DOI: 10.22041/ijbme.2014.13284

Iranian Journal of Biomedical Engineering 7 (2014) 361- 369

Research note

Wearable Human Movement Instrumentation System

M.I. Mokhlespour Esfahani [1*], O. Zobeiri[1], A. Akbari [1], B. Moshiri [2], M. Parnianpour [3]

[1] M.Sc., Laboratory of Wearable Technologies and Neuromusculoskeletal Research, School of Mechanical Eng., Sharif University of Technology, Tehran, Iran.
[2] Professor, Industrial Automation & Intelligent Information Processing Lab, School of Elec. & Comp. Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran, moshiri@ut.ac.ir
[3] Adjunct Professor, Laboratory of Wearable Technology and Neuromusculoskeletal Research, School of Mechanical Eng., Sharif University of Technology, Tehran, Iran, parnianpoir@sharif.edu

Abstract

Wearable measuring system has major effects onbiomechanics of human movements especially in daily activitiesin order to monitor and analyze the human movements to achievethe most important kinematics parameters. In the recent decade,inertial sensors were utilized by researchers in order todeveloping wearable system for instrumentation of humanmovements. In this study, Sharif-Human MovementInstrumentation System (SHARIF-HMIS) was designed andmanufactured. The system consists of inertial measurement units(IMUs), stretchable clothing and data logger. The IMU sensorsare installed on the human body. The system can be used at homeand also industrial environments. The main features of thissystem are: low cost, low weight, saving data for ten hours andbeing wearable. Furthermore, the software was designed for data acquisition of the IMUs.

Key words: Wearable system, measurement system, data fusion, inertial sensor, human movement.

* **Corresponding author**
Address: *Laboratory of Wearable Technologies and Neuromuscoloskeletal Research, School of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Azadi Ave., Tehran, Iran , Postal Code: 9567-11155.*
Tel: *+98 21 66165690*
Fax: *+98 21 66000021*
E-mail*: mokhlespour@alum.sharif.edu*

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org

DOI: 10.22041/ijbme.2014.13284

یادداشت پژوهشی

سامانهٔ پوشیدنی اندازه‌گیری حرکت انسان

محمدایمان مخلص‌پور اصفهانی[۱*]، امید زبیری[۱]، علی اکبری[۱]، بهزاد مشیری[۲]، محمد پرنیان‌پور[۳]

[۱] کارشناسی ارشد، آزمایشگاه پژوهشی عصبی اسکلت عضلانی و تکنولوژی پوشیدنی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران.

[۲] استاد، آزمایشگاه اتوماسیون صنعتی و ابزار دقیق، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشکده فنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران moshiri@ut.ac.ir

[۳] استاد معین، آزمایشگاه پژوهشی عصبی اسکلت عضلانی و تکنولوژی پوشیدنی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران parnianpour@sharif.edu

چکیده

سیستم‌های اندازه‌گیری پوشیدنی تأثیر بسزایی بر بیومکانیک حرکت انسان دارند. این سیستم‌ها قادرند بر حرکات انسان در هنگام فعالیت‌های روزانه نظارت کرده؛ برای بدست آوردن پارامترهای مهم سینماتیک این حرکات را تحلیل کنند. در دههٔ اخیر محققان برای ساخت سیستم‌های پوشیدنی اندازه‌گیری حرکت انسان از حسگرهای اینرسی کمک گرفته‌اند. در این مقاله سیستم اندازه‌گیری حرکت انسان (SHARIF-HMIS) طراحی و ساخته شده است. این سیستم شامل حسگرهای اینرسی، لباس قابل کشش و واحد ذخیرهٔ اطلاعات است. در این سیستم حسگرها و واحد ذخیرهٔ اطلاعات بر بدن نصب شده؛ قادر خواهد بود اطلاعات حرکتی انسان را در محیط‌های خانگی و یا صنعتی ذخیره و تحلیل کند. از مهمترین ویژگی‌های این سیستم، قیمت ارزان، وزن کم آن، قابل پوشیدن بودن و زمان طولانی ذخیرهٔ اطلاعات (حدود ۸ ساعت) هستند. همچنین نرم‌افزاری مخصوص این سیستم طراحی شده است تا از طریق آن اطلاعات حسگرها در رایانه دریافت، ذخیره و تحلیل شود.

کلیدواژگان: سیستم پوشیدنی، سامانه اندازه‌گیری، ترکیب داده، حسگر اینرسی، حرکت انسان.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، آزمایشگاه عصبی اسکلت عضلانی و تکنولوژی پوشیدنی کدپستی: ۱۱۱۵۵-۹۵۶۷

تلفن: ۶۶۱۶۵۵۲۵-۰۲۱، دورنگار: ۶۶۰۰۰۰۲۱-۰۲۱، پیام نگار: mokhlespour@alum.sharif.edu

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org

۱- مقدمه

درد مفاصل از شایع‌ترین بیماری‌هایی است که اغلب افراد از آن شکایت می‌کنند و کمتر کسی است که این نوع درد را در زندگی خود تجربه نکرده باشد. دواتچی و همکارانش در سال ۲۰۰۹ به بررسی دردهای ماهیچه‌ای- اسکلتی در مناطق روستایی و شهری در ایران و کشورهای دیگر پرداخته‌اند[۲،۱]. درد ناحیه کمری در ایران با ۴۱/۹ ٪ در اولین رتبه قرار دارد. همچنین این مسأله از سال ۱۹۹۳ تا ۲۰۰۶، ۲۳/۷٪ رشد داشته است.

هزینه‌های مستقیم و غیر مستقیم ناشی از درد در نواحی مفاصل به ویژه کمر، در کشورهایی همچون هلند، در سال ۲۰۰۲ حدود ۶/۵ میلیارد یورو و در آمریکا، حدود ۲۰ میلیارد دلار در سال ذکر شده است[۳]. در ارتباط با هزینه‌های مستقیم و غیر مستقیم تحمیل شده بر جامعه ایران در اثر درد در مفاصل مختلف افراد، گزارشی ارائه نشده است؛ اما با توجه به مقایسه انجام شده بین شیوع این بیماری در بین ایرانیان و مردم کشورهای دیگر می‌توان پیش‌بینی کرد که هزینه‌های هنگفتی سالانه به دولت تحمیل می‌شود.

به منظور شناخت صحیح مؤلفه‌های فیزیکی حرکت، می‌بایست با مفاهیم کینزیولوژی[1] و بیومکانیک[2] آشنا بود [شکل (۱)]. این دو گروه نیز خود به چند زیر گروه تقسیم می‌شوند. این تقسیم‌بندی در شکل (۱) نشان داده شده است.

همان طور که در شکل (۱) مشهود است، برای تحلیل بیومکانیک حرکت در فعالیت‌های روزانه به منظور جلوگیری از آسیب در نواحی مختلف بدن انسان به ویژه مفاصل، نیاز است نیروها و گشتاورهای اعمالی به اندام‌های بدن انسان تعیین شوند. از آنجایی که توانایی اندازه‌گیری تمام نیروها وگشتاورهای اعمالی به بدن انسان به خصوص نیروها و گشتاورهای داخلی، وجود ندارد؛ لازم است از طریق دینامیک معکوس مسأله را ارزیابی کرد. بدین منظور باید پارامترهای سینماتیک[3] حرکت انسان در فعالیت‌های روزانه تعیین شوند و سپس با دینامیک معکوس پارامترهای سینتیک[4] (نیرو و گشتاور در مفاصل) متناظر با آن بدست آیند. لذا نیاز است که سیستم‌های قابل حمل برای ثبت و اخذ داده‌های سینماتیک طراحی شوند.

چنین سیستمی علاوه بر دقت زیاد، باید دارای وزن کم، قابلیت نصب به بدن فرد و قابل حمل توسط فرد مورد نظر باشد تا به راحتی بتوان از آن در محیط‌های مختلف استفاده کرد. تاکنون سیستم‌های زیادی بدین منظور ارائه شده‌اند؛ اما عموماً بدلیل نداشتن دقت و همچنین قابل حمل نبودن، برای هر محیطی استفاده نمی‌شوند[۴-۷].

هدف اصلی این پژوهش طراحی و ساخت سیستمی است که بتواند جایگزین سیستم‌های غیر قابل حمل رایج در دنیا برای تشخیص حرکت اندام انسان شود و مشکلات سیستم‌های قبلی را (از قبیل قیمت زیاد و غیرقابل حمل بودن) نداشته باشد.

۲- اجزای تشکیل‌دهنده سامانه اندازه‌گیری

۲-۱- حسگر اینرسی

دست‌یابی به سیستم ابزار دقیق از مهم‌ترین مباحث مطرح در هر صنعتی است. از مهم‌ترین ملزومات هر سیستم اندازه‌گیری به کار رفته در بخش ابزار دقیق صنایع، حسگرهایی است که بتواند مشخصه‌های مورد نظر را ثبت و اخذ کند.

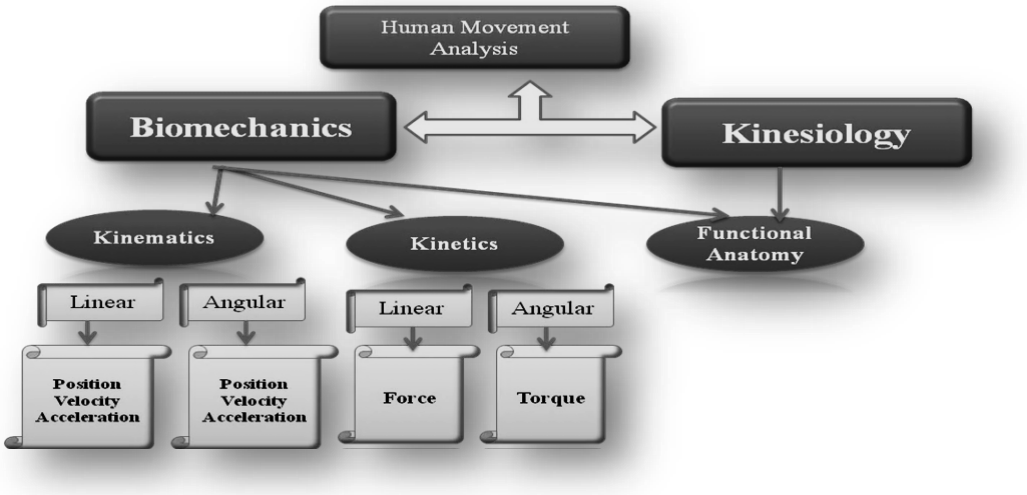
حسگر اینرسی[5]، از جمله حسگرهایی که در صنایع هوافضا، رباتیک و ناوبری، مهندسی پزشکی، خودرو و صنایع دریایی از آن استفاده می‌شود. حسگرهای اینرسی شامل شتاب‌سنج و ژیروسکوپ هستند. با ترکیب اطلاعات[6] این دو حسگر و نیز با کمک گرفتن از حسگر مغناطیسی به منظور تصحیح خطاهای اندازه گیری، می‌توان موقعیت، سرعت و شتاب اشیا را بدست آورد[شکل (۲)].

یکی از روش‌های ساخت حسگر اینرسی، روش میکروماشین است. این روش دارای مزیت‌هایی در مقایسه با روش‌های دیگر است؛ از قبیل:

- اندازهٔ کوچک؛
- سبک بودن؛
- ارزان بودن.

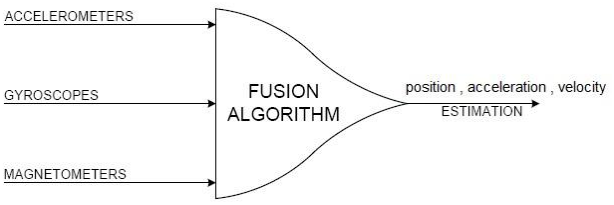
[1] Kinesiology
[2] Biomechanics
[3] Kinematics
[4] Kinetics
[5] Inertial Sensor
[6] Data Fusion

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org



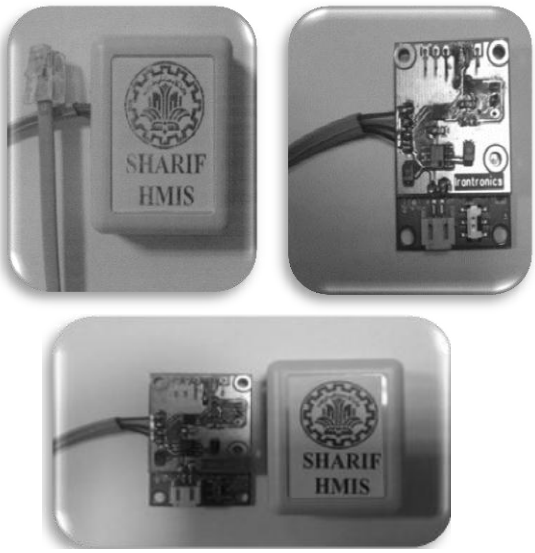
شکل (۱)- تحلیل بیومکانیک حرکت

در سال‌های اخیر برای دستیابی به دقت‌های بیش از ۵ درجه در موقعیت‌یابی، حسگر دیگری نیز به این حسگرها اضافه شده است. این حسگر، حسگر مغناطیسی که در واقع همچون قطب‌نما عمل می‌کند. بنابراین حسگری که تلفیقی از شتاب‌سنج، ژیروسکوپ و مغناطیس‌سنج است، می‌تواند در صنایعی که به اندازه‌گیری‌های حرکتی نیاز دارند؛ کاربرد وسیعی داشته باشد.



شکل (۲)- نحوهٔ بدست آوردن موقعیت زاویه

در این پژوهش یک حسگر اینرسی شامل اجزای شتاب‌سنج (ADXL345)، ژیروسکوپ (ITG-3200) و مغناطیس‌سنج (HMC5883L) سه‌بعدی ساخته شد. داده‌های شتاب‌سنج، ژیرسکوپ و مغناطیس‌سنج با میکروکنترلر ثبت و اخذ شد. نمایی از این حسگر همراه بسته‌بندی آن در شکل (۳) نشان داده شده است.



شکل (۳)- حسگر اینرسی

۲-۲- کالیبراسیون

فرایند کالیبراسیون برای استخراج پارامترهای مورد نیاز، با کمک میزی دوار واقع در آزمایشگاه ناوبری در دانشکدهٔ هوافضای دانشگاه صنعتی شریف، انجام شد. مشخصات کالیبراسیون در جدول (۱) خلاصه شده است.

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org

جدول(۱)- مشخصات کالیبراسیون

Roll/Pitch Static accuracy	<0.5 deg
YawStatic accuracy	<1 deg
Dynamic accuracy (roll, pitch and Yaw)	3 deg RMS
Dynamic range	Pitch ± 90 deg Roll/Yaw ± 180 deg
Acceleration	3 axes
	Range : ± 50 m/s²
Rate of turn	3 axes
	Range : ± 2000 deg/s
Magnetic field	3 axes
	Range : ± 8 Gauss

۲-۳- ترکیب‌بندی سامانه اندازه‌گیری

در طراحی ترکیب‌بندی سامانه، مکان قرارگیری حسگرها به‌گونه‌ای در نظر گرفته شده تا تمام حرکات مهم بدن قابل اندازه‌گیری باشد. این طراحی شامل پنج شاخه از حسگرها است که چهار شاخه از آنها- که شامل ۱۲ عدد حسگر می‌شوند- بر روی دو دست و دو پا قرار گرفته و شاخه پنجم شامل حسگرهایی است که بر روی سر، شانه‌ها و پشت قرار می‌گیرند. دو شاخه‌ای که حسگرهای روی دو دست را تشکیل می‌دهند از طریق حسگر روی سینه به یکدیگر متصل شده و سپس با جعبهٔ رابطی که در قسمت جلوی بدن قرار دارد به دیگر شاخه‌ها متصل می‌شوند. این جعبهٔ رابط ارتباط بین حسگرها و سیستم جمع‌آوری داده را برقرار می‌سازد. این ترکیب‌بندی در شکل (۴) قابل مشاهده است.

۲-۴- سیستم جمع‌آوری داده

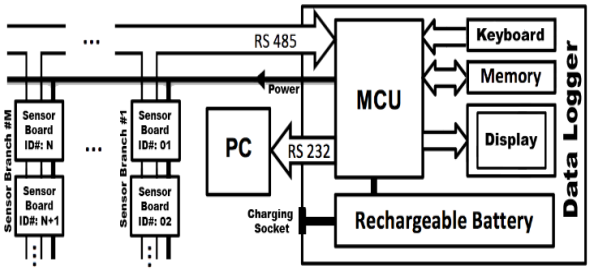
با توجه به اینکه هدف اصلی این پژوهش ارائه سیستمی قابل حمل است که قابلیت ثبت داده‌ها در فعالیت روزانه را دارا باشد؛ لذا به Data Logger برای ثبت و ذخیرهٔ داده‌ها نیاز است.

شکل (۴)- نمایی از موقعیت حسگرهای اینرسی بر روی بدن به همراه محل نصب Data Logger بر روی کمر

در سامانهٔ طراحی شده، سیستم جمع‌آوری داده‌ای در نظر گرفته شده است تا بتوان اطلاعات تمام حسگرها را بر طبق فرایند RS485 جمع‌آوری کند. در این فرایند، سیستم جمع‌آوری هر یک از حسگرها را با شماره مشخصه ثبت شده برای هر یک صدا زده؛ در پاسخ اطلاعات مربوط به آن حسگر را گرفته؛ در حافظه یک گیگابایتی خود ذخیره می‌کند. این حافظه اجازه می‌دهد تا اطلاعات حسگرها برای مدت ۸ ساعت قابل ذخیره‌سازی باشند. این داده‌ها را می‌توان از طریق رابط سریال به رایانه انتقال داد. تغذیهٔ سیستم جمع‌آوری داده با یک عدد باتری لیتیمی قابل شارژ تأمین می‌شود که توان حسگرها را نیز فراهم می‌کند. این باتری سیستم را قادر می‌سازد به مدت بیست و چهار ساعت بطور پیوسته اطلاعات حسگرها جمع آوری کند. روندنمای مربوط به سیستم

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org

جمع‌آوری و همچنین اجزای آن در شکل (۵) قابل مشاهده است. حالت عملکرد دستگاه طوری در نظر گرفته شده است تا تنها اطلاعات مربوط به یکی از حسگرها، اطلاعات زاویه و یا تمامی اطلاعات ممکن ذخیره شود. این حالت با کلیدهای طراحی شده بر روی سیستم قابل انتخاب است. نظارت بر عملکرد سیستم نیز با صفحه نمایشی که بر روی آن قرار دارد انجام می‌شود.

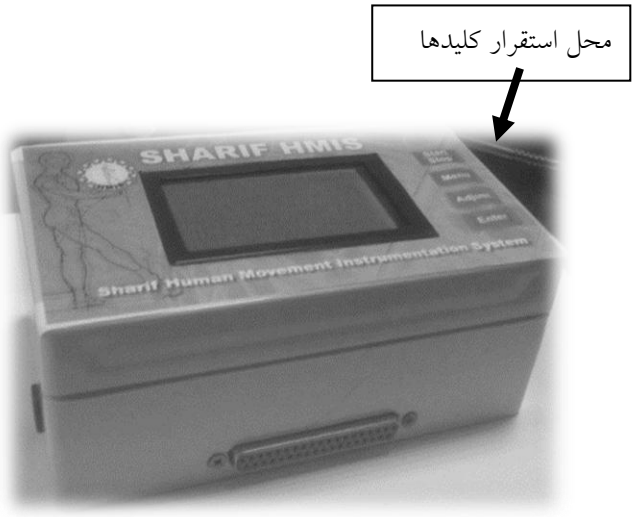


شکل (۵)- نمایش نمادین Data Logger

مشخصه‌های فیزیکی عبارتند از:

- مدت زمان داده‌برداری و ثبت آن حداقل ۸ ساعت
- ابعاد: ۴×۷×۱۴ سانتی‌متر
- وزن ۴۵۰ گرم

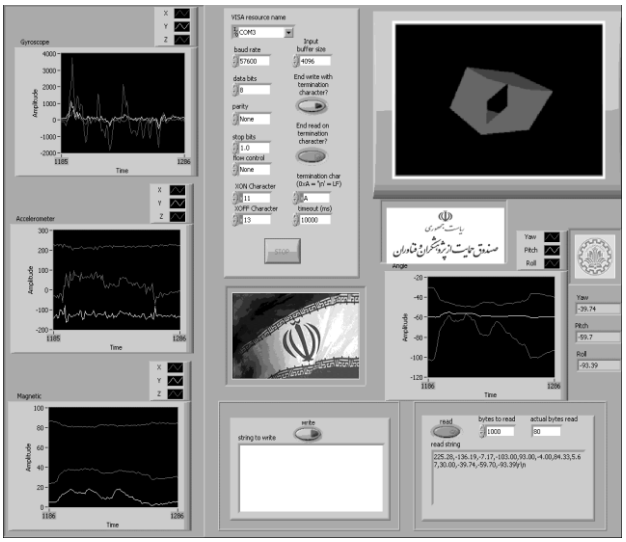
نمایی از این Data Logger در شکل (۶) قابل مشاهده است.



شکل (۶)- نمایی از Data Logger

۲-۵- نرم‌افزار داده‌برداری بی‌درنگ

بمنظور داده‌برداری و نمایش گراف‌ها برای سیگنال‌های خروجی حسگرها و همچنین زاویای حاصل از ترکیب دادهٔ این سه حسگر، به یک نرم‌افزار نیاز است. این نرم‌افزار در محیط Lab View طراحی شد و نمای ظاهری آن در شکل (۷) نمایان است.



شکل (۷)- نرم‌افزار داده‌برداری

۳- ترکیب داده‌های شتاب‌سنج، ژیروسکوپ و مغناطیس‌سنج برای استخراج زوایای حرکتی

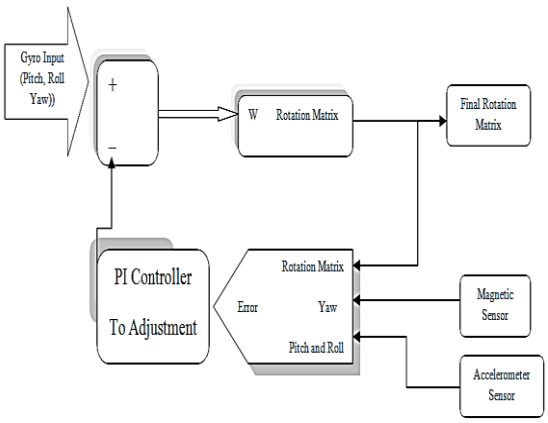
از آنجایی که برای تحلیل حرکت انسان نیازمند پارامترهای سینماتیک هستیم، لازم است با ترکیب کردن خروجی شتاب‌سنج، ژیروسکوپ و مغناطیس‌سنج زوایای حرکتی (رول، پیچ و یاو) استخراج شوند. بدین منظور از روش ماتریس کسینوسی جهتی[۷] استفاده شده است. شایان ذکر است، روش ایده‌آل برای ترکیب اطلاعات حسگر های اینرسی، کالمن فیلتر[۸] است؛ اما محاسبات این روش نیازمند ظرفیتی بسیار زیادتر از ظرفیت میکروکنترلر AVR است [۸ - ۱۰]. بنابراین برای اعمال روش ترکیب اطلاعات و استفاده از آن در میکروکنترلر نیاز است که ظرفیت میکروکنترلر در نظر گرفته شود؛ لذا روش کالمن فیلترینگ قابل استفاده برای این نوع از میکروکنترلرها نیست و باید روشی دیگر انتخاب شود. در ادامه به توصیف روشی مناسب می پردازیم.

[7]Direction Cosine Matrix

[8]Kalman Filter

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org

روش ماتریس کسینوسی جهتی را ماهونی[9] و همکارانش برای تعیین موقعیت هواپیمایی بدون سرنشین[10] به کار بردند[۱۱]. روندنمای اجرای این روش در شکل (۸) ارائه شده است.

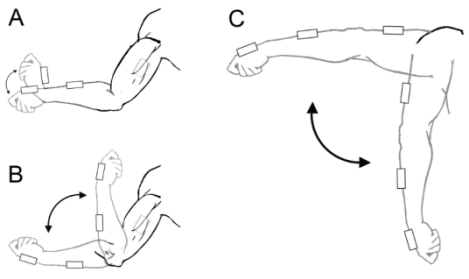


شکل (۸)- روندنمای روش ماتریس کسینوس جهتی

همان طور که در روندنمای فوق دیده می‌شود، ابتدا داده‌های ژیروسکوپ به عنوان مرجع در نظر گرفته شده؛ با انتگرال‌گیری از آنها مؤلفه‌های ماتریس دوران تعیین می‌شوند و سپس با استفاده از داده‌های حسگرهای مغناطیس‌سنج و شتاب‌سنج خطای این ماتریس مشخص شده؛ درنهایت ماتریس دوران به‌روز می‌شود و بر اساس آن زوایای حرکتی (پیچ، رول و یاو) تعیین می‌شوند.

۴- روش ارزیابی سیستم

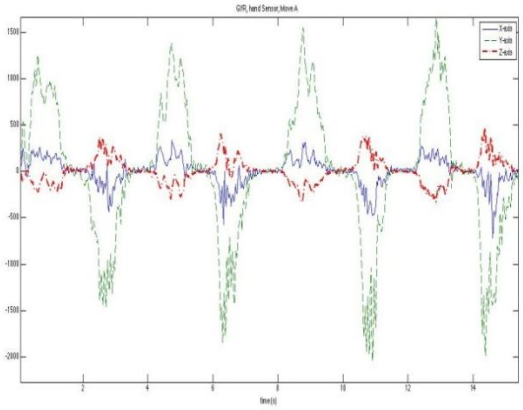
برای آزمودن کل سیستم و مشاهده عملکرد آن، مجموعه‌ای آزمون انجام شد. مطابق با شکل (۹)، سه حسگر، بر روی مچ، ساعد و بازو قرار گرفتند. این حرکات شامل فلکشن- اکستنشن[11] مچ و آرنج و همچنین ابداکشن- ادداکشن[12] شانه هستند.



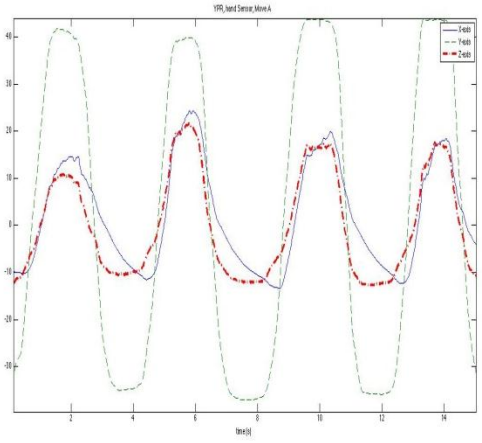
شکل (۹)- نمایی از محل قرارگیری حسگرها الف) آزمون مچ دست، ب) آزمون آرنج، پ) آزمون شانه

۵- نتایج و بحث

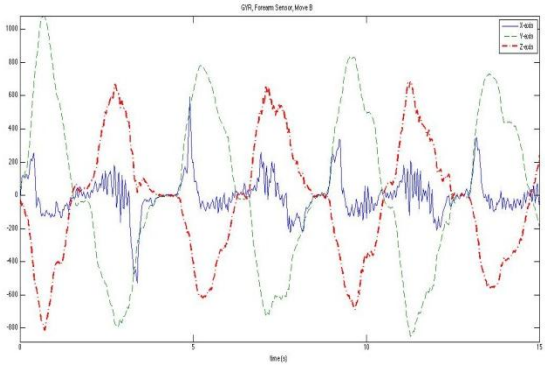
نتایج حاصل از آزمون‌ها در شکل‌های (۱۰) تا (۱۵) ارائه شده است. ابتدا نمودار خروجی ژیروسکوپ و سپس نمودار زاویه‌ای آورده شده است. لازم است ذکر شود که خروجی ژیروسکوپ بر ۰/۰۰۶ تقسیم شده است تا واحد آن به رادیان بر ثانیه تبدیل شود. نتایج اندازه‌گیری حرکت زاویه‌ای مچ دست در اشکال (۱۰) و (۱۱) قابل مشاهده است.



شکل (۱۰)- داده‌های ژیروسکوپ برای آزمون A



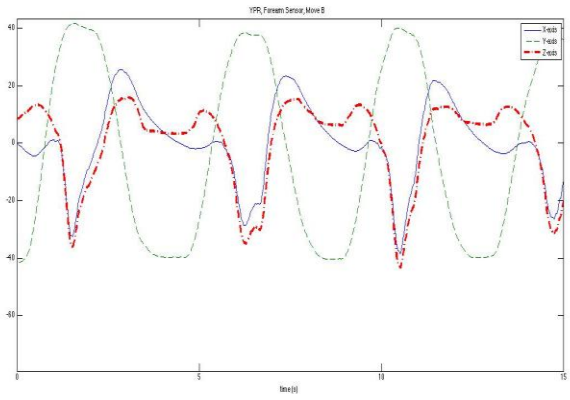
شکل (۱۱)- داده‌های زاویه‌ای برای آزمون A



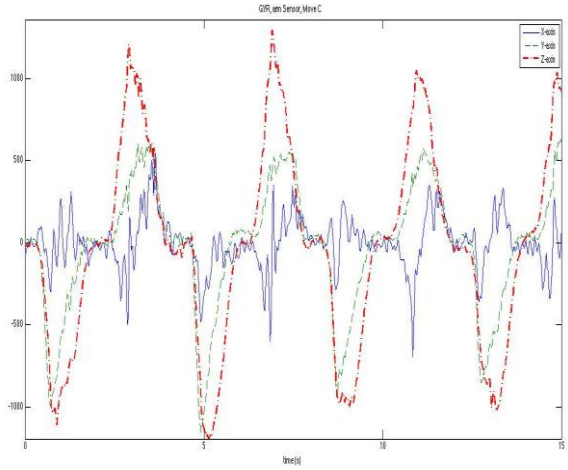
شکل (۱۲)- داده‌های ژیروسکوپ برای آزمون B

[9]Mahony [10]Automated Unmanned Vehicle [11]Flexion / Extension [12] Abduction /Adduction

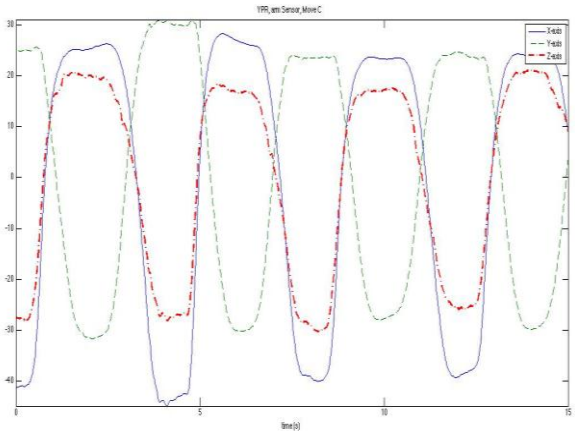
© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org



شکل (۱۳)- داده‌های زاویه‌ای برای آزمون B



شکل (۱۴)- داده‌های ژیروسکوپ برای آزمون C



شکل (۱۵)- داده‌های زاویه‌ای برای آزمون C

نتایج اندازه‌گیری حرکت زاویه‌ای آرنج در شکل‌های (۱۲) و (۱۳) و نتایج اندازه‌گیری حرکت زاویه‌ای شانه در شکل‌های (۱۴) و (۱۵) آورده شده است.

همان طور که در شکل‌های (۱۰) تا (۱۵) دیده می‌شود، با ترکیب اطلاعات، داده‌های ژیروسکوپ اصلاح شده؛ زوایای حرکتی بدست آمدند. همچنین داده‌ها نشان می‌دهند که حرکت‌های انجام شده صرفاً دو بعدی نبوده است و این مسأله در ارتباط با شکل (۱۵) برای شانه به وضوح دیده می‌شود. حرکت فلکشن- اکستنشن مفصل شانه دارای حرکات سه بعدی است که این مسأله در مرجع [۶] بررسی شده است. چنین مسأله‌ای برای بقیه مفاصل نیز می‌تواند صادق باشد.

۶- نتیجه گیری

در این مقاله، یک سیستم اندازه‌گیری برای ثبت حرکات انسان به صورت قابل حمل ارائه شد. این سیستم دارای ویژگی‌هایی از قبیل: سبک بودن، قابل حمل بودن، ارزان بودن است.

این سیستم شامل حسگرهای اینرسی همراه لباس مخصوص- که کاملاً چسبان است- و همچنین Data Logger است. ترکیب‌بندی سیستم به گونه‌ای است که حسگرها در کل بدن انسان فقط با یک رشته سیم، داده‌ها را به Data Logger منتقل می‌کنند. فرایند کالیبراسیون برای سیستم انجام شد و خطای این سیستم برای اندازه‌گیری زاویه، برای حرکات دینامیکی حدود ۳ درجه است.

چنین سیستمی می‌تواند جایگزین لباس‌های حساس به تغییر شکل و سیستم‌های مجهز به دوربین‌های گران‌قیمت تحلیل حرکت شود. از این سیستم می‌توان در توان‌بخشی، تعیین فعالیت‌های خطرزا، تعیین الگوی درمانی برای بیماران، تمایز فرد سالم از ناسالم در مراکز قضایی استفاده کرد.

در آینده برای ارتقای سیستم، نیاز است پژوهش‌هایی کاربردی در کلینیک و شرایط محیطی مختلف به کار گرفته شود تا قابلیت اطمینان به کارگیری این سیستم در کلیه شرایط ارزیابی شود. همچنین برای افزایش دقت اندازه‌گیری زاویه تا ۱ درجه باید از روش‌های دیگر ترکیب داده همچون فیلتر کالمن استفاده کرد.

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org

۷- مراجع

[1] Davatchi F., et al., The Prevalence of musculoskeletal complaints in a rural area in Iran: a Who-ILAR COPCORD study (stage 1, rural study) in Iran; Clin Rheumatol, 2009; 28: 1267–1274, DOI 10.1007/s10067-009-1234-8.

[2] Davatchi F., et al., Who-ILAR COPCORD Study (stage 1, Urban study) in Iran; J Rheumatol, 2008; 35: 1384–1390.

[3] Dagenais S., et al., A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and Internationally; Spine J., 2008; 8(1): 8-20.

[4] Godfrey A., et. Al., Direct measurement of human movement by accelerometry; Medical Engineering & Physics, 2008; 30: 1364–1386.

[5] Wong W.Y., Wong M.S., Ho Lo K., Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: A review; Prosthetics and Orthotics International, 2007; 31(1): 62 – 75.

[6] Mokhlespour M.I., et al., Development of a measuring system forshoulder abduction and adduction; IEEE, ICBME, Isfahan, Iran, 2010

[7] Patel S., et al., A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation; Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2012; 9:21.

[8] Roetenberg D., Luinge H.J., Baten C.T.M., Veltink P.H., Compensation of Magnetic disturbance improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation; IEEE Transaction on Neural systems and Rehabilitation Engineering, 2005; 13(3): 395-405.

[9] Xsense Company, www.xsense.com

[10] Biosyn System Company, www.biosynsystems.net

[11] Mahony R., et al., Nonlinear Complementary Filters on the Special Orthogonal Group; IEEE transactionson automaticcontrol, 2008; 53(5): 1203-1218.

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org