Journal of New Achievements in Electrical, Computer and Technology
Vol 2, No 1, Mar-Jun 2022,(82-91)
WWW.JNAECT.IR

مجله دستاوردهای نوین در برق،کامپیوتر و فناوری
دوره ۲، شماره ۱، بهار ۱۴۰۱ (۹۱-۸۲)

تحلیل بیومکانیکی دستگاه حرکت پسیو مدام برای زانو

جعفر آقازاده[۱] ،سحر جباری بناب[۲] ، زینب روشنی باویل[۳]و رامین سلیمانی[۴]

گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران[۱]
گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران مرکز، تهران، ایران[۲]
گروه مهندسی مکاترونیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران[۳]
گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران[۴]
Email:agazadeh2019@tabrizu.ac.ir

چکیده

دستگاه حرکت پسیو مداوم پس از عمل جراحی به منظور از بین بردن درد، افزایش گردش خون عمومی اندام، کاهش ادما، بهبودی وضعیت مفاصل غضروف های سینوویال ،تاخیر ایجاد کردن در آتروفی عضله ،کاهش خشکی و جلوگیری از کوتاهی و چسبندگی مورد استفاده قرار می گیرد. این سیستم توسط یک کامپیوتر که به برد کنترلی دستگاه متصل است با محاسبات آنلاین حرکت خطی و کنترل شده را انجام می دهد یک موتور الکتریکی به محور اصلی سیستم متصل است که این حرکت کنترلی به مخالفت با حرکت پای بیمار می انجامد. مفصل مبتلا از طریق یک قوس تعیین شده حرکت، برای مدت زمان طولانی تضمین شده است. سنسور کنترل سرعت موتور روی محور موتور متصل است و میزان زاویه حرکت مفصل توسط سنسور اندازه گیری می شود. از طریق فیدبک و با کنترل امپدانس وکنترل درایور موتور حرکت خطی مانند فنر میرا شده به آرامی صورت می گیرد. با کنترل دامنه و جهت نیرو و پدال پای بیمارحرکات انجام می شود.pc متصل به کامپیوتر جهت دریافت داده آنالیز شده از طریق سیستم نرم افزاری می باشد که به پردازنده سیستم ارسال می شود. سیستم کامپیوتر نیز اجازه می دهد تا گستردگی ضبط داده ها، تجزیه و تحلیل داده ها و نظارت بر بیمار از راه دور متصل به شبکه انجام گیرد. در این مقاله زوایای کنترلی دستگاه حرکت پسیو مداوم از طریق معادلات ریاضی تحلیل و نحوه طراحی برای مفصل زانو مورد بررسی قرا گرفته است.

واژه های کلیدی : آتروفی عضلات، آرتروز های دژنراتیو، حرکت پسیو مداوم، توانبخشی.

مقدمه

دستگاه حرکت پسیو مداوم در توانبخشی و درمان بیماران پس از سانحه یا بعد عمل مورد استفاده قرار گرفته است. درک کنونی از اصول درمانی در حرکت پسیو مداوم از رده خارج است. روش های سنتی حرکت های محدود شده ولی امتداد داده شده ی مفصل آسیب دیده را از طریق محدوده کنترل شده حرکتی(ROM)، به طور معمول با کاهش درد، با کمک به استحکام مفصل و تسریع بهبودی در برد می گیرند. زمانی که چنین حرکتی توسط یک تراپیست روی بیمار اجرا شود، این رویه به عنوان CPM منتسب می شود. دستگاه های اولیه فیزیوتراپی CPM با استفاده از تراشه ها، لولاها، اهرم ها،قرقره ها، وزنه ها، وسایل اصطکاکی، مترها و اخیرا توسط موتورهای الکتریکی ساخته شده بودند[1].

این تکنولوژی در حالت پسیو مداوم جهت توان بخشیدن به بیمار برای مانور ترمیم مفاصل در سراسر برد محدود فشار، دریک ROM کنترل شده، طراحی شده بود. دستگاه در حالت فعال فرآیند توانبخشی مفصل را با برگرفتن مفصل از یک Rom ویژه و محدود شده در طریقه ای هماهنگ، ایجاد می‌کند. توانایی محدود غضروف های مفصلی برای ترمیم و بازسازی شدن به اضافه مشاهدات کلینیکی و تحقیقاتی که در رابطه با تاثیرات بی حرکتی و آثار زیان آور آن برای مفاصل انجام گرفت. در سال ۱۹۷۰ مورد توجه سالتر و همکارانش واقع شد خشکی و درد مداوم، آتروفی عضلات و استئو پروز در اثر عدم استفاده از اندام و در نهایت هم آرتروز های دژنراتیو زمانی رخ می دهند که مفصل به شکل اکتیو پس از مدتی بی حرکتی به حرکت در می آید[2]. سالتر این فرضیه را مطرح کرد که دستگاه حرکت پسیو مداوم بهبود وضعیت غضروف های مفصلی و ترمیم کپسول، لیگامان ها وتاندون ها را تسهیل خواهد کرد. پژوهش های انجام شده توسط آقای آنتون نلسن و همکارانش(۲۰۱۸)، یا مطالعه انجام شده توسط آقای مدلاین دنیسن و همکارانش(۲۰۱۹)، که به این نتیجه رسیدند که استفاده خانگی از دستگاه در بازگرداندن دامنه حرکتی مفصل بسیار سودمند است، در این مطالعات هیچ نوع توجهی به نوع حرکت اعمال شده و میزان گشت آور اعمالی برمفاصل با توجه به تغییرات ابعادی و تنظیمات سرعت دستگاه نشده است[3].

سالتر این فرضیه را مطرح کرد که دستگاه حرکت پسیو مداوم بهبود وضعیت غضروف های مفصلی و ترمیم کپسول، لیگامان ها وتاندون ها را تسهیل خواهد کرد[4]. پژوهش های انجام شده توسط آقای آنتون نلسن و همکارانش(۲۰۱۹)، یا مطالعه انجام شده توسط آقای مدلاین دنیسن و همکارانش(۲۰۱۸)، که به این نتیجه رسیدند که استفاده خانگی از دستگاه در بازگرداندن دامنه حرکتی مفصل بسیار سودمند است، در این مطالعات هیچ نوع توجهی به نوع حرکت اعمال شده و میزان گشت آور اعمالی برمفاصل با توجه به تغییرات ابعادی و تنظیمات سرعت دستگاه نشده است[5,6,7].

استئوآرتریت زانو یک اختلال شایع است که باعث درد شدید، تغییر شکل و کاهش تحرک زانو می شود.آرتروپلاستی کامل زانو یکی از بهترین روش ها برای درمان OA زانو، کاهش درد، بهبود دامنه حرکتی و بازیابی عملکرد زانو است.

از دهه ۱۹۷۰، حرکت غیرفعال پیوسته برای بهبود تحرک زانو و کاهش سفتی پس ازTKAاستفاده شده است، که بخشی از برنامه های بازیابی سریع پس از عمل است. این مداخله توسط ماشینی انجام می شود که حرکت غیرفعال تکراری را انجام می دهد.

دستگاه های جدید CPM که براساس همان روش شناسایی ساخته شده اند. تقریبا هر مفصلی را مورد هدف قرار می دهند. سیستم های مکانیکی الکتریکی طراحی شده به طور ویژه به سطح بدن انسان می پیوندند، از این رو حرکت های مفصل و عضله ها و بافت های عصبی متصل شده را محدود و اداره می کنند. برای به دست آوردن نتیجه مناسب، جلوگیری از فشارهای زیاد و هدایت نشده در طول اعمال همزمان فشار مناسب در جهت درست اهمیت دارد. این تکنولوژی های مدرن، چه فعال و چه غیر فعال، به طور فزاینده ای مشهور و قابل دسترس می باشند. بحث بعدی به ویژه روی طراحی اولیه، جهت ارائه درمان برای زانوی بیمار که شبیه سازی بافت های عضلانی و عصبی مربوط را دربر می گیرد، تمرکز می کند. هرچند، یادآوری این نکته مهم است که چنین سیستم ها دراصل علاوه بر مفصل زانو روی دیگر مفاصل نیز قابل اجرا هستند. CPM های رایج مانند سری های آرتوموس می تواند زانو و ران بیمار ار در حرکت غیر فعال ثابت با استفاده از یک سری دنده کاهش سرعت و پیچ های وصل شده روی موتور، شبیه سازی کند. بیمار

می تواند با دست ROM را تنظیم کند[8]. سرعت موتور و مدت زمان و تعدا رفت و برگشت حرکت با استفاده از یک Keypad وصل شده به یک میکروکنترلر کوچک قابل تنظیم هستند.

ما جهت گسترش بیشتر ظرفیت ابزارهای تحقیق بیومکانیکی پایه کامپیوتری و ابزار فیزیوتراپی، یک سیستم CPM را که از هیچ ابزار مقاومتی استفاده نمی کند معرفی می کنیم. در سیستم جدید ما، عملکرد اساسی CPM بدون تغییر باقی می ماند. یعنی موتور الکتریکی باعث حرکت عضو بدن از طریق دسته ای از اهرم ها می شود. هر چند، عملکرد CAMها کاملا با سیستم های سنتی متفاوت است. درطول عملکرد سیستم های CAMها نیروی مقاومتی با استفاده کنترل شده دقیق موتور الکتریکی CPM تولید می شود. تا با نیروی اعمال شده از پای بیمار مخالفت کند. یک سنسور زاویه در قسمت لولایی بازخوردی را برای یک حلقه ی کنترل حالت کشویی در نزدیکی موتور ایجاد می کند. موتور جهت شبیه سازی عملکرد حرکت خطی از طریق بازخورد این حلقه امپدانس کنترل شده سوق داده می شود یعنی، باعث حفظ کنترل اندازه و مسیر نیرو روی پای بیمار می شود.

کامپیوتر نوع PC محاسب کنترل حالت کشویی تطبیقی آنلاین را انجام می دهد. در حالی که به طور همزمان رابط کنترل، حافظه، قابلیت های تحلیلی، توانایی یکپارچه سازی سنسورهای دیگر مانند فشار خون و بازبینی ضربان خون و همچنین قابلیت ارتباط شبکه ای کل سیستم را ارائه می دهد.

هدف ما طراحی روش جدید و الگوریتم کنترل برای مکانیزم اصلی است به طوری که بتوانیم دقیقا و به صورت انطباقی یک سیستم مکانیکی فنری نوسان زیاد که بتوانند مقدارهای تراکم، نوسان و پرشی تنظیم کنند را شبیه سازی کنیم.

مزایای های سیستم شامل موارد زیر است:

۱- توانایی ضبط، نمایش و تحلیل تغییرات در عملکرد بیمار در مدت زمان طولانی.

۲- پتانسیل خوب به عنوان یک پلت فرم (بسترهای نرم افزاری) برای تحقیقات پیشرفته بیومکانیکی.

توانایی برقراری نیروی رکورد طولانی مدت بلادرنگ پا، تا سطح نزدیکی از آنجا که سیستم ارائه شده در اطراف یک کامپیوتر نوع PC استاندارد ساخته شده است، پردازش سریع اطلاعات و کنترل پیشرفته بازخورد را ارائه می دهد.

این مزایا طراحی برنامه های فیزیوتراپی را که می تواند با نیازهای فردی سازگار شود را امکان پذیر می کند. و اینکه بتوانند همان گونه که بیمار بهبود خود را تغییر دهند امکان پذیر می سازند.

واکنش آنی به تغییرات در عملکردهای بیمار می تواند جهت تنظیم درمان بسته به شرایط بیمار مورد استفاده قرار بگیرد، حتی اجازه دهد دستگاه خاموش شود و فورا در صورت اضطراری شرکت کنندگان را مطلع سازد[9].

هنگامی که زانوی فردی به دلیل بیماری، جراحت، یا پس از عمل جراحی غیر قابل تحرک می شود، بافت های نرم مفصل دچار کشیدگی شده و حرکت مفصل را محدود می کند. برای بازگرداندن دامنه حرکتی مفصل به حالت طبیعی، بافت های نرم باید در معرض کشش قرار گیرند بهترین روش برای ایجاد کشش در بافت نرم ، حرکت دادن مفصل به صورت غیر فعال می باشد. به منظور اعمال این حرکات روی مفصل بیمار از دستگاه توانبخشی استفاده می شود. دستگاه های حرکت پسیو مداوم جهت حفظ و بازگرداندن دامنه حرکتی مفاصل مورد استفاده قرار می گیرند. بازگشتن دامنه حرکتی مفاصل پس از جراحی یا تروما به کیفیت توانبخشی بستگی دارد. تاخیر در توانبخشی ممکن است منجر به عملکرد ضعیف مفصل یا بی حرکتی شود توانبخشی مفاصل شامل استفاده از حرکات اکتیو و پسیو به منظور بازگرداندن تحرک مفصل است. حرکات پسیو می تواند توسط یک فیزیو تراپ یا توسط این دستگاه انجام شود. دستگاه حرکت پسیو مداوم از طریق تحریک ترمیم بافت های مفصلی ، گردش مایع مفصلی و کاستن از ادما منطقه ای بهبودی را افزایش می دهد. همچنین دستگاه حرکت پسیو مداوم از چسبندگی، خشکی مفاصل کوتاهی ها و تخریب غضروف های مفصلی جلوگیری می کند.

تشریح عملکرد دستگاه

پس از انجام عمل جراحی جلوگیری از انجام هر گونه حرکت در مفضل می باشد که این مسئله به دفعات، توسط طراح ارتوپد مورد تاکید وتجویز قرار می گیرد در صورت عدم رعایت این مطلب توسط بیمار، ممکن است کوچکترین حرکت در عضو مورد نظر تمام زحمات جراح را هدر می دهد ساده ترین مشکل ایجاد شده در عضو در صورت بروز یک حرکت نابجا باز شدن بخیه ها می باشد اما پس از بهبودی کامل بیمار که در سایه رعایت نکات ایمنی اشاره شده حاصل می گردد، مشکل اصلی و عمده ایجاد خواهد شد مفضل زانو که مدت زمانی حدود یک ماه دارای هیچ گونه حرکتی نبوده است دچار یک حالت انقباض و خشک شدن می شود و شعاع حرکت عادی وطبیعی خود را از دست می دهد بنابراین در این مرحله از درمان یک برنامه فیزیوتراپی دقیق وحساب شده و طولانی مدت برای حصول شعاع حرکت طبیعی توسط پزشک تجویز می شود که بسیار پر هزینه وطاقت فرسا می تواند باشد در یک بیمار فوق بلافاصله پس از انجام عمل جراحی ،حتی ساعات چهارم و پنجم پس از عمل، عضو مورد نظر روی دستگاه قرار می گیرد و توسط آن یک حرکت بسیار نرم و ملایم در عضو آسیب دیده اعمال می گردد حرکت فوق که به طور پیوسته می باشد به اندازه ای آهسته وملایم است که هیچ آسیبی به عضو مورد نظر وارد نمی آید و در مقابل به گونه ای معجزه آسا شعاع حرکتی مفضل نه تنها کاهش پیدا نمی کند بلکه، آنرا در حد مقدار طبیعی خود نگه می دارد. برای درک بهتر آثار بی حرکتی باید در ابتدا به بررسی ترکیب بافت همبند پرداخت که تقریبا در تمامی ساختارهای بدن یافت می شود و عملکردهای فیزیولوژیک بی شماری دارد. برخی از این کارکردها شامل حمایت مکانیکی، حرکت، کمک به انتقال مایع میان بافتی و کنترل فرایندهای متابولیک است. دو جز اصلی تشکیل دهنده بافت همبند کلاژن و اِلاستین هستند. این اجزا به بهترین نحو در فیبر های تاندون ها و لیگامان ها کنار هم قرار گرفته اند و به بافت همبند متحمل بار مکانیکی قابلیت قدرتمندی و قابل کشش بودن می بخشند. به این ترتیب بافت همبند قابلیت بالایی برای مقاومت در مقابل نیروهای کششی و چرخشی دارد.

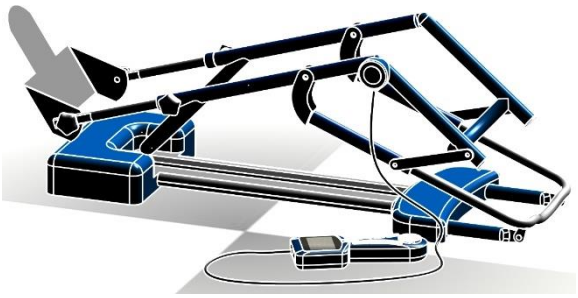
تروما نیز می تواند موجب اختلال در عملکرد بافت همبند شود، مانند زمانی که بافت نرم در اثر جراحی های ارتوپدیک دچار آسیب می شود. از آنجا که این فیبر ها به شکل موازی قرار گرفته اند ساختار و عملکرد آن ها در طی ترمیم، به شدت تحت تاثیر قرار می گیرد .بی حرکتی سبب می شود این اجزا در طی ترمیم به شکل تصادفی و در جهات مختلف قرار گیرند و پدیده ای به نام Cross Linkingایجاد شود. این پدیده به تشکیل چسبندگی در بافت نرم، خشکی و در نهایت محدودیت دامنه حرکات اکتیو و پسیو می انجامد، بنا بر این بی حرکتی به شکلی واضح، آثار تخریبی بر بافت همبند و بافت های اطراف آن خواهد گذاشت که شامل: کوتاهی،کاهش قدرت کشش، تشکیل ادم، گرفتگی سیاهرگی و آتروفی است.

تشریح بیومکانیکی دستگاه

در ابعاد و نوآوری های که در این زمینه وجود دارد به شکل و نوع حرکت دستگاه به منظور کاهش انرژی و استفاده راحت تر بیمار توجه شده است . در این مقاله با کمی سازی روابط سینماتیکی و سینتیکی حاکم بر عضو ها و مفاصل به بررسی و تحلیل بیو مکانیکی این دستگاه در حین درمان پرداخته می شود، محاسبات انجام شده بر اساس دینامیک معکوس، با داشتن ورودی های چون سرعت شتاب دستگاه، نیروهای اعمال شده به مفاصل محاسبه می شود .در یک پروسه فیزیوتراپی، پزشک از طریق کاهش یا افزایش سرعت دستگاه می تولند تغییرات را اعمال و روند درمان را کنترل کند، بدون اینکه هیچ توجهی به نیروهای اعمالی به مفاصل داشته باشد. چه بسا در طی درمان بهبود حرکت مفصل زانو به دیگر مفاصل بدن از جمله مفصل مچ و مفصل هیپ نیروهای بیش از حد اعمال شود و باعث آسیب در ان مفاصل گردد.

بحث حرکت محرک خطی

بعد از روشن شدن مسئله چگونگی حمایت و نگهداری از عضو آسیب دیده این سوءال مطرح می شود که چگونه قاب را می توان جلو و عقب همراه با عضو بیمار حرکت داد دو راه کار عمده در این زمینه وجود دارد نخست این که فریم یا قاب را از دورترین مکان نسبت مفصل یا لولا قرار داده و برای خم کردن فریم و قاب از لولا، عضو را هل داده و دوباره بکشیم با این مکانیزم فشار_کشش محرک های خطی یا فعال کننده های خطی می گویند. لذا معمولا برای انجام حداکثر کار و عمل به انتهای رابط ها متصل می شود به عبارتی با حداقل نیروی محرکه گشتاور را در لولا ایجاد می کنیم در مکانیزم دوم یک حرکت دورانی به لولا وارد می شود در این حالت عمل بالابری یا اهرمی کمترین صورت می گیرد.



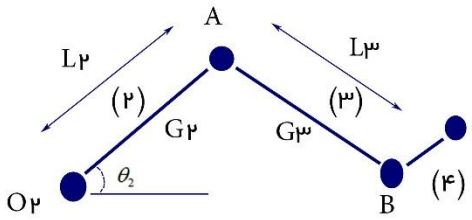
شکل(۱) نمای نمونه سیستم طراحی شده برای زانو

ایمنی در استفاده از یک محرک چرخش به دو دلیل بیشتر است نخست این که ارتباط بین لولا یا مفصل با موتور مستقیم تر است و خطر حرکت کنترل نشده کمترین وجود دارد قاب یا فریم در محرک های خطی بین نقاط اتصال محرک قابل تنظیم است و اگر این تنظیم شکل خود را از دست دهد و مثلا شل شود ناگهان فریم فرو می افتد عمل دوم عبارت است از این که محرک خطی کلا دارای یک مکانیزم چرخشی کنترل شده می باشد.

شکل(۲) دستگاه در حال تست آزمایش کلنیکی

که همواره خطر نقاط اتصال و گیر کردن در آنها وجود ندارد مدل بیومکانیک فرد درحال استفاده از دستگاه در شکل (۱) نشان داده شده است.

در این مقاله از مدل سازی رابطه (۲) استفاده شده است. استخوان ها به صورت عضو های میله ای و مفاصل به صورت مفصل لولایی مدل شده اند. مدل استخوان ها و مفاصل پا o_2 مفصل هیب، A مفصل زانو، B مفصل مچ، عضو ۲ استخوان ران، عضو ۳ استخوان ساق، عضو ۴استخوان پا،L_2 طول استخوان ران، L_3 طول استخوان ساق،G_2 مرکز جرم ران،G_3 مرکز جرم ساق مطابق شکل(۳)ارایه شده است.



شکل(۳)محاسبه مرکز جرم ساق پا

$$L_2\sin(\theta_2)+L_3\sin(\theta_3)=0$$
$$L_2\cos(\theta_2)+L_3\cos(\theta_3)=r_B \quad (۱)$$

در این مدل زوایا به صورت مثلثاتی اندازه گیری می شوند. در این قسمت به بررسی دو نوع حرکت برای مدل می پردازیم. د هر دو نوع فرد به صورت خوابیده است و حرکات در صفحه ساژیتال انجام می شود. تحلیل ها با استفاده از روش اعداد مختلط صورت گرفته است. سرعت و شتاب زاویه ای عضو ۲ به عنوان ورودی در نظر گرفته شده است. روابط سینماتیکی حاکم بر این حرکت مطابق رابطه (۲)است.

(۲)

$$O_2A+AB=O_2B$$
$$L_2e^{i\theta_2}+L_3e^{i\theta_3}=r_B$$
$$L_2\sin(\theta_2)+L_3\sin(\theta_3)=0$$
$$L_2\cos(\theta_2)+L_3\cos(\theta_3)=r_B$$

با مشتق گیری از رابطه فوق سرعت های مجهول و با دوباره مشتق گیری شتاب های مجهول مطابق رابطه(۳)بدست می آید.

(۳)

$$L_2\omega_2\cos(\theta_2)+L_3\omega_3\cos(\theta_3)=0$$
$$-L_2\omega_2\sin(\theta_2)-L_3\omega_3\sin(\theta_3)=V_B$$

(۴)

$$o=-l_2\omega_2^2\sin(\theta_2)$$
$$+l_2\alpha_2\cos(\theta_2)-l_3\omega_3^2\sin(\theta_3)$$
$$+l_2\alpha_2\sin(\theta_2)$$

$$a_B=-l_2\omega_2^2\cos(\theta_2)-l_2\alpha_2\sin(\theta_2)$$
$$-l_3\omega_3^2\cos(\theta_3)-l_2\alpha_2\sin(\theta_2) \quad (۵)$$

شتاب مرکز جرم عبارت است از:

(۶)

$$a_{G2}=\overline{-O_2G_2}\,\omega_2^2\begin{bmatrix}\cos(\theta_2)\\ \sin(\theta_2)\end{bmatrix}+\overline{O_2G_2}\,\alpha_2\begin{bmatrix}-\sin(\theta_2)\\ \cos(\theta_2)\end{bmatrix}$$

$$a_{G_3} = -l_2\omega_2{}^2\begin{bmatrix}\cos(\theta_2)\\ \sin(\theta_2)\end{bmatrix} + l_2\alpha_2\begin{bmatrix}-\sin(\theta_2)\\ \cos(\theta_2)\end{bmatrix}$$
$$-\overline{AG_3}\omega_3^2\begin{bmatrix}\cos(\theta_3)\\ \sin(\theta_3)\end{bmatrix} + \overline{AG_3}.\alpha_3\begin{bmatrix}-\sin(\theta_3)\\ \cos(\theta_3)\end{bmatrix}$$

حالت سینتیکی

با استفاده از اصل دالامبر نیروها و گشتاورهای اینرسی موجود در اعضا را طبق روابط (۳و۴و۵و۶) بدست می آوریم. مسئله به فرم استاتیکی تبدیل شده ومعادلات تعادل طبق رابطه(۷)بدست می آید.

(۷)

$$F_{oi} = -m_i.a_{Gi}$$
$$T_{Oi} = -I_i\alpha_i$$

m_i جرم عضو i، a_{Gi} شتاب خطی مرکز جرم عضو i، I_i ممان اینرسی حول مرکز جرم عضو i

حال مسئله به فرم استاتیکی تبدیل شده باتفکیک اعضا به شکل(۳) و نوشتن معادلات نیروهای مجهول بدست می آید.

برای عضو ۲

(۸)

$$F_{12x} + Fo_{2x} - F_{23x} - F_s\sin(\theta_2) = 0$$
$$F_{12y} + Fo_{2y} - F_{23y} - m_2g + F_s\cos(\theta_2) = 0$$
$$F_{23x}L_2\sin(\theta_2) + F_{23y}L_2\cos(\theta_2) - Fo_{2x}\overline{o_2G_2}\sin(\theta_2) +$$
$$(Fo_{2y} - m_2g)\overline{o_2G_2}\sin(\theta_2) + To_2 + F_sH = 0$$

(۹)

$$F_{23x} + Fo_{3X} = F_{34X}$$
$$F_{23Y} + m_{3g} = Fo_{3y} + Fo_{34y}$$
$$F_{34Y}L_3\cos(\theta_3) + F_{34X}L_3\sin(\theta_3) + To_3$$
$$_\, Fo_{3x}AG_3\sin(\theta_3)$$
$$+ (Fo_{3y_} m_3g)AG_3\cos(\theta_3) = 0$$

برای عضو ۴رابطه (۱۰)ارایه می شود.

$$F_{34X} = Fo_4$$
$$F_{34Y} - F_{14} + m_4g = 0$$

آرگونومیکی دستگاه

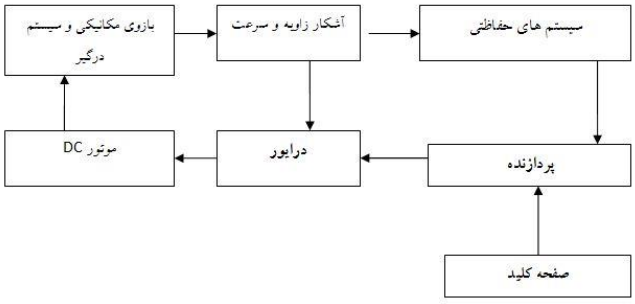
نیرو های وارد بر مفصل رابطه ای مستقیم با نزدیک بودن دستگاه نسبت به ترکیب آناتومیک مفصل و نوع کشش اعمال شده روی اندام دارد. به عنوان نمونه در بازسازی عضله صلیبی جلویی نگهدارنده آناتومیک دارای مزایا و راه کار های مناسبی می باشد اگر چه در حالت باز سازی شانه که فلکشن و اکستنشن به همراه پرونیشن و سو پینیشن مورد نیازند نگهدارنده آناتومیک کمترین کار برد را دارد[10]. دستگاه های اتصال آزاد دارای کمترین حمایت از عضله می باشند همچنین به دلیل آزاد بودن بیش از حد مفصل در این دستگاهها ،برای مفاصل ناپایدار از آنها استفاده چندانی نمی شود این در حالی است که اگر مفصل استحکام لازم و کافی داشته باشد این دستگاهها بهترین انتخاب به شمار می روند، زیرا مفصل می تواند در بیش از یک محور حرکت کند و هیچ عدم تطابق قابی وجود ندارد که باعث بار گذاری بیش از حد روی مفصل گردد.

اختلاف زاویه ای مفصل واقعی و مقدار نشان داده شده بر روی دستگاه یا زاویه سنج های لولا می تواند برای حالت آناتومیک بین ۵ تا ۱۰ درجه و برای قاب های غیر اناتومیک بین ۱۰ تا ۲۰ درجه باشد.

زوایای نشان داده شده برروی دستگاه بزرگترین زوایای قابل دسترس را نشان می دهند که به ندرت قابل دستیابی می باشند در نگهدارنده غیر آناتومیک زانو شعاع حرکتی از ۱۰ درجه تا ۱۲۰ درجه را نشان می دهد در حالی که مقدار طبیعی Rom زانو که توسط زاویه سنج بر روی زانوی بیمار اندازه گیری شده است بین ۰ تا ۱۰۰ درجه می باشد. یک دستگاه آناتومیک که به سختی با مفصل هماهنگ است غالبا از روش های مشکل تر و سخت تری برای حمایت از اندام استفاده می کند که این به دلیل اطمینان از ترکیب آناتومیک حرکت می باشد. نتیجه کلی حمایت از مفصل در جهت حرکت در یک محور محدود کردن آن به حرکت در یک زاویه است ولی در صورت لزوم از حرکت مفصل حول محور دیگر جلوگیری به عمل می آید.

تشریح الکترومکانیکی دستگاه

به طور کلی این دارای دو بخش عمده می باشدشکل(۴)، قسمت الکترونیکی و قسمت مکانیکی، اجزای اصلی و ضروری قسمت الکترونیکی دستگاه شامل میکرو کنترلر و درایور و موتور می باشد و قسمت مکانیکی سیستم شامل بازوی مکانیکی و سیستم درگیر با موتور می باشد پیرامون قسمت مکانیکی بایستی گشتاور و نیروی ایجاد شده توسط موتور به نحوی مطلوب به عضو آسیب دیده منتقل شود در مورد اجزای تشکیل دهنده قسمت الکترونیکی سیستم می توان مواردی را در نظر گرفت. نخست انتخاب موتور می باشد با توجه به خصوصیات کلی دستگاه و نوع حرکت مطلوب آن، انتخاب موتور گزینه اصلی محسوب می شود ماهیت موتور و امکان ایجاد حرکت بسیار نرم توسط آن می باشد. از طرفی از نظر اقتصادی و تولید انبوه نیز موتور مناسب به نظر می رسد اما می توان گفت نحوه کنترل موتور برای دستیابی به حرکت با سرعتی آرام و در عین حال دقیق تا اندازه ای مشکل است و در این حالت طراحی یک درایور موتور مناسب ضروری است.



شکل(۴)بلوک دیاگرام سخت افزاری دستگاه

نتیجه گیری

این وسیله بی نقص ترین دستگاه توانبخشی پس از عمل به خصوص برای مفصل زانو وبه ویژه پس از عمل یا ترمیم های لیگامانی در این منطقه بوده است. پذیرش این روش برای مفصل آرنج این انگیزه را ایجاد کرد، تا از دستگاه حرکت پسیو مداوم برای توانبخشی سایر مفاصل تحمل کننده وزن نیز استفاده شود. مفصل آسیب دیده به طور مداوم و برای مدت زمانی مشخص (تا ۲۴ ساعت در روز) در جهت حرکتی تعیین شده و بدون کمک خود بیمار توسط دستگاه حرکت داده می شود. دستگاه در محلی در امتداد مفصل آسیب دیده به وسیله استرپ های ولکرو نگه داشته شده و از یک بخش الکتریکی برای تنظیم دامنه و سرعت حرکت استفاده می شود. تنظیم دامنه حرکتی اولیه بر اساس راحتی بیمار و سایر فاکتور هایی که ارزیابی می شود تعیین شده و افزایش دامنه حرکتی به میزان ۳ تا ۵ درجه در روز با توجه به تحمل بیمار صورت می گیرد. این دستگاه نیاز مبرم مراکز درمانی کشور می باشد که اکثر مراکز درمانی کشور از کمبود آن رنج می برند. نمونه اولیه این دستگاه با وزن سبک و استحام بالا در مرکز توانبخشی ایران در حال تست کلنیکی می باشد و می تواند طول درمان بیماران را به شدت کاهش دهد.

مراجع

[1] طرح پژوهشی "طراحی و ساخت دستگاههای حرکت پسیو مداوم برای مفاصل بدن، مجری طرح جعفر آقازاده ،مرکز رشد پارک علم و فناوری آذربایجان شرقی بهار ۱۳۹۸

[2]احمدی, آ. (۱۳۹۱). تحلیل دستگاه فیزیوتراپی زانو. دومین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران (ص. ۲۲). تهران: دانشگاه علوم پزشکی تهران.

[3]Liao C-D, Tsauo J-Y, Huang S-W, Chen H-C, Chiu Y-S, Liou T-H. Preoperative range of motion and applications of continuous passive motion predict outcomes after knee arthroplasty in patients with arthritis. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Of J ESSKA. 2019;27:1259–69.

[4]. Bade MJ, Kittelson JM, Kohrt WM, Stevens-Lapsley JE. Predicting functional performance and range of motion outcomes after total knee arthroplasty. Am J Phys Med Rehabil. 2014;93:579–85.

[5]. Chaudhry H, Bhandari M. Cochrane in CORR: continuous passive motion following total knee arthroplasty in people with arthritis (review). Clin Orthop. 2015;473:3348–54.

[6]. Joshi RN, White PB, Murray-Weir M, Alexiades MM, Sculco TP, Ranawat AS. Prospective randomized trial of the efcacy of continuous passive motion post total knee arthroplasty: experience of the hospital for special surgery. J Arthroplasty. 2015;30:2364–9.

[7]. Richter M, Trzeciak T, Kaczmarek M. Efect of continuous passive motion on the early recovery outcomes after total knee arthroplasty. Int Orthop. 2021.

[8]Maniar RN, Baviskar JV, Singhi T, Rathi SS. To use or not to use continuous passive motion post-total knee arthroplasty presenting functional assess- ment results in early recovery. J Arthroplasty. 2012;27:193-200.e1.

[9] He ML, Xiao ZM, Lei M, Li TS, Wu H, Liao J. Continuous passive motion for preventing venous thromboembolism after total knee arthroplasty. Cochrane Database Syst Rev. 2012;1.

[10] Yang X, Li G-H, Wang H-J, Wang C-Y. Continuous passive motion after total knee arthroplasty: a systematic review and meta-analysis of
ociated efects on clinical outcomes. Arch Phys Med Rehabil. 2019;100:1

Biomechanical analysis of a continuous passive motion device for the knee

Jafar Aghazadeh[*] Sahar Jabbari Bonab[**] Zeinab Roshani Bavil[***] Ramin Soleimani[****]
Faculty of Electrical and Computer Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran[*]
Faculty of Biomedical Engineering, Islamic Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran[**]
Faculty of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran[***]
Faculty of Electrical and Computer Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran[***]
Email:agazadeh2019@tabrizu.ac.ir

Abstarct_ Continuous passive movement device after surgery is used to relieve pain, increase general blood circulation in the limbs, reduce edema, improve synovial cartilage joints, delay muscle atrophy, reduce dryness and prevent shortening and adhesions. The system performs linear and controlled motion by a computer connected to the control board of the device with online calculations. An electric motor is connected to the main axis of the system, which controls the movement of the patient's foot. The affected joint moves through a designated arch, guaranteed for a long time. The motor speed control sensor is connected to the motor shaft and the amount of joint movement angle is measured by the sensor. Through feedback and impedance control and motor driver control, linear motion such as damped spring is done slowly. The movements are performed by controlling the amplitude and direction of the force and the pedal of the patient. The pc is connected to the computer to receive the analyzed data through a software system that is sent to the system processor. The computer system also allows extensive data recording, data analysis, and remote monitoring of the patient connected to the network. In this paper, the control angles of a continuous passive motion device are analyzed through mathematical equations and the design method for the knee joint is examined.

Keywords: Muscle atrophy, Degenerative osteoarthritis, Continuous passive movement, Rehabilitation