

A Biomechanical Comparison of Postural Control Mechanisms between Healthy Adults and Below Knee Amputees during Voluntary Arm Movements

R. Vatanparast¹, H. Karimi², F. Bahrami³, R. Narimani⁴

¹ MSc. Graduated, Orthotics and Prosthetics Group, School of Rehabilitation Sciences; Medical University of Iran, Tehran, Iran, roya.vatanparast@gmail.com

² Associate Professor, Physiotherapy Group, Health Sciences School, University of Sharjah, UAE, karimi_h1332@yahoo.com

³ Assistant Professor, School of Electrical and Computer Engineering, Tehran University, Tehran, Iran, fbahrami@ut.ac.ir

⁴ Instructor, Biomechanic Group, School of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

Abstract

CNS applies Anticipatory Postural Adjustments (APA) strategy to reject or minimize perturbation during different voluntary movements. The postural control mechanisms associated with voluntary arm movement (rapid arm rising) in below knee amputees (BKA) was investigated and the results were compared with the normal subjects. Biomechanical variables including ground reaction forces and displacements of the center of pressure were used to investigate the APA in BKA. Six below knee amputees and six control subjects stood on a force plate under three conditions: 1. with both feet on the platform, 2. with right foot (prosthetic foot) and 3. with left foot on the plate. For each condition, the task was repeated 10 times. At the same time, a camera recorded the task performance. The recorded data were used to determine the start moment of the movement. The instant at which, for the first time before starting the movement, any one of the recorded biomechanical variables deviated from its initial value was considered as the beginning of the APA. To increase the validity of the test, efforts were made to match the subjects with regards to their age, gender, cause of amputation and prosthesis types. Our results indicated that the center of pressure in the BKA participants showed greater displacements in medial-lateral and anterior-posterior directions. It was also observed that the vertical components of the ground reaction forces, when the right foot was on the plate, were increased. There were no significant differences in other biomechanical variables between the two groups. We may conclude that the voluntary arm movement perturbs the posture in the BKA participants more than in the control group. The BKA participants shifted their weight to the intact limb by the anticipation of the disturbance to avoid balance losing. Therefore, in our study the intact limb in below knee amputee subjects played an important role in the balance control. Based on our results, we suggest considering the role of the intact limb in the rehabilitation programs and strengthening the muscles of both limbs as a major part of these programs.

Keywords: Below knee amputee, Voluntary movement; Biomechanical variables, Postural control, Anticipatory postural adjustment.

* Corresponding author

Address: Roya Narimani, Biomechanic group; School of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran
Tel: +98 21 66165690
Fax: +98 2166000021
E-mail: narimani@sharif.edu

مقایسه بیومکانیکی سازوکارهای کنترل وضعیت بین افراد سالم و افراد دچار قطع عضو یکطرفه زیر زانو حین انجام حرکات سریع ارادی بازو

ربابه وطن پرست^۱، حسین کریمی^۲، فریبا بهرامی^۳، رؤیا نریمانی^{۴*}

^۱ کارشناس ارشد، گروه ارتوپدی فنی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران roya.vatanparast@gmail.com

^۲ دانشیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم سلامت، دانشگاه شارجه، امارات متحده عربی karimi_h1332@yahoo.com

^۳ استادیار، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تهران fbahrami@ut.ac.ir

^۴ مدرس، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران narimani@sharif.edu

چکیده

پیش‌تنظیم وضعیت (APA) برای انجام یک حرکت بدون بر هم‌زدن وضعیت بدن مورد نیاز است. در این مطالعه سازوکارهای کنترل پوسچر هنگام حرکت ارادی سریع بالا آوردن دست‌ها در افراد دچار قطع عضو زیر زانو مورد بررسی قرار گرفته است و نتایج به دست آمده با یک گروه سالم مقایسه شده‌اند. تمرکز این مطالعه بر متغیرهای بیومکانیکی از جمله نیروهای عکس‌العمل زمین و جابه‌جائی‌های مرکز فشار بوده است. در مطالعه حاضر ۶ فرد سالم و ۶ فرد قطع عضو زیر زانو شرکت کردند. آزمایش‌ها با استفاده از صفحه نیرو در سه وضعیت انجام شد؛ یک بار هر دو پا روی صفحه نیرو، یک بار پای راست (دارای پروتز) روی صفحه نیرو و پای چپ (پای سالم) خارج از آن و یک بار پای چپ روی صفحه نیرو و پای راست خارج از آن. طی آزمایش فرد هر دو دست خود را به طور همزمان با حداکثر سرعت بالا می‌برد. برای حفظ همزمانی حرکت دو دست از فرد درخواست شد که دو سر یک میله سبک را با دو دست نگاه دارد. آزمایش در هر وضعیت ده مرتبه تکرار شد. به‌طور همزمان از انجام حرکات نیز تصویربرداری شد. از فیلم‌های ضبط شده برای تعیین زمان شروع حرکت استفاده شده است. هر جا که انحراف مشهود در مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین و جابه‌جائی‌های مرکز فشار قبل از نقطه شروع حرکت روی داد به عنوان شروع فاز پیش‌تنظیم پوسچر در نظر گرفته شده است. برای افزایش اعتبار آزمایش گروه مورد مطالعه از نظر سن، جنس، دلیل قطع عضو و نوع پروتز همگن بودند. نتایج نشان داد میزان جابه‌جائی‌های مرکز فشار در دو جهت داخلی-خارجی و قدامی-خلفی و مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در وضعیت پای راست روی صفحه نیرو، در افراد قطع عضو زیر زانو بیش از افراد سالم است در سایر موارد تفاوت معناداری بین دو گروه دیده نشد. به نظر می‌رسد انجام حرکت بازوها، فرد قطع عضو زیر زانو را بیش از فرد سالم در معرض بر هم خوردن تعادل قرار می‌دهد و این افراد قبل از وقوع آشفته‌گی وزن خود را به صورت پیش‌بینی‌کننده به سمت پای سالم منتقل می‌کنند و مانع بر هم خوردن تعادل می‌شوند. می‌توان نتیجه گرفت نقش پای سالم در افراد دچار قطع عضو زیر زانو افزایش یافته است و در برنامه‌های توانبخشی این افراد علاوه بر تقویت عضلات سمت دچار قطع عضو باید به تقویت عضلات پای سالم نیز پرداخته شود.

کلیدواژگان: کنترل پوسچر، فرد قطع عضو زیر زانو، حرکت ارادی، متغیرهای بیومکانیکی، پیش‌تنظیم پوسچر.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان آزادی، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک

تلفن: ۶۶۱۶۵۶۹۰، دورنگار: ۶۶۰۰۰۲۱، پیام‌نگار: narimani@sharif.edu

۱- مقدمه

جهت انحراف در این مؤلفه‌ها در افراد از الگوی یکسانی پیروی نمی‌کرد و در افراد مختلف در جهات متفاوت گزارش شد. از آنجا که گروه مورد مطالعه آروین، یک گروه همگن نبود و از نظر ویژگی‌های فردی نظیر سن، جنس و مدت زمانی که از قطع عضو می‌گذشت با یکدیگر تفاوت داشتند، نتایج قابل گزارشی از مطالعه درباره متغیرهای بیومکانیکی آنها به دست نیامده است. نویسندگان این مقاله پیشنهاد انجام مطالعه‌ای مشابه در یک گروه همگن را داده‌اند [۶].

در پی وقوع جنگ در کشورمان، قطع عضو اندام تحتانی افزایش قابل توجهی داشته است. با توجه به این که مطالعات مشابه انجام شده بیانگر این امر بوده است که پس از قطع عضو اندام تحتانی بدلیل ضایعات حسی- حرکتی پدید آمده در سمت مبتلا، حفظ تعادل و کنترل پوسچر در زمان بروز آشفتگی به طور خاص در مراحل اولیه توانبخشی با مشکل مواجه می‌شود [۶-۱۰] و از آنجا که بیشتر قطع عضوهای اندام تحتانی در سطح زیر زانو است، همچنین با توجه به اهمیت یادگیری حفظ تعادل در مراحل اولیه توانبخشی بر آن شدیم مطالعه‌ای مشابه مطالعه آروین انجام دهیم ولی امکان دسترسی همزمان به دستگاه صفحه نیرو و ثبت EMG ممکن نبود و چون در مطالعه آروین گزارش قابل استنادی از متغیرهای بیومکانیکی ارائه نشده بود تصمیم گرفتیم مطالعه را درباره گروهی همگن از نظر جنس، سن، مدت زمان گذشته از قطع عضو و نوع پروتز انجام دهیم. بنابراین تمرکز مطالعه فعلی بر تجزیه و تحلیل متغیرهای بیومکانیکی است. در این مقاله، نتایج به دست آمده با نتایج مطالعات مشابه مقایسه شده است. امید است با انجام این مطالعه از نتایج آن در برنامه‌های آموزشی افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی در فازهای اولیه توانبخشی بتوان استفاده کرد و عملکرد پروتز را در این افراد بهینه ساخت تا هم از وقوع عوارض ثانویه در مفاصل اندام تحتانی سالم جلوگیری کرد و هم مصرف انرژی را در آنها کاست.

۲- روش

برای بررسی سازوکارهای APA هنگام انجام حرکت سریع بالا آوردن بازوها، نیروهای عکس‌العمل زمین و جابه‌جایی‌های مرکز

کنترل وضعیت یا پوسچر^۱ در وضعیت ایستاده از جمله مهارت‌هایی است که در فعالیت‌های روزانه مکرراً به کار گرفته می‌شود [۱-۳]. فعالیت عضلات پوسچرال همواره قبل از شروع آشفتگی^۲ قابل پیش‌بینی در پوسچر آغاز می‌شود. عملکرد این عضلات به حداقل رساندن اختلال در حال وقوع در پوسچر و حفظ تعادل از طریق جلوگیری از خروج مرکز جرم از سطح اتکاء^۳، ضمن صرف حداقل انرژی است. به این فرایند کنترل، پیش‌تنظیم پوسچر^۴ (APA) گفته می‌شود و سازوکار آن به صورت پیش‌خوراند^۵ است. با ثبت تغییرات رخ داده در فعالیت عضلات پوسچرال و جابه‌جایی مرکز جرم قبل و حین انجام حرکات ارادی می‌توان APA را مورد بررسی قرارداد [۲، ۴-۶]. اولین بار بلنکی^۶ تغییرات روی داده در فعالیت عضلات پوسچرال، پیش از شروع حرکات ارادی بازو را ثبت کرد. مطالعه او نشان داد که فعالیت عضلات پوسچرال ساق قبل از فعالیت عضلات آگونیسست^۷ مسئول انجام حرکت آغاز می‌شود تا اختلالات ناشی از نیروهای عکس‌العمل به وجود آمده در مفاصل مرتبط با حرکت بازو را با به حداقل رساندن مصرف انرژی خنثی کنند [۴]. پس از بلنکی، مطالعات متعددی در وضعیت‌های مختلف درباره APA افراد سالم و غیرسالم صورت گرفته است که می‌توان به مطالعه آروین^۸ در سال ۱۹۹۷ اشاره کرد [۶]. در این مطالعه سازوکار APA پیش‌تنظیم پوسچر حین انجام حرکات ارادی بازوها در افراد دچار قطع عضو زیر زانو^۹ (BKA) بررسی شد. فعالیت الکتریکی عضلات پوسچرال و عضلات مسئول انجام حرکت بالا آوردن بازوها از طریق EMG^{۱۰} و تغییرات روی داده در متغیرهای بیومکانیکی مانند نیرو، گشتاور و جابه‌جایی مرکز فشار؛ با به کارگیری صفحه نیرو^{۱۱} ارزیابی شد. نتایج EMG عضلات پوسچرال و عضلات آگونیسست حرکتی مورد مطالعه، برهم خوردن تقارن در الگوهای از پیش یادگرفته شده APA در این افراد را نشان داد. در پی برهم خوردن این تقارن، عضلات ران پای سالم و مستقیم پشتی^{۱۲} هر دو طرف، فعالیت پیش‌بینی‌کننده‌ای^{۱۳} داشتند ولی در عضلات ران پای دچار قطع عضو این فعالیت دیده نشد. این امر موجب انحراف مؤلفه داخلی- خارجی نیروی عکس‌العمل زمین و جابه‌جایی مرکز فشار در جهت داخلی-خارجی شد. با اینکه در تمام افراد BKA این تغییرات به صورت پیش‌بینی‌کننده روی داد ولی

¹ Posture

⁵ Feed Forward

⁹ Below Knee Amputee

¹³ Anticipatory

² Perturbation

⁶ Belenkii

¹⁰ ElectroMyoGraphy

³ Base of support

⁷ Agonist

¹¹ Force plate

⁴ Anticipatory Postural Adjustment

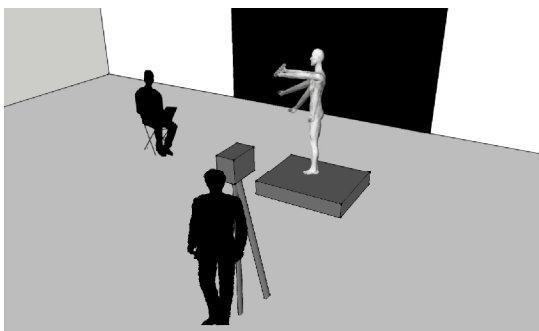
⁸ Aruin

¹² Erector spinae

می‌شد. یک مارکر غیرفعال^{۱۹} کروی به قطر ۱/۵cm به زائده برجستگی اولنای^{۲۰} (مچ) دست رو به دوربین چسبانده شد. دوربین در فاصله ۵m از مرکز صفحه نیرو در امتداد محور داخلی- خارجی عمود بر صفحه حرکتی فرد، قرار داده شد. یک صفحه مشکی با ابعاد ۲m×۳m به موازات صفحه حرکتی فرد، در فاصله ۵۰cm از صفحه نیرو به عنوان زمینه در هنگام فیلم‌برداری قرارگرفت (شکل ۱). حرکت مورد نظر، انجام سریع فلکسیون^{۲۱} همزمان شانه‌ها و نگهداشتن آنها در وضعیت نهایی (زاویه ۹۰°) بود. به منظور داشتن نقطه شروع یکسان در کلیه حرکات، فرد یک میله چوبی سبک را هنگام آزمایش‌ها به صورت افقی در دستانش نگه می‌داشت. آزمایش‌ها در سه وضعیت با حفظ سطح اتکاء معمولی فرد انجام می‌شد: ۱. فرد با هردو پا روی صفحه نیرو می‌ایستاد؛ ۲. پای راست روی صفحه نیرو و پای چپ خارج از آن؛ ۳. پای چپ روی صفحه نیرو و پای راست خارج از آن.

جدول ۱- اطلاعات دموگرافیک^{۱۶} گروه دچار قطع عضو زیر زانو

تعداد	بیشترین	کمترین	میانگین
سن	۵۳	۴۳	۳۹/۵
وزن	۹۳	۶۴	۷۹/۵
قد	۱۸۵	۱۶۷	۱۷۶
مدت زمان گذشته از قطع عضو	۲۲	۱۵	۱۹



شکل ۱- طرحواره روند آزمایش: آزمونگر اول پشت دوربین و آزمونگر دوم روبه‌روی فرد خارج از میدان دید دوربین می‌ایستاد و عمل فعال کردن صفحه نیرو و عمل همزمان‌سازی و دادن فرمان حرکت به فرد را انجام می‌داد.

فشار در وضعیت‌های هر دو پا روی صفحه نیرو و یک پا روی صفحه نیرو ثبت شدند. در این مطالعه ۶ مرد دچار قطع عضو زیر زانو (با متوسط سن ۳۹/۵±۲/۵، متوسط قد ۱۷۶±۶/۵، متوسط وزن ۷۹/۵±۹/۶ و متوسط مدت زمان گذشت از قطع عضو ۱۹±۲/۴) شرکت کردند (جدول ۱). برای نمونه‌گیری از جامعه در دسترس و از روش غیر احتمالی ساده استفاده شد افراد شرکت‌کننده جانبازان جنگی که دچار قطع عضو یکطرفه زیر زانو از ناحیه پای راست به علت ضربه بودند و از پروتز پدیلنی با سوکت از نوع فوق‌کندیلی و پنجه مدل ساج^{۱۴} استفاده می‌کردند. افراد شرکت‌کننده هیچ‌گونه بیماری عصبی و ارتوپدی شناخته شده دیگری نداشته و با پروتز به خوبی و بدون احتیاج به عصا راه می‌رفتند. استامپ^{۱۵} افراد دارای طول متوسط (قطع از یک سوم میانی ساق) بود [۱۱]. ۶ مرد سالم (با متوسط سن ۳۱±۵/۶ و متوسط قد ۱۸۱/۵±۴/۱۳ و متوسط وزن ۷۷/۸±۴/۹) به عنوان گروه شاهد در این مطالعه شرکت کردند. در هر دو گروه پای راست پای غالب بود. آزمایش‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه صنعتی شریف انجام شد. پیش از شرکت در آزمایش به افراد شرکت‌کننده اطلاعات کافی کتبی و شفاهی درباره مطالعه ارائه شد و برای رعایت اخلاق در پژوهش رضایت آنها برای شرکت در آزمایش به صورت کتبی ثبت شد.

۱-۲- آزمون‌ها و ابزارها

یک صفحه نیروی کیسلر^{۱۷} مدل ۹۲۸۶ با ابعاد ۶۰cm×۴۰cm با فرکانس داده‌برداری ۱۰۰Hz برای ثبت نیروهای عکس‌العمل در سه جهت عمود بر هم و جابه‌جائی‌های مرکز فشار در مدت زمان داده‌برداری ۸s مورد استفاده قرار گرفت. تصویربرداری بیه‌وسيله دوربین دیجیتالی سونی مدل DCR-TRM-330 با فرکانس تصویربرداری ۲۵ فریم در ثانیه و قابلیت تفکیک ۷۲۰×۵۷۶ انجام شد. همزمان‌سازی عمل دوربین و صفحه نیرو از طریق روشن شدن LED به کار رفته در ساختمان همزمان‌ساز در کادر دوربین، در زمان فعال‌سازی صفحه نیرو صورت گرفت. با فعال شدن همزمان‌ساز یک سیگنال به ورودی محرک خارجی^{۱۸} صفحه نیرو فرستاده می‌شد و ضمن روشن شدن LED به کار رفته در ساختمان همزمان‌ساز، داده‌برداری از صفحه نیرو آغاز

¹⁴ Solid Ankle Cushion Heel
¹⁸ External Trigger

¹⁵ Stump
¹⁹ Passive Marker

¹⁶ Demographic
²⁰ Ulnar Styloid

¹⁷ Kistler
²¹ Flexion

۲-۲- بررسی داده‌ها

داده‌های صفحه نیرو به وسیله نرم افزار بایوور^{۲۳} ذخیره شد و به اکسل منتقل شد. فیلم‌ها توسط نرم افزار مدیاپلیر^{۲۴} بررسی شدند. فریمی که در آن LED دستگاه همزمان ساز دوربین و صفحه نیرو روشن می‌شد در هر فیلم معین شد. همچنین فریمی که مارکر مچ در آن شروع به حرکت کرده بود هم مشخص شد. با محاسبه اختلاف زمان روشن شدن LED دستگاه همزمان ساز و زمان حرکت مارکر مچ، زمان شروع حرکت (T.) برای هر تکرار آزمون محاسبه شد. این اختلاف زمانی بین روشن شدن LED دستگاه همزمان ساز با حرکت مارکر مچ بیانگر میزان تأخیر زمانی در شروع داده‌برداری صفحه نیرو نسبت به شروع تصویر برداری دوربین بود. برای تعیین وضعیت مبنا^{۲۵} از زمان T. تعیین شده به اندازه ۵۰ داده نیرو (۵۰۰ms) به عقب حرکت کردیم از این نقطه نیز به اندازه ۱۰۰ داده نیرو (۱۰۰۰ms) به عقب حرکت کرده و فاصله زمانی بین این دو نقطه را به عنوان وضعیت مبنا و معیاری مشترک در تمام مؤلفه‌های نیرو و جابه‌جائی مرکز فشار در نظر گرفته و برای هر تکرار آزمون، میزان میانگین و انحراف معیار هر یک از مؤلفه‌های نیرو و جابه‌جائی مرکز فشار در وضعیت مبنا، محاسبه شد. چون هر تکرار آزمون T. خاص خود را داشت، بنابراین برای هر تکرار آزمون ناگزیر به انتخاب یک وضعیت مبنا بودیم. هر نقطه‌ای که پس از وضعیت مبنا تا پایان زمان داده‌برداری صفحه نیرو نسبت به میانگین ± 2 برابر انحراف معیار در وضعیت مبنای معین شده (پیش از شروع حرکت) اختلاف قابل توجهی داشت، به عنوان نقطه وقوع انحراف مشهود در نظر گرفته شد. بدین معنا که در تمام مؤلفه‌های نیرو و جابه‌جائی مرکز فشار در هر تکرار آزمون، میانگین ± 2 برابر انحراف معیار داده‌ها در وضعیت مبنا با داده‌های نقاط پس از وضعیت مبنا تا انتهای انجام هر آزمون مقایسه شد. در صورتی که داده‌ها با مقدار میانگین ± 2 برابر انحراف معیار اختلاف داشت طبق دستوری که به نرم‌افزار اکسل داده شده بود کد یک و در صورتی که با مقدار میانگین ± 2 برابر انحراف معیار اختلاف نداشت کد صفر به آن اختصاص داده می‌شد (شکل ۲).

ترتیب انجام آزمایش‌ها در این سه وضعیت با توجه به جدول مرجع لاتین^{۲۲} کنترل می‌شد:

فرد اول شرکت‌کننده در آزمایش وضعیت‌های ۱-۲-۳، فرد دوم وضعیت‌های ۲-۳-۱، و فرد سوم وضعیت‌های ۳-۱-۲ را انجام می‌دادند. افراد باقیمانده به ترتیب از روند فوق پیروی می‌کردند. با شروع آزمایش، فرد آماده خارج از صفحه نیرو می‌ایستاد. پنج آزمایش اول در همه افراد در وضعیتی که هر دو پا روی صفحه نیرو قرار دارد انجام می‌شد که فقط جنبه تمرین داشته و داده‌های آن مورد بررسی قرار نگرفت. فرد روی صفحه نیرو می‌ایستاد ابتدا وضعیت خود را روی صفحه نیرو تثبیت می‌کرد، پس از اطمینان از آمادگی برای آزمون در حالی که بدون حرکت و در حالت مستقیم ایستاده و به روبه‌رو نگاه می‌کرد، فیلم‌برداری شروع می‌شد و به طور همزمان صفحه نیرو فعال می‌شد. به فرد اجازه داده می‌شد حدود ۳s روی صفحه نیرو بدون حرکت و مستقیم بایستد تا به حالت پایداری برسد. سپس دستور شروع حرکت داده می‌شد. قبلاً به فرد مورد آزمایش گفته شده بود که از لحظه شنیدن فرمان حرکت، می‌تواند حرکت را شروع کند ولی هیچ الزامی ندارد که دقیقاً بی‌درنگ بعد از شنیدن فرمان، حرکت را انجام دهد ولی زمانی که حرکت را انجام می‌دهد، این عمل باید با حداکثر سرعت ممکن انجام گیرد. پس از رسیدن دست‌ها به فلکسیون ۹۰° شانه‌ها، حرکت را متوقف نموده تا زمان پایان آزمایش به او اعلام شود. در مجموع هر فرد ۴۷ بار این حرکت را انجام داد که همان‌طور که ذکر شد ۵ حرکت اول جنبه تمرینی داشت ولی دقیقاً در شرایط مساوی با دیگر حرکات انجام می‌شد. در هر یک از سه وضعیت تعریف شده در بالا، ۲ سری حرکت هفت‌تایی وجود داشت که بین هر سری هفت‌تایی ۲ الی ۴ دقیقه به فرد استراحت داده می‌شد ولی در فاصله بین دو حرکت در هر سری استراحت وجود نداشت. دو آزمایش اول از هر سری هفت‌تایی حذف شدند و داده‌های آن مورد بررسی قرار نگرفتند. بنابراین در نهایت ۳۰ حرکت یعنی ۱۰ آزمایش در هر یک از سه وضعیت ذکر شده در بالا مورد مطالعه قرار گرفت.

²² Latin Square Table

²³ Bio ware

²⁴ Media player

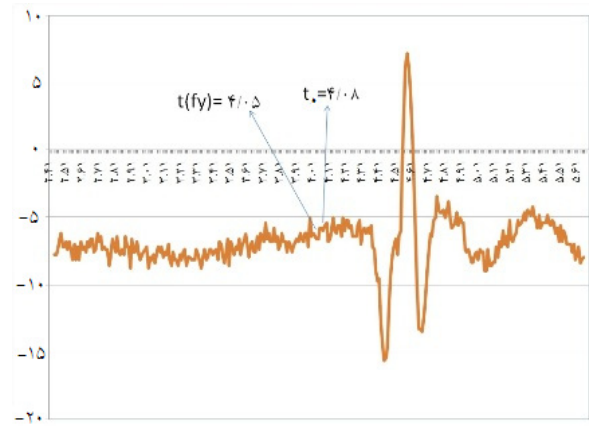
²⁵ Baseline

جدول ۲- موارد دارای تفاوت معنادار بین دو گروه در سطح $\alpha = 0.05$ (FZRT) مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در وضعیت پای راست روی صفحه نیرو، AXRT: جابه‌جائی قدامی-خلفی مرکز فشار در وضعیت پای راست روی صفحه نیرو، AYRT: جابه‌جائی داخلی-خارجی مرکز فشار در وضعیت پای راست روی صفحه نیرو)

انحراف معیار	میانگین	کمترین	بیشترین	تعداد		
۱/۰۳	۷/۶۷	۶	۹	۶	BKA	FZRT
۰/۷۵	۴/۸۳	۴	۶	۶	شاهد	
۱/۸۳	۶/۸۳	۵	۱۰	۶	BKA	AXRT
۱/۳۷	۴/۵	۳	۶	۶	شاهد	
۱/۵۱	۳/۶۷	۲	۶	۶	BKA	AYRT
۱/۴۷	۲/۱۷	۱	۵	۶	شاهد	

۴- نتیجه‌گیری و بحث

با بررسی نتایج ذکر شده در بالا می‌توان گفت که وقوع انحراف در مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین و جابه‌جائی‌های قدامی-خلفی و داخلی-خارجی مرکز فشار قبل از شروع حرکت سریع بالا آوردن بازوها در افراد دچار قطع عضو زیر زانو بیش از افراد سالم روی داده که این امر نشان‌دهنده تفاوت الگوی APA در بین دو گروه مورد مطالعه است. در جدول ۳ مطالعات پیشین با مطالعه حاضر به اختصار مقایسه شده‌اند. در مطالعه حاضر مانند مطالعه‌ای که ریچ^{۲۷} در سال ۱۹۹۲ انجام داده است [۱۲] به بررسی APA با تمرکز بر متغیرهای بیومکانیکی پرداخته شده است و هر جا که انحراف در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و جابه‌جائی‌های مرکز فشار نسبت به زمانی که فرد آرام و بی‌حرکت روی صفحه نیرو ایستاده بود قبل از زمان شروع حرکت روی می‌داد به عنوان APA در نظر گرفته شده است. در اکثر مطالعات انجام شده برای بررسی APA مانند مطالعه بلنکی، به اطلاعات حاصل از EMG استناد شده است. او در مطالعه خود فعالیت عضلات پوسچرال و همچنین عضلات مسئول انجام حرکات بازو را هنگام انجام حرکات بازو ثبت کرده است. نتایج مطالعه او نشان داده است که شروع فعالیت عضلات پوسچرال قبل از شروع انجام حرکات بازو (و ایجاد آشفستگی در پوسچر) صورت می‌گیرد که بدین ترتیب آشفستگی ناشی از حرکت به حداقل رسیده و اختلالات ناشی از گشتاور عکس‌العمل در مفاصل مرتبط با حرکت پیش از



شکل ۲- نمودار مربوط به F_y در یک تکرار آزمون

نقطه‌ای که در هر متغیر کد صفر به یک تبدیل می‌شد نقطه وقوع انحراف مشهود در نظر گرفته شد. برای هر فرد جدولی تهیه شد که در آن ۱۰ تکرار آزمون در هر سه وضعیت آزمایش برای تمام متغیرها و زمان شروع حرکت آورده شد. بر مبنای مقایسه زمان وقوع انحراف در متغیرها با زمان شروع حرکت، اطلاعات کدگذاری شدند. به مواردی که وقوع انحراف مشهود قبل از شروع حرکت روی داده بود کد یک و به مواردی که این انحراف پس از شروع حرکت رخ داده بود کد صفر داده شد پس از کدگذاری تمام جداول (مربوط به افراد سالم و افراد قطع عضو زیر زانو) تعداد کدهای صفر و یک برای هر ستون جدول شمارش شد و آزمون آماری من-ویتنی^{۲۶} روی اطلاعات به‌دست آمده با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۱/۵ انجام گرفت و نتایج به‌دست آمد.

۳- نتایج

برای هر یک از مؤلفه‌های نیرو (F_x , F_y , F_z) و جابه‌جائی مرکز فشار (A_x , A_y) میانگین و انحراف معیار دفعات مشاهده انحراف قبل از شروع حرکت (T_0) در هر سه وضعیت آزمایش اندازه‌گیری شد. نتایج آزمون آماری در جدول ۲ آمده است؛ البته فقط مواردی که تفاوت بین دو گروه معنادار بود ذکر شده است. همان‌طور که در جدول مشخص شده است، در بین پنج متغیر اندازه‌گیری شده در سه وضعیت آزمایش تنها در سه مورد بین دو گروه تفاوت معنادار مشاهده شد. در سایر موارد اختلاف معناداری بین دو گروه مشاهده نشد.

²⁶ Mann -Whitney

²⁷ Riach

شروع حرکت خنثی می‌شود تا مصرف انرژی را به کمترین مقدار خود برسانند [۷]. در این تحقیق سعی ما بر این بود که مطالعه‌ای مشابه مطالعه آروین ولی درباره گروهی همگن از نظر جنس، سن، مدت زمان گذشته از قطع عضو و نوع پروتز انجام دهیم اما از آنجاکه امکان استفاده از EMG در زمان انجام مطالعه وجود نداشت ما نیز مانند مطالعه ریاچ بررسی APA با تمرکز بر متغیرهای بیومکانیکی پرداخته‌ایم نتایج خود را با نتایج مطالعه آروین مقایسه کرده‌ایم. در جدول ۳ مقایسه این نتایج آمده است. همان‌طور که در بالا ذکر شد نتایج مطالعه حاضر گویای این است که انحراف پیش‌بینی کننده در جابه‌جایی‌های مرکز فشار در دو جهت قدامی- خلفی و داخلی- خارجی و همچنین مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در گروه دچار قطع عضو زیر زانو بیشتر از گروه سالم مورد مطالعه روی داده است که جهت جابه‌جایی‌های مرکز فشار قبل از شروع حرکت سریع بالا آوردن بازوها در افراد مختلف و در تکرار آزمون‌ها با یکدیگر تفاوت داشت و از الگوی یکسانی پیروی نمی‌کرد، که این نتایج مشابه گزارش مطالعات ریاچ [۱۲] و آروین [۶] است. جهت انحراف در جابه‌جایی داخلی-خارجی مرکز فشار (A_y) قبل از شروع حرکت سریع بالا آوردن بازوها در افراد BKA در بعضی از تکرار آزمون‌ها به سمت داخل و در برخی دیگر به سمت خارج بود. در تکرار آزمون‌هایی که A_y قبل از شروع حرکت سریع بالا آوردن بازوها به سمت پای سالم انحراف نشان داده است می‌توان گفت که فرد دچار قطع عضو زیر زانو قبل از وقوع آشفستگی در پوسچر وزن خود را به سمت پای سالم می‌اندازد و با استفاده از این استراتژی مانع از بر هم خوردن تعادل در اثر انجام حرکت سریع بالا آوردن بازوها می‌شود، همان‌طور که آروین [۶] و کلارک^{۲۸} [۱۳] نیز در مطالعات جداگانه درباره افراد قطع عضو زیر زانو به این نکته اشاره کرده‌اند که این افراد در هنگام بروز آشفستگی در تعادل، به پای سالم خود اتکای بیشتری دارند. جهت انحراف در جابه‌جایی قدامی- خلفی مرکز فشار (A_x) نیز مانند A_y قبل از شروع حرکت سریع بالا آوردن بازوها در افراد مختلف و تکرار آزمون‌های مختلف

متفاوت بود. در بعضی از موارد انحراف پیش‌بینی‌کننده به سمت خلف و در بعضی دیگر به قدام مشاهده شد. در اینجا دو احتمال را می‌توان مطرح کرد: ۱. با انجام حرکت بالا آوردن سریع بازوها یک گشتاور در خلاف جهت این حرکت حول مفصل مچ پا در بدن ایجاد می‌شود که مانع از خم شدن بدن به خلف شده و در نتیجه مرکز فشار به صورت پیش‌بینی‌کننده به سمت جلو جابه‌جا می‌شود؛ ۲. با حرکت سریع بالا آوردن بازوها مرکز جرم به سمت بالا و جلو شتاب پیدا می‌کند بنابراین مرکز فشار به صورت پیش‌بینی‌کننده به سمت عقب جابه‌جا می‌شود تا پیشاپیش از بر هم خوردن تعادل جلوگیری کند. از آنجا که در مطالعه حاضر از فرد مورد آزمایش، خواسته شده بود حرکت را در نقطه فلکسیون 90° شانه‌ها متوقف کند بنابراین امکان درست بودن حالت دوم بیش از حالت اول است. به نظر می‌رسد فرد دچار قطع عضو زیر زانو بیش از فرد سالم در معرض بر هم خوردن تعادل در جهت قدامی-خلفی در اثر حرکت سریع بالا آوردن بازوهاست بنابراین تمایل بیشتری برای حفظ تعادل از طریق جابه‌جایی مرکز فشار به عقب نسبت به فرد سالم از خود نشان داده است. وقوع انحراف پیش‌بینی‌کننده در مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در فرد دچار قطع عضو زیر زانو بیشتر از افراد سالم بود که می‌توان آن را به تفاوت در حرکت سینوسی مرکز ثقل در جهت عمودی در افراد دچار قطع عضو زیر زانو با افراد سالم نسبت داد، زیرا در افراد سالم هنگام انجام حرکات، مرکز ثقل در جهت عمودی آهسته و نرم بالا و پایین می‌شود در حالی که در افراد دچار قطع عضو زیر زانو با پرش همراه است شاید به همین علت است که انحراف پیش‌بینی‌کننده در مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در فرد دچار قطع عضو زیر زانو بیشتر از افراد سالم دیده شده است. نتایج حاصل از مطالعه حاضر یافته‌های آروین را تأیید کرد و نشان داد که الگوی APA در افراد دچار قطع عضو زیر زانو با افراد سالم تفاوت دارد و در پی قطع عضو یکطرفه زیر زانو، نقش مچ پای سالم در کنترل پوسچر افزایش می‌یابد و با تغییرات جبرانی در فعالیت سایر عضلات پوسچرال در الگوی کلی ایستادن تغییر

²⁸ Clark

بیومکانیک دانشگاه صنعتی شریف استفاده کنیم و تنها به بررسی متغیرهای بیومکانیکی بپردازیم. ولی توصیه می‌شود در صورتی که بتوان از هر دو دستگاه بطور همزمان استفاده کرد، مطالعه‌ای مشابه در این زمینه انجام گردد. پیشنهاد دیگر اینکه در صورت دسترسی به یک گروه همگن دچار قطع عضو زیر زانو با تعداد نمونه بیشتر در یک مطالعه با محدودیت زمانی کمتر، آزمایش‌های مشابه تکرار شود و تأثیر آموزش‌های تعادل و کنترل پوسچر روی عملکرد پروتز در این افراد و میزان مصرف انرژی مورد بررسی قرار گیرد و نتایج حاصل با مطالعه ما مورد مقایسه قرار گیرد. چون در هر دو گروه شرکت کننده در مطالعه پای راست غالب بود پیشنهاد می‌شود مطالعه مشابهی روی افرادی که پای مغلوبشان قطع شده است انجام شود و نتایج با مطالعه فعلی مورد مقایسه قرار گیرد.

ایجاد می‌شود. در برنامه توانبخشی افراد دچار قطع عضو زیر زانو بر تقویت عضلات استامپ تأکید شده است. حال با دستیابی به این نتیجه که نقش پای سالم در این افراد افزایش یافته است و فرد دچار قطع عضو زیر زانو به پای سالم خود اتکای بیشتری دارد. بنابراین توصیه می‌شود در برنامه‌های آموزشی در فازهای اولیه توانبخشی و زمانی که فرد در حال یادگیری نحوه استفاده از پروتز است به تقویت عضلات پای سالم نیز پرداخته شود، شاید از این راه بتوان از وقوع عوارض ثانویه در مفاصل اندام تحتانی سالم جلوگیری کرد و یا اینکه حداقل وقوع آن را به تعویق انداخت. در زمان انجام مطالعه حاضر امکان دسترسی همزمان به دستگاه صفحه نیرو و الکترومایوگرام وجود نداشت. بنابراین تصمیم گرفتیم از بهترین شرایط در دسترس یعنی امکانات موجود در آزمایشگاه

جدول ۳- مقایسه اجمالی مطالعات پیشین با مطالعه حاضر

مطالعات پیشین	نتایج	تشابه	تفاوت
بلنکی و همکاران [۴] (۱۹۶۷)	شروع فعالیت عضلات پوسچرال قبل شروع حرکت ارادی	حرکات ارادی بازو عامل آشفتگی پوسچر	گروه مطالعه افراد سالم (۱) استفاده از EMG (۲)
بونیسه و زاتارا [۵] (۱۹۸۷)	بستگی داشتن مدت APA به میزان آشفتگی - افزایش مدت APA با برهم خوردن تقارن حرکت	(۱) استفاده از صفحه نیرو؛ (۲) حرکات ارادی بازو عامل آشفتگی پوسچر	گروه مورد مطالعه: افراد سالم
ریاچ و همکاران [۱۲] (۱۹۹۲)	انحراف در سیگنال مرکز فشار قبل از شروع حرکت نشانه استراتژی کنترل تعادل	(۱) استفاده از صفحه نیرو؛ (۲) حرکات ارادی بازو عامل آشفتگی پوسچر	گروه مطالعه: افراد ضایعه مخچه
لثش و همکاران [۱۴] (۱۹۹۴)	(۱) فعالیت APA در عضلات پوسچرال؛ (۲) تفاوت در الگوی فعالیت این عضلات از نظر ترتیب فعال شدن آنها و زمان شروع فعالیت در افراد پارکینسونی و سالم	(۱) استفاده از صفحه نیرو؛ (۲) حرکات ارادی بازو عامل آشفتگی پوسچر	(۱) گروه مطالعه (۲) استفاده از EMG
آروین و همکاران [۶] (۱۹۹۷)	(۱) فعالیت APA در عضلات ران پای سالم و مستقیم پستی؛ (۲) فعال نبودن عضلات ران پای دچار قطع عضو؛ (۳) انحراف مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین و جابه جایی مرکز فشار در جهت داخلی-خارجی؛ (۴) عدم وجود الگوی یکسان در انحراف در مؤلفه های بیومکانیکی	(۱) گروه مورد مطالعه قطع عضو زیر زانو؛ (۲) استفاده از صفحه نیرو؛ (۳) حرکات ارادی بازو عامل آشفتگی پوسچر	(۱) ناهمگنی گروه مورد مطالعه (۲) استفاده از EMG
هی و همکاران [۱۵] (۲۰۰۱)	(۱) حرکت رو به جلو مرکز فشار در حین حرکت بازو؛ (۲) تنظیم بهتر پوسچر هنگام آشفتگی در افراد بزرگسال؛ (۳) تغییر در عملکرد APA با افزایش سن	(۱) استفاده از صفحه نیرو؛ (۲) حرکات ارادی بازو عامل آشفتگی پوسچر؛ (۳) تصویربرداری و اتصال مارکر به نقاط راهنمای اندام	گروه مطالعه: دوگروه کودک و بزرگسال

- in Below-the-Knee Amputees, *Clinical Biomechanics*, 1997; 12 (1): 52-56.
- [7] Aruin A.S., The Organization of Anticipatory Postural Adjustments, *Journal of Automatic Control*, University of Belgrad, 2002; 12: 31-37.
- [8] Geurts A., Mulder T. Reorganization of Postural Control Following Lower Limb Amputation. Theoretical Considerations and Implications for Rehabilitation, *Physiother Theor Prac*, 1992; 8: 145-157.
- [9] Isakov E., Mizrahi J., Ring H., Susak Z, Hakim N. Standing Sway and Weight- Bearing Distribution in People With Below -Knee Amputation, *Arch Phys Med Rehabil* , 1992; 53: 174-178.
- [10] Geurts A., Mulder T., Neinhuis S.B., Rijken R., Postural Reorganization Following Lower Limb Amputation, *Scand J Rehab Med*, 1992; 24: 83-90.
- [11] *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetics, and Rehabilitation Principles.*(1992) American Academy of Orthopedic Surgeons, 2nd edition
- [12] Riach C.L., Hayees K.C., Lucy S. D., Changes in Center of Pressure of Ground Reaction Forces prior to Rapid Arm Movements in normal Subjects and Patients With Cerebellar Ataxia , *Clinic Biomech* , 1992; 7: 208-214.
- [13] Clark L.A., Zenicke R.F., Balance in Lower Limb Child Amputees, *Prosth Ortho Intern*, 1981; 5: 11-18.
- [14] Latash M.L., Aruin A.S., Neyman I., Nicholas J.J., Anticipatory Postural Adjustments during Self Inflicted and Predictable Perturbations in Parkinson's Disease, *Neural Neurosurgery Psychiatry*, 1995; 58: 326-334.
- [15] Hay L., Rendon C., Development of Postural Adaptation to Arm Rising, *Exp Brain Res*, 2001; 139: 224-232.

سپاسگزاری

صمیمانه از تمام دوستان عزیز که در به انجام رساندن این تحقیق صبورانه یاریمان کردند، به خصوص جانبازان جنگی شرکت کننده در این مطالعه، کمال تشکر و قدردانی را داریم. همچنین از جناب آقای دکتر سقراط فقیه زاده برای همکاری در تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها و خانم ته‌مینه رضائیان برای یاری در انجام آزمایش‌ها و جمع‌آوری داده‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه صنعتی شریف، سپاسگزاریم.

مراجع

- [1] Shomway C., Wollacott M., *Motor Control*. 2nd edition. Lippincott Williams&Wilkins, 2000.
- [2] Massion J., *Movement, Posture and Equilibrium: Interaction and Coordination*, *Progress in neurobiology*, 1991; 38, 35-56.
- [3] Winter D.A. Human Balance and Posture Control during Standing and Walking, *Gait & Posture*, 1995; 3: 193-214.
- [4] Belenkii V.YE., Gureinkei V.S., and Pal'tsev YE.L., *Elements of Control of Voluntary Movements*. *Biofizika*, 1966; 12(1): 135-141.
- [5] Bouisset S., Zattara M., *Biomechanical Study of the Programming of Anticipatory Postural Adjustments Associated With Voluntary Movement*, *J. Biomechanics*, 1987; 20 (8): 735 – 742.
- [6] Aruin A.S., Nicholas J.J., Latash M. L., *Anticipatory Postural Adjustments during Standing*