

Snímanie dynamiky pohybu na báze MEMS IMU

S. Kardoš, J. Olejár

Katedra technológií a v elektronike, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Technická univerzita v Košiciach,
Park Komenského 2, Košice
E-mail: slavomir.kardos@tuke.sk

Anotácia:

Príspevok sa zaoberá snímaním chôdze použitím inerciálnych snímačov (IMU - Inertia Measurement Unit) na báze mikroelektromechanických štruktúr (MEMS – MicroElectroMechanical system). Umožňujú snímanie polohy a pohybu objektov v 3D priestore, ich aplikačný záber je preto v oblasti snímania dynamiky pohybu, samobalančných systémoch a v mnohých ďalších. Na základe štúdia problematiky chôdze bolo použitím takýchto jednotiek vytvorené senzorové pole pre snímanie dynamiky chôdze s možnosťou grafickej interpretácie dát v reálnom čase pod systémom LabVIEW. Analýza signálu snímačov je použiteľná na diagnostické účely. Zber dát zo snímačov je riadený mikrokontrolérom, ktorý taktiež zabezpečuje tok dát smerom k nadriadenému systému.

Abstract:

The article deals with progressive approach in gait sensing. It is incorporated by IMU (Inertia Measurement Unit) sensors which field of acting is in motion sensing, self-balancing systems, etc. They allow acquiring the attitude of an object in 3D. Using of several IMU units the sensing array for gait dynamics was made. Based on gait problematics analysis the 7-sensor array was designed to build a gait motion dynamics sensing with the possibility of graphical interpretation of data from the sensing modules in real-time graphical application interface under the LabVIEW platform and results of analyses can serve the information for diagnostic purposes. The main control part of the system is microcontroller, whose function is to control the collection and data flow, provide the communication and power management of used MEMS IMU.

ÚVOD

Pohyb je neodmysliteľnou súčasťou prejavu života ľudskej bytosti. Je podmienený fyzikálnymi zákonmi a riadený mozgom, ktorý ovláda základné zložky pohybového systému. Korektné vyhodnocovanie ľudského pohybu si vyžaduje komplexný prístup a znalosť z oblasti biomechaniky. Uplatnenie nachádza v ortopédii, fyzikálnej terapii a v oblasti rehabilitácie. Taktiež umožňuje rozhodnúť, čím sú poruchy pohybu zapríčinené a aký je následný dopad pri ich kompenzovaní.

Kinematika pohybu sa zaoberá reprezentáciou pohybu v čase a v priestore, tzn. skúma časovo-priestorové veličiny, akými sú dráha, rýchlosť, zrýchlenie a uhly. Pri odhade polohy koncového bodu využíva goniometrické vzťahy platné pre jednotlivé segmenty uvažovaného kinematického reťazca. Dynamika pohybu sa zaoberá príčinami zmien pohybového stavu tela a jeho častí. Akákoľvek forma pohybu je uskutočňovaná prostredníctvom pôsobiacej sily na hmotné teleso, čo je podložené Newtonovými pohybovými zákonmi. [1]

Väčšina ľudských pohybov je výsledkom otáčavého pohybu jednotlivých kĺbových spojení segmentov ľudského tela. Uhol medzi dvoma uvažovanými segmentmi je vo všeobecnosti vyjadrený vzájomnou orientáciou segmentov. Chôdza je pravidelne sa opakujúci (cyklický) pohyb tela dvojkrokovým spôsobom. Z fyzikálneho hľadiska je chôdza zmena

rotačného pohybu jednotlivých kĺbov dolných končatín transformovaná na lineárny pohyb celého tela. Pri bežnej chôdzi zdravého jedinca je možné definovať opakované flexie a extenzie bedrového, kolenného a členkového kĺbu. U jedinca s postihnutím dolných končatín je možné pozorovať rôzne hodnoty uhlov flexie a extenzie ako v prípade zdravého jedinca. Adekvátnymi metódami analýzy chôdze môže byť podporená rehabilitácia pacientov s poruchami chôdze s následnou možnosťou sledovania liečebného postupu pacienta.

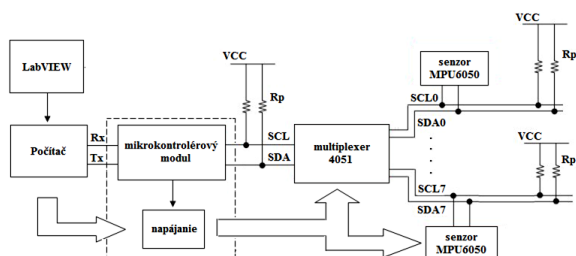
SNÍMANIE DYNAMIKY CHÔDZE

Pojem snímanie pohybu (z angl. Motion Capture) je termín používaný pre opis procesu, v ktorom je zaregistrovaný pohyb objektu pomocou aktívneho systému a následne prenesený spravidla do digitálnej formy. Proces snímania pohybu pozostáva z meraní pozície (polohy) a orientácie objektu v priestore a z následného spracovania týchto parametrov pre ďalšie použitie. Výstupom sú pohybové dáta použiteľné v oblasti biomedicíny, armády, v rôznych odvetviach priemyslu, robotiky a spotrebnej elektroniky. Snímač ako kľúčový prvok systému predstavuje fyzikálny systém, ktorý citlivo reaguje na zmenu meranej fyzikálnej veličiny. Existuje rad metód, ktoré popisujú, resp. skúmajú reálny pohyb - mechanicky, magneticky, opticky a elektronicky. Snímaný signál je použitý pri analýze pohybového

aparátu človeka a je použiteľný aj pri riadení pohybu aktuátorov v rôznych systémoch vrátane exoskeletov. V súčasnosti elektronické inerciálne systémy je možné zaradiť k najsofistikovanejším systémom snímania akéhokoľvek druhu pohybu a sú využívané v spolupráci s inými systémami k docieleniu komplexného monitorovania pohybu. Umožňuje merať prvky pohybovej schémy, zmeny uhlov v definovaných kĺbových spojeniach a pod. v reálnom čase a na základe toho diagnostikovať poruchy prirodzenej chôdze spôsobené rôznymi faktormi. K snímaniu polohy a orientácie objektu používajú dva typy pohybových snímačov - akcelerometer a gyroskop. Akcelerometer je založený na detegovaní zmeny pohybovej rýchlosti, čím je následne meraná a určená poloha telesa, resp. danej časti tela človeka. Gyroskop je zariadenie, ktoré deteguje zmenu uhlovej rýchlosti, čím je zisťovaná rotácia snímaného telesa. Keďže tieto senzory merajú iba v jednom smere, pre presné určenie polohy telesa v trojrozmernom priestore je potrebné uvážiť aplikáciu najmenej troch akcelerometrov a gyroskopov. Tie sú v súčasnosti vyrábané na báze MEMS technológie (Micro-Electro-Mechanical-System), integrujú mechanické prvky - mikrosnímače, mikroaktuátory a mikroelektroniku na vyhodnotenie meraných parametrov. [2][3][4]

SYSTÉM PRE SNÍMANIE PARAMETROV CHÔDZE

Na základe analýzy požiadaviek bol navrhnutý systém, ktorý na strane hardvéru pozostáva zo snímacej, riadiacej, a vyhodnocovacej časti (Obr. 1). Snímacia časť je tvorená siedmimi snímacími modulmi na báze inerciálnych MEMS snímačov MPU-6050 [5], určenými pre umiestnenie na segmentoch tela človeka. Aktuálne hodnoty zrýchlenia a uhly natočenia smerujú prostredníctvom I²C zbernice [7] do mikrokontrolérového modulu na báze ATmega328P [6], určeného pre riadenie toku dát.

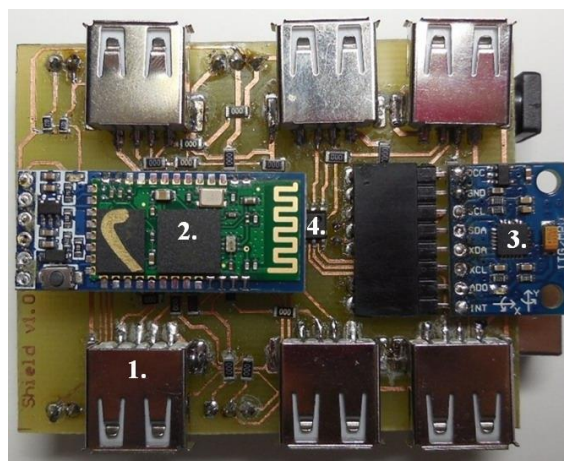


Obr. 1: Bloková schéma systému pre snímanie ľudskej chôdze

Zdrojový kód pre riadiaci modul je písaný v jazyku Wiring syntakticky podobnom jazyku C/C++ a jeho štruktúra zahŕňa nastavenie komunikačných protokolov, inicializáciu modulov s inerciálnymi snímačmi MPU-6050, zber dát prostredníctvom multiplexovania I²C komunikačnej zbernice, ich matematické spracovanie do podoby zložiek zrýchlenia a uhlových rýchlostí a odoslanie do

aplikácie pod systémom LabVIEW pre grafickú interpretáciu a analýzu.

Integráciu elektronického systému zabezpečuje zásuvný modul, slúžiaci zároveň ako prepojovacia štruktúra s rozhraniami pre jednotlivé periférie (Obr. 2). Z dôvodu absencie adresovateľnosti viacerých ako dvoch senzorových modulov bolo nevyhnutné multiplexovať I²C zbernicu multiplexerom CD4051B. Programovateľné kanály sú pripojené na príslušných digitálnych pinoch definovaných v užívateľskom programe. Napájanie je zabezpečované mikrokontrolérovou doskou prostredníctvom USB konektora.



Obr. 2: Zásuvný modul systému pre zber dát z IMU snímačích modulov - 1. USB konektory typu A vo vyhotovení F, 2. Bluetooth modul HC-05, 3. snímací modul GY-521, 4. dvojica CMOS multiplexero (pod Bluetooth modulom)

LOKALIZÁCIA PRVKOV SENZOROVEJ SIETE NA TELE ČLOVEKA

Chôdza človeka je sprevádzaná predovšetkým pohybom dolných končatín dvojkrokovým cyklom. Štúdie zaoberajúce sa v predmetnej oblasti sa zhodujú umiestňovaním snímačích modulov v oblasti hrudníka, stehennej, holennej kosti a často v oblasti chodidla. [8] Snímacie moduly je možné priamo alebo laterálne umiestniť vo vhodnej vzdialenosti od príslušných kĺbov dolných končatín. V aplikácii sú k telu uchytené flexibilným popruhom a fixované upínacím patentom (Obr. 3).

INTERPRETÁCIA SNÍMANÝCH DÁT

Senzor zrýchlenia poskytuje informáciu o momentálnom zrýchlení [m/s^2] v danom smere v rámci súradnicovej osi, čo v praxi znamená, že umožňuje indikovať zmenu stavu iba v dynamickom režime. Gyroskop poskytuje uhlové rýchlosti otáčania [rad/s] okolo súradnicových osí. Na základe uhla natočenia senzora v smere osí X, Y, Z je generovaný súbor hodnôt z akcelerometra (a_x, a_y, a_z), ktoré mikrokontrolér prostredníctvom I²C zbernice prijíma.



Obr. 3: Umiestnenie prvkov systému pre snímanie a zber dát zo snímacích modulov GY-521 na segmentoch dolných končatín

Pomocou hodnôt zrýchlení je vypočítavaný uhol náklonu Φ , sklonu ρ a natáčania θ získaný goniometrickým matematickým odvodením

$$\begin{aligned}\Phi &= \arctan\left(\frac{a_x}{\sqrt{a_y^2+a_z^2}}\right), \\ \rho &= \arctan\left(\frac{a_y}{\sqrt{a_x^2+a_z^2}}\right), \\ \theta &= \arctan\left(\frac{a_x^2+a_y^2}{a_z}\right)\end{aligned}\quad (1)$$

Obdobným natáčaním senzorkého modulu okolo súradnicových osí je mikrokontrolérom generovaný súbor hodnôt z gyroskopu (ω_x , ω_y , ω_z) v podobe uhlových rýchlostí. Integráciou podľa času dt sú zložky uhlových rýchlostí pretransformované do uhlovej podoby, takže výsledkom je uhlová dráha φ , kde dt predstavuje časový interval medzi dvoma vzorkami uhlovej rýchlosti [8]:

$$\begin{aligned}\varphi_x &= \int_{t_1}^{t_2} \omega_x(t) dt, \\ \varphi_y &= \int_{t_1}^{t_2} \omega_y(t) dt, \\ \varphi_z &= \int_{t_1}^{t_2} \omega_z(t) dt\end{aligned}\quad (2)$$

SPRACOVANIE A GRAFICKÁ INTERPRETÁCIA DÁT

Pre proces spracovania, analýzy a vyhodnocovania pohybových dát senzoreného systému bol použitý systém LabVIEW v. 15, poskytujúci množstvo prostriedkov pre realizáciu projektov a taktiež aj silnú užívateľskú podporu v podobe zainteresovaných komunit. [9][10]

Prijímané dáta sú sústredené do bloku Index Array, z ktorého sú cez parameter index vyberané žiadané prvky poľa. Predspracovanie zozbieraných dát zo senzora zahŕňa filtráciu za účelom odstránenia statickej zložky zrýchlenia a eliminácie vyšších frekvenčných zložiek predstavujúcich šum a neúčinné zložky generované organizmom. Statická zložka zrýchlenia predstavuje offset daný gravitačným poľom Zeme, kým šum predstavuje prídavnú zložku signálu generovanú samotným snímacím zariadením alebo inými externými zdrojmi, interferujú s meraným signálom.

Ako prvý je použitý hornopriepustný filter typu Butterworth 2. rádu s frekvenciou zlomu (cut-off frequency) v oblasti 0,2 Hz pri voliteľnej vzorkovacej frekvencii. Táto frekvencia zlomu bola zvolená pre elimináciu vplyvu statického zrýchlenia. Ďalšou filtráciou použitím dolnopriepustného Butterworthovho filtra pri uvažovanom frekvenčnom zlome 3 Hz a pri rovnakej vzorkovacej frekvencii je docieľená separácia šumovej a ďalších zložiek od užitočného signálu (dynamické zrýchlenie). [11]

Na základe vzájomnej korelácie nameraných dát a dát na základe štúdií v predmetnej oblasti je možné v oblasti ortopédie a rehabilitácie diagnostikovať poruchy pohybového aparátu dolných končatín, o akú formu ochorenia sa jedná, prípadne k akému druhu ochorenia osoba inklinuje, s cieľom poskytnutia vhodného liečebného postupu, resp. eliminácie týchto nedostatkov. [12]

Pred každým uskutočneným meraním je každý snímací modul vopred softvérovo nakalibrovaný a umiestnený v oblasti dolných končatín na tele človeka.

MERANIE UHLA SEGMENTOV KLBOVÉHO SPOJENIA

Určenie relatívneho uhla klbového spojenia je možné dvojicou akcelerometrov umiestnených vertikálne v jednej línii po dvoch segmentoch tela, ktoré počas náklonu vykazujú smerové vektory. Vhodný je algoritmus vektorovej algebry aplikáciou kosínusovej vety. Z dvojice vektorov a a b , charakterizujúcich statické zložky zrýchlenia je relatívny uhol daného klbového spojenia:

$$\begin{aligned}a \cdot b &= \begin{pmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} b_x \\ b_y \\ b_z \end{pmatrix} = |a||b|\cos\alpha \\ \Rightarrow \cos\alpha &= \frac{a_x b_x + a_y b_y + a_z b_z}{\sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \sqrt{b_x^2 + b_y^2 + b_z^2}}\end{aligned}\quad (3)$$

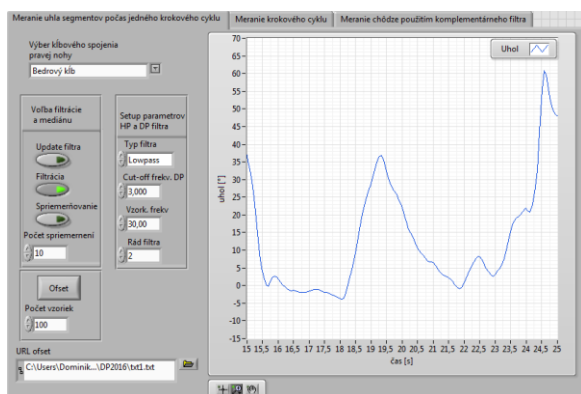
kde $a \cdot b$ predstavuje skalárny súčin dvoch vektorov s absolútnou dĺžkou $|a||b|$. [2]

Vo vytvorenej aplikácii v prostredí systému LabVIEW je možnosť výberu snímaného klbového spojenia dolnej končatiny cez výsuvné menu (Obr. 4).

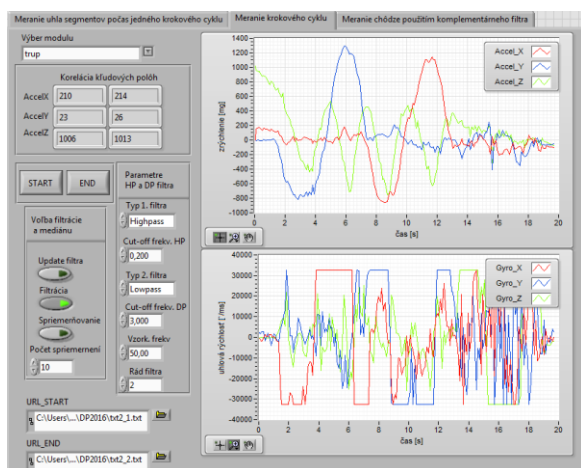
MERANIE KROKOVÉHO CYKLU NA ZÁKLADE AKCELEROMETRICKÝCH A GYROSKOPICKÝCH ZLOŽIEK

Snímaný je pohybový profil a korelácia východiskovej konečnej polohy pre potreby posúdenia pohybových zmien počas dlhodobej chôdze. Meraním dynamických zložiek zo snímacích modulov počas jedného krokového cyklu je možné porovnať parametre dynamiky chôdze jednotlivých klbových spojení, čo môže poskytnúť informácie o poruchách chôdze. V tejto funkcionalite je možnosť

výberu aktuálneho snímacieho modulu s možnosťou aktívnej filtrácie jeho dát (Obr. 5).



Obr. 4: Grafické rozhranie pre meranie uhla segmentov kĺbového spojenia v prostredí systému LabVIEW



Obr. 5: Grafické rozhranie určené pre meranie dynamických zložiek snímacích modulov počas krokového cyklu v prostredí systému LabVIEW

ZÁVER

Záujem o technológie zamerané na analýzu pohybu v poslednom desaťročí významne stúpol, čo je vo veľkej miere stimulované vývojom senzorových systémov. Pohyb v podobe chôdze je súčasťou každodenného života a jeho analýzou je možné získať relevantné poznatky o aktuálnom stave pohybového aparátu človeka, správne stanoviť diagnózu, ale taktiež umožňuje zefektívniť proces rehabilitácie po úraze.

Na základe štúdia problematiky dynamiky chôdze bol realizovaný merací systém na báze inerciálnych MEMS snímačov MPU6050, ktorý prostredníctvom riadiaceho mikrokontroléra umožňuje zosnímať statické a dynamické parametre a profily aktivít pohybového aparátu dolných končatín počas chôdze a v reálnom čase ich interpretovať v prostredí aplikácie pod systémom LabVIEW, slúžiacom ako konfigurovateľné grafické rozhranie s možnosťou merania uhla segmentov kĺbového systému, meranie dynamických zložiek krokového cyklu a počas

dlhodobej chôdze. Analýza snímaných dát umožňuje vyhodnotenie pohybovej schémy, lepšie pochopenie niektorých dynamických javov spojených s chôdzou, ako aj diagnostiku porúch chôdze.

(VEGA No. 1/0074/15)

LITERATÚRA

- [1] Hay et al.: Gait Analysis and Angular Kinematics. SFU CA, 2008, <<http://www.sfu.ca/~leyland/Kin201%20Files/4%20Gait%20&%20Angular%20Kinematics.pptx.pdf>>
- [2] Pedley, Mark: Tilt Sensing Using a Three-Axis Accelerometer. Rev. 6, 03/2013, <https://cache.freescale.com/files/sensors/doc/app_note/AN3461.pdf>
- [3] Husák, Miroslav: MEMS a mikrosystémové technológie. <http://automa.cz/res/pdf/38122.pdf>
- [4] PRIME Faraday Technology: An Introduction to MEMS (Micro-electromechanical Systems). 2012. ISBN 1-84402-020-7. <http://www.lboro.ac.uk/microsites/mechman/research/ipm-ktn/pdf/Technology_review/an-introduction-to-mems.pdf>
- [5] InvenSense: MPU6050 datasheet, rev. 4.0. <<http://www.datasheetspdf.com/PDF/MPU6050/735134/7>>
- [6] Atmel, 2015: Atmel 8-bit microcontroller with 4/8/16/32kB in-system programmable flash. <<http://www.atmel.com>>
- [7] Rowberg, Jeff: I2C device library collection. GitHub, 2016. <<https://github.com/jrowberg/>>
- [8] Seel – Raisch – Schauer: IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis. Sensors, 2014, 14(4), pp. 6891-6909 <<http://www.mdpi.com/1424-8220/14/4/6891/htm>>
- [9] Karhe – Patil – Patil: Real Time Data Acquisition and Home Parameters Monitoring using LabVIEW. ISSN: 2278 – 1323. <<http://ijarcet.org/wp-content/uploads/IJARCET-VOL-2-ISSUE-3-979-983.pdf>>
- [10] National Instruments: LabVIEW System Design Software. 2016. <<http://www.ni.com/labview/>>
- [11] Bogert, Ton: Practical guide to data smoothing and filtering. ISB Web, 2006. <<https://isbweb.org/software/sigproc/bogert/filter.pdf>>
- [12] Kwakkel, Sidney: Foot and Ankle Kinematics During Gait. Using Foot Mounted Inertial Sensors. Thesis. University of Calgary, 2007. <http://plan.geomatics.ucalgary.ca/papers/BMEN500Thesis_Kwakkel_Apr07_Final.pdf>