

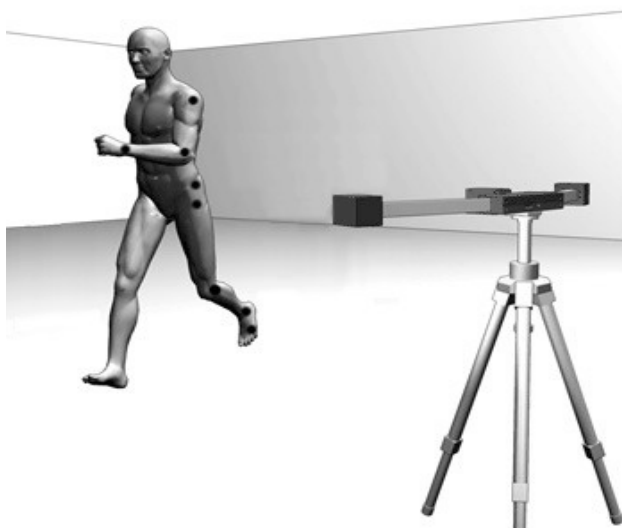
HUMAN DOWNFALL SIMULATION

J. Čulík*, Z. Szabó**, R. Krupička***

Summary: *Total knee and hip implants are usually designed for the static load of standing man, but the static load is not extreme. The top of research is to search extreme values forces and moments at leg and arm joints. The implants can be then designed for these extreme dynamics loads. Human fall was observed by camera system to record the position data of main points on human body. The markers were fixed to foots, ankles, knees, hips, shoulders and wrists (12 markers in all) and by camera system the 3D coordinates were detected and stored. The simulation program of human fall was compiled at PC in language C++ using simulation system CDCSIS. The program calculates the moving and turning accelerations and then the joint forces and moments are determined according to the d'Alembert's principle.*

1. Úvod

Kloubní implantát je obvykle navrhován na zatížení u stojícího člověka, což není zatížení extrémní. Cílem článku je pomocí simulace určit extrémní síly a momenty v kloubech při pádu člověka. Protože soustavu mimoběžných sil je možné v libovolném bodě nahradit silou a momentem, je možné naopak z vektoru síly a vektoru momentu v kloubu určit síly ve svalech.



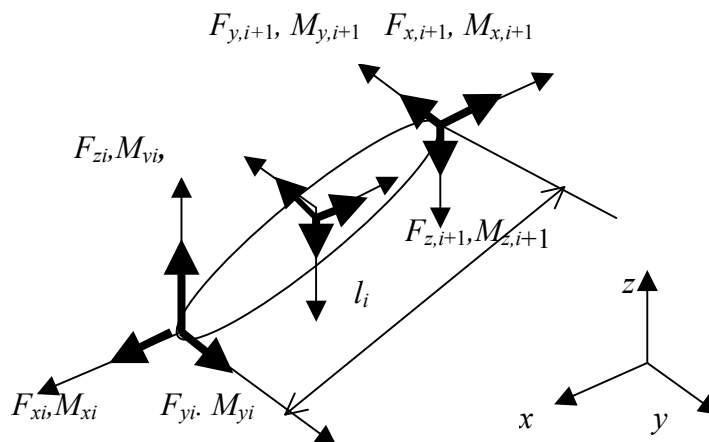
Obr. 1. Lukotronic MCU 200 kamerový systém a model člověka se značkami.

* Prof. Ing. Jan Čulík, DrSc.: Fakulta biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze; Sítňá 3105; 272 01 Kladno; tel.: +420.312 608 208, fax: +420.312 608 204; e-mail: culik@fbmi.cvut.cz

** Ing. Zoltan Szabo, Ph.D.: Fakulta biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze; Sítňá 3105; 272 01 Kladno; tel.: +420.312 608 207, fax: +420.312 608 204; e-mail: szabo@fbmi.cvut.cz

*** Radim Krupička, Mg.: Fakulta biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze; Sítňá

Tělo figuranta bylo rozděleno do 9 částí – trup, levé a pravé lýtko, stehno, paže a předloktí. Pohyb figuranta byl sledován kamerovým systémem Lukotronic MCU 200 a výsledkem byly prostorové souřadnice sledovaných značek figuranta během jeho pádu. Značky byly umístěny na klouby a konce končetin, levý a pravý kotník, koleno, kyčel ramenní kloub, loket a zápěstí, celkem 12 značek. Z polohy značek v čase se počítají jejich zrychlení, zrychlení center tíhy a podle d'Alembertova principu síly a momenty v kloubech během pádu figuranta.



Obr. 2. Část těla člověka se setrvačnými a koncovými silami a momenty.

2. Metoda

Vstupní data jsou prostorové souřadnice značek na těle figuranta zjištěné kamerovým systémem v časovém intervalu jeho pádu. Vstupními konstantami jsou délky elementů těla figuranta, jejich hmotnosti a hmotové momenty setrvačnosti zjišťované v rovině předloktí a paže resp. lýtko a stehna a v rovinách kolmých. Hodnoty jsou korigovány podle skutečných naměřených souřadnic kloubů.

Ze souřadnic kloubů se numerickým derivováním v čase počítají zrychlení podle vztahu

$$\ddot{x}_i = \frac{x_{i-1} - 2x_i + x_{i+1}}{h^2}, \quad (1)$$

kde h je časový krok, x_{i-1} , x_i , x_{i+1} jsou souřadnice v po sobě jdoucích časových bodech. Variantou je pomocí akcelerometrů měřit přímo zrychlení. Pokud měříme pouze zrychlení, pak pro počáteční polohu kloubů a počáteční nulovou rychlost lze polohu určit numerickou integrací, např. metodou Runge Kuty.

$$\dot{x}_i = v_i = \int_0^t \ddot{x} d\tau, \quad x_i = \int_0^t \dot{x} d\tau. \quad (2)$$

Při měření polohy i zrychlení lze vzorce (1), (2) použít pro kontrolu. Element těla figuranta, vnější a vnitřní síly a momenty na něj působící jsou na obr. 2. Polohy center tíhy lze určit jako vstupné údaje, jsou to vzdálenosti a_i od levého okraje a b_i od pravého okraje. Ze zrychlení koncových bodů těles se počítají zrychlení center tíhy.

Podmínky rovnováhy vnějších a vnitřních sil jsou

$$\vec{F}_i - \vec{F}_{i+1} - \vec{a}_i m_i = \vec{0}. \quad (3)$$

Pro momentové podmínky rovnováhy je nutné znát roviny předloktí a paže (radius, humerus) resp. lýtky a stehna (tibiae, femur). Vektor r_1 je kolmý k této rovině.

$$\{r_1\} = \begin{Bmatrix} (y_2 - y_0)(z_1 - z_0) - (y_1 - y_0)(z_2 - z_0) \\ (x_2 - x_0)(z_1 - z_0) - (x_1 - x_0)(z_2 - z_0) \\ (x_2 - x_0)(y_1 - y_0) - (x_1 - x_0)(y_2 - y_0) \end{Bmatrix} \quad (4)$$

Rovina je tvořena dvěma elementy, u souřadnic jsou použity indexy, kde index 0 označuje kloub spojení elementů, indexy 1, 2 označují začátek prvního a konec druhého elementu. Vektor $\vec{r}_1$ podělíme jeho délkou, jeho souřadnice jsou pak směrové kosíny normály k rovině vektorů.

Sestavíme jednotkový vektor $\vec{r}_3$ ve směru osy elementu těla figuranta. Index 1 označuje začátek index 2 konec elementu, l je délka elementu

$$\{r_3\} = \begin{Bmatrix} \frac{x_2 - x_1}{l} \\ \frac{y_2 - y_1}{l} \\ \frac{z_2 - z_1}{l} \end{Bmatrix}. \quad (5)$$

Vektor $\vec{r}_2$ je jednotkový kolmý k rovině vektorů $\vec{r}_1$, $\vec{r}_3$ a získáme jej vektorovým násobením

$$\vec{r}_2 = \vec{r}_1 \times \vec{r}_3, \quad \{r_2\} = \begin{Bmatrix} r_{2y}r_{1z} - r_{1y}r_{2z} \\ r_{2x}r_{1z} - r_{1x}r_{2z} \\ r_{2x}r_{1y} - r_{1x}r_{2y} \end{Bmatrix}. \quad (6)$$

Vektor uhlového zrychlení určíme z posuvných zrychlení koncových bodů

$$\vec{\varepsilon} = \begin{Bmatrix} \frac{a_{2z} - a_{1z}}{y_2 - y_1} - \frac{a_{2y} - a_{1y}}{z_2 - z_1} \\ \frac{a_{2x} - a_{1x}}{z_2 - z_1} - \frac{a_{2z} - a_{1z}}{x_2 - x_1} \\ \frac{a_{2y} - a_{1y}}{x_2 - x_1} - \frac{a_{2x} - a_{1x}}{y_2 - y_1} \end{Bmatrix}, \quad (7)$$

kde a jsou zrychlení koncových bodů a x jejich souřadnice, indexem 1 je označen počáteční a indexem 2 koncový bod. Určíme uhlová zrychlení k osám, ke kterým máme spočítány hmotové momenty setrvačnosti. Uhlové zrychlení ε_1 k ose $\vec{r}_1$ je

$$\varepsilon_1 = \vec{\varepsilon} \cdot \vec{r}_1, \quad (8)$$

obdobně uhlové zrychlení k ose $\vec{r}_2$

$$\varepsilon_2 = \vec{\varepsilon} \cdot \vec{r}_2. \quad (9)$$

Setrvačné momenty k uvedeným osám jsou

$$I_1 \varepsilon_1, I_2 \varepsilon_2.$$

Výsledný setrvačný moment je

$$\vec{M}_i^* = I_1 \varepsilon_1 \vec{r}_1 + I_2 \varepsilon_2 \vec{r}_2. \quad (10)$$

Momentová podmínka rovnováhy části těla podle d'Alembertova principu

$$\vec{F}_i \times \vec{\Delta}_1 - \vec{F}_{i+1} \times \vec{\Delta}_2 + \vec{M}_i - \vec{M}_{i+1} - \vec{M}_i^* = \vec{0},$$

kde $\vec{F}_i, \vec{F}_{i+1}, \vec{M}_i, \vec{M}_{i+1}$ jsou koncové síly a momenty, vektory $\vec{\Delta}_1, \vec{\Delta}_2$ jsou souřadnice center tíhy

$$\{\Delta_1\} = \frac{a}{l} \begin{Bmatrix} x_2 - x_1 \\ y_2 - y_1 \\ z_2 - z_1 \end{Bmatrix}, \quad \{\Delta_2\} = \frac{b}{l} \begin{Bmatrix} x_2 - x_1 \\ y_2 - y_1 \\ z_2 - z_1 \end{Bmatrix}$$

Vzdálenosti center tíhy od začátku (index 1) a konce elementu (index 2) jsou označeny a, b .

Výsledné síly a momenty v kloubech jsou součtem sil a momentů vnějších a vnitřních. Vnitřní síly a momenty lze počítat od konce končetiny, vždy síly a momenty na konci elementu na základě známých sil a momentů na začátku. Vnější síly a momenty jsou pouze v místech kontaktu s podložkou.

Pro jediný kontaktní bod $cont$ se určí $\vec{F}_{cont}, \vec{M}_{cont}$ z podmínek rovnováhy k bodu $cont$.

$$\begin{aligned} \vec{F}_{cont,ext} &= -\sum m_i \vec{a}_{c,i}, \\ \vec{M}_{cont,ext} &= -\sum \vec{M}_i^* - \sum \vec{r}_{cont,i} \times m_i \vec{a}_{c,i}, \end{aligned}$$

kde $\vec{a}_{c,i}$ je zrychlení v centru tíhy, $\vec{M}_i^*$ je vypočteno z (10) a $\vec{r}_{cont,i}$ jsou souřadnice bodů i od bodu $cont$

$$\vec{r}_{cont,i} = \vec{X}_i + \vec{\Delta}_{1i} - \vec{X}_{cont},$$

kde $\vec{X}_i$ jsou souřadnice bodů i .

Jestliže je figurant v kontaktu s podložkou v bodech $cont1, cont2$, pak předpokládáme, že $\vec{M}_{cont1,ext} = \vec{0}$ a $\vec{F}_{cont1,ext}$ je nenulové. Nenulový moment $M_{cont2,ex}$ v bodě $cont2$ k ose spojující body $cont1, cont2$ a nenulové síly $F_{y,cont2,ext}, F_{z,cont2,ext}$ lze určit z momentové podmínky rovnováhy k bodu $cont1$

$$(\vec{X}_{cont2} - \vec{X}_{cont1}) \times \vec{F}_{cont2,ext} - \sum \vec{r}_{c,cont2,i} \times m_i \vec{a}_{c,i} - \sum \vec{M}_i^* + M_{cont2,ext} \vec{r}_{cont1,cont2} = \vec{0}, \quad (11)$$

kde $\vec{X}_{cont1}, \vec{X}_{cont2}$ jsou souřadnice bodů $cont1, cont2$. Vektory $\vec{r}_{c,cont2,i}$ jsou souřadnice center tíhy k bodu $cont2$

$$\vec{r}_{c,cont2,i} = \vec{X}_i + \vec{\Delta}_i - \vec{X}_{cont2},$$

kde $\vec{X}_i$ jsou souřadnice začátku elementu a $\vec{\Delta}_i$ jsou lokální souřadnice center tíhy. Jednotkový vektor $\vec{r}_{cont1,cont2}$ ve směru spojnice bodů *cont1*, *cont2* je

$$\vec{r}_{cont1,cont2} = \frac{1}{l}(\vec{X}_{cont2} - \vec{X}_{cont1}),$$

kde l je vzdálenost bodů *cont1* a *cont2*. Vektorová rovnice (11) (3 skalární rovnice) má 4 neznámé – vektor $\vec{F}_{cont2}$ a skalár M_{cont2} , předpokládáme proto, že $F_{cont2,ext,x}$ je nulové.

Síly $\vec{F}_{cont1,ext}$ určíme ze součtových podmínek rovnováhy

$$\vec{F}_{cont1,ext} + \vec{F}_{cont2,ext} - \sum m_i \vec{a}_{c,i} = 0.$$

Pro 3 podpory (viz obr.3) *cont1*, *cont2*, *cont3* postupujeme takto. Určíme vektory $\vec{r}_1, \vec{r}_2$ z bodu *cont1* do bodu *cont2* a do bodu *cont3* (viz obr. 3). Vektory podělíme jejich délkami a dostaneme jednotkové vektory $\vec{e}_1, \vec{e}_2$ ve stejných směrech. Jednotkové vektory v kolmých směrech jsou

$$\vec{e}_3 = \vec{e}_2 \times \vec{e}_1, \quad \vec{e}_4 = \vec{e}_1 \times \vec{e}_3.$$

Lze napsat 6 podmínek rovnováhy pro tělo figuranta a z nich určit neznámé vnější síly $\vec{F}_{cont1,ext}$ (3 hodnoty), $F_{cont2,ext,e3}, F_{cont2,ext,e4}, F_{cont3,ext,e3}$ (viz obr. 3). Sílu $F_{cont3,ext,e3}$ určíme z momentové podmínky rovnováhy k vektoru $\vec{r}_1$,

$$(\vec{r}_2 \times F_{cont3,ext,e3}) \cdot \vec{e}_1 - \sum_i ((\vec{r}_i - \vec{r}_C) \times m_i \vec{a}_{c,i}) \cdot \vec{e}_1 - \sum_i \vec{M}_i^* \cdot \vec{e}_1 = 0.$$

Sílu $F_{cont2,ext,e3}$ určíme z momentové podmínky rovnováhy k ose $\vec{e}_2$

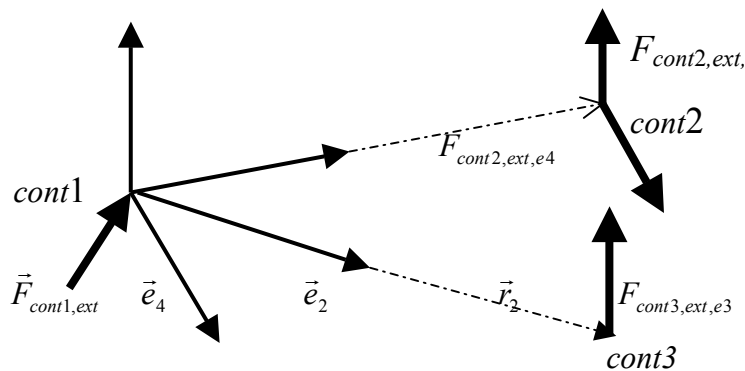
$$(\vec{r}_1 \times F_{cont2,ext,e3}) \cdot \vec{e}_2 + \sum_i ((\vec{r}_i - \vec{r}_B) \times m_i \vec{a}_{c,i}) \cdot \vec{e}_2 + \sum_i \vec{M}_i^* \cdot \vec{e}_2 = 0.$$

Sílu $F_{cont2,ext,e4}$ vypočteme z momentové podmínky rovnováhy k ose $\vec{e}_3$

$$(\vec{r}_1 \times F_{cont2,ext,e4}) \cdot \vec{e}_3 - \sum_i ((\vec{r}_i - \vec{r}_A) \times m_i \vec{a}_{c,i}) \cdot \vec{e}_3 - \sum_i \vec{M}_i^* \cdot \vec{e}_3 = 0.$$

Vektor sil $\vec{F}_{cont1,ext}$ určíme za součtových podmínek rovnováhy (směry x, y, z)

$$\vec{F}_{cont1,ext} + \vec{F}_{cont2,ext,e3} + \vec{F}_{cont2,ext,e4} + \vec{F}_{cont3,ext,e3} - \sum_i m_i \vec{a}_i = \vec{0}$$

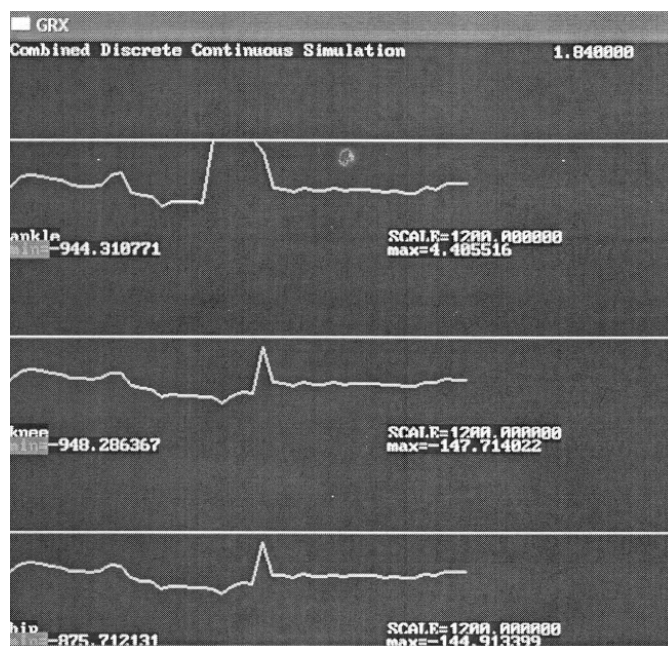


Obr. 3. Podepření figuranta ve 3 bodech a reakce podložky.

Jestliže se figurant dotýká podložky ve více než 3 bodech, pak snižujeme počet podepření tak, že dvojici reakcí nahrazujeme jejich výslednicí, např. při sedu sílu v levé a pravé kyčli nahradíme výslednou silou uprostřed a obdobně postupujeme pro kolena, kotníky a zápěstí.

3. Výsledky

Podle uvedeného algoritmu byl sestaven simulační model na počítači. Model je sestaven v jazyku C++ s použitím simulačního systému CDCSIS. Model má dvě části: animaci pádu figuranta a výpočet sil a momentů v kloubech. Výstupem druhé části simulačního programu je průběh sil a momentů v čase. Na obr. 4 je příklad výstupu výsledků – časový průběh svislých sil v kotníku (horní signál), kolenu (střední signál) a kyčli (dolní signál) při pádu figuranta na kolena. Čas je ve vteřinách od nuly do hodnoty 1,84 uvedené v horním rohu. Síly jsou v Newtonech, tah je kladný a tlak záporný. Skok v signálech nastává v okamžiku dotyku kolena s podložkou. Min. a max. hodnoty signálů jsou uvedeny pod grafy.



Obr. 4. Svislé síly v kotníku, kolenu a kyčli během pádu na kolena.

4. Závěr

Přesnost výsledků závisí na přesnosti a časovém kroku měření. Zdrojem nepřesnosti je šum signálu, dlouhý časový krok a výpočet zrychlení numerickým derivováním. Plánuje se zvýšení přesnosti použitím vysokofrekvenční kamery a přímým měřením zrychlení akcelerometry.

Měření kamerovým systémem a následné vyhodnocení výsledků simulací bude prováděno pro různé typy pádů. Výsledkem výzkumu bude určení extrémů sil a momentů v kloubech pro optimální návrh kloubních implantátů.

5. Poděkování

Výzkum byl podporován grantem ČVUT SM6840770012 “Trans-disciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství”.

5. References

Čulík, J. (2008) CDCSIS C++. *Manuál – ČVUT*, Praha.

Čulík, J., Szabó, Z., Krupička, R. (2009) Human Down Fall Simulation, *Recent Advances in Mechanotronics 2008-2009*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, str. 437-442.

Čulík, J., Szabó, Z., Krupička, R. (2009) Biomechanics of Human Gait simulation, *CD Proceedings „11th International Congress of the IUPESM - Medical Physics and Biomedical Engineering Word Congress 2009*, Munich/Germany.

Čulík, J. (2009) Human Gait Simulation. *Pohybové ústrojí*, r. 3-4, Spol. pro pojivové tkáně, Ambul. centrum pro vady poh. aparátu, str. 298.