

Investigating the Biomechanical Parameters of Head Injury in the Simulated Roundhouse Kick Impact in Taekwondo

Neda Boroushak*¹ , Hasan Khoshnoodi², Mansour Eslami²

1. Lecturer, Department of Physical Education and Sport Sciences, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran. Department of Sport Biomechanics and Technology, Sport Science Research Institute, Tehran, Iran.
2. Instructor, Department of Mechanics, Shoush Branch, Islamic Azad University, Shoush, Iran
3. Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, University of Mazandaran, Iran

Received: 2019.January.19

Revised: 2019.March.22

Accepted: 2019.April.22

Abstract

Background and Aims: One of the methods to prevent head injuries is to diagnose and identify the mechanism of injury in the actual condition the head is blown. The objective of the present study was to analyze the biomechanical parameters of head injury in taekwondo in the simulated roundhouse kick impact.

Materials and Methods: A total of 15 male elite taekwondo athletes with a mean age of 27 ± 1.04 years participated in the current study. To measure the mechanism of head injury, researcher used a device composed of artificial neck and head, equipped with force and acceleration sensors and a mechanical arm for impact to head, as well as a researcher-made package of computer and recorder to estimate, monitor, and save the data. The data were fed into MATLAB program. Data analysis was carried out using one-sample t-test with p. value set at 0.05.

Results: The results showed that the linear acceleration obtained from the roundhouse kick was lower than that of the head injury threshold in investigating the mechanisms of head injury in taekwondo, while the rotational acceleration and the impact force produced were higher than those of the head injury threshold.

Conclusion: According to the results, the factor of head injury is different in each sport. Thus, it is very important to identify the dynamic parameters related to head injury and its mechanism of occurrence clinically. The present study showed clearly that impact force and rotational acceleration are the main causes of head injury in taekwondo. So, with the diagnosis of the main injury factor and its parameters, the severity of injury and its associated risk factors were predicted and related strategies were implemented for prevention, treatment, and rehabilitation.

Keywords: Concussion; Linear acceleration; Rotational acceleration; Impact force

Cite this article as: Boroushak N, Khoshnoodi H, Eslami M. Investigating the Biomechanical Parameters of Head Injury in the Simulated Roundhouse Kick Impact in Taekwondo. J Rehab Med. 2019; 8(3):199-208.

* **Corresponding Author:** Neda Boroushak. Lecturer, Department of Physical Education and Sport Sciences, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran

Email: Nedaboroushak@yahoo.com

DOI: 10.22037/jrm.2019.111503.2039

بررسی پارامترهای بیومکانیکی آسیب سر در ضربه شبیه‌سازی شده راندهوس کیک در تگواندو

ندا بروشک^{۱*}، حسن خوشنودی^{۲*}، منصور اسلامی^۳

۱. مدرس، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران. گروه بیومکانیک و فناوری ورزشی، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران.

۲. مربی، گروه مکانیک، واحد شوش، دانشگاه آزاد اسلامی، شوش، ایران

۳. استادیار، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۲/۰۲ *

بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۱/۰۲

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۱۰/۲۹

چکیده

مقدمه و اهداف

امروزه یکی از راه‌های پیشگیری از آسیب‌های سر، تشخیص و شناسایی مکانیسم آسیب در شرایط واقعی ضربه به سر می‌باشد؛ بنابراین هدف پژوهش حاضر، بررسی پارامترهای بیومکانیکی آسیب سر در تگواندو با استفاده از شبیه‌سازی ضربه راندهوس کیک است.

مواد و روش‌ها

در پژوهش حاضر، ۱۵ تگواندوکار مرد حرفه‌ای با میانگین سنی 27.77 ± 1.04 سال شرکت کردند. جهت اندازه‌گیری مکانیسم آسیب‌های سر از یک دستگاه متشکل از یک سر و گردن مصنوعی مجهز به سنسورهای نیرو و شتاب و یک بازوی مکانیکی که نماینده پای تگواندوکاران بود و یک مجموعه کامپیوتری جهت ارزیابی، نظارت و ثبت اطلاعات که توسط محقق ساخته شد، استفاده گردید. نتایج در برنامه متلب به دست آمد. تجزیه و تحلیل داده‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ با استفاده از آزمون آماری t یک‌نمونه‌ای انجام شد.

یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد که در بررسی مکانیسم‌های آسیب سر در تگواندو، شتاب خطی به‌دست‌آمده از ضربه راندهوس کیک پایین‌تر از آستانه آسیب سر می‌باشد، در حالی که شتاب چرخشی و نیروی برخورد تولیدشده بالاتر از آستانه آسیب سر را نشان دادند.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد عوامل بروز آسیب سر در هر رشته ورزشی متفاوت است؛ بنابراین شناسایی پارامترهای دینامیکی مرتبط با آسیب سر و همچنین مکانیسم وقوع این آسیب‌ها از لحاظ بالینی بسیار مهم می‌باشد. نتیجه پژوهش حاضر به صورت واضح نشان داد که نیروی برخورد و شتاب چرخشی سر از عوامل اصلی آسیب سر در تگواندو می‌باشد. از این رو با تشخیص عامل اصلی وقوع آسیب و پارامترهای مرتبط با آن، می‌توان میزان شدت آسیب و عوامل خطرزای مرتبط با آن را پیش‌بینی کرد و برای پیشگیری، درمان و توانبخشی، راه‌کارهای مرتبط با آن را اجرا نمود.

واژه‌های کلیدی

ضربه مغزی؛ شتاب خطی؛ شتاب چرخشی؛ نیروی برخورد

نویسنده مسئول: ندا بروشک، مدرس، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت،

ایران

آدرس الکترونیکی: Nedaboroushak@yahoo.com

مقدمه و اهداف

ضربه مغزی یکی از شایع‌ترین آسیب‌ها در شرایط مختلف است که به عنوان یک نگرانی عمده در حیطه سلامت بروز می‌کند. سالانه بیش از یک میلیون معاینه در ایالات متحده به دلیل آسیب تروماتیک مغز انجام می‌شود که اکثر آنها از نوع ضربه مغزی می‌باشد.^[۱] فعالیت‌های ورزشی، علی‌رغم اینکه با هدف ارتقاء سطح سلامت فرد و اجتماع گسترش یافته‌اند، ولی به دلیل عدم شناخت کامل از شرایط مناسب جهت اجرا، خود باعث بروز برخی آسیب‌ها در ورزشکاران گشته است. آمارهای انتشار یافته در این زمینه نیز مصداق این موضوع است. سالیانه در حدود ۱/۶ تا ۳/۸ میلیون مورد ضربه مغزی مرتبط با ورزش در کل جهان گزارش شده است.^[۱]

در رشته‌های مبارزه‌ای همچون تکواندو، بوکس و غیره، سر در معرض ضربات شدید و مکرر دست و پا قرار می‌گیرد که این امر می‌تواند تهدیدی برای سلامت ورزشکاران این قبیل رشته‌های ورزشی محسوب شود. از این رو، خطر بروز آسیب به خصوص در ورزش‌های رقابتی و قهرمانی، واقعیتی انکارناپذیر است. تا آنجایی که Zetaruk و همکاران، از بین شرکت‌کنندگان در پنج رشته رزمی، ۵۹ درصد آسیب‌ها را در تکواندو، ۵۱ درصد هاپکیدو، ۳۸ درصد کونگ‌فو، ۳۰ درصد کاراته و ۴ درصد را در تایچی گزارش کرده‌اند.^[۲] همچنین در تحقیقی میان تکواندوکاران نوجوان دختر و پسر، میزان آسیب‌های وارد بر سر و گردن در پسرها ۲۱/۴ آسیب و در دخترها ۱۶/۹ آسیب در هر ۱۰۰۰ ورزشکار در معرض آسیب، گزارش شد.^[۳]

در میان ورزش‌های رزمی، تکواندو یکی از محبوب‌ترین رشته‌ها محسوب می‌شود که به دلیل ماهیت ضربه‌ای این رشته، بروز آسیب سر در میان ورزشکاران آن بیشتر از دیگر رشته‌های رزمی می‌باشد.^[۱] در تحقیقی دیگر افزایش ضربات سر و احتمال ضربه مغزی در تکواندو چهار برابر فوتبال آمریکایی و در محدوده ۵/۵ تا ۵۰/۲ در هر ۱۰۰۰ ورزشکار در معرض خطر، گزارش شد.^[۴] با توجه به مباحث فوق، آسیب سر در تکواندو نسبت به سایر ورزش‌های رزمی شایع‌تر می‌باشد. علت این آسیب‌ها بیشتر بر اثر ضربه راندهوس کیک می‌باشد.^[۵]

هزینه‌های پزشکی ناشی از این نوع آسیب‌ها سالانه حدود ۶۰ میلیارد دلار تخمین زده شده است.^[۱] علاوه بر هزینه‌های سرسام‌آور، طولانی بودن زمان توانبخشی، وجود امکان بازگشت دوباره ورزشکار به مسابقات، خطراتی که در اثر بازگشت به فعالیت ورزشی پیش از ترمیم کامل آسیب، فرد را تهدید می‌کند و نیز شواهد نوظهوری که از عواقب بلندمدت ضربات مغزی خبر می‌دهد^[۳،۶]، اهمیت مطالعه در زمینه شناخت پارامترهای بیومکانیکی مرتبط با آسیب سر و روش‌های پیشگیری از آسیب را برجسته‌تر می‌نماید.

یکی از راه‌های مؤثر در پیشگیری از این نوع آسیب‌ها، تشخیص و شناسایی پارامترهای آسیب در شرایط واقعی ضربه به سر می‌باشد. Fife و همکاران، در تحقیقات خود، میانگین شتاب خطی حاصل از ضربه راندهوس کیک به سر را g ۱۳۰/۱ و معیار آسیب سر^۲ را g ۶۷۲/۷ گزارش کردند.^[۷] همچنین Fife و همکاران، در بررسی بیومکانیک آسیب سر در المپیک بوکس و تکواندو، شتاب خطی سر ناشی از ضربه را به ترتیب g ۲۳/۷۱ و g ۱۳۰/۱ نشان دادند.^[۸] تاکنون روش‌های متفاوتی برای ارزیابی آسیب سر در ورزش‌های رزمی استفاده شده است. این روش‌ها عمدتاً شامل آزمون رها کردن یک سر مصنوعی از ارتفاعی معین و برخورد با یک جسم سخت، یا برخورد یک توپ به صورت آونگی به یک سر مصنوعی آویزان شده بود و در برخی دیگر از یک بازوی مکانیکی استفاده شد که به صورت افقی و مستقیم به سر مصنوعی ضربه وارد می‌کرد.^[۹-۱۰] در تمامی این روش‌ها، بررسی آسیب سر تنها بر اساس پارامتر آسیب شتاب خطی بوده است.

در بررسی پارامترهای آسیب سر، بارگذاری‌ها به دو نوع بارگذاری برخوردی و غیربرخوردی تقسیم می‌گردد که هر یک از آنها منجر به پاسخ‌های متفاوتی در سر می‌شود. در بارگذاری برخوردی، نیروی برخورد عامل آسیب محسوب می‌گردد. در بارگذاری غیربرخوردی، سر فقط در نتیجه نیروی ناشی از اینرسی، یعنی شتاب، تحت تنش قرار می‌گیرد. این شتاب می‌تواند به صورت انتقالی یا چرخشی باشد که شتاب خطی منجر به آسیب موضعی و شتاب چرخشی منجر به آسیب‌های انتشاری و گسترده مغز نیز می‌شود.^[۱۱] بیشتر ضربه‌های وارد به سر در تکواندو علاوه بر تولید حرکت انتقالی، سبب ایجاد چرخش در سر نیز می‌گردد. شتاب خطی اغلب توسط عضلات گردن تحمل یا خنثی می‌شود؛ بنابراین محققان اظهار داشتند که با تقویت عضلات گردنی، آسیب‌های ناشی از این متغیر کاهش خواهد یافت^[۱۱]، اما شتاب چرخشی حاصل از ضربه، ممکن است سبب استرین برشی بین مغز و بافت همبند مجامه شده و در نتیجه منجر به آسیب‌های آکسونی انتشاری و خونریزی ساختارهای عروقی گردد.^[۷] از این رو، استفاده از شتاب خطی در بررسی آسیب سر در ورزش‌های پربخوردی همچون تکواندو به تنهایی کافی نمی‌باشد. در نتیجه نشان دادن پارامترهای دیگری همچون معیارهایی مبتنی بر چرخش نیز جهت پیش‌بینی آسیب‌های سر لازم است. از طرفی دیگر، با توجه به ماهیت این رشته ورزشی در کسب امتیاز که ناشی از ضربات پرقدرت به سر می‌باشد^[۶]، ممکن است یکی دیگر از پارامترهای آسیب در این رشته، نیروی برخوردی باشد؛ بنابراین برای بررسی احتمال و شدت آسیب‌های ناشی از این ضربه، نیاز به اندازه‌گیری نیروی برخورد و شتاب سر می‌باشد.

¹ Roundhouse Kick

² Head Injury Criteria (HIC)

روش‌هایی که تاکنون جهت شبیه‌سازی ضربات وارده در تکواندو به کار گرفته شده است، نماینده مناسبی برای ضربه‌های وارد به سر در تکواندو نمی‌باشد. در طراحی یکی از این روش‌ها، ضربه به صورت آونگی در نظر گرفته شده است که پس از هر برخورد، حرکت قابل کنترل نمی‌باشد و دو جسم برخوردکننده مسیر آونگی شکلی را طی خواهند کرد. در این روش، هنگام اعمال ضربات مکرر نیز، محل ضربه در هر برخورد قابل کنترل نبوده و تغییر می‌کند. همچنین در یکی دیگر از روش‌های طراحی شده کنونی، سر پس از برخورد به یک جسم سخت متوقف می‌شود و عکس‌العمل گردن ناشی از ضربه، در نظر گرفته نمی‌شود. این تقریب‌ها در اجرای ضربه، منجر به ایجاد خطاهای زیادی در نتایج می‌گردد^[۷-۱۰]، همچنین کینماتیک و کینتیک ضربه پا مانند جرم مؤثر، زاویه حرکتی و فاصله پا نسبت به سر که از عوامل تاثیرگذار در محاسبه ضربه هستند^[۶]، در نظر گرفته نمی‌شوند. بر این اساس، در بررسی آسیب‌های سر در تکواندو، نمی‌توان به نتایج حاصل از این روش‌ها اطمینان کرد و باید آزمون‌هایی طراحی شود که در آن متغیرهای وابسته به آسیب سر، در شرایطی نزدیک‌تر به مسابقه واقعی و با در نظر گرفتن ویژگی‌های دینامیکی ضربه پای تکواندوکار ارزیابی گردد.

اکنون با توجه به اهمیت دیگر پارامترهای آسیب سر همچون شتاب چرخشی و نیروی برخورد در تکواندو و همچنین عدم ارزیابی آسیب سر در شرایط واقعی ضربه در روش‌های گذشته، هدف از مطالعه حاضر، بررسی پارامترهای آسیب سر در شرایطی نزدیک‌تر به واقعیت برای عامل اصلی آسیب در تکواندو که ضربه راندهوس کیک است، می‌باشد.

مواد و روش‌ها

برای شبیه‌سازی ضربه راندهوس کیک و بررسی پارامترهای آسیب سر در تکواندو دستگاهی متشکل از یک سر و گردن مصنوعی مجهز به سنسورهای اندازه‌گیری شتاب و نیرو، یک بازوی مکانیکی که نماینده پای تکواندوکار است، طراحی و ساخته شد و در سازمان ثبت اسناد و املاک کشور به صورت اختراع به ثبت رسید. اطلاعات حاصل از این دستگاه توسط کابلی به یک سیستم رایانه‌ای منتقل می‌شود. به منظور مشخص کردن ابعاد هندسی سر دامی انسان، مشخصات یک فرد ۸۰ کیلوگرمی با قد ۱۸۵ سانتی‌متر منطبق با جدول آنترپومتریکی محاسبه گردید.^[۱۲]

در مطالعه کنونی، از طراحی و شبیه‌سازی در نرم‌افزارهای تخصصی SolidWorks نسخه ۲۰۱۶ محصول شرکت فرانسوی داسو سیستم و Adams نسخه ۲۰۱۳ ساخت شرکت نرم‌افزاری MSC کالیفورنیای ایالات متحده آمریکا، جهت مشخص کردن خواص مکانیکی سر و گردن بهره گرفته شد. برای ساختن سر دامی، پس از مشخص شدن تمام جزئیات طرح و طراحی ماکت در محیط نرم‌افزار Catia نسخه ۲۰۱۵ محصول شرکت فرانسوی داسو سیستم، از دستگاه CNC استفاده گردید. همچنین برای ساخت بازوی اهرم، فولادی به طول ۰/۹۵ متر و جرم ۱۲/۴ کیلوگرم مجهز به اتصالاتی جهت تغییر طول و توزیع جرم به کار گرفته شد (تصویر ۱) که این ابعاد نیز مانند ابعاد دامی سر و گردن از جدول آنترپومتریکی برای یک حالت عمومی (حدود ۵۰ درصد مردان) حاصل شده است.^[۱۳]

۱۵ تکواندوکار مرد حرفه‌ای با تکمیل فرم رضایت‌نامه آگاهانه در تحقیق تجربی حاضر شرکت نمودند. معیار ورود آنها به این تحقیق داشتن مقام‌های اول تا سوم کشوری بود. قبل از جمع‌آوری داده‌ها، این مطالعه توسط هیئت بررسی دانشگاه علوم پزشکی گیلان بر اساس اصول اخلاق انسانی مورد تایید قرار گرفت. آزمایشات در یک باشگاه ورزشی انجام شد. در ابتدای کار و پیش از شروع تست، نحوه انجام آزمون برای شرکت‌کننده‌ها به طور کامل شرح داده شد.



تصویر ۱: دستگاه آزمایش (متشکل از یک دامی سر و گردن، اهرم ضربه‌زننده، پایه دستگاه و مجموعه داده برداری)

جهت انجام تست از بازیکنان خواسته شد پس از ۱۰ دقیقه گرم کردن، ۱۰ ضربه راندهوس کیک را به سنسور نیروی فلکسی که به یک کیسه بوکس ثابت متصل بود، با حداکثر قدرت وارد نمایند تا اندازه ضربه پای آنها برحسب زمان ضربه مشخص شود. با انجام این

آزمایش، حداکثر نیروی پای تکواندوکاران ثبت گردیده و میانگین این مقادیر در ۱۰ ضربه (F_{ave}) جهت استفاده در مراحل بعدی آزمایش مورد استفاده قرار گرفت. سپس برای به دست آوردن شتاب خطی، شتاب چرخشی و نیرو ناشی از ضربه راندهوس کیک به سر برحسب زمان، مقدار نیروی F_{ave} اندازه‌گیری شده توسط آزمودنی‌ها، از طریق بازوی اهرم در ۱۰ تکرار به سر اعمال گردید. جهت تحلیل پارامترهای آسیب سر از روش تحلیل نمودار استفاده شد. همچنین به منظور بررسی نیروی برخورد، شتاب خطی و شتاب چرخشی در بروز آسیب‌های مغزی در تکواندو، نتایج حاصل از آنها با آستانه آسیب‌های سر مقایسه شد. بدین منظور از روش آماری آزمون t یک‌نمونه‌ای^۳ استفاده گردید.

جهت اندازه‌گیری نیروی ضربه پای آزمودنی‌ها از سنسور Flexi Force ساخت شرکت Tekscan آمریکا و جهت اندازه‌گیری شتاب‌ها از سنسور ADXL سه‌محوره ساخت شرکت AnalogDevice که قادر به اندازه‌گیری شتاب خطی تا میزان ۲۰۰g است و همچنین جهت محاسبه سرعت زاویه‌ای از یک مازول ژيروسکوپ ساخت شرکت Invensense استفاده شد. شتاب چرخشی، با استفاده از شتاب خطی در دو نقطه سر و سرعت زاویه‌ای آن، از معادله شتاب نسبی در برنامه Matlab به دست آمد. چنانچه دو نقطه A و B محل اتصال دو شتاب‌سنج باشند، رابطه میان شتاب این نقاط به صورت رابطه ۱ خواهد بود:

$$\vec{a}_A = \vec{a}_B + \vec{a}_{rel} + \vec{\alpha} \times \vec{r} + \vec{\omega} \times (\vec{\omega} \times \vec{r}) + 2\vec{\omega} \times \vec{v}_{rel} \quad 1.$$

از آنجایی که هر دوی این نقاط به صورت ثابت روی سر که از لحاظ کینماتیکی یک جسم صلب محسوب می‌گردد، نصب شده‌اند، شتاب نسبی \vec{a}_{rel} و سرعت نسبی \vec{v}_{rel} برابر با صفر خواهد بود؛ بنابراین مؤلفه شتاب کریولیس $\vec{a}_{cor} = 2\vec{\omega} \times \vec{v}_{rel}$ نیز برابر با صفر خواهد بود و معادله به شکل زیر ساده می‌گردد:

$$\vec{a}_A = \vec{a}_B + \vec{\alpha} \times \vec{r} + \vec{\omega} \times (\vec{\omega} \times \vec{r}) \quad 2.$$

در معادله ۲ برای یافتن شتاب چرخشی از رابطه زیر بهره می‌گیریم:

$$\vec{\alpha} = \frac{1}{|\vec{r}|^2} [(\vec{a}_B + \vec{\omega} \times (\vec{\omega} \times \vec{r}) - \vec{a}_A) \times \vec{r}] \quad 3.$$

دستگاه مورد استفاده قادر به اعمال ضربه در زوایای مختلف است. رابطه میان زاویه اولیه (رهاسازی) بازوی اهرم و مقدار حداکثر نیروی وارده به سر دامی را می‌توان با یک تابع غیرخطی تخمین زد. از طریق برازش منحنی یک تابع به صورت رابطه ۴ که یک تابع چندجمله‌ای درجه n با ضرایب مجهول است در نظر گرفته شد. در این صورت با داشتن مقدار نیرو، می‌توان زاویه رهاسازی را تقریب زد.

$$\theta = p_1 F^n + p_2 F^{n-1} + \dots + p_n F + p_{n+1} \quad 4.$$

جهت اطمینان از روایی دستگاه ساخته‌شده، ابتدا مدل سر و گردن طراحی‌شده با نرم‌افزار SolidWorks، با استفاده از نرم‌افزار Adams شبیه‌سازی شده، سپس ضربه Roundhouse Kick مطابق با مطالعه Tsui و همکاران^[۱۳] اعمال گردید و نتایج آن‌ها با هم مقایسه شد که این مقایسه در جدول ۱ نشان داده شده است و نشان‌دهنده اعتبار روش به‌کاررفته در شبیه‌سازی می‌باشد.

جدول ۱: مقایسه نتایج شبیه‌سازی در Adams با نتایج مطالعه Tsui و همکاران^[۱۳]

خطای شبیه‌سازی	اوج نیروی برخورد (N)		مدت زمان	سرعت پا هنگام ضربه m/s
	شبیه‌سازی پیشین Visual Nastran	شبیه‌سازی حاضر MSC Adams	برخورد Ms	
۵/۳٪	۵۶۲۰	۵۲۸۲	۲۵	۱۲
	۶۳۸۰	۶۰۴۸	۲۰	۱۴
	۶۸۱۰	۷۱۲۹	۱۸	۱۶

با اطمینان از صحت شبیه‌سازی کامپیوتری انجام‌شده، از این مدل جهت روایی نتایج دستگاه بهره برده شد. بدین صورت که با داشتن نیروی ضربه پای وارده به سر، شتاب‌های خطی و چرخشی حاصل از این ضربات، با استفاده از شبیه‌سازی، به دست آمده و نتایج دستگاه با این مقادیر مقایسه و اعتبارسنجی شد.

جهت اطمینان از پایایی دستگاه نیز چهار ضربه در هر یک از زوایای ۴۵، ۶۰، ۷۵ و ۹۰ درجه و در ۵ فاصله زمانی به سر اعمال شد و ضریب درون همبستگی آن به دست آمد که با توجه به جدول ۲ دستگاه ساخته‌شده از پایایی لازم برخوردار می‌باشد.

³ One Sample t Test

جدول ۲: نتایج حاصل از آزمون پایایی دستگاه

ضریب پایایی درون همبستگی Intraclass Correlation Coefficient	نیروی برخورد (N)	زاویه رهاسازی دستگاه (deg)
۰/۸	۳۳۰۰	۴۵
۰/۷	۳۰۹۰	۶۰
۰/۷	۴۱۵۰	۷۵
۰/۷	۶۰۰۰	۹۰

یافته‌ها

جهت تعیین رابطه میان زاویه و نیرو در دستگاه آزمایش، ابتدا نتایج به دست آمده از رهاسازی بازوی دستگاه در زوایای مختلف (بردار θ) و نیروهای به دست آمده از این آزمایش‌ها (بردار F) به صورت جدول ۳ به دست آمد:

جدول ۳: زوایای رهاسازی بازوی دستگاه و نیروی متناظر با آن‌ها

θ (درجه)	۱۰	۲۰	۳۰	۴۰	۵۰	۶۰	۷۰	۸۰	۹۰
F (نیوتن)	۹۵۴/۵۶	۱۴۶۶/۵۲	۱۷۲۷/۱۶	۲۰۷۷/۸۸	۲۵۷۷/۶۴	۲۸۷۵	۳۶۷۸/۱۶	۴۸۴۸	۵۸۸۰

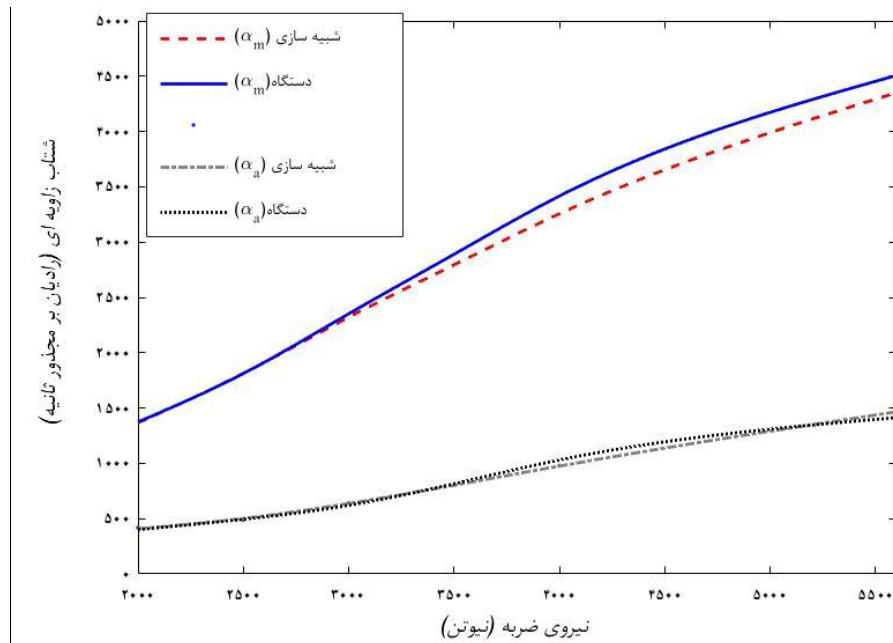
سپس از طریق جعبه ابزار برازش منحنی نرم‌افزار متلب، با تقریب یک چندجمله‌ای درجه سه مقادیر بردار $P = [P_1, P_2, P_3, P_4]^T$ با مجموع مربعات خطاهای ۲/۷۱ به صورت زیر حاصل گردید:

$$P = [۲/۳e-۱۰ \text{ و } -۵/۲e-۰۶ \text{ و } ۰/۰۴۲۷۲ \text{ و } -۲۸/۶۱]$$

و با جایگذاری ضرایب و میانگین حداکثر نیروی ضربه پای آزمودنی‌ها در معادله ۴، $\theta = ۸۷/۹۸$ به دست آمد. سپس میانگین شتاب خطی بیشینه، میانگین مقادیر متوسط شتاب خطی و میانگین مدت زمان برخورد در شش نیروی مختلف با استفاده از دستگاه و برنامه شبیه‌سازی به دست آمد. میانگین خطای دستگاه با شبیه‌سازی ۴/۴٪ می‌باشد که حاکی از تشابه نتایج است (جدول ۴). تصویر ۲ نیز نمودارهای میانگین شتاب چرخشی بیشینه و میانگین مقادیر متوسط شتاب چرخشی را بین دستگاه و برنامه شبیه‌سازی شده نشان می‌دهد که تقریباً برهم منطبق هستند. تمامی این نتایج اعتبار دستگاه فوق را نشان می‌دهد؛ بنابراین می‌توان به نتایج حاصل از آن اعتماد کرد.

جدول ۴: مقایسه نتایج شبیه‌سازی با نرم‌افزار Adams و نتایج آزمایشات با دستگاه

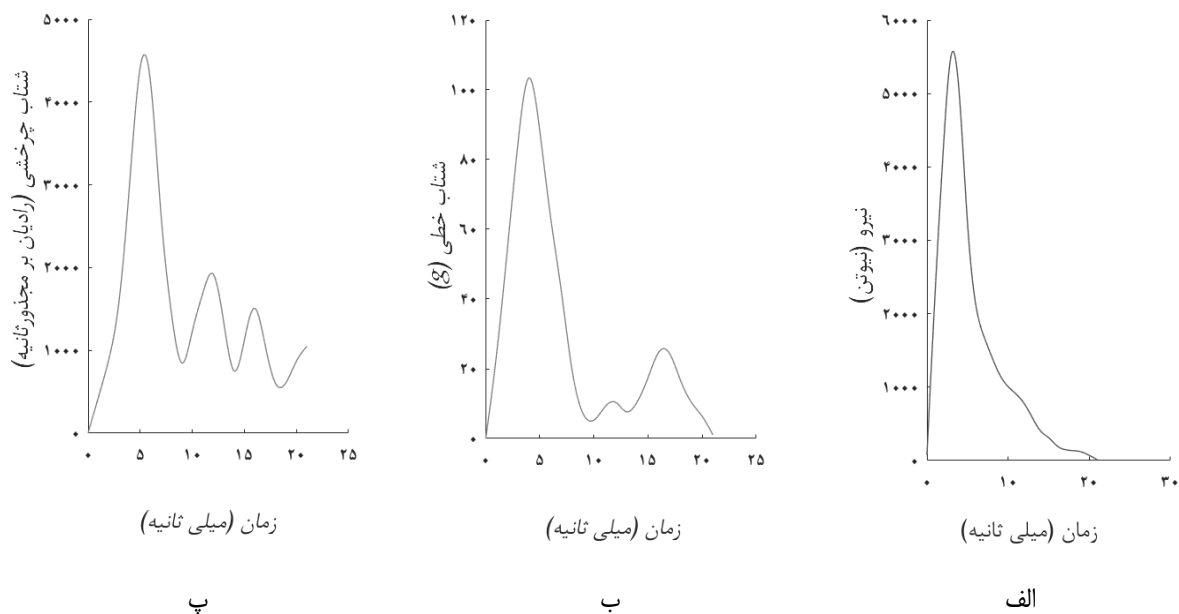
نیروی برخورد (N)	زاویه رهاسازی دستگاه (deg)	زمان برخورد (ms)		شتاب خطی بیشینه (g)		شتاب خطی میانگین (g)	
		شبیه‌سازی	دستگاه	شبیه‌سازی	دستگاه	شبیه‌سازی	دستگاه
۲۰۰۰	۳۷/۸۲	۴۸	۵۱	۳۴	۳۷	۱۱،۶	۱۲
۲۵۰۰	۴۹/۲۱	۴۵	۴۸	۴۴	۴۷	۱۳،۴	۱۳
۳۰۰۰	۵۸/۸۶	۴۰	۴۲	۵۳	۵۲	۱۵	۱۴
۳۵۰۰	۶۶/۹۳	۳۵	۳۹	۶۱	۶۴	۱۷،۳	۱۸
۴۰۰۰	۷۳/۶۱	۳۳	۳۵	۷۲	۷۵	۲۰	۲۱
۵۶۰۰	۸۷/۵۹	۲۱	۲۳	۹۹	۱۰۲	۲۵	۲۷



تصویر ۲: مقایسه میان نتایج شبیه‌سازی کامپیوتری با نرم‌افزار Adams و نتایج آزمایش‌های دستگاه (اوج شتاب چرخشی α_m و میانگین آن α_a)

در مطالعه حاضر میانگین اوج نیروی پای ۱۵ تکواندوکار با میانگین سنی $27/77 \pm 1/04$ سال، وزن $77 \pm 6/27$ کیلوگرم و قد $182/11 \pm 5/05$ سانتی‌متر، $5665/36 \pm 235/27$ نیوتون به دست آمد. با تنظیم دستگاه جهت اعمال ضربه‌ای با نیروی فوق از طریق بازوی ضربه‌زننده، مقدار نیروی تولیدشده برحسب زمان (تصویر ۳-الف) و شتاب‌ها خطی (تصویر ۳-ب) و چرخشی (تصویر ۳-ج) ایجادشده در سر و مدت زمان شتاب‌گیری آن به دست آمد.

نتایج آزمون تی یک‌نمونه‌ای نشان داد که شتاب خطی به‌دست‌آمده در مقایسه با آستانه آسیب سر^[۱۸] به طور معناداری کمتر می‌باشد ($p < 0/001$). همچنین شتاب چرخشی به‌دست‌آمده در مقایسه با آستانه برش سطحی مغز، تکان مغزی ($p < 0/001$) و پارگی سیاهرگ ارتباطی ($p < 0/013$) به طور معناداری بیشتر می‌باشد. همچنین حداکثر نیروی برخورد به‌دست‌آمده در مقایسه با آستانه شکستگی جمجمه به طور معناداری بیشتر نشان داده شد ($p < 0/001$) (جدول ۵).



تصویر ۳: نمودار نیرو (الف)، شتاب خطی (ب) و شتاب چرخشی (پ) برحسب زمان ناشی از اصابت ضربه راندهوس کیک به سر در تکواندو

جدول ۵: مقایسه شتاب‌های خطی و چرخشی سر با آستانه آسیب سر

متغیر	میانگین ± انحراف استاندارد	معیار آستانه آسیب سر	سطح معناداری
میانگین شتاب خطی	۲۸/۳ ± ۰/۷	۴۹g	* /۰/۰۱
حداکثر شتاب خطی	۱۰۴/۴ ± ۵/۱	۱۵۰g	* /۰/۰۱
حداکثر شتاب چرخشی	۴۶۵۶/۲۲ ± ۱۵	۴۵۰۰ Rad/s ² (پارگی سیاهرگ ارتباطی)	* /۰/۰۱۳
		۳۰۰۰ Rad/s ² (برش سطحی مغز)	* /۰/۰۰۱
		۱۸۰۰ Rad/s ² (تکان مغزی)	* /۰/۰۰۱
حداکثر نیروی برخورد	۵۶۶۰/۴۶ ± ۱۷۵	۳۶۰۰ N (شکستگی جمجمه)	* /۰/۰۰۱

* مقدار معناداری آماری در سطح ۰/۰۵

بحث

هدف از انجام مطالعه حاضر، تحلیلی بر پارامترهای آسیب سر ناشی از ضربه راندهوس کیک در تکواندو از طریق شبیه‌سازی با استفاده از دستگاه ساخته‌شده توسط محقق می‌باشد. نتیجه پژوهش حاضر نشان داد که میانگین حداکثر نیروی برخورد پا به سر $۵۶۶۰/۴۶N$ می‌باشد که با توجه به آستانه آسیب سر، این نیرو می‌تواند باعث شکستگی جمجمه شود. با توجه به نمودار نیرو-زمان (تصویر ۳-الف)، مدت زمانی که پا با سر تماس داشته است، ۲۱ میلی‌ثانیه بوده و قسمت عمده مساحت سطح زیرنمودار در ۷ میلی‌ثانیه اول می‌باشد؛ بنابراین احتمال آسیب در این بازه زمانی از برخورد بیشتر می‌باشد.

از آنجایی که در تحقیقات گذشته نیروی برخورد در دیگر رشته‌های ورزشی و با تکنیک‌های مختلف مورد بررسی قرار گرفته است، امکان مقایسه با تحقیقات گذشته به صورت مستقیم وجود ندارد. به طور مثال $O^3Sullivan$ و همکاران حداکثر نیروی برخورد ناشی از ضربه چرخشی پا به سر در تکواندو و مشت مستقیم در بوکس را به ترتیب $N ۴۱۱ ± ۶۵۹۵$ و $N ۴۸۰ ± ۲۲۷$ گزارش کردند.^[۱۴] همچنین برخی مطالعات در ورزش بوکس، نیرویی که در اثر ضربه مشت به سر انتقال می‌یابد را تخمین زده‌اند. در تحقیقی دیگر، اوج نیروی مشت بین ۱۶۶۶ و ۶۸۶۰ نیوتن گزارش شده است، اگرچه این مقادیر بر طبق وزن بدن بوکسور متفاوت است.^[۱۵]

منحنی تحمل تکان مغزی دانشگاه وین استیت که شکل اختصاری آن منحنی تحمل وین استیت^۴ می‌باشد، با استفاده از نتایج تعداد زیادی از آزمون‌های انجام‌گرفته بر روی اجساد که تمرکز آنها بر روی شتاب سر بوده است، به دست آمده است.^[۱۸-۲۰] منحنی تحمل وین استیت نشان‌دهنده رابطه بین مدت زمان و شتاب انتقالی قدامی-خلفی است که آسیبی با شدت مشابه را در سر در هنگام ضربات برخوردی سر ایجاد می‌کند. چنین تصور می‌شود که ترکیب سطح مقدار شتاب و مدت زمان پالس که در قسمت بالای منحنی قرار دارد، فراتر از تحمل انسانی می‌باشد، یعنی اینکه باعث آسیب‌های شدید و غیرقابل‌بازگشت می‌شود، ولی ترکیبات قرارگرفته در پایین منحنی، علی‌رغم ایجاد آسیب‌های برگشت‌پذیر، در محدوده تحمل انسان است. در این مطالعه، میانگین و اوج شتاب خطی سر در زمان ضربه به ترتیب $۲۸g$ و $۱۰۴g$ و مدت زمان این شتاب‌گیری طبق تصویر ۳-ب به ترتیب $۲۱ms$ و $۲ms$ می‌باشد که طبق استاندارد آسیب شتاب خطی وین استیت و با استفاده از آزمون آماری تک‌نمونه‌ای، مشخص شد که این مقدار شتاب به طور معناداری کمتر از آستانه آسیب است و در پایین منحنی وین استیت قرار می‌گیرد؛ بنابراین نمی‌تواند منجر به آسیب‌های جدی مغزی شود. البته باید توجه داشت که اگر سر به طور مکرر در معرض چنین شتابی قرار گیرد، با اعمال تنش‌های مکرر به سر و گردن، به دلیل خستگی عضلات، تحمل و مقاومت در برابر این ضربات کاهش یافته و باعث افزایش زمان شتاب‌گیری یا افزایش مقدار شتاب سر می‌شود. این امر خود انتقال محل ضربه در منحنی وین استیت به بالای نمودار و یا به عبارت دیگر بروز آسیب‌های برگشت‌ناپذیر را در پی خواهد داشت.

در تحلیل نمودار شتاب خطی برحسب زمان باید گفت که نیروی ضربه باعث ایجاد یک اوج شتاب خطی $۱۰۴g$ در لحظه چهار هزارم ثانیه می‌شود (تصویر ۳-ب). بعد از آن به تدریج شتاب کاهش یافته تا در لحظه ۹ هزارم ثانیه به کمینه نسبی خود می‌رسد، اما پس از آن دوباره مقدار شتاب افزایش می‌یابد تا در لحظه ۲۱ هزارم ثانیه به صفر برسد. علت این امر احتمالاً این است که زمانی که پا به سر اصابت می‌کند، بر خلاف نیروی برخورد، عضلات مقاوم گردن در برابر شتاب حاصل از آن مقاومت می‌کند. در لحظه‌های اول ضربه، چون نیروی برخورد بیشتر از نیروی مقاوم گردن است، بیشترین شتاب خطی در این بازه اتفاق می‌افتد. زمانی که شتاب به کمینه نسبی خود می‌رسد، نشان-

⁴ Wayne State Tolerance Curve (WSTC)

دهنده تعادل بین نیروی برخورد و نیروی مقاوم گردن است، اما پس از آن دوباره شاهد نوسان منحنی شتاب به علت نیروی مقاوم گردن هستیم که مقدار شتاب آن کم می‌باشد؛ بنابراین انتظار می‌رود آسیب اصلی قبل از رسیدن به نقطه کمینه نسبی ۹ هزارم ثانیه رخ دهد. Five در تحقیقی نشان داد که میانگین شتاب خطی که در سر در اثر ضربه راندهوس کیک با سرعت $11/9m/s$ ایجاد می‌شود، $130/1g$ می‌باشد. ^[۷] Gupata میانگین شتاب خطی حاصل از ضربه راندهوس کیک به یک کیسه بوکس را در مردان $61/5g$ و در زنان $53g$ نشان داد. ^[۷] O'Sullivan و همکاران میانگین شتاب خطی وارد به سر را در ضربه چرخشی پا و ضربه Spinning Back Kick به ترتیب $95g$ و $64g$ به دست آوردند. ^[۹] هیچ کدام از این مطالعات به مقایسه شتاب‌ها با آستانه آسیب سر نپرداخته است و مدت زمان شتاب-گیری خطی سر که می‌تواند یک عامل مهم در میزان شدت آسیب باشد، در نظر گرفته نشده است؛ بنابراین امکان مقایسه این نتایج با پژوهش‌های پیشین وجود ندارد، اما در مقدار شتاب‌های به دست آمده می‌توان گفت که در مقایسه با تحقیقات گذشته متفاوت می‌باشد که علت آن می‌تواند احتمالاً به روش اجرای آزمون، آزمودنی‌ها و سطح مهارتی آن‌ها مرتبط باشد.

مطالعه حاضر همچنین نشان داد که اوج شتاب چرخشی تولیدشده در سر 4656 رادیان بر مجذور ثانیه می‌باشد. طبق آستانه تحمل آسیب سر و با استفاده از آزمون آماری تک‌نمونه‌ای مشخص شد که این مقدار شتاب به طور معناداری بیشتر از آستانه‌های آسیب شتاب چرخشی سر است، به طوری که می‌تواند منجر به تکان مغزی^۵، پارگی سیاهرگ ارتباطی^۶ و برش سطحی مغز^۷ شود. ^[۲۳-۲۴] طبق نتایج به دست آمده در تحقیق حاضر و مقایسه آن با آستانه تحمل آسیب سر، شتاب چرخشی از عوامل اصلی آسیب سر در تکواندوکاران می‌باشد، در حالی که شتاب خطی نقش چندانی در آسیب ندارد. احتمالاً علت این امر می‌تواند این باشد که شتاب خطی توسط عضلات گردن مهار می‌شود و هر چقدر قدرت عضلات گردن بیشتر باشد، مقاومت آن در برابر نیروی ضربه و شتاب خطی حاصل در سر بیشتر است. در واقع شتاب خطی زمانی حاصل می‌شود که نیروی مقاوم یا نیروی گردن کمتر از نیروی پا باشد. البته واکنشی که گردن در برابر نیروی ضربه نشان می‌دهد، خود می‌تواند باعث انتقال ایمپالس از گردن به مغز شود. شتاب خطی پیش‌بینی‌کننده شکستگی جمجمه و ساب‌دورال هماتوم (خونریزی زیر سخت شامه) می‌باشد، در حالی که شتاب چرخشی با Concussion و Diffuse Axonal Injury (DAI) مرتبط می‌باشد. ^[۱۱] بنابراین مقاومت گردن می‌تواند سر را در برابر شکستگی‌های جمجمه محافظت کند، اما از طرفی دیگر، خود می‌تواند باعث چرخش سر و انتقال اندازه حرکت به مغز شود. همچنین ساختار و ویژگی‌های فیزیکی بافت مغز به گونه‌ای است که در برابر نیروهایی که به صورت مستقیم و خطی (نیروهای فشاری و کششی) به سر وارد می‌شود، مقاومت بسیار بالاتری نشان می‌دهد؛ بنابراین آستانه تحمل آسیب شتاب خطی در آنها بیشتر است، اما به دلیل مقاومت کمتر لایه‌های بافت مغز در برابر نیروهای برشی، آستانه تحمل آسیب سر در برابر شتاب چرخشی به صورت محسوس پایین‌تر است که این امر منجر به چرخش و ایجاد برش در بافت مغز می‌شود. در رشته ورزشی تکواندو تاکنون مطالعاتی جهت بررسی بیومکانیک آسیب سر بر اساس شتاب چرخشی از سوی محققان مشاهده نشده است؛ بنابراین امکان مقایسه این نتایج با مطالعات گذشته وجود ندارد، اما در تحقیقی Beckwith و همکاران با شبیه‌سازی ضربه مشت در بوکس نشان دادند که شتاب چرخشی ایجادشده در سر 1753 رادیان بر مجذور ثانیه بوده و پایین‌تر از آستانه آسیب سر قرار دارد. ^[۲۵] Walilko و همکاران شتاب چرخشی حاصل از ضربه مشت یک فرد 109 کیلوگرمی به سر را 6343 رادیان بر مجذور ثانیه نشان دادند. ^[۱۵] در مقایسه نتایج مطالعه حاضر با تحقیق این پژوهشگران، می‌توان گفت که با نتایج مطالعه Beckwith و همکاران هم‌سو نمی‌باشد، اما با نتایج Walilko و همکاران که حاکی از قرارگیری مقدار شتاب بالاتر از آستانه آسیب سر است، هم‌خوانی دارد.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که پارامترهای تأثیرگذار بر آسیب ضربه راندهوس کیک به سر در تکواندو، نیروی برخورد و شتاب چرخشی می‌باشد. حال می‌توان به روشنی توضیح داد که چرا با وجود مؤثر بودن تمرینات و تجهیزات ایمنی جهت کاهش پارامترهای شناخته شده‌ای همچون شتاب خطی ناشی از اصابت ضربه پا به سر، همچنان آسیب‌های گزارش شده در این حیطة، مقادیر قابل توجهی هستند. عوامل آسیب‌های سر در هر رشته ورزشی متفاوت است؛ بنابراین شناسایی پارامترهای دینامیکی مرتبط با آسیب سر و همچنین شرایط وقوع آن، از لحاظ بالینی بسیار مهم می‌باشد، زیرا با تشخیص متغیر آسیب می‌توان میزان شدت آسیب و عوامل خطرزای مرتبط با آن را پیش‌بینی کرد و برای پیشگیری و توانبخشی، راهکارهای مرتبط با آن را اجرا نمود.

توجه به پارامترهای متعدد در بروز آسیب ناشی از ضربه، می‌تواند در روند پیشگیری و اقدامات درمانی مرتبط با آن مؤثر بوده و الزامات متفاوتی با راهکارهای موجود را پیش‌روی مجموعه اجرایی قرار دهد؛ چرا که هر پارامتر، منجر به وقوع نوعی متفاوت از آسیب شده که اقدامات متناسب را خود را ایجاب می‌نماید. به عنوان مثال، یکی از مهمترین پیام‌های اصلی جهت پیشگیری از آسیب‌های مغزی، بهبود مراقبت‌های پزشکی می‌باشد. تشخیص زودهنگام ضربه مغزی توسط پزشک مسابقات و اقدامات لازم پس از وقوع حادثه، می‌تواند نقش

⁵ Cerebral Concussion

⁶ Rupture of Bridging Vein

⁷ Shearing Brain Surface

مهمی در جلوگیری از ایجاد آسیب‌های ثانویه داشته باشد. به هنگام آسیب در مسابقه این پزشک است که ادامه بازی ورزشکار را به داور اعلام می‌کند؛ بنابراین استفاده از پزشکان مجرب می‌تواند در جلوگیری از بروز حوادث کمک شایانی کند. همچنین توصیه می‌شود ورزشکارانی که بعد از وارد شدن ضربه به سر، سرگیجه، تاری دید یا فقدان حافظه را تجربه می‌کنند، باید حداقل در آن روز بازی نکنند. زمانی که به طور مداوم به سر ورزشکاری ضربه وارد می‌شود، با این خطر مواجه خواهد بود که این ضربات کوچک سرانجام سبب آسیب به مغز می‌شود. بنابراین باید بر تمامی فعالیت‌های ورزشی به خوبی نظارت شود. علاوه بر این، به غیر از روز مسابقه، در تمامی جلسات آموزشی از محافظ سر و پا استفاده شود. آگاهی از پارامترهای آسیب در هر رشته ورزشی و عوامل مرتبط با آن، به تولیدکنندگان کلاه کمک می‌کند تا متناسب با رشته ورزشی، کلاه‌ها را طراحی کنند. همچنین با استفاده از مهارت‌های دفاعی از سر، می‌توان بروز آسیب‌های سر را کاهش داد. البته به عنوان محدودیت در روش به‌کارگرفته‌شده در پژوهش حاضر، می‌توان به عدم امکان استفاده از امکانات روز دنیا همچون سنسورهایی با قابلیت‌های اندازه‌گیری بهتر و دامی‌هایی با استاندارد جهانی ساخته‌شده در شرکت‌های بزرگ و مشهور دنیا، به دلیل وجود تحریم‌ها و محدودیت‌های مالی پژوهشگر اشاره کرد.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله نویسندگان از آزمودنی‌ها و همه عزیزانی که در انجام پژوهش حاضر ما را یاری نموده‌اند، تقدیر و تشکر به عمل می‌آورند.

منابع

1. Sonntag V.K. Concussions in soccer: use your head--but not as a weapon. *World Neurosurgery*. 2012; 2(1): 33-40
2. Zetaruk M.N, Violan M.A, Zurakowki D, Micheli, L.J. Injuries in martial arts: a comparison of five styles. *British Journal of Sports Medicine*. 2005; 39(4): 29-33 .
3. Lystad R, Henry P, Graham, P.L. Epidemiology of injuries in competition taekwondo: A meta-analysis of observational studies. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2009; 12(2): 614-621.
4. Ramazanoglu N. Effectiveness of protective foot and forearm guards in taekwondo. *archives of budo | science of martial arts*.2012; 10(4): 61-68.
5. Fife G.P, O'Sullivan D. Biomechanics of head injury in olympic taekwondo and boxing. *Biol. Sport*. 2013; 30(7): 263-268.
6. Falco C. Influence of the distance in a roundhouse kick's execution time and impact force in Taekwondo. *Journal of Biomechanics*. 2009; 42(5):242-248 .
7. Fife G. An analysis of forces acting on the head from the taekwondo turning kick [MSc Thesis]. Newark, DE: University of Delaware; 2010.
8. Fife GP, O'Sullivan D, Pieter W. Biomechanics of head injury in Olympic taekwondo and boxing. *Biol Sport* 2013; 30(4): 263-8.
9. O'Sullivan D.M, Fife G.P. Safety performance evaluation of taekwondo headgear, "British Journal of Sports Medicine. 2013; 47(6): 444-451.
10. McIntosh AS. The impact performance of headguards for combat sports. *Br J Sports Med*. 2015; 10(3):1-5.
11. Schmitt K.U, Niederer P.F, Muser M.H , Walz F. Trauma biomechanics: accidental injury in traffic and sports, 4th rev. ed., New York City: Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2014. pp. 243.
12. Winter DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. Wiley; 2009.
13. Tsui F, Pain M.G. Utilising human performance criteria and computer simulation to design a martial arts kicking robot with increased biofidelity. *Proc Inst Mech Eng P* 2012; 226 (3-4): 244-52.
14. O'Sullivan D.M, Fife G.P. Impact attenuation of protective boxing and taekwondo headgear. *European Journal of Sport Science*. 2016; 16(8): 19-25.
15. Walilko T, Viano D, Bir C. Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face. *Br J Sports Med*. 2005; 39(8)710-719.
16. Atha J, Yeardon M, Sandover J, Parsons K. The damaging punch. *Br Med J (Clin Res Ed)* 1985; 29 (11):1746-1757.
17. Smith M, Dyson R, Hale T, Janaway L. Development of a boxing dynamometer and its punch force discrimination efficacy. *J Sports Sci*. 2000; 18(6):445-450.
18. Gurdjian ES, Roberts VL, Thomas LM. Tolerance curves of acceleration and intracranial pressure and protective index in experimental head injury. *J Trauma Acute Care Surg* 1966; 6(5): 600-604.
19. Gurdjian ES, Lissner HR, Latimer FR, Haddad BF, Webster JE. Quantitative determination of acceleration and intracranial pressure in experimental head injury; preliminary report. *Neurology* 1953; 3(6): 417-423.
20. Lissner HR, Lebow M, Evans FG. Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man. *Surg Gynecol Obstet* 1960; 11(1): 329-338.
21. Gupta S. The attenuation of strike acceleration with the use of safety equipment in tae kwon do. *Asian J Sports Med*. 2011; 2(4): 235-240.
22. Ommaya AK, Goldsmith W, Thibault L. Biomechanics and neuropathology of adult and paediatric head injury. *Br J Neurosurg*. 2002; 16(3): 220-224.
23. Lowenhielm P. Mathematical simulation of gliding contusions. *Journal of Biomechanics* 1975; 8(6): 351-356.
24. Advani S, Ommaya A, Yang W. Head injury mechanisms--characterizations and clinical evaluation. In: Ghista DN, editor. *Human body dynamics: impact, occupational and athletic aspects*. Oxford, UK: Oxford University Press; 1982. p. 562.
25. Beckwith J.G, Chu J.J, Greenwald R.M. Validation of a noninvasive system for measuring head acceleration for use during boxing competition. *J Appl Biomech* 2007; 23(3): 238-244.