دانشگاه صنعتی اصفهان

دانشکده مهندسی مکانیک

تحلیل پایداری ایستادن افراد معلول در صفحه عرضی

پایان‌نامه کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک-طراحی کاربردی

علی رئیسی قربان آبادی

استاد راهنما

دکتر محمد جعفر صدیق

۱۳۹۲

دانشگاه صنعتی اصفهان

دانشکده مهندسی مکانیک

پایان‌نامه کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکانیک-طراحی کاربردی آقای علی رئیسی

تحت عنوان

تحلیل پایداری ایستادن افراد معلول در صفحه عرضی

در تاریخ ۱۳۹۲/۱۰/۲۹ توسط کمیته تخصصی زیر مورد بررسی و تصویب نهایی قرار گرفت.

۱- استاد راهنمای پایان‌نامه	دکتر محمد جعفر صدیق
۲- استاد مشاور پایان‌نامه	دکتر سعید ابراهیمی
۳- استاد مشاور پایان‌نامه	دکتر محمد تقی کریمی
۴- استاد داور	دکتر مصطفی غیور
۵- استاد داور	دکتر محمد دانش
سرپرست تحصیلات تکمیلی دانشکده	دکتر محمدرضا سلیم‌پور

تشکر و قدر دانی

بر خود لازم می‌دانم از توجه و راهنمایی اساتید گرامی آقای دکتر محمد جعفر صدیق، آقای دکتر سعید ابراهیمی و آقای دکتر محمد تقی کریمی سپاسگزاری کنم.

کلیه حقوق مادی مترتب بر نتایج مطالعات، ابتکارات و نوآوریهای ناشی از تحقیق موضوع این پایان‌نامه (رساله) متعلق به دانشگاه صنعتی اصفهان است.

تقدیم به:

پدر و مادر عزیزم

فهرست مطالب

عنوان **صفحه**

فهرست مطالب .....هشت

چکیده.....۱۱

فصل اول: مقدمه

۱-۱ پیشگفتار.....۲

۱-۲ طناب نخاعی ۳

۱-۲ آسیب نخاعی(SCI) ۴

۱-۴ مزایای ایستادن.....۶

۱-۵ وسایل کمکی در راه رفتن ۷

۱-۶ ارتز ۸

۱-۶-۱ ارتزهای غیر فعال ۱۰

۱-۶-۲ ارتزهای فعال ۱۰

۱-۷ تاریخچه کارهای انجام شده در زمینه ارتز.....۱۱

۱-۷-۱ ارتزهای فعال ۱۱

۱-۷-۲ ارتزهای غیر فعال ۱۳

۱-۷-۲-آ اچ جی او.....۱۳

۱-۷-۲ج آر جی او.....۱۵

۱-۸ بررسی پایداری در صفحه عرضی ۱۸

۱-۹ مروری بر تحقیقات انجام شده ۱۸

۱-۹-۱ پایداری ایستادن ۱۸

۱-۹-۲ پایداری ایستادن با در نظر گرفتن حرکت دستها ۲۰

۱-۹-۳ گشتاور منفعل مفاصل بدن.....۲۱

۱-۱۰ تعریف مسئله ۲۱

فصل دوم : بررسی دینامیکی پایداری ایستادن با پایین تنه صلب

۲-۱ مقدمه ۲۴

۲-۲ استخراج معادله حرکت ۲۵

۲-۳ بررسی نقاط تعادل ۲۵

۲-۳-۱ بررسی اثر سفتی فنر مفصل کمر بر معادله تعادل ۲۶

۲-۴ بررسی پایداری دینامیکی ۲۷

۲-۴-۱ بررسی اثر سفتی فنر مفصل کمر بر پایداری ۲۸

فصل سوم: بررسی پایداری دینامیکی ایستادن با بالا تنه صلب

۳-۱ مقدمه ۳۰

۳-۲ استخراج معادلات دینامیکی ۳۱

۳-۲-۱ کاهش مرتبه ۳۵

۳-۲-۲ ساده سازی معادلات حرکت ۳۸

۳-۳ بررسی پایداری دینامیکی ۴۱

۳-۳-۱ اثر سفتی فنر مفاصل ران بر پایداری ۴۲

۳-۳-۱ آ حالت پا جمع($l_0 < l_4$) ۴۲

۳-۳-۱ ج حالت پاهای موازی ($l_0 = l_4$) ۴۴

۳-۳-۱ د حالت پا باز ($l_0 > l_4$) ۴۵

۳-۴ مکانیرم چهار میله ای با گشتاورهای واقعی مفاصل ران ۴۷

۳-۴-۱ استخراج معادله حرکت ۴۸

۳-۴-۱ آ اثر فاصله بین دو پا(l_0) بر نقاط تعادل ۴۹

۳-۴-۲ بررسی پایداری مکانیزم ۵۰

۳-۴-۲-آ برابر بودن فاصله بین دو پا و طول لگن ($l_0 = l_4$) ۵۲

فصل چهارم تحلیل پایداری ایستادن آرام در صفحه عرضی

۴-۱ مقدمه ۵۴

۴-۲ محاسبه‌ی پارامترهای اندامهای بدن ۵۵
۴-۲-۱ مدل وینتر ۵۵
۴-۳ استخراج معادلات حرکت ۵۶
۴-۴ بررسی پایداری دینامیکی ۶۱
۴-۵ قید بیومکانیکی ۶۲
۴-۶ اثر سفتی فنر مفصل کمر و l_0 بر پایداری ۶۳
۴-۷ صحت سنجی معادلات ۶۵
۴-۸ بررسی پایداری ایستادن در حالت پاهای موازی ($l_0 = l_4$) ۶۸
۴-۹ بررسی پایداری معلول آسیب نخاعی با ارتز HKAFO ۷۰
۴-۹-۱ بررسی پایداری فرد با ارتز MTK-RGO ۷۱
۴-۹-۱ آ اثر تغییر صلبیت ارتز MTK-RGO بر پایداری ایستادن ۷۳

فصل پنجم: تحلیل پایداری ایستادن آرام در صفحه عرضی با در نظرگرفتن حرکت دست‌ها

۵-۱ مقدمه: ۷۶
۵-۲ نقطه ممان صفر ۷۷
۵-۳ بررسی پایداری معلول آسیب نخاعی با ارتز MTK-RGO با در نظرگرفتن حرکت دست‌ها ۷۹
۵-۳-۱ حالت اول ۸۰
۵-۳-۲ حالت دوم ۸۱
۵-۳-۳ حالت سوم ۸۳

فصل ششم: نتیجه‌گیری و پیشنهادات

۶-۱ نتیجهگیری ۸۴
۶-۲ پیشنهادات ۸۵
مراجع ۸۶

چکیده

علاوه بر معلولیت‌های مادرزادی سالانه میلیون‌ها نفر نیز بر اثر حوادث دچار معلولیت می‌شوند که دسته ای از این معلولین، معلولین ضایعه نخاعی هستند. ایستادن برای معلولین ضایعه نخاعی فواید بهداشتی و پزشکی زیادی داشته و از توصیه‌های مهم پزشکان به این افراد به منظور جلوگیری از عوارض ثانویه پوکی استخوان و صدمه به دستگاه گوارش می‌باشد. بر خلاف راه رفتن، کاربرد مدل دینامیکی در مسئله ایستادن تا به امروز توجه کمتری را به خود جلب کرده است و اکثر کارهای انجام شده به بررسی تعادل در صفحه طولی پرداخته و بررسی در صفحه عرضی کمتر مورد توجه قرار گرفته است. در این پروژه پایداری ایستادن فرد معلول در صفحه عرضی مورد بررسی قرار گرفته است. این مطالعه با ملاحظه اینکه پایداری ایستادن نیازمند ارضا دو شرط پایداری دینامیکی و نیز قرار گرفتن تصویر افقی مرکز جرم در چند ضلعی تکیه‌گاهی است صورت گرفته است. در ابتدا بدون در نظر گرفتن حرکت دست‌ها و با توجه به این نکته که تنها مفاصل مچ پا، کمر و ران در صفحه عرضی دارای حرکت قابل توجه می‌باشند یک مدل ۵ عضوی(با در نظر گرفتن زمین به عنوان یک عضو) با دو درجه آزادی در نظرگرفته شده است. به منظور ساده سازی تحلیل‌ها و امکان پذیر نمودن درک فیزیکی نتایج نخست به بررسی پایداری دینامیکی ایستادن در دو حالت خاص، پایین‌تنه صلب و بالاتنه صلب پرداخته شده است. در این بخش در ابتدا گشتاورهای منفعل مفاصل بدن با فنرهای پیچشی خطی مدل شده‌اند و اثرات پارامترهای قابل تغییر مانند سفتی فنرها و فاصله بین دو پا بر پایداری دینامیکی بررسی شده است. سپس در قسمت بالاتنه صلب گشتاور مفاصل ران با یک مدل ریاضی شامل دو تابع نمایی جایگزین شده و به بررسی پایداری دینامیکی و اثر فاصله بین دو پا بر آن پرداخته شده است. برای بررسی پایداری دینامیکی معادلات حرکت مدل استخراج شده و پس از تعیین موقعیت‌های تعادل، معادلات حرکت سیستم حول نقاط تعادل خطی سازی شده و با محاسبه مقادیر ویژه سیستم خطی سازی شده به تحلیل پایداری دینامیکی پرداخته شده است. پس از آن پایداری مدل کامل شامل بالاتنه و پایین‌تنه مطالعه شده و اثر فاصله بین دو پا و سفتی فنر مفصل کمر بر پایداری ایستادن بررسی شده است. به طور خاص، ایستادن آرام فرد معلول با ارتز MTK-RGO و تاثیر کاهش و افزایش صلبیت ارتز در صفحه عرضی بر پایداری در این صفحه بررسی شده است. بررسی پایداری ایستادن در صفحه عرضی با در نظر گرفتن حرکت دست‌ها براساس مفهوم نقطه ممان صفر آخرین موضوعی است که در این پایان نامه مورد مطالعه قرار گرفته است.

کلمات کلیدی: ایستادن آرام ، پایداری دینامیکی، آسیب نخاعی، تعادل

فصل اول
مقدمه

۱-۱ پیشگفتار

علاوه بر معلولیت‌های مادرزادی و معلولیت ناشی از بیماری‌ها، سالانه میلیون‌ها نفر به دلیل حوادث طبیعی چون سیل و زلزله یا حوادث مصنوعی همانند جنگ، تصادفات رانندگی و یا حوادث کاری دچار معلولیت می‌گردنند و پیشرفت تکنولوژی نه تنها از آمار افزایش معلولیت نکاسته بلکه بر میزان آن افزوده است.

طبق آمار بهداشت جهانی بطور متوسط ۱۰ درصد مردم معلول تلقی می‌شوند و بیش از ۶۰۰ میلیون نفر معلول در جهان وجود دارد که حدود ۸۰ درصد از این جمعیت در کشورهای جهان سوم قرار دارند. به عبارتی معلولین را می‌توان بزرگترین اقلیت جامعه جهانی دانست که حدود ۸۰ درصد آن را مردان تشکیل می‌دهند. همچنین بالاترین نرخ سرانه معلولیت در جهان متعلق به ایران است و طبق سرشماری سال ۱۳۸۵ در حدود ۱۲ میلیون و ۸۰۰ هزار نفر معلول از تمام گروههای سنی در کشور زندگی می‌کنند. یک دسته از این معلولین، معلولین ضایعه نخاعی هستند. ضایعه نخاعی نوعی ضایعه است که در اثر صدمه به نخاع ایجاد می‌شود. عوارض ثانویه ناشی از فلج‌شدگی عبارت است از:

۱- زخم بستر یا فشاری
۲- اختلال در دستگاه عملکرد تنفسی
۳- مشکلات ادراری و احشایی
۴- عفونت ادراری
۵- احتمال آمبولی ریوی

۶- پوکی استخوان[1]

۷- نقص عملکرد جنسی[2]

۸- اسپاسم عضلانی

از آنجایی که ایستادن و راه رفتن به کاهش بسیاری از عوارض ثانویه کمک می‌کند تلاش‌های بسیاری به این منظور صورت گرفته است و وسایل متعددی طراحی و ساخته شده است. به دسته‌ای از این وسایل کمکی که به منظور توان‌بخشی و برگرداندن توانایی‌های از دست رفته افراد مورد استفاده قرار می‌گیرد ارتز گفته می‌شود. همچنین مشکلات راه رفتن در افراد مسن نیز امری شایع است و برای مثال در امریکا ۸ الی ۱۹ درصد افراد مسن دچار این مشکل می‌باشند. اکثر مشکلات راه رفتن که ناشی از اختلالات تعادلی، ضعف، خستگی و بی ثباتی مفصلی هستند به وسیله درمان‌های داروئی یا جراحی قابل رفع نیست و برای درمان، اکثرا از وسایل کمکی استفاده می‌شود.

۱-۲ طناب نخاعی

طناب نخاعی[3] استوانه‌ای از بافت‌های عصبی است که در کانال ستون مهره‌ای[4] قرار داشته و از بصل‌النخاع در استخوان پس‌سری[5] تا سطح نخستین یا دومین مهره کمری امتداد می‌یابد. طول طناب نخاعی کوتاه‌تر از ستون فقرات است و ۳۸ تا ۴۵ سانتی متر طول دارد و ضخامت آن از ۰/۵ اینچ در نواحی گردنی و کمری تا ۰/۲۵ اینچ در ناحیه سینه‌ای متغیر است. در طول نخاع دو ناحیه‌ی متسع شده وجود دارد، یکی در ناحیه‌ی گردنی و دیگری در ناحیه ی کمری است. تعداد اعصاب نخاعی ۳۱ جفت است که از طناب نخاع منشعب می‌گردد که عبارتند از:

۱- اعصاب گردنی[6]: این اعصاب ۸ جفت هستند که از C1 تا C8 نامگذاری شده‌اند. اولین زوج از بین استخوان پس سری و مهره اطلس خارج می شود و به عضلات دست‌ها، گردن و بالاتنه عصب‌دهی می‌کند.

۲- اعصاب سینه‌ای[7]: این اعصاب ۱۲ جفت می‌باشند که از T1 تا T12 نامگذاری شده‌اند و عضلات شکم و تنه را عصب‌رسانی می‌کنند.

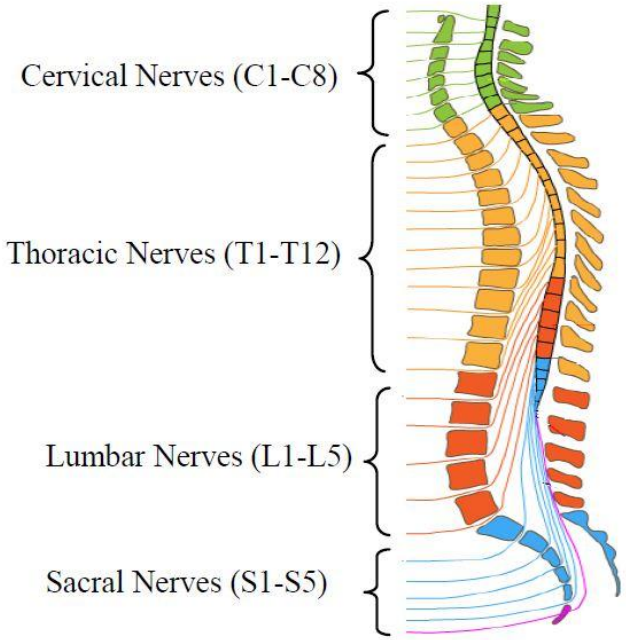
۳- اعصاب کمری[8]: این اعصاب ۵ جفت می‌باشند که از L1 تا L5 نامگذاری شده‌اند.

۴- اعصاب خاجی[9]: این اعصاب ۵ جفت می‌باشند که از S1 تا S5 نامگذاری می‌شوند و عضلات پاها، مثانه، روده و اندام‌های جنسی را عصب دهی می‌کنند.

---

[1] Osteoporosis
[2] Sexual dysfunction
[3] Spinal cord
[4] Spinal canal
[5] Foramen magnum
[6] Cervical
[7] Thoracic
[8] Lumbar
[9] Sacral

۵- اعصاب دنبالچه‌ای[1]: یک جفت می باشد که از بین مهره اول و دوم دنبالچه‌ای خارج می‌شود.



شکل ۱-۱ آناتومی ستون فقرات[۴۸]

طناب نخاعی قسمتی از دستگاه عصبی مرکزی است که در اعمال حسی و حرکتی نقش دارد. درک محرک‌های حسی محیطی از طریق انتقال ورودی‌های حسی از ریشه حسی[2] نخاع به مراکز ادراکی در مغز صورت می‌گیرد. نخاع مرکز مهم اعمال رفلکسی است و در اعمال حرکتی نقشی مهم دارد. پیام‌های حسی از ریشه حسی وارد نخاع می‌شوند. ورودی‌های حسی قوی حتی می‌تواند یک پاسخ رفلکسی در سطح نخاعی ایجاد کند. یک تحریک دردناک (مثلا یک شی نوک تیز یا بسیار گرم) باعث یک رفلکس حرکتی به صورت دورکردن اندام از محرک می‌گردد. پاسخ حرکتی از مسیر ریشه حرکتی عصب نخاعی صورت می‌گیرد. آسیب به مسیرهای عصبی حسی یا حرکتی در خارج از طناب نخاعی و یا در خود تنه نخاع باعث اختلال در عملکرد حسی یا حرکتی می‌گردد که این اختلال با توجه به سطح آسیب از ضعف حسی-حرکتی تا عدم ادراک حس و فلج اندام متغیر است.

۱-۳ آسیب نخاعی(SCI)[3]

آسیب نخاعی عبارت است از صدمه‌ای که به طناب نخاعی وارد می‌گردد. این صدمه ممکن است در اثر بیماری یا ضربه صورت گیرد. با آسیب دیدن نخاع در اثر ضربه در ابتدا تورم و خونمردگی صورت می‌گیرد و سپس بسته به میزان آسیب، حبابی در نخاع بوجود می‌آید که باعث از دست رفتن همه یا قسمتی از حس‌ها و حرکات می‌گردد. عفونت و بیماری‌ها نیز ممکن است باعث همین نوع آسیب‌ها گردد. بعد از آسیب نخاعی، اعصابی که بالای قسمت آسیب دیده قرار

[1] Coccygeal
[2] Nerve roots
[3] Spinal Cord Injunry

دارند به کار خود همانند قبل ادامه می‌دهند اما از قسمت آسیب دیده به پایین انتقال پیام از مغز از طریق اعصاب نخاعی بسته به سطح آسیب، ناقص صورت می‌گیرد. افراد آسیب نخاعی به دو دسته‌ی پاراپلژی[۱] و تتراپلژی[۲] تقسیم می‌شوند. پاراپلژیک به فردی گفته می شود که عملکرد حسی و حرکتی در اندام تحتانی خود را از دست داده باشد. این نوع آسیب در اثرصدمه به نخاع در ناحیه سینه، کمر یا خاجی ایجاد می‌شود. وقتی آسیب در ناحیه گردن رخ دهد علاوه بر اندام تحتانی شخص آسیب دیده توانایی کنترل حسی و حرکتی در اندام فوقانی و تنه را هم از دست می‌دهد که به این حالت تتراپلژی می‌گویند. نسبت معلولان پاراپلژی به تتراپلژی ۴۶ به ۵۴ درصد می‌باشد. به طور کلی ناحیه و میزان آسیب نخاعی که منجر به پاراپلژی و تتراپلژی می‌شود با توجه به شکل(۱-۱) صورت زیر است[۱]:

C1 تا C3: حرکات سر وگردن افراد مبتلا به ضایعه دراین ناحیه محدود می‌شود و فرد نیازمند دستگاه‌های کمک تنفسی است.

C4 تا C3: معمولا افرادآسیب دیده در این ناحیه تنها دارای قدرت کنترل سر وگردن می‌باشند و می‌توانند شانه‌های خود را به سمت بالا حرکت دهند.آنان قادرند بدون نیاز به دستگاه‌های کمکی، تنفس نموده و قادر به تکلم نیز هستند.

C5: افراد مبتلا دارای قدرت کنترل سر وگردن هستند. بطورکامل می‌توانند شانه‌های خود را کنترل کنند، آرنج‌های خود را خم کنند و قادر به چرخاندن کف دست به سمت بالا هستند.

C6: سر، گردن، شانه‌ها، دست‌ها ومچ دراین ضایعه حرکت دارد.

C7: توانایی‌های این افراد مشابه افراد ضایعه دیده C6 است با این تفاوت که کارهای خود را راحت‌ترانجام می‌دهند و برای انجام تمام فعالیت‌ها نیاز کمتری به کمک دارند.

C8 تا T1: انگشتان افراد ضایعه دیده دارای قدرت و مهارت مناسبی بوده و عملکردی نزدیک به حالت طبیعی دارند و فرد می‌تواند به تنهایی از روی ویلچر به سایر سطوح جابجا گردد.

T2 تا T6: عملکرد سر، گردن، شانه‌ها، دست‌ها و انگشتان طبیعی است، استفاده از ماهیچه‌های سینه ودنده افزایش یافته و بطورکلی در تمامی فعالیت‌ها استقلال دارد.

T7 تا T12: مشابه T2 تا T6 هستند، ولی دارای عملکرد وکنترل بیشتر است.

L1 تا L5: توان حرکتی آنان در نواحی ران و زانو بیشتر است و راه رفتن افراد با استفاده از وسایل کمکی امکان‌پذیر می‌باشد.

---

[۱] Paraplegia

[۲] Tetraplegia

۱-۴ مزایای ایستادن

علاوه بر راه رفتن که مزایای زیادی برای افراد آسیب نخاعی به همراه دارد، ایستادن نیز فواید بهداشتی و پزشکی زیادی داشته و از توصیه مهم پزشکان به افراد ضایعه نخاعی به منظور جلوگیری از عوارض ثانویه ناشی از استفاده طولانی مدت از ویلچر و نشستن می‌باشد. تحقیقات قبلی[۲] مشخص کرده است که ایستادن به کمک دستگاه در پیشگیری و بهبود عوارض مخرب حاصل از عدم تحرک که در طولانی مدت بروز می‌کند کمک قابل توجهی می‌کند. از جمله مهترین مزایای بهداشتی و فیزیولوژیکی ایستادن می‌توان به موارد زیر اشاره کرد[۲]:

۱- کمک به پیشگیری از خشکی مفاصل به خصوص مفاصل پاها (مچ پا، زانو و لگن)
۲- بهبود دامنه حرکتی اندام‌ها (ستون فقرات، لگن، زانوها و مچ پا)
۳- کاهش اسپاسم
۴- پیشگیری از پوکی استخوان و یا حتی برگشت آن و کاهش هیپرکلسیوری (جلوگیری از افزایش کلسیم در ادرار)
۵- بهبود عملکرد کلیه‌ها ، بهتر شدن وضعیت دفع ادرار از مجرای ادراری، و کاهش سنگ‌های ادراری
۶- پیشگیری از زخم های فشاری از طریق تغییر وضعیت بدن
۷- بهبود وضعیت گردش خون بدن
۸- بهبود عملکرد روده‌ها و اجابت مزاج
۹- عادی شدن عملکرد تنفسی
۱۰- بهبود وضعیت هیپ (محل استقراراستخوان ران و لگن)
۱۱- بهبود و گسترش مهارت‌های حرکتی
۱۲- حفظ و بازیابی تراکم استخوان

دلایل دیگری که معلولین ضایعه نخاعی علاقه‌مند به ایستادن هستند عبارت است از:

۱- تسهیل ایجاد حالت طبیعی جهت متقارن شدن بدن
۲- توسعه و بهبود تعادل و افزایش قوای قسمت‌های بالایی بدن
۳- رفع دردهای ناشی از وضعیت نامناسب بدن در طولانی مدت
۴- افزایش سطح تحمل و استقامت بدن برای تداوم استقرار در حالت ایستاده
۵- کاهش پیشرفت اسکولیوزیس (کج شدگی تیره پشت از پهلو)
۶- کمک به رشد مناسب اسکلت بدن (در کودکان)

علاوه بر این هرچند منابع مطالعاتی در مورد اثرات روحی و روانی ایستادن محدود است اما برخی مهمترین اثرات ایستادن را بخصوص در نزدکودکان آسیب نخاعی بیان کرده‌اند. پزشکان، والدین کودکان آسیب نخاعی، و کاربران دستگاه‌های کمک کننده به ایستادن مزایای زیر را ذکر کرده‌اند[۲]:

۱- افزایش استقلال و خود باوری
۲- افزایش سطح هوشیاری
۳- ارتقاء سطح شناخت ودرک
۴- افزایش روابط اجتماعی و تعامل با همسانان
۵- شرکت در فعالیت‌هایی که ایستادن لازمه آنها است
۶- افزایش فعالیت‌های زندگی روزمره
۷- افزایش فعالیت‌هایی که لازمه آن گفتار و پاسخگویی است
۸- اشراف درنگاه به اطرافیان ومخاطبین
۹- کاهش خستگی ناشی از عدم فعالیت
۱۰- کمک به پیشگیری از افسردگی
۱۱- تحریک بازی و نشاط به خصوص در کودکان

از همین رو برای توان بخشی به افراد ضایعه نخاعی به منظور ایستادن و حرکت کردن تلاش‌های بسیاری صورت گرفته است و وسایل متعددی به این منظور طراحی وساخته شده است.

۱-۵ وسایل کمکی در راه رفتن[۱]

این وسایل سبب کاهش تحمل نیروی وزن توسط اندام آسیب دیده، بهبود تعادل و تسکین درد در اندام تحتانی می‌گردد که به افراد آسیب نخاعی در راه رفتن کمک می‌کند. به طور کلی وسایل کمکی در راه رفتن به سه دسته عصای دستی[۲]، کراچ[۳] و واکر[۴] تقسیم می‌شوند.

عصاها(شکل۱-۲) سطح اتکا فرد را افزایش می‌دهند و تنها به منظور تعادل استفاده می‌شود و نقش چندانی در تحمل وزن بدن ندارند. کراچ‌ها نیز خود به دو دسته‌ی کراچ ساعدی یا آرنجی[۵] (شکل۱-۳) و کراچ زیر بغل[۶](شکل۱-۴) تقسیم می‌شوند. کراچ‌ها دارای دو نقطه تماس با بدن هستند و ثبات بهتری نسبت به عصاهای دستی ایجاد می‌کنند.

---

۱ Walking assistive device
۲ Cane
۳ Crutche
۴ Walker
۵ Non auxiliray
۶ Auxiliary

کراچ ساعدی یا آرنجی امکان انتقال ۴۰ تا ۵۰ درصد وزن بدن بیمار را فراهم می‌کند. این نوع کراچ رایج ترین نوع کراچ و مفیدترین جایگزین عصاهای دستی می‌باشد که عموما بصورت دو طرفه استفاده می‌شوند. کراچ‌های زیر بغل نیز امکان انتقال تا ۸۰ درصد وزن بدن را فراهم می‌کنند و ساپورت بهتری را نسبت به کراچ‌های ساعدی برای بیمار فراهم می‌کنند. دسته ی دیگر واکرها (شکل۱-۵) هستند که ثبات و تعادل بهتری را نسبت به عصاها و کراچ‌ها فراهم می‌کنند. عیب واکرها نسبت به دو نمونه قبلی محدودیت مانور بخصوص در فضاهای کوچک مثل پله‌ها و فضاهای شلوغ و پوسجر بد به دلیل خم شدن غیر طبیعی ستون فقرات می‌باشد.

شکل۱- ۲ عصا (برگرفته از اینترنت)

شکل۱-۳ کراچ ساعدی(برگرفته از اینترنت)

شکل۱- ۴ کراچ زیر بغل (برگرفته از اینترنت)

شکل۱-۵ واکر(برگرفته از اینترنت)

۱-۶ ارتز[۱]

تاریخچه استفاده از ارتز به قرن‌ها پیش از میلاد مسیح بر می‌گردد. در حفاری‌هایی در صحرای حبشه بریسهایی[۲] برای بی‌حرکت نگه داشتن شکستگی‌ها یافت شده‌است. همچنین در مویایی‌هایی از ۱۶۲۵ تا ۲۷۵۰ سال پیش از میلاد مسیح آتل‌هایی برای بسته شدن به اندام‌ها وجود داشت. در یونان باستان نیز بقراط در کتاب اصول طب بقراطی در مورد

---

۱ Orthesis

۲ Brace

آتل‌بندی شکستگی‌ها مطالبی را بیان کرده است. پس از میلاد مسیح گالن(۱۳۱ تا ۲۰۱ میلادی) اولین کسی بود که از بریس‌های دینامیکی جهت درمان اسکلیوز(انحراف ستون فقرات) و کایفوز (قوز کمر) استفاده کرد. او ژاکتی سینه‌ای برای کنترل راستای انبساط قفسه سینه ساخت. در قرن ۱۶ آمبروز پار به تالیف کتابی در مورد انواع ارتز و پروتزها پرداخت. در قرن ۱۷ میلادی نیز گلسون از دانشگاه کمبریج به درمان راشیتیسم با استفاده از ارتزهای اصلاح کننده پرداخت و از قرن ۱۸ به بعد ارتزها به شکل فعال در عرصه پزشکی به کار گرفته شدند. بطور دقیق‌تر ارتز وسیله‌ای است برای پشتیبانی یا اصلاح عملکرد عضوی از بدن که به هر علت دچار ضعف، ناتوانی و محدودیت حرکتی شده است. از اهداف تجویز ارتزها می‌توان موارد زیر را برشمرد:

۱- کمک به حرکت و جابجایی فرد
۲- جلوگیری از بدشکلی[1] و کاهش کوتاهی‌های عضلانی
۳- افزایش تعادل و ثبات فرد
۴- حفظ وضعیت عملکردی اندام
۵- حفظ بی‌ثباتی اندام آسیب دیده
۶- کاهش اسپاستیسیتی و سفتی اندام

ارتزها را به طور کلی می‌توان به سه دسته ارتزهای اندام فوقانی، ارتزهای اندام تحتانی و ارتزهای ستون فقرات تقسیم کرد. در این پایان نامه از ارتز، ارتزهای اندام تحتانی مد نظر می‌باشد. ارتزهای اندام تحتانی را می‌توان به صورت زیر دسته بندی کرد:

۱- ارتزهای قوزک- پا[2](شکل ۱-۶): این ارتزها تنها قوزک و پا را در بر می‌گیرد. برای افراد آسیب نخاعی با سطح آسیب پایین به کار می‌رود. مکانیزم کار کرد آن به صورت سه نقطه فشار می باشد و اهرم بلند که روی ساق پا قرار می‌گیرد اجازه خم شدن به مچ را نمی‌دهد.

۲-ارتزهای زانو-قوزک-پا[3](شکل ۱-۷): این نوع ارتز شبیه ارتز قوزک-پا است با طول بیشتر که زانو و قسمتی از ران را نیز در بر می‌گیرد تا همزمان از خم شدن زانو وافتادگی مچ پا جلوگیری کند و معمولا برای ایستادن مناسب نیست.

۳- ارتزهای ران-زانو-قوزک-پا[4](شکل ۱-۸): این نوع ارتز همراه با ارتز زانو-قوزک-پا در صورت فقدان عضله چهار سررانی و برای سطوح آسیب دیده L3 و L4 به پایین تجویز شده که معمولا همراه با عصای مناسب استفاده می‌شود.

[1] Deformed
[2] AFO(Ankle Foot Orthosis)
[3] KAFO(Knee Ankle Foot Orthosis)
[4] HKAFO(Hip Knee Ankle Foot Orthosis)

شکل۱- ۶ ارتز قوزک پا(برگرفته از اینترنت)

شکل۱-۷ ارتز زانو-قوزک-پا (برگرفته از اینترنت)

شکل۱-۸ ارتز ران-زانو-قوزک-پا(برگرفته از اینترنت)

ارتزها را از منظر دیگر می‌توان به دو دسته کلی ارتزهای غیر فعال[1] و فعال[2] تقسیم نمود:

۱-۶-۱ ارتزهای غیر فعال

ارتزهایی که بدون استفاده از منبع انرژی خارجی و با تکیه بر توانایی‌ها خود بیمار مورد استفاده قرار می‌گیرند ارتزهای غیر فعال نامیده می‌شوند. از این ارتزها بیشتر جهت ایجاد پایداری در قوزک، زانو ومفصل ران استفاده می‌شود.

۱-۶-۲ ارتزهای فعال

ارتزهای غیر فعال اگر چه مزایای زیادی دارند اما هنگام راه رفتن به وسیله آنها، انرژی زیادی مصرف می‌شود و این مصرف زیاد انرژی هنگام راه رفتن در مقایسه با راه رفتن عادی یا حرکت با استفاده از ویلچر مهمترین عامل کنار گذاشته شدن این ارتزها بوده است. در سال‌های اخیر تلاش‌های زیادی جهت تامین انرژی از یک منبع خارجی صورت گرفته است. ارتزهایی که از یک منبع انرژی خارجی استفاده می‌کنند ارتزهای فعال نامیده می‌شوند. البته دسته‌ای از

[1] Active Orthosis
[2] Passive Orthosis