ارتوز و پروتز

نشریه علمی دانشجویی

شماره ۹ اسفند ۱۴۰۲

دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی

در این شماره می‌خوانید

تاریخچه پراستتیک

کفش‌های دیابتی

درد پس از قطع عضو

تشخیص اسکولیوز

انتخاب پای پروتزی

تکنولوژی ساخت ارتوز

پروتزهای مایوالکتریک

ارتوز آسیب نخاعی

فیزیوتراپی کودک آمپوته

نشریه علمی – دانشجویی ارتوز و پروتز
شماره ۹ اسفندماه ۱۴۰۲

با نام و یاد خداوند مهربان

به یاری خداوند متعال توانستیم شماره نهم نشریه علمی دانشجویی ارتوز و پروتز را نیز با همکاری دانشجویان و همکاران گرامی منتشر کنیم. امید است که انتشار این نشریات باعث افزایش روز افزون علم در رشته ارتوز و پروتز شود. باری دیگر از تمام دست‌اندرکاران و نویسندگان گرامی نهایت تشکر را داریم.

وحید پورمقدم، سردبیر

آیت زمانی، مدیر مسئول

انجمن علمی دانشجویی ارتوز و پروتز دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی

تاریخچه علم پروتز (Prosthetics)، بخش دوم و پایانی ۱
فاطمه گرامی

کفش‌ها، ارتوزها و پروتزهای پارشیال فوت و پای دیابتی ۱۷
آیت زمانی، رویا وحدانی

درد مزمن بعد از قطع عضو – بخش دوم و پایانی ۲۵
ترمه پورغلام

مروری بر ایندیکیتورهای رادیوگرافیک اسکولیوز ۳۵
والا رضوی

درک و انتخاب پاهای پروتزی – بخش دوم و پایانی ۴۱
ذاکر قاطع

پیشرفت در ساخت ارتوز و پروتز: یک مرور تکنولوژی ۴۹
یگانه علیان نژاد، سینا رضایی، سعید دارابی

مقایسه پروتزهای مایو الکتریک و مکانیکی اندام فوقانی: یک دیدگاه بالینی ۵۷
صبا صدری

ارتوز Wrist Driven و آسیب نخاعی ۶۵
ترمه پورغلام

فیزیوتراپی کودکان آمپوته – بخش دوم و پایانی ۶۹
مبینا خسروی

تاریخچه علم پروتز (Prosthetics)، بخش دوم و پایانی

فاطمه گرامی

دانشجوی کارشناسی ارشد ارتوز و پروتز، دانشگاه علوم پزشکی ایران

در سال ۱۸۱۶، James Pott از لندن پروتز ترنس‌فمورال چوبی با بدنه‌ای توخالی را با مفاصل گوی و کاسه‌ای نسبتا مهار شده‌ی زانو و مچ‌پا و یک انگشت پای لولایی ساخت. مفاصل توسط طناب به هم متصل می‌شدند تا فلکشن زانو به صورت دورسی فلکشن در مچ پا ظاهر شود (شکل ۱). پس از آنکه این پا برای H. W. Bayly، کسی که در لحظات پایانی نبرد واترلو در سال ۱۸۱۵ پای خود را از دست داد، فیت شد، به عنوان "پای Anglesey" شناخته شد. اصلاحات مختلف این پا باعث شد تا بعد از جنگ جهانی اول به عنوان طرح استاندارد بریتانیایی باقی بماند. در سال ۱۸۳۹، این طرح توسط William Selpho، عضو سازنده‌ی اندام در کارخانه Pott، به عنوان «پای آمریکایی[1]» به ایالات متحده آورده شد و پس از آن توسط رقبا اصلاح شد. در سال ۱۸۴۳ Martin و Charrière مفهوم دیگری از پروتزهای بنیادی معاصر و ارتوزهایی که مرکز مفصل زانو را به سمت خلف خط تحمل وزن جابجا می‌کردند، معرفی کردند که این کار باعث افزایش زیاد ثبات در مرحله ایستایش (stance) شد. در سال ۱۸۶۰، A. A. Marks از نیویورک با استفاده از لاستیک ولکانیزه[2] (که در سال ۱۸۳۹ توسط Charles Goodyear اختراع شد) یک پای پروتزی تولید کرد. این کار تبدیل به یک پیش درآمد برای چندین پای انعطاف‌پذیر شد که

---

1. American leg

۲. vulcanized rubber : ولکانش یا ولکانیزاسیون یک فرایند شیمیایی است که در آن لاستیک طبیعی یا بسپارهای مشابه، با افزوده شدن بهبوددهنده و شتاب‌دهنده، به مواد پایدار تبدیل می‌شوند.

از زمان جنگ جهانی دوم محبوب شدند. لاستیک ولکانیزه نیز به سرعت به بامپر[۱]های لاستیکی تبدیل شد تا حرکت مفاصل پروتزی در پروتزهای آمریکایی، بریتانیایی و اروپایی محدود شده و بالشتک‌گذاری شود.

جنگ داخلی آمریکا منجر شد که تعداد زیادی از افراد قطع عضو شوند و این تعداد توسط مجروحین در سانحه‌های صنعتی و راه آهن بیشتر شدند. پس از جنگ، ایالات متحده رشد بسیار بیشتری در توسعه طراحی و ساخت پروتز نسبت به اروپا داشت. یک کارآفرین به نام James E. Hanger، که یک سرباز متفق بود و در اوایل جنگ پای خود را از دست داده بود، برای خود پروتز ساخت. در سال ۱۸۶۱، وی یک مفصل مچ‌پا تک محور را معرفی کرد که به جای سیم‌ها توسط بامپرهای لاستیکی ولکانیزه کنترل می‌شد. وی در ادامه شرکت پروتزی را تأسیس کرد که در حال حاضر نام خودش را بر خود دارد. در سال ۱۸۶۳، Dubois Parmelee از نیویورک پروتز ابداعی خود را ثبت اختراع کرد. این پروتز، اولین ترنس‌فمورالی بود که سوکت آن از مکش هوا برای تعلیق پروتز استفاده می‌کرد و نیاز به بادی هارنس[۲] و کرست را از بین برد. این پروتز همچنین دارای یک مفصل زانو غلتشی با چند محور حرکت[۳]، یک پای چند مفصلی[۴] و ساختار اندواسکلتال بود آن‌هم در زمانی که اکثر پروتزها دارای طراحی اگزواسکلتال بودند (شکل ۲). با این حال، نه تعلیق مکش و نه ساختار اندواسکلتی تا اواخر قرن بیستم به طور گسترده‌ای در پروتز پذیرفته نشدند.

با وجود بسیاری از تغییرات بینشی عمیق در طراحی پروتز توسط مبتکران در قرن نوزدهم، فقط آمپوته‌های جنگی ثروتمند و تحت حمایت دولت قادر به تهیه این اندام‌ها بودند. در سال ۱۸۶۷، Comte de Beaufort دو پروتز ترنس‌تیبیال مقرون به صرفه از جنس چوب و چرم برای سربازان آمپوته‌ی فرانسوی از جنگ‌های کریمه و نهضت‌های ایتالیایی ساخت. یکی از پروتزها یک knee-walker peg-leg برای افراد فقیر بود و دیگری دارای اتصالات جانبی چوبی و ران چرمی بود. هر کدام از آن‌ها دارای یک پای راکر[۵] بودند که راه‌رفتن را بسیار راحت‌تر می‌کرد. پروتز دوم که با اتصالات جانبی فولادی تقویت شده بود، تا حدود سال ۱۹۲۹ مورد استفاده قرار می‌گرفت و به عنوان «پای فرانسوی[۶]» شناخته می‌شد (شکل ۳).

---

۱. Bumper : ضربه گیر

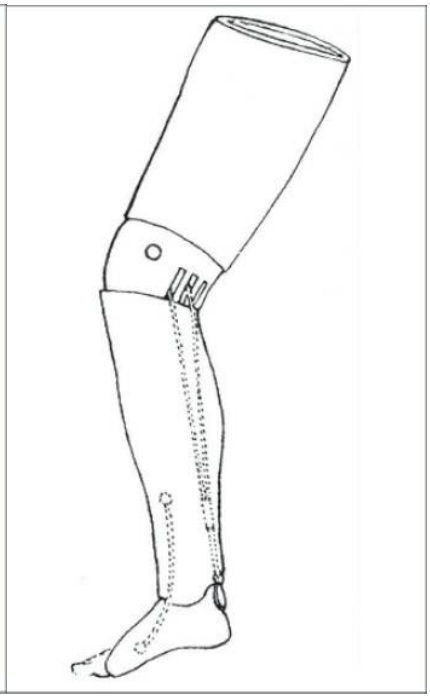
2. body harness

۳. polycentric roller knee joint : این نوع مفاصل، برخلاف مفاصل لولایی دارای چند محور هنگام خم و راست شدن زانو هستند و علاوه بر حرکت دورانی، حرکت انتقالی و غلت خوردن نیز دارند تا حرکت زانوی طبیعی را بهتر تقلید کنند.

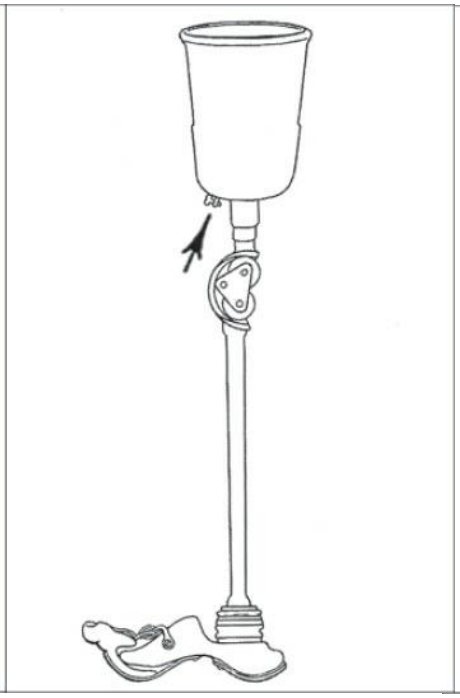
4. multiarticulated foot

۵. rocker foot : به شکل پایه‌های گهواره تا حرکات پا هنگام مرحله ایستایش (stance) را تقلید کند.

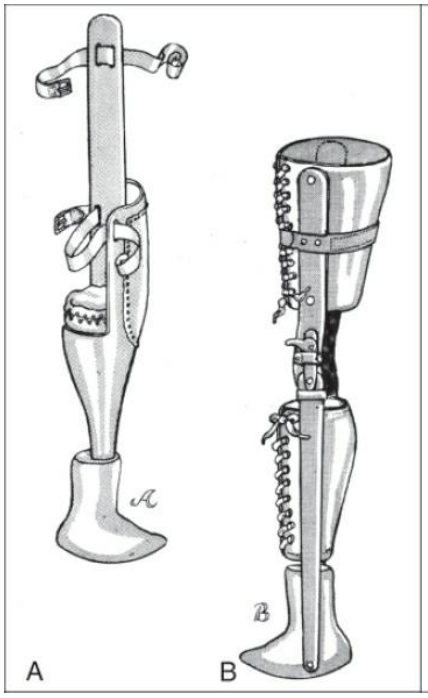
6. French leg



شکل ۱. تصویری از پای Anglesey جیمز پات در سال ۱۸۱۶ که از استرپ‌های الاستیک داخلی برای کنترل حرکت زانو و مچپا استفاده شده‌است.



شکل ۲. تصویری از نمای خارجی پروتز ترنس‌فمورال اندواسکلتی Parmelee را نشان می‌دهد که دارای سوکتی است که با مکش تعلیق می‌کند و نیازی به بادی هارنس ندارد. به دریچه (پیکان) در سوکت تحتانی – قدامی، مفصل زانوی غلتشی چند محوره و پای چند مفصلی توجه کنید.



شکل ۳. تصویر دو پروتز ترنس‌تیبیال مقرون به صرفه که توسط Beaufort در سال ۱۸۶۷ طراحی شده است. این پروتزها از جنس چوب و چرم ساخته شده‌اند. A، knee-walker peg-leg B ، پروتز شامل‌بند چرمی ران، قفل شدن مفصل زانو و سوکت چرمی قابل تنظیم بود، هر دو طرح دارای یک پای راکر بود تا غلت خوردن هنگام راه رفتن راحت شود.

پیشرفت در پروتز در طی قرن ۱۹ و اوایل قرن ۲۰ در نتیجه جنگ‌های ناپلئونی، کریمه، آمریکا و جنگ جهانی اول تحت تأثیر عوامل مهمی قرار گرفت که تأثیرات ماندگاری داشتند. از آنجا که پروتزها همیشه یک زمینه کوچک بودند و خدمات نسبتاً کمی را در اختیار افراد قرار می‌دادند، اختصاص دادن وقت و منابع مالی کافی برای توسعه کامل مفاهیم آن‌ها در هر مقیاس، بخصوص برای پراستتیست[۱]ها همیشه امکان‌پذیر نبود. علاوه بر این، مواد اولیه موجود مثلِ چوب، چرم و آهن که برای ساخت اندام استفاده می‌شدند، محدود بودند. با این وجود، هم پراستتیست‌ها و هم افراد قطع‌عضو شده همیشه اطمینان، قدرت، راحتی و وزن کم را به عنوان اهداف ارزشمند و هزینه را به عنوان هدف ثانویه در نظر گرفتند. بنا به ضرورت، پراستتیست‌ها مجبور شدند که با قیمت مقرون به صرفه، تکنیک‌ها، دستگاه‌ها و مواد جدیدی را از زمینه‌های دیگر قرض بگیرند و آن‌ها را تطبیق

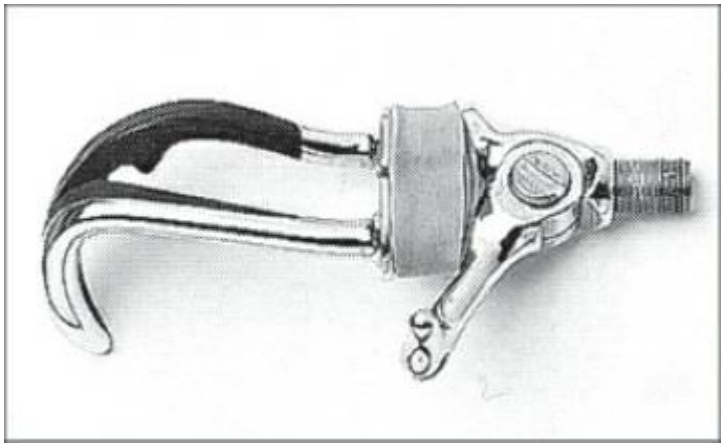
۱. prosthetists : متخصص پروتز

دهند. نوآوری‌های انقلاب صنعتی فرصت‌های زیادی را برای بهره‌برداری از مواد، روش‌ها و دستگاه‌های جدید مانند فولاد، لاستیک ولکانیزه و ابزارهای ماشینی فراهم کرده است.

ماده دیگری که برای استفاده از پروتز سازگار بود، آلومینیوم بود که ترکیب استحکام مناسب با وزن سبک را ارائه می‌داد. اگرچه August Gustav Hermann از شهر Prague اوایل سال ۱۸۶۸ آلومینیوم را به جای قطعات استیل جایگزین کرد، اما یک اتفاق ناگوار شانسی منجر به استفاده کامل از آن در پروتز شد. حدود سال ۱۹۱۲، خلبان آزمایشی بریتانیایی، Marcel Desoutter، در یک سانحه‌ی هوایی پای خود را از دست داد. او که از پروتزهای سنگین معاصر ناراضی بود، از برادرش Charles، که یک مهندس هوانوردی و شریکش در شرکت تولید هواپیمای Desoutter Brothers بود، کمک گرفت. Charles با استفاده از آلیاژ آلومینیوم جدید (که نامش duralumin بود) و استفاده از سیستم تعلیق پلویک، به جای شانه، پروتز اگزواسکلتالی را طراحی کرد که تنها ۳.۵ پوند وزن داشت. با انتشار اخبار مربوط به این پروتز، Desoutter Brothers به یک شرکت طراحی و تولید پروتز تبدیل شد. علی رغم عدم تمایل اولیه دولت بریتانیا به خرید پروتز برای افراد قطع‌عضو شده در جنگ، به دلیل هزینه زیاد، تقاضا به سرعت افزایش یافت. پروتزهای اگزواسکلتال آلومینیومی تا پس از جنگ جهانی دوم، استاندارد بریتانیا باقی ماند.

بر اساس مفهوم تعلیق مکشی Parmalee برای اندام‌های ترنس‌فمورال، Ernest Underwood، آمپوته جنگ انگلیس، یک سوکت چوبی با شیارهای مارپیچی حلقوی طراحی کرد که از نزدیک با پوست برهنه اندام باقی‌مانده متناسب بود. با استفاده از duralumin و دریچه‌ای که برای خارج کردن هوا از سوکت در هنگام پوشیدن پروتز وجود داشت، شرکت Blatchford به طراحی موفقی دست یافت. طراح‌های آلمانی نیز بین جنگ‌های جهانی اول و دوم فعال بودند. پراستتیست Oesterlee از Ulm سوکت تعلیق مکش خود را طراحی کرد و پس از آن در سال ۱۹۳۲ یک دریچه‌ی اصلاح شده توسط جراح Felix از Dusseldorf طراحی شد. استفاده از تعلیق مکش با پایان جنگ جهانی دوم در آلمان گسترش یافت و توجه کمیسیون آمریکایی را که موظف به بهبود مراقبت پروتزی برای جانبازان آمریکایی بود، به خود جلب کرد. یکی دیگر از پیشرفت‌های آلمان طراحی مفاصل زانوی متصل به سه و چهار میله توسط Alfred Habermann بود. احتمالاً مهم‌ترین پیشرفت آمریکا در این دوره، «هوک دوبخشی[1]» برای پروتزهای اندام فوقانی نیروگیرنده از بدن (Body-powered) که توسط D. W. Dorrance که یک آمپوته‌ی ترنس‌تیبیال بود، اختراع شد (شکل ۴). وسیله‌های انتهایی (terminal devices) که بر اساس طرح اصلی وی طراحی شدند، در میان رایج‌ترین موارد تجویز شده باقی ماندند.

1. split hook



شکل ۴. عکسی مربوط به وسیله انتهایی (terminal device) «هوک شکل» از نوع بازشونده داوطلبانه که توسط مخترع آمپوته D. W. Dorrance بعد از جنگ جهانی دوم طراحی شده است.

در طول جنگ جهانی دوم، آمپوته‌های نظامی به سرعت از طراحی و عملکرد پروتزهای موجود ناراضی شدند، خصوصاً پروتز اندام فوقانی که وزن بیش از حد و کمترین عملکرد را ارائه می‌کرد. در پاسخ، سرهنگ ارتش John Loutenheiser در سال ۱۹۴۳ از مهندسان Northrop Aviation کمک گرفت تا پروتز اندام فوقانی سبک‌تر و کاربردی‌تر بسازند. از لمینت پلاستیکی برای کاهش قابل توجه وزن و حجم سوکت استفاده می‌شد. کابل Bowden، که برای فعال‌سازی سطوح کنترل هواپیما استفاده می‌شد، برای استفاده در پروتزهای اندام فوقانی سازگار شده بود و جایگزین بندهای چرمی کشسان و شکننده شد. مهندسان Northrop برای افراد آمپوته‌ی ترنس‌هومرال[۱] یک مفصل آرنج قفل شونده با حرکت شانه اختراع کردند. در همان سال، اولین آزمایشگاه تحقیقاتی پروتز توسط نیروی دریایی در جزیره Mare در کالیفرنیا سازماندهی شد.

قبل از پایان جنگ، یک نهضت بین‌المللی هماهنگ برای برطرف کردن این نگرانی‌ها، به رهبری خود کهنه سربازان آمپوته آغاز شد که تحت حمایت جدی نماینده ایالات متحده، Edith Nourse Rogers، رئیس کمیته کهنه سربازان و وزیر جنگ Henry L. Stimson بود. هدف این بود که تلاش‌های آکادمیک و خصوصی صنعتی برای طراحی پروتز بهبود پیدا کنند. توسعه مجدد این مشارکت، که به خاطر جنگ بسیار فعال بود، منجر به ایجاد یک بنیان فکری و بالینی جدید برای پروتزهای معاصر شد. این برنامه در نهایت تحت نظارت آکادمی ملی علوم (NAS) با کمیته تحقیق و توسعه پروتز (CPRD) و کمیته آموزش پروتز و ارتوز قرار گرفت.

در ژانویه ۱۹۴۵، NAS جلسه‌ای را با حضور جراحان، مهندسان و پراستتیست‌های برجسته از جمله جراحان ارتوپدی Paul Magnuson از دانشگاه Northwestern و Philip D. Wilson از Hospital for Special Surgery در شیکاگو ترتیب

۱. Transhumeral : قطع عضو در ناحیه هومروس، بین آرنج و شانه

داد تا استانداردهای پروتزهای اندام فوقانی و تحتانی را تثبیت کند. خیلی زود مشخص شد که داده‌ها برای تدوین استانداردهای معنی‌دار کافی نیست. سازماندهی یک برنامه با بودجه دولتی برای انجام مطالعات اساسی مربوط به طراحی، فیت شدن و استفاده از پروتز توصیه شد. با استفاده از این برنامه، مطالعات اساسی در مورد راه‌رفتن طبیعی انسان در دانشگاه کالیفرنیا (UC) تحت نظر Verne Inman، استاد جراحی ارتوپدی در دانشکده پزشکی UC در سانفرانسیسکو و Howard Eberhart، استاد مهندسی عمران در UCB که خود یک آمپوته بود، انجام شد. آن‌ها پین‌های فلزی را با اهداف بازتابش نور به برجستگی‌های استخوانی اندام تحتانی و لگن داوطلبان متصل کردند. با استفاده از عکاسی با نور منقطع، این مارکرها امکان اندازه‌گیری دقیق حرکت نسبی سه بعدی سگمان‌های اندام در حین راه‌رفتن را فراهم می‌کنند. این نوآوری و سایر نوآوری‌ها، باعث شدند که زمینه برای رشته بیومکانیک تشکیل شود. مطالعات تکمیلی توسط M. P. Murray و Jacquelin Perry و دیگران طی دهه‌های بعدی، درک راه‌رفتن طبیعی و آمپوته را بیشتر تقویت کردند.

در مدت زمان کوتاهی، شبکه‌ای از آزمایشگاه‌های بیومکانیک تاسیس شد که هرکدام مأموریت خاصی داشتند. UCB به مطالعه اندام تحتانی ادامه داد و دانشگاه کالیفرنیای لس آنجلس (UCLA) یک برنامه تحقیقاتی بیومکانیکی موازی را روی اندام فوقانی آغاز کرد. دو پیشرفت اساسی در UCLA اتفاق افتاد: اولین مورد، توسعه‌ی منطق برای طراحی سوکت و هارنس برای هر سطح از قطع اندام فوقانی بود. مورد دوم طراحی و آزمایش اجزای تجاری موجود بود که می‌توانست به نیاز فرد آمپوته پاسخ دهد. آزمایشگاه تحقیقات پروتزی اداره جانبازان (VA) در شهر نیویورک، زیر نظر مستقیم Eugene Murphy، نتایج تحقیقات UC را مستقیماً روی جانبازان آمپوته پیاده کرد. آزمایشگاه تحقیقات پروتز ارتش در بیمارستان Walter Reed و همتای نیروی دریایی در Oakland، کالیفرنیا، به جمعیت مربوط به خود خدمات ارائه می‌دادند. ارتش بر توسعه پروتز اندام فوقانی و نیروی دریایی بر توسعه اندام تحتانی متمرکز شده بود. این مجموعه نه تنها طراحی‌های آینده و استفاده از پروتزها را هدایت کرد، بلکه جراحان را تشویق کرد که تا حد امکان طول اندام را حفظ کنند تا عملکرد بیشتری نسبت به چیزی که قبلاً در نظر گرفته می‌شد، امکانپذیر باشد.

بدنبال گزارشات گسترده از فیت شدن موفقیت‌آمیز پروتزهای ترنس‌فمورال با تعلیق مکش توسط پراستتیست‌ها پس از جنگ، در آلمان غربی، ایالات متحده گروهی از جراحان و مهندسان را برای یادگیری این روش اعزام کرد. آلمانی‌ها بر اساس ثبت اختراع آمریکایی Parmelee در سال ۱۸۶۳ از این روش از اوایل دهه ۱۹۳۰ استفاده می‌کردند. این تکنولوژی برای افراد آمپوته آمریکایی مجدداً معرفی شد. با معرفی مجدد سوکتی که با مکش ایجاد تعلیق می‌کرد و کاملاً فیت می‌شد، مفصل هیپ و

کمربند لگنی که در موقعیت فیکس شده باشند دیگر مورد نیاز نبود و الایمنت پروتز در صفحه‌ی کرونال از اهمیت بیشتری برخوردار شد.

برای تأمین این نیاز، Charles Radcliffe از UCB یک واحد زانو با قابلیت تنظیم الایمنت و یک قید الایمنت تکثیری جهت اطمینان از انتقال دقیق پیکربندی سه بعدی حاصل از ایستادن و راه‌رفتن به اندام پروتزی را توسعه داد. این کارها بر اساس کارهای قبلی Hans Schneider در آلمان با "Gehmaschine" (ماشین راه‌رفتن) وی بود، که یک پروتز آزمایشی چند بار مصرف با قابلیت تنظیم بالا بود.

پیشرفت‌های اساسی در مفاصل زانو پروتزی خیلی زود حاصل شد. Jack Stewart، یک موتور سیکلت سوار مسابقات که تحت قطع عضو ترنس‌فمورال قرار گرفته بود، یک مهر و موم فوقانی برای یک واحد شنک هیدرولیکی از طرح خود ایجاد کرد که مچ پا را در دورسی فلکشن زانو را در فلکشن قرار می‌داد تا در فاز نوسان (swing)، پا را از زمین فاصله دهد. همچنین اثبات شد که این مهر و موم یک پیشرفت عالی برای سیستم‌های هیدرولیک هواپیما است. این برنامه هم مانند برنامه‌ی پروتز توسط شرکت Vickers از دیترویت ساپورت شد. بلافاصله پس از جنگ جهانی دوم، Hans Mauch، که مهندس مسئول توسعه‌ی موشک نظامی V-1 آلمان بود، به ایالات متحده نقل مکان کرد و کار بر یک واحد هیدرولیک زانوی دیگر را با Ulrich Henschke از سر گرفت. نتیجه نهایی این بود که زانویی با کنترل هیدرولیک در هر دو فاز نوسان (swing) و ایستایش (stance) هنوز در حال تولید است. وزن بیش از حد زیاد واحدهای هیدرولیک اولیه باعث شد تا آزمایشگاه UCB زانوی پنوماتیکی سبک‌تری تولید کند که در فاز نوسان (swing) کنترل داشته باشد، که از انواع آن هنوز استفاده می‌شود.

تا سال ۱۹۵۰، آزمایشگاه UCB سوکت چهار ضلعی[1] را که از طریق ایسکیوم تحمل وزن می‌کرد با استفاده از مطالعات آناتومیک برای جایگزینی روش سنتی توسعه داد که مفهوم اصلی آن توسط پراستتیست نیوزیلندی، Nugent، ۵ سال قبل‌تر به انگلستان آورده شده بود. یکی دیگر از پیشرفت‌های اساسی آن دهه برای پروتزهای اندام فوقانی و اندام تحتانی، معرفی رزین ترموست مناسب برای لمینت کردن سوکت‌ها روی قالب گچی اندام باقیمانده توسط مهندسان Northrop Aviation بود. این ساختار لمینت پلاستیکی توسط محققان بیمارستان Sunnybrook در تورنتو در اواسط دهه ۱۹۵۰ برای پروتزهای جدید سایم[2] و قطع‌عضو از مفصل هیپ استفاده شد. پروتزهای جدید و سبک سایم با یک پنجره قابل برداشتن برای تسهیل در

1. quadrilateral

۲. syme : قطع از مچ‌پا

پوشیدن و پای داری پاشنه بالشتکی و مچ پای سفت[1] (پای SACH) علاقه به این سطح را تجدید کرد. توسعه بیشتر پای SACH با استفاده از آن در پروتزهای ترنس‌تیبیال در UCB ادامه پیدا کرد. پروتز قطع عضو از مفصل هیپ توسط Colin McLaurin طراحی شده بود و دارای مفصل هیپ بود که بر روی سطح قدامی سوکت نصب شده بود. پایداری الایمنت مفصل هیپ و زانو اجازه راه‌رفتن و ایستادن را بدون آنکه هیپ قفل شود می‌داد و در نهایت پروتز قبلی "tilt-table" منسوخ شد.

در سال ۱۶۹۶، Pieter Verduyn، bent-knee peg-leg را با اولین پروتزی را که اجازه‌ی حرکت زانو را با استفاده از کرست ران و مفاصل کناری تعلیق و تحمل وزن می‌کرد، جایگزین کرد. ۲۶۵ سال بعد، تیم UCB یعنی Radcliffe و Foort سوکت ترنس‌تیبیال از نوع PTB که از نوع با تماس کامل[2] بود و توسط یک بند سوپراکندیلار ساده معلق شده بود که نیاز کرست ران و مفاصل کناری Verduyn را از بین برد، معرفی کردند.

گزینه‌های بعدی تعلیق برای پروتزهای PTB شامل کشیدن لبه سوکت بر روی کندیل‌های ران (PTB-supracondylar [PTB-SC]) بودند که توسط Kuhn در Muenster درآلمان و PTB-SC-suprapatellar (PTBSC-SP) توسط Fajal در Nancy در فرانسه ساخته شده بود. انواع دیگر تعلیق سوپراکندیلار شامل انواع مختلف مدیال وج بود. این تعلیق‌های جدید به دلیل مناسب بودن گیره‌هایشان که در پروگزیمال کندیل‌های ران قرار می‌گرفتند، باعث افزایش ثبات پروتز می‌شدند در حالی که پایداری سوکت در زانو را به ویژه برای اندام‌های باقیمانده کوتاه هم افزایش می‌دادند. تکنیک‌هایی برای افزایش تعلیق پروتزهای ترنس‌تیبیال و ترنس‌فمورال با وکیوم بالا موجود شد.

در دهه ۱۹۷۰، Otto Bock Orthopadische Industrie GmbH با تولید اجزای اندواسکلتال با دوام، با قیمت مناسب و قابل تعویض که می‌توانست در طول عمر مفید پروتز موثر واقع شود، یک استاندارد جهانی را ایجاد کرد. نتیجه این بود که استفاده از پروتز با الایمنت ثابت بطور فزاینده‌ای نادر شد. Otto Bock اولین زانوی قابل اعتماد و سبک اندواسکلتال که شامل یک ترمز اصطکاک که با وزن فعال می‌شد را تولید کرد که به طور خودکار زانو را در طول فاز ایستایش (stance) تثبیت می‌کرد. در سال ۱۹۸۳، شرکت Blatchford بریتانیا یک پروتز ۱.۵ کیلوگرمی را معرفی کرد که در درجه اول از قطعات پلاستیکی تقویت شده با فیبر کربن تشکیل شده بود. تیتانیوم، که به صورت گسترده در صنایع هوافضا و اسلحه استفاده می‌شود، جایگزین سبکی برای اجزای فولادی شد. پیشرفت اساسی دیگر، در طول دهه ۱۹۸۰، معرفی سوکت دربرگیرنده

1. solid ankle cushion heel
2. full-contact

ایسکیال[1] بود، که در آن یک ناحیه‌ی انتقال وزن افزایش یافته در طی فاز ایستایش (stance) را در سطح رابط اندام - سوکت بوسیله باریک کردن قطر داخلی - خارجی سوکت ترکیب می‌کرد که نسبت به طراحی چهارضلعی قدیمی، با آناتومی ران بیشتر مطابقت داشت. پس از آنکه Eric Lyquist در سال ۱۹۷۳ زانوی قابل اعتماد هیدرولیکی متصل به چهار میله را که قابلیت کنترل فاز نوسان (swing) را داشت، معرفی کرد؛ قطع عضو از مفصل زانو مورد علاقه افراد بیشتری قرار گرفت. این طراحی باعث شد که ساق در فلکشن کامل، کاملاً در پشت ران قرار بگیرد و جلو افتادگی ران پروتزی در هنگام نشستن کاهش یابد که امروزه از این تغییرات استفاده می‌شود.

چندین پیشرفت فنی قابل توجه دیگر در پروتزهای اندام تحتانی در دهه ۱۹۸۰ و ۱۹۹۰ رخ داد، از جمله این پیشرفت‌ها توسعه‌ی پای پروتزی با فنرهای leaf داخلی بود که از الیاف کربن ساخته شده است و به افراد قطع عضو امکان راه‌رفتن، دویدن و پرش با سهولت بیشتری را می‌دهد (شکل ۵). برخی از واحدهای پا - مچ اکنون مچ پای هیدرولیکی دارند تا سازگاری بیشتری با سربالایی‌ها و زمین‌های ناهموار داشته باشند. سایر واحدهای پا - مچ از یک ریزپردازنده[2] برای کنترل ترکیب موتور و فنر استفاده می‌کنند تا نه تنها سازگاری زمین، بلکه حداقل مقدار فشار push off را در مرحله پایانی ایستایش (stance) فراهم کند. دو نوآوری مهم دیگر در سوکت توسط Össur Kristinsson، متخصص پراستتیست آمپوته در ایسلند توسعه یافت. این سوکت‌ها با دیواره‌ای انعطاف‌پذیر توسط یک قاب تحمل وزن سفت و جمع و جور و لاینرهای تعلیقی رولی انعطاف‌پذیر ساپورت می‌شدند. در این زمان، Blatchford اولین زانوی پروتزی را معرفی کرد که توسط ریزپردازنده فاز نوسان (swing) را کنترل می‌کرد، که نشان دهنده ارزش کلینیکی اجزای خودتنظیم است که می‌توانند برای نیازهای فرد آمپوته برنامه‌ریزی شوند.

در دهه ۱۹۹۰، شرکت آلمانی Otto BockOrthopaedische Industrie GmbH پروتز C-leg خود را معرفی کرد که از ریزپردازنده‌ها، سنسورهای نیرو، پتانسیومتر و باتری‌های لیتیوم-یون استفاده می‌کرد تا واحد هیدرولیکی را کنترل کند و ثبات فاز ایستایش (stance) و نوسان (swing) را فراهم کند، با این هدف که راحتی و امنیت برای استفاده‌کننده بهبود یابد. از زمان معرفی، این مولفه‌ها و جانشینان و رقبای آن‌ها دارای ویژگی‌هایی مانند ارتباط بی‌سیم و ژیروسکوپ شدند که همه جا در لوازم الکترونیکی مصرفی وجود دارد و بیشترین ارتباط را با تلفن‌های هوشمند دارند. ارتباط بی‌سیم با این واحدهای زانو به پراستتیست اجازه می‌دهد تا تنظیمات روی واحد زانو را بدون اتصال سیمی طاقت‌فرسا تنظیم کند.

---

1. ischial containment
2. Microprocessor 2. Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing

شکل ۵. عکس یک فرد آمپوته و قهرمان برجسته‌ی دو سرعت که مجهز به پای فیبرکربنی دوندگی Cheetah (چیتا) شده است.

ظهور سیستم‌های طراحی و ساخت به کمک رایانه[1] (CAD-CAM) برای تولید سوکت‌های پروتزی با معرفی رایانه‌های دسکتاپ در دهه ۱۹۸۰ استفاده شد. مزیت اصلی این کار افزایش کارایی تولید و صرفه جویی در زمان در مقایسه با تولید دستی سوکت‌های سفارشی است. شرکت‌های بازاریابی ارتوز و پروتز که از سیستم‌های CAD-CAM استفاده می‌کردند، به طور مستمر محصولات خود را با به روزرسانی نرم‌افزارها و استفاده از روش‌های جدیدتر و راحت‌تر برای اسکن بخش‌های درگیر شده‌ی بدن بهبود بخشیده‌اند. چنین سیستم‌هایی گران هستند وغالباً شامل منحنی‌های یادگیری شیب‌دار[2] هستند و به طور جهانی در دسترس نیستند. اگرچه اطلاعات مشخصی وجود ندارد، اما نفوذ در بازار بنا به دلایلی محدود شده است. در صورت کاهش هزینه‌ی اسکنرها بوسیله در دسترس بودن تکنولوژی‌های جدیدتر اسکن از طریق تبلت‌ها و تلفن‌های هوشمند و کاهش قیمت‌ها، ممکن است این وضع تغییر کند. علاقه به روش‌های اسکن در ارتباط نزدیک با علاقه به چاپ سه بعدی

1. Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing

۲. steep learning curves : به عبارت ساده‌تر، یادگیری کار با این ابزارها دشوار و زمان‌بر خواهد بود.

(استریولیتوگرافی[۱]) است. صنعت از این روش‌ها برای تولید سریع نمونه‌های اولیه و استخراج ایده‌های طراحی استفاده کرده است. تلاش می‌شود از این مفهوم برای تولید سوکت هم استفاده شود، اما تجهیزات موجود گران و کند هستند. این تکنیک ممکن است پتانسیلی برای توسعه در آینده داشته باشد، مخصوصاً اگر بتوان از آن برای استخراج و تولید طرح‌های جدید برای سوکت استفاده کرد تا راحتی و عملکرد را بهبود ببخشند.

کار اولیه در مورد پروتزهای نیروگیرنده از بیرون بدن (external power) اندام فوقانی به Borchardt در آلمان در سال ۱۹۱۹ نسبت داده می‌شود. در دهه ۱۹۵۰، محققان روسی از سیگنال‌های مایوالکتریک عضلات اکستنسور و فلکسور ساعد افراد آمپوته‌ی ترنس‌رادیال برای کنترل پروتز استفاده کردند و برای کنترل جریان الکتریکی از باتری ادغام شده در پروتز استفاده کردند. اصلاحات بیشتر توسط شرکت‌های آلمانی، اتریشی، آمریکایی و بریتانیایی باعث شد که دست‌ها، گیرنده[۲]ها و آرنج‌های مختلف مایوالکتریک متناسب با بزرگسالان و کودکان تولید شود. این گسترش با استفاده از برنامه‌های صنعتی، مدارهای حالت جامد، موتورهای کوچک کارآمد، باتری‌های کم مصرف و اخیراً ریزپردازنده‌ها، امکان‌پذیر شد مهم‌ترین پیشرفت کلینیکی در پروتزهای اندام فوقانی معرفی دست‌های نیروگیرنده از بیرون بدن (external power) با انگشتان قدرتمند و مجهز به الگوهای چندگانه گرفتن است. حداقل یکی از این دست‌ها دارای یک برنامه تلفن هوشمند است، بنابراین پروتز و لوازم الکترونیکی مصرفی به هم پیوند داده می‌شوند.

برای دهه‌های زیادی، بازسازی پروتزی اندام از دست رفته سه نگرانی اصلی فرد قطع عضو را برطرف کرد: عملکرد، راحتی و زیبایی. زیبایی برای پروتز اندام تحتانی به طور کلی برای فرد قطع عضو با این هدف است که به جز شخص آمپوته، برای اشخاص ناظر دیگر قابل تشخیص نیست. با این حال، گاهی اوقات، یک پوشش فوم زیباییی عملکرد زانو یا مچ پا را مختل می‌کند. مفهوم قدیمی زیبایی با معرفی اجزای پروتز کاربردی‌تر اما با زیبایی بسیار کمتر شروع به تغییرکرده‌است و منجر به موفقیت بزرگی از سوی برخی از قهرمانان دوی ممتاز آمپوته شده است. امروزه بسیاری از افراد جوان که به خاطر تروما قطع عضو شده‌اند، با افتخار از پروتزهای اندام تحتانی تزئین شده با اجزایی که در معرض دید قرار دارند استفاده می‌کنند، که بندرت منجر به نگاه دوم و خیره شدن دیگران می‌شود.

---

۱. Stereolithography : استریولیتوگرافی یا سنگ‌چاپ سه‌بعدی یکی از روش‌های مدل‌سازی سه‌بعدی سریع است. در این روش از یک مایع پلیمری استفاده می‌شود که وقتی تحت تابش اشعه ماوراء بنفش قرار می‌گیرد جامد می‌شود.

۲. Gripper : وسیله‌ای که در انتهای پروتز قرار گرفته و اجسام را می‌گیرد و یا به اصطلاح گریپ می‌کند، مانند هوک

فشارهای اقتصادی - اجتماعی که بر تهیه پروتز اثر گذاشته‌اند

از زمان‌های بسیار قدیم تا اواسط دهه ۱۸۰۰، یک پروتز لوکس فقط برای افراد ثروتمند در دسترس بود. افراد فقیر نسبتاً معدودی که از قطع شدگی اساسی جان سالم به در می‌بردند با عصا یا peg legهای خانگی به زندگی خود ادامه می‌دادند. Paré با درک اختلاف اجتماعی-اقتصادی عظیم بین افسران مجروح و سربازان دهقان عادی، یک knee Walker peg-leg ارزان قیمت برای سربازان دهقان در فرانسه ساخت. سازماندهی بودجه ویژه مراقبت‌های پزشکی کارگران معلول از اوایل دهه ۱۶۰۰ با اصناف اروپایی آغاز شد. یک قرن بعد، با سقوط اصناف صندوق‌های مختلف سلامت توسط تولیدکنندگان و اتحادیه‌های تجارت تأسیس شد اما هیچ کس هزینه پروتز را پرداخت نمی‌کرد.

در زمان جنگ داخلی آمریکا، که هم دولت‌های فدرال و هم کنفدراسیون شروع به تهیه پروتز با هزینه عمومی کردند، وضعیت حداقل برای آمپوته‌های نظامی تغییر کرد. قانون اصلی فدرال که سال ۱۸۶۲ نوشته شده بود، در سال ۱۸۷۰ اصلاح شد تا پروتز جدید را هر ۵ سال و بعداً هر ۳ سال یک‌بار اعطا کند. پروسی[1]ها و بریتانیایی‌ها به سرعت از این پروتکل پیروی کردند و پروتز مفصلی و peg leg را برای پوشیدن هنگام تعمیر اندام اولیه فراهم کردند. این اقدامات به طور قابل توجهی تعداد پروتزهای فیت شده را افزایش داد، بنابراین باعث تشویق توسعه این رشته شد.

در خلال جنگ جهانی اول، نیکوکاران انگلیس، بیمارستان Queen Mary's for The Limbless را در Roehampton برای افراد قطع عضو تاسیس کردند. با وجود کمبود امکانات زمان جنگ، شرکت‌های بریتانیایی به تنهایی قادر به کنار آمدن با موج تقاضا برای پروتزهایی به خاطر شلیک گلوله مسلسل و ترکش قطع‌عضو صورت گرفته بود (دو مکانیسم متداول آسیب دیدگی) نبودند. برای تأمین تخصص لازم و تهیه پروتز با کیفیت لازم، انگلیسی‌ها همانند فرانسوی‌ها، برای پر کردن جای خالی به شرکت‌های ساخت پروتز آمریکایی مراجعه کردند. شرکت‌های ساخت پروتز، به همراه رقبای انگلیسی خود، برای مستقر کردن امکانات در محوطه بیمارستان دعوت شدند. برای اولین بار، پراستتیست‌ها و جراحان در کنار تخت بیماران ملاقات کردند تا در مورد بازسازی پروتزی آن‌ها بحث کنند. تجربه‌ی به دست آمده و دانش به اشتراک گذاشته شده باعث شد که Roehampton در سطح جهانی به عالی بودن مشهور شود. در همان زمان، رشته پروتز شروع کرد که از یک صنعت خانگی و کوچک به یک صنعت چندملیتی تبدیل شود. شرکت‌های آمریکایی طرح‌ها، مواد و تکنیک‌های تولیدی جدید را به بریتانیایی‌ها و فرانسوی‌ها معرفی کردند.

---

۱. Prussian : مردمان امپراطوری سابق آلمان

تعداد جمعیت عظیم صد هزار نفری آمپوته‌ی جنگی در قدرت‌های مرکزی (آلمان و اتریش - مجارستان)، این کشورها را مجبور کرد که به شدت روش‌های ساخت و تهیه پروتز را تغییر دهند. برای اولین بار، از اندازه‌گیری‌های آنتروپومتریک[۱] اندام تحتانی، که توسط پروفسور Gocht، متخصص ارتوپدی اهل برلین ساخته شده بود، برای کمک به طراحی قطعات ساده پروتز استفاده شد که می‌توانستند به سرعت تولید شوند. بدین ترتیب، سربازان مجروح می‌توانستند به سرعت برای کار در مزارع یا کارخانه‌های جنگی دوباره بکار گرفته شوند. Dollinger جراح نظامی مجارستان، "Arbeitsprothese" (پروتزِ کار) را تولید کرد و آلمانی‌ها "Behelfsprothese" (پروتز موقت) را تولید کردند. هر دو طرح ساده‌ای را ارائه دادند که شبیه طرح von Hessings در قرن نوزدهم بود: ارتوز زانو - مچ‌پا - پا[۲] با بارهای فلزی مفصلی که توسط نوارهایی که شامل یک سوکت چرمی به هم متصل شده بودند. برای ایجاد یک فیت مناسب، سوکت Arbeitsprothese با یک مدل گچی از اندام باقی‌مانده فرد آمپوته قالب‌ریزی می‌شد.

در سال ۱۹۱۹، Otto Bock Orthopaedische Industrie Gmb در برلین تاسیس شد و تولید انبوه قطعات پروتزی را با تکنیک‌های الایمنت آن‌ها معرفی کرد. سه طرح اساسی اندام تحتانی شامل یک بلوک سوکت، یک مفصل زانو با یک ساق پا و یک مجموعه‌ی مچ - پا بود.

با پیش بینی نیاز به افزایش تعداد پروتز برای آمپوته‌های آمریکایی ناشی از جنگ، افسر ارشد پزشکی شورای دفاع ملی جلسه‌ای را با ۱۰ موسسه برجسته‌ی ساخت پروتز در آمریکا در سال ۱۹۱۷ تشکیل داد. این جلسه منجر به تشکیل انجمن تولیدکنندگان اندام در آمریکا شد که در نهایت به انجمن ارتوز و پروتز آمریکا تبدیل شد و همچنان سازمان برجسته تجارت این رشته نیز در ایالات متحده است. به دلیل ورود دیرهنگام نیروهای اعزامی آمریکایی به جنگ، فقط ۴۴۰۳ قطع عضو صورت گرفت که ۲۶۳۵ مورد آن قطع‌عضو اساسی بود، در حالی که این رقم برای بریتانیا ۴۲۰۰۰ بود. این امر باعث شد که پروتزهای آمریکایی به انگلیس منتقل شوند.

در طول جنگ جهانی دوم، نیروهای مسلح ایالات متحده ۱۷۱۳۰ قطع‌عضو را پشت سر گذاشتند. با بازگشت هزاران تن از آمپوته‌های آمریکایی به خانه‌هایشان در طول جنگ جهانی دوم، ارتش و نیروی دریایی با ایجاد مراکز تخصصی به مراقبت کلی آمپوته‌ها پرداختند، که شامل تمام جنبه‌های پروتزی توانبخشی می‌شود: ۱۰ جنبه برای ارتش و ۲ جنبه برای نیروی دریایی. این مراکز شامل کار جراحان، پراستتیست‌ها و درمانگرانی بود که به صورت تیمی کار می‌کردند. تا سال ۱۹۴۵، مرکز ارتش در

---

۱. Anthropomorphic : اندازه‌گیری قسمت‌های مختلف بدن انسان

2. knee-ankle-foot orthosis

بیمارستان Walter Reed ماهانه تا ۱۵۰۰ فرد آمپوته دریافت می‌کرد. در سال ۱۹۶۵، برنامه مراقبتی - پزشکی شروع شد تا برای شهروندان آمریکایی بالاتر از ۶۵ سال و افراد جوان با قطع‌عضوی که برای همیشه معلول شده بودند پروتز تهیه کند. این روند در دهه ۱۹۹۰ معکوس شد، در آن زمان سازمان‌های مراقبتی شروع به خارج کردن پروتز از پوشش بیمه یا محدود کردن آن به "یک پروتز در طول زندگی" یا حداکثر بازپرداخت سالانه ۱۰۰۰ دلار کردند. به نظر می‌رسد به دلیل شرط قانون مراقبت مقرون به صرفه، دسترسی ممکن است بار دیگر به طور گسترده در دسترس باشد.

با پیشرفت در زمینه طراحی، ساخت و تهیه پروتز برای افراد قطع‌عضو شده ناشی از جنگ، تمرکز روی گروه دیگری متمرکز شد که مراقبت از آن‌ها به شدت به سازماندهی مجدد نیاز داشت: یعنی کودکانی که نقص اندام داشتند. در سال ۱۹۵۲، دفتر کودکان Bureau در ایالات متحده به سازماندهی اولین برنامه قطع عضو کودک در ایالات متحده به کمیسیون کودکان معلول میشیگان کمک کرد. برنامه مشابهی در سال ۱۹۵۵ در UCLA تاسیس شد و تا به امروز هر دو به خدمات این جمعیت ادامه داده‌اند. در سال ۱۹۵۶، CPRD کمیته فرعی مشکلات پروتز کودک (SCPP) را تأسیس کرد که به طور متوالی توسط جراح C. H. Frantz و G. T. Aitken اداره می‌شد. برای ارزیابی بیشتر وسیله‌ها و روش‌های حاصل شده از این پروژه‌ها، یک برنامه مطالعات پروتز کودکان در همان سال در دانشگاه نیویورک به مدیریت Sidney Fishman تاسیس شد. برای کمک به گسترش بیشتر این دانش جدید، روسای کلینیک کودکان قطع عضو یک نشست سالانه را افتتاح کردند و SCPP انتشار بولتن اطلاعات بین کلینیکی را آغاز کرد. با انحلال CPRD و همراه آن SCPP در سال ۱۹۷۶، انجمن کلینیک‌های پروتز و ارتوز کودکان (ACPOC) برای پر کردن جای خالی و ادامه انتشار بولتن اطلاعات بین بالینی، که بعداً به عنوان مجله انجمن کلینیک ارتوز و پروتز کودک شناخته شد، ایجاد شد. انتشار این مجله در سال ۱۹۹۴ متوقف شد.

آموزش و تربیت در زمینه پروتز

قبل از جنگ جهانی دوم، تربیت در زمینه پروتز بیشتر مبتنی بر کارآموزی غیر رسمی بود. نارضایتی گسترده‌ی آمپوته‌های جنگی از طرح‌های پروتزی موجود منجر به یک برنامه تحقیق و توسعه گسترده با حمایت دولت شد. در سال ۱۹۴۹، UCB یک دوره آزمایشی در زمینه تجویز، ساخت و الایمنت سوکت ترنس‌فمورال که از طریق مکش تعلیق می‌کرد و اخیراً از آلمان بازسازی شده بود، ارائه داد. به دنبال این دوره‌های محلی در مناطق مهم کشور، انجمن ارتوز و پروتز آمریکا حمایت مالی شد.

در نتیجه این اقدامات، پراستتیست‌ها می‌خواستند وضعیت آموزشی و شغلی خود را برای مطابقت بیشتر با اعضای دیگر تیم بالا ببرند. در سال ۱۹۴۹، هیئت آمریکایی برای صدور گواهینامه پروتز و ارتوز (ABC) تشکیل شد تا استانداردهای معاینه را ایجاد کند و گواهینامه‌ی پزشکان منفرد و اعتبارسنجی امکانات پروتز و ارتوز را صادر کند. در حال حاضر ABC شامل موارد

مربوط به pedorthics (طراحی، اصلاح و فیت کردن کفش‌های درمانی) و همچنین پروتز و ارتوز است. ABC هفت برنامه مختلف برای صدور گواهینامه و دو برنامه مختلف برای اعتبارسنجی تسهیلات ارائه می‌دهد، که یکی از آن‌ها برای امکانات مراقبت‌های بالینی سنتی و دیگری برای امکانات ساخت مرکزی است. اکنون پانزده ایالت برای تمرین و دو ایالت برای گواهی، مجوز لازم دارند.

دوره‌های اضافی تحت حمایت VA برای تیم‌های کلینیک دنبال شد. UCLA دوازده دوره ۶ هفته‌ای در مورد پروتزهای اندام فوقانی از سال۱۹۵۳ تا ۱۹۵۴ ارائه داد. نتیجه آنچنان عالی بود که برنامه‌های آموزش پروتز در دانشکده تحصیلات تکمیلی پزشکی دانشگاه نیویورک در سال ۱۹۵۶ و در دانشگاه Northwestern در سال ۱۹۵۹ ایجاد شد. تا اواخر دهه ۱۹۸۰،۱۲ دانشگاه برنامه‌های مقدماتی در پروتز و ارتوز را ارائه دادند: ۵ دانشگاه در مقطع لیسانس و ۷ دانشگاه نیز گواهی‌های تحصیلات تکمیلی پروتز، ارتوز یا هر دو رشته را ارائه دادند. تا سال ۲۰۰۰، برنامه‌های نوپا در سطح کارشناسی ارشد آغاز شده بود و برنامه‌های دکترا در اسکاتلند، هنگ کنگ و استرالیا وجود داشت. انجمن خیریه‌ی اجتماعی آلمان برای همکاری فنی (Gesellschaft fuer Technische Zusammenarbeit) یکی از موثرترین سازمان‌های تبلیغاتی پروتز و ارتوز بوده‌است. این گروه برنامه‌های آموزش پروتز و ارتوز را در چندین کشور مثل آفریقا، آسیا و آمریکای لاتین ترتیب دادند و در نهایت برنامه‌ها را به مربیان محلی که آموزش داده بودند، تحویل دادند.

در سال ۱۹۷۰، آکادمی ارتوتیست‌ها و پراستتیست‌های آمریکا (AAOP) با تمرکز اصلی بر آموزش، با الگوگیری از آکادمی جراحان ارتوپدی آمریکا، شکل گرفت. اندکی پس از آن، در سال ۱۹۷۲، ABC توسعه‌ی استانداردهای برنامه‌های آموزشی در پروتز و ارتوز را آغاز داد. این استانداردها توسط کمیسیون ملی آموزش ارتوز و پروتز (NCOPE)، یک نهاد مستقل که برنامه‌های آموزش و رزیدنتی را در این زمینه‌ها تأیید می‌کند، با همکاری کمیسیون اعتباربخشی برنامه‌های آموزش بهداشت، برقرار شد. لازمه‌ی سطح ورودی برای یک پراستتیست یا ارتوزیست در حال حاضر در سطح کارشناسی ارشد بررسی می‌شود. استانداردهای اعتباربخشی NCOPE برای چنین برنامه‌هایی نیاز به تمرکز بر روی اسناد مبتنی بر کار عملی دارد. برنامه‌های آموزشی آسانتر و مسیرهای ورود به سیستم برای سایر برنامه‌های صدور گواهینامه نیز در دسترس هستند. شش دانشکده آموزش تکنیک‌های پروتز و ارتوز را ارائه می‌دهند. AAOP عاملی اساسی در ارتقا سطح آموزش درمان‌گران و تمرینات بالینی در پروتز و ارتوز بوده است و هر ساله حمایت‌های گسترده‌ای از کنفرانس‌های آموزش مداوم و دوره‌های بازبینی را انجام می‌دهد.

در سال ۲۰۰۳، AAOP یک سری کنفرانس‌های اجماعی را برای توسعه استانداردهای بالینی عملی برگزار کرد، که پس از کنفرانس‌های توافق نامه چند رشته‌ای موفق به میزبانی انجمن بین المللی پروتز و ارتوز (ISPO) برگزارشد. با توجه به موفقیت این کنفرانس‌ها، AAOP در کنفرانس‌های سالانه خود بر اقدامات مبتنی بر شواهد و نتایج سنجش تأکید مضاف دارد. در سال

۱۹۴۶، اولین نشریه‌ی دوره‌ای انگلیسی زبان برای پروتز، یعنی مجله وسیله‌ی ارتوپدی و پروتز توسط پیشگامان انجمن ارتوز و پروتز آمریکا منتشر شد. دو ژورنال سال ۱۹۸۸ ادغام شدند و ژورنال ارتوز و پروتز نام گرفتند.

ظهور توانبخشی در افراد قطع عضو

تا قرن نوزدهم، دولت‌هایی که مردان را برای جنگ استخدام می‌کردند، معمولاً از افراد معلول برای خدمت مجدد سر باز می‌زدند و آن‌ها را به حال خود می‌گذاشتند تا امرار معاش کنند. حتی برای تعداد معدودی که پروتز دریافت می‌کردند، هیچ مراقبت سازمان یافته‌ای با هدف استقرار مجدد در جامعه وجود نداشت. در سال ۱۸۶۷، دولت پروس اولین کسی بود که نه تنها بازسازی پروتزی را آغاز کرد بلکه بستری شدن در بیمارستان برای اصلاح راه‌رفتن با پروتز را راه‌اندازی کرد. بریتانیایی‌ها نیز در این دوره تهیه پروتز را برای پرسنل مجروح جنگ خود را آغاز کردند، تا سال ۱۹۱۵ بیمارستان Queen Mary برای افرادی که اندام خود را از دست داده بودند، به عنوان محلی برای گردآوری پزشکان و پراستتیست‌ها با بیمار تاسیس شد. در این مدت، نیروهای مرکزی (آلمان و اتریش و مجارستان) نیز فیت کردن پروتزهای موقت اولیه را برای بازگشت سریع‌تر افراد آمپوته‌ی جنگی به کار مفید در کارخانه‌ها و مزارع آغاز کردند. دولت آمریکا هفت مرکز پراکنده قطع عضو ایجاد کرد. مفهوم دیگری که پس از جنگ جهانی دوم بیان شد، فیت کردن سریع پروتز بعد از عمل بود که توسط Depage فرانسوی در سال ۱۹۱۷ آغاز شد.

در زمان اشغال جنگ جهانی دوم، هلندی‌ها یک مرکز توان بخشی برای سربازان زخمی خود ایجاد کردند. این برنامه شامل فیزیوتراپی، ورزش درمانی و جایگاه شغلی بود. برنامه مشابهی در آن زمان در Roehampton در انگلیس اجرا شد. برنامه هلندی توانبخشی افراد آمپوته در دهه ۱۹۵۰ گسترش یافت و شامل کارگران غیرنظامی آسیب‌دیده شد. جراحان عمومی آمریکا قبل از جدا شدن از خدمت نظامی، مراکز ویژه‌ای را برای توان بخشی افراد آمپوته ایجاد کردند. تا سال ۱۹۴۵، ارتش ۱۰ مرکز قطع عضو و نیروی دریایی ۲ مرکز داشت.

موفقیت این برنامه‌های نظامی با تشکیل کلینیک‌های بین رشته‌ای قطع عضو برای غیرنظامیان تکرار شد. پیشرفت‌های بسیاری در زمینه توانبخشی آمپوته‌ها در نیمه دوم قرن ۲۰ انجام شد که حداقل تا حدی ناشی از این همکاری نزدیک بین پزشکان توانبخشی، جراحان، پراستتیست‌ها، درمانگران و سایر متخصصانی بود که در مراقبت از افراد قطع عضو داری تعهدات مشترک بودند.

در سال‌های اخیر، تغییرات در اقتصاد مراقبت‌های بهداشتی این روند را معکوس کرده است، زیرا زمان بستری شدن در بیمارستان پس از عمل به طور قابل توجهی کوتاه شده و معمولا درمان سرپایی برای قطع‌عضو افراد آمپوته انجام می‌شود.

کفش‌ها، ارتوزها و پروتزهای پارشیال فوت و پای دیابتی

Dennis J. Janisse, Erick J. Janisse

DOI: 10.1016/j.fcl.2010.04.004

آیت زمانی، رویا وحدانی

دانشجویان کارشناسی ارتوز و پروتز، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی

مقدمه

اگرچه قطع عضو در بیماران مبتلا به دیابت اغلب قابل پیشگیری است، اما متأسفانه پدیده‌ای بسیار شایع است. پانزده درصد از بیماران دیابتی در طول زندگی خود دچار زخم در ناحیه پا می‌شوند و نباید از این زخم‌ها ساده گذشت زیرا این زخم‌ها، دلیل ۷۰ تا ۹۰ درصد از قطع عضوهای دیابتی هستند. نقش ارتوتیست دارای گواهی حیطه پا (certified pedorthist) و متخصص پروتز (licensed pedorthist) نباید در پیشگیری از عوارض پای دیابتی (مثلاً قطع عضو، جراحی مجدد (revisions) و عفونت ثانویه به زخم‌های پوستی)، در بازگرداندن شیوه زندگی‌ای عادی، فعال و سازنده به بیمار در صورت قطع عضو، دست کم گرفته شود. هدف اصلی این متخصصان بهداشتی متحد در هنگام کار با افراد قطع عضو پارشیال، بازگرداندن ثبات و عملکرد از دست رفته به دلیل قطع عضو، تسهیل راه رفتن با انرژی کارآمد، حفظ حمایت و جلوگیری از هر گونه عوارض بیشتر است.

پداورتیست (متخصصی که در زمینه ارزیابی پا، پرو و اصلاح (modification) کفش و ساخت و فیت ارتوزهای پا آموزش دیده است) می‌تواند با تهیه کفش مناسب و ارتوزها یا پروتزهای سفارشی ساخت پا، از بروز زخم و قطع عضو مجدد جلوگیری کند. پداورتیست همچنین از روش‌هایی مانند پروتزهای پارشیال فوت و اصلاح کفش برای کمک به محافظت از اندام باقی مانده پس از قطع عضو استفاده می‌کند تا از قطع عضو مجدد جلوگیری کند.

اگرچه کفش‌ها و ارتوزهای پا برای درمان عفونت پای دیابتی آنچنان موثر نیستند، اما ابزاری ارزشمند در پیشگیری هستند. کفش‌های نامناسب یکی از علل شایع ترومای پوستی است که قبل از زخم پای دیابتی ایجاد می‌شود و می‌تواند منجر به قطع عضو پارشیال فوت شود. نواحی فشار و نیروهای برشی غیرطبیعی کف پا، دو عاملی که می‌توانند منجر به زخم‌های پوستی دیابتی شوند، مسائلی هستند که ممکن است با ارتوزهای پا سفارشی، برطرف شوند و کاهش یابند. اساسا، کلید جلوگیری از عفونت پای دیابتی، جلوگیری از باز شدن دریچه ورودی زخم برای عفونت است (به عنوان مثال، زخم‌های فشاری یا زخم‌های پوستی تروماتیک جزئی).

از طریق استفاده از ارتوزهای اندام تحتانی یا ارتوزهای AFO و پروتزها، ارتوتیست به بازیابی راه رفتن عملکردی به فردی که تحت عمل جراحی قطع عضو پارشیال فوت قرار گرفته است، کمک می‌کند. AFOها را می‌توان برای جایگزینی بازوی اهرمی از دست رفته قطع عضو لیسفرانس یا شست‌پا استفاده کرد. این ارتوزها همچنین می‌توانند به عنوان وسیله‌ای برای کاهش فشار روی سطح کف پا باقی مانده استفاده شوند.

متخصص پروتز همچنین کمک قابل توجهی به مراقبت از قطع پارشیال پا دارد، به ویژه در موارد قطع عضو چوپارت یا سایم (مچ پا). متخصص پروتز همچنین در ساخت پروتزهای پارشیال فوت با ظاهری واقعی و زیبایی برای بیمارانی که به طور خاص نگران پیامدهای اجتماعی یا انگ قطع پارشیال فوت هستند مهارت دارد، اگرچه، به دلایلی که بعداً مورد بحث قرار خواهد گرفت، برخی از این نوع پروتزها ممکن است برای بیماران مبتلا به دیابت یا نوروپاتی منع مصرف داشته باشند. با استفاده از تکنیک‌ها و دستگاه‌های مدرن پدورتیک، ارتوز و پروتز، افراد قطع پارشیال می‌توانند به سبک زندگی عملکردی یا کاربردی‌تر از قبل از قطع عضو بازگردند.

انتخاب و فیت کفش مناسب

اهمیت انتخاب مناسب کفش و تناسب کفش را نمی‌توان دست کم گرفت. کفش‌های درمانی نقش مهمی در پیشگیری از تخریب پوست و عفونت متعاقب آن، جلوگیری از قطع عضو مجدد و مراقبت از پا باقی‌مانده پس از قطع پارشیال پا دارند.

انتخاب کفش در این موارد لزوماً باید بر اساس عملکرد باشد، اگرچه مُد (fashion) مهم است. منطقی است که اگر بیماران از ظاهر کفش مناسب راضی نباشند، کمتر احتمال دارد از آن استفاده کند.

با توجه به اینکه بیماران دیابتی با قطع عضو پارشیال نیز شیوع بالایی از زخم دارند، عملکرد کفش در مراقبت از اندام باقی‌مانده پس از قطع پارشیال پا به شرح زیر است:

- محافظت از پای باقی‌مانده
- حفظ وضعیت پا در داخل کفش و کاهش نیروی‌های برشی
- کمک به بازیابی راه رفتن طبیعی
- استفاده از وسایلی مانند پروتز پارشیال فوت، ارتوزهای پا، یا AFOها

کفش باید به راحتی قابل اصلاح باشد، زیرا در بسیاری از موارد تجویز نیاز به تغییرات خارجی در زیره کفش دارد. با پیشرفت در مواد و انواع چسب‌ها، اکثر کفش‌های اسپورت و راحتی، به راحتی اصلاح می‌شوند. در خصوص کفش‌های چرمی، اگرچه اصلاح آن‌ها دشوار نیست، اما در صورت اصلاح با اضافه کردن لیفت، شنک یا راکر می‌توانند سنگین و دست و پا گیر شوند. کفش‌هایی که زیره لاستیکی دارند، به راحتی اصلاح نمی‌شوند، همچنین کفش‌هایی با ویژگی‌های به اصطلاح ضربه‌گیری فوق‌العاده مانند کیسه‌های هوا، کیسه‌های ژل یا فنر نیز قابل اصلاح نیستند.

صرف نظر از اینکه آیا بیمار قطع عضو شده است یا خیر، اگر در فردی نوروپاتی حسی تشخیص داده شده باشد، قسمت بالایی کفش فرد باید از موادی ساخته شود که قابل تغییر شکل، کشش و تنفس باشد، مانند چرم. آستر داخلی کفش نیز مهم است. آستر پلاستازوت یا چرم انعطاف‌پذیر گزینه‌ای مطلوب است. امروزه کفش‌هایی که به صورت تجاری در دسترس هستند که با موادی آستر شده‌اند که رطوبت را از پوست دور می‌کند، مانند Gortex. یا دارای خواص ضد باکتریایی مانند X-static است. این موارد برای بیماران دیابتی نیز ضروری است.

کفش‌های High top (مانند بوت‌ها و نیم بوت‌ها) معمولاً برای بیمارانی که قطع عضو ترنس متاتارسال، لیسفرانس و چوپارت دارند، به خوبی کار می‌کنند، زیرا این کفش‌ها اتصال بیشتری بین پا و مچ پا ایجاد می‌کنند و به کفش اجازه می‌دهند کنترل (purchase) بهتری روی پا و ساق داشته باشند.

یک کفش blucher opening امکان افزایش سهولت در پوشیدن و درآوردن و قابلیت تنظیم بیشتر را نسبت به کفشی با balmoral opening فراهم می‌کند. این نوع باز شدن امکان تنظیم و فضا را در نواحی کف‌پا و جلوی پا فراهم می‌کند (نواحی که می‌توانند پس از قطع عضو افزایش حجم دهند). lace-to-toe یا کفش بعد از جراحی برای بیمارانی که قطع عضو پارشیال پا دارند بسیار خوب عمل می‌کند، اگرچه از نظر زیبایی معمولاً به اندازه بلوچر پذیرفته نمی‌شوند (شکل ۱).

شکل ۱. انواع بسته شدن کفش

از کفش‌های Slip-on shoes loafers یا کفش‌های مجلسی باید اجتناب کرد، زیرا اکثر آن‌ها به دلیل ماهیتشان تنگ و محدودکننده هستند. بیماران مبتلا به نوروپاتی حسی نباید کفش‌های تنگ بپوشند زیرا خطر قابل توجهی برای افزایش فشار سطحی و نیروی برشی روی پا دارند. و کفش slip-on loaferیا pump style به اندازه کافی قسمت پشتی پا را نمی‌پوشاند بنابراین برای بیمارانی که قطع عضو ترنس متاتارسال، لیسفرانس یا چوپارت داشته‌اند، کاربردی نیستند. کفش‌های بیماران مبتلا به قطع پارشیال فوت به نوعی سیستم بسته شدن نیاز دارند که روی پا قرار بگیرند -بند، بند و سگک یا Velcro.

هنگامی که از یک وسیله ارتوپدی مانند AFO یا پروتز استفاده می‌شود، یک کفش in-depth shoe یعنی کفشی با فضای اضافی در سراسر کفش و دارای یک یا چند کفی قابل جابجایی ترجیح داده می‌شود.

در پایی که دچار قطع عضو پارشیال شده است، فیت مناسب می‌تواند چالش برانگیز باشد. کفش‌ها طوری طراحی می‌شوند که در پای معمولی پهن‌ترین قسمت پا یعنی سینه پا در پهن‌ترین قسمت کفش قرار می‌گیرد. در بسیاری از موارد، قطع عضو پارشیال پا اینکه کدام ناحیه از پا گسترده‌تر است را تغییر می‌دهد یا آن را کوتاه می‌کند. این ممکن است مستلزم جفت نشدن کفش با یک کفش پهن‌تر و کوتاه‌تر در سمت آسیب دیده باشد.

موضوع استفاده از کفش کوتاه‌تر سفارشی در مقابل استفاده از یک کفش تمام قد برای افراد قطع عضو پارشیال پا در طول سال‌ها مورد بحث بوده است. برخی از نویسندگان کفش کوتاه‌تر را برای ایجاد تناسب بهتر برای پای باقی مانده توصیه کرده‌اند. کفش کوتاه‌شده می‌تواند کاربردی، مؤثر و راحت باشد، اما اغلب به دلایل عدم زیبایی، غیرقابل قبول تلقی می‌شود. مولر و استروبه(Mueller and Strube) کفش تمام قد را با کفی سفت و محکم توصیه می‌کنند، زیرا پس از آزمایش‌های گسترده هر دو نوع مشخص شد که این کفش برای افراد قطع عضو پارشیال پا کارآمدتر است.

اصلاحات کفش

راکرهای زیره کفش احتمالا رایج‌ترین نوع اصلاح کفش هستند. مخصوصا هنگام درمان قطع عضو پارشیال فوت و جلوگیری و درمان زخم و عفونت دیابتی کاربردی هستند.

همان طور که از نام آن‌ها پیداست راکرهای زیره کفش، بدون خم کردن پا یا کفش، پا را از هنگام تماس پاشنه با زمین (initioal contact) تا جدا شدن انگشت‌ها از زمین (toe off) حرکت می‌دهد. اساسا، زیره کفش به گونه‌ای طراحی شده است که شبیه پایه گهواره‌ی کودک باشد. به طور کلی، اثرات بیومکانیکی کف‌پا، بازیابی حرکت از دست رفته در پا و مچ پا به دنبال درد، بدشکلی، سفتی یا جوش خوردن است که منجر به بهبود کلی در راه رفتن می‌شود و اهمیت ویژه‌ای در پای دیابتی برای از بین بردن فشار کف پا در قطع عضو پارشیال پا دارد. راکر زیره به عنوان موثرترین راه برای برداشتن فشار از قسمت جلوی کف پا در نظر گرفته می‌شود. و همچنین یک روش منطقی است که به وسیله آن مرکز فشار (COP) می‌تواند به صورت قدامی از انتهای دیستال یا پایینی پای باقی مانده در یک قطع پارشیال فوت عبور کند.

در حالی که انواع مختلفی از راکر زیره کفش وجود دارد، انتخاب شکل و نوع راکر زیره براساس نیازهای هر فرد است.

برای بحث در مورد راکر زیره لازم است که دو اصطلاح کلیدی درک شود:

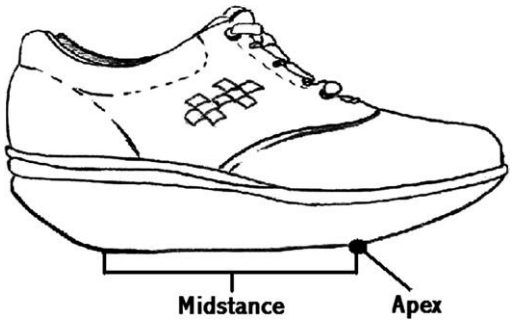
۱) وسط یا قسمتی از زیره که در هنگام ایستادن با زمین در تماس است.

۲) راس یا بالاترین نقطه زیره که در انتهای دیستال قسمت وسط پا قرار دارد.

این عبارات در شکل ۲ نشان داده شده‌اند. قرارگیری مناسب راس یا قله کلید موفقیت اصلاحات کفش است.

راس باید فقط درابتدای ناحیه‌ای قرار گیرد که در آن به کاهش فشار نیاز است. به عنوان مثال، اگر بخواهیم در قسمت جلوی پا فشار را کاهش دهیم، راس باید مستقیما پشت پنجه‌پا قرار گیرد. بسیاری از کفش‌های آماده برای پیاده روی و دویدن با

کفی نرم ساخته می‌شوند. این زیره ساده و متداول اغلب برای پایی که در معرض خطر نیست، کافی است. در واقع نشان داده شده است که کفش‌های مخصوص دویدن در کاهش فشار کف پا درقسمت جلوی پا بسیار موثر هستند.



شکل ۲. آناتومی راکر زیره

آن‌ها مقداری کمک و راحتی سر پنجه‌های پا و راه رفتن را فراهم می‌کنند. با این حال، برای بیمارانی که نیاز به کمک بیشتری دارند یا بدشکلی دارند یا مبتلا به نوروپاتی هستند یک راکر زیره سفارشی درنظر گرفته می‌شود. توضیحی در مورد ۶ نوع راکر زیره داده شده است:

Mild rocker sole، این پرکاربردترین راکر زیره است. با استفاده از یک فشار نرم در پاشنه و درانگشت‌پا، فشار خفیف سر پنجه‌ها را کاهش می‌دهد و با افزایش نیروی محرکه جلوی پا به راه رفتن کمک می‌کند. انواع دیگر راکهای زیره براساس تغییرات در این کفی اصلی ساخته می‌شوند (شکل ۳).

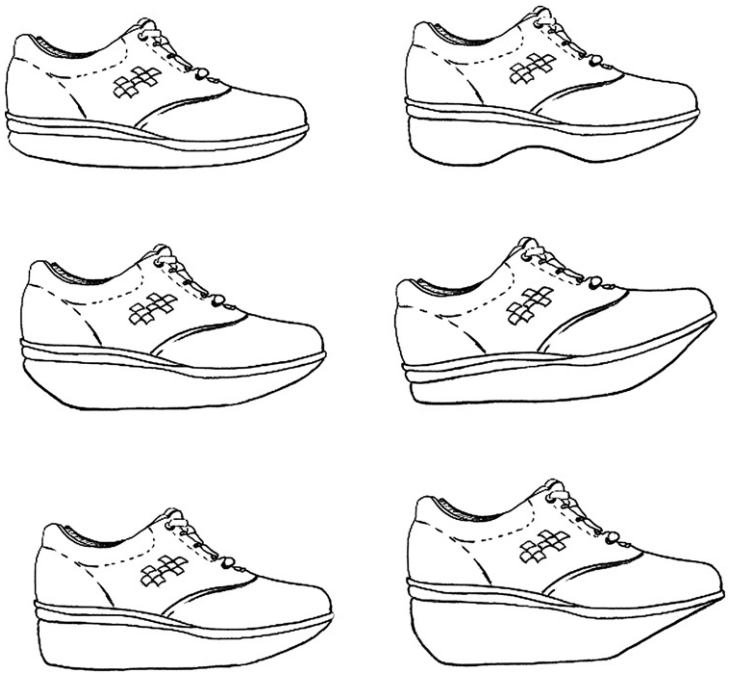
Heel-to-toe rocker sole، این نوع راکر زیره با برجسته کردن و تاکید بر زاویه در پاشنه و پنجه شکل می‌گیرد. هدف از این کار افزایش چشمگیر نیروی محرکه درهنگام جدا شدن انگشت پا از زمین و کاهش فشار در برخورد اولیه پاشنه با زمین است. همچنین نیاز به حرکت مچ پا را کاهش می‌دهد. این اصلاح ممکن است برای بیمارانی که دچار فیوژن مچ پا یا قطع عضو در سطح می‌انی پا شده‌اند، یا از ارتوزهای سخت مچ پا (AFO) استفاده می‌کنند، درنظر گرفته می‌شود (شکل ۳ را ببینید).

Toe-only rocker sole. این اصلاح هیچ پدی در ناحیه پاشنه ندارد، تنها یک پدگذاری زاویه‌ای در جلوی پا دارد که از قسمت می‌انه پا تا پشت پاشنه امتداد می‌یابد. این پد به گونه‌ای طراحی شده است که تحمل وزن را در قسمت سر پنجه‌ها افزایش می‌دهد، پایداری در قسمت می‌انی را فراهم می‌کند و نیاز به بالا آمدن (dorsi flexion)پنجه را کاهش می‌دهد. این حالت برای مدیریت و هدایت قسمت جلوی پا در بیماری که مشکلات ثبات و پایداری یا مشکل درحس عمقی را تجربه می‌کند، مفید است (شکل ۳ را ببینید).

Severe angle rocker sole، این اصلاح، زاویه بسیار بیشتر و شدیدتری نسبت به اصلاح نوع قبل در ناحیه انگشت پا دارد. هیچ پد زاویه‌ای در ناحیه پاشنه ندارد. این کفی به طور مشخص فشار تحمل وزن در قسمت انتهایی سینه پارا کاهش می‌دهد و برای تسکین زخم‌های شدید ناحیه سر پنجه‌ها یا نوک انگشت تجویز می‌شود. (شکل۳)

Negative heel rocker sole، این زیره با پدگذاری هم سطح با پاشنه شکل می‌گیرد که در واقع کم‌تر از ارتفاع کف پا در قسمت سینه پا است. هدف این اصلاح کاهش فشار در قسمت جلوی پا بوسیله انتقال آن به قسمت میانی و پاشنه پا است. زیرا اثر آن تا حدی بوسیله به حداقل رساندن ارتفاع کف پا از طریق کاهش ارتفاع پاشنه پا بدست می‌آید در صورتی که سایر انواع اصلاح‌ها ممکن است نیازبه افزودن مواد داشته باشند. این اصلاح برای افراد دارای نقص در تعادل و حس عمقی یا ناتوانی در دستیابی به دورسی فلکشن مچ پا به دلیل التهاب مفصل، جوش خوردن یا انقباض تاندون آشیل منع مصرف دارد (شکل ۳)

Double rocker sole، این نوع اصلاح از نظر فنی از دو راکر کوتاه‌تر میداستنس تشکیل شده و برای درمان پاتولوژی قسمت میانی پا استفاده می‌شود. درحالی که در کفش‌های اصلاح نشده و کفش‌های دارای انواع دیگر کفی فشار در قسمت میانی پا دو برابر می‌شود (در مقایسه با پای برهنه). این اصلاح را می‌توان برای برداشتن فشار از قسمت برجستگی‌های میانی پا مثل برجستگی قاعده متاتارس پنجم پا یا موارد مرتبط با بدشکلی‌های پای شارکو استفاده کرد (شکل ۳). در قطع پارشیال پا افزودن یک شنک فولادی یامیله کامپوزیت کربن گرافیت لازم است (شکل ۴).



شکل ۳. انواع راکر زیره

شکل ۴. شنک امتداد یافته

درد مزمن بعد از قطع عضو – بخش دوم و پایانی

ترمه پورغلام

دانشجوی کارشناسی ارشد ارتوز و پروتز، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی

درمان‌های دارویی

متداول‌ترین داروهای مورد استفاده برای درمان درد باقی‌مانده و فانتوم اندام‌ها عبارتند از اپیوئیدها، NSAIDها، داروهای ضد افسردگی و ضد تشنج‌ها هستند. اگرچه درک مکانیسم بی‌دردی و پاتوفیزیولوژی درد به طور قابل توجهی پیشرفت کرده است، ولی تا الان هیچ داروی جدیدی برای تجویز در این قسمت اضافه نشده است. در واقع، در طول نیم قرن گذشته، تعدادی از دسته‌ها و طبقه‌بندی‌های دارویی از درمان سنتی به حالت کلینیکال تغییر یافته‌اند و در حال گسترش هستند. دو نمونه از داروهای جدید شامل آنتاگونیست‌های گیرنده NMDA و مسدودکننده گیرنده کانال فعال کاتیونی، گیرنده گذرا زیرخانواده V عضو ۱ است که به نام کپسایسین شناخته می‌شود.

طی یک گزارش پایگاه داده کاکرین در مورد مداخلات دارویی برای درد اندام فانتوم مشخص شد که تنها ۱۳ مورد از ۵۸۳ مورد کیفیت خوبی داشتند. در ۳۷ عدد از این موارد در این گزارش، اکثر داروهای مورد مطالعه در کلاس‌های دارویی زیر قرار داشتند: آنتاگونیست‌های گیرنده NMDA، مواد افیونی، ضد تشنج‌ها، داروهای ضد افسردگی. ، کلسی تونین و بی‌حس‌کننده‌های موضعی.

بررسی‌های مختلف دیگر نیز از استفاده از دسته‌های دارویی حمایت می‌کنند. در میان طبقه‌بندی‌های داروها برای درمان درد اندام فانتوم، آنتاگونیست‌های گیرنده NMDA به طور گسترده مورد مطالعه قرار گرفته‌اند. آنتاگونیست‌های گیرنده NMDA با مسدود کردن پدیده wind-up در شاخ پشتی کار می‌کنند و باعث جلوگیری از تخلیه نابجا و حساسیت مرکزی می‌شوند.

مطالعه‌ای در مقایسه با گروه شبه داروها با استفاده از ۱۲۰ تا ۱۸۰ میلی گرم در روز دکسترومتورفان، کاهش ۵۰ درصدی درد مزمن اندام فانتوم را نشان داد در واقع نشان داده شده است که در کاهش درد اندام فانتوم می‌تواند موثر باشد. عوارض جانبی نامطلوب کتامین شامل توهمات بینایی است و استفاده طولانی مدت آن می‌تواند باعث آسیب کبدی شود. داروهای ضد تشنج معمولاً برای مدیریت انواع شرایط درد نوروپاتیک استفاده می‌شوند و بنابراین اغلب برای درد اندام فانتوم و درد باقیمانده اندام نوروپاتیک می‌توانند مورد استفاده قرار بگیرند. مطالعات نشان می‌دهد که گاباپنتین و هم‌نوع آن پرگابالین به زیر واحد α2δ-1 یک کانال ولتاژی کلسیمی متصل می‌شود. یک مطالعه اخیر نقش گیرنده α2δ-1 را روشن می‌کند. با اتصال به گیرنده α2δ-1، گاباپنتین از اتصال ترومبوسپوندین، یک عنصر کلیدی در تشکیل سیناپس‌های عصبی، جلوگیری می‌کند. از دست دادن اتصال ترومبوسپوندین به گیرنده α2δ-1 منجر به کاهش سیناپتوژنز سیستم عصبی مرکزی می‌شود و همین امر ممکن است تا حدی نمایانگر این باشد که که عملکرد گاباپنتینوئید در درمان درد چگونه است. دو کارآزمایی بالینی که به دنبال بررسی تأثیر مصرف گاباپنتین (۲۴۰۰ تا ۳۲۰۰ میلی گرم در روز به مدت ۶ هفته) هستند، نتایج متناقضی را نشان می‌دهند. با این حال، هنگامی که نتایج در یک بررسی سیستماتیک جمع‌آوری می‌شود، نتایج ترکیبی به نفع نقش گاباپنتین در کاهش درد اندام فانتوم است. اثرات نامطلوب گاباپنتین شامل آرام‌بخشی، ادم و افزایش وزن است. سایر داروهای ضد تشنج مانند توپیرامات (۸۰۰ میلی‌گرم در روز) در تعداد کمی از موارد به طور قابل‌توجهی درد اندام فانتوم را کاهش می‌دهند.

در میان داروهای ضد افسردگی مختلف، آمی‌تریپتیلین بهترین مورد بوده است. تصور می‌شود که آمی‌تریپتیلین بازجذب سروتونین و نور اپی‌نفرین را مهار می‌کند و منجر به افزایش مسیرهای مهاری نزولی می‌شود. یک کارآزمایی تصادفی بالینی توسط رابینسون و همکارانش نشان داد که یک کارآزمایی ۶ هفته‌ای آمی‌تریپتیلین با تیتراسیون تا ۱۲۵ میلی گرم در روز منجر به کاهش قابل توجه درد اندام فانتوم در مقایسه با دارونما نمی‌شود. در مقابل، کارآزمایی بالینی دوم توسط Wilder-Smith و همکارانش نشان داد که با استفاده از دوز متوسط ۵۶ میلی گرم در روز آمی‌تریپتیلین به مدت ۱ ماه در مقایسه با دارونما، کاهش قابل توجهی در درد اندام فانتوم رخ می‌دهد. خاصیت آنتی کولینرژیک این دارو باعث سه عارضه جانبی رایج می‌شود: خشکی دهان، احتباس ادرار و آرام بخشی. علاوه بر این، افزایش وزن نیز یک شکایت رایج بیماران است.

Arendt-Nielsen و همکاران دریافتند که کلسی تونین به عنوان یک درمان کمکی برای شرایط مختلف از جمله درد اندام فانتوم مفید است. اگرچه مکانیسم دقیق اثر ضد درد آن مشخص نیست، اما فرض بر این است که کلسی تونین بر مسیرهای مهاری نزولی در سیستم عصبی مرکزی تأثیر می‌گذارد. نتایج مختلط همکاری کلسی تونین را برای درد اندام فانتوم در کارآزمایی‌های بالینی نشان می‌دهد. مطالعه‌ای که توسط Eichenberger و همکارانش انجام شد، در این آزمایش از بیمارانی

با میانگین تقریباً ۱۱ سال درد اندام فانتوم استفاده شد. گروه درمان هیچ بهبودی در درد اندام فانتوم پس از تزریق کلسی تونین مشاهده نکردند. Jaeger و همکارانش بیمارانی را مورد مطالعه قرار دادند که در آن‌ها درد فانتوم اندام در هفته اول پس از قطع عضو ایجاد شده بود. در این آزمایش یک تزریق ۲۰۰ واحدی کلسی تونین به گروه مورد مطالعه انجام شد. در بیش از نیمی از بیماران، کاهش درد اندام فانتوم رخ داد و اثر این ماده تا یک سال باقی ماند. عوارض جانبی رایج استفاده از کلسی تونین شامل حالت تهوع و گرگرفتگی بود.

مواد افیونی مشخصاً مورد مطالعه‌ترین شکل بی‌دردی هستند. مورفین یک شبه افیونی اولیه مشتق شده از تریاک است، به یک گیرنده میکرو اپیوئید متصل می‌شود و اثر مهاری بر مسیر نزولی سیگنال درد دارد. چندین کارآزمایی بالینی در آزمایش از هر دو شکل خوراکی و وریدی مورفین در کاهش درد پس از قطع عضو استفاده کردند. در یک کارآزمایی بالینی، سه جلسه تجویز روزانه مورفین با بولوس ۰.۰۵ میلی گرم بر کیلوگرم و سپس تزریق داخل وریدی ۰.۲ میلی گرم بر کیلوگرم بود که طی این دوره ۴۰ دقیقه‌ای منجر به کاهش قابل توجه درد مزمن باقی مانده و درد اندام فانتوم در کوتاه مدت شد. گروه کنترل که لیدوکائین داخل وریدی را با دوز ۱ میلی گرم بر کیلوگرم دریافت می‌کردند و سپس تزریق ۴ میلی گرم بر کیلوگرم استفاده می‌کردند در طی این دوره ۴۰ دقیقه‌ای تنها شاهد کاهش درد در اندام باقی مانده خود بودند. در مطالعه دیگری، افرادی که از مورفین خوراکی (به میزان متوسط یعنی دوز ۱۱۲ میلی گرم در روز) استفاده کردند، کاهش قابل توجهی در درد (بیش از ۵۰٪) در طول یک دوره آزمایشی ۸ هفته‌ای نشان دادند. گروه کنترل که مکزیلتین خوراکی دریافت کردند، هیچ بهبودی در درد باقیمانده و فانتوم اندام نشان ندادند. محدودیت عمده هر دو مطالعه، مدت کوتاه پیگیری بود.

کارآزمایی بالینی دیگری به بررسی اثربخشی مورفین طی یک دوره طولانی پرداخت. برای کاهش درد از دوزهای بین ۷۰ تا ۳۰۰ میلی گرم در روز طی این آزمایش استفاده شد. اثر این دارو در پیگیری‌های ۶ و ۱۲ ماهه باقی ماند. ترامادول یک داروی منحصر به فرد است. به عنوان یک مخدر ضعیف عمل می‌کند و همچنین بازجذب سروتونین و نور اپی‌نفرین را مهار می‌کند. تا سال ۲۰۱۴، ترامادول به عنوان یک ماده کنترل شده طبقه‌بندی نمی‌شد، که منجر به استفاده گسترده شد. مطالعه‌ای توسط Wilder-Smith و همکارانش نشان داد که درمان با میانگین دوز ترامادول ۴۴۸ میلی‌گرم در روز به مدت ۱ ماه منجر به تسکین درد باقی‌مانده و فانتوم اندام خواهد شد.

هنگام تجویز مواد افیونی، مهم است که عوارض احتمالی را که در اثر مصرف طولانی مدت ایجاد می‌شود را در نظر داشت. استفاده طولانی مدت از مواد افیونی می‌تواند منجر به پوکی استخوان، سرکوب عملکرد غدد درون ریز، ایجاد پردردی ناشی از مواد افیونی، یبوست و اختلال خواب شود. یک اعتیاد فیزیکی بوسیله وجود علائم ترک در هنگام قطع ناگهانی دارو مشخص

می‌شود. بنابراین، قبل از قطع مصرف، دوز مواد افیونی باید به تدریج کاهش یابد. یک اعتیاد روانی بوسیله مصرف یک ماده افیونی برای چیزی غیر از تسکین درد مشخص می‌شود. استفاده نادرست از مواد افیونی ممکن است شامل مصرف بیش از دوز تجویز شده یا هدایت (به اشتراک‌گذاری یا فروش) داروها به دیگران باشد. استفاده از ارزیابی ریسک و استراتژی کاهش می‌تواند به بهبود این مشکلات کمک کند. چنین برنامه‌هایی شامل استفاده از پرسشنامه‌ها برای ارزیابی الگوهای مصرف، به‌روزرسانی دوره‌ای رضایت‌های آگاهانه مواد افیونی، شمارش قرص‌ها، انجام غربالگری ادراری داروها و آگاهی از پایگاه‌های اطلاعاتی دارویی دولتی است.

هنگام تجویز چندین داروی مختلف، مهم است که از اثرات پلی فارمسی آگاه باشید. هنگام تلاش برای درمان درد مزمن، استفاده از چندین دارو رایج است. عوارض تهدیدکننده زندگی، مانند سندرم سروتونین و طولانی شدن Q-T، می‌تواند با استفاده از داروهای ضد افسردگی و مواد افیونی خاص رخ دهد. مشارکت یک فارماکولوژیست بالینی برای کمک به مدیریت بیماران مبتلا به درد مزمن می‌تواند یک مزیت بزرگ باشد زیرا او می‌تواند در مشاوره بیماران و نظارت بر استفاده صحیح از داروها کمک کند.

مهم است که به خاطر داشته باشید که فقدان شواهد با کیفیت لزوماً مانع استفاده از دسته خاصی از داروها نمی‌شود. با این وجود، مطالعات با شواهد قوی‌تر به هدایت بهتر فرآیندهای تصمیم‌گیری بالینی کمک می‌کند. در عمل بالینی، بسیاری از داروهایی که قبلاً ذکر شد و داروهای در کلاس‌های مشابه برای مدیریت درد قطع عضو استفاده می‌شوند.

درمان‌های طب مکمل و جایگزین

با توجه به تعداد واکنش‌های نامطلوب مرتبط با بسیاری از درمان‌های دارویی درد پس از قطع عضو، جای تعجب نیست که بسیاری از بیماران و ارائه دهندگان استفاده از مداخلات غیردارویی را بررسی کنند. مزیت استفاده از انواع درمان‌های مکمل و جایگزین[1] (CAM) برای درمان درد این است که در مقایسه با روش‌های دارویی یا تهاجمی، نسبتاً ساده و با حداقل خطر هستند. بسیاری از گزارش‌های موردی و مطالعات کنترل‌نشده حاکی از اثرات مفید روش‌هایی مانند طب سوزنی، بیوفیدبک، تصورات هدایت‌شده، یوگا، تای چی، آرام‌سازی درمانی و تحریک مغناطیسی ترنس‌کرانیال است. متأسفانه، کیفیت شواهدی که به نفع استفاده از این استراتژی‌ها باشد، هنوز وجود ندارد. تکنیک TENS به طور گسترده برای درمان انواع بیماری‌های اسکلتی عضلانی استفاده می‌شود و در بیماران مبتلا به درد پس از قطع عضو نیز مورد مطالعه قرار گرفته است. یک بررسی

1. Complementary and Alternative Medicine

کاکرین در مورد استفاده از TENS با درد اندام باقیمانده و فانتوم نشان می‌دهد که اگرچه هیچ کارآزمایی بالینی‌ای در دسترس نیست، اما روند مثبتی به سمت کاهش درد پس از قطع عضو وجود دارد.

در میان درمان‌های مختلف CAM، آینه درمانی[1] احتمالاً بیشترین توجه را به خود جلب کرده است. Ramachandran و ۱۵ همکارانش مطالعات خود را در سال ۱۹۹۲ برای اولین بار معرفی کردند. آینه درمانی شامل قرار دادن آینه در کنار اندام سالم برای ایجاد تقلید بصری از اندامی است که در آن عضو قطع شده است. (شکل ۱). تمرین‌هایی که شامل حرکت اندام سالم و تجسم آن در آینه است، برای معکوس کردن قطع ارتباط بین بازخورد بینایی و حس عمقی یک اندام قطع شده بازنگری شده است. یک مطالعه MRI عملکردی توسط Foell و همکاران وی نشان داد که آینه درمانی می‌تواند سازماندهی ناسازگار قشر مغز را در قشر اولیه حسی تنی (primary somatosensory) معکوس کند و سطح فعالیت را در قشر جداری تحتانی کاهش دهد. مطالعه Foell و همکاران همچنین نشان داد که بیمارانی که telescoping کمتری از اندام فانتوم داشتند، بیشتر از آینه درمانی بهره خواهند برد. یک کارآزمایی بالینی توسط Chan و همکاران نشان داد که پس از ۴ هفته آینه‌درمانی، همه بیماران در گروه آینه‌درمانی کاهش درد را با میانگین ۲۴ میلی‌متر کاهش درد در مقیاس آنالوگ بصری گزارش کردند، در حالی که گروه کنترل هیچ‌کدام از این موارد را نشان ندادند. در کارآزمایی بالینی از نوع crossover بعدی بیماران نشان دادند که سطح مشابهی از مزیت با آینه درمانی حفظ شده است. نتایج یک سری موارد کوچک نشان می‌دهد که آینه‌درمانی نیز ممکن است در درمان پیشگیرانه درد اندام فانتوم نقش داشته باشد.

شکل ۱. A، عکس بالینی از یک بیمار با آمپوتاسیون ترنس تیبیال راست که در آینه درمانی شرکت کرده است. B، عکس بالینی از همان بیمار که اثر آینه درمانی را برای درمان درد اندام فانتوم نشان می‌دهد.

1. mirror therapy

یک کارآزمایی بالینی که درمان شناختی رفتاری به همراه آینه درمانی را در ۵۹ بیمار مورد بررسی قرار داد، نشان داد که تفاوتی در کاهش اضطراب یا درد در گروه درمان شناختی رفتاری به همراه آینه درمانی در مقایسه با گروهی که فقط روان درمانی حمایتی دریافت کردند، وجود نداشت. با این حال، کارآزمایی بالینی دیگری که اثربخشی سه جلسه هیپنوتیزم را بررسی کرد، کاهش درد اندام باقیمانده و فانتوم در نمره پرسشنامه درد مک گیل در مقایسه با گروه کنترل پس از ۴ هفته درمان نشان داد که هیپنوتیزم در درمان موثر است.

نیاز آشکاری برای مطالعات طراحی شده‌ای وجود دارد که درمان‌های مختلف CAM را بررسی می‌کنند. با این حال، با توجه به نسبت ریسک به سود مطلوب، استفاده از درمان‌های CAM باید نقش مهمی در استراتژی درمان چندوجهی برای مدیریت درد مزمن پس از قطع عضو داشته باشد.

تکنیک‌های مداخله‌ای

عصب محیطی یک هدف قابل دسترس برای درمان درد مزمن پس از قطع عضو است. انواعی از عوامل مانند سم بوتولینوم، کورتیکواستروئید، بی‌حس‌کننده موضعی، عوامل نورولیتیک (به عنوان مثال، الکل، فنل)، و بیولوژیک (به عنوان مثال، فاکتور نکروز تومور) در داخل و اطراف نوروما برای درمان درد پس از قطع عضو از طریق تزریق پیشنهاد شده است. سم بوتولینوم ممکن است در کاهش‌تخلیه نابجا در نوروما و تخلیه ماده P (یک انتقال دهنده عصبی) در گانگلیون ریشه پشتی نقش داشته باشد. تصور می‌شود که کورتیکواستروئید و فاکتور نکروز تومور به واسطه اثرات ضد التهابی خود عمل می‌کنند. یک کارآزمایی بالینی که به تزریق سم بوتولینوم در مقابل تزریق متیل پردنیزولون استات-لیدوکائین در امتداد نوروما پرداخته بود، نشان داد که تسکین فوری و پایدار درد باقیمانده اندام در هر دو گروه در طی ۶ ماه رخ داد، اما آن‌ها هیچ تاثیری بر درد اندام فانتوم نداشتند. از بین روش‌های درمانی موجود در درمان درد پس از قطع عضو این روش امیدوارکننده بود، فقدان شواهد با کیفیت بالا برای حمایت از این مداخلات هنوز به صورت یک ضعف بزرگ باقی مانده است.

عصب‌زدایی[1] موضعی اعصاب محیطی با استفاده از فرکانس رادیویی به طور گسترده‌ای برای درمان درد ستون فقرات استفاده می‌شود. این فرآیند شامل قرار دادن یک پروب روی یا نزدیک عصب محیطی و گرم کردن پروب تا دمای ۸۰ درجه سانتیگراد است. برای درد پس از قطع عضو، تعدادی گزارش محدود نشان می‌دهد که فرکانس رادیویی پالسی با هدف قرار دادن نوروما می‌تواند موثر باشد. مزیت قابل توجه فرکانس رادیویی پالسی نسبت به فرکانس رادیویی معمولی این است که فرکانس رادیویی

1. denervation

پالسی باعث آسیب دائمی به ساختارهای اطراف نمی‌شود زیرا دمای پروب RF از ۴۲ درجه سانتی گراد تجاوز نمی‌کند. تا به امروز هیچ عارضه‌ای در ارتباط با فرکانس رادیویی پالسی گزارش نشده است و این روش ممکن است ایمن‌تر از ablation حرارتی یا cryoablation[1] باشد. مکانیسم بی‌دردی پالس RF به طور کامل شناخته نشده است. با این حال، چندین مطالعه گزارش می‌دهند که فرکانس رادیویی پالسی یک میدان الکتریکی در امتداد عصب اعمال می‌کند که منجر به اختلال طولانی مدت سیگنال درد می‌شود.

درمان‌های جراحی

مدیریت جراحی درد پس از قطع عضو باید برای موقعیت‌هایی که درمان‌های محافظه‌کارانه شکست خورده‌اند، اختصاص یابد. مداخلات جراحی شامل برش استخوان هتروتوپیک، برداشتن نوروما، یا کاشت الکترودها در عصب محیطی، نخاع یا عمق مغز باشند. استخوان‌سازی هتروتوپیک[۲] (HO) تشکیل استخوان لایه لایه بالغ خارج از بافت استخوانی است. این برجستگی‌های استخوانی می‌تواند منجر به درد باقیمانده اندام و کاهش استفاده از پروتز شوند. تشکیل HO به ویژه پس از آسیب‌های انفجاری شایع است. در گروهی متشکل از ۲۱۳ بیمار با آسیب‌های مربوط به جنگ، شیوع HO تقریباً ۶۳٪ برآورد شد. اگرچه بروز HO در این جمعیت زیاد است، اما کمتر از ۱۰ درصد از بیماران به جراحی نیاز دارند. میزان موفقیت‌آمیز رزکشن[۳] در بیش از ۸۳ درصد بیماران گزارش شده است، که اکثر آن‌ها می توانند پس از ۱ سال مصرف داروهای اپیوئید و/یا داروهای ضد درد نوروپاتیک را متوقف کرده یا به طور قابل توجهی کاهش دهند.

همانطور که قبلا توضیح داده شد، تشکیل نوروما پس از قطع عصب محیطی مورد انتظار است. با این حال، همه نوروماها علامت‌دار نیستند. چندین مطالعه تخمین می‌زنند که نوروماهای علامت‌دار تقریباً در ۱۳ تا ۳۲ درصد از افراد با قطع عضو اکتسابی رخ می‌دهد. برداشتن نوروما با جراحی گاهی اوقات زمانی لازم است که سایر روش‌های محافظه کارانه ناموفق باشند. رایج‌ترین روش برداشتن نوروما شامل برش عصب پروگزیمال به نوروما و سپس سرکوب انتهای عصب در پروگزیمال عضله برای محافظت از آن در برابر تحریک مکانیکی است. اگرچه بیماران منتخبی که تحت رزکشن نوروما قرار گرفته‌اند، تسکین فوق العاده درد باقیمانده اندام را گزارش می‌دهند، اما عود این حالت حتی پس از چندین سال شایع است. برخی از مطالعات از قرار دادن کلاهک سیلیکونی در انتهای نوروما حمایت می‌کنند، اگرچه این عمل به طور گسترده مشاهده نشده است. استفاده

---

۲. روشی است که در آن از یک مایع بسیار سرد یا ابزاری به نام کرایوپروب برای انجماد و از بین بردن بافت‌های غیر طبیعی استفاده می‌شود.

2. Heterotopic Ossification

۳. Resection: فرآیند بریدن بافت یا بخشی از یک اندام

از سونوگرافی و نوروگرافی رزونانس مغناطیسی ممکن است در برنامه ریزی قبل از جراحی برای کمک به تعیین محل بهتر نوروما‌ی علامت دار مفید باشد.

نوآوری‌های اخیر جراحی شامل استفاده از عصب‌دهی مجدد هدفمند عضلانی[1] (TMR) برای درمان درد نوروما‌ی پس از قطع عضو است. TMR شامل اتصال مجدد اعصاب محیطی قطع شده به صفحات انتهایی حرکتی عضلات باقیمانده اندام است. اگرچه این تکنیک در ابتدا برای افزودن مکان‌های کنترل میوالکتریک برای استفاده شهودی‌تر از پروتز طراحی شده بود، اما یک مطالعه گذشته‌نگر روی ۱۵ بیمار دچار درد نوروما‌ی پس از قطع عضو که تحت TMR قرار گرفتند، نشان داد که ۱۴ بیمار بهبود کامل درد خود را تجربه کردند. اعتقاد بر این است که TMR به کاهش درد کمک می‌کند زیرا عصب دهی مجدد عصب باقیمانده به شاخه عصب حرکتی گیرنده، بازسازی سازمان یافته عصبی را تشویق می‌کند، بنابراین از عود نوروما جلوگیری می‌کند. Pet و همکاران اثر کاشت عصب هدفمند را در جلوگیری از درد ناشی از نوروما در دو گروه بوسیله کاشت یک عصب دیستال به بخش عصب‌زدایی شده یک نقطه حرکتی در عضله مجاور مطالعه کردند. در این مطالعه، گروه اول برای جلوگیری از بروز نوروما در حین آمپوتاسیون حاد، کاشت عصب هدفمند را دریافت کردند، در حالی که گروه دوم در حین برداشت نوروما تحت کاشت عصب هدفمند قرار گرفتند. ۱۱ نفر از ۱۲ بیمار در گروه اول و ۲۳ نفر از ۲۹ بیمار در گروه دوم با میانگین پیگیری ۲۲ ماهه فاقد نوروما بودند.

شواهدی وجود دارد که نشان می‌دهد جراحی ترمیمی عصب محیطی نیز ممکن است به کاهش درد اندام فانتوم کمک کند. فرضیه جراحی ترمیمی عصب محیطی برای قطع ورودی ریشه عصبی آوران مضر از محیط و جلوگیری از ایجاد حساسیت مرکزی است. در این مطالعه، عصب سیاتیک در جهت طولی نزدیک به حفره پوپلیتئال به نصف تقسیم می‌شود. سپس پایانه‌های عصبی به صورت انتها به انتها دوباره به هم وصل می‌شوند. ۱۴ نفر از ۱۵ بیمار کاهش قابل توجهی در درد اندام فانتوم و همچنین کاهش دفعات وقوع را تجربه کردند که هر دو بعد از ۱ سال ادامه یافتند.

کاشت محرک‌های عصبی برای درمان سندرم کمر شکست خورده و سندرم درد منطقه ای پیچیده رایج است. مطالعات متعدد همچنین استفاده از محرک نخاع، سیستم عصبی محیطی و تحریک عمیق مغز را برای درد پس از قطع عضو توصیف کرده‌اند. تصور می‌شود که این سیگنال‌های تحریکی با مهار انتقال سیگنال‌های درد (نظریه کنترل دروازه) عمل می‌کنند. اگرچه بیشتر گزارش‌های موجود در مقالات از سری موارد کوچک یا بررسی‌های گذشته‌نگر هستند، اما میزان موفقیت محرک نخاع و تحریک عمیق مغز به ترتیب از ۱۴٪ تا ۸۳٪ و ۲۰٪ تا ۹۷٪ است که اثرات آن معمولاً چندین سال طول می‌کشد.

1. targeted muscle reinnervation

تحریک عصب محیطی نیز ممکن است برای درد پس از قطع عضو مفید باشد. پیشرفت‌های اخیر با استفاده از راهنمایی اولتراسونوگرافی برای قرار دادن هدایتگر زیرپوستی در امتداد بسته عصب دیستال، روشی کمتر تهاجمی را ارائه می‌دهد. در مطالعه‌ای توسط Rauck و همکاران، ۱۶ فرد قطع عضو اندام تحتانی با درد باقی‌مانده و/یا فانتوم اندام تحت یک آزمایش خانگی ۲ هفته‌ای تحریک عصب محیطی از راه پوست قرار گرفتند. استفاده از یک طراحی جدید و تک تماسی که به طور انتخابی فیبرهای حسی هدف را در فاصله ۰.۵ تا ۳ سانتی متری عصب هدف تحریک می‌کرد، منجر به پارستزی راحت و بدون تحریک عضلانی ناخواسته شد. ۹ نفر از ۱۶ بیمار که تحریک را تحمل کردند، بیش از ۵۰ درصد کاهش درد و همچنین کاهش متناظر در شاخص ناتوانی و بهبود پایدار را در ۴ هفته پس از پایان تحریک گزارش کردند.

جهت‌گیری‌های آینده

برای روشن شدن بهتر تغییرات پاتوفیزیولوژیکی که در داخل سیستم عصبی پس از قطع عضو رخ می‌دهد، به تحقیقات مداوم نیاز دارد. علاوه بر این، مطالعات اثربخشی مقایسه‌ای برای کمک به هدایت فارماکولوژیک بهینه وجود ندارد. راهبردهای مداخله‌ای غیردارویی به عنوان معیارهای نتیجه برای چنین مطالعاتی باید فراتر از شدت درد گسترش یابد و شامل معیارهای عملکرد، کیفیت زندگی و رفتار باشد. در آینده، نشانگرهای زیستی برای درد، تعیین توالی ژنوم، آزمایش تک تک سلول‌های عصبی و تصویربرداری عصبی ممکن است به تعریف دقیق‌تر فنوتیپ‌های مختلف درد و انتخاب بهتر درمان‌های فردی و به حداقل رساندن اثرات نامطلوب کمک کنند. هدف قرار دادن مسیرهای درد مبتنی بر مکانیسم خاص ممکن است بهترین رویکرد درمانی باشد.

خلاصه

با توجه به پیش بینی افزایش شیوع قطع عضو و از دست دادن اندام، مواردی مثل مدیریت موثر درد در مراحل حاد، تحت حاد و مزمن مراقبت از افراد قطع عضو از اهمیت حیاتی برخوردار است. در صورت عدم درمان، تغییرات پاتوفیزیولوژیک در سیستم عصبی محیطی و CNS ممکن است درد حاد را به درد مزمن تبدیل کند. درد مزمن را نه تنها باید به عنوان یک سری علائم، بلکه یک حالت بیماری در درون خود در نظر گرفت. اگرچه ارزیابی و مدیریت صحیح بیماران مبتلا به درد مزمن پس از قطع عضو همچنان چالش برانگیز است، اما درک کامل‌تر از عوامل مختلف درد و فیزیولوژی درد می‌تواند به هدایت بهتر عمل بالینی کمک کند.

اگر چه فراتر از محدوده این فصل است، اما مدیریت سندرم‌های درد مزمن پیچیده پس از قطع عضو اغلب نیاز به دخالت چندین تخصص و متخصص دارد. یک تیم مدیریت درد ایده آل باید شامل یک پزشک متخصص در مدیریت درد، یک روانپزشک یا روانشناس، یک فیزیوتراپیست، یک کاردرمانگر و یک ارائه دهنده خدمات پروتزی ماهر و آگاه در پزشکی یکپارچه باشد. اعضای تیم باید در مشاوره خود به بیماران برای تعیین انتظارات واقع بینانه که اهداف مبتنی بر عملکرد را در بر می‌گیرد، به جای تمرکز صرف بر کاهش شدت درد، ثابت قدم و قاطع باشند. با استفاده از این رویکرد همراه با ترکیبی از راهبردهای دارویی و غیردارویی، منطقی است انتظار داشت که بیماران بتوانند بهتر با درد خود کنار بیایند، استقلال عملکردی خود را بهبود بخشند و مشارکت فعال‌تری را با خانواده و جوامع خود دنبال کنند.

مروری بر ایندیکیتورهای رادیوگرافیک اسکولیوز

والا رضوی

دانشجوی کارشناسی ارشد ارتوز و پروتز دانشگاه علوم پزشکی ایران

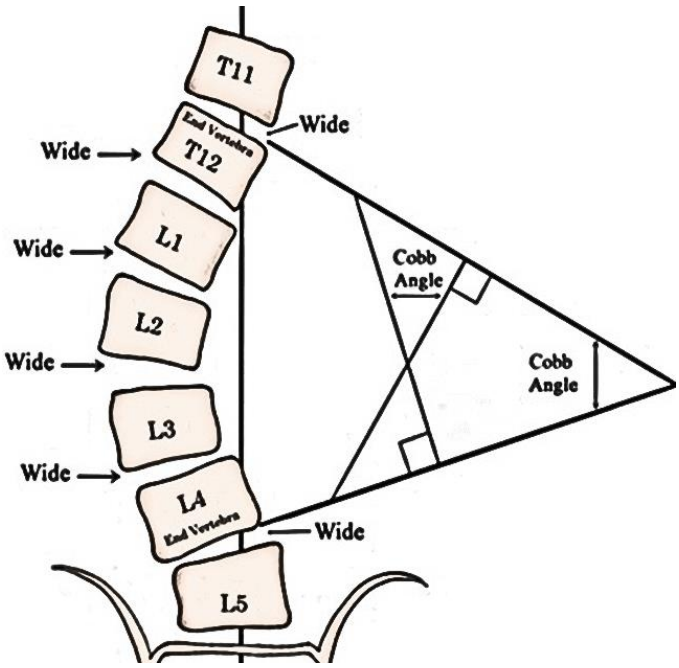
مقدمه

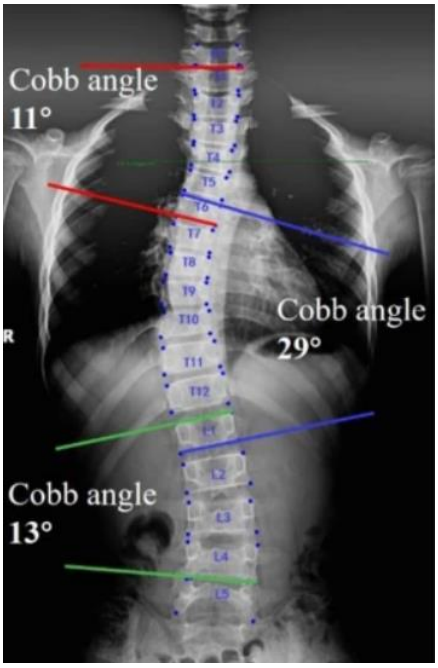
در ابتدا تعریف کوتاهی از اسکولیوز را ارایه می‌دهیم: به انحراف ستون فقرات در هر سه صفحه که در صفحه‌ی کرونال بیشتر از ۱۰ درجه باشد اسکولیوز گفته می‌شود.

در عکس‌های رادیوگرافیک شاخصه‌هایی که در این بدشکلی وجود دارد به ما به عنوان تیم درمان کمک می‌کند که علاوه بر تشخیص میزان پیشرفت دفورمیتی، پیش آگهی آن و همچنین پروسه‌ی درمان برای شخص درگیر را دقیق‌تر و موثرتر پایه‌ریزی کنیم.

Cobb angle:

شاخصه‌ی اول که رایج‌ترین شاخص برای بررسی اسکولیوز است cobb angel است که میزان انحراف جانبی ستون فقرات را می‌سنجد. اندازه‌گیری آن به این صورت است که مهره‌های انتهایی دو سر انحنا را یافته و مماس بر end plate آن‌ها دو خط رسم می‌کنیم، زاویه‌ای که دو خط در محل تقاطع ایجاد کنند زاویه‌ی کاب نامیده می‌شود.



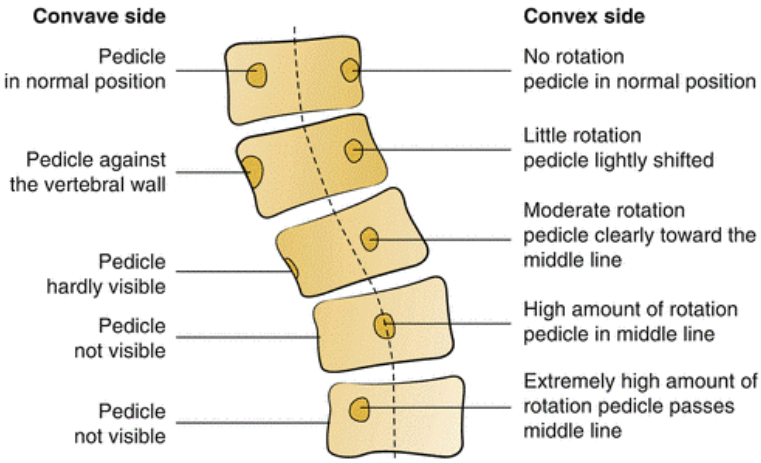


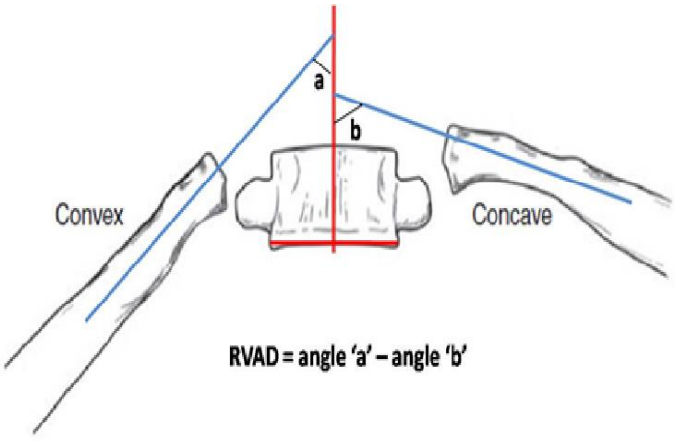
حال سوالی که مطرح می‌شود این است که چگونه مهره‌های انتهایی را تشخیص دهیم؟

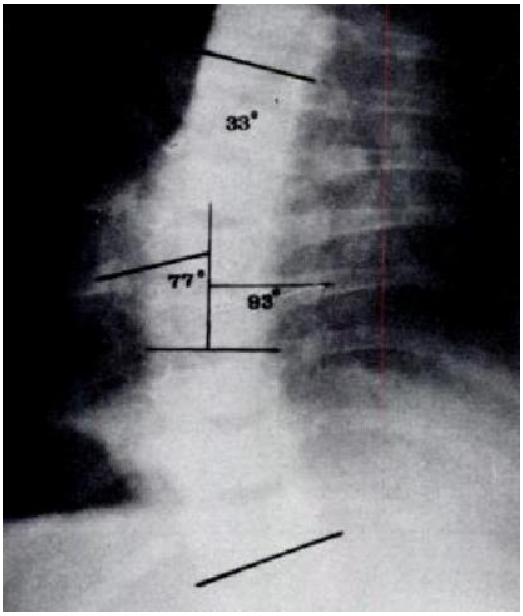
همانطور که ذکر شد این دفورمیتی در هر سه صفحه در ستون فقرات رخ می‌دهد فلذا روتیشن هم در ستون فقرات قابل مشاهده خواهد بود به صورتی که در عکس رادیوگرافی اولین مهره‌ای که دچار چرخش پدیکل شده است مهره‌ی انتهایی بالایی قوس است و هرچقدر به سمت مهره‌ی apical قوس پیش برویم چرخش پدیکل بیشتر شده و با پیشروی بیشتر به سمت انتهای قوس مجددا چرخش مهره و در نتیجه انحراف پدیکل‌ها کمتر می‌شود و مهره‌ی انتهایی تحتانی قوس هم قابل تشخیص است، بنابراین مهره‌ای که بیشترین چرخش را دارد راس قوس و مهره‌هایی که کمترین چرخش را دارند مهره‌های انتهایی هستند.

:(rib vertebra angle difference) RVAD

برای به دست آوردن این شاخصه یک خط عمود به end plate مهره راسی رسم می‌شود و سپس در هر یک از دو دنده متناظر با مهره‌ی راسی از mid neck به mid head دنده یک خط رسم می‌شود و زاویه‌ی هر یک از آن‌ها را با خط عمودی بدست می‌آوریم، اختلاف بیشتر از ۲۰ درجه بین این دو زاویه نشان دهنده پیشرفت زیاد بد شکلی است، RVAD مهمترین شاخصه برای تعیین severity (شدت) دفورمیتی است، هرچه RVAD بیشتر باشد میزان چرخش ستون فقرات بیشتر است.

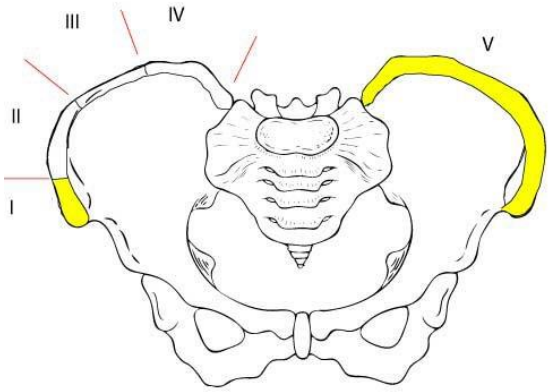






Risser sign:

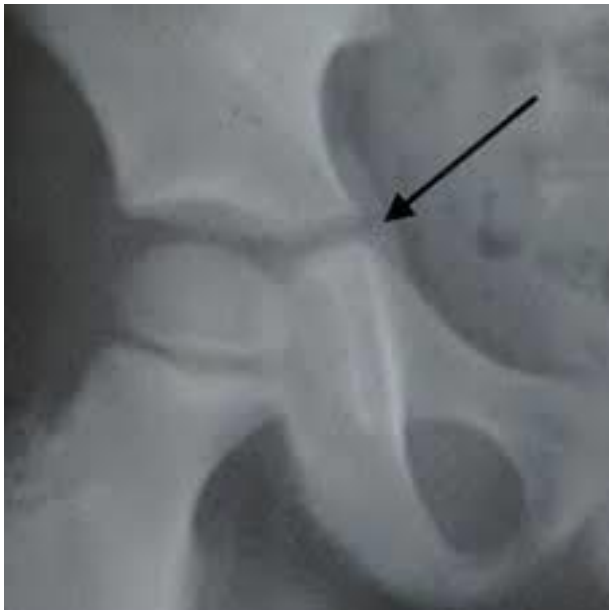
میزان رشد باقیمانده از فرد درگیر در برنامه‌ریزی درمانی درمانگر اهمیت دارد بنابراین می‌توان از risser sign برای پی بردن به این امر استفاده کرد در بالای ایلیاک کرست یک غضروف وجود دارد که با توجه به سن و میزان بلوغ فرد میزان استخوانی شدن آن متغیر است به این صورت که هرچه استخوانی شدن غضروف از سمت antrolateral به سمت postromedial یا به عبارتی به سمت ستون فقرات بشتر باشد رشد استخوانی فرد محدودتر شده است، اگر کل غضروف استخوانی شده باشد یعنی بلوغ استخوانی شخص کامل شده است.

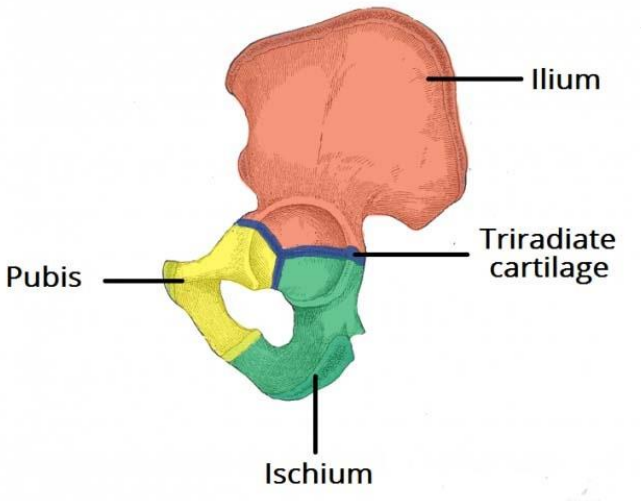


Risser Sign

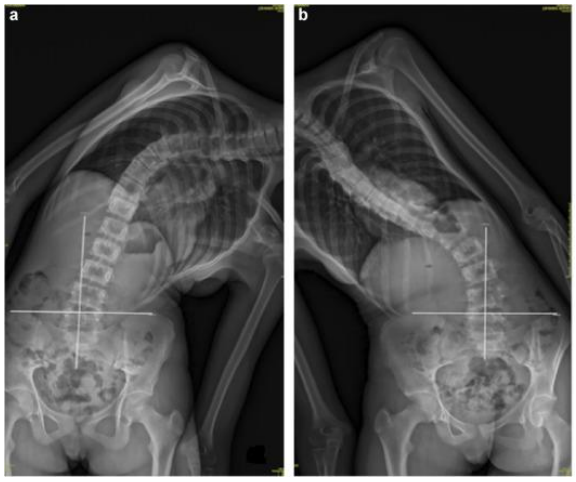
TRC (Triradiate cartilage):

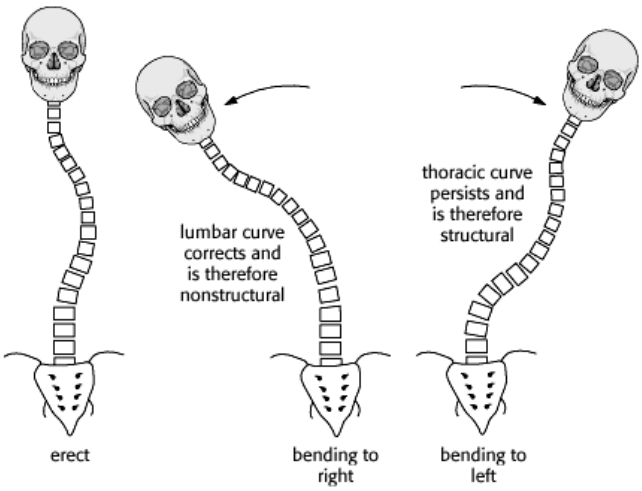
از آنجایی که PHV (peak height velocity) در پیشرفت اسکولیوز موثر است بنابراین وجود یا عدم وجود TRC می‌تواند برای ما بسیار کمک‌کننده واقع شود، TRCغضروفی Y شکل در محل اتصال سه استخوان پوبیس، ایسکیوم و ایلیوم در حفره استابلوم است. بنابراین در عکس‌های نمای کرونال می‌توان آن را به شکل یک شکاف مشاهده کرد، نکته‌ای که وجود دارد این است که این غضروف مدت کمی پس از جهش قدی فرد بسته می‌شود بنابراین اگر در عکس رادیوگرافی شکافی رادیو لوسنت در محلTRC دیده شود یعنی فرد هنوز PHV را نگذرانده است و اگر این شکاف دیده نشود یعنی غضروف استخوانی شده و فرد جهش قدی‌اش را پشت سر گذاشته.





در اسکولیوزهایی با دو قوس یا بیشتر چه در درمان جراحی و چه در درمان‌های ارتزی structural بودن یا نبودن قوس‌ها اهمیت زیادی دارد برای مشخص کردن نوع قوس کافی است بیمار به حالت سوپاین بخوابد و تا حد ممکن خودش را به سمت تحدب قوس خم کند، اگر زاویه قوس به زیر ۲۵ درجه رسید آن قوس ساختاری نیست ولی اگر همچنان بیشتر از ۲۵ درجه باشد آن قوس یک قوس استراکچرال به حساب می‌آید. به علت position بیمار حین تصویربرداری به این نما lateral bending view گفته می‌شود.





منابع

1. Canale ، S. Terry، . Beaty ، James H. . Campbell's Operative Orthopaedics E-Book: Expert Consult Premium Edition - Enhanced Online Features. United Kingdom: Elsevier Health Sciences ، 2012.

2. Janicki ،Joseph A ، .and Benjamin Alman. "Scoliosis: Review of diagnosis and treatment. " *Paediatrics & child health* 12 ،no. 9 (2007): 771-776.

درک و انتخاب پاهای پروتزی – بخش دوم و پایانی

ذاکر قاطع

دانشجوی کارشناسی ارشد ارتوز و پروتز، دانشگاه علوم پزشکی ایران

ویژگی‌های عملکردی و ظاهر پاهای پروتزی موجود

پاهای پروتزی با سطح عملکردی ۱

پای (SACH) solid-ankle cushion-heel[1] (شکل ۱) پایه‌ای‌ترین پای پروتزی موجود است. فقط برای کسانی که توانایی عملکرد و پتانسیل حرکت محدود دارند توصیه می‌شود. پای SACH در درجه اول برای انتقال و جابجایی محدود ارائه می‌شود. مچ پای ثابت و پاشنه‌ی نرم این پا به آن توانایی جذب برخورد پاشنه (heel strike) را می‌دهد اما کمترین بازگشت انرژی و پشتیبانی قدامی را فراهم می‌کند. تولیدکنندگان زیادی وجود دارند که نسخه‌ای از پای SACH را تولید می‌کنند که به راحتی از یک بلوک چوبی یا پلاستیکی با یک بالشتک نرم در زیر قسمت پاشنه و انگشتان لاستیکی ساخته می‌شود. از آنجا که پای SACH فاقد قطعات متحرک است، تا زمان فرسوده شدن پا، تعمیر و نگهداری کمی لازم دارد، اما در زمان فرسودگی باید تعویض شود. با این حال، هیچ وسیله‌ای خراب نشدنی نیست و با توجه به افزایش روز افزون بیش از حد وزن جامعه، باید مراقب تهیه یک پای پروتزی با تحمل وزن مناسب برای جلوگیری از آسیب و خرابی بود. اگر یک پای SACH به اندازه کافی محکم نباشد که بتواند از یک فرد بسیار سنگین وزن پشتیبانی کند، ممکن است به یک پای کامپوزیت کربنی نیاز باشد (به پاهای K3 مراجعه کنید). پاهای تک محوره (Single axis) با مفصل مچ پای چرخشی نیز برای سطح K1 مناسب هستند.

---

۱. مچ سخت و ثابت - پاشنه بالشتکی

اخیراً یک دستورالعمل بالینی شواهد موجود را تلفیق کرده و توصیه می‌کند که: برای بیمارانی که با یک سرعت حرکت می‌کنند و به دلیل ضعف اکستنسورهای زانو یا تعادل ضعیف، به پایداری بیشتری در هنگام پذیرش وزن نیاز دارند، باید یک پای تک محوره در نظر گرفته شود. با حرکت سریع از مرحله‌ی برخورد پاشنه (heel strike) به مرحله‌ی صاف شدن کف پا (foot flat)، نیروی کمتری به اندام باقیمانده کاربر و به زانوی او منتقل می‌شود، که باعث می‌شود پروتز وی پایدارتر از پای SACH باشد. پاهای تک محوره دارای قطعات متحرک بوده و نیاز به نگهداری دوره‌ای دارند.

شکل ۱. پای پروتزی سطح عملکردی K1. solid-ankle, cushion-heel foot

پاهای پروتزی با سطح عملکردی ۲

پاهای مختلفی برای افراد دچار قطع عضو در سطح عملکردی ۲ مناسب است که می‌توانند در داخل خانه و خارج از خانه در جامعه با سرعت پایین قدم بزنند (شکل ۲). اکثر پاهای سطح ۲ سبک وزن هستند، دارای یک کیل[1] انعطاف‌پذیر و مچ پای چند محوره (multiaxial) هستند و مقداری برگشت انرژی دارند. یک مکانیسم انگشت پا با طول کامل، هم ثبات می‌بخشد و هم انتقال آرام از برخورد پاشنه (heel strike) به مرحله‌ی جداشدن انگشت (toe-off) را فراهم می‌کند. این پاها دارای بالشتک‌های فومی-لاستیکی هستند که با ایجاد یک انتقال آرام از برخورد پاشنه به مرحله‌ی ایستایش میانی (midstance) به فرد بوسیله پلنتار فلکشن نرم کمک می‌کنند. پاها همچنین امکان مقداری چرخش عرضی را نیز فراهم می‌کنند. انعطاف‌پذیری مچ پا در اکثر این پاها، می‌تواند با تغییر بالشتک‌های لاستیکی، نرم‌تر یا سفت‌تر شود. البته باید توجه داشت که ویژگی‌ها و تنظیمات بیشتر به این معنی است که باید توجه و نگهداری بیشتری صورت گیرد. افراد در سطح عملکردی ۲ باید توسط تیم توانبخشی مرتباً ارزیابی شوند تا مشخص شود که آیا می‌توانند به سطح عملکردی ۳ پیشرفت کنند یا خیر. فیزیوتراپی بیشتر و انگیزه اضافی ممکن است تمام آن مواردی باشند که برای ارتقا افراد به سطح بعدی لازم است.

---

۱. Keel: بخشی که در داخل پای پروتزی قرار می‌گیرد.

شکل ۲ پای پروتزی سطح عملکردی K2.
Otto Bock 1M10

پاهای پروتزی با سطح عملکردی ۳

پاها با سطح عملکردی ۳ برای افرادی با توانایی یا پتانسیل برای انجام فعالیت‌های روزمره فراتر از حرکت ساده و راه رفتن با ریتم و کادنس متغیر مناسب است. به عنوان ESAR معروف هستند، این پاها از مواد انعطاف‌پذیر سبک، مانند فیبر کربن و اخیراً فایبرگلاس ساخته می‌شوند که بسیار پاسخگو و با دوام هستند. در مقایسه با پای SACH، آن‌ها مصرف انرژی را کاهش می‌دهند، حرکت مچ پا را افزایش می‌دهند، بارگذاری بر روی سمت سالم را کاهش می‌دهند و انرژی بیشتری را ذخیره و باز می‌گردانند. پاهای ESAR باید برای بیمارانی که در معرض خطر بالا برای آسیب‌های ناشی از استفاده بیش از حد هستند در نظر گرفته شوند. افرادی که با سرعت بیشتری راه می‌روند تحت نیروهای عکس‌العمل زمین بالاتری قرار می‌گیرند و این افراد می‌توانند از روشی بهره‌مند شوند که پاهای ESAR با آن روش، میزان ضربه‌های عمودی دوره‌ای (cyclical vertical impacts) را که در هنگام پذیرش وزن تجربه می‌شوند، کاهش می‌دهد. مطالعات اولیه نشان می‌دهند که پاهای فایبرگلاس تولید توان بیشتری نسبت به پاهای فیبر کربن ارائه می‌دهند. طرح‌های بی‌شماری در این دسته موجود است که براساس شکل الیاف کربن یا فایبرگلاس و افزودن مواد دیگر برای جذب شوک و نیروهای چرخشی متفاوت است. آن‌ها می‌توانند با یا بدون یک پایلون (Pylon) یکپارچه مجهز شوند. اگرچه اکثر آن‌ها بدون قطعات متحرک طراحی شده‌اند و به تعمیر و نگهداری کمی احتیاج دارند، اما به هر حال پاهای فیبر کربن و فایبرگلاس باید هر ۶ ماه یکبار از نظر سایش و فرسایش بررسی شوند، همچنین (۱) پوشش پا تمیز شده یا جایگزین گردد، (۲) جوراب محافظ داخلی تعویض شود و (۳) تعیین اینکه آیا پا هنوز هم نیازهای کاربر را برآورده می‌کند. پا با پایلون یکپارچه (شکل ۳) سبک‌ترین پای پروتزی است. این یک واحد مواد کامپوزیت پیوسته از انگشت پا تا بالای پایلون، با یک بخش پاشنه جداگانه است. پلنتارفلکشن و دورسی فلکشن با خمش (deflection) مواد ساختاری پا حاصل می‌شود. برخی از این پاها همچنین از طریق یک شکاف طولی که پا را به دو قسمت تقسیم می‌کند، یک بالشتک یورتان یا یک صفحه کف شناور، حرکت اینورژن / اورژن را ایجاد می‌کنند. این پاها را نمی‌توان برای افرادی که اندام

باقی مانده بلند دارند استفاده کرد. به‌علاوه، قابلیت‌های تراز کردن پا با پایلون یکپارچه تا حدودی محدود می‌شود زیرا تنظیمات را فقط در زیر سوکت می‌توان انجام داد نه در مچ پا. برای جبران این نقص می‌توان گوه‌های الاینمنت را به پا یا کفش اضافه کرد.

پاهای ذخیره‌کننده انرژی بدون پایلون یکپارچه (شکل ۴) همان ویژگی‌هایی را دارند که قبلاً توضیح داده شد و برای افرادی که اندام باقی مانده بلند دارند توصیه می‌شوند. آن‌ها همچنین به پراستتیست اجازه می‌دهند تا تنظیمات الاینمنت را در مچ پا، جایی که پا به یک پایلون جداگانه متصل می‌شود، انجام دهد.

شکل ۳. پای پروتزی سطح عملکردی K3 با پایلون یکپارچه: Ossur Variflex.

شکل ۴. پا با سطح عملکردی K3 با هرم (پیرامید) یکپارچه: Ossur LP Pro-Flex LP.

پاها با جذب شوک و پیچش به ویژه برای افراد با فعالیت بالا و کسانی که حرکات تکراری انجام می‌دهند مهم است. این ویژگی‌ها با اجازه دادن به اینکه حرکات در پا و نه در داخل سوکت انجام شوند، نیروهای عمودی و برشی را که به اندام باقیمانده منتقل می‌شوند کاهش می‌دهند (شکل ۵). میرایی[۱] هیدرولیکی یکی دیگر از ویژگی‌های مچ پا است که امکان افزایش سیالیت[۲] (نرمی و انعطاف‌پذیری) حرکت ساژیتال را فراهم می‌کند (شکل ۶) و در هر دو نسخه سطح ۳ و سطح ۲ موجود است. تعدادی پا برای ایجاد خلاء (وکیوم) از طریق حرکت راه رفتن برای سوکت‌های خلاء بالا طراحی شده‌اند (شکل ۷). این سوکت‌ها مدیریت حجم را ایجاد می‌کنند و حرکت بین اندام باقیمانده و سوکت را کاهش می‌دهند.

---

۱. Damping : میرایی یا کاهش دامنه نوسان در نتیجه تخلیه انرژی از سیستم برای غلبه بر اصطکاک یا سایر نیروهای مقاومتی.

2. Fluidity

شکل ۵. پای پاسخ داینامیک K3 با جذب شوک و گشتاور عمودی: Ottobock Triton VS.

شکل ۶. پا با مچ هیدرولیک: Freedom Innovations Kinterra.

شکل ۷. پا با پمپ خلاء یکپارچه RUSH — EVA.

پاهای میکروپروسسوری جدیدترین پیشرفت در تکنولوژی پای پروتزی هستند و طیف جدیدی از امکانات جالب را برای بسیاری از افراد با قطع عضو اندام تحتانی فراهم کرده‌اند. برخلاف پاهای پروتزی سنتی که منفعل هستند، پاهای میکروپروسسوری به‌طور فعال پاسخ می‌دهند و با تغییرات محیطی مانند تغییر شیب، سرعت راه رفتن و کفش سازگار می‌شوند. اگر کاربر از یک شیب بالا برود، پا به طور خودکار دورسی فلکشن ایجاد می‌کند و در حد شیب به آن ادامه می‌دهد. به طور مشابه، پا هنگام پایین آمدن در درجه سراشیبی به طور خودکار با پلنتارفلکشن پاسخ می‌دهد. The Freedom-Innovations Kinex، Endolite Elan، Ossur Proprio، Fillarer Raize، Ottobock Triton Smart Ankle و Ottobock Meridium همگی این عملکردها را انجام می‌دهند (شکل ۸ A–F).

پاهای میکروپروسسوری از بیشتر پاهای دیگر سنگین‌تر هستند. انرژی آن‌ها توسط یک باتری داخلی است که نیاز به شارژ شبانه دارد. دامنه حرکت پاهای میکروپروسسوری تا کنون به قابلیت تک محوره محدود شده‌است، اما انعطاف‌پذیری اینورژن و اورژن به احتمال زیاد در آینده در دسترس است. آن‌ها برای کاربران سطح عملکردی ۳ که در فعالیت‌های روزمره خود با شیب‌ها مواجه می‌شوند، توصیه شده‌اند. موارد منع مصرف پاهای میکروپروسسوری: فعالیت بسیار زیاد، وزن زیاد بدن و قرار گرفتن مکرر در معرض آب، خاک و شدت دما است. Empower Ankle تنها پای میکروپروسسوری است که برای جایگزینی فعالانه عملکرد پیش‌برنده عضلات گاستروسولئوس طراحی شده‌است (شکل ۸ G را ببینید). این پا در حین پلنتارفلکشن نیرو تولید می‌کند و فرد را به جلو می‌راند. تحقیقات کاهش قابل توجهی در هزینه متابولیسم نشان داده‌اند که به افراد دچار قطع عضو اجازه می‌دهد با انرژی کمتری و تقارن راه رفتن بهتر راه بروند. علیرغم این مزایا، به دلیل وزن بسیار زیاد و هزینه این پا قبول آن کند و کم بوده‌است.

شکل ۸. پاهای میکروپروسسوری.

سطح عملکردی ۴: فعالیت بالا و پاهای ویژه

تعدادی از پاهای پروتزی ویژه برای ورزشکاران جدی طراحی شده است. پاهای دوی سرعتی (Sprinting feet) برای سرعت‌های انفجاری مانند یک مسابقه ۱۰۰ متر یا ۲۰۰ متر طراحی شده‌اند (شکل ۹). آن‌ها جزء پاشنه را ندارند. پاهای دویدن (Running feet) برای دویدن در مسافت‌های طولانی تا چالش‌های ماراتن یا نیمه ماراتن بوده و از پاهای دوی سرعتی نرم‌تر هستند، همچنین دارای یک پاشنه هستند (شکل ۱۰ A و B) انتخاب طرح به فعالیت‌ها و علایق خاص فرد بستگی دارد. پاهای دویدن یا دوی سرعتی برای استفاده روزمره توصیه نمی‌شوند. پاهای دویدن برای کودکان نیز موجود است (شکل ۱۱). پاهای مخصوص فعالیت برای انواع ورزش‌ها در دسترس است (شکل ۱۲ A – C) یک پای شنا در دسترس است که می‌تواند در پلنتارفلکشن قفل شود تا همراه با باله شنا استفاده شود. یک پای کوتاه و صخره نوردی برای استفاده با یک کفش مخصوص کوهنوردی طراحی شده‌است، و یک پای اسکی مستقیماً بدون کفش اسکی به پابند متصل می‌شود.

شکل ۹. Fillauer running blade

شکل ۱۰. پاهای پروتزی برای دویدن (Running feet)

شکل ۱۱. پای پروتزی
مخصوص دویدن کودکان
(Pediatric running foot)

شکل ۱۲. پاهای پروتزی برای فعالیت ویژه (Specialized activity feet)

خلاصه

انتخاب مناسب‌ترین پای پروتزی می‌تواند یک تصمیم کلینیکی پیچیده باشد زیرا عوامل مختلفی از جمله سطح فعلی و بالقوه عملکردی فرد، نیازهای خاص وی، گزینه‌های گسترده موجود و هزینه آن وجود دارند. یک محاسبه اشتباه در روند انتخاب می‌تواند تفاوت چشمگیری در نتیجه و سطح موفقیت ایجاد کند. متخصصان تیم توانبخشی، همراه با کاربر، اعضای خانواده و مراقبان، باید بهترین گزینه‌های پروتز را برای پیشرفت تحرک که برای افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی، عملکردی، کارآمد، عملی و ایمن باشد، مورد تجزیه و تحلیل و ارزیابی قرار دهند. پیشرفت در مواد ذخیره‌کننده انرژی و فناوری میکروپروسسور به افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی، عملکرد روزمره بهبودیافته و همچنین عملکرد با فعالیت بالا در ورزش‌هایی مانند دویدن، شنا، گلف، دوچرخه سواری، پیاده روی، اسکی و سنگ نوردی راپیشنهاد می‌کند.

پیشرفت در ساخت ارتوز و پروتز: یک مرور تکنولوژی

Jorge Barrios-Muriel, Francisco Romero-Sánchez, Francisco Javier Alonso-Sánchez and David Rodríguez Salgado

DOI:10.3390/ma13020295

یگانه علیان نژاد، سینا رضایی، سعید دارابی

دانشجویان کارشناسی ارتوز و پروتز، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی

چکیده

در این مقاله، پیشرفت‌هایی اخیرا برای نمونه‌سازی سریع در صنعت ارتوز و پروتز ارائه شده است. که به طور خاص، فرآیند ساخت وسایل ارتوزی و پروتزی را مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌دهد. از ارتوزها و پروتزها به طور گسترده در (قبل یا بعد از) جراحی‌های ارتوپدی استفاده می‌کنند. این وسایل هم برای اصلاح پوسچر و حرکت (به عنوان ارتوز) و هم برای جایگزینی برای بخشی از اندام (به عنوان پروتز) به کار می‌روند. فرآیند تولید به طور سنتی عمدتاً دست‌ساز است، مورفولوژی اندام با استفاده از قالب‌های گچی گرفته می‌شود و ساخت به صورت جداگانه و با تنظیم نمونه اولیه روی قالب صورت می‌گرد. این صنعت دارای ابزارهای طراحی به کمک کامپیوتر[1] (CAD)، مهندسی به کمک کامپیوتر[2] (CAE) و ساخت به کمک کامپیوتر[3] (CAM) می‌باشد. با این حال، انقلاب واقعی در نتیجه استفاده از تکنولوژی نمونه‌سازی سریع[4] (RPT) رخ داده است.

1. computer aided design
2. computed aided engineering
3. computed aided manufacturing
4. rapid prototyping technologies

تکنیک‌هایی مانند مدلسازی ریزش مذاب[1] (FDM)، تف جوشی لیزری انتخابی[2] (SLS)، ساخت اشیای چند لایه[3] (LOM) و چاپ سه بعدی[4] (3DP) نمونه‌هایی از متدهای موجود در صنعت تولید هستند که گام به گام در این حیطه استفاده می‌شوند و در بازار مهندسی-توانبخشی گنجانده شده‌اند. رشد و چشم‌اندازی خوب برای رشته مهندسی (در حیطه توانبخشی) در سال‌های آینده پیش‌بینی می‌شود. در این مقاله ما روش‌های مختلفی را برای ساختن و همچنین روش‌های اصلی جمع‌آوری اشکال جسم سه بعدی و کاربرد آن‌ها در ساخت وسایل کاربردی با هدف توانبخشی مانند اسپلینت، ارتوز مچ پا، یا پروتز بازو تجریه تحلیل می‌کنیم.

۱. مقدمه

وسایل کمکی، مانند وسیله‌های ارتوز یا پروتز، قرن‌هاست که وجود داشته‌اند. وسیله‌های ارتوتیک نه تنها برای بی‌حرکتی، حمایت، اصلاح یا محافظت، بلکه برای درمان آسیب‌ها یا اختلالات اسکلتی عضلانی مورد استفاده قرار گرفته‌اند. در دهه ۱۹۷۰، به دلیل تقاضای وسیله‌های ارتوز با ظاهری جذاب‌تر، تکنیک‌های جدیدی مانند tinted rubber-based plastic film توسعه یافت که امکان بهبود ظاهر و راحتی ارتوزها را فراهم می‌کرد. در اوایل دهه ۱۹۸۰، ظهور تکنولوژی‌های تولید افزاینده[5] (AMT) عموما به عنوان فناوری‌های چاپ سه بعدی دریک محیط تولید شناخته شدند. با معرفی تکنیک استریولیتوگرافی، بر اساس پخت رزین فوتوپلیمر در لایه‌های نازک با لیزر UV، امکان ساخت مدل‌های سه بعدی فراهم شد. درسال‌های بعد AMT دیگری معرفی شدند، مانند: مدلسازی رسوب ذوب شده (FDM) ساخت اشیای چند لایه، (LOM) تف جوشی لیزری انتخابی (SLS) چاپ سه بعدی و نمونه‌سازی سریع متغیر (فناوری پلیجت) و غیره.

(AMT)ها در زمینه تکنیک‌های نمونه‌سازی سریع (RPT) گنجانده شده‌اند و قطعات کاملاً کاربردی را مستقیماً از یک مدل سه بعدی بدون فرآیند ماشین‌کاری تولید می‌کنند. به دلیل رشد تصاعدی RPT در دهه‌های اخیر، یک تغییر اساسی در ساخت وسیله‌های ارتوز در حال وقوع است. در یک جستجوی سریع در Scopus از چاپ سه بعدی، تنها ۱۲۲ نتیجه قبل از سال ۲۰۰۰ و ۳۰۳ نتیجه بین سال‌های ۲۰۰۱ تا ۲۰۰۵ و ۷۵۶ نتیجه بین سال‌های ۲۰۰۶ تا ۲۰۱۰ و ۴۵۲۱ نتیجه برای دوره ۲۰۱۱-۲۰۱۵ و ۲۲۵۱۳ نتیجه در پنج سال گذشته یافت شده است.

---

1. fused deposition modelling
2. selective laser sintering
3. laminated object manufacturing
4. 3D printing
5. additive manufacturing technologies

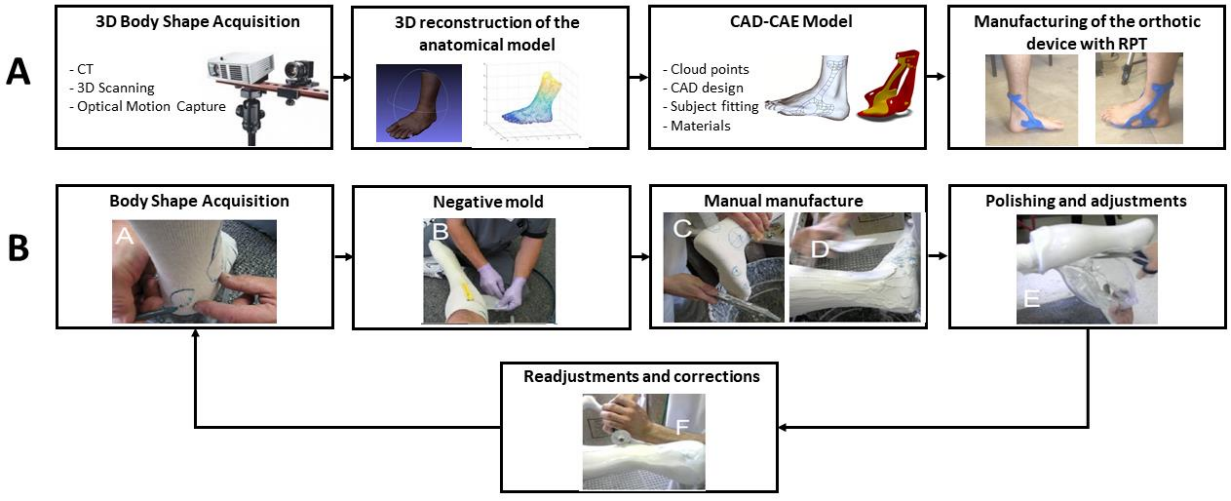
در زمینه مهندسی زیست پزشکی، به دلیل نیاز به وسیله‌های فردی که قادر به تطبیق مناسب با اشکال آناتومیکی بیمار هستند، پیشرفت‌ها به سرعت تکامل یافته است. به همین دلیل، RPT ممکن است در صنعت ارتوز و پرتز مفیدباشد، زیرا این وسیله‌ها باید کاملاً با بدن سازگار شوند، نه تنها برای انجام عملکرد توانبخشی خود موثر باشند، بلکه از آن جایی که بسیاری از این وسایل ایجاد زخم یا تاول یا ناراحتی می‌کنند، از عدم استفاده آنان جلوگیری بشود. این تکنیک‌ها قبلاً در ساخت بریس‌های ستون فقرات، قطعات اسکلت بیرونی و ارتوزهای غیرفعال اعمال شده‌اند و کاربرد آن در صنعت پزشکی و دندان پزشکی نشان دهنده یکی از بزرگترین صنایع خدماتی در جهان است. RPT مزایایی را در طراحی وسایل ارتوتیک سفارشی ارائه می‌کند (شکل ۱): مثلا وسیله‌های ارتوز و پروتز بسیار قابل تنظیم هستند، می‌توان وسیله‌ها را با ویژگی‌های هندسی پیچیده، با دقت بالا تطبیق داد که این وسیله‌ها از نظر هزینه، زمان تحویل و کیفیت محصول به طور کارآمد تولید می‌شوند.

شکل ۱. نمونه هایی از ارتوزهای پرینت شده سه بعدی (A) تثبیت استاتیک ساعد، (B) پروتز دست سایبورگ: یک دست مصنوعی پرینت سه بعدی کم هزینه برای کودکان، (C) بریس ستون فقرات و (D) ارتوز مچ پا–مچ پا

در حال حاضر اکثر وسیله‌های توانبخشی توسط متخصصین ارتوپدییست (ارتوز و پروتز) طراحی و ساخته می‌شوند. بنابراین کیفیت محصول به مهارت و تجربه متخصصان بستگی دارد. فرآیند تولید نیاز به زمان دارد و به مهارت متخصص برای ساخت محصولاتی با ویژگی‌های کاربردی که با گیت منحصر به فرد هر شخص تطابق پیدا کند، بستگی دارد. بنابراین، نیاز به محصولات سفارشی مانند ارتوزها و وسایل کمکی با توجه به تکامل این فناوری در ابتدای قرن حاضر یک نیاز آشکار است.

در مورد ساخت ارتوز و پرتز، اولین گام کسب مورفولوژی بدن (قالب بدن) است. در فرآیند تولید سنتی، قالبگیری معمولاً با استفاده از قالب‌های فوم یا گچ به دست می‌آید. نمونه اولیه با استفاده از CNC[1] در مدل پلی یورتان گرماسخت به دست می‌آید. در نهایت، متخصص تغییرات متعددی را در وسیله انجام می‌دهد تا آن را تنظیم کند. با این حال، CNC و تراشکاری محدودیت‌هایی دارند زیرا قادر به باز تولید طرح پیچیده سطح‌ها با ضخامت‌ها و مواد مختلف نیستند.

برعکس، در رویکرد جدید، RPT فرآیند ساخت (شکل ۲) با کسب مورفولوژی سوژه با استفاده از فناوری‌های اسکن سه بعدی آغاز می‌شود. سپس، ابزارهای CAE-CAD برای به دست آوردن طرح‌های موضوعی خاص استفاده می‌شود. در این حال که عملکرد با آزمایش مواد و ساختارهای مختلف مورد مطالعه قرار می‌گیرد. در نهایت، طرح به راحتی به یک ماشین ساخت افزایشی صادر می‌شود که در آنجا نمونه اولیه به دست می‌آید. زمان ساخت ممکن است بین چند هفته در فرآیند سنتی تا چند روز در رویکرد RPT متفاوت باشد. بنابراین، استفاده از RPT همراه با متدولوژی‌های جدید پرینت سه بعدی، جایگزینی در صنعت ارتوز وپروتز هستند.



شکل ۲. مراحل فرآیند ساخت وسیله‌های ارتوتیک با فیت سفارشی. (A) روش‌شناسی تکنیک‌های نمونه‌سازی سریع (RPT). (B) روش شناسی سنتی

1. computerized numerical control

بسیاری از کاربردهای دیگر ساخت افزودنی AMT و RPT در زمینه ساخت ابزار پزشکی، سیستم‌های دارورسانی، بافت‌های مهندسی شده، داربست‌ها برای بازسازی استخوان، ایمپلنت دندانپزشکی، سوکت‌های پروتزی یا جراحی شامل می‌شود. در این مقاله، ما مروری برپیشرفت‌ها درساخت وسایل ارتوز و پروتز، به ویژه موارد مربوطبه استفاده از RPT برای بهبود کیفیت و زمان ساخت در زمینه توانبخشی، مانند اسپلینت‌ها، ارتوزهای مچ پا، یاپروتزهای بازو ارائه می‌کنیم. این بررسی پوشش جامعی را در مورد روش‌های مختلف برای استفاده در صنعت ارتوز وپروتز ارائه می‌د هد. همچنین به تکنیک‌های جدید جمع‌آوری داده‌های سه بعدی و استفاده از مواد مختلف اشاره می‌شود. این اثر به عنوان یک راهنمای مرجع در موردتکنیک‌های این زمینه برای پزشکان، بلکه برای خوانندگان باتجربه که علاقه‌مند به دنبال کردن تحقیقات بیشتر هستند، در نظر گرفته شده است.

۲. فن‌آوری‌های اکتساب داده‌های آناتومیک سه بعدی

کاربردهای RPT همراه باتکنیک‌های مختلف برای اندازه گیری و مدلسازی بدن انسان برای ایجاد معیارهای جدیدبرای طراحی وسیله ارتوتیک مفید است. بسته به روش اکتساب داده مورد استفاده، داده‌ها را می‌توان به صورت ابر نقطه، voxel (پیکسل حجمی سه بعدی) یا مختصات سه بعدی نقاط آناتومیکی مختلف بیان کرد. تا به امروز، هیچ روش استانداردی برای اکتساب مورفولوژی وجود ندارد، با این حال، چندین روش اکتساب وجود دارد. پشتیبانی از ساخت با استفاده از RPT در زمینه مدلسازی وسیله‌های ارتوتیک، از جمله توموگرافی کامپیوتری، اسکن سه بعدی و سیستم‌های مختلف ضبط حرکت نوری می‌توان استفاده کرد.

۲.۱. توموگرافی کامپیوتری

توموگرافی کامپیوتری (CT) یک تکنیک قدرتمند برای تسهیل تشخیص و برنامه‌ریزی جراحی است. به طور سنتی، تصاویر ثبت شده در سطح محوری یا عرضی بودند. در حال حاضر، اسکنرهای مدرن تصاویر را در امتداد سطوح مختلف ضبط می‌کنند و بازسازی حجمی را برای نمایش‌های سه بعدی امکان‌پذیر می‌سازند. مطالعات متعددی از CT برای ساخت وسیله‌های ارتوز استفاده کرده‌اند. برای مثال، تانگ و همکاران اخیرا استفاده از CT همراه باتکنیک‌های AM برای تولید کفی برای دیابت را پیشنهاد کرده‌اند. آن‌ها در کار خود، فشار و کشیدگی بافت را در امتداد کف پایی مورد مطالعه قرار دادند تا این متغیرها را با اثر درمانی کفش‌ها و کفی‌های ارتوتیک سفارشی مرتبط کنند و بتوانند حداکثر فشار کف پا را تا ۳۳.۶۷ درصد کاهش دهند. آرتیولی و همکاران استفاده از تکنیک‌های مختلف اکتساب را برای ساخت پروتزهای گوش سیلیکونی چاپ شده سه بعدی مطالعه کرد و به این نتیجه رسید که استفاده از CT و AM (با استفاده از پلی لاکتیک اسید یا پلی لاکتید، PLA وضوح ۱۰۰میکرومتر) باعث ایجاد تفاوت ۰.۱٪ بین پروتز ساخته شده و مدل می‌شود. مدل عینی Liacouras و همکاران از CT

برای به دست آوردن مورفولوژی استامپ بیماران و توسعه استراتژی‌هایی برای طراحی سوکت‌های پروتز ترانس تیبیال استفاده کردند. علاوه بر این، داده‌های CT به تجزیه و تحلیل اجزای سوکت مدل مصنوعی اجازه می‌دهد تا تنش‌ها و کرنش‌های ساختاری در سوکت‌ها و همچنین فشار تماس در سر فیبولا را محاسبه کند. وضوح تصویر بالا بین بافت‌ها یکی از بزرگترین مزیت‌های CT به همراه ظرفیت بهبود کیفیت و کاهش نویز است. با این حال، چند اشکال قابل ذکر است. تشعشعات نگرانی اصلی می‌باشند و نمایش مستقیما با مدت زمان اسکن متناسب است. اشکالات دیگر اثر پیکسل جزئی است که منجر به یک مرز تار می‌شود، زیرا چگالی‌های مختلف پیکسل‌های مشترکی دارند.

۲.۲. اسکن ۳ بعدی

برای ثبت توپوگرافی انسان یا شکل خارجی، اسکن سه بعدی به عنوان کاربردی‌ترین و راحت‌ترین راه حل مطرح می‌شود. سیستم‌های اسکن سه بعدی از تکنیک‌های مبتنی بر نور برای تعیین موقعیت سه بعدی در فضای نقاط مختلف که سطح یک جسم را یکپارچه می‌کنند، استفاده می‌کنند. سپس از نرم‌افزار کامپیوتری برای بازسازی سطوح از ابر نقطه استفاده می‌شود و سپس مدل CAD بدست می‌آید.

در حال حاضر، اسکنرهای سه بعدی برای اندازه‌گیری انسان در دسترس هستند، از جمله استفاده از تصویر واحد برای بازسازی، فناوری‌های نور ساختار یافته، لیزرها و الگوریتم‌های مختلف برای بازسازی استریو. متداول‌ترین فناوری‌هایی که برای بازسازی شکل بدن انسان استفاده می‌شوند، لیزر و فناوری‌های نورساختاری هستند. در روش لیزر از یک نقطه یا خط لیزری از یک وسیله دستی استفاده می‌شود. یک سنسور فاصله تا سطح را اندازه‌گیری می‌کند، معمولاً با وسیله حساس به موقعیت اندازه‌گیری می‌کنند. برای اشیاء ایستا، داده‌ها در رابطه با یک سیستم مختصات داخلی جمع‌آوری می‌شوند و برای شرایط دینامیکی، موقعیت اسکنر باید تعیین شود تا ابر نقطه به درستی تعریف شود. روش‌های نور ساختار یافته از یک سیستم پروژکتور-دوربین با الگوهای نوری از پیش تعریف شده بر روی جسم متحرک استفاده می‌کنند. با این حال، نقطه ضعف این فناوری ناتوانی در گرفتن بخش‌های توپوگرافی خاصی از آناتومی انسان با چین‌های پیچیده است، مانند بین انگشتان هنگامی که دست در حالت خنثی است، پشت زانو در حالت خم شدن، یا زیر بغل. با این حال، اطلاعات جمع‌آوری شده دقیق‌تر است و نویز کا هش می‌یابد. تکنیک‌های اخیر امکان اکتساب چهاربعدی را بررسی می‌کنند، اما باتوجه به بهترین دانش نویسندگان، هنوز گزارشی در مورد استفاده از آن برای طراحی وسیله‌های ارتوز و پروتز وجود ندارد.

زمان پردازش در مقایسه با تصویربرداری رزونانس مغناطیسی (MRI) و CT و همچنین اندازه فایل‌های داده به طور قابل توجهی کاهش می‌یابد. استفاده از MRI و CT بیشتر برای بازسازی اندام‌های داخلی یا تومورها با دقت بالا برای هدایت جراحی

استفاده می‌شود. زمان ضبط و وضوح ممکن است بین اسکنرهای سه بعدی مختلف متفاوت باشد، از ۳-۵ دقیقه و یک دهم میلی‌متر برای سیستم‌های با دقت بالا تا چند دقیقه و میلی‌متر برای سیستم‌های کم هزینه. سایر مزایای سه بعدی نرم‌افزاری و سخت‌افزاری مرقون به صرفه بودن، حداقل نیاز آموزشی، در دسترس بودن و کارایی آن است. چندین‌نویسنده استفاده از نرم افزار مهندسی معکوس را برای به دست آوردن یک مدل تصفیه شده با اصلاح داده‌ها پیشنهاد می‌کنند. در مطالعه چی‌کای و همکاران، یک روش اسکن سه بعدی نسبت به روش‌های سنتی برای مدل پروتزی استفاده شد: مانند قالب‌گیری گچ، MRI و CT. Mavroidis و همکاران از اسکن لیزر سه بعدی برای ساخت اختصاصی ارتوز پا برای مریض استفاده کردند. داده‌های سطحی آناتومی بیمار با استفاده از نرم افزار طراحی به کمک کامپیوتر CAD به شکل بهینه دستکاری شد و با استفاده از دستگاه نمونه سازی سریع ساخته شد. نمونه اولیه به درستی با آناتومی سوژه در مقایسه با ارتوز AFO مطابقت دارد. Paterson روش‌های اکتساب داده‌های آناتومیک سه بعدی را برای ایجاد یک روش استاندارد و معتبر بالینی مورد بررسی قرار داد. وی نتیجه گرفت که به نظر می‌رسد اسکن لیزری مناسب‌ترین روش برای کاهش اکتساب داده‌های مبهم و با عملکرد بالا از نظر هزینه، وضوح، سرعت، دقت، ایمنی بیمار، هزینه و کارایی کلی باشد. آثار جدیدتر، مانند آثار Mali و vasistha یا Agudelo و همکاران، راه‌حل‌های کارآمدی را برای ارتوزهای اندام تحتانی و فوقانی به ترتیب با استفاده از مهندسی معکوس ارائه می‌کند.

۲.۳. سیستم ضبط حرکت نوری

اخیرا تکنیک های اندازه گیری توپوگرافی بدن انسان در حرکات دینامیکی مورد توجه قرار گرفته است، زیرا طراحی دستگاه های‌ارتوتیک نباید فقط برای شرایط استاتیک طراحی شود، بیشتر آنها در شرایط دینامیکی برای افزایش توانبخشی استفاده می شوند. همانطور که قبلا ذکر شد، بسیاری از سیستم های سه بعدی تجاری وجود دارند که قادر به اندازه‌گیری اشکال سه بعدی با دقت بالا هستند. با این حال، اکثر آنها نمی توانند حرکت انسان را بدست آورند. سیستم ضبط حرکت نوری یک فناوری محبوب برای ثبت حرکت انسان است. این سیستم‌های نوری از چندین دوربین که به صورت‌دو بعدی ضبط می‌کنند برای بازسازی موقعیت سه بعدی مجموعه‌ای از نشانگرهای انعکاسی که در نشانه‌های آناتومیکی قرار گرفته‌اند، استفاده می‌کنند. این نشانگرها باید توسط دو یا چند دوربین کالیبره شده برای ارائه برآمدگی‌های همپوشانی دیده شوند. با این حال، سیستم ضبط حرکت نوری به دلیل محدودیت های شدید مربوط به تعداد و تراکم نشانگرها دارای یک اشکال است. اگرچه تنها سه نشانگر برای بازسازی هر بخش بدن به عنوان یک بدن سفت و سخت مثلا (برای انجام یک تحلیل سینماتیک مورد نیاز است، اگر شکل بدن هم باید بازیابی شود، این تعداد افزایش می‌یابد. این عددمعمولا به وضوح دوربین بستگی دارد، اما از ۶۰ تا ۸۰ نشانگر در هر بخش بدن بیشتر نمی‌شود.

کاربرد اصلی فناوری اکتساب مبتنی بر نشانگر در ارزیاب دستگاه‌های ساخته شده به دلیل پروتکل های استاندارد شده برای به دست آوردن سینماتیک می‌باشد.

تحقیقات همچنین بر روی ساختار نور در این روش متمرکز شده است. Unkovskiy و همکاران از یک اسکنر نور ساختاری قابل حمل برای بازیابی توپولوژی حفره بینی و صورت برای طراحی و ساخت بینی مصنوعی استفاده‌کرد. یک پروژکتور قابل حمل برای نمایش الگوی نور دلخواه با کد رنگ در منطقه مورد نظر استفاده شد. این سیستم مثلث‌بندی بین الگوی طرح ریزی و تصویر دوربین را انجام می دهد و مطابقت بین تصاویر را بازیابی می کند. مزیت این سیستم‌کاهش نویز نسبت به ضبط تصویر است. تطابق الگوی پخش استریو و تصویر ضبط شده توسط دوربین نسبت به تطابق‌چندگانه استریو تصاویر دوربین کمتر تحت تأثیر نویز قرار می‌گیرد. متأسفانه، اندازه‌گیری همزمان کل شکل بدن با استفاده از سیستم‌های پروژکتور-دوربین متعدد هنوز با استفاده از این فناوری گزارش نشده است. این برای ثبت حرکت شکل‌سه بعدی و تجزیه و تحلیل، به عنوان مثال، در مورد راه رفتن، پهنا، طول، دور پا و تغییرات قوس در طول حرکت ضروری‌است. با این حال، هیچ سیستم تجاری شامل این فناوری وجود ندارد و بنابراین باید مطالعات بیشتری با روش های‌مختلف برای‌مقایسه صحت و دقت بین این فناوری‌ها انجام شود. تکنولوژی‌های پیشرفته در این زمینه سیستم‌های بدون نشانگر هستند. Chatzitofis و همکاران اخیرا یک سیستم قوی و سریع کم هزینه برای به دست آوردن سینتیک بدن پیشنهاد کرده است. اگرچه این کار هنوز از تسمه های بازتابی استفاده می‌کند، اما می‌توان آن را با سیستم‌های اسکن ۴ بعدی ترکیب کرد، مانند آنچه توسط جو و همکاران پیشنهاد شده است، برای به دست آوردن توپولوژی و حرکت دقیق بخش بدن برای توانبخشی.

ادامه دارد ....

مقایسه پروتزهای مایو الکتریک و مکانیکی اندام فوقانی: یک دیدگاه بالینی

Jack Uellendahl, CPO

DOI:10.1097/JPO.0000000000000151

صبا صدری

دانشجوی کارشناسی ارتزپروتز دانشگاه علوم پزشکی ایران

چکیده

سه نکته اصلی درمورد پروتزهای اندام فوقانی وجود دارد که عبارت‌اند از زیبایی، راحتی و کنترل. با اینکه تمرکز بیشتر روی وجه کنترل است، اما دو فاکتور دیگر نباید نادیده گرفته شوند. موارد تجویز یا عدم تجویز، مزایا و معایب پروتزهای مایو الکتریک، مکانیکی و هیبرید از دید یک پراستتیست بررسی می‌شوند. با وجود تمرکز روی آمپوتاسیون‌های سطح ترنس رادیال، سطوح بالاتر نیز مورد بررسی قرار می‌گیرند.

مقدمه

نیازمندی‌های اولیه یک پروتز اندام فوقانی به این صورت توصیف می‌شوند: زیبایی، راحتی و کنترل. تمرکز این بحث درباره مقایسه پروتزهای مکانیکی و مایوالکتریک است. نکته قابل توجه این است که نحوه کنترل پروتز روی زیبایی و راحتی نیز تاثیرگزار است. برای بیشتر آمپوته‌های اندام فوقانی زیبایی درمراحل اولیه توانبخشی مهم‌ترین فاکتور می‌باشد. زیبایی به معنای ظاهر طبیعی و تاحد امکان پنهان بودن پروتز بودن اندام است. وَن لونترن و همکاران بخش زیبایی را به سه زیر مجموعه تقسیم کردند: ظاهری، عملکردی و پوشیدنی. آن‌ها متوجه شدند زیبایی ظاهری برای افراد آمپوته اهمیت زیادی دارد. افرادی که به وضعیت پوشیدن اهمیت می‌دادند پروتز خود را پنهان و برای افرادی که عملکرد مهم بود از انجام فعالیت‌هایی که نیازمند حرکات غیرعادی بازو بود خودداری می‌کردند. راحتی پروتز نیز از اهمیت زیادی برخوردار است زیرا دردی که حاصل از سوکت

یا هارنس باشد باعث تاثیرات منفی روی کنترل پروتز می‌شوند. درنتیجه هرگونه انتخاب طرح کنترل پروتزی باید به همراه درنظر گرفتن زیبایی و راحتی باشد.

یکی از متغیرها در انتخاب نوع پروتزی که نیازهای شخص را به خوبی براورده کند سطح آمپوتاسیون است. برای ساده‌تر شدن بحث، بهتر است درباره مشکلات بیشترین جمعیت آماری آمپوتاسیون‌های اندام فوقانی که مربوط به سطح ترنس رادیال است صحبت شود. سطوح بالاتر مانند ترنس هومرال و قطع از مفصل شانه به دلیل تعداد بیشتر مفاصلی که باید جایگزین شوند و فاکتورهای دیگری مانند نقاط کنترل محدود، وزن بالا و سطح پوشش عملکردی کمتر دارای مشکلات دیگری نیز هستند. بسیاری از نکاتی که در ذیل ذکر شده‌اند برای سطوح بالاتر نیز قابل استفاده‌اند اما به دلیل ایراداتی که گفته شد ممکن است مانند سطح ترنس رادیال به طور کامل قابل استفاده نباشند.

پروتزهای مایوالکتریک سابقه استفاده طولانی ای دارند و تقریباً نیم قرن است که به صورت تجاری در ایالات متحده در دسترس بوده‌اند. برای مدیریت فرد مبتلا به آمپوتاسیون ترنس رادیال کنترل مایوالکتریک توسط بسیاری از متخصصان در درمان افراد مبتلا به قطع عضو اندام فوقانی به عنوان استاندارد مراقبت در نظر گرفته می‌شود. این بدان معنا نیست که پروتزهای مکانیکی در دوران معاصر فاقد استفاده هستند. پروتزهای مکانیکی دارای سابقه استفاده طولانی هستند و بسیاری از افراد با قطع عضو به راحتی از آن‌ها استفاده می‌کنند و این سیستم را ترجیح می‌دهند. هدف این مقاله بحث در مورد ملاحظات بالینی مربوط به انتخاب بین سیستم‌های پروتز با نیروی خارجی و بدن با بررسی مزایا، نشانه‌ها، معایب و موارد منع مصرف برای هر دو نوع دستگاه است. موانع دستیابی به مناسب‌ترین پروتز اندام فوقانی نیز مورد بحث قرار خواهد گرفت.

موارد تجویز / مزایا / منع مصرف / معایب برای پروتزهای مایو الکتریک

موارد تجویز/ مزایا

اکثر افراد آمپوته و خانواده و اطرافیان به دنبال پروتزی هستند که جایگزین اندام از دست رفته باشد. زیبایی پروتز معمولاً اولین چیزی است که فرد قطع عضو روی آن تمرکز می‌کند. برای بسیاری از آمپوته‌ها، ظاهر دست به اندازه عملکردی که دارد مهم است. پروتزی که ظاهر طبیعی دست را ندارد اغلب مورد قبول واقع نمی‌شود. پروتزهای مایوالکتریک گزینه‌های بسیار خوبی برای بازگرداندن ظاهر و عملکرد هستند و همچنین باعث احساس مقبولیت بیشتری برای حضور شخص در اجتماع و جلب توجه نکردن می‌شوند.

پروتز مایوالکتریک ترنس رادیال می‌تواند دارای سیستم خود تعلیقی باشد، بنابراین نیاز به هارنس را از بین می‌برد. هارنس اغلب برای افراد ناخوشایند است و راحت نبودن به عنوان یکی از دلایل رها شدن پروتز ذکر شده است. در سطح ترنس هومرال با کنترل مایوالکتریک آرنج و دست، هارنس اغلب برای تعلیق از آگزیلا استفاده می‌شود. با این حال، در این مورد، به دلیل کاهش نقش هارنس، می‌توان شدت سفتی آن را کمتر کرد که باعث راحتی بیشتر شده و محدودیت کمتری نسبت به هارنسی برای پروتزهای ترنس هومرال استفاده می‌شود دارد. با توجه به اینکه ناراحتی یکی از بیشترین شکایات گزارش شده توسط کاربران است، نمی‌توان بر هر ویژگی پروتزی که می‌تواند راحتی را افزایش دهد، مانند حذف هارنس، بیش از حد تاکید کرد. اگر بتوان هارنس را حذف کرد، پوشیدن و درآوردن پروتز آسان‌تر می‌شود، به خصوص اگر کاربر از قبل لباس پوشیده باشد.

در سطح ترنس رادیال، کنترل مایوالکتریک دست از نظر فیزیولوژیکی طبیعی است. یعنی ماهیچه‌هایی که برای باز و بسته کردن دست مایوالکتریک استفاده می‌شود، همان ماهیچه‌هایی هستند که برای باز و بسته کردن دست طبیعی استفاده می‌شود. در سطوح بالاتر قطع عضو، باز شدن دست توسط عضلات اکستانسور کنترل می‌شود که به طور طبیعی با رهاکردن مرتبط هستند. به همین شکل، بسته شدن دست توسط عضلات فلکسور کنترل می‌شود که به طور عادی با بستن دست مرتبط هستند. با ظهور و توسعه بازسازی هدفمند اعصاب عضلات یا targeted muscle reinnervation دست‌ها حتی در سطوح آمپوتاسیون پروگزیمال، مستقیماً با عملکرد فیزیولوژیکی دست مرتبط است و کنترل طبیعی مشابهی را با فرد مبتلا به قطع عضو ترنس رادیال انجام می‌دهد.

قدرت گرفتن یک دست مایوالکتریک چندین برابر بیشتر از دستی با بازشوندگی ارادی یک پروتز مکانیکی است. این افزایش قدرت تقریباً بدون افزایش تلاش توسط کاربر به دست می‌آید، زیرا تنها انقباضات ماهیچه‌ای بسیار کوچک، که بر حسب میکروولت اندازه‌گیری می‌شوند، برای رسیدن به حداکثر نیروی گرفتن نیاز است. همچنین، از آنجایی که دست کنترل شده توسط مایوالکتریک، هرگونه نیروی گرفتن را بدون نیاز به صرف انرژی دائمی حفظ می‌کند، کاربر نیازی به تمرکز بر حفظ وضعیت ندارد. با ظهور دست‌های چند منظوره، مزایای این دست‌های مایوالکتریک، که قادر به تولید بسیاری از الگوهای گرفتن دست معمولی هستند، در مقایسه با گزینه‌های دست مکانیکی آشکارتر می‌شوند.

سهولت تعویض دست با کنترل مایوالکتریک بهبود یافته است. دستی که مایوالکتریک است به راحتی با یک هوک مایوالکتریک یا دست دیگر تعویض می‌شود و این کار را می‌توان به راحتی با یک دست انجام داد. کاربران دست‌های مایوالکتریک از واحدهای چرخش مچ دست با کنترل میوالکترونیکی موجود نیز بهره می‌برند. این روتاتورهای مچ دستی می‌توانند دست را در بهترین جهت قرار دهند و در مقایسه با نصب یک روتاتور مچ الکترونیکی با یک دست سیستم مکانیکی توسط کابل محدود نمی‌شوند.

موارد منع مصرف / معایب

یک پیش نیاز برای استفاده از پروتز مایوالکتریک، وجود فعالیت ماهیچه‌ای کافی برای تولید سیگنال‌های الکتریکی برای کنترل پروتز است. بدون سیگنال‌های عضلانی، کنترل مایوالکتریک غیرممکن است. تقریبا تمام افراد آمپوته دارای مقدار قابل قبولی سیگنال عضلانی هستند که توسط الکترودها قابل شناسایی و تنظیم آن‌ها در میکروپروسسورها و نرم‌افزار مربوطه هستند. حتی وجود یک سیگنال قابل استفاده می‌تواند کنترل کافی پروتز مایوالکتریکی را فراهم کند. حتی اگر هیچ سیگنال قابل استفاده‌ای وجود نداشته باشد، این طرح همچنان می‌تواند به طور موثر با استفاده از یک دستگاه ورودی کنترلی دیگر مانند مبدل خطی استفاده شود.

کنترل مایوالکتریک در حال حاضر بازخورد مستقیم حس عمقی را به جز از طریق حواس دیداری، شنیداری و ارتعاشی ارائه نمی‌دهد. از آنجایی که کنترل توسط الکترودهای سطحی انجام می‌شود، هرگونه تداخل در تماس مداوم الکترودها با پوست ممکن است باعث عدم کنترل یا تولید ناخواسته سیگنال شود که ممکن است به دلایل حرکت سوکت روی اندام باقی مانده و یا قطع تماس الکترودها با پوست باشد.

پروتزهای مایوالکتریک ممکن است توسط عوامل محیطی خاصی مانند آب، آلودگی و تداخل الکترونیکی آسیب ببینند. این سیستم برای مکان‌هایی با این ویژگی‌ها مناسب نمی‌باشد. با این حال، پیشرفت‌هایی برای محافظت از دستگاه‌های مایوالکتریک در برابر آسیب‌ها انجام شده است مانند مکانیسم‌های محافظتی دربرابر آب و گِل. برخی از هوک‌های مایوالکتریک اکنون در برابر نفوذ آب و آلودگی مقاوم شده‌اند. همچنین بهبودهایی در فیلترینگ الکترونیکی برای کاهش تداخل الکترونیکی انجام شده است.

دستگاه‌های مایوالکتریک برای کار به باتری نیاز دارند که باید روزانه شارژ شود. خرید و نگهداری دستگاه‌های مایوالکتریک نسبت به پروتزهای مکانیکی گران‌تر است و گاهی اوقات نیاز به سرویس توسط سازنده دارند. پروتزهای مایوالکترونیک به طور کلی سنگین‌تر از پروتزهای مکانیکی هستند. گاهی اوقات این عامل باعث ترجیح دادن طرح‌های دیگر به این نوع پروتز به خصوص برای سطوح پروگزیمال‌تر می‌باشد.

در سطوح بالاتر قطع عضو مانند قطع مفصل شانه و ترنس هومرال، کنترل مفاصل پروتزی متعدد می‌تواند عمل را پیچیده‌تر کند. با معرفی جراحی TMR و معرفی اخیر الکترودهای قابل کاشت و کنترل تشخیص الگو، این مشکل به حداقل می‌رسد.

موارد تجویز / مزایا/موارد عدم تجویز/معایب پروتزهای مکانیکی

موارد تجویز / مزایا

هنگام در نظر گرفتن مزایای کنترل پروتزهای مکانیکی، لازم است بین هوک‌ها و دست‌ها تمایز قائل شد. هوک‌ها برای انواع فعالیت‌ها بسیار کاربردی هستند. آن‌ها سبک وزن، نسبتا ارزان و دارای طراحی ساده هستند. کاربردی بودن هوک‌ها ثابت شده است و به ویژه برای استفاده در فعالیت‌های سنگین مناسب هستند. آن‌ها در محیط‌های بیش از حد کثیف، مرطوب و مخرب کمتر از دستگاه‌های با انرژی خارجی آسیب می‌بینند. با این حال، دست‌هایی که از بدن نیرو می‌گیرند، یک سری ویژگی هارا ندارند که در ادامه به آن‌ها اشاره خواهد شد. کنترل با قدرت بدن بازخورد حس عمقی خوبی را از طریق کابل و هارنس به شخص می‌دهد. این نوع بازخورد به عنوان حس عمقی فیزیولوژیکی گسترده توصیف شده است که در آن سیستم کنترل بازخوردی را در مورد نیرو، موقعیت و سرعت جزء پروتزی ارائه می‌دهد.

موارد منع مصرف / معایب

هوک‌های پروتز مکانیکی ظاهر طبیعی را باز نمی‌گرداند و بنابراین توسط افرادی که به ظاهر پروتز اهمیت می‌دهند رد می‌شوند. دست‌هایی که از بدن نیرو می‌گیرند از نظر مکانیکی ناکارآمد هستند. آن‌ها سبک نیستند و برای کار کردن به نیروی زیادی نیاز دارند. اسمیت و همکاران دریافتند که اکثر دست‌های باز شونده ارادی با نیروی بدن نیروی کافی برای انجام فعالیت‌های روزمره زندگی را فراهم نمی‌کنند. این یافته به یک نقطه حیاتی درمورد عملکرد این پروتزها اشاره می‌کند و به این معنا است که هوک‌ها ممکن است بسیار کاربردی باشند اما زیبا نیستند و دست‌هایی که از بدن نیرو می‌گیرند، بیشتر نقش ظاهری ولی کاربردی نیستند. با علم به اینکه زیبایی اغلب برای مصرف‌کننده نهایی اهمیت بالایی دارد، پروتزهای دست برای اکثر افراد با قطع اندام فوقانی مناسب نشان داده شده است. با این حال، پروتز دستی که با نیروی بدن کار می‌کند، به طور کلی از نظر عملکردی منع مصرف دارد. در مقابل، از آنجایی که هوک‌هایی که با نیروی بدن کار می‌کنند از نظر ظاهری نازیبا ولی بسیار کاربردی هستند، ممکن است در بسیاری از موارد از نظر زیبایی منع مصرف داشته باشند اما در موارد دیگر از نظر عملکردی مورد استفاده قرار بگیرند.

ناراحتی ناشی از هارنس مورد نیاز برای استفاده از یک پروتز مکانیکی نیز یک اشکال بزرگ است. راحتی پروتز تحت تاثیر نحوه کنترل آن از جوانب مختلف می‌باشد. استفاده از هارنس در این پروتزها در بسیاری از آمپوته‌ها باعث نارضایتی شده است. استفاده موفقیت‌آمیز از پروتز با نیروی بدن مستلزم آن است که کاربر نیرو و طول کابل مناسبی داشته باشد. هارنس بخشی

است که باعث انتقال نیرو و حرکت پروتز می‌شود. این نیروها می‌توانند بسیار زیاد باشند و اغلب ناراحت‌کننده هستند. به دلیل نیروهای زیادی که به پروتز در سوکت منتقل می‌شود، ممکن است در جایی که اندام باقیمانده با سوکت در تماس است، باعث ناراحتی یا درد موضعی شود. محل ثبات هارنس که به اصطلاح لنگر نامیده می‌شود در ناحیه آگزیلای سمت سالم قرار می‌گیرد و همین بخش نیز ممکن است باعث درد و گیرافتادن ساختارهای عصبی عروقی در این ناحیه شوند. پوشیدن و درآوردن هارنس نیز نسبت به پروتزی که نیازی به هارنس ندارد دشوارتر است.

اگرچه مچ‌های به اصطلاح قطع سریع در سیستم‌های مکانیکی رایج هستند، اما به دلیل سختی در قطع و وصل کردن کابل کنترل با دست سالم چندان مورد پذیرش نیستند. این مشکل زمانی می‌تواند پیچیده‌تر شود که دستکش دست مصنوعی کابل کنترل را در نقطه قطع بپوشاند.

موارد تجویز / مزایا / منع مصرف/ معایب پروتزهای هیبریدی

نمونه‌های کمی از طرح‌های هیبریدی یعنی ترکیب مکانیکی و مایوالکتریک در سطح ترنس رادیال وجود دارد، بنابراین به طور کلی در آن سطح مورد استفاده قرار نمی‌گیرد. هیبرید همچنین می‌تواند به معنای ترکیب ورودی‌های مختلف با انرژی خارجی باشد، اما این اصطلاح به طور کلی به ترکیب قدرت بدن با کنترل مایوالکتریک اشاره دارد. یک آرنج با نیروی بدن با یک دست که از طریق مایوالکتریکی کنترل می‌شود رایج‌ترین نمونه است. بدون جراحی TMR یا بدون کنترل تشخیص الگو، مکان‌های کنترل محدودی در سطوح بالاتر در دسترس هستند، اما اجزای بیشتری باید کنترل شوند. بنابراین استفاده از چندین نوع ورودی کنترلی می‌تواند استفاده از پروتز را برای این افراد بهبود بخشد.

موارد تجویز / مزایا

کنترل کابل آرنج در موقعیت‌یابی سریع‌تر و دقیق‌تر از گزینه‌های الکترونیکی است زیرا کاربر از طریق کابل و هارنس در مورد سرعت، نیرو و موقعیت پروتز بازخورد عمقی دارد. این نوع کنترل هیبریدی پتانسیل کنترل متوالی همزمان یا یکپارچه آرنج و دست مصنوعی را ارائه می‌دهد. برای برخی از کاربران، یک پروتز ترنس هومرال هیبریدی با کنترل مکانیکی آرنج و میوالکتریک دست، یک استراتژی کنترلی با پیچیدگی کمتر در مقایسه با انتخاب‌های معمول دیگر است که معمولاً از دو مکان کنترل برای کنترل دو یا چند جزء استفاده می‌شود. برای یک استراتژی کنترل هیبریدی که در آن دست به صورت مایوالکتریکی کنترل می‌شود و آرنج با کابل فعال می‌شود، هارنس عملکردی مشابه عملکرد یک سیستم کاملا مکانیکی را دارد با این تفاوت که میزان طول کابل مورد استفاده نصف می‌شود. این استراتژی کنترل همچنین نیاز قفل کردن آرنج برای کار کردن دست را

از بین می‌برد. پروتزی که از آرنج با نیروی بدن استفاده می‌کند را می‌توان با هزینه کمتری نسبت به یک گزینه کاملاً الکتریکی مانند آرنج و دست الکترونیکی تهیه کرد.

موارد عدم تجویز / معایب

هزینه کنترل هیبریدی پروتز ترنس هومرال بیشتر از یک سیستم مکانیکی است. نصب یک پروتز هیبریدی ترنس‌هومرال گاهی به دانش فنی بالاتری برای ترکیب اجزایی نیاز دارد که ممکن است سازندگان قطعات پروتزی برنامه‌ای برای استفاده از آن ترکیب را نداشته باشند. بستن هارنس برای قطع‌های ترنس هومرال کوتاه و بسیار کوتاه می‌تواند مشکل آفرین باشد به دلیل اینکه شخص ممکن است قدرت یا طول کابل کافی برای حرکت آرنج را نداشته باشد. آرنج‌هایی با مکانیزم فنر کمکی برای بالا آوردن برای این دسته از افراد پیشرفت بسیار خوبی بوده است.

ارتوز Wrist Driven و آسیب نخاعی

ترمه پورغلام

دانشجو کارشناسی ارشد ارتوز و پروتز، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی

مقدمه

آسیب نخاعی (SCI) به آسیب نخاع گفته می‌شود که باعث تغییرات موقت یا دائمی در عملکرد بدن می‌شود. علائم ممکن است شامل از دست دادن عملکرد عضلانی، حس یا عملکرد خودمختار در قسمت‌های مختلف بدن باشد.

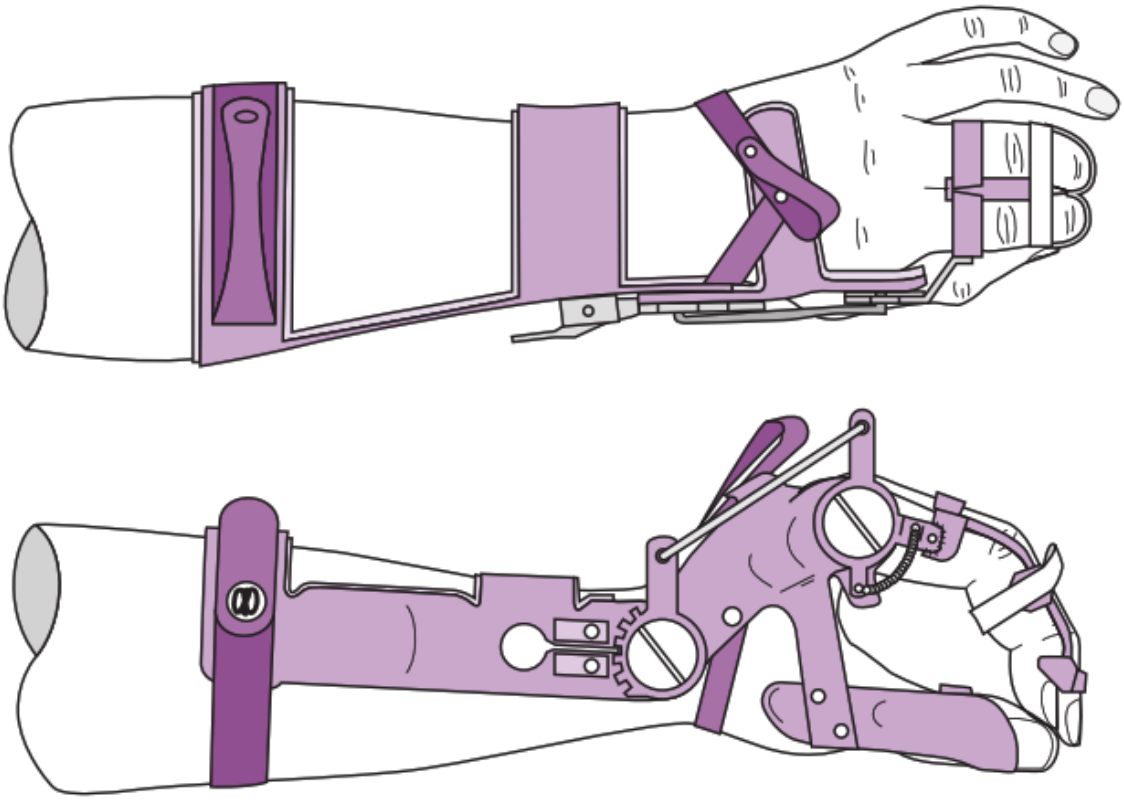
نخاع از زیر سطح آسیب مورد اختلال قرار می‌گیرد. آسیب می‌تواند در هر سطحی از نخاع رخ دهد بر فرض مثال می‌تواند کامل یا ناقص باشد. در حالت کامل همراه با از دست دادن کامل حس و عملکرد ماهیچه‌ها در بخش‌های پایین‌تر خواهد بود. در حالت ناقص نیز برخی از سیگنال‌های عصبی می‌توانند از ناحیه آسیب دیده طناب عبور کنند.

SCI گردنی می‌تواند در مهره‌های C5-C6-C7 رخ دهد و روی عضلات اینترنسیک تاثیر بگذارد و یا باعث تتراپلژی فرد گردد. فرد با این اوصاف دچار کاهش شدید عملکرد دست می‌شود و استقلال خود را در خانه و اجتماع از دست دهد. این عارضه باعث اختلال چشمگیر در grasp و گرفتن اشیاء برای افراد می‌شود، در این میان بازیابی دوباره عملکرد دست و بازو حائز اهمیت است و می‌تواند اولویت خیلی از کیس‌های تتراپلزی باشد.

برای این افراد چالش‌های زیادی رخ می‌دهد بر فرض مثال این افراد یاد می‌گیرند از پدیده tenodesis برای گرفتن وسایل استفاده کنند.

افراد تتراپلژی در سطح یاد شده توانایی اکستنشن مچ دست خود را در برابر نیروی گرانش دارند، اما فاقد عملکرد فعال برای انگشتان خود هستند پس در زمینه گرفتن اشیاء به مشکل بر می‌خورند، بنابراین می‌توان از پدیده tenodesis برای همین جبران نقص فرد استفاده نمود. در این پدیده دو کوپل حرکتی داریم: یکی بین اکستنشن مچ دست و فلکشن انگشتان و دیگری بین فلکشن مچ دست و اکستنشن انگشتان هست. یعنی اینکه اکستنشن فعال مچ دست به طور طبیعی باعث فلکشن غیر فعال و جمع شدن انگشتان می‌شود و همچنین هنگام فلکشن فعال مچ دست و با همراهی نیروی جاذبه نیز به طور طبیعی اکستنشن غیر فعال و باز شدن انگشتان فرد را داریم.

ارتوزهای زیادی برای توانمندسازی مجدد این افراد به کار گرفته شوند. حال می‌خواهیم در ارتباط با wrist driven orthosis (WDO) بحث کنیم، این ارتوز جزء ارتوزهای داینامیک مچ دست محسوب می‌شود (شکل ۱)، نام دیگر این ارتوز flexor hinge یا tenodesis orthosis نیز است. البته تنها افرادی توانایی استفاده از این ارتوز را دارند که حداقل دامنه حرکتی اکستنشن مچ دست در آن‌ها به ۳۰ درجه برسد و همچنین در معاینه و ارزیابی قدرت عضلات اکستانسور مچ دست نمره ۳+ داشته باشد.



شکل ۱. ارتوز دست–مچ Wrist-driven

در ارتوز WDO انگشت شست و ۲ و ۳ بی‌حرکت بوده و مفصل MCP انگشت شست در وضعیت اداکشن و اکستنشن مورد نیاز بی‌حرکت می‌شود. موقعیت مناسب شست در این ارتوز قرار گرفتن در راستای رادیوس و ۳۰ درجه اکستنشن مچ دست است.

با ثابت نگه داشتن انگشت ۲ و ۳ و شست یک اهرم مچ عمل prehension پالمار را انجام می‌دهد، این مکانیسم حداکثر نیروی پینچ را فراهم می‌کند و به طور معمول به گونه ایی تنظیم می‌شود تا با حداقل اکستنشن باقی مانده مچ دست در این افراد، نیروی پینچ هنگام تماس بین شست و انگشتان افزایش یابد.

حال می‌خواهیم مکانیسم جدیدی که از همین ارتوز را شرح دهیم.

این مدل Motor-Augmented Wrist-Driven Orthosis (MWDO) نام دارد، در این ارتوز یک قسمت به WDO سنتی و معمول اضافه می‌شود و باعث پیشرفته‌تر شدن عملکردی و ساختاری آن می‌گردد یک چفت مغناطیسی در دیستال اینترفالانژیال مفصل (DIP) قرار دارد. که با این مکانیسم حرکت پینچ در این افراد ارتقای بیشتری پیدا می‌کند که همین امر در فعالیت‌های معمول زندگی روزمره (ADL) نیز بسیار تاثیرگذار است. این ارتوز دارای یک موتور در انتهای پروگزیمال خود است که برای تنظیم حرکات دست به موازات مچ فرد به کار گرفته می‌شود. سر انگشتان باید به صورت مستقیم و در پوزیشن خنثی باشند تا حرکات ریزتر و پینچ به بهترین نحو انجام شوند، نتایج تحقیقات و مطالعات نشان می‌دهد که با این دستگاه افراد قادر به انجام بعضی از کارهای روزمره و معمول زندگی خود مانند گرفتن خودکار، کلید چرخاندن و باز کردن در و ... هستند.

MWDO ترکیبی از پلاستیک و ۶۰۶۱ قطعه آلومینیوم است. برای ساخت آن از پرینتر سه بعدی نیز بهره گرفته می‌شود. هدف تولید دستگاهی سبک وزن و در عین حال مقاوم برای این افراد است. MWDO امکان انجام grasp را به صورت منعطف‌تر از ارتوز معمول WDO به افراد می‌دهد. در کل این ارتوز در تحقیقات و تست‌های انجام شده نشان داد که برای فعالیت‌های روزمره کاربردی است و در عین حال دارای ویژگی‌هایی از قبیل: وزن کم، استحکام بالا و سرعت پاسخگویی مناسب، آسانی در پوشیدن و ... اس بنابراین می‌تواند برای جمعیت SCI (C6-C7) مفید باشد. تصدیق این مطالب بر اساس کار پشتیبانی شده توسط University of California at Berkeley and a National Science Foundation Graduate Research Fellowship تحت شماره DGE 1752814 بدست آمده است.

منابع

1. McPherson ،A. I ، .Patel ،V. V ، .Downey ،P. R ، .Alvi ،A. A ، .Abbott ،M. E، & Stuart ،H. S. (2020 ، July). Motor-augmented wrist-driven orthosis: Flexible grasp assistance for people with spinal cord injury. In *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)* (pp. 4936-4940). IEEE .

2. Webster JB, Murphy DP. Atlas of Orthoses and Assistive Devices, Fifth edition 2019, E-Book. Elsevier Health Sciences

فیزیوتراپی کودکان آمپوته – بخش دوم و پایانی

دکتر مبینا خسروی

دکترای ارتوز و پروتز، استادیار دانشگاه شهید بهشتی

کودکان نوپا (۱۲ماهگی تا ۳۶ ماهگی)

در سال اول، کودک نوپا باید بایستد و در صورت لزوم، از پروتز دائمی استفاده کند. برای اصلاح ناهنجاری‌ها یا انجام قطع عضو انتخابی ممکن است در این سن مداخله جراحی لازم باشد. هنگام انجام جراحی‌ها، مدیریت بعد از عمل برای تناسب و عملکرد بهینه پروتز ضروری است. هنگامی که کودک نوپا برای دریافت پروتز آماده است، دستورالعمل‌هایی برای پوشیدن و درآوردن، مراقبت از پوست و پوشیدن پروتز ارائه می‌شود. معمولاً شیرخواران و خردسالان دچار قطع عضو از مفصل زانو و ترنس‌تیبیال، پروتز را رد می‌کنند. در ابتدا، پروتز در تحرک اختلال ایجاد می‌کند و مانع حرکات می‌شود، به طوری که کودکان نوپا بدون آن، حرکت و چهار دست و پا رفتن بیشتری دارند. وقتی کودک نوپا شروع به ایستادن می‌کند، پروتز به راحتی پذیرفته می‌شود. استفاده از مفصل زانو در شیرخواران و کودکان نوپا برخی از این مشکلات را کاهش داده است و با ایجاد آزادی و تقارن در الگوهای حرکت از طریق اقدامات ارائه شده توسط زانوی پروتزی، عملکردهای حرکتی درشت ممکن می‌شود. مطالعات راه‌رفتن که در آن‌ها کودکان نوپا در موقعیت‌های بازی رشدی مشاهده می‌شوند، عملکرد پروتز زانو را در هنگام بالا رفتن و سر خوردن از یک سرسره کوچک، چمباتمه زدن در بازی، انتقال به حالت ایستاده و بازی روی زمین نشان می‌دهند (شکل ۱).

شکل ۱. عکس بالینی کودک ۲ ساله با نقص مادرزادی استخوان تیبیا در حال بازی در حالت نیمه زانو زده. به سطح قطع عضو از مفصل زانو در سمت چپ و به سطح قطع عضو از مچ پا (Syme) در سمت راست توجه کنید. این کودک در سن ۱۱ ماهگی دارای یک واحد مفصل زانو بوده است. او از سن ۱۵ ماهگی به طور مستقل راه می‌رفته است.

یک برنامه درمانی برای کودک نوپا در مراحل پیش از راه رفتن و در مراحل اولیه راه رفتن باید بر تقارن پاسچر و حرکت و همچنین کنترل تغییر وزن روی پروتز تمرکز داشته باشد. ابزارهای ارزیابی و غربالگری، دستورالعمل‌های درمانی بسیار خوبی را ارائه می‌دهند و به تعیین برنامه‌های خانگی کمک می‌کنند. اسباب بازی‌ها و واکرها، مکمل‌های درمانی هستند. اکثر کودکان نوپا با نقص اندام تک عضوی به وسایل کمکی خاصی احتیاج ندارند، اما ممکن است برای کمک به جابجایی کسانی که نقص در چند اندام دارند، به وسایل کمکی نیاز باشد.

کودکان در سن پیش دبستانی و خردسالی (۳۶ ماهگی تا ۶ سالگی)

هنگامی که کودک با پروتز شروع به راه رفتن می‌کند، درمان بر فعالیت‌های مناسب با سن متمرکز می‌شود. فعالیت‌هایی مانند موسیقی، کوهنوردی و سوار شدن بر روی سه‌چرخه، فعالیت‌های حرکتی بسیار خوبی هستند. برنامه‌های تمرینی خانگی شامل دامنه حرکتی برای جلوگیری از کنترکچر عضلات انجام می‌شود.

تعداد دفعات مراجعه به تیم درمان در این مرحله به تسلط کودک در راه رفتن، عملکرد مناسب کودک و توانایی خانواده در پیگیری برنامه‌های تمرینی در منزل بستگی دارد. فیزیوتراپیست باید تقریبا هر ۴ تا ۶ ماه یکبار رشد کودک را در کلینیک یا ویزیت‌های در منزل کنترل کند و برای تنظیم پروتز متناسب با رشد حرکتی کودک توصیه‌هایی ارائه دهد. کیل‌های واکنش

داینامیک[1] و همچنین پاهایی با قابلیت انعطاف‌پذیری در اندازه‌های کوچک موجود هستند و ممکن است در این مرحله استفاده شوند.

فیزیوتراپی می‌تواند در پیش دبستانی یا خانه کودک انجام شود و اقدامی موثر برای آموزش معلمان، همکلاسی‌ها و سایر اعضای خانواده کودک است. پرسنل پیش دبستانی باید از نیازهای ویژه این کودکان بخوبی آگاهی داشته و در خصوص راهکارهایی در زمینه مدیریت پروتزی و سازگاری محیط، در صورت لزوم آموزش دیده باشند. آموزش استفاده از توالت در این سن برای کودکان با قطع عضو از مفصل زانو یا ترنس‌فمورال یک مشکل اساسی است. معمولاً برای تعلیق از کمربند استفاده می‌شود که بدنبال آن بالا و پایین کشیدن شلوار دشوار می‌شود. درمان می‌تواند به این مسئله و همچنین لباس پوشیدن در خانه و مدرسه بپردازد.

علاوه بر این، مداخلات جراحی خاصی مانند Van Nes rotationplasty برای کودک دچار PFFD می‌تواند در این سن انجام شود. پس از هر جراحی، ترمیم زخم، کنترل ادم، بانداژ فشاری و تمرینات حرکتی و تقویت عملکردی انجام می‌شود. کودک ممکن است بعد از عمل به جلسات فیزیوتراپی بیشتری جهت بازیابی عملکرد مستقل نیاز باشد.

سال‌های دوران ابتدایی (۶ تا ۱۲ سال)

قطع بدنبال تروما یا تومورهای استخوانی معمولاً از ۶ تا ۱۲ ماهگی اتفاق می‌افتد. علاوه بر این، کودکانی که نقص مادرزادی اندام دارند ممکن است برای جهت جلوگیری از رشد بیش از حد و یا اصلاح ناهنجاری‌های در حال رشد، تحت جراحی قرار بگیرند. در این مرحله، کودکانی که قطع اندام مادرزادی دارند، در صورت وجود باید اجزای پروتز پیشرفته را دریافت کنند که ممکن است به تمرین‌های راه رفتن و تعادل بیشتری نیاز باشد.

در صورت امکان، آموزش راه رفتن باید با کمک میله‌های موازی (parallel bar) شروع شود و به کودک نحوه کار اجزای پروتز مانند خم و صاف کردن زانوی پروتزی و یادگیری نحوه نشستن، ایستادن و چمباتمه زدن آموزش داده می‌شود. جابجایی وزن چند جهته و الگوهای گام برداشتن برای راه رفتن روی سطوح هموار با یا بدون وسایل کمکی، باید آموزش داده شود.

تقریباً در ۷ سالگی، کودک قادر به شرکت فعال در یک برنامه ورزشی است و وابستگی کمتری به والدین خود دارد. بعد از اینکه کودک با پروتز در حال راه رفتن است، فیزیوتراپی خارج از منزل بهتر است در یک جامعه یا در یک مکان ارتوپدی

1. dynamic-response keels

ورزشی انجام شود، با استفاده از این رویکرد انگیزه مناسب در کودک ایجاد می‌شود. از این فضا برای شیرخواران و خردسالان باید خودداری شود. در صورت امکان، مراجعه به مدرسه توسط متخصص، راهی مفید برای آشنایی معلم، درمان‌گران مدرسه و همکلاسی‌های کودک با پروتز است. دوباره تاکید می‌شود، دستورالعمل‌ها و تمرینات باید متناسب با سن، ورزش و تفریح کودک باشند.

Rotationplasty

کودکانی که به علت تروما یا تومورهای استخوانی تحت عمل جراحی Rotationplasty قرار می‌گیرند و هیچ گونه پاتولوژی در هیپ ندارند، الگوهای راه رفتن مشابه با قطع ترنس‌تیبیال دارند. کودکانی که برای درمان PFFD تحت این عمل جراحی قرار می‌گیرند، دارای مشکلاتی در ثبات مفصل هیپ و زانو هستند، که می‌تواند با جراحی یا با پروتز مناسب رفع شود. این مسائل بر الگوی راه رفتن کودک تأثیر می‌گذارد. صرف نظر از علت زمینه‌ای، تمرینات دامنه حرکتی و تقویت‌کننده هیپ، مچ پا، پا و انگشتان پا ضروری است.مدیریت سریع بعد از عمل به طور معمول شامل ۶ تا ۸ هفته عدم تحمل وزن، با آموزش تمرینات ایزومتریک، فعال و با کمک حرکت مفصل هیپ، مچ پا و دامنه حرکتی پا است. از آنجا که کودک برای مراقبت‌های بعد از جراحی به طور مکرر در فیزیوتراپی شرکت می‌کند، ممکن است از فیزیوتراپیست خواسته شود تا جراح و خانواده را در مراقبت از زخم کمک کند.

همزمان با بعد از عمل قطع عضو و سایر جراحی‌های ترمیمی، پس از بهبود استخوان و ترمیم جراحی، کنترل ادم، شکل دادن اندام؛ تمرینات حرکتی مفصل هیپ، پا، مچ پا و انگشتان پا و تقویت ایزومتریک مفصل هیپ و مچ پا آغاز می‌شود. فیزیوتراپیست کودک باید پیشرفت تمرینات فعال و کمکی، تحمل وزن و فعالیت کلی را هدایت کند که این امر به ارتباط مداوم بین فیزیوتراپیست و جراح نیاز دارد. تمرینات تقویت‌کننده و تحمل وزن در زنجیره باز و بسته می‌تواند پس از بهبود محل استئوتومی انجام شود. بهبودی در هر کودک متفاوت است. تاخیر در ترمیم زخم معمولاً در کودکانی که تحت شیمی درمانی قرار گرفته‌اند مشاهده می‌شود. اگرچه انعطاف‌پذیری و قدرت هر دو برای عملکرد مطلوب پروتز زانو ضروری است، اما انعطاف‌پذیری مچ پا، پا و انگشتان پا باید قبل از تقویت آن‌ها بدست آید. دامنه حرکتی مچ پا عملکرد پروتز زانو را محدود کرده و در راه رفتن صحیح تداخل ایجاد می‌کند و در بعضی از کودکان باعث ایجاد علائم فشار، آسیب پوست، درد و شکستگی پا و میانه پا می‌شود. در شرایط شدید، پارگی تاندون آشیل رخ می‌دهد. به همین ترتیب، کوتاهی فاشیای کف پا بر عملکرد انگشت و پا تأثیر می‌گذارد. انگشتان پا شروع‌کننده عالی حرکت پروتز زانو هستند و منجر به تثبیت پا داخل سوکت می‌شوند. اگر مراکز آناتومیکی مچ پا و پا و زانوی مصنوعی بر هم منطبق نباشند، به دلیل عدم توانایی خم کردن زانوی پروتزی، کوتاهی در پا ایجاد می‌شود.

دورسی فلکشن مچ پا از ۰ تا ۳۰ درجه برای عملکرد زانو کافی است. پلنتار فلکشن بهینه ۵۰ تا ۶۰ درجه است. هرچه پلنتار فلکشن پا بیشتر باشد، رابطه پا با قطعه پروگزیمال بیشتر و راحت‌تر است و یک حرکت بزرگتر در زانو را ایجاد می‌کند. قدرت هیپ، مچ پا، پا و انگشتان پا پس از دستیابی به دامنه حرکتی کافی، منجر به قدرت مطلوب زانو می‌شود. تمرینات برای تسهیل در سرعت، جابه‌جایی و تقویت حرکات مچ پا ضروری است (شکل ۲).

شکل ۲. عکس‌های بالینی از پسر ۱۵ ساله‌ای که به دلیل استئوسارکوم تحت عمل rotationplasty قرار گرفت. A، پا در وضعیت پلنتار فلکشن است. B، پا در دورسی فلکشن قرار دارد. C و D، همان وضعیت پا و مچ پا در پسری که پروتز را پوشیده است. پروتز از نظر زیبایی تکمیل نشده است زیرا نیاز به تغییرات مکرر الاینمنت برای تطبیق با افزایش پلنتار فلکشن و دامنه حرکتی است.

افزایش طول اندام

در صورت وجود کوتاهی یک طرفه طول اندام، مدیریت جراحی برای رفع اختلافات طول فمور، تیبیا یا فیبولا معمولاً در طی سال‌های دوران ابتدایی آغاز می‌شود. روش‌های یکسان‌سازی طول اندام شامل طویل کردن اندام کوتاه، کوتاه کردن اندام سالم از طریق اپی‌فیزودزیز، رشد با هدایت جراحی، برداشتن استخوان یا ترکیبی از این روش‌ها است. چنین روش‌های افزایش اندام می‌تواند در طی چندین سال انجام شود، که به درمان و راهنمایی گسترده برای کودک و خانواده نیاز دارد. اهداف معمول برای درمان شامل حفظ دامنه حرکتی در مفاصل بالا و پایین فیکساتور خارجی، تقویت اندام، تشویق به تحمل وزن، افزایش استقامت، بازیابی عملکرد و سطح فعالیت در هنگام استفاده از فیکساتور خارجی است. این کودکان باید تا آنجا که ممکن است فعال نگه داشته شوند، در مدرسه شرکت کنند و در فعالیت‌های تفریحی مجاز مشارکت داشته باشند.

نوجوانی (۱۳ تا ۱۷ سالگی)

تومورهای بدخیم استخوان در دهه‌های اول و دوم زندگی شایع هستند. کودکان و خانواده‌های آن‌ها بسته به اندازه، محل و ویژگی‌های تومور و همچنین فعالیت و سطح عملکرد کودک با در نظر گرفتن فرهنگی، روانشناختی و خانوادگی با گزینه‌های مختلف جراحی مانند قطع عضو یا rotationplasty روبرو می‌شوند. از آنجا که فیزیوتراپیست‌ها می‌توانند در آگاهی کودک و خانواده در مورد نتایج عملکرد هر روش جراحی و اثرات اولیه و دیررس شیمی درمانی نقش داشته باشند، پس درمان‌گران باید در مورد این چالش‌ها آگاهی داشته باشند.

کودکی که تحت عمل نجات اندام قرار می‌گیرد، با چالش‌های جسمی زیادی روبرو می‌شود. اهداف فیزیوتراپی شامل بازیابی تحرک و قدرت، تحمل وزن پیشرونده، بهبود استقامت قلبی عروقی، مدیریت درد، اسکار و استقلال در جابه‌جایی است. فعالیت‌های مناسب سن، که شامل فعالیت‌های روزمره زندگی می‌شوند، در برنامه ورزشی گنجانده شده‌اند. با این حال، درمانگر باید همیشه به یاد داشته باشد که هدف اصلی برای کودک دچار تومور استخوان، زنده ماندن است. ماهیت تهاجمی این تومورها و بیماری همراه با درمان آن‌ها می‌تواند اهداف فیزیوتراپی را محدود کند. هر روش نجات اندام منحصر به فرد است و درمان باید تحت نظارت نزدیک جراح ارتوپد انجام شود.

برای کودکی که بمنظور کنترل موضعی تومور، قطع عضو را انتخاب می‌کند یا به آن نیاز به دارد، در صورت لزوم می توان از پروتز فوری بعد از عمل استفاده کرد. درمان فیزیوتراپی بعد از عمل شامل کنترل ادم، التیام زخم؛ و تمرینات دامنه حرکتی، تقویتی و تعادلی لازم برای آماده سازی کودک برای تناسب و عملکرد پروتز است.

در این محدوده سنی، نوجوانان دچار نقص‌های مادرزادی اندام‌ها ممکن است برای اصلاح ناهنجاری‌ها و رشد بیش از حد در اندام‌هایی که عملکرد کمتری دارند، تحت جراحی بازسازی و بازبینی قرار گیرند. این اغلب بر اساس بهبودهای بالقوه در زمینه عملکرد و زیبایی، انتخاب کودک است. در صورت لزوم، مدیریت مداوم نقص‌های طولی فمور، استخوان تیبیا و فیبولا ممکن است به ادامه فرآیندهای افزایش طول اندام که قبلاً توضیح داده شد، نیاز داشته باشد.

احساس اندام خیالی[1] در نوجوانان دچار قطع اکتسابی ناشی از تروما و تومور شایع است اما در کسانی که نقص مادرزادی اندام دارند پس از بازسازی یا قطع اندام کمتر اتفاق می‌افتد. احساس اندام خیالی به طور معمول در عملکرد اختلال ایجاد نمی‌کند.

1. phantom limb sensation

دستورالعمل‌های درمانی برای احساسات خیالی در کودکان مانند بزرگسالان است. پروتز مناسب و تحمل وزن ممکن است به کاهش احساس اندام خیالی کمک کند.

یادگیری رانندگی با اتومبیل یک فعالیت مناسب سن برای بزرگسالان است. فیزیوتراپیست باید از منابع برای ارزیابی توانایی‌های نوجوان و ماشین آگاهی داشته باشد. هنگامی که نوجوان برای تحصیل در دانشگاه و زندگی مستقل و دور از خانواده خود آماده می‌شود، مسائل و مشکلات بیشتر خود را نشان می‌دهند. دانشگاه‌ها و کالج‌ها معمولاً دپارتمانی را به دانشجویان با نیازهای ویژه و مشکلات اختصاص می‌دهند.

ورزش و تفریح

کودکان و نوجوانان با قطع عضو یا نقص اندام باید به شرکت در فعالیت‌های ورزشی و تفریحی با همسالان خود تشویق شوند. اثرات روانشناختی مشارکت ورزشی باید شناخته شود. بهبود عزت نفس و اعتماد به نفس؛ به دست آوردن استقلال؛ یادگیری رقابت، پیروزی و باخت؛ توسعه مهارت‌های تصمیم‌گیری و حل مسئله؛ و شرکت به عنوان عضو تیم، برخی از مزایایی است که افراد در طول زندگی خود هنگام شرکت در برنامه‌های ورزشی تفریحی و رقابتی به همراه دارند. بهبود در آمادگی جسمانی، توسعه تعادل، قدرت، هماهنگی و مهارت‌های حرکتی؛ افزایش استقامت و کنترل وزن نیز از مزایای فعالیت بدنی است. برنامه‌های تطبیقی ورزشی و تفریحی در سراسر ایالات متحده برای افرادی با انواع نقایص جسمی ایجاد شده است.

در ایالات متحده قوانینی وضع شده است که کودکان و نوجوانان را ملزم به آموزش در کمترین محدودیت محیط می‌کند. قانون آموزش افراد دچار معلولیت، آموزش رایگان و مناسب را برای کودکان معلول ارائه می‌دهد. فیزیوتراپی و تربیت بدنی سازگار در مدارس در این قانون گنجانده شده است. علاوه بر این، تجهیزات ویژه و پروتزهای ورزشی بسته به درجه و سطح اختلال در دسترس هستند. پیشرفت در فن‌آوری پروتز به افراد قطع عضو کمک می‌کند تا در مسابقات بزرگ ورزشی در سطح ملی و بین المللی شرکت کنند. بنیادChallenged Athletes یک منبع عالی برای برنامه‌های واقع شده از نظر جغرافیایی است. بنیاد فعالیت‌های ارتوز و پروتز به افراد دچار ناتوانی‌های جسمی که به خدمات ارتوز و پروتز نیاز دارند، کمک مالی و فن‌آوری می‌کند. ایجاد شرایط برای استفاده کودکان و نوجوانان از این فرصت‌ها و ارجاع آن‌ها به برنامه‌های محلی و تفریحی محلی یکی از مهمترین نقش‌های یک درمانگر است (شکل ۳).

شکل ۳. A، عکس یک برنامه سنگ نوردی متناسب با کودکان با چالش‌های جسمی. B، عکس کلاس کاراته برای کودکان دچار نقص اندام.

از دست دادن چند اندام با و بدون اختلالات عصبی

شیرخواران، کودکان و نوجوانان دچار نقص چند اندام مادرزادی یا اکتسابی نیازهای ویژه‌ای دارند. آن‌ها به مداخلات درمانی فشرده و منظم‌تری نیاز دارند. به طور معمول، تاخیر در رشد ایجاد می‌شود که شدت آن اغلب به میزان از دست دادن اندام و سایر اختلالات پزشکی یا عصبی مرتبط است. کمک‌های ویژه حرکتی، صندلی‌های چرخ‌دار و متناسب با محیط ممکن است لازم باشد. اولویت‌بندی مداخلات جراحی، پروتز و درمانی برای تأمین اهداف کودک و خانواده مورد نیاز است. به طور هم‌زمان به کودک چند پروتز جدید به علت سنگینی بیش از حد نباید داده شود.

در شیرخواران، کودکان یا نوجوانان با درگیری عصبی و قطع عضو، اختلال عصبی بیشتر از قطع عضو (چه اکتسابی و چه مادرزادی) بر محدودیت‌های عملکرد تأثیر دارد. نمونه‌هایی از نقص اندام اکتسابی با آسیب‌شناسی عصبی شامل آسیب تروماتیک سر و قطع عضو ناشی از تروما، ایسکمی به علت نارس بودن با نفوذ وریدی، منتژوکوکمی و میلومننگوسل (spina bifida) است. درمان باید بر عملکرد عصبی و همچنین تعادل و ثبات با پروتز متمرکز باشد. ارتباط و همکاری قوی بین خانواده، مدرسه، جامعه و تیم نقص اندام، برای نتایج مطلوب لازم است.

خلاصه

هر شیرخوار، کودک و نوجوان متفاوت است و انتظارات و اهدافی منحصر به نیازهای او دارد. بسیاری از عوامل در درمان این بیماران بر اهداف تأثیر می‌گذارند. فعالیت‌های عملکردی متناسب با سن که اهداف بیمار و خانواده را برآورده می‌کند، باید مداخلات فیزیوتراپی را هدایت کند. درمان‌ها باید سرگرم‌کننده، معنادار و هماهنگ با خانواده کودک، معلمان مدرسه و فیزیوتراپیست‌ها و کاردرمانگران جامعه باشد. فیزیوتراپیست‌هایی که با نوزادان، کودکان و نوجوانان کار می‌کنند معلمان، مربیان، مرشدان و حامیان کودک و خانواده هستند.

ارسال مقالات به آیدی تلگرام:

@vahidpourmoghadam

فراخوان نشریه

انجمن علمی دانشجویی ارتوز و پروتز

از افـراد علاقه‌مند دعوت می‌گردد تا مقالات، ترجمه و هرگونه مطالب مرتبط با دانش ارتوز و پروتز را به سردبیر نشریه علمی دانشجویی ارتوز و پروتز ارسال کنند.