

Magnetic Moments

In most materials, such as *soft tissue*, these *little magnetic moments* are all oriented *randomly* (see figure 9.11). If one nucleus has its spin and its *magnetic moment pointed up*, there will be another nearby nucleus with its spin *pointed down*. Other magnetic moments will be oriented in *various directions*. This random orientation causes all the spins and *magnetic moments to cancel*, so that the *net magnetization is zero*. Net magnetization is symbolized by M . إذا كان (انظر الشكل 9.11). سيتم توجيهه اللحظات المغناطيسية الأخرى في اتجاهات مختلفة. يؤدي هذا التوجه العشوائي إلى إلغاء جميع الدورات والعزوم المغناطيسية، بحيث يصبح صافي M المغنطة صفرًا. يُرمز إلى المغنطة الصافية بالرمز

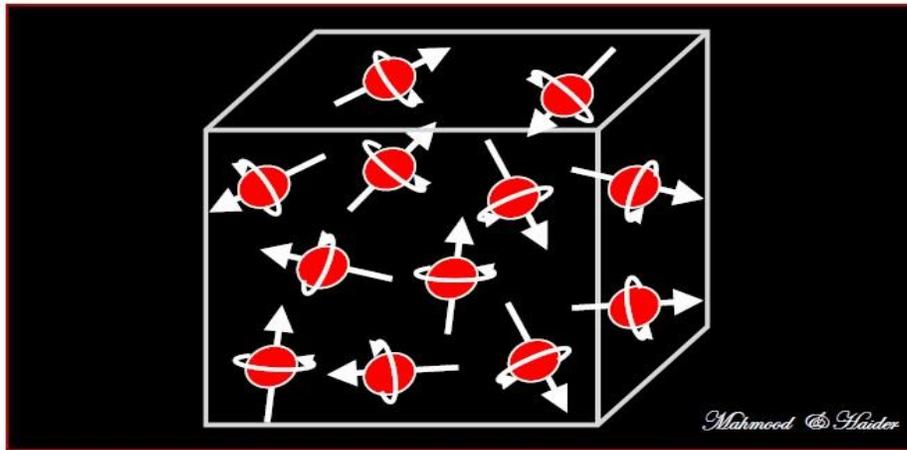


Figure 9.11: the magnetic moments of protons in all directions randomly.

If the patient is placed in a *strong magnetic field*, the *magnetic moments will align* themselves much as a *compass needle aligns itself with the earth's magnetic field* إذا تم وضع المريض في مجال مغناطيسي قوي، فإن العزوم المغناطيسية سوف .تصطف بنفسها مثلما تصطف إبرة البوصلة مع المجال المغناطيسي للأرض

Although all the magnetic moments are illustrated as being aligned in the *same direction as the external magnetic field*, in fact nearly as *many align against the field* as with it. على الرغم من أن جميع العزوم المغناطيسية تم توضيحها على أنها .محاذية في نفس اتجاه المجال المغناطيسي الخارجي، إلا أنه في الواقع تقريبًا يحاذي العديد منها مقابل المجال كما هو الحال معه

It is a result of quantum mechanics that the moments must align *either with the field or against it*. A *small excess of moments aligned with the field* gives the patient a net magnetization, M as shown in figure 9.12. إنها نتيجة لميكانيكا الكم أن اللحظات يجب أن تتماشى إما مع المجال أو ضده. إن زيادة صغيرة في العزوم المتوافقة مع المجال تعطي المريض مغنطة صافية، كما هو موضح في الشكل 9.12.

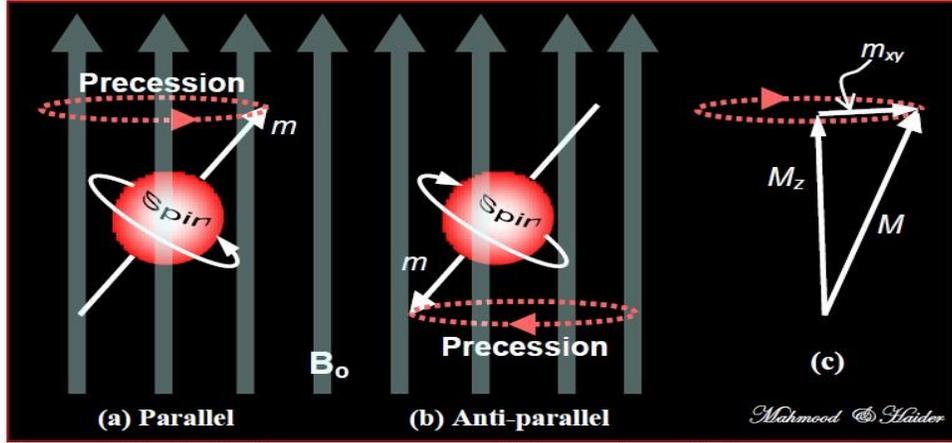


Figure 9.12: the hydrogen protons parallel or anti-parallel.

The *atoms* in any material are *in constant thermal motion*, and thus the nuclei are being continually *banged out of alignment*. At any particular time, *slightly more of the nuclei will align with the field than against it*, creating net magnetization of the patient. The *patient becomes a magnet*. تكون الذرات في أي مادة في حركة حرارية ثابتة، وبالتالي يتم اصطدام النوى باستمرار خارج اصطافافها. في أي وقت معين، ستصطف عدد أكبر قليلاً من النوى مع المجال بدلاً من مقابله، مما يؤدي إلى خلق مغنطة صافية للمريض. يتحول المريض إلى مغناطيس.

Hydrogen is not the only element we can use for MRI. In fact any element, which has an *odd number of particles in the nucleus*, can be used. The protons in a molecule bunch of hydrogen are a lot of tiny *bar magnets spinning their own axes*. As well known two *north poles* and two *south poles* of two magnets *repel each other*, while two *poles of opposite sign attract each other*. In human body these tiny bar magnets are ordered in such a way that the *magnetic forces equalize*. Human bodies are, *magnetically* speaking, in *balance*. الهيدروجين ليس العنصر الوحيد الذي يمكننا استخدامه في التصوير بالرنين المغناطيسي. في الواقع، يمكن استخدام أي عنصر يحتوي على عدد فردي من الجزيئات في النواة. البروتونات الموجودة في جزيء الهيدروجين عبارة عن عدد كبير من المغناطيسات الصغيرة التي تدور حول محاورها. كما هو معروف فإن القطبين الشماليين والقطبين الجنوبيين لمغناطيسين يتنافران، في حين أن القطبين المتقابلين يجذبان بعضهما البعض. في جسم الإنسان، يتم ترتيب هذه المغناطيسات الصغيرة بطريقة تجعل القوى المغناطيسية متساوية. الأجسام البشرية، من الناحية المغناطيسية، في حالة توازن.

The *magnets* used in MR imaging can be in *different field strengths*. For example, the magnetic field strength of 1 Tesla magnet is ± 20000 times stronger than the *Earth's gravitational field*! This shows that we are working with the equipment to be *potentially dangerous*. يمكن أن تكون المغناطيسات المستخدمة في التصوير بالرنين المغناطيسي ذات قوى مجال مختلفة. على سبيل المثال، قوة المجال المغناطيسي لمغناطيس 1 تسلا أقوى بـ 20000 مرة من مجال الجاذبية الأرضية! وهذا يدل على أننا نعمل مع المعدات التي يحتمل أن تكون خطيرة.

Table 9.1: MRI friendly elements

| Isotope | Symbol | Spin Quantum number | Gyro Magnetic Ratio (MHz/T) |
|------------|------------------|---------------------|-----------------------------|
| Hydrogen | ¹ H | 1/2 | 42.6 |
| Carbon | ¹³ C | 1/2 | 10.7 |
| Oxygen | ¹⁷ O | 5/2 | 5.8 |
| Fluorine | ¹⁹ F | 1/2 | 40.0 |
| Sodium | ²³ Na | 3/2 | 11.3 |
| Magnesium | ²⁵ Mg | 5/2 | 2.6 |
| Phosphorus | ³¹ P | 1/2 | 17.2 |
| Sulphur | ³³ S | 3/2 | 3.3 |
| Iron | ⁵⁷ Fe | 1/2 | 1.4 |

If the person placed in the MRI scanner some interesting things happen to the hydrogen protons: الشخص الذي وضع

:في ماسح التصوير بالرنين المغناطيسي تحدث بعض الأشياء المثيرة للاهتمام لبروتونات الهيدروجين

- 1) They **align with the magnetic field**. This is done in two ways, **parallel** or **antiparallel**. 1) أنها تتماشى مع المجال المغناطيسي. ويتم ذلك بطريقتين، متوازية أو عكسية.
- 2) They **precess** or “wobble” **around the direction** of the external magnetic field (the zaxis) due to the **magnetic momentum of the atom**. (see figure 9.12) إنها تعالج أو "تتمايل" حول اتجاه المجال المغناطيسي الخارجي (المحور) بسبب الزخم المغناطيسي للذرة. (انظر الشكل 9.12)

They **precess at a frequency** called the **Larmor frequency**. The Larmor frequency can be calculated from the following equation: إنها تتحرك بتردد يسمى تردد لارمور. يمكن حساب تردد لارمور من المعادلة التالية:

$$\omega_0 = \gamma B_0 \text{ Where}$$

ω_0 = precessional or Larmor frequency (MHz) γ = Gyro Magnetic Ratio (MHz/T)

B_0 = Magnetic field strength (T)

Highlights the importance of this equation is by the need to **Larmor frequency** to calculate the **operating frequency** in the magnetic resonance imaging system. For example, if the magnetic resonance imaging system 1.5 Tesla then Larmor frequency or precessional is: وتبرز أهمية هذه المعادلة من خلال الحاجة إلى تردد لارمور لحساب تردد التشغيل في نظام التصوير بالرنين المغناطيسي 1.5 تسلا فإن تردد لارمور أو المبادرة هي بالرنين المغناطيسي. على سبيل المثال، إذا كان نظام التصوير بالرنين المغناطيسي 1.5 تسلا فإن تردد لارمور أو المبادرة هي

$$42.57 \times 1.5 = 63.855 \text{ MHz}$$

The precessional frequencies of **1.0T, 0.5T, 0.35T and 0.2T** systems would work out to be **42.57 MHz, 21.285 MHz, 14.8995 MHz and 8.514 MHz** respectively. When applied strong magnetic field of the scanner on protons, it could align with the field in two ways: **parallel and anti-parallel**. ستكون الترددات الاستباقية للأنظمة 1.0 و 0.5 و 0.35 و 0.2 42.57 MHz.

ميغا هرتز و21.285 ميغا هرتز و14.8995 ميغا هرتز و8.514 ميغا هرتز على التوالي. عند تطبيق مجال مغناطيسي قوي للماسح الضوئي على البروتونات، فإنه يمكن أن يتمشى مع المجال بطريقتين: متوازي ومضاد للتوازي.

Can also be called the two cases are *low-energy state (parallel)* and *high energy state (anti-parallel)*. *Distributions of protons for both states are not the same.* ويمكن أيضاً أن نطلق على الحالتين حالة الطاقة المنخفضة (المتوازية) وحالة الطاقة العالية (المضادة للتوازي). توزيعات البروتونات في كلتا الحالتين ليست هي نفسها.

The protons prefer to be in a low energy state. Protons aligned parallel which are *low energy state more than anti-parallel protons* to the direction of the applied magnetic field which are a high-energy state (Figure 9.13). However, *the difference between the two states is not large.* تفضل البروتونات أن تكون في حالة طاقة منخفضة. البروتونات متوازية بشكل متوازي وهي حالة منخفضة الطاقة أكثر من البروتونات المضادة للتوازي مع اتجاه المجال المغناطيسي المطبق والتي تعد حالة عالية الطاقة (الشكل 9.13). ومع ذلك، فإن الفرق بين الدولتين ليس كبيراً.

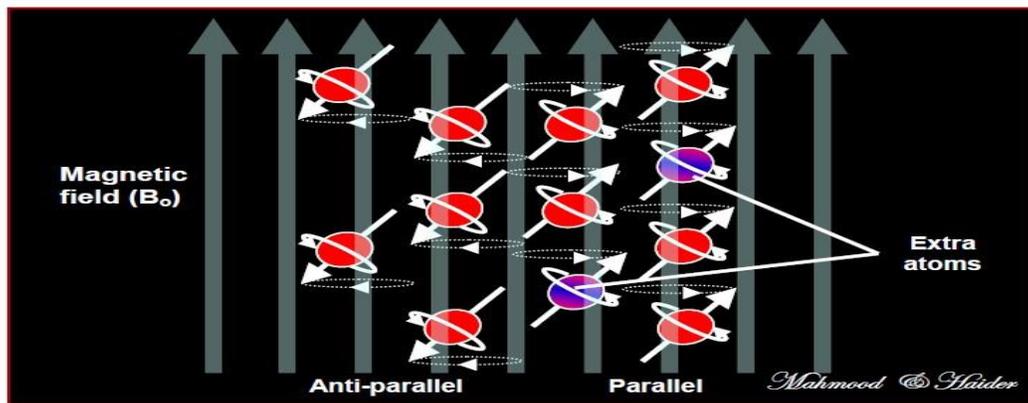


Figure 9.13: Hydrogen atoms and magnetic field

For example, the excess number of protons that aligned parallel or *low energy state within a field 0.5T is only 3 per million* (3 ppm = 3 parts per million), in a *1.0T system there are 6 per million* in the system. So, the *excess number of protons is proportional with B0*. This is also the reason for the *1.5T systems make images better than systems with lower field strength.* على سبيل المثال، العدد الزائد من البروتونات التي تتوافق مع حالة الطاقة المتوازية أو المنخفضة ضمن مجال 0.5 هو 3 فقط في المليون (3 جزء في المليون = 3 أجزاء في المليون)، في نظام 1.0 يوجد 6 في المليون في النظام. وبالتالي فإن العدد الزائد من البروتونات يتناسب مع. وهذا أيضاً هو السبب وراء جعل الأنظمة 1.5 الصور أفضل من الأنظمة ذات شدة المجال الأقل.

The *excess number of protons within a 1.5T field is only 9 per million* which is don't seem very many, but in real life it *adds up to quite a number*. For example, if we calculated how many *excess protons* there are in a single *voxel* (volume element) at 1.5T. العدد الزائد من البروتونات داخل حقل 1.5 هو 9 فقط في المليون، وهذا لا يبدو كثيراً، لكنه في الحياة الواقعية يصل إلى رقم لا بأس به. على سبيل المثال، إذا حسبنا عدد البروتونات الزائدة الموجودة في فوكسل واحد (عنصر الحجم) عند 1.5

- Assume a voxel is 2 x 2 x 5 mm = 0.02 ml
- Avogadro's Number says that there are 6.02 x 10²³ molecules per mole.

- 1mole of water weighs 18 grams (O16 + 2H1), has 2moles of Hydrogen and fills 18ml
- 1 voxel of water has $2 \times 6.02 \times 10^{23} \times 0.02 / 18 = 1.338 \times 10^{21}$ total protons

$$\text{The total number of excess protons} = \frac{1.338 \times 10^{21} \times 9}{2 \times 10^6} = 6.02 \times 10^{15}$$

or 6 millio billiom !!!!

There is a **net magnetization** (the sum of all tiny magnetic fields of each proton) pointing in the same direction as the system's magnetic field. هناك مغنطة صافية (مجموع كل المجالات المغناطيسية الصغيرة لكل بروتون) تشير إلى نفس اتجاه المجال المغناطيسي للنظام

The **net magnetization** using an easy by **vector** in order to see what is happening with them in MRI. A vector (the red arrow in the Figure 9.14) has a direction and a force. We imagine a frame of rotation is a set of axes called X, Y and Z. The **Z-axis is always pointing in the direction of the main magnetic field**, while **X and Y are pointing at right angles from Z**. Here the (red) net magnetization vector pointing in the same direction as **the Z-axis**. The net magnetization is now called M or **longitudinal magnetization**. وتمت مغنطة الشبكة باستخدام ناقل سهل من أجل معرفة ما يحدث معهم في التصوير بالرنين المغناطيسي. المتجه (السهم الأحمر في الشكل 9.14) له اتجاه وقوة. نتخيل أن إطار الدوران عبارة عن مجموعة من المحاور تسمى -المحور تشير دائماً إلى اتجاه المجال المغناطيسي الرئيسي، بينما تشير إلى زوايا قائمة من هنا يشير ناقل المغنطة الصافي (الأحمر) في نفس اتجاه المحور - . ويسمى الآن المغنطة الصافية أو المغنطة الطولية

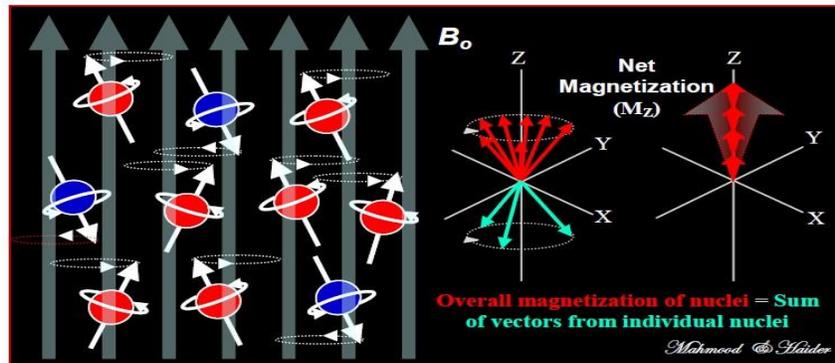


Figure 9.14: Direction and a force of net magnetization

To obtain an image from a patient it *is not enough to put him into the magnet*. The following steps can be divided into *Excitation, Relaxation, Acquisition, Computing and Display*. يمكن تقسيم للحصول على صورة من المريض لا يكفي وضعه في المغناطيس. الخطوات التالية إلى الإثارة، والاسترخاء، والاكتماب، والحوسبة، والعرض.

In-Phase and Diphase In Figure 9.15 the two wheels with an arrow. (a) The wheels rotate in the *same speed and in the same angle*. The arrows will therefore point in the same direction at any time. Say the wheels *rotate in the same phase (in-Phase)*. Another two wheels (b) with different angle therefore, we say *out of phase (de-phase)*. الطور والثاني في الشكل 9.15، العجلتان معهما سهم. (أ) تدور العجلات بنفس السرعة وبنفس الزاوية. وبالتالي فإن الأسهم تشير إلى نفس الاتجاه في أي وقت. لنفترض أن العجلات تدور في نفس المرحلة (في الطور). لذلك، هناك عجلتان أخريان (ب) بزاوية مختلفة، نقول خارج الطور (إزالة الطور).

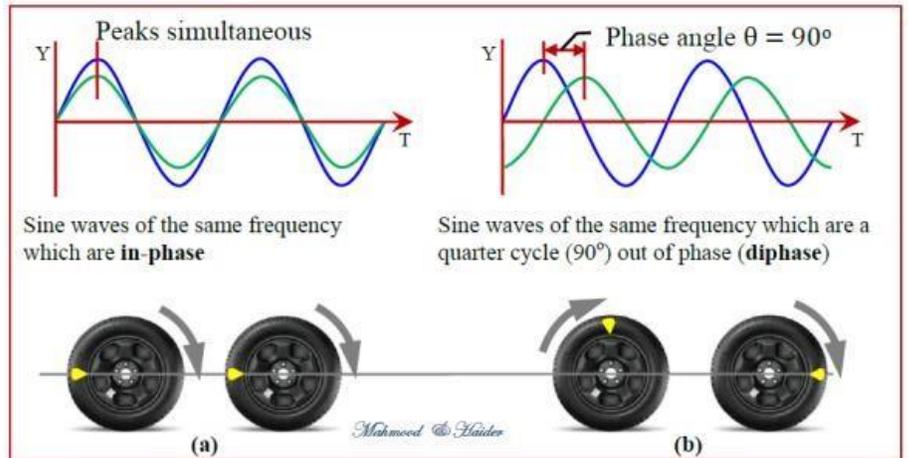


Figure 9.15: (a) two wheels are rotating *in-Phase* (b) two wheels are rotating *de-phase*

RF Pulse

If the person placed in the MRI scanner, the first thing which happens *is the precession of spins around the direction of the external magnetic field (the z-axis)*. If another magnetic field is temporarily switched on in a different direction (in the direction of the x- or y-axis), *precession will occur around the direction of that magnetic field also*. إذا تم وضع الشخص في ماسح التصوير بالرنين المغناطيسي، فإن أول ما يحدث هو حركة الدوران حول اتجاه المجال المغناطيسي الخارجي (المحور). إذا تم تشغيل مجال مغناطيسي آخر مؤقتاً في اتجاه مختلف (في اتجاه - أو - المحور)، فستحدث حركة متقدمة حول اتجاه هذا المجال المغناطيسي أيضاً.

If the second applied magnetic field is static, the resultant movement of the net magnetization of a *spin isochromat will be a complicated motion* due to *precession from the two static fields*. إذا كان المجال المغناطيسي المطبق الثاني ثابتاً، فإن الحركة الناتجة لصافي مغنطة الدوران المتساوي ستكون حركة معقدة بسبب المبادرة من المجالين الساكنين.

However, if the second magnetic field which is temporarily applied is *oscillating with the frequency of precession* of the precessing spins a *simple rotation of the net magnetization vector results*. (Rotation of magnetization into the *x-y-plane is a "90° pulse"*). The *dephasing* of the components of magnetization in the x-y-plane starts to occur straight away, as does the re-growth of magnetization in the z-direction. ومع ذلك، إذا كان المجال المغناطيسي الثاني الذي تم تطبيقه مؤقتاً يتأرجح مع تردد الحركة المسبقة. (دوران المغنطة في المستوى هو "نبض 90 درجة". يبدأ إزالة مكونات المغنطة في للسبينات السابقة، فسينتج عن ذلك دوران بسيط لصافي ناقل المغنطة. دوران المغنطة في المستوى هو "نبض 90 درجة". يبدأ إزالة مكونات المغنطة في الاتجاه المستوي على الفور، كما هو الحال مع إعادة نمو المغنطة في الاتجاه.

By: Muhammad Jabbar Hussain