

بررسی خطای ناشی از جابجا شدن مارکرهای دستگاه آنالیز حرکتی روی نقاط استخوانی در هنگام اندازه گیری وضعیت و راستای سه بعدی استخوان کتف

چکیده

مقدمه: ضعف و خستگی عضلات اسکاپولو تورا سیک می تواند منتهی به غیر طبیعی شدن وضعیت کتف و بهم خوردن ریتم اسکاپولو هومرال و اختلال در عملکرد شانه شود.

چون استخوان کتف بصورت سه بعدی حرکت می کند تکنیکهای دوبعدی نمی تواند بطور کامل نمایانگر حرکت آن باشد یکی از روش های نصب مارکر در از زبایی سه بعدی حرکت، قرار دادن آن روی پوست نقاط استخوانی است در حالیکه در هنگام حرکت اندام، جابجایی مارکر پوستی از روی نشانه استخوانی زیرش می تواند منشاء خطاء در اندازه گیری پارامترهای کینماتیکی باشد.

هدف از این تحقیق بررسی خطای ناشی از جابجایی مارکرهای دستگاه آنالیز حرکتی در اندازه گیری متغیرهای کینماتیکی کتف و همچنین تعیین تکرار پذیری این روش می باشد. مواد و روش تحقیق: به روش نمونه گیری غیر احتمالی ساده یک نمونه ۱۰ نفری از افراد سالم با دستگاه آنالیز حرکتی طی سه جلسه متوالی مورد تست قرار گرفتند. پس از نصب مارکرها روی زاویه تحتانی، ریشه خار کتف، اکرومیون و زوائد خاری مهره های هفتم گردنی و پشتی و زائده اوله کرانون در وضعیتی که دستها در کنار بدن آویزان است اندام در هر وضعیت تست یعنی در زوایای ۹۰، ۴۵، ۰، ۹۰، ۱۲۰ و دامنه کامل قرار داده شد، از طریق لمس نقاط استخوانی پیدا شده و مارکر مجدداً روی آن چسبانیده و تصاویر سه بعدی مارکرها طی یک ثانیه ثبت شد این پروسه در جلسه دوم نیز عیناً تکرار شد. در جلسه سوم پس از نصب اولیه مارکرها تا انتهای دامنه حرکتی هیچگونه جابجایی در محل مارکر صورت نگرفت.

یافته ها: مقادیر میانگین ضرایب همبستگی متغیرهای مورد مطالعه در طی جلسات اول و دوم در دامنه ۰/۹۲-۰/۸۴ و در روش عدم تغییر مارکر در دامنه ۰/۷۷-۰/۵۴ قرار می گیرد.

نتیجه گیری: در اندازه گیری وضعیت و راستای سه بعدی استخوان کتف به علت جابجا شدن مارکرهای پوستی نصب شده روی نقاط استخوانی خطای قابل ملاحظه ای در اندازه زوایای چرخش بسمت بالا و تیلت خلفی کتف حاصل گردید.

واژگان کلیدی: کینماتیک سه بعدی کتف / دستگاه آنالیز حرکتی

***دکتر افسون نوهدی مقدم**

استادیار دانشگاه

علوم بهزیستی و توانبخشی

دکتر اسماعیل ابراهیمی

دانشیار دانشگاه

علوم پزشکی ایران

دکتر مجید عیوض ضیائی

دانشیار دانشگاه

علوم پزشکی ایران

دکتر مهیار صلواتی

استادیار دانشگاه

علوم بهزیستی و توانبخشی

دکتر حمیدرضا اصلانی

استادیار دانشگاه

علوم پزشکی شهید بهشتی

*Email: afsoonnodehi@yahoo.com

مقدمه:

کمر بند شانه ایی با سه استخوان، چهار مفصل و تعداد زیادی عضله بایستی بطریقی بسیار هماهنگ و پیچیده عمل کند تا بتواند اندام را بلند کند (۱). ارتباط کینماتیکی بین استخوان کتف و بازو در سال ۱۹۳۰ توسط کادمن تحت عنوان ریتم اسکاپولوهورال معرفی گردید (۲). در حین حرکت داینامیک بازو و استخوان کتف بایستی همزمان با استخوان بازو حرکت نمایند تا تجانس^۱ مطلوب بین حفره گلنویید و سر بازو فراهم شود (۳). استخوان کتف بعنوان یک تکیه گاه برای اتصال عضلات می باشد عضلاتی که به کناره داخلی آن متصل میشوند به آن ثابت می دهند یعنی در واقع وضعیت قرارگیری آن را کنترل می کنند. این عضلات حرکت استخوان کتف را عمدتاً از طریق هم انقباضی سینرژیکی^۲ و زوج نیروها کنترل می کنند. عملکرد اصلی این زوج نیروها فراهم نمودن تجانس حداکثر بین حفره گلنویید و سر بازو و حفظ ارتباط طول - تنشن مطلوب است (۴).

حرکت یا وضعیت قرارگیری غیرطبیعی استخوان کتف خصوصاً در انتهای بالا بردن^۳ بازو، بعنوان یکی از علل ایجاد کننده سندرم گیرافتادگی^۴ و بی ثباتی مفصل گلنویید و مرال مطرح شده است (۵،۶) ضعف عضلات اسکاپولوهورال می تواند منتهی به غیرطبیعی شدن وضعیت قرارگیری استخوان کتف گردد همچنین می تواند باعث بهم خوردن ریتم اسکاپولوهورال و اختلال در عملکرد شانه شود (۷). تامسون و میشل نشان دادند که خستگی عضلات شانه می تواند تأثیر نامطلوبی روی وضعیت قرارگیری استخوان کتف داشته باشد بدین گونه که در حین فعالیتهای فانکشنال بیشتر بسمت خارج جابجا میشود (۸). همچنین کارپنتر و ویت کاهش معنی داری را در حس وضعیت مفصل بدنبال خستگی عضلات کمر بند شانه ایی پیدا نمودند (۱۰،۹). بنابراین در ارزیابی و توانبخشی ضایعات شانه نقش استخوان کتف بسیار مهم است. چندین روش برای ارزیابی عملکرد استخوان کتف مطرح است. ساده ترین روش مشاهده وضعیت استاتیک و داینامیک استخوان کتف است دایوتا و کایلر روشی ساده برای کمی کردن وضعیت استاتیک استخوان کتف مطرح نمودند (۱۱ و ۱۲).

مطالعات دو بعدی استخوان کتف ماهیت استاتیک دارند یعنی در واقع از افراد خواسته میشود که اندام فوقانی را بلند کرده در وضعیت ثابتی، در حالیکه اطلاعات مربوط به وضعیت استخوان کتف و بازو جمع آوری میشوند نگه دارند اما اینکه چگونه اطلاعات استاتیک می تواند حرکت داینامیک استخوان کتف را مشخص کند چندان دقیق نیست علاوه بر آن استخوان کتف بصورت سه بعدی حرکت می کند لذا تکنیکهای دو بعدی نمی تواند نمایانگر کاملی از حرکت استخوان کتف باشند (۳).

کینماتیک، اندازه گیری حرکت یا بطور اختصاصی تر، توصیف ژئومتری حرکت از نظر جابجایی^۵ سرعت^۶ و شتاب می باشد سیستم های کینماتیکی برای ثبت وضعیت و راستای سگمنت های بدنی،

زوایای مفاصل، سرعت و شتاب خطی و زاویه ایی مورد استفاده قرار می گیرند. مارکرهای انعکاسی^۷ به اندام های فرد نزدیک به مراکز مفصل یا در سگمنت های اندام برای تعیین وضعیت و راستای آن قرار می گیرند نزدیک لتهای هر دوربین تلویزیونی یک منبع نوری است که باعث میشود وقتی نور به مارکرها می تابد درخشنده شوند (۱۴).

امروزه چندین مطالعه حرکت استخوان کتف را حول سه محور بررسی کرده اند در حین حرکت بازو استخوان کتف یک الگوی چرخش بسمت بالا، چرخش بسمت خارج و تیلت خلفی را نشان می دهد (۱۵). یکی از روش ها نصب مارکر در ارزیابی سه بعدی حرکت، قرار دادن آن روی پوست نشانه های^۸ آناتومیکی استخوان می باشد بطوریکه فرض میشود که مارکرهای قرار گرفته روی پوست نشان دهنده موقعیت نشانه استخوانی مورد نظر می باشد (۱۶). در حالیکه، حرکت پوست و حرکت ساختارهای استخوانی زیرش الزامی نیستند بنابراین می تواند منجر به خطای قابل ملاحظه ایی در توصیف حرکت استخوان گردد (۱۷). در واقع در هنگام حرکت اندام، جابجایی مارکریستی از روی نشانه استخوانی زیرش می تواند منشاء خطاء در اندازه گیری پارامترهای کینماتیکی باشد (۱۸).

در ارزیابی سه بعدی حرکت استخوان کتف یکی از مارکرهای استفاده شده روی زاویه تحتانی در وضعیتی که بازو در کنار بدن آویزان است نصب میشود. با بالا بردن بازو به علت حرکت بیشتر زاویه تحتانی نسبت به پوست روی آن مارکر فوق الذکر دیگر روی زاویه تحتانی قرار نخواهد داشت. بنابراین بنظر می رسد مارکرهای متصل شده به نشانه های استخوانی کتف نشان دهنده موقعیت واقعی استخوان کتف نیستند.

علاوه بر این لوکازویچ در بررسی وضعیت و راستای سه بعدی بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی بیان می داشت که با افزایش زاویه بالا رفتن بازو به علت فعالیت بیشتر عضلات، نشانه های استخوانی انتخاب شده برای ارزیابی حرکت کتف (به خصوص زاویه تحتانی و زاویه خلفی اکرومیون) به سختی لمس می شوند. همچنین میزان چربی زیر جلدی نیز می تواند صحت لمس نقاط استخوانی و نصب مارکر روی آن را تحت تأثیر قرار دهد (۱۹).

هدف از این تحقیق اولاً بررسی خطای ناشی از جابجایی مارکرهای دستگاه آنالیز حرکتی در هنگام اندازه گیری وضعیت و راستای سه بعدی استخوان کتف و ثانیاً تعیین تکرارپذیری^۹ این روش اندازه گیری سه بعدی است.

مواد و روش تحقیق:

نمونه ها:

به طریق نمونه گیری غیر احتمالی ساده یک نمونه ۱۰ نفری از دانشجویان و کارمندان داوطلب دانشکده توان بخشی دانشگاه ایران انتخاب گردید. میانگین سنی آنها (۳۰/۵۰±۶/۶۰ سال)، وزن (۵۹±۶/۶۰)

1-congruence
2-Synergistic cocontraction
3-elevation

4-impingement syndrome
5-displacements
6-velocities

7-reflective
8-landmarks
9-Reliability

کیلوگرم) و قد ($167/20 \pm 5/79$ سانتی متر) بود. معیارهای حذف نمونه، سندروم های درد گردنی، بی حسی و گزگز انگشتان، ضایعات تروماتیک شانه، در رفتگی مفاصل گلنوهومرال و اکرومیوکلایوئیکولار، یا جراحی، شکستگی شانه بدخیمی ها، بیماریهای نورولوژیکی، قلبی، عروقی و روماتیسمی، دیابت و افسردگی در نظر گرفته شد.

دستگاههای مورد استفاده:

دستگاه آنالیز حرکتی برای تعیین وضعیت و راستای سه بعدی استخوان کتف و گونیامتر استاندارد برای اندازه گیری زوایا مورد استفاده قرار گرفت.

روش جمع آوری اطلاعات:

نمونه ها پس از پیوستن به طرح پژوهشی، پرسشنامه حاوی اطلاعات زمینه ای را از طریق مصاحبه پر کرده فرم رضایت نامه را پس از آگاهی از روش تحقیق امضاء نمودند. سپس توضیحاتی به فرد در رابطه با نحوه انجام تست ها داده شد. تست ها طی سه جلسه متوالی (حداقل به فاصله دو روز) در هر دو اندام بدین شرح انجام گردید:

جلسه اول تست:

برای انجام تست پس از کالیبره کردن دستگاه، فرد پشت به سه دوربین آن روی صندلی خاصی که برای تست تهیه شده بود می نشست صندلی به گونه ای طراحی شده بود که پشتی آن در حد ناحیه کمر فرد قرار می گیرد و توسط نوارهای ولکرو، فرد از جلو کاملاً به صندلی بسته می شد تا در هنگام بالا بردن بازو، حرکت در نواحی دیگری به غیر از شانه صورت نگیرد. سپس در حالیکه دستهای فرد در کنارش آویزان بود مارکرهاى منعکس کننده دستگاه توسط چسب های دو طرفه روی نقاط زاویه تحتانی و خار استخوان کتف، زاویه خلفی اکرومیون، زائده خاری مهره هفتم گردنی زائده خاری مهره هفتم پشتی و زائده اوله کرانئون چسبانیده شده سپس با فرکانس ۵۰ هرتز و آستانه ۵۰ و مدت زمان یک ثانیه تصاویر سه بعدی مارکرها توسط دستگاه آنالیز حرکتی ثبت شد. در مرحله بعد اندام مورد نظر در صفحه استخوان کتف (۳۰ درجه قدام نسبت به صفحه فرونتال) در زاویه ۴۵ قرار داده شد.

زوایای فوق الذکر توسط گونیامتر استاندارد اندازه گیری شد سپس در حالیکه از فرد خواسته می شد این وضعیت را حفظ نماید مجدداً نقاط استخوانی فوق الذکر از طریق لمس پیدا شده مارکرها روی آن چسبانیده شد و ثبت سه بعدی مارکرها انجام می گردید کلیه این مراحل در زوایای

۹۰، ۱۲۰ و دامنه حرکتی کامل تکرار شد لازم به ذکر است که در فواصل اندازه گیری استراحت کافی به فرد داده شد.

جلسه دوم تست:

دقیقا مشابه جلسه اول تکرار گردید.

جلسه سوم تست:

مشابه جلسه اول تست انجام شد با این تفاوت که پس از نصب مارکرها در وضعیتی که اندام ها کنار بدن بودند هیچگونه جابجایی مارکر در طی زوایای ۴۵، ۹۰، ۱۲۰ و دامنه حرکتی کامل انجام نگردید.

روش آنالیز اطلاعات:

برای آنالیز مارکرها، برنامه محاسباتی در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه ایران نوشته شد این برنامه با نام اسمارکر^۱ قادر است تا فواصل و پارامترهای مورد نیاز این تحقیق را محاسبه نماید. ورودی این برنامه فایل داده های دستگاه آنالیز حرکتی از سیستم تصویربرداری حرکت است که شامل داده های خام موقعیت مارکرها است. بعد از بازیابی فایل داده ها در برنامه، اسمارکر یک لحظه (Frame) از داده ها استخراج شده، روی نمودار نشان داده می شود تا توسط کاربر مارکرها نامگذاری گردد.

در این مرحله مارکرهاى مهره های هفتم گردنی و پشتی، ریشه خار، زاویه تحتانی و اکرومیون مشخص شد. در مرحله بعد سه بردار مهره هفتم گردنی - مهره هفتم پشتی و ریشه خار کتف - زاویه تحتانی و ریشه خار کتف - اکرومیون از روی مختصات نقاط ابتدا و انتها محاسبه شد. از روی این بردارها با استفاده از قانون ضرب داخلی بردارها زاویه بین دو بردار مهره هفتم گردنی - مهره هفتم پشتی و بردار زاویه تحتانی - ریشه خار کتف در صفحه فرونتال تحت عنوان زاویه چرخش خارجی، همچنین زاویه بین دو بردار مهره هفتم گردنی - مهره هفتم پشتی و بردار زاویه تحتانی - ریشه خار کتف در صفحه سازیتال تحت عنوان زاویه تیلت خلفی و زاویه بین صفحه فرونتال و بردار اکرومیون - ریشه خار کتف تحت عنوان زاویه چرخش داخلی ذکر شد.

یافته ها:

با نرم افزار آماری SPSS، مقادیر متغیرهای چرخش بسمت بالا، تیلت خلفی، چرخش داخلی کتف که طی دفعات اول و دوم (مربوط به جابجا کردن مکرر مارکرها و نصب مجدد آن روی نقاط استخوانی) و سوم (بدون تغییر دادن محل مارکر) اندازه گرفته شده بود مورد آنالیز آماری قرار گرفت که نتایج آن در جدول های شماره (۱) تا (۳) درج شده است.

جدول شماره ۱: مقادیر میانگین و انحراف معیار چرخش بسمت بالای کتف طی سه بار اندازه گیری و همچنین مقادیر ضریب همبستگی ICC حاصله از مقایسه اندازه گیریهای جلسات اول و دوم و جلسات اول و سوم

نام متغیر	وضعیت تست	سمت مورد نظر	مقادیر میانگین و انحراف معیار			ICC جلسات اول و سوم	ICC جلسات اول و دوم
			بار اول	بار دوم	بار سوم		
چرخش بسمت بالای استخوان کتف	صفر درجه	راست	۱۲/۶۹(۲/۴۵)	۱۱/۸۶(۲/۷۰)	۱۱/۳۷(۲/۳۰)	۰/۸۳	۰/۸۶
		چپ	۱۰/۷۰(۲/۵۹)	۱۱/۱۶(۳/۵۸)	۱۰/۶۹(۲/۶۷)	۰/۹۳	۰/۹۱
	۴۵ درجه	راست	۲۰/۶۲(۳/۹۶)	۱۹/۲۹(۴/۱۰)	۱۳/۲۷(۱/۹۷)	۰/۵۸	۰/۸۷
		چپ	۱۸/۵۴(۳/۷۵)	۱۸/۳۰(۴)	۱۳/۳۷(۲/۲۰)	۰/۷۸	۰/۹۳
	۹۰ درجه	راست	۲۹/۰۴(۵/۴۷)	۲۸/۴۷(۵/۲۰)	۱۶/۴۸(۲/۳۴)	۰/۳۱	۰/۹۲
		چپ	۳۱/۰۴(۳/۸۲)	۲۹/۹۲(۳/۴۴)	۱۷/۱۳(۱/۸۸)	۰/۴۰	۰/۸۷
	۱۲۰ درجه	راست	۳۶/۴۵(۴/۹۲)	۳۶/۰۱(۴/۵۲)	۲۰/۰۲(۲/۰۸)	۰/۴۴	۰/۹۰
		چپ	۳۹/۱۱(۴/۱۵)	۳۸/۵۰(۵/۶۳)	۲۰/۷۲(۲/۴۸)	۰/۴۱	۰/۹۴
دامنه کامل	راست	۴۶/۹۹(۵/۹۳)	۴۶/۲۲(۵/۹۶)	۲۴/۹۴(۲/۸۶)	۰/۵۸	۰/۹۲	
	چپ	۴۷/۶۵(۳/۸۷)	۴۸/۰۷(۴/۰۳)	۲۸/۰۴(۵/۳۷)	۰/۳۹	۰/۹۵	

۵۶

جدول شماره ۲: مقادیر میانگین و انحراف معیار تیلت خلف کتف طی سه بار اندازه گیری و همچنین ضریب همبستگی ICC حاصله از مقایسه اندازه گیریهای جلسات اول و دوم و جلسات اول و سوم

نام متغیر	وضعیت تست	سمت مورد نظر	مقادیر میانگین و انحراف معیار			ICC جلسات اول و سوم	ICC جلسات اول و دوم
			بار اول	بار دوم	بار سوم		
تیلت خلفی استخوان کتف	صفر درجه	راست	۴/۰۱(۳/۰۱)	۳/۰۸(۲/۹۲)	۳/۴۵(۲/۱۳)	۰/۹۴	۰/۹۸
		چپ	۳/۳۳(۲/۷۳)	۲/۸۲(۲/۲۳)	۲/۵۲(۲/۲۵)	۰/۹۴	۰/۹۵
	۴۵ درجه	راست	۸/۹۳(۴/۵۴)	۹/۱۶(۴/۰۶)	۴/۶۲(۲/۳۳)	۰/۷۷	۰/۹۷
		چپ	۸/۶۰(۳/۴۹)	۷/۷۲(۳/۱۹)	۳/۶۳(۲/۲۴)	۰/۸۴	۰/۹۴
	۹۰ درجه	راست	۱۹/۸۵(۴/۲۱)	۱۹/۹۹(۴/۲۵)	۹/۰۹(۲/۸۲)	۰/۵۷	۰/۹۱
		چپ	۱۹/۷۰(۵/۲۵)	۱۹/۴۴(۵/۴۹)	۷/۷۴(۳/۲۶)	۰/۴۵	۰/۹۳
	۱۲۰ درجه	راست	۲۹/۱۱(۳/۸۲)	۲۹/۴۶(۴/۷۶)	۱۲/۳۷(۴/۳۸)	۰/۲۶	۰/۸۳
		چپ	۳۰/۵۷(۶/۲۴)	۳۱/۱۹(۵/۰۹)	۱۱/۳۵(۴/۱۰)	۰/۵۹	۰/۸۸
دامنه کامل	راست	۳۹/۲۶(۶/۲۸)	۳۹/۸۵(۴/۹۹)	۱۷/۳۶(۵/۱۲)	۰/۷۶	۰/۹۵	
	چپ	۴۰/۰۱(۵/۹۱)	۳۹/۶۰(۴/۶۱)	۱۵/۶۸(۴/۵۱)	۰/۲۷	۰/۹۱	

جدول شماره ۳: مقادیر میانگین و انحراف معیار چرخش سمت داخل کتف طی سه بار اندازه گیری،
و همچنین مقادیر ضریب همبستگی ICC حاصله از مقایسه اندازه گیریهای جلسات اول و دوم و جلسات اول و سوم

نام متغیر	وضعیت تست	سمت مورد نظر	مقادیر میانگین و انحراف معیار		
			بار اول	بار دوم	بار سوم
چرخش سمت داخل استخوان کتف	صفر درجه	راست	۳۲/۲۱(۳/۷۶)	۳۲/۴۷(۳/۲۶)	۳۳/۴۱(۳/۵۹)
		چپ	۳۱/۴۰(۴/۰۸)	۳۱/۵۰(۴/۹۶)	۲۹/۹۲(۵/۱۱)
	۴۵ درجه	راست	۳۷/۳۵(۵/۴۵)	۳۸/۱۳(۴/۹۰)	۳۴/۴۲(۴/۱۵)
		چپ	۳۳/۱۶(۵/۰۶)	۳۳/۱۱(۵/۹۷)	۳۰/۳۳(۴/۴۷)
	۹۰ درجه	راست	۳۸/۶۰(۴/۳۳)	۳۹/۷۱(۴/۱۹)	۳۸/۳۴(۵/۱۸)
		چپ	۳۶/۰۸(۵/۰۴)	۳۵/۶۱(۳/۹۲)	۳۱/۶۱(۵/۶۵)
	۱۲۰ درجه	راست	۳۵/۲۸(۵/۸۲)	۳۶/۱۲(۳/۹۳)	۳۶/۵۹(۶/۷۵)
		چپ	۳۲/۴۹(۶/۱۵)	۳۱/۷۸(۵/۵۳)	۳۰/۹۰(۵/۷۱)
	دامنه کامل	راست	۲۸/۸۴(۸/۴۶)	۲۶/۸۵(۶/۴۲)	۲۵/۸۵(۸/۰۳)
		چپ	۲۱/۸۳(۸/۸۵)	۲۱/۵۱(۸/۰۴)	۲۰/۳۴(۷/۱۰)

۵۷

بحث و نتیجه گیری:

مقادیر ضرایب همبستگی متغیرهای مورد مطالعه در طی جلسات اول و دوم تست در دو اندام دارای تکرارپذیری بالایی است در صورتیکه این ضرایب هنگامی که محل نصب مارکر با حرکت اندام تغییر نکنند نسبت به روش اول پایین تر است بنابراین می توان نتیجه گرفت که در اندازه گیریهای کینماتیکی کتف روش جایجا کردن مارکر و نصب مجدد آن روی نقاط استخوانی مورد نظر روش معتبرتری می تواند باشد.

لوکازویچ^۱ در بررسی تکرارپذیری روش اندازه گیری وضعیت و راستای سه بعدی استخوان کتف با دستگاه آنالیز حرکتی در دو زاویه دست در کنار بدن و زاویه ۹۰ درجه، ضرایب همبستگی ۰/۸۸ تا ۰/۹۹ را گزارش نموده است. به نظر می رسد علت اختلاف موجود بین ضرایب لوکازویچ و این تحقیق می تواند تا حدی مربوط به تعداد زوایای تست شده باشد. لوکازویچ فقط در دو زاویه صفر (کنار بدن) و ۹۰ درجه تست ها را تکرار نموده است در حالیکه در تحقیق ما افراد در زوایای صفر درجه، ۴۵، ۹۰، ۱۲۰ و دامنه کامل مورد تست قرار گرفتند. علاوه بر این او دو تکرار تست را طی یک جلسه انجام داده است در واقع بعد از انجام دو تست مرحله اول از فرد می خواسته که بایستد و چند دقیقه ای قبل از تست مجدد راه برود (۱۹). کادابا در تحقیق خود تکرارپذیری اندازه گیریهای کینماتیکی راه رفتن انسان را که در یک روز و طی روزهای متوالی انجام شده بودند را با هم مقایسه نمود و به

این نتیجه رسید که تکرارپذیری پارامترهای کینماتیکی که در یک روز بررسی شده اند در مقایسه با انجام آنها طی روزهای متوالی بالاتر است (۲۰). بنابراین بالاتر بودن ضریب همبستگی تحقیق لوکازویچ می تواند به علت تکرار تست ها در یک روز باشد در حالیکه در تحقیق ما به علت زیاد بودن تعداد تست ها انجام دو، دفعه آن در یک روز می توانست با خستگی زیادی همراه باشد لذا تکرار تست ها طی جلسات متوالی انجام گردید.

همچنین لا دوینگ^۲ در بررسی تغییرات کینماتیک شانه بیماران مبتلا به سندروم گیرافتادگی در بررسی تکرارپذیری روشهای اندازه گیری خود در سه فاز حرکتی ۰-۶۰، ۳۱-۹۰، ۶۱-۱۲۰ و ۹۱-۱۲۰ به نتایج زیر رسید (۲۱) و به عنوان مثال برای متغیر چرخش سمت بالای کتف، میانگین ضریب همبستگی ۰/۹۴ را برای سه فاز حرکتی نامبرده محاسبه نمود. میانگین ضریب همبستگی چرخش سمت بالای استخوان کتف، که از اندازه گیریهای جلسات اول و دوم تحقیق ما بدست آمد برای اندام سمت راست ۰/۸۹ و اندام سمت چپ ۰/۹۲ است. اختلاف ناچیزی که بین این دو تحقیق دیده می شود ممکن است مربوط به روش دینامیک استفاده شده در تحقیق لا دوینگ و روش استاتیک تحقیق ما می باشد. بنابراین نتایج تحقیقات لا دوینگ و لوکازویچ باروش جایجا کردن مارکرها همخوانی داشته و تفاوت زیادی را باروش عدم جایجا کردن مارکر نشان می دهد. علاوه بر این مقادیر چرخش سمت بالای استخوان کتف در اندام سمت راست (از وضعیت شروع تا دامنه حرکتی

1-lukasavicz
2-ludewig

کامل) طی سه بار اندازه گیری به ترتیب $34/30^{\circ}$ ؛ $34/36^{\circ}$ و $13/57^{\circ}$ بدست آمد. لا دوینگ میزان چرخش خارجی را 34° و لوکاز یویچ $28/2(8/4)$ گزارش نمودند (۱۹ و ۲۲) مقادیر چرخش بسمت بالای کتف که طی دفعات اول و دوم بدست آمد تقریباً مشابه با مقادیر گزارش شده از تحقیقات افراد ذکر شده (خصوصاً لا دوینگ) است در حالیکه دارای اختلاف قابل توجهی با جلسه سوم اندازه گیری است بنابراین باز هم روش تغییر مارکرها تأیید می شود. همچنین مقادیر میانگین تیلت خلفی استخوان کتف طی سه بار اندازه گیری در اندام سمت راست به ترتیب $36/87^{\circ}$ ؛ $35/25^{\circ}$ و $17/23^{\circ}$ بدست آمد در حالیکه در تحقیق لا دوینگ مقدار تیلت خلفی 15° و در تحقیق لوکاز یویچ $27/9 \pm (8/8)$ بدست آمده است لوکاز یویچ در توجیه اختلاف مقادیر تیلت خلفی بدست آمده از کار خود نسبت به تحقیق لا دوینگ بیان داشت که این اختلاف می تواند مربوط به روش مورد استفاده باشد نمونه های لا دوینگ از وضعیت صفر واقعی حرکت را شروع می کردند در حالیکه نمونه های او دستهایشان را کنار بدنشان قرار می دادند که در این صورت اندام کمی در وضعیت ابداکشن قرار می گرفت که در تحقیق مانیز همین روش استفاده شده است. لوکاز یویچ در تحقیق خود پارامترهای کینماتیکی کتف را در طی سه وضعیت کنار بدن، 90° درجه و دامنه کامل محاسبه کرده است در صورتیکه در تحقیق ما از زوایای صفر درجه، 45° ، 90° و 120° دامنه کامل تست گرفته شد همچنین می توان گفت آنگونه که لوکاز یویچ اشاره کرده است یکی از دلایل اختلاف مقادیر اندازه گیری می تواند مشکل لمس نقاط استخوانی انتخاب شده در این مطالعه باشد در واقع او معتقد است که هر چقدر زاویه بالا رفتن دست افزایش می یابد عضلات فعالتر شده نقاط استخوانی (خصوصاً زاویه تحتانی و زاویه خلفی اکرومیون) سخت تر لمس می شوند بنابراین آنگونه که اکثریت مطالعات

انجام شده در مورد تکرار پذیری اندازه گیریهای سه بعدی مطرح می کنند، منشاء خطا می تواند موارد زیادی باشد علاوه بر خطای حاصله از جابجایی مارکر پوستی که در تحقیق ما مورد توجه قرار گرفت خطاهای دیگری از جمله خطای اندازه گیری، خطای جابجا کردن مکرر مارکر، خطای محل قرارگیری دوربین ها، خطای حاصله از تعداد دوربین ها، خطای ناشی از کالیبراسیون و خطای ناشی از دیجیتالی کردن نیز می تواند روی اطلاعات بدست آمده تأثیر گذار باشند. (۲۳ و ۲۴) در مورد متغیر چرخش داخلی کتف، مقادیر میانگین این چرخش در طی سه بار اندازه گیری $7/56^{\circ}$ و $7/56^{\circ}$ برای اندام سمت راست بدست آمد. همچنین ضرایب همبستگی دفعات اول و دوم اندازه گیری برای سمت راست $0/88$ و برای دفعات اول و سوم، $0/77$ محاسبه شده است، بنظر می رسد اختلاف موجود در دوروش جابجا کردن مارکر و عدم تغییر آن روی چرخش داخلی به اندازه دو متغیر چرخش به سمت بالا و تیلت خلفی بارز نباشد دلیلی که می توان برای آن ذکر کرد این است که در محاسبه چرخش داخلی همانطور که گفته شد زاویه بین صفحه فرونتال و برداری که ریشه خار کتف را به اکرومیون وصل می کند در نظر می گیریم در هنگام حرکات کتف میزان جابجایی دو نقطه اکرومیون و ریشه خار نسبت به زاویه تحتانی که در محاسبه زوایای چرخش بسمت بالا و تیلت خلفی در نظر گرفته می شود بسیار کمتر است. بعنوان نتیجه مقاله می توان گفت که در اندازه گیری وضعیت و راستای سه بعدی استخوان کتف به علت جابجا شدن مارکرهای پوستی نصب شده روی نقاط استخوانی خطای قابل ملاحظه ای در اندازه زوایای چرخش بسمت بالا و تیلت خلفی استخوان کتف حاصل خواهد شد در حالیکه تأثیر آن روی چرخش داخلی کتف چندان زیاد نیست همچنین روش نصب مجدد مارکر روی نشانه استخوانی در هنگام بالا بردن بازو از تکرار پذیری قابل قبولی برخوردار است.

- 1) Gibson MH, Geobel GV, Jordan TM: A Reliability study of measurement techniques to Determine static scapular position. JOSTPT1995, 21 (2)
- 2) MCQuade KJ, smidt GL: Dynamic scapulohumeral Rhythm: The Effects of External Resistance During Elevation of the arm in the scapular plane. JOSTPT1998, 27(2)
- 3) Borsa PA, Timmons MK, Sauerst EL: Scapular-positioning patterns During humeral elevation in unimpaired shoulders. Journal of Athletic training, 2003, 38(1),
- 4) Voight ML, Thomson BC: The role of the scapula in the rehabilitation of shoulder injuries. Journal of Athletic training 2000. 35(3),
- 5) Kibler WB: The role of the scapula in athletic shoulder function. American J. Sports Medicine. 1998, 26
- 6) Warner JJ, Micheli LJ, Kennedy R. Scapulothoracic motion in Normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome: a study using moiré topographic analysis, clinical orthopaedic, 1992 , 285
- 7) Kamkar A, whitney SL : Non operative management of secondary shoulder Impingement syndrome. JOSTPT, 1993 ,
- 8) Thomson BC, Mitchell R: the effects of repetition exercise of the shoulder on lateral scapular stability. Presented at: American Physical therapy association Meeting, 2000
- 9) Carpenter JE, Blasier RB: The effects of muscle fatigue on shoulder joint position sense. American J. sports Medicine 1998 , 26
- 10) Roight ML, Hardin JA, Camner GC: The effects of muscle fatigue on and the relationship of arm dominance to shoulder proprioception. JOSTPT, 1996 , 23
- 11) Diveta J, walker ML, skibinski B: Relationship between performance of selected scapular muscles and scapular abduction in standing subjects. Physical therapy, 1990 , 70
- 12) kibler WB: Role of the scapula in the overhead throwing Motion. Contemp orthop. 1991 , 22
- 13) kibler WB: The role of the scapula in athletic shoulder function. American J. sports Medicine, 1998 , 26
- 14) whittle MW: Gait analysis: An Introduction, 2nd Edition, 1993
- 15) VanderHelm F.C, Pronk G.M: Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder Mechanism. J. Biomech. Eng, 1995 , 117
- 16) Nigg BM, Herzog W: Biomechanics of the musculo-skeletal system, 2nd Edition, 1999
- 17) Lesh MD, Mansour J.M, simon S.R: A gait analysis subsystem for smoothing and differentiation of human motion Data J. Biomech. Eng. 1979 , 101(3)
- 18) Ladin z, Mansfield PK, Murphy, MC: segmental analysis in kinesiological Measurements, image Based motion measurement (1990)
- 19) Lukasiewicz AC, McClure P, Michener L: Comparison of 3-Dimensional scapular position and orientation Between Subjects with and without shoulder impingement. JOSTPT, 1999 , 29
- (10) Kadaba MP, Ramakrishnan HK: Repeatability of kinematic kinetic and electromyographic data in Normal adult gait J. orthopaedic research, 1989 , 7(6)
- 20) Ludewig PM, cook TM: Alterations in shoulder kinematics and associated Muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement, physical therapy 2000 , 80(3)
- 21) Ludewig PM, Cook TM: Three-dimensional scapular orientation and Muscle activity at selected positions of humeral elevation. J. OSPT, 1996 , 24
- 22) Ferber R, Mcclay D: A comparison of within and between-day reliability of discrete 3D lower extremity variables in runners. J. orthopaedic research, 2002, 20(6)
- 23) Manal K. Mcclay D: comparison of surface Mounted Markers and attachment methods in estimating tibial Rotations during walking: an in vivo study, Gait Posture, 2000 , 11(1)