

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA APLIKOVANÝCH VĚD**

KATEDRA MECHANIKY

DIPLOMOVÁ PRÁCE

**Virtuální svalově-kosterní model ruky a jeho využití
pro návrh ergonomické počítačové myši**

Plzeň, 2018

Veronika Boušková

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
Fakulta aplikovaných věd
Akademický rok: 2017/2018

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Veronika BOUŠKOVÁ**
Osobní číslo: **A16N0128P**
Studijní program: **N3955 Počítačové modelování v inženýrství**
Studijní obor: **Výpočty a design**
Název tématu: **Virtuální svalově-kosterní model ruky a jeho využití pro návrh ergonomické počítačové myši**
Zadávající katedra: **Katedra mechaniky**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Rešerše současného stavu poznání (ergonomické počítačové myši, svalově-kosterní modely).
2. Vývoj svalově-kosterního modelu ruky v programu AnyBody Modeling System. Bude uvažována také reálná anatomie zápěstí.
3. Návrh ergonomické počítačové myši.
4. Naměření reálných pohybů ruky s ergonomickou myší pomocí systému Vicon. Implementace naměřených dat do modelu.
5. Vyhodnocení přínosu ergonomické myši na základě analýzy sil v modelu.

Rozsah grafických prací:

Rozsah kvalifikační práce: 40 - 60 stran A4 včetně příloh

Forma zpracování diplomové práce: tištěná

Seznam odborné literatury:

1. Čihák, R. Anatomie 1, Grada, Praha, 2011.
2. Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S.T., Surma, E., Zee, M., Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System, Simulation Modelling practice and Theory 14, 1100-1111, 2006.
3. Schmid, A.B., Kubler, P.A., Johnston, V., Coppieters, M.W., A vertical mouse and ergonomic mouse pads alter wrist position but do not reduce carpal tunnel pressure in patients with carpal tunnel syndrome. Applied Ergonomics 47, 151-156, 2015.

Vedoucí diplomové práce:

Ing. Jan Vychytil, Ph.D.

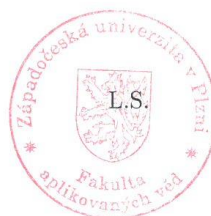
Nové technologie - výzkumné centrum

Datum zadání diplomové práce: 2. října 2017

Termín odevzdání diplomové práce: 31. května 2018

Radová

Doc. Dr. Ing. Vlasta Radová
děkanka



Jan Vimmr

Doc. Ing. Jan Vimmr, Ph.D.
vedoucí katedry

V Plzni dne 2. října 2017

Prohlášení

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě diplomovou práci zpracovanou na závěr studia na Fakultě aplikovaných věd Západočeské univerzity v Plzni. Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a výhradně s použitím odborné literatury a pramenů, jejichž úplný seznam je její součástí.

Dále prohlašuji, že veškerý software, použitý při řešení této bakalářské práce, je legální.

Plzeň,

.....

Poděkování

Alespoň touto cestou bych velice ráda poděkovala svému vedoucímu diplomové práce Ing. Janu Vychytilovi, Ph.D. za cenné profesionální rady, připomínky a metodické vedení práce. Můj velký dík patří také Ing. Pavlovi Jedličkovi Ph.D. i panu Ing. Zdeňku Krňoulovi Ph.D., za profesionální pomoc při měření zde, na Fakultě aplikovaných věd. Dále bych chtěla velice poděkovat panu Prof. Dr.-Ing. Sebastianu Dendorfer, panu Maxmilianovi Aurbach, M.Sc. a Simonu Groß, M.Sc. z výzkumného centra biomechaniky na Ostbayerische Technische Hochschule (OTH) v Regensburgu za profesionální rady při měření a validaci modelu ruky, a též v oblasti programování v softwaru AnyBody Modeling System.

Dále bych chtěla vyjádřit své děkuji i celému osazenstvu katedry mechaniky za jejich vstřícný přístup během studia. Práce byla podpořena interním grantovým projektem SGS-2016-059 "Computer modeling and monitoring of human body used for medicine".

Závěrem děkuji mým rodičům za celkovou podporu nejen při psaní této diplomové práce.

Abstrakt

Stěžejním úkolem této práce je zdokonalit virtuální svalově-kosterní model ruky v programu AnyBody Modeling System, navrhnout a zrealizovat model počítačové myši běžného a ergonomického typu, a následně díky těmto modelům myši a modelu ruky vyhodnotit síly ve svalech a reakce v kloubech ruky při jejich používání.

Hlavním úkolem této práce byl vývoj modelu ruky, tedy ruční vyhlazení již stávajících modelů kostí, a též uvažování reálné anatomie zápěstí s možností pohybu mezi jednotlivými zápěstními kůstky s reálně rozloženou hmotou. Všechny kosti byly modelovány z reálných dat z měření VHP (The Visible Human Project). Veškeré pohybové rovnice jsou sestaveny pomocí metody uvolňování, díky které je možné vyřešit úlohu kinetostatiky. Dále bylo žádoucí, aby model obsahoval vazy a rozdílné vlastnosti chování hlavních šlach a svalů. Aby směr a umístění průchodu jak svalů, tak šlach byl co nejvíce skutečný, je důležité, aby pevně dané průchodící body svalů a budoucích šlach byly změněny na překážky, geometrické tvary, které daná měkká tkáň obepíná. Kvůli měření a validaci modelu pro pohyb při práci s počítačovou myší je následně nutné celý model ruky zrcadlově obrátit ve 3D z levé ruky na pravou.

Správnost modelu lze ověřit porovnáním svalových aktivit tří vybraných svalů skutečné lidské ruky a modelu ruky. Validaci modelu lze provést díky spojení tří měřících metod, a to měření pohybu pomocí systému Vicon, měření síly při klikání s počítačovou myší a měření elektromyografického signálu vybraných svalů ruky v daný okamžik.

Druhou stěžejní úlohou byla rešerše současného vývoje počítačových myší, návrh dvou tvarových typů, tedy běžného a ergonomického typu, jejich virtuální modelace a vytvoření fyzických modelů. Využitím těchto modelů při měření pohybů pomocí systému Vicon lze dostat reálná data. Po importování těchto dat do modelu ruky lze zhodnotit dopad na zdraví svalů a kloubů.

Klíčová slova - model ruky, anatomie zápěstí, reálná data kostí, kinetostatika, elektromyografický signál, počítačová myš

Abstract

The aim of this study is to improve a virtual musculoskeletal model of hand of human body built in program AnyBody Modeling System (AMS) and to design and implement a model of PC - mouse of normal and ergonomic type. Using these models and the model of hand, muscle forces and reactions in joints during a work with these models are determined.

A main part of this work is a development of model of hand. It means to develop an accurate shape of models of bones, to separate the wrist from one segment into individual bones and to determine their real masses and possibilities of their movement. All these bones are modeled using real data from measurements of The Visible Human Project (VHP).

The model contains main muscles, main ligaments and main tendons. A direction and a position of each muscle or tendon is changed in this work from via-points to obstacles with shapes of cylinder and ellipsoid. These muscles and tendons should go across these obstacles which is more realistic than using via-points. For real measurements with PC-mouse by Vicon System it is necessary to mirror whole model from left hand to right hand. A simulation of 3D motion of this model in gravity was defined by equations of motion to solve inverse dynamics.

A validation of this model is done by comparison between muscle activity in the model of hand and real muscle activity during a special measurement. This validation contains three different measurements, such as measurement of a movement by Vicon System, measurement of a force on mouse during tapping by force transducer, and measurement of muscle activity with electromyography sensors.

The second part of this work is focused on a PC-mouse. It includes previous development, proposal of normal and ergonomic PC-mouse as well as their virtual and real models. After that these models can be used for measurement (of tapping on mouse) by Vicon System. The data of real movement can be imported to the model of hand and after that it is possible to analyze muscle forces and reaction in joints.

Keywords – Model of hand, anatomy of the wrist, real data of bones, inverse dynamics, electromyographic signal, a PC- mouse

Obsah

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	3
1 ÚVOD.....	4
2 ANATOMIE RUKY	6
2.1 KOSTI	6
2.2 KLOUBY	6
2.3 SVALY	7
2.4 ŠLACHY A VAZY	8
3 POČÍTAČOVÁ MYŠ	9
3.1 VÝVOJ	9
3.2 PŘÍNOS ERGONOMICKÝCH MYŠÍ.....	11
4 POUŽITÉ METODY	12
4.1 VÁZANÁ MECHANICKÁ SOUSTAVA	12
4.3 ROVNOMĚRNÉ ROZLOŽENÍ HMOTY	15
4.4 MATEMATICKÁ OPTIMALIZACE.....	18
4.5 MODEL SVALU HILLOVA TYPU	19
4.6 VAZY Z MECHANICKÉHO HLEDISKA	20
4.7 SILOMĚR S2M	20
4.8 EMG	23
4.9 VICON SYSTEM.....	24
5 SVALOVĚ-KOSTERNÍ MODEL RUKY	25
5.1 ANYBODY MODELING SYSTEM	25
5.2 TVORBA MODELU	26
5.3 VYHLAZENÍ KOSTÍ	26
5.4 PRŮCHODÍCÍ BODY SVALŮ	27
5.5 SVALY, ŠLACHY	29
5.6 ZÁPĚSTNÍ KŮSTKY A VAZY	30
5.7 ZRCADLENÍ MODELU	32
6 VALIDACE MODELU	33
7 MODEL POČÍTAČOVÉ MYŠÍ.....	39
7.1 NÁVRH MODELŮ PC MYŠÍ Z KERAMICKÉ HLÍNY (CLAY)	39
7.2 VIRTUÁLNÍ MODELY PC MYŠÍ VE 3D	40
7.3 REÁLNÝ POHYB S POČÍTAČOVOU MYŠÍ	43
8 VÝSLEDKY	44
9 ZÁVĚR	50
SEZNAM LITERATURY A INFORMAČNÍCH ZDROJŮ	52

Seznam použitých zkratk

AMS	AnyBody Modeling System
CT	Computer Tomograph
EMG	Elektromyografie
KD	Kinematická dvojice
MRI	Magnetic resonance imaging
VHP	The Visible Human Project
VMS	Vázaný mechanický systém

1 Úvod

V současné době je počítač nedílnou součástí každodenního života pracujícího člověka v kanceláři. Podle Českého statistického úřadu v roce 2014 celkem tři čtvrtiny obyvatelstva České republiky využívaly počítač nejen v zaměstnání, ale i v domácnosti [1]. A toto číslo vlastníků počítače stále roste.

Zaměstnanec v kanceláři stráví s tímto nástrojem 8 hodin denně. Což je pouze za týden 40 hodin neboli téměř 2 dny. S touto prací je spjato i spousta neblahých vlivů na naše zdraví. Při používání počítačové myši v zaměstnání dochází k neustálému zatěžování svalů a šlach a zároveň ke strnulé poloze ruky. Díky tomu často dochází k zánětům svalů i šlach či k tvorbě syndromu karpálních tunelů [2]. Důsledkem karpálních tunelů je následné pálení, brnění, bolesti a slabost v prstech.

Slibným nástrojem pro řešení tohoto problému je využití virtuálních svalově-kosterních modelů ruky lidského těla. Pomocí těchto modelů je možné totiž analyzovat detailní rozložení sil ve svalech, reakčních sil v kloubech apod., a tím optimalizovat tvar počítačové myši za účelem snížení zdravotního rizika při práci s tímto nástrojem.

Odborná literatura dnes již nabízí určité svalově-kosterní počítačové modely jednotlivých prstů. Stále se ale nejedná o model celé ruky. Sancho-Bru [3] vytvořil model jednoho prstu ruky simulující svalové zatížení při statickém uchopování předmětů. U tohoto modelu nejsou velká zjednodušení, např. svaly jsou vytvořeny modelem Hillova typu, ale stále se jedná pouze o jeden článek prstu. Valero-Cuevas [4] začlenil do svého modelu prstu anatomicky reálné úpony svalů a šlach ruky. Jong Hwa Lee [5] vytvořil model ukazováčku se svaly v programu OpenSim.

Dále John Z. Wu [6] vytvořil model ukazováčku se zatížením při práci na klávesnici. Pro vykreslení kostí však použil zjednodušená data ze systému AMS (AnyBody Modeling System - AnyBody Technology A/S, Aalborg, Denmark), která neodpovídají reálným tvarům získaným například ze snímků MRI (Magnetic resonance imaging), CT (Computer Tomograph) či VHP (The Visible Human Project¹).

¹ Jedná se o výzkum, který byl vytvořen ve spolupráci amerického projektu The Visible Human Project. Výstupem VHP jsou následné fotografické snímky příčných řezů lidským tělem, kde jsou přesně viditelné hranice mezi kostmi a měkkou tkání.

V nedávné době se o téma modelu ruky též zajímal Eschweiler [7] [8], který se ve svých člancích zabýval právě zápěstím ruky. Vytvořil model zápěstí, kde kosti byly brány z CT snímků a též zde byly modelovány základní svaly a šlachy. Stále se ale nejedná o celý komplex spolu s prsty, ale pouze o část ruky.

Proto jsem se v bakalářské práci zabývala vytvořením modelu celé ruky, kde kosti byly vytvořeny díky VHP snímkům a model obsahoval základní funkční svaly. Zápěstí bylo modelováno jako jeden segment s tím, že v dalším vývoji tento segment bude rozdělen a upraven tak, aby i jednotlivé zápěstní kůstky měly umožněný pohyb mezi sebou pomocí svalů a šlach [9].

Zabývat se zdravotními dopady práce s počítačovou myší je v současné době nezbytností.

Proto se Annina B. Schmid [10] zabývala měřením tlaku a úhlů pozic ruky na dobrovolnících s problémem karpálního tunelu a následném porovnáním různých druhů počítačových myší, jak standardních, tak ergonomických, či jiných ergonomických pomůcek, jako je např. gelová podložka apod. Dále Kihyo Jung [11] popsal ve své práci experimentální výzkum, kde velké množství dobrovolníků průměrné věkové kategorie 22 let mělo za úkol vyzkoušet tři druhy počítačových myší – standardní, ergonomicky sešikmenou myš pod úhlem 30° a též 50°. Mnoho z dobrovolníků tvrdilo, že čím je úhel větší, tím je práce s myší méně pohodlná. Došlo se ale k závěru, že relativně pohodlné jsou myši do 30°. Dále Han-Ming Chen [12] se též zabýval úhlem sešikmení počítačové myši od 0° až po 30°, kdy pomocí elektromyografie (EMG) změřil, že nejméně zatížené svaly jsou při úhlu 25 stupňů.

Cílem diplomové práce je zdokonalit dosavadní virtuální svalově-kosterní model ruky. Tedy optimalizovat a detailněji vytvořit tvary kostí, vytvořit rozdílné vlastnosti chování svalů a šlach anatomicky reálného modelu ruky, rozdělit oblast zápěstí na jednotlivé kůstky, doplnit model o zápěstní svaly a šlachy, a tím se ještě více přiblížit skutečnosti. Tento model dále využít pro výzkum ideálního tvaru počítačové myši pro práci na počítači za účelem snížení pravděpodobnosti nejen vzniku karpálních tunelů, ale i zánětů svalů a šlach ruky.

Práce je rozdělena do 9 kapitol včetně úvodu a závěru. Ve druhé, třetí a čtvrté kapitole je uvedena veškerá teorie, o kterou se tato práce opírá. Tedy v druhé kapitole je popsána anatomie kostí, svalů a měkké tkáně. Ve třetí následně vývoj počítačové myši a výzkumy na téma ergonomie a poloha ruky. Čtvrtá kapitola stručně popisuje veškeré použité metody,

přístroje pro měření a jejich možná aplikace. Pátá kapitola se následně zabývá kosterně svalovým modelem ruky a aplikací teorie pro zdokonalení modelu, jež je popsána v kapitole 4. Šestá kapitola se zabývá validací svalově-kosterního modelu ruky. Vývoj designu dvou modelů počítačových myší, měření reálných dat pohybu ruky při práci s těmito modely a následné vyhodnocení výsledků po aplikaci reálných pohybů s modelem počítačové myši do modelu ruky je náplní kapitoly 7 a 8. Celkové vyhodnocení obou modelů počítačových myší a závěr této práce je obsahem 9. kapitoly.

2 Anatomie ruky

Pohybový aparát ruky je složen ze čtyř základních složek. Jedná se o kosti, svaly, šlachy a vazy. Soubor kostí tvoří celý skeleton, tedy pasivní pohybový aparát. Kosterní soustava ruky tvoří oporu všech měkkých tkání.

2.1 Kostí

Kost je bílá tvrdá tkáň tvořena z kosterních buněk a mezibuněčné hmoty. Ta je složena z ústrojné a neústrojné složky (minerální), která udává tvrdost, pevnost a zároveň určitou pružnost kosti. Kosti dělíme na dlouhé, krátké a ploché. Do dlouhých kostí patří např. kosti prstů ruky a do kostí krátkých zápěstní kůstky. Uprostřed kosti nalezneme dřevnou dutinu, která je vyplněna kostní dřevnou. Na povrchu je kost obalena vazivovou blánou – okosticí (periost). Okostice má úlohu ochrannou, vyživovací a kostitvornou.

Kostra ruky obsahuje celkem 27 kostí (z toho 8 kostí tvoří zápěstí). Všechny prsty kromě palce jsou tvořeny čtyřmi kostmi a jediný palec má kosti pouze tři. Zápěstí je tvořeno souborem zápěstních kůstek, a to kostí loďkovitou, poloměsíčitou, trojhrannou, hráškovou, trapézovou, trapézovitou, hlavatou a hákovitou, viz příloha A. Záprstní kosti jsou spojeny klouby s druhou distální řadou kůstek, tedy kostí trapézovou, trapézovitou, hlavatou a hákovitou. Jednotlivé řady zápěstních kůstek jsou též spojeny kloubem [13].

2.2 Klouby

Kosti jsou spojeny klouby, díky nimž se mohou vůči sobě pohybovat. Z geometrického tvaru kloubů je předem dán směr možné rotace. Dle druhu rotace je možné rozdělit klouby na rotační

(jednoosé) - rotace kolem jedné osy, dvojosé – rotace kolem dvou os (osy jsou na sebe kolmé) a sférické (trojosé) - rotace kolem tří os, viz příloha B.

Pohyby zápěstí můžeme dělit na palmární a dorzální flexi, tedy ohýbání, s maximálním rozsahem 150 - 170° (85° na obě strany), a následně též na radiální a ulnární dukci, což představuje úklon do stran s celkovým rozsahem asi 60°. Ulnární dukce má ve srovnání s radiální dukcí více než dvakrát větší rozsah pohybu. Spojením flexe a dukce je možné vytvořit krouživý pohyb zápěstí, tzv. cirkumdukce, viz příloha C.

Z hlediska pohybu celé ruky je možné rozeznat též pronaci a supinaci. U supinace jde o pohyb dlaní vzhůru a u pronace naopak.

Základní poloha souboru zápěstních kůstek je brána při postavení zápěstí a prstů v přímém pokračování podélné osy předloktí. V této poloze jsou totiž rovnoměrně napjata kloubní pouzdra s vazy [13].

2.3 Svaly

Příčně pruhovaná svalová tkáň, jejíž funkcí je smršťovat se a pasivně natahovat, tvoří základní složku svalu. Sval se mimo jiné skládá z dalších dvou částí, vaziva a pomocných zařízení svalových. Vazivo spojuje a obaluje svalová vlákna, obaluje celý sval a vytváří též úpony svalu ke kosti, tedy šlachy, viz příloha D. Soubor těchto svalů neboli svalová soustava je spjata s kostrou a tvoří tak aktivní pohybový aparát, který je nervově řízený [13]. Toto bylo detailněji popsáno v kapitolách 2.1 a 2.2 bakalářské práce [9].

Z mechanického hlediska je možné říci, že svalová tkáň se bez stimulace chová jako viskoelastický materiál. Jde o materiál, který má vlastnosti viskózní a též elastické. Elastické materiály jsou charakterizovány závislostí mezi deformací a napětím bez ohledu na to, zda dochází k růstu či poklesu zatížení a je možné je modelovat pružinou. Viskózní chování materiálu je zase možné modelovat pomocí tlumiče [14].

2.4 Šlachy a vazy

Vaziva mají v těle především mechanickou funkci, a to jako podpůrný systém jiných tkání, např. svalů. Je to tkáň měkká, poddajná a obsahuje velké množství vody. Jeden z typů vaziv je tzv. elastické vazivo, které má převahu elastických vláken a po odlehčení se vrací do původního stavu. Tento typ tvoří šlachy, vazy a okostice. Okostice je tuhá a pevná vazivová blána různé tloušťky kryjící povrch kostí.

Šlacha svalová je tuhé vazivo složené ze snopců hustých paralelních kolagenních fibril. Jedná se v podstatě o tuhé vazivo uspořádané, což znamená, že v něm převažují vlákna orientovaná do určitého směru. Šlachy spojují sval s kostí na rozdíl od vazů, které fungují jako spojnice mezi dvěma kostmi. Šlacha na jednom konci vyrůstá ze svalového břicha a na druhém přirůstá k okostici. Úlohou šlachy v těle je přenášet sílu stahujícího se svalu, a tím uvést kost do pohybu. Jelikož jsou šlachy v podstatě neaktivní tkáň, nemají téměř žádné krevní zásobení. Taktéž mají málo nervových zakončení a jejich přítomnost v těle je většinou cítit až při poranění. Dlouhodobé či nárazové zatížení šlach může způsobit zánět [15] [13]. Šlachy ruky můžeme vidět v příloze D.

Vaz spojuje jednotlivé kosti a brání jejich nadměrnému pohybu. Vazy se však vyskytují i v blízkosti některých orgánů, jako je děloha, močový měchýř, játra či bránice. V těchto místech vazy drží orgány ve správné poloze.

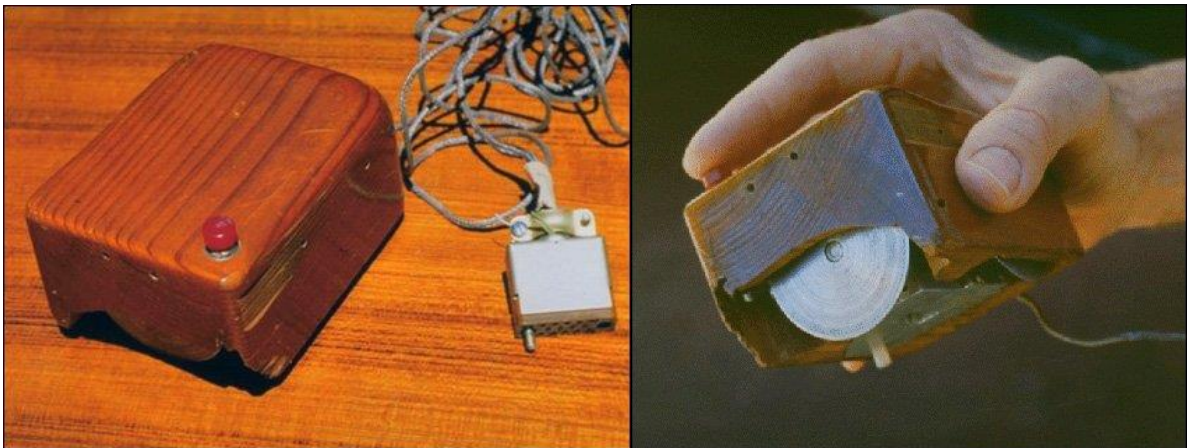
Vazy jsou tvořeny pojivovou tkání. Pojivová tkáň vazů je tvořena hlavně pevným bílým bílkovinným kolagenem, který je doplněn žlutavou a více elastickou bílkovinou – elastinem. Ve většině vazů je tkáň uspořádána do svazků vláken. Svazky vláken běží určitým směrem, který závisí na tom, jakému pohybu zabraňují. Vazy se spojují s kostmi vlákny, které prorůstají do zevního krytu kosti, zvaného okostice. Okostice má nervové a krevní zásobení, takže může jednak vyživovat kost a stejně tak sloužit k uchycení vazů a svalů. Vaz a okostice srůstají dohromady tak dokonale, že při poranění vazů je okostice často též poraněna. Vazy se nemohou smrštit, tedy mají "pasivní" funkci v těle [16]. Hlavní vazy je možné vidět na obrázcích v příloze E a F.

3 Počítačová myš

Myš byla primárně určena k ovládání pohybu kurzoru v grafickém rozhraní operačního systému. Dnes je již neodmyslitelnou součástí téměř každého počítače a plní mnoho dalších úloh ať už při hraní her, tvorbě profesionální grafiky nebo dalších činnostech.

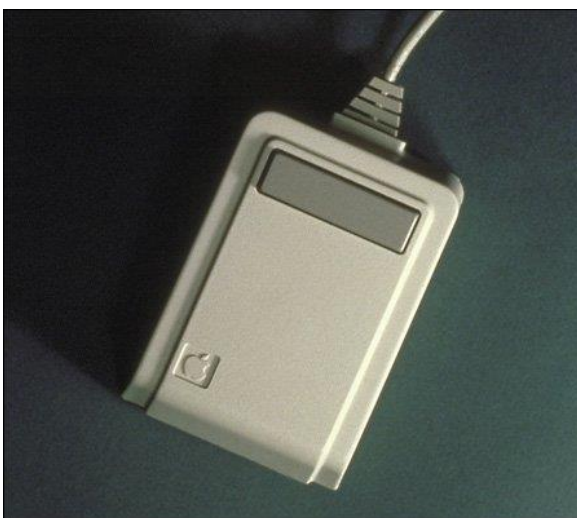
3.1 Vývoj

S prvním konceptem myši přišel její vynálezce Douglas Engelbart již v roce 1963, kdy se jednalo o dřevěnou krabičku s názvem Pointing device neboli ukazovací zařízení, viz obrázek č.1



Obrázek č.1 - Engelbartův prototyp myši [17].

Design se postupem času vyvíjel s nástupem společností Apple a Microsoft, viz obrázek č. 2a a 2b.



Obrázek č.2a - První myš od Apple [17].



Obrázek č.2b - První myš od Microsoftu [17].

Nevyvíjel se jen tvar, ale i mechanismus - od kuličkového, přes optické až laserové zařízení.

Kuličkové zařízení funguje na principu dvou navzájem kolmých hřídelí, které snímají pohyb kuličky, viz obrázek č.2b a 3a. Na rozdíl od optického či laserového zařízení, které je založeno na schopnosti snímání odrazu světla z podložky, viz obrázek 3b.



Obrázek č.3a – Kuličková myš [18].

Obrázek č.3b – Optická myš [18].

Až v roce 1995 byla vynalezena myš dnešního typu, tedy včetně prostředního kolečka, které slouží k rolování v dokumentu [17], viz obrázek č. 3c.



Obrázek č. 3c – Myš dnešního typu od firmy Genius – standardní myš [17].

Kvůli narůstajícím pracovním příležitostem v oblasti IT se začaly objevovat též zdravotní problémy v důsledku přetěžování svalů ruky a její strnulé poloze [10]. Tím se zrodila myšlenka nového ergonomického tvaru, viz obrázek č.4.



Obrázek č.4 – Ergonomicky tvarovaná myš – sklon (úhel pronace) 30°, 50° a tzv. vertikální myš (90°) [10].

3.2 Přínos ergonomických myší

Z odborných publikací [10] a [11], kde byly prováděny experimenty s dobrovolníky a byl měřen tlak vyvíjený na zápěstí a úhel v zápěstí, byl zjištěn spíše opačný výsledek, než se očekávalo. U ergonomicky tvarovaných myší sice byl zjištěn menší úhel pronace než u standardního typu 0° , tedy nedochází k takovému napětí měkké tkáně mezi radiální a ulnární kostí, ale zato u ergonomicky tvarovaných myší byla zjištěna ještě větší hodnota tlaku na zápěstí. Zároveň se zvyšujícím se úhlem sklonu polohy ruky se snižovala efektivnost práce dobrovolníků. Shrnutí těchto článků bylo tedy neuspokojivé z hlediska ergonomických myší. Nebylo zde prokázáno zlepšení podmínek pro snížení pravděpodobnosti vzniku karpálních tunelů. Proto se začínají objevovat i jiné metody, jak ovládat počítač, viz obrázky č.5a - d [19] [20].



Obrázek č.5a a 5b – Počítačové pero, prsten [19].



Obrázek č. 5c a 5d – Joystick, touchpad [19] [20].

Žádná z odborných publikací se ale nezabývala záněty svalů a šlach, které mohou vzniknout i po pár hodinách práce na počítači.

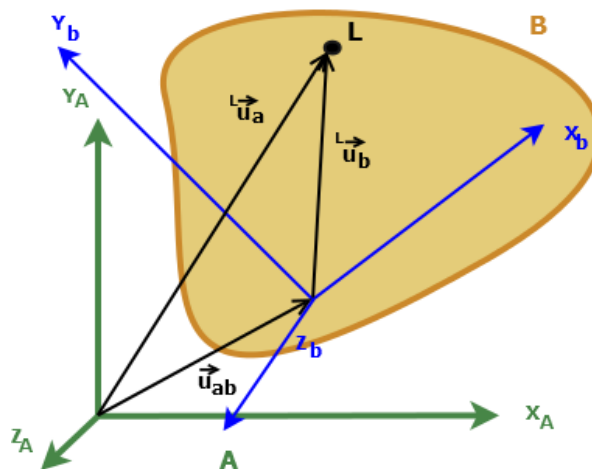
4 Použité metody

Tato kapitola zahrnuje přehled teoretického základu práce. Je zde obecně popsána základní myšlenka vázaného mechanického systému, matice setrvačnosti těles, metody optimalizace, modelu svalu Hillova typu, vazů z mechanického hlediska a základní informace k měřicím přístrojům potřebným pro validaci modelu.

Kostra modelu byla definována jako soustava tuhých těles, kdy jedno těleso je pevně spjaté s rámem. Tím vzniká tzv. vázaná mechanická soustava (VMS). Soustava těles je spojena ideálními kinematickými dvojicemi, což znamená, že se zde neuvažuje tření ve vazbách a vazby jsou dokonale tuhé.

4.1 Vázaná mechanická soustava

Pro vytvoření provázaného systému, viz obrázek č.6, je nutné znát globální souřadnice libovolného bodu L, viz vztah (4.1).



Obrázek č.6 – Provázaný systém tělesa B s globálním systémem A.

$$\mathbf{u}_a^L = \mathbf{u}_{ab} + \mathbf{S}_{ab}^L \mathbf{u}_b^L \quad (4.1)$$

Jde vlastně o součet globálního polohového vektoru mezi počátky dvou soustav \mathbf{u}_{ab} se součinem polohového lokálního vektoru \mathbf{u}_b^L bodu L daného členu soustavy vázaného na globální systém (rám) spolu s maticí pootočení \mathbf{S}_{ab} .

K tomuto přepočtu na globální souřadnice je použita matice pootočení \mathbf{S}_{ab} , viz vztah (4.2), která vyjadřuje natočení B-tého lokálního systému vůči globálnímu systému A v prostoru.

$$\mathbf{S}_{ab} = \begin{bmatrix} \cos(x_b, x_a) & \cos(y_b, x_a) & \cos(z_b, x_a) \\ \cos(x_b, y_a) & \cos(y_b, y_a) & \cos(z_b, y_a) \\ \cos(x_b, z_a) & \cos(y_b, z_a) & \cos(z_b, z_a) \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Každý člen matice pootočení \mathbf{S}_{ab} je vyjádřen cosinem úhlu mezi jednotlivými osami souřadnicových systémů A a B. Pokud by se jednalo pouze o dva systémy posunutě vůči sobě, tedy bez rotace, matice pootočení by byla maticí jednotkovou. Pokud je těchto členů s lokálním souřadnicovým systémem více, je možné vztah (4.1) převést do vztahu (4.3),

$$\mathbf{u}_a^L = \mathbf{u}_{ab} + \mathbf{S}_{a2} \mathbf{S}_{23} \mathbf{S}_{34} \dots \mathbf{S}_{b-1 b} \mathbf{u}_b^L, \quad (4.3)$$

kde jednotlivé matice pootočení značí rotaci daných systémů vůči sobě.

Obecný pohyb tělesa v prostoru je možné popsat základním rozkladem pohybu, a to na unášivý pohyb posuvný $\mathbf{u}_{ab}, \dot{\mathbf{u}}_{ab}, \ddot{\mathbf{u}}_{ab}$ (tzn. polohu, rychlost a zrychlení) a relativní pohyb (sférický) $\boldsymbol{\omega}_{ab}, \boldsymbol{\alpha}_{ab}$ (tzn. úhlovou rychlost a úhlové zrychlení).

Pohyb VMS je možné řešit teorií kinetostatiky metodou uvolňování a D'Alambertovým principem, viz vztah (4.4a) a (4.4b),

$$\vec{\mathbf{D}} = -\sum_i \vec{\mathbf{F}}_i = -m\vec{\mathbf{a}}_s, \quad (4.4a)$$

$$\vec{\mathbf{M}}_D = -\sum_i \mathbf{r}_i \times \vec{\mathbf{F}}_i = -\frac{d\vec{\mathbf{L}}}{dt}, \quad (4.4b)$$

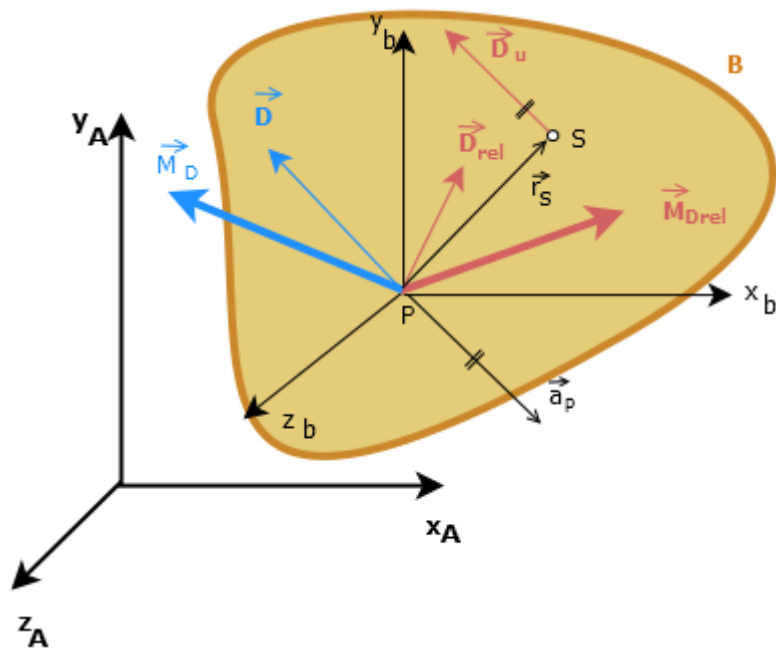
kde $\vec{\mathbf{D}}$ je vektor výsledné setrvačné síly daného tělesa ve všech směrech, m je hmotnost daného tělesa, $\vec{\mathbf{a}}_s$ je výsledné zrychlení středu hmotnosti ve všech směrech a $\vec{\mathbf{F}}_i$ je i -tý akční i reakční silový účinek působící na těleso v prostoru ($i = 1, 2, 3, \dots, n$). Dále $\vec{\mathbf{M}}_D$ je celkový setrvačný moment působící na těleso ve všech směrech rotace a $\vec{\mathbf{L}}$ je moment hybnosti daného tělesa, který je dán součinem momentu setrvačnosti \mathbf{I} s úhlovou rychlostí $\boldsymbol{\omega}$.

Úloha kinetostatiky se vyznačuje tím, že je známa poloha členů soustavy v každém časovém okamžiku, tedy i rychlost a zrychlení (pohyb). Již známý pohyb je možné dosadit do podmínky dynamické rovnováhy každého členu soustavy, viz vztah (4.5a) (4.5b)

$$\vec{D} + \sum_i \vec{F}_i = \mathbf{0}, \quad (4.5a)$$

$$\vec{M}_D + \sum_i \vec{r}_i \times \vec{F}_i = \mathbf{0}, \quad (4.5b)$$

kde \vec{M}_D je výsledný vektor setrvačných momentů M_x, M_y a M_z k počátku lokálního souřadnicového systému daného členu. Jde v podstatě o rovnováhu sil, které na každé těleso působí, tedy akčních, reakčních i setrvačných silových účinků. Ze základního rozkladu pohybu je zřejmé, že i vektor setrvačné síly, či momentu lze vyjádřit součtem složky unášivého a složky relativního pohybu, viz obrázek č.7 a vztah (4.6a) a (4.6b).



Obrázek č. 7 – Vyjádření setrvačných účinků působících na B-tý člen.

$$\vec{D} = \vec{D}_u + \vec{D}_{rel} \quad (4.6a)$$

$$\vec{M}_D = \vec{M}_{Drel} + \vec{r}_s \times \vec{D}_u \quad (4.6b)$$

Z těchto podmínek je možné následně vyšetřit silové účinky, díky kterým daný pohyb vzniká. Tato metoda je podrobněji popsána v kapitole 3.1 bakalářské práce [9].

4.3 Rovnoměrné rozložení hmoty

Pro reálné rozložení hmoty v každém tělese je nutné každému členu soustavy definovat matici setrvačnosti kolem osy rotace. Ta zajišťuje správný popis geometrie, velikosti i materiálu daného členu soustavy. Předpokládáme-li, že soustava těles se nachází v homogenním gravitačním poli, tedy těžiště všech těles neboli hmot se nachází v jejich středu hmotnosti, poté matice setrvačnosti, viz obecný vztah (4.7a), budou devíti prvkové a symetrické, kde hlavní diagonálou budou momenty setrvačnosti, I_x, I_y, I_z k osám x, y a z a ostatní prvky jsou deviační momenty, D_{xy}, D_{xz}, D_{yz} k rovinám xy, xz a yz .

$$I_{xyz} = \begin{bmatrix} I_x & -D_{xy} & -D_{xz} \\ -D_{xy} & I_y & -D_{yz} \\ -D_{xz} & -D_{yz} & I_z \end{bmatrix} \quad (4.7a)$$

Dané momenty setrvačnosti a deviační momenty jsou vyjádřeny vztahy (4.7b) a (4.7c),

$$I_x = \int r_x^2 dm = \int (y^2 + z^2) dm,$$

$$I_y = \int r_y^2 dm = \int (x^2 + z^2) dm, \quad (4.7b)$$

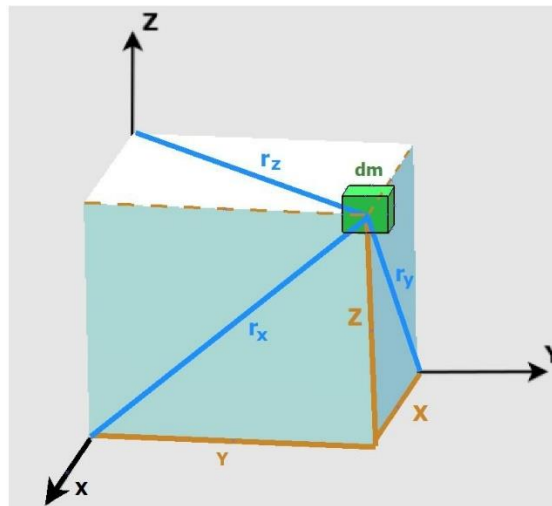
$$I_z = \int r_z^2 dm = \int (x^2 + y^2) dm,$$

$$D_{xy} = \int xy dm,$$

$$D_{yz} = \int yz dm, \quad (4.7c)$$

$$D_{xz} = \int xz dm,$$

kde velikosti proměnných r_x, r_y, r_z vyjadřují vzdálenost malé hmoty dm od počátku souřadnicového systému, což můžeme vidět na obrázku č. 8.

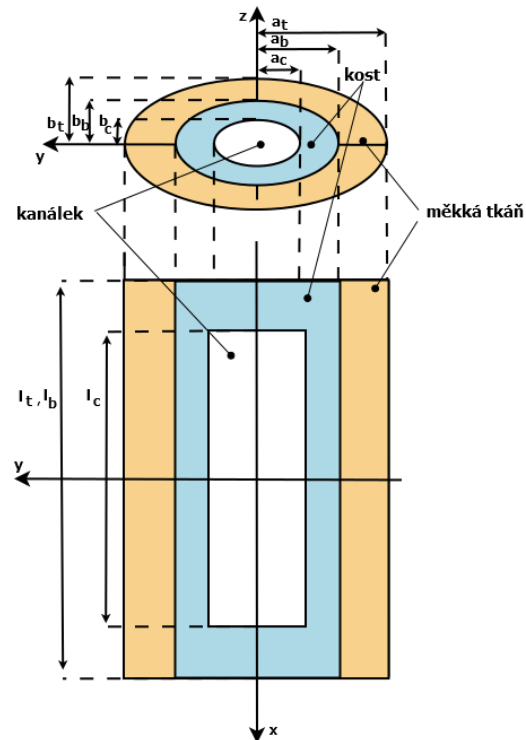


Obrázek č.8 - Zobrazení vzdáleností od počátku souřadnicového systému ke středu hmoty dm.

Má-li těleso rovinu symetrie, poté osa kolmá na tuto rovinu se nazývá hlavní osou setrvačnosti. Díky této ose jsou všechny deviační momenty s indexem obsahujícím tuto osu nulové. Má-li těleso alespoň 2 roviny symetrie, poté jsou všechny osy hlavní, a tedy i deviační momenty D_{xy}, D_{xz}, D_{yz} jsou nulové. Daná matice (4.7) je poté diagonální (4.8) a obsahuje pouze momenty setrvačnosti [9].

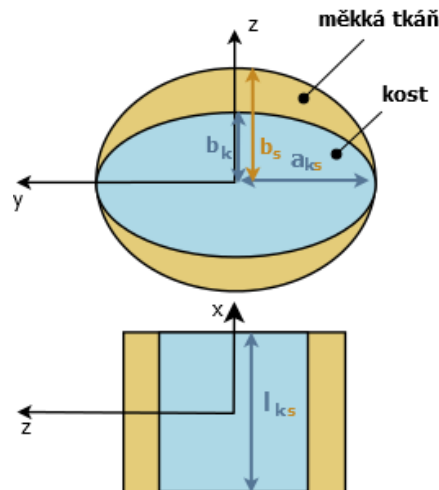
$$I_{xyz} = \begin{bmatrix} I_x & 0 & 0 \\ 0 & I_y & 0 \\ 0 & 0 & I_z \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

U těles představujících články prstů i zápěstní kůstky je nutné uvažovat jejich vlastní matice setrvačnosti. Pro napodobení skutečného rozložení hmoty článků prstů je na místě brát v úvahu jak měkkou tkáň, kost, tak i prostor kanálku. Články prstů proto byly aproximovány dutými válci o průřezu elipsy pro kost, měkkou tkáň a kanálek (dutinou), viz obrázek č.9. Aproximace článků prstů je detailněji popsána v kapitole 3.2 bakalářské práce [9] a též v odborné publikaci [21].



Obrázek č.9 – Aproximace článků prstů dutými válci o průřezu elipsy. Proměnné a , b a l značí polovinu šířky, tloušťky a celou délku válců.

U těles představujících zápěstní kůstky je nutné též předpokládat jejich vlastní matice setrvačnosti. Tyto kůstky byly aproximovány též dutými válci o průřezu elips s různými poloměry pro měkkou tkáň a kost, viz obrázek č.10. V místě, kde se kosti navzájem dotýkají nebyla uvažována měkká tkáň. Vzhledem k tomu, že se nejedná o kosti dlouhé, ale o krátké a velmi malé, kanálek zde není uvažován.



Obrázek č. 10 – Aproximace zápěstních kůstek dutými válci o průřezu tvaru elipsy. Dané osy lokálního souřadného systému se shodují s globálním systémem, kdy celá ruka je rovnoběžně s osou x. Každý člen je tvořen měkkou tkání (sval-index s) a kostí (index k).

4.4 Matematická optimalizace

Optimalizace je postup, který vede k „nejlepšímu“ řešení uvažovaného konkrétního problému. Při použití optimalizace u dějů jak v přírodě, tak i v lidském těle, jako jsou např. síly ve svalech, je nalezeno energeticky nejvýhodnější řešení, tedy nejméně náročné. V podstatě díky optimalizaci je možné získat optimální řešení. Tato metoda je též velmi užitečná při řešení nedourčených soustav, kde počet neznámých převyšuje počet rovnic soustavy. Tedy soustava má nekonečně řešení.

Matematická optimalizace rozděluje a analyzuje jednotlivé úlohy do skupin z hlediska jejich řešitelnosti, konstruuje metody řešení těchto úloh a sestavuje jejich algoritmy. Díky počítačové technice nastal velký rozmach tohoto odvětví matematiky a optimalizace pronikla i do jiných vědních oborů, ať už je to technika, ekonomika či matematická fyzika.

Optimalizační úloha je většinou definována jako hledání určitého minima, maxima, či hledání určitého sedlového bodu, kritického bodu a další.

Základním pojmem pro optimalizaci je tzv. kritériální funkce F neboli také cílová funkce, jejíž optimální řešení se hledá. Funkci lze definovat vztahem č. (4.9), kde X je množina všech definovaných prvků příslušné dimenze.

$$F: X \rightarrow R^1. \quad (4.9)$$

Pro úlohu této práce, byla využita úloha hledání minima, viz vztah č. (4.10), kde \hat{x} znázorňuje bod minima, $F(\hat{x})$ pak funkční hodnotu cílové funkce v bodě minima.

$$\mathbf{F}(\hat{x}) \leq \mathbf{F}(x), x \in X \quad (4.10)$$

Úlohu minima je možné následně zapsat jako vztah č. (4.11), kde V zastupuje přípustnou množinu (množinu přípustných prvků), ze které je bod minima vybírán.

$$\min\{\mathbf{F}(x) \mid x \in V\} \quad (4.11)$$

Pokud $V \subset X$, jedná se o podmíněnou optimalizační úlohu (úlohu s omezením či vazbami). Tuto podmínku je možné vyjádřit vztahy č. (4.12), (4.13) a (4.14), kdy se jedná o podmínku s rovnostními vazbami, nerovnostními vazbami a horním či dolním omezením proměnné f funkce \mathbf{F} .

$$f_i = 0 \quad (4.12)$$

$$f_j \leq 0 \quad (4.13)$$

$$x_{k-dolní} \leq x_k \leq x_{k-horní} \quad (4.14)$$

Řešení úlohy minima je vztah č. (4.15), kdy existuje-li dvojice $(\hat{x}, F(\hat{x}))$, úloha je řešitelná [22].

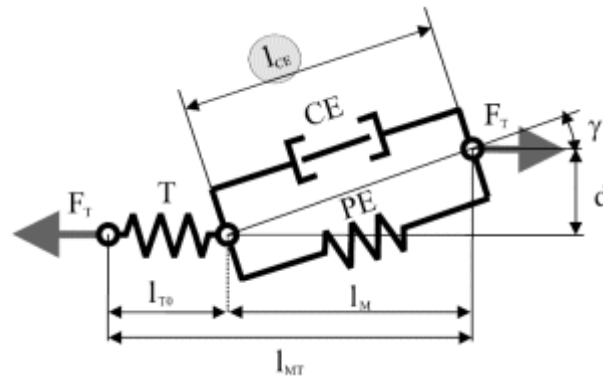
$$\hat{\mathbf{F}} = \mathbf{F}(\hat{x}) \quad (4.15)$$

4.5 Model svalu Hillova typu

Model kosterního svalu byl navržen v roce 1938 britským biofyzikem A.V. Hillem a dodnes je v různých modifikacích hojně využíván.

Jednou z nich je např. model svalu Hillova typu zahrnující i chování šlachy z mechanického hlediska, viz obrázek č.11.

U části modelu definující sval jsou dva základní prvky. Kontraktilní prvek (CE), který představuje aktivní vlastnosti svalových vláken a paralelně elastický prvek (PE) představující pasivní tuhost svalových vláken. Zároveň je uvažován i úhel sklonu svalových vláken γ . Sériově elastický prvek (T) zastupuje pružnost šlachy [23].



Obrázek č.11 – Model svalu Hillova typu se šlachami [23].

Označíme-li síly v kontraktlním elementu jako F^{CE} a síly v paralelním elastickém elementu F^{PE} , poté síla ve šlaše F^T je dána vztahem (4.16),

$$F^T = \cos \gamma (F^{CE} + F^{PE}). \quad (4.16)$$

Tento model tedy zahrnuje paralelní pasivní elasticitu svalů, úhel svalových vláken a sériovou elasticitu šlachy.

4.6 Vazy z mechanického hlediska

Vazy jsou pasivní struktury, vyjadřují spojení kostí a udržují klouby pevně semknuté. Mechanicky jsou velmi podobné svalům, ale jsou bez aktivního kontrakčního prvku. Tedy vyjadřují pouze síly, které jsou způsobeny dosažením určité deformace, viz vztah (4.17)

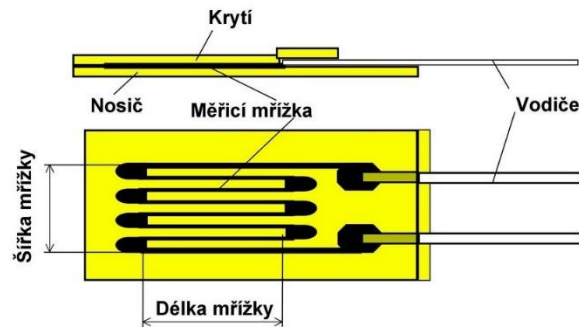
$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}, \quad (4.17)$$

kde klidová délka l_0 je délka, do které se nebude vaz natahovat (napínat). Jakmile se vaz natáhne a bude mít celkově větší délku, než klidovou o určité Δl , vznikne v něm síla. Síla je poté úměrná tuhosti a deformaci, která je zde též zadána. Chování vazy je tedy chápáno jako lineárně elastické. Obecně ale platí, že vaz se chová nelineárně. Pro modelaci nelinearity je ale nutné znát více informací o vazech např. ruky, než jenom tuhost vazy a jeho klidovou délku, což do dnešní doby nebylo nikde zaznamenáno [23].

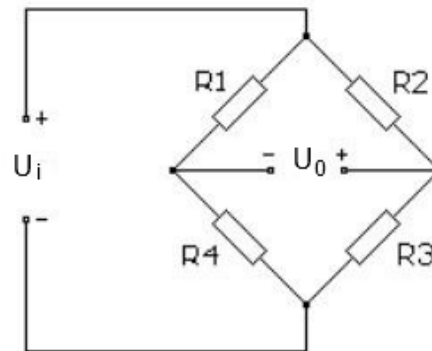
4.7 Siloměr S2M

Snímač síly S2M od firmy HBM je schopen měřit statické a dynamické tahové či tlakové síly. Snímač se skládá z hliníkového skeletu, který je osazen čtyřmi tenzometry (odpory) zapojenými do Wheatstonova můstku. Tenzometr a zapojení Wheatstonova můstku napájeného konstantním napětím a označení dvou napěťových větví (R_1-R_4 a R_2-R_3) je na obrázku č.12

a 13. Čtyři stejné odpory označené R_1 , R_2 , R_3 a R_4 jsou uspořádány do můstku, napájecí diagonála U_i je připojena ke zdroji konstantního napětí a výstupní napětí U_0 je připojeno k přístrojovému zesilovači s nekonečným odporem.



Obrázek č.12 – Tenzometr a jeho složení [24].



Obrázek č.13 - Wheatstonův můstek [24].

Výstupní napětí snímače je tvořeno rozdílem jednotlivých větví, které je nezávislé na jejich absolutní hodnotě, viz vztah (4.19)

$$U_0 = \frac{R_1 R_3 - R_2 R_4}{(R_1 + R_4)(R_2 + R_3)} U_i . \quad (4.19)$$

To znamená, že souhlasná změna napětí se na výstupním napětí neprojeví. Pouze nesouhlasná velikost napětí jednotlivých můstků dá na výstupu napětí o velikosti jejich rozdílu.

Pokud tedy budou napětí na obou větvích můstku stejné, bude platit vztah (4.20), a můstek je v tzv. vyváženém stavu a na jeho výstupu bude nulové napětí.

$$\frac{R_1}{R_4} = \frac{R_2}{R_3} \quad (4.20)$$

Pokud změna odporu tenzometrů v můstku není všude stejná, dojde k tzv. rozvázání můstku, tedy změna výstupního napětí ΔU_0 je poté způsobena změnou odporů R_1 , R_2 , R_3 nebo R_4 o ΔR_1 , ΔR_2 , ΔR_3 nebo ΔR_4 . Tato změna odporu každého tenzometru vzniká jeho délkovým

přetvořením nebo i změnou teploty, viz vztah (4.21),

$$\frac{\Delta R}{R} = k \frac{\Delta l}{l} = k\varepsilon, \quad (4.21)$$

kde k je součinitel deformační citlivosti jakožto známý parametr daného tenzoru.

Změna výstupního napětí v závislosti na změnách odporů v můstku je poté dána vztahem (4.22)

$$\frac{\Delta U_0}{U_i} = \frac{1}{4} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right). \quad (4.22)$$

Wheatstonův můstek je velmi využíván v praxi kvůli tomu, že výsledky nejsou ovlivněny teplotou prostředí. Při zvýšení teploty v místnosti dojde k stejnému zahřátí všech tenzometrů současně a tím pádem nedojde k rozvázání můstku. Můstek zůstane vyvážený. Umístění jednotlivých odporů v kostře hliníkového těla je zobrazeno na obrázku č.14.

V tomto zapojení jsou vždy dva tenzometry namáhané v tahu (R_1 a R_3) a další dva namáhané v tlaku (R_2 a R_4). Využití tohoto siloměru a jeho správná poloha při měření je vidět na obrázku č. 25.



Obrázek č. 14 - Siloměr S2M s vyznačenými tenzometry [24].

Pro přesné měření tak malých sil, jako je klikání tlačítka počítačové myši, je nutné využít siloměr malého rozsahu, tedy např. 10 N.

4.8 EMG

Svaly těla fungují na základě příkazů z centrálního nervového systému (mozku a míchy). Ten jim informace předává pomocí nervů. Nervy vedou signály v podobě elektrických impulsů. Když se vzruch dostane až na místo kontaktu se svalem, změní elektrickou rovnováhu ve svalových buňkách a vzniká pohyb. Snímání EMG signálu za pomoci elektromyografu se stalo jednou z významných metod využívaných v lékařství. Využívá se například při vyšetření nervosvalových onemocnění a při podezření na poškození některých nervových nebo svalových center, které umožňují přenos signálu k dalšímu zpracování.

Jedná se o přístroj, pomocí něhož lze měřit aktivity skupin svalových vláken, kontrolovat činnost jednotlivých nervových drah a měřit rychlosti šíření vzruchů v nervové soustavě.

Elektrofyzologie ukázala, že buněčná membrána vzrušivých buněk ať už nervových či svalových, přenáší nejen elektrický náboj, ale dokáže i změnit potenciál na přechodnou dobu. Tuto změnu elektrického potenciálu je schopný detekovat právě elektromyograf pomocí elektrod (stříbrné kovové části) [25]. V dnešní době se vyskytují dvě velikosti EMG senzorů značky Delsys - senzory pro měření velkých svalů a mini senzory pro měření svalů ruky a svalů menších rozměrů, viz obrázek č.15a. Sensor se umísťuje na předem očištěné, nemastné místo na kůži speciální oboustrannou lepenkou s již vytvořenými otvory pro elektrody, viz obrázek č. 15b [25]. Umístění elektrod je dále viditelné na obrázku č. 28 a 29 níže.



Obrázek č.15a – EMG senzory:

- velký – bez drátku
- malý – s drátkem spojenou malou částí s měřícími elektrody [25].



Obrázek č.15b – EMG senzory s oboustrannou lepenkou [25].

U mini senzorů se menší část přilepí na měřený sval a větší část slouží hlavně pro bezdrátový přenos signálu.

Vzhledem k tomu, že EMG senzory zaznamenávají signál ve Voltech s frekvencí až 2000 fps, je nutné provést kvadratický průměr naměřených hodnot za určitý časový interval, viz vztah (4.20). Tímto způsobem byla vytvořena vždy jedna hodnota každých 0,1 sekundy.

$$H = \sqrt{\overline{x^2}} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_n^2}{n}} \quad (4.20)$$

Zde H je daná hodnota pro interval hodnot 0,1s v našem případě, x jsou dané hodnoty a n je jejich počet za tento časový úsek.

Vzhledem k tomu, že tato hodnota potenciálu může být u každého člověka různá, je nutné po kvadratickém průměru po celé časové délce záznamu provést jeho normalizaci, aby dané výsledky byly objektivní.

Proto před hlavním měřením EMG je doporučeno změřit maximální možnou aktivitu svalu. Tedy každý sval se měří třikrát po sobě s načasováním 3 sekund pro zvyšování do maxima, 5 sekund držení svalu v maximu, a poté relaxace 60 sekund. Z kvadratických průměrů těchto hodnot se následně vybere maximální hodnota dosažená za celé měření.

Normalizaci lze následně provést pomocí vztahu (4.21) pro každou hodnotu kvadratického průměru

$$H_n = \frac{H}{H_{max}}, \quad (4.21)$$

kde H_{max} je maximální možná aktivita svalu [V] a H_n po vynásobení 100 je aktivita svalu v procentech při daném pohybu.

4.9 Vicon System

Vicon System se řadí mezi jednu z optických metod k záznamu pohybu lidí či zvířat, která je v dnešní době využívána jak v moderní medicíně, tak např. i ve filmu. Princip metody spočívá ve vhodném rozmístění soustavy kamer snímajících konkrétní scénu vysokoreflexních kuliček z několika pohledů, viz obrázek č.16 a 17. Vysokofrekvenční kamery jsou navzájem synchronizovány a spolu se zdroji světla kolem objektivů vyzařují světlo (blízkého infračervenému), díky němuž jsou schopné rozpoznat pozici vysokoreflexních kuliček

(markerů) v předem zvoleném pevném souřadnicovém systému v určitém čase. Výstupem je poté poloha kuliček v čase, tedy pohyb.



Obrázek č.16 – Kulička [9].



Obrázek č.17 – Prostředí pro měření s kamerami [9].

5 Svalově-kosterní model ruky

Úkolem této práce bylo zdokonalení stávajícího modelu ruky v programu AMS. Jedná se o soustavu vázaných tuhých těles ve 3D s rotačními a sférickými klouby.

Geometrii kostí bylo nutné zpřesnit, tedy ručně odstranit nepřesnosti jejich tvarů způsobené počítačovým zpracováním. Zpřesnění bylo provedeno tvorbou nových plošek sítě v programu Hypermesh. Následně bylo nutné definovat rozdílné chování šlach i svalů a nahradit jejich průchodící body za překážky (obstacles), které svaly a šlachy obepínají v místech kloubů.

Po vytvoření modelu s novými úpravami bylo na místě rozdělit dané zápěstí na soubor zápěstních kůstek se svými vlastnostmi a následně navzájem provázat kůstky i s prsty a předloktím klouby. Pro vytvoření co nejrealističtějšího modelu a pro možnost výpočtu kinetostatiky, neboli inverzní úlohy k úloze vlastní dynamiky, bylo nutné zápěstní kůstky mezi sebou provázat vazy.

5.1 AnyBody Modeling System

Tento software pracuje na bázi programovacího jazyka C++ a slouží pro vytvoření simulací pohybového aparátu lidského těla. Program nabízí předem definované objekty typu kost, sval apod. Systém vychází z teorie kinetostatiky a rovnováhy sil i momentů ve 3D, díky níž

dokáže počítat např. síly ve svalu generované během daného pohybu aj. Jednou ze současných možností je importování dat z měření systémem Vicon, tedy dat polohy určitých bodů v daném časovém okamžiku. Kromě pohybového aparátu může model obsahovat i externí předměty a jejich působení na model, jako je např. odpor klávesnice či počítačové myši apod. Díky němu je možné vytvořit kompletní sadu okrajových podmínek pro daný pohyb [9] [26].

5.2 Tvorba modelu

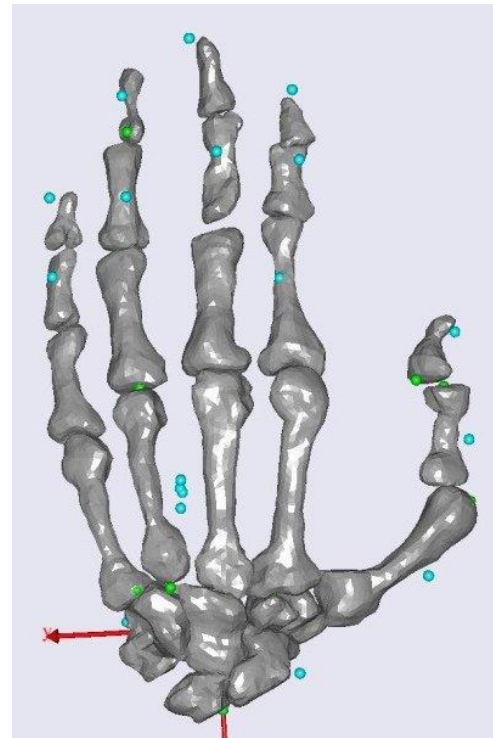
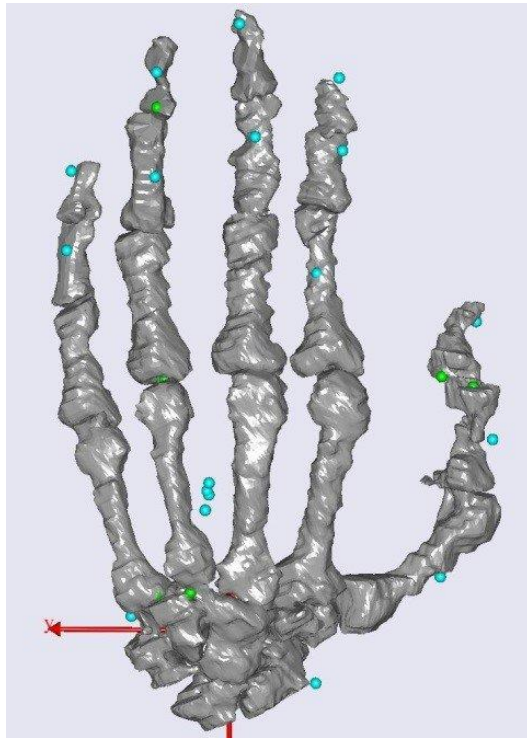
Jak již bylo podrobně popsáno v bakalářské práci [9], daný model ruky byl vytvořen jako vázaný mechanický systém, kde zápěstí bylo spojeno s globálním systémem (rámem) sférickou vazbou. Globální systém je myšlen jako klasický kartézský pravotočivý systém a jeho počátek je definován do středu poloměsíčité kosti zápěstních kůstek. Ostatní klouby ruky (vazby) byly brány dle anatomie, tedy jako rotační a sférické klouby. Vždy ve spojení prvního a druhého článku prstů se nachází sférický kloub. Palec je ale výjimka. Zde se nachází sférický kloub mezi zápěstím a prvním článkem palce. Ostatní klouby jsou rotační.

Model levé ruky je složen z 19 tuhých těles (segmentů) prstů a 7 segmentů zápěstních kůstek (vzhledem k velmi malým rozměrům kosti hráškovité byla kost hráškovitá a trojhranná modelována jako jeden segment). Tyto segmenty mají reálný tvar kostí článků prstů a zápěstních kůstek. Tvary kostí byly modelovány pomocí programu Slicer ze snímků VHP. Jedná se o snímky těla, kde byl nafocen každý příčný řez tělem po třech milimetrech. Tento výzkum byl vytvořen v rámci amerického projektu The Visible Human Projekt, tedy VHP snímky. Následná 3D síť každého článku prstu byla dále vytvořena a zpřesněna pomocí programu Hypermesh. V tomto programu byly též změřeny všechny rozměry pro spočítání matic setrvačnosti každého článku prstů včetně kanálku a následně naprogramovány přímo do každého článku prstů modelu. Pro uvedení této soustavy segmentů do pohybu kinetostatikou zde byly definovány hlavní funkční svaly ruky [9].

5.3 Vyhlazení kostí

Kosti byly vyhlazeny pomocí programu Hypermesh, kde každý takto daný segment byl ručně pokryt ploškami, dále z plošek byl vytvořen nový 3D model a z něj následně vytvořena nová síť tvořená trojúhelníkovými elementy. Tato síť byla dále podrobena kontrole, kde byly, kromě jiného, vyhlazeny nežádoucí výstupky.

Porovnání starého výchozího modelu bakalářské práce a nového modelu kostí ruky je možné sledovat na obrázcích č. 18 a 19. Modré body jsou pouze přípravou pro reálné měření.

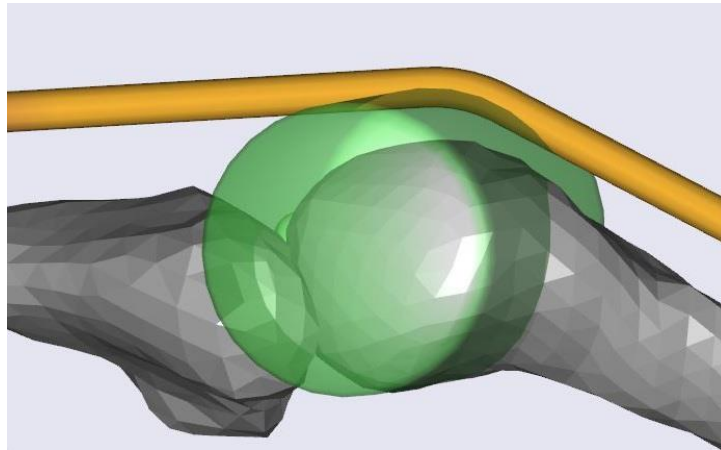


Obrázek č.18 – Výchozí model ruky [9]. Obrázek č. 19 – Model po ručním vyhlazení.

5.4 Průchodící body svalů

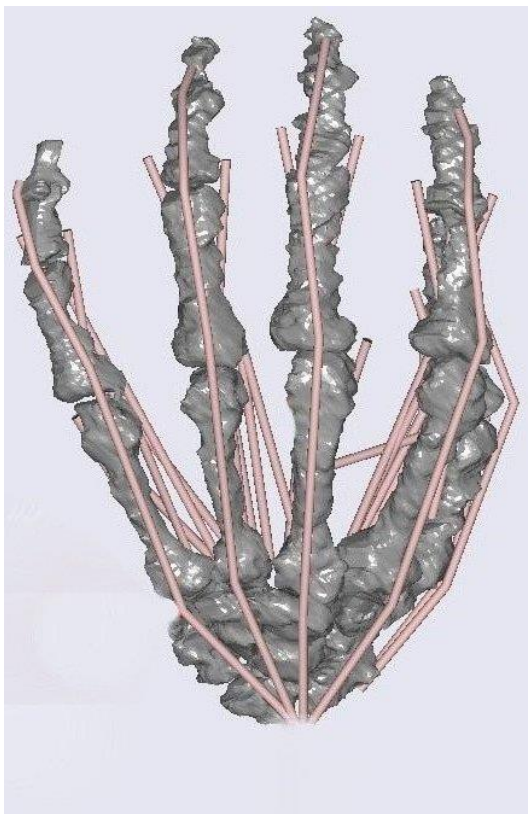
Pro reálnější chování svalů bylo nutné nahradit dané průchodící body určitými geometrickými tělesy, které dané svaly obepínají, a tím navodit správný směr svalu. Průchodícím bodem je myšlen bod, který je definovaný v lokálním souřadnicovém systému dané kosti, tedy bod se s kostí pohybuje vůči globálnímu systému. Poté ale nastává situace zlomu svalu v tomto místě, což neodpovídá skutečnosti.

Tělesa jako válec, elipsa, či koule jsou též definovány v lokálních souřadnicových systémech dané kosti a jsou s ní pevně spjaty. Při pohybu modelu kosti se tedy pohybují s ním, a tak plní svoji úlohu po celé délce zkoumaného pohybu. Dané geometrické překážky je nutné použít např. pro simulaci kloubu, aby daný sval neprocházel kostí, a byl umístěn přesně v průběhu celého pohybu. Díky tomu se blíží jeho chování skutečnosti. Příklad dané jedné překážky simulující kloub pro jeden sval viz obrázek č.20.

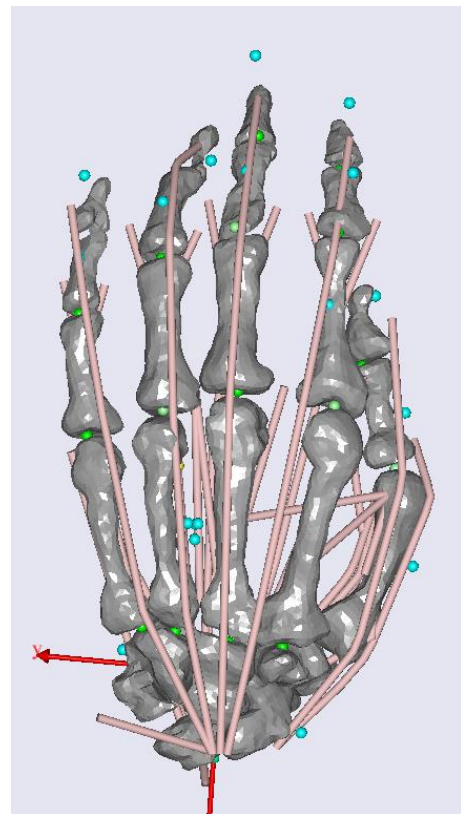


Obrázek č. 20 – Vizualizace jedné překážky typu válec.

Na obrázku č. 21 a 22 je srovnání výchozího modelu s průchodícími body a nevyhlazenými kostmi s modelem s geometrickými tvary.



Obrázek č. 21 – Výchozí model - svaly s průchodícími body a nevyhlazenými kostmi.



Obrázek č. 22 – Nový model - svaly s obepínáním přes překážky, vyhlazené kosti.

5.5 Svaly, šlachy

Pro přesnější výpočet sil ve svalech a reakčních sil v kloubech bylo nutné rozlišit parametry svalů a šlach. Svaly ruky, které dále nepokračují podél kosti vřetenní nebo loketní, jsou velmi malé, a tudíž jejich šlachy jsou též krátké. Šlachy těchto svalů zde byly proto zanedbány kvůli své malé délce, a též kvůli nedostupnosti délkových parametrů.

U svalů, které naopak vynikají svojí velikostí, a jejich šlachy jsou z jednoho konce po celé délce ruky a z druhého se upínají až na kost vřetenní, loketní, či pažní, bylo nutné definovat parametry chování svalů a délky jejich šlach. Vzhledem k tomu, že tyto svaly jsou součástí celé paže, a ne pouze ruky, repozitář AnyBody Modeling System už tyto parametry svalů ze skutečných experimentů nabízí.

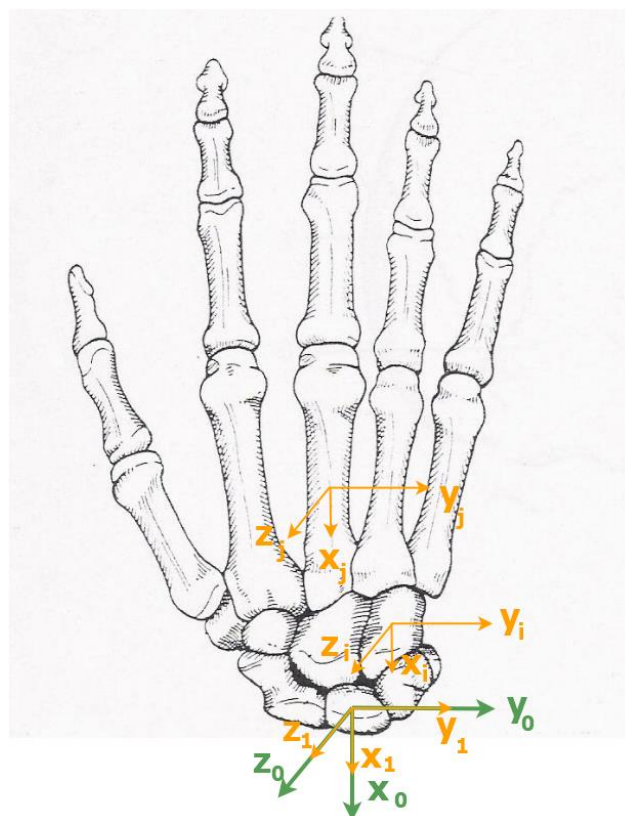
V programu AMS byl tedy použit model svalu Hillova typu, který je popsán v kapitole 4.5. Model Hillova typu se šlachou v programu AnyBody Modeling System je momentálně nejvíce stabilním modelem v tomto programu. Aby ale výpočet proběhl správně, je nutné, aby model obsahoval jak část simulující sval, tak část simulující šlachy, viz obrázek č.11.

Velké svaly ale pokrývají ruku jen svojí šlachou, a ne svalem, což v programu AnyBody Modeling System nelze nadefinovat. Bylo nutné tedy provést zmenšení celého svalu i se šlachou v jejich poměru. Tedy délky těchto reálných svalů se šlachami, které vedou až do místa předloktí a začínají na koncích prstů dlouhou šlachou, byly přepočítány na velikost svalů v modelu ruky, aby daný program mohl pracovat správně.

Lidské tělo je z mechanického hlediska přeurený systém, kdy počet neznámých svalových sil převyšuje počet řešených rovnic pro podmínky rovnováhy. Proto je pro určení rozložení svalových sil použita metoda matematické optimalizace, která vychází z podmínky nalezení energeticky nejméně náročné varianty řešení, viz kapitola 4.4.

5.6 Zápěstní kůstky a vazy

Aby daný model i jeho pohyby odpovídaly skutečnosti, bylo jedno tuhé těleso (zápěstí) rozděleno na soubor zápěstních kůstek, kdy každá zápěstní kůstka byla spojena s ostatními sférickými klouby dle anatomie, a též s kostmi předloktí sférickým kloubem [13], viz příloha A. Kostí předloktí, kost vřetenní s loketní, jsou zde chápány jako pevný rám, tedy globální souřadnicový systém. Globální souřadnicový systém celého lidského těla představuje klasický pravotočivý kartézský systém. Jeho počátek je ztotožněn se středem jedné kosti zápěstní – poloměsíčitě. Každý segment ruky představující jednotlivý článek prstu obsahuje svůj vlastní samostatný lokální souřadnicový systém, který je se segmentem pevně spjat, viz obrázek č.23. Počátek každého z nich se nachází v místě středu hmoty daného segmentu, tedy v geometrickém středu kosti. V základní, tedy volné poloze ruky, jsou směry os lokálních souřadnicových systémů shodné s globálním souřadnicovým systémem, a pouze jsou posunuté o určitou vzdálenost od globálního systému podle geometrie kostí.



Obrázek č. 23 – Model kostry prstů i zápěstí ruky-ukázka lokálního souřadnicového systému v zápěstí a v článku prstu ruky a globálního systému.

Pro určení globálních souřadnic libovolného bodu L zadaného v lokálním kartézském souřadnicovém systému jsou použity vztahy (4.1), (4.2) a (4.3) kapitoly 4.1. Lokální souřadnicový systém se v pohybu vůči globálnímu systému posouvá a současně natáčí buď v jednom, nebo ve více směrech podle typu kloubu (rotační / sférický). Každá kost s měkkou tkání má svoji vlastní matici setrvačnosti, viz vztahy (4.7b) a (4.8), která vyplývá z tvaru, velikosti a hustoty kostí i měkké tkáně jako celku. Každý člen zápěstí byl aproximován plnými válci elipsoidního průměru pro kost a dutými válci pro sval. Hustota byla brána 1 kgm^{-3} pro tkáň a 1.9 kgm^{-3} pro kost [21]. V našem modelu jsou vyjádřeny momenty setrvačnosti jak pro sval, tak pro kost podle následujících rovnic (5.1a) až (5.1e), kde použité proměnné jsou popsány v obrázku č. 10. Moment setrvačnosti celku v každé ose je součtem momentů setrvačnosti pro kost a měkkou tkáň v téže dané ose. S použitím programu Hypermesh byla změřena šířka, tloušťka, a délka každé kosti, a dále byly získány i rozměry měkké tkáně každé kůstky zápěstí pomocí programu Slicer.

$$I_{yy(sval)} = \frac{\pi\rho t}{12} [(a_{ks}b_sl_{ks})(3b_s^2 + l_{ks}^2) - (a_{ks}b_kl_{ks})(3b_k^2 + l_{ks}^2)] \quad (5.1a)$$

$$I_{zz(sval)} = \frac{\pi\rho t}{12} [(a_{ks}b_sl_{ks})(3a_{ks}^2 + l_{ks}^2) - (a_{ks}b_kl_{ks})(3a_{ks}^2 + l_{ks}^2)] \quad (5.1b)$$

$$I_{xx(kost)} = \frac{\pi\rho b}{4} [(a_{ks}b_kl_{ks})(a_{ks}^2 + b_k^2)] \quad (5.1c)$$

$$I_{yy(kost)} = \frac{\pi\rho t}{12} [(a_{ks}b_kl_{ks})(3b_k^2 + l_{ks}^2)] \quad (5.1d)$$

$$I_{zz(kost)} = \frac{\pi\rho t}{12} [(a_{ks}b_kl_{ks})(3a_{ks}^2 + l_{ks}^2)] \quad (5.1e)$$

Vztahy pro momenty setrvačnosti u prstů jsou podrobně popsány v bakalářské práci [9].

Následně byl tento soubor zápěstních kůstek provázán souborem základních vazů dle anatomie, viz příloha E a F. Blíže určené parametry, jako tuhost vazů a deformace, při které už vzniká napětí ve vazy, byly brány z odborných publikací [7] [8].

Model obsahuje celkem 38 vazů, které byly brány z odborných publikací [13], [7] a [8]. Některé se upínají na více kostí nežli na jednu, a proto bylo nutné tyto vazy modelovat více vlákny, aby bylo dodrženo přesné místo upnutí.

Každý sval, šlacha i vaz modelovaný v této práci, je pevně vázán na svém začátku a konci k určitým segmentům přes vazbu (kloub). Tím propojuje dva či více segmentů.

5.7 Zrcadlení modelu

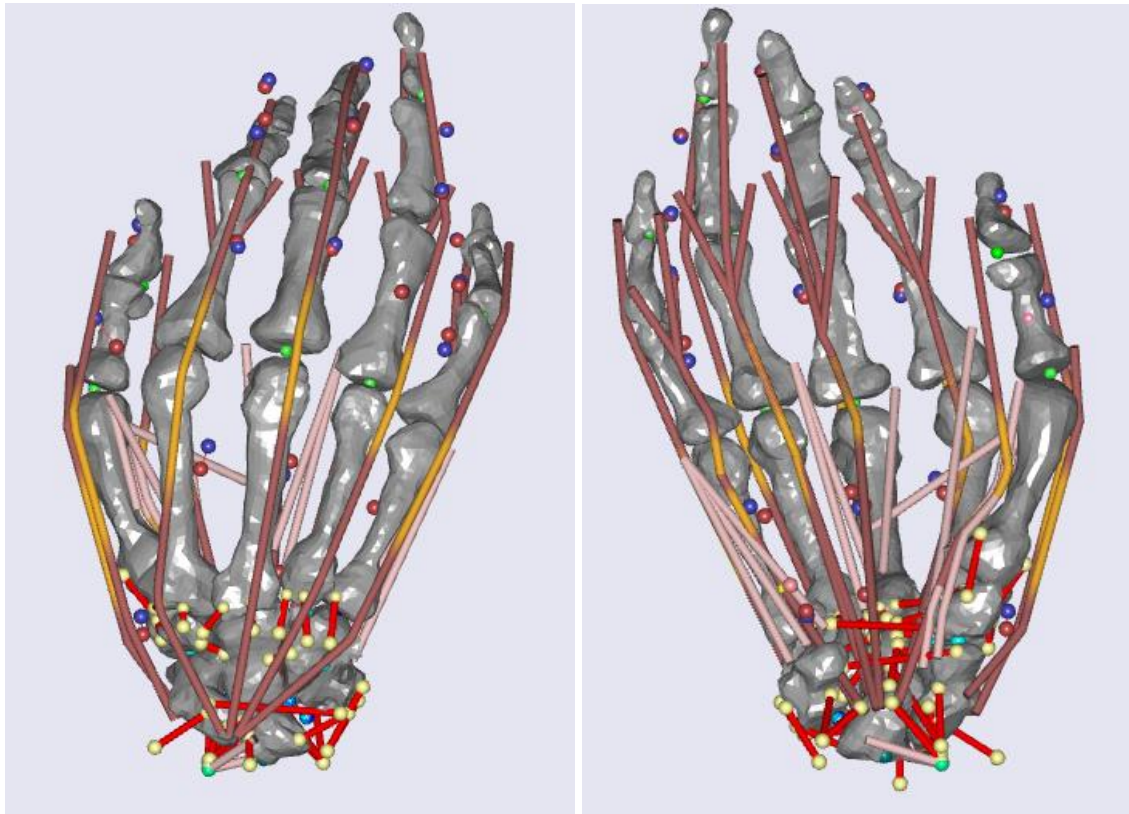
Vzhledem k tomu, že při tvorbě modelu byla k dispozici pouze reálná data VHP snímků z levé ruky, nebyla jiná možnost, než vytvořit model ruky levé části těla. Aby ale daný model bylo možné využít pro srovnání reálných pohybů ruky při práci s počítačovou myší, tedy import reálných dat, bylo nutné celý model zrcadlově obrátit.

Nejdříve byly zrcadlově obráceny veškeré kosti v programu Meshlab, tedy přeškalovány. Jedná se o vynásobení polohy každého bodu sítě kosti jednotkovým vektorem s jednou zápornou hodnotou, viz vztah (5.2)

$$S = [1, -1, 1]^T. \quad (5.2)$$

Vzhledem k zrcadlení celé soustavy těles ve 3D je nutné polohu a natočení každé kosti zrcadlit, tedy posunout, popř. i rotovat vzhledem ke globálnímu systému. Posunutí a natočení tělesa bylo znovu provedeno vynásobením vektoru \mathbf{u}_a^L , viz vztah (4.3), jednotkovým vektorem s jednou zápornou hodnotou, a matice pootočení \mathbf{S}_{ab} , viz vztah (4.2), jednotkovou maticí s jedním nebo dvěma zápornými členy podle natočení ve dvou či více osách. V každém segmentu, tedy v jeho lokálním souřadnicovém systému, bylo následně nutné zrcadlit i umístění všech bodů definujících kloub, uchycení svalů, šlach a vazů, a též všechny geometrické překážky, které svaly obepínají.

Na obrázku č.24a a 24b je vidět model ruky, kde už byl brán důraz na rozdílné vlastnosti svalů (růžové) a svalů se šlachami (tmavě červeno-oranžové – tmavě červená je šlacha, oranžová je sval), dále rozdělené zápěstí na jednotlivé kosti spojenými klouby dle anatomie a vazy (červené). Modré a červené kuličky znázorňují import zkušebních reálných dat z měření z bakalářské práce [9].

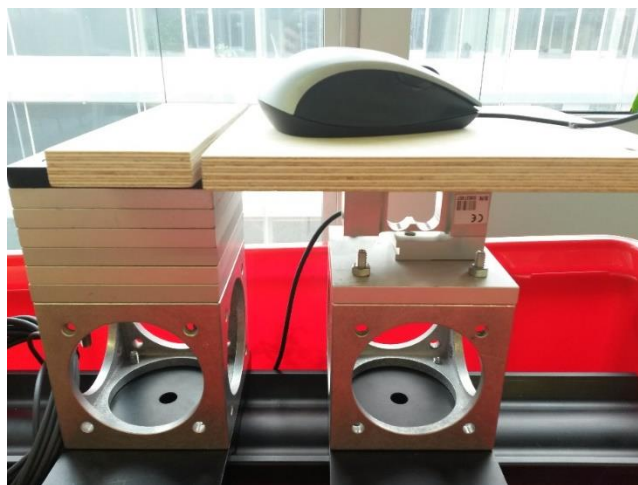


Obrázek č.24a – Hřbetní strana modelu.

Obrázek č.24b – Dlaňová strana modelu.

6 Validace modelu

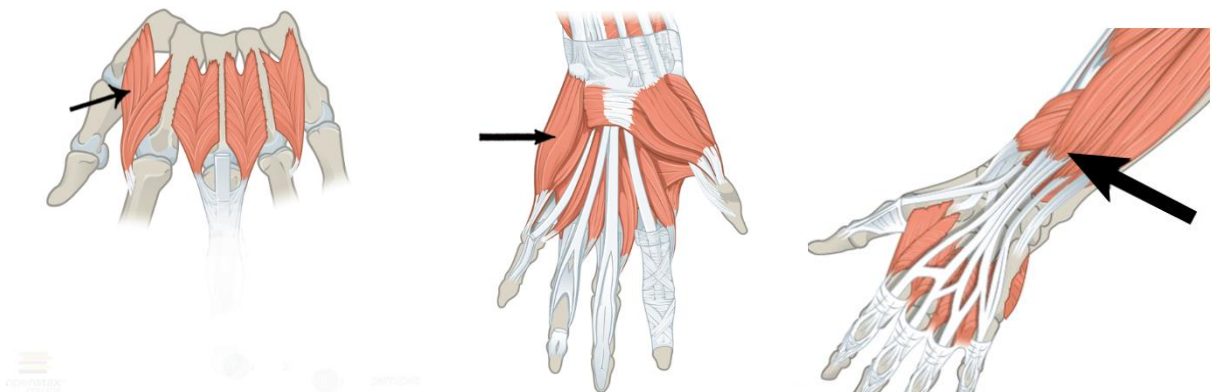
Pro validaci daného modelu byl znovu zaznamenán pohyb klikání se skutečnou počítačovou myší značky DELL pomocí Vicon System. Dále byl zaznamenán siloměrem průběh síly odporu levého tlačítka při klikání v čase a též potenciál (následně svalová aktivita) vybraných svalů. Celá sestava pro měření síly spolu s myší je na obrázku č.25.



Obrázek č.25 – Soustava pro měření síly myši na podložku siloměrem a myš.

Ruka byla opřena zápěstím o menší dřevěnou desku a ukazováček klikal na levé tlačítko. Tento pohyb byl zaznamenán pomocí systému Vicon, viz kapitola 4.9. Spolu s tímto záznamem byla v ten samý okamžik měřena síla odporu tlačítka myši při klikání. Pro změření této síly byl využit siloměr S2M, viz kapitola 4.7, který byl pevně připojen k velké dřevěné desce simulující pracovní desku stolu. Aby nebylo měření ovlivněno vahou celé horní končetiny, byla zde připojena menší dřevěná deska pro zápěstí. Ale i pro zabránění měření gravitační síly způsobené vahou ruky s myší, bylo nutné všechny počáteční síly po položení ruky na myš vynulovat. Výsledkem byly jen síly způsobené tlakem myši na desku stolu během klikání. Vzhledem k principu akce a reakce je vyvíjená síla stisku tlačítka stejná i na prst během klikání.

Kvůli validaci modelu s touto skutečnou situací byla změřena aktivita vybraných svalů, tedy hřbetního mezikostního svalu (dorsal interosseus), odtahovače malíku (abductor digiti minimi) a natahovače prstů (extensor digitorum), viz obrázek č. 26. Vzhledem k dané poloze ruky při měření byly totiž tyto svaly dobře přístupné pro zachycení EMG signálu senzory, viz kapitola 4.8.



Obrázek č.26 – Měřené svaly - hřbetní mezikostní sval (vlevo), odtahovač malíku (uprostřed) a natahovač prstů (vpravo) [27].

Kvůli malému prostoru pro měření aktivity svalů mezi palcem a ukazováčkem a pod prvním článkem malíčku byl využit mini senzor. Měření bylo provedeno pomocí Trigno EMG senzorů firmy Delsys, viz kapitola 4.8, díky kterým bylo možné změřit změnu potenciálu svalů ve Voltech. Přesné umístění EMG senzorů bylo bráno z odborné literatury [28] [29].

Aby bylo možné následné výsledky z měření porovnávat s modelem, bylo nutné provést normalizaci EMG výsledků. Tedy výsledné hodnoty z EMG při klikání je nutné dělit maximální možnou aktivitou toho samého svalu a výstupem je aktivita při klikání v procentech, viz kapitola 4.8.

Před pohybem pro validaci modelu bylo tedy provedeno měření maximální aktivity každého svalu zvlášť [28] [30] [31].

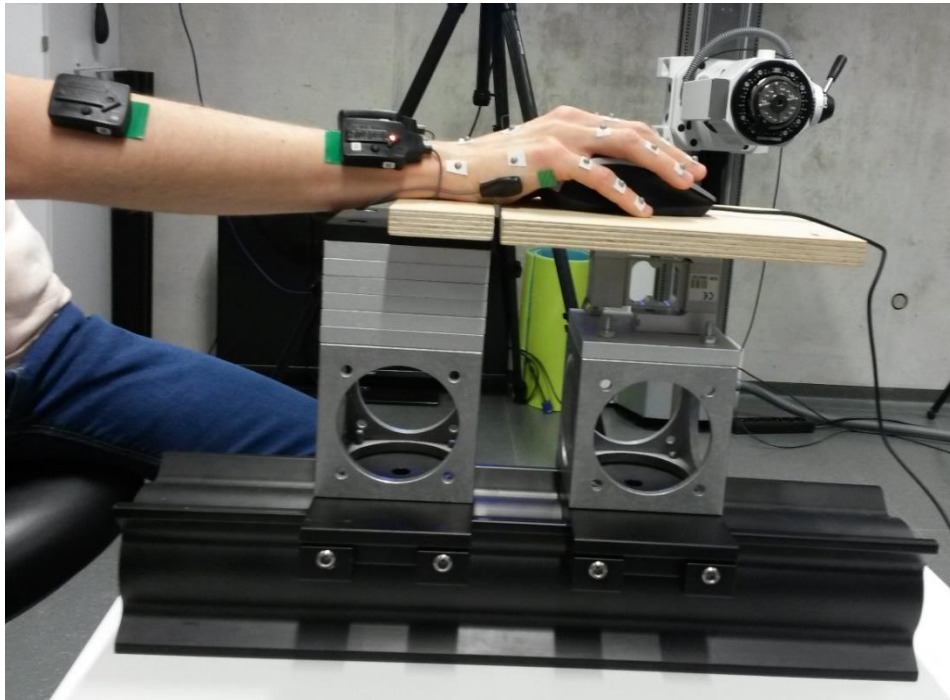
Pro normalizaci hodnot z EMG daných svalů byly zjištěny potenciály ve svalech v průběhu těchto pohybů v maximálním stisku, viz obrázek č.27. Začátek každého pohybu byla relaxační poloha ruky, ze které se následně prováděl pohyb až do extrému.



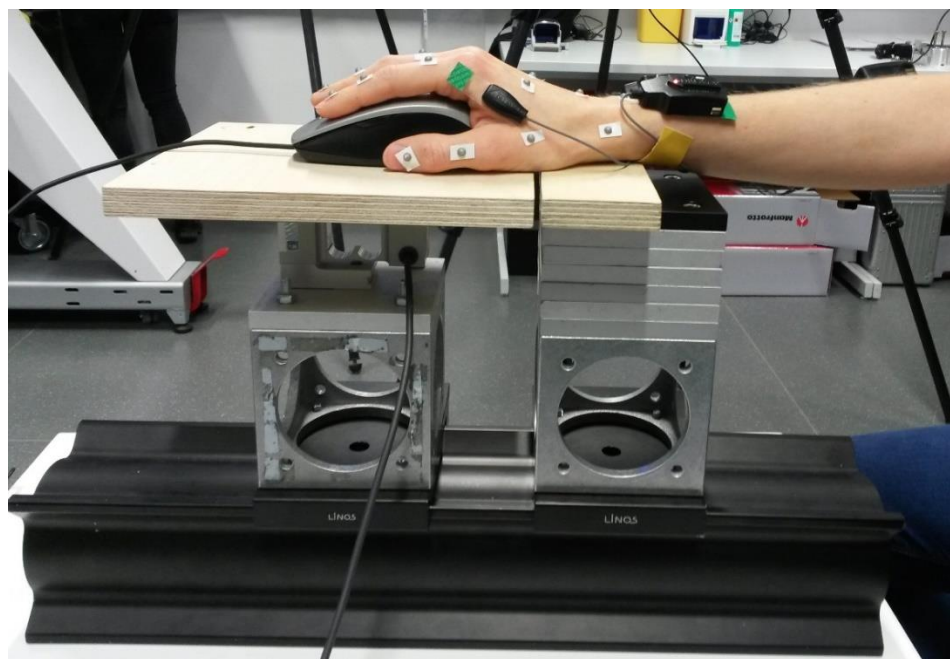
Obrázek č.27 – pohyby pro maximální aktivitu svalu – zleva doprava - hřbetního mezikostního svalu (dorsal interosseus), odtahovače malíku (abductor digiti minimi) a natahovače prstů (extensor digitorum).

Postup měření a vyhodnocení pro získání maximální aktivity svalu byl brán z odborné publikace [29] [30]. Pohyb pro určení hodnoty maximální aktivity svalu byl vždy proveden třikrát po sobě s minutovými pauzami pro regeneraci svalů.

Spojením těchto tří měření, tedy Vicon sestava se siloměrem S2M a EMG senzory, bylo možné zaznamenat v ten samý okamžik všechny aspekty důležité pro validaci modelu. Umístění EMG senzorů, vysoce reflexních kuliček a myši při měření lze vidět na obrázcích č.28 a 29. EMG senzory zaznamenávaly s frekvencí 2000 Hz a siloměr S2M s frekvencí 300 Hz s třídou přesnosti 0,02.

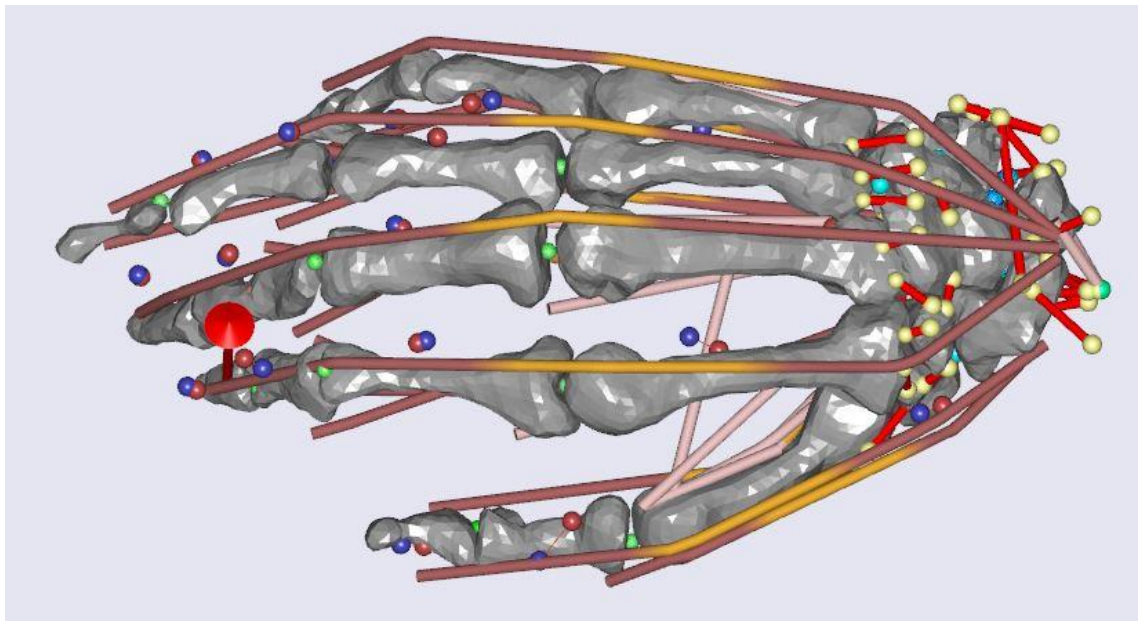


Obrázek č.28 – Fotografie z měření – pravá strana.



Obrázek č.29 – Fotografie z měření – levá strana.

Reálná data pohybu jednoho kliku myši spolu s průběhem síly při klikání byla následně importována do modelu ruky, viz obrázek č.30. V každém segmentu kosti je definován bod, který se následně spojí s bodem z reálného měření a díky tomuto provázání bodů je možné uvést každý segment a následně i celou soustavu do pohybu, tedy spustit reálné pozice všech naměřených bodů v čase.



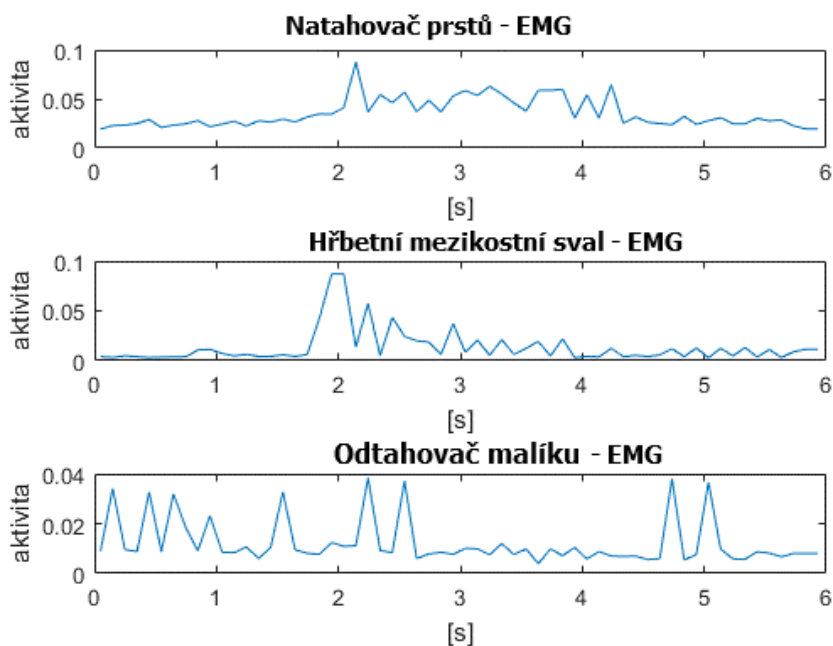
Obrázek č. 30 – Model ruky s reálným pohybem a silou (červená šipka vedoucí od posledního článku prstu ukazováčku směrem vzhůru, červené kuličky – pevně dané pro každý segment a tmavě modré – reálné pozice kuliček z měření).

Natahovač prstů, viz obrázek č. 26, se upíná na ruku čtyřmi hlavními šlachami, které vedou po celé hřbetní straně všech prstů kromě palce. Pro porovnání aktivit svalu natahovače prstů s modelem bylo tedy nutné u modelu ruky sečíst hodnoty aktivit všech hřbetních svalů, které odpovídají tomuto svalu ve skutečnosti.

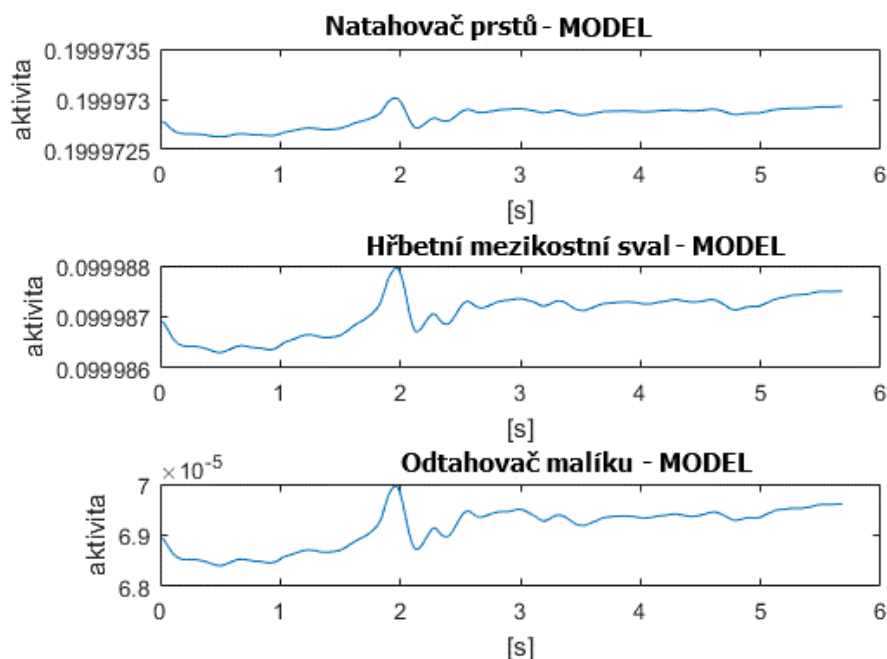
Vypočtení kvadratického průměru (každých 0,1s) a normalizace EMG signálu, viz kapitola 4.8, též vykreslení grafů z reálného pohybu i pohybu v modelu bylo provedeno v programu MATLAB, viz graf č.1 a 2. Maximální naměřené hodnoty potenciálu ve svaích jsou zobrazeny v tabulce č.1

Sval	Maximální hodnota [V]
hřbetního mezikostní sval	0.001722496
natahovač prstů	0.000285734
odtahovač malíku	0.001385313

Tabulka č.1 – Maximální hodnoty potenciálu ve svalu [V].



Graf č.1 – Normalizované signály měřených svalů z EMG v procentech.



Graf č.2 – Vykreslení aktivity svalů v modelu v procentech.

Hodnoty svalů natahovače prstů (extensor digitorum longus) a hřbetního mezikostního svalu (dorsal interosseus) v modelu se velmi blíží k hodnotám z reálného měření. Hodnoty svalu odtahovače malíku (abductor digiti mini) už se neshoduje s reálným měřením. To může být způsobeno špatným umístěním EMG senzoru či nedosažení opravdového maxima při měření maximální aktivity svalů.

7 Model počítačové myši

Počítačová myš je dnes už nedílnou součástí práce od IT pracovníka, až po lékaře. Kvůli každodenní několikahodinové práci s touto pomůckou vznikají častěji a častěji záněty svalů, kloubů ruky a též karpální tunely. V dnešní době je nepřeberné množství tvarů myší, viz kapitola 3.1, které řeší dva základní problémy. Pohodlnost a životnost výrobku. Ne vždy však pravděpodobnost vzniku zdravotních problémů.

Z odborných publikací [10] a [11], které se zabývaly parametry, jako je pohodlí, efektivita práce a zdravotní důsledky, je jasně řečeno, že ne každá myš, která má název ergonomická, popř. zdravotní, opravdu splňuje daný úkol lépe, nežli běžná. Jak už ale bylo řečeno v kapitole 1, z hlediska výzkumu pomocí EMG měření je nejvhodnější úhel sklonu 25 stupňů. Ne více.

7.1 Návrh modelů PC myši z keramické hlíny (clay)

Byly vytvořeny 2 modely počítačové myši. Model ergonomické myši s úhlem sklonu 25° a myš běžného typu s úhlem 0°.

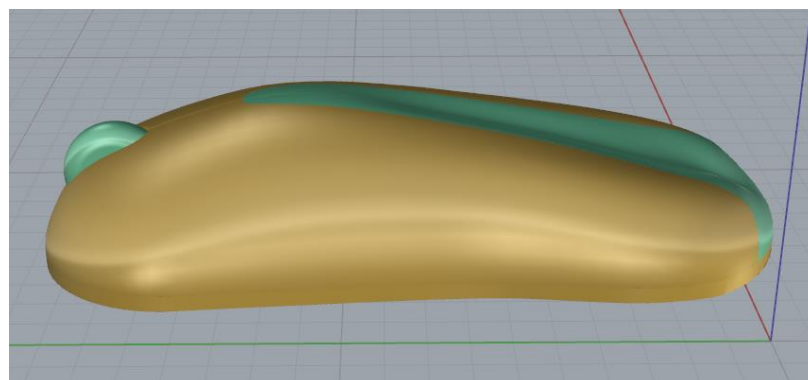
Návrh modelů byl vytvořen z claye, což je keramická hlína, která mění svoji měkkost podle teploty. Díky tomuto materiálu bylo možné i v průběhu modelace upravovat tvar, velikost či celkový design tak, aby daný model byl co nejpohodlnější pro celodenní práci v zaměstnání, vyhovoval daným parametrům sklonu, velikosti ruky apod. Tvarová prohlubeň uprostřed byla zvolena pro odlehčení místa vzniku karpálního tunelu. Tedy ruka je opřena o myš pouze na palcové a malíkové hraně. Modely je možné vidět na obrázku č. 31. Fotografie těchto modelů dále sloužily jako podklad (skica) pro vytvoření 3D počítačového modelu myši. Modely byly tedy vyfoceny z různých úhlů a tyto fotografie byly následně importovány jako podkladové obrázky do 3D programu Rhinoceros.



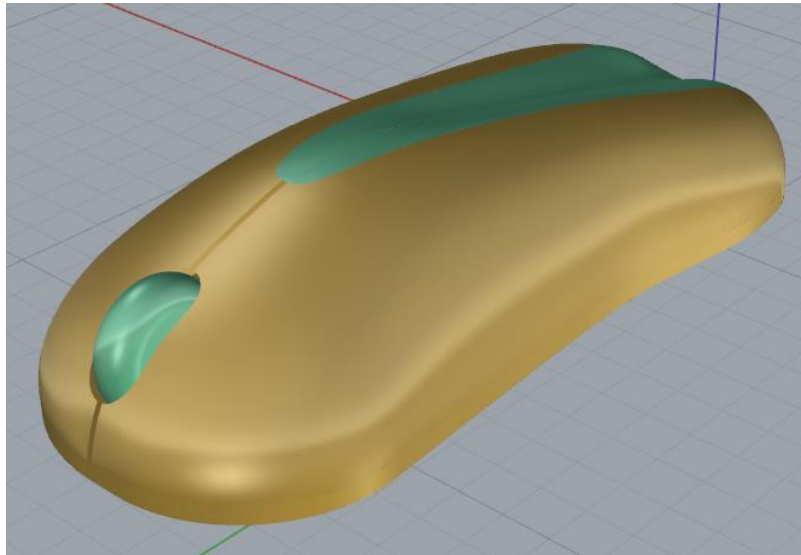
Obrázek č. 31 – Modely počítačové myši z claye s nulovým sklonem (nahore) a sklonem 25°(dole).

7.2 Virtuální modely PC myši ve 3D

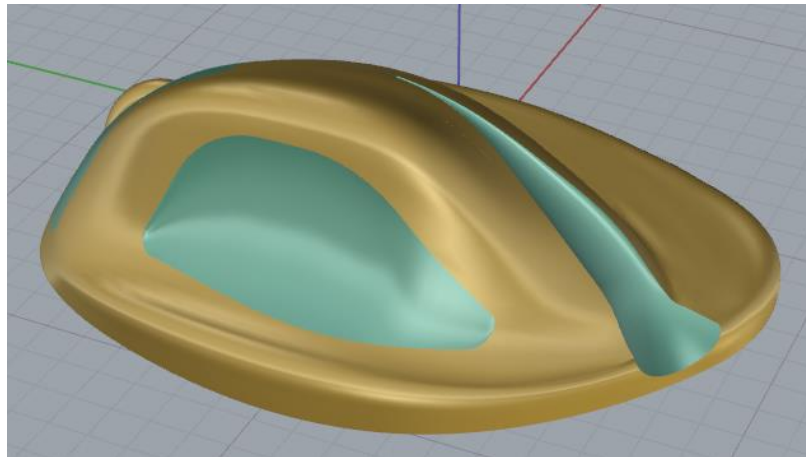
Vzhledem k velké váze materiálu typu clay a též pro dané nepřesnosti, které by mohly zkreslit měření, bylo nutné daný model vytvořit z polystyrenu. Díky vyfoceným podkladovým obrázkům bylo možné přenést veškeré parametry do počítačové podoby tak, aby se zachoval i ergonomický tvar na každém místě. Tento model bude následně též importován do programu Anybody Modeling System, kde ruka spolu s měřenými parametry a modelem myši se bude chovat stejně jako ve skutečnosti. Na obrázcích č.32 a 33 je možné vidět 3D model počítačové myši s nulovým sklonem ruky. Následně na obrázcích č. 34 a 35 je zobrazen 3D model myši se sklonem 25°. Modely byly vytvořeny v programu Rhinoceros.



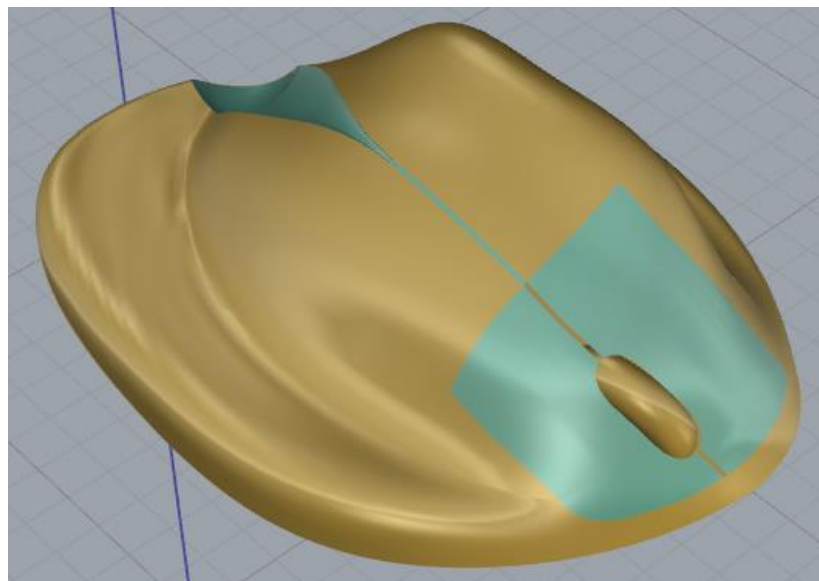
Obrázek č. 32 – Myš běžného typu s nulovým sklonem – zleva.



Obrázek č. 33 – Myš běžného typu s nulovým sklonem – z perspektivy.



Obrázek č. 34 – Myš ergonomická se sklonem 25° - zleva.



Obrázek č. 35 – Myš ergonomická se sklonem 25° - z perspektivy.

Díky těmto modelům bylo možné vyfrézovat do polystyrenu přesné tvary myši potřebných pro měření systémem Vicon a následný import těchto dat do modelu ruky. Vyfrézované modely myši je možné vidět na obrázcích 36 a 37.



Obrázek č. 36 – Polystyrenové modely myši – 0°(nahore), ergonomická (dole) – perspektiva.

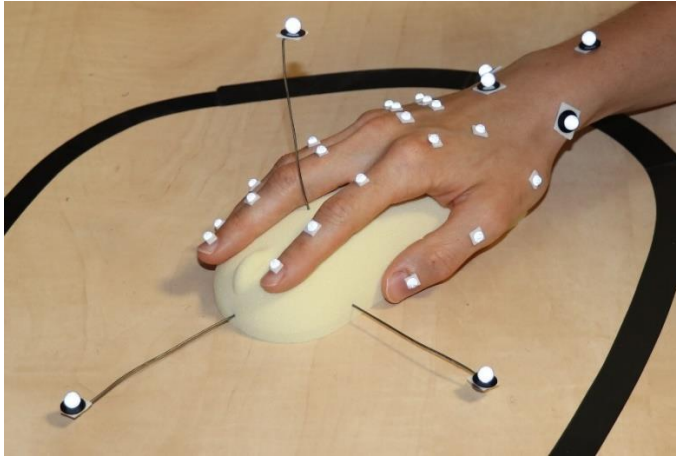


Obrázek č. 37 – Polystyrenové modely myši – 0°(nahore), ergonomická (dole) – shora.

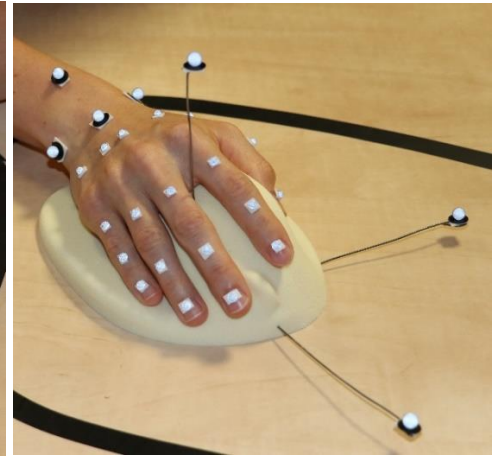
7.3 Reálný pohyb s počítačovou myší

S těmito modely bylo následně provedeno měření pohybu při klikání na levé tlačítko pomocí systému Vicon (Vicon Motion System Ltd. UK). Dané měření bylo provedeno pro tři kliknutí s počítačovou myší běžného tvaru a čtyři kliknutí s myší ergonomického tvaru.

Pro dané měření pohybu jak ruky, tak myši byly použity vysoce reflexní kuličky (markery) o průměru 4 mm a 8 mm, viz obrázek č.38 a 39.



Obrázek č.38 – Měření pohybu s modelem běžné počítačové myši.



Obrázek č.39 – Měření pohybu s modelem ergonomické počítačové myši.

Tyto markery jsou sledovány vysokofrekvenčními kamerami, které dokáží opticky sledovat dané objekty ze všech stran a jsou schopné prostorově analyzovat přesnou pozici každého markeru. Díky datům z tohoto softwaru je možné zaznamenat danou polohu celé ruky v určitém čase, tedy pohyb.

Tato data byla následně importována do modelu ruky do AMS a následně byla provedena analýza silových účinků ve svalectech a reakčních účinků v kloubech.

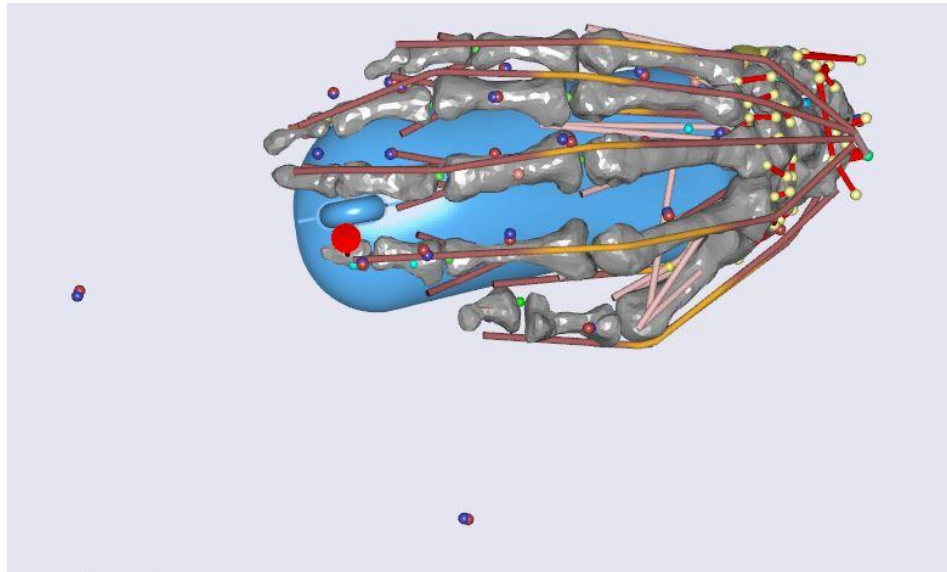
8 Výsledky

Pro analýzu silových účinků ve svalech při práci s počítačovou myší byla importována data reálného pohybu pomocí systému Vicon do modelu v programu AMS a následně byla provedena úloha kinetostatiky.

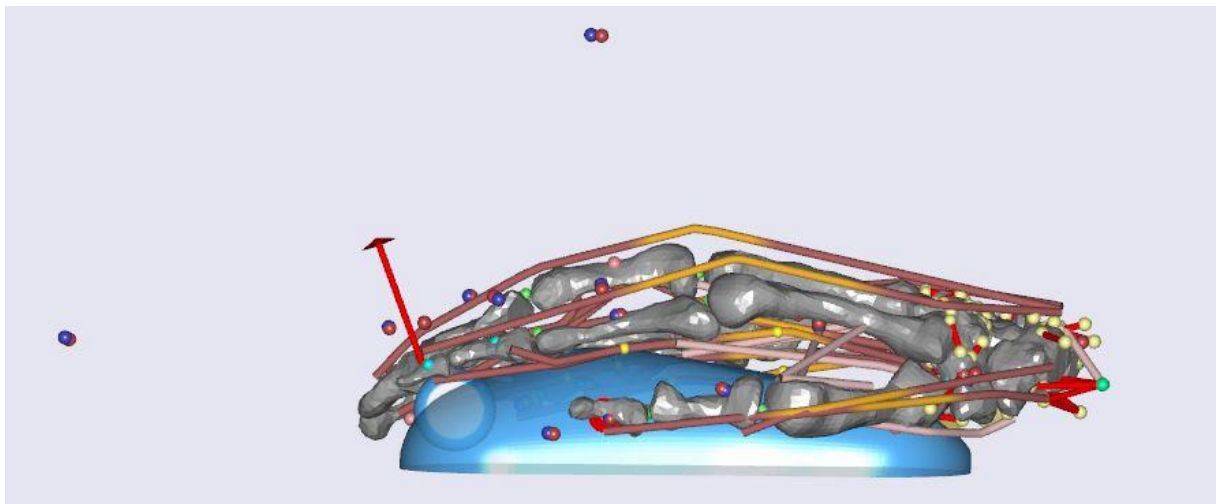
Pro navození reálného prostředí byly zadány okrajové podmínky do modelu. Jedná se o gravitaci, a tím související počáteční relaxační polohu ruky. Dále do středu posledního článku ukazováčku byla umístěna působící síla odporu myši při klikání ve směru vzhůru. Jedná se o konstantní sílu o velikosti 0.4 N. Tato hodnota byla získána při měření pro validaci modelu a jde o maximální možnou hodnotu působící síly myši na ukazováček při klikání. Ve skutečnosti zde dále působí i palec na myš tak, aby palec nebyl volně a jeho poslední článek byl v kontaktu s myší. Lehce se jí dotýkal. Proto zde byla definována velmi malá síla na třetí článek palce ve směru od myši ven o velikosti 0,02N. Jedná se o dvacetkrát menší hodnotu síly tlačítka myši při klikání ukazováčku. Velikost této hodnoty byla konzultována s předními odborníky na biomechaniku, a též vývojáři programu AnyBody Modeling System v čele s panem Prof. Dr.-Ing. Sebastianem Dendorferem z výzkumného centra v Německu. Tuto hodnotu totiž bohužel nelze ověřit experimentálně vzhledem k poloze daného působení síly. Všechny tyto okrajové podmínky byly aplikovány na model ruky a následně byla importována i geometrie obou modelů počítačové myši. Ruka byla následně umístěna do přesné polohy tak, aby korespondovala s geometrií modelů myši.

Po zadání všech podmínek a importu reálného pohybu, viz kapitola 7.3, bylo možné analyzovat aktivitu jednotlivých svalů ruky a též který sval je nejvíce zatěžován. Na obrázcích č.40 a 41 je zobrazen výsledný model ruky s běžnou počítačovou myší v programu AMS. Na obrázku č.41 je graficky znázorněná i síla působící v palci. Jedná se o zvětšené vykreslení.

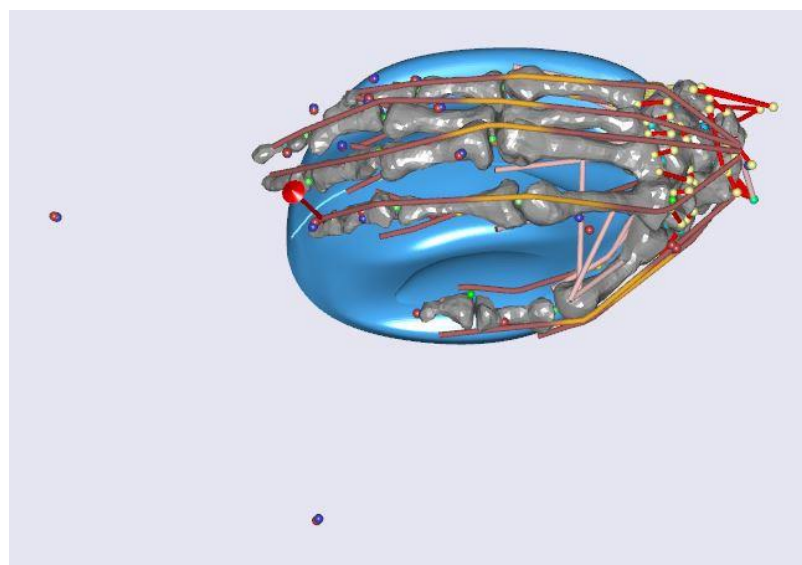
Na obrázcích č.42 a 43 je model ruky s geometrií ergonomicky tvarované myši.



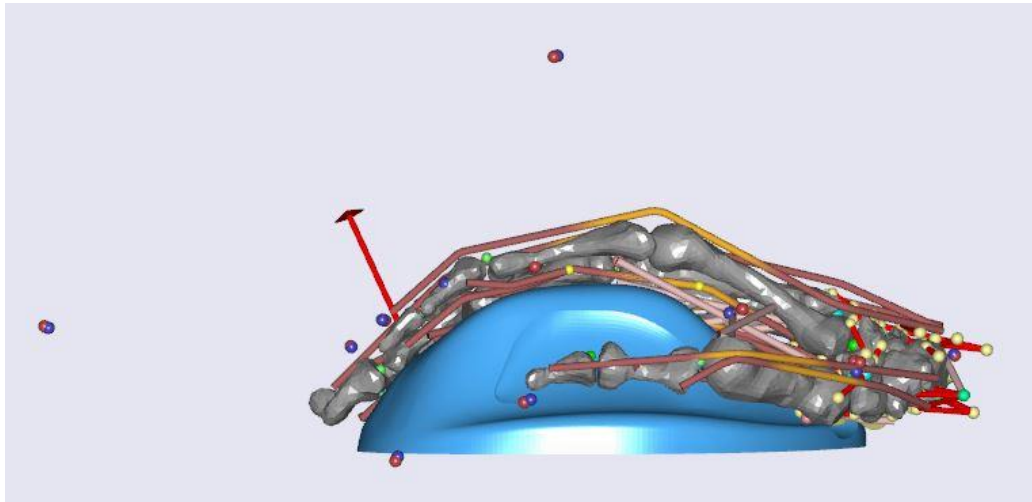
Obrázek č.40 – Výsledný model v AMS s běžnou PC myší - shora.



Obrázek č.41 – Výsledný model v AMS s běžnou PC myší – zleva.

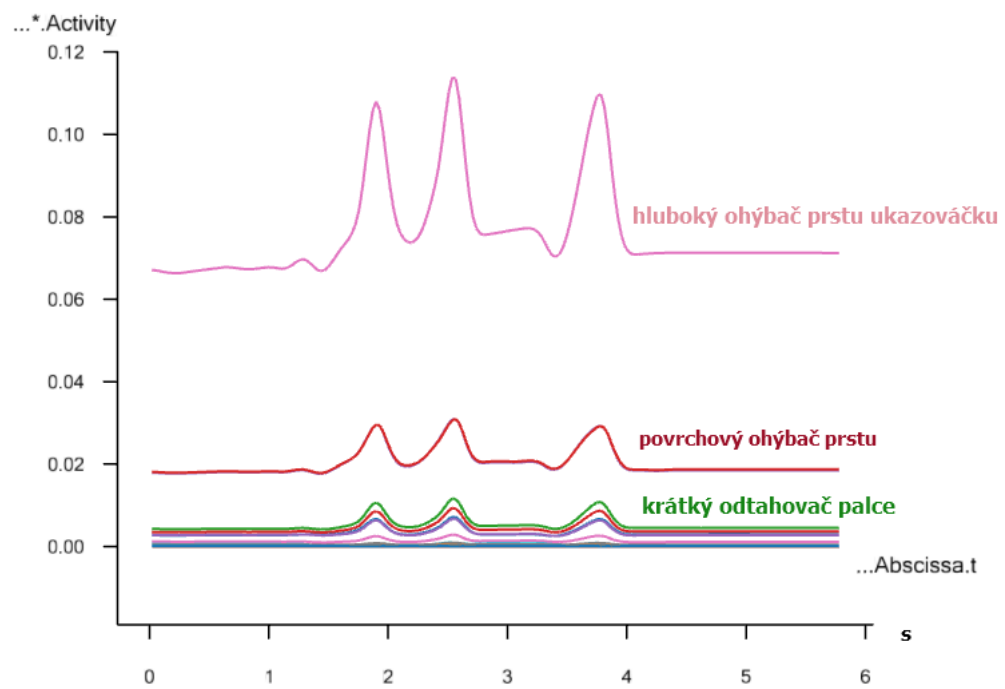


Obrázek č.42 – Výsledný model v AMS s ergonomickou PC myší – shora.



Obrázek č.43 – Výsledný model v AMS s ergonomickou myší – zleva.

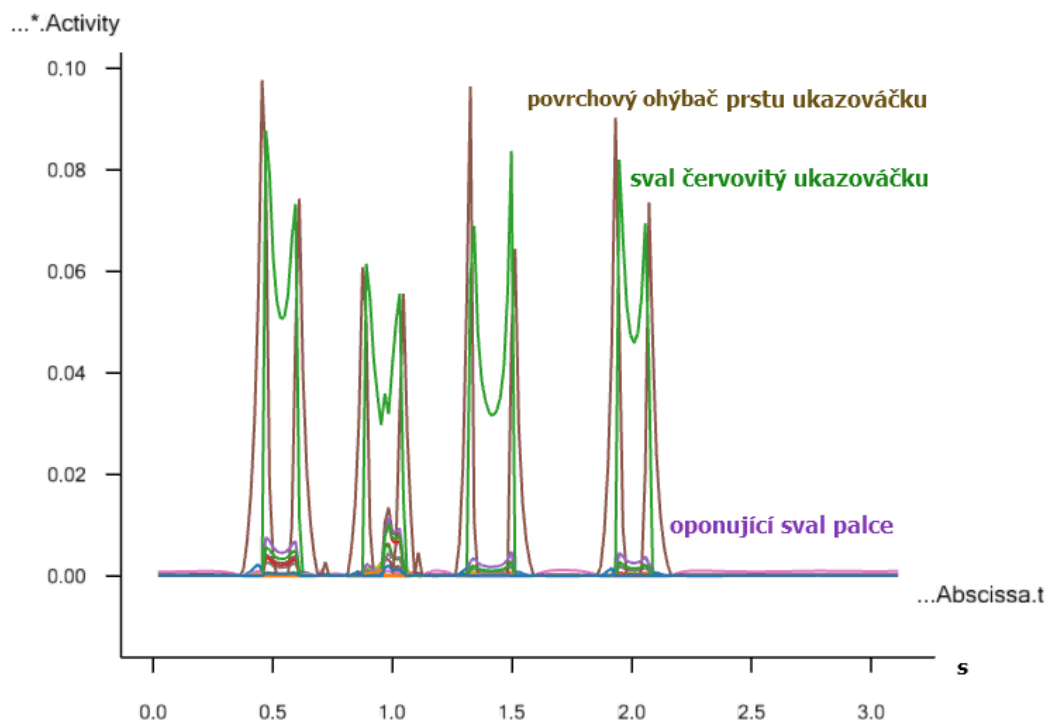
V grafech č.1a a 2a je zobrazena aktivita všech svalů v modelu s běžnou myší a s ergonomickou myší. U modelu s běžnou počítačovou myší jsou tři nejvíce zatěžované svaly, a to hluboký ohýbač prstu ukazováčku (Flexor digitorum profundus - FDP) (11%), povrchový ohýbač prstu ukazováčku (Flexor digitorum superficialis - FDS) (3%) a krátký odtahovač palce (Abductor pollicis brevis - APB) (1%), viz graf č.1b. U modelu s ergonomickou počítačovou myší jsou tři nejvíce zatěžované svaly, a to povrchový ohýbač prstu ukazováčku (Flexor digitorum superficialis– FDS) (10%), sval červovitý (Lubricale – L) (8%) a oponující sval palce (Opponens pollicis – OP) (1%), viz graf č. 2b. První dva nejvíce zatěžované svaly jsou vždy svaly ukazováčku. Jak pro ergonomickou myš, tak pro myš běžného sklonu. S hodnotou 1% svalové aktivity byly zaznamenány svaly týkající se práce palce pro dotyk s myší. Ze součtu hodnot svalové aktivity pro ukazováček tedy vyplývá, že ukazováček je v případě ergonomické myši zatěžován více, nežli v případě myši se sklonem 0°. Ale tento rozdíl není moc velký.



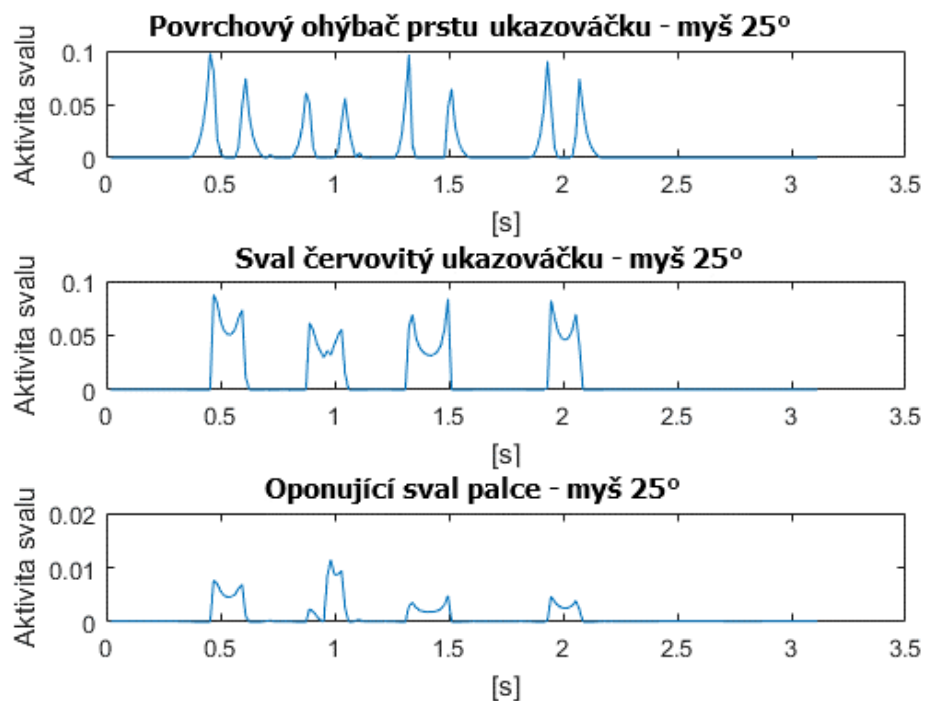
Graf č.1a – Aktivita všech svalů v modelu ruky s běžnou počítačovou myší.



Graf č.1b – Aktivita tří nejvíce namáhaných svalů v modelu ruky s běžnou počítačovou myší.



Graf č.2a – Aktivita všech svalů v modelu ruky s ergonomickou počítačovou myší.



Graf č.2b – Aktivita tří nejvíce namáhaných svalů v modelu ruky s ergonomickou počítačovou myší.

Kvůli úplné analýze práce s dvěma modely myši byly vyhodnoceny reakce sil v kloubech ukazováčku ve vertikálním směru a palce v horizontálním směru, viz tabulka č.2a a 2b. Hodnoty reakcí v kloubech ukazováčku se blíží hodnotám reakcí ukazováčku z odborné publikace, která byla použita pro validaci modelu i v bakalářské práci, kde tento pohyb byl v modelu ruky pouze mechanicky zadán vzhledem k tomu, že nebyla k dispozici data reálného pohybu [9].

Kloub ukazováčku směrem od zápěstí - pořadí	Model s běžnou myší	Model s ergonomickou myší
1.	-5,30 N	-1,70 N
2.	3,50 N	3,57 N
3.	3,37 N	2,25 N

Tabulka č.2a – Reakce sil v kloubech ukazováčku ruky.

Kloub palce směrem od zápěstí - pořadí	Model s běžnou myší	Model s ergonomickou myší
1.	0,38 N	0,75 N
2.	-0,12 N	-0,72 N
3.	0,03 N	0,52 N

Tabulka č.2b – Reakce sil v kloubech palce ruky.

Z výsledků je již zřejmé, že při klikání s ergonomickou myší se reakční síla v kloubech rozloží do ukazováčku, a i do palce, na rozdíl od klikání s myší s nulovým sklonem. Po analýze kloubů by bylo možné vyhodnotit, že při práci s ergonomickou myší dojde k menšímu opotřebení kloubů díky rozložení reakčních sil do kloubů ukazováčku a i palce, na rozdíl od myši se sklonem 0°, kde klouby ukazováčku jsou mnohem více namáhány.

9 Závěr

Hlavním cílem této práce bylo vyhodnocení přínosu ergonomické PC-myši pomocí virtuálního svalově-kosterního modelu ruky. Kvůli zajištění přesných výsledků analýzy bylo nutné model ruky zdokonalit. Tedy vytvořit zápěstní část jakožto soustavu jednotlivých kůstek, a též definovat šlachy a vazy v programu AMS pomocí reálných dat tak, aby model odpovídal správné anatomii a fyziologii. Z VHP snímků pomocí softwaru Slicer a Hypermesh bylo možné modelovat reálný tvar i rozměry kostí spolu s měkkou tkání, a tím definovat matici setrvačnosti, která popisuje nejen reálné rozložení hmoty kostí, ale i svalové části obalující každou zápěstní kůstku či kost prstů. Kvůli importování reálných dat byl zásadní úkol zrcadlově převrátit celý model z levé ruky na pravou.

Jako ověření správnosti modelu ruky bylo provedeno měření pohybu klikání s běžnou skutečnou počítačovou myší značky DELL spolu s měřením síly odporu levého tlačítka myši při kliku a měřením EMG signálu tří nejlépe přístupných svalů za konání tohoto pohybu. Hodnoty dvou z těchto tří svalů v modelu i ve skutečnosti se sobě velmi blíží. Hodnoty třetího svalu však ne, což může být způsobeno mnoha faktory, jako např. nesprávné umístění senzoru, či nesprávné provedení pohybu pro naměření maximální hodnoty potenciálu v daném svalu.

Po zdokonalení modelu ruky v programu AMS byly formou rešerše celosvětové literatury vyhodnoceny dosavadní vědecké poznatky ohledně modelování ruky a její simulace pohybů při práci s počítačovou myší, tvarové možnosti počítačových myši a jejich ideální ergonomický tvar pro snížení tvorby zánětů ve svalech, kloubech, ale i karpálních tunelů. Tyto poznatky byly dále využity pro vytvoření dvou modelů počítačových myši se sklony 0° a 25° . Jejich geometrie a celkový design byly vytvořeny nejdříve pomocí keramické hlíny clay. Tento materiál je ideální pro vizuální tvorbu designu, ale nevýhodou je jeho váha. Proto bylo nutné vytvořit stejně přesný model z lehčího materiálu. Fotografie těchto modelů sloužily dále jako skica pro tvoření 3D virtuálního modelu v programu Rhinoceros. Tyto 3D modely už bylo možné následně vyfrézovat z polystyrenu. S modely z polystyrenu byla naměřena reálná data pohybu při práci na počítači. Pohyb byl zaznamenán pomocí systému Vicon, kdy výstupem je pohyb dané připevněné kuličky v čase. Následně byla tato data pohybu spolu s virtuálními modely PC-myši importována do modelu ruky. Výstupem bylo srovnání maximálních aktivit nejvíce používaných svalů a též maximálních hodnot reakcí v kloubech palce a ukazováčku.

Z daného zhodnocení výsledků vyplývá, že při používání ergonomické myši se využívá více svalů ukazováčku s větší hodnotou svalové aktivity, než u běžné počítačové myši s nulovým sklonem. Palec je v obou případech zatěžován stejně. U myši s nulovým sklonem ale zato byla zjištěna nejvyšší hodnota vůbec. Vzhledem k reakcím v kloubech palce a ukazováčku je ale vidět, že u ergonomické myši dojde k rozprostření těchto reakčních sil do všech kloubů rovnoměrně, na rozdíl od pohybu s běžnou počítačovou myší, kde klouby ukazováčku jsou velmi namáhány. Lze tedy říci, že ergonomická myš může mít pozitivní vliv na snížení opotřebení kloubů a následné tvorby zánětů v kloubech. Co se týče nejvíce aktivního svalu ukazováčku, ergonomická myš se jeví též lépe, nežli myš běžného typu. Ale jen o velmi malou hodnotu. Díky zápěstní prohlubni vytvořené u obou modelů myší je předpokládáné snížení tlaku uprostřed zápěstí, a tím snížení rizika vzniku karpálních tunelů.

Počítačová myš se sklonem 25° může mít tedy pozitivní vliv pro ruku při náchylnosti na vznik zdravotních problémů v důsledku jejího dlouhodobého používání.

Seznam literatury a informačních zdrojů

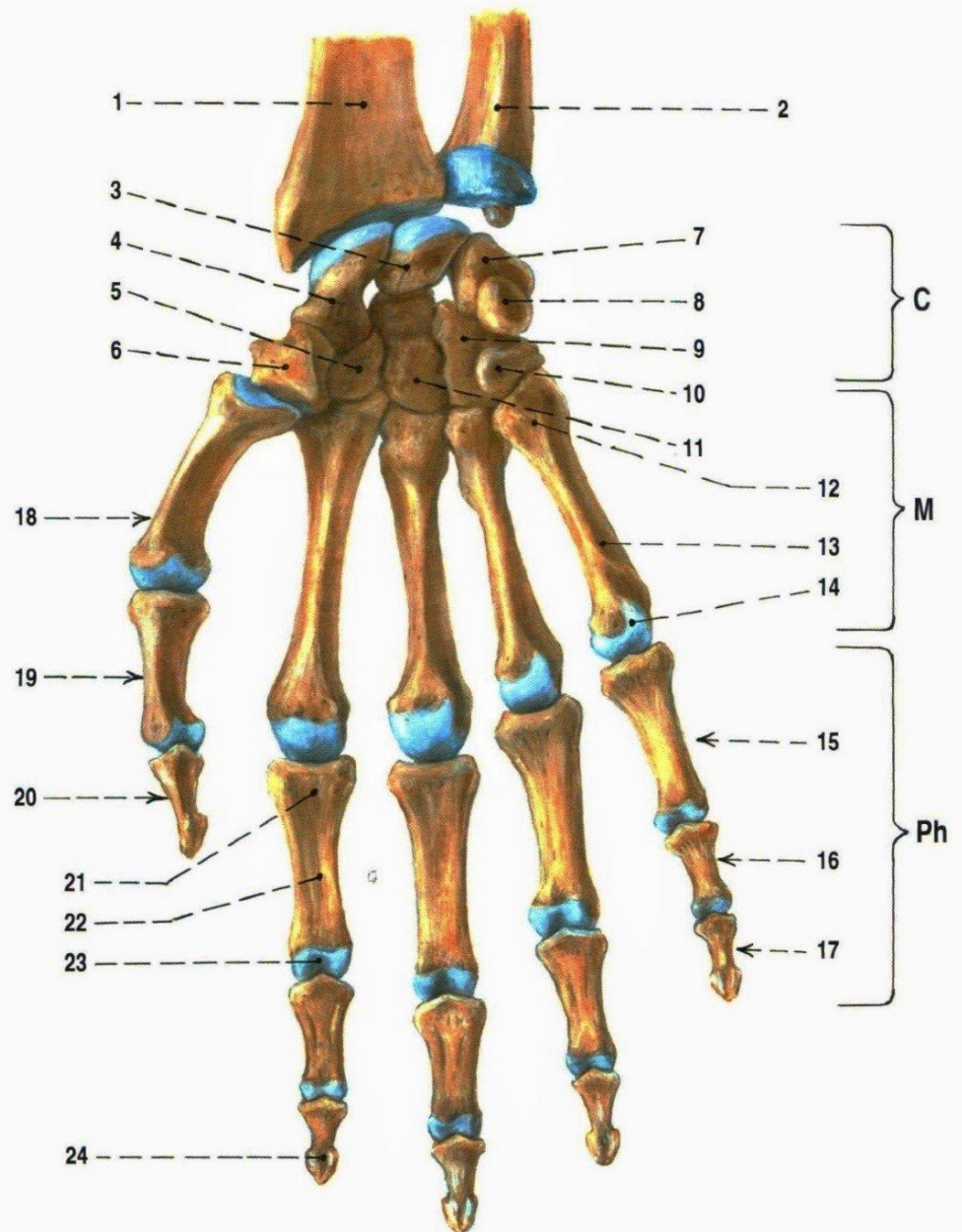
- [1] Statistická ročenka České republiky 2014. [online]. [cit. 2014-12-22]. Dostupné z: http://www.czso.cz/csu/2014edicniplan.nsf/kapitola/320198-14-r_2014-2100
- [2] Syndrom karpálního tunelu, nemoc počítačové generace. [online]. [cit. 2014-12-22]. Dostupné z: http://xman.idnes.cz/syndrom-karpalniho-tunelu-d0r-xman-styl.aspx?c=A130912_133034_xman-styl_fro
- [3] Sancho-Bru, J.L., Pérez-González, A., Vergara-Monedero, M., Guirintano, D.. A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements. *Journal of Biomechanics* 34, 1491–1500, 2001.
- [4] Valero-Cuevas, F.J.. An integrative approach to the biomechanical function and neuromuscular control of the fingers. *Journal of Biomechanics* 38, 673–684, 2005
- [5] Lee, J.H. , Asakawa, D.S., Dennerlein, J.T., Jindrich, D.L.. Extrinsic and Intrinsic Index Finger Muscle Attachments in an OpenSim Upper-Extremity Model. *Annals of Biomedical Engineering* , 2014
- [6] Wu, J.Z., An, K.N., Cutlip R.G., Krajnak, K., Welcome, D., Dong, R.G.. Analysis of musculoskeletal loading in an index finger during tapping. *Journal of Biomechanics* 41 (3), 668-676, 2008.
- [7] Eschweiler, J., Stromps, J.-P., Fischer, M., Schick, F, Rath, B., Pallua, N., Radermacher, K.. Development of a biomechanical model of wrist joint for patient-specific model guided surgical therapy planning: Part I, 310-325, 2016
- [8] Eschweiler, J., Stromps, J.-P., Fischer, M., Schick, F, Rath, B., Pallua, N., Radermacher, K.. Development of a biomechanical model of wrist joint for patient-specific model guided surgical therapy planning: Part II, 310-325, 2016
- [9] BOUŠKOVÁ, Veronika. Virtuální svalově-kosterní model ruky. Plzeň 2016. Bakalářská práce. Fakulta aplikovaných věd. Vedoucí práce Linda Havelková
- [10] Schmid, A.B., Kubler, P.A., Johnston, V., Coppieters, M.W.. A vertical mouse and ergonomic mouse pads alter wrist position but do not reduce carpal tunnel pressure in patients with carpal tunnel syndrome. *Applied Ergonomics* 47, 151-156, 2015
- [11] Jung, K.. Effects of slanted ergonomic mice on task performance and subjective responses. *Applied Ergonomics* 45, 450-455, 2014
- [12] Chen, H. M., Leung, Ch.T.. The effect on forearm and shoulder muscle activity in using different slanted computer mice 22, 518–523, 2007
- [13] ČIHÁK, Radomír. Anatomie 1. 3., upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2011, 534 s. ISBN 978-80-247-3817-8.

- [14] J. Křen, P. Janíček, and J. Rosenberg. Biomechanika. Západočeská univerzita v Plzni, 2001.
- [15] WESTON, Trevor - Atlas lidského těla, Fortuna print, Praha 1993
- [16] Anamneza: Klouby a vazy [online]. [cit. 2017-03-21]. Dostupné z: <http://www.anamneza.cz/Klouby-a-vazy/lidske-telo/25>
- [17] VÍTEK, Jan. Vývoj počítačových myši a jejich technologie. [Www.svethardware.cz](http://www.svethardware.cz) [online]. [cit. 2017-02-17]. Dostupné z: <http://www.svethardware.cz/vyvoj-pocitacovych-mysi-a-jejich-technologie/14609>
- [18] Mouse mechanism cutaway [online]. [cit. 2018-02-27]. Dostupné z: [:https://www.google.cz](https://www.google.cz)
- [19] KUPKA, Lukáš. Nejbizarnější počítačové myši: jde to i jinak. [Www.zive.cz](http://www.zive.cz) [online]. [cit. 2017-02-17]. Dostupné z: <http://www.zive.cz/clanky/nejbizarnejsi-pocitacove-mysi-jde-to-i-jinak/sc-3-a-175939/default.aspx>
- [20] POLESNÝ, David. Týden s touchpadem místo myši: zvykům navzdory. [Www.zive.cz](http://www.zive.cz) [online]. [cit. 2017-02-17]. Dostupné z: <http://www.zive.cz/clanky/tyden-s-touchpadem-misto-mysi-zvykum-navzdory/sc-3-a-169979>
- [21] Wu, J.Z., An, K.N., Cutlip R.G., Krajnak, K., Welcome, D., Dong, R.G.. Analysis of musculoskeletal loading in an index finger during tapping. *Journal of Biomechanics* 41 (3), 668-676, 2008.
- [22] S. Míka. Matematická optimalizace. Západočeská univerzita v Plzni, 1997.
- [23] Any Tutorials: Muscle Modeling [online]. [cit. 2018-03-21]. Dostupné z: https://anyscript.org/tutorials/Muscle_modeling/index.html
- [24] Lidmila, P., Identifikace parametrů motorů pro laboratorní stand. Brno, 2014. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Dalibor Červinka, Ph.D.
- [25] Mášová, L., Snímání EMG a jeho hodnocení. Brno, 2011. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.
- [26] Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S.T., Surma, E., Zee, M.. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling practice and Theory* 14, 1100-1111, 2006.
- [27] ANATOMYZONE [online]. In : [cit. 2018-03-27]. Dostupné z: <http://anatomyzone.com/>
- [28] Criswell, E.H., Cram's Introduction to Surface Electromyography: Electrode Placements

- [29] Extensor Digitorum Muscle: Location, Actions, and Trigger Points: Extensor Digitorum Muscle [online]. [cit. 2017-11-27]. Dostupné z:
<http://www.gustrength.com/muscles:extensor-digitorum-location-actions-trigger-points>
- [30] The ABC of EMG: The concept of MVC Normalization [online]. [cit. 2017-11-27].
Dostupné z: <https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>
- [31] Mášová, L., Snímání EMG a jeho hodnocení. Brno, 2011. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

Přílohy

Příloha A - obsahuje ucelený seznam kostí ruky člověka z palmární strany [13].



Obrazek 1. KOSTI RUKY; pravá strana; pohled na dlaňovou stranu

C – carpus – ossa carpi

M – metacarpus – ossa metacarpi

Ph – ossa digitorum – phalanges

1 radius

2 ulna

3 os lunatum

4 os scaphoideum

5 os trapezoideum

6 os trapezium

7 os triquetrum

8 os pisiforme

9 os hamatum

10 hamulus ossis hamati

11 os capitatum

12 basis ossis metacarpi (quinti)

13 corpus ossis metacarpi (quinti)

14 caput ossis metacarpi (quinti)

15 phalanx proximalis (digiti quinti)

16 phalanx media (digiti quinti)

17 phalanx distalis (digiti quinti)

18 os metacarpi primum (pollicis)

19 phalanx proximalis pollicis

20 phalanx distalis pollicis

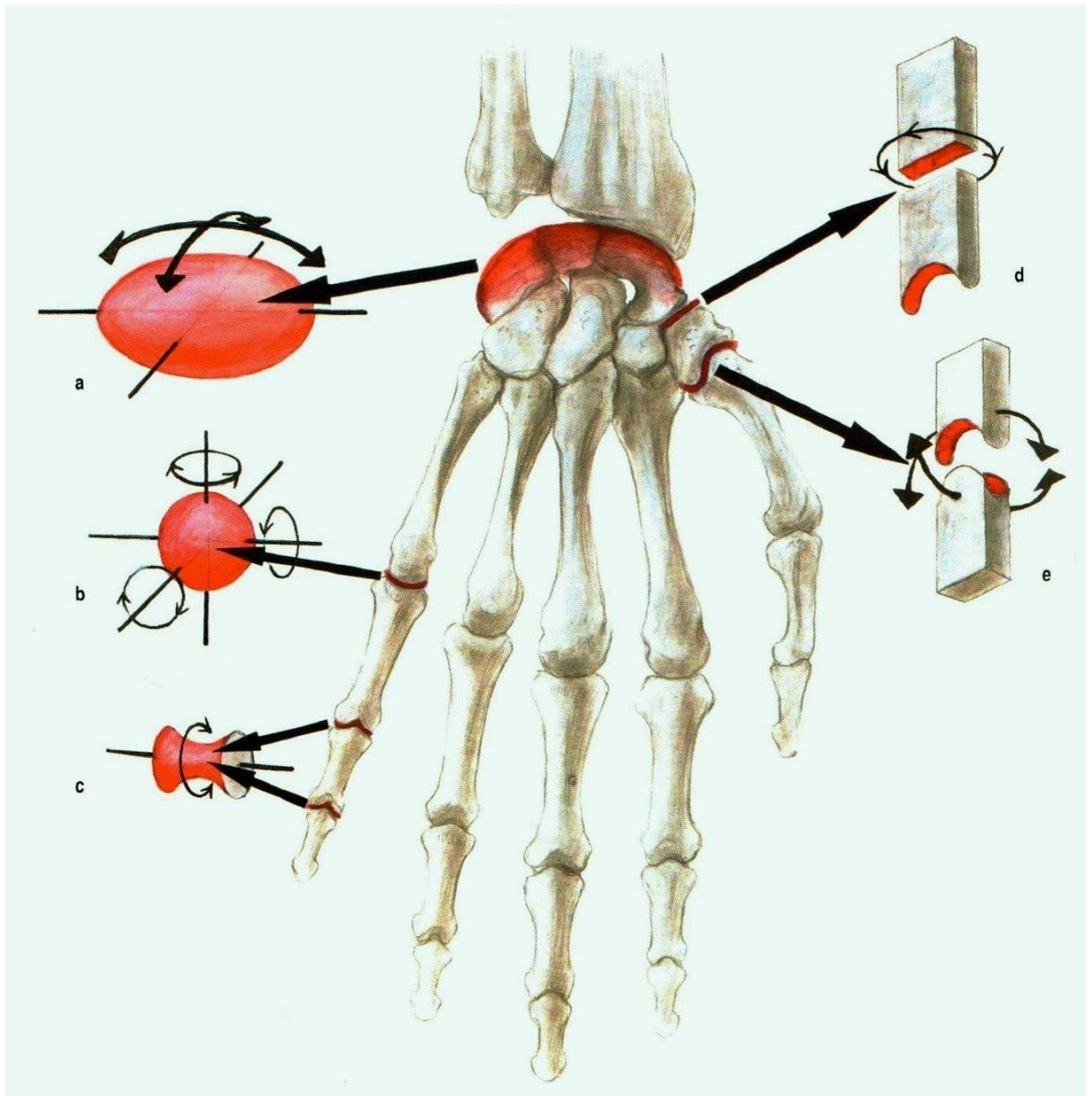
21 basis phalangis (proximalis digiti secundi)

22 corpus phalangis (proximalis digiti secundi)

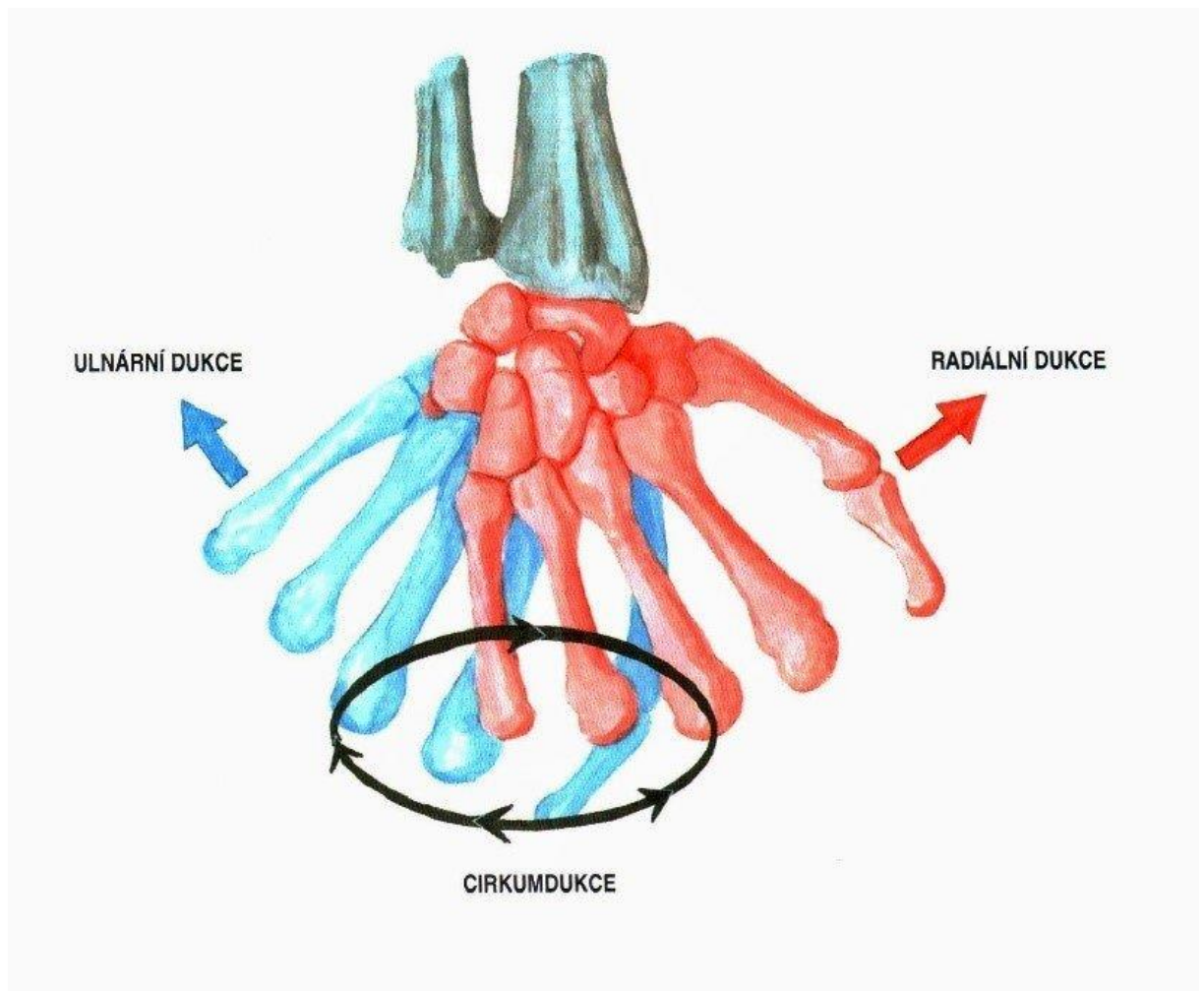
23 caput phalangis (proximalis digiti secundi)

24 tuberositas phalangis distalis (digiti secundi)

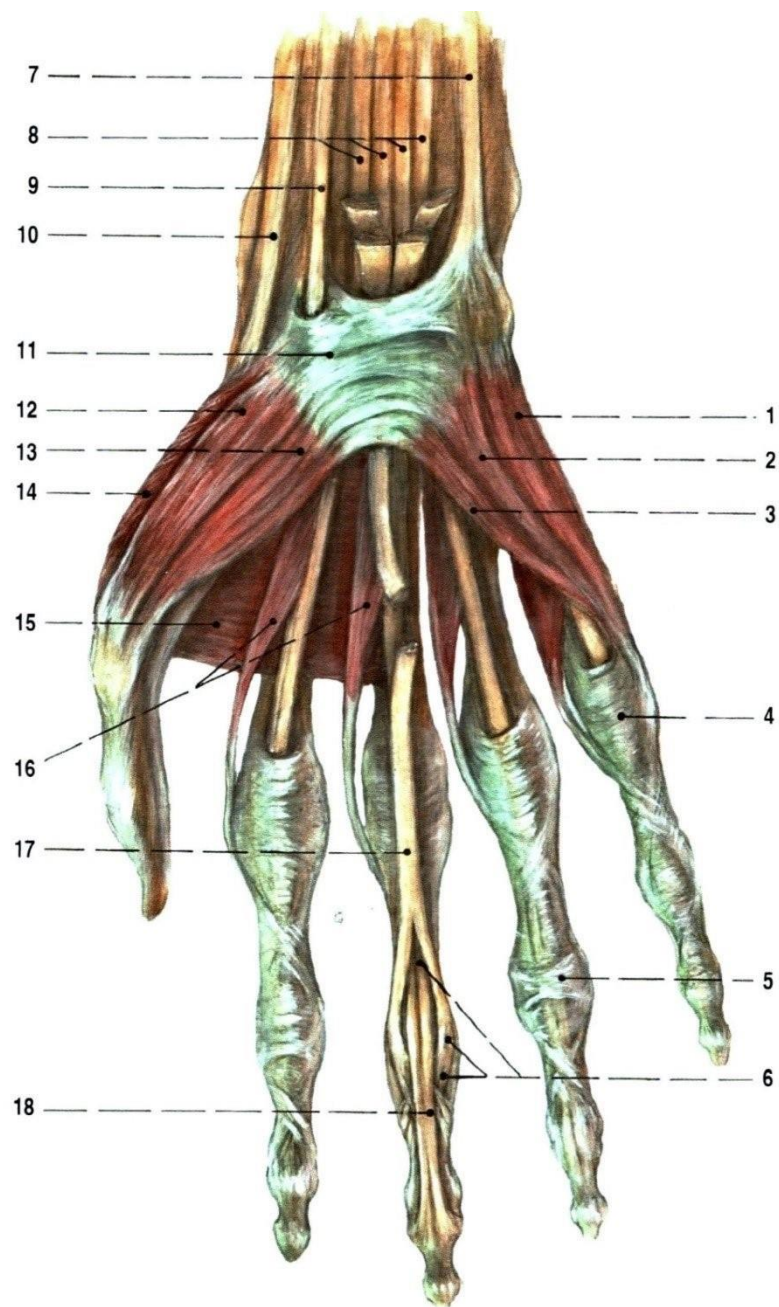
Příloha B - obsahuje grafické naznačení anatomicky možného pohybu v kloubech lidské ruky [13].



Příloha C - obsahuje grafické zobrazení radiální a ulnární dukce a též cirkumdukci [13].



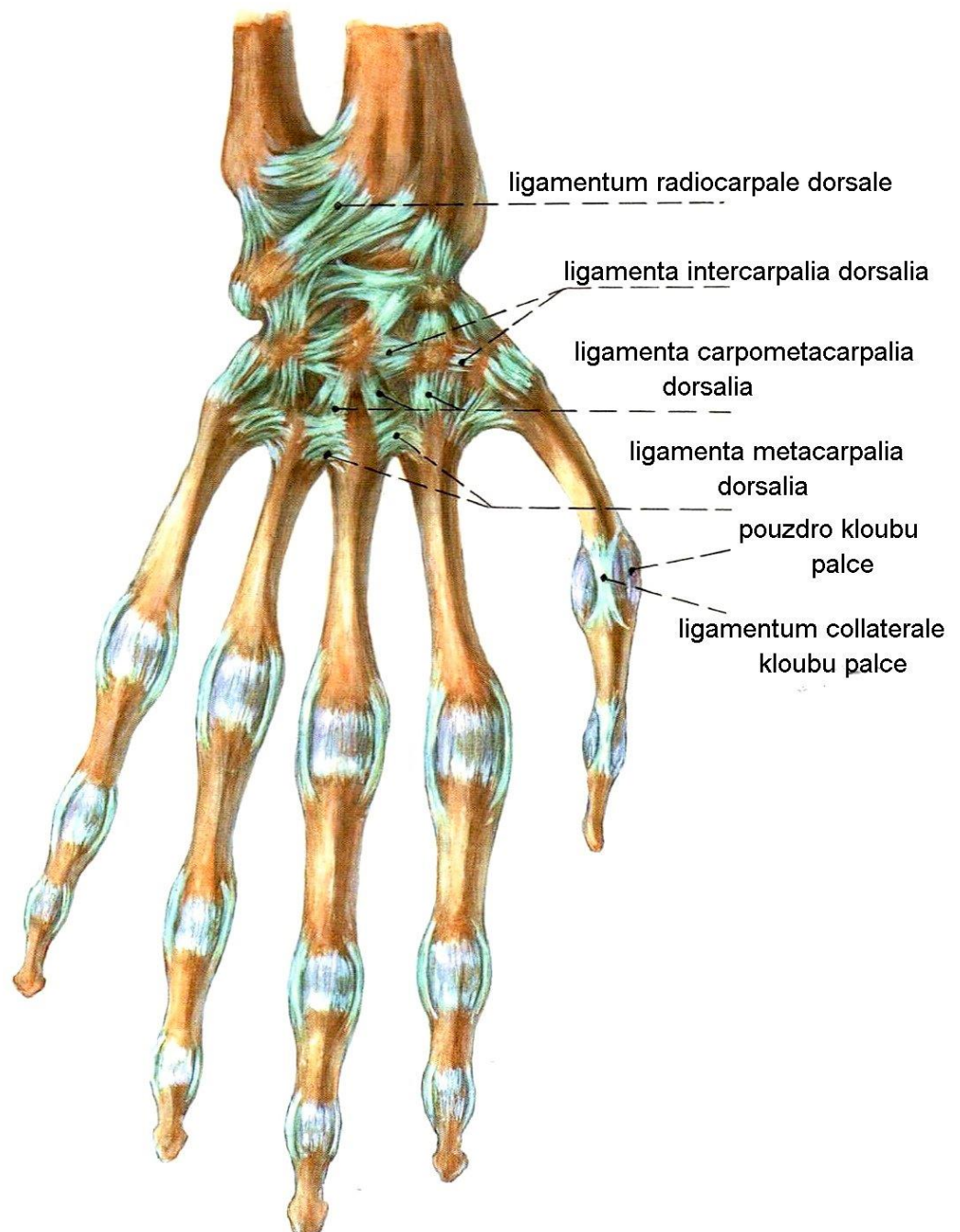
Příloha D - obsahuje veškeré hlavní svaly a šlachy z dlaňové strany ruky [13].



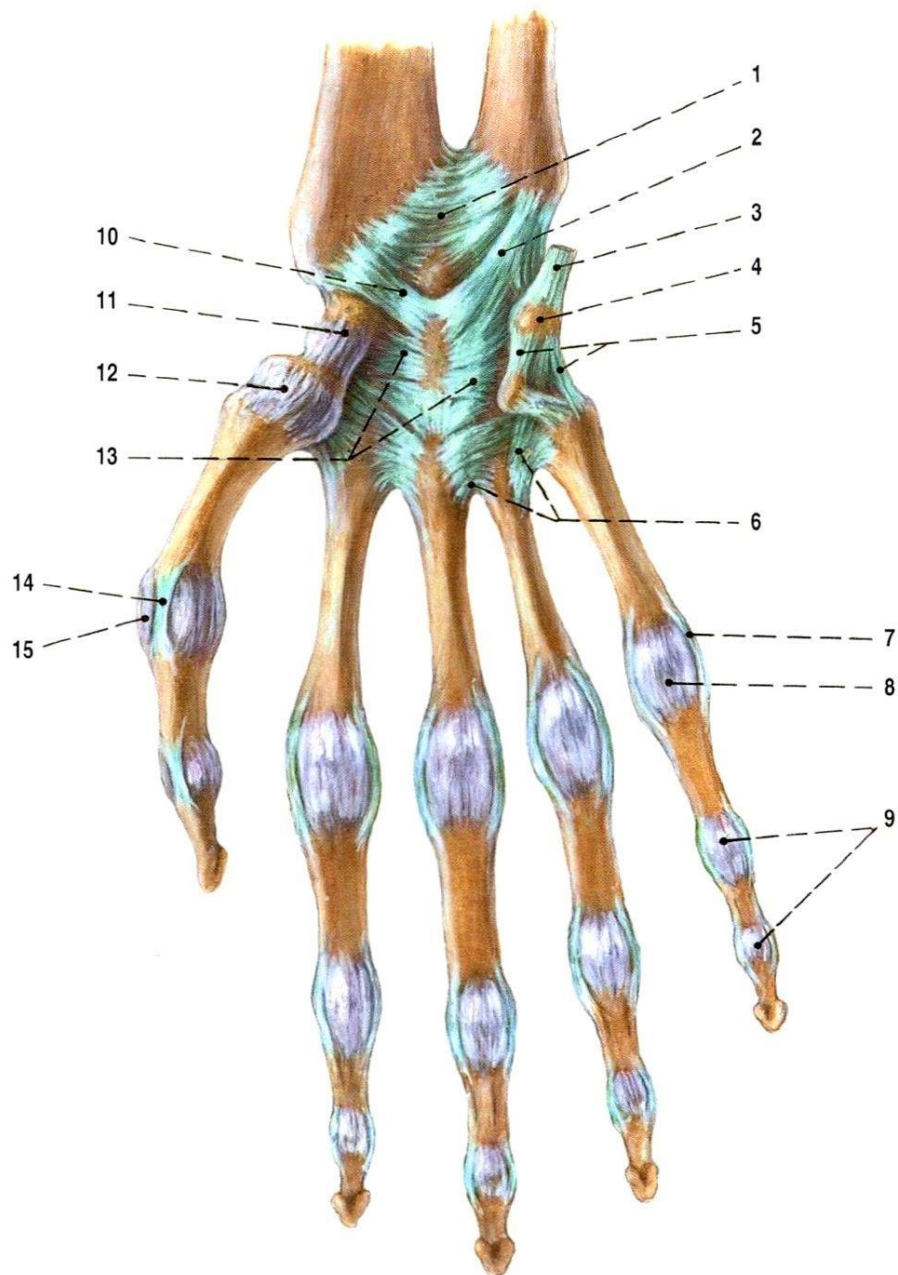
SVALY RUKY – PALMÁRNÍ STRANA, POVRCHOVÁ VRSTVA; pravá ruka; pohled zředu

- | | |
|--|---|
| 1 m. abductor digiti minimi | 9 šlacha m. flexor carpi radialis |
| 2 m. flexor digiti minimi brevis | 10 šlacha m. abductor pollicis longus |
| 3 m. opponens digiti minimi | 11 retinaculum musculorum flexorum |
| 4 pars annularis vaginae fibrosae (digiti quinti) | 12 m. abductor pollicis brevis |
| 5 pars cruciformis vaginae fibrosae (digiti quarti) | 13 m. flexor pollicis brevis, caput superficiale |
| 6 chiasma tendinum | 14 m. opponens pollicis |
| 7 šlacha m. flexor carpi ulnaris | 15 m. adductor pollicis |
| 8 šlachy m. flexor digitorum profundus, na jejich povrchu odřiznuté šlachy m. flexor digitorum superficialis | 16 mm. lumbricales, I et II |
| | 17 šlacha m. flexor digitorum superficialis pro 3. prst |
| | 18 šlacha m. flexor digitorum profundus pro 3. prst |

Příloha E - obsahuje veškeré hlavní vazy z hřbetní strany ruky [13].



Příloha F - obsahuje veškeré hlavní vazy z palmární strany ruky [13].



ARTICULATIONES MANUS; kloubní pouzdra a vazy;
pravá ruka, palmární strana
1 articulatio radioulnaris distalis (pouzdro)
2 ligamentum ulnocarpale palmare
3 úpon šlachy musculus flexor carpi ulnaris na os pisiforme
4 os pisiforme
5 pokračování úponu m. flexor carpi ulnaris ve formě ligamentum pisohamatum a ligamentum pisometarpale (na bazi 5. metakarpu)
6 ligamenta metacarpalia palmaria

7 ligamentum collaterale metakarpofalangového skloubení
8 pouzdro metakarpofalangového kloubu
9 pouzdra interfalangových kloubů
10 ligamentum radiocarpale palmare
11 pouzdro mediokarpálního skloubení
12 articulatio carpometacarpalis pollicis
13 ligamentum carpi radiatum
14 ligamentum collaterale metakarpofalangového kloubu palce
15 pouzdro metakarpofalangového kloubu palce