



ارائه شده توسط:

سایت ترجمه فا

مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده

از نشریات معتبر

تحلیل و تفسیر نیروهای واکنشی زمینی در قدم زنی نرمال

چکیده

زیست مکانیک حرکتی به مطالعه مطالب جالب و گسترده برای بررسی فرایند فیزیولوژیکی مد نظر و مکانیسم های عصبی کنترل دستگاه ها می پردازد. تحلیل قدم زنی-تحلیل نظام مند حرکت- امروزه برای ارزیابی قبل درمان، تصمیم گیری مبنی بر جراحی و مدیریت بیماران بزرگسال و جوان به کار می رود. در طی چند دهه گذشته، چندین پیشرفت در فناوری مهندسی زیست شناسی حاصل شده و امکان تحلیل دقیق ویژگی های قدم زنی ویژه از جمله زوایای مفصلی، سرعت زاویه های و شتاب های زاویه ای (تحلیل جنبشی) و نیز نیروهای واکنش زمینی، نیروهای مفصلی، لحظات و قدرت ها (تحلیل حرکتی)، فعالیت الکترومایوگرافی و مصرف انرژی فراهم ساخته است. تجهیزات تحلیل قدم زنی پیچیده می توانند بردار نیروی قابل رویت را در صفحه نوسان سنج ایجاد کنند و آن را به طور هم زمان بر تصویر فرد قدم زنی اعمال کنند. تصویرنمایی نیروهای واکنش زمینی به ما کمک می کند که تاثیر آنها را بر بدن در هنگام راه رفتن درک کنیم. اگر توصیف کاملی از انرژی جنبشی، سنجش های انسان شناختی دقیق و نیروهای خارجی داشته باشیم، می توانیم نیروهای واکنش مفصل و چرخش عضله را محاسبه کنیم. این پیش بینی راه حل وارون نام دارد که ابزار قدرتمندی برای دستیابی به نگرش و بررسی فعالیت عضله در هر مفصل است. در این مقاله نتایج تحلیل نیروی واکنش زمینی را مطرح نموده و بحث می کنیم که با استفاده از نمونه های داده ای 40 فرد داوطلب انجام شدند که شامل دانشجوی دانشکده، جمعیت کارکنان با سن، جنسیت، قد و وزن مختلف بودند که با سکوی نیروی ای.ام.تی.آی سنجیده شدند.

کلید واژه: بیومکانیک، حرکت شناسی، ویژگی های قدم زنی، نیروی واکنش زمینی، نمودار پدوتی

1- مقدمه

حرکت شناسی طبق تعریف به متغییراتی می پردازد که حاصل قدم زنی ویژه یا الگوی دویدن می باشد که می توانیم مشاهده نماییم یا با دوربین ها اندازه گیری کنیم. کمیت های جابجایی حرکتی (پویا) شامل نیروها و چرخش ها هستند که در طی حرکت بین بدن و پیرامون آن شکل می گیرند و نیز نیروها و چرخش های داخلی، الگوهای قدرت و الگوهای انرژی را دربرمی گیرند.

مبدل های انرژی مطرح شده اند که می توان آنها را با جراحی کاشت تا نیروی وارده بر عضله بر تاندون را سنجید به هر حال، این راهبردها کاربردهایی در آزمایشات حیوانی دارند. اگر روند اندازه گیری غیر هجومی باشد، اندازه گیری کمیت های جنبشی حرکت انسان در واقع غیر ممکن است لذا باید به طور غیرمستقیم به محاسبه نیروهای واکنش مفصل و گردش های عضله پرداخت و از توصیف جنبشی موجود و نیروهای خارجی استفاده نمود. این پیش بینی راه حل وارون نام دارد و ابزار قدرتمندی محسوب می گردد.

قدم زنی و دویدن شکل طبیعی حرکت انسان بوده و اغلب موضوع اندازه گیری های نیروی واکنش زمینی بوده است. ساندرز در تحقیق جامع خود راجع به قدم زنی سالم و آسیبی به مقایسه مولفه های سیگنال نیروی واکنش زمینی عمودی در طی مرحله ایستادن در پای سالم و ناسالم پرداخت این سیگنال ها متفاوت بودند چون بخش های نرمال باقی مانده فقط می توانند به طور نسبی اختلال در کارکرد مفصل ران را جبران نمایند. حالت به تحقیقات فیزیولوژی آسیب شناسی طرز حالت و قدم زنی در افراد دچار بی نظمی های مخچه پرداخت. آنها از سکوی ای ام تی آی استفاده کردند و سیگنال های مولفه عمودی نیروی واکنش زمینی فرد سالم و بیمار مطرح نمودند. این مقایسه نشان داد که بی نظمی قابل درک و شکل گیری ضعیف مرحله اولیه سیگنال نیرو در بیمار وجود دارد.

دیگر مولفین تلاش های خود را بر تحقیقات ویژگی های زیست مکانیکی دستگاه حرکتی در طی قدم زنی نرمال و دویدن و انتقال بین این دو حالت حرکت پرداختند. نیلسون و همکاران سیگنال های نیروی واکنش زمینی متناظر برگرفته از دو فرد سالم در سکوی کیسلتر مطرح نمودند. نتایج اختلاف ها در شکل موج سیگنال نیروی واکنش زمینی در راه رفتن و دویدن نشان دادند.

در قدم زنی و نیز دویدن، سیگنال های نیروی واکنش زمینی بازخورد افزایش در سرعت حرکت از طریق افزایش در مقادیر اوج و کاهش مدت سیگنال بود. اندریاکی نشان داد که تناسب خوبی در برخی از نقاط اوج نیروهای واکنش زمینی و سرعت حرکت وجود دارد.

میوزیک با همکاران روشی برای سنجش نیروهای واکنش زمینی در طی حرکت نشستن و ایستادن مطرح نمودند که از حس گره های اینرسی و مدل بدن انسان استفاده کردند. روش مطرح شده داده های حس گره های اینرسی و داده های مدل بدن انسان سه بخشی را ترکیب نموده و از راهبرد فیلتر کالمن گسترش یافته استفاده می کند که برخی از نقائص مربوط به حس گره های داخلی را تسکین می دهد. مدل بدن انسان پویا شامل بخش های ساق، ران و سر، بازوان-بالاتنه بر اساس اصول پویا لاگرانژ ساختار بندی شده و چرخش های مورد نیاز در معادلات مدل به دست آمده بر اساس ای بی کی اف و رویکرد پویا و وارون نیوتن-یولر محاسبه گردید.

داده های مربوط به مسیر مرکز فشار پا در طی مرحله پشتیبانی در قدم زنی و دویدن اطلاعات جالبی را نشان داد. کاوانگ علاوه بر نیروهای عمودی به تحقیق مسیرهای مرکز فشار در طی پشتیبانی در میان دوندگان مسافت طولانی پرداخت و به بحث نتایج مسیرهای مرکز فشار اندازه گیری شده دو گروه دوندگان پرداخت. گروه اول دارای تماس اولیه با بغل پا بودند و گروه دوم با میان پا تماس برقرار نمودند. مفاهیم این اندازه گیری ها در رابطه با مشاهده درد ناشی از دویدن جالب است.

هدف این مقاله مقایسه ویژگی های نیروی واکنش زمینی بین پای چپ و راست در طی چرخه قدم زنی نرمال است سکوی نیروی واحد تشکیل گردید تا به اندازه گیری قدم های جداگانه و بدون کفش پرداخته شود.

40 دانشجوی و کارمند به طور داوطلب در گروه آزمایش واقع شدند که اختلاف سنی، وزنی، قد داشتند. داده های این تحقیق به طور آماری پردازش گردید و نتایج در این مقاله مطرح می شود.

2- طرح مسئله

هدف قدم زنی حرکت دادن بدن انسان از یک نقطه به نقطه دیگر است. این مسئله شامل حرکت مرکز جرم بدن در راستای مسیر افقی در جهت خاص با سرعت ویژه می باشد چون انسان از رولر اسکیت یا شکل های دیگر حمل و نقل چرخ دار استفاده نمی کند، آنها ویژگی های منحصر به فرد مربوط به قدم زنی دو-پدال دارند. پاها در پشتیبانی از بدن به طور تناوبی عمل می کنند و دوره های تغییر موقعیت وجود دارد که یکنواختی حرکت مرکز جرم را در جهت مد نظر دچار تغییر می سازد.

هر یک از ما دارای سبک خاصی از قدم زنی هستیم اما در این سبک های مختلف روندهای مشابهی وجود دارد که می توان آنها را به لحاظ مکانیکی تقسیم بندی کرد. قدم زنی شامل قراردادن یک پا به جلو و پس از آن پای دیگر است، سپس پای دیگر به طور مشابه جلو گذاشته می شود و چرخه رخداد تکرار می گردد به راحتی مشاهده می شود که قدم زنی فعالیت چرخه ای است و یک چرخه را می توان تحلیل کرد تا نشان دهنده کل دوره فعالیت باشد به هر حال باید خاطر نشان نمود که هر چرخه دارای برخی نوسانات به خاطر حواس پرتی ها، سطوح مختلف زمین و غیره می باشد

به منظور تحلیل چرخه قدم زنی به طور مفصل، باید چرخه را به دوره های زمانی خاصی تقسیم بندی کرد. رایج ترین رویکرد بازنمود دوره های تماس با زمین و دوره هایی است که هیچ تماسی وجود ندارد هر قدم زنی شامل دو مرحله می باشد: مرحله ایستادن که تماس با زمین رخ می دهد و مرحله تاب و نوسان که پا در تماس با زمین نیست. در هر مرحله لحظات زمانی خاصی وجود دارد که اهمیت ویژه ای برای تحلیل قدم زنی دارد مرحله ایستاده با ضربه پاشنه شروع می گردد که در آن نقطه تماس با زمین انجام می گردد. اگر ضربه با پاشنه رخ ندهد، سپس تماس زمینی نامیده می شود پس از اینکه پاشنه با زمین تماس برقرار کرد، پا به طور احتیاط آمیز

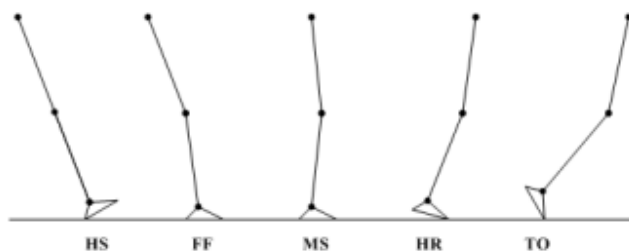
رو به زمین فرود می آید و پایه پشتیبانی برای بقیه بدن فراهم می کند. این مسئله پای مسطح نام دارد سپس کل بدن روی پا می چرخد و قوزک به عنوان نقطه اصلی عمل می کند مفصل ران به طور مستقیم روی نقطه قوزک در حالت ایستاده میانی واقع می شود. از این نقطه به بعد هدف اندام های پایینی پیش راندن مرکز جرم بدن به جلو با لحظه زمانی رخ داده هنگام قطع تماس پاشنه با زمین در «بلند شدن پاشنه» می باشد. همانطور که پا از روی زمین برداشته می شود، انگشت پا آخرین نقطه تماس است و لذا انتهای مرحله ایستاده به «بلند شدن انگشت پا» اطلاق می گردد. افراد تحت آزمایش نرمال که با سرعت مد نظر خود در کف مسطح راه می روند، مرحله ایستاده می تواند تقریباً 62٪ از چرخه کامل قدم زنی را به خود اختصاص دهد

اگر قدم زنی متقارن باشد آنگاه عضو چپ همان رویدادهای عضو راست را انجام می دهد. این بدان معنی است که ضربه پاشنه پای چپ باید دقیقاً نیمه بین ضربه پاشنه پای راست در شروع چرخه قدم زنی و ضربه پاشنه در پای راست در پایان چرخه باشد. اگر هر پا در تماس با زمان حدود 62٪ از چرخه باشد، باید دوره 12٪ چرخه باشد که در آن هر دو پا به طور همزمان در تماس با زمین هستند. این دوره مهم مرحله پشتیبانی دوچندان نام دارد که نشان دهنده تناوب و کنترل ظریف تحول یکنواخت بین پشتیبانی عضو در سمت چپ و پشتیبانی عضو در سمت راست می باشد.

هنگامی که سرعت قدم زنی افزایش می یابد دوره پشتیبانی دوچندان کاهش خواهد یافت سرانجام سرعت نهایی زمانی حاصل می شود که پشتیبانی دوچندان وجود ندارد و دسته بندی المپیک برای دویدن وجود دارد. هنگامی که افراد شروع به دویدن سریع تر می کنند، دوره پشتیبانی دوچندان منفی شده و مرحله پرواز وجود دارد.

مرحله نوسان را می توان به سه مرحله تقسیم کرد. در دوره اول پا از روی زمین برداشته می شود و به جلو شتاب برمی دارد و مرحله شتاب نام دارد. قوزک به طور مستقیم زیر مفصل ران حرکت کرده که در طی نوسان میانی است و سپس عضو وارد مرحله کاهش شتاب و ضربه پاشنه بعدی می شود.

هر چند مرحله نوسان شامل نیروهای عمده تماس بین زمین و پا نیست، دو آیتم مهم وجود دارد مورد اول در مرحله نوسان آن است که طول عضو باید به طور عمودی کاهش یابد به طوری که پا از روی زمین کنده شود. پارامتر دوم آن است که وزن اندام های پایین تر دچار شتاب و کاهش شتاب می شود که به عنوان کنش های نیرو شناخته می شوند و نیاز به تلاش عضلانی در مفاصل ران و زانو دارند هنگامی که مرحله نوسان سرعت می گیرد آنگاه شتاب بیشتر می شود. در اینجا حرکت شناسی یا پارامترهای اینرسی عامل محدود کننده است در برخی حالات دوندگان انحنای زانو بیشتر دارند به طوری که شتاب های مراکز وزن اندام با کاهش شعاع موثر مرکز جرخش مفصل ران، پایین می آید .



شکل 1

تقسیم سنتی قدم زنی به سه مرحله ضربه پاشنه، پای مسطح، ایستاده میانی، بلند شدن پاشنه از روی زمین و بلند شدن انگشت پا ممکن است برای برخی معلولیت ها مناسب نباشد. مثلا ممکن است برخی افراد دچار معلولیت راه روی ضربه پاشنه یا کنده شدن پاشنه از روی زمین نداشته باشند. برای رفع ابهام سیستمی دیگری مطرح می شود که تشخیص می دهد سه فعالیت پایه در طی قدم زنی وجود دارد: پذیرش وزن، پشتیبانی تک عضو و پیش روی عضو. برای تحقق فعالیت پذیرش وزن باید تماس ولیه (مرحله 1) و پاسخ به فشار بار (مرحله 2) وجود داشته باشد. در طی پشتیبانی تک عضو، حالت ایستاده میانی پابرجاست تا زمانی که خط وزن در قسمت جلو پا قرار دارد (مرحله 3) و سپس مرحله ایستاده پایانی رخ می دهد همانطور که وزن بدن به سمت

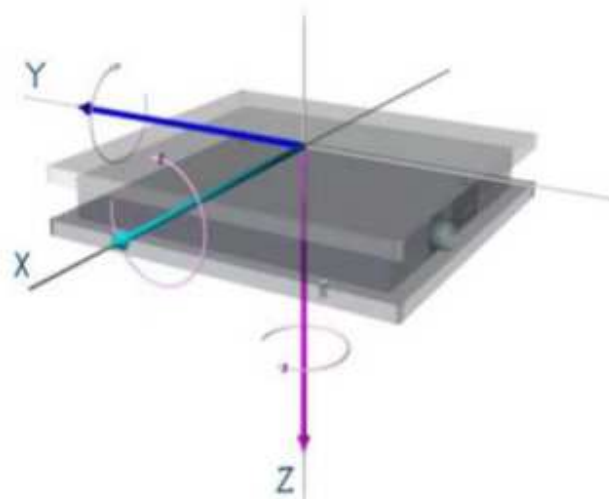
جلو پا حرکت می کند (مرحله 4). فعالیت های دیگر پیشروی عضو مرحله قبل از نوسان (مرحله 5)، نوسان اولیه (مرحله 6)، نوسان میانی (مرحله 7) و نوسان پایانی (مرحله 8) می باشد.

1-2 ساختار اندازه گیری

برای اندازه گیری نیروی اعمال شده بدن بر حجم یا بار خارجی، ابزار مناسب نیرو-اندازه گیری مورد نیاز است. این ابزار همچنین مبدل نیرو نام دارد که سیگنال الکتریکی را متناسب با نیروی اعمال شده می سازد. انواع مختلفی از آن همانند سنجش فشار، پیزو الکتریک وجود دارد که بر اساس این اصل هستند که نیروی اعمال شده باعث مقدار خاصی از فشار درون مبدل نیرو می گردد. در نوع سنجش فشار، صفحه فلزی درجه بندی شده درون مبدل نیرو دچار تغییر جزئی در یکی از ابعاد خود می گردد. این انحراف مکانیکی که معمولاً کسری از 1٪ می باشد، باعث تغییر در مقاومت های متصل شده و منجر به عدم تعادل ولتاژ های متناسب با نیرو می گردد نوع پیزو الکتریک و پیزورزیستو مستلزم تغییر شکل ساختار اتمی درون بلوک ماده بلوری ویژه است. برای نمونه کوارتز ماده پیزوالکتریکی است که در طبیعت یافت می شود و کج سگلی ساختار بلوری آن ویژگی های الکتریکی را تغییر می دهد به طوری که بار الکتریکی از میان سطوح خاص بلوک تغییر می یابد و می تواند از از طریق الکترونیک مناسب به سیگنال متناسب با نیروی اعمال شده تغییر داد. نوع پیزورزیستو تغییر در مقاومت را نشان می دهد. نیروهای واکنش زمینی وارد شده بر پا در طی ایستادن، قدم زنی یا دویدن از دیرباز با صفحات نیرو اندازه گیری شده اند. داده های خروجی صفحه نیرو برای ما مولفه های برداری نیروی واکنش زمینی فراهم می سازد: بار عمودی به علاوه دو بار امتداد سطح صفحه نیرو در جهات عقب جلو و میانی جانبی اند.

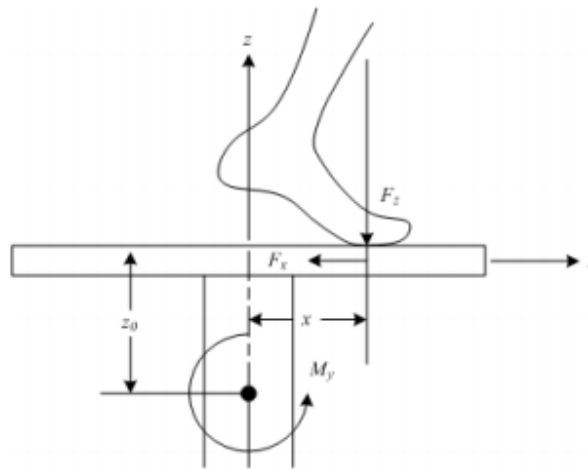
متغیر چهارم مورد نیاز محل مرکز فشار بردار واکنش زمین است. پا روی ناحیه سطح متحرک با فشارهای مختلف در هر قسمت پشتیبانی می شود. حتی اگر فشارهای مجزا زیر هر بخش پا را بدانیم، هنوز با مسئله محاسبه تاثیر خالص تمامی این فشارها مواجه ایم چرا که با گذر زمان تغییر می کنند برخی تلاش ها برای

گسترش فشار مناسب انجام شده اند-کفش های اندازه گیری ، اما آنها پرهزینه بوده و محدود به نیروی های عمودی اند. لذا استفاده از صفحه نیرو برای دستیابی به تمامی نیروهای لازم برای راه حل وارون و کامل امری ضروری است. واژه مرکز فشار اغلب با مرکز جاذبه اشتباه گرفته می شود.



شکل 2

مرکز جاذبه بدن محل خالص مرکز جرم بدن در جهت عمودی است. آن متوسط زون مرکز جاذبه هر بخش بدن است. باید توجه داشت که مرکز جاذبه سنجش جابجایی است و مستقل از سرعت و شتاب کل بدن یا تک تک اعضاء آن است. مرکز فشار کاملاً از مرکز جاذبه مستقل است. آن همچنین اندازه گیری جابجایی بوده و نشان دهنده محل برداری نیروی واکنش زمینی عمودی از سطح سکوی نیرو می باشد. آن معادل و مخالف میانگین وزنی محل تمامی نیروهای عمودی وارده بر صفحه نیرو می باشد. این نیروها تحت کنترل محرک عضلات قوزک پا هستند. لذا در واقع مرکز فشار واکنش عصبی عضلانی به بی تعادلی های مرکز جاذبه بدن است.



شکل 3

اشتباه در کاربرد مرکز فشار از جانب محققان در زمینه تعادل و طرز حالت است و اغلب مرکز فشار را نوسان می دانند و آن را معادل مرکز جاذبه در نظری می گیرند. آزمایشات توصیف شده در این مقاله با صفحه نیرو انجام شدند که ابعاد سطح تماس 50 در 50 سانت و جرم آن 11.4 کیلوگرم است. آن روی فریم چوبی ثابت و روی کف بود تا گام طبیعی برای فرد تحت آزمایش فراهم سازد. هر یک از افراد تحت آزمایش اجازه داشتند با هر پا دو تلاش انجام دهند. داده های نیرو با 50 هرتز نمونه برداری شدند. شکل 3 نیروهای وارده را نشان می دهد. این نیروهای واکنشی را به طور جبری می توان نشان داد:

$$F_x = \sum_{i=1}^N m_i \cdot a_{xi} \quad (1)$$

که در آن m_i برابر اُمین جرم عضو بدن بوده و a_{xi} برابر اُمین مرکز شتاب جرم عضو بدن در جهت X است. به طور مشابه در جهت عمودی

$$F_z = \sum_{i=1}^N m_i \cdot (a_{zi} + g) \quad (2)$$

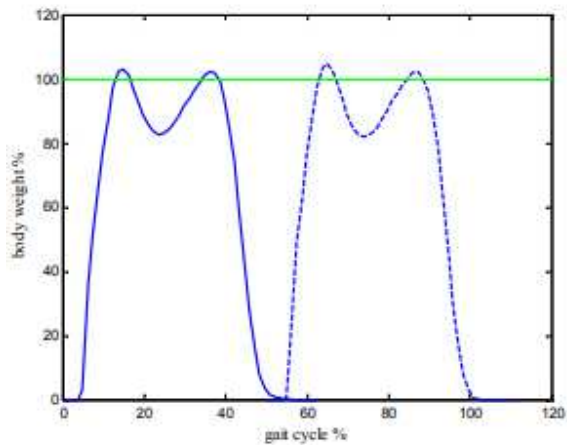
که در آن a_z نشان دهنده اُمین مرکز شتاب جرم عضو بدن در جهت Z بوده و g شتاب گرانشی است. در حالت فردی که کامل روی سکو می ایستد، F_z مجموع تمامی جرم اعضا به ازای g می باشد که نشان دهنده وزن بدن است. تفسیر نیروهای واکنش زمینی مبنی بر کارکردهای اعضا واحد غیر ممکن است. برای نمونه F_z ممکن است هنوز ثابت باشد در حالی که یک بازو به سمت بالا شتاب گرفته و دیگری شتاب معادل رو به پایین دارد. با جمع بندی تمامی شتاب های وارده بر محور اصلی پشتیبانی، می توانیم مختصات X مرکز فشار این بردار واکنش زمینی را محاسبه کنیم

$$M_y - F_z \cdot x + F_x \cdot z_0 = 0 \quad (3)$$

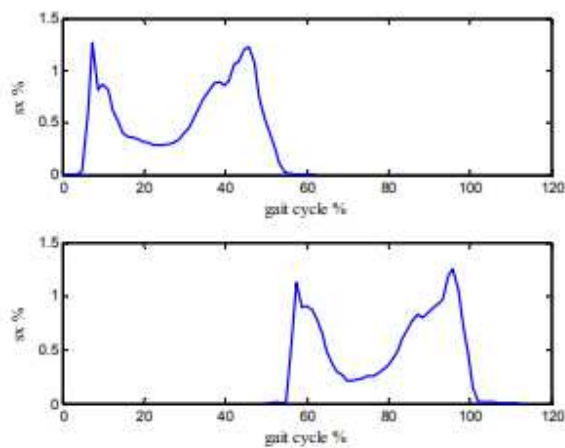
$$x = \frac{F_x \cdot z_0 + M_y}{F_z} \quad (4)$$

که در آن M_y نشان دهنده لحظه خمیدگی در محور چرخش پشتیبانی و z_0 نشان دهنده فاصله از محور پشتیبانی به صفحه نیرو می باشد نقطه مرجع و مبدا زیر سطح کف بوده و لذا تاثیر F_x بر M_y به طور پیوسته در گذر زمان تغییر می کند، X می تواند محاسبه گردد تا نشان دهد که مرکز فشار در میان صفحه نیرو چگونه حرکت می کند. به طور مشابه مختصات Y مرکز فشار برداری نیروی واکنش زمینی را می توان با معادلات زیر به دست آورد:

$$y = \frac{F_y \cdot z_0 + M_x}{F_z} \quad (5)$$



شکل 4



شکل 5

3- نتایج و بحث

داده های صفحه نیرو در شکل 4 نشان داده است که فرد با سرعت نرمال قدم بر می دارد.

مولفه عمودی نیروی واکنش زمینی F_z بزرگترین مولفه بوده و شتاب مرکز جرم بدن را در جهت عمودی در طی قدم زنی می باشد. منحنی نیرو گاهی منحنی M نامیده می شود که به خاطر شکل آن است.

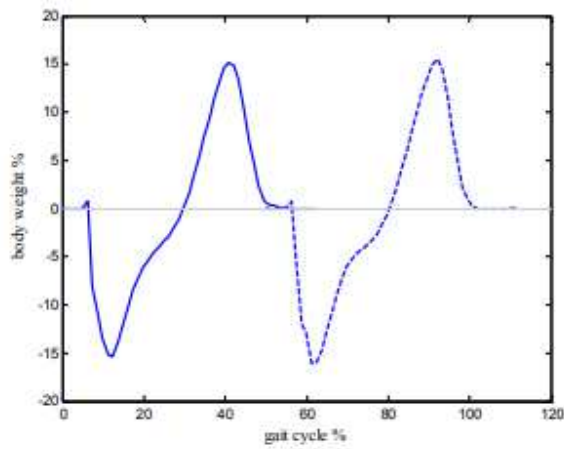
حال مولفه های واحد مرحله ایستاده را در نظر می گیریم. شکل 4

ایستاده دوبل و واحد برای یک پا و در لحظه تماس پاشنه نیرو صفر بین پا و کف وجود دارد چون ضربه پاشنه لحظه ای تعریف می شود که تماس ایجاد شده اما تولید نیرو وجود ندارد. کمی بعد تمام وزن بدن بلافاصله بین پا و کف ایجاد می شود. چون مرکز جرم به سمت پایین حرکت می کند و از فشار آن کاسته می شود نیروی اینرسی باید به نیروی جاذبه اضافه شود که بدین معانست که نیروی عمودی وارده بر پا فراتر از وزن بدن بوده و به اوج 107٪ وزن بدن می رسد همانطور که در شکل 4 دیده میشود.

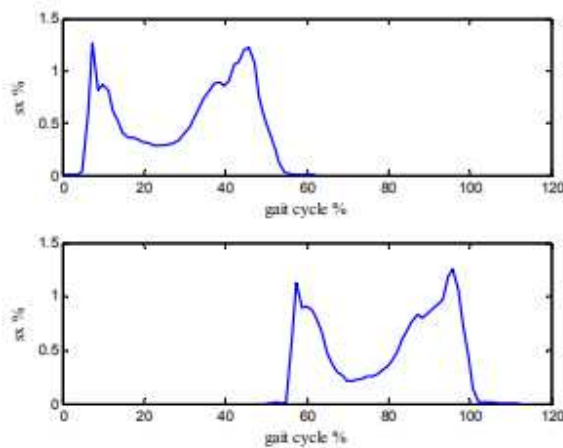
همانطور که چرخه قدم زنی از طریق ایستاده واحد پیشروی می کند، غیر عادی به نظر می رسد نیروی واکنش زمین کمتر از وزن بدن در طی ایستاده واحد باشد هنگامی که فقط یک پا روی زمین است. در این مرحله از چرخه قدم زدن مرکز جرم دچار کاهش شتاب می شود که نیروی واکنش زمینی تا 85٪ از وزن بدن کاهش می دهد.

برای درک بیشتر این نوسانات نیروی واکنش زمینی پیرامون وزن بدن، موارد زیر را باید درک نمود: اگر بدن انسان در حالت ایستاده قرار دارد، آنگاه نیروی واکنش زمینی معادل وزن بدن انسان خواهد بود. اما اگر مرکز وزن کل بدن در حرکت باشد و تحت افزایش شتاب و افت آن باشد، نیروی اینرسی تولید شده باید به وزن بدن افزوده شده یا از آن کاسته شود، که به جهت نیروی اینرسی بستگی دارد. پیداست که شتاب عمودی تا 20٪ شتاب گرانشی به سمت بالا و پایین بوده بدین معنا که نیروی واکنش زمینی عمودی $100\% \pm 20\%$ وزن بدن خواهد بود.

در مرحله نهایی فاز ایستاده نیروی پیش رانش نیروی بیشتر از وزن بدن ایجاد می کند. دوم اینکه نقطه اوج نزدیک وسط چرخه قدم زنی می رسد و به 105٪ وزن بدن می رسد. همانطور که هدف عضو بدن بلند شدن انگشت پا از روی زمین استف نیرو بلافاصله در پایان مرحله ایستادن به مقدار صفر می رسد.



شکل 6



شکل 7

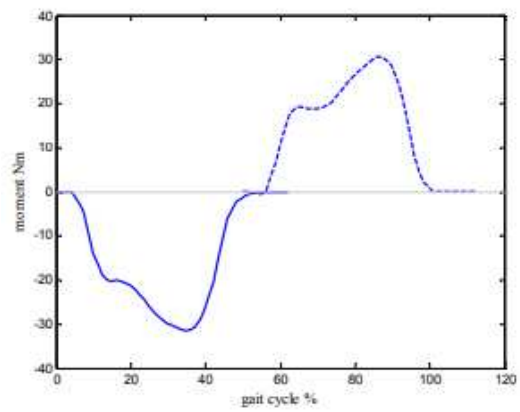
نیروی واکنش عقبی-جلویی F_x بازنمود نیروی افقی اعمال شده با صفحه نیرو بر روی پا می باشد. F_x در جهت قدم زنی انسان عمل می کند: به سمت بالا و به سمت عقب و به لحاظ بزرگنمایی کوچک تر از مولفه نیروی واکنش زمینی عمودی است، به ویژه اینکه حدود 20٪ از وزن بدن می رسد. ابتدا آن نیروی متوقف کننده تا جایگاه میانی است، به منظور اینکه از شتاب مرکز وزن بدن بکاهد، و سپس به جلو رانده می شود.

در ضربه پاشنه و بلند شدن آن از روی زمین، نیروی صفر رخ می دهد. در مرحله اول ایستاده دوگانه، نیروی جهت دار رو به جلو ایجاد می شود و این نوعی شوک یا پنجه به عقب نامیده می شود که همچنین در مولفه نیروی واکنش زمینی عمودی دیده می شود اگر فراوانی نمونه به اندازه کافی بلند می باشد. این نیروی عمودی به خاطر فرکانس نمونه قابل رویت نیست که برابر 50 هرتز می باشد.

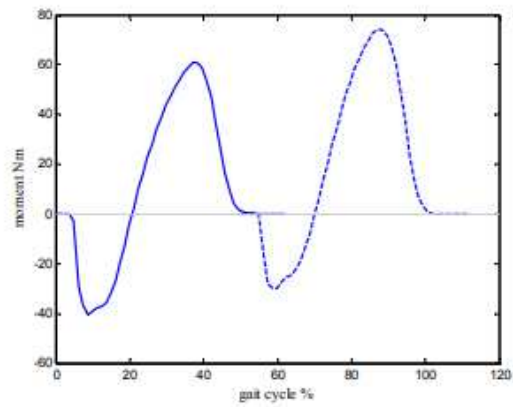
پس از اینکه پنجه به عقب ناپدید می گردد، نیروی رو به عقب باید به پا اعمال گردد به منظور اینکه مرکز جرم بدن کاهش شتاب یابد همانطور که به ایستاده واحد نزدیک می شود. این مسئله به عنوان افزایش سریع نیروی رو عقب نشان داده می شود. پس از آن نیرو افت می کند و در میان ایستگاه واحد به مقدار صفر نزدیک می شود.

در نیمه دوم مرحله ایستادن واحد، برای شتاب بخشی به مرکز جرم بدن به جهت رو به جلو، زمین نیروی رو به جلو به پا اعمال می کند .

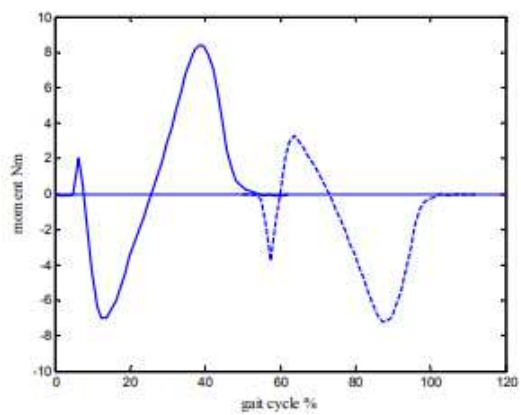
این مسئله ابتدا به تدریج صورت گرفته و سپس سرعت می گیرد و همانطور که انگشت پا از زمین کنده می شود، نیرو به سرعت کاهش می یابد می توان مشاهده نمود که نیروهای مثبت و منفی تقریباً متقارن اند که می توان آن را با تغییر تکانش شرح داد. ناحیه تحت هر بخش در منحنی نیرو نشان دهنده تکانه می باشد. این تکانه را می توان به عنوان تغییر در شتاب تعریف کرد. اگر فرد با سرعت ثابت گام بردارد، تغییری در شتاب وجود ندارد و تکانه کل در جهت عقب-جلو باید منجر به صفر گردد. این بدان معناست که تکانه متوقف کننده حدوداً معادل تکانه پیش رانش در قدم زنی متعادل است. این واقعیت مهمی برای تحلیل و تشخیص الگوهای قدمی زنی آسیبی می باشد.



شکل 8



شکل 9



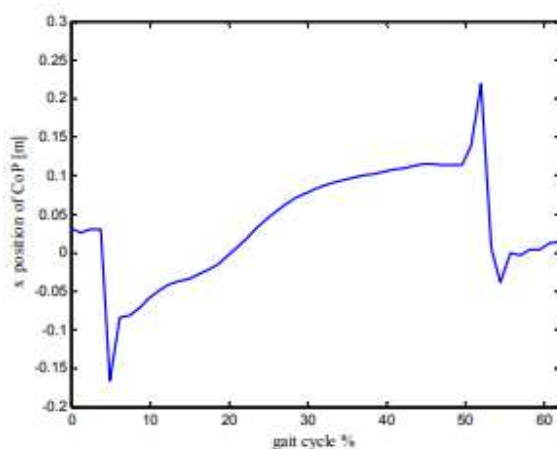
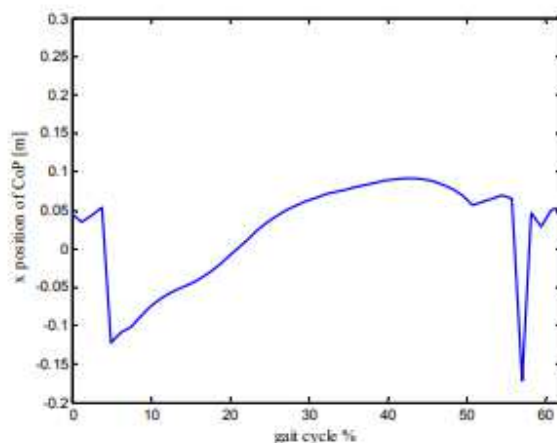
شکل 10

شتاب پیرامون محور X پیامد حرکت نوسانی انجام شده توسط فرد تحت آزمایش است در حالی که شتاب محور Y به خاطر تغییر وزن می باشد هنگامی که فرد تحت آزمایش روی یک پا ایستاده است. نقاط اوج در جهت منفی و مثبت اشاره به زمانی دارند که در آن یک پا روی سکو قرار می گیرد. شتاب پیرامون محور Z بسیار کوچک است چون شیوه حقیقی برای فرد تحت آزمایش وجود ندارد که نیروی را پیرامون محور Z در طی قدم زنی عادی بچرخاند. فرد تحت آزمایش مجبور خواهد بود حرکت پیچش پا را برای ایجاد نتیجه عمده به کار گیرد.

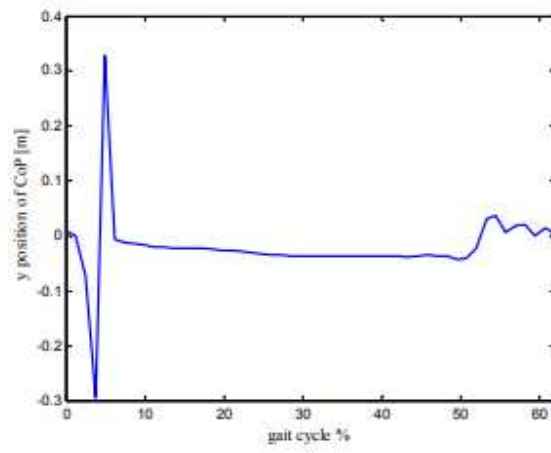
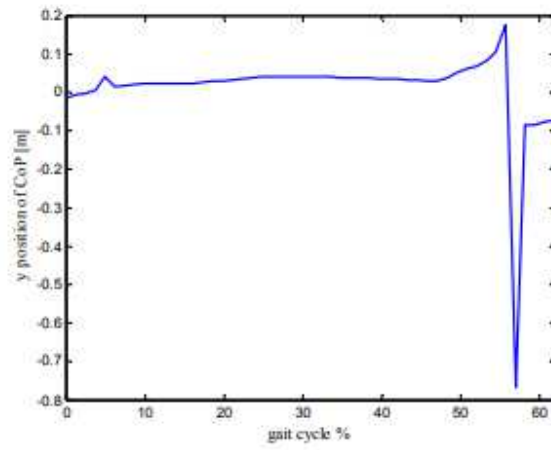
همانطور که در چند بند قبلی توصی گردید، مولفه افقی و عمودی نیروی واکنش زمینی به طور دائم در حال تغییر است و به موجب آن جهت و بزرگنمایی نیروی واکنش زمینی حاصل را تغییر می دهد. همانطور که فرد تحت آزمایش حرکت می کند، مرکز فشار وی به رو جلو پیش روی کرده که در پاشنه شروع می شود با این فرض که تماس اولیه با پاشنه حاصل شده و سپس به سمت توپ و پا حرکت می کند. موقعیت مرکز فشار در رابطه با پا را نمی توان با خود داده های صفحه نیرو به دست آورد. نخست موقعیت پا در ارتباط با خط میانی صفحه را تایید کرد.

اگر مولفه افقی و عمودی نیروی واکنش زمینی را با مرکز فشار مختصات X ترکیب کنیم، می توانیم به نمایش گرافیکی دنباله مکانی زمانی تکامل واکنش زمینی دست یابیم. در این نمودار بردار، همچنین معروف به پدوتی یا نمودار پروانه، هر بردار نشان دهنده برآورد نیروی واکنش زمینی با بزرگنمایی، گرایش و نقطه به کار گیری در لحظات مجزا در صفحه سهمی می باشد. همین اصل با استفاده از مرکز فشار مختصات Y را می توان در صفحه جلو اعمال نمود. نمودارهای شکل 13 شکل بال پروانه دارند در سرعت قدم زنی نرمال، هم پوشی بردارها الگوی عادی را مطرح می کند که با دو ماکسیمم و یک مینیمم توصیف می گردد. در سمت راست، در مراحل نخست ایستادن، هنگامی که پا به زمین می رسد، به جز چند بردار کم، که شوک را به خاطر ضربه پاشنه جذب می کنند، تمامی بردارهای دیگر جهت مغایر با جهت حرکت دارند. در مراحل بعدی پا کل بدن را به بالا و جلو هل

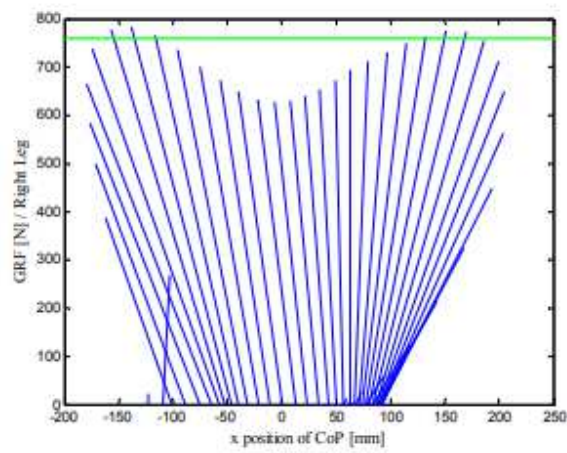
می دهد و لذا گرایش بردار با حرکت مواجه می شود. سرعتی که با آن مرکز فشار در زمین حرکت می کند بلافاصله قابل خواندن است. همانطور که می بینیم، مرکز فشار به طور یکنواخت در جهت پیشروی حرکت می کند و سطح مشهودی در مراحل بعدی ایستادن ایجاد می کند که منجر به بسته بودن متناظر بردارها می گردد.

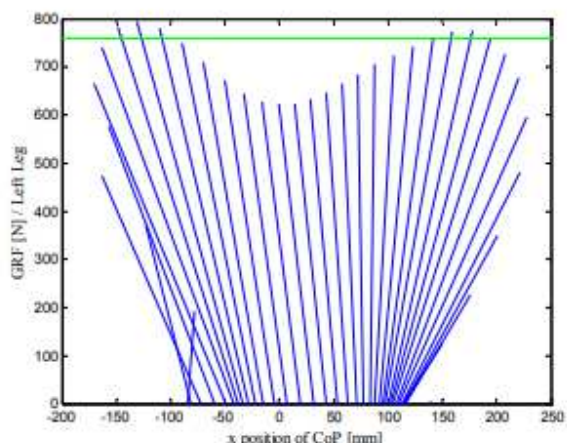


شکل 11



شکل 12





شکل 13

4- نتیجه گیری

نیروی های واکنش زمینی، که با سکوی نیرو اندازه گیری می شوند باز خورد نیروهای محض و خالص عمودی بر سطح سکو هستند. بدین ترتیب، آنها مجموع جبری جرم هستند- محصولات شتاب تمامی اعضاء بدن در حالی که پا در تماس با سکو است. شکل این نیروهای واکنش در ادبیات گزارش شده است.

نیروی عمودی F_z دارای دو ویژگی پیاده روی است. پیاده روی نخست در تماس پاشنه شروع می شود، به طور سریع به مقداری افزایش می یابد که بیشتر از وزن بدن است، سپس همانطور که زانو در طی ایستاده میانی خم می شود، صفحه به طور نسبی دچار کاهش بار شده و F_z زیر وزن بدن کاهش می یابد. در مرحله پیش رانش، انحنا صفحات فعال اند که باعث اوج نیروی دوم بیشتر از وزن بدن می شوند که نشان می دهد مرکز وزن بدن به سمت بالا شتاب می گیرد تا سرعت رو به بالا خود را افزایش دهد. سرانجام اینکه وزن به صفر افت می کند همانطور که عضو مخالف وزن بدن را متحمل می شود. متأسفانه منحنی بار عمودی به عنوان سنجش بالینی نامعتبر شناخته شده است. این مسئله به طور عمده به خاطر حساسیت آن به هر عمل یا واکنشی است که بردار

نیروی واکنش زمینی را عوض می کند از جمله بلند کردن بازو که می تواند مولفه اوج را به کمتر از وزن بدن کاهش دهد. گزارش می شود که کودکان تا حدودی نیروی اوج محض و عمودی متوسط به پایین در مقایسه با بزرگسالان دارند.

نیروی افقی مرحله منفی در طی نیمه نخست ایستادن دارد که نشان دهنده نیروی اصطکاک افقی رو به عقب است که بین زمین و پا عمل می کند. اگر به خاطر این نیرو نباشد، پا به جلو سر می خورد مثلاً هنگامی که فرد روی سطح یخی یا لغزنده راه می رود. F_x نزدیک حالت ایستاده میانی مثبت می شود که دلالت بر این است که واکنش صفحه نیرو رو به جلو عمل می کند، همانطور که نیرو عضله باعث می گردد پا به عقب بگردد. اندازه گیری های مرکز فشار تحت تاثیر موقعیت و حرکت تمامی اعضا بدن از جمله سر، بازو، بالاتنه، لگن خاصره و پاها می باشد.

نمودار پدوتی نشان می دهد که بزرگترین بزرگنمایی های نیرو در پاشنه و جلو پا رخ می دهد و از این مفهوم پشتیبانی می کند که پا به عنوان کمان عمل می کند. طبق تمامی آزمایشات انجام شده، مطابق با نمودارهای بردار مطرح شده در اینجا، می توان به این نتیجه رسید که تشابه زیادی در موارد ثبت شده پای چپ و راست در سرعت قدم زنی خاص وجود دارد که به مفهوم تقارن گام در جمعیت نرمال است.

جهت گیری های فعلی و آتی در تحلیل قدم زنی شامل ابزارهای پیچیده تر برای تحلیل و تفسیر داده هایی از جمله تحلیل الگو، شبکه های عصبی و هوش مصنوعی خواهند بود.



این مقاله، از سری مقالات ترجمه شده رایگان سایت ترجمه فا میباشد که با فرمت PDF در اختیار شما عزیزان قرار گرفته است. در صورت تمایل میتوانید با کلیک بر روی دکمه های زیر از سایر مقالات نیز استفاده نمایید:

لیست مقالات ترجمه شده ✓

لیست مقالات ترجمه شده رایگان ✓

لیست جدیدترین مقالات انگلیسی ISI ✓

سایت ترجمه فا ؛ مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده از نشریات معتبر خارجی