



## محاكاة إشارة الرنين المغناطيسي الوظيفي للدماغ

\*تبرة عبد الله محمد<sup>1</sup> و حامد عبد الحق السعيد<sup>2</sup> و أحمد بوسيف عبد الرحمن<sup>2</sup>

<sup>1</sup>قسم الفيزياء، كلية العلوم، جامعة سبها، ليبيا

<sup>2</sup>قسم الهندسة الكهربائية والالكترونية، كلية الهندسة، جامعة سبها، ليبيا

### الكلمات المفتاحية:

الرنين المغناطيسي الوظيفي (fMRI)  
الضوضاء  
السمعية  
البصرية  
النشاط الدماغي  
SPM12  
ماتلاب

### المخلص

تهدف هذه الدراسة إلى تحسين تقنية الرنين المغناطيسي الوظيفي (fMRI) مناطق الدماغ السليمة والمصابة بدقة أكبر. ونظرًا لعدم انتشار تقنية fMRI على نطاق واسع، تسعى الدراسة إلى شرحها بأسلوب سهل الفهم. وتم تحليل تجربتين سمعية وبصرية، على مجموعة من المشاركين وتحليل إشارة الرنين المغناطيسي باستخدام برنامج SPM12 لتقسيمها إلى أجزاء زمنية صغيرة لحساب متوسط شدة الإشارة في كل جزء زمني لإنشاء صورة للنشاط الدماغي واختبار أساليب مختلفة لإزالة الضوضاء من بيانات الرنين المغناطيسي. كما تم دراسة صور الرنين المغناطيسي الوظيفي للقشرة البصرية، وكذلك القشرة السمعية، وقد أظهرت النتائج أن وجود الدم غير المؤكسج يقلل من إشارة fMRI المقاسة في صور الرنين المغناطيسي، نسبة إلى وجود الدم المشبع بالأكسجين، وأيضًا بينت النتائج اعتماد التصوير بالرنين المغناطيسي MRI على زمن الصدى وكانت افضل شدة إشارة متحصل عليها عند (40-50ms)، كما وضحت النتائج تأثير حجم الفوكسل على جودة الصور فكلما زاد حجم الفوكسل قلت الدقة المكانية، أيضا وضحت النتائج كيفية تأثير نسب الإشارة إلى الضوضاء المختلفة على الأنماط المكانية والزمانية للنشاط الذي يتم قياسه بواسطة الرنين المغناطيسي الوظيفي، كما تم تسليط الضوء على كيفية تحويل بيانات fMRI من سلسلة زمنية خام للصور إلى خريطة إحصائية لوظيفة الدماغ.

## Simulation of The Brain's FMRI Signal

\*Tebr Abdullah Abubaker Mohammed<sup>1</sup>, Hamid Abdulhaq saeed<sup>2</sup>, Ahmed Bousafe abdurhman<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Physics, Faculty of Science, University of Sabha, Libya

<sup>2</sup>Department of Electrical and Electronic Engineering, Faculty of Engineering, University of Sabha, Libya

### Keyword:

(fMRI)  
noise  
Audio  
Visual  
brain activity  
SPM12  
MATLAB

### ABSTRACT

This study aims to improve functional magnetic resonance imaging (fMRI) technology to more accurately identify healthy and affected brain areas. Since fMRI technology is not widely used, the study seeks to explain it in an easy-to-understand manner. Two audio and visual experiments were analyzed, on a group of participants, and the MRI signal was analyzed using the SPM12 program to divide it into small time segments to calculate the average signal intensity in each time segment to create an image of brain activity and to test different methods for removing noise from the MRI data. Functional magnetic resonance images of the visual cortex, as well as the auditory cortex, were also studied. The results showed that the presence of deoxygenated blood reduces the fMRI signal measured in the magnetic resonance images, relative to the presence of oxygen-saturated blood. The results also showed the dependence of MRI on the echo time. The best signal intensity was obtained at (40-50 ms). The results also showed the effect of voxel size on image quality. The larger the voxel size, the lower the spatial resolution. The results also showed how different signal-to-noise ratios

\*Corresponding author:

E-mail addresses: Tebr.Faraj@sebhau.edu.ly, (H. A. saeed) ha.imhemmad@sebhau.edu.ly, (A. B. abdurhman) Ahm.ishteewi@sebhau.edu.ly

Article History : Received 09 February 2024 - Received in revised form 15 May 2024 - Accepted 25 May 2024

affect the spatial and temporal patterns of activity measured by resonance. Functional Magnetics, also highlighted how fMRI data is transformed from a raw time series of images into a statistical map of brain function.

## 1. المقدمة

أو أقل)، بينما تتراوح أحجام الفوكسل الكبيرة (3 مم مكعب أو أكثر)[7][13].

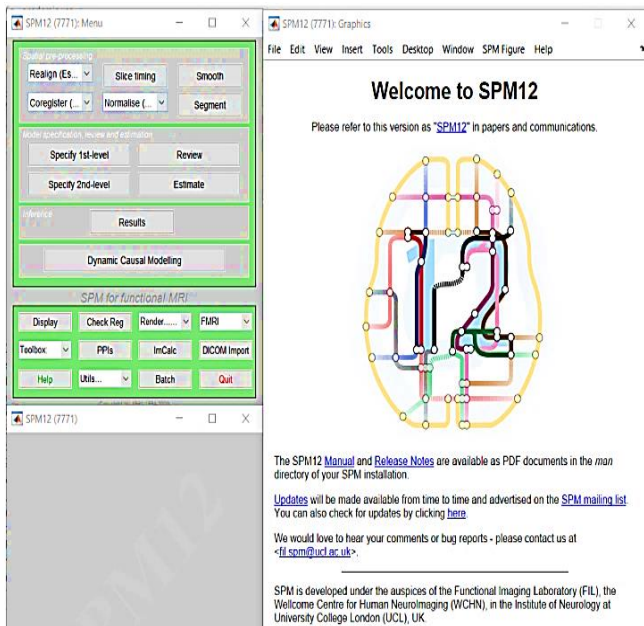
- الضوضاء: تؤثر سلباً على جودة الصور وتحجب الإشارة، وتأتي الضوضاء من مصادر مختلفة، مثل حركة المريض، ومعدات التصوير وغيرها.

## 2. المواد وطرق العمل

تم استخدام سلسلة من الصور الخام لرنين المغناطيسي الوظيفي مكونة من 36 صورة لشخصين. وتم إجراء التصوير أثناء تعرضهم لتحفيزات سمعية وبصرية.

لتحليل صور الرنين المغناطيسي الوظيفي تم استخدام برنامج SPM12، ويُعد برنامجاً قوياً لتحليل صور الرنين المغناطيسي الوظيفي على مستوى فوكسل، يستند إلى برنامج MATLAB ويحتوي على كل المميزات لمعالجة وعرض صور الرنين المغناطيسي الوظيفي كما هو موضح بالشكل (1) ويعمل SPM12 على:

- معالجة الصور (لتحسين الدقة).
- التحليل الإحصائي.
- العرض المرئي للنتائج (خرائط للدماغ).



الشكل 1: واجهة برنامج SPM12

تتطلب جميع صور الرنين المغناطيسي معالجة مسبقة لإزالة تأثير الضوضاء وتحسين دقة التصوير عليها تم إجراء خطوات المعالجة التالية على كلا البيانات منها تصحيح توقيت الشريحة، تسجيل الحركة، والتنعيم، وثم قياس إشارة fMRI في كل موضع في الدماغ باستخدام برنامج SPM12 لتحليل منحنى HRF من خلال نموذج BOLD.

إشارة الرنين المغناطيسي الوظيفي مكونة من:

$$fMRI = \text{Bold signal} + \text{drift} + \text{noise} \quad (1)$$

$$y_b(t) = h(t) \times s(t) = \int_0^t h(\tau)s(t - \tau)dt \quad (2)$$

$$y(t) = (s * h)(t) \quad (3)$$

الرنين المغناطيسي الوظيفي (fMRI) تقنية تصوير طبية حديثة تكشف عن نشاط الدماغ بدقة عالية دون استخدام أي إشعاع أو مواد تباين [1]. تعتمد هذه التقنية على الخصائص المغناطيسية للدم [2]، حيث يُظهر الدم المؤكسج (الذي يحمل الأكسجين) خصائص مغناطيسية مختلفة عن الدم غير المؤكسج (الذي يفتقر للأكسجين). يُستخدم fMRI مجال مغناطيسي قوي لإعادة توجيه مغناطيسية الذرات في الدماغ وتُرسل إشارة تردد لاسلكي لتغيير اتجاه مغناطيسية ذرات الهيدروجين عندما تعود ذرات الهيدروجين إلى حالتها الطبيعية تُصدر إشارة راديوية [3]. يتم تحويل هذه الإشارات إلى صور تُظهر أماكن نشاط الدماغ أكثر اشرافاً من باقي مناطق الدماغ بتدرج رمادي [4]. هناك عدة عوامل تؤثر في شدة الإشارة المكونة لصور الرنين المغناطيسي الوظيفي منها شدة المجال المغناطيسي المستخدم، وزمن الصدى وحجم الفوكسل ومن العوامل التي تؤثر سلباً على الصور وقد تحجب الإشارة هي الضوضاء الناتجة من مصادر مختلفة [5]. استخدمت دراسة عام 2008 زيادة زمن الصدى إلى 1000 ملي ثانية أدت إلى زيادة ملحوظة في إشارة الرنين المغناطيسي الوظيفي، ولكنها أدت أيضاً إلى زيادة الضوضاء [6]، بينما في عام 2021، دراسة أخرى أظهرت أن تغيير زمن الصدى إلى 30 ملي ثانية أدى إلى تحسين دقة الصور في تجربة تحفيز سمعي [7].

### 1.1 عمل جهاز الرنين الوظيفي بشكل أساسي عن طريق:

- مجال مغناطيسي قوي: يحدث مجالاً مغناطيسياً ثابتاً وتبلغ شدته عادة ما بين 1.5 تسلا و3 تسلا. هذا المجال يشكل اصطفاغ ذرات الهيدروجين في أنوية جزيئات الماء داخل الجسم بطريقة معينة [8].
- ملفات الراديو: يتم توجيه إشارة الراديو نحو منطقة معينة من حيث التأثير، مما يؤثر على استقطاب النوى [9].
- استقبال إشارات الاسترخاء: باستخدام أجهزة الاستقبال الحساسة، يقيس الجهاز إشارات الاسترخاء التي تنتج عندما تعود النوى إلى حالة الاستقرار الطبيعية [9] [10].
- حاسوب: يتحكم في الجهاز ويعالج البيانات التي يتم جمعها ويحولها إلى صور ثلاثية الأبعاد [11].

### 2.1 العوامل المؤثرة على صور الرنين المغناطيسي الوظيفي:

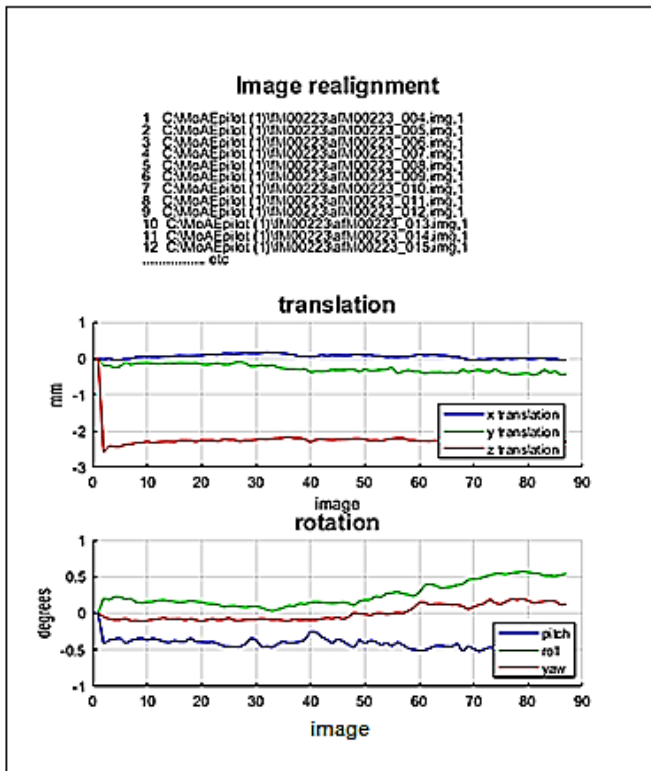
تتعدد العوامل التي تُؤثر على دقة ووضوح صور الرنين المغناطيسي الوظيفي، ونذكر منها:

- شدة المجال المغناطيسي: وقد تمكنت أجهزة التصوير بالرنين المغناطيسي الوظيفي ذات المجالات المغناطيسية عالية القوة (3 تسلا أو أكثر) من الحصول على صور بجودة أفضل [13].
- زمن الصدى: يشير إلى الوقت الذي تستغرقه ذرات الهيدروجين إلى حالتها الطبيعية بعد إرسالها لإشارة التردد. يؤثر زمن الصدى على نوعية الضوضاء في الصورة [14].
- حجم الفوكسل: يشير إلى حجم أصغر وحدة قياس في الصورة، كلما كان حجم الفوكسل أصغر، أصبحت الصور غير معروفة، وعندما يكون كبير جداً تفقد الصور دقتها. أحجام الفوكسل الصغيرة (1 مم مكعب

يُعد تصحيح توقيت الشريحة عملية حاسوبية لضبط توقيت الصور وللتعويض عن الفروق الزمنية بين الشرائح بسبب تشوه المجال وكذلك الحركة، بحيث يمكن الحصول على صورة الدماغ بالكامل في نقطة زمنية واحدة [16].

#### • إعادة التنظيم (Realignment)

هي إعادة تنظيم الصور لتصحيح تأثيرات الحركة أثناء جلسة التصوير، حيث حركة الرأس ينتج عنها إزاحات تصل إلى عدة ملليمترات والتي قد يكون لها تأثير كبير على الصور، فيتم إعادة ضبط الصور بحيث تتوافق وحدات الفوكسل في كل صورة مع نفس الموقع في الدماغ تقريباً. وينتج عنها سطر الأوامر وواجهة المستخدم الرسومية رسمًا بيانيًا كما في الشكل (3) توضح معاملات الحركة في اتجاهات  $x$  و  $y$  و  $z$ ، بالإضافة إلى تقديرات الدرجة واللف والتقديرات الأولية أي أنها تتضمن إعادة التنظيم (للصور ذات نفس الموضوع).



الشكل (3): إعادة تنظيم البيانات.

في الشكل (3) مخططات الدوران ( $x, y, z$ ) والترجمة (pitch, roll, yaw) الستة في خوارزمية تصحيح الحركة، حيث أن حركة الرأس تنقسم إلى  $x, y, z$  في ثلاث اتجاهات، وفي الأسفل تعديلات الحركة التي أجريت على الصور في اتجاه حركة الرأس تنقسم إلى الميل واللف والانعراج. لاحظ في الجزء العلوي يتراوح المقياس من 2.5- إلى 0 مما يدل على وجود قدر من الحركة، والجزء السفلي من المخطط تمت إعادة محاذاة البيانات السمعية هنا المقياس من (-0.5) إلى (-2) إلى حركة أقل.

#### • التسجيل (Coregistration)

في هذه الخطوة يتم مقارنة صور الرنين الوظيفي التي تم الحصول عليها من جلسة واحدة مع صورة هيكلية مرجعية ثلاثية الأبعاد لتحسين دقة الصور كما في الشكل (4).

إشارة الرنين المغناطيسي لوظيفي المطلوبة يتم حسابها بواسطة:

$$h(t) = \left(\frac{t}{d_1}\right)^{a_1} \exp\left(\frac{-(t-d_1)}{b_1}\right) - c \left(\frac{t}{d_2}\right)^{a_2} \exp\left(\frac{-(t-d_2)}{b_2}\right) \quad (4)$$

وهي عبارة عن دالتين جاما تصف الحساسية المغناطيسية أو ما يعرف بالاستجابة الديناميكية الدموية (HRF) ويمكن كتابتها بشكل أبسط:

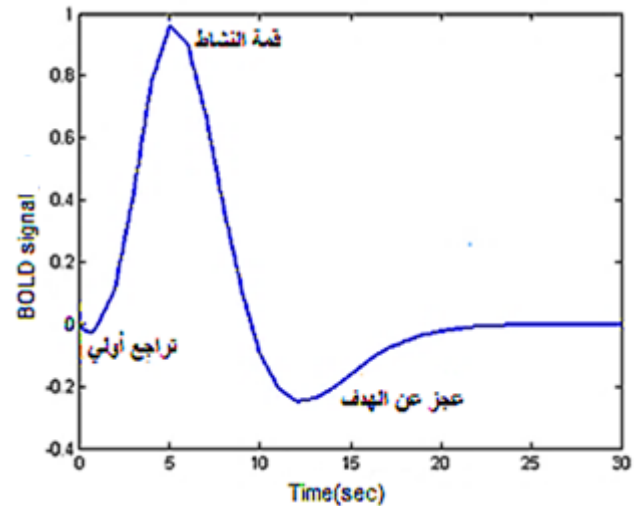
$$h(t) = A * \exp(-t/T) * (1 - \exp(-t/T_2)) \quad (5)$$

حيث  $A$  شدة إشارة fMRI

$T$  هو وقت الذروة

$T_2$  هو وقت انتهاء إشارة الرنين (يسمى وقت التراجع)

تأخذ هذه الدالة شكل موجة ثابت كما في الشكل (2)، يختلف في شدة الإشارة وزمن الزمن المستغرق لوصولها للذروة وكذلك تختلف في زمن التراجع أو التلاشي للإشارة [7] [12].



الشكل 2: مخطط توضيحي لنموذج HRF النموذجي.

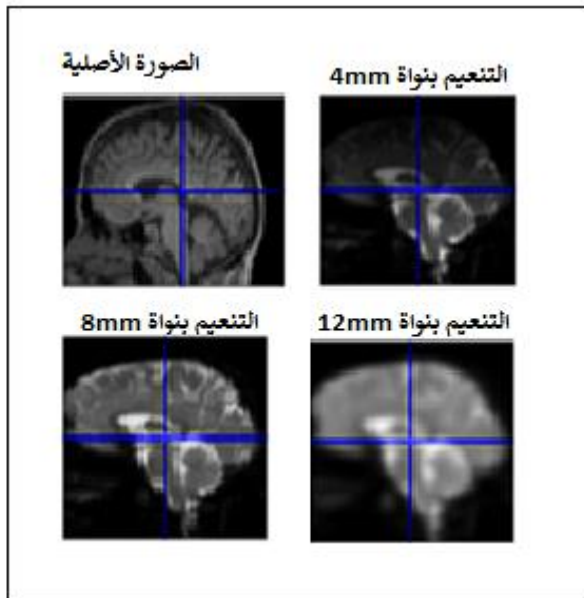
يعبر منحى HRF عن إشارة مغناطيسية قصيرة المدة [7] ، ويختلف شكلها وفقاً لنوع المهمة لتشخيص المرض ويمر المنحنى بثلاث مراحل:

- تراجع أولي: خلال الوقت القصير الأول (1-2 sec)، الإشارة قد تكون عند خط الأساس أو تحت خط الأساس بعد بداية النشاط العصبي وهو بداية تطبيق نبضة تردد راديوي [14].
- قمة النشاط (الذروة): هي السعة القصوى لموجات التردد الراديوي، فيها يزداد الدم المؤكسج الذي يتم توفيره إلى المنطقة النشطة من الهيموغلوبين المؤكسج والذي يكون غير مؤكسج بسبب زيادة نشاط الخلايا العصبية ويؤدي إلى زيادة إشارة MRI فوق خط الأساس في حوالي 2 - 5sec [15].
- عجز عن الهدف: هو انخفاض سعة إشارة الرنين المغناطيسي بشكل تدريجي إلى ما دون مستوى خط الأساس بسبب انخفاض تدفق الدم ثم العودة إلى تدفق الدم بشكل طبيعي [14].

### 3. النتائج والمناقشة

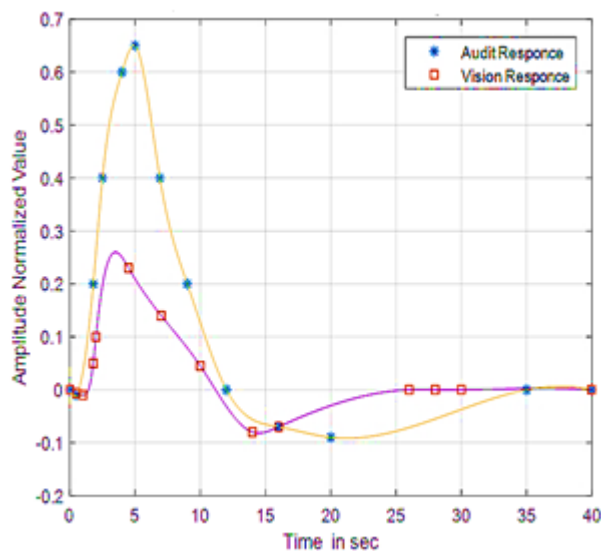
تمت معالجة الصور بطريقة إحصائية باستخدام برنامج SPM12 وكانت خلاصة النتائج كالتالي:

- تصحيح توقيت الشريحة (Slice timing)



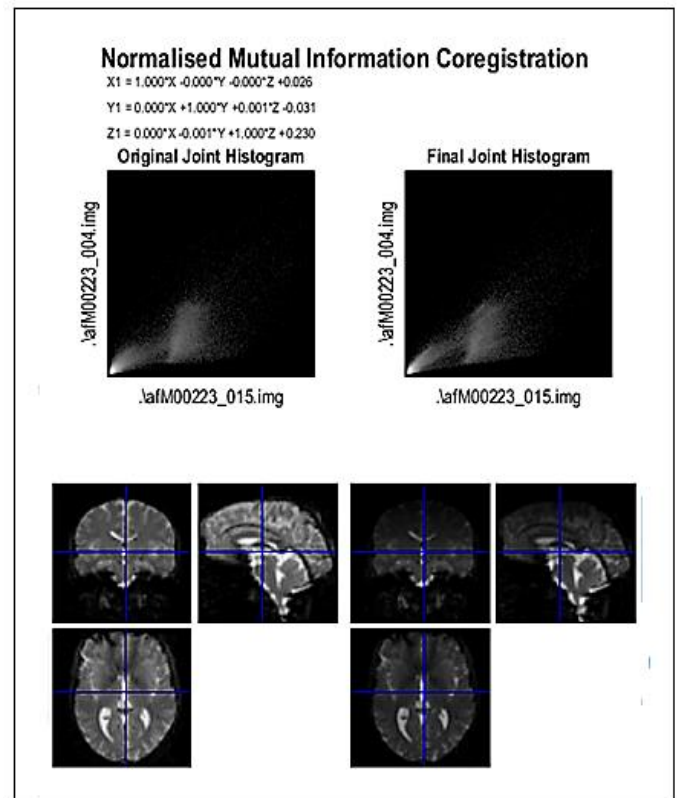
الشكل 6: درجات تنعيم مختلفة الحجم مطبقة على مجموعة بيانات وظيفية.

وفي هذه الدراسة تم تسجيل إشارة BOLD لنوعين من المحفزات تم تقييم الاختلافات في المنحنيات HRF السمعية والبصرية لشخصان كما في الشكل (7)، وجدنا أن منحنيات HRF لها قمة إشارة أعلى، بينما منحنيات HRF البصرية لها قمة إشارة أقل واتساع أكبر، كانت قمة منحنيات HRF السمعية في المتوسط 5sec بعد التحفيز وكانت قمة منحنيات HRF البصرية عند 4sec بعد التحفيز. وهذا يشير إلى أن هناك اختلافات في الطريقة التي يستجيب لها الدماغ للمحفزات وكذلك تختلف من شخص لآخر حسب نوع التحفيز وشدته ومدته وبنية الدماغ.



الشكل 7: منحنيات الاستجابة السمعية والبصرية.

تشير إلى أن تغيير زمن الصدى يمكن أن يكون أداة مفيدة لتحسين دقة fMRI ويساعد في جعل fMRI أكثر دقة للتشخيص. وجدنا أن منحنيات HRF السمعية لها قمة حادة وشددة إشارة أعلى، بينما منحنيات HRF البصرية لها شدة إشارة أقل، كانت قمة منحنيات HRF السمعية في المتوسط 5sec بعد التحفيز وكانت قمة منحنيات HRF البصرية عند 4sec بعد التحفيز. تشير نتائجنا إلى أن هناك اختلافات في الطريقة التي يستجيب بها الدماغ للتحفيز السمعي والبصري قد يكون بسبب

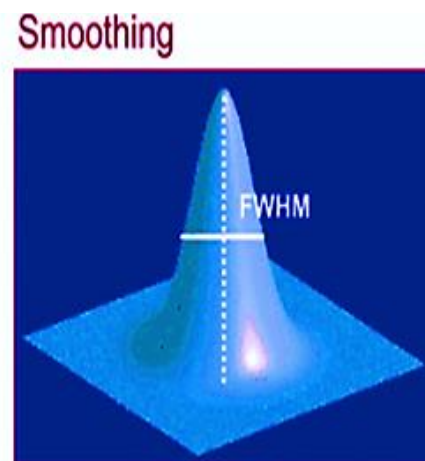


الشكل 4: وحدات الفوكسل من نفس الأنسجة لها نفس التباين.

يُظهر الشكل (4) أن بعد المعالجة لم تفقد البيانات شدة التباين للأنسجة بين وحدات الفوكسل.

#### • التنعيم (Smoothing)

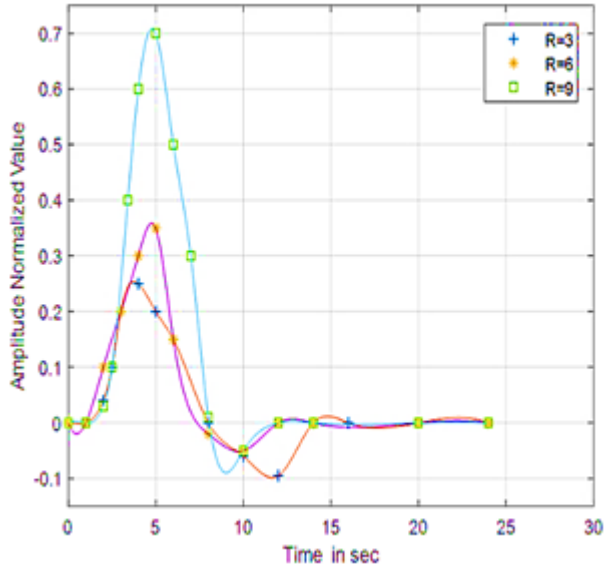
هو عملية معالجة تساعد على تقليل الضوضاء وتحسين الدقة المكانية باستخدام فلتر يقوم بتصفية الترددات العالية من الصور والتي غالباً ما تكون مسؤولة عن الضوضاء. العامل الأهم لتحكم في قوة التنعيم هو نصف قطر التصفية (FWHM) كلما في الشكل (5). كلما زاد التنعيم تفقد الصور دقتها المكانية لذلك نوصي باستخدام تنعيم في حدود (4-8 mm) كما في الشكل (6) بعد إجراء تنعيم بدرجات مختلفة كان أفضل صور متحصل عليها بعد تنعيم (8 mm)



الشكل 5: يوضح نواة جاوس للتعنيم.

الاختلاف في بنية الدماغ.

يؤثر وقت الصدى  $TE$  على إشارة الرنين المغناطيسي الوظيفي يمكن ملاحظته كما في الشكل (8) يختلف منحنى HRF وشدة إشارة BOLD تختلف اعتماداً على زمن الصدى. كانت أقوى إشارة عند  $40\text{ ms}$  ولكنها تصبح أضعف تدريجياً مع زيادة زمن الصدى  $60\text{ ms}$  و  $90\text{ ms}$ . تشير النتائج إلى أن تغيير زمن الصدى مفيد لتحسين دقة fMRI لمساعدة المرضى الذين يعانون من فقدان السمع أو البصر وضعف السمع أو ضعف البصر في تحديد الأسباب والتشخيص المناسب وتطوير العلاجات.

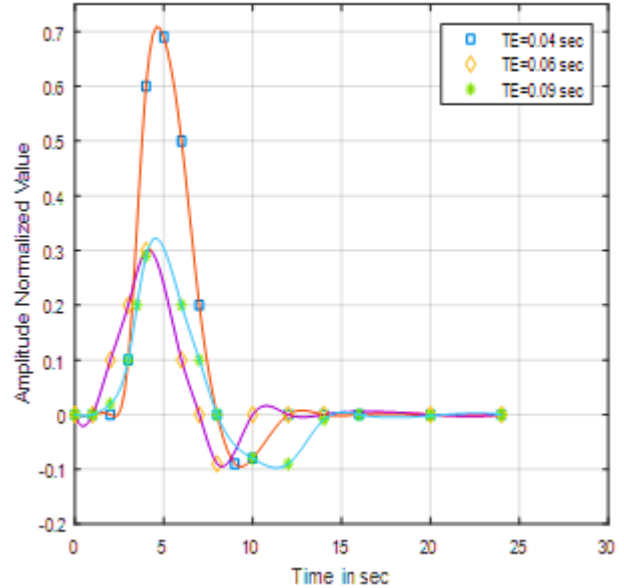


الشكل 10: تغيير حجم فوكسل الصور.

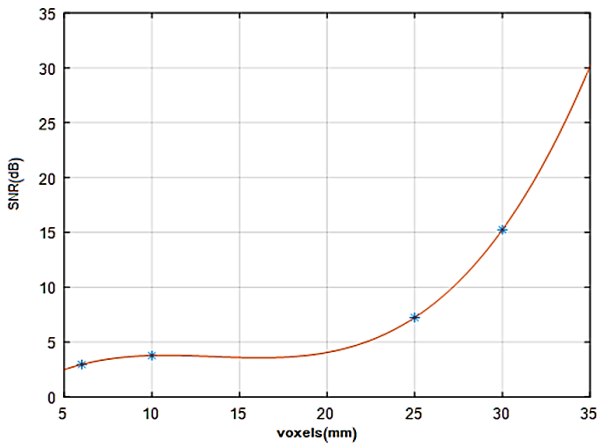
والإشارة الإجمالية المسترجعة من الفوكسل تتناسب مع حجمه كما في الجدول (1)، وقد لا تحتوي وحدات الفوكسل الصغيرة جداً على إشارة كافية لإنشاء صور عالية الجودة.

جدول (1): نسبة الإشارة إلى الضوضاء و أبعاد فوكسل الصور

SNR(db)	الفوكسل(mm)
2.96	6*6*6
3.77	10*10*10
7.24	25*25*25
15.24	30*30*30



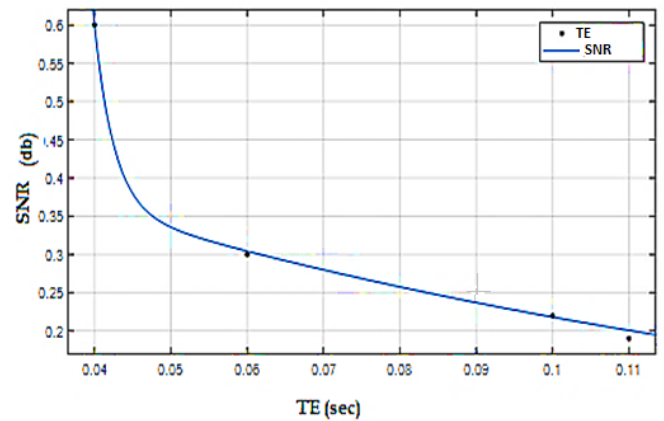
الشكل 8: منحنى الاستجابة عند زمن صدى مختلف.



الشكل (10): كلما زاد حجم الفوكسل زادت نسبة الإشارة

#### 4. الاستنتاج

أظهرت هذه المحاكاة أن مغناطيسية الدم لها تأثير كبير على إشارة الرنين المغناطيسي الوظيفي، وأيضاً شدة الإشارة تختلف من تحفيز لأخر ويجب أن يؤخذ كل من  $TE$  وأبعاد الفوكسل بعين الاعتبار لتحسين جودة الصور وللحصول على صور رنين مغناطيسي وظيفي بدقة عالية. حيث كان أفضل اتساع للإشارة عند  $40-60$  ملي ثانية، وهذا يفسر الحصول على صور رنين مغناطيسي وظيفي بجودة عالية في زمن أقل من طرق التصوير الأخرى. كما أوضحت النتائج أن عند زيادة حجم الفوكسل قلت الدقة المكانية وبالتالي يقلل من جودة الصور، وكذلك تؤثر نسبة الإشارة إلى الضوضاء على الأنماط المكانية والزمانية للنشاط الدماغى.



الشكل 9: العلاقة بين زمن الصدى ونسبة إشارة الرنين المغناطيسي الوظيفي إلى الضوضاء.

يُظهر الشكل (9) أن مع زيادة  $TE$  يؤدي ذلك إلى تعديل SNR ، حيث أن SNR تعتبر مقياس لجودة الصور

الفوكسل يشير إلى عنصر الحجم في صور الرنين المغناطيسي الوظيفي له ثلاث أبعاد ويحدد الدقة المكانية كلما كان اصغر كانت الصورة أكثر دقة. وفي هذه الدراسة وجدنا زيادة بشكل ملحوظ في الإشارة fMRI كما في الشكل (10) أنه مع زيادة حجم الفوكسل من  $3\text{ mm}$  إلى  $9\text{ mm}$  ، ولكن دقة تحديد المناطق النشطة انخفضت مع زيادة حجم الفوكسل ، لذلك يمكننا القول أن حجم الفوكسل عامل مهم يجب مراعاته في حدود الحصول على إشارة ودقة صور افضل ويجب اختيار فوكسل لتحقيق هذا التوازن بأن لا يتعدى  $6\text{ mm}$ .

- [1]- Carr, Mark W., and Michael L. Grey. "Magnetic Resonance Imaging: Overview, risks, and safety measures." *AJN The American Journal of Nursing* 102.12 (2002): 26-33
- [2]- Currie, Stuart, et al. "Understanding MRI: basic MR physics for physicians." *Postgraduate medical journal* 89.1050 (2013): 209-223.
- [3]- Pooley, Robert A. "Fundamental physics of MR imaging." *Radiographics* 25.4 (2005): 1087-1099.
- [4]- Buxton, Richard B. "The physics of functional magnetic resonance imaging (fMRI)." *Reports on Progress in Physics* 76.9 (2013): 096601.
- [5]- González-Villà, Sandra, et al. "A review on brain structures segmentation in magnetic resonance imaging." *Artificial intelligence in medicine* 73 (2016): 45-69.
- [6]- Moser, Ewald, et al. "Ultra-high field NMR and MRI—the role of magnet technology to increase sensitivity and specificity." *Front*
- [7]- Budde, Kiran Kumar. "A Matlab Toolbox for fMRI Data Analysis: Detection, Estimation and Brain Connectivity." (2012).
- [8]- McRobbie, Donald W. *MRI from Picture to Proton*. Cambridge University Press, 2003.
- [9]- Blink, Evert J. "mri: Physics." *Online PDF file* (2004): 0-75
- [10]- Isaieva, Karyna, et al. "A hardware and software system for MRI applications requiring external device data." *Magnetic Resonance in Medicine* 88.3 (2022): 1406-1418.
- [11]- Durbridge, Gail. "Magnetic resonance imaging: fundamental safety issues." *journal of orthopaedic & sports physical therapy* 41.11 (2011): 820-828.
- [12]- Marques, José P., Frank FJ Simonis, and Andrew G. Webb. "Low-field MRI: An MR physics perspective." *Journal of magnetic resonance imaging* 49.6 (2019): 1528-1542.
- [13]- Cherkaoui, Hamza. *Efficient whole brain estimation of the haemodynamic response function for TV-regularized semi-blind deconvolution of neural activity in fMRI*. Diss. Université Paris-Saclay, 2021.
- [14]- Eloyan, Ani, et al. "Analytic programming with fMRI data: A quick-start guide for statisticians using R." *PloS one* 9.2 (2014): e89470
- [15]- Kashou, Nasser H. "A practical guide to an fmri experiment." *advanced brain neuroimaging topics in health and disease-methods and applications* 4 (2014).
- [16]- Ashburner, John, et al. "SPM12 manual." *Wellcome Trust Centre for Neuroimaging, London, UK* 2464.4 (2014).
- [17]- Tieleman, Ann, et al. "Preoperative fMRI in tumour surgery." *European radiology* 19 (2009): 2523-2534.