Spatial Encoding الترميز المكاني

Localization of the Signal توطين الإشارة

Three more magnetic fields are superimposed on the main magnetic field along X, Y, and Z axes to localize the signals. These magnetic fields have different strength in varying location hence these fields are called "***gradient fields***" or simply "***gradients***". The gradient fields are produced by coils called as gradient coils. **يتم تركيب ثلاثة مجالات مغناطيسية أخرى على المجال المغناطيسي الرئيسي على طول المحاور لتوطين الإشارات. تتمتع هذه المجالات المغناطيسية بقوة مختلفة باختلاف المواقع ومن ثم تسمى هذه المجالات "الحقول المتدرجة" أو ببساطة "التدرجات". يتم إنتاج حقول التدرج بواسطة ملفات تسمى ملفات التدرج.**

The three gradients are: التدرجات الثلاثة هي:

1. Slice selection gradient. **تدرج اختيار الشريحة .1**
2. Phase encoding gradient **مرحلة الترميز التدرج**
3. Frequency encoding (read out) gradient. **ترميز التردد (قراءة) التدرج.**

Slice Selection Gradient شريحة اختيار التدرج

Slice selection gradient has gradually increasing magnetic field strength from one end to another (Fig. 1.5). It determines the slice position. ***Slice thickness is determined by the gradient of the magnetic field or the bandwidth of RF pulse***. Bandwidth is the range of frequencies. ***Wider the bandwidth thicker is the slice***. The ***more gradient*** the magnetic field, ***the less the slice thickness*** (Figure 10.12). **أدى تدرج اختيار الشريحة إلى زيادة قوة المجال المغناطيسي تدريجيًا من طرف إلى آخر (الشكل 1.5). فهو يحدد موضع الشريحة. يتم تحديد سمك الشريحة من خلال تدرج المجال المغناطيسي أو عرض النطاق الترددي لنبض التردد اللاسلكي. عرض النطاق الترددي هو نطاق الترددات. أوسع عرض النطاق الترددي سمكا هو الشريحة. كلما زاد تدرج المجال المغناطيسي، قل سمك الشريحة (الشكل 10.12).**

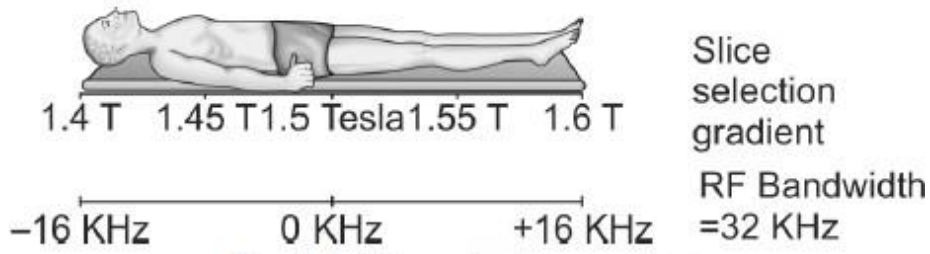

Fig. 1.5: Slice selection gradient

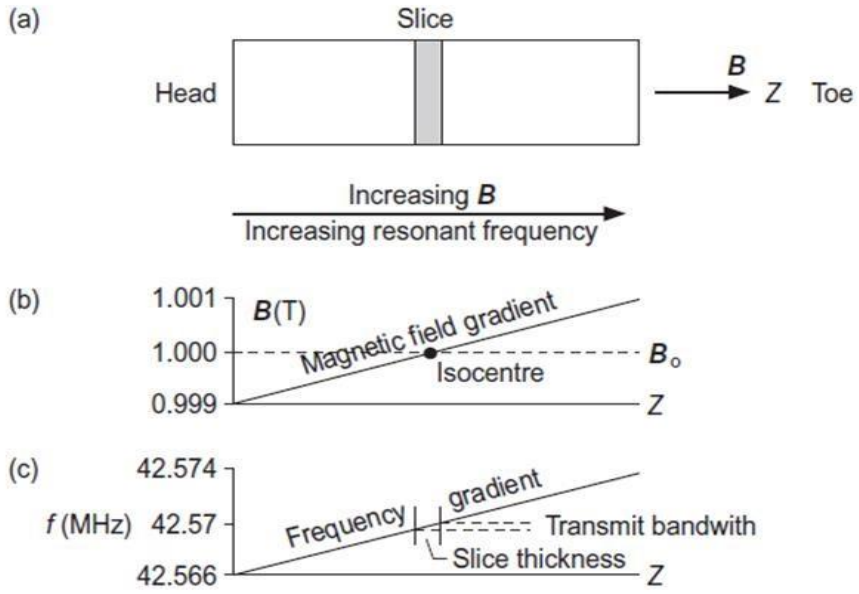

Figure 10.12 Transverse slice selection with a *Z*-field gradient: (a) sagittal cross-section of the patient, (b) magnetic field gradient, and (c) transmit frequency gradient.

In-slice localization التوطين داخل الشريحة

Having selected the slice, the objects within the slice have to be localized. This is achieved by applying ***phase encoding*** and ***frequency encoding***. These gradients are used to localize the point in a slice from where signal is coming. They are applied ***perpendicular*** to each other and perpendicular to the slice selection gradient. **بعد تحديد الشريحة، يجب تحديد موقع الكائنات الموجودة داخل الشريحة. ويتم تحقيق ذلك من خلال تطبيق تشفير الطور وترميز التردد. تُستخدم هذه التدرجات لتحديد النقطة في الشريحة التي تأتي منها الإشارة. يتم تطبيقها بشكل عمودي على بعضها البعض وعمودي على تدرج اختيار الشريحة.**

Typically, for transverse or axial sections following are axes and gradients applied even though X and Y axes can be varied. **عادةً، بالنسبة للمقاطع العرضية أو المحورية، يتم تطبيق المحاور والتدرجات التالية على الرغم من إمكانية تنوع المحاور.**

Phase encoding ترميز المرحلة

Immediately after the protons in the slice have been excited by the RF (90º-180º), DC is passed for a few milliseconds through a second set of gradient coils. This produces a magnetic field gradient, for example in the Y-direction (Fig. 10.14a,b), from the front to the back of the patient. **مباشرة بعد إثارة البروتونات الموجودة في الشريحة بواسطة (90o-180oالتردد الراديوي)، يتم تمرير التيار المستمر لبضعة ميلي ثانية من خلال مجموعة ثانية من الملفات المتدرجة. وينتج عن ذلك تدرج للمجال المغناطيسي، على سبيل المثال في الاتجاه (الشكل 10.14أ،ب)، من الأمام إلى الخلف للمريض.**

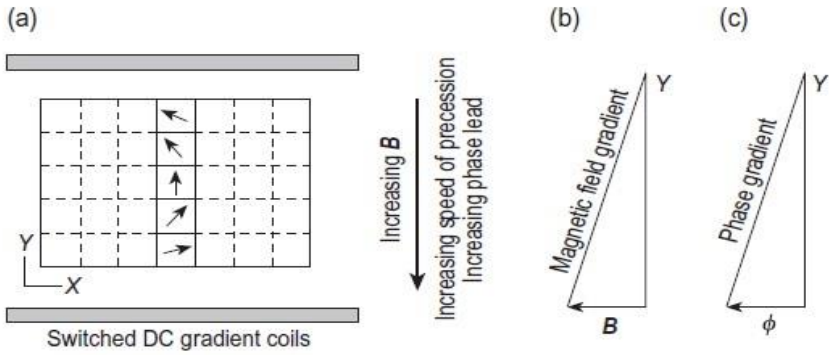

Figure 10.14 Phase encoding using a *Y*-field gradient: (a) transverse cross-section of the patient, (b) magnetic field gradient, and (c) phase gradient for a given tissue type. DC, direct current.

For that brief period of time, some of the precessing dipoles and M_{xy} vectors speed up and some slow down. Those in voxels ***near the top of the column precess more slowly*** and lag behind those in the middle, while ***those near the bottom precess faster*** and get ahead. **خلال تلك الفترة القصيرة من الزمن، تتسارع بعض ثنائيات الأقطاب والمتجهات المتقدمة، ويتباطأ بعضها الآخر. تلك الموجودة في وحدات فوكسل بالقرب من أعلى العمود تتقدم بشكل أبطأ وتتخلف عن تلك الموجودة في المنتصف، في حين أن تلك الموجودة بالقرب من القاع تتقدم بشكل أسرع وتتقدم.**

When the gradient pulse is over, they all ***precess again at the same rate***, and they again all emit the same frequency signal. However, the phase differences remain, and these are dependent on the position. **عندما تنتهي النبضة المتدرجة، فإنها جميعها تتقدم مرة أخرى بنفس المعدل، وتصدر جميعها مرة أخرى نفس إشارة التردد. ومع ذلك، تظل هناك اختلافات في الطور، وتعتمد على الموقع.**

Frequency encoding ترميز التردد

At the same time as the gradients for phase encoding are applied, DC is passed through the third set of gradient coils to produce a magnetic field gradient, also orthogonal to the slice selection gradient, for example from side to side in the X-direction (Fig. 10.15). Protons in each vertical column of (Figure 10.15) experience the same magnetic field, precess with the same frequency, and emit MR signals of the same frequency. But those in ***the left-hand columns precess more slowly*** than those ***in the middle***, and ***those on the right precess faster***. There is a corresponding frequency gradient from left to right in the MR signals emitted (Fig. 10.15c). **في نفس الوقت الذي يتم فيه تطبيق التدرجات لتشفير الطور، يتم تمرير التيار المستمر عبر المجموعة الثالثة من ملفات التدرج لإنتاج تدرج مجال مغناطيسي، متعامد أيضًا مع تدرج اختيار الشريحة، على سبيل المثال من جانب إلى آخر في الاتجاه (الشكل 10.15). تتعرض البروتونات الموجودة في كل عمود رأسي (الشكل ١٠-١٥) لنفس المجال المغناطيسي، وتتحرك بنفس التردد، وتصدر إشارات بنفس التردد. لكن تلك الموجودة في الأعمدة اليسرى تتحرك بشكل أبطأ من تلك الموجودة في المنتصف، وتلك الموجودة على اليمين تتحرك بشكل أسرع. يوجد تدرج ترددي مناظر من اليسار إلى اليمين في الإشارات المرسلة (الشكل 10.15ج).**

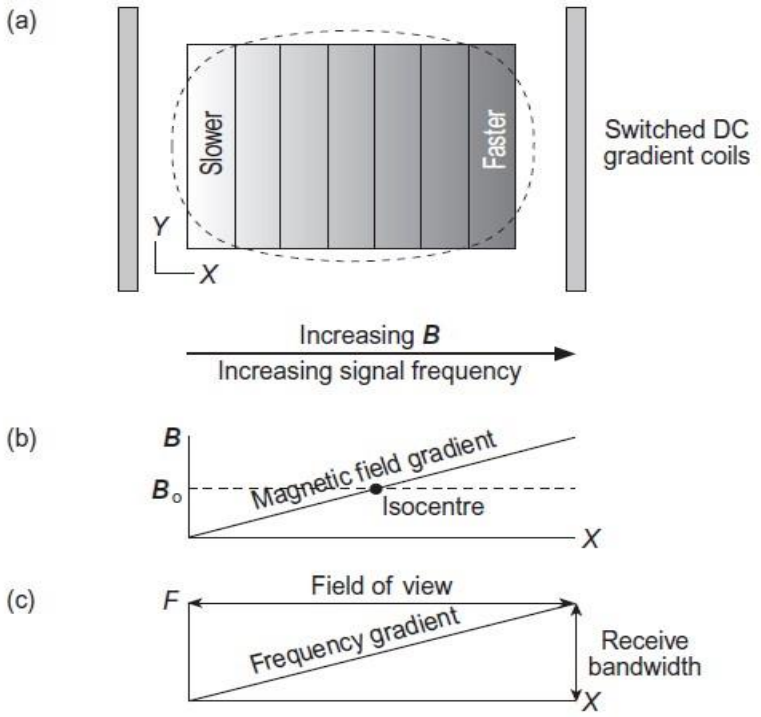

Figure 10.15 Frequency encoding using an *X*-field gradient: (a) transverse section of the patient, (b) magnetic field gradient, and (c) receive frequency gradient.

Field of view مجال الرؤية

The ***receiver is tuned to accept only a certain range of frequencies***, called the receive bandwidth, coming from a corresponding FOV (Fig. 10.15c). **يتم ضبط جهاز الاستقبال لقبول نطاق معين فقط من الترددات، يسمى عرض النطاق الترددي للاستقبال، القادم من مجال الرؤية المقابل (الشكل 10.15ج).**

The ***FOV may be increased*** by either making the field ***gradient less steep or increasing the receive bandwidth***. **يمكن زيادة مجال الرؤية إما عن طريق جعل تدرج المجال أقل انحدارًا أو عن طريق زيادة عرض النطاق الترددي للاستقبال.**

The voxel width equals the FOV divided by the number of components into which the frequency spectrum has been sampled. **عرض فوكسل يساوي مجال الرؤية مقسومًا على عدد المكونات التي تم أخذ عينات من طيف التردد فيها.**

The MR signal emitted by the whole slice therefore comprises a mixture or spectrum of phases as well as of frequencies. At the same time as the computer is analysing the signal for frequency, it is analysing it for phase. **وبالتالي فإن الإشارة المنبعثة من الشريحة بأكملها تشتمل على خليط أو طيف من الأطوار بالإضافة إلى الترددات. في نفس الوقت الذي يقوم فيه الكمبيوتر بتحليل الإشارة من حيث التردد، فإنه يقوم بتحليلها من حيث الطور.**