Signal Coding ترميز الإشارة

To explain this subject, suppose some of the assumptions: considering an axial image of the brain using a 1.5 Tesla magnet. Also we work with a homogeneous magnetic field, which covers the whole body from head to toe. This is quite different in reality, where there is only a homogenous sphere of 40 cm in diameter in the iso-centre (center of the MRI bore) of the magnet. لشرح هذا الموضوع، لنفترض بعض الافتراضات: أخذ صورة محورية للدماغ باستخدام مغناطيس بقوة 1.5 تسلا. كما أننا نعمل بمجال مغناطيسي متجانس يغطي الجسم كله من الرأس إلى أخمص القدمين. هذا مختلف تمامًا في الواقع، حيث لا يوجد سوى كرة متجانسة يبلغ قطرها 40 سم في المركز المتساوي (مركز تجويف التصوير بالرنين المغناطيسي) للمغناطيس.

Just as important as the strength of the main magnet is its precision. The straightness of the magnetic lines within the center (or, as it is technically known, the iso-center) of the magnet needs to be near-perfect. This is known as homogeneity. لا تقل أهمية قوة المغناطيس الرئيسي عن دقته. يجب أن تكون استقامة الخطوط المغناطيسية داخل المركز (أو، كما هو معروف تقنيًا، مركز الأيزو) للمغناطيس شبه مثالية. وهذا ما يعرف بالتجانس.

Fluctuations (inhomogeneities in the field strength) within the scan region should be ***less than three parts per million (3 ppm)***. *يجب أن تكون التقلبات (عدم التجانس في شدة المجال) داخل منطقة المسح أقل من ثلاثة أجزاء في المليون (3 جزء في المليون).*

When we put a patient ***in the magnet***, all the protons, from head to toe, ***align with B_0***. They spin at the ***Larmor frequency of 63.6 MHz***. (Figure 9.33). عندما نضع مريضًا في المغناطيس، فإن جميع البروتونات، من الرأس إلى أخمص القدمين، تتماشى مع . أنها تدور على تردد لارمور 63.6 ميغاهيرتز.

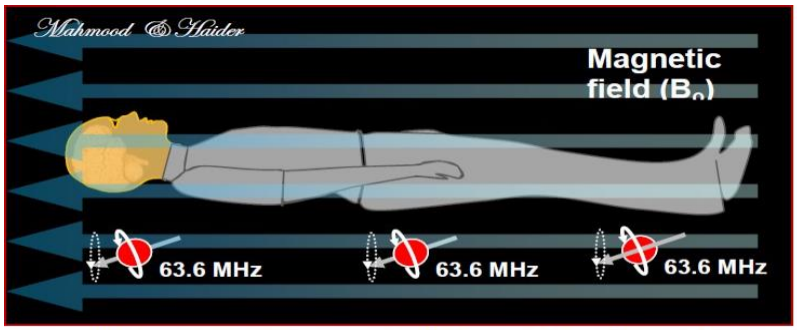

Figure 9.33: patient in the magnet, all the protons, align with B_0 and they spin at the Larmor frequency

If we use a 90° excitation RF-pulse to flip the magnetization into ***the x-y plane***, then all the protons would ***react and return a signal***. We would have no clue where the signal comes from: from head or toe. إذا استخدمنا نبضة إثارة تبلغ 90 درجة لقلب المغنطة إلى المستوى، فإن جميع البروتونات سوف تتفاعل وتعيد الإشارة. لن يكون لدينا أدنى فكرة عن مصدر الإشارة: من الرأس أو أخمص القدمين.

Slice Encoding Gradient شريحة ترميز التدرج

The magnetic field gradient (e.g. Z-gradient) is temporarily applied (Z-gradient is switched on) at the same time as the RF pulse (see figure 9.34).

يتم تطبيق تدرج المجال المغناطيسي (على سبيل المثال -التدرج) مؤقتًا (يتم تشغيل التدرج) في نفس الوقت الذي يتم فيه تطبيق نبض التردد الراديوي (انظر الشكل 9.34).

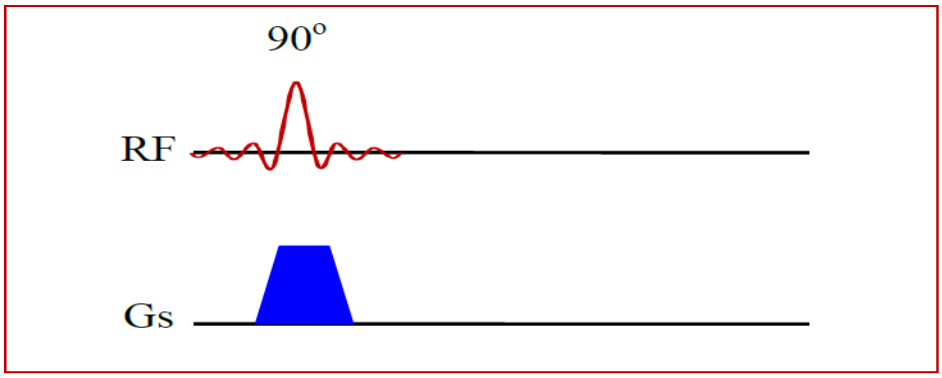

Figure 9.34: Slice selection pulse sequence, a gradient magnetic field is applied at the same time as the RF pulse.

This will generate an ***additional magnetic field in the Z-direction***, which is superimposed on B_0. The indication +Gz in Figure 9.34 means there is a slightly stronger B_0 field in the head as there is in the iso-centre of the magnet. **سيؤدي هذا إلى توليد مجال مغناطيسي إضافي في الاتجاه، والذي يتم فرضه على . الإشارة + في الشكل 9.34 تعني أن هناك مجالًا أقوى قليلًا في الرأس كما هو الحال في المركز المتساوي للمغناطيس.**

A stronger B_0 field means a higher Larmor frequency. Along the entire the slope of the gradient there is a ***different B_0 field*** and consequently the ***protons spin at slightly different frequencies***. Therefore, the protons in the ***head will spin slightly faster*** than the ones in the iso-centre. The ***reverse goes for the protons in the feet***. Figure 11.30 shows that the protons in the ***feet now spin at 63.5 MHz***, the ones in the ***iso-centre of the magnet still at 63.6 MHz*** and the ones in the ***head with 63.7 MHz***. **المجال الأقوى يعني تردد لارمور أعلى. على طول منحدر التدرج بأكمله يوجد مجال مختلف، وبالتالي تدور البروتونات بترددات مختلفة قليلاً. ولذلك، فإن البروتونات الموجودة في الرأس سوف تدور بشكل أسرع قليلاً من تلك الموجودة في مركز الأيزو. والعكس ينطبق على البروتونات الموجودة في القدمين. يوضح الشكل 11.30 أن البروتونات الموجودة في القدمين تدور الآن بسرعة 63.5 ميجا هرتز، والبروتونات الموجودة في المركز المتساوي للمغناطيس لا تزال عند 63.6 ميجا هرتز وتلك الموجودة في الرأس بتردد 63.7 ميجا هرتز.**

This means we can ***"pick out"*** the section which we want to excite by ***choosing the right frequency range of RF excitation pulse***. The section which contains ***Larmor frequencies*** which match the frequencies of the ***oscillating magnetic field*** will respond. An MRI signal will be generated only from ***that section of the patient***. This is called ***Slice-Encoding or Slice-Selection***. **هذا يعني أنه يمكننا "انتقاء" القسم الذي نريد إثارته عن طريق اختيار نطاق التردد المناسب لنبضة إثارة التردد اللاسلكي. سوف يستجيب القسم الذي يحتوي على ترددات لارمور المطابقة لترددات المجال المغناطيسي المتذبذب. سيتم إنشاء إشارة التصوير بالرنين المغناطيسي فقط من هذا القسم من المريض. وهذا ما يسمى تشفير الشريحة أو تحديد الشريحة.**

Usually the ***slice selection*** gradient is applied in ***the z-axis***—the ***head-foot direction*** in the scanner. But because a gradient magnetic field may be applied in any orientation, ***slices may be acquired at literally any angle or orientation*** in the patient. This is one of ***strength MRI***.
عادةً ما يتم تطبيق تدرج تحديد الشريحة في المحور – وهو اتجاه الرأس إلى القدم في الماسح الضوئي. ولكن نظرًا لأنه يمكن تطبيق مجال مغناطيسي متدرج في أي اتجاه، فيمكن الحصول على الشرائح حرفيًا في أي زاوية أو اتجاه لدى المريض. هذا هو أحد أقوى التصوير بالرنين المغناطيسي.

Now, if we apply an ***RF-pulse with a frequency of 63.7 MHz*** only the protons in a thin slice in ***the head will react because they are the only ones which spin with the same frequency***. In this example ***Gz is the slice-encoding gradient***. If we would stop here, this means that we receive the returned signal comes from the single slice in the head. That is we have identified the site by using the ***Z-gradient (Gz)***. (figure 9.35). الآن، إذا طبقنا نبضة بتردد 63.7 ميجاهرتز، فإن البروتونات فقط الموجودة في شريحة رقيقة في الرأس سوف تتفاعل لأنها الوحيدة التي تدور بنفس التردد. في هذا المثال هو التدرج لترميز الشريحة. وإذا توقفنا هنا، فهذا يعني أننا نستقبل الإشارة المرتجعة تأتي من شريحة واحدة في الرأس. أي أننا قمنا بتحديد الموقع باستخدام (). (الشكل 9.35).

These frequencies are for this example; in reality the ***differences are much*** **smaller**. في هذه الترددات لهذا المثال؛ الواقع الاختلافات أصغر بكثير.

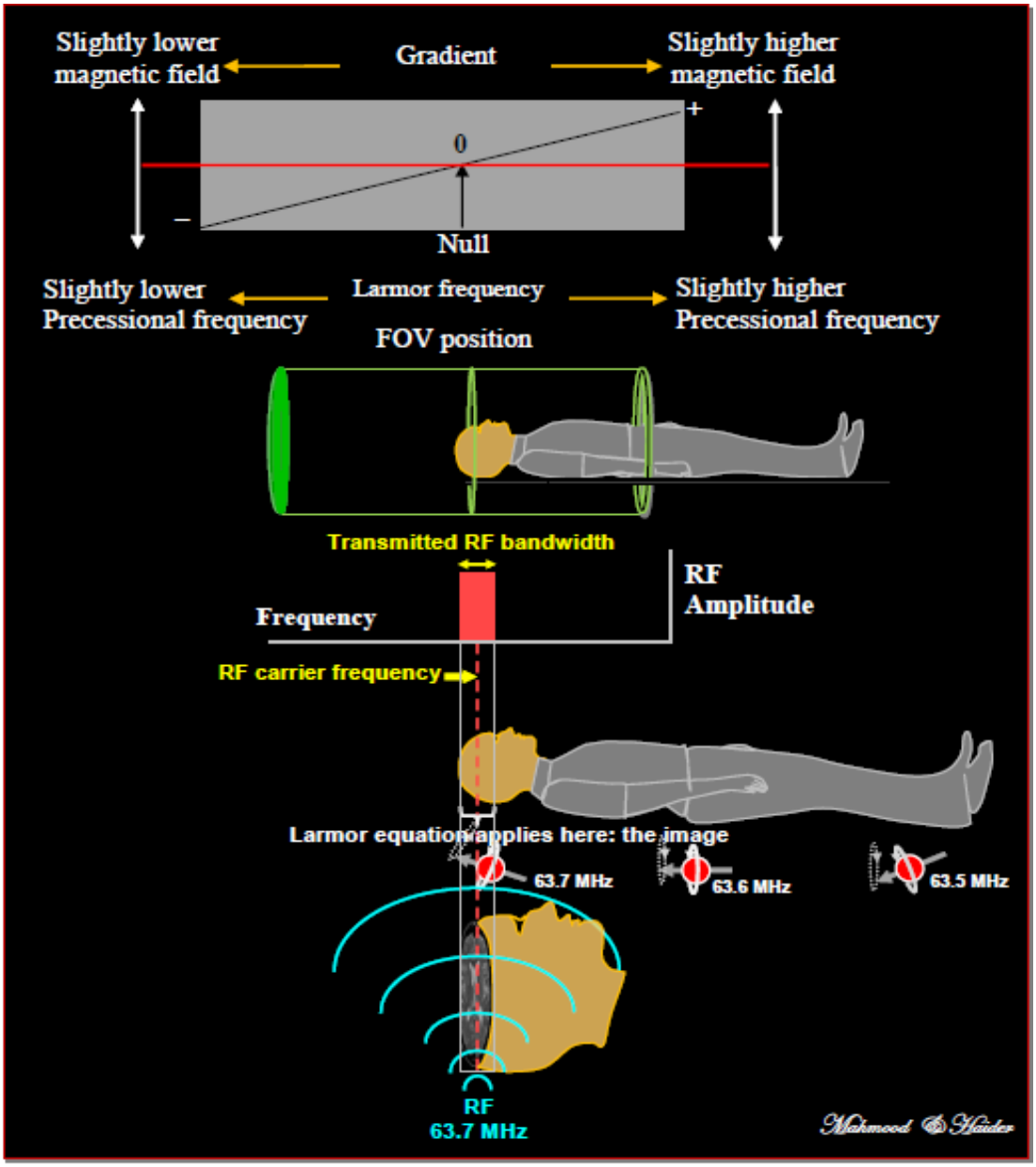

Figure 9.35: Generate an additional magnetic field in the Z-direction.

Slice Location موقع الشريحة

The slice to be imaged is moved to the centre of the scanner bore (the iso-centre).

If there's time between imaging different slices, we can simply ***move the patient-table*** so that the section of interest within the patient is at ***the iso-centre***. This is ***preferable*** because placing the section of interest in the part of the main magnetic field which is ***most homogenous will give us better images***. **يتم نقل الشريحة المراد تصويرها إلى وسط تجويف الماسح الضوئي (الوسط). إذا كان هناك وقت بين تصوير الشرائح المختلفة، فيمكننا ببساطة تحريك طاولة المريض بحيث يكون القسم محل الاهتمام داخل المريض في مركز الأيزو. وهذا هو الأفضل لأن وضع القسم محل الاهتمام في جزء المجال المغناطيسي الرئيسي الأكثر تجانسًا سيعطينا صورًا أفضل.**

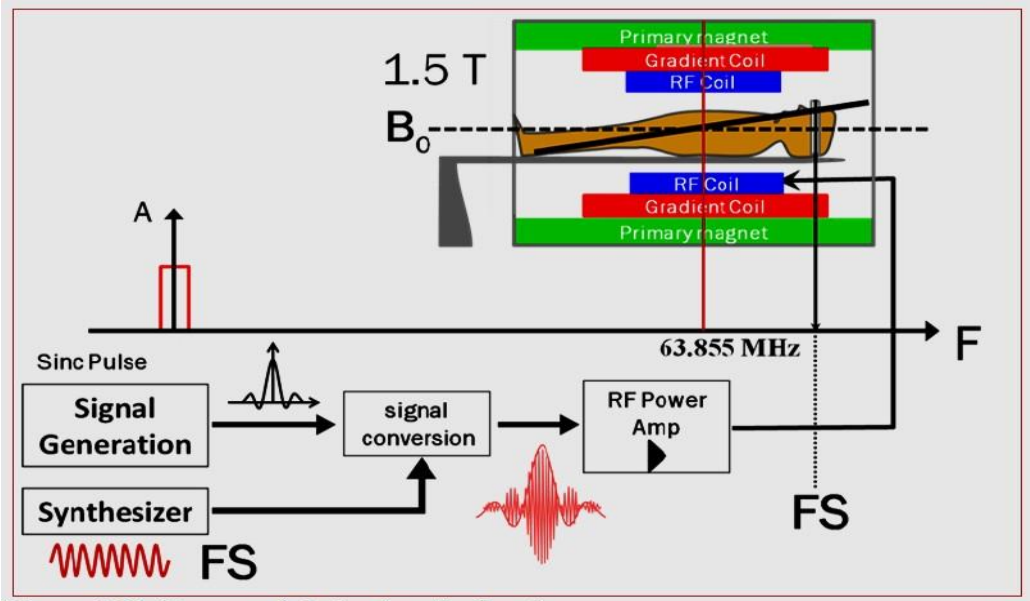

Figure 9.36: Process of choice the slice location

Slice Thickness

Slice thickness helps get better resolution and finer detailed images. The slice thickness is governed by the following equation: **يساعد سمك الشريحة في الحصول على دقة أفضل وصور تفصيلية أكثر دقة. سمك الشريحة تحكمه المعادلة التالية:**

$$thk = \frac{BW_{trans}}{\gamma_o . G_s}$$

Where;

thk is the slice thickness, **هو سمك الشريحة،**

BW_{trans} is the transmitted RF bandwidth (the range of frequencies it covers), **عرض النطاق الترددي للترددات اللاسلكية (نطاق الترددات الذي يغطيه)،**

γ_o is the gyromagnetic ratio and **النسبة الجيرومغناطيسية**

G_s is the magnitude of the slice selection magnetic field gradient.
هو حجم التدرج المجال المغناطيسي اختيار شريحة.

In Figure 9.37A show that ***varying the steepness of the gradient, while keeping the RF-pulse bandwidth the same***..**يوضح الشكل 9.37 أن تغيير درجة انحدار التدرج، مع الحفاظ على عرض نطاق نبضة التردد الراديوي كما هو**

Alternatively, Figure 9.37B ***the steepness of the gradient is kept the same, while the bandwidth of the RF-pulse is varied***. Can also change the slice thickness, **وبدلاً من ذلك، الشكل 9.37 يتم الاحتفاظ بانحدار التدرج كما هو، في حين يتنوع عرض النطاق الترددي لنبض التردد الراديوي. يمكن أيضًا تغيير سمك الشريحة،**

The ***slice thickness may be reduced*** by either ***increasing the gradient*** of the magnetic field (dashed line in figure 9.37A) or by ***decreasing the RF pulse width***, (or transmit bandwidth, figures 9.37B & 9.38). **يمكن تقليل سمك الشريحة إما عن طريق زيادة تدرج المجال المغناطيسي (الخط المتقطع في الشكل) أو عن طريق تقليل عرض نبضة التردد الراديوي (أو عرض نطاق الإرسال، الأشكال 9.37 و9.38).**

A ***thinner slice produces better anatomical detail***, the partial volume effect being less, but it ***takes longer to excite***..**تنتج الشريحة الأرق تفاصيل تشريحية أفضل، ويكون تأثير الحجم الجزئي أقل، ولكنها تستغرق وقتًا أطول للإثارة**

In practice, the slice ***thickness is determined*** by a combination of both ***gradient steepness and RF-pulse bandwidth***. **في الممارسة العملية، يتم تحديد سمك الشريحة من خلال مزيج من انحدار التدرج وعرض النطاق الترددي لنبض التردد الراديوي.**

The total ***magnetic field at a position*** ZSS (SS = slice selection) during application of GZ is given by: ***B_0+ZSS·GZ*** and the spatially selective ***excitation energy or frequency***, respectively, can be easily calculated using the ***Larmor equation***.

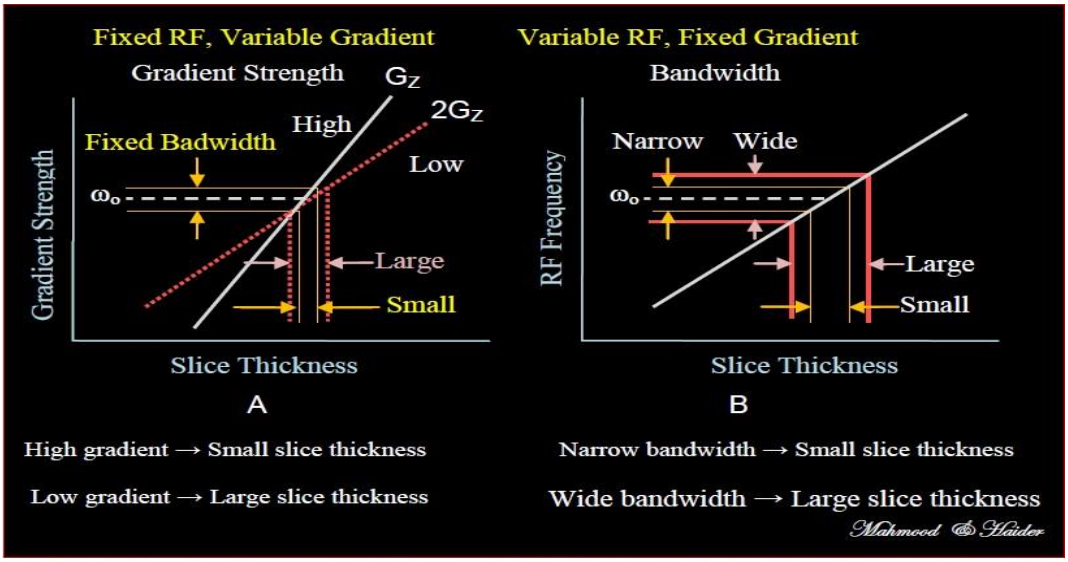

Figure 9.37: Slice thickness is dependent on RF bandwidth and gradient strength. (A) For a fixed gradient strength, the RF bandwidth determines the slice thickness, (B) for a fixed RF bandwidth, gradient strength determines the slice thickness.

يتم إعطاء المجال المغناطيسي الإجمالي في الموضع = اختيار الشريحة) أثناء تطبيق بواسطة: ويمكن حساب طاقة أو تردد الإثارة الانتقائي المكاني، على التوالي، بسهولة باستخدام معادلة لارمور.

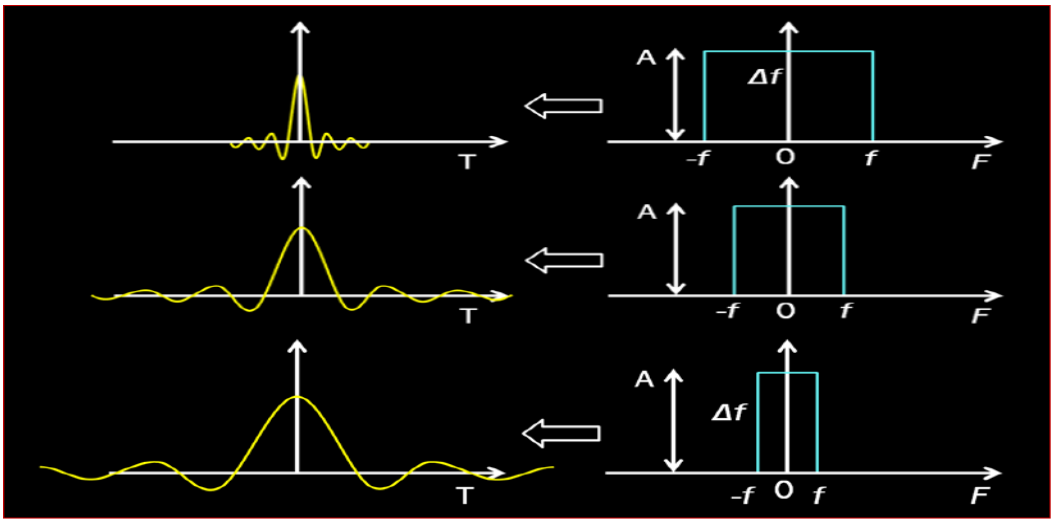

Figure 9.38: Reduced of slice thickness by decreasing the RF (or transmit) bandwidth.

- ***A typical slice thickness is 2-10 mm..*** **سمك الشريحة النموذجي هو 2-10 ملم.**

The RF pulse inevitably contains a certain amount of ***electromagnetic energy of frequencies slightly higher or lower than the intended bandwidth***, thus ***mildly exciting tissues either side of the desired slice***. To prevent this affecting the image slice, ***a gap (say 10% of the slice thickness)*** may be ***left between slices***, although this is ***not necessary when the slices are interleaved***.**تحتوي نبضة التردد الراديوي حتما على كمية معينة من الطاقة الكهرومغناطيسية ذات ترددات أعلى أو أقل قليلا من عرض النطاق الترددي المقصود، وبالتالي تثير الأنسجة بشكل طفيف على جانبي الشريحة المطلوبة. لمنع هذا التأثير على شريحة الصورة، قد يتم ترك فجوة (على سبيل المثال 10% من سمك الشريحة) بين الشرائح، على الرغم من أن هذا ليس ضروريًا عندما تكون الشرائح معشقة.**

<u>For example</u>, for a 10 mm slice thickness using a gradient magnetic field strength of ($10 mTm^{-1}$), the transmitted RF pulse bandwidth would be about 4.3 kHz (using γ_0 = 42.58 MHz T^{-1}). **على سبيل المثال، بالنسبة لشريحة بسمك 10 مم باستخدام قوة مجال مغناطيسي متدرجة تبلغ (1-)، سيكون عرض نطاق نبضة التردد الراديوي المرسل حوالي 4.3 كيلو هرتز (باستخدام =**

In order to get optimal ***image resolution***, must be ***very thin slices with a high SNR***. But whenever were ***thinner slices*** the ***noise was more***, the ***SNR decreases and spatial resolution increases***. **للحصول على دقة الصورة المثالية، يجب أن تكون الشرائح رفيعة جدًا ذات ارتفاع . لكن كلما كانت الشرائح أرق كان الضجيج أكبر، وتناقصت الدقة المكانية.**

Spatial Resolution is the ***ability to distinguish one structure from another***. Conversely, ***increase of the slice thickness*** leads to ***increase signal to noise ratio and reduces spatial resolution***. Because the ***thicker slices result other problems such as an increase in partial volume effects***. ***الدقة المكانية هي القدرة على تمييز بنية عن أخرى. على العكس من ذلك، زيادة سمك الشريحة يؤدي إلى زيادة نسبة الإشارة إلى الضوضاء ويقلل من الدقة المكانية. لأن الشرائح السميكة تنتج مشاكل أخرى مثل زيادة تأثيرات الحجم الجزئي.***

The effects of poorer SNR of thin slices can be addressed for to some extent by ***increasing the number of acquisitions*** or by a ***longer TR***. This is accomplished only at the expense of the overall ***image acquisition time*** (the period of time required to collect the image data. This time does not include the time necessary to reconstruct the image. ADC - analog-to-digital converter) and ***reduces the cost efficiency of the MR imaging system*** ***يمكن معالجة تأثيرات ضعف الشرائح الرقيقة إلى حد ما عن طريق زيادة عدد عمليات الاستحواذ أو عن طريق فترة أطول. يتم تحقيق ذلك فقط على حساب الوقت الإجمالي للحصول على الصورة (الفترة الزمنية اللازمة لجمع بيانات الصورة. هذه المرة لا تشمل الوقت اللازم لإعادة بناء الصورة. – المحول التناظري إلى الرقمي) ويقلل التكلفة كفاءة نظام التصوير بالرنين المغناطيسي.***

The ***slice thickness*** can be determined by: (1) the ***steepness of the slope of the gradient field (Gss)*** and (2) the ***bandwidth of the 90º RF-pulse***. **() يمكن تحديد سمك الشريحة من خلال: (1) انحدار منحدر مجال التدرج و (2) عرض النطاق الترددي للنبضة 90 درجة.**

Receiver Bandwidth عرض النطاق الترددي

The receiver bandwidth is the ***range of frequencies collected by an MR system*** during frequency encoding. The ***bandwidth is either set automatically or can be changed by the operator***. **عرض النطاق الترددي لجهاز الاستقبال هو نطاق الترددات التي يجمعها النظام أثناء تشفير التردد. يتم ضبط النطاق الترددي تلقائيًا أو يمكن للمشغل تغييره.**

A ***wide receiver bandwidth*** enables ***faster data acquisition*** and ***minimizes chemical shift artifacts*** but also ***reduces SNR*** as more noise is included **يتيح النطاق الترددي الواسع لجهاز الاستقبال الحصول على البيانات بشكل أسرع ويقلل من آثار التحول الكيميائي ولكنه يقلل أيضًا مع تضمين المزيد من الضوضاء.**

Halving the bandwidth ***improves SNR by about 30%.*** With a ***narrow bandwidth***, on the other hand, there will be ***more chemical shift*** and ***motion artifacts*** and the ***number of slices that can be acquired for a given TR is limited***. **يتحسن خفض عرض النطاق الترددي إلى النصف بحوالي 30%. من ناحية أخرى، مع النطاق الترددي الضيق، سيكون هناك المزيد من التحولات الكيميائية والحركة وسيكون عدد الشرائح التي يمكن الحصول عليها لشيء معين محدودًا.**

Figure 9.39 shows the axial slice, which has just been created by the Gz gradient. If we take a closer look at proton 1 and 2 in this slice we see that they both spin with the same frequency and have the same phase. **يوضح الشكل 9.39 الشريحة المحورية التي تم إنشاؤها للتو بواسطة التدرج. إذا ألقينا نظرة فاحصة على البروتون 1 و2 في هذه الشريحة، فسنرى أنهما يدوران بنفس التردد ولهما نفس الطور.**

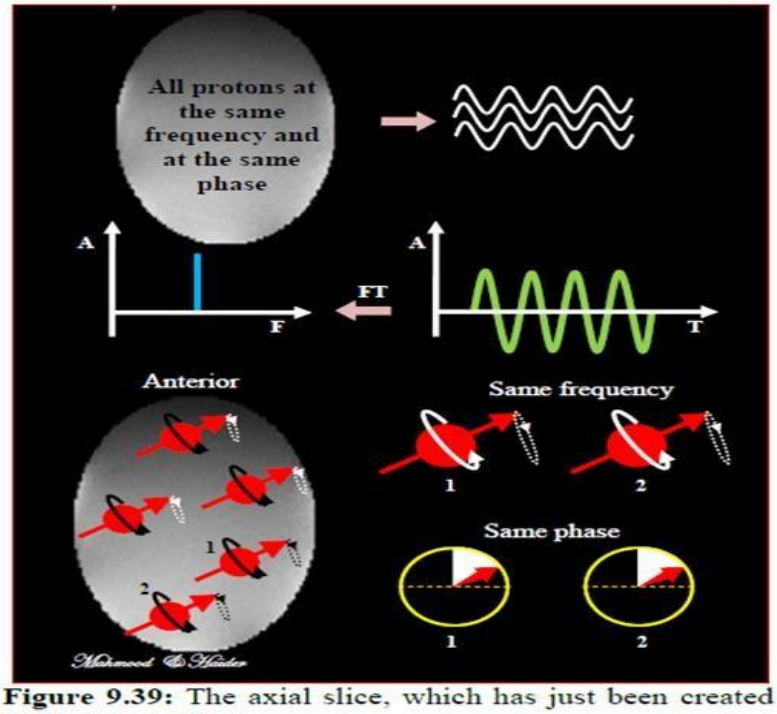

Figure 9.39: The axial slice, which has just been created by the Gz gradient.

Within the slice there are still an awful lot of protons and we still don't know from where the signal is coming from within the slice; whether it comes from anterior, posterior, left or right. ***Further encoding is therefore required*** in order to allow us to ***pinpoint the exact origin of the signals***. **لا يزال هناك عدد هائل من البروتونات داخل الشريحة وما زلنا لا نعرف من أين تأتي الإشارة من داخل الشريحة؛ سواء أتى من الأمام أو الخلف أو اليسار أو اليمين. لذلك يلزم إجراء مزيد من التشفير للسماح لنا بتحديد المصدر الدقيق للإشارات.**

Important Notes::**ملاحظات مهمة**

- The ***thickness of the slice*** can be changed by varying the ***steepness of the magnetic field gradient***, or by changing ***the transmitted RF pulse bandwidth*** as will be discussed later in detail. **يمكن تغيير سمك الشريحة عن طريق تغيير انحدار تدرج المجال المغناطيسي، أو عن طريق تغيير عرض النطاق الترددي لنبضة التردد اللاسلكي المرسلة كما سيتم مناقشته لاحقًا بالتفصيل.**
- The ***RF pulse and the magnetic field gradient*** have to ***apply together***. This process may be depicted in a pulse sequence timing diagram. **يجب أن ينطبق نبض التردد الراديوي وتدرج المجال المغناطيسي معًا. يمكن تصوير هذه العملية في مخطط توقيت تسلسل النبض.**
- The ***shape of the RF excitation*** pulse in time is ***not a square*** (on/off) shape. This is because to excite a discrete range of frequencies (a slice) a ***sinc shape pulse*** is used which can be seen by calculating ***sin(x)/x***. **شكل نبضة إثارة التردد اللاسلكي في الوقت المناسب ليس شكلًا مربعًا (تشغيل / إيقاف). وذلك لأنه لإثارة نطاق منفصل من الترددات (شريحة)، يتم استخدام نبضة ذات شكل موجب والتي يمكن رؤيتها من خلال الحساب**