Frequency Encoding Gradient

The ***axial slice*** has just been created by the ***Gz gradient***. The ***protons in this slice*** have spin with the ***same frequency and have the same phase***. 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. تدور البروتونات الموجودة في هذه الشريحة بنفس التردد ولها نفس الطور. Gzتم إنشاء الشريحة المحورية للتو بواسطة التدرج 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.

Further encoding is required to allow us to ***pinpoint the exact origin of the signals***. ***The frequency encoding gradient is a static gradient field***, just like the slice selection magnetic field gradient. It does the same thing; it ***causes range of Larmor frequencies to exist in the direction in which it is applied*** (according to the Larmor equation). مطلوب مزيد من التشفير للسماح لنا بتحديد المصدر الدقيق للإشارات. تدرج ترميز التردد هو مجال متدرج ثابت، تمامًا مثل تدرج المجال المغناطيسي لاختيار الشريحة. وهو يفعل الشيء نفسه؛ يتسبب في وجود نطاق من ترددات لارمور في الاتجاه الذي يتم تطبيقه فيه (وفقًا لمعادلة لارمور).

To encode in the ***left – right direction***, the ***second gradient (Gx)*** is switched on. This will create ***an additional gradient magnetic field in the left – right direction***. we need now is to do one more encoding to determine whether the signal comes from the left, the centre or the right side of the head. The protons on the ***left hand side spin with a lower frequency than the ones on the right*** (Figure 9.40). للتشفير في الاتجاه الأيسر – الأيمن، يتم تشغيل التدرج الثاني. سيؤدي هذا إلى إنشاء مجال مغناطيسي متدرج إضافي في الاتجاه الأيسر والأيمن. نحتاج الآن إلى إجراء تشفير آخر لتحديد ما إذا كانت الإشارة تأتي من الجانب الأيسر أو الأوسط أو الجانب الأيمن من الرأس. تدور البروتونات الموجودة على الجانب الأيسر بتردد أقل من تلك الموجودة على اليمين (الشكل 9.40).

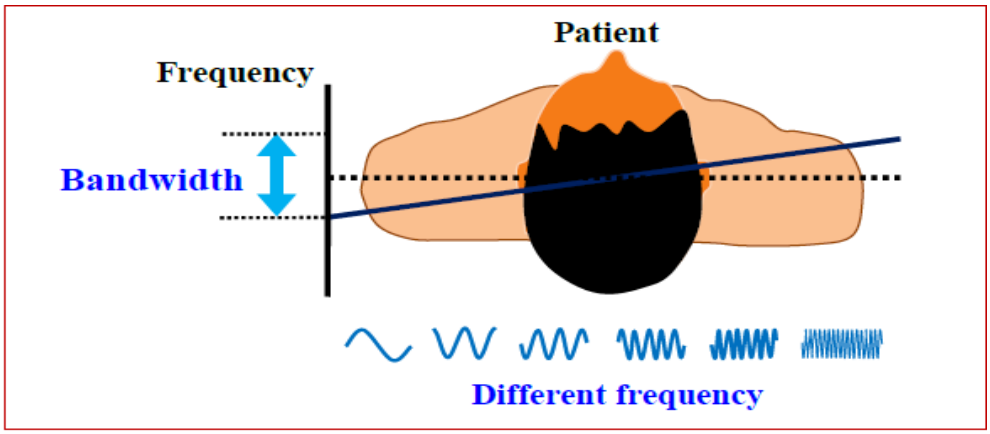

Figure 9.40: The different frequency of protons (G_x gradient: Frequency encoding gradient).

By causing this range of frequencies to exist, we can ***use the Fourier transform to separate them out after we measure an MRI signal*** as shown in Figure 9.41 (which isa mix of all signals from a slice).

من خلال التسبب في وجود هذا النطاق من الترددات، يمكننا استخدام تحويل فورييه لفصلها بعد أن نقيس إشارة التصوير بالرنين المغناطيسي كما هو موضح في الشكل 9.41 (وهو مزيج من جميع الإشارات من شريحة ما).

They will accumulate an additional ***phase shift because of the different frequency***, but – and this is utterly important - the already acquired phase ***difference, generated by the Phase Encoding gradien***t in the previous step, will remain. Now it is possibleto determine whether the signal comes ***from the left, centre or right hand side of the slice***. We can ***pinpoint the exact origin of the signals, which are received by the coil***. وسوف يتراكم تحول طور إضافي بسبب التردد المختلف، ولكن – وهذا مهم للغاية – سيبقى فرق الطور المكتسب بالفعل، الناتج عن تدرج تشفير الطور في الخطوة السابقة. أصبح من الممكن الآن تحديد ما إذا كانت الإشارة تأتي من الجانب الأيسر أو الأوسط أو الأيمن من

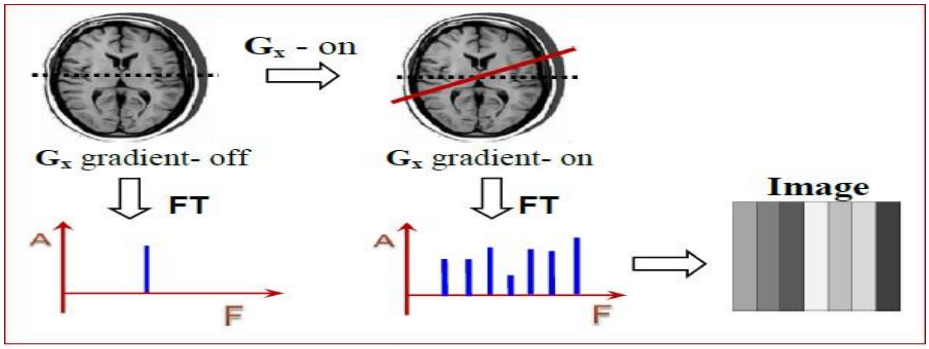

Figure 9.41: Fourier transform to separate frequencies.
الشريحة. يمكننا تحديد المصدر الدقيق للإشارات التي يستقبلها الملف.

Application of the Frequency Encoding Gradient تطبيق التدرج ترميز التردد

The frequency encoding gradient applied during the recording of the MRI signal.
The frequency encoding gradient ***causes the precession of net magnetizations within the slice to be position dependent in that direction***, whilst the signal is being recorded (see figure 9.42).

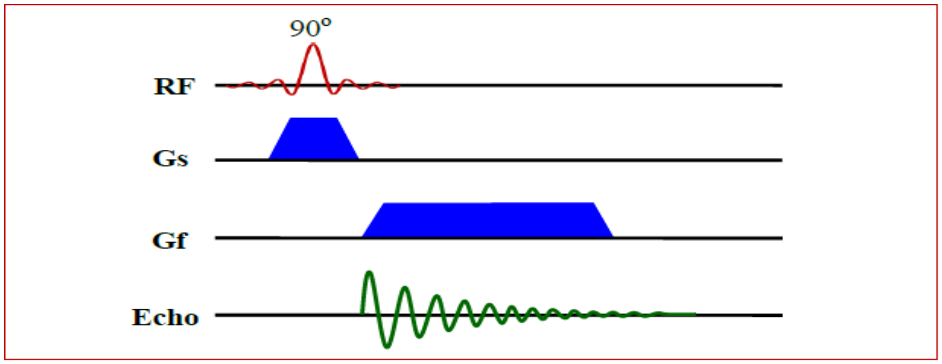

Figure 9.42: The frequency encoding gradient (Gf) is applied during signal measurement.
تدرج ترميز التردد المطبق أثناء تسجيل إشارة التصوير بالرنين المغناطيسي. يتسبب تدرج تشفير التردد في أن تعتمد حركة المغنطة الصافية داخل الشريحة على موضعها في هذا الاتجاه، أثناء تسجيل الإشارة (انظر الشكل 9.42).

If the frequency encoding gradient ***is not applied at the same time as measuring the MRI signal, the signals from the different columns in the imaging slice will all have the same frequency***. We cannot, therefore, use the ***Fourier transform to separate*** them out. إذا لم يتم تطبيق تدرج ترميز التردد في نفس الوقت الذي يتم فيه قياس إشارة التصوير بالرنين المغناطيسي، فإن الإشارات الصادرة من الأعمدة المختلفة في شريحة التصوير سيكون لها نفس التردد. لذلك، لا يمكننا استخدام تحويل فورييه للفصل بينهما.

Phase Encoding Gradient مرحلة ترميز التدرج

In order to encode the image or the imaged object along the so-call ***phase encoding direction***, here ***the y direction*** (but the direction ***could also be in z or x direction***), a gradient along ***the y direction is applied***, and thereafter the signal is sampled. The phase encoding grading (***G_{ph}) is a magnetic field gradient that allows the encoding of the spatial signal location along a second dimension by different spin phases***. The phase encoding gradient is applied ***after slice selection and excitation*** (***before the frequency encoding gradient***), ***orthogonally*** to the other two gradients. The ***spatial resolution is directly related to the number of phase encoding steps*** (gradients). In fact it is necessary to apply this gradient ***several times***, each ***time increasing the gradient by an equidistant amount***. من أجل تشفير الصورة أو الكائن المصور على طول ما يسمى اتجاه تشفير الطور، هنا الاتجاه (ولكن يمكن أن يكون الاتجاه أيضًا في الاتجاه أو الاتجاه)، يتم تطبيق التدرج على طول الاتجاه، وبعد ذلك يتم أخذ عينات من الإشارة. تصنيف ترميز الطور () هو تدرج في المجال المغناطيسي يسمح بتشفير موقع الإشارة المكانية على طول البعد الثاني بواسطة مراحل دوران مختلفة. يتم تطبيق تدرج ترميز الطور بعد اختيار الشريحة والإثارة (قبل تدرج تشفير التردد)، بشكل متعامد مع التدرجين الآخرين. يرتبط الدقة المكانية ارتباطًا مباشرًا بعدد خطوات تشفير الطور (التدرجات). في الواقع، من الضروري تطبيق هذا التدرج عدة مرات، وفي كل مرة يتم زيادة التدرج بمقدار متساوي البعد.

This is done by a gradient field is briefly ***switched on and then off again at the beginning of the pulse sequence right after the radio frequency pulse***, the magnetization of ***the external voxels will either precess faster or slower relative to those of the central voxels***. يتم ذلك عن طريق تشغيل حقل متدرج لفترة وجيزة ثم إيقافه مرة أخرى في بداية تسلسل النبض مباشرة بعد نبضة التردد الراديوي، وسوف تتم مغنطة وحدات فوكسل الخارجية إما بشكل أسرع أو أبطأ مقارنة بتلك الموجودة في وحدات فوكسل المركزية.

During readout of the signal, the phase ***of the x-y-magnetization vector*** in different ***columns*** will thus ***systematically differ***. When the x- or y- component of the signal is plotted as a function of ***the phase encoding step number n and thus of time n TR***, it varies sinusoidally, ***fast at the left and right edges and slow at the center of the image***. ***Voxels at the image edges*** along the phase encoding direction are thus characterized by a ***higher 'frequency'*** of rotation of their magnetization vectors ***than those towards the center***.

أثناء قراءة الإشارة، فإن مرحلة ناقل المغنطة في الأعمدة المختلفة ستختلف بشكل منهجي. عندما يتم رسم مكون الإشارة كدالة لرقم خطوة تشفير الطور وبالتالي يتغير بمرور الوقت بشكل جيبي، سريع عند الحواف اليسرى واليمنى وبطيء في وسط الصورة. عند حواف الصورة على طول اتجاه تشفير الطور تتميز بـ "تردد" دوران أعلى لمتجهات مغنطةها مقارنة بتلك الموجهة نحو المركز.

As each signal component has experienced a ***different phase encoding gradient pulse***, its exact ***spatial reconstruction can be specifically and precisely located by the Fourier transformation analysis***. ***Spatial resolution is directly related to the number of phase encoding levels*** (gradients) used. The phase encoding direction can be chosen, e.g. whenever ***oblique MR images are acquired or when exchanging frequency and phase encoding directions to control wrap around artifacts***. نظرًا لأن كل مكون إشارة قد شهد نبضًا متدرجًا لترميز الطور مختلفًا، يمكن تحديد موقع إعادة البناء المكاني الدقيق بشكل محدد ودقيق من خلال تحليل تحويل فورييه. يرتبط الاستبانة المكانية ارتباطًا مباشرًا بعدد مستويات تشفير الطور (التدرجات) المستخدمة. يمكن اختيار اتجاه تشفير الطور، على سبيل المثال. عندما يتم الحصول على صور مائلة أو عند تبادل اتجاهات تشفير التردد والطور للتحكم في الالتفاف حول القطع الأثرية.

In a MRI sequence diagram this procedure is indicated by the phase encoding (see Figure 9.44). As seen this figure consists of 32 steps in this example, each lasting for
0.250 ms, and with an increment of 0.734085 mT/m (milliTesla per metre). One could go through this figure from the bottom to the top, or from the top to the bottom, this is called ***linear phase encoding***. One could also go from the middle and outward like 0, 1, -1, 2, -2 etc, this is called ***low-high phase encoding*** في مخطط تسلسل التصوير بالرنين المغناطيسي، تتم الإشارة إلى هذا الإجراء من خلال تشفير الطور (انظر الشكل 9.44). كما رأينا، يتكون هذا الرقم من 32 خطوة في هذا المثال، مدة كل منها 0.250 ملي ثانية، وبزيادة قدرها 0.734085 (ملي تسلا لكل متر). يمكن للمرء أن يمر عبر هذا الشكل

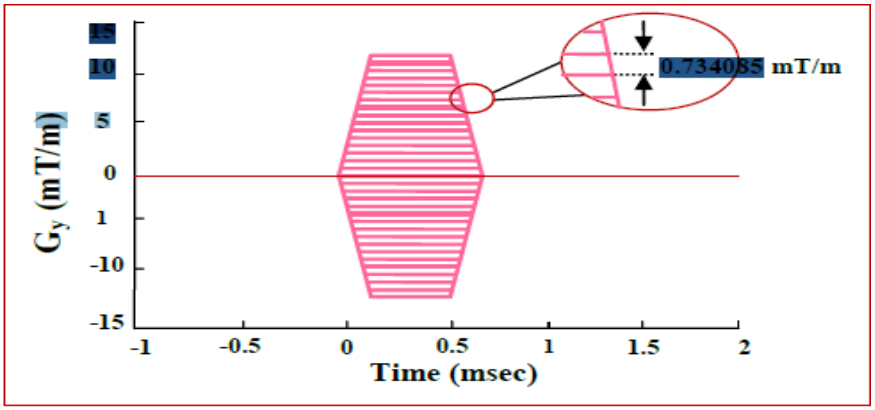

Figure 9.44: Phase encoding table - symmetrical

من الأسفل إلى الأعلى، أو من الأعلى إلى الأسفل، وهذا ما يسمى تشفير الطور الخطي. يمكن للمرء أيضًا الانتقال من الوسط إلى الخارج مثل 0، 1، -1، 2، -2 وما إلى ذلك، وهذا ما يسمى تشفير الطور المنخفض المرتفع.

Note that one particulate step corresponds to applying no gradient at all, and for the ***low-high encoding***, this would then be ***the first step***. In order to code the protons further the ***Gy gradient is switched on very briefly***. During the time the gradient is switched on an additional gradient magnetic field is created in ***the Anterior-Posterior direction***. لاحظ أن خطوة جسيمية واحدة تتوافق مع عدم تطبيق أي تدرج على الإطلاق، وبالنسبة للتشفير المنخفض والمرتفع، ستكون هذه هي الخطوة الأولى. ومن أجل ترميز البروتونات بشكل أكبر، يتم تشغيل التدرج لفترة وجيزة جدًا. خلال الوقت الذي يتم فيه تشغيل التدرج، يتم إنشاء مجال مغناطيسي متدرج إضافي في الاتجاه الأمامي الخلفي.

As you can see small volumes (***voxels***) have been ***created***. Each voxel has a unique ***combination of frequency and phase***. The amount of protons in each voxel

determines how ***strong (amplitude)***. The signal received contains a complex mix of ***frequencies, phases and amplitudes each from a different location (voxel)*** within the brain. كما ترون تم إنشاء مجلدات صغيرة (). يحتوي كل فوكسل على مزيج فريد من التردد والطور. تحدد كمية البروتونات في كل فوكسل مدى قوتها (السعة). تحتوي الإشارة المستقبلة على مزيج معقد من الترددات والأطوار والسعات، كل منها من موقع مختلف (فوكسل) داخل الدماغ.

The computer receives this massive amount of information and then a "Miracle" occurs. ***In about 0.25 seconds the computer can analyze all this and creates an image***. The "Miracle" is a mathematical process, known as ***Two-Dimensional Fourier Transform (2DFT)***, which enables the computer to calculate ***the exact location and intensity (brightness) of each voxel***. يتلقى الكمبيوتر هذا الكم الهائل من المعلومات ثم تحدث "المعجزة". وفي حوالي 0.25 ثانية يستطيع الكمبيوتر تحليل كل هذا وإنشاء صورة. "المعجزة" هي عملية رياضية، تعرف باسم تحويل فورييه ثنائي الأبعاد (2)، والتي تمكن الكمبيوتر من حساب الموقع الدقيق والكثافة (السطوع) لكل فوكسل.

This can be summarized (slice selection, phase encoding and frequency encoding) as follows: ويمكن تلخيص ذلك (اختيار الشريحة، تشفير الطور، تشفير التردد) على النحو التالي:

After slice selection the encoding of spatial information has only to be performed in ***two dimensions***. This can be accomplished by ***magnetic field gradients*** in the respective directions. These are differentiated by the time of gradient switching, i.e. before or during data acquisition. The first case, the so-called ***phase encoding***, is discussed below. In the second case (***frequency encoding***), a ***readout gradient G_{RO} is switched during data acquisition*** and the gradient direction is therefore called the '***readout direction***'. G_{RO} produces an additional, linearly varying magnetic field and due to the proportionality between magnetic field and frequency, the latter also ***alters linearly***. Spins at different positions therefore emit radiation with ***different frequencies*** which can be distinguished after ***Fourier transformation***. Each frequencyis related to a specific position on the readout axis and ***the intensity*** of the radiation with this frequency is ***proportional to the number of spins*** emitting at this position. بعد اختيار الشريحة، يجب تنفيذ تشفير المعلومات المكانية في بعدين فقط. ويمكن تحقيق ذلك عن طريق تدرجات المجال المغناطيسي في الاتجاهات المعنية. ويتم التمييز بينها حسب وقت تبديل التدرج، أي قبل أو أثناء الحصول على البيانات. الحالة الأولى، ما يسمى بترميز الطور، تمت مناقشتها أدناه. في الحالة الثانية (تشفير التردد)، يتم تبديل تدرج القراءة أثناء الحصول على البيانات وبالتالي يسمى اتجاه التدرج "اتجاه القراءة". ينتج مجالًا مغناطيسيًا إضافيًا متغيرًا خطيًا، ونظرًا للتناسب بين المجال المغناطيسي والتردد، يتغير الأخير أيضًا خطيًا. وبالتالي فإن الدورانات في مواضع مختلفة تنبعث منها إشعاعات بترددات مختلفة يمكن تمييزها بعد تحويل فورييه. يرتبط كل تردد بموقع محدد على محور القراءة وتتناسب شدة الإشعاع مع هذا التردد مع عدد الدورات المنبعثة في هذا الموضع.