Archive of SID

طراحی مفهومی دستگاه توان‌سنجی سه‌محورهٔ عضلات کمر در حالت ایزومتریک

محمودرضا آذغانی [i *]؛ فرزام فرهمند [ii]؛ علی مقداری [iii]؛ فراس حکاک [iv]؛ محمد پرنیانپور [v]

چکیده

درک بهتر نقش بیومکانیکی اجزاء مختلف سامانه اسکلتی عضلانی عصبی تنه می‌تواند به انتخاب راهکارهای مناسب برای پیشگیری از بروز کمردرد و نیز پیشنهاد تمرین‌های مناسب برای بهبود آن منجر شود. مطالعات آزمایشگاهی که با استفاده از دستگاه‌های توانسنجی، گشتاور حاصل از فعالیت عضلات تنه را به ازاء سطوح مختلف شدت فعالیت عضلات اندازه‌گیری می‌کنند، مهمترین منابع برای درک بهتر بیومکانیک تنه و اجزاء آن محسوب می‌شوند. در این مطالعه طراحی یک نمونه جدید از دستگاه توانسنجی عضلات کمر، بر مبنای کمترین خیز تحت بارهای وارده، رعایت تنگناهای ناشی از ابعاد بدنی جامعه مورد مطالعه و ملاحظات خاص اندازه گیری ارائه می‌گردد که با استفاده از حسگرهای تک‌محوره و چیدمان مناسبی از بندها و مفاصل ، اندازه گیری دقیق سه بعدی گشتاورهای کمر را در وضعیت های استقرار مختلف بدنی به دور محورهای آناتومیک امکان‌پذیر می‌کند. از دیگر ویژگی‌های طرح حاضر می‌توان به تقارب محورهای مفاصل، پایداری بالا، امکان موقعیت‌دهی تنه در دامنه‌ای وسیع از ترکیب زوایا در هر سه محور آناتومیک، و امکان قرارگیری اندامهای تحتانی در حالت‌های نشسته و ایستاده اشاره نمود.

کلمات کلیدی : طراحی مفهومی، توانسنجی، عضلات تنه، حالت ایزومتریک

Conceptual Design of an Apparatus for Tri-axial Measurement of Lumbar Torques in Isometric Mode

M.R. Azghani, F. Farahmand, A. Meghdari, F. Hakkak , M. Parnianpour

ABSTRACT

Understanding the role and significance of the different components of the trunk neuro-musculo-skeletal system is of great importance for development of proper preventive and curative measures for low back pain. The experimental investigations, using lumbar moment measurement devices, are considered the most useful sources of information for detail understanding of the biomechanics of trunk and its components. This paper describes the conceptual design of a new lumbar moment measurement system, based on minimum deflection, anthropometric characteristics, and measurement considerations. The system is capable to measure the 3-D trunk moments using uni-directional torque sensors within a proper configuration of links and joints. Some other features of the system include convergence of its joints, high stability, and ability to adapt to a wide range of anatomical postures is standing and sitting positions.

KEY WORDS: Conceptual design; Lumbar moments, Isometric, measurement

تاریخ دریافت مقاله:۱۳۸٦/۷/۵

تاریخ اصلاحات مقاله: ۱۳۸۷/٦/۲۵

[i *] نویسنده مسئول و دانشجوی دکتری مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف :Email: m_azghani@mech.sharif.edu

[ii] استاد دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف: Email: farahmand@sharif.edu.

[iii] استاد دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف: Email: meghdari@sharif.edu.

[iv] کارشناس ارشد مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف: Email: f_hakkak@yahoo.com.

[v] استادمعین دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف: Email: parnianpour@sharif.edu.

www.SID.ir

Archive of SID

۱- مقدمه

هم اکنون کمردرد یکی از شایع‌ترین عوارض اسکلتی-عضلانی است که اکثر مردم در طول عمر خود به آن دچار می‌شوند. اغلب محققان کمردرد را ناشی از اعمال بارهای بیش از حد مجاز به بافتهای نرم می‌دانند که این خود از ناکافی بودن استحکام و پایداری سامانه اسکلتی‌عضلانی ستون مهره‌ها نتیجه می‌شود. درک بهتر نقش اجزاء مختلف سامانه اسکلتی عضلانی عصبی تنه در تأمین پایداری و تحمل بار می‌تواند به انتخاب راهکارهای مناسب به منظور پیشگیری از بروز کمردرد و نیز ارائهٔ تمرین‌های مناسب برای بهبود آن منجر شود [۱و۲].

مطالعات آزمایشگاهی که بیشتر با استفاده از دستگاه‌های توانسنجی به اندازه‌گیری گشتاور حاصل از فعالیت عضلات تنه می‌پردازند، همواره مهمترین و معتبرترین منبع شناخت بیومکانیک کمر بوده‌اند [۳و۴و۵و۶]. تا کنون نمونه‌های زیادی از دستگاه‌های سنجش گشتاورهای کمر ارایه شده اند که در اغلب آنها اندازه گیری تنها بصورت تک محوره انجام می‌شود. از دستگاه‌های دو یا سه محوره می‌توان به دستگاه‌های ویلیام ماراس [۷و۸]، دستگاه ایزواستیشن B۲۰۰ [۹و۱۰] و دستگاه LIST ۲۰۰۴ [۱۱] اشاره نمود. بررسی‌های تفصیلی [۹]- [۱۱] نشان داده اند که کلیه دستگاه‌های سنجش سه محوره گشتاورهای کمر که تاکنون ارائه شده‌اند دچار مشکلاتی اند که اعتبار نتایج آنها را مورد تردید قرار می‌دهد. از مهمترین این مشکلات می‌توان به مواردی نظیر نداشتن تقارب محورهای اندازه‌گیری، لقی مفاصل در حالت اندازه‌گیری ایزومتریک، محدودیت وضعیت استقرار به حالت ایستادهٔ قائم، و بروز خطاهای ناشی از پایین بودن فرکانس طبیعی و وارد شدن بارهای ترکیبی به سنسورها اشاره نمود.

با توجه به ملاحظات یادشده هدف از این مطالعه، طراحی یک دستگاه سه‌محورهٔ اندازه‌گیری گشتاورهای کمر بوده است که ضمن قابلیت کاربرد راحت و ایمن در وضعیت های استقرار مختلف در حالتهای ایستاده و نشسته، از صلبیت و پایداری لازم برای اندازه گیری دقیق گشتاورها در حالت فعالیت ایزومتریک عضلات برخوردار باشد و بتواند با آرایش مناسب بندها و مفاصل، نتایج را دور محورهای متقارب آناتومیک، منطبق بر استانداردهای پذیرفته شده بالینی، ارایه نماید.

۲- روش

۲-۱- ملاحظات طراحی

پیش از هر چیز لازم است ملاحظاتی که باید در طراحی دستگاه مورد توجه قرار گیرند تبیین شوند. مهمترین این ملاحظات عبارتند از:

- دستگاه باید توانایی تحمل گشتاورهای حداکثر کمر با تغییر شکل ناچیز باشد. مقادیر حداکثر گشتاورهای کمر در سه محور برای صدک نودوپنج بزرگسالان در جدول ۱ نشان داده شده است[۳] -[۶].

جدول ۱- حداکثر گشتاورهای کمر در سه محور حول مفصل کمری-خاجی برای صدک ۹۵ افراد سالم در حالت ایزومتریک (نیوتن-متر)

مرجع	جنس	خمش به جلو	خمش به عقب	خمش به راست	خمش به چپ	چرخش به راست	چرخش به چپ
[۳]	مرد	--	۳۳۵	--	--	--	
[۴]	مرد	۲۸۹	۲۷۶	۲۲۵	۲۲۳	۱۵۱	۱۵۰
[۵]	مرد	۱۴۹	۲۱۰	۱۵۱	۱۴۳	--	--
	زن	۸۷	۱۱۷	۸۰	۷۸	--	--
[۶]	مرد	۱۵۹	۲۱۵	۱۶۹	۱۷۳	۹۲	۸۳
	زن	۶۶	۱۱۸	۸۴	۹۳	۵۴	۴۷

- دستگاه باید از دامنه حرکتی کافی برای تامین محدوده حرکات طبیعی کمر در فعالیت های بدنی روزمره برخوردار باشد. دامنه حرکتی بخش کمری ستون فقرات برای خمش به جلو و عقب به ترتیب معادل ۶۰ و ۲۵ درجه و برای خمش به راست/چپ و چرخش به راست/چپ به ترتیب ۲۵ و ۳۰ درجه گزارش شده اند [۱۲].

- ابعاد دستگاه باید بر اساس داده‌های آنتروپومتری جامعهٔ آماری هدف انتخاب گردد. با توجه به اینکه اندازه‌گیری گشتاورهای کمر در طیف وسیعی از جامعه مورد نظر است، مناسب است که ابعاد بدنی ۹۰٪ میانی جمعیت بزرگسالان (از صدک پنجم تا صدک نود و پنجم) مورد توجه قرار گیرند. همچنین دستگاه باید از امکان قراردهی فرد مورد آزمایش در کلیه حالات ایستاده، نیمه‌نشسته، و نشسته و نیز امکان تنظیم ارتفاع برای افراد مختلف (کفی و پشتی) برخوردار باشد [۱۳] .

- با توجه به ماهیت دستگاه و لزوم کنترل خطاهای اندازه‌گیری، طراحی باید بر اساس کمترین خیز و انعطاف اجزاء تحت بارهای وارده و نویزهای محیطی صورت گیرد. به منظور افزایش صلبیت دستگاه باید آرایش مناسبی از مفاصل و بندها انتخاب شده و از مفاصل فراوان و بندهای طولانی تا حد امکان پرهیز گردد. همچنین فرکانس طبیعی دستگاه باید تا حدامکان بالا باشد تا اثر نویزهای دینامیکی کاهش یابد.

- همزمان با بالا بودن صلبیت، ممان اینرسی بخش متحرک دستگاه باید تا حد امکان پایین باشد تا برای کار در حالتهای کاری دینامیکی، کمترین مقاومت را در مقابل حرکت بدن ایجاد نماید.

www.SID.ir

Archive of SID

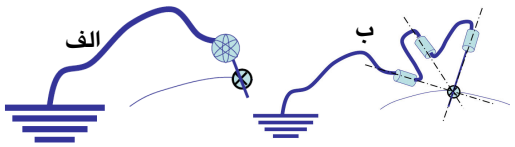
– دستگاه باید از راحتی و ایمنی کافی برای آزمایش افراد آزمودنی برخوردار باشد. نداشتن احساس راحتی و ایمنی فرد حین آزمایش می‌تواند نتایج حاصل را تحت تاثیر قرار دهد. همچنین دستگاه باید از حجم مناسب و زیبایی ظاهری نسبی برخوردار باشد تا احساس ناخوشایندی در فرد آزمودنی ایجاد نکند.

۲-۲- طراحی سازوکارها

توانسنجی سه محوره عضلات کمر نیازمند اندازه‌گیری گشتاورهای کمر حول دیسک کمری‌خاجی است. بعبارت دیگر هدف دستگاه، اندازه‌گیری گشتاورهایی است که در محل دیسک از بالاتنه به پایین تنه (و بطور وارون) منتقل می‌شوند. برای اندازه‌گیری نیروها و گشتاورهای عمل کننده بر بالاتنه با توجه به اینکه اتصال مستقیم حسگرهای نیرو و گشتاور به بدن فرد آزمودنی امکان‌پذیر نیست پیش از هرچیز باید جسم صلبی را بصورت مستحکم به بالاتنه متصل کرد تا حسگرهای نیرو و گشتاور به آن اتصال یابند. روش متداول، استفاده از یک پشتی است که با تسمه به بدن متصل می‌گردد. در حالت کلی داده هایی که باید اندازه‌گیری شوند سه مولفه نیرو و سه مولفه گشتاور را شامل می‌شوند اما روشن است که اگر بتوان گشتاورهای وارده بر پشتی را حول مفصل کمری‌خاجی اندازه‌گیری نمود دیگر نیازی به اندازه‌گیری نیروها نخواهد بود.

سازوکار موقعیت‌دهی

سازوکار موقعیت‌دهی در دستگاه سه‌محوره توانسنجی عضلات کمر وظیفه انطباق دستگاه سنجش با موقعیت بالاتنه (قفسه سینه) را در فضای سه‌بعدی بر عهده دارد. در حالت کلی، حرکت بالاتنه در فضا از ۶ درجه آزادی برخوردار است. لذا سازوکار موقعیت‌دهی باید از حداقل ۶ درجه آزادی برخوردار باشد تا بتواند با موقعیت‌های مختلف تنه در فضا انطباق یابد. بر این اساس، نخستین سازوکاری که مطرح می‌شود یک ربات ۶ درجه آزادی است که حرکات انتهای آن همواره بر حرکات قفسه سینه منطبق است و سازوکار سنجش (حسگرهای نیرو و گشتاور) در انتهای آن نصب شده‌اند (شکل۱-الف). اما چنین سازوکاری به دلایلی از جمله تعداد بندها و مفاصل، نیاز به نیروسنج‌ها و گشتاورسنج‌های سه‌محوره، دشواری قفل کردن مفاصل و هزینه‌های بالای ساخت، گزینه‌ای برتر محسوب نمی‌شود. در این میان، منابع زیادی نشان داده‌اند که برخلاف این که حرکت بالاتنه نسبت به پایین‌تنه با استفاده از حرکات جزئی مهره‌های ستون فقرات صورت می‌گیرد، می‌توان در عمل، حرکت مزبور را بصورت دوران حول دیسک کمری‌خاجی (بعنوان مرکز دوران ثابت قفسه سینه) در نظر گرفت. با این فرض، حرکت بالاتنه معادل حرکت یک جسم صلب حول یک مفصل گوی و کاسه و تنها شامل سه درجه آزادی دورانی خواهد بود.



شکل۱-(الف) طرحواره بازوی ۶ درجه آزادی (ب) طرحواره روبات سه درجه آزادی با امتداد مفاصل همرس

بنابراین در صورتی که سازوکار موقعیت‌دهی دستگاه بگونه‌ای طراحی شود که موقعیت پایه آن بر مفصل کمری-خاجی منطبق گردد، تنها به سه درجه آزادی نیاز خواهد داشت. روشن است که بدلیل تداخل دستگاه با بدن فرد امکان قرار گرفتن پایه در موقعیت مزبور بصورت فیزیکی وجود ندارد اما می‌توان طراحی را بگونه‌ای انجام داد که محورهای امتدادیافتهٔ مفاصل سازوکار موقعیت‌دهی از مفصل کمری‌خاجی فرد آزمونی عبور نمایند (شکل۱ب).

در این صورت مسئله انتخاب سازوکار موقعیت‌دهی دستگاه بصورت مسئله طراحی یک سازوکار کروی در می‌آید که در آن مفاصل در نقطه ثابتی همرس هستند و بندها حول آن روی سطوح کروی فرضی دوران می‌کنند. سازوکار های کروی را می‌توان بطور کلی به دو گروه سازوکار های موازی و سری تقسیم نمود. در حالت موازی سه محور مستقل از یکدیگر وجود دارد که در یک انتها با گشتاورسنج به پشتی نصب شده‌اند و در انتهای دیگر به زمین اتصال یافته‌اند. در این حالت می‌توان محورها را بصورت دو به دو متعامد در نظر گرفت که این امر از نظر دقت اندازه‌گیری مهم است. اما موقعیت‌دهی محورها در وضعیتهای استقرار مختلف بصورتی که همواره در مرکز دیسک خاجی کمری همرس باشند بسیار دشوار یا ناممکن است.

در حالت سری، سه محور بصورت عمود بر هم (یا تحت زاویه) نسبت به یکدیگر مفصل می‌شوند. یک گشتاورسنج در انتهای متصل به پشتی و دو گشتاورسنج در محل مفاصل محورها قرار می‌گیرند و انتهای دیگر به زمین ثابت می‌شود.

در ارزیابی کلی، سازوکارهای موازی نسبت به سازوکارهای سری از پایداری (صلبیت) بیشتری برخوردارند اما در عوض دامنهٔ حرکت آنها محدودتر است و دارای مفاصل بیشتری هستند [۱۴]

www.SID.ir

Archive of SID

در پی انطباق دستگاه سنجش با موقعیت بالاتنه (قفسه سینه) توسط سازوکار موقعیت‌دهی، سازوکار گشتاورسنجی وظیفه تثبیت این موقعیت و اندازه‌گیری گشتاورهای کمری را در امتداد سه محور بر عهده دارد. برای اندازه‌گیری گشتاورهای کمر می‌توان از سه روش استفاده نمود:

۱) اندازه‌گیری نیروها با ۶ نیروسنج تک‌محوره و بدست آوردن گشتاورها با ضرب نیروها در بازوهای گشتاوری

۲) اندازه‌گیری همزمان نیروها و گشتاورها با استفاده از یک نیروسنج شش‌محوره و یا ترکیبی از چند نیروسنج و گشتاورسنج تک‌محوره (در مجموعً ۶ محور)

۳) اندازه‌گیری گشتاورها بطور مستقیم با چند گشتاورسنج تک‌محوره در مفاصل بندها

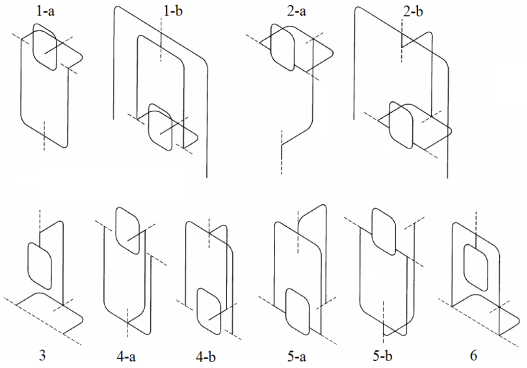
روش اول نیاز به جایگذاری شش نیروسنج در مفاصل یا در قسمت‌های دیگر مانند نشیمنگاه دستگاه دارد که اجرای آن دشوار است و دقت بالایی در پی نخواهد داشت. در روش دوم کافی است که یک نیروسنج شش‌محوره روی بند سوم دستگاه قرار گیرد. اما این روش برخلاف کارآمدی نیازمند هزینه قابل توجهی است. در روش سوم با استفاده از سه گشتاورسنج تک‌محوره با محورهای همرس در یک نقطه (دیسک کمری- خاجی فرد مورد آزمایش) می‌توان با توجه به ترکیب خاص ماتریس ژاکوبی، بدون آنکه سه نیروی کمر به عنوان مجهول وارد معادلات شوند، سه گشتاور کمر را بدست آورد.

چیدمان‌های متفاوتی از سه محور متقاطع همرس نسبت به همدیگر می‌توان ارائه نمود(۶= !۳). که تصاویر آنها در شکل ۲ آمده است.

از سوی دیگر، برای اندازه‌گیری گشتاورهای کمر حول سه محور، باید چارچوب اندازه‌گیری متشکل از سه گشتاورسنج تک‌محوره با محورهای همرس، از توانایی چرخش در زوایای مورد نظر برخوردار باشد که برای این مسئله نیز دو امکان وجود دارد:

۱) استفاده از یک چارچوب ثابت با سه محور متقاطع عمود بر هم همرس همراه با یک سازوکار کروی سری یا موازی سه درجه آزادی که نقاط همرسی آنها بر هم منطبقند و اندازه‌گیری گشتاور بعد از قفل شدن مفاصل سازوکار کروی صورت می‌گیرد.

۲) استفاده از یک سازوکار سه درجه آزادی با مفاصل همرس که گشتاورسنج‌ها در مفاصل آن نصب شده اند و بعد از قفل مفاصل در جهت‌های مختلف، اندازه‌گیری گشتاور حول سه محور صورت می‌گیرد.



شکل ۲- چیدمان‌های مختلف بندها نسبت به هم

روش‌های متفاوتی برای بیان زوایا و گشتاورهای سه بعدی کمر ارائه شده‌اند که روش مناسب روشی است که هم از لحاظ فیزیکی و هم از لحاظ ریاضی پایدار و معنی‌دار باشد. دو روش اویلر/کاردان (سامانه مختصات مفصلی) و روش تصویر زوایا هر دو دارای نقاط تکین در زوایای خاص می‌باشند. روش تیلت/توئیست نسبت به روش‌های اویلر/کاردان و تصویر زاویه، پایدار می‌باشد و تعبیر فیزیکی ملموس‌تری ایجاد می‌کند [۱۵]. روش زاویه‌ای هلیکال، روشی مبتنی بر محاسبات ریاضی است که برخلاف پایداری، تعبیر فیزیکی ندارد [۱۶]. چندی‌پیش کمیته علمی استاندارد انجمن بین‌المللی بیومکانیک برای یکسان سازی چگونگی بیان نتایج محاسبات و اندازه‌گیری‌ها، سامانه مختصات مفصلی (JCS) را ارایه نموده است [۱۷]. در این روش دو سامانه مختصات متعامد (CCS) بر روی هر یک از دو عضو مجاور مفصل قرار می‌گیرند و سامانه مختصات مفصلی بگونه ای تعریف می‌شود که دو محور آن (I۱ و I۲ در شکل ۳)، بر روی دو سامانه مختصات متعامد مجاور و محور سوم (I۳ در شکل ۳) عمود بر دو محور قبلی قرار گیرد. بدین ترتیب، برای ستون فقرات، محور دوران محوری سامانه مختصات مفصلی بر روی مهره تحتانی، محور خمش به جلو/عقب بر روی مهره فوقانی و محور خمش جانبی به‌صورت شناور تعریف می‌شود (شکل ۳).

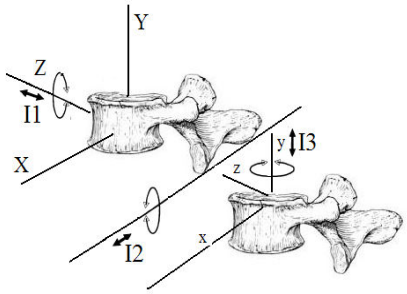
۲-۳- ارزیابی طرحها و تحلیل تفصیلی طرح برگزیده

نخست برای انتخاب چیدمان مناسب از بین جایگشت‌های ممکن برای سه محور همرس به عنوان چارچوب اندازه‌گیری، جدول امتیازدهی با توجه به ملاحظات و معیارهای طراحی تشکیل شده و طرحها امتیازدهی شدند تا در پایان طرحی که حایز بالاترین امتیاز می‌باشد، انتخاب گردد (جدول ۲). بدین

www.SID.ir

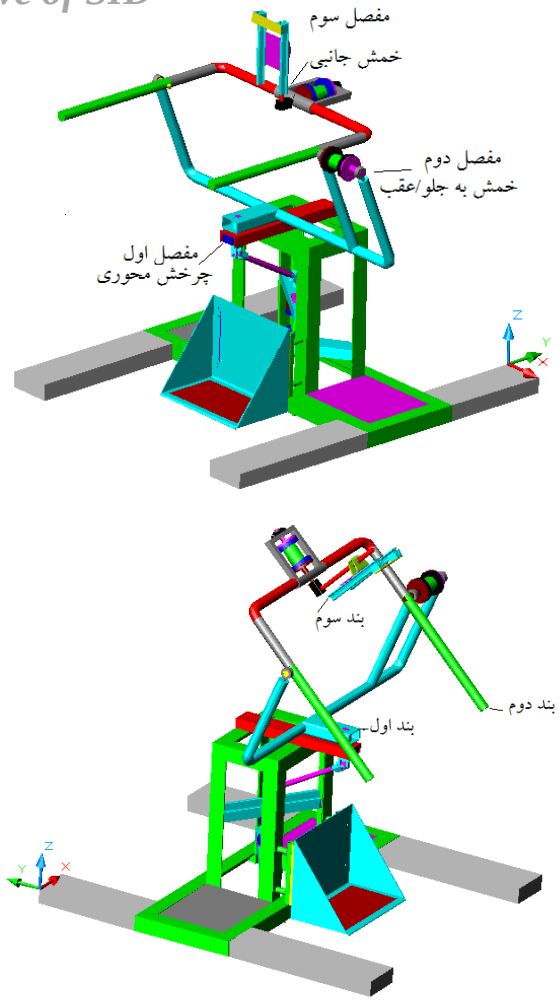
Archive of SID

منظور نخست بر اساس روش طراحی پال و بایتز [۱۸] معیارهای طراحی بر اساس شباهت موضوعی در سه گروه اصلی عملکردی، ارگونومیکی و ساختی با ضریب اهمیت به ترتیب ۵۰٪، ۳۰٪ و ۲۰٪ طبقه بندی شدند. سپس معیارهای طراحی در هر گروه وزن دهی شدند. در گروه معیارهای عملکردی، با توجه به تاثیر قابل توجه فرکانس طبیعی و ممان اینرسی بر دقت اندازه گیری دستگاه، و محدوده حرکت قابل دسترس بر دامنه کارکرد دستگاه وزن ۳۰٪ (معادل ۱۵٪ وزن کل) به هر یک از آنها اختصاص یافت. همچنین به عامل حداقل تعداد بازوها و مفاصل که از تاثیر کمتری بر عملکرد دستگاه نسبت به سایر عوامل برخوردار است وزن ۱۰٪ (معادل ۵٪ وزن کل) اختصاص داده شد. در گروه معیارهای ارگونومیکی، برای عامل عدم برخورد بازوها به بدن وزن ۴۰٪ (۱۲٪ وزن کل) و برای هریک از معیارهای راحتی و ایمنی، و زیبایی ظاهری وزن ۳۰٪ (۹٪ وزن کل) منظور شد. سرانجام در گروه معیارهای ساختی به معیار راحتی و کم هزینه بودن وزن ۶۰٪ (۱۲٪ وزن کل) و به معیار ساده بودن سامانه وزن ۴۰٪ (۸٪ وزن کل) اختصاص یافت.



شکل۳- توصیف سامانه مختصات پروکسیمال(XYZ) ، سامانه مختصات دیستال(xyz) و سامانه سامانه مختصات مفصلی (JCS)

در مرحله بعد چیدمانهای مختلف برای هریک از معیارهای طراحی مورد ارزیابی قرار گرفتند و بین ۱ تا ۵ امتیاز دهی شدند (۱ بد، ۳ متوسط و ۵ خوب). برای امتیاز دهی به معیارهای فرکانس طبیعی و ممان اینرسی که تأثیر بسزایی در پایداری و دقت دستگاه دارند، مدلسازی‌هایی در نرم‌افزار انسیس برای آنالیز مودال مجموعه صورت گرفت و نتایج آن در امتیاز هر چیدمان منظور گردید.



شکل ۴- مدل سه‌بعدی دستگاه: الف- در موقعیت ایستاده (۰و ۰و ۰) و ب- یک موقعیت ترکیبی (۱۵و۴۵و۱۵). مقادیر داخل پرانتز به ترتیب زوایای چرخش، خمش به جلو و خمش جانبی بر حسب درجه هستند.

پس از انتخاب چیدمان برتر، با روش امتیازدهی مشابهی دو طرح سازوکار با بندهای دورانی و چارچوب ثابت همراه با سازوکار کروی برای انتخاب سازوکار موقعیت‌دهی مناسب با یکدیگر مقایسه شدند. سپس مدلسازی سه بعدی دستگاه در نرم‌افزار مکانیکال دسکتاپ V۶ انجام پذیرفت (شکل۴). همچنین برای اطمینان از کارکرد مناسب و نداشتن برخورد بندها و سایر اجزا دستگاه در دامنه کاری درنظر گرفته شده، آرایش و پیکربندی دستگاه در موقعیت های کاری مختلف با استفاده از نرم‌افزار ویزوال نسترن ۲۰۰۲ مدلسازی و ارزیابی گردید. در مرحله بعد، دستگاه‌های مختصات برای طرح برتر تعیین شده و با استفاده از روش دناویت-هارتنبرگ [۱۹] معادلات حاکم بین گشتاورهای مفاصل و گشتاورهای کمر استخراج شدند.

www.SID.ir

Archive of SID

همچنین تحلیل‌های اجزاء محدود با استفاده از نرم‌افزار انسیس ۸، با المانهای ۴۲ تیرک و ۲۱ جرم برای پی‌بردن به میزان کرنش سامانه در حین کار تحت شرایط گشتاور ماکزیمم اعمالی، به عمل آمد تا خطای ناشی از آن در محاسبه گشتاورهای کمر با استفاده از معادلات حاکم تعیین گردد. برای این منظور گشتاورهای ماکزیمم مندرج در جدول ۱ با اعمال ضرایب ایمنی مورد استفاده قرار گرفتند.

۳- نتایج

در جدول ۲ چیدمان‌های مختلف با یکدیگر مقایسه شده اند و امتیازات نهایی هر طرح با توجه به ضرایب وزنی در نظر گرفته شده و امتیازهای کسب شده طرح نشان داده شده است. چنانکه دیده می‌شود طرح (۱-الف) در بین چیدمانهای مختلف،

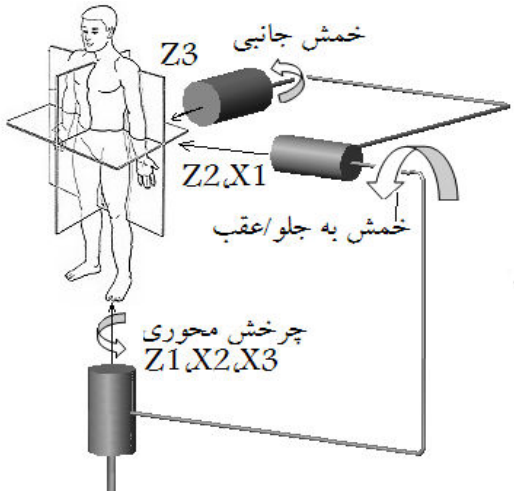
جدول ۲- مقایسه چیدمان‌های مختلف (امتیازدهی طرح‌ها) برای سازوکار گشتاورسنجی

معیارها	اهمیت (٪)	۱-الف	۱-ب	۲-الف	۲-ب	۳	۴-الف	۴-ب	۵-الف	۵-ب	۶
بالابودن فرکانس طبیعی(صلبیت)	۱۵	۵	۱	۳	۱	۱	۳	۱	۱	۱	۱
پایین بودن ممان اینرسی	۱۵	۵	۱	۵	۱	۳	۳	۱	۱	۱	۳
داشتن حداقل بازو و مفصل	۵	۵	۱	۱	۱	۵	۱	۱	۱	۱	۳
دامنه حرکت قابل دسترس	۱۵	۵	۵	۵	۵	۵	۵	۵	۵	۵	۵
عدم برخورد با بدن حین کار	۱۲	۵	۵	۱	۵	۵	۱	۵	۵	۱	۵
راحتی و ایمنی شخص آزمودنی	۹	۳	۱	۱	۱	۳	۱	۱	۱	۱	۱
زیبایی ظاهری	۹	۵	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱
راحتی و کم‌هزینه بودن ساخت	۱۲	۳	۱	۱	۱	۵	۱	۱	۱	۱	۵
ساده بودن سامانه	۸	۵	۱	۳	۱	۵	۱	۱	۱	۱	۵
جمع کل	**۵×۱۰۰**	**۴۵۸**	**۲۰۸**	**۲۶۶**	**۲۰۸**	**۳۵۶**	**۲۲۰**	**۲۰۸**	**۲۰۸**	**۱۶۰**	**۳۲۸**

امتیاز ها : خوب:۵ و متوسط:۳ و بد: ۱

با ارتفاع کم و در نتیجه موقعیت مرکز جرم پایین نسبت به سایر طرحها، سادگی و کمترین تعدادمفاصل و طول بندها و برخورداری از فضای قابل دسترس مناسب، ۴۵۸ امتیاز کسب نموده و طرح برتر محسوب می گردد. از سوی دیگر، نتایج مقایسه مکانیزم‌های موقعیت دهی (جدول۳) نشان‌دهنده برتری سازوکار با بندهای دورانی بدلیل سادگی سامانه، تعداد کمتر مفاصل و بندها و راحتی و ایمنی آزمودنی، نسبت به چارچوب ثابت همراه با سازوکارهای سری و موازی می‌باشد.

طرح پایانی حاصل بر این اساس در شکل ۴ دیده می‌شود. در این طرح، چارچوب اندازه‌گیری، شامل محورهای متقاطع دو به دو عمود بر هم و همرس است که به فرد آزمودنی متصل شده و بازوهای آن برای اندازه‌گیری در موقعیت های مختلف، نسبت به هم دوران می‌کنند. بند اول دستگاه به زمین و بند سوم به بالاتنه فرد (توراکس) متصل می‌شود و بند دوم هم بین این دو قرار می‌گیرد. این ساختار، اندازه‌گیری همزمان گشتاورها در سه محور کمر و قابلیت حرکت را در هر سه محور ممکن می‌سازد.



شکل ۵- محورهای مختصات سامانه برگزیده

چگونگی تعریف دستگاه‌های مختصات در شکل ۵ دیده می شود. محور دوران محوری به سامانه مختصات صفر یا زمین، و محور خمش جانبی به ناحیه سینه‌ای ستون فقرات ثابت شده اند و محور خمش به جلو و عقب بصورت عمود بر دو محور پیشین قرار گرفته است (شکل ۵). مطابق تعریف یادشده، هر سه زاویه مفصلی($\theta_1,\theta_2,\theta_3$) در حالت ایستاده قائم معادل ۹۰ درجه هستند. البته این اعداد در معادلات روباتیکی دستگاه به

www.SID.ir

Archive of SID

کار می‌روند اما در حیطه بیومکانیک هر سه زاویه گفته‌شده در حالت ایستاده قائم صفر در نظر گرفته می‌شوند.

پارامترهای روباتیکی بندهای دستگاه که مطابق روش دناویت–هارتنبرگ بدست آمده اند در جدول ۴ دیده می‌شوند. برای بدست آوردن رابطه بین گشتاورهای مفاصل و گشتاورهای کمر از دیدگاه بند سوم (یعنی تنه شخص) بدست می‌آید:

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}^T \mathbf{F} \qquad (۱)$$

که بردار گشتاور پیچشی مفاصل دستگاه، و بردار نیرو و گشتاور حول مفصل کمری‌خاجی فرد، به ترتیب عبارتند از:

$$\boldsymbol{\tau} = \{\tau_1 \quad \tau_2 \quad \tau_3\}^T \qquad (۲)$$

$$\mathbf{F} = \{F_x \quad F_y \quad F_z \quad M_x \quad M_y \quad M_z\}^T \qquad (۳)$$

همچنین ماتریس ژاکوبی دستگاه (J) به صورت رابطه۴ بدست می‌آید:

$$J = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ \sin\theta_2 \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_2 \sin\theta_3 & -\cos\theta_3 & 0 \\ \cos\theta_2 & 0 & 1 \end{pmatrix} \qquad (۴)$$

جدول۳- مقایسه سازوکارهای موقعیت دهی

معیارها	ضریب اهمیت	1-a سازوکار با بندها دورانی	1-a چارچوب ثابت همراه با سازوکار کروی	
			سری	موازی
بالا بودن فرکانس طبیعی	۱۵	۵	۱	۵
پایین بودن ممان اینرسی	۱۵	۵	۵	۱
داشتن حداقل بازو و مفصل	۵	۵	۳	۱
محدوده قابل دسترس	۱۵	۵	۳	۱
عدم برخورد با بدن حین کار	۱۲	۵	۳	۳
راحتی و ایمنی آزمودنی	۹	۳	۳	۱
زیبایی ظاهری	۹	۵	۱	۱
راحتی و هزینه ساخت	۱۲	۳	۳	۱
ساده بودن سامانه	۸	۵	۵	۱
جمع کل	**۵×۱۰۰**	**۴۵۸**	**۲۹۸**	**۱۸۴**

امتیاز ها : خوب:۵ ، متوسط:۳ ، بد: ۱

آنگونه که دیده می‌شود آرایش خاص بندها و همرسی محورهای مفاصل سبب شده است که مؤلفه‌های سه سطر بالایی ماتریس ژاکوبی صفر شوند و در نتیجه سه مؤلفه اول بردار F در دستگاه معادلات ظاهر نگردند. بدین ترتیب می‌توان با سه گشتاورسنج تک‌محوره و یک ساختار روباتی سه‌بندی، به درستی گشتاورهای کمر را اندازه‌گیری نمود.

جدول۴- پارامترهای دناویت–هارتنبرگ دستگاه

i	α_{i-1}	a_i	θ_i	d_i
1	0	0	θ_1	0
2	π/2	0	θ_2	0
3	- π/2	0	θ_3	0

با توجه به این مسأله معادلات دستگاه به شکل رابطه ۵ خلاصه می‌شود:

$$\begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \sin\theta_2 \cos\theta_3 & -\sin\theta_2 \sin\theta_3 & \cos\theta_2 \\ -\sin\theta_3 & -\cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} \qquad (۵)$$

به این ترتیب با اندازه‌گیری گشتاور توسط سنسورهای مفاصل، گشتاورهای کمر توسط رابطه ۶ قابل محاسبه خواهد بود:

$$\begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\cos\theta_3}{\sin\theta_2} & \sin\theta_3 & \frac{\cos\theta_2 \cos\theta_3}{\sin\theta_2} \\ 0 & 0 & 1 \\ \frac{\sin\theta_3}{\sin\theta_2} & -\cos\theta_3 & \frac{\sin\theta_3 \cos\theta_2}{\sin\theta_2} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{pmatrix} \qquad (۶)$$

میزان این گشتاورها در دستگاه متصل به تنهٔ فرد با استفاده از معادلهٔ ۶ قابل محاسبه است و برای یافتن گشتاورها در دستگاه متصل به زمین کافی است یک تبدیل مختصات صورت گیرد.

در صورت وجود عرض از مبدأ و طول از مبدأ در محورهای مفاصل نسبت به همدیگر، سه سطر اول ماتریس ژاکوبی دستگاه غیرصفر خواهند شد. در ماتریس ژاکوبی حاصل (رابطه ۷)، A و B مقادیر خطای احتمالی ناشی از عرض از مبدأ و طول از مبدأ محورها نسبت به یکدیگرند که در اثر خطاها در ساخت، لقی مفاصل، و یا خیز دستگاه تحت بارگذاری بوجود آمده اند.

$$J = \begin{pmatrix} A\sin\theta_3 + B\cos\theta_2 \sin\theta_3 & 0 & 0 \\ A\cos\theta_3 + B\cos\theta_2 \cos\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & B & 0 \\ \sin\theta_2 \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_2 \sin\theta_3 & -\cos\theta_3 & 0 \\ \cos\theta_2 & 0 & 1 \end{pmatrix} \qquad (۷)$$

همچنین نتایج بررسی اجزاء محدود با استفاده از نرم‌افزار

www.SID.ir

Archive of SID

انسیس ۸ نشان داد که خیز سامانه درمحل تلاقی محورها در حین کار تحت شرایط ماگزیمم گشتاور اعمالی ۴۰۰ نیوتن‌متر معادل ۳/۵ میلیمتر می‌باشد.

٤- بحث

دستگاه‌های سنجش گشتاورهای کمر به عنوان یکی از ابزار مطالعات آزمایشگاهی در زمینه بیومکانیک تنه و کمر درد می باشند که اغلب برای حالت فعالیت ایزومتریک عضلات ارائه شده‌اند [۱۹]. هرچند در حالت ایزومتریک، تنها می‌توان قدرت را اندازه‌گیری نمود و ارتباط نتایج اندازه‌گیری با عملکرد دینامیکی بدن هنوز بطور واضح مشخص نشده است، در این حالت کاری بدلیل امکان کنترل بهتر شرایط آزمون (بدلیل نبودن حرکت) و دقت و تکرارپذیری بیشتر نسبت به سایر حالتهای فعالیت عضلانی ترجیح داده می‌شود [۲۰]. معمولا سنجش گشتاورهای کمر در حالت حداکثر فعالیت داوطلبانه (MVC) انجام می‌شود تا گشتاورهای بیشینه قابل اعمال توسط نمونه‌ها را برای مقایسه با گشتاورهای حاصل از فعالیـتهای روزمره بدست دهند [۲۱].

دستگاه طراحی شده از این مطالعه، با توجه به امکان اندازه گیری ایزومتریک گشتاورهای کمر در دامنه وسیعی از وضعیتهای استقرار متقارن و نامتقارن و ارایه نتایج در صفحات آناتومیک بر دستگاه‌های ارایه شده پیشین برتری دارد. دستگاه ایزواستیشن B۲۰۰ که تنها نمونه دستگاه سنجش سه‌محوره گشتاورهای کمر است که بصورت تجاری عرضه شده است [۹و۱۰]، ولی، چنانکه پرنیانپور و همکاران نشان داده اند، تنها در حالت وضعیت استقرار ایستاده قائم قادر به اندازه گیری دقیق گشتاورهای محوری است و نتایج حاصل از آن در سایر وضعیت های استقرار مورد تردید جدی قرار دارد [۲۱]. بخشی از برتری دستگاه طراحی شده ناشی از بکارگیری مفاصل همرس است که خطاهای ناشی از اندازه گیری گشتاور در سازوکارها با مفاصل غیرهمرس و نامتنافر را حذف می‌کند و رابطه ساده ای را برای انتقال مختصات بین دستگاه متصل به سامانه اندازه گیری و دستگاه متصل به تنه فرد آزمودنی فراهم می آورد. معادله (۶) نشان می‌دهد که می-توان به آسانی با استفاده از گشتاورهای اندازه گیری شده توسط حسگرها، گشتاورهای کمری را حول سه محور آناتومیک مطابق استاندارد ISB محاسبه نمود. البته رابطه مزبور در حالتی که مقدار$\sin\theta_2$ صفر باشد یعنی بند دوم ۹۰ درجه دوران کند، نامعین است. اما طبق در جدول ۱، این نقطه تکین در خارج از دامنه آزمون دستگاه قرار دارد و بنابراین مشکلی در کارایی دستگاه بوجود نمی‌آورد.

در عین حال رابطه ۷ نشان می‌دهد که باید نسبت به ناهمرسی محورهای مفاصل و وجود عرض از مبدأ و طول از مبدأ در آنها نسبت به همدیگر حساس بود. ناهمرسی محورها بطورکلی می‌تواند در اثر خطاهای ساخت، لقی مفاصل، و یا خیز دستگاه تحت بارگذاری پدید آید. در این میان نتایج بررسی اجزای محدود برای گشتاور حداکثر گزارش شده برای کمر با اعمال ضرایب ایمنی نشان می‌دهد که خطای ناشی از خیز سامانه تحت بار ناچیز و تنها در حدود ۳/۵ میلیمتر است. این امر حاکی از صلبیت کافی سیستم و نداشتن انحراف قابل ملاحظه نقطه همرسی محورها از موقعیت پیش بینی شده می باشد. از این رو به میتوان انتظار داشت که ماتریس ژاکوبی محاسبه شده برای تبدیل گشتاورها تحت شرایط بارگذاری دستگاه همچنان معتبر باشد [۲۲]. در عین حال، دقت ویژه در مرحله ساخت برای اطمینان از همرسی محورهای مفاصل دستگاه، نکتهٔ اصلی برای حفظ درستی ژاکوبی (رابطهٔ ۶) محسوب می‌گردد.

عامل مهم دیگر در فراهم آوردن امکان بکارگیری دستگاه مطالعه حاضر در دامنه وسیعی از وضعیت های استقرار، آرایش مناسب بندهای دستگاه است که فضای مناسب و کافی برای قرارگیری تنه و اندامهای تحتانی فرد آزمودنی را در حالت‌های نشسته، نیمه‌نشسته و ایستاده در اختیار قرار می دهد. بعلاوه مجزا بودن سامانه قفل از بخش اندازه‌گیری سبب می‌شود که از ادغام و تاثیر نتایج جلوگیری شود. ضمن اینکه جایدهی گشتاورسنج‌ها در مفاصل بگونه ای است که تنها گشتاورهای پیچشی به آنها وارد می‌گردد.

سرانجام، ویژگی پایداری حداکثر و ممان اینرسی حداقل دستگاه طراحی شده در بین گزینه های مختلف (شکل ۲)، امکان می‌دهد که از تواناییهای آن در شرایط دینامیکی نیز استفاده گردد. بویژه، می‌توان در مراحل آتی یک حالت کاری توانبخشی دینامیک برای دستگاه تعریف نمود که در طی آن بیمار فعالیت عضلات تنه خود را بگونه ای تغییر می‌دهد که مقادیر اندازه گیری شده برای گشتاورهای کمری از الگوی خاصی که در صفحه نمایشگر دیده می‌شود پیروی کند. انتظار می‌رود که چنین دستگاهی برای بازتوانی و تقویت انتخابی عضلات تنه بسیار مفید واقع شود.

٥- قدردانی

از کمکهای سرکار خانم مهندس نریمانی و آقای مهندس خمسه قدردانی می‌شود. در اجرای این طرح از حمایت مالی صندوق حمایت از پژوهشگران و طرح تحقیقات اساسی وزارت صنایع و معادن استفاده شد که موجب قدردانی است.

www.SID.ir

Archive of SID

۶- مراجع

[۱] Sheikhzadeh A., The Effect of Pure and Combined Loading on the Recruitment Pattern of Ten Selected Trunk Muscles, PhD thesis, New York University,1997.

[۲] Tabatabae, Emami, Pour–Samimi, et al, Study of low back pain in west of Tehran, Low Back Pain Conf. Shahid-Beheshti University Hospital, 2001.

[۳] Lariviere Ch., Gagnon D., Gravel D., et al, A Triaxial Dynamometer to Monitor Lateral Bending and Axial Rotation Moments during Static Trunk Extension Efforts, Clinical Biomechanics, 16, 80-83, 2001.

[۴] Parnianpour M., Nordin M., Kahanovitz N. and Frankel V., The Triaxial Coupling of Torque Generation of Trunk Muscles during Isometric Exertions and the Effect of Fatiguing Isoinertial Movements on the Motor Output and Movement Patterns, Spine, 13, 982-992 ,1988.

[۵] McNeill Th., Warwick D., Andersson G. and Schultz A., Trunk Strengths in Attempted Flexion, Extension, and Lateral Bending in Healthy Subjects and Patients with Low-Back Disorders, Spine, 5, 529-538, 1980.

[۶] Lee Y.-H. and Kuo C.-L., Factor Structure of Trunk Performance Data for Healthy Subjects, Clinical Biomechanics, 15, 221-227, 2000.

[۷] Davis Sh.W., Miller R.J., Mirka G.A., Marras W.S., Apparatus for monitoring the motion of the lumbar spine, Patent No. US5094249, 1992.

[۸] Marras W.S., Davis K.G., Granata K.P., Trunk Muscle Activities during Asymmetric Twisting Motions, Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 8, pp. 247-256, 1998.

[۹] Seeds R.H., Levene J. and Goldberg H.M., Normative Data for Isostation B100, The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 9, 141-155, 1987.

[۱۰] http://www.pemed.com

[۱۱] فراس حکاک، دستگاه سنجش سه‌محورهٔ گشتاورهای کمر در حالت ایزومتریک، پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد، دانشکده مکانیک دانشگاه صنعتی شریف، ۱۳۸۳

[۱۲] Nordin C.C. and White D.J., Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry, Jaypee Brothers, 2nd edition , 1998, (1st Indian edition).

[۱۳] Stephen Pheasant, Bodyspace, Anthropometry,Ergonomics and Design of Work, Taylor&Fracis ,2001.

[۱۴] Mitchell Jay Hiroshi Lum, Kinematic Optimization of a 2-DOF Spherical Mechanism for a Minimally Invasive Surgical Robot, thesis University of Washington, 2004

[۱۵] NR Crawford, GT Yamaguchi, CA Dickman, A new technique for determining 3-D joint angles: the tilt/twist method. Clin Biomech (Bristol, Avon). Mar;14(3):153-65, 1999.

[۱۶] HJ Woltring, 3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal., J Biomech. Dec;27(12):1399-414, 1994.

[۱۷] Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D'Lima DD, Cristofolini L, Witte H, Schmid O, Stokes I "Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics" J Biomech. Apr;35(4):543-8, 2002

[۱۸] G. Pahl, W. Beitz, Jörg Feldhusen, Karl-Heinrich Grote, Ken Wallace, Lucienne Blessing, K. Wallace, et al, Engineering Design: A Systematic Approach, third edition, Springer, 1998.

[۱۹] Craig J.J., Introduction to Robotics:Mechanics and Control, Addison-Wesley, 1989.

[۲۰] Mital A., Kumar S., Human Muscle Strength Definitions, Measurement, and Usage: Part II - The Scientific Basis (Knowledge Base) for the Guide, International Journal of Industrial Ergonomics, Vol. 22, pp. 123-144, 1998.

[۲۱] Parnianpour M., Tan JC., Objective quantification of trunk performance, in D 'Orazio B. (Ed.) Back Pain Rehabilitation. Andover Medical Publishers, Boston, 205-237, 1993.

[۲۲] محمودرضا آذغانی وبقیه، طراحی مفهومی دستگاه سه‌محورهٔ توانسنجی عضلات کمر در حالت ایزومتریک، پانزدهمین کنفرانس سالانه(بین المللی) مهندسی مکانیکISME2007

۷- واژگان فارسی

سامانه	System
وضعیت اسقرار	Posture
سازوکار	Mechanism
طرحواره	Schematic
خمش به جلو	Flexion
خمش به عقب	Extension
خمش به طرفین	Lateral bending
مختصات متعامد	Cartesian coordinate
فوقانی	Proximal
تحتانی	Distal
حسگر	Sensor
چارچوب	Frame
حداکثر فعالیت داوطلبانه	MVC (maximum voluntary contraction)

www.SID.ir