Journal of Iraqi Al-Khwarizmi Society (JIKhS) Volume:3 Issue: Special 2019 pages: 48-52

دراسة اولية في استخدام الخوارزميات الغير خطية لقياس قيم تعقيد اشارة الساق عند الاصحاء من خلال معالجة صور التباين الليزرية

عادل ابراهيم خليل* وليد احمد النعيمي احمد خضير عباس
جامعة ديالى – كلية التربية للعلوم الصرفة – قسم الحاسوب / العراق – ديالى

نبراس جليل ابراهيم
جامعة ديالى – مركز الحاسبة الالكترونية / العراق – ديالى

adil.khalil.uod@gmail.com, adil.khalil@yahoo.com

الخلاصة

الغرض من البحث: تعتبر الإشارات الفسيولوجية اداة دقيقة لوصف حالة الانسان الصحية. يمكن الحصول على هذه الإشارات من خلال مراقبة تدفق الدم المحيطي في الجلد. تعتبر تقنية التصوير الليزرية Laser speckle contrast imaging (LSCI) أداة تصوير بصرية رائدة توفر معلومات ثنائية الأبعاد حول تدفق الدم في الأوعية الدموية الدقيقة. نقدم هنا دراسة أولية لقياس تعقيد الإشارة التي تم الحصول عليها من الصور الليزرية لتدفق الدم في الاوعية الدموية الدقيقة للساق. لهذا الغرض تم تطبيق احدى الخوارزميات القائمة على مبدأ الانتروبي على سلاسلLSCI الزمنية التي تم الحصول عليها من تدفق الدم المحيطي في الساق لفئتين عمريتين مختلفة سالمة من الامراض.

الطريقة: تم الحصول على صور تدفق الدم في الأوعية الدموية الدقيقة للساق باستخدام تقنية LSCI على ٨ اشخاص سليمين من اية امراض. تم تقسيم الاشخاص إلى فئتين عمريتين. الشباب (٢٠-٣٠ سنة ، العدد = ٤) والمسنين (٥٠-٦٨ سنة ، عدد = ٤). لحساب قيم تعقيد اشارة تدفق الدم في الاوعية الدموية الدقيقة ، طبقنا خوارزمية تعقيد مستندة إلى الانتروبي تسمى Multiscale entropy (MSE) على سلسلة LSCI زمنية تم الحصول عليها من تدفق الدم المحيطي في الساق.

النتائج: بين تطبيق خوارزمية MSE على سلسلة LSCI الزمنية تفوق قيم الانتروبي التي تم الحصول عليها من مجموعة الشباب على قيم الانتروبي التي تم الحصول عليها من مجموعة المسنيين. مع ذلك ، لم يكن هناك فرق احصائي مؤثر بين هاتين الفئتين العمريتين(P = 0.649).

الاستنتاجات: بين هذا البحث امكانية دراسة تأثير الشيخوخة على عمل الأوعية الدموية الدقيقة عن طريق تطبيق خوارزميات التعقيد المستندة إلى الانتروبي على سلسلة LSCI الزمنية. مع ذلك ، لم يكن هناك فرق احصائي واضح على قيم الانتروبي بين الفئات العمرية. هناك حاجة إلى عمل دراسة معمقة اكثر تحتوي على عدد اكبر من الاشخاص لاجراء بحث موسع على النتائج المعروضة في هذه الورقة.

الكلمات المفتاحية :

١- جهاز التصوير الليزري Laser speckle contrast imaging ٢- معالجة الصور الليزرية
٣- تدفق الدم في الاوعية الدموية الدقيقة ٤- تعقيد الاشارة ٥- الانتروبي

١- مقدمة

دخول التقنيات البصرية في مجال التصوير الطبي وفر إمكانيات مثيرة للحصول على معلومات حول الأنسجة . على مدى السنين القليلة الماضية ، تم تطوير العديد من هذه التقنيات لمراقبة تدفق الدم في الاوعية الدموية الدقيقة (Allen 2014) (Bi 2015). تستند العديد من هذه التقنيات على نمط التداخل العشوائي - المعروف باسم نمط الرقعة speckle pattern الذي يتم إنشاؤه من الضوء المنتشر للأشعة المرتدة. Laser speckle contrast imaging (LSCI) هي تقنية تصوير معاصرة توفر صورة ثنائية الابعاد ذات دقة عالية لتدفق الدم في الأوعية الدقيقة بتكلفة منخفضة (Richards 2013). تستخدم LSCI على نطاق واسع في البحوث الطبية بسبب الاداء العالي وعدم الحاجة الى جراحة. تستغل هذه التقنية التقلبات التي تظهر في نمط الرقطة speckle pattern لتوفير معلومات حول تدفق الدم في الأنسجة السطحية (Bi 2015). يتم تسجيل هذه التقلبات في speckle pattern باستخدام كاميرا . يتم حساب تعبير (*K*) speckle contrast بالاعتماد على وقت التعرض للكاميرا (Briers 2007) .

لتقييم عمل الأوعية الدموية الدقيقة في الجلد ، فإن المهمة الصعبة هي كيفية الحصول على المعلومات الفسيولوجية ذات الاهتمام من الصور الطبية. بالتالي تم اقتراح العديد من طرق معالجة الإشارات والصور من أجل السماح لفهم أفضل للخصائص الفسيولوجية الأساسية. من بين هذه الطرق ، أصبح استخدام نظرية المعلومات (Information theory) وخصوصا الانتروبي (Entropy) ذو أهمية كبيرة في المجال الطبي. من بين هذه الادوات هي Sample Entropy (SampEn). مع ذلك فان SampEn يوفر تحليل وحيد النطاق بينما يظهر نظام القلب والاوعية الدموية نطاقات زمنية متعددة لزيادة قدرته على التكيف في بيئة متطورة. بالتالي فإن تعقيد نظام القلب والأوعية الدموية يعمل على نطاقات زمنية متعددة. لهذا السبب لا توفر تحليلات Sample Entropy بمقياس واحد معلومات متعددة المستوى عن سلوك النظام الفسيولوجي المعقد. لذلك تم تقديم Multiscale Entropy (MSE) متعددة النطاقات كأداة مفيدة لمعالجة الإشارات الفسيولوجية في نطاقات زمنية متعددة ، بالاعتماد على نفس المبادئ الاحصائية ل SampEn (Costa 2002). تُستخدم تحليلات MSE على نطاق واسع في البيانات المسجلة من الدورة الدموية الكبرى و لتشخيص أنواع مختلفة من الأمراض ولكن أيضًا يمكن توظيفه لدراسة وظيفة وبنيه الاوعية الدموية الدقيقة.

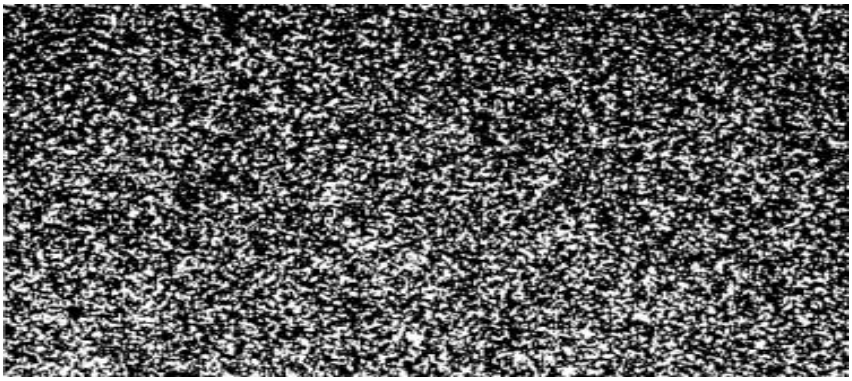
هذا البحث يقدم دراسة اولية لقياس تعقيد الاشارة الفسيولوجية لتدفق الدم في الاوعية الدموية الدقيقة للساق عند الاصحاء. لذلك تم التقاط مجموعة من صور التباين الليزرية (LSCI) لتدفق الدم في الاوعية الدموية الدقيقة للساق. لقياس تعقيد اشارة تدفق الدم في الساق تم تطبيق خوارزمية MSE على بيانات LSCI التي تم الحصول عليها من نظام الأوعية الدموية الدقيقة في جلد الساق. اجريت الدراسة على فئتين عمريتين خالية من الامراض (فئة الشباب ، فئة المسنين).

٢- الخلفية النظرية

٢.١. ما هو speckle ؟

خلال تطور تقنية الليزر التي ظهرت في أوائل ١٩٦٠، لاحظ الباحثون ظاهرة جديدة سميت فيما بعد speckle. يتم إنتاج speckle من خلال تماسك ضوء الليزر. عندما يقوم مصدر الليزر بأسقاط الضوء فوق جزء خشن ، فإن فوتونات ضوء الليزر سوف ترتد من قبل كل من الجزيئات المتحركة والثابتة. يشكّل الضوء المنعكس نمط تداخل من البكسلات الساطعة والداكنة - تسمى speckle - على الكاميرا (Briers 2007). تؤدي الحركات داخل الجسم المضيء إلى تقلبات زمنية في نمط التداخل وهذا النمط هو نمط ديناميكي. وبدلاً من ذلك ، إذا لم تحدث أي حركات داخل الجسم المضيء وكان ضوء الليزر مستقرا فإن نمط التداخل لا يتذبذب بمرور الوقت. وبالتالي يكون ثابت عند وصف النمط. يوضح الشكل (١) speckle pattern نموذجية.

Laser speckle هي ظاهرة عشوائية ويمكن وصفها إحصائياً فقط. لذلك يوفر التحليل الإحصائي في المجال الزمني أو في المجال المكاني معلومات أساسية عن حركة جسيمات الانتشار (Stern 1975).



الشكل ١: نموذجيspeckle pattern

٢.٢. ما هو speckle contrast ؟

عندما يتم تسجيل speckle pattern باستخدام كاميرا CCD ، وبسبب حركات الجسيمات داخل الوسط (مثل حركة خلايا الدم الحمراء في الأنسجة) ، فان نمط speckle pattern يتغير مع تغير عامل الزمن. بالتالي يتم الحصول على صور ديناميكية على الكاميرا. يؤدي وقت التعرض للكاميرا (exposure time, T) عادة من ١ إلى ١٠ مللي ثانية إلى عدم وضوح أنماط speckle patterns . يتم حساب تباين الرقطة (speckle contrast, K) لتحديد مقدار درجة الضبابية (Briers 1996)حيث يمثل K نسبة الانحراف المعياري σ إلى متوسط الكثافة $\langle I \rangle$:

$$K = \frac{\sigma}{\langle I \rangle} = \frac{\sqrt{\langle I^2 \rangle - \langle I \rangle^2}}{\langle I \rangle} \quad (1)$$

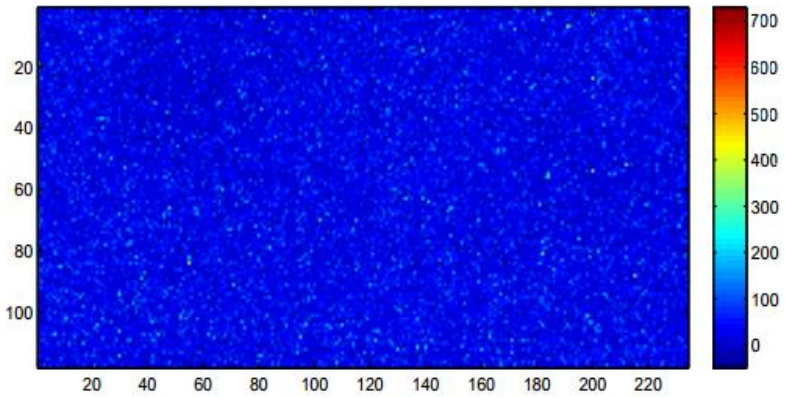
في المعادلة السابقة ، يتم حساب الانحراف المعياري ومتوسط كثافة البكسل في منطقة N حول البكسل P(X,Y).

٢.٣. حساب perfusion من خلال speckle contrast

إذا افترضنا أن الجسيمات المتحركة تتبع توزيع (Lorentzian)، فأن حساب نضح الدم perfusion يتم من خلال المعادلة التالية :

$$Perfusion \sim \frac{1}{K} - 1 \quad (2)$$

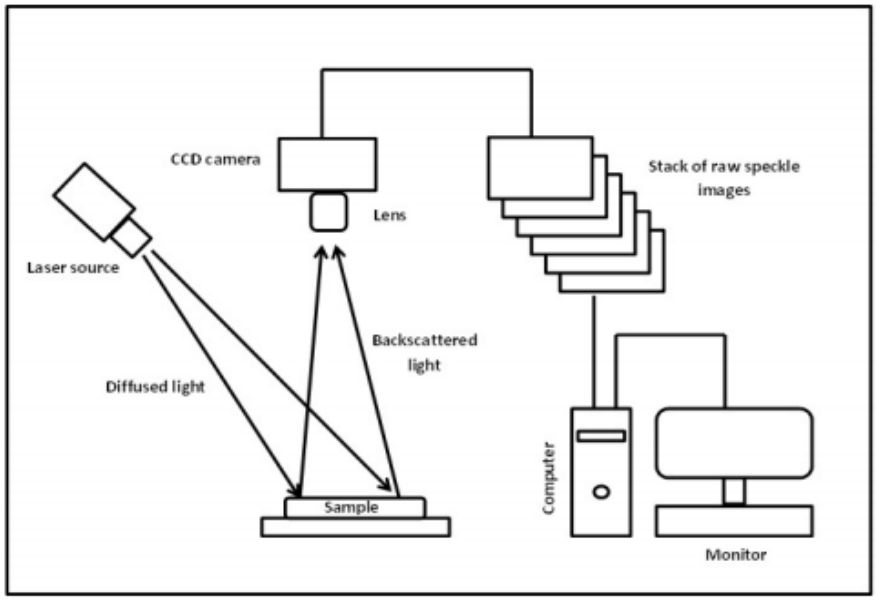
الشكل ادناه يوضح صورة عملية لنضح الدم (**perfusion**)



الشكل ٢: صورة نضح الدم للساق (بحجم ١١٨ × ٢٣٤ بكسل) عند الاسترخاء حيث تم الحصول عليها باستخدام LSCI.

٢.٤. تقنية Laser speckle contrast imaging

أصبحت تقنية LSCI معتمدة على نطاق واسع في مجال الطب الحيوي لبساطة الأجهزة المطلوبة لرصد تدفق الدم. تتكون أجهزة LSCI من مصدر ليزر لإلقاء الضوء على المنطقة ذات الاهتمام مثل الأنسجة ، وكاميرا لاستشعار الضوء المبعثر ، وعدسة لجمع الضوء على مستشعر الكاميرا .(يعرض الشكل ٣ رسما تخطيطيًا لتقنية LSCI) . يتم اسقاط شعاع الليزر والتحكم به لإلقاء الضوء على المنطقة المدروسة ، والتي قد تختلف من بضعة ملليمترات إلى عدة سنتيمترات. وفقًا لشروط النظام يكون ضوء الليزر عادة في المنطقة الحمراء ليقترب من منطقة الأشعة تحت الحمراء لتقليل التأثيرات الناتجة عن امتصاص الهيموغلوبين. يمكن استخدام كاميرا CCD (كاميرا قياسية غير مكلفة تستخدم للحصول على صور ممتازة لتدفق الدم) في LSCI . بالإضافة إلى ذلك ، أثبتت الأبحاث الحديثة أن LSCI يمكنها توفير خرائط عالية الجودة لنضح الدم حتى مع أجهزة تصوير بسيطة مثل الكاميرات الملونة وكاميرات الويب وكاميرات الهواتف (Briers 1996).



الشكل ٣: رسم تخطيطي لنظام LSCI.

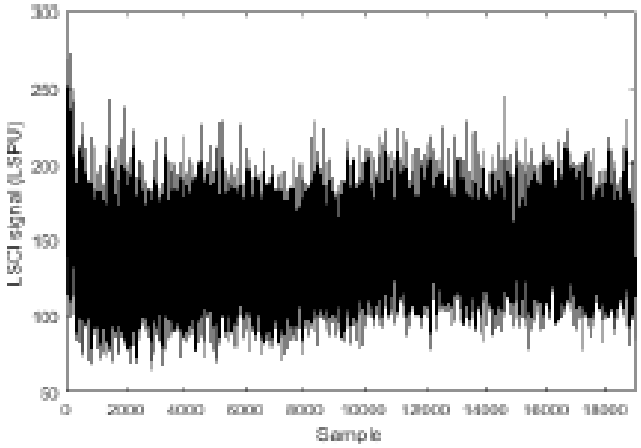
٣- منهجية البحث

٣.١. المجموعة التي تم اختبارها

تم مشاركة ثمانية اشخاص في هذه الدراسة في حالتهم الصحية الطبيعية دون تاريخ مرضي معروف. تم تقسيم الاشخاص إلى فئتين عمريتين : مجموعة شابة و مجموعة مسنين . شملت المجموعة الأصغر اربعة اشخاص تتراوح أعمارهم بين ٢٠ و ٣٠ سنة. تضمنت المجموعة الأكبر سنًا اربعة اشخاص تتراوح أعمارهم بين ٥٠ و ٦٨ عامًا. قبل المشاركة أعطى جميع المشاركين موافقتهم الخطية ، وتم إجراء الدراسة وفقًا لإعلان هلسنكي.

٣.٢. بروتوكول الاختبار

لتطبيق MSE على سلسلة LSCI زمنية ، تم الحصول على جميع صور تدفق الدم من الساق باستخدام تقنية LSCI. يبلغ طول موجة التصوير بالليزر ٧٨٥ نانومتر ووقت التعرض (Exposure time, T) ٦ مللي ثانية. في هذا الجهاز يتم الحصول على الصور الاولية (speckle pattern) في المنطقة المضيئة باستخدام كاميرا CCD بحجم 1038 × 1388 بكسل ، ويتم حساب التباين (speckle contrast, K) بعد ذلك مكانيًا. يتم حساب تدفق الدم (perfusion) من قيم التباين (المحسوب من عكس التباين K). تقنية التصوير بالليزر(LSCI) بحكم تعريفها فهي حساسة للغاية للحركات. لذلك طُلب من الأشخاص أن يكونوا مستلقين دون اجراء اي حركة أثناء الحصول على البيانات. قبل معالجة بيانات LSCI باستخدام المقاييس المستندة ، لم يتم إجراء أي معالجة مسبقة لإزالة التواجد المحتمل للقيم المتطرفة (حرصنا على التحقق من أن القيم المتطرفة إذا كانت موجودة كانت قليلة للغاية وذات سعة منخفضة ،(انظر الشكل ٤).



الشكل ٤: الدورة الزمنية النسبية لتدفق الدم محسوبة من بيانات LSCI خلال ٢٠ دقيقة من الاسترخاء.

في هذا البحث ، تم معالجة ١٩٠٠٠ صورة (حوالي ٢٠ دقيقة) لكل شخص.

٣.٣. طريقة معالجة الصور الليزرية

لتحليل مدى تعقيد سلاسل LSCI الزمنية تم استخدام خطوات معالجة الصور التالية :

١. في أول صورة نضح perfusion image لكل شخص تم اختيار بكسل واحد بشكل عشوائي ، وتم تتبع نضحه مع الزمن لجميع الصور المتعاقبة.

٢. للحصول على إشارة معقولة وتقليل التباين المكاني لتدفق الدم ، تم حساب متوسط قيمة النضح داخل منطقة مربعة (ROI) حول كل من البكسلات المختارة في الخطوة ١ مع الزمن. لهذا الغرض تم اختيار منطقة مربعة بالحجم (31 x 31) بكسل.

٣. يتم حساب قيم MSE لكل سلسلة زمنية وعرضها كدالة لعامل القياس τ (١—٢٦٧).

٣.٤. التحليل الاحصائي

بالنسبة للمجموعتين (مجموعة الشباب ومجموعة المسنين) تم حساب . لمقارنة النتائج بين مجموعة الشباب والمسنينt-testتم إجراء تحليلات إحصائية باستخدام تحليل على المقياس الذي تم دراسته من ١ الى ٢٦٧ . تم اجراء تحليلًا إحصائيًا على هذا الفهرس لمقارنة النتائج بين مجموعة الشباب ومجموعة الأكبر سناً. MSEمتوسط قيم < ٠.٠٥ قيمة مؤثرة.pبالنسبة لجميع التحليلات الإحصائية ، اعتبرت قيمة

٣.٥. نظرية المعلومات (Entropy)

المفهوم الرئيسي لنظرية المعلومات هو الإنتروبي وهو مقياس الشك المرتبط بمتغير عشوائي. وفي هذا السياق، فإن المصطلح يشير عادة إلى شانون انتروبي ، الذي يحدد كمية القيمة المتوقعة للمعلومات الواردة في رسالة ما.

إنتروبي المتغير العشوائي X هو:

$$H(X) = -\sum_{i=1}^{n} p_i \log p_i \qquad (٣)$$

حيث p_i هو احتمالية حدوث المخرج x_i.

الانتروبي لديه الخصائص التالية:

١. $H(x) \geq 0$

٢. $H(x) = 0$ إذا كان وفقط إذا كان المتغير "العشوائي X " لديه نتيجة واحدة فقط (Certain event)

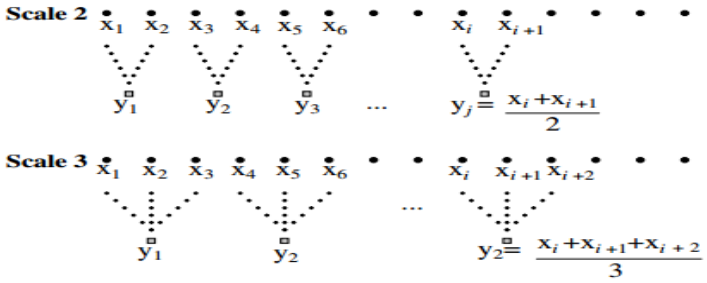
٣. اعلى قيمة للانتروبي يمكن الحصول عليها عندما يمتلك المتغير العشوائي احتمالية متساوية لكافة النتائج.

٣.٦. الانتروبي متعدد النطاق MSE

يهدف نهج MSE إلى دراسة تعقيد النظام الديناميكي عبر نطاقات زمنية متعددة (انظر الشكل 5). بالنسبة لمتجه البيانات أحادي البعد ، { x1، ..... ، xi ، .... xN} ، فإن مجموعات من النقاط المتتالية يتم تجميعها معا لتشكيل مجموعات اصغر وعلى مستويات مختلفة بمقدار (τ). لهذا الغرض ، تنقسم السلاسل الزمنية الأصلية إلى مجموعات غير متداخلة الطول. يتم حساب متوسط نقاط البيانات داخل كل مجموعة. يتم إنجاز الخطوات المذكورة أعلاه لإنشاء المجموعات الزمنية الغير متداخلة باستخدام المعادلة التالية

$$y_j^{(\tau)} = \frac{1}{\tau} \sum_{i=(j-1)\tau+1}^{j\tau} x_i, \qquad 1 \leq j \leq N/\tau. \qquad (4)$$

أخيرًا ، يتم تقييم كل سلسلة زمنية من عن طريق حساب مقياس إنتروبي (SampEn). يتم عرض النتيجة مقابل عامل القياس τ.



الشكل ٥: مخطط يوضح طريقة توليد السلاسل الزمنية لحساب MSE (Costa 2002) .

خوارزمية SampEn هي مفهوم الاحتمال الشرطي : اذا كان هناك مجموعتين فرعيتين مضمنتين قريبتين من بعضهما البعض بالنسبة للنقاط المتعاقبة m ، ضمن حد تسامح معطى r ، فان هاتين المجموعتين ستبقى أيضًا قريبة من بعضها البعض إذا تم تضمين نقطة جديدة أخرى في كل مجموعة فرعية.

بالنسبة لسلسلة لبيانات N ، فان SampEn يتم حسابه بالشكل التالي

$$SampEn(m,r) = \lim_{N \to +\infty} \left\{ -\ln \left[\frac{B^{m+1}(r)}{B^m(r)} \right] \right\}. \qquad (5)$$

حساب SampEn لمجموعة محددة من البيانات يتم عن طريق المعادلة التالية (Moorman 2000)

$$SampEn(m, r, N) = -\ln\left[\frac{B^{m+1}(r)}{B^{m}(r)}\right]. \quad (6)$$

وبالتالي يتم حساب MSE لكل سلسلة زمنية مصنوعة تم إنشاؤها كما في المعادلة التالية .

$$MSE(x, \tau, m, r) = -\ln\left(\frac{n_{\tau}^{m+1}}{n_{\tau}^{m}}\right), \quad (7)$$

حيث يمثل n_{τ}^{m} العدد الإجمالي لأزواج المتجهات المتطابقة (السلاسل الزمنية) عند عامل مقياس τ.

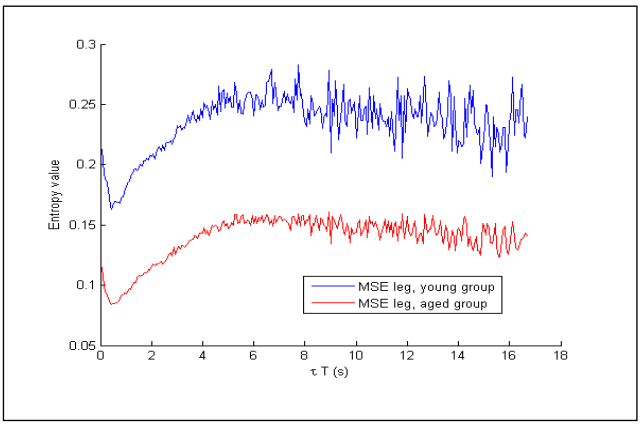
في خوارزمية MSE ، يتم رسم القيم المقدرة لـ SampEn مقابل عوامل القياس τ. تُستخدم قيم الانتروبي هذه لتقييم درجة تعقيد السلاسل الزمنية الطبيعية. يشير السلوك المتزايد أو الثابت لقيم الإنتروبي مقابل زيادة عامل القياس τ إلى أن السلسلة الزمنية الأصلية معقدة للغاية ، وتحتوي على معلومات عبر جداول زمنية متعددة. في المقابل يظهر انخفاض قيم التعقيد مقابل زيادة في قيم عامل القياس τ ان السلسلة الزمنية الأصلية تحمل معلومات فقط عند معامل القياسات τ الصغيرة (Costa 2002).

٤. النتائج والمناقشة

يعرض الشكل (٥) النتائج العملية المتوسطة لـقيم الانتروبي التي تم الحصول عليها عند تطبيق MSE على سلاسل LSCI الزمنية للساق للمجموعات العمرية التي تم اختبارها (الشباب والمسنين). من هذا الشكل يمكن ملاحظة انحدار مستمر لقيم الاننتروبي لتستقر عند الفاصل الزمني ($\tau T = 1$) ثم تعاود الارتفاع مجددا لتستقر على وتيرة ثابتة على طول مقايس النطاق الزمنية التي تم اختبارها. يعود الانحدار في قيم الانتروبي نتيجة عمل القلب المنتظم الذي تم ملاحظته في ابحاث سابقة عند هذا الفاصل الزمني. اضافة الى ذلك يمكن ملاحظة فقدان في قيم تعقيد الانتروبي مع تقدم العمر. يمكننا أن نلاحظ أن قيم الانتروبي التي تم الحصول عليها من المجموعة الأصغر سنا (الأزرق) أعلى من القيم التي تم الحصول عليها من المجموعة العمرية الاكبر سنا (الحمراء). نظام الكائن الحي هو نظام معقد للغاية. يأتي هذا التعقيد من مجموعة واسعة من ردود الفعل التكيفية مع المتغيرات الفسيولوجية المختلفة في البيئة الخارجية. لذلك فإن التعقيد الفسيولوجي للنظام الحي يعكس قدرته على التكيف مع الظروف المتغيرة باستمرار ، والتي ستكون ضرورية لدمج العمليات متعددة النطاقات. بدلا من ذلك ، في ظل حالة خط الأساس ، يعكس الانخفاض المستمر في التعقيد ضعف الاستجابات الفسيولوجية للكائن الحي للتغيرات في البيئة الخارجية . من خلال تطبيق MSE على بيانات الأوعية الدموية للساق ، فقد لوحظ فقدان التعقيد في إشارة الاوعية الدموية الدقيقة بسبب الشيخوخة .

فقدان التعقيد الذي لوحظ مع مجموعة المسنين قد يكون بسبب حدوث خلل في عمل وهيكلية الأوعية الدموية الدقيقة مع تقدم العمر. لقد لوحظ تدهور في أنشطة الأوعية الدموية الدقيقة مع تقدم السن في العديد من الدراسات السابقة (Tikhonova 2010). مع تقدم السن قد يحدث انخفاض في كمية الأكسجين التي تصل إلى الأنسجة ، وعدم الاتزان في عمليات التمثيل الغذائي المهم في عملية البناء والهدم 2010 (Harris). علاوة على ذلك ،مع تقدم العمر قد يظهر انخفاض في أعداد الشعيرات الدموية العاملة ، وعيوب في وظائفها الأساسية بسبب ظواهر مثل فقدان الانتظام ، تدمير وترهل الأوعية الدموية (Tikhonova 2010). وقد تم الإشارة ايضا إن لشيخوخة ترتبط بتثبيط وظيفة بطانة الأوعية الدموية والعمليات الكيميائية الخلوية ، وتدهور الجهاز العصبي(Kenney 2003) .

أن تطبيق MSE على البيانات LSCI يمكن أن يفرق بين المجموعات الأصغر والأكبر سنا باستخدام بيانات LSCI للساق : تقلبات المجموعة الأصغر سنا تظهر تعقيدات أعلى من تلك التي تم الحصول عليها من المجموعة الاكبر سنا. يمكن تفسير فقدان التعقيد في إشارة تدفق الدم في الأوعية الدموية الدقيقة للمسنين كنتيجة للتغيرات التي تحدث داخل القلب والأوعية الدموية مع التقدم في العمر. مع ذلك ، لم تكن هناك فروقات ذات دلالة إحصائية بين المجموعات الأصغر سنا والأكبر سنا على قيم مؤشر الانتروبي التي تم الحصول عليها من MSE على بيانات LSCI للساق ($p=0.649$ ، انظر الشكل٥).



الشكل ٥ : متوسط قيم الانتروبي التي تم الحصول عليها من الساق لمجموعتي الأصحاء من الاشخاص : المجموعة الأصغر سنا (الأزرق) والمجموعة الأكبر سنا (الأحمر) ل ٤ اشخاص في كل مجموعة. لكل مجموعة تم تطبيق MSE على بيانات LSCI. نطاق القياس المستخدم من($\tau = 1 \ to \ \tau = 267$) .

٥. الاستنتاجات والتوصيات

بينت هذه الدراسة أن تقلبات الاشارة الفسيولوجية للاوعية الدموية الدقيقة لدى الأشخاص الأصحاء الشباب معقدة للغاية لكن هذا التعقيد يتناقص مع تقدم العمر. لقد تم التوصل سابقًا الى وجود علاقة وثيقة بين الدورة الدموية الكبرى والصغرى واعتبارهما نظامين مترابطين (Khalil 2014). لذلك فان هذه النتائج تعطي دلالة على امكانية التنبوء بامراض قد تصيب القلب من خلال دراسة عمل الاوعية الدموية الدقيقة. اضافة الى ذلك بين هذا البحث امكانية استخدام الخوارزميات الغير خطية لدراسة عمل الاوعية الدموية الدقيقة من خلال معالجة صور التباين الليزرية لتدفق الدم في الساق.

من اهم المحددات في هذا البحث هو حجم العينه الصغير نسبيا. لذلك نوصي بضرورة تطبيق نفس الدراسة على عينة اكبر بعد التاكد من التوزيع الطبيعي لهذه العينه. اضافة الى ذلك نوصي بتطبيق خوازميات غير خطية جديدة على الصور الليزرية ومقارنتها مع النتائج المعروضة في هذا البحث. تطبيق خوارزميات غير خطية جديدة على اشخاص يعانون من امراض تصيب الاوعية الدموية الدقيقة مثل السكري قد يعطي تصور دقيق عن طرق العلاج والوقاية المبكرة.

المصادر

Allen, J., and Kevin H. 2014. "Microvascular imaging: techniques and opportunities for clinical physiological measurements." *Physiological measurement* 35 (7): R91.

Bi, R. et al. 2015. "Optical methods for blood perfusion measurement theoretical comparison among four different modalities." *JOSA* 32 (5): 860-866.

Briers, J. D. and Webster, S. 1996. "Laser speckle contrast analysis (LASCA): a non scanning, full-field technique for monitoring capillary blood flow." *Journal of biomedical optics* 1 (2): 174-180.

Briers, J. D. 2007. "Laser speckle contrast imaging for measuring blood flow." *Optica Applicata* 37.

Costa, M., Goldberger, A.L., Peng C.-K. 2002. "Multiscale entropy to distinguish between physiologic and synthetic RR time series." *Computers in cardiology* 137-140.

Harris, Norman R., and Rolando E. Rumbaut. 2010. "Age-related responses of the microcirculation to ischemia-reperfusion and inflammation." *Pathophysiology* 8 (1): 1--10.

Kenney, W. Larry, and Thayne A. Munce. 2003. "Invited review: aging and human temperature regulation." *Journal of applied physiology* 95 (6): 2598-2603.

Khalil, A., Humeau-Heurtier, A., Mahé, G., and Abraham, P. 2014. "Laser speckle contrast imaging: age-related changes in microvascular blood flow and correlation with pulse-wave velocity in healthy subjects." *Journal of biomedical optics* 20 (5): 051010.

Moorman, J. S. Richman and J. R. 2000. "Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy." *Am. J. Physiol* 278: H2039–H2049.

Richards, L. M., Kazmi, S. M. S., Davis, J. L., Olin, K. E., and Dunn, A. K. 2013. "Low-cost laser speckle contrast imaging of blood flow using a webcam." *Biomedical optics express* 2269-2283.

Stern, M. D. 1975. ""In vivo evaluation of microcirculation by coherent light scattering."." *Nature* 254.5495.

Tikhonova, I. V., Arina V. T., and Nikolay K. C. 2010. "Time–amplitude analysis of skin blood flow oscillations during the post-occlusive reactive hyperemia in human." *Microvascular research* . 80 (1): 58-64.

A primary study on using nonlinear analysis methods to measure signal complextiy values of leg by processing laser speckle contrast images

Summary

Purpose: The physiological signals are considered as a sensitive measure for describing human state. The evaluation of such signals can be accomplished by monitoring peripheral blood flow in the skin. Laser speckle contrast imaging (LSCI) is a powerful optical imaging tool that provides two-dimensional information on microvascular blood flow. By applying entropy-based complexity measure to LSCI time series, we present herein a primary study measure signal complexity values obtained from leg into two age healthy groups.

Methods: Leg skin microvascular blood flow was studied with LSCI in 8 healthy subjects. The subjects were subdivided into two age groups; younger (20–30 years old, n=4) and older (50– 68 years old, n=4). To compute complexity values of microvascular blood flow, we applied entropy-based complexity algorithm to LSCI time series obtained from laser speckle contrast images of leg.

Results: The application of entropy-based complexity algorithm to LSCI time series presented higher entropy values obtained from young group than the ones obtained from aged group. However, there was no significant difference between these two age groups (p=0.649).

Conclusion: The impact of aging on microcirculation could be estimated by applying entropy-based complexity algorithms to LSCI time series of leg. However, there was no significant difference on complexity values between aged and younger groups. Further studies with more subjects are needed to confirm the results presented in this paper.

Key words:

Laser speckle contrast imaging 2) Image processing 3) Microvascular blood flow 4) Entropy based compexity measures