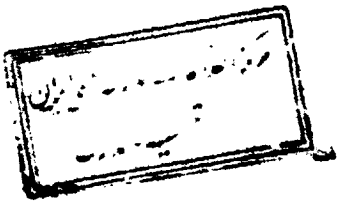
٢٤٣٧٤

۱۳۷۸



دانشکده مکانیک

تحلیل مدل رباتیکی دست در رانش ویلچر و تعیین نیروی عضلات و نیرو و گشتاور وارد بر مفاصل از روش بهینه‌سازی

سیدعلی میرنجفی‌زاده

پایان‌نامه برای دریافت درجه کارشناسی ارشد

در رشته مهندسی پزشکی

گرایش بیومکانیک

شهریور ۱۳۷۷

4 0 27,1

استاد راهنما:

دکتر محمد حق‌پناهی

۲۶۳۷۶

تقـــــدیم بـه

پـــــدر و مـــادر

بـــزرگـــــوارم

چکیده

در این تحقیق نیروهای عضلات نواحی آرنج و شانه و نیرو و گشتاور وارد بر مفاصل این اندامها در حین رانش صندلی چرخدار مطالعه شد. جهت چنین بررسی، ابتدا یک مدل ریاتیکی مناسب برای اندام فوقانی تعریف گردید که دارای شش درجه آزادی بوده و از لحاظ قوانین حاکم بر ربانها، کاملاً قابل تحلیل باشد. برای تحلیل سینماتیکی مدل و تعیین موقعیت فضائی و جهت‌گیری عضو انتهائی مدل، از سیستم آنالیز حرکت Elite که به روش تصویربرداری اشعه مادون قرمز کار می‌کند، استفاده شد. در تحلیل دینامیکی، نیروی عضلاتی که بیشترین سهم را در رانش صندلی چرخدار دارند، همراه با نیرو و گشتاورهای مفاصل شانه و آرنج، بعنوان مجهولات مسئله در نظر گرفته شدند. جهت حل نهائی از روش بهینه سازی استفاده گردید. کلیه مراحل تحلیل سینماتیکی و دینامیکی بصورت یک نرم‌افزار کامپیوتری تهیه شد. در نهایت، مقادیر بدست آمده بصورت نمودارهائی ترسیم گردید. باتغییر موقعیت صندلی شخص در حال رانش صندلی چرخدار نسبت به چرخها، یا تغییرات دیگر در وضعیت صندلی چرخدار، مقادیر نیروهای گشتاورها تغییر کرده و بنابراین از روی آنها می‌توان بهترین تطابق شخص و صندلی چرخدار را بدست آورد، بطوریکه کمترین نیروها و گشتاورها به مفاصل شانه و آرنج وارد آیند.

تقدیر و تشکر

بدین وسیله از زحمات استاد ارجمند آقای دکتر محمد حق‌پناهی که راهنمای اینجانب درانجام پروژه و همینطور تهیه و ارائه این پایان‌نامه بودند سپاسگزاری و قدردانی می‌نمایم.

همچنین از آقای مهندس ملاک‌زده بخاطر راهنمائی و کمکهای بی‌دریغی که به اینجانب نموده‌اند. صمیمانه تشکر می‌کنم.

امیدوارم پایان نامه حاضر مورد توجه کلیه علاقمندان واقع گردد.

فهرست مطالب

عنوان		صفحه
فصل اول:	مقدمه	
	۱-۱- مقدمه	۱
	۱-۲- تاریخچه اطلاعات	۴
فصل دوم:	کلیات مدل، اطلاعات اولیه و فرضیات	۸
	۲-۲- مدل ریاضی ارائه شده و روش حل آن	۹
	۲-۳- چگونگی بدست آوردن اطلاعات اولیه	۱۱
	۲-۴- چگونگی کارکرد سیستم آنالیز حرکت ELITE	۱۵
	۲-۵- ملاحظاتی در مورد روش آزمایش	۱۹
	۲-۶- آناتومی عضلات در نظر گرفته شده برای مدل	۲۱
	۲-۷- تعیین مختصات عضلات نسبت به یک دستگاه مرجع	۲۵
	۲-۸- مفاصل	۲۹
	۲-۹- فرضیات در نظر گرفته شده برای تحلیل مدل	۳۲
فصل سوم:	تحلیل مدل	۳۳
	۳-۱- مقدمه	۳۴
	۳-۲- سینماتیک حرکت رباتها	۳۴
	۳-۳- سرعتهای خطی و زاویه‌ای	۳۹
	۳-۴- دینامیک رباتها	۵۱
	۳-۵- تحلیل دینامیکی مدل	۵۶
	۳-۶- معادلات نهائی مدل	۶۴

عنوان		صفحه
فصل چهارم:	روش بهینه سازی برای حل معادلات	۶۷
	۱-۴- مقدمه	۶۸
	۲-۴- نگرشی بر بهینه‌سازی	۶۸
	۳-۴- بیان مسئله بهینه‌سازی	۶۹
	۴-۴- برنامه‌ریزی خطی، روش سیمپلکس	۷۰
	۵-۴- روش بهینه‌سازی در حل مدل ارائه شده	۷۴
فصل پنجم:	برنامه کامپیوتری	۷۸
	۱-۵- مقدمه	۷۹
	۲-۵- معرفی نرم‌افزار Mathematica	۷۹
	۳-۵- برنامه کامپیوتری مدل	۸۰
	۴-۵- ورودیهای برنامه	۸۱
	۵-۵- برنامه اصلی و تحلیل مدل	۸۴
فصل ششم:	نتایج	۸۵
	۱-۶- مقدمه	۸۶
	۲-۶- نتایج بدست آمده با استفاده از ورودیهای مختلف	۸۶
	۳-۶- بحث و نتیجه گیری	۸۸
	۴-۶- پیشنهادات	۹۰
	ضمیمه: تانسورانیرسی اجسام صلب	۱۱۹
	تانسوراینرسی مکعب مستطیل	۱۲۰
	تانسور اینرسی مخروط ناقص	۱۲۲
	مراجع	۱۲۳

فهرست نمودارها و تصاویر

شکل	عنوان	صفحه
فصل دوم:		
۲-۱	مدل دست ارائه شده با شش درجه آزادی	۱۰
۲-۲	چگونگی انتقال نیرو از حلقه دستی به چرخ عقب و نصب کرنش سنج	۱۲
۲-۴	چگونگی تعیین مختصات فضائی جسم از روش تصویر برداری	۱۶
۲-۵	موقعیت کالیبراسیون دوربینها	۱۸
۲-۶	رانش ویلچر روی رولر و نصب مارکرها	۱۹
۲-۷	موقعیت شروع و انتهای فاز رانش	۲۰
۲-۸	موقعیت عضله سینه‌ای بزرگ	۲۲
۲-۹	عضله دلتوئید	۲۳
۲-۱۰	عضلات جداره‌های قدامی و خلفی کتف	۲۵
۲-۱۱	نحوه اتصال عضلات جلوئی	۲۷
۲-۱۲	نحوه اتصال عضلات پشتی	۲۸
۲-۱۳	نمای یک مفصل سینوویال	۳۰
فصل سوم:		
۳-۱	چگونگی اتصال دستگاه مختصات به رابط	۳۶
۳-۲	انتقال دستگاه مختصات {B} نسبت به دستگاه مرجع {A}	۴۰
۳-۳	دوران دستگاه مختصات {B} نسبت به دستگاه مرجع {A}	۴۱
۳-۴	دوران بردار نسبت به دستگاه مختصات ثابت و متحرک	۴۲
۳-۵	سرعت رابط i با بردارهای vi و ωi	۴۳
۳-۶	بردارهای سرعت رابطهای مجاور	۴۴

شکل	عنوان	صفحه
۳-۷	مدل ارائه شده از دست	۴۶
۳-۸	تعادل نیروها برای یک رابط	۵۵
۳-۹	اثر نیروی خروجی روی رابط	۵۶
۳-۱۰	موقعیت دستگاه مرجع برای عضلات	۶۱
۳-۱۱	تصویر بردار نیرو در دستگاه مختصات	۶۳
فصل پنجم:		
۵-۱	الگوریتم برنامه آنالیز دینامیکی و روش بهینه‌سازی	۸۰
فصل ششم:		
۶-۱	مکانیزم مورد استفاده جهت تغییر موقعیت صندلی نسبت به چرخ	۸۷
۶-۲	نمودار متوسط گشتاور وارد برکف دست طی فاز رانش	۹۲
۶-۳	نمودار متوسط نیروی وارد برکف دست طی فاز رانش	۹۲
۶-۴	نمودار نیروی عضله دلتوئید قسمت کتفی	۹۳
۶-۵	نمودار نیروی عضله دلتوئید قسمت ترقوه‌ای	۹۳
۶-۶	نمودار نیروی عضله دو سربازوئی	۹۴
۶-۷	نمودار نیروی عضله تحت کتفی	۹۴
۶-۸	نمودار نیروی عضله تحت خاری	۹۵
۶-۹	**نمودار نیروی عضله فوق خاری**	**۹۵**
۶-۱۰	نمودار نیروی عضله سینه‌ای بزرگ	۹۶
۶-۱۱	نمودار نیروی وارد بر مفصل شانه	۹۷
۶-۱۲	نمودار وارد بر مفصل آرنج	۹۷
۶-۱۳	نمودار گشتاور وارد بر مفصل شانه	۹۸

شکل	عنوان	صفحه
۶-۱۴	نمودار گشتاور وارد بر مفصل آرنج	۹۸
۶-۱۵	نمودار مقایسه نیروی وارد بر مفصل شانه (خط توپر) و نیروی وارد بر مفصل آرنج (خط چین)	۹۹
۶-۱۶	نمودار مقایسه گشتاورهای وارد بر مفصل شانه (خط توپر) و مفصل آرنج (خط چین)	۹۹
۶-۱۷	نمودار مقایسه نیروهای عضلات با یکدیگر	۱۰۰
۶-۱۸	نمودار عضله دلتوئید قسمت کتفی در حالت A	۱۰۱
۶-۱۹	نمودار نیروی عضله دلتوئید قسمت ترقوه‌ای در حالت A	۱۰۱
۶-۲۰	نمودار نیروی عضله دو سربازوئی در حالت A	۱۰۲
۶-۲۱	نمودار نیروی عضله تحت کتفی در حالت A	۱۰۲
۶-۲۲	نمودار نیروی عضله تحت خاری در حالت A	۱۰۳
۶-۲۳	نمودار نیروی عضله فوق خاری در حالت A	۱۰۳
۶-۲۴	نمودار نیروی عضله سینه‌ای بزرگ در حالت A	۱۰۴
۶-۲۵	نمودار نیروی وارد بر مفصل شانه در حالت A	۱۰۵
۶-۲۶	نمودار نیروی وارد بر مفصل آرنج در حالت A	۱۰۶
۶-۲۷	نمودار گشتاور وارد بر مفصل شانه در حالت A	۱۰۶
۶-۲۸	**نمودار گشتاور وارد بر مفصل آرنج در حالت A**	۱۰۶
۶-۲۹	نمودار نیروی عضله دلتوئید قسمت کتفی در حالت D	۱۰۷
۶-۳۰	**نمودار نیروی عضله دلتوئید قسمت ترقوه‌ای در حالت D**	۱۰۷
۶-۳۱	نمودار نیروی عضله دوسربازوئی در حالت D	۱۰۸
۶-۳۲	نمودار نیروی عضله تحت کتفی در حالت D	۱۰۹

شکل	عنوان	صفحه
۶-۳۳	نمودار نیروی عضله تحت خاری در حالت D	۱۰۹
۶-۳۴	**نمودار نیروی عضله فوق خاری در حالت D**	۱۰۹
۶-۳۵	نمودارنیروی عضله سینه‌ای بزرگ در حالت D	۱۱۰
۶-۳۶	نمودار نیروی وارد بر مفصل شانه در حالت D	۱۱۱
۶-۳۷	**نمودار نیروی وارد بر مفصل آرنج در حالت D**	۱۱۱
۶-۳۸	**نمودار گشتاور وارد بر مفصل شانه در حالت D**	۱۱۲
۶-۳۹	**نمودار گشتاور وارد بر مفصل آرنج در حالت D**	۱۱۲
۶-۴۰	نمودار نیروی عضله دلتوئید قسمت کتفی در حالت F	۱۱۳
۶-۴۱	**نمودار نیروی عضله دلتوئید قسمت ترقوه‌ای در حالت F**	۱۱۳
۶-۴۲	نمودار نیروی عضله دو سربازوئی در حالت F	۱۱۴
۶-۴۳	نمودار نیروی عضله تحت کتفی در حالت F	۱۱۴
۶-۴۴	نمودار نیروی عضله تحت خاری در حالت F	۱۱۵
۶-۴۵	نمودار نیروی عضله فوق خاری در حالت F	۱۱۵
۶-۴۶	نمودار نیروی عضله سینه‌ای بزرگ در حالت F	۱۱۶
۶-۴۷	نمودار نیروی وارد بر مفصل شانه در حالت F	۱۱۷
۶-۴۸	نمودار نیروی وارد در مفصل آرنج در حالت F	۱۱۷
۶-۴۹	نمودار نیروی وارد بر مفصل شانه در حالت F	۱۱۸
۶-۵۰	نمودار گشتاور وارد بر مفصل آرنج در حالت F	۱۱۸
۶-۵۱	**مقایسه نیروی عضله دلتوئید قسمت کیفی بین دو شخص مختلف**	۱۱۹

شکل	عنوان	صفحه
۶-۵۲	مقایسه نیروی عضله دلتوئید قسمت ترقوه‌ای بین دو شخص مختلف	۱۱۹
۶-۵۳	مقایسه نیروی عضله دوسربازوئی بین دو شخص مختلف	۱۲۰
۶-۵۴	مقایسه نیروی عضله تحت کتفی بین دو شخص مختلف	۱۲۰
۶-۵۵	مقایسه نیروی عضله تحت خاری بین دو شخص مختلف	۱۲۱
۶-۵۶	مقایسه نیروی عضله فوق خاری بین دو شخص مختلف	۱۲۱
۶-۵۷	مقایسه نیروی عضله سینه‌ای بزرگ بین دو شخص مختلف	۱۲۲

فصل اول

مقدمه

فصل اول- مقدمه

۱-۱ مقدمه

امروزه استفاده از صندلیهای چرخدار (ویلچر)، برای افرادی که دارای عدم توانائی حرکتی در اندام تحتانی می‌باشند، بسیار مرسوم می‌باشد. صندلی چرخدار، تا حد قابل ملاحظه‌ای توانائی حرکت انتقالی را به اشخاص معلول می‌دهد بطوریکه آنها تا حد بسیار زیادی استقلال حرکتی خود را بدست می‌آورند.

در جهت استفاده بهینه از این وسیله، صندلی چرخدار باید تطابق ارگونومیکی مناسبی با شخص استفاده‌کننده داشته‌باشد. هرگونه عدم تطابق باعث ایجاد ناراحتی و حتّی صدماتی به شخص می‌شود. درحالیکه با تطابق ارگونومیکی، شخص با مصرف حداقل انرژی می‌تواند حرکت معینی را انجام دهد.

با توجه به توضیحات فوق، لزوم طراحی بهینه یک صندلی چرخدار با شخص استفاده کننده‌اش، بخصوص درکشور ما، امری الزامی می‌نماید.

از مطالعات انجام شده روی استفاده‌کنندگان از صندلی چرخدار مشخص شده‌است که بیش از نیمی از آنها از درد مفصل شانه رنج می‌برند که عمدتاً بعلت ایجاد نیروها و گشتاورهای بیش از حد در مفاصل اندام فوقانی می‌باشد. و یکی از دلایل اصلی آن عدم تطابق مناسب شخص با صندلی چرخدار می‌باشد. بنابراین ضروری می‌نماید که یک تحلیل کلی جهت تعیین مقادیر نیروها در مفاصل اندام فوقانی داشته‌باشیم.

جهت چنین تحقیقی، ابتدا باید مدلسازی مناسبی از شخص در حال رانش ویلچر داشته باشیم. اینکار با یک مدل ریاضی از دست مشابه یک ربات با درجات آزادی مختلف امکان‌پذیر است.

با توجه به مکانیزم پیچیده اغلب سیستمهای فیزیولوژی، مانند دست انسان، مدلسازی می‌تواند با

دقتهای مختلفی انجام گیرد. در ساده‌ترین حالت می‌توان فقط استخوانها را در نظر گرفت. در مدلهای دقیق‌تر و پیچیده‌تر بترتیب تأثیر عضلات و لیگامانها را نیز روی مدل بعنوان عوامل تأثیر نیروهای خارجی روی استخوان در نظر گرفته می‌شوند. همچنین می‌توان درجات آزادی مختلفی را برای مدل در نظر گرفت تا بهترین نتیجه‌گیری عاید شود.

در مرحله بعد باید شرایط مرزی، یا بعبارت دیگر نیروهائی را که به دست در انجام کار خاصی وارد می‌شود روی مدل اعمال کرد. در این حالت نیروها و گشتاورهای بین دست و حلقه دستی صندلی چرخدار، در حین رانش ویلچر باید در مدل اعمال شود.

جهت بدست آوردن چنین نیروها و گشتاورهائی احتیاج به یک سیستم ویلچر-ارگومتر[۱] داریم. در این وسیله که مانند یک صندلی چرخدار معمولی است، اتصال حلقه دستی[۲] و چرخ عقب، توسط یک استوانه آلومینیومی انجام می‌شود. در نقاط مختلف این استوانه، چندین کرنش سنج[۳] نصب شده‌است و هنگامی که نیروی اعمالی دست از طریق حلقه دستی به چرخهای عقب منتقل می‌گردد، در اثر کرنش بوجودآمده و تغییر مقاومتی که در کرنش سنجها بوجود می‌آید، پردازش سیگنالهای خروجی از آنها گرفته می‌شود و به نیروگشتاور تبدیل می‌شود.

ویلچر ارگومتر همچنین باید دارای قابلیتهای تغییر در مشخصات اساسی طرح، و وضعیت آنها نسبت به یکدیگر را داشته باشد. مانند تغییرات در ارتفاع صندلی، زاویه پشتی صندلی، و موقعیت عمودی و جانبی صندلی نسبت به چرخهای عقب نیز قبل تنظیم باشد.

در مرحله بعد باید موقعیت مکانی مفاصل دست را با توجه به درجات آزادی تعریف شده برای آن، نسبت به یک مرجع ثابت داشته باشیم. در این تحقیق،اینکار توسط سیستم آنالیز حرکت Elite که

---

1. Wheelchair ergometer
2. handrim
3. strain gage