

## تصوير الانتشار في الدماغ بالمرنان الوظيفي

خالد محمد عبده سعيد و سهام الطرابيشي  
و فخري كتوت و مازن الدغلي

قسم الفيزياء - كلية العلوم - جامعة دمشق - سورية

تاريخ الإيداع 2008/06/04

قبل للنشر في 2009/01/18

### الملخص

كان للتقدم الذي طرأ على تصوير التجاوب المغنطيسي الصدى الكبير الذي لقيه تصوير الانتشار في تقييم الدماغ. فمنذ الدراسات الأولى التي حظيت بها إمكانية تصوير وقياس الحركة المكروية لجزيئات الماء في الدماغ وحتى الآن، كان لتصوير الانتشار وما يتحدر منه أثره في تقييم إصابات الدماغ المتعددة، وبشكل رئيسي في الاحتشاءات، وفي حالات أخرى للدماغ. وإن معرفة مبادئ تصوير الانتشار وتطبيقاته مهمة نظراً لأن المعلومات المشتقة من قياسات الانتشار يمكن أن تحسن فهمنا للعمليات المرضية وتؤثر في رعاية المريض. ولهذا قمنا من خلال أجهزة تصوير التجاوب المغنطيسي المتوافرة في كل من مستشفى الأسد الجامعي ثم مستشفى دار الشفاء الخاص ومؤخراً في مستشفى المواساة الجامعي، بدراسة مختلف أطوار الاحتشاءات التي تصيب الدماغ، بالاعتماد على كل من عامل التدرج ومعامل الانتشار الظاهري، ومعامل الانتشار الظاهري الأسي، وقمنا بمقارنتها بالصور التي يتم الحصول عليها باللجوء إلى التعاقبات التقليدية لموجة التواتر الراديوي المطبقة.

**الكلمات المفتاحية:** الحركة المكروية لجزيئات الماء، بروتونات الهدروجين، تصوير الانتشار، تدرجات الانتشار، عامل التدرج أو العامل  $b$ ، معامل الانتشار الظاهري ADC، معامل الانتشار الظاهري الأسي eADC، التعاقب الأحادي الطلقة وتصوير صدى السبين، الانتشار المتمائل المناحي، الانتشار اللامتائل المناحي.

## Diffusion-Weighted Imaging (DWI) of Brain by Functional MRI

K. M. Abdo Said<sup>(1)</sup> ; S. Tarabishi<sup>(1)</sup> ;  
F. Katot<sup>(1)</sup> and M. Al-Dogli<sup>(2)</sup>

<sup>(1)</sup>Department of Physics, Faculty of Sciences, Damascus University, Syria

<sup>(2)</sup>Dar Al-Chifa Hospital, Damascus, Syria.

Received 04/06/2008

Accepted 18/01/2009

### ABSTRACT

Few advances in MR imaging have had the impact that diffusion-weighted imaging (DWI) has had in the evaluation of brain. From the time of the early descriptions by LeBihan and colleagues of the ability to image and measure the micro movement of water molecules in the brain to the present time, diffusion imaging and its derivatives have made an impact in the evaluation of multiple disease processes, primarily in ischemia, but also in other conditions of the brain. Because the information derived from diffusion measurements can improve our understanding of pathologic processes and can influence patient care, knowledge of the principles and applications of DWI is critical. It is therefore, by using MRI equipments available in Al Assad Hospital of University, Dar Alchifa Hospital and Al Mouasst Hospital of University, we have studied all the clinical aspects of diffusion-weighted imaging. Making use of gradient factor (b-factor), Apparent Diffusion Coefficient (ADC) and Exponential Apparent Diffusion Coefficient, we have demonstrated and compared the different stages of infarction that may effect water diffusion, with conventional images.

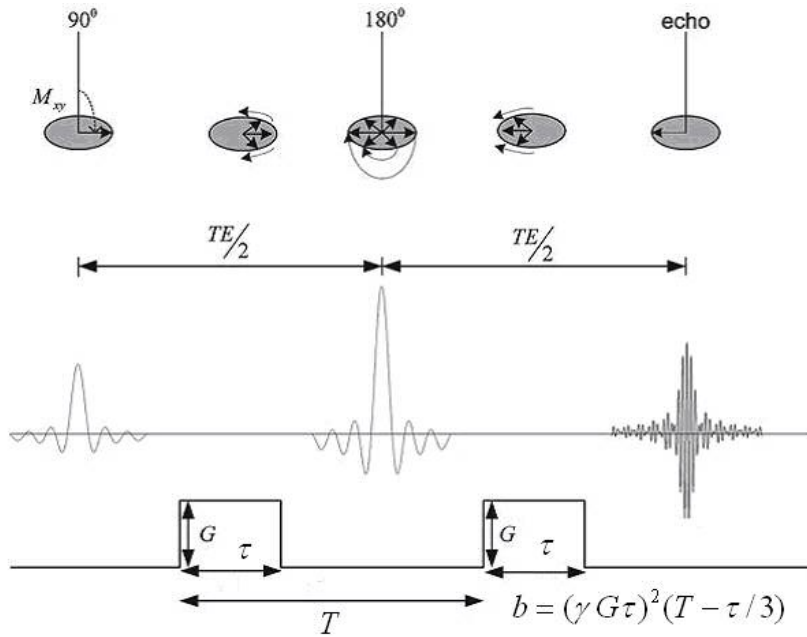
**Keywords:** Micro movement of water molecules, Hydrogen Protons, Diffusion Weighted Imaging, Diffusion gradients, Gradient factor (b-factor), Apparent Diffusion Coefficient (ADC), Exponential Apparent Diffusion Coefficient, (EPI-SSh-SE) Single Shot-Spin Echo- Echo Planar Imaging, Isotropic diffusion, Anisotropic diffusion.

## المقدمة

يهدف تصوير الانتشار Diffusion Imaging عموماً إلى إظهار حركات جزيئات الماء المجهرية في أنسجة الجسم الحي، حيث لا تكون جزيئات الماء فيه ثابتة عموماً: بل تخضع إلى حركة دائمة تدعى "الحركة البراونية" Brownian motion. تتصف هذه الحركات الجزيئية بالعشوائية وترتبط كثافتها نوعاً ما بطبيعة الوسط الذي تنشأ فيه: فهي تميز الانتشار الجزيئي وهكذا بقدر ما يكون الماء حراً في قطاع معين تكون الحركات الجزيئية أسهل والإثارة الجزيئية مهمة (انتشار مرتفع). وبالمقابل تنخفض الإثارة الجزيئية في بعض أجزاء الأنسجة بسبب العوائق التي تعيق هذه الحركات (الانتشار منخفض).

تؤدي حركة بروتونات الهيدروجين في Magnetic Resonance Imaging MRI وبوجود تدرج الحقل المغنطيسي إلى اضطراب في طور إشارة التجاوب المغنطيسي مما يتسبب في انخفاضها، كما هو الحال في أثناء ظواهر التدفق الجهرية كحركة الدم في الأوعية الدموية Macroscopic flowing phenomena. يكون اضطراب طور الإشارة أكبر بقدر ما تكون حركات البروتونات أسرع. سيكون لإثارة جزيئات الماء أصداً مماثلة على إشارة التجاوب المغنطيسي في تصوير الانتشار الوظيفي.

إن ضياع الإشارة الناجم عن حركة بروتونات الهيدروجين في عنصر حجمي معين، والمتعلقة بإثارة جزيئية مهمة، يكون غير محسوس (بصرف النظر عن التدفق المجهرية) في حالة التعاقبات المستخدمة عادة في التصوير. لإظهار هذه الحركات الجزيئية المجهرية Microscopic molecule motions، ومن ثم الحصول على صور للانتشار، Diffusion weighted imaging، تضاف تدرجات أخرى، تدعى تدرجات الانتشار، إلى تعاقب تصوير صدى السبين المستوي (EPI-SE) Echo Planar Imaging-spin (تعاقب Stejskal). تطبيق تدرجات الانتشار هذه إلى جانبي النبضة RF180° (تعاقب Tanner) Tanner). حيث يؤدي التدرج الذي يطبق قبل نبضة التواتر الراديوي RF180° إلى اضطراب طور البروتونات الثابتة تماماً في حين يؤدي التدرج الذي يطبق بعد النبضة إلى إعادة تطورها من جديد (الشكل 1)، وبذلك لا تتخامد إشارة جزيئات الماء الثابتة. وبالعكس يضطرب طور البروتونات المتحركة بسرعة أكبر لدى تطبيق التدرج الأول ولا يتم تعويض هذا الاضطراب في الطور بالتدرج الثاني ومن ثم تتخامد الإشارة [1,2]. يكون تخامد الإشارة أكبر بقدر ما تكون حركة الجزيئات أسرع، مما يزيد في اضطراب طور البروتونات والتي يتم تعويضها بدرجة أقل بالتدرج الثاني (الشكل 1).



الشكل (1) تعاقب EPI-SE (تعاقب Stejskal و Tanner) المستخدم في تصوير الانتشار حيث يؤدي تدرج الانتشار الذي يطبق قبل نبضة التواتر الراديوي  $180^\circ$  إلى اضطراب طور البروتونات الثابتة تماما في حين يؤدي التدرج الذي يطبق بعد النبضة إلى إعادة تطورها من جديد.

باختصار: تبدي صور الانتشار لعضو معين زيادة عالية في الإشارة في المناطق التي ينخفض فيها الانتشار الجزيئي (البروتونات الثابتة) وانخفاضا في الإشارة يكون أكبر في المناطق التي تكون فيها الجزيئات عالية الانتشار (البروتونات المتحركة).

يعتمد إظهار الانتشار على تأثير التدرجات المطبقة: وهو يتميز بعامل تدرج  $b$  يتعين من خلال العلاقة الآتية [1]:

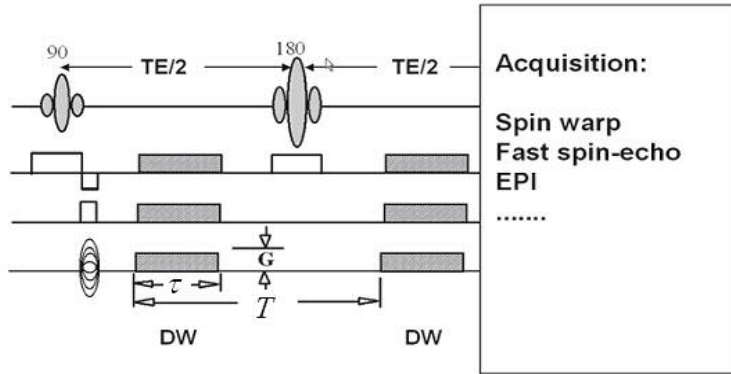
$$b = (\gamma G \tau)^2 (T - \tau/3) \quad (\text{الشكل 1})$$

حيث  $\gamma$  النسبة الجيرومغناطيسية (نسبة العزم المغناطيسي لنواة الهيدروجين إلى عزم اندفاعها الزاوي) للهيدروجين،  $G$  سعة التدرج المطبق،  $\tau$  مدة تطبيق التدرج و  $T$  الزمن الذي يفصل بين تطبيق تدرج الانتشار قبل النبضة وبعدها.

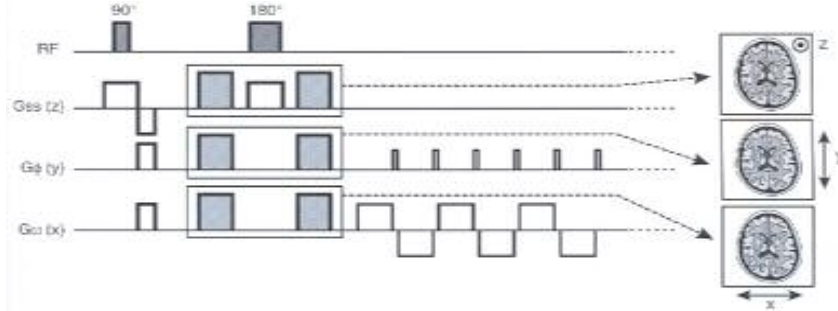
يعبر عن عامل تدرج الانتشار  $b$  بالوحدة  $s/mm^2$  وهو يمكن أن يتغير من 0 إلى نحو  $7000 s/mm^2$  في أجهزة التصوير الحالية. من الجدير بالذكر أن حساسية التعاقب لظاهرة الانتشار الجزيئي تزداد بزيادة عامل تدرج الانتشار  $b$ . غير أن زيادة هذا العامل

بشكل كبير في صور الانتشار يكون على حساب نسبة الإشارة إلى التشويش ومن ثم على حساب جودة الصور، ولهذا استخدمنا في دراستنا القيمة  $1000 \text{ s/mm}^2$  لهذا العامل والتي تشكل تسوية بين حساسية الانتشار وجودة الصور.

تُطبَّق تدرجات الانتشار هذه وفق المحاور الثلاثة  $x$  و  $y$  و  $z$  ويتم دمجها في تعاقب تصوير صدى السبين المستوي EPI-SE. يتلاءم هذا التعاقب جيداً بشكل خاص مع تصوير الانتشار. وهو يمثل في الواقع تقنية تصوير فائقة السرعة تتمتع بمقدرة فاصلة زمنية ممتازة، الأمر الذي يسمح بتغطية مجمل الدماغ خلال بضع عشرات الثواني (أقل من 100ms لكل صورة). حيث **تتخفف فيها الخادعات artifacts المرتبطة بالحركات الفيزيولوجية** [3,4]، وتعد هذه التقنية حساسة بشكل خاص للتدفقات المكروية التي يراد الكشف عنها. فضلاً عن تضمينها تدرجات عالية (من سعة تدرج وسرعة تلقيم مرتفعين) ضرورية لزيادة قيمة عامل التدرج المرتبط بالحساسية للانتشار (الشكل 2a).



(a) يظهر في الشكل تدرجات الانتشار المطبقة وفق المحاور الثلاثة  $x$  و  $y$  و  $z$

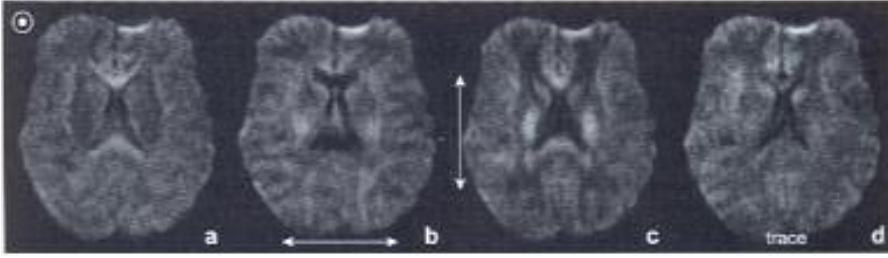


(b) الصور الناتجة عن الانتشار في هذه المحاور الثلاثة.

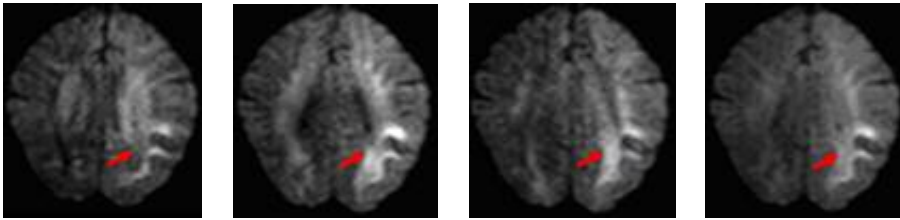
الشكل (2)

يُمكن تعاقب الانتشار عملياً في تطبيق ثلاثة تعاقبات EPI على التتالي تضم تدرجات الانتشار لكل من المقطع والترميز الطوري والترميز التواتري على الترتيب (الشكل 2b) في محور المقطع الذي يقع عليه الخيار: فنحصل على ثلاث صور انتشارية للمقطع الواحد، وفقاً للمحاور الثلاثة.

يؤدي انخفاض الانتشار في كل من اتجاهات تدرجات الانتشار الثلاثة، كما رأينا سابقاً، من حيث المبدأ إلى إشارة قوية hyper signal على الصور الناتجة وفقاً للمحاور الثلاثة. يمكن إعادة بناء صورة رابعة للمقطع بجمع الصور الثلاث السابقة: وتكمن عملية الجمع هذه في الحصول على قيمة وسطية لكل بكسل مشترك في الصور الانتشارية الثلاث بحيث لا تظهر إشارة قوية على الصورة الرابعة إلا إذا كانت موجودة في الصور المأخوذة وفقاً للمحاور الثلاثة المبينة في الشكل (3)، الذي تظهر فيه الصور الأربع المذكورة في حالة شخص سليم وفي حالة شخص مصاب بالاحتشاء تم الحصول عليها في مشافينا.



(a) يتم إعادة بناء صورة رابعة للمقطع بجمع الصور الثلاث السابقة الناتجة عن الانتشار وفق المحاور الثلاثة في صورة تدعى "الصورة المتماثلة المناحي"



الصورة المحصلة المتماثلة المناحي المحور z للشخص نفسه الصورة الناجمة وفق المحور x للشخص نفسه الصورة الناجمة وفق المحور y للشخص نفسه الصورة الناجمة وفق المحور z للشخص نفسه  
(b) صورة شخص مصاب بالاحتشاء ورد إلى مشفى الموساة الجامعي تظهر الآفة في صور الانتشار الثلاث كما تظهر أيضاً في الصورة المحصلة (السهم).

### الشكل (3)

وهكذا تمثل الإشارة القوية على صورة الانتشار الحاصلة انخفاضاً في الانتشار في الاتجاهات الثلاثة [4,3]. غير أنه يمكن للإشارات القوية في مستوى الجملة العصبية، أن

تظهر وفق توجه معين خارج مجال أي عملية مرضية. إن ظاهرة الانتشار الجزيئي متماثلة عملياً في كل اتجاهات المكان في حالة المادة الرمادية أو السائل الدماغي الشوكي CSF (الانتشار المتماثل المناحي "isotropic")، ولكنها تتمثل على شكل خاص في حالة المادة البيضاء. تتميز هذه الأخيرة بانتظام على شكل ألياف (myelin): حيث يسهل انتشار جزيئات الماء في الألياف المحورية ولكنه ينخفض في الاتجاه العمودي عليها (الانتشار غير المتماثل المناحي anisotropic).

وهكذا يمكن للإشارة القوية أن تعني توضعاً عمودياً لألياف المادة البيضاء بالنسبة لتدرج الانتشار (خادعة اللاتناحي)، ومنه جاءت أهمية تطبيق هذه التدرجات في مستويات المكان الثلاثة (تدعى الصورة المتوسطة التي يتم الحصول عليها بتطبيق تدرجات انتشار وفق المحاور الثلاثة أيضاً "الصورة المتماثلة المناحي" [3,4,6] (الشكل 3)).

ثمة برامتر parameter آخر يمكن قياسه في التصوير الانتشاري يدعى معامل الانتشار الظاهري (ADC) apparent diffusion coefficient الذي يسمح بتقدير شدوذات الانتشار بدقة أكبر. يعبر عن هذا المعامل بالوحدة  $mm^2/s$  (وهي مقلوب وحدة  $b$ ). يجدر بالذكر أن قيمة هذا المعامل في الأنسجة أخفض منه في حالة الماء النقي (الذي يدعى معامل الانتشار D) [5] نظراً للعوائق التي تصادفها جزيئات الماء في الأنسجة (الأغشية الخلوية والحواجز الجزيئية..) التي من شأنها إبطاء الانتشار.

ولحساب الـ ADC يجب الحصول على اقتنائين للصور على الأقل في تصوير الانتشار: الاقتناء الأول دون تدرج انتشار ( $b=0$ )، يعطي الإشارة  $S_0$ ، والاقتناء الثاني يتضمن تدرجات انتشار تتميز بقيمة معينة للعامل  $b$  يولد الإشارة  $S$  (علماء، كما رأينا سابقاً، أن ارتفاع قيمة  $b$  يسمح بإظهار اختلافات سرعة الانتشار بشكل أفضل).

يخضع تخامد الإشارة attenuation (Att) المرتبط بظاهرة انتشار جزيئات الماء في الأنسجة البيولوجية عملياً للعلاقة الآتية [1,2]:

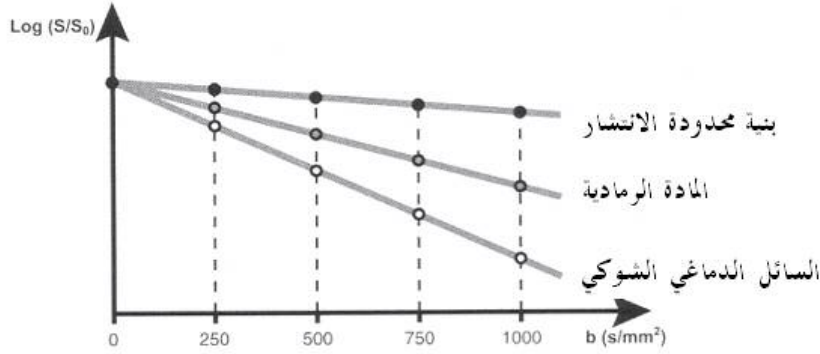
$$Att = S/S_0 = e^{-b \cdot ADC}$$

حيث:  $b$  عامل التدرج و ADC معامل الانتشار الظاهري. وبأخذ لوغاريتم العلاقة نحصل على:

$$\ln(S/S_0) = -b \cdot ADC$$

ومن ثم يمكن حساب معامل الانتشار الظاهري لمختلف الأنسجة البيولوجية بالوحدة  $mm^2/s$ .

ولزيادة دقة الحساب، يمكن تطبيق قيم  $b$  بينية (قيم  $b$  مثلاً بين 0 و 1000) وتمثيل النتائج على خط بياني وفقاً للشكل (4) الذي تظهر فيه ثلاثة منحنيات تدل على تغيرات تخامد الإشارة ومن ثم تغيرات معامل الانتشار الظاهري بدلالة عامل التدرج.



الشكل (4) تمثيل بياني لتناقص لوغاريتمي لشدة الإشارة الناتجة عن الانتشار بالنسبة لشدة الإشارة دون وجود تدرج انتشار لأنسجة مختلفة، عند قيم عامل تدرج  $b$  مختلفة، يمثل ميل الخط المستقيم قيمة ADC الخاصة بكل نسيج.

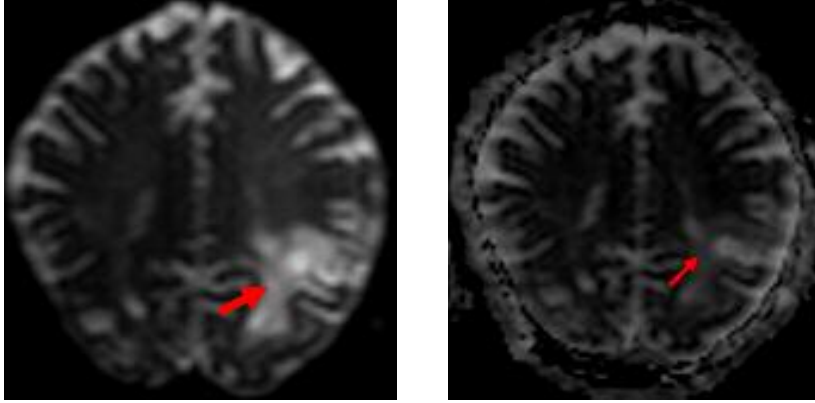
بدءاً من حسابات معامل الانتشار الظاهري التي تجرى على مختلف الأنسجة يمكن الحصول على خارطة انتشار (صورة ADC) بمعالجة الصور الحاصلة وفق المحاور المختلفة عند عوامل تدرج  $b$  مختلفة عنصر صورة فعنصر صورة [1,2,3,4,8]. تبدو المناطق ذات الانتشار البطيء، على خارطة ADC، على شكل إشارة ضعيفة (خلفاً لتصوير الانتشار الذي تتمثل فيه هذه المناطق بإشارات قوية) حيث تكون الإشارة أعلى بقدر ما يكون ميل منحنى ADC في الشكل 4 أعلى.

يمكن أن تبدو كمية ADC مفيدة لاستكمال صور الانتشار. تتوازن تعاقبات الانتشار في الواقع وفق  $T_2$  عندما يكون دور التكرار TR طويلاً جداً (وبخاصة بضربة واحدة single shot) ودور الصدى TE (time echo) طويلاً (يقع بين 75 و 100 ms وسطياً) نظراً لأنه يجب التمكن من وضع الزمن اللازم لتطبيق تدرجات الانتشار ضمن دور الصدى TE. لهذا السبب تبدو البنيات التي تتميز بدور  $T_2$  طويل فائقة الكثافة وهي تماثل بذلك حالة البنى التي تبدي انتشاراً منخفضاً، الأمر الذي يؤدي إلى الالتباس في تفسيرها. تعود ظاهرة دوام الإشارات الشديدة هذه إلى بنيات ذات  $T_2$  طويل تدعى بظاهرة Shine-through  $T_2$ ، كما يظهر في الشكل (5).

يستخدم معامل انتشار آخر لدى الحصول على صور الانتشار يطلق عليه اسم معامل الانتشار الظاهري الأسّي eADC exponential apparent diffusion coefficient الذي يعبر عنه بالشكل  $e^{-b \cdot ADC}$  في إظهار مفعول الانتشار لنسيج معين [3,4,7]. يتميز



السائل الدماغي الشوكي وفقاً لخرائط هذا المعامل بإشارة منخفضة جداً بحيث يمكن إظهار الاختلافات البسيطة جداً لهذا المعامل للمناطق حول البطينية بسهولة كبيرة. وتبدو الصور المأخوذة وفقاً لهذا المعامل سلبية بالنسبة إلى صور ADC .



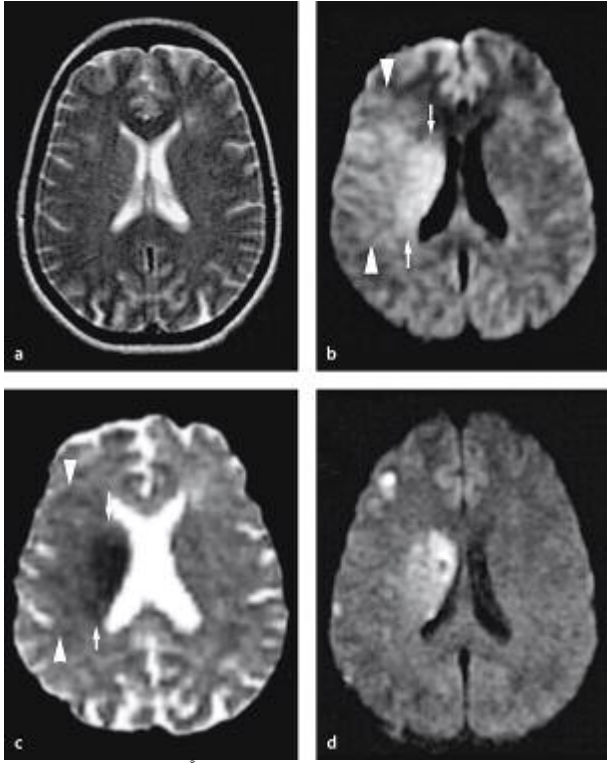
حساب ADC map للحالة سابقة الذكر تظهر فيها الآفة بإشارة عالية مما يعني أنها نتجت عن الانتشار وليس بفعل  $T_2$  (السهم).  
صورة يظهر فيها فعل  $T_2$  الذي يعرف بفعل  $T_2$  Shine-through حيث يلقى دوره بحساب ADC map (السهم).

الشكل (5) حالة احتشاء دماغي وردت إلى مشفى المواساة الجامعي بدمشق، نبين فيها صورة تم اقتناؤها في الحالة  $b = 0$  حيث يظهر فيها تأثير الاتزان  $T_2$  والذي يمكن إزالته بحساب خارطة (صورة) ADC حيث يدل وجود الإشارة العالية موضع الإصابة في صورة ADC map أنها ناتجة عن الانتشار المحدود restricted diffusion .

#### تطبيقات التصوير الانتشاري

من أكثر تطبيقات التصوير الانتشاري شيوعاً استكشاف MRI للإقفار الدماغي بأطواره المختلفة [1,7,9].

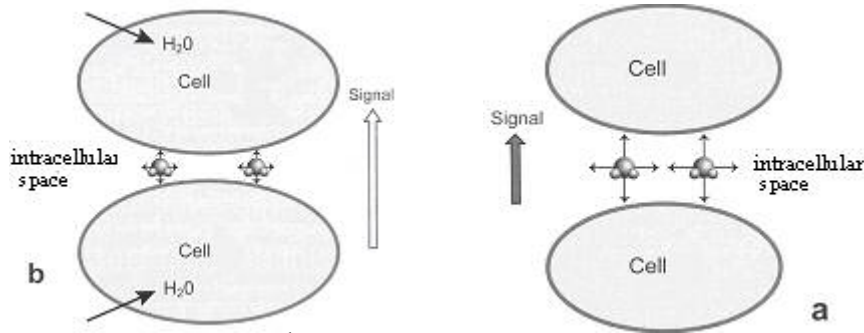
بيدي MRI الانتشاري في الساعات الست الأولى التي تعقب الحدث الوعائي الدماغي في طوره فوق الحاد (الشكل 6) hyper acute infarction، إشارة شدتها عالية في المنطقة الإقفارية.



الشكل (6) حالة احتشاء فوق الحاد، لامرأة عمرها 39 عاماً [1] بعد ساعتين بدءاً من ظهور العرض، مترافقاً بفقدان الوعي.  
(a) صورة T<sub>2</sub> روتينية لا تظهر فيها الإصابة.  
(b) صورة للانتشار تظهر الإصابة فيها على شكل إشارة عالية الشدة في right corona radiata (انظر الأسهم) وإشارة عالية نوعاً ما في MCA right middle cerebral artery (رؤوس الأسهم).  
(c) تظهر خارطة معامل الانتشار الظاهري (ADC map) انخفاضاً في معامل الانتشار في corona radiata (الأسهم) وانخفاضاً ضعيفاً في معامل الانتشار في الباحة القشرية MCA.  
(d) تلاشي معظم الإصابة الشديدة والاحتشاءات الصغيرة التي تحيط بها في الباحة القشرية على صورة الانتشار لدى تلقي العلاج بعد ثلاثة أيام من ظهور العرض.

ربما يعود هذا الانخفاض في الانتشار للوذمة الخلوية (التسمم الخلوي) التي تظهر بسرعة كبيرة. حيث يؤدي غياب الأكسجين على المستوى الخلوي إلى تعديل التبادلات الأيونية (الصوديوم، البوتاسيوم) مع الحيز خارج الخلوي: فتمتلئ الخلايا بالماء. إن انتشار جزيئات الماء التي كانت حرة في الحيز بين الخلوي تنقيد بشكل مفاجئ بسبب

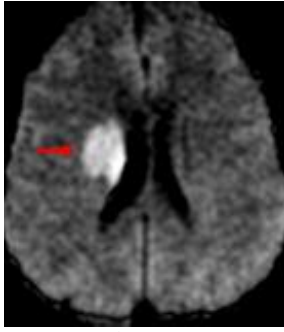
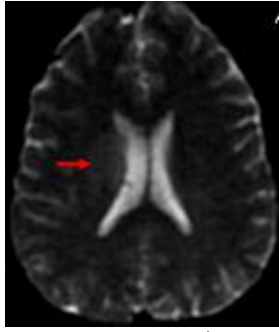
زيادة حجم الخلايا، الأمر الذي يؤدي إلى انخفاض الانتشار في هذا الحيز ومن ثم ارتفاع الإشارة في تصوير الانتشار (الشكل 7) [1,2,7,8].



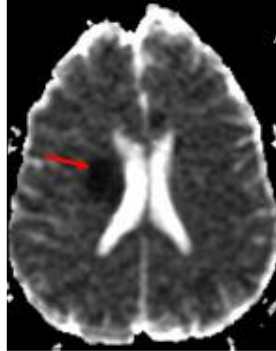
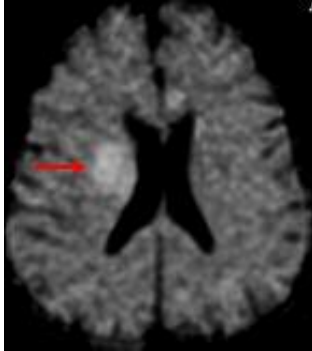
الشكل (7) (a) خلايا طبيعية، حيث يبدو الحيز بين الخلوي كبيراً يسمح لجزيئات الماء بالانتشار بحرية في جميع الاتجاهات (b) خلايا ممتلئة بالماء (الوذمة الخلوية) حيث يبدو الحيز بين الخلوي محدوداً (انتشار محدود لجزيئات الماء) يظهر على شكل إشارة عالية في صور الانتشار.

إن جميع المرضى تقريباً المصابين بالاحتشاء بعد ست ساعات إلى ثلاثة أيام (الطور الحاد acute infarction) والذين تم فحصهم خلال 24 ساعة من ظهور الأعراض يبدون شدة إشارة شديدة جداً على صور الانتشار. في هذه المرحلة تبدي الاحتشاءات زيادة أكبر في شدة الإشارة على صور الانتشار، في حين يظهر التصوير الذي يعتمد على معامل الانتشار الظاهري ADC، خلافاً لذلك، إشارة منخفضة في منطقة الاحتشاء (الشكل 8).

يبدأ من اليوم الثالث تمزق الحاجز الدموي الدماغي. حيث يؤدي استدعاء الماء من الحيز الوعائي نحو الحيز الخلوي خارج الخلوي إلى الوذمة الوعائية المنشأ التي ستحل تدريجياً محل الوذمة الخلوية. يزداد الانتشار الجزيئي (الماء أكثر حرية) في الطور تحت الحاد sub acute infarction، ولكن هذه الزيادة تنقح من خلال زيادة إشارة الوذمة هذه نفسها التي تتميز بدور  $T_2$  طويل: وهو مفعول  $T_2$  Shine-through.

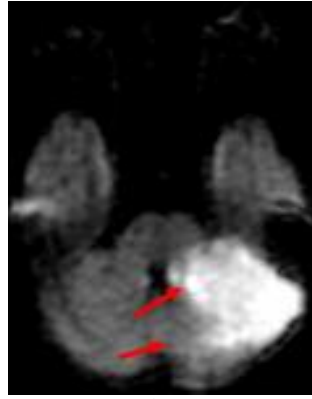
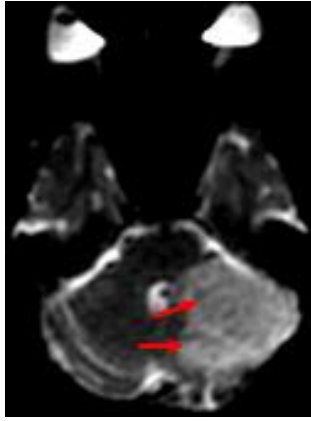


(a) صورة الانتشار المحصلة تظهر عليها إشارة عالية في منطقة الاحتشاء (انتشار محدود السهم) (b) صورة يظهر فيها الاتزان  $T_2$  عندما  $b=0$  تأثير  $T_2$  Shine-through (السهم)



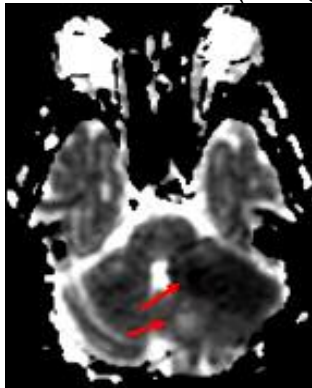
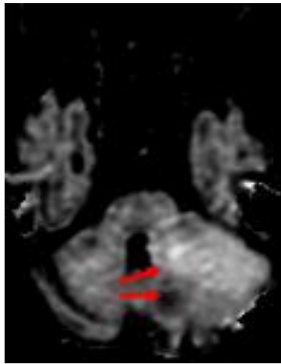
(c) انتشار منخفض يظهر على شكل إشارة منخفضة الشدة على صور ADC map بإشارة عالية يعزز ماظهر على الصورة المحصلة (d) على صور eADC map يبدو الاحتشاء حيث تبدو الآفة فيها بإشارة منخفضة. (a) حالة احتشاء حاد واردة إلى مشفى دار الشفاء، تظهر الآفة بإشارة عالية جداً مما يدل على انتشار محدود للماء (السهم). (b) صورة يظهر فيها تأثير الاتزان  $T_2$  عندما  $b=0$  حيث تبدو الآفة فيها بإشارة منخفضة. (c) انخفاض الانتشار في موضع الاحتشاء يبدو بإشارة منخفضة الشدة على صور ADC map. (d) يظهر الاحتشاء بإشارة عالية حول البطينات على صور eADC map مما يعزز صدق ظهور الإشارة العالية على الصورة المحصلة والنتيجة عن الانتشار المحدود restricted diffusion .

يمكن أن يبدو تقييم عمر الحدث الوعائي الدماغى في هذه الحالة صعباً في تصوير الانتشار (الشكل 9)، ومنه جاءت أهمية التصوير الذي يعتمد على معامل الانتشار الظاهري ADC: حيث تتخفف الإشارة في صور الـ ADC في الساعات الأولى للحدث الوعائي الدماغى بسبب ضعف الانتشار، ثم تزداد تدريجياً مع استقرار الوذمة الوعائية المنشأ.



(a) صورة الانتشار المحصلة يظهر الاحتشاء بإشارة عالية (السهم في الأعلى) كما يظهر بإشارة منخفضة (السهم في الأسفل).

(b) صورة يظهر فيها الاقتران  $T_2$  بإشارة عالية  $T_2$  Shine-through في الطور تحت الحاد



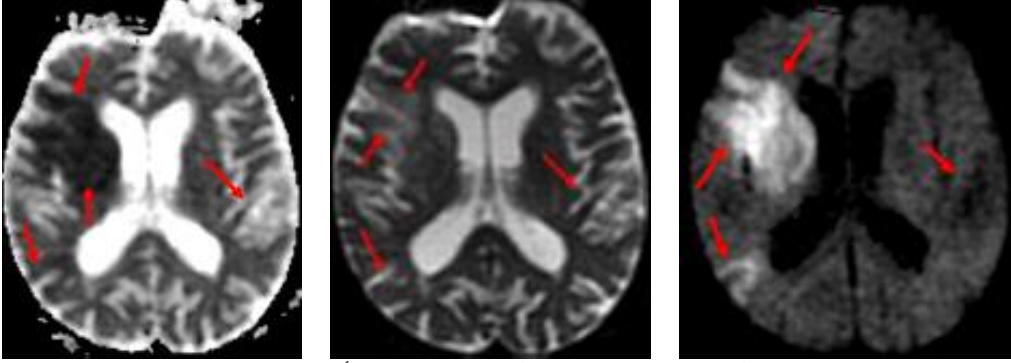
(c) انتشار منخفض يظهر على شكل إشارة منخفضة على صور ADC map (السهم في الأعلى) وإشارة عالية تدل على انتشار مرتفع (السهم في الأسفل).

(d) على صور eADC map يبدو الاحتشاء بإشارة عالية، (السهم في الأعلى) وإشارة منخفضة (السهم في الأسفل).

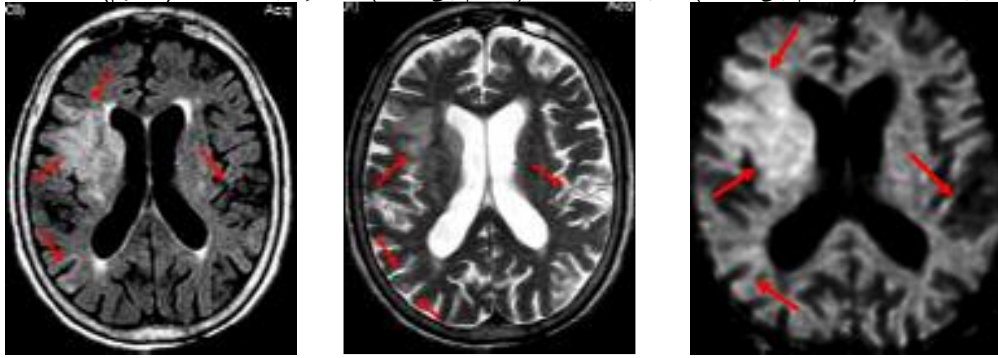
#### الشكل (9) في الطور تحت الحاد للاحتشاء

(a) تؤدي زيادة الانتشار الناتج عن تكون الوذمة الوعائية بالإضافة إلى تأثير  $T_2$  للوذمة الوعائية ذاتها إلى انخفاض الإشارة على الصورة المحصلة (السهم في الأسفل). بينما يؤدي انخفاض الانتشار (محدود) إلى تكوين إشارة عالية على الصورة (السهم في الأعلى). (b) على الصورة التي يظهر فيها تأثير  $T_2$  يبدو الاحتشاء بإشارة عالية نتيجة لوجود الوذمة الوعائية التي تتميز بدور  $T_2$  طويل. (c) تؤدي زيادة الانتشار الناتجة عن تكون الوذمة الوعائية إلى وجود إشارة عالية على صور ADC map (السهم في الأسفل)، في حين يؤدي الانتشار المحدود (منخفض) إلى ظهور إشارة منخفضة (السهم في الأعلى). (d) يبدو الاحتشاء على صور eADC map على شكل إشارة عالية، (السهم في الأعلى) وإشارة منخفضة (السهم في الأسفل) وهي تعاكس بذلك من حيث شدة الإشارة صور ADC map (حالة واردة إلى مشفى دار الشفاء).

يتميز الإقفار القديم (المزمن chronic) الذي يحل فيه الدباق gliosis محل الخلايا النجمية astrocytes المصابة، بإشارة ضعيفة في تصوير الانتشار وإشارة قوية في تصوير ADC. غالباً ما يكون تصوير الانتشار لدى اقترانه بتعاقبات التصوير العياري (صور  $T_2$ ، FLAIR روتينية)، كافياً لإظهار الإصابات الإقفارية عقب الحدث الوعائي الدماغى المتكرر أو حتى لتمييز الإصابات الإقفارية الحديثة عن الإصابات المزمنة (الشكل 10).



(a) صورة الانتشار المحصلة يظهر (b) صورة الحالة نفسها يظهر فيها تأثير (c) انتشار مرتفع يظهر على شكل الاحتشاء القديم بإشارة منخفضة (السهم إلى اليسار)، في حين الاحتشاء الحاد (السهم إلى اليمين)، في حين يظهر (السهم إلى اليسار)، في حين يظهر (السهم إلى اليمين). إشارة منخفضة (السهم إلى اليمين). إشارة منخفضة (السهم إلى اليمين). إشارة منخفضة (السهم إلى اليمين).



(d) يبدو الاحتشاء القديم على صور (e) صورة  $T_2$  روتينية يبدو الاحتشاء (f) صورة FLAIR روتينية يبدو eADC بإشارة منخفضة (السهم)، في القديم بإشارة عالية (السهم) والحاد الاحتشاء القديم بإشارة منخفضة حين الحاد يظهر بإشارة عالية (السهم) بإشارة منخفضة (السهم). والحاد بإشارة عالية (السهم).

الشكل (10) يمثل صوراً انتشارية للإصابة نفسها (تمثل احتشاء قديماً إلى يسار المصاب وآخر

حاداً إلى يمين المصاب) بالاعتماد على عامل التدرج b

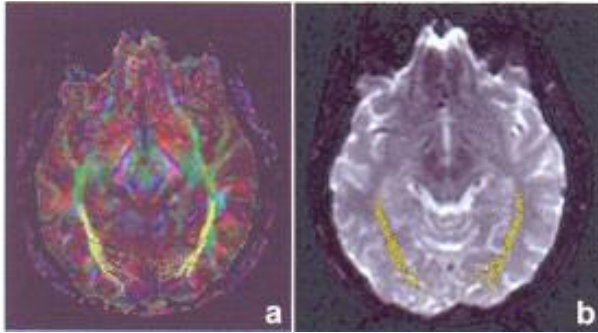
(a)، وعلى معامل الانتشار الظاهري ADC (c)، ومعامل الانتشار الأسي eADC (d)، وتدل صورتان (e) و (f) على إمكانية إظهار الاحتشاء القديم بالطرائق التقليدية (حالة واردة إلى مشفى دار الشفاء).

من الجدير بالذكر أنه يمكن تسخير مبدأ الانتشار اللامتماثل المناحي، كما سبق وصفه لصالح ما يدعى تقنية DTI (Diffusion Tensor Imaging).

إن انتشار جزيئات الماء في المادة البيضاء في اتجاه مواز للألياف المحوارية يكون عملياً أسرع منه في حالة الاتجاه العمودي عليها. لن يكون معامل الانتشار  $D$  كافياً في هذه الحالة لتوصيف الانتشار. ولوصف حركية الجزيئات في كل الاتجاهات يجب الاستعانة بمفهوم Tensor الرياضي الذي يسمح بتمثيل خصائص إهليلج ثلاثي الأبعاد. يتطلب الأمر اقتناء صور تبدي تدرجات انتشار في ستة اتجاهات مختلفة على الأقل لتعيين معاملات الانتشار التي من شأنها توصيف الانتشار اللامتماثل المناحي.

تسمح قياسات هذه المعاملات بحساب قيمة خاصة للانتشار ترافق متجهاً خاصاً لكل إهليلج ومن ثم لكل عنصر حتمي يشير إلى اتجاه الانتشار الرئيسي للعنصر الحتمي.

يمكن في هذه الحالة الحصول على صور يمثل فيها اتجاه ألياف المادة البيضاء بالترميز اللوني، وبزيادة عدد الاتجاهات التي يتم اقتناؤها تتحسن نسبة الإشارة/ الضجيج (الشكل 11).



الشكل (11) مثال لتصوير تنسور الانتشار بالترميز اللوني

يمكن تطور هذه التقنية في تعقب مسار الألياف المحوارية بتعقب تلك الألياف التي تبدي اتجاه انتشار مماثلاً حول كل عنصر حتمي ومن ثم إعادة بناء مسار الألياف بما فيها في الأبعاد الثلاثة. تعرف هذه التقنية التي هي قيد التطوير باسم تعقب الألياف Fiber Tracking أو تصوير مسار الألياف Fiber Tractography. وللحصول على دقة أكبر في تعقب مسارات الألياف، يجب في هذه الحالة مضاعفة عدد الاتجاهات المطبقة [1,2,3,4,6,7,8,12].

## النتائج والتوصيات

نستنتج من الدراسة التي قمنا بها أعلاه باستخدام المرنان الوظيفي، أن تصوير الانتشار يعدُّ طريقةً عمليةً لدراسة الاحتشاءات المبكرة والتي لا يمكن الكشف عنها بطرائق التصوير التقليدية التي تعتمد على استرخاء مغنطة الأنسجة وفق أحد الثابتين الزمنيين  $T_1$  و  $T_2$  وغيرهما [1,2,8,10,11]. حيث لا يمكن إظهار ضعف حركة الماء أو شدتها في مثل هذه الإصابات إلا باستخدام تعاقبات الانتشار EPI-SE التي تتميز بقصر الزمن الذي تحتاجه في تصوير مجمل الدماغ (40sec) مقارنةً بتعاقبات التصوير الروتينية، ومن ثم تتميز بحساسيتها الكبيرة للحركة. وقد اعتمدنا في دراستنا للانتشار على كل من عامل التدرج  $b$  ومعامل الانتشار الظاهري ADC ومعامل الانتشار الظاهري  $eADC$  كلاً على حدة. حيث يظهر الانتشار الشديد في الصور التي تعتمد على عامل التدرج على شكل إشارة ضعيفة (أقرب إلى السواد) في حين يظهر الانتشار الضعيف على شكل إشارة قوية (بياض على الصورة). أما في صور الانتشار التي تعتمد على معامل الانتشار الظاهري فيظهر الانتشار الشديد على شكل إشارة قوية (بياض على الصورة) ويظهر الانتشار الضعيف على شكل إشارة ضعيفة (سواد على الصورة)، في حين يظهر الانتشار الشديد في حالة الصور التي تعتمد على معامل الانتشار الظاهري  $eADC$  على شكل إشارة منخفضة (سواد على الصورة) والانتشار الضعيف على شكل إشارة شديدة (بياض على الصورة) أي إن ما يحدث في حالة الاعتماد على معامل الانتشار الظاهري  $eADC$  يعاكس تماماً ما يحدث في حالة معامل الانتشار الظاهري.

في الختام نوصي باللجوء إلى تصوير الانتشار بشكل روتيني في جميع حالات إصابات الدماغ وأن لا تقتصر على الاحتشاء فحسب، كما نوصي بأرشفة هذه الحالات ليصار إلى القيام بدراسات إحصائية لجدوى معالجة هذه الإصابات، وتسخير مبدأ الانتشار اللامتائل المناحي، كما سبق وصفه لصالح ما يدعى تقنية (Diffusion Tensor DTI Imaging).



## REFERENCES

- 1-Diffusion-Weighted MR Imaging of the Brain. BY T. Moritani, S. Ekholm, P. L. Westesson. Copyright Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2005.
- 2-Acute Ischemic Stroke Imaging and Intervention. BY R.G.Gonzalez, J.A.Hirsch, W.J. Koroshetz, M.H. Lev, P. Schaefer. Copyright Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2006.
- 3-Philips Application Guide. Volume 2. Scan Methods 4522 132 60391. Copyright Royal Philips Electronics N.V. 2006. Achieva Release 2 series.
- 4-Philips Application Guide. Volume 2. Scan Methods 4522 132 68051. Achieva Release 2.5 series. Copyright Royal Philips Electronics N.V. 2007.
- 5-THE MATHEMATICS OF DIFFUSION BY J. CRANK. SECOND EDITION. Copyright: OXFORD UNIVERSITY PRESS 1975.
- 6-Magnetic Resonance Imaging in Stroke. Edited by Stephen Davis, Marc Fisher, Steven Warach. Published in the United States of America by Cambridge University Press, New York. Copyright Cambridge University Press 2003.
- 7-GE Medical Systems Technical Publications MR - Signa EXCITE™ 11.0 Operator Manual Revision 1 (10/03). Copyright by General Electric Company, Inc.2003.
- 8-Diffusion weighted magnetic resonance imaging in stroke. Timothy P.L. Roberts and Howard A. Rowley. European Journal of Radiology 45 (2003) 185-194.
- 9-Stroke as the first manifestation of concealed cancer. Hyung-Min Kwon, Bong Su Kang and Byung-Woo Yoon. Journal of the Neurological Sciences 258 (2007) 80-83.
- 10- Neuroimaging of Ischemia and Infarction. Erica C. Sa' de Camargo and Walter J. Koroshetz. The Journal of the American Society for Experimental NeuroTherapeutics. Vol. 2, 265-276, April 2005.
- 11-Restricted Magnetic Resonance Diffusion-Weighted Imaging With Mass Lesions Presenting as Acute Lesions. Michael J. Schneck, Kurian Thomas and Kenneth Goldberg. Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases, Vol. 14, No. 5 (September-October), 2005: pp 199-202.
- 12-MR tractography for stroke. Kei Yamada, Osamu Kizu and Tsunehiko Nishimura. International Congress Series 1290 (2006) 67- 72.

## معجم بالمصطلحات الواردة في البحث

**نبضة التواتر الراديوي RF:** (التواتر الراديوي) التواتر المستخدم في أنظمة التجاوب المغنطيسي لإثارة النوى باستخدام ظاهرة التجاوب المغنطيسي النووي.

**النبضة الراديوية 90°:** نبضة راديوية تقلب شعاع المغنطة بزواوية 90 درجة .

**النبضة الراديوية 180°:** نبضة راديوية تقلب شعاع المغنطة بزواوية 180 درجة.

$B_0$  : رمز يعبر عن المجال المغنطيسي السكوني المستخدم في التصوير بالتجاوب المغنطيسي.

**التصوير بالتجاوب المغنطيسي MRI Magnetic Resonance Imaging:** يتم تكوين الصور في هذه التقنية باستخدام ظواهر التجاوب المغنطيسي.

**ظاهرة الاسترخاء  $T_1$ :** هي العملية التي تترافق باستعادة النوى لمغنطتها الطولانية في التجاوب المغنطيسي النووي. ويطلق عليها أيضاً اسم استرخاء السبين – الشبكة، وتتميز بزمن الاسترخاء  $T_1$  الذي يختلف من نسيج إلى آخر.

**ظاهرة الاسترخاء  $T_2$ :** هي العملية التي تفقد بها النوى مغنطتها العرضانية في التجاوب المغنطيسي. ويطلق عليها أيضاً اسم الاسترخاء السبين – السبين وهي تتميز بزمن يعرف بزمن الاسترخاء  $T_2$  ويرتبط بحالة النسيج الصحية.

**Signal to Noise Ratio: SNR:** نسبة الإشارة إلى ضجيج الخلفية في الصورة. تزداد هذه النسبة مع الجذر التربيعي لعدد مرات اقتناء المعطيات. فإذا تم أخذ أربعة اقتناءات مثلاً تتضاعف نسبة الإشارة إلى الضجيج مرتين بالنسبة إلى حالة الاقتناء الواحد.

**TE: (echo time):** هو الزمن الفاصل بين أول نبضة تواتر راديوي ومركز صدى السبين في اقتناء لصدى السبين.

**TR: (repetition time):** هو الزمن الفاصل بين تكرارين لتعاقب نبضة التواتر الراديوي الأساسي في اقتناء للتجاوب المغنطيسي.

**EPI-SE (echo planar imaging-spin echo):** تعاقب تصوير صدى السبين المستوي، يتلاءم هذا التعاقب جيداً بشكل خاص مع تصوير الانتشار. وهو يمثل في الواقع تقنية تصوير فائقة السرعة تتمتع بمقدرة فاصلة زمنية ممتازة، الأمر الذي يسمح بتغطية مجمل الدماغ خلال بضع عشرات الثواني (أقل من 100ms لكل صورة)، حيث تنخفض فيها الخادعات المرتبطة بالحركات الفيزيولوجية.