

تأثیر شتاب خطی و شتاب چرخشی سر در بروز آسیب‌های مغزی در تکواندو

ندا بروشک^۱، منصور اسلامی^۲، حسن دانشمندی^۳

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: مکانیسم‌های آسیب ضربه مغزی به خصوص در ورزش، هنوز به طور کامل شناخته نشده است. هدف از انجام مطالعه حاضر، بررسی شتاب خطی و شتاب چرخشی سر به عنوان عوامل تأثیرگذار در بروز آسیب‌های مغزی در تکواندو و میزان اهمیت آن‌ها در این نوع آسیب‌ها بود.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش تجربی، ۱۵ تکواندوکار مرد حرفه‌ای شرکت کردند. جهت اندازه‌گیری شتاب خطی و شتاب چرخشی سر، از یک دستگاه مشکل از یک سر و گردن مصنوعی، یک بازوی مکانیکی که نماینده پای تکواندوکار بود و یک مجموعه کامپیوتری جهت ارزیابی، نظارت و ثبت اطلاعات که توسط محقق ساخته شد، استفاده گردید. طراحی و شبیه‌سازی کامپیوتری دستگاه فوق در برنامه‌های SolidWorks، Adams و CATIA انجام شد. نتایج در نرم‌افزار MATLAB به دست آمد و جهت بررسی تأثیر شتاب‌ها در بروز آسیب مغزی از آزمون t استفاده گردید ($P < 0/05$).

یافته‌ها: شتاب خطی به دست آمده در مقایسه با آستانه آسیب سر به طور معنی‌داری کمتر بود ($P = 0/001$). همچنین، شتاب چرخشی حاصل شده در مقایسه با آستانه برش سطحی مغز ($P = 0/001$)، تکان مغزی ($P = 0/001$) و پارگی سیاهرگ ارتباطی ($P = 0/013$) به طور معنی‌داری بیشتر گزارش شد.

نتیجه‌گیری: عامل اصلی آسیب‌های سر در تکواندو کاران، شتاب چرخشی می‌باشد که با توجه به مقادیر به دست آمده در تحقیق حاضر، در صورت عدم استفاده از کلاه می‌تواند منجر به آسیب‌های مغزی جبران‌ناپذیری شود؛ در حالی که شتاب خطی نقش چندانی در تولید این آسیب‌ها ندارد.

کلید واژه‌ها: ضربه مغزی، شتاب، آسیب‌های ورزشی، تکواندو

ارجاع: بروشک ندا، اسلامی منصور، دانشمندی حسن. تأثیر شتاب خطی و شتاب چرخشی سر در بروز آسیب‌های مغزی در تکواندو. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۶؛ ۱۳ (۴): ۱۸۶-۱۷۹

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۶/۸

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۴/۲۸

مرور زمان ممکن است باعث آسیب به سیستم عصبی مرکزی شود و بیماری‌هایی مانند افسردگی، آلزایمر، پارکینسون و Amyotrophic lateral sclerosis (ALS) را به همراه داشته باشد (۳).

در تکواندو به عنوان یکی از ورزش‌های برخوردی، به دلیل استفاده مکرر از ضربات پا به سر، بیشترین آسیب‌ها در ناحیه سر و گردن اتفاق می‌افتد (۲). Pieter و همکاران میزان آسیب‌های وارد شده به سر و گردن در پسران و دختران را ۲۱/۴ و ۱۶/۹ آسیب در هر ۱۰۰۰ ورزشکار در معرض آسیب قرار گرفته، گزارش کردند (۱). نتایج پژوهش Cassidy و Koh نشان داد که از هر ۱۰۰۰ ضربه وارد شده در تکواندو، ۳۶۵ ضربه به سر می‌باشد که از این تعداد، ۱۱ مورد آن منجر به ضربه مغزی می‌گردد (۴). همچنین، افزایش ضربات سر و احتمال ضربه مغزی در تکواندو، ۴ برابر فوتبال آمریکایی و در محدوده ۵/۵ تا ۵۰/۲ در هر ۱۰۰۰ ورزشکار در معرض خطر گزارش شده است (۱). هزینه‌های پزشکی ناشی از این نوع آسیب‌ها، سالانه حدود ۶۰ میلیارد دلار تخمین زده شده

مقدمه

ضربه مغزی به عنوان یک فرایند پاتوفیزیولوژیک شناخته شده است که منجر به اختلالات عملکرد عصبی می‌گردد و در نتیجه اثرات بیومکانیکی شدید بر روی سر، گردن و یا صورت اتفاق می‌افتد. این آسیب به طور معمول با نقص شناختی و رفتاری و کنترل حرکتی از ۲۴ ساعت تا ۱۰ روز پس از آسیب همراه است و در صورت تکرار ممکن است با آسیب‌های شدیدی همچون آسیب‌های مغزی خفیف (Mild traumatic brain injury) و اختلال عملکرد حافظه همراه شود (۱). اگرچه پیشرفت‌های قابل ملاحظه‌ای در درک مکانیزم آسیب‌های سر صورت گرفته و معرفی اقدامات مختلف برای پیشگیری از چنین آسیب‌هایی منجر به کاهش تعداد و شدت آسیب‌های سر شده است، اما با این وجود همچنان آسیب‌های مربوط به سر که در ورزش اتفاق می‌افتد، عامل نگران کننده‌ای می‌باشد (۲). نتایج مطالعات نشان داده است که در ورزش‌های برخوردی، گاهی هیچ‌گونه علائم بالینی از ضربه مغزی مشاهده نمی‌گردد، اما به

۱- دانشجوی دکتری، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

۲- دانشیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

۳- استاد، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

Email: m.eslami@umz.ac.ir

نویسنده مسؤول: منصور اسلامی

یک دستگاه طراحی شده توسط محقق که به صورت اختراع در سازمان ثبت اسناد و املاک کشور به شماره ۹۲۹۰۵ ثبت شده بود، مورد استفاده قرار گرفت (شکل ۱). این دستگاه متشکل از یک سر و گردن مصنوعی مجهز به سنسورهای اندازه‌گیری شتاب، نیرو و سرعت زاویه‌ای، یک بازوی مکانیکی که نماینده پای تکواندوکار است و یک مجموعه کامپیوتری جهت ارزیابی، نظارت و ثبت اطلاعات می‌باشد. به منظور مشخص کردن ابعاد هندسی سر دامی انسان، مشخصات یک فرد ۸۰ کیلوگرمی با قد ۱۸۵ سانتی‌متر منطبق با جدول آنتروپومتریک محاسبه گردید (۱۱).

جهت مشخص کردن خواص مکانیکی سر و گردن، از محاسبات و طراحی مهندسی و شبیه‌سازی در نرم‌افزارهای تخصصی SolidWorks نسخه ۲۰۱۶ (Dassault Systeme، فرانسه) و Adams نسخه ۲۰۱۳ (شرکت MSC، ایالات متحده آمریکا) استفاده شد. برای ساختن دامی سر، پس از مشخص شدن تمام جزئیات طرح و طراحی ماکت در محیط نرم‌افزار CATIA نسخه ۲۰۱۵ (Dassault Systeme، فرانسه)، از دستگاه Computer Numerical Control (CNC) استفاده گردید. همچنین، برای ساخت بازوی اهرم، فولادی به طول ۰/۹۵ متر و وزن ۱۲/۴ کیلوگرم به کار رفت (شکل ۱) که این ابعاد نیز مانند ابعاد دامی سر و گردن از جدول آنتروپومتریک برای یک حالت عمومی (حدود ۵۰ درصد مردان) به دست آمد (۱۲).



شکل ۱. دستگاه آزمایش (متشکل از یک دامی سر و گردن، اهرم ضربه زننده، سازه و اجزای ثابت و مجموعه داده‌برداری)

جهت انجام تست، از بازیکنان درخواست شد تا پس از ۱۰ دقیقه گرم کردن، ۱۰ ضربه Roundhouse kick (آبدولیوچاگی) را با حداکثر قدرت به سنسور نیروی فلکسی که به یک کیسه بوکس ثابت متصل بود، وارد نمایند تا اندازه ضربه پای آن‌ها بر حسب زمان ضربه مشخص گردد. با انجام این آزمایش، حداکثر نیروی پای تکواندوکاران ثبت شد و میانگین این مقادیر جهت استفاده در مراحل بعدی آزمایش مورد استفاده قرار گرفت. سپس برای اندازه‌گیری شتاب خطی و چرخشی حاصل از ضربه، مقدار نیروی اندازه‌گیری شده توسط آزمودنی‌ها از طریق بازوی اهرم در ۱۰ تکرار به سر اعمال گردید. جهت بررسی تأثیر شتاب‌های خطی و چرخشی در بروز آسیب‌های مغزی در تکواندو، نتایج حاصل از آن‌ها با آستانه آسیب‌های شتاب سر مورد مقایسه قرار گرفت. بدین منظور از آزمون t استفاده گردید.

است (۳). علاوه بر هزینه‌های سرسام‌آور، طولانی بودن زمان توان‌بخشی و امکان بازگشت دوباره ورزشکار به مسابقات، از جمله موضوعات مهمی است که اهمیت تحقیق در این زمینه را برجسته‌تر می‌کند.

یکی از راه‌های پیشگیری از این نوع آسیب‌ها، تشخیص و شناسایی عوامل تأثیرگذار بر آن می‌باشد. در سال‌های اخیر، تعدادی از نشریات مربوط به بیومکانیک آسیب سر در ورزش‌های برخوردی، بینشی را نسبت به مکانیسم آسیب سر در ورزش فراهم کرده‌اند. در آزمایش‌های اولیه با استفاده از نیروهای برخورد و سر اجساد، تغییر شکل مجسمه و تغییرات فشار داخل آن (۴) و در مطالعه Denny-Brown و Russell، حرکت سر و چرخش آن، از جمله شاخص‌های مهم آسیب سر محسوب شده است (۵). اما علت اصلی آسیب مغزی در ورزش‌های مختلف از جمله تکواندو هنوز به طور کامل مشخص نشده است. بدیهی است که بدون آگاهی و شناخت کامل این مکانیسم‌ها، پیشگیری امکان‌پذیر نیست. از سوی دیگر، شناخت نوع صدمات مغزی و میزان آسیب می‌تواند به تسریع و تسهیل روند درمان و توان‌بخشی بیماران کمک نماید. تاکنون هیچ پژوهشی در زمینه بررسی عوامل تأثیرگذار بر آسیب سر در ورزش تکواندو یافت نشده است. تحقیقاتی هم که در زمینه بیومکانیک آسیب سر در این ورزش وجود دارد، تنها بر اساس شتاب خطی سر صورت گرفته است و حاکی از بالا بودن آن (g ۱۳۰) نسبت به دیگر ورزش‌هایی همچون بوکس (g ۵۸) و فوتبال (g ۹۶/۱) می‌باشد (۶-۹).

در بررسی آسیب‌شناسی سر می‌توان گفت که دو نوع مکانیسم آسیب Contact و Noncontact در سر اتفاق می‌افتد. علت آسیب‌های Contact نیروی برخورد است که منجر به شکستگی مجسمه می‌شود، اما در آسیب‌های Noncontact، بارگذاری در نتیجه نیروی اینرسی یعنی شتاب اعمال می‌شود. این شتاب می‌تواند به صورت خطی یا چرخشی باشد که شتاب خطی منجر به آسیب موضعی و شتاب چرخشی منجر به آسیب‌های انتشاری و گسترده در مغز می‌گردد (۱۰). بنابراین، عاملی که می‌تواند تعیین‌کننده ضربه مغزی در سر باشد، شتاب است.

اکنون با توجه به نقش شتاب‌های خطی و چرخشی در ضربه مغزی و با توجه به اهمیت آسیب سر در تکواندو و عدم وجود مطالعات کافی در این زمینه، سؤالاتی برای محقق مطرح می‌شود مانند این که «آیا شتاب‌های تولید شده در سر ناشی از ضربه، می‌تواند منجر به آسیب مغزی در تکواندوکاران شود؟ و در این صورت نقش کدام یک از آن‌ها در ضربه مغزی بیشتر است؟». بنابراین، هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی تأثیر شتاب خطی و شتاب چرخشی سر در بروز آسیب‌های مغزی در تکواندو بود.

مواد و روش‌ها

۱۵ تکواندوکار مرد حرفه‌ای با تکمیل فرم رضایت‌نامه آگاهانه در این تحقیق تجربی شرکت نمودند. معیار ورود مشارکت‌کنندگان، داشتن مقام‌های اول تا سوم کشوری بود. قبل از جمع‌آوری داده‌ها، مطالعه توسط هیأت بررسی دانشگاه علوم پزشکی گیلان بر اساس اصول اخلاق انسانی مورد تأیید قرار گرفت. آزمایش‌ها در یک باشگاه ورزشی انجام شد. در ابتدای کار و پیش از شروع تست، نحوه انجام آزمون برای شرکت‌کنندگان به طور کامل شرح داده شد. برای شبیه‌سازی ضربه پا به سر در تکواندو و بررسی بیومکانیک آسیب آن،

جدول ۱. مقایسه نتایج شبیه‌سازی در نرم‌افزار Adams با نتایج پیشین

خطای شبیه‌سازی	اوج نیروی برخورد (نیوتون)		مدت زمان برخورد (میلی ثانیه)	سرعت پا هنگام ضربه (متر بر ثانیه)
	شبیه‌سازی نرم‌افزار Visual Nastran	شبیه‌سازی نرم‌افزار Adams		
	۵۶۲۰	۵۲۸۲	۲۵	۱۲
۵/۳ درصد	۶۳۸۰	۶۰۴۸	۲۰	۱۴
	۶۸۱۰	۷۱۲۹	۱۸	۱۶

شده با نرم‌افزار SolidWorks، در نرم‌افزار Adams شبیه‌سازی گردید. سپس ضربه Roundhouse kick مطابق با مطالعات پیشین (۱۲) اعمال و نتایج آن‌ها با هم مقایسه شد که نتایج در جدول ۱ ارائه شده است و نشان دهنده اعتبار روش به کار رفته در شبیه‌سازی می‌باشد.

با اطمینان از صحت شبیه‌سازی کامپیوتری صورت گرفته، از این مدل جهت رویایی نتایج دستگاه استفاده شد؛ بدین صورت که با داشتن نیروی ضربه پای وارد شده به سر، شتاب‌های خطی و چرخشی حاصل از این ضربات با استفاده از شبیه‌سازی به دست آمد 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 ضربه درون همبستگی آن به دست آمد که با توجه به داده‌های جدول ۲، دستگاه ساخته شده از پایایی لازم برخوردار می‌باشد.

جدول ۲. نتایج حاصل از آزمون پایایی دستگاه

زاویه رهاسازی دستگاه (درجه)	نیروی برخورد (نیوتون)	ضربه پایایی درون همبستگی
۴۵	۲۳۰۰	۰/۸
۶۰	۳۰۹۰	۰/۷
۷۵	۴۱۵۰	۰/۷
۹۰	۶۰۰۰	۰/۷

یافته‌ها

نتایج حاصل از معادله برازش منحنی جهت تعیین زاویه ضربه:

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) ارائه گردید.

$$\theta = [10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90]$$

$$F = [954/56, 6614/52]$$

$$[1727/16, 2077/88, 2577/64, 2875, 3678/16, 4848, 5880]$$

سپس از طریق جعبه ابزار منحنی نرم‌افزار MATLAB و با تقریب یک چند جمله‌ای درجه سه، مقادیر بردار $P = [P_1, P_2, P_3, P_4]^T$ با مجموع مربعات خطاهای ۲/۷۱ به صورت رابطه ۵ حاصل گردید.

رابطه ۵

$$P = [2/3e- و -5/2 10e-06 و 0/04222 و -28/61]$$

جهت اندازه‌گیری نیروی ضربه پای آزمودنی‌ها، از سنسور Flexi Force (شرکت Tekscan، آمریکا) و جهت اندازه‌گیری شتاب‌ها نیز از سنسور ADXL سه محوره (شرکت Analog Device، آمریکا) که قادر به اندازه‌گیری شتاب خطی تا میزان $g \cdot 200$ بود، استفاده شد. همچنین، جهت محاسبه سرعت زاویه‌ای، یک ماژول ژيروسکوپ (شرکت InvenSense، آمریکا) مورد استفاده قرار گرفت. شتاب چرخشی با استفاده از شتاب خطی در دو نقطه سر و سرعت زاویه‌ای آن و با کمک معادله شتاب نسبی در برنامه MATLAB به دست آمد. چنانچه دو نقطه A و B محل اتصال دو شتاب‌سنج باشد، رابطه میان شتاب این نقاط به صورت رابطه ۱ خواهد بود.

رابطه ۱

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

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 می‌باشد. بنابراین، مؤلفه شتاب کربولیس $\vec{a}_{cor} = 2\vec{\omega} \times \vec{v}_{rel}$ نیز برابر با صفر خواهد بود و معادله به شکل رابطه ۲ ساده می‌گردد.

رابطه ۲

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

برای یافتن شتاب چرخشی در رابطه ۲، از رابطه ۳ استفاده می‌شود.

رابطه ۳

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

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

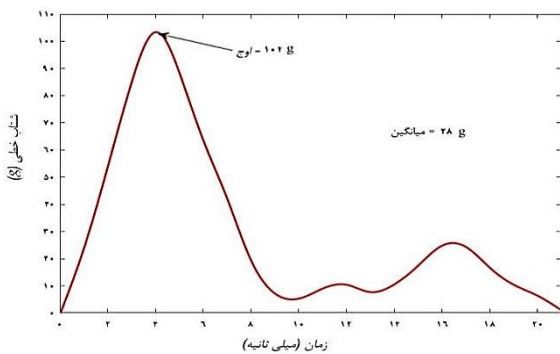
رابطه ۴

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

جهت اطمینان از رویایی دستگاه ساخته شده، ابتدا مدل سر و گردن طراحی

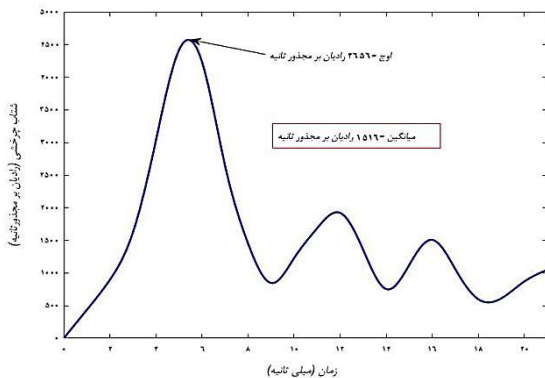
جدول ۳. مقایسه نتایج شبیه‌سازی با نرم‌افزار Adams و نتایج آزمایش‌ها با دستگاه

نیروی برخورد (نیوتون)	زاویه رهاسازی دستگاه (درجه)	زمان برخورد (میلی ثانیه)		شتاب خطی بیشینه (g)		میانگین شتاب خطی (g)	
		شبیه‌سازی	دستگاه	شبیه‌سازی	دستگاه	شبیه‌سازی	دستگاه
۲۰۰۰	۳۷/۸۲	۵۱	۴۸	۳۴	۳۷	۱۱/۶	۱۲
۲۵۰۰	۴۹/۲۱	۴۸	۴۵	۴۴	۴۷	۱۳/۴	۱۳
۳۰۰۰	۵۸/۸۶	۴۲	۴۰	۵۳	۵۲	۱۵/۰	۱۴
۳۵۰۰	۶۶/۹۳	۳۹	۳۵	۶۱	۶۴	۱۷/۳	۱۸
۴۰۰۰	۷۳/۶۱	۳۵	۳۳	۷۲	۷۵	۲۰/۰	۲۱
۵۶۰۰	۸۷/۵۹	۲۳	۲۱	۹۹	۱۰۲	۲۵/۰	۲۷



شکل ۳. شتاب خطی سر بر حسب زمان ناشی از ضربه راند هاوس کیک

همچنین، نتایج آزمایش نشان داد که میانگین و اوج شتاب چرخشی سر به ترتیب ۱۵۱۶ و ۴۶۵۶ رادیان بر مجذور ثانیه می‌باشد (شکل ۴).



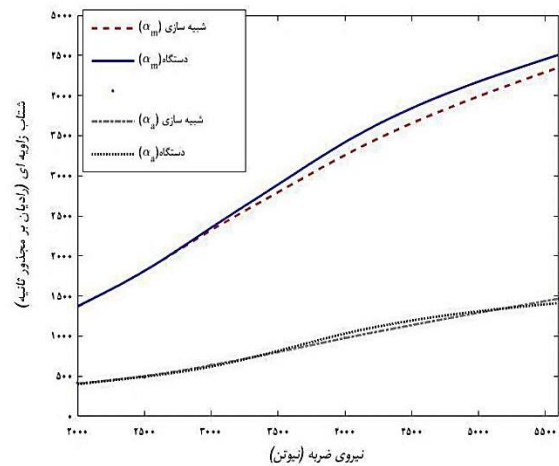
شکل ۴. شتاب چرخشی سر بر حسب زمان ناشی از ضربه راند هاوس کیک

بر اساس نتایج آزمون t، شتاب خطی به دست آمده در مقایسه با آستانه آسیب سر به طور معنی‌داری کمتر بود ($P = 0/001$). همچنین، شتاب چرخشی حاصل شده در مقایسه با آستانه برش سطحی مغز (Shearing brain surface) ($P = 0/001$)، تکان مغزی (Cerebral concussion) ($P = 0/001$) و پارگی سیاهرگ ارتباطی (Rupture of bridging vein) ($P = 0/013$) به طور معنی‌داری بیشتر گزارش گردید (جدول ۴).

با جاگذاری ضرایب و میانگین حداکثر نیروی ضربه پای آزمودنی‌ها در رابطه ۴، $\theta = 87/98$ به دست آمد.

مقایسه نتایج دستگاه با نتایج شبیه‌سازی در نرم‌افزار Adams

میانگین شتاب خطی بیشینه، میانگین شتاب خطی میانگین و میانگین مدت زمان برخورد در ۶ نیروی مختلف با استفاده از دستگاه و برنامه شبیه‌سازی به دست آمد. میانگین خطای دستگاه با شبیه‌سازی، ۴/۴ درصد بود که حاکی از مشابه بودن نتایج آن‌ها با یکدیگر می‌باشد (جدول ۳). شکل ۲ نیز میانگین شتاب چرخشی بیشینه و میانگین شتاب چرخشی میانگین را بین دستگاه و برنامه شبیه‌سازی شده نشان می‌دهد که تا حدودی بر هم منطبق می‌باشد. تمام این نتایج اعتبار دستگاه را نشان می‌دهد. بنابراین، می‌توان به نتایج حاصل از آن اعتماد کرد.



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

نتایج حاصل از انجام تست: در مطالعه حاضر میانگین اوج نیروی

پای ۱۵ تکواندو کار با میانگین سنی $1/04 \pm 27/77$ سال، وزن $67/27 \pm 77/00$ کیلوگرم و قد $5/05 \pm 182/11$ سانتی‌متر، ۵۶۶۰ نیوتون به دست آمد. با اعمال نیروی ضربه فوق به سر مصنوعی از طریق بازوی ضربه زنده، میانگین و اوج شتاب خطی سر به ترتیب ۲۸ و ۱۰۴ g حاصل شد (شکل ۳).

جدول ۴. مقایسه شتاب‌های خطی و چرخشی سر با آستانه آسیب

مقدار P	معیار آستانه آسیب سر	میانگین \pm انحراف معیار	متغیر
*.۰/۰۰۱	۴۹ g	۲۸/۳ \pm ۰/۷	میانگین شتاب خطی
*.۰/۰۰۱	۱۵۰ g	۱۰۴/۴ \pm ۵/۱	حداکثر شتاب خطی
*.۰/۰۱۳	۴۵۰۰ (رادیان بر مجذور ثانیه) (پارگی سیاهرگ ارتباطی)	۴۶۵۶/۲۲ \pm ۱۵/۰۰	حداکثر شتاب چرخشی
*.۰/۰۰۱	۳۰۰۰ (رادیان بر مجذور ثانیه) (برش سطحی مغز)		
*.۰/۰۰۱	۱۸۰۰ (رادیان بر مجذور ثانیه) (تکان مغزی)		

* معنی‌داری در سطح ۰/۰۵۰

تعادل بین نیروی برخورد و نیروی مقاوم گردن است، اما پس از آن دوباره نوسان منحنی شتاب به علت نیروی مقاوم گردن اتفاق می‌افتد که مقدار شتاب آن کم می‌باشد. بنابراین، انتظار می‌رود که آسیب قبل از رسیدن به نقطه کمینه نسبی ۰/۰۰۹ ثانیه رخ دهد.

نتایج تحقیق Fife نشان داد که میانگین شتاب خطی که در سر بر اثر ضربه راند هاوس کیک با سرعت ۱۱/۹ متر بر ثانیه ایجاد می‌شود، ۱۳۰/۱ g می‌باشد (۸). همچنین، Fife و همکاران در بررسی بیومکانیک آسیب سر، میانگین شتاب خطی حاصل از ضربه راند هاوس کیک به سر را ۱۳۰/۱۱ g گزارش نمودند (۷). Gupta میانگین شتاب خطی حاصل از ضربه Roundhouse kick به یک کیسه بوکس را در مردان ۶۱/۵ g و در زنان ۵۳ g ذکر کرد (۱۶). O'Sullivan و همکاران در مطالعه خود، میانگین شتاب خطی وارد شده به سر را در ضربه چرخشی پا و ضربه Spinning back kick به ترتیب ۹۵ g و ۶۴ g به دست آوردند (۱۷). هیچ کدام از پژوهش‌های مذکور (۱۷، ۱۶، ۸، ۷) به مقایسه شتاب‌ها با آستانه آسیب سر نپرداخته‌اند و مدت زمان شتاب‌گیری خطی سر که عامل مهمی در بروز آسیب می‌باشد، در نظر گرفته نشده است. بنابراین، امکان مقایسه نتایج تحقیق حاضر با مطالعات پیشین وجود ندارد، اما در مقدار شتاب‌های به دست آمده، می‌توان گفت که یافته‌های حاصل در مقایسه با تحقیقات گذشته، متفاوت می‌باشد که علت آن شاید به روش اجرای آزمون، آزمودنی‌ها و سطح مهارتی آن‌ها ارتباط دارد.

نتایج بررسی حاضر نشان داد که اوج شتاب چرخشی تولید شده در سر ۴۶۵۶ رادیان بر مجذور ثانیه می‌باشد. طبق آستانه تحمل آسیب سر و با استفاده از آزمون t مشخص شد که این مقدار شتاب به طور معنی‌داری بیشتر از آستانه‌های آسیب شتاب چرخشی سر است؛ به طوری که می‌تواند منجر به تکان مغزی، پارگی سیاهرگ ارتباطی و برش سطحی مغز شود (۲۰-۱۸). بنابراین، طبق نتایج به دست آمده از تحقیق حاضر و آستانه تحمل آسیب سر، شتاب چرخشی سر می‌تواند باعث آسیب سر تکواندوکاران شود و شتاب خطی نقش چندانی در آسیب ندارد. شاید علت این امر می‌تواند این باشد که شتاب خطی توسط عضلات گردن مهار می‌شود و هر قدر 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، می‌تواند باعث انتقال ایمپالس از گردن به مغز شود. شتاب خطی پیش‌بینی کننده شکستگی جمجمه و سابدورال هماتوم (خونریزی زیر سخت‌شامه) می‌باشد؛ در حالی که شتاب چرخشی با تکان و Diffuse axonal injury (DAI) مرتبط می‌باشد (۱۰). بنابراین، مقاومت گردن می‌تواند سر را در برابر شکستگی‌های

بحث

هدف از انجام مطالعه حاضر، تأثیر شتاب خطی و شتاب چرخشی سر در بروز آسیب‌های مغزی در تکواندو بود. بدین منظور دستگاهی متشکل از یک سر و گردن مجهز به سنسورهای شتاب و نیرو و یک بازوی اهرم جهت اعمال ضربه توسط محقق ساخته شد و به ثبت رسید.

در نتیجه تعداد زیادی از آزمون‌های انجام گرفته بر روی اجساد که تمرکز آن‌ها بر روی شتاب سر بوده است، منحنی تحمل تکان مغزی دانشگاه Wayne State (Wayne State Tolerance Curve یا WSTC) ایجاد گردید (۱۳-۱۵). منحنی WSTC نشان دهنده رابطه بین مدت زمان و سطح میانگین پالس شتاب انتقالی قدامی- خلفی است که آسیبی با شدت مشابه را در سر به هنگام ضربات برخوردی ایجاد می‌کند. چنین تصور می‌شود که ترکیب سطح شتاب و مدت زمان پالس که در قسمت بالای منحنی قرار دارد، فراتر از تحمل انسانی می‌باشد؛ یعنی این که باعث آسیب‌های شدید و غیر قابل بازگشت می‌شود. ترکیبات قرار گرفته در پایین منحنی، فراتر از تحمل انسان نیست. در پژوهش حاضر، میانگین و اوج شتاب خطی سر در زمان ضربه به ترتیب ۲۸ و ۱۰۴ g و مدت زمان این شتاب‌گیری (شکل ۳) به ترتیب ۲۱ و ۲ میلی‌ثانیه بود که طبق استاندارد آسیب شتاب خطی WSTC و با استفاده از آزمون t مشخص شد که این مقدار شتاب به طور معنی‌داری کمتر از آستانه آسیب می‌باشد و در پایین WSTC قرار می‌گیرد. بنابراین، نمی‌تواند منجر به آسیب‌های مغزی جدی شود. البته باید توجه داشت که اگر سر به طور مکرر در معرض چنین شتابی قرار گیرد، با اعمال تنش‌های مکرر، تحمل و مقاومت در برابر این ضربات کاهش می‌یابد و باعث افزایش زمان شتاب‌گیری یا افزایش مقدار شتاب سر می‌شود که این انتقال محل ضربه در WSTC به بالای نمودار و یا به عبارت دیگر، بروز آسیب‌های برگشت‌ناپذیر را به دنبال خواهد داشت. از آنجایی که تکواندوکاران در معرض ضربات تکراری به سر قرار می‌گیرند، این امر ممکن است در طولانی مدت منجر به آسیب مغزی شود.

در تحلیل نمودار شتاب خطی بر حسب زمان می‌توان گفت که نیروی ضربه باعث ایجاد یک اوج شتاب خطی ۱۰۴ g در لحظه ۰/۰۰۴ ثانیه می‌شود. پس از آن، به تدریج شتاب کاهش می‌یابد تا در لحظه ۰/۰۰۹ ثانیه به کمینه نسبی خود می‌رسد، اما دوباره مقدار شتاب افزایش پیدا می‌کند تا در لحظه ۰/۰۲۱ ثانیه به صفر برسد. علت این امر شاید آن است که زمانی که پا به سر اصابت می‌کند، نیروی مقاوم گردن در برابر نیروی برخورد وجود دارد که در برابر شتاب حاصل از آن مقاومت می‌کند و در لحظه‌های اول ضربه، به دلیل این که نیروی برخورد بیشتر از نیروی مقاوم گردن است، بیشترین شتاب خطی در این بازه اتفاق می‌افتد. هنگامی که شتاب به کمینه نسبی خود می‌رسد، نشان دهنده

یکی از مهم‌ترین پیام‌های اصلی جهت پیشگیری از آسیب‌های مغزی، بهبود مراقبت‌های پزشکی می‌باشد. تشخیص زود هنگام ضربه مغزی توسط پزشک مسابقات و اقدامات لازم پس از وقوع حادثه، می‌تواند نقش مهمی در 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، عوارضی مانند سرگیجه، تاری دید یا فقدان حافظه را تجربه می‌کنند، باید حداقل در آن روز بازی نکنند. ورزشکاری که به طور مداوم به سرش ضربه می‌خورد، 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 نیز از محافظ سر و پا استفاده گردد. آگاهی از مکانیسم آسیب در هر رشته ورزشی و شاخص‌های مرتبط با آن، به تولید کنندگان کلاه کمک می‌کند تا کلاه‌ها را متناسب با رشته ورزشی طراحی نمایند. همچنین، با استفاده از مهارت‌های دفاعی از سر، می‌توان بروز آسیب مغزی را کاهش داد. ضربه مغزی و مشکلات ناشی از آن نه تنها در ورزش، بلکه هر قشری از جامعه را می‌تواند در برگیرد و بار اقتصادی سنگینی را به خانواده و جامع تحمیل کند. بنابراین، شناسایی دیگر شاخص‌های مرتبط با ضربه مغزی و توان بخشی به موقع آن می‌تواند از بروز مشکلات جبران‌ناپذیر جلوگیری کند.

محدودیت‌ها

از محدودیت‌های تحقیق حاضر می‌توان به مدل فیزیکی سر و گردن برای ساخت دامی سر انسان اشاره کرد؛ چرا که در این مدل جهت تعیین دقیق آسیب مغزی به بافت سر، پوست و... نمی‌توان دسترسی یافت.

پیشنهادها

با توجه به این که شتاب خطی سر به میزان قابل توجهی با تقویت قدرت عضلات گردن کنترل می‌شود و عامل اصلی ضربه مغزی در تکراندوکارها، شتاب چرخشی تولید شده در سر است؛ پیشنهاد می‌شود که در ساخت و تولید کلاه‌های ورزشی به خصوص در تکراندو، شتاب چرخشی به عنوان شاخص مهمی مورد توجه قرار گیرد. توجه به این شاخص به نوبه خود می‌تواند منجر به پیشرفت صنعت کلاه‌ها به ویژه در ورزش گردد.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که در اثر ضربه راند هاوس کیک به سر در تکراندو، شتاب چرخشی تولید شده در سر می‌تواند منجر به بروز آسیب‌های مغزی همچون پارگی سیاهرگ‌های ارتباطی، برش سطحی مغز و تکان مغزی شود. در پاسخ به سؤال اول تحقیق، می‌توان گفت که شتاب چرخشی در تکراندوکاران، عامل اصلی آسیب‌های سر به شمار می‌رود که با توجه به مقادیر به دست آمده، در صورت عدم استفاده از کلاه می‌تواند منجر به آسیب‌های مغزی جبران‌ناپذیری شود؛ در حالی که شتاب خطی در تولید این آسیب‌ها نقش چندانی ندارد.

جمجمه محافظت کند، اما از طرف 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 آن وارد می‌شود، مقاومت بسیار بالاتری نشان می‌دهد. بنابراین، آستانه تحمل آسیب شتاب خطی 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 می‌باشد که این امر منجر به چرخش و ایجاد برش در بافت مغز می‌شود.

در رشته ورزشی تکراندو تاکنون مطالعه‌ای جهت بررسی بیومکانیک آسیب سر بر اساس شتاب چرخشی صورت نگرفته است. بنابراین، امکان مقایسه نتایج به دست آمده با تحقیقات گذشته وجود ندارد. Beckwith و همکاران با شبیه‌سازی ضربه مشت در بوکس به این نتیجه رسیدند که شتاب چرخشی ایجاد شده در سر، ۱۷۵۳ رادیان بر مجذور ثانیه می‌باشد (۲۱). Walilko و همکاران شتاب چرخشی حاصل از ضربه مشت یک فرد ۱۰۹ کیلوگرمی به سر را ۶۳۴۳ رادیان بر مجذور ثانیه گزارش نمودند (۶). لازم به ذکر است که نتایج پژوهش Beckwith و همکاران (۲۱) با بررسی حاضر همخوانی نداشت، اما با نتایج بررسی Walilko و همکاران که حاکی از بالا بودن شتاب بیشتر از آستانه آسیب سر است (۶)، همسو بود.

در بررسی مکانیسم آسیب‌های برش سطحی مغز و پارگی سیاهرگ ارتباطی، می‌توان گفت زمانی که یک ضربه سریع و با قدرت مانند ضربه پا در تکراندو به سر برخورد می‌کند، می‌تواند موج‌های فشاری را به درون جمجمه یا مغز انتشار دهد که این امواج تنش در مغز منجر به شیب فشاری می‌شود؛ به گونه‌ای که با فشار مثبت در محل برخورد (Coup) و فشار منفی در سمت مخالف برخورد (Countercoup) همراه است. شیب فشاری ایجاد شده می‌تواند باعث تنش برشی در ساختارهای عمقی مغز گردد که محل برش با افزایش شتاب چرخشی عمیق‌تر می‌شود. علاوه بر این، ضربه به سر می‌تواند منجر به حرکت نسبی سطح مغز نسبت به سطح داخلی قاعده جمجمه و در نتیجه، ایجاد کوفتگی‌های سطحی بر روی مغز و پارگی عروق ارتباطی شود. سیاهرگ‌های اتصال دهنده از سطح فوقانی - جانبی بخش خلفی لوب پیشانی، لوب آهیانه و لوب پس‌سری شروع می‌شوند و رو به جلو در محدوده‌ای با زوایای ۱۰ تا ۸۵ درجه نسبت به سینوس ساژیتال فوقانی امتداد می‌یابند (۲۲). در نتیجه، هنگامی که در اثر یک ضربه، مغز نسبت به جمجمه با تأخیر حرکت می‌کند، این تأخیر باعث تنش طولی سیاهرگ‌ها می‌گردد که می‌تواند منجر به پارگی آن‌ها شود. دامنه حرکت نسبی مغز - جمجمه در چرخش سر، بیشتر از حرکت انتقالی سر است. بنابراین، انتظار می‌رود که بین پاره شدن اتصال سیاهرگ‌ها و شتاب چرخشی سر ارتباطی وجود داشته باشد.

مکانیسم آسیب مغزی در هر رشته ورزشی متفاوت است. شناسایی شاخص‌های دینامیکی مرتبط با ضربه مغزی و همچنین، مکانیسم وقوع این آسیب از لحاظ بالینی اهمیت بسیاری دارد؛ چرا که با تشخیص متغیر آسیب و مکانیسم آن می‌توان میزان شدت آسیب و عوامل خطرزای مرتبط با آن را پیش‌بینی کرد و برای توان بخشی، راهکارهای مرتبط با آن را اجرا نمود. به عنوان مثال، وقتی که عامل آسیب سر شتاب خطی شناخته شود، پیشنهاد توان بخشی با تمرکز بر انجام تمریناتی جهت تقویت عضلات گردن و کمربند شانه‌ای می‌باشد.

حسن دانشمندی، طراحی مطالعه، تحلیل و تفسیر داده‌ها، تنظیم دست‌نوشته و بازبینی دست‌نوشته نگارش شده با ارایه نظر تخصصی، تأیید محتوای نسخه نهایی دست‌نوشته برای ارسال، استاد مشاور رساله، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی را بر عهده داشتند.

منابع مالی

مطالعه حاضر برگرفته از رساله دکتری با کد ۱۳۶۵۵۹۶۷، مصوب دانشگاه مازندران می‌باشد که بدون حمایت مالی از مرکز یا دانشگاه انجام گرفت.

تعارض منافع

تعارض منافع وجود ندارد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله نویسندگان از آزمودنی‌ها و همه افراد به ویژه جناب آقای دکتر حسن خوشنودی که در انجام این پژوهش همکاری نمودند، تقدیر و تشکر به عمل می‌آورند.

نقش نویسندگان

ندا بروشک، طراحی مطالعه، تحلیل و تفسیر داده‌ها، تنظیم دست‌نوشته و بازبینی دست‌نوشته نگارش شده با ارایه نظر تخصصی، تأیید محتوای نسخه نهایی دست‌نوشته برای ارسال، اجرای پروژه، تحلیل و تفسیر نتایج، منصور اسلامی، طراحی مطالعه، تحلیل و تفسیر داده‌ها، تنظیم دست‌نوشته و بازبینی دست‌نوشته نگارش شده با ارایه نظر تخصصی، تأیید محتوای نسخه نهایی دست‌نوشته برای ارسال، استاد راهنمای رساله، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی،

References

- Pieter W, Fife GP, O'Sullivan DM. Competition injuries in taekwondo: A literature review and suggestions for prevention and surveillance. *Br J Sports Med* 2012; 46(7): 485-91.
- Abrahams S, Fie SM, Patricios J, Posthumus M, September AV. Risk factors for sports concussion: An evidence-based systematic review. *Br J Sports Med* 2014; 48(2): 91-7.
- McKee AC, Gavett BE, Stern RA, Nowinski CJ, Cantu RC, Kowall NW, et al. TDP-43 proteinopathy and motor neuron disease in chronic traumatic encephalopathy. *J Neuropathol Exp Neurol* 2010; 69(9): 918-29.
- Koh JO, Cassidy JD. Incidence study of head blows and concussions in competition taekwondo. *Clin J Sport Med* 2004; 14(2): 72-9.
- Denny-Brown D, Russell WR. Experimental cerebral concussion. *J Physiol* 1940; 99(1): 153.
- Walilko TJ, Viano DC, Bir CA. Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face. *Br J Sports Med* 2005; 39(10): 710-9.
- Fife GP, O'Sullivan D, Pieter W. Biomechanics of head injury in Olympic taekwondo and boxing. *Biol Sport* 2013; 30(4): 263-8.
- Fife G. An analysis of forces acting on the head from the taekwondo turning kick [MSc Thesis]. Newark, DE: University of Delaware; 2010.
- Fife GP, O'Sullivan DM, Pieter W, Cook DP, Kaminski TW. Effects of Olympic-style taekwondo kicks on an instrumented head-form and resultant injury measures. *Br J Sports Med* 2013; 47(18): 1161-5.
- Schmitt KU, Niederer PF, Cronin DS, Muser MH, Walz F. *Trauma Biomechanics: An Introduction to Injury Biomechanics*. Berlin, Germany: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2014.
- Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley; 2009.
- Tsui F, Pain MTG. 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.
- 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): 600-4.
- 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): 417-23.
- Lissner HR, Lebow M, Evans FG. Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man. *Surg Gynecol Obstet* 1960; 111: 329-38.
- Gupta S. The attenuation of strike acceleration with the use of safety equipment in tae kwon do. *Asian J Sports Med* 2011; 2(4): 235-40.
- O'Sullivan DM, Fife GP, Pieter W, Shin I. Safety performance evaluation of taekwondo headgear. *Br J Sports Med* 2013; 47(7): 447-51.
- Ommaya AK, Goldsmith W, Thibault L. Biomechanics and neuropathology of adult and paediatric head injury. *Br J Neurosurg* 2002; 16(3): 220-42.
- Lowenhielm P. Mathematical simulation of gliding contusions. *Journal of Biomechanics* 1975; 8(6): 351-6.
- 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.
- Beckwith JG, Chu JJ, Greenwald RM. Validation of a noninvasive system for measuring head acceleration for use during boxing competition. *J Appl Biomech* 2007; 23(3): 238-44.
- Depreitere B, Van LC, Sloten JV, Van AR, Van der Perre G, Plets C, et al. Mechanics of acute subdural hematomas resulting from bridging vein rupture. *J Neurosurg* 2006; 104(6): 950-6.

The Effect of the Linear and Rotational Acceleration of the Head on Prediction of Brain Damage in Taekwondo

Neda Boroushak¹, Mansour Eslami², Hasan Daneshmandy³

Original Article

Abstract

Introduction: The mechanisms of concussion in sport have not been exclusively known yet. The aim of this study was to investigate linear and rotational acceleration of the head, as factors of affecting on detection of brain damage in taekwondo, and their importance in these injuries.

Materials and Methods: In this experimental study, 15 male elite taekwondo athletes participated. To measure linear and rotational acceleration, researcher used a device composed of artificial neck and head, mechanical arm for impact to head, and a researcher-made package of computer and recorder to estimate, monitor, and save the data. The design and simulation of the device was done in SolidWorks, Adams, and Catia programs. The results were obtained in the MATLAB program. One-sample t-test was used to investigate the accelerations affecting on detection of brain damage ($P < 0.05$).

Results: The obtained linear acceleration was significantly less than the threshold of head injury ($P = 0.001$). Besides, the obtained rotational acceleration was significantly higher than the thresholds of concussion ($P = 0.001$), brain surface shearing ($P = 0.001$), and rupture of bridging vein ($P = 0.013$).

Conclusion: The rotational acceleration is the main cause of head injuries in taekwondo. Regarding the obtained values in this study, it can lead to irreparable brain damage in the absence of headgear while linear acceleration does not play a role in the production of these injuries.

Keywords: Concussion, Acceleration, Sports injuries, Tae Kwon Do

Citation: Boroushak N, Eslami M, Daneshmandy H. **The Effect of the Linear and Rotational Acceleration of the Head on Prediction of Brain Damage in Taekwondo.** J Res Rehabil Sci 2017; 13(4): 179-86.

Received: 19.07.2017

Accepted: 30.08.2017

1- PhD Student, Department of Sport Biomechanics, School of Sports Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran

2- Associate Professor, Department of Sport Biomechanics, School of Sports Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran

3- Professor, Department of Corrective Exercises and Sports Injuries, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran

Corresponding Author: Mansour Eslami, Email: m.eslami@umz.ac.ir