دانشکده مهندسی

گروه.مکانیک

پایان نامه:

برای دریافت درجه کارشناسی ارشد در رشته.مهندسی مکانیک

عنوان:

تحلیل بیومکانیکی اندام فوقانی با استفاده از مدل اسکلت ماهیچه‌ای به منظور تعیین ماهیچه‌های موثر در حرکت افراد معلول

اساتید راهنما:

آقای دکتر محسن صادقی‌مهر

آقای دکتر داود نادری

پژوهشگر:

مصباح‌الرضا شریفی

مهر ماه ۱۳۸۹

دانشگاه بوعلی سینا

مشخصات رساله/پایان نامه تحصیلی

عنوان:

تحلیل بیومکانیکی اندام فوقانی با استفاده از مدل اسکلت ماهیچه‌ای به منظور تعیین ماهیچه‌های موثر در حرکت افراد معلول

نام نویسنده: مصباح‌الرضا شریفی

نام اساتید راهنما: دکتر محسن صادقی‌مهر، دکتر داود نادری

دانشکده : مهندسی	**گروه آموزشی: مهندسی مکانیک**	
رشته تحصیلی: مهندسی مکانیک	**گرایش تحصیلی: طراحی کاربردی**	**مقطع تحصیلی: کارشناسی ارشد**
تاریخ تصویب: ۸۷/۷/۲۹	**تاریخ دفاع: ۸۹/۸/۴**	**تعداد صفحات:۱۴۸**

چکیده:

شناخت ارتباط میان سینماتیک اندام‌های بدن انسان و نیروهای ایجاد شده در عضلات مرتبط با آن‌ها از جنبه‌های مختلفی دارای اهمیت است. در یک نمای کلی، عضلات بدن به واسطه فرآیندهای شیمیایی که با تحریک الکتریکی سیستم عصبی مرکزی کنترل می‌شود، قادر به ایجاد نیروی مشخصی هستند، این نیرو از طریق تاندون به اسکلت انتقال یافته و در نهایت باعث ایجاد و یا کنترل حرکت در اعضای مختلف می‌شود. وجود مشکلات مختلف در تحلیل دینامیکی سیستم‌های اسکلت عضلانی، ضرورت مطالعه و بررسی سیستم‌های اسکلت عضلانی را بیش از پیش مشخص می‌سازد.

در این پژوهش پس از بررسی مطالعات مختلف در زمینه مدل‌سازی سیستم‌های اسکلت عضلانی، ابتدا خصوصیات کاراندازهای عضلانی و مدل‌های ریاضی موجود برای برآورد نیروهای عضلانی معرفی شده است و پس از شناسائی نواقص موجود، دو روش جدید برای تخمین دقیق‌تر نیروهای عضلانی ارائه شده است، از این دو روش یکی بر اساس برازش روابط پیشنهاد شده با استفاده از بهینه‌سازی توسط الگوریتم ژنتیک و دیگری بر مبنای مفهوم شبکه‌های عصبی مصنوعی است. در ادامه تحقیق، دو مدل اسکلت عضلانی به منظور شبیه سازی حرکت در اندام فوقانی معرفی شده است و به علت افزونگی سینماتیکی یکی از مدل‌های ارائه شده، روش‌های حل سینماتیک معکوس در بازوهای افزوده مورد بررسی قرار گرفته است و چگونگی محاسبه مقادیر بهینه زاویه‌های مفصلی برای اجتناب از محدودیت مفاصل با استفاده از دو روش توضیح داده شده است. پس از تحلیل سینماتیک معکوس در مدل‌های معرفی شده، معادلات حرکت با استفاده از روش نیوتن و فرمولاسیون کین محاسبه شده است و پس از مشخص شدن پارامترهای سینماتیکی و معادلات حرکت، مساله دینامیک معکوس در چند فعالیت مختلف مربوط به بالاتنه مورد ارزیابی قرار گرفته است. برای بررسی اثر اندازه نیروها و گشتاورهای خارجی بر فعالیت‌های عضلانی، عمل رانش ویلچر مورد بررسی قرار گرفته است و به منظور بررسی تاثیرات الگوی حرکتی اعضا بر فعالیت عضلات مرتبط، عملکرد سیستم اسکلت عضلانی در چهار الگوی حرکتی مختلف در رانش ویلچر مورد مقایسه قرار گرفته است، سپس ارتباط میان زاویه‌ها و تحریکات مفصلی و فعالیت عضلات مرتبط در تحلیل حرکت دست در چرخش غربالک فرمان مورد ارزیابی قرار گرفته است. در ادامه تحقیق، با مدل‌سازی بالاتنه در نرم افزار AnyBody، حرکت دست در فاز بازیابی ویلچر و همچنین در حرکت دمبل شبیه‌سازی شده است و در پایان نتایج حاصل از بکارگیری توابع هزینه مختلف با نتایج تجربی بدست آمده از اندازه‌گیری سیگنال‌های الکترومایوگرافی مقایسه شده است.

واژه‌های کلیدی: الگوریتم ژنتیک، اندام فوقانی، دینامیک معکوس، سینماتیک معکوس، فرمولاسیون کین، کارانداز عضله تاندون، مدل اسکلت عضلانی.

همه امتیازهای این پایان نامه به دانشگاه بوعلی سینا تعلق دارد. در صورت استفاده از تمام یا بخشی از مطالب پایان نامه در مجلات، کنفرانس ها و یا سخنرانی ها، باید نام دانشگاه بوعلی (یا استاد یا اساتید راهنمای پایان نامه) و نام دانشجو با ذکر ماخذ و ضمن کسب مجوز کتبی از دفتر تحصیلات تکمیلی دانشگاه ثبت شود. در غیر این صورت مورد پیگرد قانونی قرار خواهد گرفت.

خدای را بسی شاکرم که از روی کرم، پدر و مادری فداکار نصیبم ساخت تا در سایه درخت پر بار وجودشان بیاسایم، از ریشه آنها شاخ و برگ گیرم و از سایه وجودشان در راه کسب علم ودانش تلاش نمایم. والدینی که بودنشان تاج افتخاری است بر سرم و نامشان دلیلی است بر بودنم چرا که این دو وجود پس از پروردگار

مایه هستی ام بوده اند

دستم را گرفتند

و راه رفتن را در این وادی زندگی پر از فراز و نشیب به من آموختند.

با سپاس از اساتید محترم راهنما، آقای دکتر محسن صادقی مهر و آقای دکتر داود نادری چرا که تحقیق حاضر، نتیجه راهنمایی‌های عالمانه و تلاش های دلسوزانه این دو بزرگوار است.

فهرست جدول‌ها

جدول ۳-۱- مشخصات مربوط به چند کارانداز عضله تاندون در بالاتنه. ۳۸

جدول ۳-۲- رابطه های خطی معرفی شده بین پارامترهای مدل و طول آزاد بدون بعد تاندون ۳۹

جدول ۳-۳- مشخصات الگوریتم ژنتیک مورد استفاده ۳۹

جدول ۳-۴- پارامترهای مدل بر اساس طول آزاد بدون بعد تاندون ۳۹

جدول ۳-۵- مشخصات مربوط به شبکه عصبی مورد استفاده در تحقیق ۴۶

جدول ۴-۱- مشخصات مربوط به عضلات مدل اسکلت عضلانی اول ۶۲

جدول ۴-۲- خصوصیات مربوط به کاراندازهای عضلانی در مدل اسکلت-عضلانی دوم ۶۶

جدول ۴-۳. خصوصیات مربوط به الگوریتم ژنتیک مورد استفاده ۷۳

جدول ۵-۱- خصوصیات مربوط به چهارچوبهای مختلف ۸۱

جدول ۵-۲- عکس العمل های تکیه گاهی در مفاصل مختلف ۸۹

جدول ۵-۳- سرعت های تعمیم یافته در نظر گرفته شده برای محاسبه نیروهای قیدی در مفاصل. ۹۳

جدول ۶-۱- معرفی مدل های اسکلت عضلانی، روش تحلیل و اهداف در فعالیتهای مورد بررسی. ۱۰۶

جدول ۶-۲- پارامترهای مربوط به الگوریتم ژنتیک ۱۰۸

جدول ۶-۳- پارامترهای مربوط به الگوریتم ژنتیک. ۱۱۲

جدول ۶-۴- پارامترهای مربوط به الگریتم ژنتیک در حل دینامیک و سینماتیک معکوس. ۱۱۵

جدول ۶-۵- اطلاعات مربوط به زمان سیکل برای هر الگوی حرکتی. ۱۲۲

فهرست شکل‌ها

شکل۲-۱- روش های مختلف در مدلسازی سینماتیکی کاراندازهای عضلانی ۱۵

شکل۲-۲- چگونگی آرایش عضله و تاندون در یک عضله پنیت. ۱۶

شکل۲-۳- تقسیم بندی رشته عضلانی به سارکومیرهای با طول هماهنگ. ۱۶

شکل۲-۴ -پارامترهای موثر در مدل هیل و نحوه قرارگیری المانهای مختلف ۱۷

شکل۲-۵- منحنی تغییرات نیروی عضلانی با تغییر در طول بافت عضلانی.. ..... ۱۹

شکل۲-۶- رابطه نیرو سرعت در فیبرهای عضلانی ۲۰

شکل ۲-۷- رفتار مکانیکی تاندون ۲۱

شکل ۲-۸-در نظر گرفتن عضله و تاندون به صورت یک کارانداز واحد در مدل عضله-تاندون زاژاک. ... ۲۳

شکل۲-۹- تاثیر تاندون بر نمودار نیرو-طول عضله ۲۴

شکل ۲-۱۰- دینامیک فعالسازی و دینامیک انقباض عضلانی ۲۵

شکل ۲-۱۱- نمودار خطی نیروی ایجاد شده در CC با تغییر در طول سارکومیر. ۲۸

شکل ۳-۱- رویه مربوط به کارانداز با $lst = 15$ در فضای طول-سرعت انقباض-نیرو ۴۰

شکل ۳-۲- الف) نمودار نیرو-طول در سرعتهای مختلف، ب) نمودار نیرو-سرعت در طول های مختلف ۴۰.

شکل ۳-۳- مقایسه رابطه نیرو-طول با نتایج تجربی برای کارانداز با $l_s^t = 15$. ۴۱

شکل ۳-۴- مقایسه روابط نیرو-طول ارائه شده با نتایج تجربی و روابط ریاضی ارائه شده توسط پنستری. ۴۲

شکل ۳-۵- مقایسه نتایج حاصل از معادله نیرو-سرعت با نتایج تجربی مختلف ۴۳

شکل ۳-۶- ساختار شبکه مورد استفاده در تحقیق. ۴۶
شکل ۳-۷- مقایسه چند مقدار تجربی با نتایج بدست آمده از شبکه عصبی مصنوعی. ۴۷
شکل۴-۱- نمایش چگونگی نگاشت فضای مفصلی بر روی فضای کاری بازوی مکانیکی. ۵۲
شکل ۴-۲- مدل اسکلت عضلانی اول ۶۲
شکل ۴-۳- حرکات مربوط به مفصل شانه و ساعد. ۶۳
شکل ۴-۴- مدل اسکلت عضلانی دوم. ۶۳
شکل۳-۵- نمایی از مفصل گلنوهیومرال. ۶۵
شکل ۴-۶- تعریف مفاصل مختلف در مدل اسکلتی دوم. ۶۶
شکل۴-۷- نمایش نقاط اتصال و جهتگیری چهارچوبهای متصل شده به اعضای مختلف. ۶۹
شکل ۴-۸- نمایش مسیر تعیین شده از حرکت مچ در فضا. ۷۳
شکل ۴-۹- مقایسه نتایج بدست آمده از دو روش در حل سینماتیک معکوس. ۷۵
شکل ۴-۱۰- مقایسه نتایج حاصل از دو روش مختلف در حل سینماتیک معکوس. ۷۶
شکل ۴-۱۱- خطای ایجاد شده در روش دوم به ازای تعداد گامهای مختلف حل. ۷۷
شکل ۵-۱- مدل اسکلت عضلانی از بازوی انسان در فضای سه بعدی. ۸۰
شکل ۵-۲- دیاگرام آزاد پنجه ۸۵
شکل ۵-۳- دیاگرام آزاد استخوان رادیوس ۸۶
شکل ۵-۴- دیاگرام آزاد استخوان اولنا. ۸۷
شکل ۵-۵- دیاگرام آزاد استخوان بازو. ۸۸

شکل ۶-۱- نمونه ای از اطلاعات خام و پردازش شده سینماتیکی. ۱۰۱

شکل۶-۲- نمونه ای از اطلاعات خام EMG ۱۰۲

شکل ۶-۳- نتیجه حاصل از یکسوسازی بر روی سیگنال الکترومایوگرافی شکل۶-۲. ..... ۱۰۳

شکل ۶-۴- هموارسازی اطلاعات الکترومایوگرافی ۱۰۴

شکل ۶-۵- نیرو و ممان وارده از طرف مچ بر طوقه چرخ در حین فرآیند رانش. ۱۰۷

شکل ۶-۶-نیروی ایجاد شده در عضلات مختلف در حین فرآیند رانش ویلچر ۱۰۸

شکل ۶-۷- نیروی ایجاد شده در شانه در حین فرآیند رانش ویلچر ۱۰۹

شکل۶-۸- الگوهای حرکتی پنجه در خلال رانش ویلچر. ۱۱۰

شکل ۶-۹- تغییرات سرعت پنجه در الگوهای مختلف ۱۱۱

شکل ۶-۱۰- نیروی ایجاد شده در مفاصل آرنج و شانه در الگوهای مختلف. ۱۱۲

شکل ۶-۱۱- نیروی ایجاد شده در کاراندازهای عضلانی در الگوهای مختلف ۱۱۲

شکل۶-۱۲- نمودار تغییرات زوایای مفصلی در طول حرکت. ۱۱۶

شکل ۶-۱۳- نمودار تغییرات ضریب فعالیت در طول حرکت ۱۱۷

شکل ۶-۱۴- مدل در نظر گرفته شده در نرم افزار ANYBODY ۱۲۰

شکل ۶-۱۵- مدل سازی عضلانی در مدل اسکلت عضلانی در نظر گرفته شده. ۱۲۱

شکل ۶-۱۶- تغییرات زوایای مفصلی در خلال حرکت.. ..... ۱۲۲

شکل ۶-۱۷- فعالیت عضلات مختلف در خلال چرخه بازیابی. ۱۲۳

شکل ۶-۱۸- نقاط اتصال نشانگرهای در نظر گرفته شده به اعضای مختلف. ۱۲۵

شکل ۶-۱۹- سیگنال های هموار شده EMG ۱۲۷

شکل۶-۲۰- زاویه های بدست آمده از آزمایش، الف) فلکسیون شانه، ب) فلکسیون آرنج. ۱۲۷

شکل ۶-۲۱- نتایج حاصل از آزمایش MVC . الف) عضله زند اعلائی قدامی، ب) عضله دو سر بازوئی. ...۱۲۸

شکل ۶-۲۲- مقایسه نتایج تجربی با نتایج شبیهسازی ۱۲۹

شکل پ-۱- ساختار یک شبکه عصبی مصنوعی. ۱۳۹

فهرست عنوان‌ها

مروری بر مطالعات گذشته ۱

۱-۱- مقدمه ۲

۱-۲- مدل های عضلانی ۳

۱-۳- مدل های اسکلت عضلانی ۵

معرفی کاراندازهای عضله تاندون ۱۱

۲-۱- مقدمه ۱۲

۲-۲- مدل سازی سینماتیکی ۱۳

۲-۲-۱- مدلسازی با خط راست ۱۴

۲-۲-۲- مدلسازی با خطوط شکسته یا منحنی ۱۴

۲-۲-۳- مدلسازی با استفاده از المان تماسی ۱۴

۲-۳- مدل سازی سینتیکی ۱۵

۲-۳-۱- خصوصیات و مدل عضله ۱۶

۲-۳-۱-۱- رابطه نیرو-طول ۱۸

۲-۳-۱-۲- رابطه نیرو-سرعت ۱۹

۲-۳-۲- خواص و مدل تاندون ۲۰

۲-۳-۳- اثر تاندون بر عملکرد عضله ۲۲

۲-۳-۴- دینامیک عضلانی ۲۴

۲-۳-۴-۱- دینامیک فعالسازی ۲۵

۲-۳-۴-۲- دینامیک انقباض ۲۷

۲-۳-۴-۲-۱- رابطه نیرو-طول ۲۷

۲-۳-۴-۲-۲- رابطه نیرو-سرعت ۲۹

۲-۴- جمع بندی ۳۱

ارائه دو مدل جدید برای برآورد نیرو در کاراندازهای عضلانی مختلف ۳۳

۳-۱- مقدمه ۳۴

۳-۲- ارائه یک مدل ریاضی جدید ۳۵

۳-۲-۱- تعیین پارامترها در مدل ارائه شده ۳۷

۳-۲-۲- ارزیابی نتایج ۴۱

۳-۳- برآورد نیروی عضلانی با استفاده از شبکه عصبی ۴۴

۳-۳-۱- مشخصات شبکه ۴۵

۳-۳-۲- ارزیابی نتایج ۴۶

۳-۴- جمع بندی ۴۷

سینماتیک معکوس در سیستمهای اسکلت عضلانی ۴۹

۴-۱- مقدمه ۵۰

۴-۲- بازوهای مکانیکی افزوده ۵۱

۴-۳- سینماتیک معکوس ۵۳

۴-۳-۱- روش شبه معکوس ۵۴

۴-۳-۲- روش کنترل پیکره بندی ۵۵

۴-۳-۳- اجتناب از نقاط تکین ۵۶

۴-۳-۴- اجتناب از محدودیت مفاصل ۵۷

۴-۴- سینماتیک معکوس در مدل های اسکلت عضلانی افزوده ۵۸

۴-۴-۱- روش اول: ۶۰

۴-۴-۲-روش دوم ۶۰

۴-۵- معرفی مدل اسکلت عضلانی ۶۱

۴-۵-۱- مدل اسکلت عضلانی اول ۶۱

۴-۵-۲- مدل اسکلت عضلانی دوم ۶۲

۳-۵-۲-۱- قیود و مفاصل ۶۴

۴-۶- سینماتیک معکوس در مدل های اسکلت عضلانی ۶۷

۴-۶-۱- سینماتیک معکوس در مدل اول ۶۷

۴-۶-۲- سینماتیک معکوس در مدل اسکلت عضلانی دوم ۶۸

۴-۷- طرح یک مساله ۷۳

۴-۷-۱- راهکار نخست ۷۳

۳-۷-۲- راهکار دوم ۷۴

۴-۸- مقایسه نتایج و جمعبندی ۷۴

معادلات حرکت در سیستمهای اسکلت عضلانی ۷۸

۵-۱- مقدمه ۷۹

۵-۲- تعیین معادلات حرکت با استفاده از دینامیک نیوتن ۸۰

۵-۲-۱- معادلات تعادل پنجه: ۸۵

۵-۲-۲- معادلات تعادل ردیوس ۸۶

۵-۲-۳- معادلات تعادل اولنا ۸۷

۵-۲-۴- معادلات تعادل بازو ۸۸

۵-۳- تعیین معادلات حرکت با استفاده از روش کین ۸۹

۵-۳-۱-مختصات تعمیم یافته ۸۹

۵-۳-۲- سرعتهای تعمیم یافته ۹۰

۵-۳-۳- سرعتهای جزئی ۹۰

۵-۳-۴- نیروهای تعمیم یافته ۹۱

۵-۳-۵- نیروهای تعمیم یافته اینرسی ۹۱

۵-۳-۶- معادلات حرکت ۹۲

۵-۳-۷- تعیین نیروها و گشتاورهای قیدی ۹۲

۵-۳-۷-۱- مختصات تعمیم یافته ۹۲

۵-۳-۷-۲- سرعتهای تعمیم یافته ۹۳

۵-۳-۷-۳- سرعتهای جزئی ۹۳

۵-۳-۷-۴- نیروهای تعمیم یافته و نیروهای تعمیم یافته اینرسی و معادلات حرکت ۹۴

۵-۴- جمع بندی و نتیجه گیری ۹۴

دینامیک معکوس در سیستم های اسکلت عضلانی ۹۶

۶-۱- مقدمه ۹۷

۶-۲- توابع هزینه در مسائل اسکلت عضلانی ۹۸

۶-۲-۱- تابع هزینه خطی ۹۸

۶-۲-۲- تابع هزینه درجه دوم: ۹۹

۶-۲-۳- توابع چند جمله ای ۹۹

۶-۲-۴-۵- تابع هزینه $\boldsymbol{Min/max}$ ۱۰۰

۶-۳- پردازش اطلاعات ۱۰۰

۶-۳-۱- پردازش اطلاعات سینماتیکی ۱۰۱

۶-۳-۲- پردازش اطلاعات الکترومایوگرافی ۱۰۱

۶-۳-۲-۱- میانگین متحرک (*Movag*): ۱۰۳

۶-۳-۲-۲- ریشه میانگین مربعات: ۱۰۴

۶-۴- حل دینامیک معکوس ۱۰۶

۶-۴-۱- بررسی سیکل کامل رانش ویلچر ۱۰۶

۶-۴-۱-۱- نتایج ۱۰۸

۶-۴-۱-۲- ارزیابی نتایج ۱۰۹

۶-۴-۲- تاثیرات الگوهای حرکتی پنجه در سیکل کامل رانش ویلچر ۱۱۰

۶-۴-۲-۱-۵-نتایج ۱۱۱

۶-۴-۲-۲- ارزیابی نتایج ۱۱۳

۶-۴-۳- شبیهسازی حرکت دست در چرخش غربالک فرمان ۱۱۴

۶-۴-۳-۱- نتایج ۱۱۵

۶-۴-۳-۲- ارزیابی نتایج ۱۱۷

۶-۴-۴- شبیه سازی با استفاده از نرم افزار AnyBody ۱۱۹

۶-۴-۴-۱-تاثیرات الگوهای حرکتی پنجه در فاز بازیابی رانش ویلچر ۱۱۹

۶-۴-۴-۱-۱- نتایج ۱۲۱

۶-۴-۴-۱-۲- ارزیابی نتایج ۱۲۳

۶-۴-۴-۲- شبیه سازی حرکت دمبل ۱۲۴

۶-۴-۴-۲-۱- نتایج ۱۲۵

۶-۴-۴-۲-۲- ارزیابی نتایج ۱۳۰

۶-۴- جمع بندی و نتیجه گیری ۱۳۲

بحث و نتیجه گیری ۱۳۲

پیشنهادات جهت ادامه پروژه: ۱۳۶

پیوست ها ۱۳۷

پیوست ۱- تئوری فیلامنتهای لغزان ۱۳۸

پیوست ۲- تئوری شبکههای عصبی مصنوعی ۱۳۹

الگوریتم پس انتشار خطا..... ۱۴۰

پیوست ۳- روش SVD در محاسبه شبه معکوس ۱۴۱

مراجع: ۱۴۳

فـهـرست علائـم

تعریف	نماد	تعریف	نماد
نیروی تاندون	F^T	طول رشته عضلانی	l^m
سطح مقطع تاندون	A^T	طول سارکومیر	l^s
ماکزیمم نیروی ایزومتریک	F_i^m	طول بهینه عضله	l_o^m
تنش بدون بعد تاندون	$\tilde{\sigma}^T$	فعالیت عضلانی	$a(t)$
عضو الاستیک سری	SEE	کرنش تاندون	ε^T
نسبت طول آزاد تاندون	$\tilde{l}_s^t$	تغییر طول تاندون	Δl^T
تحریک عضلانی	$U(t)$	طول آزاد تاندون	l_s^t
عضو انقباضی عضلانی	CE	تنش تاندون	σ^T
نیروی کارانداز عضله تاندون	f^{mt}	نیروی بدون بعد تاندون	$\widetilde{F}^T$
نسبت نیروی غیر فعال عضلانی	$\tilde{f}_{passive}$	سرعت انقباض عضلانی	$v^m(t)$
نسبت تغییر طول کارانداز عضله تاندون	$\Delta\tilde{l}^{mt}$	نیروی عضو انقباضی	F_{CE}
نسبت نیروی فعال عضلانی	$\tilde{f}_{active}$	نسبت فعال سازی	$\boldsymbol{\beta}$
تغییر طول کارانداز عضله تاندون	Δl^{mt}	مدت زمان فعال سازی	$\boldsymbol{\tau_{act}}$
بردار سرعت مطلوب در مجری نهایی	$\dot{x}^d$	مدت زمان غیر فعال شدن	$\boldsymbol{\tau_{dact}}$
نسبت نیروی عضلانی در رابطه نیرو-سرعت	$\tilde{f}_v$	نیروی عضلانی	f^{muscle}
سرعت انقباض کارانداز عضله تاندون	$\tilde{v}$	ماکزیمم نیروی ایزومتریک در مدل هیل	F_i^{m*}
ماتریس ژاکوبی	J	بردار سرعت‌های مفصلی در فضای تهی	$\dot{\boldsymbol{q}}_{\boldsymbol{N}}$
شبه معکوس ماتریس ژاکوبی	J^+	بردار سرعت‌های مفصلی	$\dot{\boldsymbol{q}}$
قرینه گرادیان تابع هدف	v	شبه معکوس ماتریس ژاکوبی	$\boldsymbol{J^+}$
برآیند نیروهای عضلانی وارد بر جسم B	$\sum f_{mB}$	نرم بی‌نهایت در اجتناب از محدودیت مفاصل	$\boldsymbol{f_\infty}$
نیروی تماسی بین دو عضو ردیوس و اولنا	f_{ur}	نرم p در اجتناب از محدودیت مفاصل	$\boldsymbol{f_p}$
زاویه مفصلی i ام	α_i	گشتاور اعمالی در نقطه A	n_A
بردار سرعت‌های تعمیم یافته	u	گشتاور اینرسی عضو B	N_B
سرعت جزئی خطی در نقطه p	$\vec{V}_r^P$	سرعت جزئی دورانی در جسم B	$\boldsymbol{\omega_r^P}$
گشتاور اینرسی در جسم B	$\vec{\widetilde{M}}^B$	نیروی اینرسی در جسم B	$\vec{\widetilde{\boldsymbol{R}}}^{\boldsymbol{B}}$
نیروی تعمیم یافته r ام	F_r	نیروی تعمیم یافته اینرسی r ام	$\boldsymbol{F_r^*}$
		سرعت نسبی اولنا و ردیوس در نقطه اتصال	$\vec{v}^{rel\,C}$

فصل اول:

مروری بر مطالعات گذشته

۱-۱- مقدمه

توانایی منحصر به فرد سیستم عصبی مرکزی در کنترل حرکات مربوط به اندام‌های مختلف باعث شده است درک عملکرد سیستم‌های اسکلت عضلانی در زمینه‌های مختلف ورزشی، توانبخشی و صنعتی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار باشد. پژوهش‌های انجام شده در زمینه مطالعه سیستم‌های اسکلت عضلانی در حالت کلی به دو دسته قابل تقسیم هستند.

۱- مطالعات مربوط به بررسی و شناخت ساختار کاراندازهای عضلانی.

۲- مطالعات در زمینه مدل‌سازی و تحلیل سیستم‌های اسکلت عضلانی.

در دسته اول مطالعات، عملکرد کاراندازهای عضلانی در شرایط مختلف مورد بررسی قرار می گیرد و تلاش می‌شود مدل‌های مناسبی برای پیش‌بینی رفتار عضلات مختلف پیشنهاد شود. البته مطالعات مربوط به تعیین پارامترهای مختلف در کاراندازهای عضله تاندون را نیز می‌توان در این دسته قرار داد. در مطالعات انجام شده در دسته دوم، تعریف مدل‌های مختلف اسکلتی، تعیین قیود سینماتیکی، استخراج معادلات دینامیکی و در نهایت حل معادلات بدست آمده مد نظر قرار می‌گیرد. بدیهی است مطالعات انجام شده در دسته دوم مستقیما به نتایج حاصل از دسته اول وابسته هستند.

۱-۲- مدل‌های عضلانی

توانایی منحصر به فرد عضلات در ایجاد نیرو به‌واسطه فرایندهای شیمیایی، باعث شده است مطالعات مختلفی در زمینه شناخت ساختار و عملکرد این عضو انجام شود. در تحقیقات انجام شده اثر عوامل مختلفی مانند سرعت انقباض، طول رشته‌های عضلانی، چگونگی تحریک و عوامل مختلف دیگر در ایجاد نیروی عضلانی مورد بررسی قرار گرفته است. یکی از عوامل موثر در ایجاد نیروی عضلانی در کاراندازهای مختلف، سرعت انقباض عضلانی است. ارتباط میان نیروی ایزوتونیک و سرعت انقباض عضلانی برای نخستین بار توسط فن و مارش[1] [۱] با ارائه یک رابطه نمایی مورد بررسی قرار گرفت، سه سال بعد از این مطالعه، رابطه معروف هیل[2] در پیش‌بینی نیروی ایجاد شده در رشته‌های عضلانی در سرعت‌های مختلف ارائه شد. پس از ارائه این رابطه، مطالعات مختلفی صرف بررسی و تعیین پارامترهای مدل هیل شد [۲-۱۱]. بر اساس مطالعات انجام شده خطاهایی در رابطه هیل، بخصوص در نیروهای نزدیک به نیروی ایزومتریک عضله مشاهده شد. کیتس[3] [۴] نشان داد، در سرعت‌های انقباض کم، میزان نیروی عضلانی کمتر از مقداری است که رابطه تئوری هیل پیش بینی می‌کند. مشابه این نتیجه در مطالعه انجام شده توسط کورتین[4] [۷] نیز مشاهده می‌شود. با گسترش ابزارهای اندازه‌گیری و محاسباتی، تعیین رابطه نیرو-سرعت در نیروهای نزدیک به نیروی ایزومتریک و در انقباضات خارج از مرکز[5] با دقت بیشتری مورد بررسی قرار گرفت [۵و ۱۲] که بر اساس نتایج حاصل، نارسایی‌های موجود در رابطه هیل بیش از پیش نمایان شد. ادمان[6] ثابت کرد نیروی برآورد شده از رابطه هیل در سرعت صفر، بیشتر از نیروی ایزومتریک واقعی عضله است. وی همچنین تغییر انحنای منحنی نیرو-سرعت را در نزدیکی نقطه برخورد با محور نیرو تشخیص داد [۱۳]. این ادعا در مطالعات

[1] Fenn&Marsh
[2] Hill
[3] Katz
[4] Curtin
[5] Eccentric
[6] Edman