

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA APLIKOVANÝCH VĚD**

KATEDRA MECHANIKY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Virtuální svalově-kosterní model ruky

Plzeň, 2016

Veronika Boušková

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
Fakulta aplikovaných věd
Akademický rok: 2015/2016

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE
(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Veronika BOUŠKOVÁ**
Osobní číslo: **A13B0668P**
Studijní program: **B3947 Počítačové modelování v technice**
Studijní obor: **Výpočty a design**
Název tématu: **Virtuální svalově-kosterní model ruky**
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 literatury popisující problematiku ergonomie práce s PC a svalově-kosterních modelů.
2. Sestavení reálné geometrie modelu ruky vycházející z MRI.
3. Tvorba svalově-kosterního modelu ruky v programu AnyBody Modeling System.
4. Naměření reálných pohybů ruky pomocí systému Vicon a následná implementace do modelu.
5. Analýza sil ve svalech a reakčních sil v kloubech pro dané pohyby ruky.

Rozsah grafických prací:

Rozsah kvalifikační práce: **20-30 stran A4 včetně příloh**

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná**

Seznam odborné literatury:

1. 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.
2. Křen, J., Janíček, P., Rosenberg, J., Biomechanika, Západočeská univerzita v Plzni, 2001.
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. Sinělnikov, R. D., Atlas anatomie člověka, Avicenum, Praha, 1980.
5. Valdmanová, L., Kosterně-svalová rovnováha horní končetiny, Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd, diplomová práce, 2011.
6. Valero-Cuevas, F. J., An integrative approach to the biomechanical function and neuromuscular control of the fingers, Journal of Biomechanics 38, 673-684, 2005.
7. Wu, J. Z., An, K. N., Cutlip, R. G., Andrew, M. E., Dong, R. G., Modeling of the muscle/tendon excursions and moment arms in the thumb using the commercial software Anybody, Journal of Biomechanics 42, 383-388, 2009.
8. 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.


Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Linda Havelková

Nové technologie - výzkumné centrum

Datum zadání bakalářské práce: **7. října 2015**

Termín odevzdání bakalářské práce: **31. května 2016**


Doc. RNDr. Miroslav Lávička, Ph.D.
děkan




Prof. Ing. Vladislav Laš, CSc.
vedoucí katedry

V Plzni dne 7. října 2015

Prohlášení o autorství

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě bakalářskou práci, zpracovanou na závěr bakalářského studia na Fakultě aplikovaných věd Západočeské univerzity v Plzni. Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracovala samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů uvedených v seznamu, který je součástí této bakalářské práce.

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

V Plzni dne:.....

Podpis autora:.....

Abstrakt

Předkládaná bakalářská práce je zaměřena na virtuální svalově-kosterní model ruky v programu Anybody Modeling System.

Hlavním úkolem této práce bylo vytvoření modelu levé ruky s reálným rozložením hmoty a reálnými tvary i rozměry kostí s využitím dat z měření VHP (The Visible Human Project). Model dále obsahuje hlavní svaly, kde místa jejich úponů vycházejí z reálné anatomie. Simulace 3D pohybu modelu v gravitačním poli byla popsána pomocí pohybových rovnic vázaného mechanického systému. Pohybové rovnice jsou sestaveny pomocí metody uvolňování, díky které je možné vyřešit úlohu kinetostatiky. Modelování a následná simulace byla vytvořena díky softwarům Slicer, Hypermesh a Anybody Modeling System (AMS). Simulace vychází z reálných pohybů při práci s počítačem, které byly naměřeny pomocí systému Vicon. Správnost modelu byla ověřena porovnáním výsledných grafů svalových sil s grafy jiné odborné publikace.

Klíčová slova

Svalově-kosterní modelování, model ruky, kinetostatika, vázaný mechanický systém, svalová síla, reálný pohyb

Abstract

The aim of this bachelor thesis is to create a virtual musculoskeletal model of left hand built in program Anybody Modeling System (AMS) and corresponding with correct anatomy and physiology.

This model is based on real mass distribution of bones, on muscles and real shapes and sizes of bones obtained from measurements of The Visible Human Project (VHP). The model contains main muscles, where places of their insertions are based on real anatomy. A simulation of 3D motion of this model in gravity was defined by equations of motion to solve inverse dynamics. The modelling and the simulation were created using softwares such as Slicer, Hypermesh and AMS.

The simulation reconstructs the real motion data measured by Vicon system during a work with computer. Resulting muscle forces calculated by presented model were compared with a literature. The validation was successful.

Keywords

Musculoskeletal modeling, hand model, inverse dynamics, interconnect mechanical system, muscle force, real motion,

Poděkování

Tímto bych velice ráda poděkovala vedoucí bakalářské práce Ing. Lindě Havelkové, za cenné profesionální rady, připomínky a metodické vedení práce. Také bych ráda poděkovala panu Ing. Zdeňku Krňoulovi, Ph.D. i panu Ing. Pavlovi Jedličkovi za profesionální pomoc při měření. Dále bych chtěla vyjádřit své děkuji i celému osazenstvu katedry mechaniky za jejich vstřícný přístup během studia. Závěrem děkuji svým rodičům za celkovou podporu nejen při psaní této bakalářské práce.

Obsah

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	9
1 ÚVOD.....	10
2 ANATOMIE A FYZIOLOGIE RUKY.....	11
2.1 KOSTI	11
2.2 SVALY	11
2.3 KLOUBY	12
3 POUŽITÉ METODY	12
3.1 VÁZANÝ MECHANICKÝ SYSTÉM.....	13
3.2 MATICE SETRVAČNOSTI TĚLES	19
4 KOSTERNĚ-SVALOVÝ MODEL RUKY	21
4.1 SOUŘADNÉ SYSTÉMY	21
4.2 GEOMETRIE MODELU RUKY	24
4.3 REÁLNÉ POHYBY VE 3D.....	26
4.4 ANYBODY MODELING SYSTEM.....	27
5 VÝSLEDKY	28
5.1 SIMULACE NÁHODNĚ VYBRANÝCH POHYBŮ S VELKÝM ROZSAHEM	28
5.2 SIMULACE POHYBU UKAZOVÁČKU PŘI PRÁCI NA POČÍTAČI – VALIDACE MODELU.....	30
6 ZÁVĚR	34
SEZNAM LITERATURY A INFORMAČNÍCH ZDROJŮ	35
PŘÍLOHY.....	37

Seznam použitých zkratk

AMS	Anybody Modeling System
VHP	The Visible Human Project
VMS	Vázaný mechanický systém
KD	Kinematická dvojice
FP	Flexor digitorum profundus
FS	Flexor digitorum superficialis
FC	Flexor digitorum communis
LU	Lubrical
MF	Metacarpophalangový
PI	Proximální interphalangový
DI	Distální interphalangový

1 Úvod

Za posledních 15 let se stal počítač rozšířený jak v zaměstnání, tak v domácnosti. Podle Českého statistického úřadu celkem 73,5% obyvatelstva České republiky používá počítač[1]. Studie ukazují, že práce na počítači v zaměstnání po více než tři roky způsobuje velké riziko vzniku svalových poruch krku a hlavně ruky. Primární zranění v těchto částech těla je většinou ve šlachách a svalech kvůli jejich neustálému zatěžování či strnulé poloze ruky[2]. Díky tomu často dochází k jejich zánětům či k tvorbě syndromu karpálních tunelů v zápěstí. Důsledkem karpálních tunelů je pálení, brnění, bolesti a slabost v prstech [3].

Jedním ze slibných metod řešení tohoto populačního problému je využití virtuálních svalově - kosterních modelů lidského těla. Tyto modely umožňují detailní analýzu rozložení síly ve svalech prstů, výpočet reakčních sil v kloubech ruky apod. S jejich použitím jsme poté schopni optimalizovat ergonomii pracoviště a snížit tak rizika přetěžování.

Odborná literatura dnes již nabízí celou škálu svalově-kosterních počítačových modelů ruky lidského těla. Sancho-Bru [4] vytvořil celý model ruky simulující svalové zatížení při statickém uchopování předmětů. Valero-Cuevas [5] začlenil do svého modelu anatomicky reálné úpony svalů a šlach ruky. Jong Hwa Lee [6] vytvořil model ukazováčku s vnějšími i vnitřními svaly v programu OpenSim, který je schopen odhadnout vnitřní zatížení při jakémkoliv pohybu.

Dále John Z. Wu [2] vytvořil model ukazováčku se zatížením při klikání na klávesnici. Pro vykreslení kostí však použil zjednodušená data ze systému AMS [AnyBody Technology A/S, Aalborg, Denmark], která neodpovídají reálným tvarům získaným například ze snímků MRI, CT či VHP. Svou práci později rozšířil pouze o kinematický model palce splňující reálnou anatomii a fyziologii [7].

Cílem práce je vytvořit anatomicky reálný model celé ruky se svalovým zatížením při používání počítačové myši. Z reálných pohybů tohoto modelu ruky bude možné vyčíst napjatosti svalů a šlach. Tyto výstupy poslouží dále k vytvoření optimálně ergonomického tvaru myši za účelem snížení pravděpodobnosti vzniku karpálních tunelů a dalších svalových či šlachových poruch prstů.

2 Anatomie a fyziologie ruky

Kosterní soustavu lidské ruky tvoří 27 kostí. Kostra poskytuje oporu měkkých tkání, tvoří pevný a přitom však pohyblivý základ pro úpony svalů a vazů. Kostí se také významně podílí na tvorbě krvinek.

2.1 Kostí

Kost je bílá tvrdá tkáň tvořena z kosterních buněk a mezibuněčné hmoty. Tvar kostí je velice rozmanitý a odpovídá jejich konkrétní funkci. Podle rozměrů dělíme kostí na dlouhé, ploché a krátké. Krátké kostí vytvářejí většinou kostěné celky navzájem pohyblivě spojené, jako např. kostí zápěstí.

Kostra zápěstí obsahuje 8 zápěstních kůstek, a to kost loďkovitou, poloměsíčitou, trojhrannou, hráškovou, trapézovou, hlavatou a hákovitou. Některé zápěstní kůstky jsou spojeny kloubem se záprstními kostmi (první kosti prstů od palce až k malíčku), na které se dále vážou kostí článků prstů.

Všechny prsty kromě palce jsou tvořeny čtyřmi kostmi. Jediný palec má pouze tři.

Příloha A obsahuje ucelený seznam kostí pravé ruky člověka z pohledu hřbetní strany.

2.2 Svaly

Ruka má velké množství svalů, které můžeme roztrždit do dvou vrstev, povrchové a hlubší, viz příloha B a C. Pro daný pohyb je svalová souhra složitá a do činnosti vstupuje více svalů. Každý sval je uchycen na určitých místech kostí a skládá se z podlouhlých elementů (svalových buněk) schopných se smršťit. Při daném pohybu se vždy nějaké svaly smršťují a na úkor smrštění dochází k pasivnímu natažení jiných svalů. Tento pohyb svalů můžeme přirovnat k pákovému mechanismu.

Počet uchycení svalu souvisí s počtem jeho hlav. U svalů ruky se nejvíce setkáváme s jednohlavými, či dvojhavými svaly. Další rozdělení kosterních svalů se odvíjí od jejich

důležitosti při daném pohybu. Sval hlavní je zpravidla jeden z nejdůležitějších vykonavatelů pohybu. Svaly pomocné jsou ostatní svaly, které spolupůsobí se svalem hlavním.

Za hlavní funkční svaly ruky můžeme považovat např. skupinu palcovou, která zahrnuje čtyři svaly. A to krátký odtahovač palce, krátký ohýbač palce, oponující sval palce a přitahovač palce. Dále velkou funkci mají též 4 červovité svaly a svaly mezikostní pro prsty. Pro malíkový prst je velmi důležitý odtahovač malíku, krátký ohýbač malíku a oponující sval.

2.3 Klouby

Kloub je pohyblivé spojení dvou, či více kostí, které se uvnitř vazivového pouzdra dotýkají plochami s chrupavkou.

Chrupavka je pojivová tkáň, kdy její struktura je elastická, čímž umožňuje výrazné snížení tření kontaktních ploch kostí.

Z geometrického tvaru kontaktních ploch vyplývá počet os, kolem nichž se provádějí pohyby, a tím i počet možných směrů pohybu. Pro klouby ruky jsou typické hlavně klouby rotační (rotace kolem jedné osy) a sférické (rotace kolem všech 3 os).

Pohyby v kloubu ruky je možné označit několika názvy. Flexe neboli ohýbání kloubu (z latinského flexus - ohyb), kdy se úhel v kloubu zmenší. U kloubů ruky je možná flexe do 90°, ale mezi druhým a třetím článkem prstu lze vytvořit i větší úhel. Opakem tohoto pohybu je tzv. extenze, neboli natažení či narovnání kloubu, kdy se úhel zvětší.

3 Použité metody

Pro obecné znázornění metody mějme n dokonale tuhých těles soustavy. Soustava, která vznikne z kinematického řetězce tak, že se některý jeho člen stane rámem, se nazývá vázaná mechanická soustava (VMS). Pokud se jedná o otevřený řetězec, jde o vázaný kinematický řetězec a ne mechanismus.

Jednotlivá tělesa jsou dále definována šesti parametry - souřadnice těžišť x_i, y_i, z_i a úhel natočení $\alpha_i, \beta_i, \gamma_i$, kde $i = 1, 2, 3, \dots, n$. Tyto souřadnice nazýváme zobecněné souřadnice, a píšeme je ve vektorovém tvaru (1).

$$\mathbf{q} = [x_1, \dots, x_n, y_1, \dots, y_n, z_1, \dots, z_n, \alpha_1, \dots, \alpha_n, \beta_1, \dots, \beta_n, \gamma_1, \dots, \gamma_n]^T \quad (1)$$

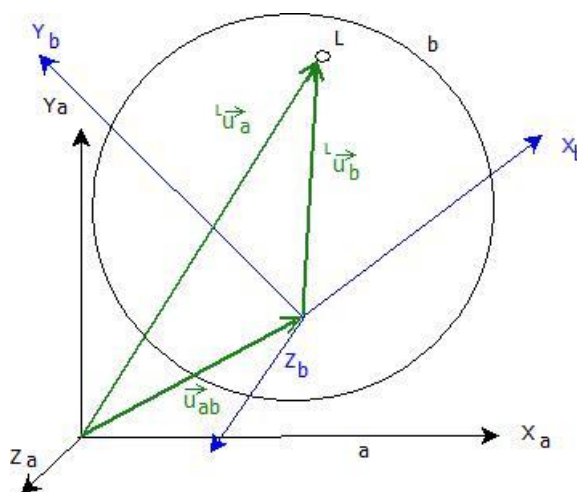
Soustava těles je spojena ideálními kinematickými dvojicemi (KD), pokud se zde neuvažuje tření ve vazbách a vazby jsou dokonale tuhé.

3.1 Vázaný mechanický systém

Při řešení obecného prostorového pohybu soustavy těles je nutné znát globální souřadnice libovolného bodu L (2), který je definován v určitém lokálním souřadném systému daného členu b vázaného na globální souřadný systém, tedy rám a . K tomuto přepočtu je použita matice pootočení S_{ab} (3), která charakterizuje natočení b -tého systému vůči a -tému.

$$\mathbf{u}_a^L = \mathbf{u}_{ab} + S_{ab}^L \mathbf{u}_b^L \quad (2)$$

Pomocí obrázku č. 1 vidíme, že \mathbf{u}_b^L je polohový vektor bodu L v jeho lokálním souřadném systému, \mathbf{u}_{ab} je polohový vektor počátku lokálního souřadného systému vůči globálnímu a \mathbf{u}_a^L značí polohový vektor souřadnic bodu L v globálním souřadném systému.



Obrázek č. 1 – Znázornění vektorů potřebných pro výpočet polohového vektoru bodu L v globálním souřadném systému.

$$S_{ab} = \begin{bmatrix} \cos(x_b, x_a) & \cos(y_b, x_a) & \cos(z_b, x_a) \\ \cos(x_b, y_a) & \cos(y_b, y_a) & \cos(z_b, y_a) \\ \cos(x_b, z_a) & \cos(y_b, z_a) & \cos(z_b, z_a) \end{bmatrix} \quad (3)$$

Pokud jsou souřadné systémy vůči sobě pouze posunuté, matice pootočení je jednotková matice.

Pokud se v soustavě těles nachází více členů s lokálním souřadným systémem, kdy poslední člen má ve svém souřadném systému zadán bod, je nutno pro zjištění jeho globálních souřadnic (4), tedy v prostoru a , zahrnout přepočty všech lokálních souřadných systémů ($i = 2, 3, \dots, m$) do systému globálního.

$$\mathbf{u}_a^L = \mathbf{u}_{ab} + \mathbf{S}_{a2} \mathbf{S}_{23} \mathbf{S}_{34} \dots \mathbf{S}_{b-1 b} \mathbf{u}_b^L \quad (4)$$

Pro prostorový obecný pohyb těles je možná aplikace základního rozkladu pohybu, a to na relativní pohyb sférický $\boldsymbol{\omega}_{ab}$, $\boldsymbol{\alpha}_{ab}$ a pohyb unášivý posuvný (translační) \mathbf{u}_{ab} , $\dot{\mathbf{u}}_{ab}$, $\ddot{\mathbf{u}}_{ab}$. VMS je možné řešit pomocí teorie kinetostatiky metodou uvolňování a D'Alembertovo principem (5a), (5b), kdy se sestaví pro každý člen podmínka dynamické rovnováhy (6), (7) v maticovém tvaru a soustava těchto pohybových rovnic vytvoří matematický model VMS.

$$\vec{\mathbf{D}} = -\sum_i \vec{\mathbf{F}}_i = -m\vec{\mathbf{a}}_s \quad (5a)$$

$$\vec{\mathbf{M}}_D = -\sum_i \mathbf{r}_i \times \vec{\mathbf{F}}_i = -\frac{d\vec{\mathbf{L}}}{dt} \quad (5b)$$

Zde $\vec{\mathbf{D}}$ 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, kde $i = 1, 2, 3, \dots, n$. 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 $\boldsymbol{\omega}$.

$$\vec{\mathbf{D}} + \sum_i \vec{\mathbf{F}}_i = \mathbf{0} \quad (6)$$

$$\vec{\mathbf{M}}_D + \sum_i \mathbf{r}_i \times \vec{\mathbf{F}}_i = \mathbf{0} \quad (7)$$

Zde $\vec{\mathbf{M}}_D$ je výsledný vektor setrvačných momentů M_x, M_y a M_z k počátku lokálního souřadného systému daného členu.

Úloha kinetostatiky, neboli inverzní úloha k úloze vlastní dynamiky, se vyznačuje tím, že je znám pohyb soustavy díky poloze (polohovém vektoru), tedy i rychlosti a zrychlení, a jsou vyšetřovány silové účinky pro zajištění tohoto pohybu pomocí podmínky dynamické

rovnováhy. Na každé těleso obecně působí akční, reakční i setrvačné silové účinky, které jsou v rovnováze. Všechny akční a stejně tak i reakční silové účinky je možné vyjádřit pomocí tzv. bivektoru (8a),(8b), který obsahuje jak síly, tak silové dvojice ve všech směrech (9), (10). První index vždy vyjadřuje prostor členu, v jehož složkách vektor vyjadřujeme a druhý index vyjadřuje těleso, na které silový účinek působí.

$$\overline{\mathbf{F}}_{JJ}^A = \begin{bmatrix} \mathbf{F}_{jj}^A \\ \mathbf{M}_{jj}^A \end{bmatrix} \quad (8a)$$

$$\overline{\mathbf{F}}_{JJ}^R = \begin{bmatrix} \mathbf{F}_{jj}^R \\ \mathbf{M}_{jj}^R \end{bmatrix} \quad (8b)$$

$$\mathbf{F}_{jj} = [F_{jjx}, F_{jjy}, F_{jjz}] \quad (9)$$

$$\mathbf{M}_{jj} = [M_{jjx}, M_{jjy}, M_{jjz}] \quad (10)$$

Pro transformaci daných akčních a reakčních silových účinků z počátku j-tého do i-tého systému je nutné použít následující transformační vztahy (11) a (12),

$$\mathbf{F}_{ij} = \mathbf{S}_{ij} \mathbf{F}_{jj} \quad (11)$$

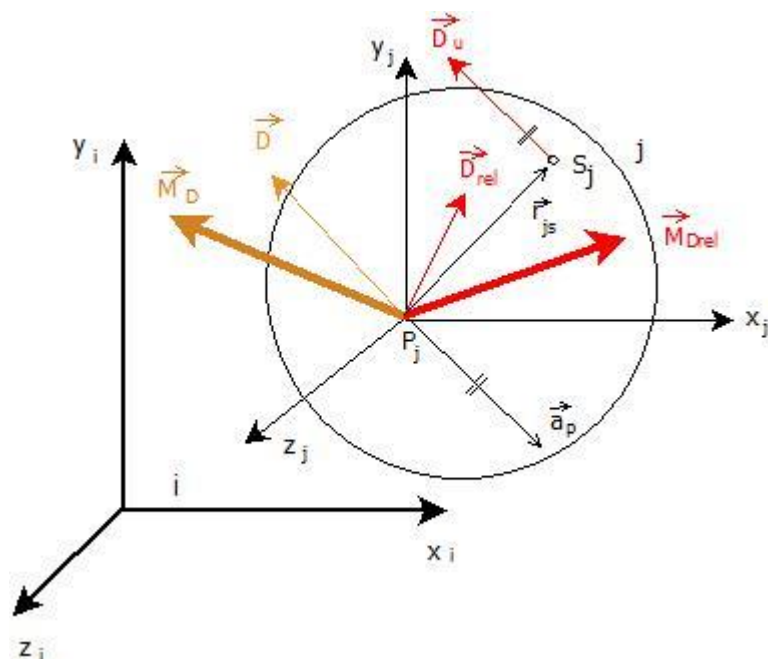
$$a \quad \mathbf{M}_{ij} = \mathbf{S}_{ij} \mathbf{M}_{jj} + \mathbf{R}_{ij} \mathbf{S}_{ij} \mathbf{F}_{jj} = \mathbf{S}_{ij} \mathbf{M}_{jj} + \mathbf{R}_{ij} \mathbf{F}_{ij}, \quad (12)$$

kdy \mathbf{S}_{ij} je matice pootočení j-tého systému vůči i-tému a \mathbf{R}_{ij} (13) je tzv. antisymetrická matice, kdy pomocí ní je zapsán polohový vektor $\vec{\mathbf{r}}_{ij}$ počátku j-té soustavy souřadnic v počátku i-té soustavy souřadnic.

$$\mathbf{R}_{ij} = \begin{bmatrix} 0 & -z_{ij} & -y_{ij} \\ z_{ij} & 0 & -x_{ij} \\ -y_{ij} & x_{ij} & 0 \end{bmatrix} \quad (13)$$

Je-li VMS tvořen jednoduchým otevřeným řetězcem, jsou základními KD vyčerpány všechny KD, a tím pádem jsou zachyceny všechny reakční účinky. Mezi reakční účinky zde zahrnujeme i hnací účinky, protože hnací účinky jsou též neznámé a téměř vždy působí v ose.

Kromě akčních a reakčních silových účinků jsou zde též setrvačné účinky působící na j-tý člen, které jsou zvýrazněné na obrázku č. 2.



Obrázek č. 2 – Vyjádření setrvačných účinků působící na j-tý člen.

Díky základnímu rozkladu pohybu je zřejmé, že daný vektor setrvačné síly \vec{D} (14) vzhledem k počátku soustavy souřadnic je dán součtem vektoru setrvačných sil od unášivého pohybu \vec{D}_u a vektoru setrvačných sil od relativního pohybu \vec{D}_{rel} .

$$\vec{D} = \vec{D}_u + \vec{D}_{rel} = -m\vec{a}_P - m\vec{a}_{Srel} = -m(\vec{a}_P + \vec{a}_{Srel}) = -m\vec{a}_{IS} \quad (14)$$

Zde \vec{a}_P značí zrychlení j-tého systému od posuvného pohybu počátku i-té soustavy souřadnic, což je v podstatě referenční bod, a tedy i posuvného pohybu celé j-té soustavy, \vec{a}_{Srel} značí zrychlení od relativního pohybu ke středu hmotnosti S_j daného tělesa a \vec{a}_{IS} znázorňuje výsledné zrychlení středu hmotnosti v systému i.

Do setrvačných účinků je dále zahrnován i vektor momentu setrvačnosti \vec{M}_D (15), který plyne ze základního rozkladu pohybu a druhé impulsové věty (16).

$$\vec{M}_D = \vec{M}_{Drel} + \vec{r}_{jS} \times \vec{D}_u \quad (15)$$

$$\vec{M}_{Drel} = - \left[\frac{d\vec{L}}{dt} \right]_j - \vec{\omega} \times \vec{L}_j \quad (16)$$

Moment hybnosti \vec{L}_j (17) v prostoru j je dán součinem matice setrvačnosti I_{jj} a vektorem úhlové rychlosti ω_{ij} v prostoru j .

$$\vec{L}_j = \mathbf{I}_{jj} \boldsymbol{\omega}_{ij} \quad (17)$$

Výsledná setrvačná síla ($\vec{D} \rightarrow \mathbf{F}^D$) na j -té těleso, tedy F_{ij}^D (18) ve složkách systému i , je dána hmotností j -tého tělesa a výsledným zrychlením středu hmotnosti S_j v systému i .

$$\mathbf{F}_{ij}^D = -m_j \mathbf{a}_{isj} = -m_j \ddot{\mathbf{u}}_{isj} \quad (18)$$

Následně je nutná transformace síly \mathbf{F}_{jj}^D (19) do j -tého prostoru.

$$\mathbf{F}_{jj}^D = \mathbf{S}_{ji} \mathbf{F}_{ij}^D = \mathbf{S}_{ij}^{-1} \mathbf{F}_{ij}^D = \mathbf{S}_{ij}^T \mathbf{F}_{ij}^D, \quad (19)$$

Kde \mathbf{S}_{ji} je matice pootočení, která je ortogonální, a proto matice inverzní i transformační jsou shodné.

Výsledná setrvačná dvojice na j -té těleso je obecně záporně vzatá levá strana zobecněných Eulerových dynamických rovnic, kdy zobecněná proto, že počátek je obecně různý od středu hmotnosti S_j a osy x_j, y_j, z_j nejsou obecně hlavní osy setrvačnosti.

Vztah v maticovém tvaru výsledné setrvačné dvojice (20) (21) je tedy,

$$\mathbf{M}_{jj}^D = -(\mathbf{I}_{jj} \dot{\boldsymbol{\omega}}_{ij}^j + \boldsymbol{\Omega}_{ij}^j \mathbf{I}_{jj} \boldsymbol{\omega}_{ij}^j) + \mathbf{R}_{jSj} \mathbf{F}_{jj}^{*D}, \quad (20)$$

$$\text{kdy setrvačná síla příslušná počátku } \mathbf{F}_{jj}^{*D} = -m_j \ddot{\mathbf{u}}_{Pj}. \quad (21)$$

Zde $\dot{\boldsymbol{\omega}}_{ij}^j$ (22) znázorňuje první derivaci vektoru úhlové rychlosti j -tého systému ku i -tému vyjádřenou v j -tém systému a $\boldsymbol{\Omega}_{ij}^j$ (23) je matice úhlové rychlosti pohybu j -tého systému vůči i -tému systému vyjádřenou v systému j .

$$\dot{\omega}_{ij}^j = \begin{bmatrix} \dot{\omega}_x \\ \dot{\omega}_y \\ \dot{\omega}_z \end{bmatrix} \quad (22)$$

$$\Omega_{ij}^j = \mathbf{S}_{ij}^T \mathbf{S}_{ij} \quad (23)$$

Výsledné setrvačné účinky je možné znovu zapsat ve tvaru bivektoru (24), který se skládá z výsledných setrvačných sil ve všech směrech i vektoru momentu k počátku j -tého tělesa.

$$\overline{\mathbf{F}}_{JJ}^D = \begin{bmatrix} \mathbf{F}_{jj}^D \\ \mathbf{M}_{jj}^D \end{bmatrix} \quad (24)$$

Pro sestavení pohybových rovnic v lokálních systémech (25) je možné využít předchozí bivektory akčních, reakčních i setrvačných účinků, kde suma bivektorů $\sum_e \overline{\mathbf{F}}_{je}^{R^*}$ (26) vyjadřuje vliv vazeb okolních členů mimo základní KD.

$$\overline{\mathbf{F}}_{JJ}^A + \overline{\mathbf{F}}_{JJ}^R + \overline{\mathbf{F}}_{JJ}^D + \sum_e \overline{\mathbf{F}}_{je}^{R^*} = \mathbf{0} \quad (25)$$

$$\overline{\mathbf{F}}_{je}^{R^*} = \begin{bmatrix} \mathbf{F}_{je}^{R^*} \\ \mathbf{M}_{je}^{R^*} \end{bmatrix} \quad (26)$$

Tento bivektor $\overline{\mathbf{F}}_{je}^{R^*}$ reakcí v e -té KD (neboli připojeno e -té těleso k j -tému) je vyjádřen ve složkách j -tého systému a transformován do počátku j -tého systému tělesa. Tento děj lze popsat následujícími vztahy (27) a (28), kde \mathbf{S}_{je} je matice pootočení e -tého systému vůči j -tému a \mathbf{R}_{je} vyjadřuje polohový vektor $\vec{\mathbf{r}}_{je}$ mezi počátky e -tého a j -tého systému.[16]

$$\mathbf{F}_{je}^{R^*} = -\mathbf{S}_{je} \mathbf{F}_{ee}^R \quad (27)$$

$$\mathbf{M}_{je}^{R^*} = -\mathbf{S}_{je} \mathbf{M}_{ee}^R - \mathbf{R}_{je} \mathbf{S}_{je} \mathbf{F}_{ee}^R = -\mathbf{S}_{je} \mathbf{M}_{ee}^R - \mathbf{R}_{je} \mathbf{F}_{je}^R = -\mathbf{S}_{je} \mathbf{M}_{ee}^R - \mathbf{r}_{je} \mathbf{F}_{je}^R \quad (28)$$

3.2 Matice setrvačnosti těles

Při sestrojování všech členů, je nutné sestavit jejich matice setrvačnosti k ose rotace pro zajištění reálného rozložení hmoty v každém tělese. Tyto matice zahrnují jak geometrii i velikost tělesa, tak hustotu materiálu, z něhož jsou členy vyrobeny. Na matice setrvačnosti byly použity základní poznatky z teorie dynamiky tuhého tělesa.

Při pohybu tělesa se poloha hmot v tělese nemění. Předpokládáme-li, že magnetické pole je homogenní, a proto se těžiště nachází uprostřed hmoty, poté matice setrvačnosti v obecném tvaru (30) je symetrická a skládá se z devíti prvků. Hlavní diagonálu tvoří momenty setrvačnosti, I_x, I_y, I_z (31a), (31b), (31c) k osám x, y a z a ostatní prvky jsou deviační momenty, D_{xy}, D_{xz}, D_{yz} (32a), (32b), (32c) k rovinám xy, xz a yz.

$$\mathbf{I}_{xyz} = \begin{bmatrix} I_x & -D_{xy} & -D_{xz} \\ -D_{xy} & I_y & -D_{yz} \\ -D_{xz} & -D_{yz} & I_z \end{bmatrix} \quad (30)$$

$$I_x = \int r_x^2 dm = \int (y^2 + z^2) dm \quad (31a)$$

$$I_y = \int r_y^2 dm = \int (x^2 + z^2) dm \quad (31b)$$

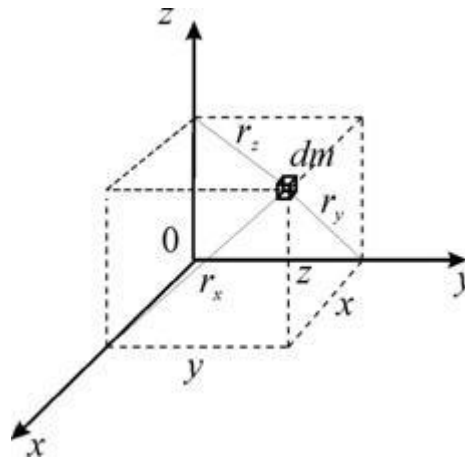
$$I_z = \int r_z^2 dm = \int (x^2 + y^2) dm \quad (31c)$$

$$D_{xy} = \int xy dm \quad (32a)$$

$$D_{yz} = \int yz dm \quad (32b)$$

$$D_{xz} = \int xz dm \quad (32c)$$

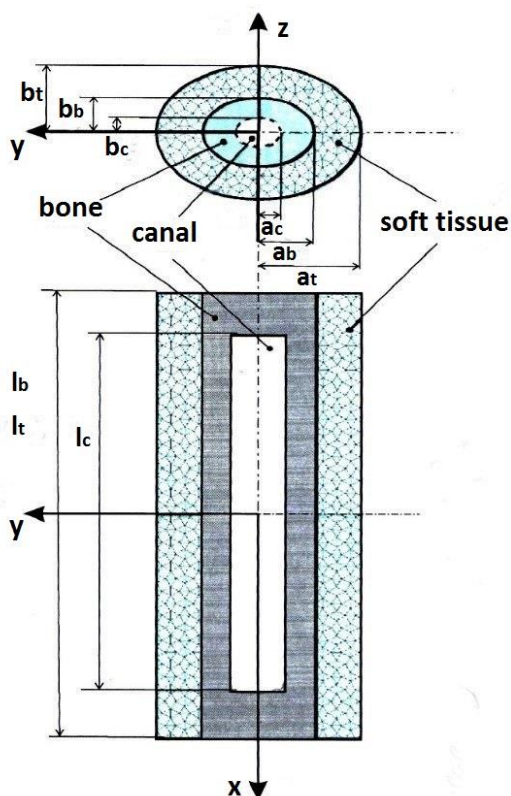
Velikosti proměnných r_x, r_y, r_z vyjadřují vzdálenost malé hmoty dm od počátku souřadného systému, což můžeme vidět na obrázku č. 4.



Obrázek č. 4 - Zobrazení vzdáleností od počátku souřadného systému k malé hmotě dm . [10]

Má-li těleso rovinu symetrie, poté osa kolmá na tuto rovinu se nazývá hlavní osou setrvačnosti (HOS). Díky existenci hlavní osy setrvačnosti jsou všechny deviační momenty s indexem obsahujícím tuto osu nulové. Má-li těleso alespoň 2 roviny symetrie, poté jsou všechny osy HOS, a tedy i deviační momenty D_{xy}, D_{xz}, D_{yz} jsou nulové. Pokud hlavní osa setrvačnosti prochází středem hmotnosti tělesa (těžištěm), poté tato osa je i hlavní centrální osou setrvačnosti (HCOS).

U tělesa představujícího článek prstu je nutné uvažovat jeho reálnou matici setrvačnosti. Jedná se tedy o matici, která zahrnuje geometrii (tvar i velikost) a dále i hustotu materiálu tělesa a díky tomu určuje reálné rozložení hmoty v každém členu soustavy. Pro reálné rozložení je nutno člen vždy rozdělit na dvě základní části. Měkkou tkáň a kost. V každé matici setrvačnosti jsou tedy zahrnuty jak reálné rozměry kostí a měkkých tkání, tak průměrné hodnoty hustot těchto dvou částí. Pro zjednodušení problému je možná aproximace tvarů jak tkání, tak i kostí dutými válci s průřezem tvaru elipsy, což vidíme na obrázku č. 5. [2]



Obrázek č. 5 - Aproximace kostí dutými válci o průřezu tvaru elipsy. Každá část je tvořena z měkké tkáně (tissue) a kosti (bone). Kost je dále tvořena prostředním otvorem pro kanál (canal), kde už není tvrdá hmota kosti ale pouze prostor pro krevní cévy. Proměnné a , b a l značí polovinu šířky, tloušťky a celou délku válců. [2]

4 Kosterně-svalový model ruky

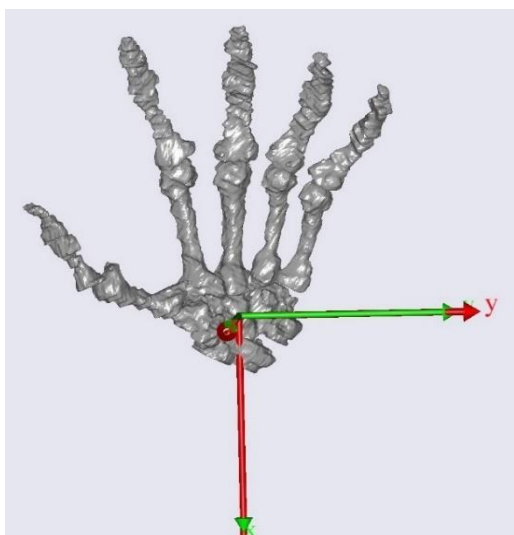
Úkolem této práce byla simulace pohybu levé ruky lidského těla v programu AMS. Z hlediska mechaniky je tento model soustava tuhých těles ve 3D s rotačními a sférickými klouby.

4.1 Souřadné systémy

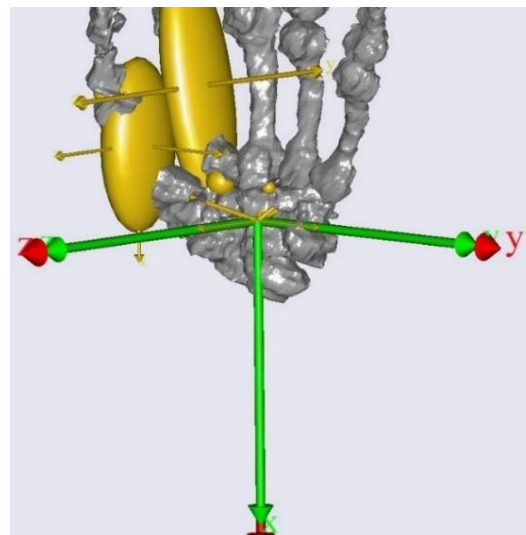
Soustava těles je spojena sférickou vazbou (kloubem) k „rámu“. Mezi jednotlivými tělesy jsou poté též rotační a sférické vazby podle anatomie. Sférické se tedy nachází vždy ve spojení prvního a druhého článku prstů vyjma palce, který má sférický kloub v kloubním spojení zápěstí a prvního článku.

Globální souřadný systém celého lidského těla představuje klasický pravotočivý kartézský systém. Jeho počátek je ztotožněn se středem souboru zápěstních kůstek, viz obrázek č. 6.

Každý segment ruky představující jednotlivý článek prstu obsahuje svůj vlastní samostatný lokální souřadný systém, který je se segmentem pevně spjat, viz obrázek č. 7. Počátek každého z nich se nachází v místě středu hmotnosti daného segmentu, tedy uprostřed kosti. V základní, tedy volné poloze ruky, jsou směry os lokálních souřadných systémů shodné s globálním souřadným systémem, a pouze jsou posunuté o určitou vzdálenost od globálního systému podle geometrie kostí.



Obrázek č. 6 – Globální souřadný systém (zelený), lokální souřadný systém souboru zápěstních kůstek (červený).

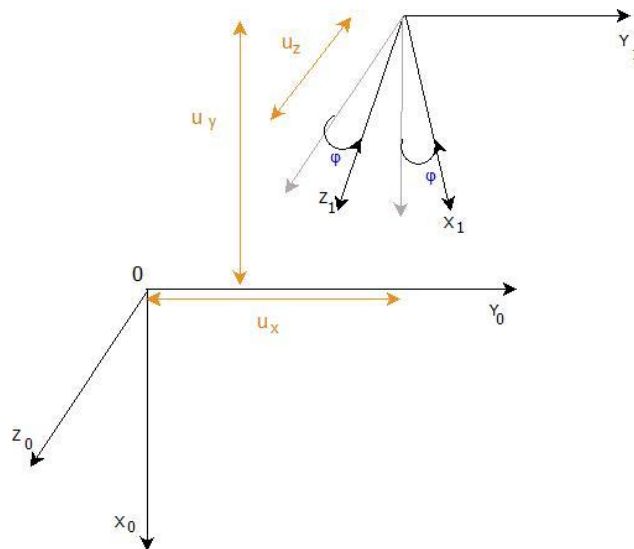


Obrázek č. 7 – Lokální souřadné systémy spjaté se segmenty modelu ruky. Pro zápěstí zelený, pro ostatní segmenty žlutý.

Pro určení globálních souřadnic bodu zadaného v lokálním kartézském souřadném systému jsou použity vztahy, viz výše kapitola 3.2 *Geometrie modelu*. Lokální souřadný systém se v pohybu vůči globálnímu systému posouvá a současně se natáčí buď v jednom, nebo ve dvou směrech podle typu kloubu (rotační / sférický). Posuv lokálního systému je definován vektorem posunutí jeho počátku, $\vec{u} = [u_x, u_y, u_z]^T$ a rotace kolem osy y φ_y či z φ_z . Matice pootočení prvního lokálního systému (zápěstí) vůči globálnímu, kde se nachází rotace okolo osy y , je dána vztahem (33).

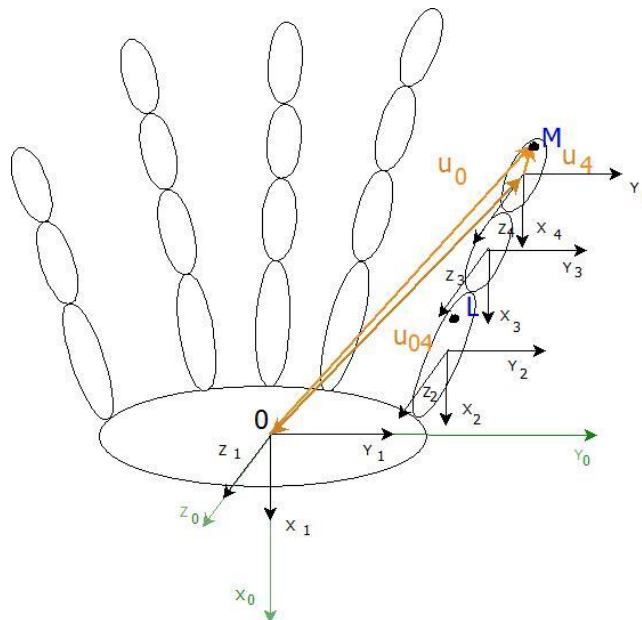
$$\mathbf{S}_{01} = \begin{bmatrix} \cos\varphi_y & 0 & \sin\varphi_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\varphi_y & 0 & \cos\varphi_y \end{bmatrix} \quad (33)$$

V našem modelu v případě rotačního kloubu u prstů dochází ke dvěma základním pohybům, a to rotace kolem y a posuv, viz obrázek č. 8.



Obrázek č. 8 – Posuv a rotace lokálního systému vůči globálnímu.

V případě sférického pohybu zde dochází k rotaci kolem tří os a k posuvu. V obrázku č. 9 je dále patrné rozložení a označení lokálních systémů v našem modelu.



Obrázek č. 9 – Model ruky a jeho lokální i globální systémy.

Každý segment může být dále zatížen vnější silou libovolné velikosti, směru i místa.[16]

4.2 Geometrie modelu ruky

Model levé ruky je složen z 19ti segmentů prstů a segmentu zahrnujícího zápěstní kůstky. Tyto segmenty mají reálný tvar kostí článků prstů a zápěstních kůstek. Tvary kostí byly modelovány pomocí programu Slicer ze snímků VHP. Tento typ snímku vznikl v rámci amerického projektu VHP, kde mužské i ženské tělo bylo zmrazeno v želatině a vodě po dobu 4 měsíců, a poté byla obě těla rozřezána na velmi tenké řezy určené k nafotografování. Tyto snímky je možné použít pro následnou rekonstrukci 3D počítačového modelu těla.[14]

Pro vytvoření reálného 3D modelu ruky byly tyto fotografie importovány do programu Slicer. Zde byly určeny základní průřezy kostí s kanálkem, které byly dále spojeny v jeden celek. Tím byla vygenerována prvotní 2D síť jednotlivých kostí prstů i zápěstí. V programu Hypermesh byly upraveny celkové velikosti článků prstů vzhledem k tomu, že snímky byly vytvořeny pouze po čtyřech mm. S použitím programu Hypermesh byla vymodelována finální 3D síť modelu, změřena šířka, tloušťka, a délka každé kosti i kanálku, a dále byly získány i rozměry měkké tkáně každého článku z VHP snímků, viz příloha E. Tato data byla nezbytná pro výpočet matic setrvačnosti jednotlivých článků prstů.

V našem modelu jsme aproximovali všechny články prstů pomocí dutých válců o průřezu tvaru elips, a proto každý článek prstu obsahuje roviny symetrie, díky kterým jsou deviační momenty D_{xy}, D_{xz}, D_{yz} nulové, a tedy i všechny matice setrvačnosti budou pouze diagonální, viz rovnice (34). Teorie k matici setrvačnosti, viz kapitola 3.2 *Geometrie těles*.

$$I_{xyz} = \begin{bmatrix} I_x & 0 & 0 \\ 0 & I_y & 0 \\ 0 & 0 & I_z \end{bmatrix} \quad (34)$$

V našem modelu jsou vyjádřeny momenty setrvačností jak pro měkkou tkáň (tissue), tak pro kost (bone) podle následujících rovnic (35a) až (36c), kde použité proměnné jsou popsány v obrázku č.9. Za hustotu, která je zde zastoupena proměnnou ρ , byla považována průměrná hustota kosti a měkké tkáně u článků prstů, tedy $1 [kgm^{-3}]$ pro tkáň (tissue) a $1.9 [kgm^{-3}]$ pro kost (bone) [2].

$$I_{yy}(tissue) = \frac{\pi\rho_t}{12} [(a_t b_t l_t)(3b_t^2 + l_t^2) - (a_b b_b l_b)(3b_b^2 + l_b^2)] \quad (35a)$$

$$I_{zz(\text{tissue})} = \frac{\pi \rho_t}{12} [(a_t b_t l_t)(3a_t^2 + l_t^2) - (a_b b_b l_b)(3a_b^2 + l_b^2)] \quad (35b)$$

$$I_{xx(\text{bone})} = \frac{\pi \rho_b}{4} [(a_b b_b l_b)(a_b^2 + b_b^2) - (a_c b_c l_c)(a_c^2 + b_c^2)] \quad (36a)$$

$$I_{yy(\text{bone})} = \frac{\pi \rho_t}{12} [(a_b b_b l_b)(3b_b^2 + l_b^2) - (a_c b_c l_c)(3b_c^2 + l_c^2)] \quad (36b)$$

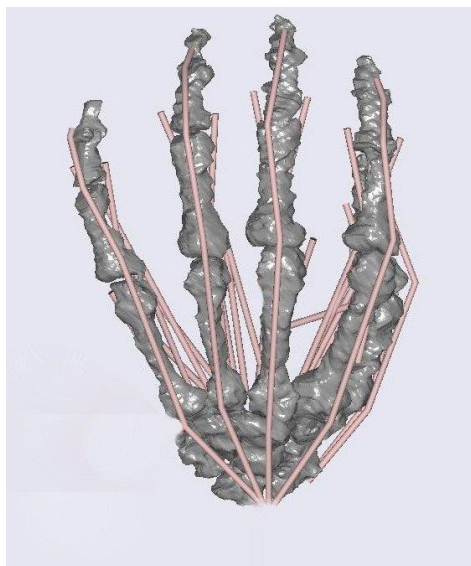
$$I_{zz(\text{bone})} = \frac{\pi \rho_t}{12} [(a_b b_b l_b)(3a_b^2 + l_b^2) - (a_c b_c l_c)(3a_c^2 + l_c^2)] \quad (36c)$$

Soustava segmentů má jeden globální souřadný systém, který má počátek ve středu zápěstí. Každý segment má dále svůj vlastní lokální souřadný systém a jsou spolu pevně spjati. Všechny kosti (segmenty) byly brány jako dokonale tuhá tělesa se středy hmotností uprostřed. Kloubní spojení bylo řešeno podle anatomie, kdy jejich možnosti pohybu byly ztotožněny s reálnými možnostmi pohybu ruky člověka. Celý tento systém s rotačními a sférickými vazbami vázaných těles je vazbou, nacházející se uprostřed zápěstí, sféricky spojen ke zbytku těla, z hlediska mechaniky, k pevnému rámu.

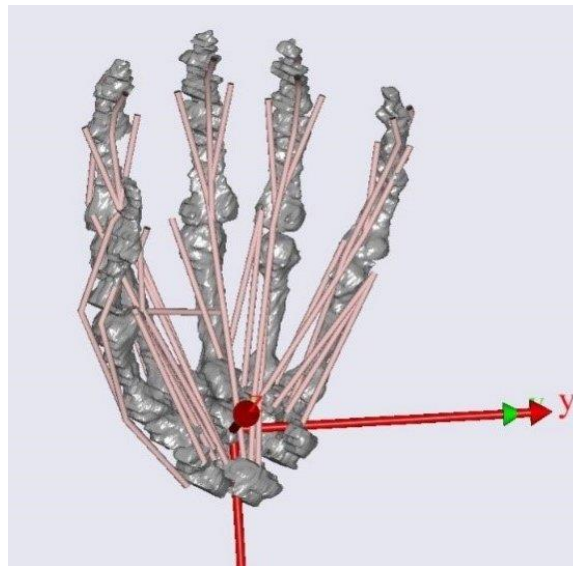
Pro uvedení této soustavy segmentů do pohybu kinetostatikou zde byly definovány hlavní funkční svaly ruky, viz kapitola 2.2 *Svaly*. Následný svalově-kosterní model ruky vidíme na obrázku č. 12 a 13. Svaly byly stavěny modelem Hillova typu [17]. Poslední články prstů nejsou anatomicky připojeny k celku svaly, ale šlachami na palmární straně (dvojhlavé svaly) a na hřbetní straně (jednohlavé). Pro počítání kinetostatické úlohy pro tento model bylo potřeba propojit každé dva segmenty alespoň dvěma svaly. Proto bylo nutné pro poslední článek definovat i tyto šlachy.

Každý sval modelovaný v této práci, je pevně vázán na svém začátku a konci k určitým segmentům a k jejich lokálním souřadným systémům, tedy přes vazbu (kloub). Tím propojuje dva segmenty. Zároveň díky tomuto uchycení je přesně definována jeho poloha. Každý sval prochází přes jedno nebo více kloubních spojení. Díky svalům fungují segmenty mezi sebou jako páky, kdy svaly se stahují aktivně a jen pasivně natahují. Pro vytvoření reálnějšího pohybu svalů v kloubech jsou některé svaly uchyceny průchozím bodem v místě kloubu, kde podle anatomie je předepsáno jejich kloubní umístění. Pokud sval nemá definovaný průběh v určitém kloubu, je jeho průchod v této oblasti zcela očekávaný. Zmiňovaný průběh svalu v oblasti kloubu pak představuje, z hlediska mechaniky, obyčejnou kladku. Pokud je daný sval

anatomicky uchycen na rozsáhlejší ploše, je toto uchycení bráno ve středu této pomyslné plochy. Pokud je daný sval uchycen na více místech, tedy má více hlav, je poté v modelu nahrazen dvěma, či více svaly, se stejnými úpony a průchodícími body (metoda via pointů [18]) kromě části, kde se sval rozděluje na dané hlavy.



Obrázek č. 12 – Svaly a šlachy z hřbetní strany modelu



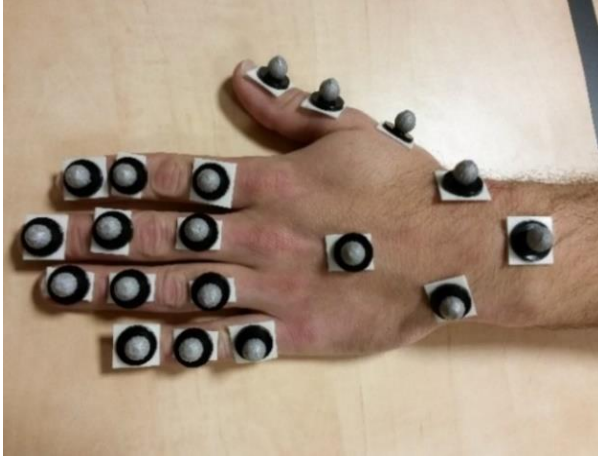
Obrázek č. 13 – Svaly a šlachy z palmární strany modelu

4.3 Reálné pohyby ve 3D

Pro vytvoření dat reálného pohybu a chování ruky při práci na počítači bylo provedeno měření pomocí malých vysoce reflexních kuliček tzv. markerů a systému Vicon (Vicon Motion System Ltd. UK).

Pro toto měření bylo připevněno 19 markerů na jednotlivé články prstů ruky a též na zápěstí, viz obrázek č. 14. Tyto markery jsou opticky sledovány pomocí devíti vysokofrekvenčních kamer, které dokáží opticky sledovat dané objekty ze všech stran a jsou schopné prostorově analyzovat přesnou pozici každého markeru. Výsledkem jsou data s měnícími se pozicemi každého použitého markeru v závislosti na čase. Systém je schopen získaná data dále vyhodnotit a zobrazit polohu markerů v čase, tedy jejich trajektorie, tím pádem i rychlosti pohybů, úhlové změny a zrychlení. Lze právě tak zaznamenat i drobné pohyby rukou. [15]

V našem případě jsme zaznamenali několik stereotypních pohybů ruky u člověka pracujícího u počítače, viz obrázek č. 15, jako je práce s myší, klikání na levé i pravé tlačítko myši, a také psaní na klávesnici. Tyto pohyby jsou prováděné několik set krát za den a díky nim vznikají záněty svalů ruky či zápěstí. Při simulaci bylo zanedbáno tření v kloubech.



Obrázek č. 14 – Připevněné markery na ruce



Obrázek č. 15 – měření pohybů s myší a klávesnicí

4.4 Anybody Modeling System

Tento software pracuje na bázi C++ programování a slouží pro vytvoření simulací, které jsou schopny analyzovat pohybový aparát lidského těla, ale i jiných tvorů jako soustavu tuhých vázaných těles. Program nabízí předem definované objekty typu kost, sval, apod. Systém vychází z teorie kinetostatiky, díky níž dokáže počítat např. síly ve svalu generované během daného pohybu aj. 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.[11]

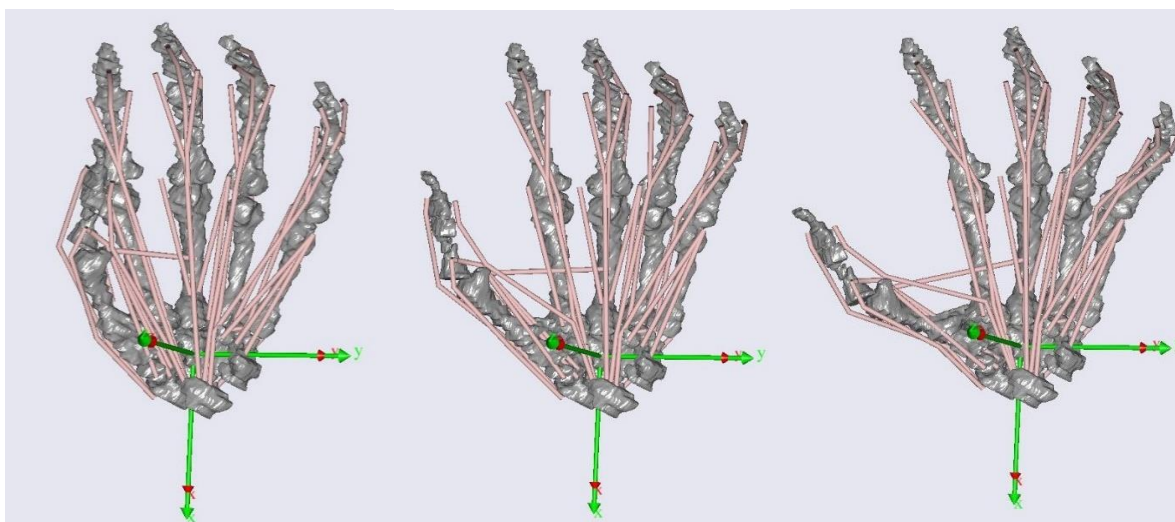
Program AMS pracuje na principu kinetostatiky a na myšlence rovnováhy sil a momentů v 3D prostoru. Základní teorie, ze které program vychází, je podmínka dynamické rovnováhy.

5 Výsledky

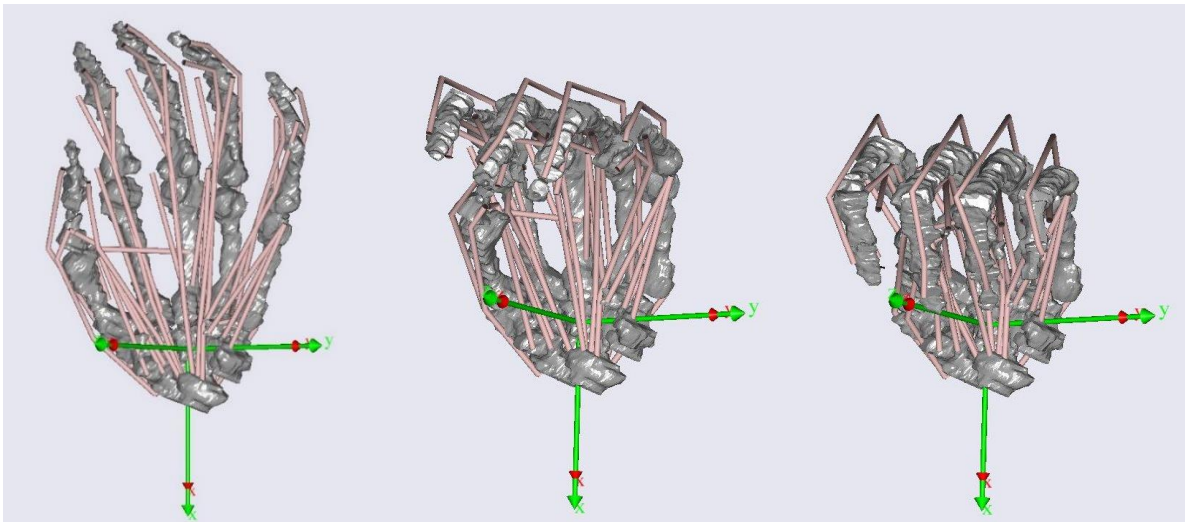
Tato kapitola prezentuje výsledky práce a validaci vyvinutého modelu – srovnání získaných výsledků s odbornou literaturou. S použitím modelu byly simulovány mechanicky zadávané pohyby (formou předepsaných úhlů v kloubech) a rekonstruovány reálné pohyby měřené systémem Vicon. Všechny následující grafy byly vytvořeny z exportovaných textových dat AMS pomocí programu Matlab.

5.1 Simulace náhodně vybraných pohybů s velkým rozsahem

S použitím prezentovaného modelu ruky byly simulovány dva pohyby – maximální roztažení prstů a sevření ruky v pěst, viz obrázek č. 10 a 11.

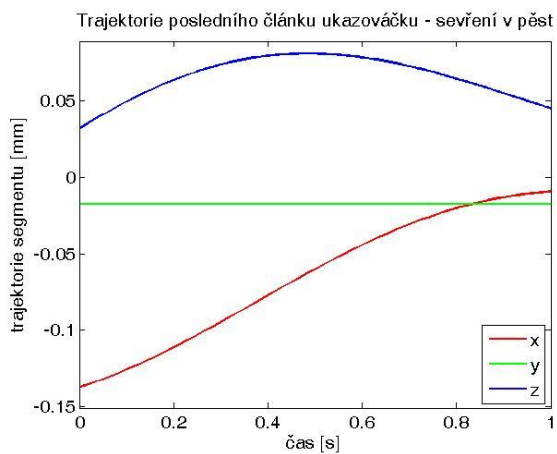


Obrázek č. 10 – Ukázka modelu ruky při roztažení prstů pro tři polohy: v čase $t = 0$, uprostřed pohybu a na jeho konci.

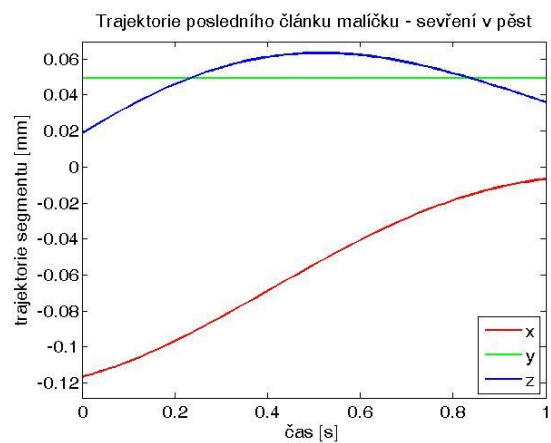


Obrázek č. 11 – Ukázka modelu ruky při sevření prstů v pěst pro tři polohy: v čase $t = 0$, uprostřed pohybu a na jeho konci.

Pro názornost je možné z programu AMS též exportovat data popisující trajektorie jednotlivých článků prstů, viz graf č. 1 a 2.



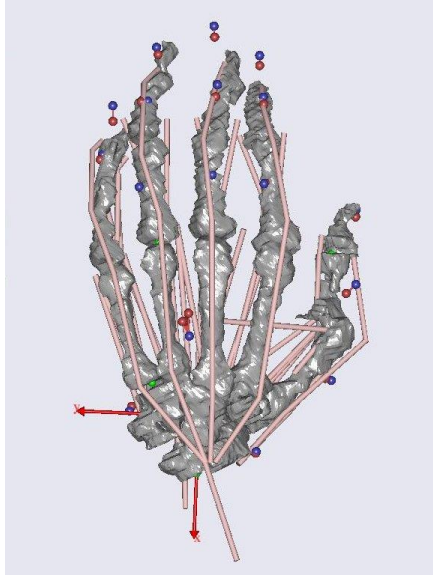
Graf č. 1 – Ukázka trajektorií těžiště modelu posledního článku ukazováčku během sevření ruky v pěst



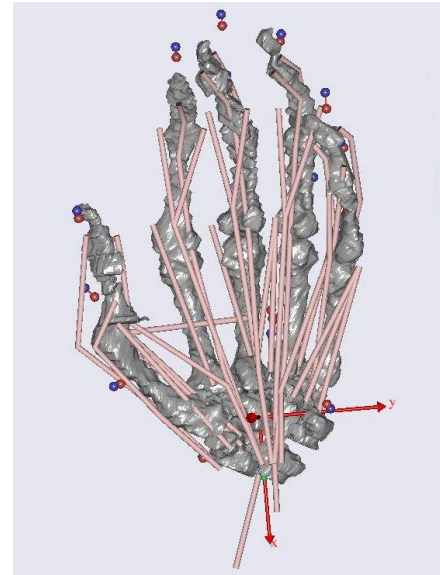
Graf č. 2 – Ukázka trajektorií těžiště modelu posledního článku malíčku během sevření ruky v pěst

5.2 Simulace pohybu ukazováčku při práci na počítači – validace modelu

Pro simulaci skutečného pohybu ruky při práci na počítači byla naměřena data pomocí systému Vicon (trajektorie jednotlivých segmentů ruky) a následně importována do modelu ruky, viz obrázek č. 12 a 13.

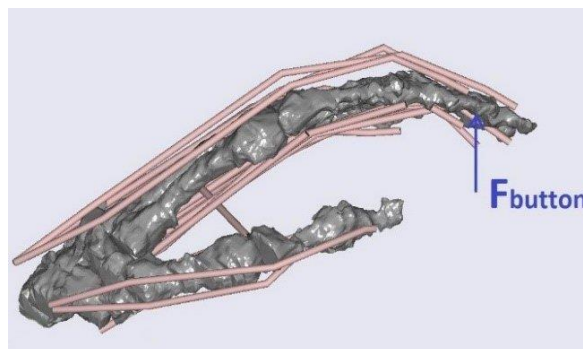


Obrázek č. 12 – Pohled z hřbetní strany ruky při importování reálného pohybu do modelu.



Obrázek č. 13 – Pohled z palmární strany ruky při importování reálného pohybu do modelu.

Pro validaci modelu bylo zvoleno porovnání maximálních hodnot sil v několika svalech ukazováčku při klikání na klávesnici s odbornou publikací [2], která též popisuje tento pohyb v programu AMS. Pohyb modelu byl proto mechanicky upraven tak, aby se shodoval s pohybem v odborné publikaci. Následně bylo nutné definovat i vnější vliv klávesnice na prst, tedy sílu působící po celou dobu simulace, viz obrázek č. 14. Simulace proběhla pro všechny 4 hodnoty vnějšího zatížení – 0,4; 0,5; 0,6 a 0,7N. [19] Velikost síly od tlačítka není v publikaci [2] zveřejněna, a proto byla pro srovnání použita vypočítaná střední hodnota ze čtyř uvažovaných zátěží.



Obrázek č. 14 – Definování síly na poslední článek ukazováčku

Průměrná hodnota z maximálních sil z těchto čtyř hodnot zatížení byla pro určitý sval následně porovnána s maximální hodnotou síly stejného svalu z odborné publikace. Výpočet byl proveden pomocí vztahů (37) a (38) pro průměr se směrodatnou odchylkou,

$$F_{vysl.} = \bar{F} \pm \sigma, \quad (37)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (F_{i(max)} - \bar{F})^2}{N}} \quad (38)$$

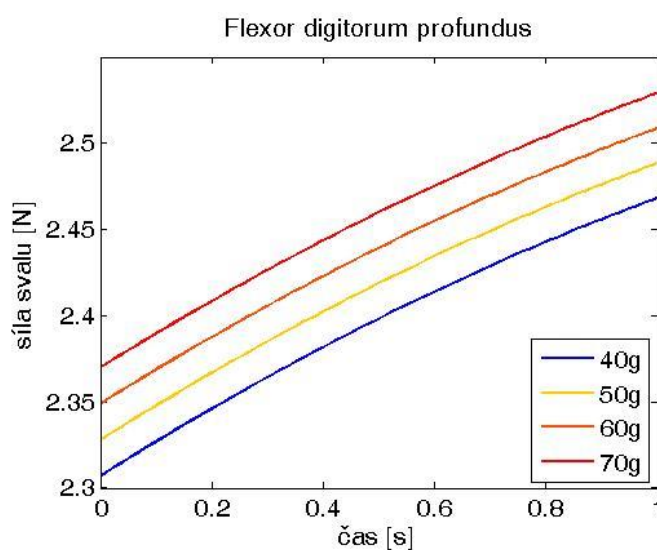
, kde $F_{vysl.}$ je výsledná maximální hodnota síly ve svalu, \bar{F} je aritmetický průměr maximálních hodnot sil daného svalu z jednotlivých zatížení (40-70g), N je počet hodnot (N=4) a σ je směrodatná odchylka. Následné porovnání sil je uvedeno v tabulce č. 1.

Svaly ukazováčku	Síla ve svalu [N]	
	Prezentovaný model v AMS	Model z publikace [2]
Flexor d. profundus (FP)	2,499 ± 0,002	3,350
Flexor d. superficialis (FS)	2,070 ± 0,007*10 ⁻³	1,146
Extensor d. communis (FC)	0,207 ± 0,005*10 ⁻³	2,484
Lubrical (LU)	2,070 ± 0,007*10 ⁻³	0,097

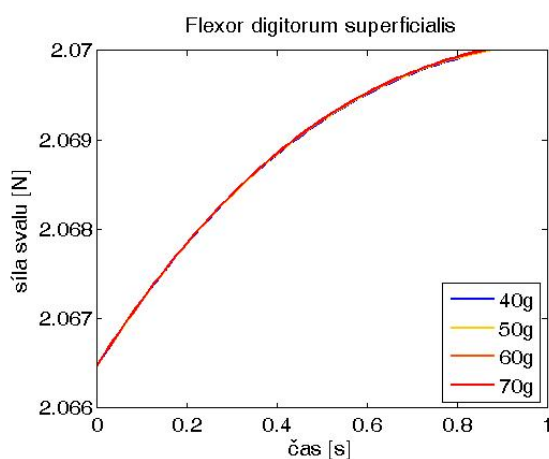
Tabulka č. 1 – Porovnání hodnot maximálních sil ve svaích ukazováčku s odbornou publikací.

Z tabulky č. 1 je patrné, že hodnoty modelu se relativně blíží k hodnotám z odborné publikace. Také je zřejmé, že síly flexorů (aktivních svalů) lépe odpovídají literatuře nežli síly extensorů. To může být způsobeno tím, že uvažovaný pohyb je zajištěn především činností flexorů. Validace dále ukazuje, že síla generovaná ve svalu LU není srovnatelná. Tento rozdíl může být způsoben řadou faktorů, jako např. odlišným počtem svalů v modelu a literatuře, různou pozicí svalových úponů, umístění zátěžné síly, nepřesností rekonstruovaného pohybu apod.

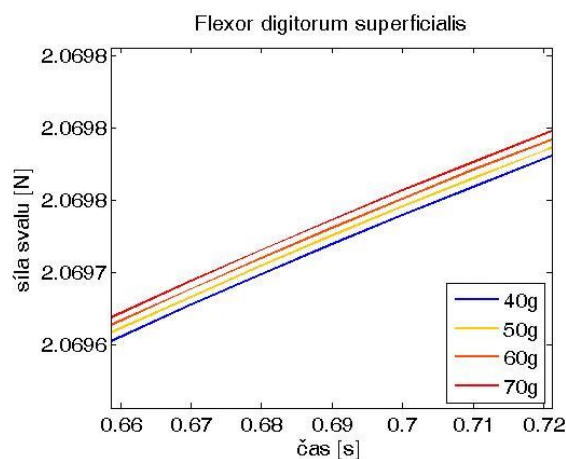
Dále byla provedena analýza reakcí svalových sil na změnu vnějšího zatížení. Grafy č. 3, 4a i 4b znázorňují průběh síly ve svalu FP a FS pro čtyři uvažovaná zatížení.



Graf č. 3 - Průběh síly ve svalu FP pro uvažované typy zátěže.



Graf č. 4a – Průběh síly ve svalu FS pro uvažované typy zátěže.



Graf č. 4b – Přibližný průběh síly ve svalu FS pro uvažované typy zátěže

Průměrná hodnota z maximálních reakčních sil v kloubech ze čtyř hodnot zatížení byla také porovnána s maximální hodnotou reakční síly stejného kloubu z odborné publikace [20]. Tato studie je zaměřena na reálné měření reakčních sil v kloubech při různých pohybech celé ruky. Bohužel neposkytuje hodnoty reakčních sil v kloubech generovaných při stisku tlačítka. Je zde však analýza podobného pohybu, a to pohyb ukazováčku při uchopování malého předmětu (špetky soli), kdy ukazováček je mírně zatížen silou palce. Výpočet byl proveden pomocí vztahů, jako v případě sil ve svalech. Následné porovnání všech pohybujících se kloubů ukazováčku při stisku tlačítka je uvedeno v tabulce č. 2.

Klouby ukazováčku	Reakční síla v kloubu [N]	
	Prezentovaný model v AMS	Reálné měření z publikace [20]
Metacarpo-phalangový (MF)	$4,27 \pm 0,07$	3,5 - 3,9
Proximální inter-phalangový (PI)	$1,19 \pm 0,01$	4,4 - 4,9
Distální inter-phalangový (DI)	$0,14 \pm 0,006$	2,4 - 2,7

Tabulka č. 2 - Porovnání hodnot maximálních reakčních sil v kloubech ukazováčku s odbornou publikací

Z tabulky č. 2 je patrné, že hodnoty modelu MF a DI kloubu se blíží k hodnotám z odborné publikace [20]. Větší rozdíl je patrný u PI kloubu, což může být způsobeno rozdílným pohybem, kdy při uchopování něčeho malého do ukazováčku a palce jsou všechny tyto klouby mnohem více namáhány pod menším úhlem flexe, než při pohybu prstů při klikání na klávesnici. Zároveň zde není známa odporová síla palce na ukazováček.

6 Závěr

Práce poskytla seznámení se stavbou a činností kostí, kloubů i svalů ruky. Formou rešerše celosvětové literatury byly vyhodnoceny dosavadní vědecké poznatky ohledně modelování ruky a její simulace pohybů.

Hlavním cílem bylo vytvoření kosterně-svalového modelu levé ruky v programu AMS pomocí reálných dat tak, aby model odpovídal správné anatomii a fyziologii. Z VHP snímků pomocí softwaru Slicer a Hypermesh byl modelován reálný tvar i rozměry kostí spolu s měkkou tkání, a tím byla definována matice setrvačnosti, která popisuje reálné rozložení hmoty kostí i svalové části každého členu.

Po modelování hlavních funkčních svalů a šlach ruky v programu AMS byly vytvořeny simulace pohybů, tedy pohyb roztažení prstů a sevření do pěsti. Výpočet pohybových rovnic vázaného mechanického systému byl proveden metodou uvolňování, díky které je možné vyřešit úlohu kinetostatiky. Další simulace pohybů (práce s počítačem) byla provedena pomocí měření systémem Vicon. Tato data byla následně importována do modelu a program byl upraven pro spuštění reálných 3D pohybů.

Model nabízí širokou analýzu libovolného pohybu ruky, jako je např. rozložení sil ve svalech; reakce v jednotlivých kloubech; trajektorie, rychlosti a zrychlení jednotlivých segmentů či realistickou vizualizaci.

Prezentovaný model má řadu zmiňovaných předností, nicméně přiznává několik svých nedostatků. V této práci byly modelovány pouze hlavní funkční svaly, a to stejným způsobem jako šlachy, což zcela neodpovídá skutečnosti. Na daném modelu byly vyzkoušeny pouze určité pohyby a daný model nebyl testován pro jakýkoliv náhodný pohyb. Po určité optimalizaci svalových sil v simulaci z reálných dat (práce s myší) je možné model využít pro následný návrh a namodelování ergonomicky správně tvarované myši. Následně model této počítačové myši importovat do modelu ruky a optimalizovat ho tak, aby byla minimální pravděpodobnost vzniku karpálních tunelů i zánětů ve svalech.

Prezentovaný model ruky může být v budoucnu připojen k celkovému modelu lidského těla, který je již součástí repositáře softwaru AMS. Zde je ruka zatím modelována jedním tuhým tělesem bez možnosti pohybu prstů.

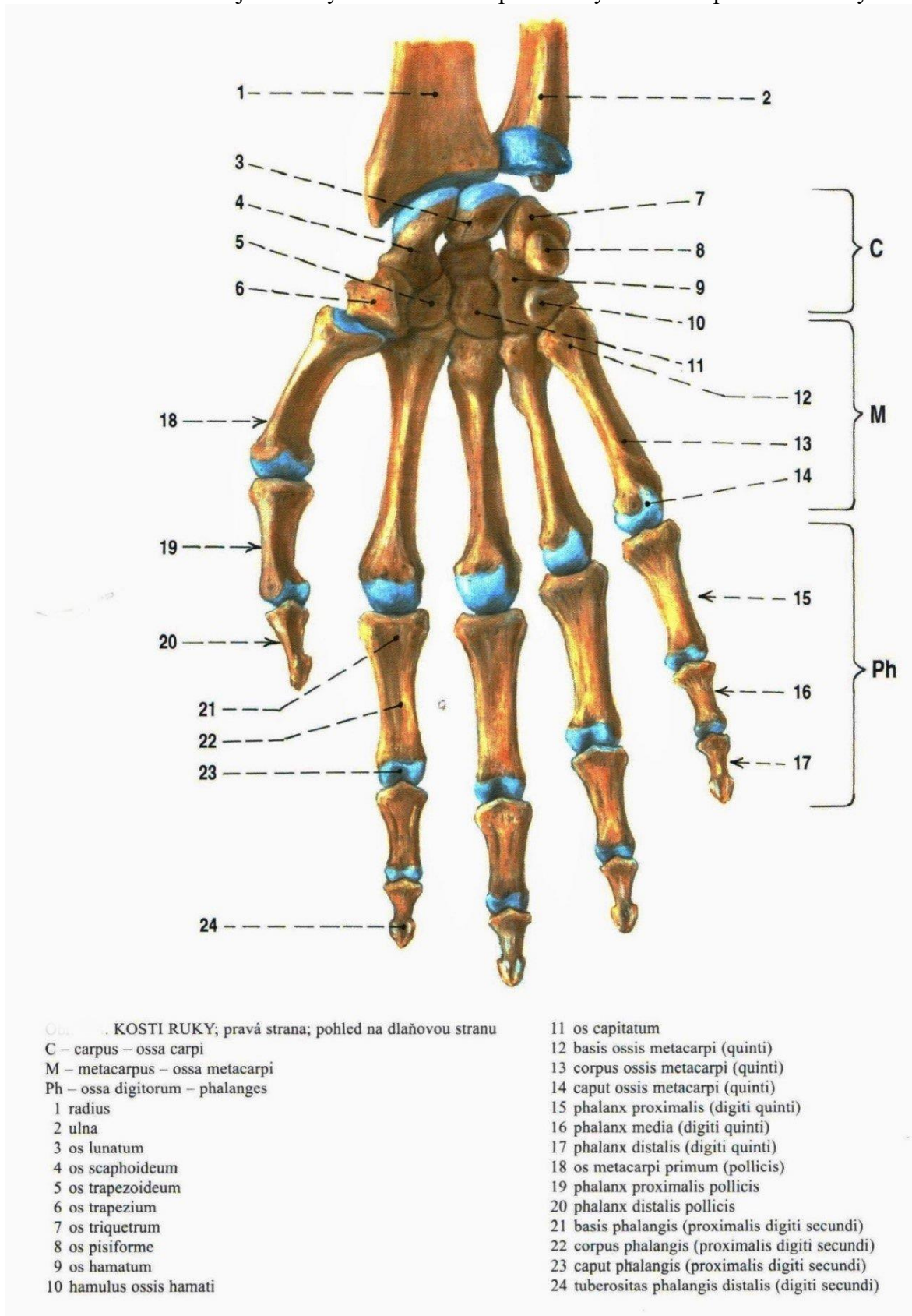
Seznam literatury a informačních zdrojů

- [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] 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.
- [3] 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
- [4] 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.
- [5] Valero-Cuevas, F.J.. An integrative approach to the biomechanical function and neuromuscular control of the fingers. *Journal of Biomechanics* 38, 673–684, 2005
- [6] 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
- [7] Wu, J.Z., An, K.N., Cutlip, R.G., Andrew, M.E., Dong, R.G.. Modeling of the muscle/tendon excursions and moment arms in the thumb using the commercial software anybody. *Journal of Biomechanics* 42, 383–388, 2009
- [8] 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.
- [9] Termíny a definice ve vývojové kineziologii-slovník. Vývojová kineziologie [online]. 2013 [cit. 2014-10-17]. Dostupné z : <http://vyvojovakineziologie.blog.cz/en/1305/1-1-terminy-a-definice-ve-vyvojove-kineziologii-slovník>
- [10] Mechanika těles - Dynamika: Momenty setrvačnosti a deviační momenty [online]. [cit.2015-06-15]. Dostupné z: http://www.umtold.fme.vutbr.cz/~pkrejci/opory/dynamika/kapitola_3.html
- [11] 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.
- [12] Dynamika pohyby soustavy těles [online]. [cit. 2015-06-15]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompndium/biomechanika/dynamika_soustava.php
- [13] VALDMANOVÁ, Linda. Model horní končetiny ve 2D jako vázaný mechanický systém: Metoda Lagrangeových rovnic II. druhu s multiplikátory. Plzeň, 2009. Bakalářská práce. Fakulta aplikovaných věd. Vedoucí práce Luděk Hynčík.

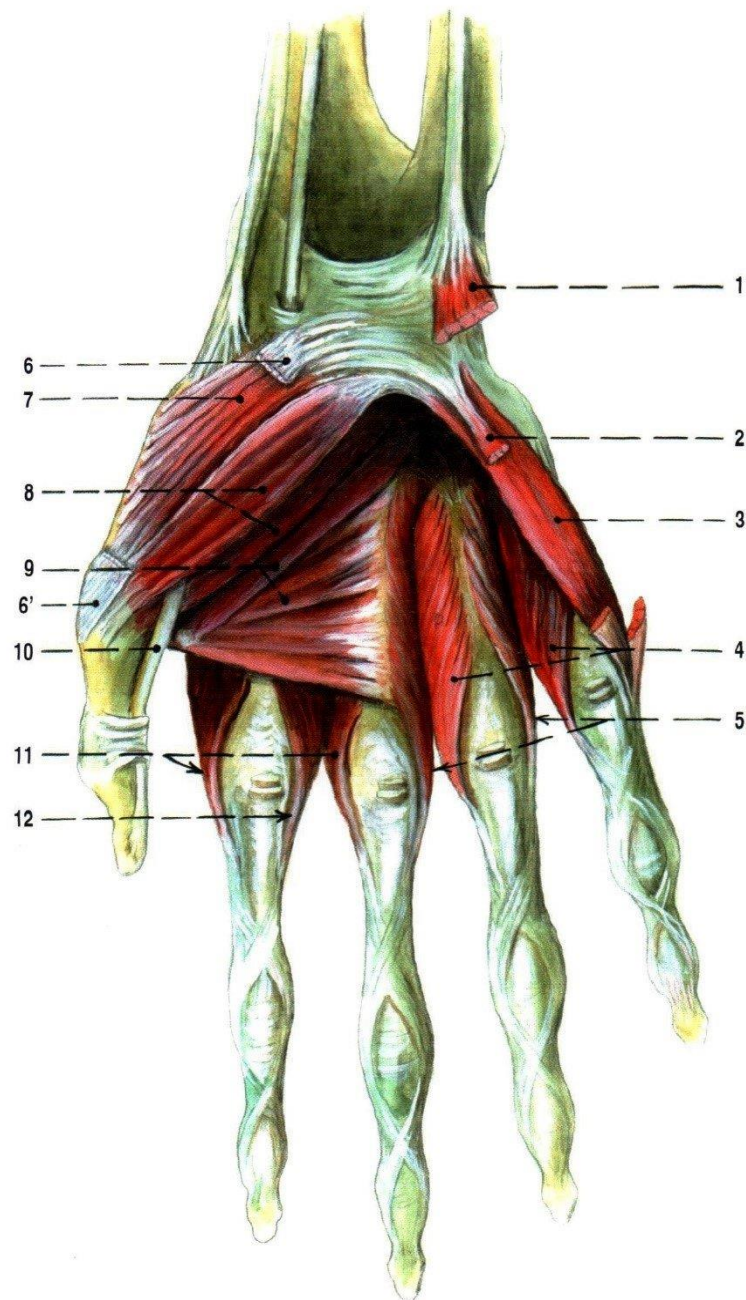
- [14] Anatomická ilustrace 12.: Novodobé lékařské zobrazovací techniky [online]. [cit. 2015-07-16]. Dostupné z: <http://ziva.avcr.cz/files/ziva/pdf/anatomicka-ilustrace-12-novodobelekarske-zobrazov.pdf>
- [15] VYHODNOCOVÁNÍ DAT Z MĚŘENÍ POHYBU POMOCÍ 3D KAMERY S AKTIVNÍMI MARKERY: 2 Měření pohybu [online]. Dostupné z: http://dsp.vscht.cz/konference_matlab/MATLAB08/prispevky/033_funda.pdf
- [16] Brát V.: Maticové metody v analýze a syntéze prostorových vázaných mechanických soustav. Praha, ACADEMIA 1981
- [17] A. Wittek. Mathematical modeling of muscle effects on the human body responses under transient loads. PhD thesis, Chamlers university of technology, 2000
- [18] Kawabata, K., Ma, L., Xue, J., Chengwei, Z., Zheng, N.. A path generation for automated vehicle based on Bezier curve and via-points 74, 243–252, 2015
- [19] Rempel, D., Serina, E., Klinenberg, E., Bernard, J.M., Armstrong, T.J., Foulke, J.A., Natarajan, S.. The effect of keyboard keyswitch make force on applied force and finger muscle activity 40, 800 – 808, 1997
- [20] Lee, K.S., Jung, M.CH.. Ergonomic Evaluation of Biomechanical Hand Function, 6, 9-17, 2015

Přílohy

Příloha A - obsahuje ucelený seznam kostí z pravé ruky člověka z palmární strany.



Příloha B - obsahuje veškeré povrchové svaly ruky člověka z palmární strany.

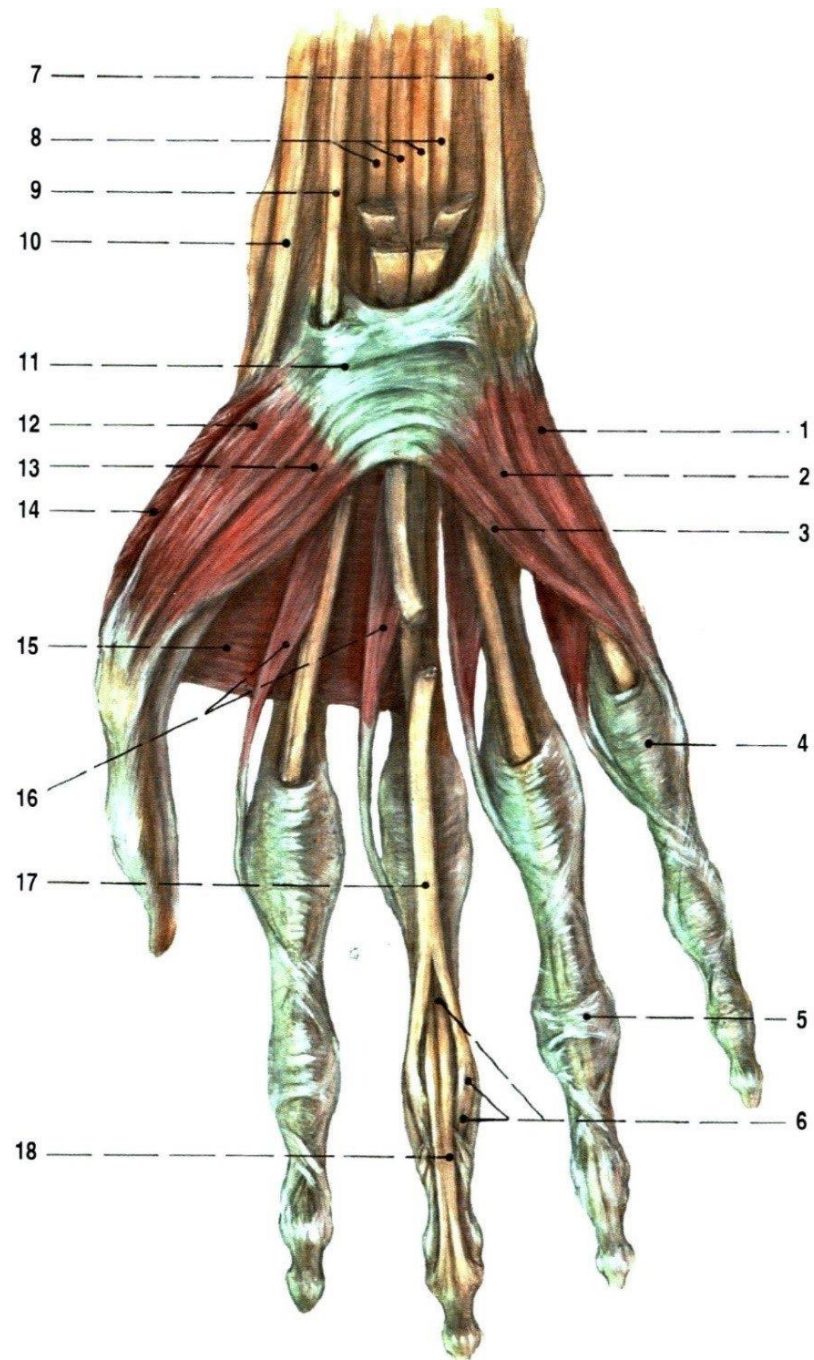


SVALY RUKY – PALMÁRNÍ STRANA, HLUBŠÍ

VRSTVY; pravá ruka; pohled zředu

- 1 m. abductor digiti minimi (odříznutý)
- 2 m. flexor digiti minimi brevis (odříznutý)
- 3 m. opponens digiti minimi
- 4 mm. interossei palmares, II et III
- 5 mm. interossei dorsales, III et IV
- 6, 6' m. abductor pollicis brevis, začátek a úpon

- 7 m. opponens pollicis
- 8 m. flexor pollicis brevis, caput superficiale et caput profundum
- 9 m. adductor pollicis, caput obliquum et caput transversum
- 10 šlacha m. flexor pollicis longus
- 11 mm. interossei dorsales, I et II
- 12 m. interosseus palmaris I

Příloha C - obsahuje veškeré hlubší svaly ruky člověka z palmární strany.

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

- | | |
|---|---|
| 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 anularis 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 odřizované 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 D - obsahuje ucelený seznam kloubů a svalů ruky člověka, které jsou rozdělené podle funkcí v daném pohybu u daného prstu (kloubu).

Část těla: kloub:	Pohyb:	Svaly hlavní:	Svaly pomocné:	Svaly fixační (stabilizační):	Svaly neutralizační:
Metakarpofalangové klouby 2.–5. prstu	flexe	mm. lumbricales, mm. interossei palmares, mm. interossei dorsales	m. flexor digitorum superficialis, m. flexor digitorum profundus, m. flexor digiti minimi brevis	svaly fixující zápěstí a inter- falangové klouby	mm. lumbricales a mm. interossei vzá- jemně ruší dukční složky svého tahu
Metakarpofalangové klouby 2.–5. prstu	extense	m. extensor digitorum, m. extensor indicis, m. extensor digiti minimi		dtto	
	sevržení vějíře prstů (addukce)	mm. interossei palmares	mm. lumbricales III et IV, m. extensor indicis	svaly fixující zápěstí a inter- falangové klouby	
	rozevržení vějíře prstů (abdukce)	mm. interossei dorsales, m. abductor digiti minimi	mm. lumbricales I et II	dtto	
Interfalangové klouby 2.–5. prstu	flexe proximálních kloubů	m. flexor digito- rum superficialis		ostatní flexory a extensory zpevňující proximálnější a dálší klouby	
	flexe dálších kloubů	m. flexor digitorum profundus		flexory a exten- sory prstů zpevňu- jící proximálnější klouby	
	extense obou inter- falangových kloubů	m. extensor digitorum, m. extensor indicis, m. extensor digiti minimi	mm. lumbricales mm. interossei	dtto	
Palec – karpometakarpový kloub	abdukce	m. abductor pollicis longus, m. abductor pollicis brevis	m. extensor pol- licis brevis	svaly fixující zápěstí	
	addukce	m. adductor pollicis	m. flexor pollicis longus, m. flexor pollicis brevis, m. opponens pollicis, m. extensor pollicis longus, m. interosseus dor- salis I (svým začátkem)		
	oposice	m. opponens pollicis	abduktory, flexory a ad- duktory palce	svaly thenaru	tendence k flexi a radiální dukci zá- pěstí je vyrovnána extensory, stejně i tendence k flexi metakarpu
	reoposice	mm. abductores pollicis (lon- gus et brevis)	mm. extensores pollicis (lon- gus et brevis)		

Palec – metakarpofalangový kloub	flexe	m. flexor pollicis brevis	m. flexor pollicis longus, m. abductor pollicis brevis, m. adductor pollicis		
	extense	m. extensor pollicis brevis	m. extensor pollicis longus	svaly fixující zápěstí	ulnární flexor a extensor karpu ruší složku radiální dukce
Palec – interfalangový kloub	flexe	m. flexor pollicis longus	svaly fixující zápěstí		
	extense	m. extensor pollicis longus	ulnární flexor a extensor karpu ruší složku radiální dukce		

Příloha E - obsahuje veškeré velikosti článků prstů v metrech potřebné pro daný výpočet. Dané označení se shoduje s označením v obrázku č. 5.

PALEC	ab	ac	at	bb	bc	bt	
	1	7,22E-03	5,00E-03	8,06E-03	3,96E-03	2,30E-03	1,40E-02
	2	6,58E-03	4,20E-03	1,13E-02	3,35E-03	1,50E-03	7,97E-03
	3	0,01	7,03E-03	0,0113	7,33E-03	3,93E-03	8,06E-03
UKAZOVÁČEK	ab	ac	at	bb	bc	bt	
	1	7,02E-03	3,25E-03	8,06E-03	3,25E-03	1,93E-03	1,40E-02
	2	6,98E-03	4,08E-03	0,014	3,72E-03	2,48E-03	5,46E-03
	3	6,55E-03	3,75E-03	0,011	3,20E-03	1,54E-03	5,00E-03
	4	4,07E-03	2,54E-03	8,44E-03	2,83E-03	1,47E-03	4,86E-03
PROSTŘEDNÍČEK	ab	ac	at	bb	bc	bt	
	1	5,88E-03	1,69E-03	8,06E-03	3,10E-03	1,20E-03	1,40E-02
	2	6,63E-03	3,00E-03	0,0108	3,68E-03	1,33E-03	5,96E-03
	3	6,19E-03	3,87E-03	0,0129	3,32E-03	1,69E-03	7,42E-03
	4	4,38E-03	2,21E-03	0,0104	1,97E-03	1,12E-03	4,63E-03
PRSTENÍČEK	ab	ac	at	bb	bc	bt	
	1	5,55E-03	1,42E-03	8,06E-03	2,86E-03	1,03E-03	1,40E-02
	2	6,32E-03	2,83E-03	9,88E-03	3,80E-03	1,46E-03	5,80E-03
	3	5,78E-03	3,46E-03	0,0129	3,84E-03	1,69E-03	5,20E-03
	4	3,57E-03	2,18E-03	7,48E-03	1,74E-03	9,93E-04	3,16E-03
MALÍČEK	ab	ac	at	bb	bc	bt	
	1	4,10E-03	1,40E-03	8,06E-03	2,57E-03	8,59E-04	1,40E-02
	2	6,04E-03	2,19E-03	0,01005	3,48E-03	1,52E-03	6,17E-03
	3	5,01E-03	3,14E-03	9,41E-03	2,12E-03	9,39E-04	5,32E-03
	4	4,08E-03	2,14E-03	4,44E-03	1,65E-03	9,93E-04	1,86E-03

