Pulsed and Continuous Wave Doppler دوبلر الموجة النبضية والمستمرة

There are two main types of Doppler echocardiographic systems that are commonly used:

- continuous wave and
- pulsed wave **هناك نوعان رئيسيان من أنظمة تخطيط صدى القلب دوبلر شائعة الاستخدام: الموجة المستمرة و. موجة نابضة**

These two systems differ in each of the ***transducer design***, ***operating features***, ***signal processing procedures*** and ***types of information provided***. For each system, advantages and disadvantages task, in our opinion, the current practice of Doppler echocardiography requires some capability for both forms (see figure 8.40). **ويختلف هذان النظامان في كل من تصميم محول الطاقة وميزات التشغيل وإجراءات معالجة الإشارة وأنواع المعلومات المقدمة. لكل نظام، مزايا وعيوب مهمة، في رأينا، الممارسة الحالية لتخطيط صدى القلب دوبلر تتطلب بعض القدرة لكلا الشكلين (انظر الشكل 8.40).**

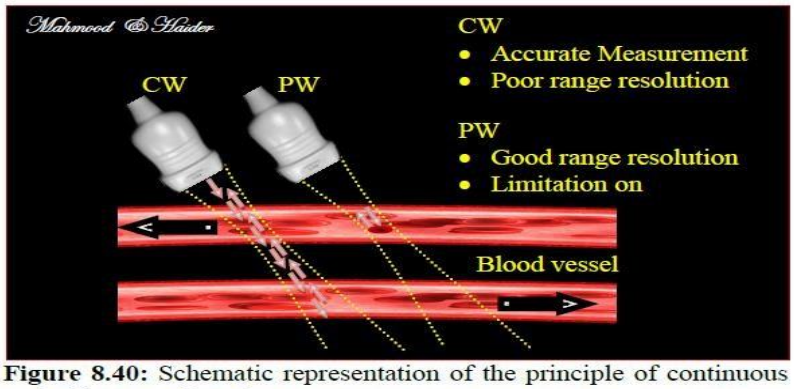

Figure 8.40: Schematic representation of the principle of continuous and pulse wave Doppler.

Continuous Wave Doppler دوبلر الموجة المستمرة

Continuous Wave Doppler (CWD) is an ultrasound imaging mode, which ***records blood flow velocities along the length of the beam***. It is the ***older and electronically simpler*** of the two kinds. Continuous wave Doppler works basically with ***two different piezoelectric crystals***, one ***permanently emitting*** ultrasound and the other ***receiving all the echoes***. These crystals are ***placed at angles from each other*** and thus ultrasound waves can be picked up by the receiver. The transducer accomplishes dual function with ***one half of the elements devoted to each function***. One half of the elements are ***continuously sending*** sound waves of a ***single frequency*** while the other half is ***continuously receiving the reflected signals***. **دوبلر الموجة المستمرة هو وضع تصوير بالموجات فوق الصوتية، والذي يسجل سرعات تدفق الدم على طول الشعاع. وهو الأقدم والأبسط إلكترونيًا بين النوعين. تعمل موجة دوبلر المستمرة بشكل أساسي مع بلورتين مختلفتين كهرضغطية، واحدة تبعث الموجات فوق الصوتية بشكل دائم والأخرى تستقبل جميع الأصداء. يتم وضع هذه البلورات بزوايا عن بعضها البعض وبالتالي يمكن لجهاز الاستقبال**

التقاط الموجات فوق الصوتية. يقوم محول الطاقة بوظيفة مزدوجة مع تخصيص نصف العناصر لكل وظيفة. يرسل نصف العناصر بشكل مستمر موجات صوتية ذات تردد واحد بينما النصف الآخر يستقبل الإشارات المنعكسة بشكل مستمر.

The advantage of CW Doppler

The important advantage of continuous wave Doppler is its ***ability to measure high blood velocities along the ultrasound line*** (for example in aortic stenosis). الميزة المهمة لموجة دوبلر المستمرة هي قدرتها على قياس سرعات الدم العالية على طول خط الموجات فوق الصوتية (على سبيل المثال في تضيق الأبهر).

The Disadvantage of CW Doppler

The disadvantage is its ***lack of selectivity or depth discrimination***. Since CW Doppler is constantly transmitting and receiving from two different transducer heads (crystals) ***there is no provision for imaging or range gating to allow selective placing of a given Doppler sample volume in space***. As a consequence, it reflects the ultrasound data from every red cell reflecting ultrasound back to the transducer along the course of the beam. العيب هو افتقارها إلى الانتقائية أو التمييز العميق. نظرًا لأن دوبلر يرسل ويستقبل باستمرار من رأسين مختلفين لمحولات الطاقة (البلورات)، فلا يوجد أي شرط للتصوير أو بوابة النطاق للسماح بوضع انتقائي لحجم عينة دوبلر معين في الفضاء. ونتيجة لذلك، فإنه يعكس بيانات الموجات فوق الصوتية من كل خلية حمراء تعكس الموجات فوق الصوتية مرة أخرى إلى محول الطاقة على طول مسار الشعاع.

Thus, true ***CW Doppler is functionally a stand-alone technique whether or not the capability is housed within a two-dimensional imaging transducer***. The absence of anatomic information during CW examination may lead to ***interpretive difficulties***, particularly if more than one ***heart chamber or blood vessel lies in the path of the beam***. وبالتالي، فإن الدوبلر الحقيقي هو من الناحية الوظيفية تقنية قائمة بذاتها سواء كانت القدرة موجودة داخل محول تصوير ثنائي الأبعاد أم لا. قد يؤدي غياب المعلومات التشريحية أثناء الفحص إلى صعوبات في التفسير، خاصة إذا كان هناك أكثر من حجرة قلبية أو وعاء دموي في مسار الشعاع.

It is possible, however, to program a phased array system to perform ***both twodimensional and CW Doppler functions almost simultaneously***. The ***quasisimultaneous*** CW-imaging uses a time sharing arrangement in which the transducer rapidly switches back and forth from one type of examination to the other. Because this switching is done ***at very high speeds***, the operator gets the ***impression that both studies are being done continuously and in real-time***. *During the imaging period, no Doppler* data is being collected, so an estimate is generated, usually from the preceding data. *During the Doppler collection period, previously stored image data is displayed*. This arrangement usually degrades the quality of both the image and Doppler data. ومع ذلك، من الممكن برمجة نظام المصفوفة المرحلية لأداء وظائف ثنائية الأبعاد

ووظائف دوبلر في وقت واحد تقريبًا. يستخدم التصوير شبه المتزامن ترتيب مشاركة الوقت حيث يتحول محول الطاقة بسرعة ذهابًا وإيابًا من نوع فحص إلى آخر. ونظرًا لأن هذا التبديل يتم بسرعات عالية جدًا، يحصل المشغل على انطباع بأن كلا الدراستين يتم إجراؤهما بشكل مستمر وفي الوقت الفعلي. خلال فترة التصوير، لا يتم جمع أي بيانات دوبلر، لذلك يتم إنشاء تقدير، عادةً من البيانات السابقة. خلال فترة جمع الدوبلر، يتم عرض بيانات الصورة المخزنة مسبقًا. يؤدي هذا الترتيب عادةً إلى انخفاض جودة كل من الصورة وبيانات دوبلر.

Color Flow Mapping رسم خرائط تدفق الألوان

Color Flow Mapping (CFM) ***combines B-mode image format and Pulsed Doppler to provide a two dimensional representation of blood flow in Real Time***. تكامل رسم خرائط تدفق الألوان () بين تنسيق الصورة ودوبلر النبضي لتحقيق إنجاز ثنائي الأبعاد لتدفق الدم في الخيال.

The Doppler ultrasound lines, like B-mode lines, are sequentially scanned through the frame. *Multiple range gates are taken along the Doppler lines*. The calculated velocity data is ***assigned a color to represent a certain velocity and direction***, and then displayed ***combining with the B-mode image*** at the original location يتم فحص خطوط الموجات فوق الصوتية دوبلر، مثل خطوط الوضع، بشكل تسلسلي من خلال الإطار. يتم أخذ بوابات المدى المتعددة على طول خطوط دوبلر. يتم تعيين لون لبيانات السرعة المحسوبة لتمثيل سرعة واتجاه معينين، ثم يتم عرضها مع صورة الوضع في الموقع الأصلي.

Pulsed Wave Doppler موجة دوبلر نابضة

The pulse is sent out, and ***the frequency shift in the reflected pulse is measured after a certain time***. This will ***correspond to a certain depth (range gating), i.e. velocity is measured at a specific depth***, which can be adjusted. The width is the same as the beam width, and the length of the sample volume is equal to the length of the pulse. The ***same transducer is used both for transmitting and receiving***. يتم إرسال النبضة، ويتم قياس تحول التردد في النبضة المنعكسة بعد فترة زمنية معينة. وهذا يتوافق مع عمق معين (نطاق النابضة)، أي يتم قياس السرعة على عمق محدد، والذي يمكن تعديله. العرض هو نفس عرض الحزمة، وطول حجم العينة يساوي طول النبضة. يتم استخدام نفس محول الطاقة للإرسال والاستقبال.

A problem in pulsed Doppler is that the ***Doppler shift is very small compared to the ultrasound frequency***. This makes it ***problematic to estimate the Doppler shift*** from a single pulse, without increasing the pulse length too far. ***A velocity of 100 cm/s with a ultrasound frequency of 3.5 MHz results in a maximum Doppler shift of 2.3 KHz***. The ***solution to this problem is shooting multiple pulses in the same direction*** and produce a new signal with one sample from each pulse, ***the Doppler curve from this signal will be a new curve with the frequency equal to the Doppler shift***. (*This means that a full package of pulses is*

considered one pulse in the sampling frequency sense). المشكلة في دوبلر النبضي هي أن إزاحة دوبلر صغيرة جدًا مقارنة بتردد الموجات فوق الصوتية. وهذا يجعل من الصعب تقدير انزياح دوبلر من نبضة واحدة، دون زيادة طول النبضة كثيرًا. تؤدي السرعة البالغة 100 سم/ثانية مع تردد الموجات فوق الصوتية 3.5 ميجاهرتز إلى إزاحة دوبلر قصوى تبلغ 2.3 كيلوهرتز. الحل لهذه المشكلة هو إطلاق نبضات متعددة في نفس الاتجاه وإنتاج إشارة جديدة بعينة واحدة من كل نبضة، منحنى دوبلر من هذه الإشارة سيكون منحنى جديد بتردد يساوي إزاحة دوبلر. (وهذا يعني أن الحزمة الكاملة من النبضات تعتبر نبضة واحدة بمعنى تردد المعاينة).

One main ***advantage of pulsed Doppler*** is its ***ability to provide Doppler shift data selectively from a small volume of sample along the ultrasound beam*** (for example mitral valve inflow). The ***location of this sample volume is operator controlled***. The main ***disadvantage of PW Doppler is its inability to accurately measure high blood flow velocities*** (*velocities above 1.5 to 2 m/s*), known as ***aliasing***. ***Frequency aliasing occurs at a Doppler shift that is equal to half of the PRF***. واحدة تهدف بشكل رئيسي للدوبلر النبضي إلى توفير بيانات إزاحة دوبلر انتقائي من حجم صغير من العينة على طول شعاع الإرسال بالموجات فوق الصوتية (على سبيل المثال تدفق الشفرات). يتم تشغيلها في موقع حجم العينة هذا بواسطة التحكم. العيب الرئيسي لـ هو عدم السرعة في قياس تدفق الدم فيلس (بدقة أعلى من 1.5 إلى 2 م/ث)، والمعروف باسم التعرج. يحدث تردد متكرر عند إزاحة دوبلر التي تساوي نصف التردد .

$$f_D = {}^1/_2 * \text{PRF}$$

Nyquist Limit حد نيكويست

"Nyquist Limit" is the ***highest detectable velocity is limited by one half of the rate at which the ultrasound lines are fired***. ***Pulsed wave (PW) Doppler systems use a transducer that alternates transmission and reception of ultrasound in a way similar to the M-mode transducer***. One main ***advantage of pulsed Doppler is its ability to provide Doppler shift data selectively*** from a small segment along the ultrasound beam, referred to as the ***"sample volume"***. "حد نيكويست" هو أعلى سرعة يمكن اكتشافها ويقتصر على نصف المعدل الذي يتم فيه إطلاق خطوط الموجات فوق الصوتية. تستخدم أنظمة دوبلر للموجة النبضية () محول طاقة يتناوب بين إرسال واستقبال الموجات فوق الصوتية بطريقة مشابهة لمحول الطاقة ذي الوضع. إحدى المزايا الرئيسية لدوبلر النبضي هي قدرته على توفير بيانات إزاحة دوبلر بشكل انتقائي من جزء صغير على طول شعاع الموجات فوق الصوتية، يشار إليه باسم "حجم العينة".

The sample volume is really a ***three-dimensional***, teardrop shaped portion of the ultrasound beam (Figure 8.41). Its ***volume varies with different Doppler machines***, ***different size*** and ***frequency transducers*** and ***different depths into the tissue***. Its *width is determined by the width of the ultrasound beam at the selected depth*. Its ***length is determined by the length of each transmitted ultrasound pulse***. حجم العينة هو في الواقع جزء ثلاثي الأبعاد على شكل دمعة من شعاع الموجات فوق الصوتية (الشكل 8.41). ويختلف حجمه باختلاف أجهزة الدوبلر ومحولات

الطاقة ذات الحجم والتردد المختلفة والأعماق المختلفة في الأنسجة. يتم تحديد عرضه من خلال عرض شعاع الموجات فوق الصوتية عند العمق المحدد. يتم تحديد طوله من خلال طول كل نبضة بالموجات فوق الصوتية المرسلة.

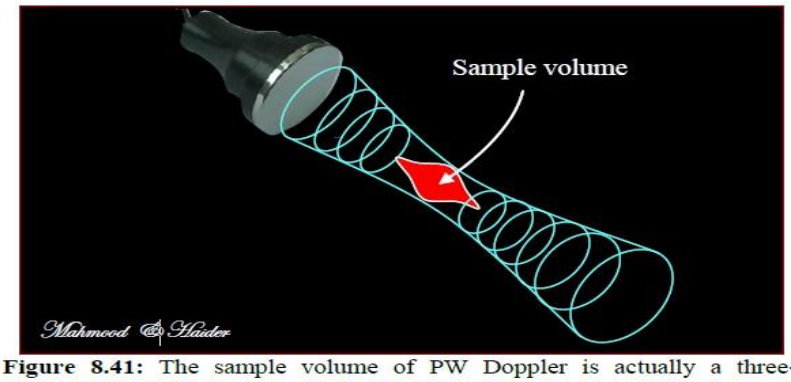

Figure 8.41: The sample volume of PW Doppler is actually a three-dimensional volume that a change in size at its location relative to the transducer is changed. When placed in the far field, it becomes very large.

Angle of Incidence زاوية السقوط

When the motion of the object and the transmitted beam are ***not parallel***, it is ***necessary to correct for the angular difference***. Motion that occurs at an angle to the beam axis will ***result in a decrease in the magnitude of the frequency shift and a lower calculated velocity***. Therefore, the transmitted beam needs to be parallel to the flow for the most accurate velocity. An equation is used to ***correct for the angle offset***. The transducer receives only the component parallel to the beam (***Vcos q***). عندما لا تكون حركة الجسم والشعاع المرسل متوازيين، فمن الضروري تصحيح الفرق الزاوي. ستؤدي الحركة التي تحدث بزاوية مع محور الحزمة إلى انخفاض في حجم تحول التردد وسرعة محسوبة أقل. لذلك، يجب أن يكون الشعاع المرسل موازيًا للتدفق للحصول على السرعة الأكثر دقة. يتم استخدام المعادلة لتصحيح إزاحة الزاوية. يستقبل محول الطاقة فقط المكون الموازي للحزمة

An ultrasound pulse is transmitted into the ***tissues travels for a given time (time t) until it is reflected back by a moving red cell***. It then ***returns to the transducer over the same time interval but at a shifted frequency***. The total transit time to and from the area is ***2t***. Since the ***speed of ultrasound in the tissues is constant***, there is a simple relationship between roundtrip ***travel time and the location*** of the sample volume relative to the transducer face (i.e., distance to sample volume equals ultrasound speed divided by round trip travel time). يتم إرسال نبض الموجات فوق الصوتية إلى الأنسجة ويسافر لفترة معينة (زمن) حتى ينعكس مرة أخرى بواسطة خلية حمراء متحركة. ثم يعود بعد ذلك إلى محول الطاقة خلال نفس الفترة الزمنية ولكن بتردد متغير. إجمالي وقت العبور من t.وإلى المنطقة هو 2 نظرًا لأن سرعة الموجات فوق الصوتية في الأنسجة ثابتة، فهناك علاقة بسيطة بين وقت السفر ذهابًا وإيابًا وموقع حجم العينة بالنسبة لوجه محول الطاقة (أي المسافة إلى حجم العينة تساوي سرعة الموجات فوق الصوتية مقسومة على وقت السفر ذهابًا وإيابًا).

This range gating is therefore dependent on a ***timing mechanism*** that only samples the returning ***Doppler shift data from a given region***. It is calibrated so that as the ***operator chooses a particular location*** for the sample volume, the ***range gate circuit*** will permit only Doppler shift data from inside that area to be displayed as output. ***All other returning ultrasound information is essentially "ignored".*** **ومن ثم فإن هذا النطاق يعتمد على آلية توقيت تقوم فقط بأخذ عينات من بيانات إزاحة دوبلر العائدة من منطقة معينة. تتم معايرتها بحيث عندما يختار المشغل موقعًا معينًا لحجم العينة، فإن دائرة بوابة النطاق ستسمح فقط بعرض بيانات إزاحة دوبلر من داخل تلك المنطقة كمخرجات. يتم "تجاهل" جميع معلومات الموجات فوق الصوتية الأخرى العائدة بشكل أساسي.**

Another main advantage of PW Doppler is the fact that some imaging may be carried on alternately with the Doppler and thus the ***sample volume*** may be shown on the actual ***two-dimensional display for guidance***. PW Doppler capability is possible in combination with imaging from ***a mechanical or phased array imaging system***. It is also generally steerable through the ***two-dimensional field of view***, although not all systems have this capability. **الميزة الرئيسية الأخرى للدوبلر هي حقيقة أنه يمكن تنفيذ بعض عمليات التصوير بالتناوب مع الدوبلر وبالتالي يمكن عرض حجم العينة على شاشة العرض ثنائية الأبعاد الفعلية للتوجيه. يمكن استخدام قدرة دوبلر مع التصوير من نظام تصوير ميكانيكي أو مصفوفة مرحلية. كما أنه قابل للتوجيه بشكل عام من خلال مجال الرؤية ثنائي الأبعاد، على الرغم من أنه ليس كل الأنظمة لديها هذه القدرة.**

In reality, since the ***speed of sound in body tissues is constant***, it is ***not possible to simultaneously carry on both imaging and Doppler functions at full capability in the same ultrasound system.*** In mechanical systems, the ***cursor and sample volume are positioned during real-time imaging***, and ***the two-dimensional image is then frozen when the Doppler is activated***. With most phased array imaging systems the Doppler is variably programmed to allow periodic update of a single frame ***two-dimensional image every few beats*** (figure 8.44). In ***other phased arrays, two-dimensional*** frame rate and line density are ***significantly decreased to allow enough time for the PW Doppler*** to sample effectively. This latter arrangement gives the appearance of near simultaneity. **في الواقع، نظرًا لأن سرعة الصوت في أنسجة الجسم ثابتة، فمن غير الممكن القيام في نفس الوقت بوظائف التصوير والدوبلر بكامل طاقتها في نفس نظام الموجات فوق الصوتية. في الأنظمة الميكانيكية، يتم وضع المؤشر وحجم العينة أثناء التصوير في الوقت الحقيقي، ثم يتم تجميد الصورة ثنائية الأبعاد عند تنشيط الدوبلر. في معظم أنظمة التصوير ذات المصفوفة الطورية، تتم برمجة دوبلر بشكل متغير للسماح بالتحديث الدوري لصورة أحادية الإطار ثنائية الأبعاد كل بضع نبضات (الشكل 8.44). وفي المصفوفات الطورية الأخرى، يتم تقليل معدل الإطارات ثنائي الأبعاد وكثافة الخط بشكل كبير لإتاحة الوقت الكافي لدوبلر لأخذ العينات بشكل فعال. يعطي هذا الترتيب الأخير مظهر التزامن القريب.**

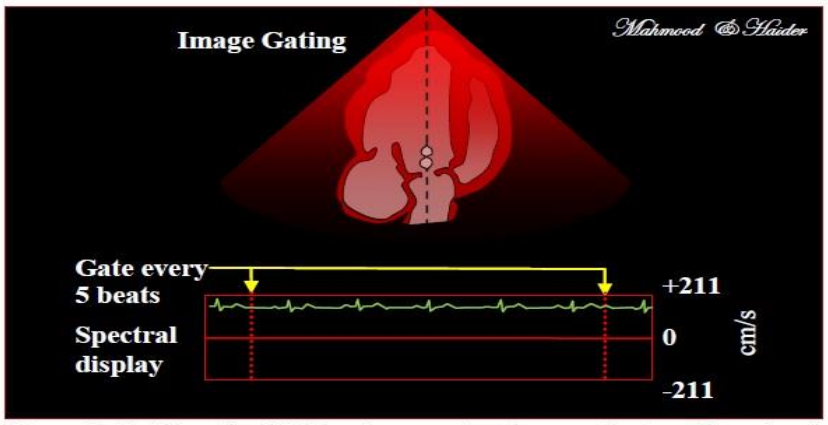

Figure 8.44: When the PW Doppler operates, it causes the two-dimensional image to be held in a frozen frame. The image is periodically updated and will usually appear as a blank on the spectral display (dashed lines).

Aliasing

There are fundamental limitations suffered ***pulsed wave systems***. The ***aliasing phenomenon occurs with pulsed ultrasound it is not possible to measure very high-flow velocities with accuracy***. If the flow is ***too fast*** it will be shown in the ***wrong direction*** and its ***velocity underestimated***. This artifact shows as ***'wrap-round' top and bottom in the sonogram***, and is known as ***'aliasing'***. The *upper limit of the Doppler shift (maximum Doppler frequency f_D) which can be the pulsed wave system can record it properly or displayed unambiguously is known as the* ***Nyquist limit*** and is ***half the pulse repetition*** frequency (PRF/2). **هناك قيود أساسية عانت منها أنظمة الموجات النبضية. تحدث ظاهرة التعرج مع الموجات فوق الصوتية النبضية، ومن غير الممكن قياس سرعات التدفق العالية جدًا بدقة. إذا كان التدفق سريعًا جدًا، فسيتم عرضه في الاتجاه الخاطئ وسيتم التقليل من سرعته. تظهر هذه القطعة الأثرية على أنها "ملتفة" من أعلى وأسفل في مخطط الموجات فوق الصوتية، وتُعرف باسم "الاسم المستعار". الحد الأعلى لإزاحة دوبلر (أقصى تردد دوبلر) والذي يمكن لنظام الموجات النبضية تسجيله بشكل صحيح أو عرضه بشكل لا لبس فيه يعرف باسم حد نيكويست وهو نصف تردد تكرار النبضة**

For example, if the Doppler shift frequency produced by the fast blood flow associated with a ***stenosis is 8 kHz***, the ***PRF must be at least 16 kHz***. This allows a listening time of only ***60 µs between pulses***, in which time the sound can travel to and fro through ***a depth of view of only 5 cm.*** The depth of the sampling volume determines the PRF needed, and the PRF determines the maximum velocity that can be measured without aliasing. Thus: **على سبيل المثال، إذا كان تردد إزاحة دوبلر الناتج عن تدفق الدم السريع المرتبط بالتضيق هو 8 كيلو هرتز، فيجب أن يكون 16 كيلو هرتز على الأقل. يتيح ذلك وقت استماع يبلغ 60 ميكروثانية فقط بين النبضات، وفي هذا الوقت يمكن للصوت أن ينتقل ذهابًا وإيابًا عبر عمق رؤية يبلغ 5 سم فقط. ويحدد عمق حجم العينة المطلوب، ويحدد السرعة القصوى التي يمكن قياسها دون تعرج. هكذا:** ***Maximum velocity (cm s^{-1}) × range (cm) × transducer frequency (MHz) = 4000***

- ***The risk of aliasing can he reduced by reducing the Doppler Effect by (a) using a probe of lower frequency f or (b) increasing the angle θ, but both increase the error in the measured flow.*** يمكن تقليل خطر التعرج عن طريق تقليل تأثير دوبلر عن طريق () استخدام مسبار ذو تردد أقل () زيادة الزاوية، ولكن كلاهما يزيد الخطأ في التدفق المقاس.

Low pulse repetition frequencies are employed to examine low velocities (e.g. venous flow). The longer interval between pulses allows the scanner a better chance of identifying slow flow. ***Aliasing will occur if low pulse repetition frequencies or velocity scales are used and high velocities are encountered*** (figure 8.46 and 8.47). Conversely, if a ***high pulse repetition frequency is used to examine high velocities; low velocities may not be identified***. تُستخدم ترددات تكرار النبض المنخفضة لفحص السرعات المنخفضة (مثل التدفق الوريدي). يتيح الفاصل الزمني الأطول بين النبضات للماسح الضوئي فرصة أفضل لتحديد التدفق البطيء. سيحدث التعرج في حالة استخدام ترددات تكرار النبضة المنخفضة أو مقاييس السرعة ومواجهة سرعات عالية (الشكل 8.46 و8.47). على العكس من ذلك، إذا تم استخدام تردد تكرار النبض العالي لفحص السرعات العالية؛ قد لا يتم تحديد السرعات المنخفضة.

By:Mohammed Jabbar Hussein

تم بحمد الله

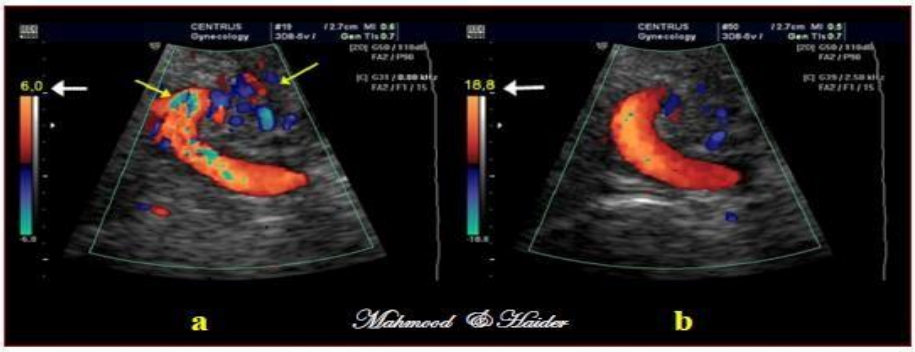

Figure 8.46: (a) Aliasing of color doppler imaging and artefacts of color. Color image shows regions of aliased flow (yellow arrows). (b) Reduce color gain and increase pulse repetition frequency.