



المملكة العربية السعودية
وزارة التعليم العالي
جامعة الملك سعود
عمادة البحث العلمي
مركز بحوث كلية التربية

التحليل الميكانيكي للجري بحذاء وبدون حذاء لدى الذكور من الجامعيين السعوديين

إعداد
د. عبد الرحمن بن سعد العنقري
أستاذ مساعد
المشرف على مختبر الميكانيكا الحيوية
قسم التربية البدنية وعلوم الحركة
كلية التربية - جامعة الملك سعود

١٤٢٤هـ - ٢٠٠٤م

جميع البحوث الصادرة من مركز بحوث كلية التربية محكمة

التحليل الميكانيكي للجري بحذاء وبدون حذاء لدى الذكور من الجامعيين السعوديين

الدكتور عبدالرحمن بن سعد العنقري
أستاذ مساعد الميكانيكا الحيوية
قسم التربية البدنية و علوم الحركة
جامعة الملك سعود

ملخص البحث. يمثل الحذاء الرياضي أحد أهم ما يرتديه الممارس للجري و مثلما الحذاء الغير ملائم قد يكون سببا في الإصابة ، فالحذاء الملائم أيضا قد يكون سببا في تفادي تلك الإصابة. لذلك هدفت هذه الدراسة إلى التعرف على مدى ملائمة حذاء الجري عند الذكور من الجامعيين السعوديين. أربع و عشرون مشاركا من طلاب قسم التربية البدنية و علوم الحركة بجامعة الملك سعود (العمر ٢٣ سنة ، الطول ١٦٩.٧ سم ، الوزن ٦١٠.٠٨ نيوتن ، عمر الحذاء ١٠.٨ شهر) قاموا بالجري على مضمار مستقيم بطول ١٢ م بوسطه لوحة قوة (AMTI) (1000Hz) وبسرعة ٣.٨ م/ث بحيث ترتطم القدم اليمنى على اللوحة لثلاث محاولات ناجحة بحذاء و ثلاث محاولات ناجحة حافيا مع تصوير الأداء بكاميرا فيديو (٢٠٠ Hz) عدد (٢) من الجانب الأيمن والخلف. تم استخدام برنامج من شركة بيك برفورمنس (Peak Performance, Motus 6) لتجميع و تحليل البيانات ومن ثم تم استخدام برنامج SPSS لعمل التحليل الإحصائي بنسبة خطأ $P \geq 0.01$ لاختبارات المزدوج. أظهرت نتائج متغيرات زاوية خلف القدم جميعها فرقا غير دال إحصائيا عدا زاوية خلف القدم الكلية فقط ($P \geq 0.000$) أما متغيرات الركبة فقد جاءت جميعها دالة إحصائيا. من جهة أخرى ، المتغيرات الكيناتيكية كانت جميعها دالة إحصائيا عدا متوسط مقدار القمة الأولى و القمة الثانية لقوة رد الفعل العمودية. وخلصت الدراسة وضمن حدود عينتها إلى أن الرجال السعوديين يرتدون أحذية جري مناسبة من حيث كب القدم (Pronation) و معدل التحميل ولكن ليس لامتناس الصدمة لحظة الارتطام. وأوصت الدراسة بالعناية باختيار أحذية جري مصممة لكي تساهم في عملية امتصاص الصدمة أو اختيار أرضيات جري مناسبة لتخفيف العبء الملقي على الجسم أثناء الجري.

التحليل الميكانيكي للجري بحذاء وبدون حذاء لدى الذكور من الجامعيين السعوديين

المقدمة ومشكلة الدراسة

يعتبر الحذاء و خاصة حذاء الجري - إذا لم يكن الأهم - فهو من أهم ما يرتديه الرياضي أثناء ممارسته للجري. وقد بدأ الاهتمام بالحذاء و دراسة أفضل تصميم له من أجل أن يقوم بأداء الأدوار المأمولة منه أثناء الجري منذ فترة ليست بالقصيرة. و قد عزى هذا الاهتمام بالحذاء نتيجة إلى ما أشار إليه كفا (Cavangh) من ارتفاع معدل ممارسة الناس للجري كنشاط له تأثيراته الصحية^(١). ونتيجة إلى هذا الارتفاع في معدل الممارسة، ارتفعت نسبة الإصابات الرياضية المصاحبة للجري حيث وجد في تحليل للدراسات السابقة أن ما بين ٢٧ - ٧٠٪ من العدائين أو الممارسين للجري يتعرضون للإصابة خلال السنة الأولى من بداية الجري^(٢,٣,٤) و أضاف نورمان (Norman) إلى أن معظم إصابات الجري هي من نوع فرط الإجهاد^(٥). وأشار نيق و سقسر (Nigg and Segesser) إلى أن ارتداء الحذاء الغير مناسب أثناء الجري يؤدي إلى إضافة أعباء ميكانيكية زائدة على الجسم و خاصة الجزء السفلي منه مما اظهر معه العديد من الإصابات الرياضية و التي ربطت بشكل مباشر أو غير مباشر بالحذاء^(٦,٧,٨,٩,١٠). لذلك أكد نورمان (Norman, 1983)^(٦) على أن الحذاء يجب ألا يقتصر عمله على امتصاص الصدمة بل أيضا على التحكم في عمل القدم. وأشار فردريك (Fredrick) إلى أن المواد المرنة في الحذاء تعطي امتصاص جيد للصدمة ولكنها في نفس الوقت محفزاً إلى عدم ثبات مؤخرة القدم^(١١). أيضا أضاف بارتلت (Bartlett) أن الحذاء يفقد ٣٠٪ من قدرته على امتصاص الصدمة بعد استخدام

متوسط له وأكد أن للحذاء الغير ملائم دور كبير في حدوث الإصابة و الحذاء الجيد سبيل إلى منع الإصابة^(١٢).

و نتيجة إلى هذا الارتفاع في معدل الإصابات الرياضية أثناء الجري و التي ربطت بالحذاء ، تطرقت العديد من الدراسات إلى تصميم الحذاء الخاص بالجري و قدمت العديد من التوصيات في سبيل الوصول إلى الحذاء الأنسب ليس فقط للجميع بل لكل فرد على حدة^(١٣،١١،١).

من أهم المتغيرات عند دراسة تأثيرات الحذاء على ميكانيكا الجري و خاصة القدم زاوية خلف القدم (Rear Foot Angle) وهي الزاوية المحصورة بين الخط الواصل بين العقب و الساق. بدأت الدراسات على هذه الزاوية بالتصوير ثنائي الأبعاد نتيجة إلى ندرة توفر الأنظمة الثلاثية الأبعاد و رغم ما يصاحب النظام الثنائي الأبعاد من مشاكل تتعلق بمستوى حركة المفصل ما بين العظم القنزعي و العقب للقدم الثلاثية الأبعاد، إلا انه تم التوصل إلى العديد من النتائج الجيدة و كان من ابرز هذه الدراسات ما قام به اربلد (Arebled) و أشار في دراسته إلى أن يمكن الوصول إلى نتائج جيدة عند استخدام النظام الثنائي الأبعاد^(١٤). كما أشار آخرون^(١٦،١٥) إلى أن النظام الثلاثي الأبعاد أكثر ملائمة نظرا لطبيعة حركة كب القدم حيث تتألف من ثلاث حركات : إبعاد لمقدمة القدم (Forefoot abduction) ، انقلاب العقب للخارج (Calcaneal Eversion) ، ثني ظهرائي للقدم (Ankle dorsiflexion) وقد وجد (Bart and Claire) عند التصوير الثلاثي الأبعاد علاقة قوية بين انقلاب العقب للخارج (Ankle everiosn) و زاوية خلف القدم^(١٧) وهي الزاوية التي تستخدم للدلالة على كب القدم بطريقة غير مباشرة.

كما اهتم آخرون بدراسة قوى رد الفعل أثناء الجري وتأثير الحذاء عليها و وجد أن العدائين الذين لديهم قوة رد فعل سالبة (Passive Force) عالية أكثر عرضة للإصابة مقارنة بالعدائين ذوي رد فعل القوة الأقل^(١٨). وتشير الأدلة العلمية إلى أهمية أكبر لمعدل التحميل (Load Rate) حيث يؤثر على تهتك المفصل ومن ثم إلى داء المفاصل التنكسي (Osteoarthritis). لذلك فإن الزيادة في القمة الأولى لقوى رد الفعل العمودي (F_z passive) أو في معدل التحميل أو كليهما قد يعرض الممارس إلى الإصابة^(١٢).

تميزت هذه الدراسة بدراسة المتغيرات الكينماتيكية و الكيناتيكية معا عن غيرها من الدراسات السابقة التي درست كل متغير على حدة مما يعد إضافة جديدة في هذه النوع من الدراسات. وبناء على ما ذكر سابقا من أهمية للحذاء ونظرا لطبيعة المناخ في المملكة العربية السعودية الشديد الحرارة و خاصة في وسط المملكة مما قد يؤدي إلى تسارع تغير مواصفات الحذاء عند استخدامه كنتيجة إلى ارتفاع الحرارة^(١٩). و في ظل الاتجاه الكبير نحو ممارسة النشاط البدني في العالم ككل وخاصة الجري وما يصاحب ذلك من إصابات محتملة و المملكة هي إحدى الدول التي شهدت هذا التوجه نحو النشاط البدني^(٢٠)، فكان الهدف من هذه الدراسة تحليل ميكانيكي لمعرفة مدى ملائمة الحذاء للجري عند السعوديين الرجال.

الإجراءات

عينة الدراسة

تكونت عينة الدراسة من ٢٤ مفحوصا من طلاب قسم التربية البدنية وعلوم الحركة بجامعة الملك سعود بالرياض وذلك عن طريق الإعلان عن ذلك و تسجيل الراغبين في المشاركة .

الأدوات

قياس نوع القدم

نظرا لوجود علاقة بين نوع باطن القدم وتأثيره على الجري و خاصة زاوية خلف القدم^(٢٢)

، قام كل مفحوص بتلوين باطن الرجل اليمنى باللون الأبيض و من ثم المشي على ورقه سوداء مثبتة على الأرض ثم قورنت نتيجة طبعة القدم مع أنواع الأقدام الثلاثة المتعارف عليها: قوس عالي ، مفلطح و عادي^(٢٣). وقد تبين من الاختبار أن لدى جميع المشاركين باطن قدم من النوع العادي عدا مفحوص واحد لديه تفلطح بسيط.

التصوير بالفيديو

تم استخدام نظام ثلاثي الأبعاد (Motus 6, Peak Performance, USA) وذلك بوضع كمرتي فيديو سريعة (Peak HSC 200 Hz) الأولى موضوعة خلف و الأخرى موجهة إلى الجانب الأيمن للمشارك.

لوحة القوة

تم استخدام لوحة قوة (شركة AMTI, MA, USA) لتجميع بيانات قوى رد الفعل بتردد 1000 Hz. لوحة القوة تعطي بيانات عن قوى رد الفعل العمودية (F_z) و الأفقية بنوعيهما ليمين -يسار (F_x) ، و أمام - خلف (F_y). $I(F_y)$.

تجميع البيانات

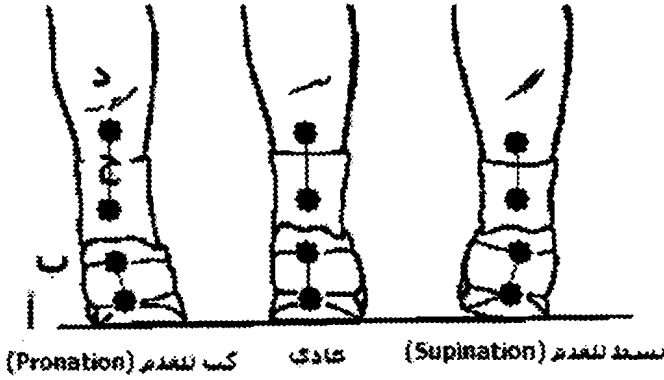
قبل البدء في تجميع البيانات ، وقع كل مفحوص على استمارة الموافقة و قام بملء الاستمارة المعدة من قبل الباحث و التي تضمنت بعض المعلومات الشخصية للمفحوص ومدى سلامته من أي إصابة أو إعاقة قد تؤثر عليه أثناء الجري و مدى

مزاولة النشاط البدني و نوع حذائه و مدى استخدامه له. تم بعد ذلك قيام المفحوص بالجري على المضمار المعد لذلك (مختبر الميكانيكا الحيوية / كلية التربية / جامعة الملك سعود) من اجل تعويد المشارك على بيئة الجري.

التصوير: تم تصوير كل مفحوص ثلاث محاولات ناجحة بحذاء و ثلاث محاولات ناجحة حافي القدمين (من ملامسة العقب الأيمن للوحة القوة حتى مغادرة أمشاط نفس القدم للوحة - مرحلة الاستناد) بحيث تقع القدم اليمنى على لوحة القوة المثبتة في منتصف المضمار (١٢م طولاً) بينما المفحوص يرتدي ملابس ملاصقة قدر الإمكان تغطي منطقة الفخذ. المحاولة الناجحة هي التي يؤدي فيها المفحوص المحاولة دون تعديل في الخطوات قبل الارتطام و بحيث يكون جميع محيط القدم داخل لوحة القوة وتكون السرعة في المدى $\pm 10\%$ من السرعة المحددة. أشار فلاديمير²⁴ (Valdimar) إلى انه عند الرغبة في المقارنة بين أفراد أو بين متغيرات لنفس الأفراد فيجب توحيد السرعة نظراً لتأثيرها على جميع متغيرات الجري لذلك حددت السرعة لجميع المفحوصين على (٣.٨ م/ث) و ذلك عن طريق اخذ المتوسط للعديد من الدراسات السابقة^(٢٥،٢٤). تم التأكد من السرعة بوضع حساسين (Brower Timing System, United Kingdom) بمسافة أفقية ٤م تفصل بينهما و بحيث تكون لوحة القوة في منتصف هذا المسافة. عند مرور المفحوص بالحساس الأول يرسل إشارة إلى الجهاز مربوط به بالبداية في حساب الزمن بينما عند مرور المفحوص بالحساس الآخر يرسل الحساس بدوره إشارة لوقف الوقت. يتم بعد ذلك حساب السرعة عن طريق قسمة المسافة المحددة على الزمن المسجل. علامتان عاكسة للضوء وضعتا على خلف اسفل القدم - الأولى (ب) حافتها العليا تبعد ٢سم من مغرز وتر اكيلس و الثانية (أ) أسفل من الأولى بمقدار ٣.٥ سم. علامتان أخريان وضعتا على منتصف عرض خلف الساق

للرجل اليمنى - الأولى (ج) تبعد ٨ سم من علامة العقب الأولى و الثانية (د) تبعد ٨ سم من علامة الساق بينما المفحوص واقف ووزنه موزع على القدمين بالتساوي قدر الإمكان^(٢٦). الزاوية المحصورة بين الخط الواصل من نقاط العقب و نقاط الساق تمثل زاوية خلف القدم (شكل ١) .

شكل (١) مظهر خلفي لزاوية خلف القدم اليمنى



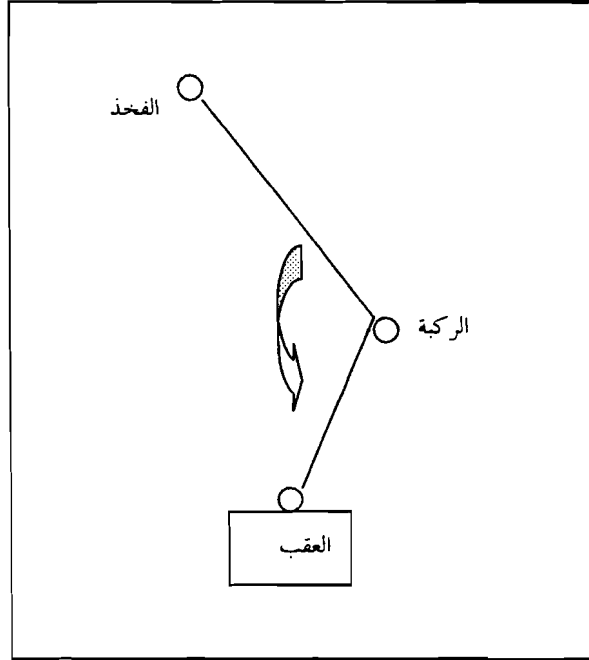
أيضا تم وضع نقاط عاكسة للضوء للجانب الأيمن على المدورة الكبرى لعظم الفخذ، الركبة، العقب، ورأس مشط العظم الخامس للقدم.

تحليل البيانات

التصوير: بعد التصوير، تم نقل شريط الفيديو إلى جهاز فيديو آخر متصل بجهاز حاسب آلي يتم من خلاله إيجاد الإحداثيات الثلاثية الأبعاد لكل علامة عاكسة على الجسم و من ثم حساب متغيرات الدراسة . تم استخدام برنامج حاسب آلي (Motus 6, Peak performance. USA) لإيجاد الإحداثيات و من ثم حساب المتغيرات. متوسط الثلاث محاولات الناجحة فقط تم إدخاله في التحليل الإحصائي. المتغيرات الكينيماتيكية

هي: زاوية الركبة لحظة ارتطام العقب بالأرض ، أقصى زاوية ثني للركبة وزمن حدوثها (شكل ٢) ، الزاوية المحصورة بين الساق والقدم (زاوية خلف القدم - Rear Foot Angle) ، زمن اتصال القدم بالأرض ، أقصى دوران داخلي (كعب للقدم) (Pronation) وزمن حدوثه ، زاوية خلف القدم لحظة الارتطام. تم تهذيب البيانات باستخدام فلتر بوتروث (Butterworth) بطريقة جاكسون لاختيار أفضل تردد قطع.

شكل (٢) مظهر يوضح زاوية الركبة



أما المتغيرات الكينماتيكية فهي : القمة الأولى لقوة رد الفعل العمودية (Passive Force) و زمن حدوثها ، القمة الثانية لقوة رد الفعل العمودية (Active Force) و زمن حدوثها ، ومعدل التحميل (Load Rate) وهو الفرق في القوة العمودية (Passive Force) من بلوغها ٥٠ نيوتن حتى تجاوزها وزن المفحوص بالنيوتن مقسوماً على زمن ذلك الفرق

(٢٥). اختيار ٥٠ نيوتن للبدأ في حساب معدل التحميل تم بسبب أن الإشارة في البداية تكون غير مستقرة و مشوشة ولذلك يتم تجاهل البيانات حتى وصولها لمستوى ٥٠ نيوتن كحد تقديري مبني على تجارب سابقة.

الإجراءات الإحصائية

تم إيجاد المتوسطات الحسابية والانحرافات المعيارية لكل متغير من متغيرات الدراسة. تم استخدام اختبارات المزدوج لإيجاد الفروق بين المتغيرات عند الجري حافي و الجري بالحذاء. ولتقليل الزيادة في قيمة ألفا نتيجة إلى تعدد اختبارات ولعدم تقليل قوة الاختبارات فقد حددت قيمة ألفا عند $p \geq 0.01$.

النتائج و المناقشة

تلقت الإصابات الرياضية المصاحبة لممارسة النشاط البدني الكثير من الاهتمام في الآونة الأخيرة بسبب ازدياد عددها نتيجة لزيادة عدد الممارسين في مثل هذه الأنشطة البدنية. الجري كأحد هذه الأنشطة البدنية التي تمارس لغرض المنافسة أو لغرض تنمية مستوى اللياقة البدنية و بالتحديد اللياقة القلبية التنفسية تلقى نصيبه من الاهتمام الدراسات التي أجريت على الإصابات الرياضية خلال ممارسة النشاط البدني تم تصنيفها على الأنشطة البدنية بما فيها الجري و على أجزاء الجسم كل على حدة. وقد تم دراسة الأسباب المحتملة لمثل هذه الإصابات و تم اقتراح العديد من التوصيات التي يمكن أن تساهم في الوقاية من الإصابة أو الحد منها. الحذاء كان من العوامل التي أشير إليها كأحد أسباب الإصابة الرياضية وعلى وجه الخصوص ملائمة الحذاء لنوع النشاط البدني (٢٩,٣٨,٩,٧,٤). لذلك هدفت هذه الدراسة إلى التعرف على مدى ملائمة الحذاء أثناء الجري لدى السعوديين الرجال الممارسين ومدى تأثيره على كينماتيكية و كيناتيكية الجري.

بلغ متوسط عمر عينة الدراسة ٢٣ سنة و الطول ١٦٩ سم والوزن ٦١٠.٠٨ نيوتن.
كما بلغ متوسط عمر الحذاء الذي استخدمته عينة الدراسة حوالي أحد عشر شهرا.
(جدول ١)

جدول (١) متوسط البيانات الشخصية لعينة الدراسة (ن=٢٤)

المتغير	(ع) المتوسط
العمر (سنة)	٢٣ (٢, ٦)
الطول (سم)	١٦٩,٧ (٥, ٣)
الوزن (نيوتن)	٦١٠,٠٨ (٨٣, ٣٨)
عمر الحذاء (شهر)	١٠,٨ (٨, ١٣)

المتغيرات الكينيماتيكية:

اقتصرت البيانات في هذه الدراسة على فترة الاستناد فقط - من ارتطام العقب إلى خروج الأصابع لنفس القدم من الأرض - لأن هذه المرحلة هي التي تكون فيها القدم على اتصال بالسطح ويكون في هذه الحال تأثير الحذاء الأكثر. يوضح الجدول ٢ نتائج المتغيرات الكينيماتيكية خلال الجري بحذاء و حافي القدمين.

جدول (٢) النتائج الكينيماتيكية للمقارنة بين الجري حافيا و بحذاء (ن=٢٤)

المتغير	حافي (ع) متوسط	بحذاء (ع) متوسط	قيمة (ت)	الدلالة الإحصائية
زاوية حلف القدم لحظة الارتطام (درجة)	١,٦- (٣,٧)	١,٥٢ (٥)	٢,٨٦-	٠,٢٢٣
زاوية حلف القدم القصوى (درجة)	١٠,٥٩- (٣,٩)	١١,٢- (٤,٨)	٠,٦٢٩	٠,٢٧٩
زمن زاوية حلف القدم القصوى (ث)	٠,٠٨ (٠,٠٢٤)	٠,٠٩ (٠,٠٣)	٠,٣٩-	٠,٨٩٦
زاوية حلف القدم الكلية (درجة)	٨,٩٩ (٤,٧)	١٣,١٨ (٣)	٤,٢٨-	٠,٠٠٠
زاوية الركبة القصوى (درجة)	١٣٧ (٥,٩)	١٣٣,٥ (٦,٤)	٦,٨	٠,٠٠٠
زمن زاوية الركبة القصوى (ث)	٠,٠٧ (٠,٠١٧)	٠,٠٨ (٠,٠١٩)	٣,٥-	٠,٠٠٢
زاوية الركبة لحظة الارتطام (درجة)	١٥٧ (٦,٦)	١٦٠ (٧,٧)	٢,٤-	٠,٠٠٠
زمن الاستناد (ث)	٠,١٨ (٠,٠٢١)	٠,١٩ (٠,٠٢٣)	٣,٧-	٠,٠٠١

بينت النتائج عدم وجود فروق إحصائية ذات دلالة لمتوسط زاوية خلف القدم لحظة الارتطام بين الجري حافياً (- ١,٦ درجة) والجري بحذاء (١,٥ درجة). على الرغم من أن هناك زيادة في زاوية خلف القدم لحظة الارتطام عند الجري بحذاء حيث بلغت حوالي الثلاث درجات إلا أنها لا تقارن بالزيادة التي وجدت في دراسات مماثلة حيث بلغت عند سميث 1.8 (Smith) درجة في الجري حافياً و ٧ درجات بحذاء^(٢٧). كما أنه في هذه الدراسة كانت القدم لحظة الارتطام في الجري حافياً في وضع كب (Pronation) بينما في الحذاء بسط القدم (Supination) وهذا وعلى الرغم من اتفاقه مع دراسة بريجت²⁸ (Brigit, 1999) إلا أنه لا يتوافق مع دراسات أخرى مشابهة حيث كانت القدم في وضع بسط في كلا الحالتين^{٢٨,٢٦}. يجدر الإشارة هنا إلى أن فلاديمير (Vladimire) ذكر أن العدائين الذين تكون زاوية الارتطام لديهم في وضع بسط عالي هم فقط من قد يتعرضون إلى خطر الالتواء المفصلي^(٢٤).

عند الجري، يرتطم الجانب الوحشي من الكعب بالأرض و القدم في حالة بسط (Supination) و مفصل (Midtarsal Jotin) مغلق. كب القدم و الذي يمتد حتى منتصف فترة الاستناد (Midstance)) يعيد فتح هذا المفصل و يجعل القدم أكثر حرية على الحركة مما يمكنها من قدرة أعلى على امتصاص طاقة الارتطام و تعويض أي انحراف قوامي في القدم^{١٢}. الغرض من الحذاء هو أن يحدد مقدار و سرعة الكب بعد الارتطام مباشرة. في الجري حافياً، فترة الكب تكون أطول و ترتطم القدم بدرجة أقل من البسط⁽³⁰⁾ (Supination). بالمقارنة مع نتائج الدراسة الحالية، القدم كانت في وضع كب عند الجري حافياً و لكن مع ارتداء الحذاء تعدل الوضع إلى البسط و هو ما أشار إليه

بارتلت (Bartlett) من انه الوضع الاعتيادي^(١٢). ذلك يثير تساؤلاً للدراسة أعمق للجري حافياً للمجتمع السعودي لمعرفة مدى انتشار ذلك.

زاوية خلف القدم القصوى (Max RF Angle) هي من أكثر المتغيرات الكينيماتيكية استخداماً للدلالة على تأثير الحذاء عند الجري. وقد أشار العديد من الباحثين إلى أن الزيادة الحادة في هذه الزاوية قد يؤدي إلى ظهور بعض الإصابات الرياضية مثل ركبة العداء، التهاب وتر أكيلس، التهاب وتر القدم العريض^(٣٠،٢٤). كما أشارت دراسات أخرى إلى زيادة هذه الزاوية مع ارتداء الحذاء مقارنة بالجري حافياً^(٢٨). تراوحت هذه الزاوية في الدراسات السابقة من -٩،١^(٢٧) إلى -٨،٦^(٣٢) في الجري حافياً و -١٢،٢^(٢٧) - ٦،٨^(٣٢) للجري بحذاء. بينما بلغت زاوية خلف القدم القصوى في الدراسة الحالية -١٠،٩ عند الجري حافياً و -١١،٢ للجري بحذاء. ويتضح التقارب في نتائج هذه الدراسة مقارنة بنتائج الدراسات السابقة من حيث الزيادة في زاوية خلف القدم القصوى عند الجري بحذاء على الرغم أن الزيادة لم تصل إلى نفس النسبة من الزيادة في الدراسات السابقة. يمكن تفسير هذه الاختلاف إلى كون الدراسات السابقة المذكورة استخدمت أحذية موحدة للجميع وبمواصفات محددة بينما في الدراسة الحالية الأحذية هي ما يستخدمه الممارس خلال ممارسته الجري دون تقييد لعمر الحذاء أو نوعه. ويمكن القول أن حذاء الجري زاد من زاوية خلف القدم القصوى ولكن بزيادة غير مؤثرة حيث لم توجد دلالة إحصائية ($p=0.896$) و على الرغم أن زمن حدوث هذه القمة زاد مع ارتداء الحذاء إلا أنها كانت أيضاً زيادة قليلة في هذه الدراسة وتتفق مع ما وجد سابقاً^(١١). و على العموم، لا تزال زاوية خلف القدم حتى مع ارتداء الحذاء ضمن الحدود الاعتيادية المشار إليها في العديد من الدراسات^(٣٢،٢٧،٢٩،١٢)

تأثير الحذاء أثناء الجري يبدو أكثر وضوحا بالنظر إلى المدى الحركي الكامل لزاوية خلف القدم وهي مقدار الدرجات التي تتحركها الزاوية من لحظة الارتطام إلى أقصى زاوية. بلغت هذه الزاوية في هذه الدراسة ٨,٩٩ درجة في الجري حافيا و ١٣,١٨ درجة في الجري بحذاء وكان الفرق دالا إحصائياً ($p=0.000$) ويتوافق ذلك مع نتائج الدراسات المماثلة من حيث الزيادة في هذه الزاوية في الجري بحذاء وأنه ضمن الحدود الاعتيادية^(٣٠,٢٩,٢٧). هوللي (Hawley) أضاف إلى أن الطرف الخارجي للقدم هو أول ما يتصل بالأرض مما يؤدي إلى عزم تدوير نحو الكعب (Pronation). الزيادة في كثافة النعل الأوسط يعني زيادة في ذراع القوة مما يعني زيادة في عزم التدوير وهذا ما يؤدي نظريا إلى زيادة زاوية خلف القدم مع ارتداء الحذاء^(٣١).

تعتبر الركبة من أهم مفاصل الجسم لذلك حظيت بالعديد من الدراسات^(٣٣,٣٢,٢٨). من هذه الدراسات من أشار إلى أهمية الركبة في امتصاص الصدمة لحظة ارتطام العقب بالأرض ونتيجة إلى ذلك تكون الركبة في وضع مثني لتساهم في امتصاص الصدمة ويزداد الثني مع الزيادة في سرعة الجري. يتراوح الثني في مفصل الركبة لحظة الارتطام من ١٠ - ٢٠ درجة^{٢٥}. بلغ متوسط زاوية الركبة لحظة الارتطام في الدراسة الحالية ١٥٧ درجة في الجري حافيا و ١٦٠ درجة في الجري بحذاء وكان الفرق بينهما دالا إحصائياً ($p=0.000$). هذا يعني أن الركبة لحظة الارتطام في الجري حافيا في وضع مثني بمقدار ٢٣ درجة وفي الجري بحذاء بمقدار ٢٠ درجة. وذلك يتفق مع ما وجد سابقا^(١). كما انه يتضح أيضا أن زاوية الركبة في الجري بحذاء أقل منها في الجري حافيا وذلك يؤكد حاجة الجسم إلى ثني الركبة للمساهمة في امتصاص الصدمة عند الجري حافيا بينما ذلك لا يحدث في الجري بحذاء نتيجة إلى مساهمة الحذاء في امتصاص الصدمة. آخرون ربطوا بين زاوية الركبة وبين زاوية خلف القدم وأشاروا إلى أن إصابات فرط الإجهاد في الركبة خلال الجري تأتي نتيجة إلى انعدام التوافق الزمني بين هذين المتغيرين^{٢٨}. يتركز هذه التوقيت على بداية مد الركبة و توقيته مع بداية التحول في

زاوية خلف القدم من الكعب إلى البسط. عندما يتأخر التحول من الكعب إلى البسط بينما الركبة تبدأ في المد، تكون الساق في هذه الحالة في دوران أو التفاف داخلي مؤدية إلى حدوث التفاف في الطرف القريب من الساق إلى الخارج وذلك ينتج لوي (دوران حول المحور الطولي للعظم) للساق و الركبة مما يزيد من احتمالية إصابات فرط الإجهاد أو التحميل الزائد^(٣٤,٢٩٩). نتائج الدراسة الحالية تتوافق مع الدراسات السابقة حيث تبدأ الركبة في المد مبكرا في الجري حافي مقارنة بالجري بحذاء^{٣٥} كما أن زمن الاستناد كان في الجري حافيا (٠.١٨ ث) أقل منه في الجري بحذاء (٠.١٩ ث) وذلك يتوافق مع ما سبق من دراسات من حيث أن زمن الاستناد يزداد مع ارتداء الحذاء حيث بلغ ٠.٢٣٩ ث حافيا و ٠.٢٥ ث بحذاء عند سرعة جري ٣.٥ م/ث^(٢٨).

المتغيرات الكينماتيكية:

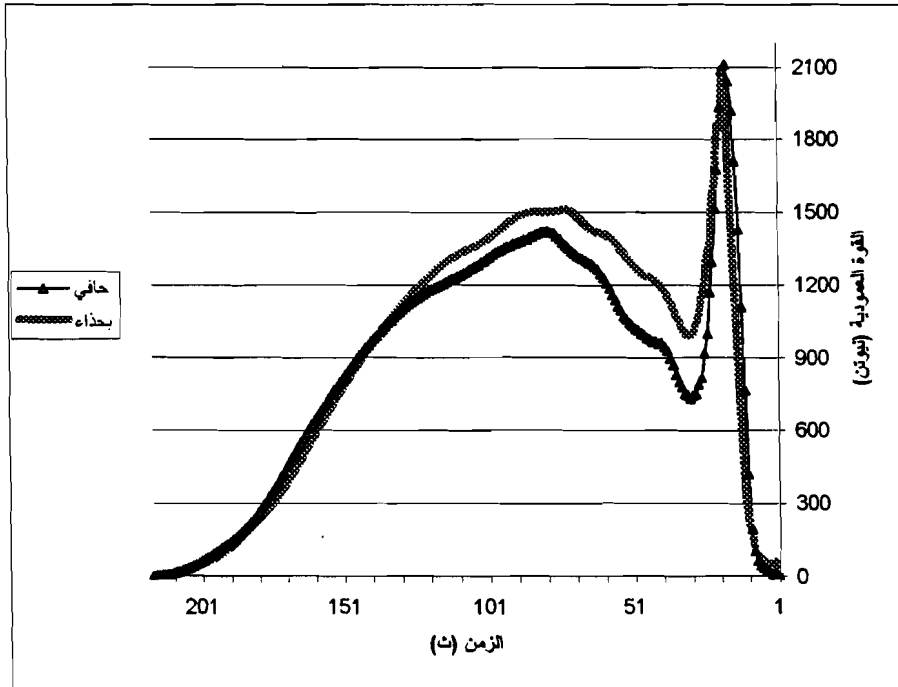
يعتبر تحليل المتغيرات الكينماتيكية في هذه الدراسة وجمع بياناتها بطريقة متزامنة مع المتغيرات الكينماتيكية إضافة جديدة في المجال نظرا لعدم تطرق الدراسات السابقة لذلك. الربط بين المتغيرات الكينماتيكية و الكينماتيكية و معرفة العلاقة بينهما يمكن من تفسير أعمق للنتائج.

لوحدة القوة هي الأداة التي تم من خلالها تجميع البيانات الكينماتيكية وهي من أكثر الأجهزة شيوعا في الاستخدام. كما أن المتغيرات الكينماتيكية ذات العلاقة بلوحدة القوة والتي تم تحليلها في الدراسة الحالية هي أيضا من أهم ما يتم دراسته عند المقارنة بين الجري حافيا و بالأحذية^(٣٥,٢٧,١٤,١٠,٩,٥).

القمة الأولى للقوة العمودية (Passive Force) يطلق عليها بعض المختصون القوة السلبية نتيجة إلى عدم وجود عمل عضلي تحت تحكم الفرد. بطبيعة الحال لا يعني ذلك عدم وجود عمل عضلي خلال هذه القمة و لكنه عمل عضلي يسبق لحظة الارتطام. كما أن هذه القمة أوليت الكثير من الاهتمام نتيجة إلى الاعتقاد بمسؤوليتها عن الإصابة^(١٨). تتراوح هذه القمة من ثلاثة إلى خمسة أضعاف وزن الجسم مما يشكل

خطورة على الممارس وذلك حدا مصنعو الأحذية إلى تصنيع أحذية تساهم في عملية امتصاص الصدمة و تقليل هذه القمة و في نفس الوقت المحافظة على أداء الحذاء من ناحية الثبات و التحكم في حركة القدم^(٣٦). نيق وآخرون (Nigg) ذكروا أن العدائين مع قوة سالبة كبيرة هم عرضة أكثر للإصابة من العدائين الأقل مقدارا^(٣٧). أوضحت النتائج للدراسة الحالية (جدول ٢) أنه لا يوجد فرق إحصائي بين الجري حافيا (٢٠٨ وزن الجسم) و بحذاء (١٩٨ وزن الجسم) في هذه القمة ($p=0.214$) شكل (٣).

شكل (٣) رسم بياني يوضح قوة رد الفعل العمودية للجري بحذاء و حافي لأحد المشاركين



ذلك لا يتفق مع دراسة أخرى عند الجري بسرعة ٤ م/ث حيث وجد أن الحذاء قلل من القمة الأولى من ٣ وزن الجسم عند الجري حافيا إلى ١.٩ وزن الجسم عند الجري

بخذاء^(٣٦). هذا يشير إلى أن الأحذية المستخدمة من قبل المفحوصين في هذه الدراسة لا تؤدي أحد أهم المتطلبات الأساسية في تركيب الخذاء وهو امتصاص الصدمة. بالنظر إلى زاوية الركبة، هناك فرقا معنوياً لصالح الجري حافيا حيث ترتطم القدم والركبة مشنية بلرجة أكبر منه في الجري بخذاء. يعتقد بعض الباحثين أن التحكم في ثبات الكعب و تقليل الدوران إلى الداخل أهم من امتصاص الصدمة عند تصنيع الأحذية^(٣٨). كما أن هناك تأثير قليل لأهم مكونات الخذاء وهو النعل الأوسط في تقليل القوة العمودية و ذلك ناتج إلى التعديل الذي يقوم به العداء في أسلوب الجري حتى يحقق أفضل أداء مع أقل قوة عمودية^(٣١،٣٧). ويتفق ذلك مع ما أشار إليه نيق (Nigg) أن الكتلة الفاعلة للرجل و زاوية الركبة لحظة الارتطام تعتبر أحد العوامل المؤثرة على القوة العمودية السالبة^(٣٧). كل ما سبق قد يفسر عدم وجود فرق في القوة العمودية السالبة في الدراسة الحالية.

أما ما يخص القوة الإيجابية (Active Force) فقد اهتم بها الباحثون من ناحية علاقتها بالأداء أكثر من الإصابة الرياضية^(٣١). أوضحت نتائج الدراسة الحالية زيادة في مقدار تلك القوة مع ارتداء الخذاء. يعتقد البعض إلى أن هذه الزيادة هي نتيجة إلى تغلغل الكعب إلى داخل النعل الأوسط مما ينتج عنه انخفاض في مستوى العقب نسبة إلى مقدمة الخذاء ونظريا يؤدي إلى زيادة عزم عضلات الشني الأخمصي نظرا لزيادة ذراع القوة لهذه العضلات^(٣٩).

البعض من الباحثين تطرق إلى أن معدل التحميل هو المتغير الأكثر أهمية من المتغيرات الكينماتيكية والأكثر ارتباطا بالإصابة^(٣١). كما أضاف آخرون إلى أن معدل التحميل هو المتغير الأكثر ملائمة للدراسة بعض المفحوصين مثل العدائين الذين يرتطم وسط القدم بالأرض عوضا عن مؤخرة العقب ولمن استأصل منهم ما تحت الركبة^(٤٥). هذا المتغير يأخذ في الحسبان مقلد القمة الأولى و زمن الوصول إليها. بلغ معدل التحميل في الجري حافيا من ٢٢٨ وزن الجسم/ث و ٦٦ وزن الجسم/ث عند الجري بخذاء.

يوضح هذا الفرق مدى فاعلية الأحذية التي ارتداها المفحوصون في هذه الدراسة حيث قللت من معدل التحميل مما يعطي الجسم زمنا أطول في امتصاص الطاقة الناتجة عن الارتطام. بالنظر إلى زمن القمة الأولى يتضح انه هو المسئول عن الفرق في معدل التحميل بين حالتي الجري حيث الفرق في القمة العمودية الأولى كان صغيرا جدا. ذلك بطبيعة الحال أمر ايجابي من ناحية الوقاية من الإصابة. أما ما يتعلق بالقمة الثانية و المسماة بالقمة الإيجابية و الناتجة عن انقباض عضلات خلف الساق ومنه ثني مفصل القدم لغرض دفع الأرض لعمل الخطوة اللاحقة فقد أظهرت النتائج فرقا غير دالا إحصائيا بين الحالتين ($p=0.011$). بلغت القمة الثانية في الجري حافيا ٢.٦ وزن الجسم/ث و ٢.٧ وزن الجسم/ث في الجري بحذاء. أما زمن حدوث هذه القمة فقد أظهر فرقا دالا إحصائيا. يمكن تفسير التأخر في الوصول إلى القمة الثانية في الجري بحذاء إلى وجود مواد في الحذاء تستطيع امتصاص جزء من الطاقة خلال عملية الدفع مما يؤخر الوصول إلى القمة. أيضا فترة الاستناد في الجري بحذاء كانت أطول منه في الجري حافيا.

جدول (٣) النتائج الكيناتيكية للجري حافيا و بحذاء (ن = ٢٤)

المتغير	حافي	بحذاء	قيمة ت	الدلالة
	(ع) المتوسط	(ع) المتوسط		
القمة الأولى (نيوتن)	١٢٣١ (٣٩٤)	١٢٠٨ (٢٨١)	١,٢٨	٠,٢١٤
زمن القمة الأولى (ث)	٠,٠١٣ (٠,٠٠٩)	٠,٠١٦ (٠,٠١٦)	٢,٩-	٠,٠٠٨
القمة الثانية (نيوتن)	١٥٨٩ (٢٢٩)	١٦٤٨ (٢٢٥)	٢,٦٦-	٠,٠١١
زمن القمة الثانية (ث)	٠,٠٧ (٠,٠١٨)	٠,٠٨٤ (٠,٠١٣)	٣,٤١-	٠,٠٠٢
معدل التحميل (N/s/BW)	٢٢٨ (٩١)	٦٦ (٢٤)	٨,٢٠	٠,٠٠٠
N = نيوتن	s = ثانية	BW = وزن الجسم		

الخلاصة:

من خلال استعراض النتائج لهذه الدراسة وضمن حدود عييتها يمكن القول أن البالغين من الذكور السعوديين يرتدون أحذية جري مناسبة من حيث الزيادة في درجة زاوية خلف القدم حيث كانت النتائج ضمن الحدود الاعتيادية. أما ما يخص القوة السالبة الأولى فالأمر مختلف حيث لم تؤدي الأحذية دورها في امتصاص الصدمة مما يعني حمل ميكانيكي زائد قد يعرض الممارس إلى الإصابة على الرغم من أن معدل التحميل وهو أمر مهم أيضا كان ضمن الحدود الاعتيادية.

التوصيات:

- ١ - العناية باختيار الأحذية بالنسبة إلى السعوديين الرجال الممارسين للجري وخاصة ما يتعلق الجزء الخلفي من نعل الحذاء الأوسط والمسئول عن امتصاص الصدمة
- ٢ - الجري على أرضيات ترتان ، عشبية ، أو ترابية لكي تساهم في امتصاص الصدمة لحظة الارتطام.
- ٣ - إجراء دراسة خاصة بمعرفة النمط الاعتيادي لزاوية خلف القدم و لسرعات متعددة ولعينة أكبر من الرجال السعوديين.
- ٤ - إجراء دراسة مماثلة و لكن باستخدام السير المتحرك و المدمج به لوحة قوة لتفادي مشكلتي تحديد السرعة و استهداف لوحة القوة.

المراجع

- 1- Cavanagh, P.R. (1980) The running shoe book. Mountain View, CA: Anderson World, Inc.
- 2- Warren, B.L and C. J. Jones. (1987). Predicting planter fasciitis in runners. Med.Sci.Sports Exerc. 19, pp. 71-73.
- 3- Brody, D. M. (1982). Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. Ortho. Clin. North Am. 13, pp. 541-558.
- 4- Clement, D. B., J.E. Taunton., G. W. Smart., and K. L. McNicol. (1981). A survey of overuse running injuries. Physician and Sports med. 9, pp. 47-58.
- 5- Jacobs, S. L. and B. L. Berson. (1986). Injuries to runners: a study of entrants to a 10,000 meter race. Am. J. Sports Med. 14, pp. 151-155.
- 6- Norman, R. W. (1983). Biomechanical evaluations of sports protective equipment, in Exercise and Sport Science Reviews- Volume 11 (ed. R.L. Terjung), Franklin Institute Press, New York, USA, pp. 232-274.
- 7- Nigg, M.B and Segesser, B. (1992) Biomechanical and Orthopedic concepts in sport shoe construction. Med. Scie. Sports. Exer. 24, 5. pp. 595-602.
- 8- Denoth, K and Stussi, A.S. (1988). Running Injuries and running shoe constructions: demonstration of possible correlations. Sportverletz Sprotschaden. Jan, 2,2. pp.
- 9- Nigg, B.M., and Morlock, M. (1987). The influence of lateral heel flare of running shoe on pronation and impact forces. Med. Sci. Sports. Exr. 19.3. pp. 294-302.
- 10- Jorgenson Uffe (1990). Body load in heel-strike running: the effect of a firm heel counter. The America journal Of Sports Medicine. 18.2. pp. 177-181.
- 11- Fredrick, E.C. (1989). The running shoe: dilemmas and dichotomies in design. The shoe in sports (ed. Segesser and Pforringer). Wolfe. London, England. pp. 26-35.
- 12- Bartlett, R. (1999). Sports Biomechanics: Reducing injury and improving performance. Bath Press, Bath, Great Britain. pp.77.
- 13- Nigg, B.M. (1986a). Biomechanical aspects of running, in biomechanics of running shoes. Human Kinetics. Champaign. IL. USA. pp.1-26.
- 14- Areblad, M., Nigg, B. M., J. Ekstrand, K. O. Olsson, and H. Ekstrom. (1990). Three dimensional measurement of rearfoot motion during running. J. Biomechanics. 23, pp.933-940.
- 15- Engsborg, J. R and J. G. Andrews. (1987). Kinematic analysis of the talocalcaneal/talocrural joint during running support. Med. Sci. Sports Exerc. 19, pp. 275-284.
- 16- Soutas-Little, R. W., G. C. Beavis, M. C. Verstraete, and T. L. Markus. (1987). Analysis of foot motion during running using a joint coordinate system. Med. Sci. Sports Exerc. 19, pp. 285-293.
- 17- Bart V. G. and Claire, M. (1997). Frontal rearfoot kinematics in running prior to volitional exhaustion. J. App. Biomechanics. 13, pp. 66-75.
- 18- Nigg, B.M., Stacoff, A., and Segesser, B. (1984). Biomechanical effects of pain and sport shoe corrections. Australian J. Scie. Med. Sport. 16. pp. 10-16.
- 19- Kinoshita, H and Bates, T.B. (1996). The effect of environmental temperature on properties of running shoes. J App. Biomechanics. 12, pp. 258-268.

٢٠ - الهزاع، هزاع (١٤١٠) مدى ممارسة النشاط البدني لدى عينة من الشباب الجامعي . مجلة جامعة الملك سعود. ٢٠٢، ص ص ٣٨٣- ٣٩٦.

- 21- Alrefaea, S. And Alhazza, H. (2001). Physical activity profile of Saudi adult males: Implications for health. Saudi Med. J. 22(9), pp. 784-789.
- 22- Nawoczenski, D.A., Saltzman, C.L., and Cook, T. M. (1998). The effect of foot structure on the three dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. Physical therapy. 78, pp. 404-416.
- 23- Kreighbaum, E.F., and Smith, M. A. (Ed). (1996). Sports and fitness equipment design. Human Kinetics. Champaign, IL. USA.
- 24- Vladimir, Z. (Ed). (2000). Biomechanics in sports: performance enhancement and injury prevention. Blackwell Science: London, GBR.
- 25- Cavanagh, P.R. (Ed). (1990). Biomechanics of distance running. Human Kinetics: Champaign, IL. USA.
- 26- Johanson, A. M; Donatelli, R; Wooden, J. M.; Andrew D.P.; and Gummings, S. G. (1994). The effect of three posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. Physical therapy. 74, 2 pp.149-161.
- 27- Smith, L., Clarke, T., Hamill, C., and Santopietro, F. (1986). The effect of soft and semi-rigid orthoses upon rearfoot movement in running. Podiatric Sports Medicine. 74 (4), pp. 227-233.
- 28- Brigit De Wit, and Dirk De Clercq. (2000). Timing of lower extremity motions during barefoot and shod running at three velocities. J. App. Biomechanics. 16, pp. 169-179.
- 29- Bates, B.T., Ostring, L.R., Mason, B., and James, S.L. (1978). Lower extremity function during the support phase of running. In E. Asmussen and Jorgenson (Eds.), Biomechanics VI-B Baltimore: University Park, pp. 30-39.
- 30 - Clarke, T.E.; Frederick, E.C.; and Hamill, C.L. (1984). The study of rearfoot movement in running, in Sports shoe and playing surfaces (Ed. E.C. Frederick), Human Kinetics. Champaign, IL, USA, pp. 199-189.
- 31- Hawley, J. A.(Ed). (2000). Running. London, Great Briton: Blackwell Science.
- 32- De koning, J, and Nigg, B. (1993). Kinematic factors effecting initial peak vertical ground reaction forces in running. In abstract of the XIVth congress of the international symposium of biomechanics (pp. 316-317). Paris. France.
- 33- De Wit, B., De Clerqu. D. (1997). Differences in sagital plane kinematics between barefoot and shod running. In abstracts of the second annual congress of the European College of Sports Science (pp. 790-791). Copenhagen, Denmark.
- 34- James, S.L and Jones, D.C. (1990). Biomechanical aspects of distance running. In P.R. Cavanagh (Ed). The biomechanics of distance running (pp.249-270). Champaign, IL :Human Kinetics.
- 35- Hamill, J., Bates, B.T., and Hoh, K.G. (1992). Timing of the lower extremity joint actions during treadmill running. Med. Scie. Sport Exec. 24, pp. 807-813.
- 36- Watkins, J. (1999). Structure and function of the musculoskeletal system. Champaign, IL: Human Kinetics. USA.
- 37- Nigg, B. M., Bahelson, A. H., and Denoth, J. (1986). Factors influencing kinetic and kinematics variables in running, in biomechanics of running shoes (ed. B.M. Nigg) Human Kinetics, Champaign, IL, USA, pp. 139-161.
- 38- Kalin, V.X., Denoth, J., Stacoff, A., and Stussi, E.

- (1988). Running injuries and shoe construction: demonstration of possible correlations. *Spotveletz Sportschaden*. (2), 2, pp. 80-85.
- 39- Clarke, T.E., Frederick, E.C., and Cooper, L.B. (1983). Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. *Int. J. Sports. Med.* 4, pp. 247-251.

Biomechanical analysis of running barefoot and with shoes for Saudi college males

Abdulrahman S. Alangari

King Saud University

Physical Education & Movement Science Dep.

Sports shoes represent one of the most important elements in sports wear. As suitable shoes could prevent injury, unsuitable shoes could cause injury. The purpose of this paper was to study the appropriateness of shoes worn by Saudi college males. Twenty four subjects from the department of physical education and movement science in King Saud University (mean age 23 years, Height 169 cm, weight 610.08 Newton, shoe age 10.8 months) volunteered to participate in this study. Subjects ran three times barefooted and three times with their regular shoes at a speed of 3.8 m/s on a 12m running way and struck with the right leg an AMTI force plate which is mounted in the middle of the running way while two cameras - one directed to the back and the other to right side of the subjects- were filming at 200Hz. A computer software (Peak Performance ,Motus 6) was used to analyze the data and paired t-tests were performed using SPSS statistical package to test for differences with an alpha level ≤ 0.01 . There were no significant differences in all rear foot variables except in total range of movement ($p=0.000$) while all knee variables showed significant differences. Kinetic variables were of significant difference except the mean values of the impact and active peaks. In conclusion, Saudi adult males wear suitable shoes in terms of rear foot movement and load rate but not in energy absorption at impact. It was recommended within the limitation of the sample that Saudi runners should be more careful when buying running shoes and should either buy shoes with improved energy absorption capability, or run on pliable surfaces.