

## تقدير قيمة تدفق الدم في الدماغ في صور الأوعية الدموية من خلال منحنيات البقاء

م. نسرین سلیمان\*

### الملخص

الهدف: تقدير قيمة تدفق الدم في الدماغ (Cerebral Blood Flow (CBF في الأسيّة الوعائية الدماغية cerebral microvasculature beds لدى المرضى من خلال قياس تغيّر كثافة السويّات الرمادية مع الزمن في صور الأشعة الضليلة الديناميكية للأوعية الدموية المستحصلة بمنظومة تصوير الأوعية الدموية بالطرح الرقمي Digital Subtraction Angiography (DSA).

الطريقة: تعتمد الطريقة المعتمدة في البحث على وضع منطقتي اهتمام (ROIs) ضمن بيئة الـ MATLAB على ملف التصوير Scene file ورسم منحنيات الكثافة مع الزمن. يلي ذلك تطبيق مبادئ معالجة الصورة ومعالجة الإشارة التي شملت فك الطي من خلال نموذج بالاعتماد على التكرار an Iterative Model Based Deconvolution ونظرية متعقب الحركة Tracer Kinetic Theory وطرائق قياس الكثافة من أجل الحصول على قيمة تدفق الدم في الدماغ من خلال منحنيات البقاء.

النتائج والدراسة الإحصائية: كان عدد العينات المقبولة للدراسة من مجمل المرضى الذين شملهم البحث تسعة ذكور (n=9) وأربع إناث (n=4). أُجريت الدراسة الإحصائية للنتائج باستخدام توزع t-student وكانت نتائج قيم تدفق الدم في الدماغ (Cerebral Blood Flow (CBF للمرضى الذكور  $CBF=55.6000 \pm 10.5596$  ml/100g/min في حين كانت نتائج قيم تدفق الدم لمجموعة الإناث كما يأتي:  $CBF=82.0500 \pm 19.0726$  ml/100g/min.

الخاتمة: جرى إيجاد قيم تدفق الدم في الدماغ من خلال منحنيات البقاء Residue Curves وفق طريقة فك الطي من خلال نموذج بالاعتماد على التكرار ومناقشة النتائج. تتميز الطريقة المتبعة في هذا البحث أنها لا تتطلب أي إجراء أو تدخل إضافي على تقنية التصوير (DSA) باستثناء الانتظار حتى اختفاء المادة الضليلة من الأوردة

الكلمات المفتاحية: تصوير الأوعية بالطرح الرقمي، تدفق الدم في الدماغ، نظرية متعقب الحركة، منحنيات البقاء.

\* قائمة بالأعمال في قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة دمشق.

**1 - المقدمة:**

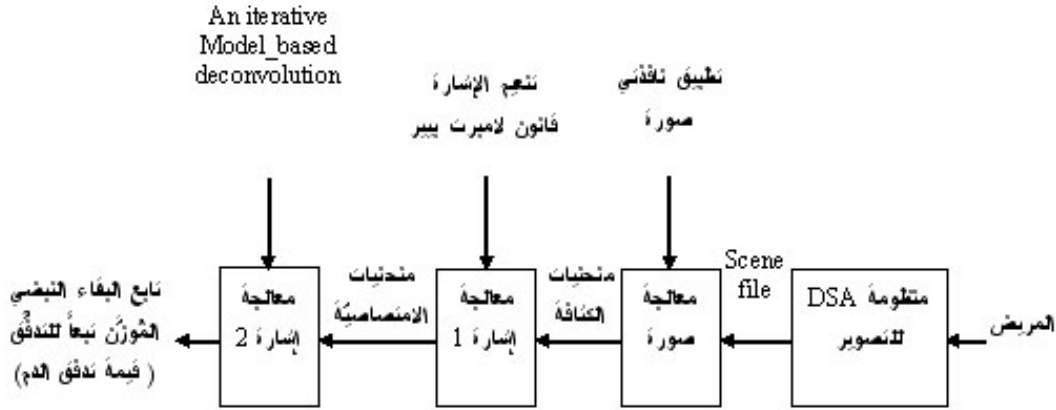
Alzheimer's disease. ومن ثمَّ تعدُّ إمكانية تعديل تدفق الدم في الدماغ CBF تبعاً للكمية الفعلية المطلوبة ووفقاً للمستوى المطلوب لتفعيل الخلايا العصبية مع المحافظة على تدفق الدم الطبيعي في الدماغ فوق العتبة المحددة لنقص التروية الموضَّع Ischemic threshold أمراً بالغ الأهمية [1-3]، وبالغ الصعوبة والتعقيد [4].

**2 - طريقة البحث:**

ترتكز الطريقة المقدمّة في هذا البحث من حيث تطبيقها على إجراء سريري معياري وهو تصوير الأوعية الدموية باستخدام منظومة تصوير الأوعية بالطرح الرقمي DSA. تتألف عملية التصوير من قسمين أساسيين هما تحضير المريض وحقن المادة الظليلة مع التصوير. يُبيّن المخطّط الصندوقي في الشكل (1) خطوات الدراسة العمليّة المتبعة في البحث بدءاً من تصوير المريض حتى إيجاد قيمة تدفق الدم في الدماغ.

تسمح عملية مراقبة قيمة تدفق الدم Blood Flow (وهو حجم الدم الذي يعبر كتلة نسيج mass tissue أو عضو ما خلال واحدة الزمن) بمراقبة تطور الأمراض إذ تتغير هذه القيمة بحسب نوع المرض، فقد يؤدي الخلل في هذه القيمة مثلاً إلى اعتلال شبكية العين أو الكلية إذ يعدُّ تدفق الدم عاملاً مهماً لضمان سلامة وصحة عملهما [1].

كذلك يعدُّ توفير التروية السليمة والضرورية للدماغ أمراً مهماً وحيويّاً من أجل تكامل أداء عمل النظام العصبي المركزي، إذ يؤدي انخفاض تدفق الدم في الدماغ (CBF) تحت قيم محددة ( $20 \text{ mL}/100 \text{ g}/\text{min}$ ) إلى خلل وظيفي، وفي بعض الحالات ( $10-12 \text{ mL}/100 \text{ g}/\text{min}$ ) قد يؤدي إلى موت الخلايا العصبونية. ويعدُّ نقصان هذه القيمة عاملاً أساسياً في أمراض مثل الزهايمر والسكتة الدماغية stroke and

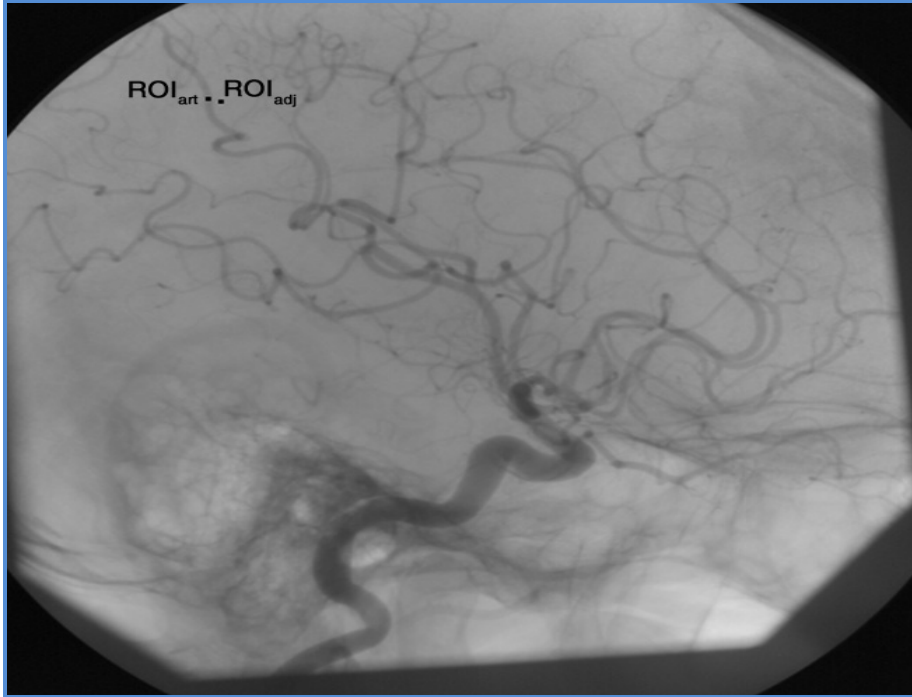


الشكل (1) مخطّط صندوقي يُبيّن المراحل الأساسيّة للبحث بدءاً من تصوير المريض حتى الحصول على قيمة تدفق الدم.

على شريان دماغي بحيث تقع بشكل كامل ضمن جدران الوعاء الدموي، والنافذة الثانية  $ROI_{adjacent}=ROI_{adj}$  تُوضَّع على منطقة نسج (شبكة شعريّة) قريبة من النافذة الأولى بحيث لا يوجد أي أوعية دموية ظاهرة. تكون نافذتا الصورة مربعتي الشكل ولهم الأبعاد نفسها [5].

دُرِسَتْ وُحِّلَتْ ملفات التصوير Scene files الناتجة عن استخدام منظومة تصوير الأوعية بالطرح الرقمي (DSA). تعتمد طريقة البحث على وضع منطقتي اهتمام (نافذتي صورة) ضمن بيئة الماتلاب على الإطار الذي تكون فيه المادة الظليلة واضحة بأكثر شكل ممكن من ملف التصوير. النافذة الأولى  $ROI_{artery}=ROI_{art}$  تُوضَّع

- يبيّن الشكل (2) توضع نافذتي الصورة  $ROI_{art}$ ،  $ROI_{adj}$  على الإطار (frame) رقم (22) من ملف التصوير (2) لأحد المرضى. ترتبط صحة القياس بأمرين أساسيين هما:
1. اختيار حجم نافذة الشريان بحيث تقع بشكل كامل ضمن الوعاء الدموي.
  2. اختيار حجم نافذة منطقة الاهتمام الميكروية بحيث تطابق حجم نافذة الشريان.
- تجدر الملاحظة أن حجم نافذتي الصورة  $3 \times 3$  في أثناء عملية القياس.



الشكل (2) توضع نافذتي الصورة (منطقتي الاهتمام)  $ROI_{art}$ ،  $ROI_{adj}$  على الإطار رقم (22) من ملف التصوير (2) لأحد المرضى.

- 1-2-1-2 متطلبات عملية التصوير في هذا البحث:
 

تتطلب عملية قياس التدفق منظومة تصوير ذات دقة حيزية spatial resolution مرتفعة ودقة زمنية temporal resolution مرتفعة [6]. حُدِّتْ متطلبات عملية التصوير على الشكل الآتي:

  1. مُعدّل الإطار (6 Fps): وهو عدد الإطارات ضمن الثانية (Frames per second) الأكبر المتوفّر ضمن منظومة التصوير. استُخدمتْ هذه القيمة (6Fps) من أجل إيجاد قيمة تدفق الدم في الدماغ في العديد من البحوث كما في [7].
  2. البدء بعملية التصوير قبل حقن المادة الظليلة (الجرعة) بمدة زمنية (2-3Sec) وذلك من أجل تحديد قيمة كثافة السويات الرمادية المرجعية في منطقتي الاهتمام قبل مرور المادة الظليلة.
  3. استمرار عملية التصوير حتى اختفاء المادة الظليلة من الأوردة (نهاية الطور الوريدي) من أجل الحصول

بالمعالجة المطلوبة بمنحنى البقاء للنسيج  $m(t)$ . يرتبط تابع البقاء للنسيج  $m(t)$  بتابع الدخل الشرياني  $c_{in}(t)$  بالعلاقة (1) [6,5,3].

$$m(t) = c_{in}(t) \otimes (F.R(t)) \quad (1)$$

$m(t)$ : تابع البقاء للنسيج.

$c_{in}(t)$ : تابع الدخل الشرياني.

$R(t)$ : تابع البقاء النبضي.

$F$ : تدفق الدم.

$F.R(t)$ : تابع البقاء النبضي الموزن تبعاً للتدفق.

$\otimes$ : معامل الطي Convolution operator.

حُدِّتْ قيمة تدفق الدم في الدماغ CBF من بارامترات تابع البقاء النبضي الموزن تبعاً للتدفق بعد تمثيله بنموذج محدد [9,5].

**3-1 نموذج تابع البقاء النبضي الموزن تبعاً للتدفق**  
F.R(t) [9]:

يُمَثَّلُ تابع البقاء النبضي الموزن تبعاً للتدفق من خلال تابع أسي أحادي متخامد decaying monoexponential function؛ وذلك بالاعتماد على توابع عبور وعائية نموذجية. يعدُّ هذا النموذج مناسباً مادام أنَّه يجري استعادة منحنى  $m(t)$  المقيس بدقة من خلال طي منحنى تركيز الدخل لمنطقة الاهتمام  $c_{in}(t)$  مع النموذج المقترح لتابع البقاء النبضي الموزن تبعاً للتدفق (المُمَثَّل من خلال تابع أسي متخامد) [10,5]. يوضح الشكل (3) تابع بقاء نبضي نموذجي موزن تبعاً للتدفق.

على منحنى الكثافة مع الزمن خلال الأطوار الوعائية الثلاثة (الشرياني والشعري والوريدي).

**4.** إيقاف الحركة والبلع والتنفس بشكل كامل بهدف إلغاء الأخطاء الناتجة عن الحركة مهما كان سببها قدر الإمكان.

**5.** اختيار المساقط المطلوبة من عملية التصوير بحيث تسمح بعرض الأوعية الدماغية بأفضل شكل ممكن من أجل التقليل من تراكم مساقط هذه الأوعية خلف بعضها بعضاً والتخفيف من أثر التآرجح الكبير لقيم الكثافة في الخلفية، لذلك جرى تجنب الحصول على مساقط أمامية خلفية Anterior Posterior (AP) projections والاكتماء بالمساقط الجانبية أو المائلة Lateral or Oblique projections [8].

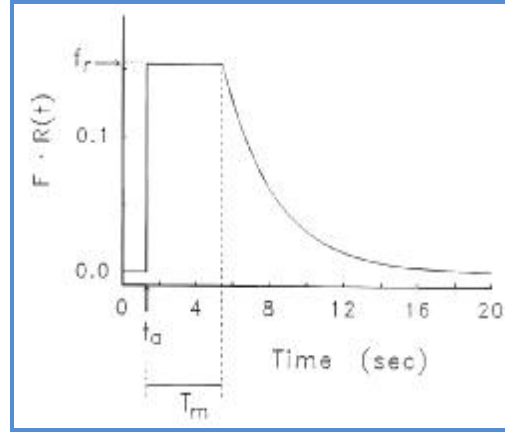
نذكر أنه أُجْرِيَتْ هذه الدراسة ضمن الدقة الحيزية لمنظومة التصوير المستخدمة (منظومة تصوير الأوعية بالطرح الرقمي). بشكل عام ترتبط الدقة الحيزية للجهاز بعدة عوامل هي البقعة المحرقة لأنبوب الأشعة والدقة الحيزية لمقوي الصورة image intensifier الذي يعبر عنه باستخدام تابع odulation transfer function أو بالدقة الحيزية للكاشف السطحي Flat-panel detector المستخدم لتشكيل الصورة الإشعاعية في الأجهزة الرقمية. يعبر عن الدقة الحيزية بوحدة mm/pixel.

### 3- منحنيات الكثافة مع الزمن:

تُقاسُ تَغْيِرَاتُ كثافة السويات الرمادية والحصول على منحنيات الكثافة مع الزمن الناتجة عن كل نافذة على حدة. ندعو منحنى الكثافة مع الزمن الناتج عن النافذة الأولى ROI<sub>art</sub> بعد القيام بالمعالجة المطلوبة بمنحنى الدخل الشرياني  $c_{in}(t)$ ، في حين ندعو منحنى الكثافة مع الزمن الناتج عن النافذة الثانية ROI<sub>adj</sub> بعد القيام

$F.R(t)$  أي زمن العبور من الشريان المدروس إلى مدخل منطقة الاهتمام.  $T_m$ : المدة الزمنية التي تكون خلالها كامل النبضة موجودة ضمن المنطقة  $ROI_{adj}$ .

يمكن التعبير عن نموذج  $F.R(t)$  وفق العلاقة (2). تُحدَّدُ بارامترات التابع الممثل لـ  $F.R(t)$  وهي  $f_r, t_a, T_m, k$  انطلاقاً من منحني تركيز الدخل المقيس  $c_{in}(t)$  ومنحني البقاء لمنطقة الاهتمام  $m(t)$ .



الشكل (3) نموذج تابع البقاء النبضي المُوزَّن تبعاً للتدفُّق  $F.R(t)$  إذ  $f_r$ : مطال  $F.R(t)$  خلال المدة الزمنية التي تكون فيها كامل النبضة موجودة ضمن منطقة الاهتمام  $ROI_{adj}$  وهي تتناسب مباشرة مع قيمة التدفُّق الموضعي  $F$  ضمن منطقة الاهتمام.  $t_a$ : زمن ظهور

$$F.R(t) = \begin{cases} 0, & 0 \leq t \leq t_a \\ f_r, & t_a \leq t \leq (t_a + T_m) \\ f_r \exp[-k(t - t_a - T_m)], & t \geq (t_a + T_m) \end{cases} \quad (2)$$

تُستخدَمُ خوارزمية فك طي بالاعتماد على التكرار An iterative Model-based deconvolution لإيجاد التابع  $F.R(t)$ .

بالرجوع إلى العلاقة (1) يكون معلوم لدينا كل من  $c_{in}(t)$  و  $m(t)$  ونقوم بإيجاد بارامترات التابع  $F.R(t)$  لتقدير قيمة تدفق الدم في منطقة الاهتمام  $ROI_{adj}$ .

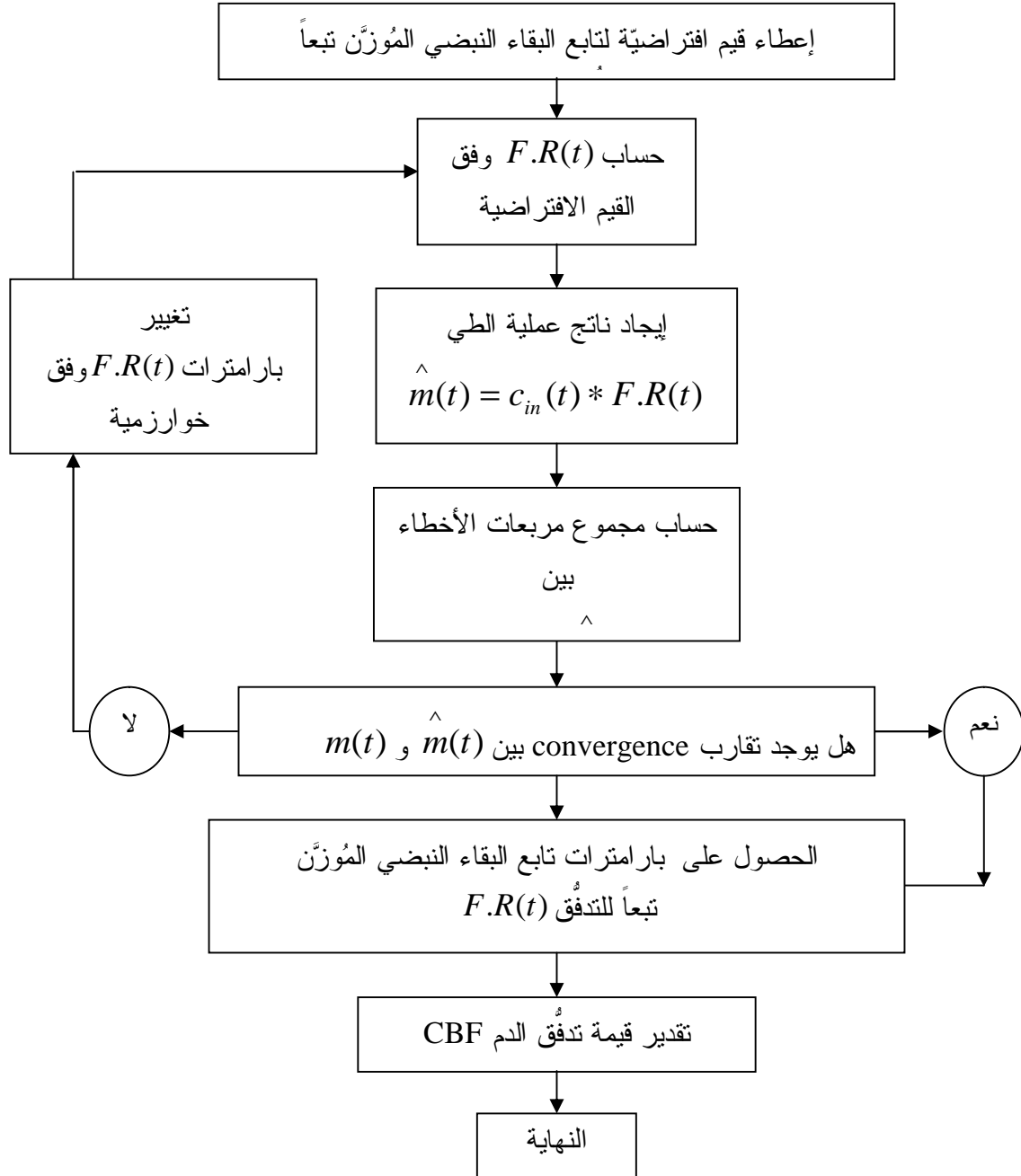
يُوضَّح الشكل (4) المراحل التفصيلية لخوارزمية فك الطي من خلال نموذج بالاعتماد على التكرار لإيجاد التابع  $F.R(t)$ . طُبِّقَت هذه الخوارزمية في بيئة ماتلاب البرمجية. كما استُخدمَت هذه الخوارزمية لفك الطي في العديد من البحوث [10،5].

$f_r$ : مطال  $F.R(t)$  خلال المدة الزمنية التي تكون فيها كامل النبضة موجودة ضمن منطقة الاهتمام  $ROI_{adj}$  وهي تتناسب مباشرة مع قيمة التدفُّق الموضعي  $F$  ضمن منطقة الاهتمام.

$t_a$ : زمن ظهور  $F.R(t)$  أي زمن العبور من الشريان المدروس إلى مدخل منطقة الاهتمام.

$T_m$ : المدة الزمنية التي تكون خلالها كامل النبضة موجودة ضمن المنطقة  $ROI_{adj}$ .

$k$ : مُعدَّل خروج الجرعة من منطقة الاهتمام.

الشكل (4) خوارزمية فك الطي من خلال نموذج بالاعتماد على التكرار لإيجاد التابع  $F.R(t)$ .

كبير من العينات لأسباب مختلفة كالحركة الواضحة في ملفات التصوير أو لعدم تحقيقها الشروط المطلوبة.

#### 4-2 منحنيات الكثافة مع الزمن:

جرى إيجاد منحنيات الكثافة مع الزمن للمرضى الذين شملهم البحث، ونعرض فيما يأتي منحنيات الكثافة مع

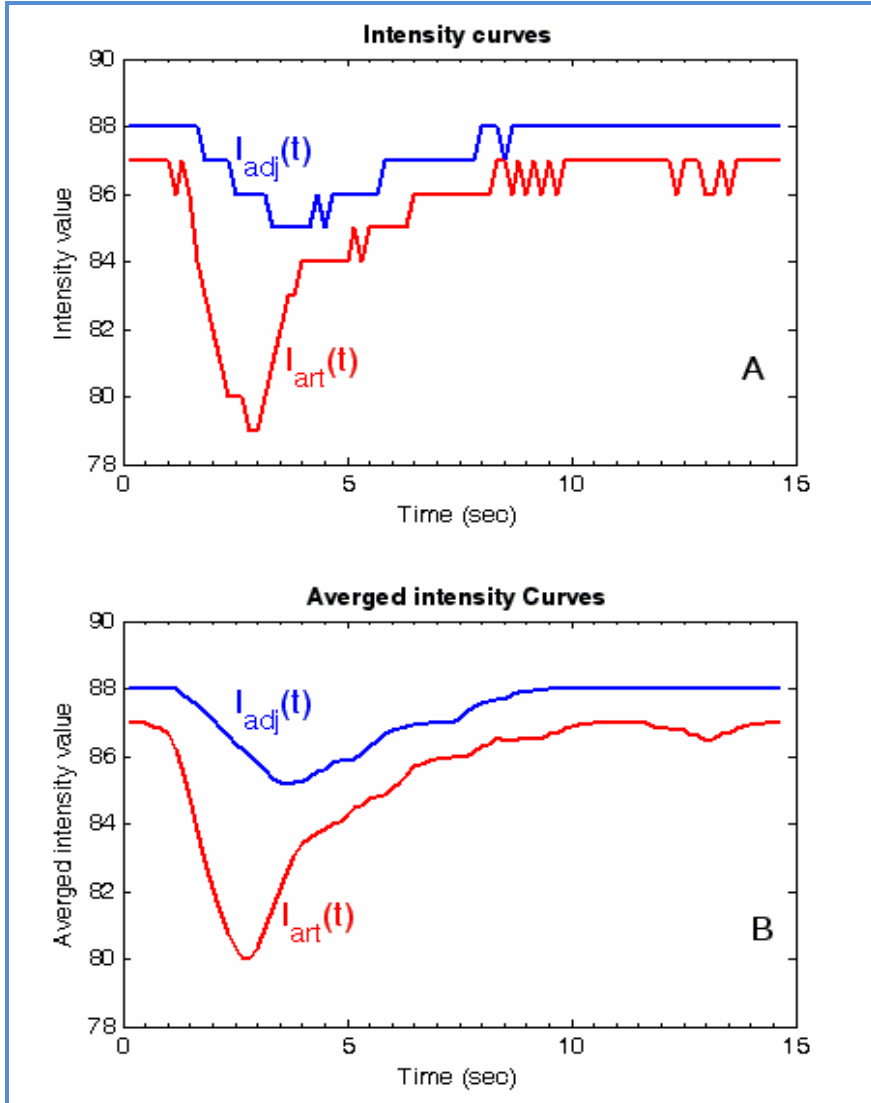
#### 4- النتائج والدراسة الإحصائية:

##### 4-1 توزع العينات:

شملت العينة المدروسة المرضى الدماغيين من الجنسين فكان عدد الحالات النهائية المقبولة للدراسة تسعة ذكور (n=9) وأربع إناث (n=4)؛ وذلك بعد أن استُثني عدد

منحنيات الكثافة مع الزمن بعد أن وُسِّطَ زمنياً بمعدل 7 frames وإزاحة قدرها 1 frame. تسمح عملية التوسيط الزمني بتخفيض الضجيج [6,3].

الزمن للمريض (9) مع الإشارة إلى مراحل معالجة الصورة والإشارة التي نُفِّدَتْ. إذا أخذنا بالحسبان مقياس الكثافة على سُلَّم السويات الرمادية ضمن المجال (0-255) من أجل عمق بت Bit Depth قدره (8). يُوضَّح الشكل 5- (A) منحنيات الكثافة مع الزمن المقيسة في حالة المريض (9)، في حين يوضَّح الشكل 5- (B) مُتوسِّط



الشكل (5) منحنيات الكثافة مع الزمن للمريض (9). (A) منحنيات الكثافة مع الزمن لكل من الشريان  $I_{art}(t)$  ومنطقة الاهتمام  $I_{adj}(t)$  المقيسة فوق معطيات ملف التصوير الناتجة عن منطقة الاهتمام الشريانية  $ROI_{art}$  ومنطقة الاهتمام الميكروية  $ROI_{adj}$  على التوالي. (B) منحنيات الكثافة مع الزمن بعد أن وُسِّطَ زمنياً.

$m(t)$  إلى الزمن الذي يعود فيه منحنى  $m(t)$  إلى قيمة الامتصاصية المرجعية  $baseline\ absorbance$  وهنا نَمَيَّر حالتين [5]:

1- إذا كانت قيم المنحنيين خلال تلك المدة متطابقة:

يمكن الحصول على منحنى الامتصاصية مع الزمن للشريان فقط  $abs_{art}(t)$  من خلال طرح  $m(t)$  من  $abs_{am}(t)$  وذلك لأن  $m(t)$  تُمَثِّل قيم الامتصاصية ضمن منطقة وعائية ميكروية  $microvasculature$  متوضعة فوق الشريان وتحت (الخلفية). تتناسب قيمة الامتصاصية مع الزمن في الشريان مع كمية المادة الظليلة الموجودة ضمن النافذة الشريانية عند ذلك الزمن.

2- إذا كانت قيم المنحنيين خلال تلك المدة غير متطابقة: فإنه قبل أن يُطْرَحَ منحنى  $m(t)$  من منحنى  $abs_{am}(t)$ ، يُضْرَبُ منحنى  $m(t)$  بالنسبة  $abs_{am}(t)/m(t)$  المحسوبة خلال المدة الزمنية التي تمتد من 50% من قمة  $m(t)$  وحتى الزمن الذي يعود فيه  $m(t)$  إلى قيمة الامتصاصية المرجعية.

يبيِّن الشكل (7) منحنى الامتصاصية مع الزمن للشريان فقط  $abs_{art}(t)$  للمريض (9).

حوَلَّت منحنيات الكثافة مع الزمن إلى منحنيات الامتصاصية مع الزمن من خلال تطبيق قانون لامبرت بيير، إذ يعطى قانون لامبرت بيير بشكل عام بالعلاقة الآتية [11].

$$A = \log_{10} \frac{I_0}{I} \quad (3)$$

A: قيمة الامتصاصية.

$I_0$ : قيمة الكثافة المرجعية.

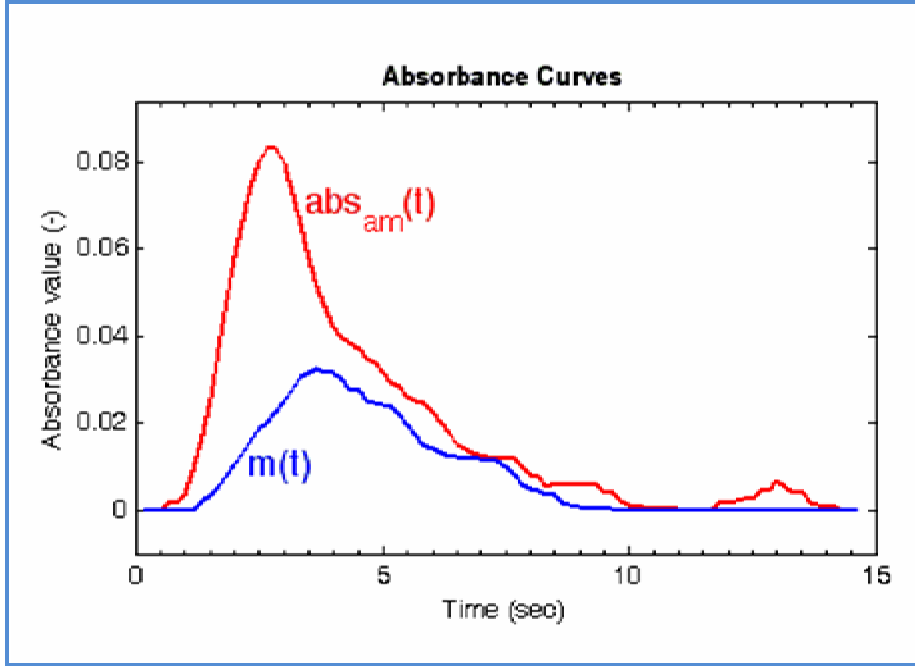
I: قيمة الكثافة.

في هذه الدراسة ( $I_0$ ) قيمة الكثافة المرجعية المقاسة قبل مرور المادة الظليلة في حين تمثِّل قيمة (I) قيمة الكثافة المقاسة في أثناء مرور المادة الظليلة.

يُوضَّح الشكل (6) منحنيات الامتصاصية الناتجة عن النافذتين  $ROI_{art}$  و  $ROI_{adj}$ . يُمَثِّل منحنى  $abs_{am}(t)$  قيمة الامتصاصية الناتجة عن النافذة  $ROI_{art}$  وعن المنطقة الميكروية المتوضعة فوق الشريان وتحت، في حين يُمَثِّل منحنى  $m(t)$  قيمة الامتصاصية في منطقة الاهتمام الميكروية  $ROI_{adj}$ .

للحصول على منحنى الامتصاصية مع الزمن للشريان فقط  $abs_{art}(t)$ ، نقارن بين منحنى الامتصاصية مع الزمن لنافذة الشريان  $abs_{am}(t)$  ومنحنى منطقة الاهتمام  $m(t)$  خلال المدة التي تمتد من نحو 50% من قمة منحنى

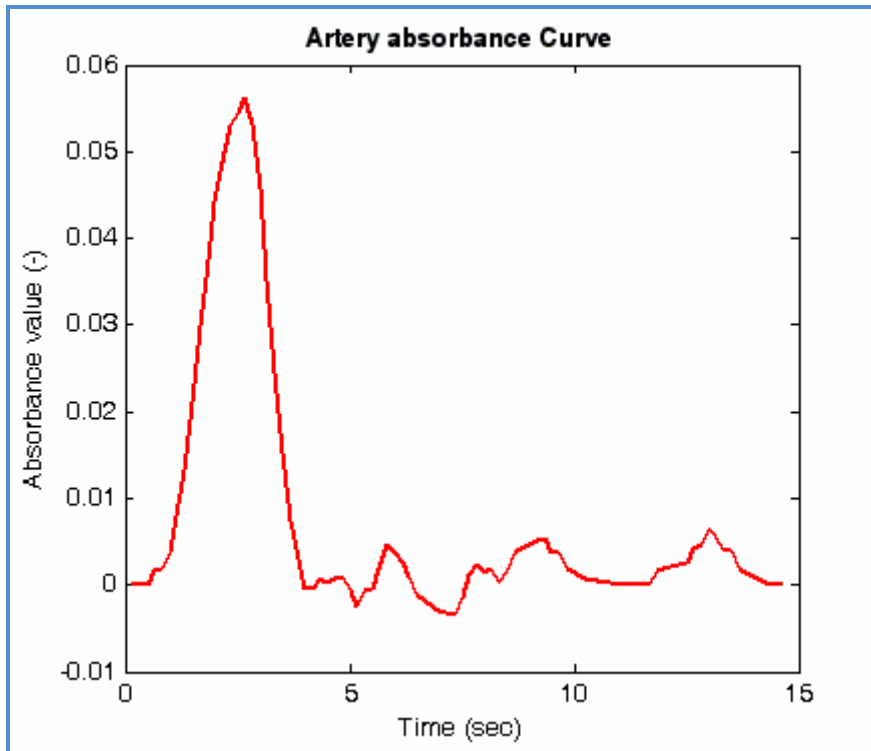




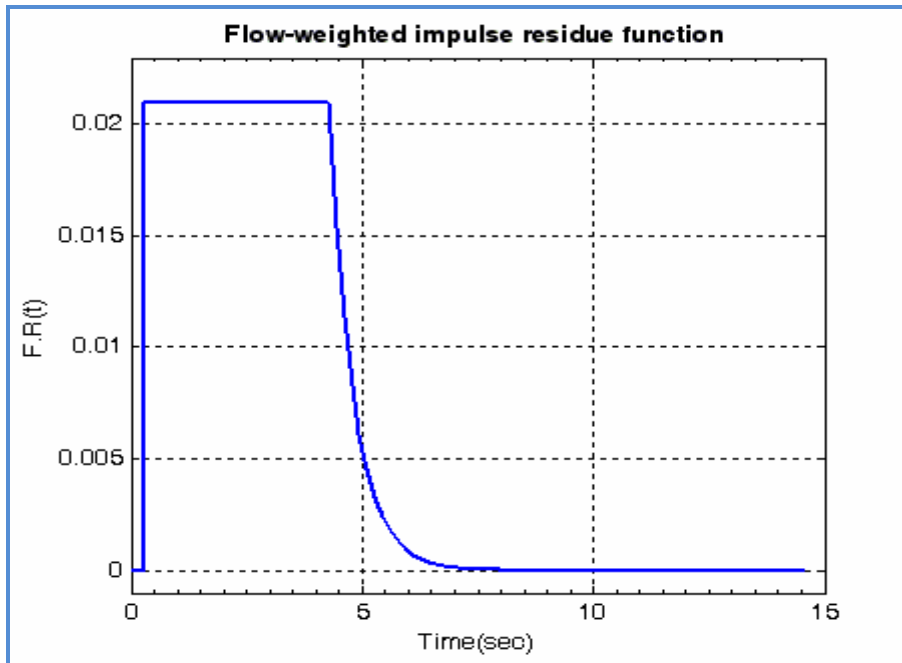
الشكل (6) منحنيات الامتصاصية مع الزمن للمريض (9).  $abs_{am}(t)$  منحني الامتصاصية مع الزمن الناتج عن النافذة  $ROI_{art}$  وعن المنطقة الميكروية المتوضعة فوق الشريان وتحتة.  $m(t)$  منحني الامتصاصية مع الزمن الناتج عن منطقة الاهتمام الميكروية  $ROI_{adj}$ .

إذا عدنا أن تركيز المادة الظليلة ضمن النافذة الشريانية متجانس فإن الامتصاصية في الشريان تتناسب بشكل مباشر مع قطر الشريان. حسب منحني تركيز الدخول لمنطقة الاهتمام  $ROI_{adj}$  الذي نرمز له بـ  $c_{in}(t)$  من خلال تقسيم الامتصاصية في الشريان على قطر الشريان. عدت أقطار الأوعية التي توضع النافذة الشريانية فوقها مساوية للواحد. في هذه الحالة يكون منحني الامتصاصية مع الزمن للشريان فقط  $abs_{art}(t)$  مطابقاً لمنحني تركيز الدخول لمنطقة الاهتمام  $c_{in}(t)$ .

يوضح الشكل (8) التابع  $F.R(t)$  الناتج عن عملية فك الطي بين  $m(t)$  و  $cin(t)$  للمريض (9) وفق خوارزمية فك الطي من خلال نموذج بالاعتماد على التكرار، في حين يمثل الخط المستمر في الشكل (9) ناتج عملية الطي بين  $F.R(t)$  (الشكل (8)) مع منحني الدخول  $c_{in}(t)$  مما يدل على قدرة النموذج المقترح لـ  $F.R(t)$  على استعادة  $m(t)$ .



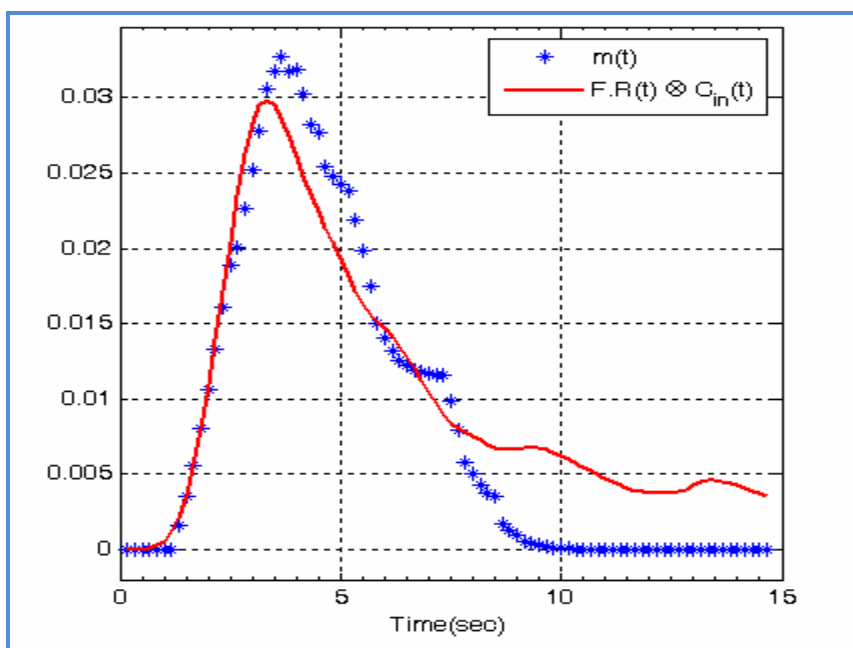
الشكل (7) منحنى الامتصاصية مع الزمن للشريان فقط  $abs_{art}(t)$  للمريض (9).



الشكل (8) تابع البقاء النبضي الموزن تبعاً للتدفق  $F.R(t)$  للمريض (9). جرى إيجاد  $F.R(t)$  من خلال فك الطي بين منحنى الدخل الشرياني

$c_{in}(t)$  ومنحنى البقاء لمنطقة الاهتمام  $m(t)$  للمريض نفسه. كانت بارامترات التابع على الشكل الآتي:  $fr=0.0210$ ,  $ta=0.2750$ ,

$$.Tm=3.9950, k=0.3071$$



الشكل (9) يُمثّل الخط المستمر ناتج عملية الطي بين  $F.R(t)$  (الشكل (8)) ومنحنى الدخل الشرياني  $C_{in}(t)$  المقيس فوق منطقة الاهتمام الشريانية  $ROI_{art}$  للمريض (9). تشير القيم الممثلة بـ \* إلى قيم منحنى البقاء  $m(t)$  المقيسة مباشرةً فوق منطقة الاهتمام  $ROI_{adj}$ .  
 3-4 النتائج والدراسة الإحصائية لمجموعة الإناث:  
 راوحت أعمار الإناث ضمن المجال 28-76 year بمُتوسط قدره 56.2500 year. يُبيّن الجدول (1) عينات الإناث. يُمثّل العمود الأول الرقم المتسلسل في حين يُمثّل العمود الثاني عمر المريضة يليه في الأعمدة الآتية كل من: قيمة التدفق لكل مريضة CBF مقدرة بوحدة (ml/100g/min) ومتوسط قيمة التدفق  $\overline{CBF}$  والانحراف المعياري لقيم التدفق. استُخدم توزيع t-student من أجل دراسة النتائج إحصائياً، كانت قيمة تدفق الدم في الدماغ CBF في مجموعة الإناث عند مجال ثقة 95% بالشكل الآتي:

$$CBF = 82.0500 \pm 19.0726 \quad (ml/100g / min)$$

الجدول (1): قيم تدفق الدم مقدرة بوحدة (ml/100g/min) للمرضى الإناث.

#	Age (year)	CBF (ml/100g /min)	$\overline{CBF}$ (ml/100g /min)	std(CBF) (ml/100g /min)
1	56	94.2000	82.0500	11.9878
2	65	63.0000		
3	76	81.0000		
4	28	90.0000		

$\overline{CBF}$  (ml/100g/min) ومتوسط قيمة التدفق  $CBF$  والانحراف المعياري لقيم التدفق. استُخدمَ توزيع  $t$ -student من أجل دراسة النتائج إحصائياً، كانت قيمة تدفق الدم في الدماغ  $CBF$  في مجموعة الذكور عند مجال ثقة 95% بالشكل الآتي:

$$CBF = 55.6000 \pm 10.5596 \quad (ml / 100g / min)$$

الجدول (2): قيم تدفق الدم مقدرة بوحدة (ml/100g/min) للمرضى الذكور.

#	Age (year)	CBF (ml/100g /min)	$\overline{CBF}$ (ml/100g /min)	std(CBF) (ml/100g /min)
1	45	44.4000	55.6000	13.7375
2	56	75.6000		
3	40	57.6000		
4	57	44.4000		
5	28	68.4000		
6	54	66.6000		
7	49	43.2000		
8	30	66.6000		
9	37	33.6000		

الدماغ عند الإنسان فقد كان هذا العدد (7) حالات في

[13]، و(8) حالات في [14].

§ إنَّ قيم التدفق والعوامل المؤثرة فيه كالعمر وجنس المريض والنشاط الذهني *mental activity* للدماغ مسألة نقاش بين الباحثين. كما أنه لا توجد قيم واضحة ودقيقة لتدفق الدم في الدماغ إذ تعتمد هذه القيمة على العديد من العوامل الفيزيولوجية والتشريحية والتقنية المستخدمة لإظهار مخططات الأوعية [15-18].

#### 6-الخلاصة:

أمكن إيجاد قيم تدفق الدم في الدماغ من منحنيات البقاء في صور الأشعة الظليلة الديناميكية للأوعية الدموية المستحصلة بمنظومة تصوير الأوعية الدموية بالطرح الرقمي (DSA) وفق طريقة فك الطي بالاعتماد على

#### 4-4- النتائج والدراسة الإحصائية لمجموعة الذكور:

راوحت أعمار الذكور ضمن المجال 28-57 year بمتوسط قدره 44.0000. يُبين الجدول (2) عينات الذكور. يُمثل العمود الأول الرقم المتسلسل في حين يُمثل العمود الثاني عمر المريض يليه في الأعمدة الآتية كل من: قيمة التدفق  $CBF$  لكل مريض مُقدرة بوحدة

#### 5- المناقشة:

تعدُّ هذه الدراسة الأولى من نوعها في جامعة دمشق حتى تاريخه وهي تفتح الباب أمام خط جديد من تطوير البحث العلمي، كما أنَّ هذا البحث يُقدِّم معلومات وخبرات مفيدة جداً للباحثين في المجال الهندسي وفي مجال الأشعة. ولا بدَّ في نهاية هذا البحث من الإشارة إلى مجموعة من الملاحظات الضرورية:

§ تعدُّ التقنيات التي تعتمد على منحنيات الكثافة مع الزمن لإيجاد تدفق الدم الأكثر انتشاراً بين الباحثين. كما أنَّ قياس مُعدَّل التدفق في الأوعية داخل الشجرة الوعائية المخية أمر صعب [12].

§ على الرغم من أنَّ عدد الحالات المدروسة قد يكون منخفضاً نسبياً فإنه يبقى مقبولاً مقارنةً بعدد الحالات المدروسة في العديد من البحوث لإيجاد تدفق الدم في

- نموذج من خلال التكرار ونظرية متعقب الحركة ومناقشة النتائج.
- §تدفق الدم في الدماغ Cerebral Blood Flow (CBF).
- §معامل الطي Convolution operator.
- §تتابع أسّي أحادي متخامد decaying monoexponential function.
- §دقّة حيزيّة Spatial resolution.
- §دقّة زمنيّة Temporal resolution.
- تتميز الطريقة المتبعة في هذا البحث لقياس تدفق الدم في الدماغ أنها لا تتطلب أي إجراء أو تداخل إضافي على تقنية التصوير باستثناء الانتظار حتى اختفاء المادة الظليلة من الطور الوريدي، كما يمكن الاستفادة من هذه الدراسة وتطويرها ليُدْرَسَ التدفق وفق تقنيات تصوير أخرى كالرنين المغناطيسي، أو من أجل استقصاء محدد كما في حالة التشوهات الشريانية الوريدية [8] أو أم الدم [19].

#### مسرد المصطلحات:

- §تصوير الأوعية بالطرح الرقمي Digital Subtraction Angiography (DSA).
- §نظرية متعقب الحركة kinetic theory Tracer.
- §منحنيات البقاء Residue Curves.
- §المنطقة موضع الاهتمام Region Of Interest (ROI).

## المراجع

- [10] Axel L. 1983 - Tissue mean transit time from dynamic computed tomography by a simple deconvolution technique. *Investigative radiology. USA. Vol. 18, No.1* PP.94-99.
- [11] Baldini F, Giannetti A. 2005 - Optical chemical and biochemical sensors: new trends. *Proceedings of SPIE, the International Society for Optical Engineering. Vol. 5826, PP. 485-499*
- [12] Axel L. 1980- Cerebral blood flow determination by rapid-sequence computed tomography: theoretical analysis. *Radiology. Vol.137 N.3 PP.679-686.*
- [13] Gelmers HJ, Beks JW, Doorenbos H. 1979 - Regional cerebral blood flow studies in patients with pituitary tumours. *Acta Neurochirurgica. Austria. Vol.51 , No.1-2 PP.87-90*
- [14] Divani Aa, Qureshi Ai, Hoffman Kr, Suri Mf, Kirmani Jf. 2006 - Comparison of asymmetry in cerebral blood flow between brain hemispheres using digital subtraction angiography. *Journal of Neuroimaging. USA. Vol. 16, Issue.2 PP.139-145.*
- [15] Helenius J. 2004 - Brain diffusion and perfusion magnetic resonance imaging in healthy subjects and in patients with ischemic stroke, carotid stenosis, and leukoaraiosis. *Academic Dissertation, University of Helsinki, Institute of Clinical Medicine, Department of Neurology, Faculty of Medicine. Finland. ISBN 952-10-1616-7*
- [16] Matsuda H, Maeda T, Yamada M, Gui LX, Tonami N, Hisada K. 1984 - Age-matched normal values and topographic maps for regional cerebral blood flow measurements by Xe-133 inhalation. *Stroke; a journal of cerebral circulation. United States Vol. 15, No.2 PP.336-342*
- [17] Konopka M, Pilch-Kowalczyk J, Hartel M, Gibifska J , Pilch-Kowalczyk M , Zymon-Zagraska A, Sasiadek M, Baron J. 2004 - Permeability surface in suspected infarct and penumbra areas of the brain in acute
- [1] Srinivasan V. 2011- Absolute blood flow measured by optical methods. *The international society for optics and photonics.*
- [2] Cruz J. 2003 - Expensive cerebral blood flow measurements alone are useless and misinformative in comatose patients: a comprehensive alternative. *Arquivos de neuro-psiquiatria. Brazil Vol.61 , No 2A. PP.309-312*
- [3] Nabavi DG, Cenic A, Craen RA, Gelb AW, Bennett JD, Kozak R, Lee TY. 1999 - CT assessment of cerebral perfusion: experimental validation and initial clinical experience. *Radiology. Vol.213 , No.1 PP.141-149*
- [4] Peterson E C, Wang Z, Britz G. 2011- Review Article: Regulation of Cerebral Blood Flow. *International Journal of Vascular Medicine.*
- [5] Clough A V, Al Tinawi A, Linehan J H, Dawson C A. 1994 - Regional Transit Time Estimation From Image Residue Curves. *Annals Of Biomedical Engineering. Vol.22, No.2 PP.128-143.*
- [6] Schrijver, Ir. M. 2002 - Angiographic Image Analysis to Assess the Severity of Coronary Stenoses. *PH.D thesis. University of Twente .The Netherland*
- [7] Ohkuma H, Manabe H, Tanaka M, Suzuki S.2000 - Impact of cerebral microcirculatory changes on cerebral blood flow during cerebral vasospasm after aneurysmal subarachnoid hemorrhage. *Stroke.Vol.31 , No.7 PP. 1621-1627*
- [8] Todaka T, Hamada J, Kai Y, Morioka M, Ushio Y. 2003 - Analysis of mean transit time of contrast medium in ruptured and unruptured arteriovenous malformations: a digital subtraction angiographic study. *Stroke. Vol. 34, No. 10 PP.2410-2414*
- [9] Al Tinawi A. 1994 - Biomechanics of dog pulmonary vascular bed. *doctorate dissertation. USA.*

- ischemic stroke patients. Polish Journal of Radiology. Vol.69 , No.3 PP.87-93
- [18] Tomandl BF, Klotz E, Handschu R, Stemper B, Reinhardt F, Huk WJ, Eberhardt KE, Fateh-Moghadam S. 2003 - Comprehensive imaging of ischemic stroke with multisection CT. Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc. United States. Vol.23 , No.3 PP.565-592
- [19] Tenjin H, Asakura F, Nakahara Y, Matsumoto K, Matsuo T, Urano F, Ueda S. 1998 - Evaluation of intraaneurysmal blood velocity by time-density curve analysis and digital subtraction angiography. American journal of neuroradiology. Vol. 19, No. 7 PP.1303-1307 .