

Gradient Specifications مواصفات التدرج

When you are shopping for an MRI scanner, it is very important to pay special attention to *the gradient sub-system*. Ideally, when a gradient is *switched on it immediately reaches maximum power* and when you *switch it off the power is immediately back to zero* (Figure 9.47A). عند التسوق لشراء ماسح التصوير بالرنين المغناطيسي، من المهم جداً إيلاء اهتمام خاص للنظام الفرعي للتدرج. من الناحية المثالية، عندما يتم تشغيل التدرج، فإنه يصل على الفور إلى الحد الأقصى من الطاقة وعندما تقوم بإيقاف تشغيله، تعود الطاقة على الفور إلى

Unfortunately this is not the case, as we do not live in an ideal world. *In reality the gradient needs a little time to reach maximum power and to power down* (Figure 9.47B). The time it takes to reach maximum power is called: Rise Time (Figure 9.47C). When we *divide the maximum power by the rise time* we get a number called:

Slew Rate. These are the specifications for a gradient system. $Slew\ rate = \frac{\text{maximum power}}{\text{rise time}}$

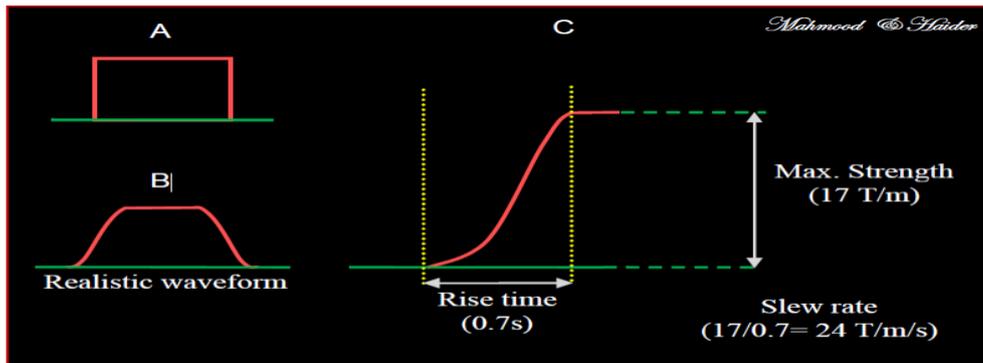


Figure 9.47: When a gradient is switched on it immediately reaches maximum power.

للأسف هذا ليس هو الحال، لأننا لا نعيش في عالم مثالي. في الواقع، يحتاج التدرج إلى القليل من الوقت للوصول إلى أقصى قدر من الطاقة وإيقاف الطاقة (الشكل 9.47). الوقت الذي يستغرقه الوصول إلى الطاقة القصوى يسمى: وقت الصعود (الشكل 9.47). عندما نقسم الطاقة القصوى على وقت الصعود نحصل على رقم يسمى:

You should compare these values because they are different for each system: *لأنها* يجب مقارنة هذه القيم لأنها مختلفة لكل نظام:

1. **Maximum strength:** as high as possible (minimum FOV and maximum Matrix). الحد الأقصى للقوة: أعلى مستوى ممكن (الحد الأدنى لمجال الرؤية والحد الأقصى للمصفوفة).

2. **Rise time:** as short as possible.

1. **Slew rate:** as big as possible (min. TR, TE and ETS). معدل العدد الكبير: أكبر حجم ممكن (دقيقة).

The performance – and therefore the *range of applications*, which can be done – is *mainly determined by the performance of the gradient system*. Other issues you may look for are *the field strength B₀*, the *computer system* and the ease of use of the user interface. يتم تحديد الأداء – وبالتالي نطاق – وبالتالي نطاق

التطبيقات التي يمكن القيام بها – بشكل أساسي من خلال أداء نظام التدرج. المشكلات الأخرى التي قد تبحث عنها هي قوة المجال ونظام الكمبيوتر وسهولة استخدام واجهة المستخدم.

MRI Image Quality, Artifacts, and Imaging Parameters

The quality of an MR image depends on several factors: تعتمد جودة صورة الرنين المغناطيسي على عدة عوامل:

❖ **Signal-to-noise ratio (SNR)** is equal to the ratio of MR signal received from the tissue being imaged to the background noise. نسبة الإشارة إلى الضوضاء () تساوي نسبة الإشارة المستلمة من الأنسجة التي يتم تصويرها إلى ضوضاء الخلفية.

❖ **Contrast resolution** looks at the different and subtle differences in signal intensities from tissues being imaged. تنظر دقة التباين إلى الاختلافات المختلفة والدقيقة في شدة الإشارة من الأنسجة التي يتم تصويرها.

The spatial resolution of the image is the visualization of detail in the MR image. Therefore, it could be saying, the spatial resolution is **the ability to distinguish between two points** as separate and distinct. It is controlled by the voxel size. **Spatial resolution may be increased** by selecting: **Thin slices, Fine matrices and small FOV**. الدقة المكانية للصورة هي تصور التفاصيل في الصورة. ولذلك يمكن القول أن الدقة المكانية هي القدرة على التمييز بين نقطتين منفصلتين ومتميزتين. يتم التحكم فيه من خلال حجم فوكسل. يمكن زيادة الدقة المكانية عن طريق تحديد: شرائح رقيقة، ومصفوفات دقيقة، ومجال رؤية صغير.

❖ **Sequence parameters** such as **Repetition time (TR), TE, slice thickness, field of view, and matrix size** can affect these image quality issues adversely. Conversely, such parameters can have a positive effect on the quality of the image. **Artifacts in MR are also a big issue** with regards to image quality. Artifacts can be **caused by a variety of things, from the equipment to the patient**. These different artifacts can be assessed and resolutions found to correct for them. يمكن أن تؤثر معلمات التسلسل مثل سمك شريحة وقت التكرار ومجال الرؤية وحجم المصفوفة على مشكلات جودة الصورة هذه بشكل سلبي. على العكس من ذلك، يمكن أن يكون لهذه المعلمات تأثير إيجابي على جودة الصورة. تعتبر القطع الأثرية في التصوير بالرنين المغناطيسي أيضًا مشكلة كبيرة فيما يتعلق بجودة الصورة. يمكن أن يكون سبب القطع الأثرية مجموعة متنوعة من الأشياء، من المعدات إلى المريض. يمكن تقييم هذه القطع الأثرية المختلفة وإيجاد الحلول المناسبة لها.

The echo time (TE) is a very important timing parameter defined as the time between excitation and maximum amplitude of the echo. يعد وقت الصدى معلمة توقيت مهمة جدًا يتم تعريفها على أنها الوقت بين الإثارة والسعة القصوى للصدى.

The repetition time (TR) is a very important timing parameter defined as the duration of a phase encoding cycle. Signal to Noise and Contrast Resolution يعد وقت التكرار معلمة توقيت مهمة جدًا يتم تعريفها على أنها مدة دورة تشفير Signal to Noise and Contrast Resolution الطور.

We can be likened to the noise, such as interferences which **present as an irregular granular pattern**. The **noise can be degrades image information** (MR signal). Image noise results from a number of different factors but it comes mainly from **the tissue of the patient's body** (RF emission due to **thermal motion**) and **electronics inherent** in the imaging process. These factors can be classified into two classes first that يمكن تشبيهها بالضوضاء، مثل التداخلات التي تظهر كنمط حبيبي غير منتظم. يمكن أن تؤدي الضوضاء إلى تدهور معلومات الصورة (الإشارة). تنتج ضوضاء الصورة عن عدد من العوامل المختلفة ولكنها تأتي بشكل أساسي من أنسجة جسم المريض (انبعاث الترددات اللاسلكية بسبب الحركة الحرارية) والإلكترونيات المتأصلة في عملية التصوير. ويمكن تصنيف هذه العوامل إلى فئتين أولاً هما

beyond the operator's control (the MR scanner specifications and pulse sequence design) and on factors that the *user can change*: **خارج نطاق سيطرة المشغل (مواصفات الماسح الضوئي بالرنين المغناطيسي وتصميم تسلسل النبض) وعلى** العوامل التي يمكن للمستخدم تغييرها:

➤ **Fixed factors**: Imperfections of the MR system such as *magnetic field inhomogeneities*, *thermal noise* from the RF coils, *pulse sequence design*, *patient-related factors* resulting from body movement or respiratory motion. **العوامل الثابتة: عيوب نظام الرنين المغناطيسي مثل عدم تجانس المجال المغناطيسي، والضوضاء الحرارية** الصادرة عن ملفات التردد اللاسلكي، وتصميم تسلسل النبض، والعوامل المتعلقة بالمرضى الناتجة عن حركة الجسم أو حركة الجهاز التنفسي.

العوامل تحت سيطرة المشغل *Factors under the operator's control*

1) *RF coil to be used*

2) *Sequence parameters* : voxel size (limiting spatial resolution), number of averaging, receiver bandwidth **معلمات التسلسل: حجم فوكسل (الحد من الاستبانة المكانية)، وعدد المتوسطات، وعرض النطاق الترددي لجهاز الاستقبال**

The *relationship* between the *MR signal* and the amount of *image noise* present is expressed as the *signal-to-noise ratio (SNR)*. **يتم التعبير عن العلاقة بين الإشارة ومقدار ضوضاء الصورة بنسبة الإشارة إلى الضوضاء.**

The signal is the voltage induced in the receiver coil by the net magnetization when moved into the transverse plane. In other words, the signal comes from the *excited protons on the selected slice plane*. **الإشارة هي الجهد المستحث في ملف الاستقبال بواسطة المغنطة الصافية عند نقلها إلى المستوى العرضي. بمعنى آخر، تأتي الإشارة من البروتونات المثارة على مستوى الشريحة المحدد.**

The *SNR has a direct effect on the contrast resolution*. The definition of *contrast resolution is the difference in SNR between two adjacent areas*. If the *SNR is improved*, then the *contrast resolution of the image is improved*; if the *SNR is low*, then the *contrast resolution of the image is poor*. **له تأثير مباشر على دقة التباين. تعريف دقة التباين هو الفرق بين منطقتين متجاورتين. إذا تم تحسين، فسيتم تحسين دقة تباين الصورة؛ إذا كان منخفضاً، فهذا يعني أن دقة تباين الصورة ضعيفة.**

Mathematically, SNR can be expressed as the intensity of the signal measured in the region of interest divided by the standard deviation of the signal intensity in a region outside the anatomy or the object being imaged (i.e. a region from which no tissue signal is obtained). *The SNR is dependent on the following parameters*: **رياضياً، يمكن التعبير عنها بكثافة الإشارة المقاسة في المنطقة محل الاهتمام مقسومة على الانحراف المعياري لشدة الإشارة في منطقة خارج التشريح أو الكائن الذي يتم تصويره (أي منطقة لا يتم الحصول على إشارة نسيج منها). يعتمد على المعلمات التالية:**

1. Slice thickness and receiver bandwidth. 2. Field of view. 3. Size of the (image) matrix. 4. Number of acquisitions

1. سمك الشريحة وعرض النطاق الترددي لجهاز الاستقبال. 2. مجال الرؤية. 3. حجم المصفوفة (الصورة). 4. عدد عمليات الاستحواذ

- 5 Scan parameters (TR, TE, flip angle) 6. Magnetic field strength. 7. Selection of the transmit and receive coil (RF coil). 5 معلمات المسح (، زاوية الوجه) 6. قوة المجال المغناطيسي. 7. اختيار ملف الإرسال والاستقبال (الملف)

Repetition time (TR) is the interval between two successive excitations of the same slice. That means, it is the length of the *relaxation period between two excitation pulses* and is therefore *crucial for T1 contrast*. زمن التكرار هو الفاصل الزمني بين إثارتين متتاليتين لنفس الشريحة. وهذا يعني أنه طول فترة الاسترخاء. بين نبضتي الإثارة، وبالتالي فهو أمر بالغ الأهمية لتباين واحد.

Pixel, Voxel, Matrix

Images that we get from MRI are *digital images* consist of *a matrix of pixels* (picture elements). Knowing that, *the matrix* are mathematically well known *two-dimensional* grid of rows and columns. *Each square of the grid is a pixel*, which assigns the value corresponding to the *signal intensity*. Each pixel of the MR image *corresponding three-dimensional volume element* called voxel therefore *provides information on the pixel corresponding voxel*, (Figure 9.48). الصور التي نحصل عليها من التصوير بالرنين المغناطيسي هي صور رقمية تتكون من مصفوفة من البكسلات (عناصر الصورة). مع العلم أن المصفوفة هي شبكة ثنائية الأبعاد معروفة رياضياً من الصفوف والأعمدة. كل مربع من الشبكة عبارة عن بكسل، والذي يعين القيمة المقابلة لكثافة الإشارة. وبالتالي فإن كل بكسل من الصورة يقابل عنصر حجم ثلاثي الأبعاد يسمى فوكسل يوفر معلومات عن فوكسل المقابل، (الشكل 9.48).

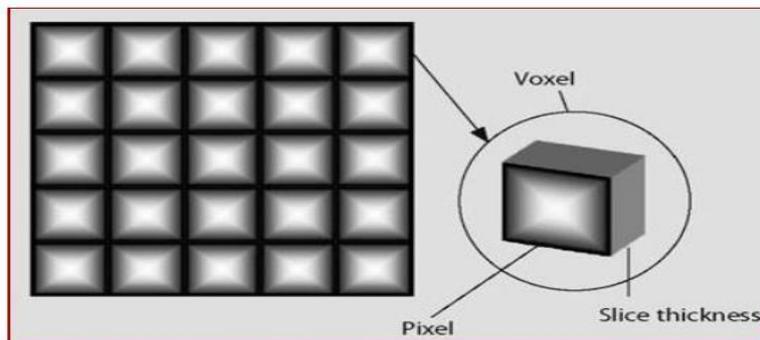


Figure 9.48: A voxel is the tissue volume represented by a pixel in the two-dimensional MR image.

Voxel size determines the *spatial resolution* of the MR image. The size of a voxel can be calculated from *the field of view*, the *matrix size*, and the *slice thickness*. In general, *the resolution of an MR image increases as the voxel size decreases*. يحدد الحجم الدقة المكانية للصورة. يمكن حساب حجم فوكسل من مجال الرؤية، وحجم المصفوفة، وسمك الشريحة. بشكل عام، تزداد دقة صورة الرنين المغناطيسي مع انخفاض حجم فوكسل.