

Sensor design and construction of angle measurement device based on accelerometer sensor and Bluetooth module

S. Babaei¹, A. Maleki^{2*}

¹M.Sc,Control Department, Faculty of Electrical Engineering,Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, sahar.babaei@aut.ac.ir

^{2*} Assistant Professor, Faculty of Electrical and Computer Engineering, Semnan University, Semnan, Iran.

Abstract

Nowadays real time motion tracking have been receiving considerable attention in many applications and research fields such as rehabilitation, medicine and treatment. Recently MEMS accelerometers play an important role to attend desired result for these applications. This paper presents a new design for angle measurement device based on accelerometer sensor and Bluetooth module. Using Bluetooth module in addition to providing minimally obtrusive recording, allows you to connect to your personal computer and mobile quicker and easier. This system has made up of 2 complete 3 axis accelerometer ADXL330, which by giving sufficient data in 3D space allows us to investigate joint angle with DCMR method. The mentioned method in dynamic recording remarkably has less error in comparison to CMR method. As one application for this system, determination of elbow joint angle is studied. Eventually experimental recording of elbow joint angle in static and dynamic condition was done by applying CMR method. With reference to electrogoniometer output the maximum static and dynamic error were obtained respectively 3 and 6.1 degrees.

Key words: Accelerometer, Angle sensor, Bluetooth, DCMR.

* Corresponding author

Address: Faculty of Electrical and Computer Engineering, Semnan University, I.R. Iran., P.O.Box: 35196-363, I.R. Iran

Tel: +98 23 33386982

Fax: +98 23 33354123

E-mail: amaleki@semnan.ac.ir

طراحی و ساخت حسگر زاویه مفصل با استفاده از ارتباط بی سیم بلوتوث مبتنی بر شتاب سنج

سحر بابایی^۱، علی مالکی^{۲*}

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه کنترل، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران sahar.babaei@aut.ac.ir
^۲ استادیار، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران.

چکیده

امروزه به فرانگری حرکات بدن در کاربردها و زمینه‌های تحقیقاتی فراوانی از جمله توانبخشی، درمان و پزشکی بسیار توجه می‌شود. اخیراً شتاب‌سنج‌های مبتنی بر MEMS برای این کاربرد مطرح شده‌اند. در این پژوهش به طراحی و ساخت سیستم اندازه‌گیری زاویه مفصل مبتنی بر دادگان شتاب‌سنج و واسط بلوتوث پرداخته شده است. استفاده از واسط بلوتوث، علاوه بر مزیت مزاحمت کمتر سیستم، راحتی برقراری ارتباط با کامپیوتر شخصی را نیز به دنبال دارد. در این سیستم دو شتاب‌سنج سه محوره ADXL330 تعبیه شده است که امکان ثبت اطلاعات کافی و بررسی زاویه مفصل را در فضای سه‌بعدی با روش DCMR فراهم می‌کند. روش مذکور در ثبت دینامیک در مقایسه با روش CMR از خطای کمتری برخوردار است. به عنوان نمونه‌ای از کاربرد این تجهیزات، زاویه مفصل آرنج در طی حرکت تعیین و بررسی شده است. در نهایت با استفاده از سیستم فوق به بررسی عملی روش CMR در شرایط ایستا و دینامیک پرداخته شده است. در این پژوهش، از تجهیزات محکی شامل آونگ، سیستم ثبت اطلاعات سینماتیک با دو حسگر بی سیم و زاویه‌سنج الکتریکی استفاده شده است. با مرجع قرار دادن دادگان حاصل از زاویه‌سنج الکتریکی، حداکثر خطای ایستا و دینامیک به ترتیب ۳ و ۶/۱ درجه حاصل شد.

کلیدواژگان: شتاب‌سنج، حسگر زاویه، ارتباط بی سیم، حرکت.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: سمنان، روبروی پارک جنگلی سوکان، پردیس شماره ۱ دانشگاه سمنان، گروه مهندسی پزشکی، صندوق پستی: ۳۶۳-۳۵۱۹۶
تلفن: ۰۲۳-۳۳۳۸۶۹۸۲، دورنگار: ۰۲۳-۳۳۳۵۴۱۲۳، پیام‌نگار: amaleki@semnan.ac.ir

۱- مقدمه

۱-۱- اهمیت موضوع

در سال‌های اخیر به عرضه و به‌کارگیری دستگاه‌هایی برای ثبت اطلاعات حرکتی اندام به صورت بی‌درنگ^۱، به منظور مدیریت و بهبود تمرینات توانبخشی [۱]، مراقبت‌های پزشکی [۲] و اصلاح ناهنجاری‌های قامتی بسیار توجه شده است. آنچه در این زمینه حائز اهمیت است هزینه، ابعاد و وزن فناوری مورد استفاده است که بر این اساس، به شتاب‌سنج‌های مبتنی بر MEMS^۲ توجه شده است. علاوه بر موارد ذکر شده، بکارگیری ارتباطی بی‌سیم در انتقال اطلاعات بدون ایجاد مزاحمت، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. در عصر حاضر ارتباط بی‌سیم بلوتوث یکی از متداولترین روش‌های ارتباط بی‌سیم در دستگاه‌های مراقبت پزشکی است. در ادامه به چند مورد از پژوهش‌های انجام شده در زمینه‌های شتاب‌سنج و ارتباط بی‌سیم در کاربردهای پزشکی اشاره شده است.

۲-۱- مرور پیشینه تحقیق

۱-۲-۱- به کارگیری ارتباط بی‌سیم بلوتوث در تجهیزات پزشکی

در سال ۲۰۱۰ ارتباط بی‌سیم بلوتوث در کاربردهای پزشکی بیش از پیش مورد توجه قرار گرفت. در این سال سانچس^۳ و همکارانش [۳] با استفاده از ارتباط بلوتوث امکان مشاهده مداوم درجه حرارت بدن را فراهم ساختند. در این پژوهش درجه حرارت پرده تپان گوش از طریق ارتباط بلوتوث به گوشی همراه ارسال شده؛ پس از تجزیه و تحلیل، ناهنجاری‌های خواب فرد مشخص می‌شود. گانز^۴ و همکاران [۴] نیز با استفاده از فناوری بلوتوث امکان مسیریابی را برای اشخاص نابینا فراهم کردند. کلی^۵ و همکاران [۵] با استفاده از فناوری بلوتوث دستگاهی را ارائه کردند که امکان تشخیص مکان افراد مسن را در منزلشان فراهم می‌کند. ولنو^۶ و همکارانش [۶] به بررسی مصرف انرژی بدن پرداخته‌اند. در این پژوهش با استفاده از شتاب‌سنج سه جهته و بارومتر - که

بر روی کمر فرد نصب می‌شود- میزان مصرف انرژی فرد اندازه‌گیری شده؛ برای تشخیص بیماری‌هایی مانند بیماری‌های قلبی-عروقی و دیابت استفاده می‌شود. در این سیستم از ارتباط بلوتوث بین حسگرها و واحد تجزیه و تحلیل استفاده شده است. شودایس^۷ و همکاران [۷] به ثبت اطلاعات تنفسی فرد به صورت بی‌درنگ پرداختند و از ارتباط بلوتوث بمنظور تعامل بخش‌های مختلف استفاده کردند. بررسی پژوهش‌های انجام شده حاکی از آن است که به استفاده از ارتباط بی‌سیم بلوتوث در سال‌های اخیر بیش از پیش توجه شده است.

۲-۲-۱- فرانگری حرکات بدن با استفاده از دادگان

شتاب‌سنج

در سال ۲۰۰۵ سانگ^۸ و همکاران [۸] سیستمی مبتنی بر دادگان شتاب‌سنج سه محوره و ارتباط بی‌سیم رادیویی (RF)^۹، با هدف رصد حرکات سالمندان ارائه کردند. این سیستم با قرار گرفتن بر روی ران فرد داده‌ها را ثبت می‌کند و با استفاده از موجک^{۱۰} به تفکیک حرکات می‌پردازد. در مطالعه کاواماق^{۱۱} و همکارانش [۹] تعادل سر حین راه رفتن با سرعت‌های مختلف، با نصب حسگرهای شتاب بر سر، بالاتنه، پایین تنه و ساق پا، بررسی شد. بروک^{۱۲} و همکاران [۱۰] با استفاده از روش آستانه‌گذاری و شتاب‌سنج سه محوره به تشخیص لحظه زمین خوردن فرد پرداختند. در این پژوهش با مقایسه مکان نصب شتاب‌سنج بر روی کمر و ران، کمر مکان مناسب‌تری برای نصب حسگر تشخیص داده شد. کاوانو^{۱۳} و همکارانش [۱۱] با ترکیب حسگر مغناطیسی، ژيروسکوپ و شتاب‌سنج، روشی را برای اندازه‌گیری زوایای زانو ارائه کردند.

سون^{۱۴} و همکاران سیستمی مبتنی بر دادگان سه شتاب‌سنج دو محوره در قالب حسگری بی‌سیم، طراحی کردند که قادر به فرانگری فعالیت‌های فیزیکی و تشخیص وضعیت‌های مختلف بدن است [۱۲]. بورچفیلد^{۱۵} و همکارانش نیز سیستمی بر پایه شتاب‌سنج و شبکه زیگبی^{۱۶} طراحی

¹Real Time

²Microelectromechanical Systems

³Sanches J.M.

⁴Ganz A.

⁵Kelly D.N.

⁶Voleno M.N.

⁷Shouldice R.B.

⁸Song K.

⁹Radio Frequency

¹⁰Wavelet

¹¹Kavamagh J.

¹²Bourke A.K.

¹³Kawano K.

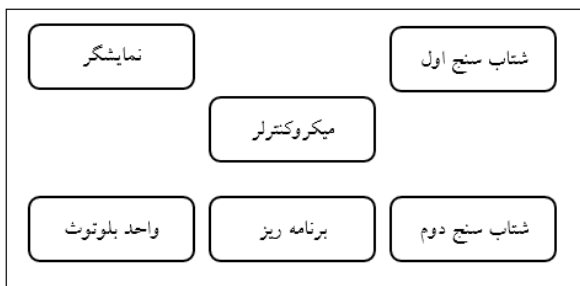
¹⁴Soon W.

¹⁵Burchfield T.R.

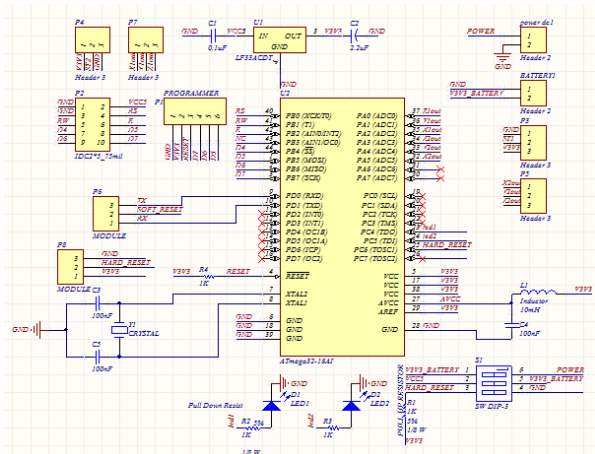
¹⁶Zigbee

۲- روش

در این پژوهش، هدف ساختن دستگاه ثبت اطلاعات زاویه با روش DCMR و با استفاده از واسط بلوتوث است. در روش DCMR به ثبت دادگان مربوط به دو شتاب‌سنج نیاز است. نمودار سخت‌افزار سیستم در شکل (۱) و طرح نمادین حسگر شتاب بی‌سیم در شکل (۲) نشان داده شده است. سیستم از پنج بخش مجزا تشکیل شده است که به منظور کاهش ابعاد سیستم می‌توان از روش سوار کردن چند برد بر روی یکدیگر استفاده کرد.



شکل (۱)- نمودار سخت‌افزار سیستم.



شکل (۲)- طرح نمادین حسگر شتاب بی‌سیم.

۲-۱- شتاب‌سنج ADXL330

استفاده از ریزشتاب‌سنج‌ها به دلیل ابعاد کوچک و مصرف توان کم در سال‌های اخیر رواج بیشتری یافته است. اساس عملکردی ریزشتاب‌سنج‌ها مشابه انواع خازنی و یا میله مرتعش است. ریزشتاب‌سنج مورد استفاده در این تحقیق ADXL330 است. این قطعه شتاب‌سنجی سه محوره با خروجی آنالوگ است که دارای توان مصرفی کمی بوده؛ با

کردند. در این پژوهش حرکت بازوی فرد دچار تشنج یا آسیب مغزی به سبب فقدان هوشیاری یا اغما به صورت بی-درنگ فرانگری، و از طریق شبکه زیگی بی به مرکز فرانگری ارسال شد [۱۳]. پاتل^{۱۷} و همکاران به طراحی حسگری قابل پوشیدن، بی‌سیم و مبتنی بر شتاب‌سنج بمنظور فرانگری وضعیت بالینی بیماران مبتلا به پارکینسون پرداخته‌اند. نقش این دستگاه جمع‌آوری سیگنال‌های بیومکانیک در طول حرکاتی مثل گام برداشتن، ضربات پاشنه، حرکات متناوب دست و نشستن است [۱۴]. به منظور توانبخشی افرادی که جراحی مفصل ران انجام داده‌اند، سوینی^{۱۸} و همکارانش در پژوهشی به فرانگری پای این بیماران پرداختند [۱۵]. مالکی و همکاران [۱۶] به طراحی و ساخت سیستم اندازه‌گیری زاویه مفصل آرنج پرداخته‌اند. این سیستم از دو بخش جمع‌آوری اطلاعات - که از طریق پورت سریال به رایانه متصل می‌شود- و بخش حسگر تشکیل می‌شود؛ ارتباط بین این دو بخش از نوع بی‌سیم رادیویی است.

در آخرین سیستم طراحی و ساخته شده در منبع [۱۶]، علاوه بر بزرگ بودن ابعاد واحد جمع‌آوری اطلاعات، به دلیل بکارگیری ارتباط از نوع رادیویی، مشکل خرابی سیگنال به دلیل استفاده از کابل سریال نیز وجود داشت. در این مقاله، نسل جدیدی از سیستم‌های اندازه‌گیری زاویه مفصل ارائه شده است. در این نسل ارتباط واحد جمع‌آوری اطلاعات با کامپیوتر از طریق بلوتوث بوده؛ با حذف واحد جمع‌آوری داده، ابعاد آن کاهش یافته است. ارتباط بلوتوث این امکان را فراهم می‌کند که با طراحی نرم‌افزار برای گوشی همراه بتوان اطلاعات را از طریق آن دریافت کرد و از نتایج و تحلیل آن‌ها بهره جست. نکته مهم در طراحی چنین سیستم‌هایی، امکان ثبت اطلاعات کافی است که این امر با افزایش تعداد حسگرها امکان‌پذیر است. در این نسل تعداد حسگرها به دو عدد افزایش یافته است که این امر امکان تحلیل روش DCMR^{۱۹} [۱۷] را فراهم می‌کند.

¹⁷Patel S.

¹⁸Soini M.

¹⁹ Distributed Common Mode Rejection



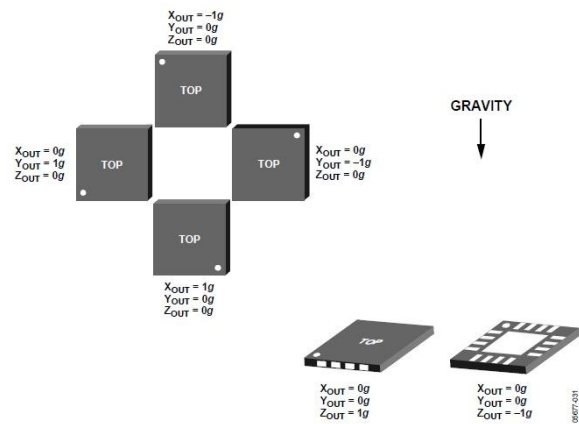
شکل (۴) - واحد بلوتوث Parani-BCD100 [۱۹].

هر دستگاه بلوتوث دارای آدرسی منحصر به فرد است که شامل ۱۲ رقم در مبنای ۱۶ است. Parani مجموعه‌ای از دستورات را برای کنترل و ایجاد پارامترهای سریال و ارتباط بلوتوث ارائه می‌کند. دستورات AT در واقع زبانی برای کنترل مودم‌ها است. این دستورات را که هیز^{۲۰} تهیه کرده؛ تمام کامپیوترهای شخصی و مودم‌ها این دستورات را تشخیص می‌دهند. این دستورات را به همراه قطعه Parani-BSD100 شرکت SENA ارائه کرده است. با توجه به سطح ولتاژ TTL ۳/۳ ولتی در میکروکنترلر ATMEGA32L و نیز سطح ولتاژ ۳/۳ ولتی واحد بلوتوث، اتصال واحد بلوتوث و میکروکنترلر بدون واسطه خواهد بود. واحد بلوتوث Parani به میزبان خود متصل شده؛ داده را از میزبان به دستگاه بلوتوث در سمت دیگر انتقال می‌دهد. داده در میانگیر داخلی واحد بلوتوث ذخیره شده؛ بسته به بسته ارسال می‌شود. واحد بلوتوث Parani ارتباط چندگانه با حداکثر ۴ مژوس را پشتیبانی می‌کند. بلوتوث در باند فرکانسی ۲/۴ گیگاهرتز یعنی باند ISM^{۲۱} کار می‌کند. باند ISM نیاز به مجوز ندارد و برای کاربردهای صنعتی، علمی و پزشکی در نظر گرفته شده است. طیف فرکانسی اختصاص یافته، در بازه ۲۰۰۰ تا ۲۴۸۳/۵ مگاهرتز است [۲۰].

۲-۳- واحد کنترل

در این تحقیق از میکروکنترلر ATMEGA32L استفاده شده است که وظایف آن عبارتند از: تبدیل سیگنال آنالوگ ۶ کانال به دیجیتال، نمایش وضعیت ارتباطی میکرو و واحد بلوتوث بر روی نمایشگر، ارسال سریال داده‌ها از طریق رابط USART^{۲۲} به واحد بلوتوث، تنظیم آهنگ نمونه‌برداری از کانال‌ها از طریق تایمر، نشان دادن وضعیت سیستم (آماده تبادل اطلاعات، در حال آماده‌سازی)، قطع و وصل کردن

اندازه‌گیری شتاب در سه محور، دستگاه را قادر می‌سازد زاویه مفصل سه محوره را نیز اندازه‌گیری کند. این محصول شرکت Analog Devices، بازه $\pm 3g$ را اندازه‌گیری می‌کند. این مدار مجتمع می‌تواند شتاب ایستای زمین را مشابه شتاب دینامیکی ناشی از حرکت، شوک و یا لرزش، اندازه‌گیری کند. خروجی ADXL330 تناسبی است؛ بنابراین حساسیت خروجی متناسب با ولتاژ تغذیه تغییر می‌کند. در $V_S=3/6V$ ، حساسیت نامی خروجی $360mV/g$ و در $V_S=2V$ حساسیت نامی خروجی $195mV/g$ است. بایاس خروجی به ازای شتاب صفر نیز تناسبی است؛ لذا خروجی نامی در شتاب صفر در تمام ولتاژهای تغذیه تقریباً برابر $V_S/2$ است [۱۸]. چگالی نویز با افزایش ولتاژ تغذیه کاهش می‌یابد که این امر به دلیل افزایش حساسیت - درحالی که نویز ثابت است - است. در $V_S=3/6V$ چگالی نویز خروجی محورهای X و Y، $230\mu g/Hz$ است، این در حالی است که در $V_S=2V$ این مقدار به $350\mu g/Hz$ افزایش می‌یابد. شکل (۳) خروجی شتاب‌سنج را به ازای جهت‌گیری‌های مختلف آن نشان می‌دهد [۱۸].



شکل (۳) - خروجی شتاب‌سنج برحسب جهت‌گیری آن [۱۸].

۲-۲- واحد بلوتوث

واحد بلوتوث مورد استفاده در این پژوهش Parani-BSD100 است که در شکل (۴) نشان داده شده است. این واحد بلوتوث قادر است شعاع صد متری را بدون نیاز به آنتن خارجی پوشش دهد؛ اگرچه این امکان برای کاربر وجود دارد که با طراحی آنتن خارجی برد آن را تا یک کیلومتر افزایش دهد.

²⁰Hayes

²¹Industrial, Scientific and Medical

²²Universal asynchronous receiver/transmitter



شکل (۷) - نمای بازوی ربات استفاده شده به عنوان تجهیزات محک.

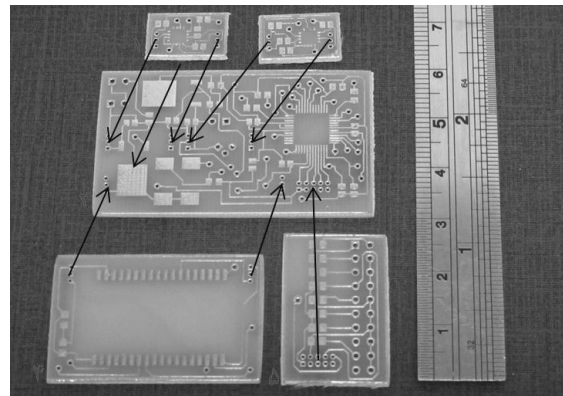
۲-۵- بررسی روش‌های برآورد زاویه مفصل

هنگام ثبت انواع سیگنال‌ها علاوه بر دقت سخت‌افزار موجود، روش‌های اندازه‌گیری نیز نقش عمده‌ای در دقت و درستی نتایج نهایی دارد. در اکثر موارد برای اندازه‌گیری هر کمیت روش‌های متعددی ارائه می‌شود که هر یک از آن‌ها دارای ضعف و قوت منحصر به خود هستند. نکته مورد توجه دیگر، در نظر گرفتن کارایی هر روش در شرایط مختلف است؛ بنابراین بررسی روش‌های موجود جهت اندازه‌گیری یک کمیت امری اجتناب‌ناپذیر است. از این‌رو در این بخش به بررسی دو روش موجود برای اندازه‌گیری زاویه مفصل با استفاده از دادگان شتاب‌سنج پرداخته، و سعی شده است عوامل مؤثر بر خطای هر روش شناسایی و الگوی آن استخراج شود تا در عمل بتوان روش مناسب را براساس شرایط موجود برگزید.

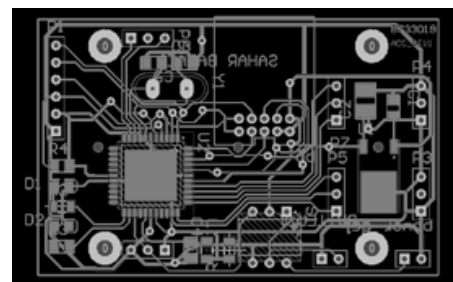
۲-۵-۱- روش محاسباتی CMR^{۲۴}

در این روش دو شتاب‌سنج بر روی دو پیوند مفصل در نزدیک‌ترین مکان به مرکز آن قرار می‌گیرند. در صورتی که به طور ایده‌آل این شتاب‌سنج‌ها بر روی مرکز مفصل قرار گیرند، اندازه شتاب‌های دو حسگر یکسان خواهد بود و زاویه مفصل از تفاضل جهت دو بردار شتاب در دستگاه مختصات

تغذیه واحد بلوتوث به منظور تثبیت تنظیمات پس از آماده‌سازی و اعمال راه‌اندازی مجدد^{۲۳} نرم‌افزاری یا سخت‌افزاری به واحد بلوتوث. برد چاپی مربوط به تمام بخش‌های دستگاه در شکل (۵) و نقشه مدار چاپی برد مادر در شکل (۶) نشان داده شده است.



شکل (۵) - بردهای مدار چاپی پنج‌گانه دستگاه. برد ۱: برد شتاب‌سنج اول، برد ۲: برد شتاب‌سنج دوم، برد ۳: برد مادر، برد ۴: برد واحد بلوتوث، ۵: برد برنامه‌ریز.



شکل (۶) - نقشه مدار چاپی برد مادر.

۲-۴- تجهیزات محک

تجهیزات محک مورد استفاده در این مطالعه، آونگی با یک درجه آزادی و دو پیوند مطابق شکل (۷) است که در صفحه عمودی حرکت دارد. یک پیوند در تمام شرایط ثابت است و پیوند دیگر حول مفصل در صفحه عمودی دوران دارد. ساختار تجهیزات محک به گونه‌ای است که پیوند متحرک همانند آونگ عمل می‌کند. در آزمایش‌ها از زاویه‌سنج الکترونیکی ساخت شرکت Biometrics با دقت ± 2 درجه و تکرارپذیری ± 1 درجه به عنوان مرجع مقایسه زاویه استفاده شد [۲۱].

²³Reset

²⁴Common Mode Rejection

$$\alpha_{L_i,k} = \alpha_{L_i,j} + \alpha_{L_i} M_{\left(-\frac{\pi}{2}\right)} r_{L_i,j \rightarrow k} + \omega_{L_i}^2 r_{L_i,j \rightarrow k}^2 \quad (3)$$

α_{L_i} و ω_{L_i} شتاب و سرعت زاویه‌ای پیوند L_i و M ماتریس دوران هستند. حال اگر فرض کنیم شتاب‌سنج‌ها در نقاط $P_{L_{1,2}}$ و $P_{L_{2,1}}$ نصب شده باشند، با اعمال رابطه (۳) به این نقاط و مفصل J داریم:

$$\alpha_{J,1} = \alpha_{L_{1,2}} + \alpha_{L_1} M_{\left(-\frac{\pi}{2}\right)} r_{L_{1,2} \rightarrow J} + \omega_{L_1}^2 r_{L_{1,2} \rightarrow J}^2 \quad (4)$$

$$\alpha_{J,2} = \alpha_{L_{2,1}} - \alpha_{L_2} M_{\left(-\frac{\pi}{2}\right)} r_{L_{2,1} \rightarrow J} - \omega_{L_2}^2 r_{L_{2,1} \rightarrow J}^2 \quad (5)$$

جهت شتاب‌های $\alpha_{L_{1,2}}$ ، $\alpha_{L_{2,1}}$ ، $\alpha_{J,2}$ ، $\alpha_{J,1}$ از رابطه (۲) و با اعمال رابطه (۱) به $\phi_{J,2}$ و $\phi_{J,1}$ زاویه حقیقی مفصل یعنی θ به دست می‌آید. به همین ترتیب برای $\phi_{L_{2,1}}$ و $\phi_{L_{1,2}}$ زاویه مفصل θ' محاسبه می‌شود. بنابراین خطای روش CMR از رابطه (۶) قابل محاسبه است [۱۷]:

$$\Delta\theta = \begin{cases} \theta' - \theta, & -\pi < \theta' - \theta \leq \pi \\ \theta' - \theta - 2\pi, & \theta' - \theta > \pi \\ \theta' - \theta + 2\pi, & \theta' - \theta \leq -\pi \end{cases} \quad (6)$$

۲-۵-۲- روش محاسباتی DCMR

در این روش دو شتاب‌سنج بر روی هر پیوند نصب می‌شوند. در صورتی که رابطه (۷) را به دو نقطه $P_{L_{1,2}}$ و $P_{L_{2,1}}$ اعمال کنیم، خواهیم داشت:

$$a_{L_{1,2}} - a_{L_{1,1}} = \alpha_{L_1} M_{\left(-\frac{\pi}{2}\right)} r_{L_{1,1} \rightarrow 2} + \omega_{L_1}^2 r_{L_{1,1} \rightarrow 2}^2 \quad (7)$$

بردار مکان $r_{L_{1,k} \rightarrow l}$ و $r_{L_{1,j} \rightarrow k}$ را می‌توان از طریق رابطه (۸) به هم مربوط کرد:

$$r_{L_{1,k} \rightarrow l} = \begin{pmatrix} r_{L_{1,k} \rightarrow l} \\ r_{L_{1,j} \rightarrow k} \end{pmatrix} M_{L_{1,j \rightarrow k} \# k \rightarrow l} r_{L_{1,j} \rightarrow k} \quad (8)$$

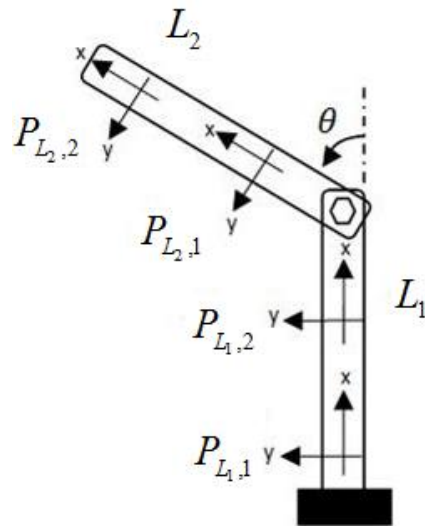
که در آن اندازه بردارهای متناظرشان هستند و M ماتریس چرخش این دو بردار است. با ضرب دو طرف رابطه (۸) در $M_{L_{1,1 \rightarrow 2} \# 2 \rightarrow J}$ و جایگذاری حاصل در رابطه (۴) خواهیم داشت:

$$\alpha_{J,1} = a_{L_{1,2}} + \begin{pmatrix} r_{L_{1,2} \rightarrow J} \\ r_{L_{1,1} \rightarrow 2} \end{pmatrix} M_{L_{1,1 \rightarrow 2} \# 2 \rightarrow J} (a_{L_{1,2}} - a_{L_{1,1}}) \quad (9)$$

با انجام همین روند برای رابطه (۵)، داریم:

محل آنها قابل استخراج است. در تشریح این روش، مطابق شکل (۸)، مفصل با نماد J زاویه مفصل با نماد θ و پیوند با نماد L نشان داده شده است. از این رو، نقطه J ام بر روی پیوند i ام با نماد $P_{L_i,j}$ نشان داده می‌شود. محور x برای تمام نقاط در راستای پیوند قرار دارد. بردار شتاب در نقطه $P_{L_i,j}$ با نماد $\alpha_{L_i,j}$ نشان داده شده است. همچنین $r_{L_i,j \rightarrow k}$ بیان‌کننده بردار مکان از نقطه J به نقطه k بر روی پیوند L_i است. زاویه مفصل از رابطه (۱) به دست می‌آید [۱۷]:

$$\theta = \begin{cases} \phi_{J,2} - \phi_{J,1}, & -\pi < \phi_{J,2} - \phi_{J,1} \leq \pi \\ \phi_{J,2} - \phi_{J,1} - 2\pi, & \phi_{J,2} - \phi_{J,1} > \pi \\ \phi_{J,2} - \phi_{J,1} + 2\pi, & \phi_{J,2} - \phi_{J,1} \leq -\pi \end{cases} \quad (1)$$



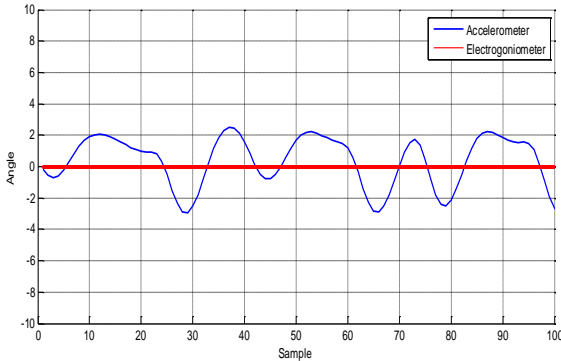
شکل (۸) - نمایش مفصلی با دو پیوند.

در رابطه (۱)، $\phi_{J,2}$ و $\phi_{J,1}$ جهت بردارهای $\alpha_{J,2}$ و $\alpha_{J,1}$ در دستگاه مختصات محلی آنها است که می‌توان از رابطه (۲) آن‌ها را به دست آورد [۱۷]:

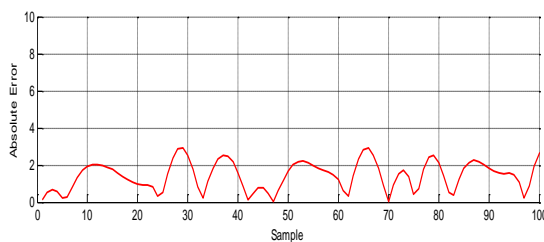
$$\phi = \begin{cases} \tan^{-1}\left(\frac{a_y}{a_x}\right), & a_x \geq 0 \\ \tan^{-1}\left(\frac{a_y}{a_x}\right) + \pi, & a_x < 0, a_y \geq 0 \\ \tan^{-1}\left(\frac{a_y}{a_x}\right) - \pi, & a_x < 0, a_y < 0 \end{cases} \quad (2)$$

در عمل نمی‌توان شتاب‌سنج‌ها را در مرکز مفصل قرار داد؛ لذا اندازه‌گیری شتاب دستخوش خطا می‌شود. در روابط آورده شده، شتاب دو نقطه $P_{L_i,j}$ و $P_{L_i,k}$ روی پیوند i ام را می‌توان از طریق رابطه (۳) به هم مربوط کرد:

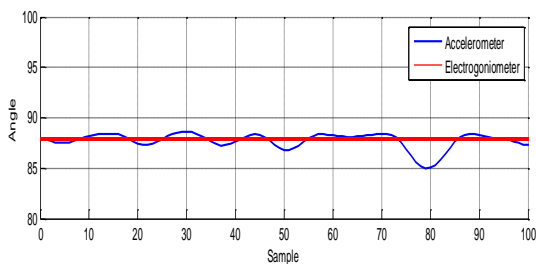
و لحاظ کردن تغییرات پارامترهای حسگر، می‌توان نتایج حاصل را بهبود بخشید. در تمام ثبت‌ها به منظور بهبود نتایج از فیلتر FIR مرتبه ۱۵۰ با فرکانس قطع ۱۰ هرتز استفاده شد.



شکل (۹)- نتایج ثبت ایستا با روش CMR و دادگان شتابسنج برای زاویه صفر درجه (محور افقی نمونه و با آهنگ نمونه‌برداری ۲۰ هرتز است).



شکل (۱۰)- خطای ثبت ایستا با روش CMR و دادگان شتابسنج برای زاویه صفر درجه.



شکل (۱۱)- نتایج ثبت ایستا با روش CMR و دادگان شتابسنج برای زاویه ۹۰ درجه.

۳-۱- کالیبراسیون دستگاه

در هنگام متناظر کردن ولتاژ خروجی ADXL330 به شتاب، خطاهایی رخ می‌دهد. به دلیل رفتارهای غیرخطی ذاتی حسگر، عدم تراز بودن محورها، تغییرات دمایی، مشکلات نصب قطعه بر روی برد مدار چاپی و سایر عوامل، روابط و

$$a_{j,1} = a_{L_2,1} - \left(\frac{r_{L_2,1 \rightarrow j}}{r_{L_2,j \rightarrow 1}} \right) M_{L_2,j \rightarrow 1} (a_{L_2,2} - a_{L_2,1}) \quad (10)$$

سپس با استفاده از روابط (۱) و (۲) می‌توان زاویه θ را به دست آورد. بنابراین، این روش با استفاده از داده‌های شتابسنج و بردار مکان آن‌ها بر روی هر پیوند، زاویه مفصل را محاسبه می‌کند [۱۷].

۳- ثبت و پردازش

در این مرحله به منظور بررسی روش CMR، حسگر به نحوی به تجهیزات محک نصب شد که دو شتابسنج در فواصل ۲۵۰ و ۲۶۵ میلی‌متری مرکز مفصل قرار گیرند. در شرایط ایستا انتظار می‌رود که مقدار زاویه‌ها با دقتی به مراتب بیشتر در مقایسه با شرایط پویا تعیین شود. در تمام ثبت‌ها آهنگ نمونه‌برداری ۲۰ هرتز تنظیم شده است. با اعمال روش CMR به دادگان شتابسنج که در فاصله ۲۵۰ میلی‌متری مرکز مفصل قرار دارد، در شرایط ایستا نمودارهای شکل (۹) برای زاویه صفر درجه و شکل (۱۱) برای زاویه ۹۰ درجه حاصل شدند و خطای زاویه به دست آمده نسبت به زاویه حاصل از زاویه‌سنج الکتریکی در نمودارهای شکل (۱۰) و (۱۲) رسم شده است (در شکل‌های (۷) الی (۱۲) محور عمودی بر حسب درجه و محور افقی بر حسب نمونه در زمان است). در این ثبت حداکثر خطا ۳/۵۲ درجه است و این به دلیل آن است که شتابسنج را در دورترین نقطه نسبت به مرکز مفصل قرار داده‌ایم و در روش CMR خطای اندازه‌گیری با فاصله گرفتن از مرکز مفصل افزایش می‌یابد [۱].

در مرحله بعد آونگ از زاویه مشخص رها می‌شود و با گذشت زمان به آرامی میرا می‌شود. دادگان شتاب برای یک کانال شتابسنج در شکل (۱۳) نشان داده شده است. در این مرحله آونگ از زاویه ۹۰ درجه رها می‌شود و در زمان به آرامی میرا می‌شود. خطای زاویه محاسباتی در شکل (۱۴) آورده شده است؛ که حداکثر خطا به میزان ۶ درجه مشاهده می‌شود. در ثبت‌های این مقاله، از پارامترهای ولتاژ انحراف و حساسیت ارائه شده در برگه اطلاعات استفاده شده است. این در حالی است که با کالیبره کردن حسگرها در هر جلسه ثبت

در رابطه (۱۱)، V_i ولتاژ خروجی، O_i ولتاژ انحراف در راستای محور i و S_{ij} حساسیت در راستای محور i برای شتاب در جهت محور j است؛ به عبارتی میزان تأثیرپذیری محور i از محور j را نشان می‌دهد. این مدل خطی عموماً براساس g (شتاب جاذبه زمین) بهنجار می‌شود، که در این حالت a_i بر حسب g و S_{ij} بر حسب V/g به دست می‌آیند. خروجی حسگر شتاب بر طبق رابطه (۱۲) شامل دو بخش شتاب جاذبه و شتاب ناشی از حرکت است:

$$a = a_g + a_a \quad (12)$$

با فرض $a_g \gg a_a$ ، بدین معنا که حرکت دارای شتاب زیادی در مقایسه با شتاب جاذبه زمین نباشد، خواهیم داشت:

$$a \cong a_g \quad (13)$$

با توجه به رابطه (۱۳) در شرایط ایستا و یا حرکت فاقد شتاب خواهیم داشت:

$$a_x^2 + a_y^2 + a_z^2 = g \quad (14)$$

بر طبق برگه اطلاعات ADXL330 این قطعه دارای جبران‌ساز حرارتی داخلی بوده؛ میزان اثرپذیری محورها از یکدیگر بسیار کم است. با فرض ناچیز بودن S_{ij} در رابطه (۱۱) داریم:

$$a_x = \frac{V_x - O_x}{S_{xx}} \quad (15)$$

$$a_y = \frac{V_y - O_y}{S_{yy}} \quad (16)$$

$$a_z = \frac{V_z - O_z}{S_{zz}} \quad (17)$$

با جایگذاری روابط (۱۵)، (۱۶) و (۱۷) در رابطه (۱۴) داریم:

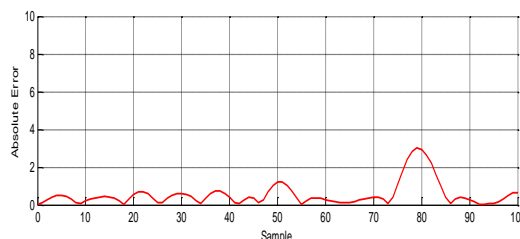
$$\left(\frac{V_x - O_x}{S_{xx}}\right)^2 + \left(\frac{V_y - O_y}{S_{yy}}\right)^2 + \left(\frac{V_z - O_z}{S_{zz}}\right)^2 = g^2 \quad (18)$$

رابطه (۱۸) معادله بیضی‌گون فضایی است. در این پژوهش اندازه‌گیری زاویه در صفحه سهمی مورد نظر است و شتاب راستای Z برابر صفر خواهد بود؛ بنابراین رابطه (۱۸) را می‌توان به شکل رابطه (۱۹) ساده کرد:

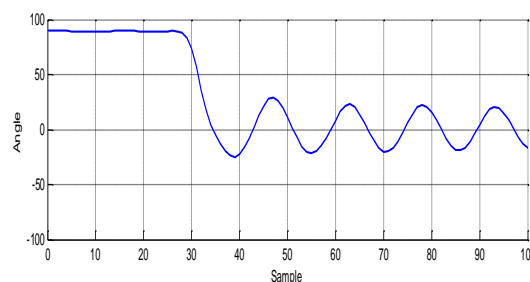
$$\left(\frac{V_x - O_x}{S_{xx}}\right)^2 + \left(\frac{V_y - O_y}{S_{yy}}\right)^2 = g^2 \quad (19)$$

رابطه (۱۹) معادله یک بیضی است که مختصات مرکز آن (O_x, O_y) است و قطرهای آن $2gS_{xx}$ و $2gS_{yy}$ است. بنابراین در صورتی که شتاب‌سنج بر روی آونگ نصب شود و آونگ

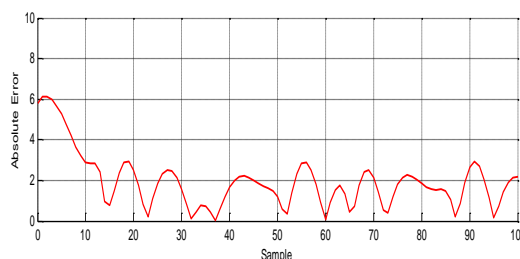
پارامترهای ارائه شده در برگه اطلاعات قطعه می‌تواند دستخوش تغییر شود. این شرایط سبب بروز خطا در محاسبات زاویه می‌شود؛ به طوری که این خطا حتی در شرایط ایستا - که پیوند حرکتی ندارد - نیز قابل مشاهده است. در حالت کلی مدل خطی رابطه (۱۱) برای شتاب‌سنج سه محوره استفاده می‌شود.



شکل (۱۲) - خطای ثابت ایستا با روش CMR و دادگان شتاب‌سنج برای زاویه ۹۰ درجه.



شکل (۱۳) - دادگان شتاب در ثبت رهاسازی آونگ از زاویه ۹۰ درجه.

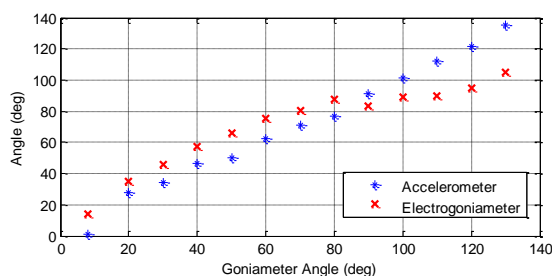


شکل (۱۴) - خطای زاویه محاسبه شده به روش CMR در ثبت رهاسازی آونگ از زاویه ۹۰ درجه.

$$\begin{bmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{xx} & S_{xy} & S_{xz} \\ S_{yx} & S_{yy} & S_{yz} \\ S_{zx} & S_{zy} & S_{zz} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} V_x - O_x \\ V_y - O_y \\ V_z - O_z \end{bmatrix} \quad (11)$$



شکل (۱۶) - نحوه قرارگیری تجهیزات اندازه‌گیری بر روی بازو و ساعد فرد مورد آزمایش. الکتروگونیاومتر بین بازو و ساعد و بر روی مفصل آرنج، و شتاب‌سنج نیز بر روی ساعد فرد نصب شده است. برخلاف الکتروگونیاومتر، شتاب‌سنج هیچ‌گونه محدودیتی در حرکت طبیعی فرد ایجاد نمی‌کند.

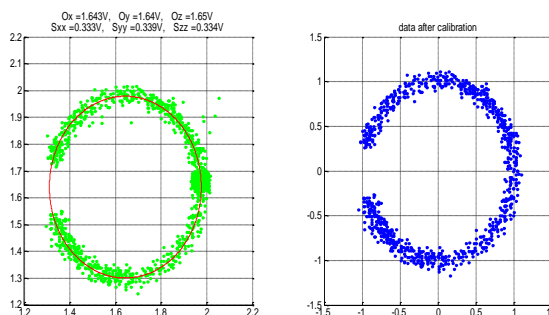


شکل (۱۷) - زاویه محاسبه شده با استفاده از دادگان شتاب‌سنج و الکتروگونیاومتر بر حسب زاویه گونیاومتر مکانیکی.

۴- بحث و نتیجه‌گیری

در ثبت ایستا زاویه صفر درجه، حداکثر خطا برابر ۳ درجه و در ثبت دینامیک زاویه، حداکثر خطا ۶/۱ درجه است و این به دلیل آن است که شتاب‌سنج را در دورترین نقطه نسبت به مرکز مفصل قرار داده‌ایم تا حداکثر خطا را استخراج کنیم؛ البته با در نظر گرفتن این موضوع که وضعیت بیمار به گونه‌ای نباشد که بتوان آن را در نزدیکی مفصل نصب کرد. در روش CMR خطای اندازه‌گیری، با فاصله گرفتن از مرکز مفصل افزایش می‌یابد و زمانی که دو شتاب‌سنج در مرکز مفصل قرار گیرند، خطا صفر است. خطای این روش ناشی از عدم امکان نصب شتاب‌سنج‌ها در مرکز مفصل است و در صورتی که این امکان فراهم شود، خطای روش CMR صفر خواهد بود. روش DCMR فاقد اشکالات روش CMR است و از دقت

آهسته بازه حرکتی خود را جاروب کند، روابطی که پیش‌تر ذکر شد صادق خواهند بود. در صورتی که داده‌های شتاب محور X و Y بر حسب یکدیگر رسم شوند، هاله بیضی‌گونه‌ای به دست می‌آید. با تطبیق یک بیضی بر این داده‌ها می‌توان پارامترهای مدل را بر طبق رابطه (۱۹) محاسبه کرد. نحوه تطبیق بیضی برای دو شتاب‌سنج در شکل (۱۵) نشان داده شده است.



شکل (۱۵) - مقایسه داده کالیبره و بهنجار (شکل سبز) و داده خام (شکل آبی).

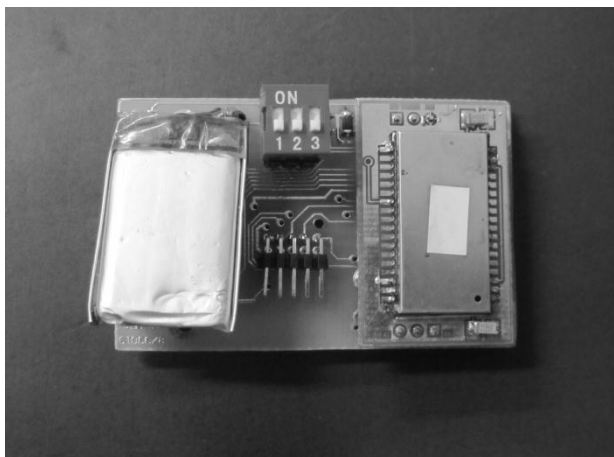
۳-۲- ثبت زاویه تا شدن آرنج در شرایط ایستا

در این ثبت، زاویه تا شدن آرنج در شرایط ایستا با استفاده از داده‌های شتاب‌سنج و الکتروگونیاومتر تعیین شد. همچنین از گونیاومتر مکانیکی به عنوان مرجع استفاده شد تا بتوان کارایی الکتروگونیاومتر و شتاب‌سنج را در تخمین زاویه مفاصل بدن مقایسه کرد. تجهیزات اندازه‌گیری مطابق شکل (۱۶) بر روی ساعد و بازوی فرد مورد آزمایش قرار گرفت.

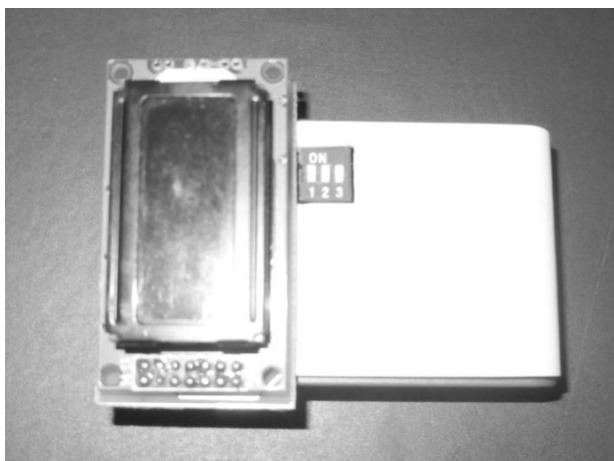
در این ثبت فرد بازوی خود را ثابت نگه داشته؛ ساعد را در حداکثر بازه حرکتی آن با گام‌های ۱۰ درجه حرکت می‌دهد. تنظیم دقیق زاویه با کمک آزمون‌گر و با استفاده از زاویه‌سنج مکانیکی انجام می‌شد. از آنجایی که نتایج روش CMR و DCMR در شرایط ایستا تقریباً یکسان است تنها به مقایسه روش CMR و نتایج الکتروگونیاومتر بسنده شد. نتایج به دست آمده در شکل (۱۷) نشان داده شده است.

بودن ابعاد واحد جمع‌آوری اطلاعات به دلیل بکارگیری ارتباط از نوع رادیویی و مشکل خرابی سیگنال، به‌منظور استفاده از کابل سریال فائق آمده است.

نمای دستگاه ساخته شده به صورت باز و بسته به ترتیب در شکل‌های (۱۸) و (۱۹) مشاهده می‌شود. ابعاد دستگاه ساخته شده $۷ \times ۴/۵ \times ۱/۵$ سانتی‌متر مکعب و وزن آن ۲۱۵ گرم است.



شکل (۱۸) - نمای دستگاه نهایی به صورت باز.



شکل (۱۹) - نمای دستگاه نهایی به صورت بسته.

۵- مراجع

- [1] Soini M., Nummela J., Oksa P., Ukkonen L., Sydanheimo L., Wireless Body Area Network for Hip Rehabilitation System; Ubiquitous Computing and Communication, 2008; 3(5):45.
- [2] Soon W., Yeoh., Pek I., Yong Y.H., Chen X., Waluyo A., Ambulatory Monitoring of the Human Posture and Walking Speed Using Wearable

بسیار خوبی برخوردار است. این روش آزادی عمل بیشتری را در هنگام نصب شتاب‌سنج‌ها به کاربر می‌دهد و قابلیت به‌کارگیری این روش محاسباتی در حسگر ساخته شده به دلیل وجود دو شتاب‌سنج، وجود دارد. این سیستم به صورت واحدهای جداگانه طراحی شده؛ که این امر علاوه بر کاهش ابعاد سیستم، سبب کاهش هزینه‌های ناشی از تعمیر سیستم می‌شود و به این ترتیب بخش‌های جداگانه در صورت خرابی قابل جایگزینی خواهند بود. استفاده از قطعات نصب سطحی نیز این امکان را فراهم می‌کند که دستگاه در حداقل ابعاد ساخته شود.

استفاده از واحد بلوتوث و باتری سبک Li-ion سبب شد دستگاه قابل حمل بوده؛ راحتی کاربر را به همراه داشته باشد. به کارگیری میکروکنترلر AVR در این سیستم علاوه بر همگام کردن آن با فناوری روز، امکان افزودن امکانات جانبی دیگری نظیر Ethernet را در شبکه‌های بیمارستانی و حافظه جانبی به منظور ذخیره‌سازی اطلاعات، فراهم می‌کند. علاوه بر این AVR به دلیل سرعت زیاد، پردازش داخلی داده‌ها را نیز امکان‌پذیر می‌کند. نصب دو شتاب‌سنج سه محوره در این دستگاه اطلاعات کافی برای بررسی زاویه مفصل را فراهم کرده؛ گامی برای نحوه اندازه‌گیری زاویه مفصل سه محوره به روش DCMR خواهد بود. علاوه بر این، برخلاف زاویه‌سنج الکتریکی که لازم است دو سر انتهایی آن در دو طرف مفصل نصب شود، شتاب‌سنج در محلی نصب شده؛ از این رو مزاحمت دستگاه ثبت سیگنال در انجام طبیعی حرکت، به مراتب کمتر است. از آنجایی که می‌توان شتاب‌سنج را با فاصله بیشتری از مفصل نصب کرد، امکان نصب آن در نقاطی که جابجایی پوست در اثر حرکت کمتر است، وجود دارد و در نتیجه خطای محاسبه زاویه کاهش می‌یابد. این در حالی است که زاویه‌سنج الکتریکی دارای محدودیت‌های نصب بوده؛ پایه‌های آن باید در طرفین مفصل قرار گیرند و هزینه شتاب‌سنج به مراتب کمتر از زاویه‌سنج الکتریکی است. با توجه به آنچه گفته شد، نتیجه می‌گیریم سیستم ساخته شده در این پژوهش در مقایسه با آخرین نسل [۱۷]، با جایگزینی واحد بلوتوث و بکارگیری دو شتاب‌سنج بر مشکلات بزرگ

- IEEE EMBS Conference Vancouver, British Columbia, Canada, 2008.
- [13] Burchfield T.R., Venkatesan S., Accelerometer-based human abnormal movement detection in wireless sensor networks; International Conference On Mobile Systems, New York, 2007: 67-69.
- [14] Patel S., Lorincz K., Hughes R., Huggins N., Growdon J., Welsh M., Bonato P., Analysis of feature Space for Monitoring Persons with Parkinson's Disease With Application to a Wireless Wearable Sensor System; 29th Annual International IEEE EMBS Conference, Lyon, France, 2007.
- [15] Soini M., Nummela J., Oksa P., Ukkonen L., Sydanheimo L., Wireless Body Area Network for Hip Rehabilitation System; Ubiquitous Computing and Communication Journal, 2008; 3(5): 42-44.
- [۱۶] مالکی ع.، فرخزادی م. سیستم بی مزاحمت ثبت اطلاعات کینماتیک حرکت اندام با حسگرهای بی سیم مبتنی بر شتابسنج؛ مجموعه مقالات هفدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، ۱۳۸۹.
- [17] Cheng P., Linnarsson F.N., Oelmann B., Joint angular sensor based on distributed biaxial MEMS accelerometers; IEEE Industrial Electron. Society Conf., 2007: 2242-2247.
- [18] "ADXL330: Small, low power, 3-axis +3g iMEMS Accelerometer datasheet," Analog Devices, Inc, Sep. 2006. [Online]. Available: http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADXL330.pdf. [Accessed Aug. 9, 2011].
- [19] "Bluetooth class 1 OEM module: Parani-BCD100 product datasheet," Sena Technologies, Inc, pp. 1-22, Feb. 2010. [Online]. Available: http://www.sena.com/download/datasheet/ds_parani_bcd100-v1.0.2.pdf. [Accessed Aug. 9, 2011].
- [20] Miller B.A., Bisdikian C., Bluetooth revealed., New Jersey: Prentice Hall, 2001: 5-168.
- [21] Biometrics Ltd, Goniometer and torsiometer operating manual, 2002.
- Accelerometer Sensors, 30th Annual International IEEE EMBS Conference Vancouver, British Columbia, Canada, 2008.
- [3] Sanches J.M., Pereira B., Paiva T., Headset bluetooth and cell phone based continuous central body temperature measurement system; IEEE Int. Conf. Eng. Medicine Biology Society, 2010: 2975-2978.
- [4] Ganz A., Gandhi S.R., Wilson C., Insight: RFID and bluetooth enabled automated space for blind and visually impaired; IEEE Int. Conf. Eng. Medicine Biology Society, 2010: 331-334.
- [5] Kelly D.N., Mcloone S., Farrell R., Minimal hardware bluetooth tracking for long-term at-home elder supervision; IEEE Int. Conf. Eng. Medicine Biology Society, 2010: 2136-2140.
- [6] Voleno M.N., Redmond S.J., Cerutti S.N., "Energy expenditure estimation using triaxial accelerometry and barometric pressure measurement; IEEE Int. Conf. Eng. Medicine Biology Society, 2010: 5185-5188.
- [7] Shouldice R.B., Heneghan C., Petres G., Real time breathing rate estimation from a non contact biosensor; IEEE Int. Conf. Eng. Medicine Biology Society, 2010: 630-633.
- [8] Song K., Wang Y., Remote activity monitoring of the elderly using a two-axis accelerometer; Proc. CACS Automatic Control Conf., 2005.
- [9] Kavamagh J., Barrett R., Morrison S., The role of the neck and trunk in facilitating head stability during walking; Experimental Brain Research Journal, 2006: 454-463.
- [10] Bourke A.K., O'brien J.V., Lyons G.M., Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm; Gait and Posture, 2006; 26(2): 194-199.
- [11] Kawano K., Kobashi S., Yagi M., Analyzing 3D knee kinematics using accelerometers, gyroscopes and magnetometers; IEEE Int. Conf. Syst. Systems Eng., 2007: 1-6.
- [12] Soon W., Yeoh., Pek I., Yong Y.H., Chen X., Waluyo A., Ambulatory Monitoring of the Human Posture and Walking Speed Using Wearable Accelerometer Sensors; 30th Annual International