مجلة جامعة الملك عبدالعزيز: العلوم الهندسية، م ٢٣ ع٢، ص ص: ٢٣٧-٢٥٩ (٢٠١٢م/١٤٣٣هـ)
DOI: 10.4197 / Eng. 23-2.12

تتبع الحركة القلبية في صور الرنين المغنطيسي باستخدام طريقة تسجيل الصور اللاخطي

رنا حدّاد

قسم الهندسة الطبية، كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية، جامعة دمشق، سوريا
haddadrana@yahoo.fr

المستخلص. إن عملية تتبع حركة القلب تساعد الطبيب على تحديد مكان الإصابة الفعلي في العضلة القلبية لمرض ما كالاحتشاء القلبي، وعلى درجة أو نسبة الخطورة الحاصلة للمنطقة المصابة من القلب. لذا فإنه في هذا البحث تم تجريب وتطبيق ثلاث تقنيات مختلفة للتسجيل اللاخطي على الصور القلبية المحصلة بطريقة الرنين المغنطيسي من أجل تتبع حركة القلب والتي تعتبر سريعة وذات سعة صغيرة. أولى هذه التقنيات يعتمد على تطبيق خوارزمية ديمون المرتكزة على مبدأ التمويه البصري، وثانيها تعتمد على تطبيق نقاط تحكم باستخدام طريقة العناصر المنتهية لتتبع مكان تغير إزاحة هذه النقاط، أما ثالث هذه التقنيات فيعتمد على طريقة سبلاين ب (شرائح ب) وحساب الإزاحة بواسطة تحريك الأشكال الحرة. ولقد اعتمدنا على حساب مجموع الفرق التربيعي كمعيار تشابه في طرق التسجيل المذكورة لحساب الإزاحات للحركة القلبية حيث يستخدم في حالات التسجيل لصور من نوع واحد وفي حال وجود ضجيج

ضبابي، كما هو الحال في صور الرنين المغنطيسي. ولقد تبين أن التسجيل المعتمد على طريقة سبلاين ب أعطى أفضل النتائج في تتبع الحركة القلبية، ويمكن استخدامه بكفاءة لتسجيل صور الرنين المغنطيسي للقلب، وبالتالي احتساب حركة القلب.

الكلمات المفتاحية: صور الرنين المغنطيسي، تسجيل الصور الطبية، طرق التسجيل اللاخطية، تتبع حركة القلب.

١. مقدمة

يعتبر القلب من أهم أعضاء الجسم ويعبّر عن حيوية الكائن الحيّ وإن سرعة الكشف عن إصابة هذا العضو أو جزء منه بمرض ما يؤدي إلى تفادي الأذية القلبية أو حتى من الجلطات الدموية والتي بدورها قد تؤدي إلى الموت المفاجئ. أدى تطور العلم والتقنيات بشكل ملحوظ في الآونة الأخيرة إلى توفير المساعدة للأطباء في التشخيص، أو حتى في وضع بروتوكول العلاج المناسب للمريض وذلك بهدف إنجاز تشخيص المرض وعلاجه في وقت أسرع مع تفادي ورود الخطأ في العلاج المقترح وهذا كله أدى إلى أتمتة أساليب التشخيص وطرق العلاج باستخدام عدة منهجيات أو تقنيات منها عملية دمج (fusion)[١] وتسجيل (مطابقة) (registration)[٢-٣] مصادر المعلومات المختلفة باستخدام طرائق التصوير الطبية المتنوعة مثل: الرنين المغنطيسي (Magnetic Resonance Images (MRI))، أو الأشعة السينية X-Ray، أو الطبقي المحوري CT Scan، أو الرنين المغنطيسي المعلّم Tagged MRI... حيث يتطلب عملية تسجيل المعلومات خطوة تحويل بدائية بهدف تعويض الاختلاف الهندسي أو الاختلاف في شدة الكثافة بين مجموعات البيانات، وهو العنصر الرئيسي في تسجيل الصور (أو المطابقة). هذا الأخير أصبح واحداً من أكثر التقنيات استخداماً في مجال الرؤية بالحاسب حيث تتضمن تطبيقاته التدفق البصري (optical flow)، وتحليل الحركة

(motion analysis) وتتبعها واكتشاف الوجه وتخزين الصور الطبية [٤]. وفي بعض الحالات يكون التسجيل الخطي (linear) الممثل بالتحويلات الصلبة (rigid) والتآلفية (affine) كافياً، وفي الحالات الأكثر تعقيداً، مثل تحليل حركة أعضاء الجسم، سوف يتم اللجوء إلى طريقة أعقد وهي طريقة التسجيل اللاخطية (nonlinear) والتي تكون مهمة ومفيدة في رصد الحركات المركبة مثل حركة القلب (cardiac motion) لكونه عضواً له تعقيده من حيث البنية والتراكيب التشريحية المؤلفة له، وللتداخل الكبير بين هذه التراكيب وخصوصاً في حركتها المعقّدة والمتراكبة مع الحركات الأخرى كالحركة التنفسية (respiration motion)[٥]. إن التقنيات المقترحة في مجال تتبع حركة القلب وحساب الإزاحات (displacements) الشاملة لحركة القلب بطريقة التسجيل أصبحت أكثر تطرقاً ودراسةً نظراً للنتائج المقنعة التي تعطيها بالمقارنة مع الطرق السابقة كطرق الانسياب العائم [٦]، أو باستخدام نموذج بدائي بهدف تتبع حواف الأجزاء القلبية وبشكل خاص البطين الأيسر (Left Ventricle (LV))[٧] لكن بشكل عام هذه الطرق مكلفة من حيث الوقت وتحتاج لمعرفة أولية بشكل حواف (كفاف) الأجزاء القلبية (contours). لذا فالهدف من هذا العمل هو دراسة طرق التسجيل اللاخطية وتقييمها في إطار تطبيقها على تصوير القلب التشريحي (anatomical) والديناميكي (dynamical) بالرنين المغنطيسي نظراً لأهمية هذا العضو –القلب– وتتبع حركته، وللاستخدام الواسع والشامل للكشف عن أمراض القلب باستخدام هذه التقنية (MRI)، حيث في حال توصلنا للطريقة الأفضل والأسرع في تتبع الحركة القلبية تمكننا بدورها من الحصول على دلائل عن درجة ومكان توضع الضرر والأذى في العضلة القلبية، وبالتالي تساعد في عملية أتمتة وسرعة الكشف والتشخيص لمرض قلبي ما.

إن الطرق المستخدمة في تتبع الحركة القلبية والمعتمدة على طريقة التسجيل اللاخطية تعتبر قليلة جداً، وأكثرها استخدمت في مجالات أخرى كالدماغ[٨] والصدر (أورام الثدي)[٩،١٠] وتم تطبيقها على أنواع أخرى من التصوير القلبي

ولاسيما أكثرها شيوعاً صور الرنين المغنطيسي المعلّم[١١-١٣]، ولم يتم تطبيقها على القلب باستخدام صور الرنين المغنطيسي العادي. وبما أن الحصول على هذا النوع من الصور أكثر توافراً من تلك الصور المعلّمة لذا فقد اختارت الباحثة ثلاثة من الطرق الأكثر شيوعاً في الاستخدام في التسجيل اللاخطي لتتبع الحركة الصغيرة المطال والسريعة كحركة القلب، لتطبيقها وتجربتها على صور الرنين المغنطيسي للقلب لكون حركته تتمثل في أقل من ثانية واحدة في الدورة القلبية (cardiac cycle (CC)) من أجل المقارنة بين هذه الطرق وإعطاء دلائل لأفضلية استخدام طريقة عن أخرى بأجهزة الرنين المغنطيسي من أجل أتمتة عملية التشخيص لمرض قلبي ما ولاسيما الإحتشاء القلبي (ischemia) عند استخدام تقنية الرنين المغنطيسي في عملية التشخيص والتي كثيراً ما تستخدم لهذا الغرض. وسنعتمد على حساب مجموع الفرق التربيعي كمعيار تشابه في طرق التسجيل المذكورة لحساب الإزاحات للحركة القلبية كونه يستخدم في حالات التسجيل لصور من نوع واحد (mono-modality) على عكس مثلاً معيار المعلومات التبادلية الذي يتيح حساب التشابه بدقة أكبر في حال استخدام التسجيل في مطابقة الصور من مصادر معلومات مختلفة (multi-modality) ويستخدم هذا المعيار (مجموع الفرق التربيعي) أيضاً في حال وجود ضجيج ضبابي كما هو الحال في صور الرنين المغنطيسي المستخدمة في هذه الدراسة.

٢. طريقة تسجيل الصور الطبية Medical Image Registration

٢-١ *المبدأ العام*

طريقة تسجيل الصور هي إحدى أهم طرق معالجة الصور الرقمية[٤]، حيث يمكن اعتبارها طريقة حسابية لتحديد التوافق نقطة بنقطة بين الصور في سلسلة ما، أي تحليل التطور الزمني (الحركة)، أو قد تستخدم كمصدر معلومات إضافية

عن الصور لتقدير الفروق بين الشكل الهندسي و/أو كثافة الصور أو قيم المستويات الرمادية (grey level) لعناصر الصورة (pixels)[١٤]. تشمل طريقة التسجيل على إيجاد دالة تحويل (transform function) رياضي لتعويض التغيرات الهندسية و/أو التغييرات في الكثافة الناتجة مثلاً عن: استخدام عدة تقنيات تحصيل في الصور (MRI, CT, PET, Ultrasound, Tagged MRI...)[١٥-١٩] لدمج الصور أو الاختلاف في شروط، أو هندسة تحصيل الصور، أو في استخدام معلومات مستمدة من عدة أشخاص للمقارنة بين الحالات المختلفة، أو مع الأطلس المرجعي، والهدف من ذلك هو إعادة الصورتين إلى نفس المرجعية الهندسية[٢-٣].

وتتمثل عملية التسجيل في تحديد دالة تحويل T الذي يتعلق بإحداثيات عناصر صورة A المسماة الصورة العائمة (floating) (التي يطبق عادةً عليها دالة التحويل) وعناصر الصورة B التي تسمى الصورة المرجعية (reference) ومن ثم تحقيق المستوى الأمثل لمعيار قياس التشابه (similarity metric) على المعلومات المستمدة من هذه البيانات.

يعرف الفضاء العام الذي يحوي فضائي الصورتين بالعلاقة (1):

$$\Omega_{A,B}^{T} = \left\{ A(x_A) \in \Omega_A / T(x_A) \in \Omega_B \right\} : A,B \qquad (1)$$

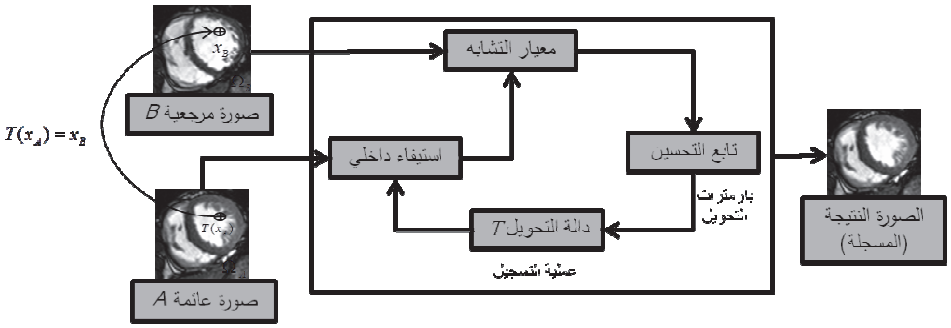
بحيث تحدد العلاقة (2) الكثافة في النقطتين x_A و x_B اللتان تنتميان للصورتين A و B على التتالي:

$$\begin{aligned} A &: x_A \in \Omega_A \mapsto A(x_A) \\ B &: x_B \in \Omega_B \mapsto B(x_B) \end{aligned} \qquad (2)$$

فإن عملية تسجيل الصورة A مع الصورة B بتطبيق دالة التحويل T تعرف بالعلاقة (3):

$$x_A \in \Omega_A \mapsto T(x_A) = x_B \in \Omega_B \qquad (3)$$

ويبين الشكل ١ المبدأ العام لعملية التسجيل بين الصورتين A، B:



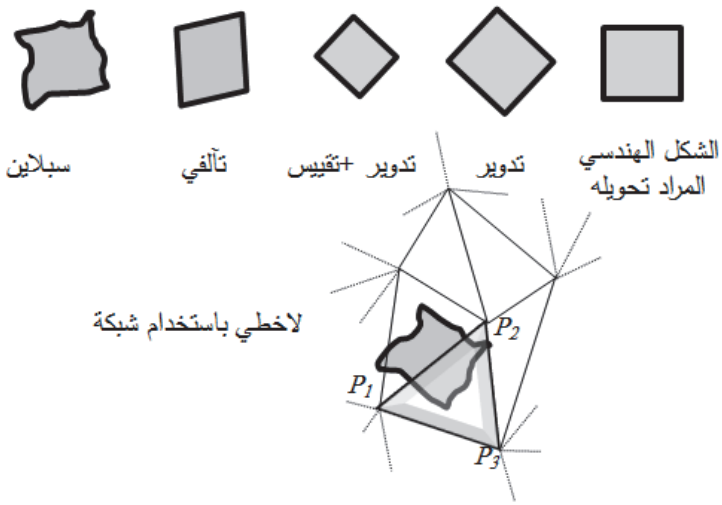
شكل ١. المبدأ العام لعملية التسجيل بين الصورة المرجعية *B* والصورة العائمة *A*.

وتوجد عدة طرق لحساب معيار التشابه بين الصور والذي هو عبارة عن معيار يسمح بتقييم نوعية طريقة التسجيل المستخدمة ويحسب في المجال العام للصورتين $\Omega^{T}_{A,B}$ وجميع الطرق تعتمد إما على إيجاد الفرق في المسافة الإقليدية أو في شدة الكثافة بين الصورتين. من هذه الطرق: مجموع الفرق المطلق (sum of absolute difference)، ومجموع الفرق التربيعي (sum of squared difference) اللذان يستخدمان في حال قياس تطابق الصور من نوع واحد مثل (MRI) فقط أو (Tagged MRI)[١٩]، أما معامل الارتباط (coefficient correlation) والمعلومات التبادلية (mutual information) وغالباً ما يستخدمان في حال مطابقة الصور من أنواع مختلفة مثل (CT/PET) أو (MRI/PET)[١٧،١٦]. ثم يتم حساب أفضل (أمثل) (optimization) تحويلات (الشكل ١) تحت معيار التشابه اعتماداً على الافتراضات والقيود الموضوعة في بداية تسجيل الصور، ويتم إما حلها تحليليًا بإيجاد الخطأ الأصغر للقيم التربيعية (minimize the mean-squared error) أو قد تتطلب طرقاً تكرارية كاستخدام طريقة الانحدار المتدرج (gradient descent).

وهناك عدة تقنيات لتسجيل الصور تعود إلى نوع التغييرات في الصور ومجال الدراسة. وتقسم عموماً إلى خطية ولا خطية[٤]:

الخطية Linear: تستخدم عادةً في الأنظمة الخطية وغالباً ما تُستخدم بهدف تبسيط عملية التسجيل وهي إما تحويلات صلبة و/أو تحويلات تآلفية. والتحويلات الصلبة تؤدي إلى تغييرات شاملة في الصور مثل التحويلات الهندسية (الشكل ٢): انسحاب، تقييس، تحجيم (تصغير) و/أو دوران، أما التحويلات التآلفية وتأخذ بعين الاعتبار العديد من التشوهات المكانية المعتادة.

أسلوب التسجيل غير الصلب أو المرن (اللاخطي) NonLinear: تستخدم لنمذجة التغيرات المكانية الأكثر تعقيداً وبالتالي عندها نحتاج إلى دالة تحويل أكثر تعقيداً لكي يعطي نتائج أدق والمزيد من درجات الحرية (الشكل٢). يتم استخدامها بشكل واسع مع الأجزاء المعقدة كالجسم البشري لذا سيتم شرح بعض من طرقها بشكل موسع لأنه ينصب في مجال هذا البحث.



شكل ٢. بعض نتائج التحويلات الهندسية الصلبة واللاخطية على شكل هندسي (مربع).

٢-١ طرق التسجيل اللاخطية (المرنة) المدروسة

هناك العديد من خوارزميات التسجيل المرنة المقترحة في الدراسات المرجعية ويوجد العديد من دراسات المقارنة التي أُجريت في مجال التصوير الدماغي ونطاق

الصدر باستخدام صور الماموغرام[٩] على سبيل المثال. لكن لا يوجد إلا عدد قليل من الخوارزميات التي جرى اختبارها مع صور القلب ولا سيما باستخدام صور الرنين المغنطيسي المعلّم[١١-١٣] وهناك القليل من الطرق المستخدمة مع صور الرنين المغنطيسي والتي تم اختصارها بعدة محاولات مذكورة في[١٩] حيث قام ماكيلا ورفاقه بدراسة مرجعية شاملة لمختلف طرق التسجيل سواءً بهدف تطابق الصور القلبية من أنواع تصوير مختلفة أو بهدف تتبع الحركة، نذكر منهم: لوتنين ورفاقه[٢٠] الذين طبقوا التسجيل غير الصلب (المرن) معتمدين على تحريك الأشكال الهندسية المشابهة لشكل القلب لتطابق الصور القلبية بمختلف أنواعها. وهناك أيضاً دولكريك ورفاقه[٢١] الذين اقترحوا أسلوب تسجيل غير خطي للصور القلبية بهدف احتساب حركة القلب. إن أغلب الدراسات تعتمد على استخدام صور الفضاء البوزيتروني (PET) لمطابقتها مع الطبقي المحوري[١٧] أو الرنين المغنطيسي[١٦]، فالقليل جداً من الدراسات التي استخدمت طريقة تسجيل الصور في تتبع حركة القلب في مجال تصوير الرنين المغنطيسي[١٩،٢٢] أو صور الرنين المغنطيسي المعلَم[١١-١٣] أو صور الطبقي المحوري وصور الأمواج فوق الصوتية[١٨،٢٣]. لذا من خلال الدراسة المرجعية هذه لمختلف طرق التسجيل اللاخطية ارتأت الباحثة دراسة عدد من الطرق وتطبيقها في مجال تتبع حركة القلب باستخدام صور الرنين المغنطيسي: طريقة ديمون [٢٤]، طريقة العناصر المنتهية[٢٥]، طريقة سبلاين ب (شرائح ب)[١٠] وذلك لشيوع استخدام هذه الطرق في تتبع الحركات ذات السرعة الكبيرة والمطال الصغير أي من رتبة حركة القلب.

أ- طريقة ديمون Demons Algorithm [٢٤]

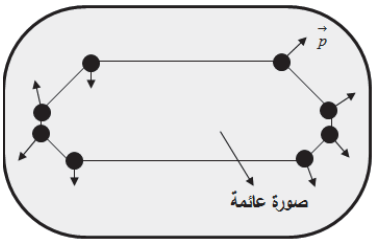
تستند خوارزمية ديمون على مبدأ التمويه البصري (optical flow) التي تسمح بتقدير حركات صغيرة في سلاسل الصور الديناميكية، حيث يعتبر كل صورة كمجموعة من الكفاف (contours) ذو كثافة متناغمة (iso-intensity) حيث

يتم تحريكهم بواسطة شبكة منتظمة من القوى وذلك عن طريق قوة دفع الكفاف $\vec{p}$ باتجاه الناظم (normal) بطريقة تكرارية كما في الشكل ٣ وباعتبار I تمثل الكثافة عند نقطة من الصورة و v تمثل السرعة عندها بالعلاقة (4):

$$\vec{v} = \frac{-I_x \vec{I}_t}{\left|\vec{I}_x\right|^2 + I^2{}_t} \tag{4}$$

حيث تعرف I_t و I_x بـ:

$$I_t = \frac{\partial I}{\partial t} \quad \text{و} \quad \vec{I}_x = \left(\frac{\partial I}{\partial x}, \frac{\partial I}{\partial y}\right)^T \tag{5}$$



شكل ٣. شبكة ديمون مطبقة على الصورة العائمة.

فإنه يعبر عن مطال واتجاه الإزاحة باستخدام منطق التمويه البصري للإزاحات الصغيرة بالعلاقة (6):

$$\vec{p}.\vec{\nabla} b = m - b \tag{6}$$

وبالتالي يعبر عن قوة دفع الكفاف $\vec{p}$ باستخدام علاقة السرعة (4) بالعلاقة (7):

$$\vec{p} = \frac{(a-b)\vec{\nabla} b}{(\nabla b)^2 + \vec{(a-b)}^2} \tag{7}$$

حيث: b تمثل شدة الكثافة في الصورة المرجعية في نقطة P و a شدة الكثافة في الصورة العائمة لنفس النقطة P.

وتكمن مشكلة هذه الطريقة في حساسيتها للوضع الأولي للشبكة على الصورة وتغيرات شدة الكثافة فيها، حيث يتم تحديد الحقل الأولي للإزاحة في الخورازمية بـ D^0 ومن ثم يتم البحث التكراري عن الإزاحات بالعلاقة (8):

$$p^N(x) = \frac{(a(x + p^{N-1}(x) - b(x))\vec{\nabla} b}{(\nabla b)^2 + (a(x + \vec{p}^{N-1}(x) - b(x))^2} \qquad (8)$$

ب- *الطريقة المعتمدة على العناصر المنتهية Finite Elements Method* [٢٥]

هذه الطريقة تقوم بحساب الإزاحات عن طريق تقسيم مجال الصورة إلى شبكة مؤلفة من عدد من العناصر المنتهية ((finite elements (FE)) (مثلثات، مربعات...) ومن ثم يتم حساب الحركة (الإزاحة) u عند كل عقدة لكل عنصر من هذه الشبكة u_i^{el} مثقلاً بدالة الشكل N_i^{el} والذي يعطى بالعلاقة (9):

$$u(x) = \sum_{i=1}^{3} N^{el} u_i^{el}(x) \qquad (9)$$

فالدالة N_i^{el} في العقدة i للعنصر el مع i=1,...3، يعرف كما يلي:

$$N_i^{el} = \frac{1}{2S^{el}}(a_1^{el} + b_1^{el}x + c_1^{el}y + d_1^{el}z) \qquad (10)$$

يتم إيجاد القيمة الدنيا للقوة الكامنة E من أجل كل عقدة i لفضاء عناصر الصورة el العائمة A بما يتناسب مع الصورة المرجعية B والتي يمكن حسابها عن طريق العلاقة (11):

$$E(u_i^{el}) = \int_{\Omega} \sum_{j=1}^{3} u_i^{el^T} B_i^{el^T} D B_j^{el} u_j^{el} \, d\Omega + \mathrm{F} N_i^{el} u_i^{el} \, d\Omega \qquad (11)$$

حيث Ω تمثل مجال الدراسة، F تمثل متجه القوى المطبقة على الجسم المرن وتصبح في مجال تسجيل الصور باستخدام قيم شدة الكثافة بين الصورة العائمة والصورة المرجعية:

$$\int_{\Omega}((A(x)+u(x))-B(x))^2\,d\Omega \qquad (12)$$

و D تمثل مصفوفة المرونة التي تميز خصائص المواد و u متجه الإزاحات و B متجه التشوهات. نجد القيمة الدنيا لهذا الدالة بحل المعادلة (13) :

$$\frac{dE(u_i^{el})}{du_i^{el}} = 0 \qquad (13)$$

فتصبح معادلة القوة (11) كما يلي:

$$\int_{\Omega}\sum_{j=1}^{3} B_i^{el^T} DB_j^{el} u_j^{el}\,d\Omega = -\int_{\Omega}\sum_{j=1}^{3} \mathrm{F}N_i^{el}\,d\Omega \qquad (14)$$

يمكن كتابة هذه المعادلة (14) كنظام مصفوفات لكل عنصر من العناصر المنتهية كالتالي:

$$K^{el}\,u^{el} = F^{el} \qquad (15)$$

حيث K^{el} مصفوفة 9 * 9 مع اعتبار أن:

$$K_{i,j}^{el} = \int_{\Omega} B_i^{el} DB_j^{el}\,d\Omega \qquad (16)$$

و F_j^{el} متجه القوة يعرف بالعلاقة (17) في حالة تسجيل بين الصورة المرجعية والعائمة:

$$F_j^{el} = \int_{\Omega}(A-B)\nabla A\,N_i^{el}\,d\Omega \qquad (17)$$

i,j تشير إلى زوج من العقد للعنصر el وتتفاوت بين ٠ و ٣ حيث تحسب K^{el} و F_j^{el} لكل عنصر el ومن ثم يتم تجميعهم في نظام شامل يشكل حقل التغييرات أي الحركة العامة أو القوة الشاملة للنظام.

ج- *طريقة سبلاين ب B-Splines method* [٢٢,١٠]

في هذه الطريقة يتم التعبير عن الإزاحات على افتراض أنها تتكون من حركتين إحداهما تمثل حركة محلية والثانية تمثل حركة شاملة ويتم التعبير عنهما على النحو التالي بالعلاقة (18):

$$T(x,y,z) = T_{Globale}(x,y,z) + T_{Locale}(x,y,z) \qquad (18)$$

$T_{Global}(x,y,z)$ وهي عبارة عن تحويلات تآلفية بست درجات من الحرية ويعبر عنها كما يلي:

$$T_{Globale}(x,y) = \begin{pmatrix} \theta_{11} & \theta_{12} \\ \theta_{21} & \theta_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \theta_{13} \\ \theta_{23} \end{pmatrix} \qquad (19)$$

$T_{Locale}(x,y,z)$ يتم حساب هذه الحركة بتقنية تعتمد على طريقة تغيير الأشكال الحرة ((Free Form Deformation (FFD): حيث يتم وضع شبكة منتظمة (Φ أبعادها $n_x \times n_y$) فوق الصورة العائمة التي مجالها Ω المحدّد بالعلاقة (20) وتتألف الشبكة من نقاط تحكم منتظمة $\Phi_{i,j}$ وبقياس $n_x \times n_y$ وبالتالي يمكن التعبير عن هذا النوع من التحويلات بالعلاقة (21):

$$\left\{\Omega = (x,y) \middle| 0 \le x \le X, 0 \le y \le Y\right\} \qquad (20)$$

$$T_{FFD}(x,y,t) = \sum_{l=0}^{3}\sum_{m=0}^{3} B_l(u) B_m(v)\, \phi_{i+l,j+m} \qquad (21)$$

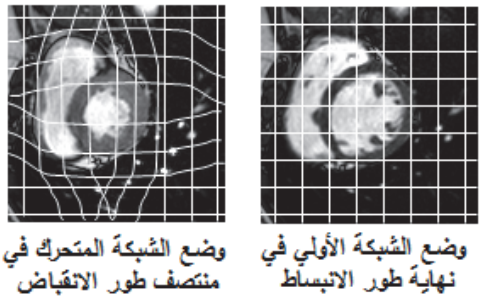
حيث: $i = 1...n_x - 3$, $j = 1...n_y - 3$ مع اعتبار أن مجال الزمن t يمثل عدد اللحظات المحصلة من مجموعة الصور الديناميكية وهي ٣٠ لحظة في حالة الدراسة هذه، و يعرف:

$$i = \left\lfloor x/n_x \right\rfloor - 1;\ j = \left\lfloor y/n_y \right\rfloor - 1;\ u = x/n_x - \left\lfloor x/n_x \right\rfloor;\ v = y/n_y - \left\lfloor y/n_y \right\rfloor \qquad (22)$$

و B تمثل منحنيات سبلاين ب المستخدمة في الخوارزمية والتي هي من الدرجة الثالثة وذلك من أجل المحافظة على استمرارية الأشكال وعدم حصول انقطاع في الحركة المحتسبة وتعطى بمجموعة العلاقات (23) التالية:

$$\begin{aligned} B_0(u) &= (1-u)^3 / 6 \\ B_1(u) &= (3u^3 - 6u^2 + 4) / 6 \\ B_2(u) &= (-3u^3 + 3u^2 + 3u + 1) / 6 \\ B_3(u) &= u^3 / 6 \end{aligned} \qquad (23)$$

يبين الشكل ٤ توضع الشبكة الأولي على الصورة المرجعية في نهاية طور الانبساط، وتوضع الشبكة على الصورة في منتصف طور الانقباض أو الصورة العائمة والتي تمثل لحظة الانقباض الأعظمي للقلب.



شكل ٤. شبكة الأشكال الحرة المطبقة على الصورة المرجعية والعائمة.

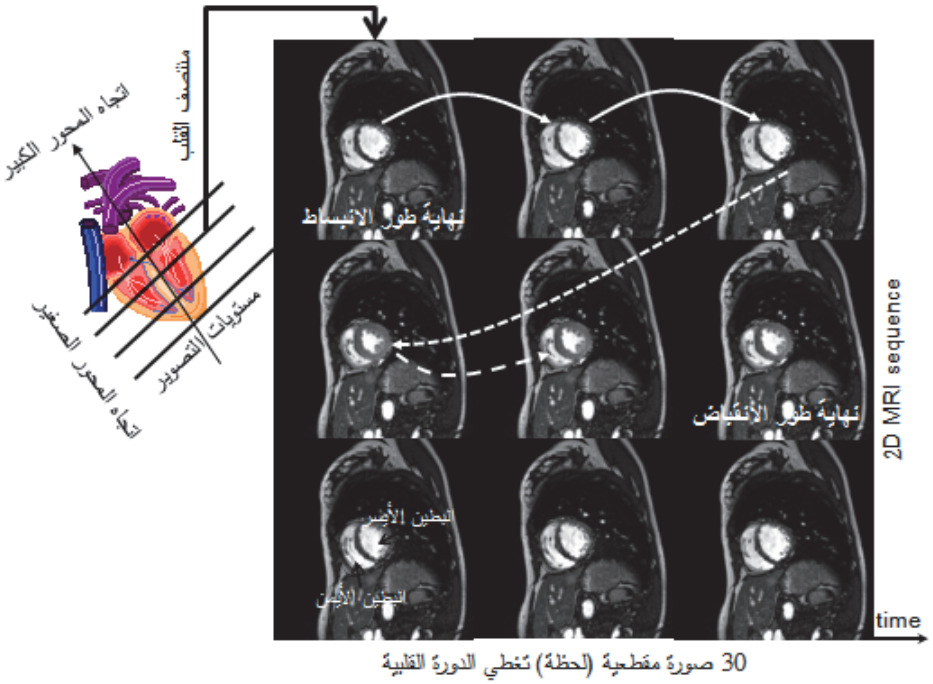
٣. التطبيق العملي: دراسة مقارنة على صور الرنين المغنطيسي القلبي

فيما يلي سيتم التعريف على المعطيات التي تم تطبيق وتجريب الخوارزميات الثلاث عليها من أجل تتبع حركة القلب والبارامترات المطبقة على كل خوارزمية ثم سيتم استعراض النتائج مع دراسة تحليلية لهذه النتائج.

٣-١ المعطيات المحصلة

مجموعة المعطيات المستخدمة لدراسة المقارنة بين الطرق الثلاثة السابقة هي عبارة عن مجموعة من الصور المحصلة بطريقة الرنين المغنطيسي (MRI)، حيث تسمح هذه التقنية بتزويد صور للمكونات القلبية ذات دقة حيزية (spatial) عالية خلال الدورة القلبية ((cardiac cycle (CC) والتي تعتبر مستوى التغيير الزماني لنا (temporal axe)، مع التنويه إلى أن بعض أنواع التصوير الطبي الأخرى (مثل صور الطبقي المحوري CT) تسمح بتحصيل معطيات تشريحية ووظيفية مماثلة في الدقة، ولكن اهتمامنا كان منصباً على هذا النوع من الصور بالإضافة لتوافره لنا لإجراء هذا البحث.

تم تجميع الصور على متطوع سليم خالٍ من الآفات القلبية باستخدام جهاز رنين مغنطيسي ١,٥ تيسلا وقد وقع الاختيار على تصوير مستوى قلبي نستطيع من خلاله تمييز الحركة القلبية بشكل واضح، وهو المستوى الذي يقارب منتصف القلب باتجاه المحور الصغير (short axis) للقلب (انظر الشكل ٥) وتتكون هذه السلسلة من ٣٠ إطاراً (frames) يغطي الدورة الدموية القلبية، أبعاد الصورة (image dimentions) = ٢٥٦ × ٢٥٦، سماكة الشريحة (الصورة) (slice thickness) =١٧ مليمتر، دقة عنصر الصورة (pixel resolution) = ١,٠٥ × ١,٠٥ مليمتر مربع، يوضح الشكل ٥ عدد ٩ إطارات من ٣٠ إطارا من مجموعة صور الرنين المغنطيسي المحصلة حيث يوضح من خلالهما أهم مراحل الدورة القلبية: بداية طور الانبساط (diastolic phase)، ومنتصف ونهاية طور الانقباض (systolic phase).



شكل ٥. سلسلة صور الرنين المغنطيسي 2D الديناميكية.

٣-٢ *بارامترات تطبيق الخوارزميات على صور الرنين المغنطيسي*

تم استخدام مكتبة ITK (InsightToolKit) [٢٦] تحت بيئة C++ لتطبيق مختلف الخوارزميات الثلاث السابقة على مجموعة صور (MRI) القلبية السابقة. في البداية تم اختيار منطقة اهتمام من الصور وذلك بهدف تركيز العمل على الجزء القلبي فقط من الصور، وبهدف تقليص فترة احتساب الحركة (الشكل ٦) ثم تم إعداد بارامترات الخوارزميات الثلاثة لكل خوارزمية على حدة بهدف تطبيقها على الصور القلبية وذلك لإتاحة عمل الخوارزميات على النحو الأمثل. وفيما يلي مختلف المعايير التي طبقت في هذا البحث:

بارامترات خوارزمية ديمون

نحتاج لتحديد الانحراف المعياري للمرشح الضبابي Gausse (σ =٦ pixels) والذي يستخدم هنا لتنعيم الإزاحات، ونحتاج لتحديد عدد النقاط المراد توافقها بين الرسم البياني التدرجي للسويات الرمادية (histogram) للصورتين (٧) والحد الأقصى لعدد التكرارات (١٠٠) وهو لتحديد دالة الأمثلية لهذه الطريقة.

بارامترات خوارزمية العناصر المنتهية

نحتاج لتحديد معيار التشابه، وبالتجربة وجدنا أن معيار التشابه مجموع الفرق التربيعي (SSD : Sum of squared difference) هو الأمثل ويستعمل في حالة وجود ضجيج ضبابي Gaussian ويعطى بالعلاقة (24):

$$SSD = \frac{1}{N} \sum_{i \in \Omega^{T}_{A,B}} \left| A(i) - B(i) \right|^2 \qquad (24)$$

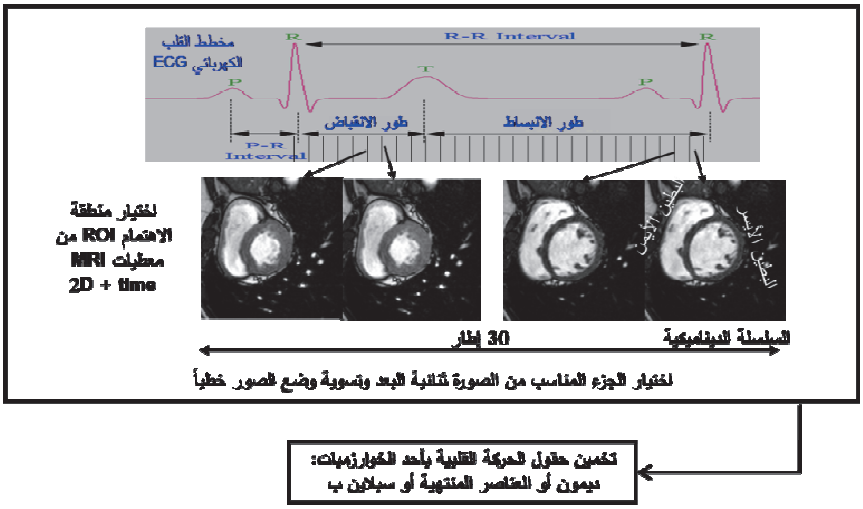
وتم أيضاً تحديد الخطوة الزمنية وهي تمثل عدد التكرارات في إجرائية الأمثلية (١٠) وعدد عناصر الصورة المرتبطة بالعناصر المنتهية (١٢٨)، والحد الأقصى لعدد التكرارات (٧٠) وهو لتحديد دالة الأمثلية لهذه الطريقة وعدد نقاط التكامل في دقة غاوص Gausse (٤).

بارامترات خوارزمية سبلاين ب

نستخدم منحنيات ب من الدرجة الثالثة ويجب تحديد طول الخطوة العظمى للمحسن وهي تمثل القيمة التي لا يجب تجاوزها في إجرائية التحسين (١٥pixels)، وتحديد قياس الشبكة أي عدد النقاط في شبكة المنحنيات (٤٠×٤٠ pixels) والحد الأقصى لعدد التكرارات (٥٠).

٤. النتائج ومناقشتها

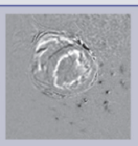
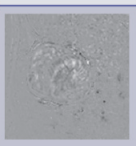
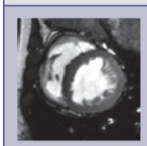
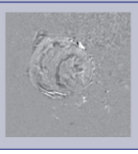
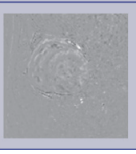
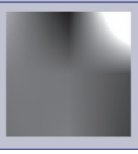
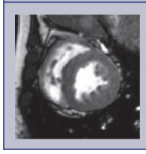
بالنسبة للنتائج سنستعرض هنا مجموعة الصور للحظتين في طور الانبساط والتي تكون فيه الحركة مقاربة للصفر أو معدومة، ولصورتين في منتصف طور الانقباض حيث تكون حركة القلب عظمى. يبين الشكل ٦ الطريقة المطبقة لتسجيل الصور القلبية من اختيار منطقة الاهتمام إلى تطبيق خوارزمية احتساب الحركة.



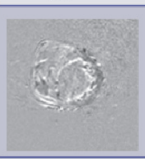
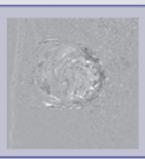
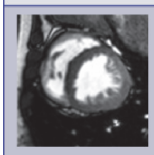
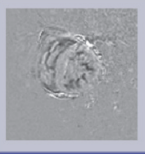
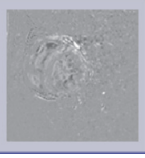
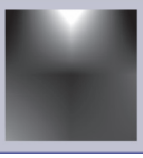
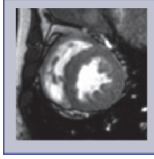
شكل ٦. طريقة تطبيق تسجيل الصور على المعطيات المحصلة.

فيما يلي سنقوم بإدراج النتائج العملية لكل خوارزمية على حدة (جداول ١-٣):

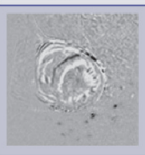
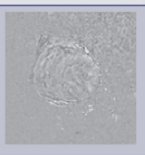
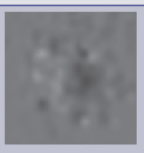
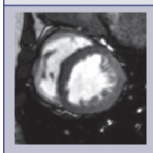
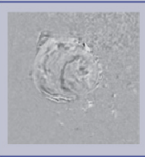
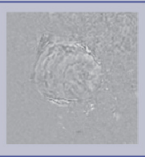
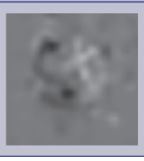
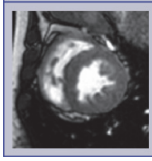
جدول ١. نتائج طريقة ديمون.

طريقة ديمون	الفرق بين الصورتين قبل التسجيل	الفرق بين الصورتين بعد التسجيل	شعاع الحركة باتجاه x	شعاع الحركة باتجاه y	الصورة المسجلة (النتيجة)
في طور الانبساط					
في طور الانقباض					

جدول ٢. نتائج طريقة العناصر المنتهية.

طريقة العناصر الحرة	الفرق بين الصورتين قبل التسجيل	الفرق بين الصورتين بعد التسجيل	شعاع الحركة باتجاه x	شعاع الحركة باتجاه y	الصورة المسجلة (النتيجة)
في طور الانبساط					
في طور الانقباض					

جدول ٣. نتائج طريقة سبلاين ب.

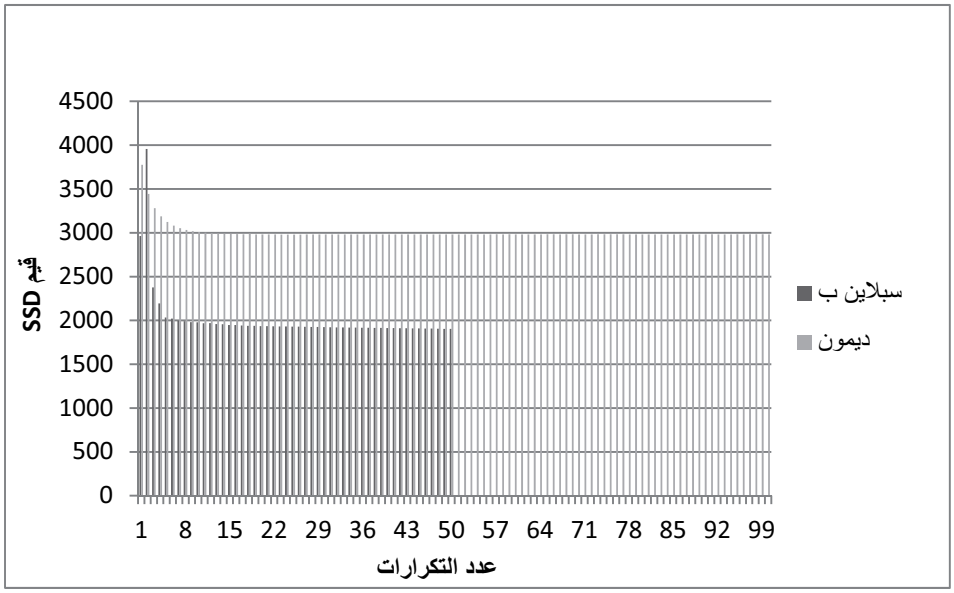
طريقة سبلاين ب	الفرق بين الصورتين قبل التسجيل	الفرق بين الصورتين بعد التسجيل	شعاع الحركة باتجاه x	شعاع الحركة باتجاه y	الصورة المسجلة (النتيجة)
في طور الانبساط					
في طور الانقباض					

يمثل جدول ٤ التالي قيم معيار التشابه مجموع الفرق التربيعي SSD للخوارزميات الثلاثة في لحظة التقلص الأعظمي.

جدول ٤. قيم مجموع الفرق التربيعي للخوارزميات الثلاثة.

الطريقة	قيم SSD قبل عملية التسجيل	قيم SSD بعد عملية التسجيل
ديمون	2963.05	2982.16
العناصر الحرة	2963.05	382902
سبلاين ب	2963.05	1903.16

يلاحظ مما سبق من النتائج: أن قيمة مجموع الفرق التربيعي SSD ينخفض بشكل ملحوظ في طريقة سبلاين بالمقارنة مع القيمة قبل التسجيل وبعده. أما فيما يتعلق بطريقة العناصر المنتهية فإن صورة الفرق التي يتم حسابها بعد عملية التسجيل فإن القوة المطبقة تقوم بتباعد الخوارزمية. وهذا واضح لأن قيمة مجموع الفرق التربيعي SSD بعد عملية التسجيل أعلى بكثير مما كان قبلها (الجدول٤). فمن الواضح أنه مع البيانات المتوافرة لدينا عملية تسجيل الصور بطريقة سبلاين ب تحقق أفضل النتائج. وعلى الرغم من الحصول على نتائج جيدة بطريقة ديمون لكنها ليست بجودة نتائج طريقة سبلاين. ونوضح على الشكل ٧ القيم المختلفة لمجموع الفرق التربيعي لهاتين الطريقتين. أما بالنسبة لطريقة العناصر المنتهية فلا بد من إيجاد إعدادات أفضل للحصول على نتائج أفضل لأنه لم يتضح حتى الآن لماذا أعطت هذه النتائج السيئة على الصور الحقيقية.



شكل ٧. القيم المختلفة لمجموع الفرق التربيعي لطريقتي سبلاين ب وديمون.

٥. الخلاصة والتوصيات

قدم هذا البحث دراسة شاملة لطرق التسجيل غير الخطية بهدف تطبيقها على الصور القلبية، وتكمن مشكلة اختيار هذه الطرائق في أن القلب عضو متحرك وله بنية متراكبة مما أثار الاهتمام بطرق لها علاقة بهذا النوع من الحركة السريعة وذات الإزاحات الصغيرة (حركة القلب بسرعة أقل من ثانية واحدة / دورة قلبية) وبتطبيق خوارزميات الطرائق المنتقاة تم الحصول على نتائج مرضية سمحت لنا بمقارنة هذه الأساليب.

إن هذه الدراسة تحتاج للتطبيق في مجال أوسع إما على نفس النوع من الصور أو حتى على أنواع أخرى مثل صور الطبقي المحوري، بالإضافة إلى إمكانية توسيع منطقة التطبيق لتشمل الصدر والحركة التنفسية، أو حتى بدء التطبيق ليشمل الصور ثلاثية الأبعاد في حال توافرها. ومن خلال هذه الدراسة أيضاً توصلت الباحثة إلى فكرة للتجريب، وهي للتغلب على مشكلة العناصر المنتهية التي واجهت تطبيق هذه الطريقة، وهي تقسيم منطقة الصورة إلى شبكات فرعية وهذا يسمح باستخدام حلول المعادلات التفاضلية الجزئية داخل المجال وفقاً للشروط الحدية. ومن المأمول في المستقبل القريب إيجاد الفرصة لتطوير هذه الخوارزمية.

المراجع

[١] **Behloul, F., Janier, M., Croisille, P.,** *et al.* "Automatic assessment of myocardial viability based on PET-MRI data fusion, *Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Soc.,* pp: 429–495 (1998).

[٢] **Hill, D. L. G., Batchelor, P. G., Holden, M. H.** and **Hawkes, D. J.**, Medical image registration, *Phys. Med. Biol.*, **46** (1): 1–45 (2001).

[٣] **Hajnal, J. V., Hill, D. L. G.** and **Hawkes, D. J.**, *Medical Image Registration*, Boca Raton, FL: CRC Press (2001).

[٤] **Brown, L.G.,** A Survey of Image Registration Techniques**,** *ACM Computer Survey*, Vol. **24**: 325-376 (1992).

[٥] **Cerqueira, M.D., Weissman, N.J., Dilsizian, V.,** *et al.* Standardized myocardial

segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart: A statement for healthcare professionals from the cardiac imaging committee of the council on clinical cardiology of the American Heart Association (AHA). *Circulation,* **105**(4): 539-542 (2002).

[٦] **Planat, A.** and **Magnin, I.E.,** Estimation de mouvement par maillage actif avec prise en compte de discontinuities, *Traitement du Signal*, **18** (5-6): 383-401 (2001).

[٧] **Sermesant, M., Clatz, O., Li, Z., Lanteri, S.,** *et al.***,** Parallel implementation of non-rigid registration using a volumetric biomechanical model. In: *Second International Workshop on Biomedical Image Registration (WBIR),* Philadelphia, PA, USA. LNCS **2717**: 398-407 (2003).

[٨] **Lancaster, J.L., Fox, P.T., Downs, H., Nickerson, D.S., Hander, T.A., El Mallah, M.,** *et al*. Global spatial normalization of human brain using convex hulls. *Journal of Nuclear Medicine*, **40**: 942–55.

[٩] **Diez, Y., Oliver, A., Llado, X.** and **Marti, R.**, Comparison of Registration Methods Using Mamographic Images, *IEEE 17th International Conference on Image Processing* (ICIP'10), pp: 4421-4424 (2010).

[١٠] **Rueckert, D., Sonoda, L.I., Hayes, C.,** *et al.***,** Nonrigid Registration Using Free-Form Deformations: Application to Breast MR Images, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **18** (8): 712–721 (1999).

[١١] **Chandrashekara, R., Mohiaddin, R.H.** and **Rueckert, D.**, Analysis of myocardial motion in tagged MR images using nonrigid image registration, *Proc. SPIE (Medical Imaging 2002: Image Processing)*: 1168–1179 (2002).

[١٢] **Rao, A., Sanchez-Ortiz, G.I., Chandrashekara, R., Lorenzo-Valdes, M., Mohiaddin, R.** and **Rueckert, D.,** Comparison of Cardiac Motion Across Subjects Using Non-rigid Registration, In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'02).* LNCS 2488: 722-729 (2002).

[١٣] **Smal, I., Carranza-Herrezuelo, N., Klein, S., Niessen, W.J.** and **Meijering, E.H.W.,** Quantitative comparison of tracking methods for motion analysis in tagged MRI. In *IEEE international conference on Biomedical imaging (ISBI'11)*: 345-348 (2011).

[١٤] **Baker, S.** and **Matthews, I.**, Lucas-kanade 20 years on: A unifying framework: Part 1: The Quantity Approximated, the Warp Update Rule, and the Gradient Descent Approximation, *International Journal of Computer Vision*, **56** (3): 221–255 (2004).

[١٥] **Cebula, A.T., Gilland, D.R., Parker, J.G.** and **Chen, Y.**, Motion-based, multi-modality image registration for cardiac imaging. In *Proceedings of IEEE international conference on Biomedical Imaging: From Nano to Macro (ISBI'10)*: 508-511 (2010).

[١٦] **Pauna, N., Croisille, P., Costes, N., Reilhac, A.,** *et al.***,** A strategy to quantitatively evaluate MRI/PET cardiac rigid registration methods using a monte carlo simulator. In *Functional Imaging and Modeling of the Heart (FIMH'03)*, LNCS **2674**: 194–204 (2003).

[١٧] **Khurshid, K., McGough, R.J.** and **Berger, K.** Automated cardiac motion compensation in PET/CT for accurate reconstruction of pet myocardial perfusion images. *Phys Med Biol.*, **53**: 5705–5718 (2008).

[١٨] **Ledesma-Carbayo, M.J., Kybic J., Desco, M., Santos, A., Suhling, M., Hunziker, P.** and **Unser, M.,** Spatio-temporal nonrigid registration for ultrasound cardiac motion estimation, *IEEE Transactions on Medical Imaging,* **24**(9): 1113-1126 (2005).

[١٩] **Makela, T., Clarysse, P., Sipila, O.,** *et al*., A Review of Cardiac Image Registration Methods, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **21**(9): 1011-1021 (2002).

[٢٠] **Lötjönen, J.** and **Mäkelä, T.,** Elastic Matching using a deformable sphere, In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention* (*MICCAI'01)*: 541-548 (2001).

[٢١] **Declerc, J., Feldmar, J., Goris, M.L.** and **Betting, F.,** Automatic registration and alignment on a template of cardiac stress and rest reoriented SPECT Images, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **16**: 727-737 (1997).

[٢٢] **Wierzbicki, M., Drangova, M., Guiraudon, G.** and **Peters, T.M.** Mapping template heart models to patient data using image registration. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'04).* LNCS 3217: 671-678 (2004).

[٢٣] **Jasbir, Sra**, Cardiac Image Registration: Rotational Error Correction and Gated Stabilization for Cardiac Motion, *JAFIB*, **2** (4): 856-869 (2011).

[٢٤] **Thirion, J.P.,** Image matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell's Demons, *Medical Image Analysis*, **2**: 243-260 (1998).

[٢٥] **Schnabel, J.A., Tanner, C.S., Degenhard, A.,** *et al.*, Validation of nonrigid image registration using finite-element methods: application to breast MR images, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **22** (2003).

[٢٦] **Yoo, T.S., Ackerman, M.J., Lorensen, W.E.,** *et al.* Engineering and Algorithm Design for an Image Processing API: A Technical Report on ITK - The Insight Toolkit. *Proc. of Medicine Meets Virtual Reality*, J. Westwood (ed.), IOS Press Amsterdam, pp:586-592 (2002).

Tracking the Cardiac Motion in MRI by Using Nonlinear Image Registration

Rana Haddad
Department of Biomedical Engineering, Damascus University, Syria
haddadrana@yahoo.fr

Abstract. The process of tracking the heart motion helps the physicians to locate the actual incidence of myocardial disease like ischemia and on the possible risk degree of the affected area of the heart. In the present work, three different techniques of nonlinear image registration were implemented and applied to cardiac Magnetic Resonance Images (MRI) to track the heart motion, which is fast and small amplitude. The first of these techniques depends on Demons algorithm that is based on optical flow principle and the second approach based on applying control points by using the finite elements method to track the location change displacements of these points, the third technique depends on B-Splines curves and the displacements are calculated by Free Form Deformations (FFD) approach. The sum of squared difference (SSD) has been adopted as a similarity metric for the registration methods mentioned above to calculate the displacements of heart motion that is being used in cases of registering the mono-modality images and in case of Gaussian noise as in MR images. It has shown that the registration method based on B-Spline has given the best results and can be used efficiently for MR images registration and thus calculate the heart displacement.

Keywords: Magnetic resonance imaging, Medical image registration, Nonlinear registration methods, Heart motion tracking.