



الباب الأول

اختزال وتنسيق البيانات

*Data Capture and Processin*

obeikandi.com



## الفصل الأول

أولاً : تجهيزات الأبعاد الثلاثة

ثانياً : تحليل حركة الأعضاء

ثالثاً : الجينيوميتير

obeikandi.com

## الفصل الأول

### أولاً: تجهيزات الأبعاد الثلاثة Three- dimensional Instrumentation

يصف هذا الفصل التجهيزات المستخدمة في قياسات الأبعاد الثلاثة، ويصف أولاً الاختراعات التي سجلت دورانات المفصل مثل الجينيوميتر Gon-iometers والاكتروماجنيتك Electromagnetic والحس الصوتي Acoustic Sensors. ووصف كل اختراع (اكتشاف) باصطلاحاته الأساسية للأجزاء، وأفضلية التحديد كانت لاستخداماته في البيئة الطبية المحيطة به.

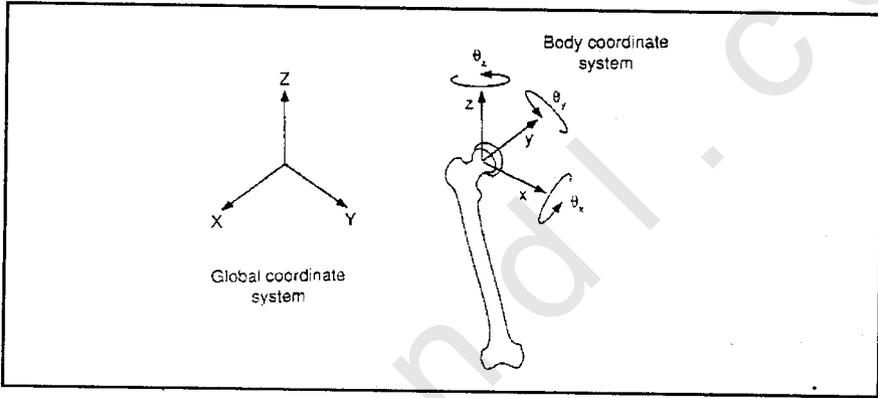
أما إعادة التصوير المساحي Photogrammetric الذى استخدم كمدخل لكل الانظمة الأساسية للكاميرا فيوصف فيما بعد. شرحت اللوغارتم، (الرمز الحسابي) الانتقال الخطى المباشر (DLT) Direct Linear Transformation والاشتقاق الكامل الخاص بكينماتيكية الأجسام الصلبة من الأبعاد الثنائية للأهداف. واخيراً وصف المدخل لمقياس العجلة، والتركيز على فائدته وتخصيصه كتطبيق في دراسات علم الحركة المتصلة بالبيئة المحيطة التى تشمل الجاذبية الأرضية. واشتمل الفصل على وصف الإجراءات لتقدير أحمال المفصل وتقدير تطوير امتلاك ربط المعلومات الكينماتيكية من قياسات كل من الوضع والعجلة.

\* \* \*

### ثانياً: تحليل حركة الأعضاء Segmental Kinesiographical Analysis

يتكون النظام الهيكلى العضلى Musculoskeletal، من مجموعات من الحلقات المنفصلة، والتي يمكن اعتبارها تقديراً كأجسام صلبة، ويحتاج وصف ست درجات حرية Degrees of Freedom (DOF). إلى وضع واتجاه كل حلقة فى الفراغ Space. وباعتبار أن عظمة الفخذ The Femur كمثال لذلك عرضت فى شكل (1).

ويمكن تحديد وضعها في الفراغ في النظام الإحداثي المعملى Laboratory Coordinate System (LCS). عن طريق ربطها بنظام إحداثي لأى جسم (BCS). Body Ceordenate System والنظام الإحداثي للجسم يمكن تمييزه كاملاً عن طريق الوضع الخاص لكل من الاتجاه (X, Y, Z)، ومتابعة دورانه حول محاوره عن طريق مقدار  $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ ، والإحداثيات الستة  $(\theta_x, \theta_y, \theta_z, X, Y, Z)$  هي درجات الحرية لعظمة الفخذ، وبالإضافة إلى توحيد تحديد وضعها الفراغى واتجاهها عند أى لحظة زمنية.



شكل (١)

تحديد درجات الحرية الستة لأى جسم صلب في الفراغ باستخدام الثلاث معلمات الانتقالية (Z, Y, X) لتحديد الحركة والثلاث معلمات الدورانية  $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$  لتحديد الاتجاه.

هدفت القياسات الحركية إلى الوصف الكمي لحركة أجزاء الجسم في الفراغ، وحركة المفاصل الرابطة لتلك الأجزاء. ويمكن استخدام النتائج لتحديد الموضوعى الكينماتيكي (تغير الإحداثيات الفراغية مع الزمن) ولحساب القوة والعزم الذى يساعد الحركة (مثل الكينيتيكا Kinetics). ويشار إلى كلا المفهومين لدراسة الحركة عند التحليل البيوميكانيكى.

اعتمدت الدراسات الحديثة لحركة جسم الإنسان على ثلاث محددات والتي ترجع إلى نهاية القرن التاسع عشر، عندما ظهرت الثلاث منشورات الرائدة فى الصحف منذ ما يقل عن ١٠ سنوات:

\* موضوعية ودقة السيطرة على الحركة . (Marey, 1873 ; Muybridge, 1887)

\* قياس القوى بين الجسم المتحرك والبيئة الخارجية المحيطة به (Marey, 1873).

\* تقريب أجزاء الهيكل عن طريق حلقات صلبة تربطها خلال مجموعات أقل احتكاكاً للمفاصل (Braun & Fischer 1895/1987).

كان المصور الأمريكي E. Muybridge (1889) أول من استخدم بنجاح عرض التصوير عن طريق استخدام مجموعة من الكاميرات لتحديد أطول مضمار سباق لدراسة تحرك الحصان.

أوضحت الدراسات أن التصوير يمكن استخدامه كأداة للسيطرة على دقة المعلومات اللازمة لتوصيف كينماتيكية أطراف الحيوانات. ولتوضيح عظمة هذا الاكتشاف، موى بريدج أمكنه إثبات أن أى خطوة للحصان، لها مرحلة طيران، عندما تكون جميع أطرافه فى الهواء، وبعد ذلك طبق موى بريدج تكتيكة فى دراسة حركة جسم الإنسان.

سنة ١٨٨٧م طور E.J. Marey اختلافات تكتيك دراسة رد الفعل الداخلى بين جسم الإنسان والبيئة المحيطة به لحركة أى من أجزاء الجسم.

وباستخدام ناقل الحساسية Pneumatic Sensors وضغط الجزئية بالاتصال بالاختيارات الوحيدة قاس الضغط تحت القدم، وعجلة الرأس، والوضع الخاص للحوض. عن طريق اختيار الزمن والمدى للإشارات، لاحظ أن حركة الحوض خلال الجرى تصل إلى أعلى نقطة فى منحنى المقذوف خلال لحظة الارتكاز (كما يحدث خلال ارتكاز الجسم على رجل واحدة) وليس خلال الطيران أثناء الجرى (مثل عدم اتصال الرجلين بالأرض). وكذلك استنتج أن مرحلة الطيران فى الجرى لا تعتمد فقط على الدفع كاحساس عام للقفذ وإنما يجب أن ينظر إلى التحكم فى الهبوط كما فى الوثب العالى.

وأثبت ماري Marey أيضاً طرق التصوير المنتجة عن طريق موى بريدج وبواسطة تعديل تصميم آلة التصوير لكي يستطيع متابعة حركة أى هدف عن طريق إنتاج دوران قرص التصوير، وأمكنه التصوير عند تكرار ١٢ هـ.ت (12Hz). وأخيراً طور وحسن أداء أجهزته للتصوير عن طريق إنتاج أول علامات إيجابية كينماتيكية، للخطوط البيضاء المختلفة بين المفاصل الرئيسية لنهايات انعكاس الضوء على مستوى الصورة. لتطوير ثبات الصورة وصلت الخطوات المختلفة الألوان والسوداء لتناسب ملابس الهدف. وصف كل من ويلهيلم براون Wilhelm Broun ، أوتوفيشر Otto Fischer تحسين عملية دراسة حركة الإنسان في مجموعة منشورات سنة (١٩٨٥م).

فقد وصلا سلك طويل لإضاءة أجزاء الجسم (مثل الرأس، والعضد، الساعد، والفخذ، الساق، القدم) واستخدما ومضات كهربائية لإنتاج وميض ضوئي قصير، للتصوير في وقت واحد بأربعة كاميرات. هذا المدخل لإعادة مصدر نظام علامة النشاط في الوقت الحاضر يستخدم في كثير من دراسات علم الحركة.

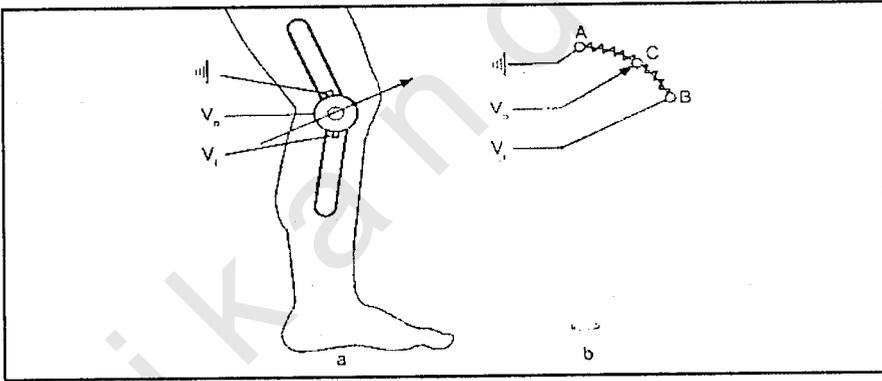
تمكن براون وفيشر من دراسة كل من الاتجاه، واشتقاق الزمن الخاص بأبعاد الأجزاء الثلاثة تحت الدراسة، عن طريق تنسيق إحداثيات الأبعاد الثلاثة للعلامات، واستخدما أسهل الافتراضات لوضع المفاصل، كما استخدما اشتقاق الزمن لتفسير المعادلات الديناميكية لأجزاء الجسم، ومعالجة كل جزء كجسم حر وتوليد أول قيم لقوى المفصل المبذولة في خطوة المشى. وقد أشارا إلى أن تعلم هذه الاجراءات تأخذ حوالي ١٢ ساعة للمجموعة الواحدة تجريبياً، وتزيد عن أكثر من ثلاثة شهور لتحليل البيانات.

\* \* \*

### ثالثاً: الجنيوميتر Goniometers

الجنيوميتر Goniometers اختراع صمم لقياس الدوران النسبي للمفصل تحت الدراسة.

أسهل أشكال الجنيوميتر هو مقياس الجهد الكهربى المنفرد المحور والموضح فى شكل (٢-أ، ب) خلال قياس قبض الركبة. عند قبض الساق بالنسبة للفخذ، يتحرك الذراع (C) على طول المقاومة (AB)، وبواسطة ذلك يتغير إنتاج مقاومة مقياس الجهد الكهربى، عن طريق عمل التردد الكهربى الثابت Constant Voltage الساقط والمار فى النهايات المثبتة فى المقاومة ( $V_i$ )، منتج التردد الكهربى ( $V_0$ ) سوف يتغير، ويغير الممر فى زاوية الثنى (القبض) للركبة. ولوضوح مركز دوران الجنيوميتر يجب أن ينطبق على مركز دوران المفصل لإنتاج القياس الصحيح.



شكل (٢)

أ- توصيل الجنيوميتر بالساق والفخذ لقياس دوران الركبة (ب) الاشتقاق الدائرى للمقياس الجهد الكبرى:  $V_i$  يدل على التردد الكهربى المدخل  $V_0$  يدل على مخرجات الجهد الكهربى.

ينى اختلاف التصميم على تجهيز الثنى بمقاومة الاستطالة Strain gauges إنتاج شركة بنى Pnny وجليز Giles (Blackwood, Gwent, UK). هذا التصميم لا يتطلب تخصيص مركز للمفصل ويمكن يستخدم درجة أو درجتين

من الحرية لكل مفصل، الدراسات التفصيلية لدقته، وموضوعيته، غير مقبولة حتى الآن.

مفاصل الإنسان عادة أكثر تعقيداً من المفصل ذو المحور المنفرد مفصل الركبة كمثال، شكل مساحة الاتصال الصغيرة بين عظمة الفخذ وعظمة قصبه الساق، كونت تركيبة للدحرجة والسلاسة. شكل التواء المستدير لعظمة الفخذ يؤدي إلى دوران معقد حيث يشتمل على مركبتى التقريب والتبعيد والدوران الداخلى والخارجى، والقبض والبسط.

استخدام الجنيوميتر المنفرد المحور لدراسة دوران الركبة يظهر صعوبتين كبيرتين هما:-

١- تناقض الكلام: تداخل زاوية قياس الدوران عن طريق زاوية تكون عمودية على زاوية القياس.

٢- القيود الميكانيكية: تعديل عمل الدوران الزاوى لميكانيكية وصلة الحلقات المتجاورة بالجنيوميتر.

أول صعوبة تظهر من الحركة الصناعية لعمل الجنيوميتر عند تأخر الدوران الزاوى لدوران المرشد لدرجة الحرية.

وكمثال لإمكانية التصنيع، وصف دوران الجنيوميتر فى الشكل (٢-أ) (قياس انقباض وانبساط الركبة) كنتيجة للدوران الداخلى والخارجى لعظم الشظية بالساق. والصعوبة الثانية تظهر من قصور الجنيوميتر لمتابعة الدوران الحقيقى للمفصل. بالإضافة إلى إعاقه طبيعة الحركة وإدخال القياس الصناعى. يتطلب دقة قياس الدوران الكامل للمفصل أن يقيس الجنيوميتر كل الست درجات حرية الميزة لكل مفصل.

اكتشاف تعدد درجات الحرية ووصفت عن طريق لاموريوكس Lamoreaux

إيزاك Izak وچاكسون Jackson (١٩٧٧م)، سومير Sommer وميلر Miller

(١٩٨١م)، ليويز Lewis، ليو Lew وشمدت Schimdt (١٩٨٨م)، وآخرون.

أول تصميم لتنظيم الجنيوميتر الذى امكنه تداخل أكثر من درجة واحدة للحرية أسس على عمل وصل متوازى الاضلاع لنقل الدورانات العمودية إلى مقياس التحكم فى الجهد الكهربى. كل تصميم دخل فيه بعض التخطيط السيئ فى الدرجة الخطية والانتقالية بين مركز الدوران اللحظى للمفصل وعند قياس الجهد الكهربى، ولكن يبقى عرض نظام القياس الحساس لتوصيل الجنيوميتر. يستخدم أكثر التصميمات الحالية اتصال متابعة لقياس الجهد الكهربى منفرد المحور، وباتصال داخلى بحلقات صلبة صغيرة. عن طريق الاتصال بنهايتى حلقات الجنيوميتر بحلقات صلبة وباستخدام ست مقاييس للجهد الكهربى، متصلة داخلياً بخمس حلقات صلبة، وبإمكانها إظهار نظام قياس ست درجات حرية. يتطلب كل نظام إجراءات معايرة من أجل ربط المخرجات لكل مقياس جهد كهربى على حدة لكل قصور ذاتى أو لنظام النقاط التشريحية للجسم المرجعية.

هناك أيضاً الدراسات التى وصفت الخطأ البسيط الحادث فى نظام القياس (أقل من ١ مم فى الانتقال، أقل من ١ فى الدوران)، لويس وآخرون Lewis et all (١٩٨٨م) سنتاي Scentay، جروود Grood، هيفزى Hefzy، بوتلر Butler ونويز Noyes (١٩٧٣م)، وهناك بعض الحدود العلمية التى منعت تلك النظم من اكتساب انتشار باستثناء الدراسات الاكلينيكية (الخاصة بالمرضى)، وهى:-

\* قيست نسبة دوران المفصل كذلك بنظم لا تسمح باندماج المقياس مباشرة فى المعادلات الديناميكية للنظام المتعدد الربط. لذلك تضاف المعلومات التى نحتاجها من أجل الحصول على أحمال المفصل. يسبب تماسك اتصال الجنيوميتر مقاطع المفصل المعرض لميكانيكية القصر الذى يحدد الحركة للأنسجة الناعمة، تعديل امكانية حركة المفصل الطبيعية.

\* نظام الجنيوميتر ثقيل (وبعض الوقت صعب) وصعب ترييح مختلف أحجام الأعضاء (الأطراف).

\* من الصعب التحكم فى المفاصل لأنه يحيط بأكبر مساحة منها (من الأنسجة الناعمة) (مثل المقعدة) أو لأنه يشرك أكثر التركيبات يربط أصغر وصلة بالمنطقة (مثل رسغ القدم والمقعدة).

\* هناك تحفظ لانعدام التأثير الخطى ومشاكل عصا الانزلاق، الركل الخلفى، وفى نظام الوصلة الميكانيكية.

\* مقاومات خاصة بالمفاصل المختلفة يجب تطور (مثل جنيوميتر الاطراف السفلية لا يستخدم للأطراف العلوية (الظهر أو الرقبة)).

للأسباب السابقة نظم الجنيوميتر استخدمت فى البداية من أجل الحصول على دوران بعض المفاصل بصعوبة (غالى الثمن) تقريباً أو من أجل الدراسات التفصيلية لأحد المفاصل بالتحكم فى الجلوس فى المعمل. الحاجة لقياس دوران المفصل مباشرة مع عنصر عزم الحلقة الميكانيكية انتج بواسطة جنيوميتر يقود تعاقب تطوير طرق التوليد الكهربى مثل: الاكتروماغناطيس Electro-magnetic ومولد الطاقة الصوتى (السمعى) Acoustic Transduction

\* \* \*



## الفصل الثاني

أولاً: الكهرومغناطيس والإحساسات الصوتية (السمعية)

ثانياً: إعادة تركيب التصوير المسامي

obeikandi.com

## الفصل الثاني

أولاً: الكهرومغناطيس والإحساسات الصوتية (السمعية) *Electromagnetic and Acoustic Sensors*

التطبيقات البيوميكانيكية للقياس الكهرومغناطيس لثلاث درجات حرية لحركة الجسم الصلب وصفه آن وجاكوبسين An Jacobsen، تشاو Chao (١٩٨٨م) وأسس اختراعهما على وحدتين صغيرتين- وحدة تستخدم كمصدر والأخرى تستخدم كإحساس، وربطاً كلاهما بوحدة نظام إلكترونية. يحتوى كل من المصدر والإحساس على ثلاث مجموعات من الملفات الكهربائية المتعامدة. عن طريق إدخال كل ملف كهربي في المصدر مع إشارة مغناطيسية منخفضة بتردد متقطع، وبطارية الثلاث حالات تشحن من المصدر كريج Krieg (١٩٨٤م). هذه ثمرة مجموع الثلاث متجهات الخطية الحرة التي يمكن قياسها بالإحساس حيث يحتوى على معلومات تميز بين الوضع النسبي وتوجيه الإحساس بشأن المصدر. اللوغارتم ضرورى لتحديد المتغيرات الكينماتيكية المؤسسة على الخط الصغير لزاوية الدوران تقريباً لاعتراض مسار الأهداف أعلى الفترة الزمنية القصيرة (كما يبين تعيين النقاط)

آن وآخرون (١٩٨٨م) أوجدوا اختراع دقيق يعرض على شاشة الحركة العامة للجسم الصلب حول مفصل منفرد. بينما استخدام نظام حركة شاشة العرض متعدد العدد للأجسام الصلبة ربما تتحدد بعوامل مختلفة:

\* تداخل الاكثرومغناطيس من اشياء معدنية في أو قرب الجهاز الحسى يلوى الإشارة المخرجة.

\* التردد النسبى البسيط والبطئ (٦٠ هـ.ت)، الوصل خلال الكينماتيكا الخطية تقريباً أدى إلى إمكانية تعقب حدود سرعة دوران المفاصل بدقة.

\* العدد الصغير من الحساسية (الأقصى أربع حساسية ومصدرين) يحدد عدد المفاصل التي يمكن تعقبها.

\* مدى الزاوية فى أى درجة حرية دورانية حددت بزاوية ١٨٠. طور نظام مشابه بواسطة الجمعية المسيحية التكنولوجية.

أقر بعض المخترعين الإحساسات الصوتية (السمعية) فى دراسة كينماتيكية الأبعاد الثلاثة لمفاصل جسم الإنسان كرسغ اليد اندريوز، يوم Andrews & Youm (١٩٧٩م)، كرسغ القدم سيجلر، تشين، شنك، Sieglar, Chen, (١٩٩٠م)، Schneck (١٩٨٨م)، كالركبة كوينز، موت Quinn, Mote (١٩٩٠م)، Spark يحتوى النظام على ترتيب للإحساسات الصوتية (مثل شرارة فتح الفم Microphones gaps) والترتيب على الأقل بثلاث ميكروفونات Microphones، والتي تحدد نظام إحداثى الجسم (BCS) Body Coordnate System .

تتولد الموجات الصوتية وتنقل عن طريق حساسية الانتقال خلال الهواء، وتصل عن طريق الميكروفونات. وبسبب سرعة الصوت المعروفة، النظام يمكنه حساب موضع الوصول بالنسبة للإحساسات. تثبت المصادر (أو الموصل) خلال نظام الإحداثى المعملى. حدد اتمام الأبعاد الثلاثة لموضع المستقبل (أو المصدر) فى استمرار النظام المرجعى. يمكن حساب الوضع وتوجيه النظام الإحداثى للجسم (BCS) عندما يعرف الموضع الفراغى لجميع العلامات فى الترتيب، وبهذا تكتمل الخصائص الست لدرجات الحرية (DOF) للجسم الجاسىء.

لتحقيق أفضل تحكم تجريبى، لوينز وموت (١٩٩٠م) أقرأ أن الأخطاء أصغر من ٠,٠٥ مم فى الانتقال، ٠,٠٥ فى الدوران. كذلك حركة الأنسجة الناعمة اصطدمت بالدراسات الديناميكية، حيث أن الحجم النسبى، وتوجيه المصدر وترتيب حساسية الأجزاء (فى حاجة إلى خلق إشارة جيدة بالنسبة للتشويش)، وصدى الصوتيات، والاضطراب فى مجموعات الصوت، وتقديم الشرارة بواسطة تعدد الحساسية الصوتية أو حساسية المصدر مزدوجة جعلت هذا المدخل صعب التطبيق فى دراسات ديناميكية حركة جسم الإنسان لتعدد أجزاء الجسم، وعامة من أجل الصعوبات المواكبة للتطور أسهل لنا استخدام (ومعايرة) نظام قياس الجسم المتعدد، المبنى على طرق تحويل الطاقة الكهربائية، واستخدام نظم الكاميرا باتساع لقياس حركة الجسم المتعدد الأجزاء.

## ثانياً إعادة تركيب التصوير المساحى Photogrammetric Reconstruction

تُخلق الصورة عن طريق الكاميرا المصممة للتصوير فى بعدين من الثلاثة أبعاد للهدف. بالإضافة إلى أن الاعتراض على استخدام الكاميرات فى دراسة الحركة جدد موضوع الثلاثة أبعاد الذى أعطى نهضة لظهور البعدين، وهذه العملية تسمى إعادة بناء التصوير المساحى. وببساطة البعدين أفضل مثل يستخدم لعرض هذه العملية.

باعتبار النقطة (A) الهدف وكامرتين للتصوير شكل (٣) من أجل إيجاد إجمالى الإحداثيين  $(Y_a, X_a)$  اللذين يعيدا تحضير الموضع الفراغى للهدف، نحن نستخدم الصور فى بعد واحد للهدف من الكامرتين، تمر أشعة الضوء المتولدة عند النقطة (A) خلال مركز عدسة كل من الكامرتين لخلق الصورة على سطح فيلم التصوير الحساس فى كل كاميرا.

هذه الصورة يمكن تميزها عند امتلاك مكان الإحداثيين  $U_1$  فى الكاميرا الأولى،  $U_2$  فى الكاميرا الثانية، ويمكن تحديد الموضع الفراغى للهدف عن طريق إيجاد نقطة تقاطع الأشعتين المتولدتين فى الصور والحارتين خلال مركز عدسة كل من الكاميرتين.

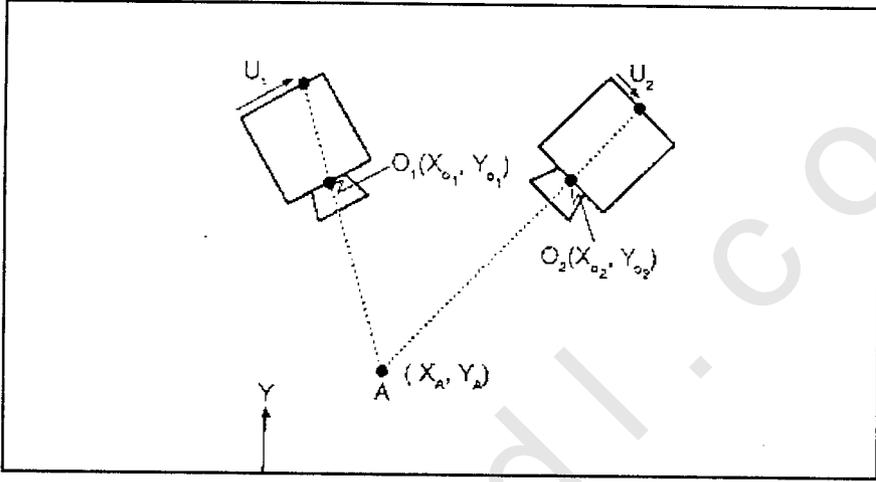
ومع ذلك إن المعلومات عن إحداثيا الصورة وموضع مركز العدسة يكونان فقط جزء من المعلومات التى تحتاجها لتحديد إجمالى إحداثيا البعدين للهدف  $(Y_a, X_a)$ .

يعرض الشكل (٣) تحليل لحالة البعدين التى يمكن عملها للحصول على إعادة بناء الأبعاد الثلاثة من إحداثيات مكان النقطة  $(Z, Y, X)$  لكل من الطريقتين :-

\* تركيب المعلومات المتولدة من ظهور النقطة على مستوى الكاميرتين (مثل استخدام المكان- الكاميرا- الإحداثيات)  $(V_1, V_2)$ ،  $(V_2, V_2)$ .

تركيب الثلاث إحداثيات الخطية المستقلة من بُعد واحد للكاميرات (مثل: استخدام الموضع- الكاميرا- الإحداثيات)  $(V_3, V_2, V_1)$ .

لاختصار هذه العملية الشاقة لإحداثى الصورة من الفيلم بالكاميرا  
استخدم إمكانية استرجاع العد اليدوى الكبير عن طريق الاختصار الاوتوماتك  
(الآلى) الاكترونى لهذه العمليات .



شكل (٣)

عرض مدخل التصوير المساحى ذو البعدين . وضع الصورة على كاشف الكاميرا يعطى عن طريق  
إحداثى مفرد . U نقطة التقاطع للخطين ، وكل مسار خلال صورة الكاميرا وبعدها البورى ، نتائج  
إجمالى إحداثيات العلامات Ya, Xa .

هذه الإجراءات تتطلب وصل العلامات بحركة الهدف وعندئذ تعدل  
العلامات فى حجم رؤية الكاميرات .

ويمكن تقسيم العلامات إلى مجموعتين :-

\* العلامات النشطة- الضوء الصادر للصمام الثنائى الاكترونى Light emitting diodes (LEDs) . الذى عادة يصدر ضوء الاشعة الحمراء .

\* العلامات السلبية - كشف الضوء العاكس Light reflecting devices الذى يعكس ضوء الهدف .

ومضة الضوء الصادر للصمام الاكترونى (LEds) من نظم العلامة

النشطة في طريقة مكررة عند أى لحظة زمنية يمكن هناك أن تكون إصداره ضوء واحدة للفة واحدة للصمام الالكتروني فقط .

عندئذٍ توحد الكاميرات الوضع الفراغى لهذه العلامة في اللحظة الزمنية ذاتها . تستخدم النظم السلبية العلامات التى تعكس إظهار الضوء وتظهره على شاشة عارض الفيديو بتركيز ضوئى .

يحدد الوضع الفراغى لكل علامة عن طريق (ألياً أو بواسطة المستخدم) إيضاح تركيز الضوء الذى يخص نفس العلامة البدنية، وعندئذٍ يطبق التصوير المساحى للوصول إلى عكس صورتين (أو أكثر) على العلامة .

كل المداخل للتصوير لها مميزاتا وعيوبها . نظم العلامة النشطة تتميز باختيار المستخدم لعينة أشعة وتحكم ذاتى لتحديد العلامات . ومع ذلك نظم العلامة عادة يمتلك تكرار ثابت للعينة (التكرار الكهربى لشبكة العمل)، وأيضاً بعض التحويلات الجديدة لاختيار التكرار الأعلى للعينة (حتى ٢٠٠ هـ.ت) . تلك الأنظمة تمتلك عدم تقيد الهدف (الشخصى) باسلاك . حيث أن العلامات لا تتطلب أى قوة إدخال . كذلك، هذه العلامات تعمل على عدم نقل خطأ عدم قدرة مساعدة الإظهار الضوئى على الكامرتين (أو أكثر) من خلال العلامات البدنية التى تنشأ تلك الاظهارات (العروض) وتكون هذه العينة عالية التردد . تحت هذه الظروف القياسية المتداخلة الاكثر استخداماً، ربما يتطلب تحليل أى أخطاء فى التعرف الطبيعى (البدنى) على العلامات .

عندما تتعرف الكاميرات على العلامات المعروضة، يمكن الوصول إلى التصوير المساحى لتطبيق حساب الإحداثيات الفراغية للأبعاد الثلاثة لكل علامة . كما شرحنا سابقاً، هذه الإجراءات تتطلب المعرفة بالبيانات البصرية للعدسات فى كل كاميرا، مثل طول البعد البؤرى Optical Parameters of Lenses Focal Length للعدسة، موقع المركز البصرى . هذه البيانات يمكن أن تكون صعبة القياس وغير ممكنة عامة فى معظم الكاميرات .

وأكثر من ذلك عدم استقامة العدسة، والتشويش الالكترونى فى الدائرة التى تقيس إظهار المنطقة المعتمة التى تنشئها العلامات على جهاز تقويم التيار للكاميرات. كذلك إن دقة أى تحليل لإعادة بناء وضع الأبعاد الثلاثة للعلامة سوف يتعذر الحصول عليه.

معظم المحاولات التى استخدمت فى حساب الإحداثيات للأبعاد الثلاثة للعلامة أسست على الانتقال الخطى المباشر direct Linear Transformation (DLT) عبد العزيز Abdel Aziz و كارارة Karara (١٩٧١م). هذا البناء اللوغارتمى (الرمز الحسابى) يمكنه اختصار مجموعتى المعادلات الخطية إلى أقل من ١١ معلمات Parameters حيث تميز المعاييرة، والوضع، اتجاه الكاميرا المنفردة. كل مجموعة يمكن رؤيتها كإجراء مصور لاحداثيين للصورة لاكتمال الثلاث إحداثيات للعلامة. ولأن هناك معادلتين فقط وثلاثة غير معلومة، ومتطلبات مجموعة المعادلات الأخرى، أضيفت هذه المعلومات عن طريق عمل كاميرا ثانية.

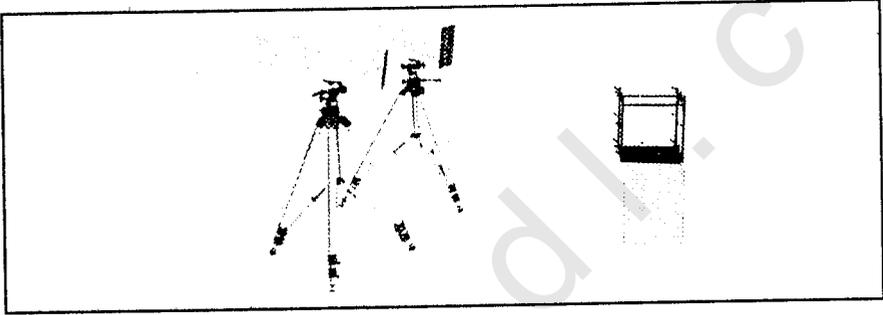
البيانات المصنعة من نتائج الكاميرتين فى أربع معادلات تمتلك ثلاث احداثيات فراغية للعلامة غير المعلومة.

المعادلة الزائدة يمكن استخدامها كإضافة لمصدر المعلومات، وتطبيق تكرار هذا التنسيق سوف يقرب تقدير أفضل لموضع العلامة.

تحديد بيانات الكاميرا ضرورى لإعداد الحساب اللوغاريتمى كمطلب لإجراء المعاييرة. هذه الخطوة أدى استخدامها كمجموعة قبل معاييرة العلامات، وطبعاً وصلت إلى معرفة أماكن الكادر الثابت، مجموعة الكاميرتين استخدمت لنفس معاييرة الكادر الموضح فى الشكل (٤). كل علامة تعمل مجموعة واحدة من معادلتين. إجمالى الإحداثيات للعلامة معروفاً، وإحداثيات الصورة قيست عن طريق الكاميرا. ولأن المعادلات خطية (تولد ١٢ معادلة حرة) يتطلب تحديد بيانات الكاميرا كحد أدنى ٦ علامات من أجل

إقلال الأخطاء وعمل درجة زائدة لتفاعل تحديد البيانات، يستخدم علامات أكثر غالباً عند اكتمال إجراء المعايرة لكلا الكاميرتين، تخزن البيانات واحداثيات الصورة ويمكن عندئذ التحول إلى إجمالي الإحداثيات للعلامة. من المحتم عدم تغير المكان الفراغى واتجاه الكاميرات خلال إجراء التصوير (التجربة)، أى تعديل لموضع أو اتجاه الكاميرات يتطلب إعادة المعايرة.

إعادة التركيب الفراغى للعلامة المقررة تدل على الخطوة الأولى لتحديد ست درجات حرية للجسم الصلب مع قوة استمرار النظام المرجعى.



شكل (٤)

عرض نظام مجموعة كاميرتين ومعايرة مكعب فى مركز رؤية الجسم

عن طريق التعرف على ثلاث علامات غير مستقيمة على الأقل على الجسم الصلب، يمكنها تأسيس أو إنشاء موحد لوضعها واتجاهها فى الفضاء. هذا المدخل طوره Mit وحديثاً وصف كل من آنتونسون Antonsson، مانن Mann (١٩٨٩م)، رويل Rowell، مانن (١٩٨٩م) تركيبات الأجسام الصلبة الصغيرة (أشار إليها كترتيبات) والتي تحتوى على علامات متعددة مثل، أكثر من ثلاث علامات غير مستقيمة) متصلة بحلقة الشاشة. عند كل وصلة تتحرك خلال الفضاء، يؤدى ترتيب الجسم الصلب الى تحكم الشاشة فى مكان حركة الجسم تحت الدراسة. برامج الحاسب الآلى المسماة TRACK (وزعت عن طريق Newton, Osteokinetics (USA, MA) لحساب الانتقال الفراغى واتجاه ترتيب ووصف حركة الجسم بقوة استمرار الكادر المرجعى، لتحديد دقة الخصائص الكينماتيكية الكاملة لنتائج كينماتيكية المفصل المتصل بحلقتين،

يعطى الدوران الصحيح للمفصل عن طريق الدوران النسبي للحلقة الاولى بالنسبة للحلقة الثانية لأن حركة كل حلقة يتم وضعها فى نظام مرجعى مستمر وهكذا يمكن إتمام الأبعاد الثلاثة لتحديد دوران المفصل بدون إعاقة الحركة الحادثة للمفصل وبالذقة التى تعتمد فقط على دقة إعادة التركيب الفراغى لكل علامة على حدى. هذا المدخل نجح استخدامه فى كلا الأنظمة ( لارن Learn، فلورز Flowers و ميزنر Messner ١٩٨٩م) النشطة والعاكسة.



## الفصل الثالث

أولاً: مقياس التسارع

ثانياً: تقديرات القوة الديناميكية

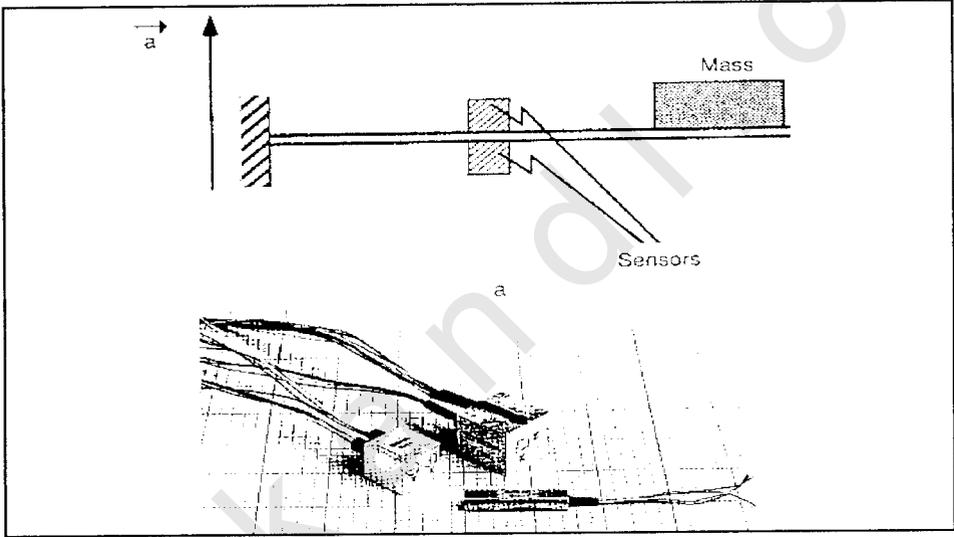
ثالثاً: الاستخلاصات والملخص والمراجع

obeikandi.com

## الفصل الثالث

### أولاً: مقياس التسارع Accelerometers

مقياس التسارع اختراع أو اكتشاف صغير يقيس العجلة أو التسارع. أساس عمله عرض في الشكل (b,a - o) وصلت كتلة صغيرة بواسطة دعامة (كمرة) خشبية لتحرك الجسم. عند تسارع الجسم، تنحرف الدعامة. وكمية الانحراف تكون مرتبطة بتسارع الكتلة. مجموعة جهد المقاومات Strain gaug- es المتصلة بالدعامة تستخدم لنقل انحراف الدعامة إلى إشارة كهربائية.



شكل (٥)

(أ) الوصف الخارجي للأسس العملية لمقياس التسارع. عندما يتسارع الجسم (بعجلة) يشير السهم إلى الاتجاه، تتصل الكتلة الصغيرة بعارضة التسارع وتسبب انحراف يقاس عن طريق ناقل حساسية (مقاومة الاجهاد، أو مقياس مرونة السوائل الالكترونى). (b) مجموعة مقياس التسارع الثلاثي المحاور.

هذه المعلومات تصنع من زجاج السليكون، ويسمح بالحد الأدنى الحسى (ناقل الحس) إلى تقريباً اسم في الحجم - تقيس الأبعاد الثلاثة للعجلة الثلاث إحساسات التي محاورها الحسية متبادلة التعامد، ومركبة على شكل مقياس تسارع ثلاثي المحور الصغير.

من خلال ظهور حلول السليكون والتقدم الكثير في مصنع اكتمال الدوائر، امتلك هذا التصميم أكثر فرصة للحد الأدنى وإعداد قطع السليكون (Icsensor, Mibitas CA. USA). يتكلف مادياً سليكون مقياس التسارع هذا أقل من مقياس التسارع.

في المستقبل، الحالة الالكترونية سوف تجهز الإحساسات ذاتياً، والتي سوف تقلل التشويش وأسلاك الكهرباء المساعدة خلال إنتاج مقياس التسارع. الميزة الأولى لهذه المرحلة لمقياس التسارع اتساع تكرار الشريط، لتغطية المدى من صفر إلى ١٠٠٠ هـ.ت. مقياس التسارع أيضاً يتجاوب مع مجال الجاذبية الأرضية، بالإضافة إلى أن مخرجاته تدل على مجموع متجه العجلة الكينماتيكية وعجلة الجاذبية. اختلاف نوع مقياس التسارع ظهرت عن طريق اكتشاف مقياس مرونة السوائل الالكتروني (Piezoelectronic (Kistler Instrument, Winterhur, Switzer land).

استخدمت تلك الاكتشافات مقياس مرونة السوائل الكرسالي الالكتروني كناقل حسي وبالإضافة إلى حساسية ثبات العجلة. لذا، فهم لا يتأثروا بواسطة مجال الجاذبية، ولذا فهم أيضاً حساسين للعمليات الكينماتيكية البطيئة لدرجة أن حدوده تستعمل في قياسات علم الحركة.

اكتمال زمن إشارة العجلة تعطى سرعة لتخزين النقطة التي اتصلت بها مقياس التسارع. يمتلك هذا المدخل للحساب ميزة إقلال تكرار التشويش العالية التي تخرج من معظم القياسات وبالإضافة لذلك سوف تنتج تقديرات واضحة للسرعة بالمقارنة للتقديرات المتولدة من المسار الهندسي للهدف المختلف لأي علامة متصلة بنفس النقطة. واكتمال الزمن الثاني سيقودنا الى موضع إزاحة هذه النقطة، تبادل عمل الجهد الكهربى للمقياس بواسطة هذا المولد أكثر تكلفة، لوضع نظام القياس.

بعض القيود العملية لمنع انتشار استخدام مقياس التسارع هي :-

※ تحديد حالات القصور الذاتى للأجزاء.

\* تأثير مجال الجاذبية الأرضية .

\* الحاجة إلى التعرف على درجات حرية دوران الأجزاء .

\* الانحراف المنخفض لتيار مخرجات مقياس التسارع .

يتطلب استخدام مخرجات مقياس التسارع لحساب وضع وسرعة الإجراء معرفة عن قيم القصور الذاتي لتلك المتغيرات .

ولأن هذه القيم لا يمكن تحديدها عن طريق مقياس التسارع، يجب على الباحثين إما أن يستخدموا نظم قياس مختلفة أو ببساطة يسلموا بهذه القيم . تأثير الجاذبية يمثل تحفظ آخر: إن إظهار قياس العجلة متجه جمع الجاذبية والعجلة الكينماتيكية، يحتاج إلى معلومات إضافية لوصف اتجاه الإجراء في مجال الجاذبية الأرضية لاكتشاف العجلة الكينماتيكية .

\* \* \*

### ثانياً: تقديرات القوة الديناميكية *Dynamic Force Estimates*

تحليل ديناميكية المفصل (كإنتاج قوى وعزوم المفصل عن طريق العضلات في التفاعلات التي يعطيها لنشاط الهيكل العضلي) يكتمل بعمل مشتق من المعلومات الكينماتيكية الدقيقة. تقدير ديناميكية المفصل يبنى على حركة الوصلات المفصلية المتداخلة في حل المشكلة الديناميكية المضادة. تتطلب العمليات الحسابية معلومات عن عجلة الوصلة الخطية والسرعة الزاوية والعجلة الزاوية، لذلك اكتمال مجموعة حساب قوى المفصل وعزومه مسئوله من حركة الشاشة .

لادين وى Landin Wu (١٩٩١م) قرر المدخل الذى يقيس مركب الوضع والعجلة. هذه العملية أسست على اكتمال ناقل الحساسية الكينماتيكية (IKS) Integrated Kinematics Sensors، ترتيب الأجسام الصلبة يشتمل على علامات لقياس الموضع (الذى يتحكم فيه عن طريق نظام Watsmart op-teoelectronic System فى استعمال لادين وى)، مقياس التسارع الثلاثى المحاور للقياسات المباشرة لعجلة الاجزاء. استخدم وضع واتجاه وترتيب

الأجسام الصلبة فى نظام إحداثى المعمل لإنشاء الاتجاه اللحظى لمقياس التسارع فى مجال الجاذبية. هذه المعلومات استخدمت ل طرح تأثير الجاذبية من مخرجات مقياس التسارع، وناتج الطرح هو العجلة الخطية (المشتق الثانى لزم من متجه الوضع). هذه القيمة، عندما تستبدل بالمعادلات الديناميكية التى تصف حركة الجسم الصلب، تنتج تقديرات قوى المفصل .

اختير النظام فى درجتين حرية لميكانيكية البندول، حيث قورنت مقاديرة بقوى المفصل المقاسة مباشرة عن طريق ترتيب جهد المقاومات. تقدير القوى مبنى على قياسات العجلة المطابقة جداً للقيم المقاسة. أمكن اكتمال التقدير ليس فقط عن طريق نقل الرسم تأسيساً على الزبذبة ولكن باختزال كل الترددات العالية للزبذبات التى لوحظت بقياس جهد المقاومات. قدر الخطأ فى التقديرات بأقل من ٢٪، ثقة ودقة فى تقدير القوى الفعلية للمفصل. توليد تقدير القوة بسرعة عن طريق مقياس الوضع (مثل استخدام مقياس الوضع لتقدير عجلة الأجزاء، وتقدير العجلة لحساب قوى المفصل)، مع أعلى تنسيق للتنقية، تأسس الترددات المنخفضة للزبذبة للتحكم فى اختزال استخدام هـ.ت، منخفض للمرور بالمنقى، ولكن هذا القطع للتردد يصنع تقديرات أكثر تشويش، والتى تلازم إجراء كل من عمليات التقدير.

وصف إتمام ناقل الحساسية الكينماتيكي فى دراسة لادين وى، كانت مصممة لتحسين نوعية تقديرات قوة المفصل التى أسست على تحليل المشاكل الديناميكية المضادة. مقارنة بين قياس قوة المفصل بواسطة جهد المقاومات بالتقديرات التى أسست على تكامل ناقل الحساسية وتلك المؤسسة على قياسات الوضع منفرداً أوضحت بوضوح التعرف على أنه تم تحديث لقياسات الوضع والعجلة. العلاقة وثيقة بين تقدير القوى وتصور قياسها بواسطة إتمام الثلاث مكونات التى اشتملت عليها مثل التقدير، ويعنى دقة قياسات الوضع، تحليل كينماتيكية الجسم الصلب الذى يستخلص من الست درجات حرية للحركة فى الفضاء، واستخدام هذه المعلومات لمعايرة ديناميكية قياسات العجلة لمقياس التسارع الخطى، ويمكن للفرد الحصول على أفضل التقديرات غير المتوقعة لقوى المفصل .

### ثالثاً: الاستخلاصات والمخلص *Summrey and Conclusions*

اختيار نظام القياس لدراسة حركة جسم الإنسان يتطلب عناية فائقة لطبيعة الحركة، والبيئة المحيطة بهذه الحركة المؤداة، وخصائص نظام القياس. بعض التكاليف العالية لأكثر النظم العامة عادة تعنى أن شراء النظام للمعمل يكون على أمل أن يمكن استخدامه فى الدراسات المختلفة، ومن أجل عمل أنسب نظام قياس للاستخدام، يجب محاولة تصميم معظم متطلبات الدراسات كنظام يمكن استخدامه.

بعض العوامل التى يجب وضعها فى الاعتبار تشمل :-

- \* مدى الحاجة إلى تكرار إتقان الوصف المعطى للنشاط البدنى. (مثل المشى Walking، العدو Running أو الوثب Jumping).
- \* طبيعة المتغيرات البدنية المقاسة (مثل الوضع Postion والدوران Rota-tion، العجلة Acceleration).
- \* البيئة الخارجية التى يؤدى فيها النشاط (مثل معمل طبى ساحات الألعاب الأولمبية).
- \* عدد الأطراف أو المفاصل تحت الدراسة.
- \* الحاجة إلى دقة ووضوح المقياس.
- \* طبيعة تبادل العمل المستخدم والحاجة إلى تشغيل النظام.
- البيانات الفنية المتخصصة، اختيار خصائص النظام يمكن التقدم بها عن طريق اختبار تلك النظم المقنعة.
- يعتمد التحديد النهائى لأفضل نظام على الإمكانيات المالية.

\* \* \*

- 1 - Abdel- Aziz, Y.I., & Karara, H.M. (1971). Direct Linear Transformation From Comporator Coordinates into object Space Coordinates in close rang Photogrametry, Range of the Symposium on close- Range Photogrametry (pp., 1-18), Falls Chwch, VA: American Society of Photogrametry.
- 2 - An, K.N., Jacobsen, L.J. & Chao, E.Y.S (1988). Applection of Mag- natic Tracking device to Kinesiologic Studies, Journal of Bio- mechanics, 21, 613- 620.
- 3 - Andrews, J.G., & Youm, Y. (1979). Abiomechanical investigation of Wrist Kinematics. Journal of Biomechanics 12, 83- 89.
- 4 - Antonsson, EK., & Mann, R.W. (1989). Automatic 6- d. o.f Kin- emetic Trajectory acquisition and analysis, Jornal of Dynamic Sys- tems, Measurement, and Control, III, 31- 39.
- 5 - Broune, C.W. & Fischer, O. (1987). The human gait. (P. Marquet & R. Furlong, Trans.). Berlin: Springer- Verlag. (Original Wark Pub- lished in 1895).
- 6 - Hayes, W.C. Gran, J.D, Naqurka, M.L. Feldman, J.M. & Oatis. C. (1983). Leg motion analysis during gait by Multiaxial accelerometry: Theoretcal Foundations and Preliminary Validations. Journal. of Bio- mechanical Engineering 105, 283- 289.
- 7 - Krieg, I.C. (1984). Afeedback Mechansim For Use in Paralegic Stim- ulation Techniques, In Proceedings of 2nd International Conference on Rehabilitaion Engineering (pp. 313- 314).
- 8 - Ladin, Z., Flowers, W.C. & Messner, W. (1989). Aquantitative Com-

- parison of a Position Measurement System and Accelerometry. *Journal of Biomechanics*, 22, 295- 308.
- 9 - Lading, Z., & Wu, G. (1991). Combining Position and acceleration Measurements For Joint Force estimation. *Journal of Biomechanics*, 24 (12), 1173- 1187.
  - 10 - Lamoreaux, L. (1971). Kinematic Measurements in Walking, *Bulletin of Prosthetic Research, BPR* 10- 15, 3- 84.
  - 11 - Lewis, J. L., Lew, W.D., & Schmidt, J. (1988). Description and error evaluation of an in vitro Knee Joint Testing System. *Journal of Biomechanical Engineering*, 110, 238- 248.
  - 12 - Marey, E. J. (1873). *Animal Mechanism: A treatise on terrestrial and aerial locomotion*. New York: Appleton. Republished as Vol. XI of the international Scientific Series.
  - 13 - Marris, J. R. W. (1973). Accelerometry- A technique For the Measurement of human body Movements. *Journal of Biomechanics*, 6 (6), 729- 739.
  - 14 - Muybrichge, E. (1887). *Animal Locomotion* Reprinted in Brown, L.S. (Ed) (1957). *Animal in Motion* New York: Dover.
  - 15 - Quinn, T.P., & Mote, C.D. (1990). Six- degrees- of- Freedom acoustic transducer For rotation and Translation Measurements across the knee, *Journal of Biomechanical Engineering*, 112 (4), 371- 378.
  - 16 - Rowell, D., & Mann, R.W. (1989). Human Movement analysis. *SOMA- Engineering For the Human body*, 3(2), 13- 20.
  - 17 - Seemann, M.R., & Lustick, L. S. (1981). Combination of accelerometer and Photographically derived Kinematic Variables defining three- dimensional rigid body Motion. *SPL- Biomechanics cinematography*, 291, 133- 140.

- 18 - Siegler, S., Chen, J. & Schneck, C.D. (1988). the three- dimensional kinematics and Flexibility Characteristics of the human ankle and Subtalar Joints- Part 1: Kinematics. Journal of Biomechanical Engineering, 110, 364- 373.
- 19 - Sommer, H.J, & Miller, N. R (1981)A technique For the Calibration of unstrumented Spatial linkages used for biomechanical kinematics 14, 91- 98.
- 20 - Suntary, W.J., Grood, E.S., Hefzy, M.S., Butler, D.L., & Noyes, F.R., (1983). Error analysis of a System For measuring threedimen. Sional Motion. Journal of Biomechanical Engineering, 105- 127- 135.
- 21 - Townsend, M.A., Izak, M., & Jockson, R.W. (1977). Total Motion Kneegoniometry. Journal; of Biomechanics, 10, 183- 193.