

نظام مقترح لتصحيح الأداء الحركى للاعبى الاسكواش باستخدام مستشعرات التقاط الحركة

ا.د/ عبد الحليم عبد النبى نكرى

ا.م.د/ محمد فوزى عبد الشكور

ا.د/ محمود فتحى محمود

الباحث / حاتم عبد المقصود فتوح ربيع

المقدمة :

يُشير جيرد هوخموت (1978م) أن الوسائل الفنية الحديثة قد لا تعمل بطريقة تُساير الإرتفاع فى مستوى الأداء من حيث السرعة، لذلك فإنه من المهم بمكان إختراع وتطوير أجهزة التسجيل الحركى المناسبة للإرتفاع المستمر فى مستوى الأداء الخاص بأنواع الأنشطة الرياضية المختلفة، والتي تكون قادرة على إعطاء البيانات الدقيقة والفورية. (1: 291-293)

ويؤكد يوسف الشيخ (1966م) على أنه بما أن علم الحركة يبحث فى الناحية الشكلية والوصفية، كإنسياب الحركة وجمالها وتوقيتها ووصفها، فإنه من الصعب جداً تقييم هذه المظاهر بدقة تامة، ولذلك يُعتبر تقييم هذه المظاهر تقديراً تقريبياً، بينما نجد أن علم الميكانيكا الحيوية يُقيم مظاهر الحركة تقديراً موضوعياً، ومن السهل قياس مظاهرها الكمية مثل السرعة والقوة. (5: 2)

وفى هذا الصدد يحدد جيرد هوخموت (1978م) الواجبات الأساسية للميكانيكا الحيوية للحركات الرياضية فى وضع البحوث الخاصة بالأداء الرياضى الأمثل لمعرفة أنسب الحلول الميكانيكية ثم تعميم المعلومات المكتسبة حول فن الأداء الأمثل لأنواع الرياضة كل على حده، ووضع ذلك فى صورة أسس ثابتة للميكانيكا الحيوية، بما يخدم فن الأداء الرياضى الأمثل، فضلاً عن تطوير مناهج البحث النوعية، فيما يتعلق بالميكانيكا الحيوية، من حيث سرعة وفورية الحصول على المعلومات لإستخدامها فى التدريب فنياً (المقارنة بين القيمة المرجوة والقيمة القائمة باستخدام أجهزة قياس الحركة المتوفرة). (1: 23-24)

مشكلة البحث

ومن خلال ملاحظة الباحث للاعبى الاسكواش أثناء التدريب المهارى أو أثناء المباريات أو المقابلات التى أجراها الباحث مع العديد من مدربي رياضة الاسكواش، فقد لاحظ وجود خلل وقصور فى أداء مهارة واحده أو اكثر من المهارات الاساسية لرياضة الاسكواش للاعب الواحد، وذلك لعدد ليس بالقليل من لاعبي الاسكواش على الرغم من أن أعمارهم التدريبية المختلفة تتراوح من 5 : 10 سنوات بل وأكثر من ذلك. كما

تختلف درجة وشكل هذا الخلل والقصور من لاعب لآخر لنفس المهارة ، وبعبارة أخرى قد نستطيع أن نقول أن كل لاعب يتصف بأخطائه كما يتميز بادائه الجيد الذى يميزه عن اللاعبين الآخرين فى نفس المهارة.

ويذكر فى هذا الصدد كل من **طلحة حسام الدين ومحمد فوزى ومحمد حلمى** (2009م) الى أنه إذا لم يكن هناك خطأ فى الادراك أو فى إتخاذ القرار فهناك خطأ فى تنفيذ الإستجابة نفسها، والخطأ هنا إما أن يكون فى الأداء (التكنيك) أو فى ناتج الأداء (عدم تحقيق الهدف). (4: 168)

كما يُشيرون نقلاً عن **سيد عبد المقصود** (1995م) أن لكل رياضة معيار للأداء الفنى الجيد المتفق عليه والذى يجب أن يتبعه كل مدرب ورياضى، وهذا الأداء الفنى النموذجى يجب أن يكون صحيح من الناحية البيوميكانيكية وفعال من الناحية الفسيولوجية حتى يكون واسع الإنتشار، وللحكم على نوعية الاداء الفنى يترك المدرب لابعيه يؤدون المهارة المعنية تحت ظروف ثابتة، إلا أنه عند محاولة إشراك منافس أو زميل فى موقف الاختبار لا يمكن الحفاظ على مطلب او شرط تثبيت ظروف الأداء. (4: 170-171)

كما يشيرون أيضاً نقلاً عن **Harold Barr** أنه لا بد من إصلاح الأخطاء فى بداية التعلم وقبل أن تصبح عادة، حيث أنه فى حالة تجاهل هذه الأخطاء فإنها سوف تخزن بهذه الصورة وتصبح جزءاً من الأداء الأتوماتيكي للاعب وبالتالي يكون من الصعب تجاهلها.

كما يضيفون نقلاً عن **Lippens** 1988 أنه يرى أن عملية تصحيح الخطأ يجب أن تتم بناءً على الناحية الداخلية للمتعم، والا تكون مقصورة على حصر الإنحرافات التى يُمكن رويتها من الخارج، حيث تقل الفائدة من عملية تصحيح الخطأ التى تعتمد فقط على الجانب الخارجى للمتعلمين نظراً لانحصار وظيفتها فى مجرد إبلاغ المتعلم أن يحسن من أدائه دون الدخول فى شرح كيفية ذلك. (4: 171)

ويشير فى هذا الصدد حامد عبد الخالق نقلاً عن سعيد الشاهد 2014م بمرحلة الممارسة الفعلية والمخاطبة مع الذات وهى بداية المواجهة الفعلية مع المشاكل الحركية. (2: 427)

فإذا ما حدث تقصير فى عدم قيام كل من المعلم والمتعلم بالدور المنوط به فى مراحل الاكتساب المعرفى والحركى، مما يقف عائقاً أمام العديد من لاعبي الاسكواش فى محاولة تحسين وتطوير مستواهم المهارى لتحقيق الانتصارات، بل وقد يدفع العديد من هؤلاء اللاعبين الى العزوف عن الاستمرار فى ممارسة رياضة الاسكواش عند عدم قدرتهم على تصحيح هذه الاخطاء.

كما أن عدم إصلاح الأخطاء فى بداية التعلم قد تؤدي إلى الممارسة المستمرة لاداء المهارى الخاطئ، مما يؤدي بدوره إلى التكوين الخاطئ لما يطلق عليه بـ "البرنامج الحركى". (4 : 122 - 126)

"ويُعد **Karl Lashley** 1917 أول من إستخدام مصطلح البرنامج الحركى Motor program والذي كان ينظر اليه فى البداية على أنه النية لأداء الحركة، ولكنه فيما بعد قام بوصف البرنامج الحركى بأنه التشفير العصبى لمعلومات تنفيذ حركة معينة.

وفى سنة 1960 افترض كل من **Miller, Galanter, & Pribram** فكرة الخطة الحركية Motor Plan وهو مشابه لبرنامج الكمبيوتر، وهم يرون أن هذه الخطة هى المسئولة عن التحكم فى تسلسل حدوث الحركة.

وقد أضاف **Franklin Henry** 1960م - أن التدعيم التجريبي والنظري لمفهوم البرنامج الحركى، حيث إفترض أن النمط (أو التسلسل) العصبى لحركة معينة يتم التحكم فيه بواسطة برنامج مخزن فى المخ، كما إفترض أنه عند بداية الحركة يقوم البرنامج الحركى بالتحكم فى التفاصيل الدقيقة للحركة مع عدم إمكانية إجراء التعديلات أثناء التنفيذ" (4 : 174 - 175)

ومن هذا الفرضية السابقة قد نستطيع تفسير ظاهرة عدم إستجابة لاعب الأسكواش لتعليمات المدرب المتكرره بتصحيح الأداء الخاطئ أثناء التنفيذ، بالرغم من معرفة وإحساس اللاعب بقصوره فى أداء المهارة، لكنه لا يستطيع إصلاحها أو تعديلها بسهولة.

وبذلك ظهرت مشكلة البحث فى ضرورة الوقوف على هذه الاخطاء ومحاولة تحديدها وتصحيحها وذلك باستخدام مستشعر الحركة MPU9250 والذي له القدرة على التقاط زوايا الدوران حول المحاور (X,Y,Z) ، ثم تصميم برنامج حاسوبى لمحاولة تصحيح هذه البرامج الحركية المخزنة فى ذاكرة المخ لدى لاعب الاسكواش مع مراعاة إختلاف وتباين هذه الأخطاء فى بعض المهارات الحركية المختلفة (الضربة الامامية المستقيمة، الضربة الخلفية المستقيمة، الضربة الامامية العكسية، الضربة الخلفية العكسية، ...)، وذلك بإستخدام التغذية الرجعية المتمزنة بين أداء اللاعب والاداء المستهدف لنفس المهارة بدون كرة باستخدام حاسة النظر، للوقوف على مدى التصحيح الحادث لهذه البرامج الحركية وذلك بقياس كل من مقدار الخطأ بين أداء اللاعب والأداء المستهدف ، وآلية الأداء الحركى عند تكرار المهارة.

هدف البحث:

وضع نظام مقترح لتصحيح الأداء الحركى للاعبى الأسكواش بإستخدام مستشعرات التقاط الحركة

تساؤلات البحث:

هل يقوم النظام بالتقاط زوايا دوران أجزاء الجسم وتسجيلها وحفظها وإعادة تشغيلها؟

هل يقوم النظام بإختيار أفضل محاولة أداء من تكرار عدة محاولات ؟

هل يقوم النظام بقياس وتحديد أكبر خطأ حركى؟

هل يقوم النظام بتحديد وحساب كمية الخطاء بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب؟

هل يقوم النظام بتحديد متغيرات التدريب الحركى النوعى الخاص بذلك الخطاء؟

مصطلحات البحث:

السلسلة الكينماتيكية (تعريف إجرائى): وهى الأجزاء المشاركة بفاعلية فى أداء مهارة الضربة الأمامية لليد اليمنى الماسكة للمضرب فى رياضة الأسكواش، ويكون النقل الحركى من الداخل الى الخارج أى من الصدر الى العضد ثم الساعد ومنها الى المضرب.

الأداء المستهدف (تعريف إجرائى) **Target Performance** هو أداء المدرب أو اللاعب المميز الذى يتم تسجيله من خلال مستشعرات التقاط الحركة لعدد ثمان محاولات مستمرة ثم تحديد أفضل محاولة.

خطاء الأداء الحركى (تعريف إجرائى) : هو الخطأ الناتج من عملية التعلم الخاطئة والتي تفتقد التغذية المرتدة المصححة مما يعمل على تثبيت ورسوخ البرنامج الحركى الخاطى بالجهاز العصبى المركزى المسئول عن أداء المهارة ، ويتم قياس هذا الخطاء من الناحية الكينماتيكية من خلال حساب الفرق بين زوايا الدوران (X,Y,Z) لكل جزء من أجزاء السلسلة الكينماتيكية وذلك بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب باستخدام مقياس الخطأ للمهارات المستمرة (RMSE) Root Mean Squared Error.

ثبات الأداء الحركى (تعريف إجرائى) **Motor Performance Stable**: هى قدرة لاعب الإسكواش على تكرار عدد من المحاولات لأحد المهارات الأساسية باليد اليمنى الماسكة للمضرب فى بيئة مغلقة بشكل آلى، ويمكن الحكم على مدى ثبات وإستقرار (آلية أو ميكانيكية) الأداء الحركى لهذا اللاعب عن طريق حساب كل من :

معامل الإختلاف النسبى C.V. بين أزمنة المحاولات التسعة التى حققها هذا اللاعب أثناء تكرار المهارة، بحيث كلما قل هذا المعامل كلما دل ذلك على ثبات وإستقرار (آلية) الأداء الحركى.

إيجاد المتوسط الحسابى لمصفوفة خطأ الأداء الحركى بين كل محاولة والمحاولات الأخرى باستخدام مقياس الخطأ للمهارات المستمرة بحيث كلما قل هذا المتوسط كلما دل ذلك على آلية الأداء الحركى.

مستشعر الحركة

يحتوي مستشعر الحركة MPU6050 على جيروسكوب MEMS ثلاثي المحاور، ومقياس تسارع MEMS ثلاثي المحاور. ويستخدم فى الكشف عن الحركة. هذه الوحدة الصغيرة متوافقة مع مستوى الجهد - 3.3V ، 5V ، كما يمكن دمجها مع العديد المشروعات.

الدراسات المرتبطة:

1- دراسة فولكر زيمان **Volker Ziemann** (2017م) بعنوان " جيروسكوب لتتبع الحركة ثلاثية الأبعاد عبر شبكة الواى فاى " ، حيث قام بتوصيل مقياس التسارع MPU-6050 أو MPU-9250 الذى لديه إمكانية قياس السرعة الزاوية بجهاز الميكروكونترولر اللاسلكى WIFI ESP8266 ، حيث توصل الى إمكانية تتبع الحركة ثلاثية الأبعاد على أي متصفح إنترنت متصل بشبكة الواى فاى، على سبيل المثال يمكن إستخدام هذا النظام لتصور حركة الأجسام الصلبة في دورات معامل الفيزياء.(8)

2-دراسة كل من **P. Raghavendra, Sachin, Srinivas and Viswanath Talasila** (2017) بعنوان "تصميم وتطوير نظام التقاط الحركة البشرية القائم على IMU في الوقت الفعلي ومنخفض التكلفة"، حيث تقدم هذه الورقة تصميم نظام لاسلكي محمول ومنخفض التكلفة يمكن ارتداؤه لتوفير التقاط الحركة في الوقت الفعلي. يتكون النظام من عدة عقد لاسلكية مربوطة بالجز الواحد. تحتوي كل عقدة على وحدة واى فاى وبطارية وأجهزة إستشعار بالقصور الذاتي ومقياس مغناطيسي وميكروكونترولر مثبتة داخل صندوق تم تصميمه بالطباعة ثلاثية الأبعاد، حيث يدير الميكروكونترولر تقدير الموقف ويرسل البيانات إلى محرك الألعاب "بلندر **Blender**" ، ويتم تجميع البيانات من جميع العقد لتعطى لأحد النماذج الحركية (نموذج أفاتار) الذي يحاكي مشية الإنسان. (9)

إجراءات البحث

منهج البحث

إستخدم الباحث المنهج الوصفي التجريبي لملائمته لطبيعة وأهداف وتساؤلات البحث.

عينة البحث

تم إختيار عينة البحث بالطريقة العمدية حيث تم إختيار الكابتن/ خالد محمد فادى مدرب بنادى الصيد المصرى لرياضة الأسكواش وذلك لتسجيل حركة الأداء المستهدف، ثم قام الباحث بتطبيق التجربة الأساسية على نفسه فى تصحيح أخطاء مهارة الضربة الأمامية فى رياضة الأسكواش.

الوسائل المستخدمة

- مضرب إسكواش.
- جهاز حاسب آلى محمول حاسب محمول DEL Percision 7510 CORE i7.
- راوتر موديل ZTE ZXHN متصل بالحاسب الآلى
- شاشة Dell2007FP 1600 × 1200
- برنامج محرك الالعب Unreal Engine 4.0

النظام المقترح موضوع الدراسة.

نموذج بلاجنهوف 1982م.

النظام المقترح موضوع الدراسة

من منظور مدخل النظم System Approach وفي ضوء الدراسات السابقة وأهداف البحث يمكن عرض خريطة تدفق النظام المقترح (DFD) Data Flow Diagram والتي تتكون من شكل (1):
لاعب الأسكواش

يمكن النظر إلى لاعب الإسكواش وإعتبره نظام فرعى Subsystem من النظام المقترح موضوع الدراسة حيث يتفاعل مع النظام كما يلي:

من اللاعب الى النظام وذلك من خلال حركة السلسلة الكينماتيكية للذراع الايمن الممسك للمضرب.

من النظام الى اللاعب من خلال حساب كمية الخطأ بين أداء اللاعب والاداء المستهدف.

برنامج تصحيح الأداء الحركي

وهو يمثل مرحلة التشغيل الذي تتم من خلاله تنفيذ جميع إجراءات قياس الأداء وتصحيحة حيث يقوم بالاتي :
يستقبل البيانات الخام القادمة من وحدات التقاط الحركة ويتم معالجتها بحيث يشاهد اللاعب نموذج حركى على شاشة الحاسب يتحرك أمامه مكون من أربعة أجزاء (الصدر، العضد، الساعد، المضرب) - هذا النموذج يقوم بمحاكاة مرجحة الذراع الأيمن للاعب.

يقوم بحساب الخطاء المطلق لزوايا دوران السلسلة الكينماتيكية Absolute Angle Error بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب.

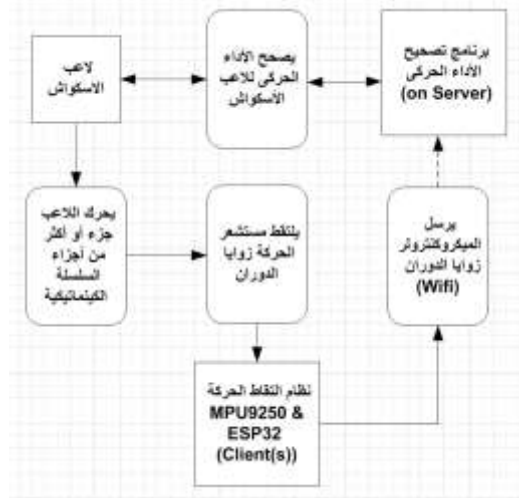
نظام التقاط الحركة

وتمثل الوحدة التي توضع على كل جزء من أجزاء السلسلة الكينماتيكية للاعب، وهى المسئولة عن تحويل

حركة اللاعب الى زوايا دوران وإرسالها الى برنامج تصحيح الأداء الحركى، هذه الوحدة تتكون من:

وحدة التقاط الحركة MPU9250 والمسئولة عن إستشعار الحركة وتحويلها الى زوايا دوران بصيغة $Q(qx, qy, qx, qw)$.

وحدة الميكروكنترولر ESP32 والمسئولة عن إستقبال البيانات من مستشعر الحركة وإرسالها الى برنامج تصحيح الأداء الحركى.



شكل (1) خريطة تدفق النظام المقترح موضوع الدراسة

أولاً: نظام التقاط الحركة Motion Capture System

من خلال البحث في شبكة الانترنت وفي ضوء الدراسات السابقة لنظم التقاط الحركة لجسم الانسان تم استخدام المكونات المتوفرة في السوق المحلي والموضحة أدناه لبناء نظام التقاط الحركة، وفيما يلي عرض لمراحل المدخلات والتشغيل والمخرجات لنظام التقاط الحركة ومكونات تشغيله كما يلي:

1- المدخلات Inputs :

وتمثل الحركة الفعلية لأجزاء الجسم (السلسلة الكينماتيكية بحركة مرجحة الذراع الماسكة لمضرب الاسكواش) والمسئولة عن الاداء المهارى للاعب.

2- وحدة التشغيل Processing Unite :

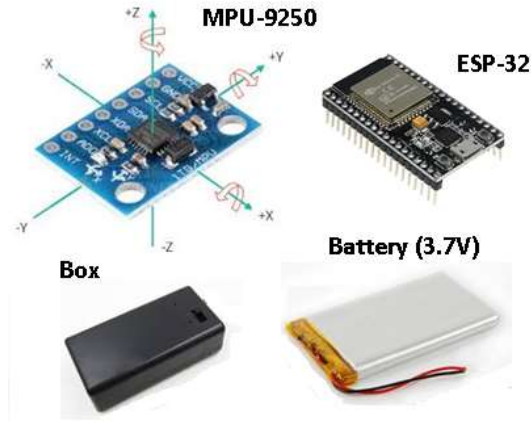
تتكون وحدة تشغيل نظام التقاط الحركة على وحدة واحدة على الأقل من وحدات العميل Client Unite ، بحيث يخصص لكل جزء من أجزاء السلسلة الكينماتيكية (الصدر، العضد، الساعد، المضرب) وحدة واحدة فقط من وحدات العميل.

والتي تقوم بدورها بعملية الاحساس بحركة ذلك الجزء المثبتة عليه وتحويل هذه الحركة الفعلية إلى قيم رقمية، وتتكون وحدة العميل من المكونات الآتية شكل (2):

- 1- مستشعر الحركة MPU9250 وهو المسئول عن عملية الإحساس بحركة الجزء المثبت عليه.
- 2- الميكروكنتروالر ESP32 وهو المسئول عن قراءة بيانات مستشعر الحركة MPU9250 وإرسالها لاسلكيا Wi-Fi الى الخادم.

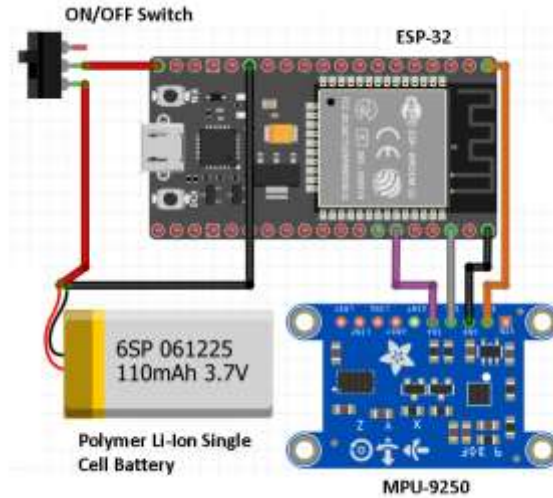
3- بطارية Polymer Li-Ion Single Cell Battery 3.7V تستخدم كمصدر للتيار لدائرة وحدة العميل.

4- صندوق العميل Client Box (بطول 7سم ، عرض 3سم ، إرتفاع 2سم) والذي يحتوى على مفتاح لتشغيل وإغلاق دائرة العميل.



شكل (2) المكونات المادية لوحدة العميل (Client(s))

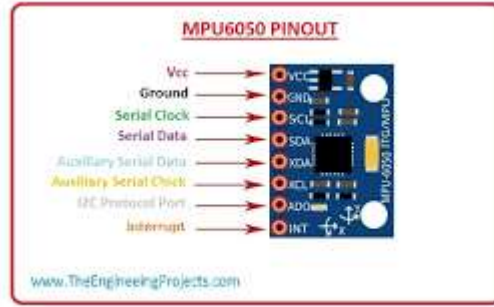
ويتم توصيل حساس الحركة MPU9250 بالميكروكنترولر ESP32 وإضافة مصدر تيار 3.7V لتغذية دائرة العميل كما يوضح جدول (1) وشكل (3)، وتوضع هذه الدائرة بداخل الصندوق الخاص بها حتى يسهل تثبيتها على أجزاء السلسلة الكينماتيكية المسئولة عن أداء الواجب الحركى.



شكل (3) الدائرة الكهربائية لدائرة العميل Client(s)

	المستشعر الحركة	الميكروكنترولر	
	MPU9250	ESP32	
1	3.3V	3.3V	3.3 volt
2	GND	GND	Ground
3	SDA	Pin 21	SDA is the data line.
4	SCL	Pin 22	SCL is the clock line. It is used to synchronize all data transfers over the I2C bus.

جدول (1) توصيل مستشعر الحركة MPU9250 بالميكروكنترولر ESP32



شكل (4) يوضح تجميع مكونات دائرة العميل Client داخل الصندوق الخاص بها ويتم تثبيتها بشريط مطاطي على كل جزء من أجزاء السلسلة الكينماتيكية بشكل جيد بحيث لا يعوق حركة اللاعب أثناء إجراءات قياس وتصحيح الأداء شكل (5)،(6).



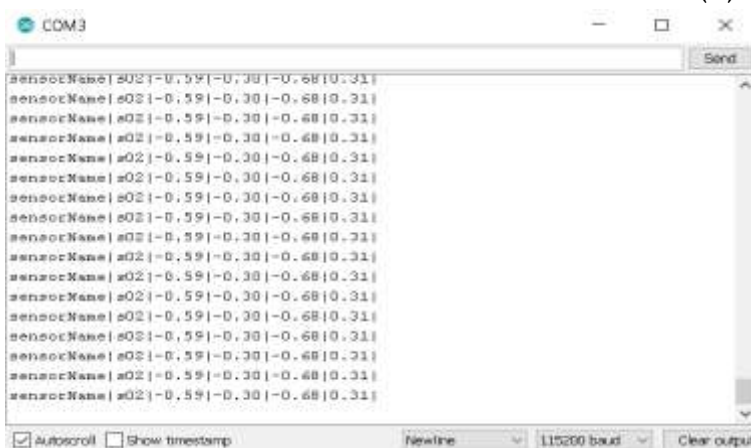
شكل رقم (5) أماكن تثبيت صندوق العميل Client Box على الذراع الأيمن والمضرب



شكل رقم (6) أماكن تثبيت صندوق العميل Client Box على الصدر من الخلف

3- المخرجات Outputs :

وهي القيم الرقمية لوحدة العميل Client Unites والتي تمثل زوايا دوران تلك الأجزاء على المحاور الأساسية في صيغة الكواترنيون Quaternion $q(qx, qy, qz)$ ، ليتم إرسال هذه القيم إلى الخادم Server لحظياً. شكل (7)



شكل (7) مخرجات دائرة العميل من خلال Arduino port interface

ثانياً: برنامج تصحيح الأداء الحركي

قام الباحث بتصميم برنامج تصحيح الأداء الحركي باستخدام برنامج Unreal Engine 4.0 وهو من أشهر برامج محركات الألعاب ثلاثية الأبعاد 3D والذي يتميز بالأداء العالي وسهولة البرمجة وتصميم واجهات المستخدم ثلاثية الأبعاد، فضلاً عن مجانية الاستخدام في غير الأغراض التجارية، ويمكن أن تُطلق على هذا البرنامج مسمى "برنامج تطوير الأداء الحركي Motor Development Program".



شكل (8) واجهة المستخدم الرئيسية لبرنامج تصحيح وتطوير الأداء الحركي

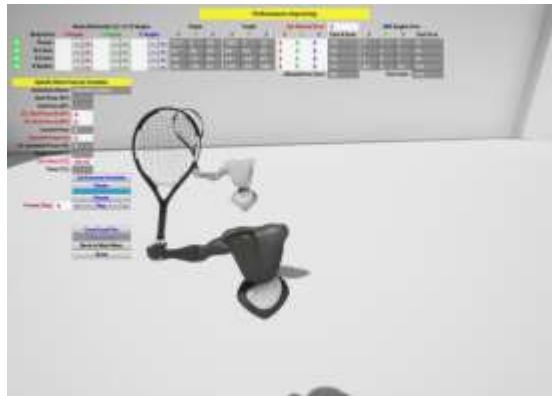
حيث يبدأ البرنامج بعرض واجهة البرنامج الرئيسية شكل (8) التي تنقلنا إلى أي من واجهة تسجيل الأداء Motion Recording أو واجهة تصحيح وتحسين الأداء Performance Improving، وفيما يلي عرض محتويات كل منهما:

1- واجهة المستخدم التي من خلالها نقوم بتسجيل الأداء الحركي Motion Recording سواء كان هذا الأداء للاعب المميز أو المدرب (الأداء المستهدف الذي يمثل المحك)، أو أداء اللاعب المراد تصحيح الخطاء له ، شكل (9) وتحتوى على مفتاح الأستعداد Ready ، مفتاح العودة الى القائمة الرئيسية Back to Main Menu ، مفتاح إغلاق البرنامج Close.



شكل (9) واجهة المستخدم الخاصة بتسجيل الأداء

2- واجهة المستخدم الخاصة بتصحيح وتحسين الأداء Performance Improving التي من خلالها تتم عملية تصحيح وتحسين خطأ الأداء الحركي فضلا عن إدخال قيم المتغيرات التي تمثل إعدادات البرنامج ما قبل عملية تصحيح وتحسين خطأ الأداء، والتي يمكن التحكم فيها ليشارك اللاعب الأداء المستهدف من أكثر من زاوية مشاهدة أثناء محاولاته المستمرة لكي يتطابق مع الأداء المستهدف ليحقق أقل خطأ مطلق لزوايا دوران السلسلة الكينماتيكية شكل (10).



شكل (10) مشاهدة أمامية لواجهة المستخدم الخاصة بتصحيح وتحسين الأداء وفيما يلي عرض أجزاء واجهة المستخدم الخاصة بتحسين الأداء الحركي كما يلي:

1- الجزء الخاص بتحريك العظام بزيادة (+) أو تقليل (-) درجة زاوية لكل من (X,Y,Z):
يقوم هذا الجزء من البرنامج بتحريك النموذج المستهدف لكل جزء من أجزاء السلسلة الكينماتيكية (الصدر Thorax - الساعد الأيمن Right Upper Arm (R.U.Arm) - العضد الأيمن Right Fore Arm (R.F.Arm) - المضرب المقبوض باليد اليمنى R.Racket).
كما يهدف هذا الجزء الى تمكين الباحث أو مستخدم النظام من تحريك أى جزء من أجزاء السلسلة الكينماتيكية عن طريق الضغط على مفاتيح (+) أو (-) باستخدام الماوس Mouse لتدور حول أى من محاورها الثلاثة (X,Y,Z) ومشاهدة قيمة الزوايا بالتقدير الستيني بعد كل تعديل، وقد قام الباحث بإعداد هذا الجزء بهدف الدراسة وتسهيل إجراءات البحث شكل(11).

Bones Motion By (+)(-) X,Y,Z Angles						
Body Parts	X-Angles		Y-Angles		Z-Angles	
Thorax	-	+	-	+	-	+
R.U.Arm	-	+	-	+	-	+
R.F.Arm	-	+	-	+	-	+
R.Racket	-	+	-	+	-	+

شكل (11) الجزء الخاص بتحريك العظام بزيادة (+) أو تقليل (-) درجة زاوية لكل من (X,Y,Z)

2- الجزء الخاص بحساب القيمة المطلقة لخطأ الأداء Absolute Angle Error:

وهنا يجب أن نفرق بين نوعين من الخطأ كما يلي:

- إجمالي خطأ الاداء Error Sum: وهو إجمالي الفروق المطلقة بين الزوايا X,Y,Z لكل جزء ويظهر فى شكل (12) بالقيمة (173) درجة.
- إجمالي الخطأ المسموح Allowed Error: وهو إجمالي الخطأ الذى يسمح به المدرب للاعب أن يتخطاه أثناء مراحل تصحيح الأداء ، ويتحدد هذا الخطأ المسموح لزوايا (X,Y,Z) لكل جزء، ويتم تحديد هذا الخطأ من عملية القياس للوقوف على مقدار الخطأ من الاداء المستهدف، ويمكن إعتبار هذا الخطأ هو درجة خام كمؤشر على مستوى أداء اللاعب بالنسبة للأداء المستهدف، ويرى الباحث أنه يجب على المدرب تحديد هذا الخطأ المسموح بحيث يضع اللاعب فى عملية تحدى وضغط عصبى مناسب ليصل درجة من الانتباه تجعله يدرك الفرق بين أداءه والأداء المستهدف لكل جزء بحيث لا يعيق هذا الخطأ المسموح عملية التصحيح وفى نفس الوقت لا يجعلها سهله ولايستطيع اللاعب تمييز خطأ أداءه عن الأداء المستهدف.

Player			Target			Set Allowed Error: 5			ABS Angles Error				
X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	Part A.Error	X	Y	Z	Part Error
111	6	18	120	7	13	5	5	5	15	9	1	5	15
87	35	39	86	29	32	5	5	5	15	1	6	7	14
60	-17	44	63	-23	43	5	5	5	15	3	6	1	10
78	-76	81	133	-76	160	5	5	5	15	55	0	79	134
Allowed Error Sum :									60	Error Sum : 173			

شكل (12) الجزء الخاص بحساب القيمة المطلقة لخطأ الأداء Absolute Angle Error
 3- الجزء الخاص بتحديد متغيرات التدريب الحركي النوعي Specific Motor Exercise Variables
 يختص هذا الجزء بتعيين وإخراج المتغيرات الآتية:

- إسم المهارة المستهدفة Animation Name
- بداية ونهاية أوضاع الأداء المستهدف (Start Pose (SP) & End Pose (EP) ويتم تحديدهم برقم الفريم.
- بداية ونهاية أوضاع التدريب الحركي النوعي (ExStart Pose (ExSP) & Ex.End Pose (ExEP) ويتم تحديدهم برقم الفريم.
- رقم الوضع الحالي للأداء المستهدف أثناء تصحيح الأداء Current Pose
- عدد أوضاع التدريب الحركي النوعي ويبدأ بالرقم (2) Exercise Poses(n)
- عدد أوضاع التدريب الحركي النوعي المتاحة (Available Exercise Poses(N) ، وهذا الرقم يمثل عدد فريعات التدريب الحركي النوعي.
- ساعة إيقاف (T1) Stop Watch وتقوم بحساب الزمن الكلي في حالة نجاح اللاعب بتنفيذ جميع مراحل التدريب النوعي (تحقيق جميع أوضاعه تحت شرط مقدار الخطأ المسموح)
- عداد توقيت تنازلي (T2) Timer بحيث يقوم المدرب بضبطه قبل بداية التمرين، ويقوم بتحديد الوقت اللازم لكي يظل اللاعب في أحد أوضاع التدريب الحركي النوعي وتساوي ثانية واحد أو أقل.
- مفتاح تسجيل متغيرات التدريب الحركي النوعي حيث يقوم المدرب بالضغط عليه بعد إدخال المتغيرات.
- مفتاح الإستعداد Ready حيث يجب على اللاعب أن يقف معتدلاً الذراع الايمن جانبا ممسكا المضرب بحيث يكون على إستقامة طول الذراع.
- مفتاح الإستعداد للبدأ الفوري Steady بحيث بعد الضغط على هذا المفتاح يبدأ تشغيل ساعة الإيقاف (T1) ويبدأ اللاعب في محاولة تحقيق أول أوضاع التدريب الحركي النوعي.
- عدد خمسة مفاتيح لتشغيل الأداء المستهدف أو جزء منه (التدريب الحركي النوعي)

- عدد الفريمات التي يتم تخطيها أثناء تنفيذ التدريب الحركي النوعي (Frames Step)



شكل (13) الجزء الخاص بإعدادات التدريب الحركي النوعي

4- الجزء الخاص بحفظ البيانات والعودة للقائمة الرئيسية وإغلاق البرنامج شكل (14).



شكل (14) الجزء الخاص بحفظ البيانات والعودة للقائمة الرئيسية وإغلاق البرنامج

التجربة الإستطلاعية

تم إجراء التجربة الإستطلاعية على الباحث وذلك بهدف مايلي:

- 1- التأكد من تمام تشغيل وسلامة إستخدام النظام الإلكتروني المقترح.
- 2- التأكد من قراءة البيانات وتسجيلها وحفظها على الحاسب.
- 3- تقدير الوقت اللازم لإرتداء وحدات إلتقاط الحركة.
- 4- تقدير الزمن المستغرق لإجراء القياسات للاعب الواحد.
- 5- التعرف على الصعوبات التي يمكن أن تواجه الباحث أثناء تطبيق القياس.

نتائج التجربة الإستطلاعية:

1. تم التأكد من تمام التشغيل وسلامة الإستخدام.
2. إستغرق الوقت اللازم لإرتداء وحدات إلتقاط الحركة 25 ق تقريباً.
3. تم تقدير الزمن المستغرق لإجراء القياسات للاعب الواحد بـ (3) دقائق تقريباً عند إجراء القياس، ويرجع هذا إلى إعادة عملية المعايرة بعد كل عملية تسجيل ويعتبر هذا من مآخذ النظام.

4. تم تحديد الشكل والتصميم النهائى لواجهة الاستخدام User Interface للنظام المقترح بعد إجراء بعض التعديلات بهدف تسهيل وتبسيط إجراءات عملية القياس وتصحيح الأداء.
5. تم الحصول على مخرجات وحدة التقاط الحركة لعدد ثمانية أجزاء والتي تمثل الرأس، الصدر، البطن، الحوض، العضد الأيمن، الساعد الأيمن، اليد اليمنى وأخيراً المضرب.
6. تم إختصار أجزاء الجسم المسؤولة عن أداء مرجحة ذراع لاعب الاسكواش الماسكة للمضرب عند أداءه لمهارات الأسكواش لتصبح أربعة أجزاء لتكون السلسلة الكينماتيكية الفاعلة فى مرجحة الذراع هى (الصدر - العضد الأيمن - الساعد الأيمن - المضرب) بعد الرجوع إلى هيئة الأشراف لتحديد أهم الأجزاء المشاركة فى الأداء.
7. تم التأكد من أن النظام يقوم بالتقاط زوايا دوران أجزاء السلسلة الكينماتيكية وتسجيلها وحفظها وإعادة تشغيلها مرة أخرى جدول (2)، (3) (إجابة التساؤل الأول)

المعالجات الإحصائية المستخدمة

1. المتوسط الحسابى، اكبر قيمة، أصغر قيمة.
2. معامل الإختلاف النسبى (التشتت النسبى) Coefficient of Variation (C.V)
3. مقياس الخطأ للمهارات المستمرة Root Mean Squared Error (RMSE)

التجربة الأساسية

- تمت إجراءات إستخدام نظام تصحيح وتطوير الاداء الحركى للاعبى الاسكواش موضوع الدراسة على النحو التالى:
- 1- تسجيل عدد (9) محاولات لمهارة الضربة الأمامية فى رياضة الأسكواش لعينة البحث التى تمثل كل من أداء اللاعب المراد تصحيح الأداء له (الباحث) ، والأداء المستهدف الذى قام به الكابتن خالد فادى مدرب الأسكواش شكل (15) ، وذلك باستخدام واجهة المستخدم رقم (1) الخاصة بتسجيل الأداء Motion Recording شكل (9).



شكل (15) عملية تسجيل الأداء المستهدف

2- إستخراج البيانات الناتجة من مرحلة التسجيل رقم (1) باستخدام واجهة المستخدم رقم (2) الخاصة بتصحيح وتحسين الأداء Performance Improving شكل (10) ، وذلك بالضغط على مفتاح Create Excel File فينشط المفتاح Play to Save ، ليظهر أمامنا إعادة تشغيل ما قمنا بتسجيله مع حفظ البيانات الخام في ملف Excel.

$$\text{RMSD} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \hat{x}_i)^2}{N}}$$

RMSD = root-mean-square deviation
i = variable *i*
N = number of non-missing data points
x_i = actual observations time series
ŷ_i = estimated time series

شكل (16) معادلة مقياس الخطاء للمهارات المستمرة (RMSE)

3- حساب معامل الإختلاف النسبي (التشتت النسبي) بين الفترات الزمنية للمحاولات التسعة كمؤشر للحكم على مدى ثبات الأداء الحركي أثناء تسجيل أداء اللاعب حيث نستطيع أن نعتمد عليه كأداء مستهدف، فكلما قل معامل الإختلاف النسبي بين تلك الفترات الزمنية كلما دل ذلك على ثبات وإستقرار (آلية) الأداء الحركي.

4- إستخدام مقياس الخطاء للمهارات المستمرة (RMSE) بالمعادلة الموضحة بشكل (16) بين المحاولة الواحدة وباقي المحاولات الأخرى لينتج لنا مصفوفة خطاء الأداء الحركي للمحاولات التسعة لإستخراج أفضل محاولتين من المحاولات التسعة من خلال البحث عن أقل مقدار لخطاء الأداء بين أي محاولتين، ثم المفاضلة بينهما وإختيار أفضل محاولة منهما عن طريق حساب المتوسط الحسابي

- لكل منهما مع المحاولات الأخرى بحيث تكون المحاولة الأفضل هي الأقل في المتوسط الحسابي مع باقى المحاولات، لنحصل فى النهاية على أفضل محاولة أداء جدول (5)
- 5- حساب متوسط الخطأ الكلى ومعامل الإختلاف النسبى للحكم على مدى ثبات وإستقرار (آلية) الأداء الحركى أثناء تكرار الأداء.
- 6- تكرار تطبيق الإجراءات من رقم (2):(5) لإختيار أفضل محاولة للأداء المستهدف.
- 7- حساب خطأ الأداء بين أداء اللاعب والأداء المستهدف.
- 8- إستخراج متغيرات التدريب الحركى النوعى لتصحيح خطأ الأداء.

عرض ومناقشة النتائج

عرض النتائج

البيانات الخام المستخرجة من مرحلة تسجيل الأداء للاعب:

يوضح جدول (2) جزء من البيانات الخام الناتجة من عملية تسجيل أداء اللاعب، وهو يمثل أول (22) فريم فى عملية التسجيل بمعدل 25 فريم/ ثانية ، هذه البيانات تمثل زوايا الدوران (X,Y,Z) لكل جزء من أجزاء السلسلة الكينماتيكية مقدره بالتقدير الستينى لأقرب درجة صحيحة.

جدول (2)

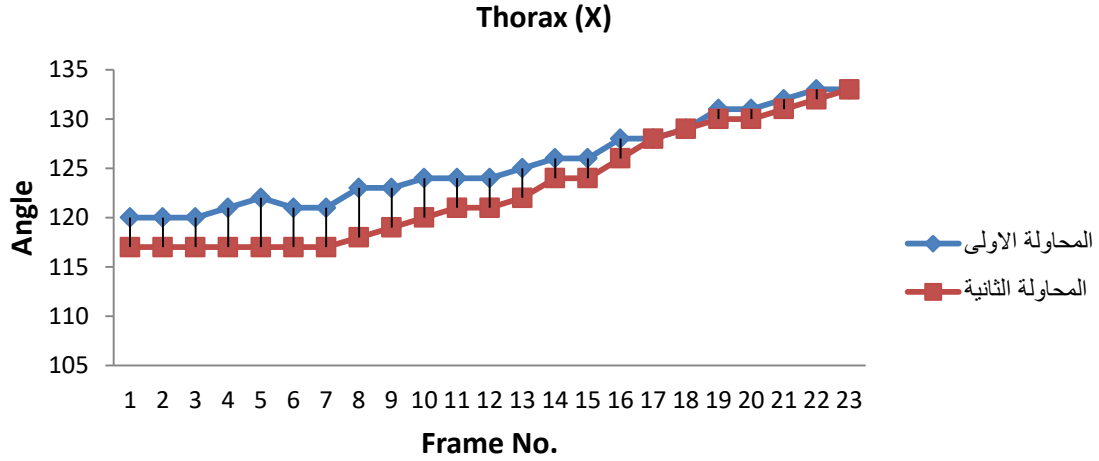
بيانات المحاولة الأولى للاداء المستهدف بعد عملية التصنيف

Trial #		1										
Row Labels	Sum of ThoraxX	Sum of ThoraxY	Sum of ThoraxZ	Sum of RUArmX	Sum of RUArmY	Sum of RUArmZ	Sum of RFArmX	Sum of RFArmY	Sum of RFArmZ	Sum of RHandX	Sum of RHandY	Sum of RHandZ
0	120	7	13	86	29	32	63	-23	43	133	-76	160
1	120	8	13	86	30	32	63	-22	43	128	-77	156
2	120	8	13	86	30	31	62	-21	43	127	-77	155
3	121	9	13	84	31	29	61	-22	43	120	-78	149
4	122	10	13	81	32	25	61	-23	44	129	-79	160
5	121	10	12	81	33	24	59	-24	47	131	-80	163
6	121	10	10	81	35	20	56	-24	52	159	-85	164
7	123	10	7	81	36	19	55	-23	53	117	-84	74
8	123	10	6	80	42	9	51	-20	61	105	-83	60
9	124	9	0	81	49	0	46	-15	69	82	-72	29
10	124	9	6	81	51	2	45	-13	70	73	-63	12
11	124	8	7	79	61	17	35	-5	79	70	-60	8
12	125	8	13	73	70	37	28	5	88	64	-47	11
13	126	7	19	56	76	64	26	7	90	62	-37	27
14	126	7	20	52	76	71	18	17	103	62	-35	30
15	128	7	25	23	78	110	10	25	118	61	-24	48
16	128	7	29	18	78	118	8	27	121	62	-16	64
17	129	6	30	2	73	148	1	35	140	63	-15	67
18	131	4	34	7	69	162	9	40	156	66	-10	85
19	131	3	38	7	68	164	10	40	158	65	-7	101
20	132	3	39	7	65	171	16	44	171	64	-8	103
21	133	2	42	6	64	174	20	47	179	60	-9	112
22	133	1	44	6	64	175	19	48	179	57	-10	115

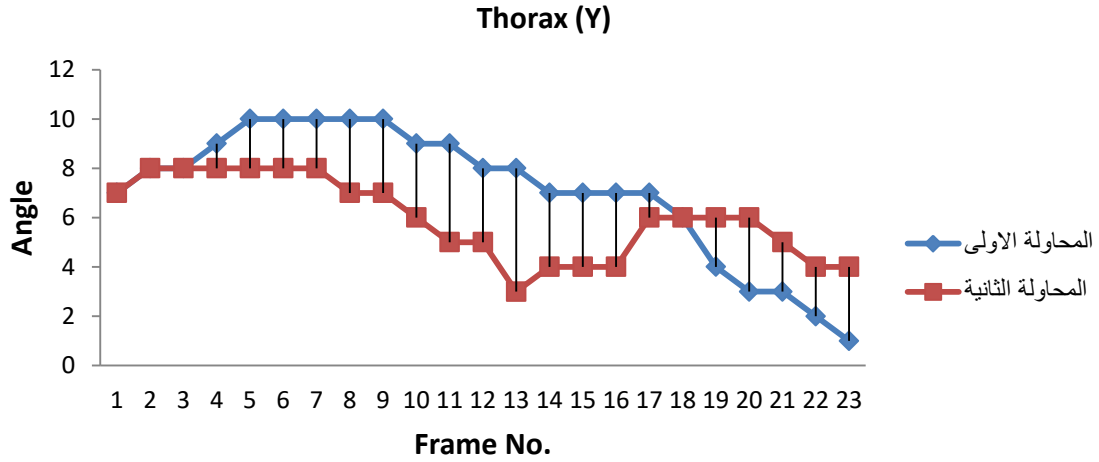
جدول (3)

بيانات المحاولة الثانية للاداء المستهدف بعد عملية التصنيف

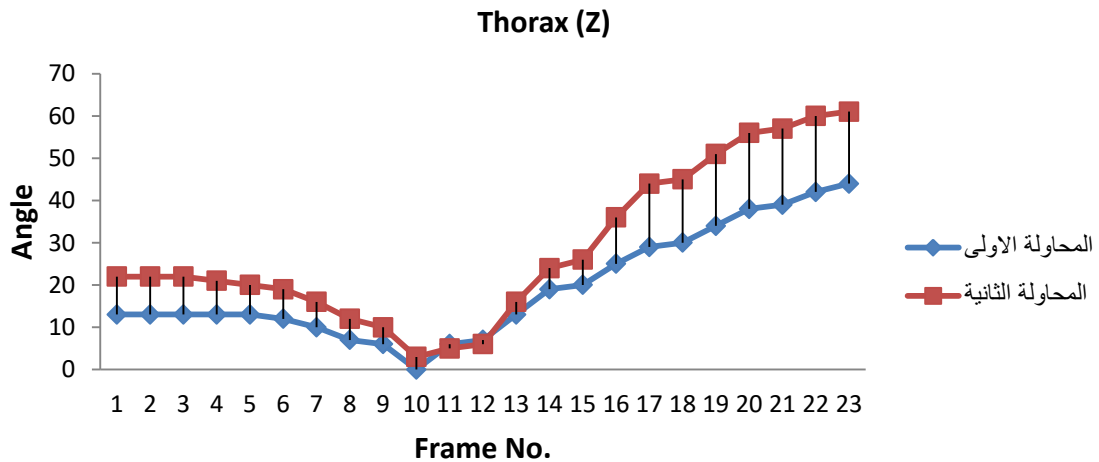
Trial #		2										
Row Labels	Sum of ThoraxX	Sum of ThoraxY	Sum of ThoraxZ	Sum of RUArmX	Sum of RUArmY	Sum of RUArmZ	Sum of RFArmX	Sum of RFArmY	Sum of RFArmZ	Sum of RHandX	Sum of RHandY	Sum of RHandZ
51	117	7	22	80	33	31	57	-24	44	138	-85	155
52	117	8	22	80	33	31	57	-23	44	124	-83	142
53	117	8	22	79	34	29	57	-22	44	124	-83	142
54	117	8	21	79	34	27	57	-22	45	123	-83	144
55	117	8	20	78	35	24	57	-22	46	123	-84	147
56	117	8	19	78	36	23	58	-23	51	125	-84	150
57	117	8	16	77	39	15	58	-21	56	148	-87	180
58	118	7	12	76	44	5	58	-21	58	81	-87	41
59	119	7	10	76	45	3	54	-16	68	71	-86	28
60	120	6	3	74	51	12	50	-12	78	65	-77	10
61	121	5	5	72	59	28	49	-11	80	67	-67	0
62	121	5	6	71	61	32	41	-3	92	66	-65	3
63	122	3	16	61	67	53	33	4	103	66	-53	16
64	124	4	24	59	68	59	32	6	105	65	-42	29
65	124	4	26	41	71	90	22	13	117	65	-40	32
66	126	4	36	22	70	122	14	20	129	66	-29	48
67	128	6	44	14	66	140	13	22	131	67	-22	63
68	129	6	45	13	66	143	5	29	144	67	-21	66
69	130	6	51	9	63	155	2	35	156	67	-17	83
70	130	6	56	7	61	162	4	36	159	64	-15	97
71	131	5	57	7	60	163	9	41	169	63	-15	99
72	132	4	60	7	60	166	11	44	176	61	-15	106
73	133	4	61	6	60	169	11	45	177	57	-17	109



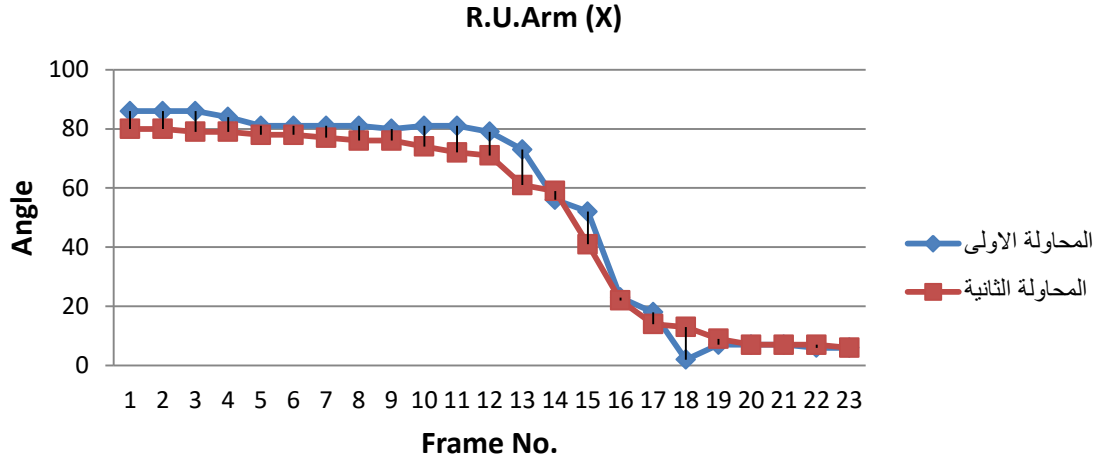
شكل (17) مقدار الخطأ بين المحاولة الأولى والثانية لزاوية دوران الصدر حول المحور (X) = 2.95 درجة



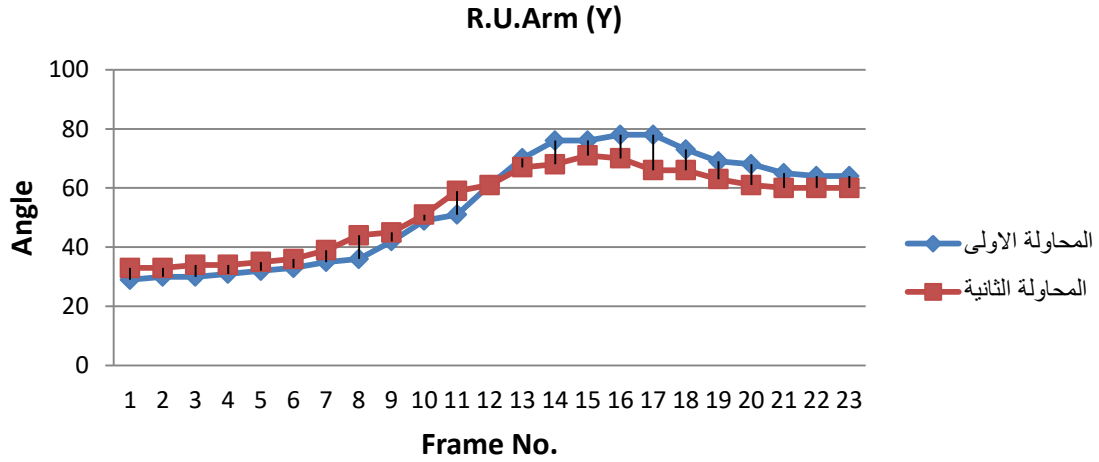
شكل (18) مقدار الخطأ بين المحاولة الأولى والثانية لزاوية دوران الصدر حول المحور (Y) = 2.54 درجة



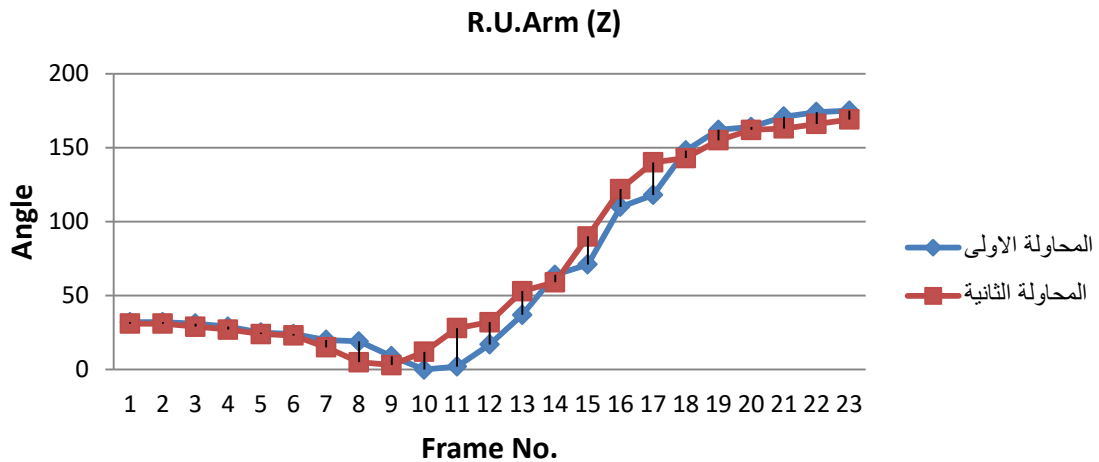
شكل (19) مقدار الخطأ بين المحاولة الأولى والثانية لزاوية دوران الصدر حول المحور (Z) = 10.80 درجة



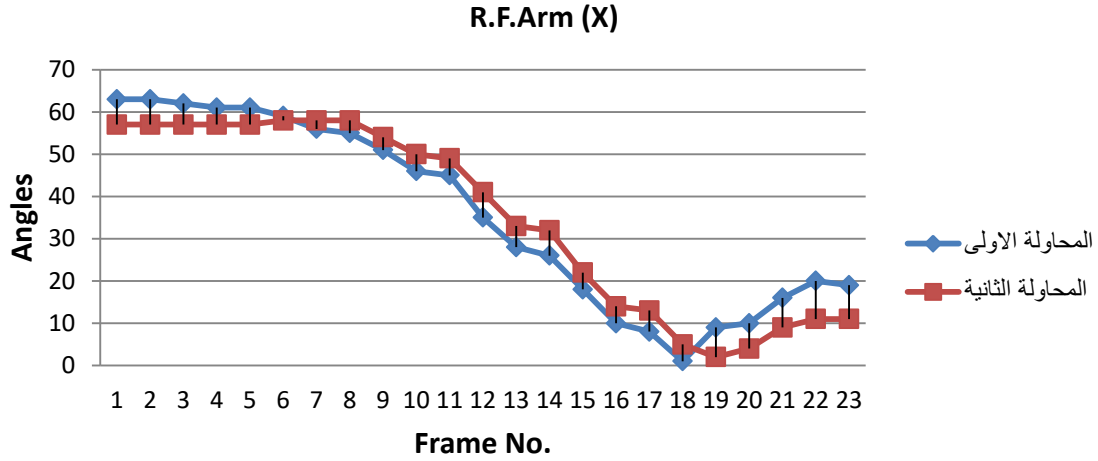
شكل (20) مقدار الخطاء بين المحاولة الأولى والثانية لزاوية دوران العضد الأيمن حول المحور (X) = 6.01 درجة



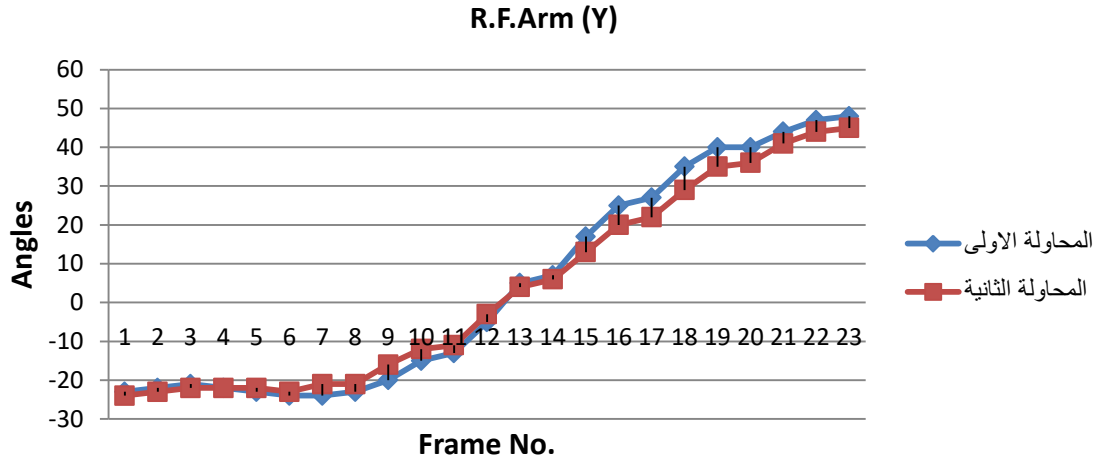
شكل (21) مقدار الخطاء بين المحاولة الأولى والثانية لزاوية دوران العضد الأيمن حول المحور (Y) = 5.60 درجة



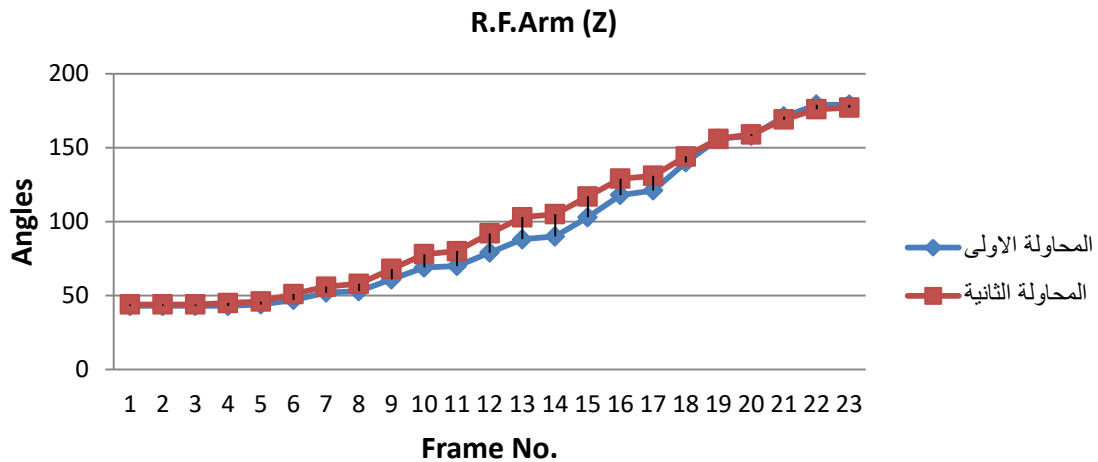
شكل (22) مقدار الخطاء بين المحاولة الأولى والثانية لزاوية دوران العضد الأيمن حول المحور (Z) = 11.08 درجة



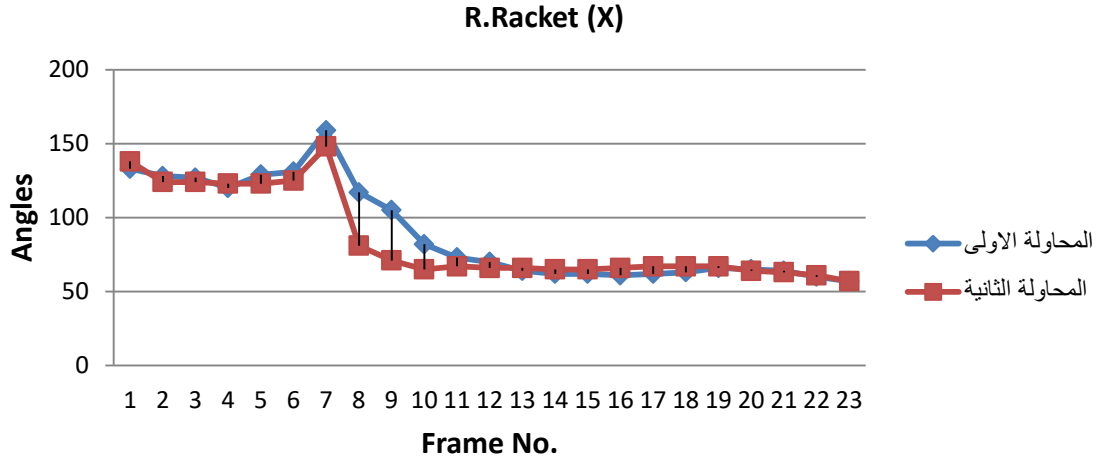
شكل (23) مقدار الخطاء بين المحاولة الأولى والثانية لزاوية دوران الساعد الأيمن حول المحور (X) = 5.25 درجة



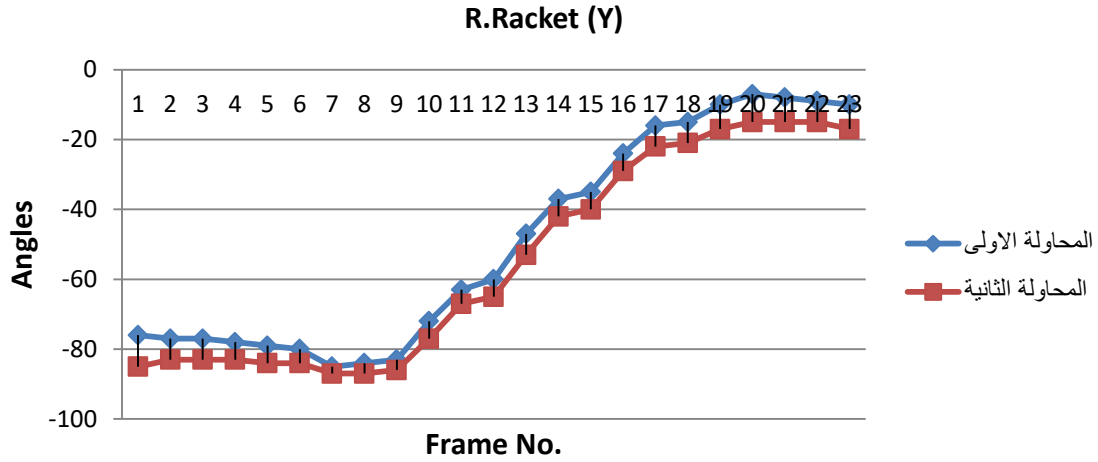
شكل (24) مقدار الخطاء بين المحاولة الأولى والثانية لزاوية دوران الساعد الأيمن حول المحور (Y) = 3.11 درجة



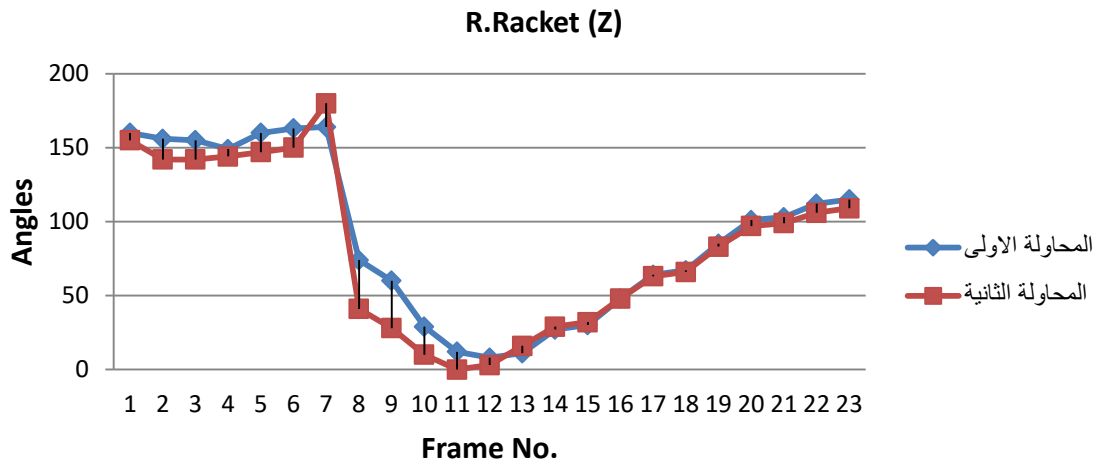
شكل (25) مقدار الخطاء بين المحاولة الأولى والثانية لزاوية دوران الساعد الأيمن حول المحور (Z) = 7.71 درجة



شكل (26) مقدار الخطاء بين المحاولة الأولى والثانية لزاوية دوران المضرب حول المحور (X) = 11.68 درجة

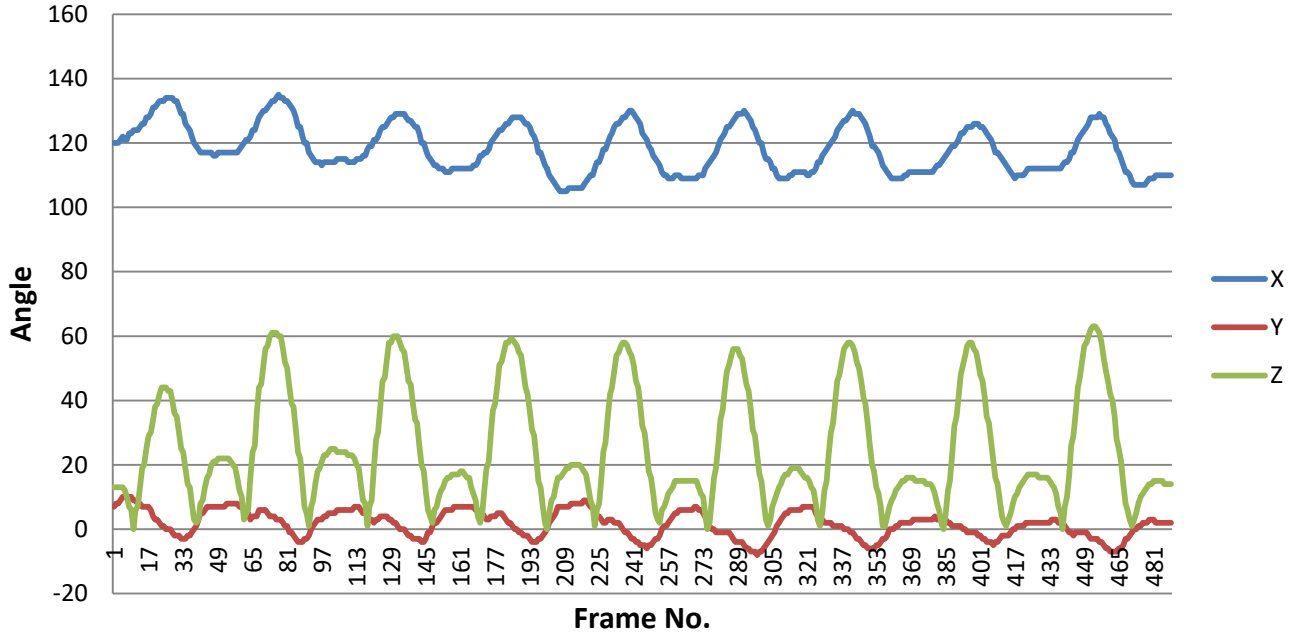


شكل (27) مقدار الخطاء بين المحاولة الأولى والثانية لزاوية دوران المضرب حول المحور (Y) = 5.66 درجة



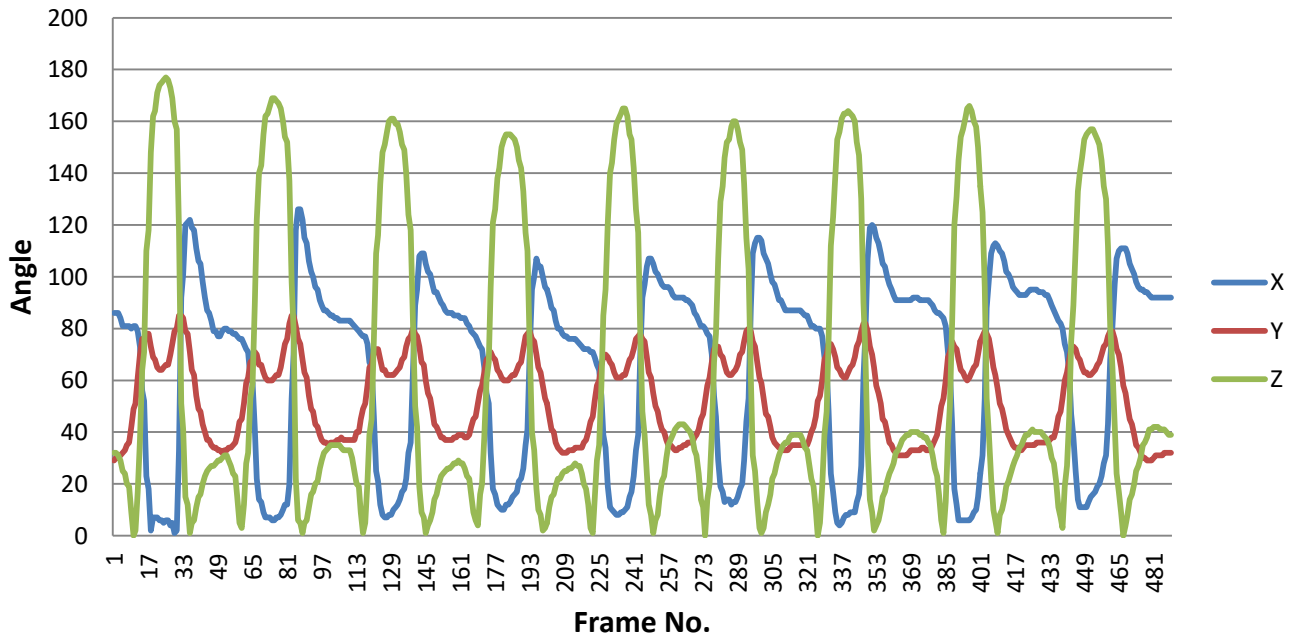
شكل (28) مقدار الخطاء بين المحاولة الأولى والثانية لزاوية دوران المضرب حول المحور (Z) = 12.85 درجة

Thorax



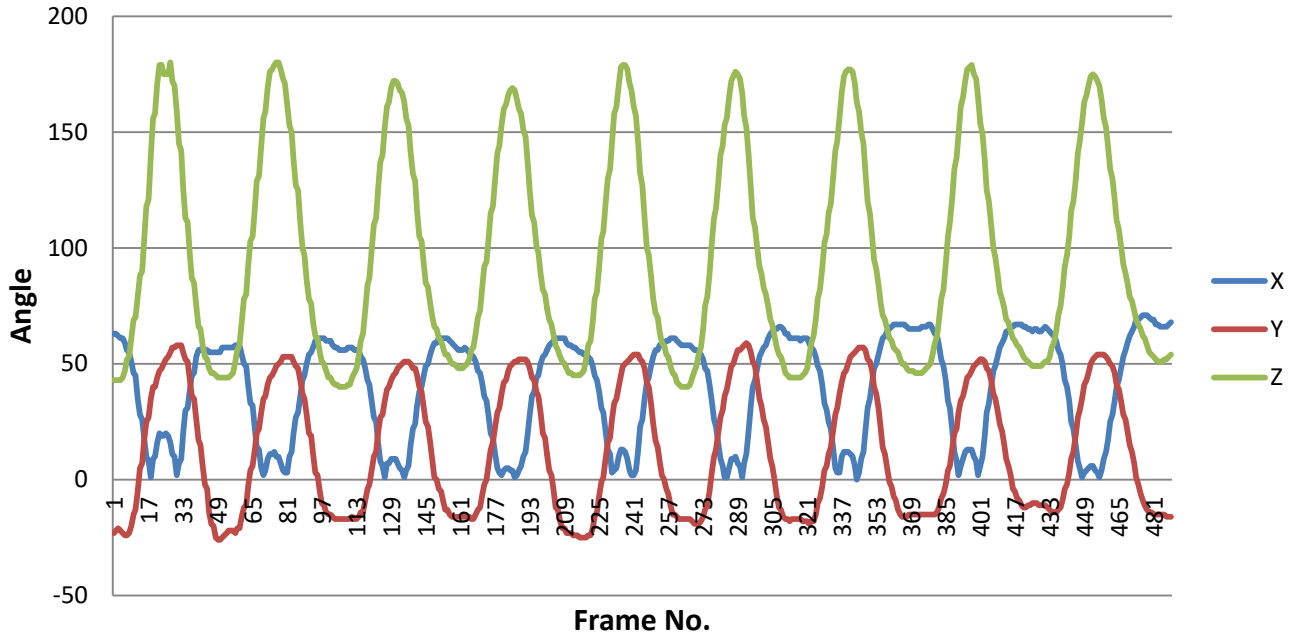
شكل (29) زوايا دوران الصدر حول المحاور (X,Y,Z) أثناء تكرار جميع المحاولات

R.U.Arm



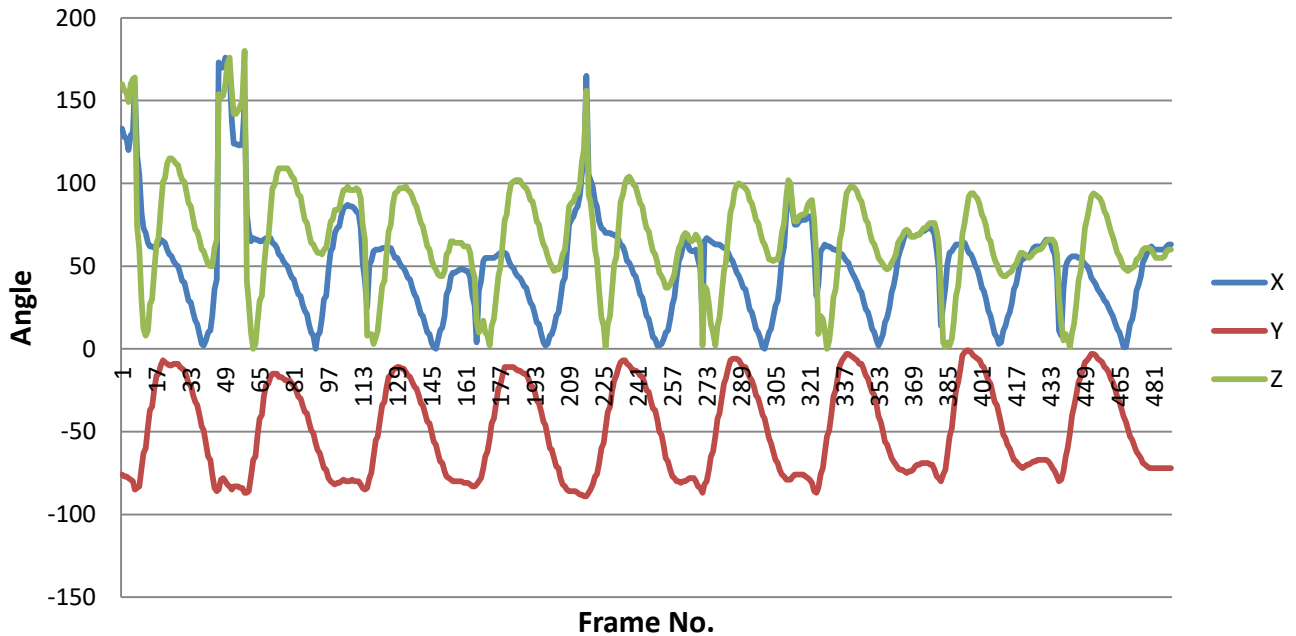
شكل (30) زوايا دوران العضد الأيمن حول المحاور (X,Y,Z) أثناء تكرار جميع المحاولات

R.F.Arm



شكل (31) زوايا دوران الساعد الأيمن حول المحاور (X,Y,Z) أثناء تكرار المحاولات

R.Racket



شكل (32) زوايا دوران المضرب الأيمن حول المحاور (X,Y,Z) أثناء تكرار المحاولات

مناقشة النتائج

1- حساب قيمة الخطأ (RMSE) بين المحاولة الواحدة وباقي المحاولات الأخرى:

يوضح جدول (4) قيمة الخطأ للمحاولة الأولى مع المحاولات الأخرى كما يتضح من العمود الأول من جدول (4)، ويتم ذلك بتطبيق معادلة حساب قيمة الخطأ بين كل عمود من جدول (2) مع العمود المقابل له في جدول (3) ، بهدف إيجاد قيمة الخطأ لكل زاوية دوران على الثلاث محاور (X,Y,Z) لكل جزء من أجزاء السلسلة الكينماتيكية.

كما يوضح جدول (4) عمود (15) المتوسط الحسابي لقيم الخطأ المحسوب بين المحاولة الأولى وباقي المحاولات ، فنجد أن أقل قيمة كانت (7.10) درجة بين المحاولة الأولى والثانية (1&2)، وكانت أكبر قيمة (22.88) درجة بين المحاولة الأولى والرابعة (1&4).

وبهذا يمكن اعتبار أن أفضل محاولة حققت أقل مقدار خطأ مع المحاولة الأولى هي المحاولة رقم (2)، وأيضاً يمكن اعتبار أن أسوأ محاولة حققت أكبر مقدار خطأ مع المحاولة الأولى هي المحاولة رقم (4).

جدول (4) قيمة الخطأ للمحاولة الأولى مع المحاولات الأخرى

RMSE	ThoraxX	ThoraxY	ThoraxZ	RUArmX	RUArmY	RUArmZ	RFArmX	RFArmY	RFArmZ	RHandX	RHandY	RHandZ	Max	Average
1&2	2.95	2.54	10.80	6.01	5.60	11.08	5.25	3.11	7.71	11.68	5.66	12.85	12.85	7.10
1&3	5.40	3.52	11.52	12.50	8.18	21.95	4.30	6.42	13.09	47.07	4.50	53.89	53.89	16.03
1&4	10.11	2.44	8.37	17.65	9.59	37.56	14.12	16.64	23.02	57.05	16.74	61.29	61.29	22.88
1&5	10.00	3.51	11.17	15.72	7.57	23.97	5.21	3.18	15.97	23.35	8.20	38.61	38.61	13.87
1&6	11.48	4.56	7.22	13.21	5.81	24.82	10.90	9.21	9.55	46.89	11.85	56.88	56.88	17.70
1&7	9.41	3.51	6.33	7.46	4.42	15.17	8.34	7.47	7.02	37.69	8.91	45.63	45.63	13.45
1&8	10.61	5.04	8.04	19.49	9.43	35.89	15.41	13.01	11.65	40.05	18.00	58.73	58.73	20.45
1&9	8.78	6.88	10.47	6.93	5.58	10.94	6.11	6.99	13.52	52.63	5.32	56.02	56.02	15.85
Average	8.59	4.00	9.24	12.37	7.02	22.67	8.70	8.26	12.69	39.55	9.90	47.99		

2- إيجاد مصفوفة قيمة الخطاء (RMSE) بين كل محاولة والمحاولات الأخرى:

من تكرار الخطوة السابقة تم إيجاد مصفوفة الخطاء كما يوضح جدول (5) والتي تمثل متوسطات قيم الأخطاء بين المحاولات.

جدول (5)

مصفوفة قيمة الخطاء (RMSE) بين كل محاولة والمحاولات الأخرى

رقم	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9
T1		7.10	16.03	22.88	13.87	17.70	13.45	20.45	15.85
T2	7.10		12.45	22.06	10.79	17.27	12.73	20.71	13.14
T3	16.03	12.45		20.91	8.36	16.53	13.96	21.46	8.78
T4	22.88	22.06	20.91		24.02	8.65	11.76	8.83	16.06
T5	13.87	10.79	8.36	24.02		19.19	15.40	23.20	12.72
T6	17.70	17.27	16.53	8.65	19.19		6.59	8.13	11.75
T7	13.45	12.73	13.96	11.76	15.40	6.59		10.68	9.51
T8	20.45	20.71	21.46	8.83	23.20	8.13	10.68		12.81
T9	15.85	13.14	8.78	16.06	12.72	11.75	9.51	12.81	
<u>Min</u>	7.10	7.10	8.36	8.65	8.36	6.59	6.59	8.13	8.78
<u>Average</u>	15.92	14.53	14.81	16.90	15.94	13.23	11.76	15.78	12.58

يوضح الجدول (5) بالصف (11) أن أقل متوسط حسابي مقدارة (6.59) درجة بين المحاولة السادسة والسابعة ، كما يوضح الصف (12) أن أقل متوسط مقداره (11.76) درجة. وبهذا يمكن إعتبار أن المحاولة السابعة هي أفضل محاولة من بين المحاولات التسعة التي قام بها اللاعب لأنها أقرب محاولة لباقي المحاولات في تمثيلهم جميعا. (إجابة التساؤل الثاني)

3- حساب متوسط الخطاء الكلي ومعامل الإختلاف النسبي للحكم على مدى ثبات وإستقرار (آلية)

الأداء الحركي أثناء تكرار الأداء.

جدول (6)

ثبات وإستقرار الأداء الحركي

متوسط الخطاء الكلي	<u>Average</u>	14.61
الأنحراف المعياري	<u>STDV</u>	5.00
معامل الإختلاف النسبي بين متوسطات الخطاء	<u>C.V.</u>	34%

يوضح جدول (6) بالصف الأول أن قيمة المتوسط لمقادير الخطأ الكلى مقداره (14.61) درجة بالتقدير الستيني لزوايا دوران السلسلة الكينماتيكية خلال تكرار المحاولات ، فى حين كان معامل الاختلاف النسبى (نسبة التشتت) مقداره 34% أى بنسبة ثبات حركى مقدارها 66% (100% - 34%). وبذلك نستطيع الحكم على مدى ثبات وإستقرار الأداء الحركى بمتوسط قيمة الخطأ الكلى وتشتت هذه القيم عن بعضها البعض.

فى حين بلغ حساب معامل الإختلاف النسبى (التشتت النسبى) بين الفترات الزمنية للمحاولات التسعة 7% ، أى ان هناك ثبات فى الأداء من الناحية الزمنية بمقدار 93% (100% - 7%) ويرى الباحث أنه بالرغم من أن هناك ثبات فى الأداء بنسبة 93% من الناحية الزمنية، إلا أنه يساوى 66% من الناحية الحركية (التكنيك) مما يدل على ان هذا اللاعب قد ثبت لدية البرنامج الحركى فى الذاكرة بالمخ ويحتاج الى تصحيح هذا البرنامج لتصحيح الأداء الحركى للمهارة.

4- حساب قيمة الخطأ (RMSE) بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب:

يلاحظ ان مهارة الأداء المستهدف تصل الى 37 فريم بينما مهارة اللاعب تصل الى 23 فريم وهذا يعنى ان أداء اللاعب أخذ وقت أقصر من الاداء المستهدف.

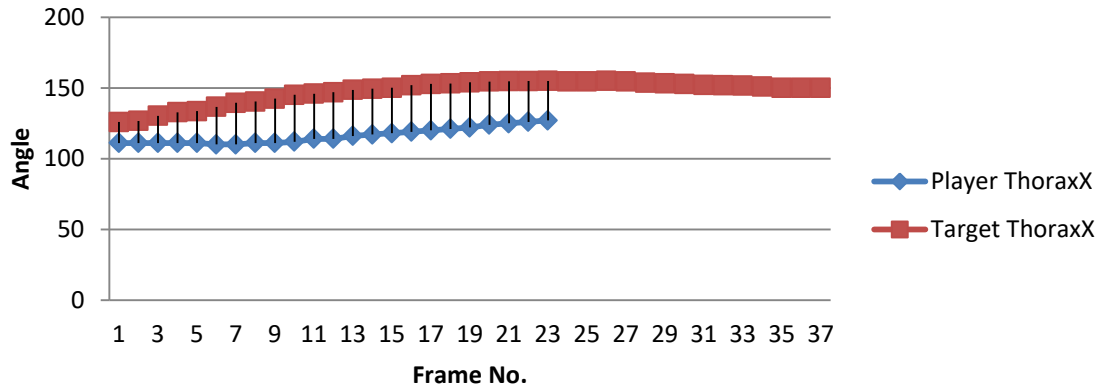
جدول (7)

حساب مقدار الخطأ بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب

لكل جزء من أجزاء السلسلة الكينماتيكية

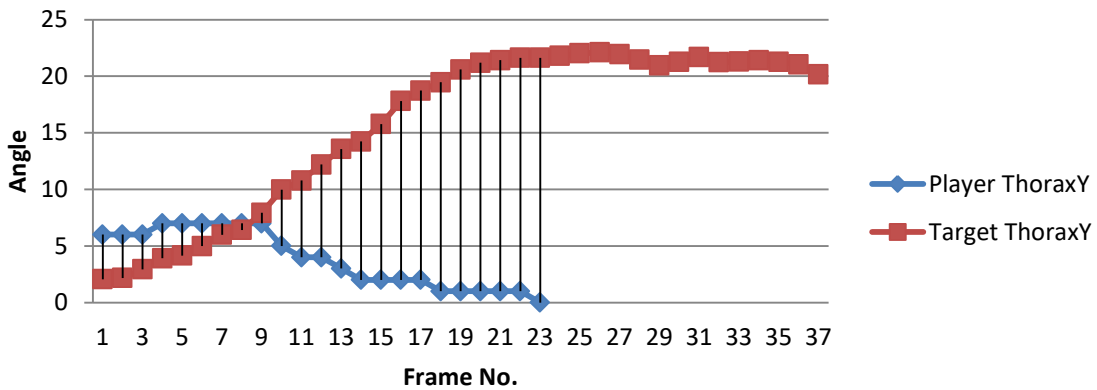
الجزء	محور الدوران	RMSE	مجموع الخطأ	الترتيب
Thorax	X	28.91	49.80	1.00
	Y	12.56		
	Z	8.33		
RUArm	X	24.24	91.00	3.00
	Y	19.63		
	Z	47.14		
RFArm	X	25.97	64.41	2.00
	Y	32.32		
	Z	6.12		
R.Racket	X	39.04	127.31	4.00
	Y	47.01		
	Z	41.25		

Thorax (X)



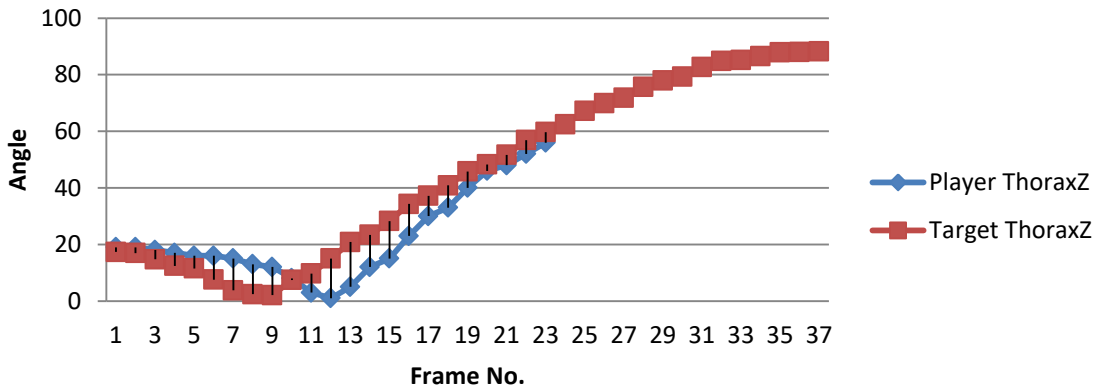
شكل (33) مقدار الخطاء بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب للصدر حول المحور (X) = 28.91 درجة

Thorax (Y)



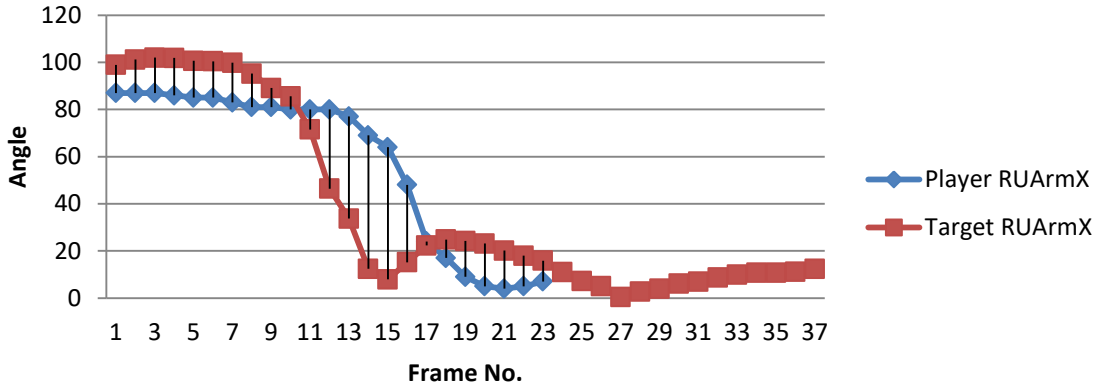
شكل (34) مقدار الخطاء بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب للصدر حول المحور (Y) = 12.56 درجة

Thorax (Z)



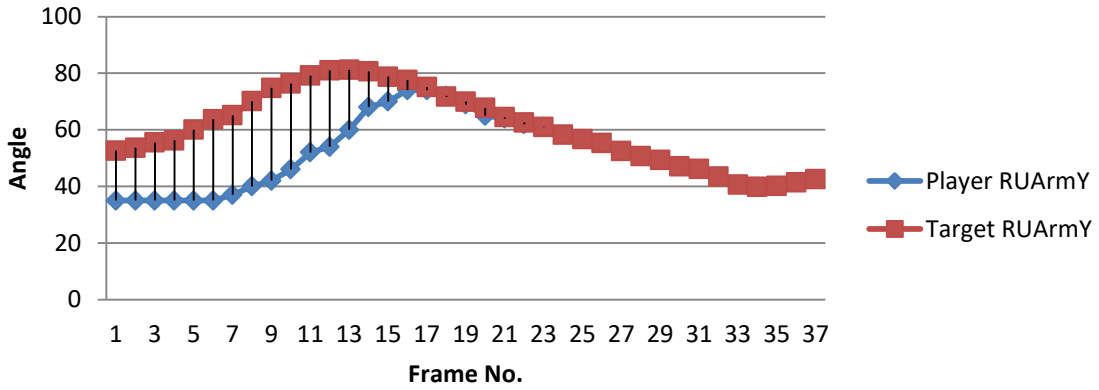
شكل (35) مقدار الخطاء بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب للصدر حول المحور (Z) = 8.33 درجة

RUArm (X)



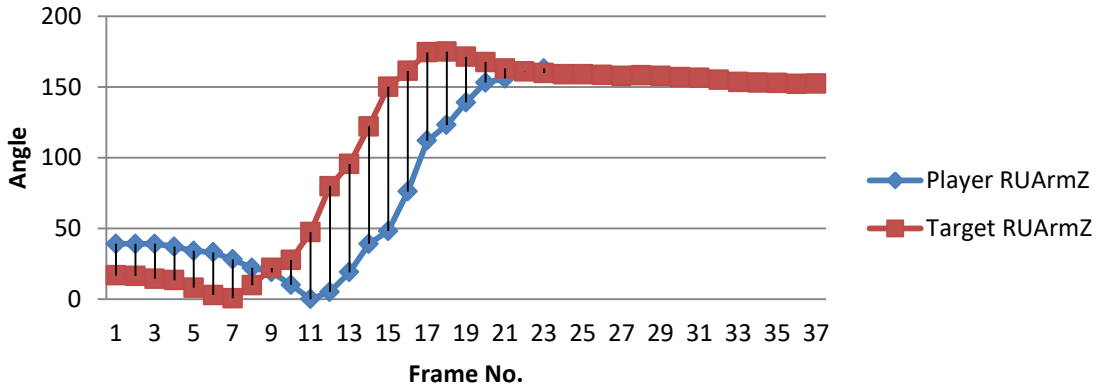
شكل (36) مقدار الخطاء بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب للعضد حول المحور (X) = 24.24 درجة

RUArm (Y)



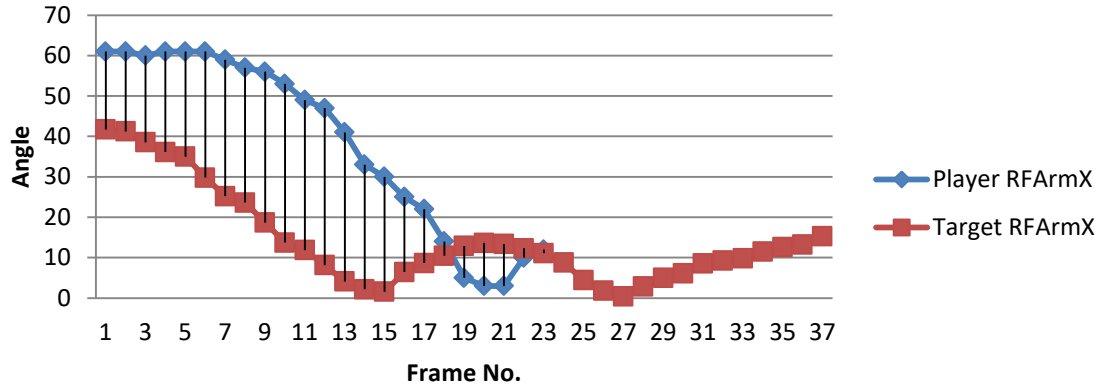
شكل (37) مقدار الخطاء بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب للعضد حول المحور (Y) = 19.63 درجة

RUArm (Z)



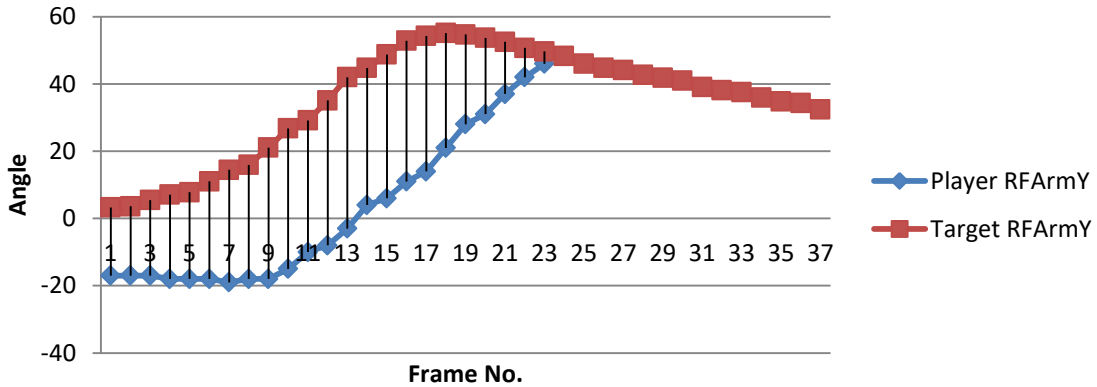
شكل (38) مقدار الخطاء بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب للعضد حول المحور (Z) = 47.14 درجة

RFArm (X)



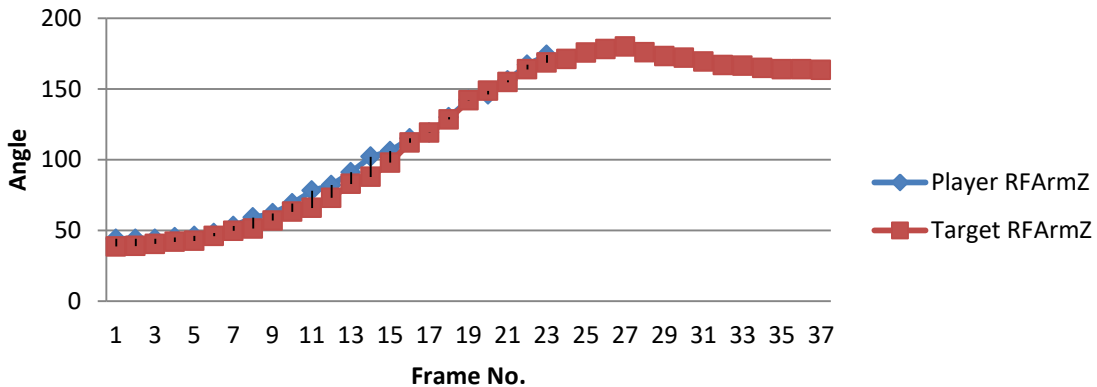
شكل (39) مقدار الخطاء بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب للساعد حول المحور (X) = 25.97 درجة

RFArm (Y)



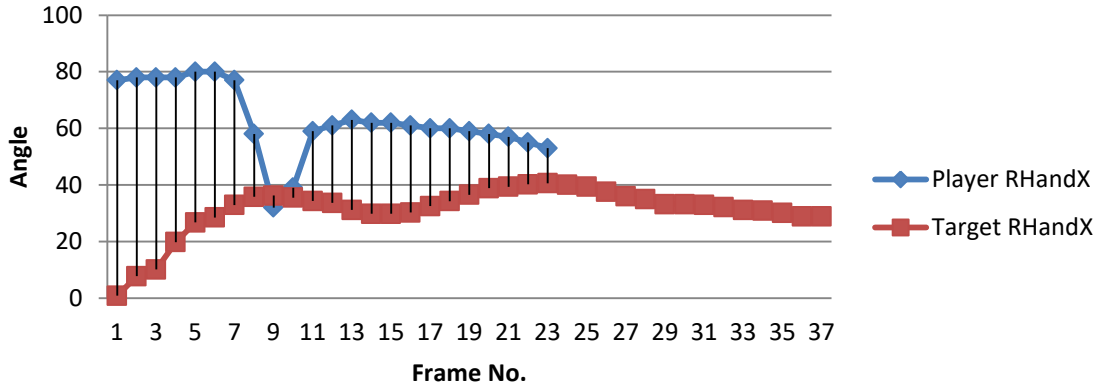
شكل (40) مقدار الخطاء بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب للساعد حول المحور (Y) = 32.32 درجة

RFArm (Z)



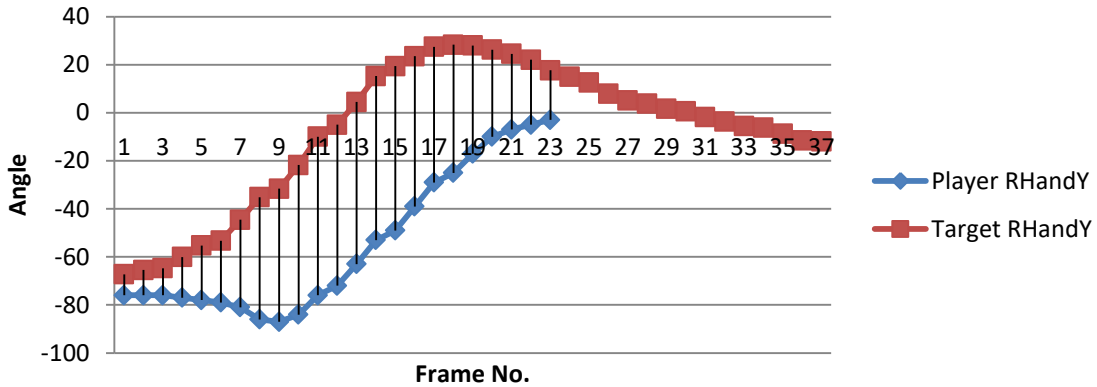
شكل (41) مقدار الخطاء بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب للساعد حول المحور (Z) = 6.12 درجة

RRacket (X)



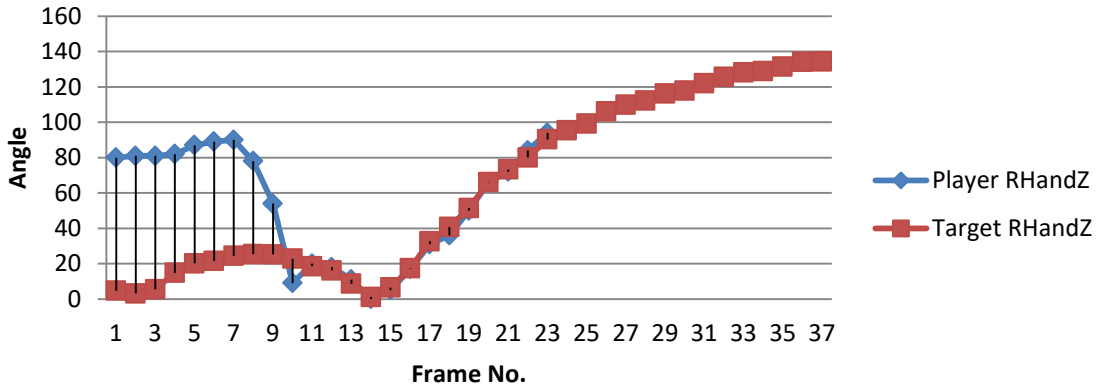
شكل (42) مقدار الخطاء بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب للمضرب حول المحور (X) = 39.04 درجة

RRacket (Y)



شكل (43) مقدار الخطاء بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب للمضرب حول المحور (Y) = 47.01 درجة

RRacket (Z)



شكل (44) مقدار الخطاء بين الأداء المستهدف وأداء اللاعب للمضرب حول المحور (Z) = 41.25 درجة

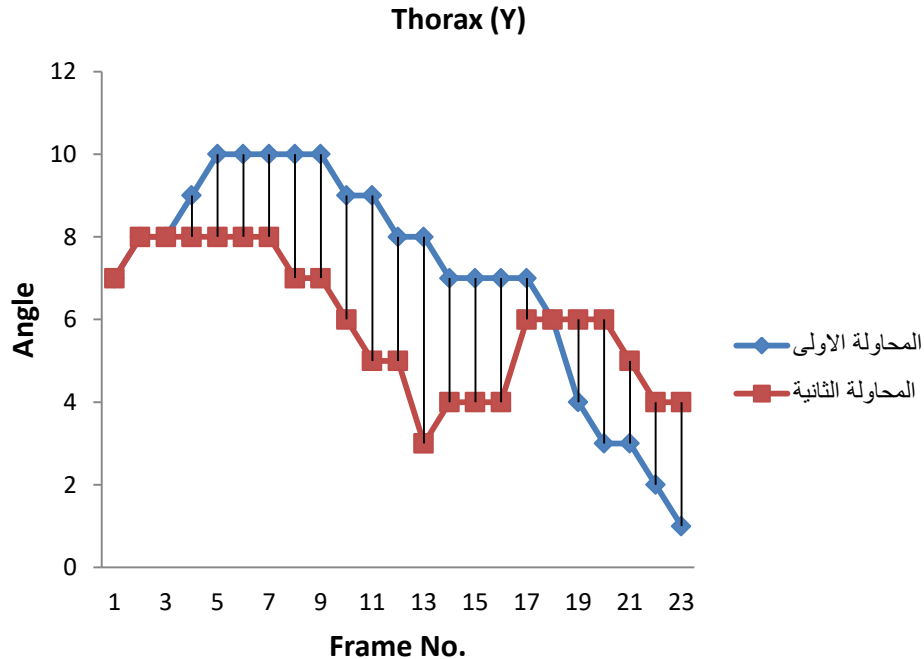
يوضح جدول (7) مقدار خطأ الأداء المستهدف عن خطأ أداء اللاعب لكل جزء من أجزاء السلسلة الكينماتيكية، فنجد في عمود (لترتيب) أن المضرب يأخذ الترتيب الرابع باجمالي مقدار خطأ (127.31) درجة ويكون أكبر خطأ (47.01) للمحور (Y).

في حين أن الصدر يأخذ الترتيب الاول باجمالي مقدار خطأ (49.91) درجة ، يليه الساعد (64.41) درجة، ثم العضد بإجمالي مقدار خطأ (91.00) درجة.

تفسير الأشكال البيانية وقرأة المنحنيات:

تفسير الأشكال البيانية وقرأة المنحنيات التي توضح كمية خطأ الأداء على محاور الدوران (X,Y,Z) بين محاولتين أو بين أداء اللاعب و الأداء المستهدف

يوضح شكل (46) أن هناك تقاطع بين منحنى المحاولة الأولى ومنحنى المحاولة الثانية لزاوية دوران الصدر حول المحور (Y) قيمته 2.54 درجة ، ينشأ عن هذا التقاطع مساحة بين المنحنيين وهي المنطقة المظله بينهما، ويدل هذا التقاطع وهذه المنطقة التي تقع بين المنحنيين على مقدار الخطأ بين المحاولتين ، وكلما كبرت هذه المنطقة المظله كلما دل ذلك على زيادة مقدار الخطأ الحركي لحركي الصدر حول المحور (Y) كلما دل على عدم ثبات وإستقرار الأداء الحركي، وبالعكس كلما تطابق المنحنيان وصغرت المساحة بينهما كلما قل الخطأ الحركي كلما دل ذلك على ثبات إستقرار الأداء الحركي.

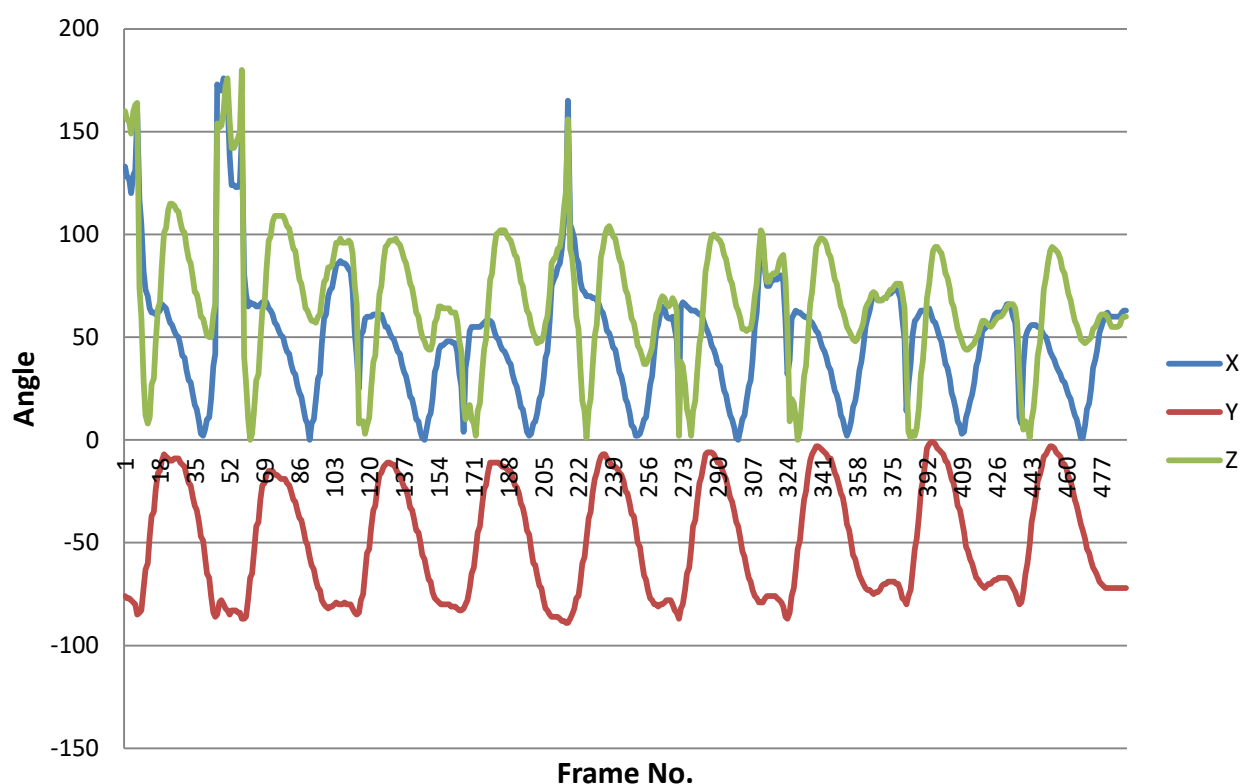


شكل (45) مقدار الخطأ بين المحاولة الأولى والثانية لزاوية دوران الصدر حول المحور (Y) = 2.54

تفسير الأشكال البيانية وقرأة المنحنيات التي توضح مدى ثبات وإستقرار الأداء عند تكراره وذلك للجزء الواحد من أجزاء السلسلة الكينماتيكية على محاور الدوران (X,Y,Z)

يوضح شكل (47) زوايا دوران المضرب على المحاور (X,Y,Z) لجميع المحاولات (تسعة محاولات)، فنجد أن منحنى دوران المضرب حول المحور (Y) هو أكثر ثبات وإستقرار من منحنى الدوران حول المحور (Z)، فنجد أن معظم قمم منحنى الدوران حول المحور (Y) تقع على خط الزاوية (100) درجة فى حين قمتين قد إقتربوا من خط الزاوية (175) درجة ، كما نجد أن قمم منحنى الدوران حول المحور (X) غير مستقرة على الاطلاق فهي تتأرجح من (50) درجة الى (150) درجة.

R.Racket



شكل (46) زوايا دوران المضرب الأيمن حول المحاور (X,Y,Z) أثناء تكرار المحاولات

وعلى ذلك يرى الباحث أن هناك نوعان من المنحنيات هما :

1- منحنيات تعطينا مقدار الخطاء لكل محور دوران بين محاولتين لنفس المهارة

- فقد يكون هذين المحاولتين هما أفضل محاولة لإداء اللاعب الذى نريد تطوير أداءه الحركى مع أفضل محاولة للأداء المستهدف بهدف إيجاد الخطاء الحركى بينهما.

- أو قد يكون هذين المحاولتين لنفس اللاعب عند تكرار الأداء الحركى عدة مرات بهدف إيجاد مصفوفة الأخطاء الحركية لإختيار أفضل أداء حركى للاعب. (إجابة التسأول الثانى للبحث)

2- منحنيات تعطينا وصف كينماتيكي عام عن مدى ثبات وإستقرار الأداء الحركى لكل جزء من أجزاء السلسلة الكينماتيكية (إجابة التسأول الثالث للبحث).

تفسير متغيرات التدريب الحركى النوعى لتصحيح خطأ الأداء

■ تحديد بداية ونهاية التدريب الحركى النوعى

يتم تحديد أكبر خطأ حركى أثناء الأداء من خلال تحديد أكبر مساحة تقاطع بين منحنيات زوايا الدوران حول محاورها الثلاثة (X,Y,Z) لكل جزء من أجزاء السلسلة الكينماتيكية، هذا التقاطع الذى يحدث نتيجة الاختلاف بين الأداء المستهدف مع أداء اللاعب، وتكون نقطة التقاطع الأولى هى بداية التدريب النوعى ونقطة التقاطع الثانية هى نهايته.

■ تحديد مستوى صعوبة التدريب الحركى النوعى

ويُمثل مجموع درجات الخطأ المسموح لزوايا دوران كل جزء من أجزاء السلسلة الكينماتيكية كما يوضح شكل (18) ، فكلما زادت درجة الصعوبة أى قلت مقادير الخطأ المسموح كلما زادت درجة دقة الأداء التى يسعى اللاعب لتحقيقها.

■ تحديد عدد مراحل التدريب الحركى النوعى

يتم تحديد مراحل التدريب الحركى النوعى من خلال شاشة المستخدم (2) كما يوضح شكل (10) ، وهى تمثل عدد الفريمات للأداء المستهدف التى يحاول اللاعب أن يتطابق عليها ليحقق شرط صعوبة الأداء حتى ينتقل للمرحلة التالية.

ويمكن توضيح خطوات الأنتقال من الطريقة الكلية إلى الطريقة الجزئية تدريجياً وعدد مراحل كل خطوة من خلال الالجوريثم شكل رقم (48).

والجدول التالى يوضح المتغيرات اللازمة لتنفيذ إجراءات تحديد مواصفات التدريب النوعى للخطأ المراد

تصحيحه :

المتغير	التعريف
T1	لحظة البداية
T2	لحظة النهاية
N	الحد الأقصى لعدد المراحل
N	عداد Counter لعدد المراحل والذي يبدأ بقيمة 2 ثم يبدأ بالزيادة إلى ان يصل لقيمة N
M.AE	Mini of Allowed Error الحد الأدنى لمقدار الخطأ المسموح وهذا يتوقف على مقدار الدقة المطلوبة تحقيقها
C.AE	Current Allowed Error مقدار الخطأ المسموح الحالي والذي يتم تحديده بعد عملية القياس والذي يسمح للاعب بأن يتخطى خطأ الأداء الحركى بقدر مناسب من الأنتباه بحيث يتناسب مع حجم الخطأ ومستوى اللاعب ومدى رسوخ الأداء الحركى الخاطى وهى عملية تقديرية يحددها اللاعب مع مدربه بحيث لا تكون سهله فيضيع وقت اللاعب وفى نفس الوقت لا تكون صعبه فيسبب احباط للاعب ويفقد الحماس والدافعية ويقل مستوى الأنتباه نحو تصحيح الأداء
E	مقدار الزيادة فى الخطأ المسموح الحالي C.AE حتى يصل إلى الحد الأدنى للخطأ المسموح M.AE

جدول (8) المتغيرات اللازمة لتنفيذ إجراءات تحديد مواصفات التدريب النوعى



شكل (47) الألوثيرم الخاص بإجراءات تحديد مواصفات التدريب الحركى النوعى

الاستنتاجات

فى ضوء أهداف البحث وما أسفر عنه من نتائج يمكن صياغة الإستنتاجات التالية

- 1- تم إستخدام مستشعرات الحركة الالكترونية التى لها القدرة على التقاط زوايا دوران الحركة حول محاورها الثلاثة (X,Y,Z) فى تصميم نظام يقوم بتسجيل حركة الأداء Motion Recording وحفظ Save زوايا دوران كل جزء من أجزاء السلسلة الكينماتيكية المسؤولة عن حركة مرجحة الذراع الأيمن الماسكة لمضرب الإسكواش.
- 2- أسفرت نتيجة إستخدام هذا النظام عن قياس الخطاء الحركى فى الأداء وتحديد أى الاجزاء من السلسلة الكينماتيكية المسؤولة عن هذا الخطاء.
- 3- أسفرت مخرجات هذا النظام عن إمكانية إختيار أفضل محاولة أداء لمهارة الضربة الامامية فى رياضة الاسكواش عند تكرار هذه المهارة عدة مرات وذلك بشكل موضوعى دون تحيز.
- 4- أسفرت مخرجات هذا النظام عن إمانية الحكم بصورة كمية على ثبات وإستقرار الاداء الحركى.
- 5- إعطاء فرصة للاعب ليكتشف ويواجه أخطائه بنفسه فى بيئة موضوعية بعيداً عن التحيز مما يعطيه دافع قوى فى تصحيح وتطوير الأداء المهارى الخاص به.

التوصيات

- 1- يرى الباحث أنه يفضل إستخدام هذا النظام فى تصحيح الأداء الحركى للاعب الذى يتميز بتحقيق نسبة مرتفعة فى ثبات وإستقرار أداءه الحركى لأن هذا اللاعب نحتاج فى واقع الأمر الى تعديل البرنامج الحركى المخزن فى الذاكرة الدائمة لديه ، أما اللاعب الذى يحقق نسبة ثبات منخفضة فلا يفضل إستخدام هذا النظام معه حتى لا يكون هناك إهداراً للوقت لأن هذا اللاعب غالباً فى بداية تكوينه للبرنامج الحركى للمهاره وعليه أن يلجأ الى الطرق التقليدية كما على مدربه فقط الا يتجاهل التغذية الرجعية المصححة أو المدعمة فى عملية تعليم وإكتساب تكنيك الأداء.
- 2- يفضل تكرار عدد غير قليل ومناسب من المحاولات للوقوف على الخطاء الحركى ويشير فى هذا الصدد طلحة حسام الدين 1993م أن ملاحظة الأداء لمرة واحدة قد لا يعطى فكرة تامة عن عيوبه التى قد يظهر بعضها هذه المحاولة ويختفى البعض الأخر. (3: 394)
- 3- تطبيق إجراءات هذا البحث على أكثر من مهارة من المهارات الاساسية فى رياضة الاسكواش.
- 4- يمكن إستخدام هذا النظام فى العديد من الرياضات والألعاب المختلفة مع مراعاة تحديد السلسلة الكينماتيكية المناسبة والمسؤولة عن أداء الواجب الحركى للمهارة المراد تصحيحها.
- 5- هذا النظام يحتاج الى مزيد من التطوير وإستخدام مستشعرات التقاط أكثر ثباتاً فى النقاط زوايا الدوران.

مراجع البحث

أولاً : المراجع العربية:

- 1 جيرد هوخموت : الميكانيكا الحيوية وطرق البحث العلمي للحركات الرياضية، ترجمة كمال عبدالحميد، مراجعة سليمان على حسن، دار المعارف، القاهرة 1987م.
- 2 حامد أحمد عبد الخالق علوم دراسة الحركة الرياضية، 2014م
- 3 طلحة حسين حسام الدين : الميكانيكا الحيوية الاسس النظرية والتطبيقية، دار الفكر العربي، القاهرة 1993م.
- 4 طلحة حسين حسام الدين، محمد فوزى : التعلم والتحكم الحركى مبادئ - نظريات - تطبيقات، ط3، القاهرة 2009م.
عبد الشكور، محمد السيد حلمى
- 5 محمد يوسف الشيخ : الميكانيكا الحيوية وعلم الحركة للتمارين الرياضية، دار المعارف، القاهرة 1966م.

ثانياً : المراجع الاجنبية:

- 6 Susan J. Hall ,Ph.D. BasicBiomechanics, Third Edition, International Editions 1999, WCB/McGraw-Hill
- 7 Tegner.B :Sports Engineering, vol.2, California, 2001.
- 8 Volker Ziemann: Gyroscope tracking 3D-motion via WIFI, Department of Physics and Astronomy Uppsala University, Uppsala University, Uppsala, Sweden,May 29, 2017.
- 9 P. Raghavendra, M. Sachin, P.S. Srinivas and Viswanath Talasila:
Design and Development of a Real-Time, Low-Cost IMU Based Human Motion Capture System, 2017.

ثالثاً: شبكة المعلومات:

- 10 <http://blog.iraqacad.org/?p=1386>
- 11 <https://www.arduino.cc/>
- 12 <http://www.esp32.com/wiki/doku.php>
- 13 <https://www.invensense.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6250/>
- 14 <https://www.statisticshowto.com/probability-and-statistics/regression-analysis/rmse-root-mean-square-error/>