

SID



سرویس های ویژه



سرویس ترجمه تخصصی



کارگاه های آموزشی



بلاگ مرکز اطلاعات علمی



سامانه ویراستاری STES



فیلم های آموزشی

کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی



مقاله نویسی علوم انسانی



اصول تنظیم قراردادها



آموزش مهارت های کاربردی در تدوین و چاپ مقاله

طراحی و ساخت مفصل زانوی ارتزی محور عقب با قابلیت کنترل فاز ایستایی و بررسی تاثیر آن بر کینماتیک راه رفتن یک بیمار مبتلا به فلج یکطرفه اندام تحتانی

مرتضی محمدی^{*}، بهنام حاجی آفایی^۱، محمد علی سنجری^۲

(۱) خیابان میرداماد، میدان مادر، خیابان شاه نظری، دانشکده علوم توانبخشی، گروه ارتز و پروتز

MMTO20@Gmail.com

(۲) خیابان میرداماد، میدان مادر، خیابان شاه نظری، دانشکده علوم توانبخشی، گروه ارتز و پروتز

behnam_hagi@yahoo.com

(۳) خیابان میرداماد، میدان مادر، خیابان شاه نظری، دانشکده علوم توانبخشی، گروه بیومکانیک

sanjarima@yahoo.com

* نویسنده مسئول مکاتبات

چکیده:

مفصلهای استنس کنترل ارتزی از تازه‌های ارتز و پروتز هستند که در ایران استفاده نشده‌اند لذا برای برآورده کردن نیاز بیماران و بررسی عینی تاثیر این مفصلها بر راه رفتن این افراد، یک جفت مفصل استنس کنترل الکترومکانیکی در گروه ارتز و پروتز دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران طراحی و ساخته شد. سپس راه رفتن بیمار در بین وضعیت قفل و استنس کنترل مفصل زانوی ارتزی مقایسه شد. فرد مورد مطالعه یک مرد ۲۵ ساله مبتلا فلج یکطرفه اندام تحتانی سمت چپ بعلت پولیومیلیت بود که سابقه استفاده از بریس بلند را نداشت. جمع آوری و تجزیه و تحلیل اطلاعات در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران انجام گرفت. برای ثبت راه رفتن فرد از دستگاه *Kinemetrix 3D motion analysis (MIE, UK 1997)* و برای پردازش داده‌ها از برنامه *C-Motion V3D* استفاده شد. در حالت استنس کنترل، دامنه حرکتی زانو 28° بود. سرعت راه رفتن، طول گام، مدت زمان یک گام و جابجایی لگن بین دو حالت تفاوت نداشتند. خم شدن زانو باعث راحتی بیمار در راه رفتن بویژه هنگام بالا و پایین رفتن از پله‌ها و بالا رفتن از سربالایی می‌شد و بیمار اظهار می‌داشت که در حالت استنس کنترل از سوئینگ دورانی استفاده نمی‌کند. در کل بیمار از حالت استنس کنترل مفصل رضایت بیشتری داشت.

واژه‌های کلیدی: "استنس کنترل"، "فلج اندام تحتانی"، "مفصل زانوی ارتزی"، "راه رفتن"

هستیم این مکانیسمها در زمان ایستایی ثبات فراهم کرده و در مرحله سوئینگ اجازه حرکت آزاد را به زانو می‌دهند. این مفصلها را مفصلهای استنس کنترل نامگذاری کرده‌اند. هدف

۱- مقدمه

امروزه شاهد پیشرفتهایی در طرح مفصل بریسه‌های بلند

کنتن [۵] در سال ۱۹۹۶ تاثیر یک ارتز استنس کنترل را بر راه رفتن یک فرد ۴۰ ساله مورد بررسی قرار داد. هنگام استفاده از ارتز استنس کنترل تغییرات زاویه‌ای مفصل زانو به وضعیت نرمال شبیه بود. نرخ مصرف اکسیژن در راه رفتن روی ترد میل و سطح شیب دار ۵٪ هم برای حالت استنس کنترل و هم برای حالت قفلدار افزایش چشمگیری داشت. میزان مصرف انرژی با افزایش سرعت راه رفتن هم برای ارتز استنس کنترل و هم برای حالت قفلدار افزایش چشمگیری نشان می‌داد. و تفاوت قابل ملاحظه‌ای از لحاظ مصرف انرژی و مصرف اکسیژن بین حالت قفلدار و استنس کنترل وجود نداشت.

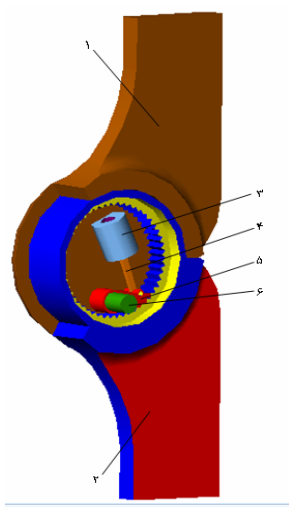
آنجلیکا [۶] در سال ۲۰۰۶ مفصل استنس کنترل هورتون را در راه رفتن پنج فرد سالم مورد ارزیابی قرار داد. تست آنالیز راه رفتن در سه حالت انجام شد که شامل حالت‌های قفل، آزاد و خودکار مفصل بود. داده‌های مصرف انرژی نشان دادند که مصرف انرژی در حالت آزاد مفصل همانطور که انتظار می‌رفت کمتر است. در حالت قفل افراد برای انجام

از این مکانیسم راه رفتن نرمال، زیباتر و با مصرف انرژی کمتر است. در کشور ما هم با توجه به آمار کسانی که به علت ابتلا به فلج اندام تحتانی به مراکز ارتز و پروتز مراجعه می‌کنند، به چنین مفصل‌هایی نیاز است. لذا برای آورده کردن نیاز بیماران و همچنین بررسی عینی تاثیر این مفصلها بر راه رفتن یک جفت مفصل استنس کنترل در گروه ارتز و پروتز دانشگاه علوم پزشکی ایران طراحی و ساخته شد.

مک میلان و همکارانش [۲] در سال ۲۰۰۴ تاثیر ارتز استنس کنترل شرکت هورتون را بر راه رفتن سه نفر مورد بررسی قرار دادند. آنالیز راه رفتن نشان داد که هر سه آزمودنی هنگامی که ارتز استنس کنترل استفاده می‌کردند در مقایسه با حالتی که ارتز قفلدار استفاده کرده بودند. همچنین طول گام و قدم و کدنس و سرعت راه رفتن به علت اجازه حرکت به زانو در فاز سوئینگ، بیشتر شده بود. این تغییرات نه تنها باعث شده بود راه رفتن طبیعی‌تر باشد بلکه الگوهای حرکتی زیباتر هم شده بودند.

استوان ابربی و همکارانش [۳] در سال ۲۰۰۵ تاثیر بریس بلند با مفصل استنس کنترل بر راه رفتن مورد ارزیابی قرار داد. نتایج مطالعه نشان داد کسانی که برای اولین بار از ارتز استفاده می‌کردند سرعت راه رفتن‌شان با استفاده از ارتز استنس کنترل بیشتر بود. هم در گروه کسانی که سابقه استفاده از ارتز داشتند و هم در گروه افرادی که تازه از ارتز استفاده کرده بودند بیشینه فلکشن زانو در مرحله سوئینگ بیشتر و حرکات جبرانی از قبیل پلانتر فلکشن اندام مقابل و مایل بودن داینامیک لگن کمتر شده بود.

سوگا و همکارانش [۴] در سال ۱۹۹۸ نوعی ارتز استنس کنترل را بر راه رفتن ۱۵ نفر از افراد سالم که همگی مرد بودند مورد بررسی قرار داد. آنالیز راه رفتن نشان داد که راه رفتن با ارتز استنس کنترل نسبت به ارتز قفلدار به راه رفتن نرمال شبیه‌تر است.

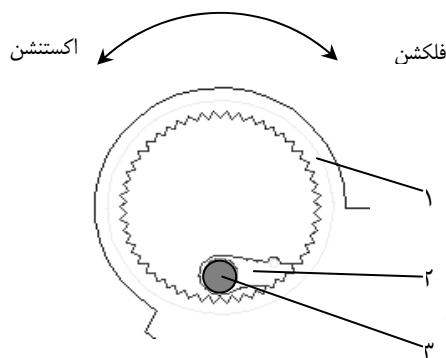


شکل ۱) اجزا مفصل

سوئینگ از حرکت جبرانی هیپ هایکینگ استفاده می‌کردند. در کل کینماتیک راه رفتن با حالت خود کار به راه رفتن نرمال شبیه‌تر بود.

حال حرکت اکستنشن آزاد است و هر نیرویی که در مرحله ایستایی به مفصل گشتاور اکستنشنی وارد کند می‌تواند زانو را صاف کند. برای آزاد کردن مفصل از حالت قفل، سلنوییدی در داخل آن کار گذاشته شده است که وقتی فعال شود، زبانه را به حرکت در می‌آورد و دندان‌های زبانه از دندان‌های قسمت پایین مفصل فاصله می‌گیرند. در این حالت مفصل بصورت آزاد می‌تواند حرکت کند.

برای بیان عملکرد، شکل مفصل بصورت شکل ۲ ساده‌تر شده است. در این شکل سه جزء مفصل (۱) حلقه دندان‌دار که بخشی از قسمت پایین مفصل است، (۲) زبانه، (۳) پین



شکل ۲) نمایش حالت قفل شدن مفصل (درگیری زبانه در دندان‌های داخلی)

نشان داده شده است. در این شکل حرکت ساعتگرد حلقه را فلکشن و حرکت پادساعتگرد را اکستنشن فرض می‌کنیم. پین به قطعه بالایی مفصل اتصال دارد.

وقتی حلقه در جهت فلکشن حرکت کند، زبانه را حول پین در جهت ساعتگرد به حرکت در می‌آورد و با این کار زبانه بین پین و جداره‌گیر می‌افتد و از ادامه حرکت جلوگیری می‌کند. به عبارت دیگر مفصل قفل می‌شود و جلوی حرکت فلکشن گرفته می‌شود. برای آزاد کردن مفصل زبانه بوسیله سیستم کنترل بالا کشیده می‌شود، و با این کار حرکت فلکشن امکان پذیر می‌شود.

وظیفه سیستم کنترل قفل کردن و آزاد کردن مفصل در مراحل مورد نظر راه رفتن است. سیستم کنترل از قسمت‌های (۱) سلنویید، (۲) آهنربای ثابت، (۳) پیستون، (۴) میله رابط پیستون و زبانه، (۵)

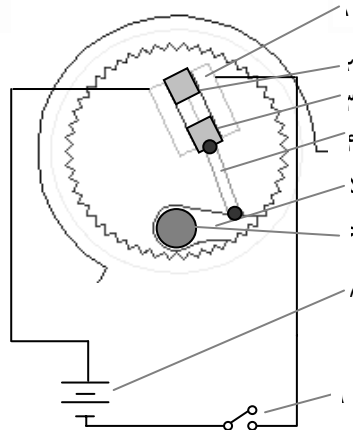
در مطالعه‌ای اورا [۷] تاثیر RGO² با مفصل زانوی قفلدار و با مفصل زانوی استنس کنترل را در راه رفتن یک بیمار آسیب نخاعی در سطح T₁₀ مورد بررسی قرار داد. بعد از قرار دادن مفصل استنس کنترل در سمت راست مشخص شد که بیمار می‌تواند آسانتر و مؤثرتر راه برود، بیمار اظهار می‌داشت که تلاش کمتری برای قدم برداشتن لازم است و پایش به زمین گیر نمی‌کرد. اندام سمت چپ هنوز از مفصل قفلدار بود و موقع شروع سوئینگ به زمین گیر می‌کرد و مریض مجبور می‌شد تنه را به سمت راست خم کند. بعد از قرار دادن مفصل استنس کنترل سمت چپ بیمار برای راه رفتن نیاز به استفاده از اندام فوقانی برای خم کردن تنه نداشت.

مانال و همکارانش [۸] حالت‌های مختلفی از نحوه چیدن مارکرها را بر روی تیبیا امتحان کردند و نتیجه گرفتند که بهینه‌ترین روش، استفاده از ۴ مارکر نصب شده بر روی یک صفحه می‌باشد. آنها همچنین پیشنهاد نمودند که این صفحه در قسمت انتهایی سگمان قرار داده شود تا تداخل بافت نرم به کمترین میزان خود برسد. با این وجود حتی در شرایط بهینه نیز میزان انحراف در جهت داخل / خارج و جلو / عقب در حدود ۲۰+ و در جهت محور عمودی در حدود ۴۰+ بود.

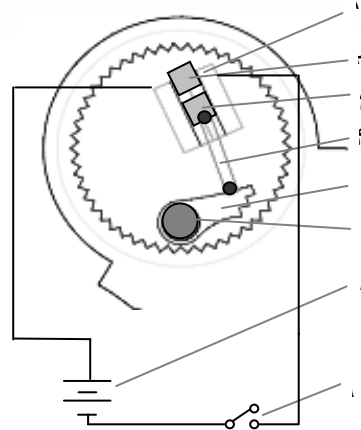
۲- طراحی سیستم مفصل:

در شکل ۱ تصویر سه بعدی قطعات مفصل شامل (۱) قسمت بالای مفصل، (۲) قسمت پایین مفصل، (۳) سلنویید، (۴) رابط زبانه و سلنویید، (۵) زبانه، (۶) پین نشان داده شده است.

این مفصل یک ساختار الکترومکانیکی است که در هر زاویه‌ای قابلیت قفل شدن دارد. در حالت قفل شده اجازه اکستنشن می‌دهد ولی از فلکشن جلوگیری می‌کند. مفصل در هر زاویه‌ای که پاشنه با زمین تماس پیدا کند از ادامه حرکت فلکشن جلوگیری می‌کند و به این صورت از فلکشن ناگهانی زانو در مرحله ایستایی جلوگیری می‌شود، و با این



شکل ۴: مفصل در وضعیت قفل



شکل ۳: مفصل در وضعیت آزاد

می‌گیرد. در لحظاتی که فرد ایستاده و حرکتی ندارد و وقتی که روی صندلی نشسته و کف کفش در تماس با زمین است سلنوتید غیر فعال خواهد بود و مصرف جریان الکتریکی وجود نخواهد داشت. میکروسوئیچی که در این مفصل استفاده شده است با ۲mm حرکت اندام فعال می‌شود. میکروسوئیچ در داخل کفی داخلی که برای جبران کوتاهی اندام ساخته شده بود کار گذاشته شد. در مرحله استنس در لحظه تماس اولیه و بدنبال آن تماس پاشنه با سطح کلید و فشار دادن اهرم کلید به مقدار ۲mm، میکروسوئیچ جریان را قطع می‌کند و مفصل قفل می‌شود.

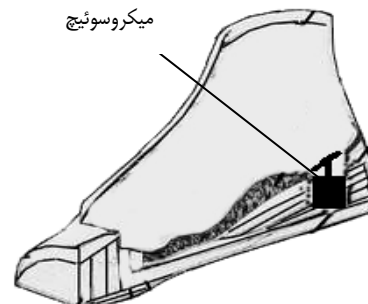
۳- شرایط ورود به مطالعه:

فرد مورد مطالعه یک مرد ۲۵ ساله مبتلا فلج یکطرفه اندام تحتانی سمت چپ بعلت پولیومیلیت بود که سابقه استفاده از KAFO را نداشت. کسانی که بمدت زیاد از KAFO استفاده کرده باشند متاسفانه برای جبران راه رفتن با زانوی قفل شده به الگوهای حرکات جبرانی عادت کرده‌اند که باعث می‌شود نتوانند از مزایای بلافاصله مفصلهای استنس کنترل بهره ببرند. [۳] قدرت عضلانی فرد مورد مطالعه بصورت جدول ۱ بود.

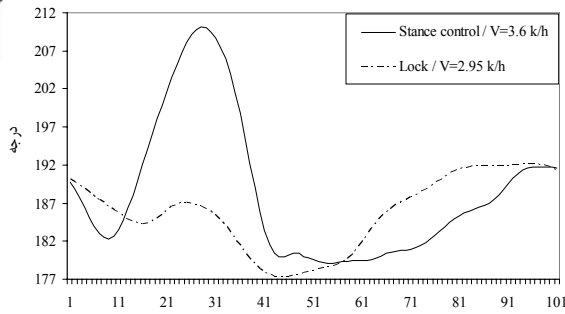
جدول ۱: قدرت عضلات بیمار

2	Hip flexor
+2	Hip extensor
-2	cHip Abdution
2	Hip Adduction
+2	Knee Extensor
+2	Knee Flexor
-2	Ankle Dorsiflexion
1	Ankle Plantar Flexion

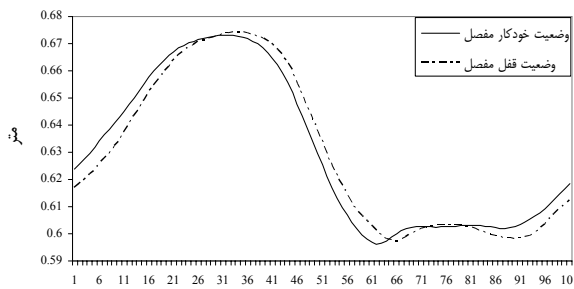
زبان، ۶، پین، ۷) منبع تغذیه و ۸) میکروسوئیچ تشکیل شده است. در سیستم کنترل مطابق شکل‌های ۳ و ۴ در یک سمت سلنوتید (۱) یک آهنربای دائمی (۲) بصورت ثابت قرار داده شده است. همچنین پیستون (۳) هم از آهنربای دائمی ساخته شده است. این دو آهنربا بصورتی قرار داده شده‌اند که قطبهای هم نام آنها در کنار هم قرار دارند. به این ترتیب نیروی دافعه بین این دو باعث حرکت دادن زبان به سمت پایین می‌شود و مفصل در وضعیت قفل قرار می‌گیرد. با برقراری جریان الکتریکی در سلنوتید در اطراف آن میدان مغناطیسی ایجاد می‌شود که هم جهت با میدان مغناطیسی پیستون است به این ترتیب نیروی جاذبه بین پیستون و سلنوتید باعث کشیده شدن پیستون به داخل سلنوتید می‌شود. با این کار زبان به سمت بالا حرکت می‌کند و قفل مفصل آزاد می‌شود. وقتی که جریان الکتریکی به سمت سلنوتید قطع شود، زبان بصورت پسیو و تحت تاثیر نیروی مغناطیسی به موقعیت قبلی بر می‌گردد و مفصل دوباره قفل می‌شود. میکروسوئیچ (۸) هنگام جدا شدن پاشنه از زمین جریان الکتریسیته را برقرار می‌کند و مفصل آزاد می‌شود. سیستم کنترل سلنوتید را در مرحله سوئینگ فعال می‌کند و مفصل را در وضعیت آزاد قرار می‌دهد و در مرحله استنس سلنوتید غیر فعال می‌شود و مفصل در وضعیت قفل شده قرار



شکل ۵) میکروسوئیچ در داخل کفی جبران کوتاهی کفش داخلی کار گذاشته شده است.



شکل ۶) نمودار دامنه حرکتی مفصل زانوی ارتزی در یک دوره راه رفتن که شروع و پایان آن لحظه بلند شدن پاشنه می باشد.



شکل ۷) نمودار جابجایی عمودی لگن سمت مبتلا در یک دوره راه رفتن که شروع و پایان آن لحظه بلند شدن پاشنه می باشد.

جدول ۲) نتایج کمی مطالعه

وضعیت مفصل	حالت خودکار	حالت قفل
سرعت راه رفتن	k/h۹۷/۲	k/h۹۵/۲
مدت زمان گام اندام	s۳۴/۱	s۱/۲۶
طول گام اندام مبتلا	m۰۹/۱	m۱/۰۴

۵- بحث:

تفاوتهایی در نمودار دامنه حرکتی زانو با زانوی طبیعی دیده می شود که بصورت زیر است.

وجود ۱۳ درجه فلکشن در مرحله استنس زانوی آزمودنی بعلت آزادی حرکت مفصل در زاویه بین ۱۸۰ و ۱۶۷ درجه بود. مفصل به نحوی تنظیم شده بود که در این زاویه از حرکت فلکشن ممانعت نمی کرد. علت آزاد گذاشتن این دامنه به این جهت بود که وقتی مفصل در ۱۸۰ درجه قفل می شد آزمودنی نمی توانست گشتاور اکستنسوری لازم را برای آزاد کردن قفل به مفصل اعمال نماید.

۴- روشهای جمع آوری اطلاعات:

جمع آوری و تجزیه و تحلیل اطلاعات در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران انجام گرفت. برای بدست آوردن اطلاعات کینماتیک راه رفتن از دستگاه Motion Analyzer استفاده شد و روی سه تیغ خاصه در خط وسط، تروکانتر بزرگ، سمت خارج مفصل زانوی ارتزی، سمت خارج مفصل مچ ارتزی، پشت پاشنه کفش و جلوی پنجه کفش نشانگر نصب شد. روش

تست به این صورت بود که بیمار پنج بار در حال قفل شده مفصل و پنج بار در حالت خودکار مفصل در مقابل دستگاه Motion Analyzer حرکت کرد. سپس نمونه بهتر از بین پنج حالت انتخاب شد. در نهایت داده های این دو تست با هم و با داده های نرمال مقایسه شدند، تا تفاوت کینماتیک سه حالت با هم بررسی شود.

ابتدا داده های خام را از برنامه کینماتریکس بصورت فایل ASCII استخراج و وارد برنامه C-Motion کردیم. در این برنامه داده ها را از فیلتر پایین گذر عبور دادیم تا منحنیهای صافتر و بدون نویز باشند. در نهایت نمودار دامنه حرکتی زانو و جابجایی عمودی لگن سمت مبتلا بر حسب دوره گیت نرمالایز شدند تا متغیرهای مورد نظر با هم مقایسه شوند.

۴- نتایج:

استفاده از مفصل استنس کنترل در مرحله سوئینگ به زانو اجازه خم شدن می دهد. در فرد مورد مطالعه میزان خم شدن زانو ۲۸° بود. جابجایی عمودی لگن سمت مبتلا هم در وضعیت خودکار و هم در وضعیت قفل مفصل ارتزی ۷/۷ سانتی متر بود. سرعت راه رفتن، مدت زمان و طول گام اندام مبتلا در دو حالت خودکار و قفل مفصل تفاوت جزئی نشان می داد (جدول ۲). موقع راه رفتن در سطح هموار آزمودنی اظهار می داشت که وقتی مفصل در وضعیت قفل باشد برای انجام سوئینگ از حرکت جبرانی سوئینگ دورانی استفاده می کند. همچنین آزمودنی می گفت که بالا و پایین رفتن از پله ها و بالا رفتن از سربالایی وقتی که مفصل در وضعیت خودکار باشد راحتتر است.

مثل آسیب طناب نخاعی به اعصاب محیطی و پاتولوژیهای مادرزادی مثل میلو منگوسل می باشد. جمعیت زیادی از کسانی که فلج اطفال گرفته اند بخوبی می توانند از ارتزهای استنس کنترل استفاده کنند چرا که حس لامسه و حس عمقی آنها وجود دارد و می توانند احساس کنند که چه زمانی اندام آنها در هوا است بدون اینکه به پای خود نگاه کنند. در این مطالعه بیمار در اندام خود حس لامسه را داشت و این حس کمک میکرد تا فشار پاشنه روی میکروسویچ را حس کند و زمان قفل شدن و آزاد شدن مفصل را متوجه می شد.

ضعف فلکسورهای هیپ جدا شدن انگشتان را در مید سوئینگ با مشکل مواجه می کند. بعضی وقتها بلند کردن پاشنه در سمت مقابل برای اجتناب از کشیده شدن انگشتان روی زمین مفید است.

از لحاظ بیومکانیکی بیمار مبتلا به ناکارایی کامل فلکسورها و اکستنسورهای هیپ قابل مقایسه با آمپوته هیپ می باشد. تجربه ی بلند مدت با بیماران قطع هیپ نشان داده است که اگرچه در نهایت آنها می توانند با پروتز راه بروند ولی راه رفتن آنها نسبت به افرادی که روی اندام خود کنترل دارند هم آهسته و هم با مصرف انرژی بالایی همراه است. در افراد با هیپ flail که از ارتز استنس کنترل استفاده می کنند می توان نتایج مشابهی را پیش بینی کرد.

وقتی که در زانو اسپاسیستی بیشتر از mild وجود داشته باشد. ممکن است در مکانیسم آزاد کننده ی قفل زانو اختلال ایجاد کند. بنابراین اسپاستیستی شدید از موارد عدم تجویز ارتزهای و استنس کنترل است. کانترکچرهای مفصل هم می تواند مشکلاتی ایجاد کند. وقتی که کانترکچر زانو بیشتر از 10° باشد از آزاد شدن قفل زانو جلوگیری خواهد کرد. محدودیت در دورسی فلکشن ممکن است در ارتزهایی که برای فعال کردن زانو به حرکت مچ نیاز دارند مانع از کاربردشان شود. در سیستمی که در این مطالعه طراحی شده بود، عدم نیاز به حرکت مچ برای فعال کردن سیستم از مزایای این مفصل نسبت به مفصل مکانیکی هورتون، ارتز UTX و ارتز Free Walk است.

در زانوی طبیعی در مرحله پری سوئینگ یعنی بعد از جدا شدن پاشنه تا قبل از جدا شدن انگشتان زانو 30° درجه به فلکشن می رود. در حالیکه در این مطالعه در پری سوئینگ فلکشن زانو $3/5^\circ$ درجه کم شده است. فلکشن زانوی طبیعی در پری سوئینگ بعلت عقب رفتن خط وزن نسبت به محور زانو است و در آزمودنی ما علت کاهش فلکشن، ایجاد گشتاور اکستنسوری در زانوی ارتزی است و این حرکتی است که آزمودنی برای استفاده از ارتز یاد گرفته است. در مرحله پری سوئینگ آزمودنی به کمک عضلات اکستنسور زانو و ران، مفصل زانو را باید به اکستنشن ببرد تا دندانهای زبانه و قسمت پایین مفصل از حالت گیر بیرون بیایند و مفصل اجازه حرکت داشته باشد. در ادامه سوئینگ مفصل مانند زانوی طبیعی به فلکشن می رود.

کوتاه شدن فانکشنال اندام در مرحله سوئینگ باعث می شود مرکز جرم اندام در حالت سوئینگ به مرکز چرخش یعنی مفصل ران نزدیکتر شود. این اتفاق باعث کاهش گشتاور لازم برای سوئینگ اندام می شود. کاهش گشتاور به معنی کاهش انرژی لازم برای انجام سوئینگ می باشد. اگر چه مصرف انرژی را بصورت کمی مورد بررسی قرار نگرفته است. ولی می توان نتیجه گرفت که حالت استنس کنترل باعث کاهش مصرف انرژی شود.

جا به جایی عمودی ستیغ ایلیاک در سمت مبتلا مقدار هیپ هایکینگ را برای انجام سوئینگ اندام نشان می دهد. جابه جایی عمودی لگن سمت مبتلا در هر دو حالت خودکار و قفل یک اندازه بود که می توان نتیجه گرفت آزمودنی برای انجام سوئینگ از حرکت جبرانی هیپ هایکینگ استفاده نکرده است.

۶- جمع بندی

تمام ارتزهای استنس کنترل از طریق جلوگیری از کلاپس شدن زانو عملکرد عضله چهار سرانی را جایگزین می کنند. بنابراین مورد تجویز آنها فلج دائم یا موقت عضله چهار سر است. بنابراین باید توجه کرد که ارتزهای استنس کنترل بر اساس نقص بیومکانیکی تجویز می شود و نه بر اساس نقص بوجود آمده. بسیاری از نقصهای نئوروماسکولار منجر به آسیب در کنترل ارادی زانو می شوند. که شامل پاتولوژیهای



۷- منابع:

- [1] Kenton R. Kaufman, PhD, PE. Ambulatory KAFOs: A Biomechanical Engineering Perspective. JPO. 2006 Vol. 18, Num. 3S. pp. 175-182
- [2] Amy Gross McMillan, PT, PhD. John W. Michael, MEd, CPO/L, FAAOP, FISPO. Preliminary Evidence for Effectiveness of a Stance Control Orthosis. JPO. 2004 Vol. 16, Num. 1. pp. 6-13
- [3] Irby SE, Bernhardt KA, Kaufman KR. Gait of stance control orthosis users: the dynamic knee brace system. Prosthet Orthot Int. 2005, Dec;29(3): 269-82.
- [4] Suga T, Kameyama O, Ogawa R, Matsuura M, Oka H. Newly designed computer controlled knee-ankle-foot orthosis (Intelligent Orthosis). : Prosthet Orthot Int. 1998, Dec;22(3): 230-9
- [5] KAUFMAN KR, IRBY SE, MATHEWSON JW, MD. Energy-efficient-knee-ankle-foot orthosis: a case study. J Prosthet Orthot. 1996. 8, 79-85.
- [6] Angelika N. Capabilities. Communication the science of Prosthetics and orthotics. Northwestern University, Winter 2006, Vol 14: No 1.
- [7] Aaron A. Rasmussen, NCOPE Orthotist. Case Study: Preliminary Report for the Combination of Bilateral Stance Control Knee Ankle Foot Orthoses and a Reciprocating Gait Orthosis. Publications. Academy TODAY. March 2006
- [8] Manal K, McClay I, Stanhope S, Richards J, Galinat B. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. Gait and Posture 2000; 11:38-45.
- [9] McClay I, Manal K. Three-dimensional kinetic analysis of running: signification of secondary planes of motion. Medicine and Science in Sports and Exercise. 1999; 31:1629-1637.
- [10] Oberg T. Basic Gait Parameters: Reference data for Normal Subjects. J Rehabil Res Dev. 1993;30:210-231.

Archive

SID



سرویس های ویژه



سرویس ترجمه تخصصی



کارگاه های آموزشی



بلاگ مرکز اطلاعات علمی



سامانه ویراستاری STES



فیلم های آموزشی

کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی



مقاله نویسی علوم انسانی



اصول تنظیم قراردادها



آموزش مهارت های کاربردی در تدوین و چاپ مقاله