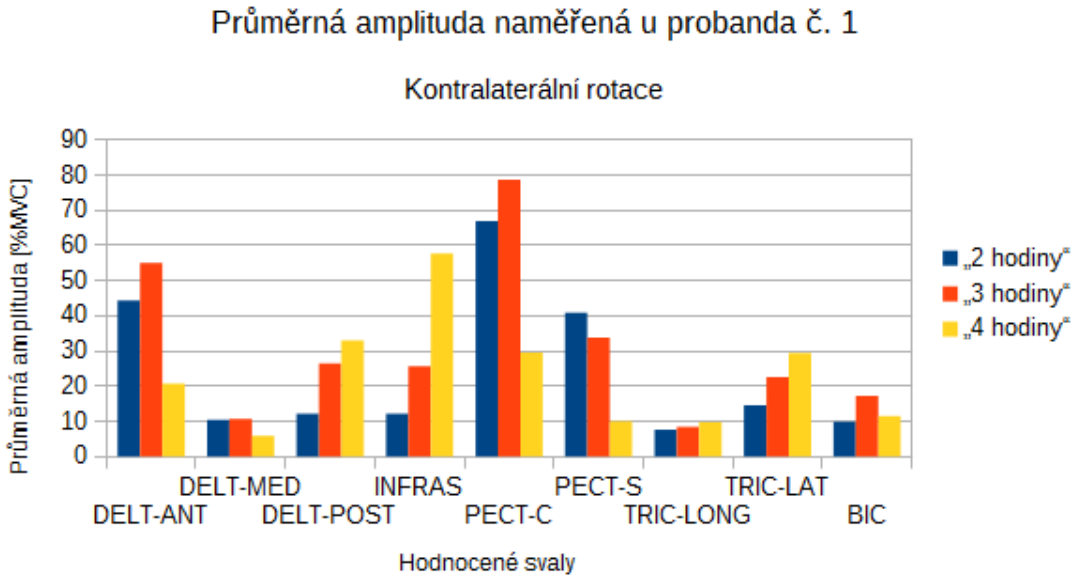
„3 hodiny“: flexe ramenního kloubu (26,68-44,64 °), abdukce ramenního kloubu (1,6-10,12 °), horizontální addukce ramenního kloubu (86,93-100,27 °), flexe loketního kloubu (65,37-69,21 °), supinačně pronační pohyb předloktí nebylo možné kvůli chybám v trajektoriích markerů umístěných na předloktí vypočítat.

„4 hodiny“: flexe ramenního kloubu (24,25-29,89 °), abdukce ramenního kloubu (0-6,88 °), horizontální addukce ramenního kloubu (78,11-101,81 °), flexe loketního kloubu (64,29-76,72 °), supinačně pronační pohyb předloktí nebylo možné kvůli chybám v trajektoriích markerů umístěných na předloktí vypočítat.

5.1.2 Polyelektromyografické vyšetření

Sval	**„2 hodiny“** [%MVC]	**„3 hodiny“** [%MVC]	**„4 hodiny“** [%MVC]
DELT-A	44,31	55,07	20,73
DELT-M	10,44	10,74	5,91
DELT-P	12,19	26,5	33,07
INFRAS	12,13	25,67	57,76
PECT-C	67	78,77	29,58
PECT-S	40,96	33,85	9,99
TRIC-LONG	7,65	8,51	9,78
TRIC-LAT	14,59	22,66	29,47
BIC	9,86	17,28	11,59

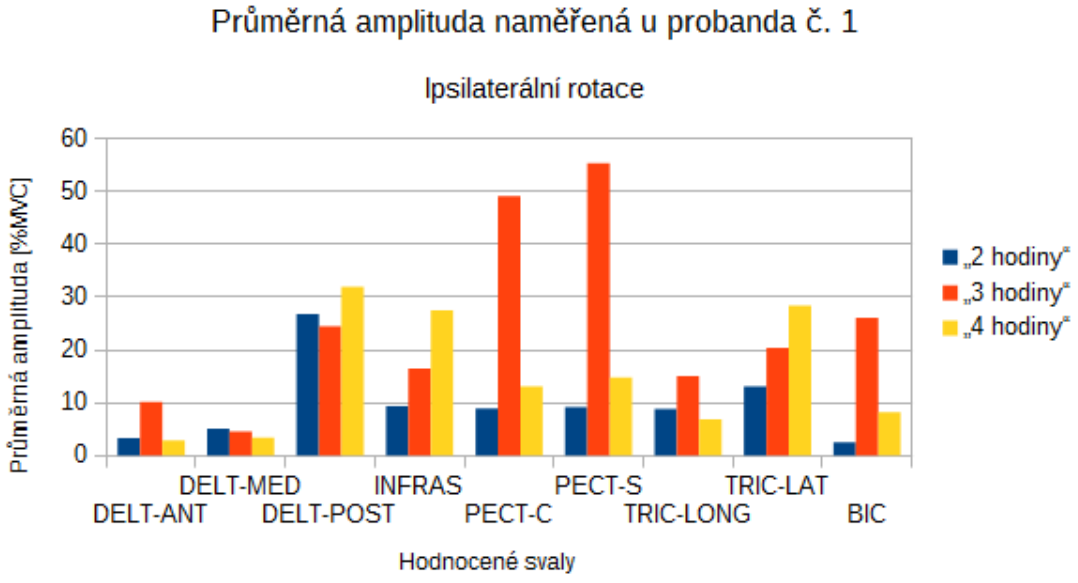
Tabulka 5.1: Hodnoty průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při kontralaterální rotaci u probanda č. 1



Obrázek 5.1: Grafické znázornění naměřených hodnot průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při kontralaterální rotaci u probanda č. 1

Sval	**„2 hodiny“** [%MVC]	**„3 hodiny“** [%MVC]	**„4 hodiny“** [%MVC]
DELT-A	3,33	10,15	2,85
DELT-M	5,11	4,54	3,41
DELT-P	26,84	24,51	32,04
INFRAS	9,37	16,49	27,53
PECT-C	8,89	49,22	13,1
PECT-S	9,21	55,4	14,82
TRIC-LONG	8,85	15,07	6,88
TRIC-LAT	13,13	20,45	28,4
BIC	2,48	26,09	8,22

Tabulka 5.2: Hodnoty průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při ipsilaterální rotaci u probanda č. 1



Obrázek 5.2: Grafické znázornění naměřených hodnot průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při ipsilaterální rotaci u probanda č. 1

5.2 Proband č. 2 - přehled naměřených hodnot

5.2.1 Kinematická analýza pohybu

Grafické znázornění průběhu úhlů v kloubech - viz Příloha E.

Při kontralaterální rotaci bylo u probanda č. 2 rozmezí hodnot následující:

„2 hodiny“: flexe ramenního kloubu (43,91-78,01 °), abdukce ramenního kloubu (29,39-47,87 °), horizontální addukce ramenního kloubu (101,1-120,33 °), flexe loketního kloubu (62,54-87,86 °) pronace předloktí (18,83-89,95 °).

„3 hodiny“: flexe ramenního kloubu (47,78-79,94 °), abdukce ramenního kloubu (24,62-47,64 °), horizontální addukce ramenního kloubu (96,7-112,9 °), flexe loketního kloubu (47,27-64,78 °), pronace předloktí (0-85,48 °), supinace předloktí (0-8,36 °).

„4 hodiny“: flexe ramenního kloubu (31,62-79,62 °), abdukce ramenního kloubu (19,03-52,95 °), horizontální addukce ramenního kloubu (102,71-119,29 °), flexe loketního kloubu (37,43-81,07 °), pronace předloktí (0-47,69 °), supinace předloktí (0-17,21 °).

Při ipsilaterální rotaci bylo u probanda č. 2 rozmezí hodnot následující:

„2 hodiny“: flexe ramenního kloubu (24,74-49,39 °), abdukce ramenního kloubu (26,58-28,64 °), horizontální addukce ramenního kloubu (114-132,9 °), flexe loketního kloubu (83,5-93,93 °), supinačně pronační pohyb předloktí nebylo možné kvůli chybám v trajektoriích markerů umístěných na předloktí vypočítat.

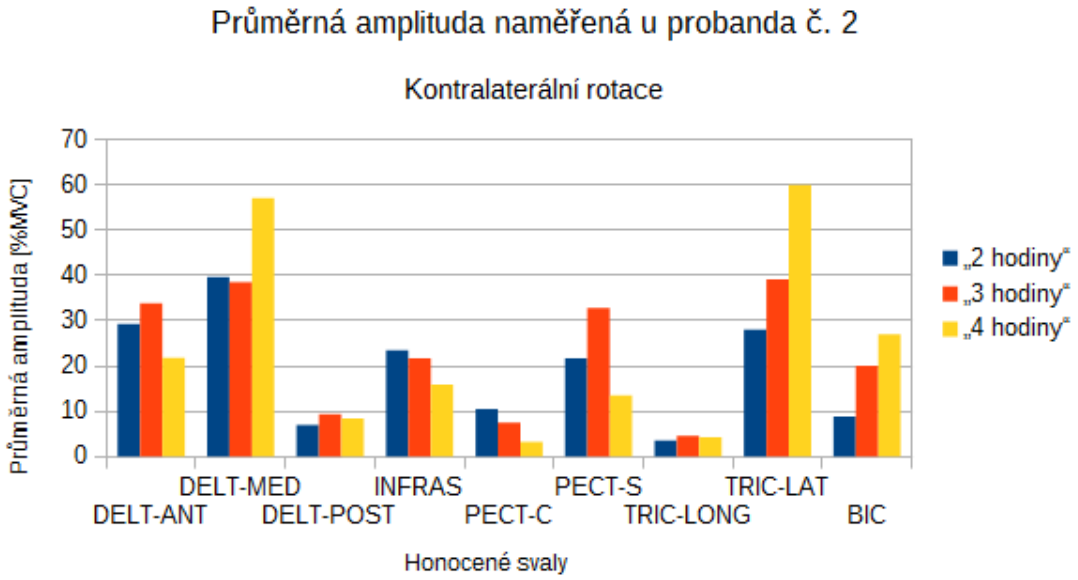
„3 hodiny“: flexe ramenního kloubu (28,48-45,72 °), abdukce ramenního kloubu (7,45-16,68 °), horizontální addukce ramenního kloubu (103,55-107,63 °), flexe loketního kloubu (67,93-74,1 °), supinačně pronační pohyb předloktí nebylo možné kvůli chybám v trajektoriích markerů umístěných na předloktí vypočítat.

„4 hodiny“: flexe ramenního kloubu (26,71-34,64 °), abdukce ramenního kloubu (8,33-19,36 °), horizontální addukce ramenního kloubu (103,84-122,37 °), flexe loketního kloubu (69,71-79,66 °), supinačně pronační pohyb předloktí nebylo možné kvůli chybám v trajektoriích markerů umístěných na předloktí vypočítat.

5.2.2 Polyelektromyografické vyšetření

Sval	**„2 hodiny“** [%MVC]	**„3 hodiny“** [%MVC]	**„4 hodiny“** [%MVC]
DELT-A	29,34	33,88	21,79
DELT-M	39,68	38,63	57,19
DELT-P	7	9,33	8,43
INFRAS	23,55	21,69	15,91
PECT-C	10,54	7,51	3,29
PECT-S	21,75	32,89	13,56
TRIC-LONG	3,57	4,61	4,26
TRIC-LAT	28,11	39,2	60,11
BIC	8,87	20,09	27,02

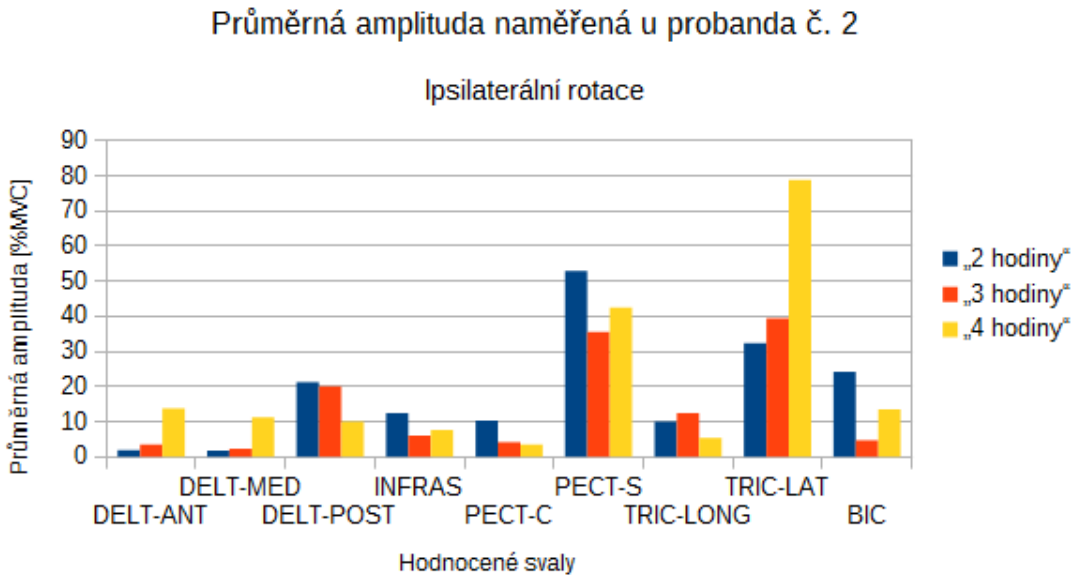
Tabulka 5.3: Hodnoty průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při kontralaterální rotaci u probanda č. 2



Obrázek 5.3: Grafické znázornění naměřených hodnot průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při kontralaterální rotaci u probanda č. 2

Sval	**„2 hodiny“** [%MVC]	**„3 hodiny“** [%MVC]	**„4 hodiny“** [%MVC]
DELT-A	1,85	3,48	13,85
DELT-M	1,8	2,36	11,19
DELT-P	21,27	20,06	10,11
INFRAS	12,51	6,03	7,7
PECT-C	10,35	4,21	3,48
PECT-S	52,98	35,52	42,54
TRIC-LONG	10	12,44	5,43
TRIC-LAT	32,29	39,39	78,89
BIC	24,2	4,65	13,58

Tabulka 5.4: Hodnoty průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při ipsilaterální rotaci u probanda č. 2



Obrázek 5.4: Grafické znázornění naměřených hodnot průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při ipsilaterální rotaci u probanda č. 2

5.3 Shrnutí

Z velikosti svalové aktivity normalizované vůči maximální volní kontrakci Bernard [Bernard, 2006] vyvozuje následující: 0 až 5 %MVC - žádná aktivita, 5 až 10 %MVC - extrémně slabá aktivita, 10 až 20 %MVC velmi slabá aktivita, 20 až 30 %MVC slabá aktivita, 30 až 50 %MVC střední aktivita, silná aktivita 50 až 70 %MVC, velmi silná aktivita 70 až 100 %MVC a 100 %MVC aktivaci považuje za extrémně silnou (maximální) aktivitu.

Dle Fennigkoha [Fennigkoh, 1999] je opakující se pracovní činnost pro pohybový systém namáhavá tehdy, když elektrická aktivita svalu dosahuje 30 %MVC a více. Oproti tomu při činnosti vyžadující malé úsilí je aktivita menší než 10 %MVC.

Oksa [Oksa, 2006] uvádí, že příležitostné zvýšení intenzity svalové aktivity při déletrvajících opakovaně prováděných činnostech z 10 %MVC na 30 %MVC vede ke zvýšení počtu „výpadků“ EMG signálu (=EMG gaps). Studie dále ukazuje, že dochází ke snížení míry koaktivace svalů.

5.3.1 Kontralaterální rotace

Naměřené hodnoty svalové aktivity při kontralaterální rotaci jsou uvedeny v tabulce 5.1 pro probanda č. 1 a v tabulce 5.3 pro probanda č. 2.

Při kontralaterální rotaci u probanda č. 1 se aktivita m. deltoideus pars anterior pohybuje v rozmezí 20,73-55,07 %MVC, m. deltoideus pars medialis 5,91-10,74 %MVC, m. deltoideus pars posterior 12,19-33,07 %MVC, m. infraspinatus 12,13-57,76 %MVC, m. pectoralis major pars clavicularis 29,58-78,77 %MVC, m. pectoralis major pars sternocostalis 9,99-40,96 %MVC, m. triceps brachii caput longum 7,65-9,78 %MVC, m. triceps brachii caput laterale 14,59-29,47 %MVC a m. biceps brachii 9,86-17,28 %MVC.

Při kontralaterální rotaci u probanda č. 2 se aktivita m. deltoideus pars anterior pohybuje v rozmezí 21,79-33,88 %MVC, m. deltoideus pars medialis 38,63-57,19 %MVC, m. deltoideus pars posterior 7-9,33 %MVC, m. infraspinatus 15,91-23,55 %MVC, m. pectoralis major pars clavicularis 3,29-10,54 %MVC, m. pectoralis major pars sternocostalis 13,56-32,89 %MVC, m. triceps brachii caput

longum 3,57-4,61 %MVC, m. triceps brachii caput laterale 28,11-60,11 %MVC a m. biceps brachii 8,87-27,02 %MVC.

Analýza průběhu úhlů v ramenním a loketním kloubu u probanda č. 2 ukazuje vyšší hodnoty abdukce a horizontální addukce v porovnání s hodnotami naměřenými u probanda č. 1.

5.3.2 Ipsilaterální rotace

Naměřené hodnoty svalové aktivity při ipsilaterální rotaci jsou uvedeny v tabulce 5.2 pro probanda č. 1 a v tabulce 5.4 pro probanda č. 2.

Při ipsilaterální rotaci u probanda č. 1 se aktivita m. deltoideus pars anterior pohybuje v rozmezí 2,85-10,15 %MVC, m. deltoideus pars medialis 3,41-5,11 %MVC, m. deltoideus pars posterior 24,51-32,04 %MVC, m. infraspinatus 9,37-27,53 %MVC, m. pectoralis major pars clavicularis 8,89-49,22 %MVC, m. pectoralis major pars sternocostalis 9,21-55,4 %MVC, m. triceps brachii caput longum 6,88-15,07 %MVC, m. triceps brachii caput laterale 13,13-28,4 %MVC a m. biceps brachii 2,48-26,09 %MVC.

Při ispilaterální rotaci u probanda č. 2 se aktivita m. deltoideus pars anterior pohybuje v rozmezí 1,85-13,85 %MVC, m. deltoideus pars medialis 1,8-11,19 %MVC, m. deltoideus pars posterior 10,11-21,27 %MVC, m. infraspinatus 6,03-12,51 %MVC, m. pectoralis major pars clavicularis 3,48-10,35 %MVC, m. pectoralis major pars sternocostalis 35,52-52,98 %MVC, m. triceps brachii caput longum 5,43-12,44 %MVC, m. triceps brachii caput laterale 32,29-78,89 %MVC a m. biceps brachii 4,65-24,2 %MVC.

Analýza průběhu úhlů v ramenním a loketním kloubu u probanda č. 2 ukazuje vyšší hodnoty abdukce a horizontální addukce v porovnání hodnotami naměřenými u probanda č. 1.

5.3.3 Variabilita výsledků

Z důvodu malého vzorku měřených osob byla míra variability výsledné elektrické aktivity jednotlivých svalů vypočítána pomocí směrodatné odchylky a variačního koeficientu pro každého probanda zvlášť.

Nejprve byl vypočítán rozptyl pomocí tzv. výpočetního tvaru rozptylu.

$$s^2 = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} x_i^2 - \bar{x}^2 \tag{5.1}$$

Následně byla spočítána relativní směrodatná odchylka, jejíž výhodou je charakterizace souboru v identických jednotkách.

$$s = \sqrt{s^2} \tag{5.2}$$

Dále byl vypočítán variační koeficient, který udává procentuální podíl směrodatné odchylky k aritmetickému průměru.

$$V = \frac{s}{\bar{x}} 100\ [\%] \tag{5.3}$$

Hodnoty variačního koeficientu do 10 % svědčí o malé variabilitě, hodnoty vyšší než 50% značí nesourodost naměřených dat.

Z tabulky 5.5 a tabulky 5.6 je patrné, že svaly vykazující nejvyšší směrodatnou odchylku i variační koeficient se u obou probandů liší. Nejvyšší směrodatná odchylka (tj. nejvyšší odchylka od průměrné hodnoty) je při kontralaterální rotaci zaznamenána u probanda č. 1 pro m. pectoralis major pars clavicularis (20,97 %MVC), m. infraspinatus (19,13 %MVC) a m. deltoideus pars anterior (14,34 %MVC). U probanda č. 2 vykazuje nejvyšší směrodatnou odchylku m. triceps brachii caput laterale (13,27 %MVC) a m. deltoideus pars medialis (8,51 %MVC) a m. pectoralis major pars sternocostalis (7,92 %MVC).

Vypočítaný variační koeficient dále ukazuje, že naměřené hodnoty jsou mírně až velmi nesourodé. Jako velmi nesourodé lze označit ty, jejichž hodnota se blíží 50 % a více. U probanda č. 1 velkou nesourodost ukazuje aktivita m. infraspinatus (60,06 %) a m. pectoralis major pars sternocostalis (46,86 %). U probanda č. 2 je více nesourodá aktivita m. pectoralis major pars clavicularis (41,77 %) a aktivita m. biceps brachii (40,08 %).

Tabulky 5.7 a 5.8 ukazují odlišnost hodnot u obou probandů také při ipsilaterální rotaci. U probanda č. 1 byla naměřena nejvyšší směrodatná odchylka pro m. pectoralis major pars sternocostalis (20,58 %) a pro m. pectoralis major pars clavicularis (18,1 %). U probanda č. 2 pro m. triceps brachii caput laterale (20,47 %).

Sval	**Směrodatná odchylka** [%MVC]	**Variační koeficient** [%]
DELT-A	14,34	35,81
DELT-M	2,21	24,47
DELT-P	8,72	36,45
INFRAS	19,13	60,06
PECT-C	20,97	35,87
PECT-S	13,25	46,86
TRIC-LONG	0,87	10,06
TRIC-LAT	6,08	27,34
BIC	3,17	24,55

Tabulka 5.5: Hodnoty směrodatné odchylky a variačního koeficientu při kontralaterální rotaci u probanda č. 1

Variační koeficient u probanda č. 1 ukazuje velkou nesourodost hodnot aktivity m. biceps brachii (81,97 %), m. pectoralis major pars sternocostalis (77,72 %), m. pectoralis major pars clavicularis (76,24 %) a m. deltoideus pars anterior (61,21 %) a vyšší pro m. infraspinatus (41,97 %). U probanda č. 2 jsou velmi nesourodé hodnoty aktivity m. deltoideus pars medialis (83,98 %), m. deltoideus pars anterior (83,09 %), m. biceps brachii (56,5 %), m. pectoralis major pars clavicularis (51,25 %) a m. triceps brachii caput laterale (40,8 %).

Sval	**Směrodatná odchylka** [%MVC]	**Variační koeficient** [%]
DELT-A	4,99	17,6
DELT-M	8,51	18,84
DELT-P	0,92	11,15
INFRAS	3,25	15,94
PECT-C	2,97	41,77
PECT-S	7,92	38,84
TRIC-LONG	0,43	10,36
TRIC-LAT	13,27	31,24
BIC	7,48	40,08

Tabulka 5.6: Hodnoty směrodatné odchylky a variačního koeficientu při kontralaterální rotaci u probanda č. 2

Sval	**Směrodatná odchylka** [%MVC]	**Variační koeficient** [%]
DELT-A	3,33	61,21
DELT-M	0,71	16,32
DELT-P	3,15	11,33
INFRAS	7,47	41,97
PECT-C	18,1	76,24
PECT-S	20,58	77,72
TRIC-LONG	3,49	33,98
TRIC-LAT	6,24	30,2
BIC	10,05	81,97

Tabulka 5.7: Hodnoty směrodatné odchylky a variačního koeficientu při ipsilaterální rotaci u probanda č.1

Sval	**Směrodatná odchylka** [%MVC]	**Variační koeficient** [%]
DELT-A	5,31	83,09
DELT-M	4,3	83,98
DELT-P	5	29,15
INFRAS	2,75	31,42
PECT-C	3,08	51,25
PECT-S	7,17	16,41
TRIC-LONG	2,91	31,32
TRIC-LAT	20,47	40,8
BIC	7,99	56,5

Tabulka 5.8: Hodnoty směrodatné odchylky a variačního koeficientu při ipsilaterální rotaci u probanda č.2

6. Diskuze

Pohyb horní končetiny při řízení se odehrává v rameni, loketním kloubu a zápěstí. Svaly kolem ramene se ovšem na pohybu podílejí primárně [Pick, 2006].

Horní končetina se v porovnání s dolní končetinou vyznačuje velkou pohyblivostí a pohyby mohou být provedeny velmi variabilně a individuálně. Různorodost vykazuje také elektrická aktivita činných svalů, kdy při stejném pohybu nedochází k identickému náboru motorických jednotek. Kinematika kloubu je zajišťována aktivitou několika svalů, které jsou ve vzájemném vztahu (agonisté, antagonisté, synergisté), který v této práci nebyl analyzován.

Při řízení by měly být ruce na volantu umístěny tak, aby nedocházelo k přetěžování ramenních pletenců, horní končetiny nekřížily dráhu čelních airbagů a aby z dané pozice bylo možné pro jeho otočení vyvinout co největší svalovou sílu. Jako optimální pro uchopení volantu je uváděno umístění rukou na pozici „2 a 4 hodiny“ [Gilbertová, 2002], „3 a 9 hodin“ [BESIP, 2012, Hault-Dubrulle, 2011a, Serra, 2008] a „4 a 8 hodin“ [Gilbertová, 2002, Walton, 2005].

Jonsson [Jonsson, 2011] ve studii, zabývající se pozorováním řidičů při řízení uvádí, že volant je nejčastěji držen v místě „2 a 10 hodin“ - 55 % muži, 65 % ženy. Méně časté je uchopení v místě „3 a 9 hodin“, „4 a 8 hodin“ a „1 a 11 hodin“.

V publikacích ze 70. let [Jonsson, 1975a, Jonsson, 1975b, Jonsson, 1976] byla pomocí povrchové elektromyografie analyzována aktivita svalů pravé i levé horní končetiny, přičemž byl volant uchopen oběma rukama a pozice rukou na něm byla libovolná. Ve studii, kterou provedl Pick [Pick, 2006] byla hodnocena aktivita svalů PHK, volant uchopen rovněž oběma rukama, a to na pozici „3 a 9 hodin“. Liu [Liu, 2012] i Pandis [Pandis, 2012] analyzovali svalovou aktivitu PHK a volant byl držen pouze jednou rukou - v místě „3 hodiny“.

Tato diplomová práce se zabývá aktivitou ramenních svalů při řízení. Volant byl uchopen pouze pravou horní končetinou a to v místě „2“, „3“ a „4 hodiny“. Analýza elektrické aktivity svalů a průběh úhlů v kloubech horní končetiny ukazují odlišný pohybový stereotyp u obou probandů.

Ve veřejně dostupných databázích (Web of Science, Science Direct, Scopus) nebyly nalezeny publikace zabývající se svalovou aktivitou při rotaci volantu s ucho-

pením na pozici „2“ nebo „4 hodiny“.

Při kontralaterálním rotaci s držením volantu v místě „3 hodiny“ patří u probanda č. 1 mezi nejvíce aktivní svaly m. pectoralis major pars clavicularis, m. deltoideus pars anterior, m. pectoralis major pars sternocostalis, m. deltoideus pars posterior, m. infraspinatus a m. triceps brachii caput laterale. U probanda č. 2 m. triceps brachii caput laterale, m. deltoideus pars medialis, m. deltoideus pars anterior, m. pectoralis major pars sternocostalis, m. infraspinatus a m. biceps brachii. Aktivní svaly odpovídají studii, kterou v roce 2012 provedl Liu [Liu, 2012]. Uvádí, že při točení volantem kontralaterálně pohyb zajišťuje přední, střední a zadní část m. deltoideus, m. pectoralis major pars clavicularis a m. infraspinatus a stabilizační funkci plní m. pectoralis major pars sternocostalis, m. triceps brachii caput lateralis a biceps brachii.

Při ipsilaterální rotaci volantu s uchopením v místě „3 hodiny“ patří u probanda č. 1 k nejvíce aktivním svalům m. pectoralis major pars sternocostalis, m. pectoralis major pars clavicularis, m. biceps brachii, m. deltoideus pars posterior a m. triceps brachii caput laterale. U probanda č. 2 m. triceps brachii caput laterale, m. pectoralis major pars sternocostalis a m. deltoideus pars posterior. Liu [Liu, 2012] uvádí, že při ipsilaterální rotaci volantu s úchopem v místě „3 hodin“ pohyb zajišťuje m. triceps brachii caput longum. U obou probandů m. triceps brachii caput longum vykazoval velmi nízkou aktivitu (15,07 %MVC a 12,44 %MVC), což může být způsobeno tím, že experiment byl proveden tak, aby odpovídal řízení s posilovačem a pro otočení volantu nebylo třeba vyvinout velkou sílu. Při pohybu se uplatňovaly zejména svaly, které Liu [Liu, 2012] označuje jako stabilizační - m. pectoralis major pars sternocostalis, m. triceps brachii caput laterale a m. biceps brachii.

Dle Fennigkoha [Fennigkoh, 1999] je opakující se pracovní činnost pro pohybový systém namáhavá tehdy, když elektrická aktivita svalu dosahuje 30 %MVC a více. Svaly přesahující výše zmíněnou hranici jsou následující.

Kontralaterální rotace (proband č. 1):

„2 hodiny“: m. deltoideus pars anterior (44,31 %MVC), m. pectoralis major pars clavicularis (67 %MVC) a m. pectoralis major pars sternocostalis

(40,96 %MVC).

„3 hodiny“: m. deltoideus pars anterior (55,07 %MVC), m. pectoralis major pars clavicularis (78,77 %MVC) a m. pectoralis major pars sternocostalis (33,85 %MVC).

„4 hodiny“: m. deltoideus pars posterior (33,07 %MVC), m. infraspinatus (57,76 %MVC), hraniční hodnotě se blíží m. pectoralis major pars clavicularis (29,58 %MVC). a m. triceps brachii caput laterale (29,47 %MVC)

Kontralaterální rotace (proband č. 2):

„2 hodiny“: m. deltoideus pars medialis (39,68 %MVC) a hraniční hodnotě se blíží m. deltoideus pars anterior (29,34 %MVC).

„3 hodiny“: m. deltoideus pars anterior (33,88 %MVC), m. deltoideus pars medialis (38,63 %MVC) a m. pectoralis major pars sternocostalis (32,89 %MVC), m. triceps brachii caput laterale (39,2 %MVC).

„4 hodiny“: m. deltoideus pars medialis (57,19 %MVC), m. triceps brachii caput laterale (60,11 %MVC). laterale (29,47 %MVC)

Ipsilaterální rotace (proband č. 1):

„2 hodiny“: žádný z měřených svalů.

„3 hodiny“: m. pectoralis major pars clavicularis (49,22 %MVC) a m. pectoralis major pars sternocostalis (55,4 %MVC).

„4 hodiny“: m. deltoideus pars posterior (32,04 %MVC).

Ipsilaterální rotace (proband č. 2):

„2 hodiny“: m. pectoralis major pars sternocostalis (52,98 %MVC), m. triceps brachii caput laterale (32,29 %MVC).

„3 hodiny“: m. pectoralis major pars sternocostalis (35,52 %MVC) a m. triceps brachii caput laterale (39,39 %MVC).

„4 hodiny“: m. pectoralis major pars sternocostalis (42,54 %MVC), m. triceps brachii caput laterale (78,89 %MVC).

Hypotéza č. 1: nejvyšší elektrickou aktivitu m. deltoideus pars anterior lze předpokládat při kontralaterální rotaci volantu s jeho uchopením v místě „3 hodiny“.

Tato hypotéza se u obou probandů potvrdila. U probanda č. 1 má aktivita m. deltoideus pars anterior při úchopu v místě „3 hodiny“ velikost 55,07 %MVC, při úchopu v místě „2 hodiny“ 44,31 %MVC a na pozici „4 hodiny“ 20,73 %MVC. Směrodatná odchylka pro všechny tři polohy má velikost 14,34 %MVC a variační koeficient je 35,81 %. U probanda č. 2 je velikost aktivity m. deltoideus pars anterior 33,88 %MVC pro úchop v místě „3 hodiny“, v místě „2 hodiny“ 29,34 %MVC a „4 hodiny“ 21,79 %MVC“. Směrodatná odchylka činí 4,99 %MVC a variační koeficient 17,6 %.

Hypotéza č. 2: nejvyšší elektrickou aktivitu m. deltoideus pars medialis lze předpokládat při kontralaterální rotaci volantu s jeho uchopením v místě „4 hodiny“.

Tato hypotéza se potvrdila pouze u probanda č. 2. U probanda č. 1 má m. deltoideus pars medialis při kontralaterální rotaci velmi nízkou aktivitu ve všech pozicích. Při úchopu v místě „2 hodiny“ má velikost 10,44 %MVC, úchop v místě „3 hodiny“ 10,74 %MVC a v pozici „4 hodiny“ 5,91 %MVC. Směrodatná odchylka je 2,21 %MVC, variační koeficient 24,47 %. U probanda č. 2 se naopak m. deltoideus pars medialis na pohybu významně podílel. Při úchopu v místě „2 hodiny“ měla průměrná hodnota amplitudy velikost 39,68 %MVC, v místě „3 hodiny“ 38,63 %MVC a v pozici „4 hodiny“ 57,19 %MVC. Směrodatná odchylka je 8,51 %MVC a variační koeficient 18,84 %.

Hypotéza č. 3: Nejnižší elektrickou aktivitu m. pectoralis major pars clavicularis lze předpokládat při kontralaterální rotaci volantu s jeho uchopením v místě „4 hodiny“.

Hypotéza se potvrdila u obou probandů. U probanda č. 1 je velikost aktivity m. pectoralis pars clavicularis 67 %MVC při úchopu v místě „2 hodin“, 78,77 %MVC při uchopení v místě „3 hodiny“ a v pozici „4 hodiny“ 29,58 %MVC. Směrodatná odchylka je 29,65 %MVC a variační koeficient 37,67 %. U probanda

č. 2 byla aktivita m. Pectoralis pars clavicularis výrazněji nižší než u probanda č. 1. Při úchopu v místě „2 hodiny“ 10,54 %MVC, při úchopu na „3 hodinách“ 7,51 %MVC a v pozici „4 hodiny“ 3,29 %MVC. Směrodatná odchylka činí 2,97 %MVC a variační koeficient 44,77 %.

Hypotéza č. 4: Nejnižší elektrickou aktivitu m. triceps brachii caput longum lze předpokládat při ipsilaterální rotaci volantu s jeho uchopením v místě „4 hodiny“

Hypotéza se potvrdila u obou probandů. Nutno podotknout, že aktivita m. triceps brachii caput longum je v porovnání s laterální hlavou nízká při všech úchopech. Nejvyšší aktivitu sval vykazuje při úchopu v místě „3 hodiny“, nejnižší při úchopu v místě „4 hodiny“ U probanda č. 1 byla aktivita svalu při úchopu v místě „2 hodiny“ 8,85 %MVC, při úchopu v místě „3 hodiny“ 15,07 %MVC a v pozici „4 hodiny“ 6,88 %MVC. Směrodatná odchylka je 3,49 %MVC a variační koeficient 33,98 %. U probanda č. 2 při úchopu v místě „2 hodiny“ je aktivita svalu 10 %MVC, v místě „2 hodiny“ 12,44 %MVC a v pozici „4 hodiny“ 5,43 %MVC. Směrodatná odchylka činí 2,91 %MVC a variační koeficient 31,32 %.

Výsledky diplomové práce naznačují rozdílnost aktivace svalů v souvislosti s odlišným místem uchopení volantu při řízení. Oba probandi vykazují individuální pohybový stereotyp. Limitací této práce je skutečnost, že hodnocená perioda pohybu je kratší než reálné řízení. Limitací je také individualita a variabilita lidského pohybu, kdy při jeho opakovaném provádění není nábor motorických jednotek identický. V neposlední řadě je omezením použití zvolených objektivizačních metod a nízký počet měřených osob.

7. Závěr

Řízení automobilu lze zařadit do skupiny pracovních činností, vyžadujících déletrvající zaujímání statické polohy ve spojení se stereotypně se opakujícím pohybem horní končetiny při točení volantem, případně řazením.

Experimentu se zúčastnili dva probandi ve věku 24 let. Pomocí povrchové elektromyografie byla snímána elektrická aktivita m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars medialis, m. pectoralis major pars clavicularis a m. triceps brachii caput longum, m. pectoralis major pars sternocostalis, m. biceps brachii, m. deltoideus pars posterior, m. infraspinatus a m. triceps brachii caput laterale. Snímání elektrické aktivity svalů pomocí povrchové elektromyografie a kinematická analýza pohybu paže byly provedeny při kontralaterálním a ipsilaterálním točení volantem s třemi různými možnostmi jeho uchopení. Volant byl uchopen v místě, kde se na na ciferníku nachází „2“, „3“ a „4 hodiny“. Měřený interval byl pro kontralaterální i ipsilaterální rotaci zvolen 3 s. Aktivita svalů byla normalizována vzhledem k maximální volní kontrakci.

Výsledky této práce naznačují rozdílnou aktivaci svalů horní končetiny při točení volantem s odlišnou polohou ruky na volantu. Při kontralaterální rotaci byla aktivita m. deltoideus pars anterior nejvyšší při uchopení volantu na pozici „3 hodiny“, nejnižší aktivita m. pectoralis major pars clavicularis na pozici „4 hodiny“ a m. deltoideus pars medialis u jednoho z probandů vykazoval nejvyšší aktivitu v místě „2 hodiny“, u druhého byl sval nepatrně aktivnější na pozici „3 hodiny“. Při ipsilaterální rotaci je m. triceps brachii caput longum nejméně aktivní při uchopení volantu v místě „4 hodiny“. U tohoto svalu byla zjištěna nízká elektrická aktivita ve všech hodnocených úchopech. Naměřená elektrická aktivita byla následně uvedena v souvislosti s rozmezím hodnot, které je uvedeno jako optimální při provádění opakovaných pohybů. Z malého vzorku hodnocených subjektů nelze vyvodit, která pozice je při řízení nejvýhodnější.

V návaznosti na tuto práci by bylo zajímavé (pomocí muskuloskeletálního modelu) spočítat, při kterém uchopení mají svaly, primárně vykonávající pohyb, nejdelší interval činnosti ve své tzv. optimální délce a mohou tak produkovat nejvyšší sílu.

Seznam použité literatury

[Andel, 2008] ANDEL, C. J., WOLTERBEEK, N., DOORENBOSCH, C. A. M., VEEGER, D., HARLAAR, J. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait and Posture,* 2008, roč. 27, s. 120-127.

[Andersson, 1974] ANDERSSON, B. J. G., ORTENGREN, R., NACHEMSON, A., ELFSTROM, G. Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. IV. Studies on a car driver's seat. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine,* 1974, roč. 6, č. 3, s. 128-133.

[Anglin, 2000] ANGLIN, C., WYSS, U. P. Review of arm motion analyses. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers,* 2000, roč. 214, č. 5, s. 541-55.

[Ariens, 2000] ARIENS, G. A., VAN MECHELEN, V. V., BONGERS, P. M. Physical risk factors for neck pain. *Scandinavian Journal of Work, Enviroment and Health,* 2000, roč. 26, č. 1, s.7-19.

[Bartlett, 2007] BARTLETT, R. *Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns.* Oxon: Routledge, 2007. ISBN: 0-4153-3993-6.

[Bartoníček, 2004] BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu.* 2. vyd. Praha: Maxdorf, 2004. ISBN: 80-7345-017-8.

[Bernard, 2006] BERNARD, T. Static work (online). C2006, (cit. 2014-10-25). Dostupné z: http://personal.health.usf.edu/tbernard/HollowHills/SMWDesign M20.pdf

[BESIP, 2012] BESIP. Správná pozice za volantem a jeho držení. (online). c2012, (cit. 2013-04-02). Dostupné z: http://www.ibesip.cz/cz/ridic/zasady-bezpecne-jizdy/spravna-pozice-za-volantem-a-jeho-drzeni

[Bhattacharya, 2011] BHATTACHARYA, A., MCGLOTHLIN, J. D. *Occupational Ergonomics: Theory and applications* 2. vyd., Boca Raton: Taylor and Francis Group, 2011. ISBN: 978-1-4398-1934-0.

[Chung, 2004] CHUNG, S., PARK, M. Three-Dimensional Analysis of a Driver-Passenger Vehicle Interface. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing,* 2004, roč. 14, č. 3, s. 269-284.

[Conroy, 2007] CONROY, C., SCHWARTZ, A., HOYT, D. B., EASTMAN, A. B., PACYNA, S., HOLBROOK, T. L.,VAUGHAN, T., SISE, M., KENNEDY, F., VELKY, T., ERWIN, S. Upper extremity fracture patterns following motor vehicle crashes differ for drivers and passengers. *Injury,* 2007, roč. 38, č. 3, s. 350-357.

[Costa, 2010] COSTA, B. R., VIEIRA, E. R. Risk Factors for Work-Related Musculoskeletal Disorders. A Systematic Review of Recent Longitudinal Studies. *American journal of industrial medicine,* 2010, roč. 53, s. 285-323.

[Criswell, 2011] CRISWELL, E., CRAM, J. R. *Crams introduction to surface electromyography.* Sadbury: Jones and Barlett, 2011. ISBN: 9-7807-637-3274-5.

[Daňková, 2001] DAŇKOVÁ, I. Zdravotní opatření a cvičení kompenzující jednostranné zatížení pohybového aparátu při práci na počítači. *Zpravodaj ÚVT MU,* 2001, roč. 7, č. 1, s. 12-16.

[De Luca, 2002] DE LUCA, C. J. Surface electromyography: detecto-in and recording. (online). C2002, (cit. 2014-06-28). Dostupné z: http://www.delsys.com/Attachmentspdf/WPSEMGintro.pdf

[Enoka, 1989] ENOKA, R. M. *Neuromechanical basis of kinesiology.* 1. vyd. Champaign, IL: Human kinetics, 1989. ISBN: 0-87322-179-6.

[Fennigkoh, 1999] FENNIGKOH, L., GARG, A., HART, B. Mediating effects of wrist reaction torque on grip force production. *International Journal of Industrial Ergonomics,* 1999, roč. 23, s. 293-306.

[Fridlund, 1986] FRIDLUND, A. J., CACIOPPO, J. T. Guidelines for Human Electromyographic Research. *Psychophysiology,* 1986, roč. 23, č. 5, s. 567–589.

[Ganong, 2005] GANONG, W. F. *Přehled lékařské fyziologie.* 20. vyd. Praha: Galén, 2005. ISBN: 80-7262-311-7.

[Gilbertová, 2002] GILBERTOVÁ S., MATOUŠEK, O. *Ergonomie optimalizace lidské činnosti.* 1. vyd., Praha: Grada publishing, 2002. ISBN: 80-247-0226-6.

[Gkikas, 2013] GKIKAS, N. *Automotive ergonomics – driver – vehicle interaction.* 1. vyd., Boca Raton: Taylor and Francis Group, 2013. ISBN: 978–1–4398–9425-5.

[Hamill, 2009] HAMILL, J., KNUTZEN, K., M. *Biomechanical basis of human movement.* 3. vyd. Phyladelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2009. ISBN 13:978-0-7817-9128-1.

[Harrison, 2000] HARRISON, D. D., HARRISON S. O., CROFT, C. A., HARRISON, D. E., TROYANOVICH, S. J. Sitting Biomechanics, Part II: Optimal Car Drivers Seat and Optimal Drivers Spinal Model. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics,* 2000, roč. 23, č. 1, s. 37-47.

[Hault-Dubrulle, 2011a] HAULT-DUBRULLE, A., ROBACHE, F., PACAUX, M. P., MORVAN, H. Determination of pre-impact occupant postures and analysis of consequences on injury outcome. Part I: A driving simulator study. *Accident Analysis & Prevention,* 2011a, roč. 43, č. 1, s. 66-74.

[Hault-Dubrulle, 2011b] HAULT-DUBRULLE, A., ROBACHE, F., DRAZETIC, P., GUILLEMOT, H., MORVAN, H. Determination of pre-impact occupant postures and analysis of consequences on injury outcome - Part II: Biomechanical study. *Accident Analysis & Prevention,* 2011b, roč. 43, č. 1, s. 75-81.

[Hayes, 1960] HAYES, K. J. Wave analyses of tissue noise and muscle action potentials. *Journal of Applied Physiology,* 1960, roč. 15, s. 749-752.

[Janda, 2004] JANDA, V. *Svalové funkční testy.* 1. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0722-5.

[Janura, 2003] JANURA, M. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka.* 1. vyd., Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2003a. ISBN: 80-244-0644-6.

[Janura, 2004] JANURA, M., ZAHÁLKA, F. *Kinematická analýza člověka.* 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. ISBN 80-244-0930-5.

[Jonsson, 1975a] JONSSON, S., JONSSON, B. Function of the Muscles of the Upper Limb in Car Driving. *Ergonomics,* 1975a, roč. 18, č. 4, s. 375-388.

[Jonsson, 1975b] JONSSON S., JONSSON, B. Function of the Muscles of the Upper Limb in Car Driving IV: The pectoralis major, serratus anterior and latissimus dorsi muscles. *Ergonomics,* 1976, roč. 19, č. 6, s. 711-717.

[Jonsson, 1976] JONSSON, S., JONSSON, B. Function of the Muscles of the Upper Limb in Car Driving V: The Supraspinatus, Infraspinatus, Teres Minor and Teres Major Muscles. *Ergonomics,* 1986, roč. 23, č. 5, s. 567-589.

[Jonsson, 2011] JONSSON, B. Hand position on steering wheel during driving. *Traffic injury prevention,* 2011, roč. 12, č. 2, s. 187-190.

[Kadi, 1998] KADI, F., HAGG, G., HAKANSON, R., HOLMNER, S., BUTLER-BROWNE, G. S., THORNELL, L. E. Structural changes in male trapezius muscle with work-related myalgia. *Acta Neuropathologica,* 1998, roč. 95, č. 4, s. 352-60.

[Kalichová, 2011] KALICHOVÁ, M., BALÁŽ, J., BEDŘICH, P., ZVONAŘ, M. *Základy biomechaniky tělesných cvičení.* 1. vyd. Brno: Masarykova Univerzita, 2011. ISBN: 978-80-210-5551-3.

[Kapandji, 2002] KAPANDJI, I. A. *The Physiology of the Joints: Volume 1 - Upper Limb.* 5. vyd., Churchill Livingstone: Elsevier Limited, 2002. ISBN: 0-443-02504-5.

[Karduna, 2001] KARDUNA, A. R., MCCLURE, P. W., MICHENER, L. A., SENNETT, B. Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *Journal of Biomechanics,* 2001, roč. 123. č. 2, s. 184-190.

[Konrádová, 2000] KONRÁDOVÁ, V., UHLÍK, J., VAJNER, L. *Funkční histologie.* 2. vyd., Jinočany: nakladatelství H&H, 2000. ISBN: 80-86022-80-3.

[Krobot, 2011] KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci.* 1. vyd. Olomouc: UP Olomouc, 2011. ISBN-13: 978-80-244-2762-1.

[Liu, 2012] LIU, Y., JI, X., RYOUHEI, H., TAKAHIRO, M., LOU, L. Function of Shoulder Muscles of Driver in Vehicle Steering Maneuver. *Science China-Technological Sciences,* 2012, roč. 55, č. 12, s. 3445–3454.

[Ludewig, 2004] LUDEWIG, P. M., BEHRENS, S. A, MEYER, S. M., SPODEN, S. M., WILSON, L. A. Three-dimensional clavicular motion during arm elevation: reliability and descriptive data. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy,* 2004, roč. 34. s. 140-149

[Magnusson, 1996] FRIDLUND, A. J., CACIOPPO, J. T. MAGNUSSON, M., L., POPE, M., H., WILDER, D. G., ARESKOUG, B. Are Occupational Drivers at an Increased Risk for Developing Musculoskeletal Disorders? *Spine,* 1996, roč. 21, č. 26, s. 710-717.

[Meskers, 2007] FRIDLUND, A. J., CACIOPPO, J. T. MESKERS, C. G., VAN DE SANDE, M. A., DE GROOT, J. H. Comparison between tripod and skin-fixed recording of scapular motion. *Journal of Biomechanics,* 2007, roč. 40, č. 4, s. 941-946.

[Musálek, 2012] MUSÁLEK, M. *Development of Test Batteries for Diagnostics of Motor Laterality Manifestation - Link between Cerebellar Dominance and Hand Performance.* Praha, 2012. 254 s. Disertační práce na UK FTVS. Vedoucí práce Jitka Chytráčková.

[Pandis, 2012] PANDIS, P., PRINOLD, J., SOUTHGATE, D. F. L., HILL, A. M., BULL, A. M. J. Muscle force during a steering response driving task. *Journal of Biomechanics,* 2012, roč. 45, s. 497.

[Hug, 2011] HUG, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology,* 2011, roč.10, č. 21, s. 1-12.

[Oksa, 2006] OKSA, J., SORMUNEN, E., KOIVUKANGAS, U., RISSANEN, S., RINTAMAKI, H. Changes in neuromuscular function due to intermittently increased workload during repetitive work cold conditions. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health,* 2006, roč. 32, s. 300-309.

[Pánek, 2009] PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG *Rehabilitace a fyzikální lékařství,* 2009, roč. 16, č. 4, s. 177-180.

[Pick, 2006] PICK, A., COLE, D. Measurement of Driver Steering Torque Using Electromyography. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control,* 2006, roč. 128, č. 4, s. 960-968.

[Rab, 2002] RAB, G., PETUSKEY, K., BAGLEY, A. A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait & posture,* 2002, roč. 15, s. 113–119.

[Rettig, 2009] RETTIG, O., FRADET, L., KASTEN, P., RAISS, P., WOLF, S. a new kinematic model of the upper extremity based on functional joint parameter determination for shoulder and elbow. *Gait & Posture,* 2009, roč. 30, s. 469-476.

[Rokyta, 2010] ROKYTA, R. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech.* 1. vyd. Praha: ISV, 2010. ISBN: 80-85866-45-5.

[Serra, 2008] SERRA, C., DELATTRE, O., DESPEIGNES, R. L., COUSIN, A. Upper Limb Traumatic Lesions Related To Airbag Deployment: A Case Report And Review Of Literature. The Journal Of Trauma. *Injury, Infection, And Critical Care,* 2008, Roč. 65, č. 3. s. 704-707.

[Sjogaard, 1988] SJOGAARD, G. Muscle energy metabolism and electrolyte-shifts during low-lewel prolonged static contraction in man. *Acta Physiologica Scandinavica,* 1988, roč. 134, s. 181-187.

[Soumar, 2011] SOUMAR, L. *Kinematická analýza.* Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně, 2011. ISBN: 978-80-7414-399-1.

[Tulder, 2007] TULDER, M., MALMIVAARA, A., KOES, B. Repetitive strain Injury. *Lancet,* 2007, roč. 369, s.. 1815–1822.

[Valenta, 1999] VALENTA, J., KONVIČKOVÁ, S., VALERIÁN, D. *Biomechanika kloubů člověka.* 1. vyd., Praha: ČVUT, 1999. ISBN: 80-01-01943-8.

[Véle, 2006] VÉLE, F. *Kineziologie – Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii.* 2. vyd., Praha: Triton, 2006. ISBN: 80-7254-837-9.

[Vilímek, 2008] VILÍMEK, M. Elektromyografie. In Experimentální biomechanika. 1. vyd., Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2008. Kapitola 6, s. 43-53.

[Walton, 2005] WALTON, D., THOMAS, J. A. Naturalistic observations of driver hand positions, Transportation Research Part F. *Traffic Psychology and Behaviour,* 2005, Roč. 8, č. 3, s. 229-238.

Seznam tabulek

4.1 Základní charakteristika probandů 32
4.2 Pohybové markery 38

5.1 Hodnoty průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při kontralaterální rotaci u probanda č. 1 45
5.2 Hodnoty průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při ipsilaterální rotaci u probanda č. 1 46
5.3 Hodnoty průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při kontralaterální rotaci u probanda č. 2 49
5.4 Hodnoty průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při ipsilaterální rotaci u probanda č. 2 50
5.5 Hodnoty směrodatné odchylky a variačního koeficientu při kontralaterální rotaci u probanda č. 1 54
5.6 Hodnoty směrodatné odchylky a variačního koeficientu při kontralaterální rotaci u probanda č. 2 55
5.7 Hodnoty směrodatné odchylky a variačního koeficientu při ipsilaterální rotaci u probanda č.1 55
5.8 Hodnoty směrodatné odchylky a variačního koeficientu při ipsilaterální rotaci u probanda č.2 56

Seznam obrázků

2.1 Optimální sed řidiče automobilu [Harrison, 2000] 13
2.2 Vztah mezi délkou sarkomery a svalovou sílou - upraveno dle Enoky [Enoka, 1989] 17

4.1 Umístění elektrod (pohled zezadu) 34
4.2 Umístění elektrod (pohled zepředu) 34
4.3 Rozmístění kamer pro detekci pohybu markerů 35
4.4 Rozmístění kamer pro detekci pohybu markerů 36
4.5 Sed probanda v automobilu 36
4.6 Uchopení volantu 37
4.7 Schéma orientace pohyblivého souřadného systému pro výpočet supinace/pronace předloktí 42

5.1 Grafické znázornění naměřených hodnot průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při kontralaterální rotaci u probanda č. 1 . . . 45
5.2 Grafické znázornění naměřených hodnot průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při ipsilaterální rotaci u probanda č. 1 46
5.3 Grafické znázornění naměřených hodnot průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při kontralaterální rotaci u probanda č. 2 . . . 49
5.4 Grafické znázornění naměřených hodnot průměrné amplitudy vyjádřené v [%MVC] při ipsilaterální rotaci u probanda č. 2 50

7.1 Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny 79
7.2 Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny . . 79
7.3 Grafické znázornění průběhu úhlu pronace předloktí u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny 80
7.4 Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 1 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny 80
7.5 Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 1 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny 81

7.6 Grafické znázornění průběhu úhlů supinace (záporné hodnoty) a pronace (kladné hodnoty) předloktí u probanda č. 1 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny 81
7.7 Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny 82
7.8 Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny . . 82
7.9 Grafické znázornění průběhu úhlu pronace loketního kloubu u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny . . 83
7.10 Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 1 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny 83
7.11 Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 1 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny 84
7.12 Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny 84
7.13 Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny . . 85
7.14 Grafické znázornění průběhu úhlu pronace předloktí u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny 85
7.15 Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 1 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny 86
7.16 Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 1 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny 86
7.17 Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny 87
7.18 Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny . . 87
7.19 Grafické znázornění průběhu úhlu pronace předloktí u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny 88
7.20 Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 2 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny 88

7.21 Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 2 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny 89
7.22 Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny 89
7.23 Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny . . 90
7.24 Grafické znázornění průběhu úhlu supinace (záporné hodnoty) a pronace (kladné hodnoty) předloktí u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny 90
7.25 Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 2 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny 91
7.26 Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 2 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny 91
7.27 Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny 92
7.28 Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny . . 92
7.29 Grafické znázornění průběhu úhlu pronace předloktí u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny 93
7.30 Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 2 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny 93
7.31 Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 2 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny 94

Seznam příloh

A Žádost o vyjádření etické komise FTVS UK

B Vzor informovaného souhlasu

C Testová baterie pro určení stranové dominance

D Anketní šetření pro výběr vhodných probandů

E Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního a loketního kloubu

Příloha A: Žádost o vyjádření etické komise FTVS UK

Příloha B: Vzor informovaného souhlasu

Vážená paní, vážený pane.

Tímto Vás žádám o souhlas k vyšetření, jehož výsledky budou zveřejněny v diplomové práci na FTVS UK.

Cílem experimentu je analýza svalové činnosti svalů horní končetiny při řízení automobilu. Měření bude trvat přibližně 2,5 hod a bude provedeno v laboratoři FTVS UK. Vlastní vyšetření bude uskutečněno v osobním automobilu, který bude umístěn vlaboratoři.

Jako objektivizační metoda bude zvolena povrchová elektromyografie a kinematická analýza, což předpokládá nalepení elektrod v oblasti svalových bříšek vybraných svalů a nalepení reflexních markerů.

Před elektromyografickým vyšetřením bude provedena testová baterie pro zjištění stranové dominance a měření maximální volní kontrakce hodnocených svalů.

Metody použité k vyšetření jsou neinvazivní, nezpůsobují vyšetřovanému poranění, či bolest a nevyplývají z nich žádná zdravotní rizika. Osobní data nebudou zveřejňována a výsledky nebudou použity k jinému účelu, než je výše uvedeno.

Dnes jsem byl/a poučen/a o plánovaném vyšetření, včetně jeho průběhu a plně mu rozumím. Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že mi bylo vysvětleno vše, co je výsledkem tohoto písemného informovaného souhlasu a že jsem měl/a možnost klást otázky, na které mi bylo řádně odpovězeno.

Datum:
Osoba, která provedla poučení: Bc. Veronika Dostálová
Podpis osoby, která provedla poučení:
Vlastnoruční podpis vyšetřované osoby:

Příloha C: Testová baterie pro určení stranové dominance

Testová baterie pro určení stranové dominance [Musálek, 2012]:

Hod míčem na cíl (míč je umístěn ve stejné vzdálenosti od obou horních končetin).

Gumování gumou na tužce.

Ukazování ukazovátkem na předmět.

Příloha D: Anketní šetření pro výběr vhodných probandů

Osobní údaje:

Jméno a příjmení:

Rok narození:

Výška:

Váha:

Vlastníte řidičské oprávnění typu B?

Ano

Ne

Jako přibližnou vzdálenost týdně řídíte automobil?

Nejsem aktivní řidič

10 až 100 km

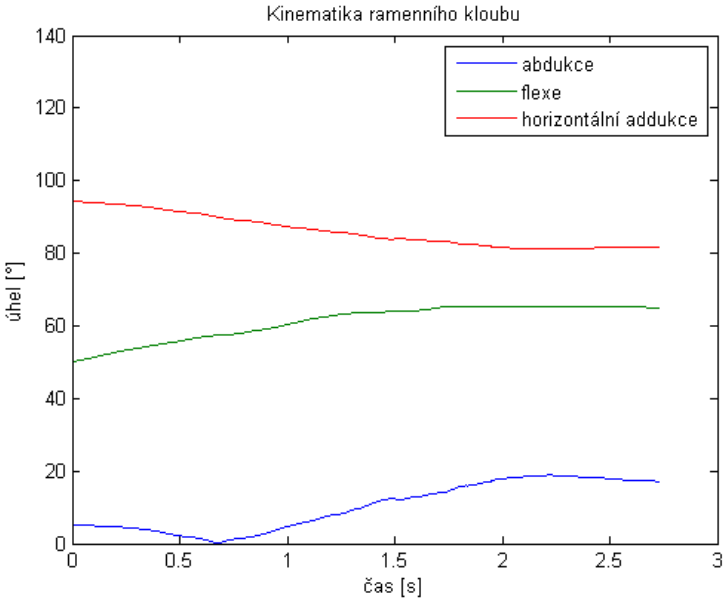
100 až 500 km

více než 500 km

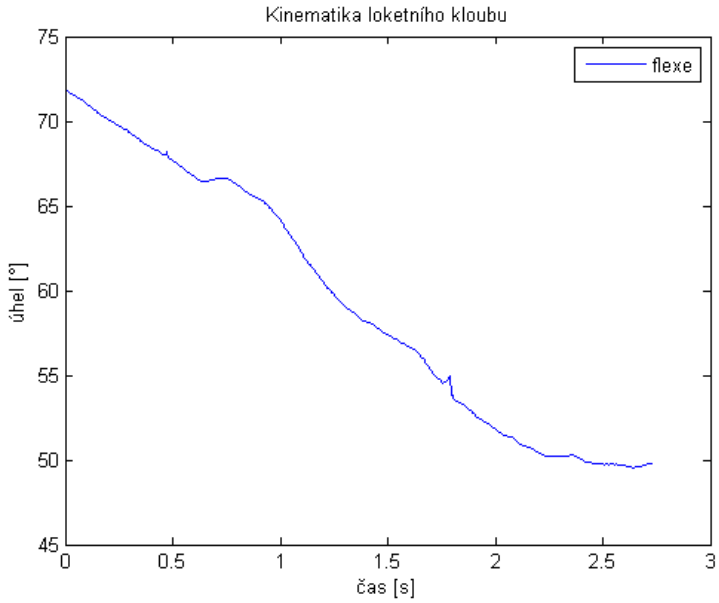
Měl/a jste někdy zranění pravé horní končetiny? Pokud ano, jaké?

Pociťujete nyní bolest v oblasti pravé horní končetiny či trupu?

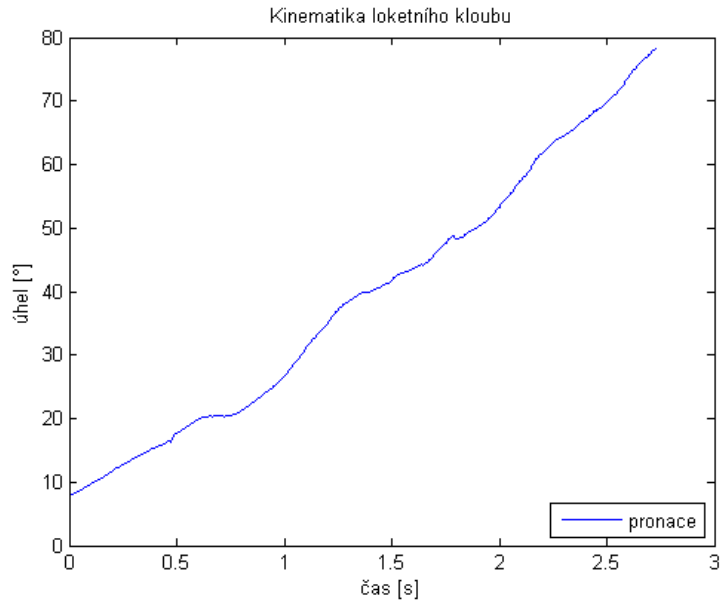
Příloha E: Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního a loketního kloubu



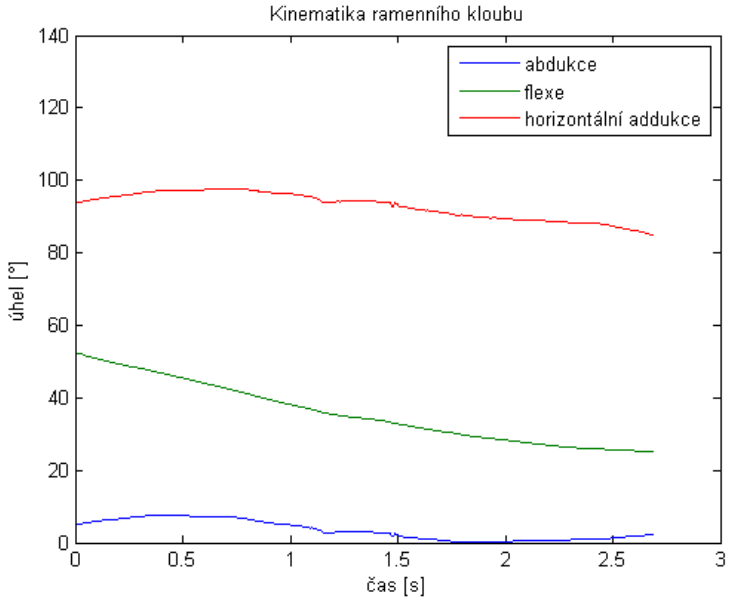
Obrázek 7.1: Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny



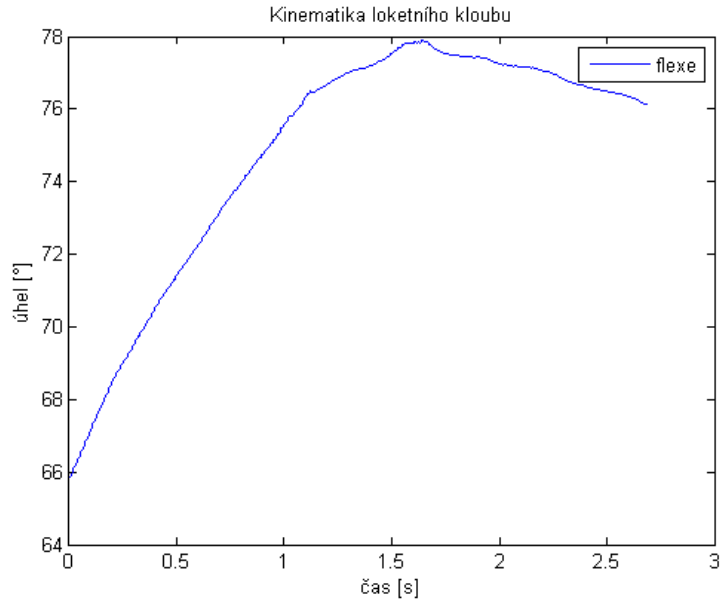
Obrázek 7.2: Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny



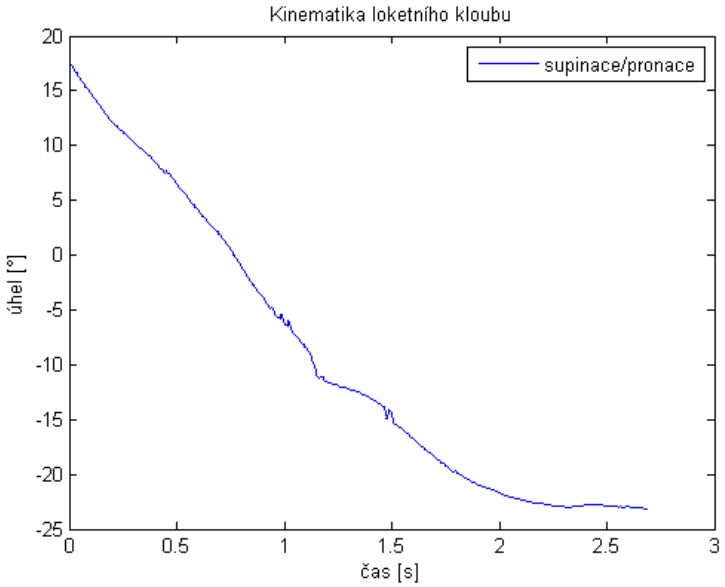
Obrázek 7.3: Grafické znázornění průběhu úhlu pronace předloktí u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny



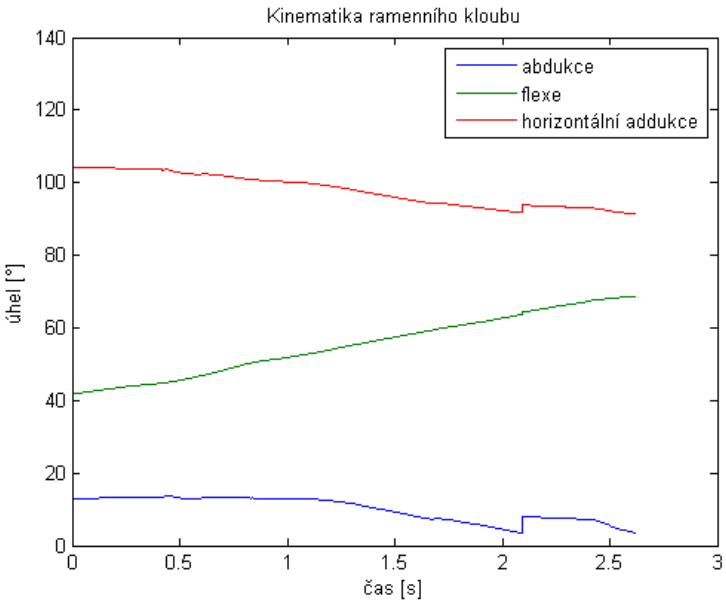
Obrázek 7.4: Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 1 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny



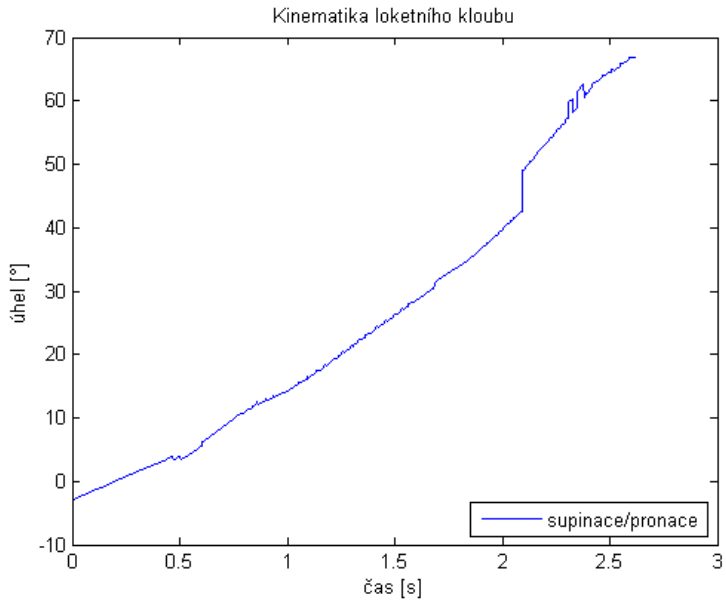
Obrázek 7.5: Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 1 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny



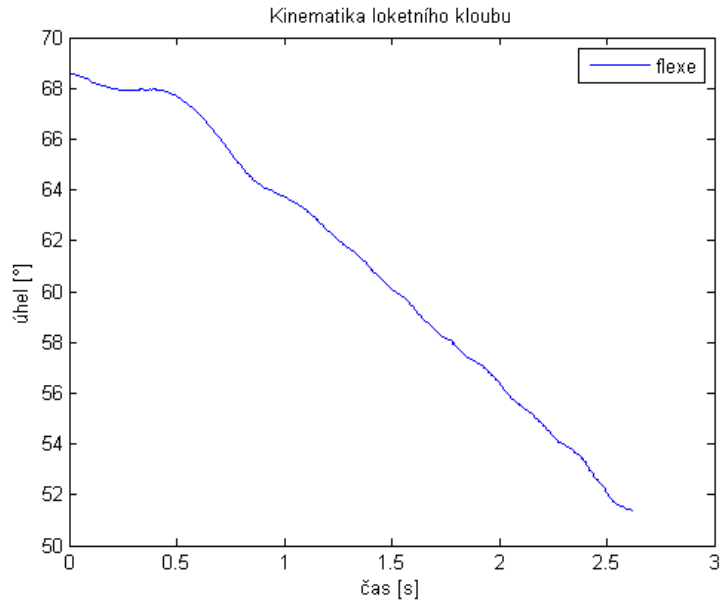
Obrázek 7.6: Grafické znázornění průběhu úhlů supinace (záporné hodnoty) a pronace (kladné hodnoty) předloktí u probanda č. 1 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny



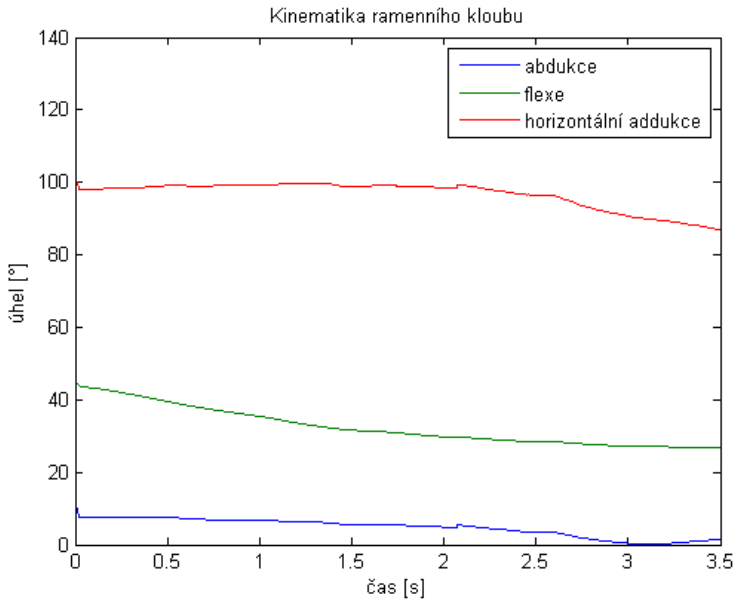
Obrázek 7.7: Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny



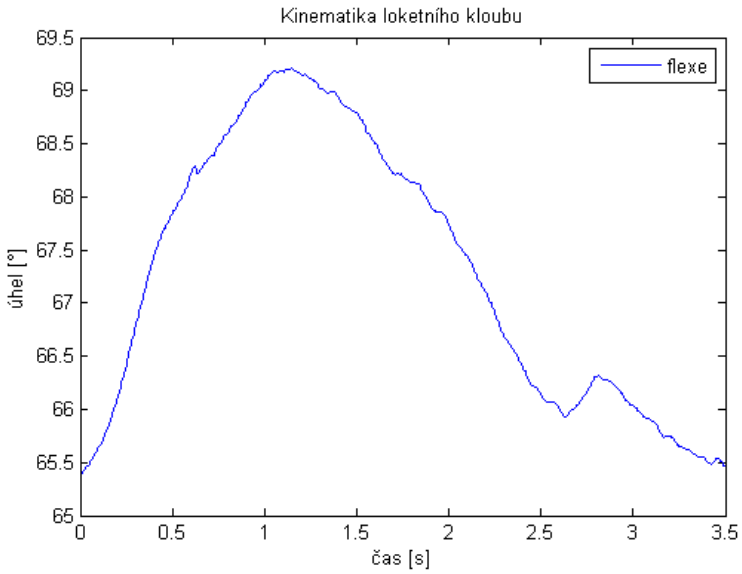
Obrázek 7.8: Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny



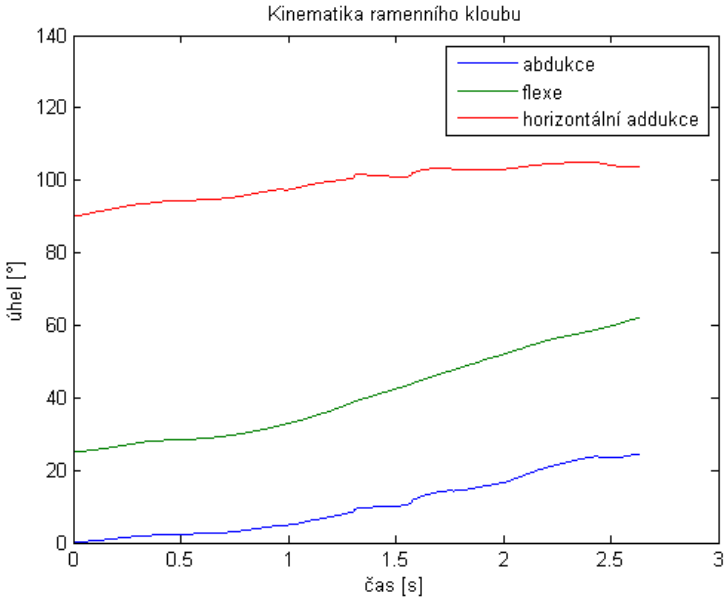
Obrázek 7.9: Grafické znázornění průběhu úhlu pronace loketního kloubu u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny



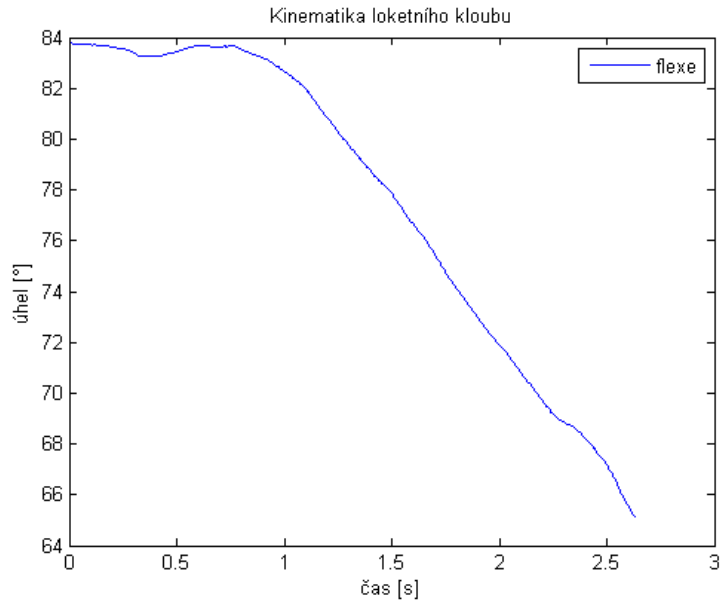
Obrázek 7.10: Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 1 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny



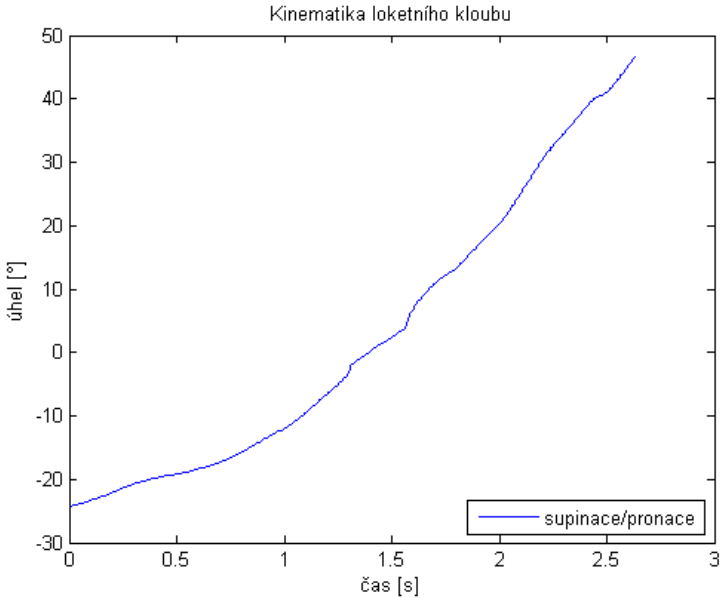
Obrázek 7.11: Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 1 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny



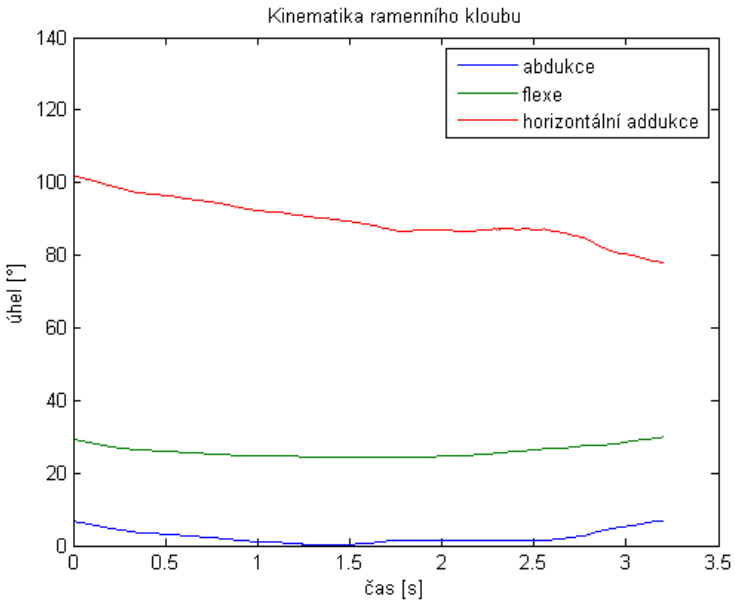
Obrázek 7.12: Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny



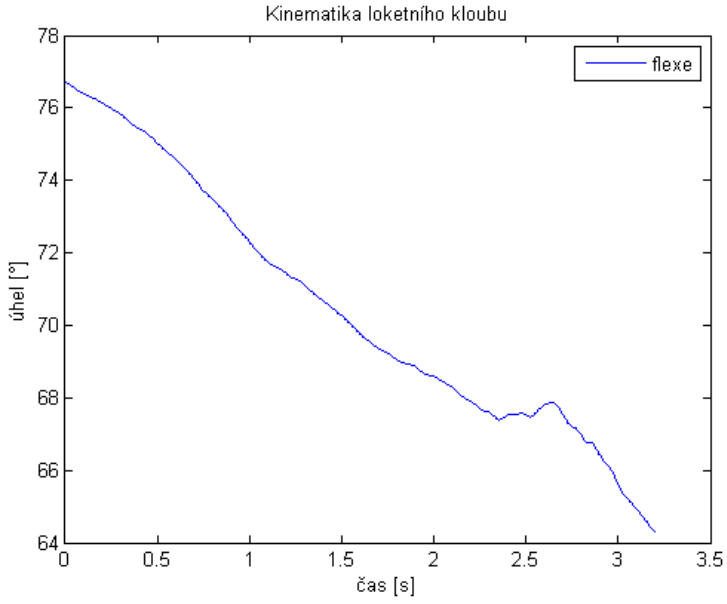
Obrázek 7.13: Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny



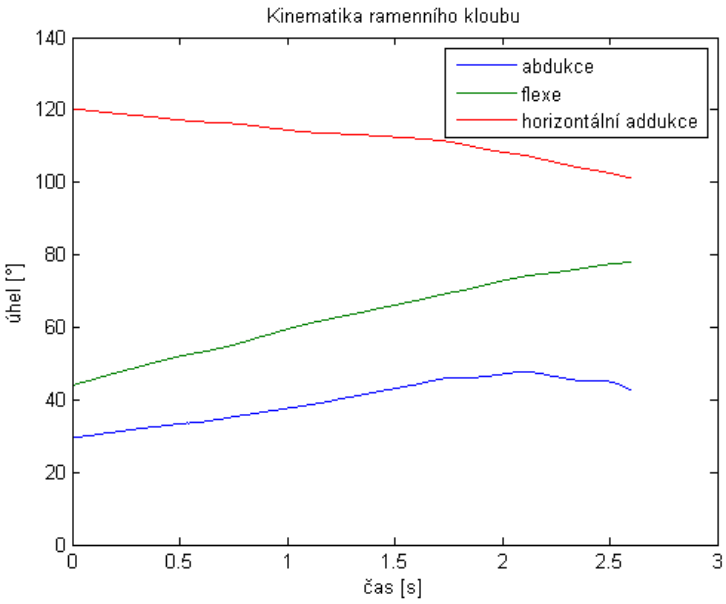
Obrázek 7.14: Grafické znázornění průběhu úhlu pronace předloktí u probanda č. 1 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny



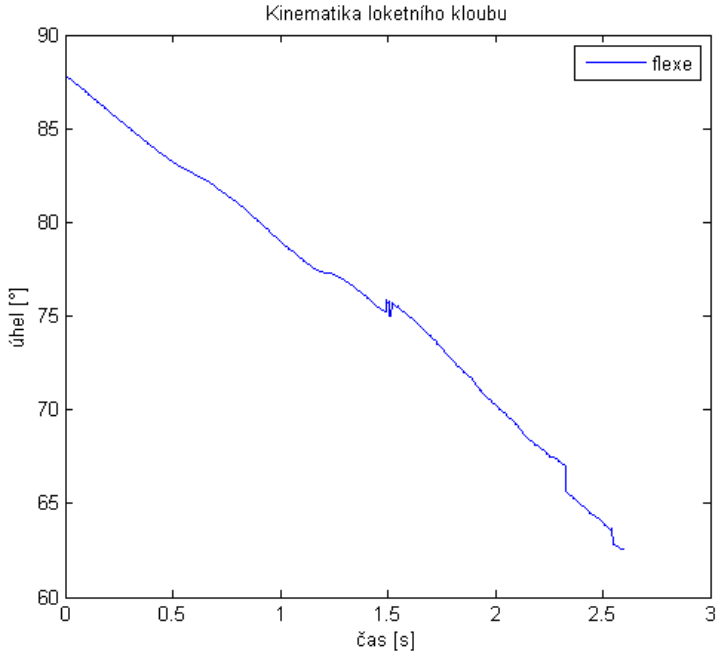
Obrázek 7.15: Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 1 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny



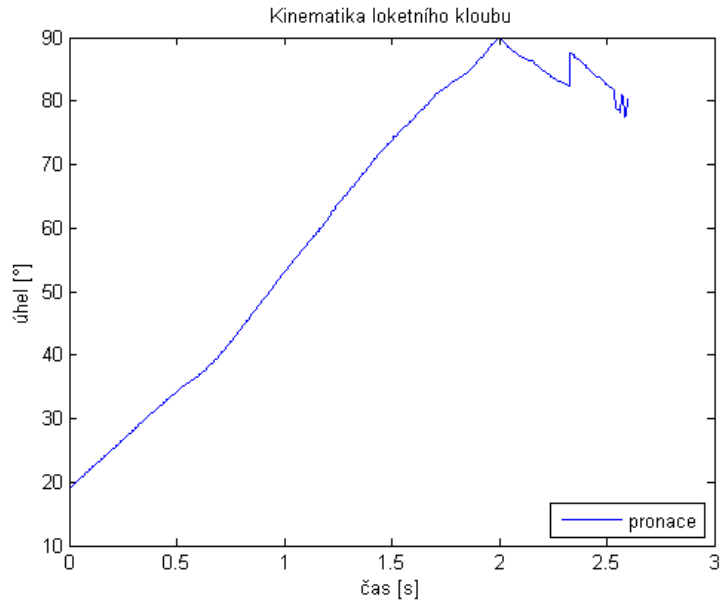
Obrázek 7.16: Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 1 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny



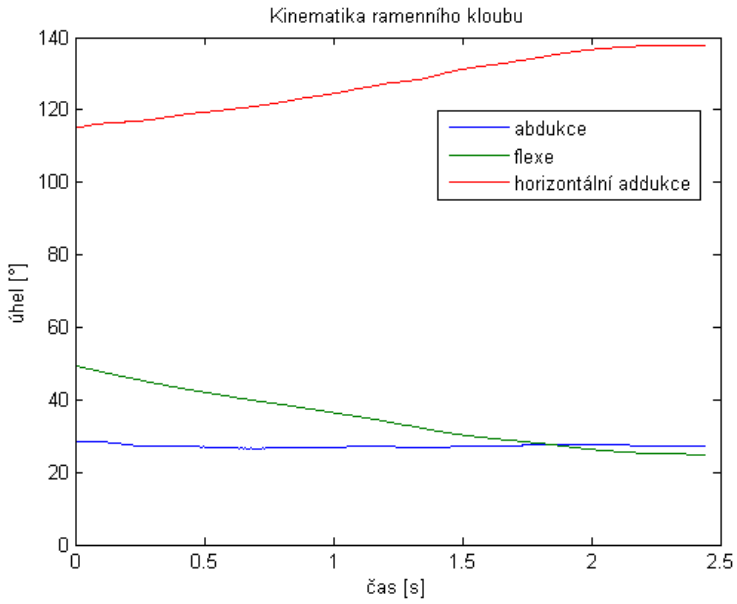
Obrázek 7.17: Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny



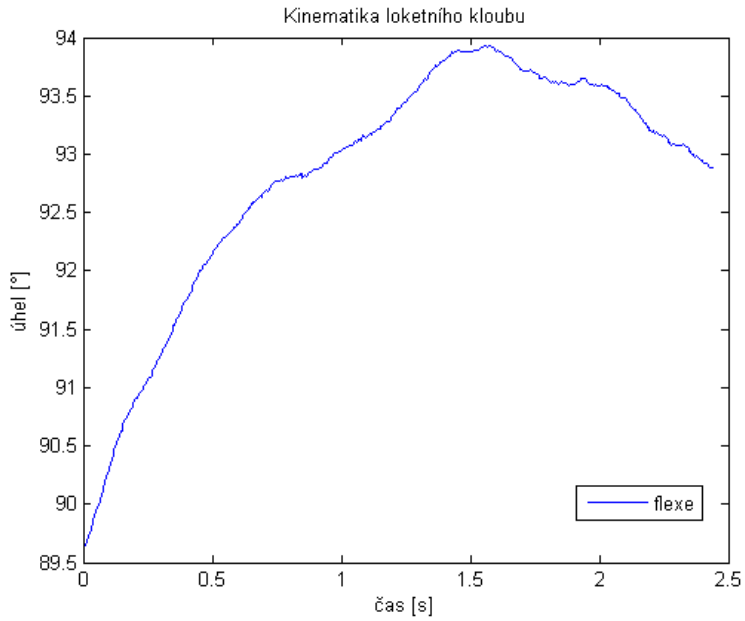
Obrázek 7.18: Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny



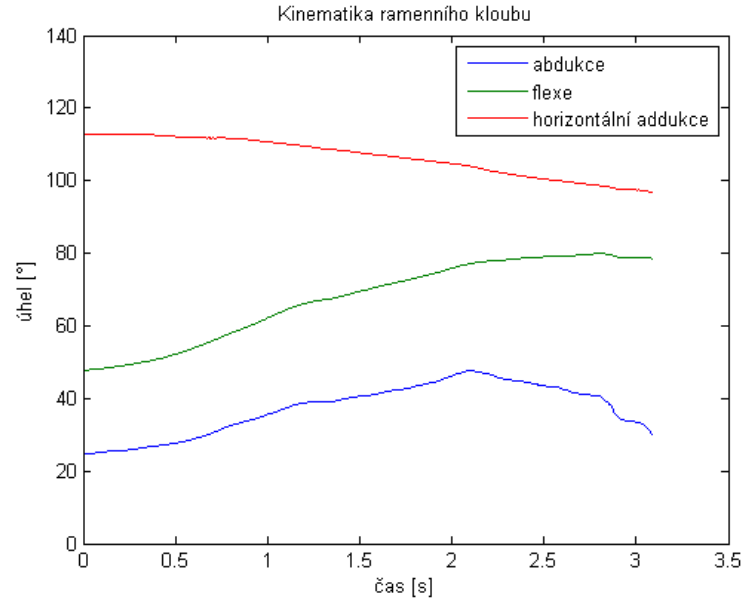
Obrázek 7.19: Grafické znázornění průběhu úhlu pronace předloktí u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny



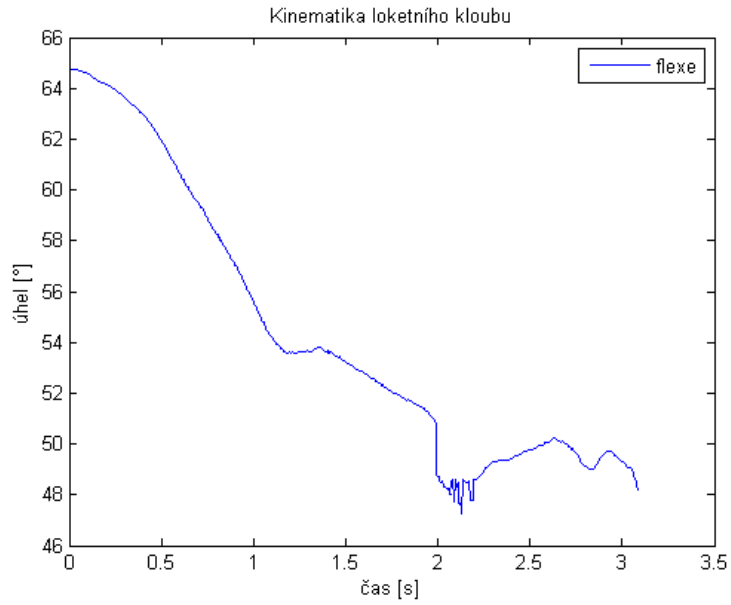
Obrázek 7.20: Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 2 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny



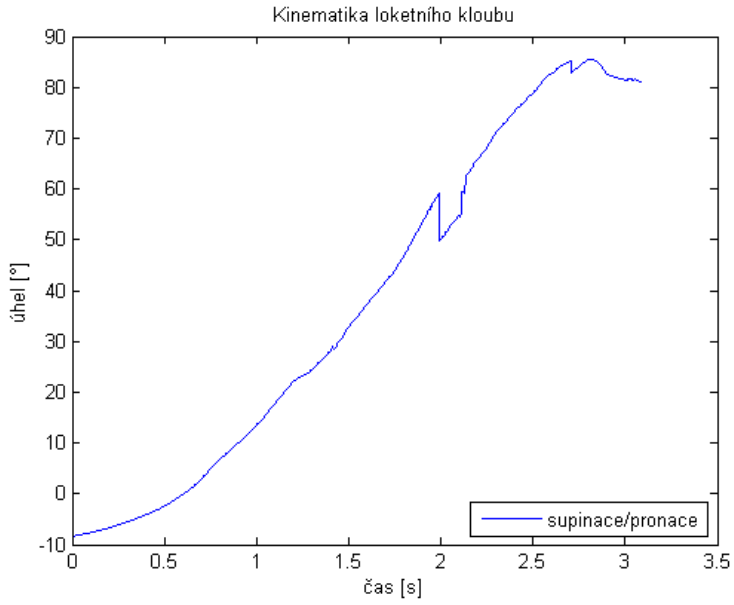
Obrázek 7.21: Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 2 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 2 hodiny



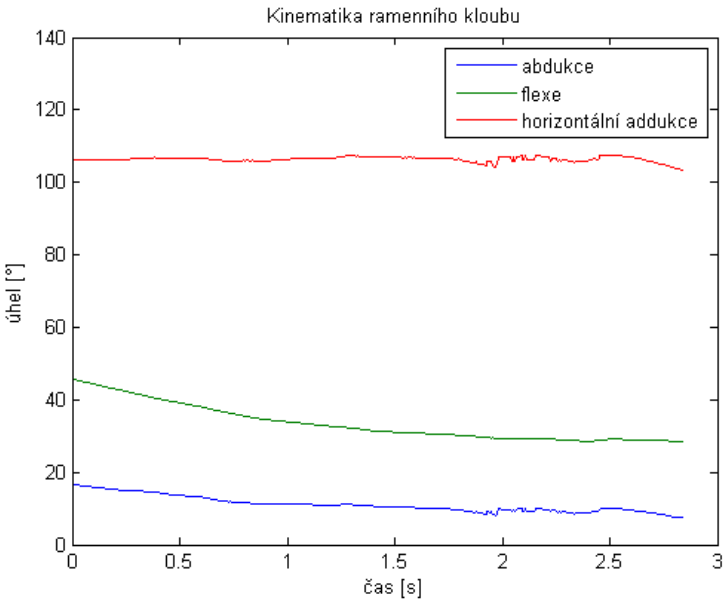
Obrázek 7.22: Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny



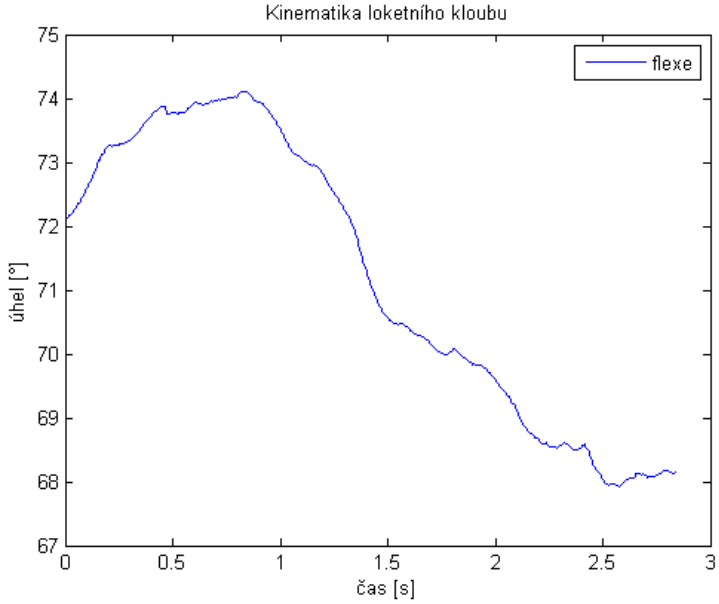
Obrázek 7.23: Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny



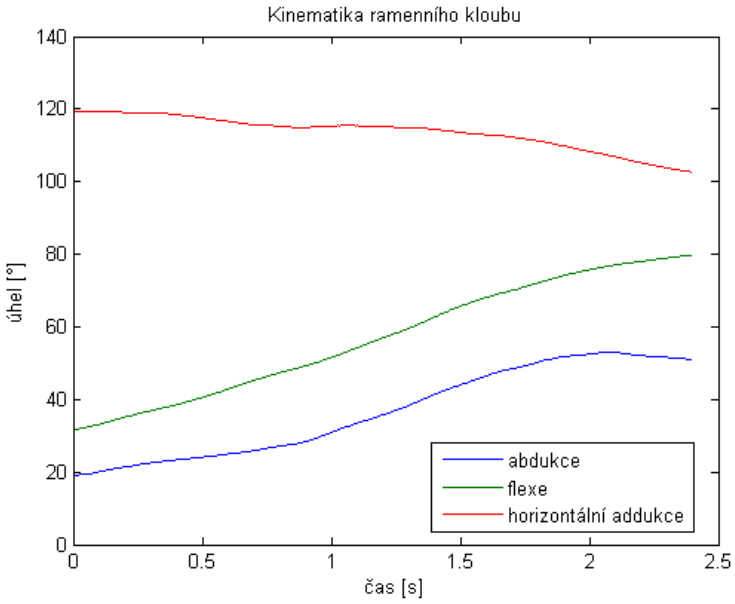
Obrázek 7.24: Grafické znázornění průběhu úhlu supinace (záporné hodnoty) a pronace (kladné hodnoty) předloktí u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny



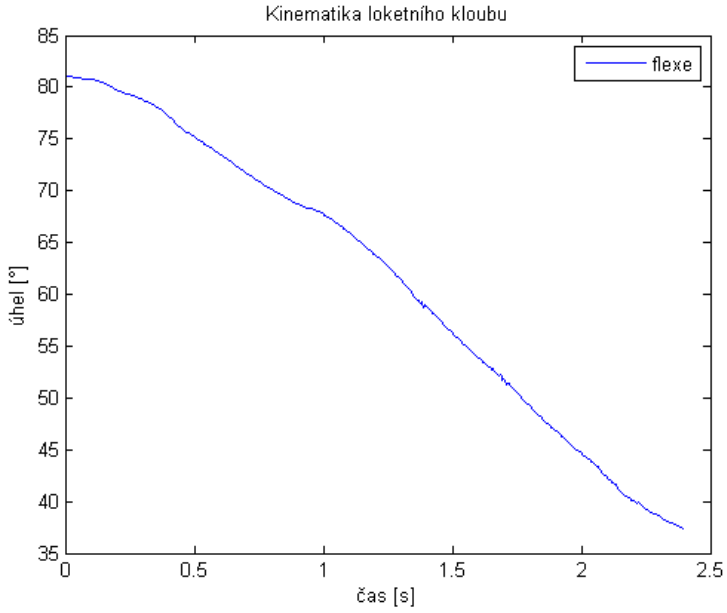
Obrázek 7.25: Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 2 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny



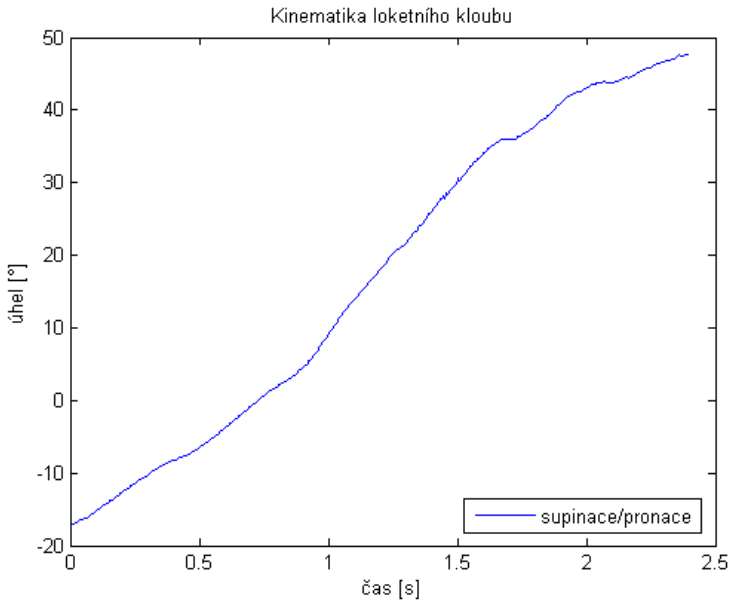
Obrázek 7.26: Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 2 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 3 hodiny



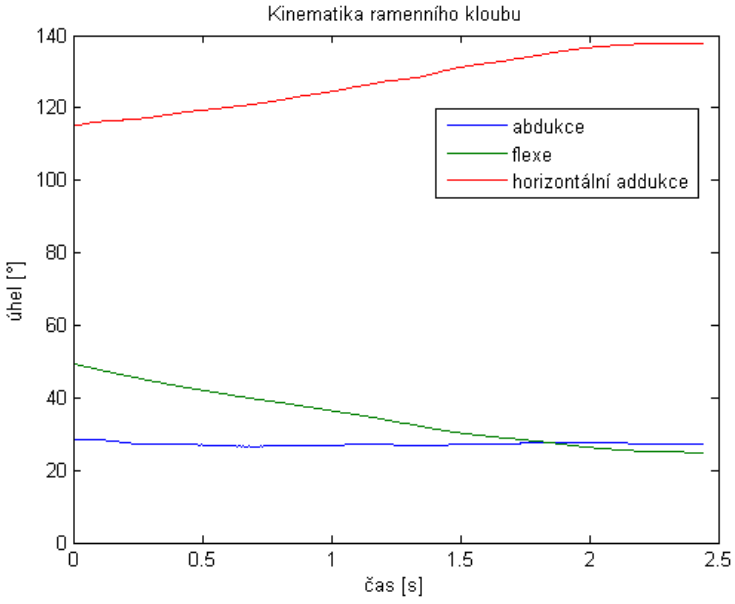
Obrázek 7.27: Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny



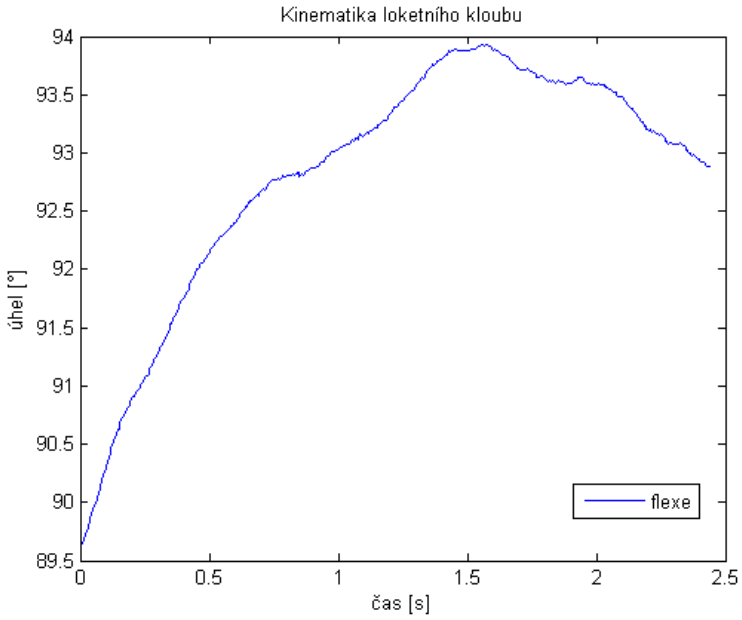
Obrázek 7.28: Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny



Obrázek 7.29: Grafické znázornění průběhu úhlu pronace předloktí u probanda č. 2 při kontralaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny



Obrázek 7.30: Grafické znázornění průběhu úhlů ramenního kloubu u probanda č. 2 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny



Obrázek 7.31: Grafické znázornění průběhu úhlu flexe loketního kloubu u probanda č. 2 při ipsilaterální rotaci volantu - úchop 4 hodiny