تعادل ایستگاهی در آمپوته های اندام تحتانی؛ مروری بر مقالات

مصطفی کمالی اردکانی[1]*،محمد تقی کریمی[2]

[1]کارشناس ارشد ارتوپدی فنی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران ،[2] دکترای ارتوپدی فنی، استادیار، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

*نویسنده پاسخگو : Mostafa_kamali@rehab.mui.ac.ir

چکیده:

زمینه و هدف: قطع عضو های اندام تحتانی معمولا به علت ضربه،بیماری های عروقی،دیابت و یا اختلالات مادرزادی ایجاد می شود.افراد دچار قطع عضو، توانایی ایستادن و راه رفتن را با توجه به سطح قطع عضو خود از دست می دهند.تاثیر سطح قطع عضو، نوع قطع عضو و یا علت قطع عضو بر اختلالات بالانس به طور شفاف مشخص نشده است. علاوه بر آن تاثیر قطعات پروتز بر تعادل افراد حین ایستادن مشخص نیست.بنابراین هدف از این مقاله مروری پیداکردن رابطه بین میان فاکتورهای ذکر شده در بالا و اختلالات تعادلی با توجه به تحقیقات موجود می باشد.

مواد و روش ها: یک جستجوی الکترونیک در پایگاههای اطلاعاتی PubMed، ISI web of science و Embase از سال ۱۹۶۰ الی ۲۰۱۲ انجام گردید. کیفیت مقالات با استفاده از ابزار Black and Down مورد ارزیابی قرار گرفت. کلمات کلیدی زیر برای جستجو انتخاب گردید : Stability, Prosthesis, Standing, Balance, Prosthesis components

نتایج: بر اساس کلمات کلیدی استفاده شده،۱۰۰ مقاله پیدا شد که ۲۰ مقاله با توجه به معیارهای انتخاب پذیرفته شدند.امتیاز گزارش دهی،روایی خارجی،روایی داخلی (بایاس)،روایی داخلی به ترتیب بین ۴-۹، ۱-۳ ، ۳-۵ ، ۲-۶ متفاوت بود.

نتیجه گیری: نتایج این بررسی حاکی از آن است که تعادل ایستادن آمپوته ها به سطح قطع عضو،نوع قطع عضو و علت قطع عضو بستگی دارد.به علاوه خصوصیات پروتز مثل سفتی مچ پروتز بر تعادل داینامیک اثر گذار است. در حالی که تورشن آداپتور هیچ تاثیر مثبتی بر تعادل در حین راه رفتن و چرخش ندارد.توصیه می شود تاثیر سایر قطعات پروتز بر تعادل ایستگاهی سنجیده شود.

کلمات کلیدی : تعادل ایستگاهی، پروتز، تعادل، قطعات پروتز

تاریخ دریافت: ۹۱/۹/۱۲

تاریخ پذیرش: ۹۱/۱۲/۲۳

[Downloaded from ijwph.daneshafarand.org on 2026-11-23]

مقدمه:

قطع عضو اندام تحتانی معمولا در نتیجه تروما،بیماری های عروقی، دیابت، سرطان، اختلالات مادرزادی و جراحی ایجاد می شود (۱،۲). شیوع قطع عضو بین ۲.۸ درصد تا ۴۳.۹ درصد در هر ۱۰۰۰۰۰ متفاوت است (۲). درصد قطع عضو های زیر زانو،زانو و بالای زانو در میان مجموع قطع عضو ها به ترتیب ۴۳ ،۲۴ و ۲۹ درصد گزارش شده است (۱). بسته به سطح قطع عضو، آمپوته باید از انواع مختلفی از پروتز ها جهت بهبود کارایی خود از جمله راه رفتن غیر وابسته استفاده کند.کارایی آمپوته ها نه تنها به سطح قطع عضو بلکه به قطعات مورد استفاده در پروتز نیز بستگی دارد (۳). کارایی آمپوته معمولا از طریق راه رفتن فرد با سطح انرژی پائین، سرعت مطمئن و پایدار بودن فرد در حین ایستادن آرام و همچنین در حین انجام فعالیت های مختلف ارزیابی می شود. تعادل ایستگاهی[LIX] معمولا با انجام عمل قطع عضو کاهش می یابد. آمپوته ها معمولا زمین خوردن را به طور مکرر تجربه می کنند (۴). گزارش شده است که ۵۲ درصد از بیماران با قطع عضو اندام تحتانی (ترنس تیبیال یا ترنس فمورال) سالانه تجربه زمین خوردن را دارند. ۲۷ درصد بیماران دارای قطع عضو یکطرفه گزارش زمین خوردن سالانه را داشته اند، در حالی که این عدد برای بیماران مبتلا به قطع عضو دو طرفه ۵۸ درصد می باشد (۵).

استابیلیتی در حین ایستادن توانایی نگه داشتن مرکز جاذبه[LX] در سطح اتکاء بدن[LXI] تعریف می شود که، از طریق یک هماهنگی کامل و پیچیده بین سیستم های مختلف حاصل می شود(۶). در آمپوته های اندام تحتانی،عدم تعادل می تواند ناشی از کاهش اطلاعات حس عمقی،به علت از دست رفتن فیدبک صحیح از محل فوت باشد (۷،۸). به خوبی مشخص شده است که تعادل ایستگاهی در حین ایستادن آرام و همچنین انجام فعالیت های دستی در حین ایستادن توسط استراتژی مچ و ران کنترل می شود (۶). در آمپوته های اندام تحتانی استراتژی کنترلی مچ از بین رفته است،لذا تعادل ایستگاهی صرفا از طریق مکانیسم ران کنترل می شود (۹).

قطعات پروتزی (زیرزانو، زانو و بالای زانو) همچنین بر عملکرد استفاده کننده از پروتز در حین ایستادن و راه رفتن تاثیر می گذارد(۱۰). طراحی های پروتزی جدید از زانو و مفصل مچ جهت کاراتر کردن پروتز و کاهش خطر افتادن انجام گرفته است. تعادل آمپوته ها از طریق پارامترهای مختلفی شامل دامنه تغیرات و سرعت نوسان مرکز فشار و همچنین الگوی وزن گذاری بر پای پروتزی و پای سالم اندازه گیری می شود(۷،۱۱،۱۲). تفاوت میان تعادل افراد سالم و آفراد آمپوته بحث برانگیز است.به علاوه ارتباط میان سطح قطع عضو، نوع قطع عضو و علت فطع عضو بر روی بالانس هنوز به طور دقیق ارزیابی نشده است.علاوه بر این، اینکه آیا قطعات پروتز تا چه حد بر تعادل ایستگاهی اثر دارد یا خیر نیز بحث برانگیز است. لذا هدف از این مقاله مروری بررسی متون موجود در رابطه با تعادل آمپوته ها و کنترل بالانس است.

روش بررسی

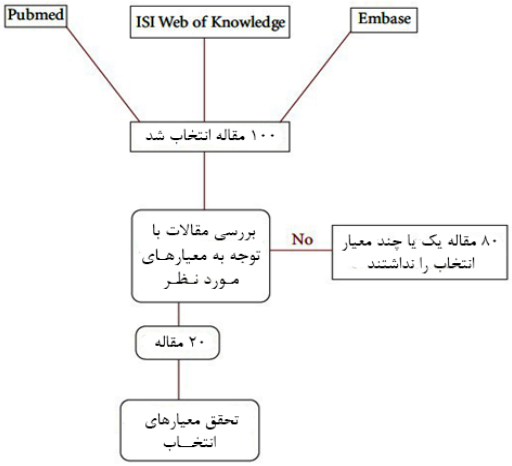
جستجوی اینترنتی در پایگاه های اطلاعاتی ISI Web of Knowledge , Embase , Pubmedدر بازه زمانی ۱۹۶۰ تا ۲۰۱۲ صورت گرفت. واژگان کلیدی زیر برای جستجو انتخاب شدند:

Lower limb prosthesis, lower limb amputation, prosthetic foot, prosthetic knee, suspension socket. همچنین واژگان کلیدی ذکر شده در ترکیب با stability, standing stability, fall, balance and Proprioception مورد جستجو قرار گرفتند. بنابراین ترکیبی از ۵۰ واژه کلیدی مختلف برای آنالیز نهایی استفاده شد. به منظور افزایش دامنه ی جستجو، منابع مقالات اولیه یافت شده نیز ، جهت یافتن مقالات مناسب بیشتر مورد بررسی قرار گرفتند. چکیده و عنوان هر مطالعه توسط نویسندگان ارزیابی گردید. اولین معیار انتخاب مقاله این بود که آیا عنوان مقاله سوالات مورد نظر محقق را پاسخگو است یا خیر. دومین مرحله ی انتخاب بر اساس معیارهای زیر صورت گرفت :

LIX Standing stability
LX center of gravity
LXI base of support

[Downloaded from ijwph.daneshafarand.org on 2026-11-23]

۱. مقالات به زبان انگلیسی نوشته شده باشد.
۲. طرح مقاله از نوع (randomized controlled trail , case report, case series , pre/post, observational and clinical consensus) باشد.
۳. اندازه گیری های اصلی مطالعه شامل استابیلیتی ، تعادل و حس عمقی آمپوته ها باشد.
۴. این مطالعه افراد با آمپوتاسیون های ترنس فمورال ، از روی زانو و یا ترنس تیبیال را مورد بررسی قرار داده باشد.



سطح شاهد هر مقاله بر اساس طرح اصلی جستجو مشخص گردید که از ۵ تا ۱ به صورت randomized control trial, prospective controlled trial (cohort), case-control, pre/post, observational and clinical consensus به ترتیب امتیاز داده شدند.

کیفیت روش اجرای هر مقاله با استفاده از ابزار Down and Black ارزیابی گردید (۱۳،۱۴). اعتبار و صحت این تست به عنوان ابزاری برای ارزیابی کیفیت مطالعات تحقیقی به اثبات رسیده است. دو کارشناس کیفیت هر مقاله را بطور مجزا بررسی کردند. ارتباط بین نتایج کارشناسان بوسیله ی تست همبستگی پیرسون[LXII] بدست آمد. نرم افزار SPSS (نسخه ۱۶) برای ارزیابی آماری مورد استفاده قرار گرفت.

یافته ها

بر اساس واژگان کلیدی ذکر شده ، ۱۰۰ مقاله یافت شد. در نهایت ، تنها ۲۰ مقاله مناسب نیازهای این مطالعه بوده و برای مرور نهایی انتخاب شدند. جدول ۱ ، متودولوژی ، ویژگی های شرکت کنندگان و نتایج مقالات انتخاب شده را خلاصه کرده است. تنها تعداد اندکی مطالعه در زمینه ی تاثیر اجزای پروتزی بر تعادل ایستگاهی وجود دارد. تنها دو مقاله، استابیلیتی افراد نرمال و آمپوته را مقایسه کرده اند.

نتایج ارزیابی کیفیت هر مقاله در جدول ۲ نشان داده شده است. سطح شاهد، بین ۲ و ۵ متغیر بود بطوریکه بیشتر مطالعات آزمایش های بالینی تصادفی بودند. امتیاز گزارش دهی[LXIII] ، روایی خارجی[LXIV] ، روایی داخلی[LXV] (بایاس)، روایی داخلی (مخدوش کننده) به ترتیب بین ۹-۴ ، ۳-۱ ، ۵-۳ و ۶-۲ متغیر بودند.

LXII Pearson correlation

LXIII Reporting
LXIV External validity
LXV Internal validity

[Downloaded from ijwph.daneshafarand.org on 2026-11-23]

جدول ۱ . یافته های بالینی اصلی مطالعات مرور شده.

رفرانس	محقق	جامعه آماری	ویژگی های پروتز	روش اجرا	نتایج
(۱۵)	Nederhand et al	۶ فرد با قطع عضو ترنس فمورال و ۸ فرد با قطع عضو ترنس تیبیال	۱-پنجه ها : یک پنجه تک محوره و ۱۲ پنجه دایناميک ۲- مفصل زانو: ۱ میکروپروسسور، ۳ چهارمحوره، ۱ هفت محوره و یک هیدرولیک تک محوره	یک سیستم آنالیز حرکت (دوربین سه بعدی و صفحه نیروی کیستلر) برای ارزیابی کارایی گیت نمونه ها استفاده شد.	نتایج نشان داد که رابطه ی قابل توجه مثبتی بین سفتی مچ پروتزی و کنترل بالانس دایناميک وجود داشت .
(۱۶)	Clark et al	۵ کودک با آمپوتاسیون یکطرفه اندام تحتانی ، ۲ فرد با قطع عضو بالای زانو و ۳ فرد با قطع از روی زانو	مفصل زانو: ۲ مفضل زانوی مدولار با چهار بار و سه مفضل زانوی اصطکاک دائم	دامنه تغیرات COP با استفاده از صفحه نیروی کیستلر ثبت شد.	BOS[LXVI] کلی برای هر دو نوع پنجه ی پروتزی ثابت بود، functional bos برای پنجه ی sach[LXVII] به طور قابل توجهی بزرگ تر از پنجه ی CAPP بود.
(۱۷)	Hermodsson et al	۳۶ فرد با آمپوتاسیون وسکولاروتروماتیک و یک گروه کنترلی سالم	پروتز معمولی مورد استفاده قرار گرفته بود. (اطلاعاتی در مورد این پروتز معمولی گزارش نشده است)	استابیلیتی با استفاده از صفحه نیروی کیستلر محاسبه شد.	تعادل ایستایی آمپوته های واسکولار پایین تر از آمپوته های تروماتیک بود.
(۱۸)	Segal etal	۱۰ آمپوته یکطرفه ترنس تیبیال در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفتند.	همه ی آمپوته ها از یک تورشن آداپتور ریجید استفاده کردند.	روش Lyapunovexponed برای اندازه گیری استابیلیتی استفاده گردید.	تورشن آداپتور درجه آزادی حرکت را افزایش می دهد و ممکن است یک تاثیر منفی کوچک بر استابیلیتی عضو پروتزی داشته باشد.
(۱۹)	Kendell et al	۲۰ آمپوته یکطرفه ترنس تیبیال	پروتز معمولی مورد استفاده قرار گرفته بود. (اطلاعاتی در مورد این پروتز معمولی گزارش نشده است)	برای جمع آوری داده های فشار پلانتار از فوت اسکن موبایل استفاده شد .	تفاوت هایی در پارامتر ها بین استفاده کننده از پروتز وافراد سالم یافت شد.
(۸)	Tammie et al	۲۲ فرد با آمپوتاسیون یکطرفه ترنس تیبیال در این مطالعه مورد ارزیابی قرار گرفتند.	پروتز معمولی مورد استفاده قرار گرفته بود. (اطلاعاتی در مورد این پروتز معمولی در دسترس نیست)	میزان حس پیکری،گردش خون و تعادل در آمپوته های دارای مشکل عروقی اندازه گیری شد.	وضعیت حس پیکری ضعیف در ارتباط با تعادل ایستایی ضعیف بود. یک رابطه بین ویبریشن ضعیف و گردش وافزایش دامنه تغیرات مرکز فشار در ایستادن ارام وجود داشت.
(۲۰)	Lee et al	۷ آمپوته یکطرفه ترنس تیبیال (۲ نفر سمت چپ و ۵ نفر سمت راست)	پروتز معمولی مورد استفاده قرار گرفته است. (اطلاعاتی در مورد این پروتز معمولی گزارش نشده است)	یک سیستم کامپیوتری ارزیابی فشار کف پا برای این مطالعه اختصاصا طراحی شد.	نتایج ازمایشات پیش رفتی در سه شاخصه ی تعادل HTI[LXVIII] ،MSDI[LXIX]،ASDI[LXX] درطول ایستادن آرام بر روی یک پا بوسیله ی اعمال تحریک زیر حسی را نشان داد .
(۲۱)	Lenka et al	۲۰ آمپوته یکطرفه ترنس تیبیال	آمپوته های زیر زانو با سطح بالای فعالیت بررسی شدند (سوکت PTB و پنجه SACH) .	استابیلیتی پوسچرال با در نظر گرفتن فاکتورهایی مانند : دامنه نوسان قدامی خلفی و دامنه نوسان داخلی خارجی ارزیابی شد.	نتیجه نشان می دهد که بیماران با استامپ بلند تر با ثبات تر از بیمارانی با استامپ کوتاه تر می باشند.
(۱۱)	Lawson et al	یک آمپوته ترنس تیبیال	یک زانو و مچ الکترونیکی مورد استفاده قرار گرفت.	اطلاعات (استابیلیتی) برای یک آمپوته در شرایط مختلف ایستادن جمع آوری گردید. .	کنترل کننده قادر به تخمین شیب زمین با دقت ۱ درجه در دامنه ی ۱۵ درجه بود و این می تواند مقاومت مفصلی مناسبی برای ایستادن بر روی سطوح شیب دار در این دامنه را فراهم کند.

LXVI Base of support
LXVII Solid ankle cushion heel
LXVIII Holding Time Index
LXIX Maximum Sway Distance Index
LXX Average Sway Distance Index

[Downloaded from ijwph.daneshafarand.org on 2026-11-23]

(۲۲)	Hof et al	۶ آمپوته بالای زانو و ۶ نمونه کنترل مورد بررسی قرار گرفتند	پروتز معمولی مورد استفاده قرار گرفته است.	موقعیت مرکز فشار (COP) در این مطالعه ثبت گردید.	امپوته ها گیت نا متقارن همراه با استانس کوتاه تر در سمت پروتزی نسبت به سمت سالم داشتند.
(۲۳)	Schmid et al	دو گروه مورد آزمایش قرار گرفتند : ۱۲ آمپوته ترنس فمورال و دومین گروه ۷ نمونه سالم بودند.	همه ی نمونه ها از یک نوع پروتز استفاده کردند.	COP (مرکز فشار) بوسیله یک سیستم فوت اسکن بدست آمد.	تفاوت قابل ملاحظه ای بین مدت زمان فاز استانس و سوئینگ افراد سالم و آمپوته وجود داشت که نشان دهنده ی بی ثباتی آمپوته ها درهنگام راه رفتن بود.
(۹)	Eakin et al	۱۰ آمپوته بالای زانو	پروتز معمولی مورد استفاده قرار گرفته بود.	یک سیستم اندازه گیری حس عمقی اجازه ی تست نمونه ها در وضعیتی مشابه آخرین مرحله ی فاز سوئینگ گیت را داد.	تفاوتی قابل توجه بین آستانه ی حرکت پاسیو عضو پروتزی و عضو سالم وجود داشت .
(۲۴)	Matjacic et al	۱۴ آمپوته ترنس تیبیال (۶ نفر سمت راست و ۸ نفر سمت چپ)	پروتز ترنس تیبیال (نوع سوکت تعلیقی : تاندون پتلار سوپراکوندیلار)	نمونه ها در یک برنامه آموزش تعادل با دستگاه Balance Re Trainer گنجانده شده بودند.	نتایج نشان داد که برنامه ی درمانی اجرا شده تعادل و قابلیت های حرکت در افراد بعد از آمپوتاسیون ترنس تیبیال را بهبود بخشیده بود.
(۲۵)	Kooij et al	۴ آمپوته یکطرفه ترنس فمورال و ۶ فرد سالم در گروه کنترل که از نظر سنی با یکدیگر تطابق یافته اند.	۱-پنجه ها : یک پنجه تک محوره ، یک پنجه dynamic stiff و دو پنجه D 10 stiff	صفحه نیروی کیستلر برای اندازه گیری استابیلیتی استفاده شد.	تفاوت قابل توجهی بین استابیلیتی داینامیک افراد نرمال و آمپوته وجود داشت.
(۱۲)	Miller et al	۴۳۵ آمپوته در این مطالعه شرکت کردند .	اطلاعاتی در مورد نوع پروتز مورد استفاده گزارش نشده است	یک مقیاس ۱۶ آیتمی جهت ارزیابی اطمینان بالانس مورد استفاده قرار گرفت.	نمونه هایی که قطع عضوشان بدلایل غیر وسکولار بود ، سطوح بالایی از توانایی حفظ را نسبت قطع عضو وسکولار بوده گزارش کردند.
(۲۶)	Hlavackova et al	۸ آمپوته یکطرفه تروماتیک ترنس تیبیال	اطلاعاتی در مورد نوع پروتز مورد استفاده گزارش نشده است	از افراد خواسته شد با چشم بسته روی یک سیستم جمع آوری کننده اطلاعات فشار پلنتار در شرایط مختلف بایستند.	نتایج نشان داد که الگوی توضیع وزن بر روی سمت سالم و پروتزی با یک دیگر متفاوت است.
(۲۷)	Mayer	۳۴ آمپوته ترنس تیبیال و۴۳ فرد سالم در گروه کنترل	اطلاعاتی در مورد نوع پروتز مورد استفاده گزارش نشده است	یک استابیلومتر برای ارزیابی دامنه تغیرات مرکز فشار استفاده شد.	استابیلیتی ایستایی گروهی از آمپوته ها که برای اولین بار پروتز دریافت کرده بودند نسبت به گروهی که به مدت طولانی از پروتز استفاده کرده بودند،ضعیف تر بود .
(۲۹)	Mayer et al	۱۰ استفاده کننده ی با تجربه از پروتز. ۱۸ آمپوته زیر زانو که به تازگی پروتز دریافت کرده اند	سوکت PTB همراه با پنجه SACH و لاینر نخی [LXXI] متداول	دامنه تغیرات مرکز فشار (COP) در طول ۲۰ ثانیه ایستادن آرام با استفاده از سیستم استابیلومتر مشخص شد.	گروه FFA^{LXXII} در مقایسه با گروه SPU^{LXXIII} ، ۲۷/۸٪ نوسان پوسچر بیشتری را در ایستادن یکطرفه نشان دادند.
(۲۸)	Buckley et al	۶ آمپوته یکطرفه اندام تحتانی و ۶ فرد سالم	اطلاعاتی در مورد نوع پروتز مورد استفاده گزارش نشده است	دامنه تغیرات COP در طول ایستادن آرام و میزان کارایی تعادل حین ایستادن بر روی استابیلومتر تک محوره مورد ارزیابی قرار گرفت.	دامنه تغیرات مرکز فشار برای آمپوته ها در هر دو مسیر مدیولترال و آنتروپوستریور بطور قابل ملاحظه ای بزرگتر بود.

LXXI Cotton liner
LXXII First Fitted Amputees
LXXIII Skilled Prosthetic Users

[Downloaded from ijwph.daneshafarand.org on 2026-11-23]

(۷)	Lamoth et al	۸ آمپوته ترنس فمورال و ۸ فرد سالم	۱-نوع پنجه : همه آمپوته ها از پنجه داینامیک استفاده کردند. ۲-نوع مفصل زانو : دو آمپوته از زانوی کنترل شده ی میکروپروسسور استفاده می کردند و بقیه از زانوهای کنترل شده مکانیکی استفاده می کردند.	از یک شتاب سنج جهت اندازه گیری حرکت تنه در طول راه رفتن استفاده شد.	RMS داخلی خارجی در آمپوته ها بالاتر بود.

جدول ۲ : نتایج ارزیابی کیفیت مقالات

رفرنس	مولف	سطح شاهد	گزارش دهی	روایی خارجی	روایی داخلی- بایاس	روایی داخلی مخدوش کننده (بایاس انتخابی)	PEDro[LXXIV] امتیاز
(9)	Eakin et al.	5	5	2	3	4	4 (fair)
(23)	Schmid et al.	3	7	2	4	5	6 (good)
(22)	Hof et al.	3	8	2	4	5	5 (fair)
(11)	Lawson et al.	5	8	1	4	4	2 (poor)
(21)	Lenka et al.	5	7	2	4	4	5 (fair)
(20)	Lee et al.	5	8	3	4	5	2 (poor)
(8)	Quai et al.	5	7	2	4	4	5 (fair)
(19)	Kendell et al.	5	7	2	4	4	7 (good)
(7)	Lamoth et al.	3	9	2	4	3	6 (good)
(28)	Buckley et al.	3	7	2	4	4	5 (fair)
(29)	Mayer et al.	3	9	3	4	5	6 (good)
(27)	Mayer.	3	8	3	5	6	7 (good)
(26)	Hlavackova et al.	3	6	2	4	5	5 (fair)
(12)	Miller et al.	2	6	3	4	4	7 (good)
(25)	Kooji et al.	3	6	1	4	4	5 (fair)
(24)	Matjacic et al.	2	7	2	4	4	5 (fair)
(18)	Segal et al.	5	8	2	4	4	4 (fair)
(17)	Hermodsson et al.	5	8	2	4	6	7 (good)
(16)	Clark et al.	5	7	1	4	4	4 (fair)
(15)	Nederhand et al.	2	7	2	4	4	5 (fair)
(21)	Lenka et al.	5	7	2	4	4	5 (fair)
(18)	Segal et al.	5	8	2	4	4	4 (fair)

[LXXIV] روش PEDro روشی است که برای ارزیابی کیفیت مقالات به کار می رود.

[Downloaded from ijwph.daneshafarand.org on 2026-11-23]

بحث

استابیلیتی در افراد نرمال بوسیله ی یک مکانیزم ترکیبی و پیچیده که شامل استراتژی های مچ ، زانو و هیپ می شود ، بدست می آید . آمپوته ها بخشی از این استراتژی ها را بسته به سطح آمپوتاسیون از دست می دهند، بنابر این سوال های اصلی مطرح شده این است که؛ آیا تفاوتی بین استابیلیتی افراد سالم و آمپوته وجود دارد و اینکه آیا اجزای پروتزی تأثیری بر عملکرد آمپوته ها درطول ایستادن دارند یا خیر. کیفیت مطالعه های مورد استفاده در این مقاله ی مروری بالا نیست (جدول ۲) علاوه بر این، روش های مورد استفاده برای اندازه گیری استابیلیتی در بیشتر مطالعات، روش های استانداردی نیستند . بعضی از پارامتر ها مانند طول مدت فاز استانس و بزرگی وزن اعمالی بدن بر روی هر پا در طول ایستادن، پارامتر های خوبی برای بیان استابیلیتی نیستند. استابیلیتی در بیشتر مطالعات بوسیله ی ارزیابی حرکت COP در حین ایستادن، سرعت نوسان COP، طول مسیر و دامنه تغیرات در جهات مدیولترال و آنتروپوستریور، ارزیابی گردیده است.

تأثیر آمپوتاسیون

شش مطالعه که به مقایسه ی تعادل ایستایی افراد سالم و آمپوته پرداخته بود، یافت شد. یکی از پارامتر هایی که بیان گر استابیلیتی در طول راه رفتن می باشد، درصد فاز استانس است . بر اساس نتایج تحقیق انجام شده توسط Schmidl و همکارانش، فاز استانس برای پای سالم درمقایسه با پای پروتزی طولانی تر است (۲۳). که بیانگر بی ثبات تر بودن آمپوته ها نسبت به افراد سالم بوده و ترجیح سپری کردن بیشتر زمان چرخه ی گیت در فاز سوئینگ است. Hof و همکارانش نشان دادند که مدت زمان فاز استانس برای پای سالم و پروتزی به ترتیب ۶۰و ۶۸٪ است (۲۲). آمپوتاسیون اساسا ناشی از بیماری وسکولار و تروما است. در افراد مسن، آمپوتاسیون بیشتر به علت بیماری وسکولار انجام می شود در مقایسه با افراد نرمالی که اندام خود را به علت تروما از دست می دهند. نتایج تحقیقات مختلف نشان می دهد که استابیلیتی با افزایش سن کاهش می یابد. پس می توان اظهار داشت که افراد مسن بی ثبات تر از نمونه های نرمال هستند . بر اساس مطالعه ی Hermodsson و همکارانش، تعادل ایستایی آمپوته های وسکولار نسبت به آمپوته های تروماتیک پایین تراست (۱۷). بی ثباتی آمپوته های وسکولار در هر دو جهت مدیولترال و آنتروپوستریور بیشتر از آمپوته های تروماتیک است. تاثیر سن بر روی حس عمقی و سیستم های حسی پیکری[LXXV] ، مسئول کنترل نوسان پوسچر ، دلیلی دیگر برای تفاوت بین آمپوتاسیون وسکولار و تروماتیک است. همچنین وضعیت حس پیکری ضعیف، در ارتباط با تعادل ایستایی ضعیف بود (۸).

تاثیر علت و سطح آمپوتاسیون

طول استامپ، پارامتر تاثیرگذار دیگری بر استابیلیتی ایستایی است. نشان داده شده است که استامپ کوتاهتر نسبت به استامپ بلندتر درآمپوته های ترنس تیبیال بی ثبات تر هستند. سطح آمپوتاسیون ، پارامتر دیگری است که می تواند بر استابیلیتی ایستایی تاثیر بگذارد. هرچند در برخی مطالعات، نمونه های سالم و آمپوته های بالا و زیر زانو مورد ارزیابی قرار گرفته اند، اما اطلاعات کافی در مورد تاثیر سطح آمپوتاسیون بر تعادل ایستایی بدست نیامده است. با توجه به اینکه استابیلیتی بوسیله ی استراتژیهای مچ ، زانو و هیپ کنترل می شوند، میتوان نتیجه گرفت که فقدان مفصل مچ و زانو منجر به بی ثباتی می گردد. همچنین، آمپوته های بالای زانو ممکن است بی ثبات تر از آمپوته های زیر زانو باشند.

تاثیر اجزای پروتزی

نوع پنجه پروتزی می تواند استابیلیتی را در طول ایستادن و راه رفتن تحت تاثیر قرار دهد. نشان داده شده است که ارتباطی مثبت بین سفتی مچ پروتزی و کنترل تعادل داینامیک در آمپوته های بالا و زیر زانو وجود دارد (۱۵). در تحقیقی که توسط segal و همکارانش انجام شده، این نتیجه بدست آمد که استفاده از تورشن آداپتور هیچ تاثیر مثبتی بر استابیلیتی در طول راه رفتن بر روی یک خط مستقیم در حین چرخش ندارد (۱۸). همچنین نوع سیستم تعلیق، سوکت و مکانیسم زانو می تواند استابیلیتی ایستایی را تحت تاثیر قرار دهد، اما شواهد کافی برای نشان دادن تاثیرات این اجزا بر تعادل ایستایی آمپوته ها وجود ندارد (۱۸). بنابراین، توصیه می گردد که مطالعات آینده تاثیر اجزای ذکر شده را بررسی کنند.

LXXV Somatosensory system

[Downloaded from ijwph.daneshafarand.org on 2026-11-23]

استابیلیتی یک فرایند پیچیده بوده که حتی در زمان انجام وظایف مختلف نسبت به حالت ایستادن آرام، پیچیده تر می شود. استابیلیتی داینامیک در زمان انجام کارهای دستی توسط شخص و همچنین هنگام راه رفتن وی اندازه گیری می شود. استابیلیتی در طول راه رفتن بر اساس درصد فاز استانس و سوئینگ ، حرکت پلویس در صفحات عرضی و کرونال و همچنین از طریق دنبال کردن حرکت بعضی از لندمارک های استخوانی مانند تروکانتر بزرگ تعیین می گردد. بیشتر تحقیقات صورت گرفته در مورد استابیلیتی آمپوته ها بر روی روش های مذکور تمرکز نکرده اند. علاوه بر آن، بیشتر آنها بر استابیلیتی در طول ایستادن آرام که معیار خوبی برای پیش بینی میزان افتادن نیست، تمرکز کرده اند. بنابراین، نیاز به مطالعاتی که استابیلیتی داینامیک و استاتیک آمپوته ها را آنالیز کند احساس می گردد.

نتیجه گیری نهایی

براساس مطالعاتی که تاکنون انجام شده است ، تاثیر اجزای پروتزی بر استابیلیتی قابل بحث است. علاوه بر آن، چگونگی بهبود استابیلیتی آمپوته ها واضح نیست. می توان نتیجه گرفت که طول استامپ، سطح آمپوتاسیون و سفتی مفصل مچ بر استابیلیتی ایستایی تاثیرگذار است.

تشکر و قدردانی:

نویسندگان این مطالعه تمایل دارند تا از افرادی که در این تحقیق همکاری کرده اند، مراتب سپاسگزای را به جای آورند.

منابع

1. Group GLEaS. Epidemiology of lower extremity amputation in centres in Europe, North America and East Asia. The Global Lower Extremity Amputation Study Group. The British journal of surgery. 2000;87(0007-1323 (Print)):328-37.

2. Bowker JH, Michael JW. Atlas of limb prosthetics : surgical, prosthetic, and rehabilitation principles. 2nd ed. / edited by John H. Bowker, John W. Michael. ed. St. Louis ; London: Mosby Year Book; 1992.

3. Greive AC, Lankhorst GJ. Functional outcome of lower-limb amputees: a prospective descriptive study in a general hospital. Prosthetics and Orthotics International. 1996;20:79-87.

4. Dite W, Connor HJ, Curtis HC. Clinical identification of multiple fall risk early after unilateral transtibial amputation. Arch Phys Med Rehabil ٢٠٠٧ .Jan;88(1):109-14.

5. Miller WC, Speechley M, Deathe B. The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. Arch Phys Med Rehabil. 2001 Aug;82(8):1031-7.

6. Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM. Handbook of balance function testing: Mosby Year Book; 1993.

7. Lamoth CJ, Ainsworth E, Polomski W, Houdijk H. Variability and stability analysis of walking of transfemoral amputees. Med Eng Phys. 2010 Nov;32(9):1009-14.

8. Quai TM, Brauer SG, Nitz JC. Somatosensation , circulation and stance balance in elderly dysvascular transtibial amputees. Clin Rehabil. 2005 Sep;19(6):668-76.

9. Eakin CL, Quesada PM, Skinner H. Lower-limb proprioception in above-knee amputees. Clin Orthop Relat Res. 1992 Nov(284):239-46.

10. Van Der Linde H, Hofstad CJ, Geurts AC, Postema K, Geertzen JH, Van Limbeek J. A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis. J Rehabil Res Dev. 2004 Jul;41(4):555-70.

11. Lawson BE, Varol HA, Goldfarb M. Standing stability enhancement with an intelligent powered transfemoral prosthesis. IEEE Trans Biomed Eng. 2011 Sep;58(9):2617-24.

12. Miller WC, Speechley M, Deathe AB. Balance confidence among people with lower-limb amputations. Phys Ther. 2002 Sep;82(9):856-65.

13. Julian PT, Higgins SG. Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions. 2 ed: John Wiley and Sons; 2011.

[Downloaded from ijwph.daneshafarand.org on 2026-11-23]

14. Janice J, Eng RW, Teasell WC, Miller DL, Andrea F, Townson J, et al. Spinal Cord Injury Rehabilitation Evidence: Method of the SCIRE Systematic Review. TOPICS IN SPINAL CORD INJURY REHABILITATION. 2007;13:1-10.

15. Nederhand MJ, Van Asseldonk EH, Van Der Kooij H, Rietman HS. Dynamic Balance Control (DBC) in lower leg amputee subjects; contribution of the regulatory activity of the prosthesis side. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2012 Jan;27(1):405.

16. Clark LA, Zernicke RF. Balance in lower limb child amputees. Prosthet Orthot Int. 1981 Apr;5(1):11-8.

17. Hermodsson Y, Ekdahl C, Persson BM, Roxendal G. Standing balance in trans-tibial amputees following vascular disease or trauma: a comparative study with healthy subjects. Prosthet Orthot Int. 1994 Dec;18(3):150-8.

18. Segal AD, Orendurff MS, Czerniecki JM, Shofer JB, Klute GK. Local dynamic stability of amputees wearing a torsion adapter compared to a rigid adapter during straight-line and turning gait. J Biomech. 2010 Oct 19;43(14):2798-803.

19. Kendell C, Lemaire ED, Dudek NL, Kofman J. Indicators of dynamic stability in transtibial prosthesis users. Gait Posture. 2010 Mar;31(3):3759.

20. Lee MY, Lin CF, Soon KS. Balance control enhancement using sub-sensory stimulation and visual-auditory biofeedback strategies for amputee subjects. Prosthet Orthot Int. 2007 Dec;31(4):34252.

21. Lenka P, Tiberwala D. Effect of Stump Length on Postural Steadiness During Quiet Stance in Unilateral Trans-Tibial Amputee. Al Ame en J Med S c i. 2010;3:50-7.

22. Hof AL, Van Bockel RM, Schoppen T, Postema K. Control of lateral balance in walking. Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. Gait Posture. 2007 Feb;25(2):250-8.

23. Schmid M, Beltrami G, Zambarbieri D, Verni G. Centre of pressure displacements in trans-femoral amputees during gait. Gait Posture. 2005 Apr;21(3):255-62.

24. Matjacic Z, Burger H. Dynamic balance training during standing in people with trans-tibial amputation: a pilot study. Prosthet Orthot Int. 2003 Dec;27(3):214-20.

25. Van Der Kooij H, Van Asseldonk EH, Geelen J, Van Vugt JP, Bloem BR. Detecting asymmetries in balance control with system identification: first experimental results from Parkinson patients. J Neural Transm. 2007;114(10):1333-7.

26. Hlavackova P, Franco C, Diot B, Vuillerme N. Contribution of each leg to the control of unperturbed bipedal stance in lower limb amputees: new insights using entropy. PLoS One. 2011;6(5):e19661.

27. Mayer A. The body awareness and the standing stability of amputees. Budapest: Semmelweis University; 2011.

28. Buckley JG, O'driscoll D, Bennett SJ. Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees. Am J Phys Med Rehabil. 2002 Jan;81(1):13-20.

29. Mayer A, Tihanyi J, Bretz K, Csende Z, Bretz E, Horvath M. Adaptation to altered balance conditions in unilateral amputees due to atherosclerosis: a randomized controlled study. BMC Musculoskelet Disord. 2011;12:118.

[Downloaded from ijwph.daneshafarand.org on 2026-11-23]