المحاضرة الثالثة عشر

مفعول دوبلر وتطبيقاته الطبية (ايكو دوبلر)

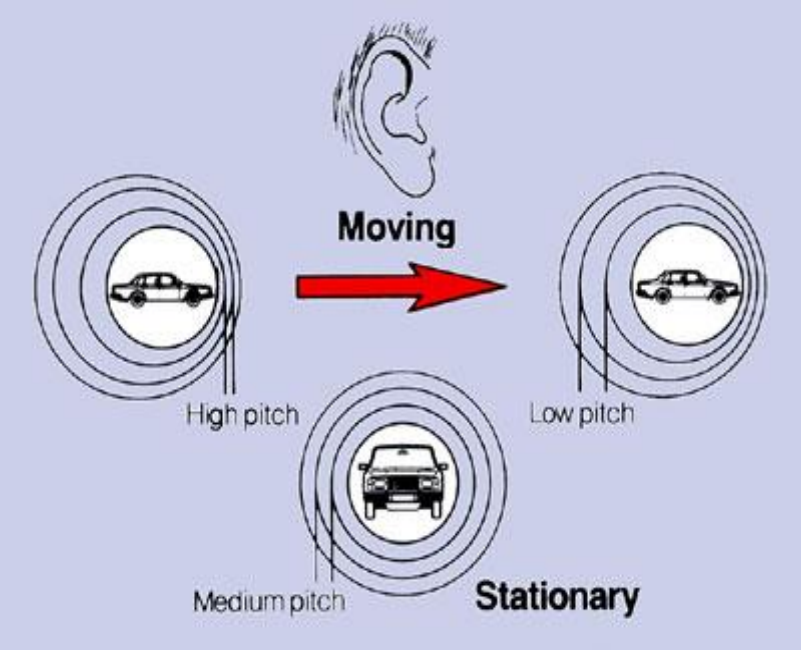
تعرضنا في الفصول الثلاثة السابقة لخواص الليزرات بأنواعها المتعددة وأيضاً آلية عمل هذه الليزرات وتطبيقاتها الطبية وخاصةً في طب العيون كما تعرضنا للأمواج الصوتية بشكل شبه تفصيلي حيث درسنا خواص هذه الأمواج وآلية انتشارها وأيضاً تطبيقاتها الطبية المتعددة.

1ـ مقدمة:

كريستيان يوهان دوبلر C.J.Doppler فيزيائي ورياضي نمساوي، ولد في مدينة سالزبورغ Salzburg، وتعلم في فيينا، وغدا رئيساً للمعهد الفيزيائي بجامعة فيينا عام 1850. اشتهر باكتشافه لظاهرة فيزيائية عرفت باسمه هي مفعول دوبلر.

يرتبط مفعول دوبلر بالتغير الظاهري للتردد الصادر عن منبع أمواج صوتية أو ضوئية، عندما يتحرك منبع الأمواج مقترباً من راصد أو مبتعداً عنه.

لقد كشف دوبلر عام 1842 عن سبب هذه الظاهرة، وبيّن أنه إذا تحرك منبع صوتي ذو تردد ثابت مقترباً من راصد، فإن التردد الذي تتلقاه أذن الراصد يغدو أعلى، في حين ينخفض التردد الذي يسمعه الراصد عندما يبتعد المنبع عنه. كما في الشكل (1):



الشكل (1): يبين الزيادة في التردد عند اقتراب المنبع الصوتي من الراصد وانخفاضها عند الابتعاد عنه

إن تغير التردد هذا يدركه راصد واقف على رصيف محطة يقترب منها قطار سريع، أو راصد مسافر في قطار آخر على سكة مجاورة يسير باتجاه معاكس.

وبالمثل يبين التحليل الطيفي للضوء الصادر عن جسم مضيء كنجم مثلاً أن خطوطه الطيفية التي يتلقاها راصد ما تنزاح باتجاه الضوء البنفسجي إذا كانت المسافة بين النجم والأرض تتناقص، وتنزاح باتجاه الضوء الأحمر إذا كانت المسافة تزداد.

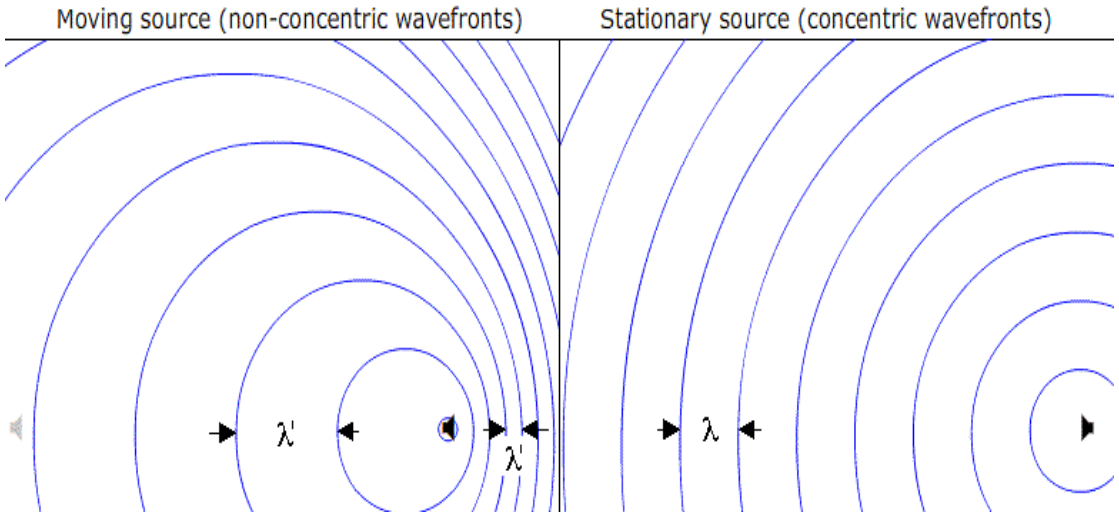
إذا كنا نتعامل مع تردد الأمواج الصوتية الصادرة عن حركة سيارة أو طائرة حيث تكون السرعات اقل بكثير من سرعة الضوء فإننا نتحدث عن ظاهرة دوبلر الكلاسيكية. أما إذا كنا نتعامل مع الأمواج الكهرومغناطيسية التي تنتشر بسرعة مساوية لسرعة الضوء ($3\times10^8\ m/s$) فإننا نتحدث عن ظاهرة دوبلر النسبية.

فمن أجل ذلك سنقوم بشرح ظاهرة دوبلر في حالتين، الأولى في حالة المنبع الصوتي والثانية في حالة المنبع الضوئي.

2ـ ظاهرة دوبلر إذا كان المصدر صوتي:

سندرس في هذه الفقرة مفعول دوبلر في حالة (مصدر ثابت ومراقب متحرك) وحالة (مصدر متحرك ومراقب ثابت) وحالة (مصدر متحرك ومراقب متحرك)، لكن أولا سنعطي فكرة عن الموجات الناتجة عن المصدر في حالتي الثبات والحركة .

*الموجات الصوتية الناتجة عن مصدر صوتي عبارة عن دوائر متحدة المركز في حالة ثبات المصدر وغير متحدة المركز في حالة حركة المصدر كما في الشكل(2):



الشكل (2): يبين الأمواج الناتجة عن مصدر صوتي : المصدر ثابت (λ) ، المصدر متحرك (λ')

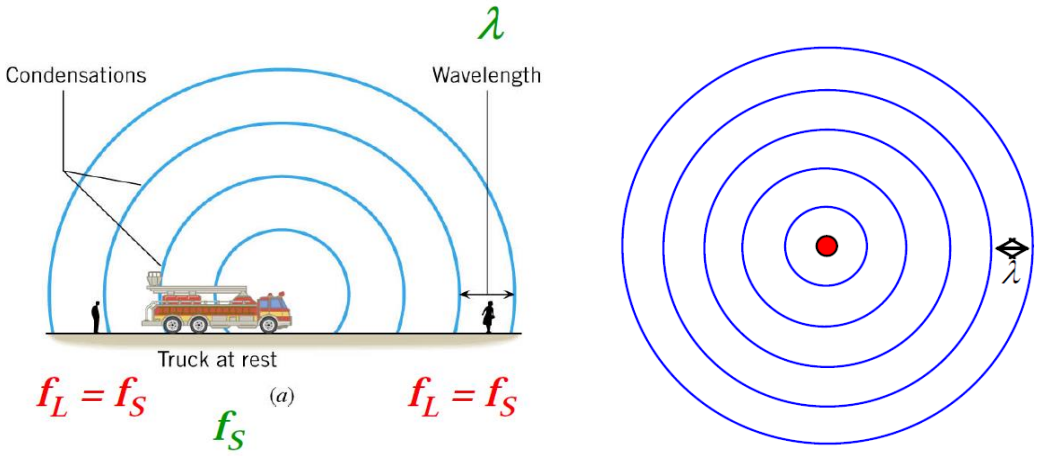
*في حالة مصدر ثابت ($v_S = 0$) تردده f_s، الشكل (3)، المسافة بين قمم الموجات الناتجة تكون متساوية ومساوية للطول الموجي □، فان مراقب ثابت ($v_L = 0$) سوف يلاحظ أن تردد هذه الأمواج هو f_s أيضا ، (تردد المراقب f_L يساوي تردد المصدر f_s) ، حيث أن هذه الأمواج في هذه الحالة تتحرك بسرعة الصوت (v <= سرعة الصوت= 340 m/s)

من علاقة التردد لدينا: $f_s = v/\lambda$

والزمن الفاصل بين قمم هذه الأمواج المتعاقبة يساوي T_s حيث أن $f_s = 1/T_s$ فتصبح المسافة λ بين قمم هذه الأمواج المتعاقبة تساوي :

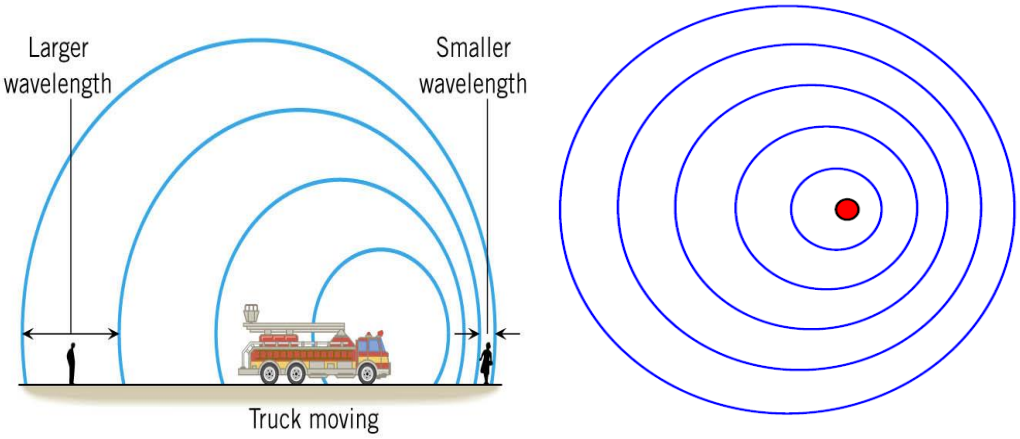
$$f_s \cdot \lambda = v \quad => \quad \lambda.1/T_s = v \quad => \quad \lambda = v.T_s$$

حيث: f_s تردد المصدر، f_L التردد بالنسبة للمراقب، T_s الزمن الفاصل بين قمم الأمواج المتعاقبة، λ المسافة بين قمم هذه الأمواج المتعاقبة (طول الموجة)، v سرعة الصوت .



الشكل (3): يوضح حالة مصدر ثابت تردده f_s والمسافة بين قمم الأمواج المتعاقبة (λ) متساوية.

*أما في حالة مصدر متحرك (بسرعة v_S أقل من سرعة الصوت) فإن ظاهرة دوبلر تنشأ عندما تواصل الموجات الدائرية ــ المنبعثة من المصدرــ توسعها الخارجي، فعندما يتحرك المصدر بسرعة ثابتة v_s فإن مراكز الموجات الدائرية المنبعثة على طول تمسار المصدر تصبح متباعدة بالتساوي(عند الابتعاد عن المراقب، يتناقص التردد بالنسبة للمراقب) أو متقاربة بالتساوي (عند الاقتراب من المراقب، يزداد التردد بالنسبة للمراقب). كما في الشكل (4):



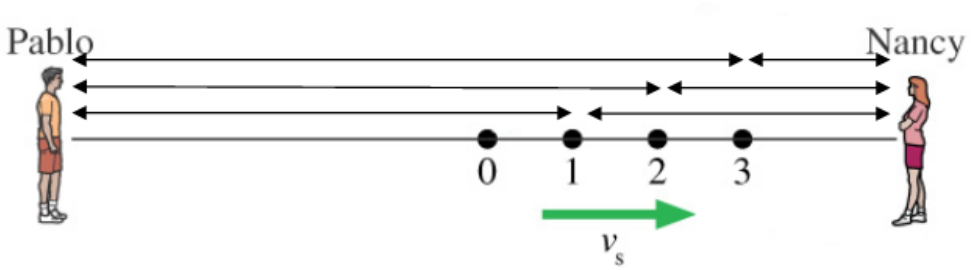
الشكل (4):يبين حالة مصدر متحرك تردده f_s ، الموجة تواصل توسعها الخارجي

2.1:حالة مراقب ثابت ومصدر متحرك:

نتيجة لحركة المصدر بسرعة ثابتة v_s فإن الموجة المتنقلة باتجاه الاقتراب من المراقب سيكون لها طول موجي أقصر مما كان علية عندما كان المصدر ثابت، أي أن ($\lambda' < \lambda$)، أما عند الحركة باتجاه الابتعاد عن المراقب فإن الموجة

المتنقلة سيكون لها طول موجي أكبر مما كان علية عندما كان المصدر ثابت، أي أن ($\lambda' > \lambda$)، كما في الشكل (5):

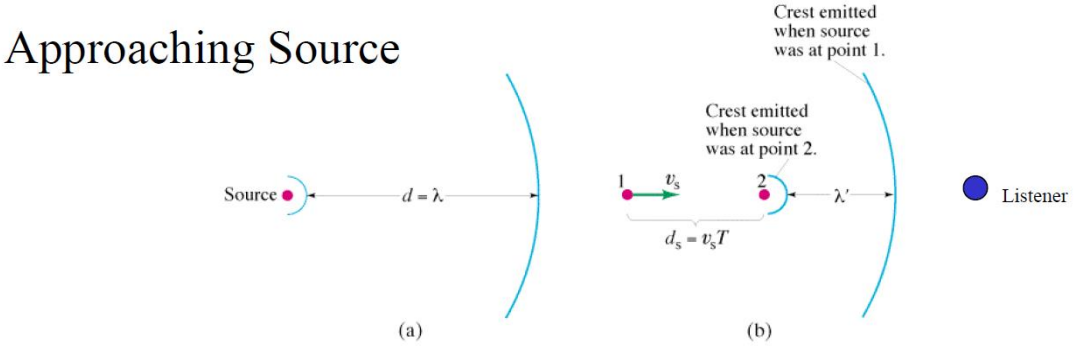
($\lambda' > \lambda$) ($\lambda' < \lambda$)



الشكل (5):يبين الأطوال الموجية التي يتلقاها مراقب ثابت من مصدر متحرك في حالة الاقتراب أو الابتعاد.

2.1.1: إذا كان المصدر يقترب من المراقب:

عندما يقترب المصدر بسرعة ثابتة v_s و T_s هو الزمن الفاصل بين قمم الأمواج المتعاقبة فان المصدر يكون قد تحرك مسافة ($v_s . T_s$)، الشكل (6)، وفي نفس الوقت القمم المنبعثة سابقا كانت قد انتقلت مسافة λ ولذلك فان المسافة الفعلية (λ') بين قمم الأمواج المتعاقبة في حالة الاقتراب تكون : $\lambda' = \lambda - v_s . T_s$



الشكل (6): المصدر يقترب من المراقب:

(a) المصدر ثابت، λ المسافة بين القمم المتعاقبة عندما كان المصدر في النقطة (1)

(b) المصدر انتقل مسافة ($v_s . T_s$)، λ' المسافة بين القمم المتعاقبة عند انتقال المصدر إلى النقطة (2).

$\lambda = \lambda' + v_s . T_s$ => $\lambda' = \lambda - v_s . T_s = v.T_s - v_s .T_s = (v - v_s).T_s$

=> $\lambda' = (v - v_s). \lambda/v$; $\lambda = v. T_s$

حيث v سرعة الصوت

وبالتالي يكون تعريض دوبلر للطول الموجي:

$$\Delta\lambda/\lambda = (\lambda' - \lambda)/\lambda = [(v - v_s).\lambda/v - \lambda]/\lambda = 1 - (v_s/v) + 1$$

$$\Rightarrow \quad \Delta\lambda/\lambda = (-v_s/v)$$

هذا يعني أن الطول الموجي يتناقص.

وبالتالي التردد الذي يسمعه المراقب f_L يكون:

$$\lambda' = \lambda - v_s.T \quad \Rightarrow \quad f_L = v/\lambda' \quad \Rightarrow$$

$$f_L = v/(\lambda - v_s.T_s) = v/(v.T_s - v_s.T_s)$$

$$= v/(v - v_s).T_s = (v/T_s)/(v - v_s)$$

$$= f_S.v/(v - v_s) = f_S[v/(v - v_s)]$$

$$\Rightarrow$$

$$f_L = f_S.[v/(v - v_s)]$$

حيث: f_s تردد المصدر، f_L التردد بالنسبة للمراقب، T_s الزمن الفاصل بين قمم الأمواج المتعاقبة ، λ' طول الموجة عند الاقتراب من المراقب، v سرعة الصوت، v_s سرعة المصدر.

نلاحظ أن: $f_L > f_S$ أي أن التردد الذي يسمعه المراقب أكبر من تردد المصدر

2-1-2: إذا كان المصدر يبتعد عن المراقب:

عندما يبتعد المصدر بسرعة ثابتة v_s و T_s هو الزمن الفاصل بين قمم الأمواج المتعاقبة فان المصدر يكون تحرك مسافة $(v_s . T_s)$، الشكل(7)، وفي نفس الوقت القمم المنبعثة سابقا انتقلت مسافة ولذلك فان المسافة الفعلية (λ') بين قمم الأمواج في حالة الابتعاد تكون:

$$\lambda = \lambda' - v_s.T_s \quad \Rightarrow \quad \lambda' = \lambda + v_s.T_s = v.T_s + v_s.T_s = (v + v_s).T_s$$

$$\Rightarrow \quad \lambda' = (v + v_s).\lambda/v \quad ; \quad \lambda = v.T_s$$

حيث v سرعة الصوت

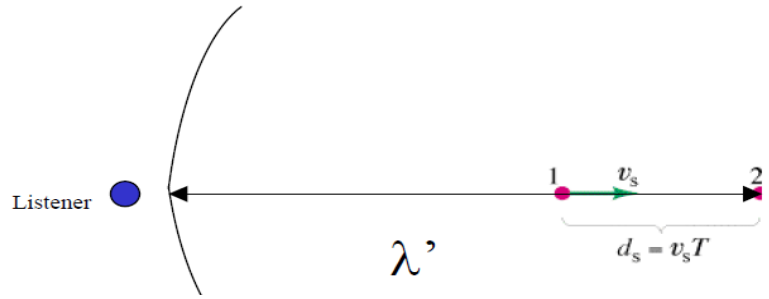
وبالتالي يكون تعريض دوبلر للطول الموجي:

$$\Delta\lambda/\lambda = (\lambda' - \lambda)/\lambda = [(v + v_s).\lambda/v - \lambda]/\lambda = 1 + (v_s/v) + 1$$

$$\Rightarrow \quad \Delta\lambda/\lambda = (v_s/v)$$

هذا يعني أن الطول الموجي يزداد.

Receding Source



الشكل (7): المصدر يبتعد عن المراقب : المصدر انتقل مبتعدا مسافة $(v_s.T_s)$ ، '□□المسافة بين القمم المتعاقبة

.

وبالتالي التردد الذي يسمعه المراقب f_L يكون:

$$\lambda' = \lambda - v_s.T \quad \Rightarrow \quad f_L = v/\lambda' \quad \Rightarrow$$

$$f_L = v/(\lambda - v_s.T_s) = v/(v.T_s - v_s.T_s)$$

$$= v/(v - v_s).T_s = (v/T_s)/(v - v_s)$$

$$= f_S.v/(v - v_s) = f_S[v/(v - v_s)]$$

$$\Rightarrow$$

$$f_L = f_S.[v/(v - v_s)]$$

حيث: f_s تردد المصدر، f_L التردد بالنسبة للمراقب، T الزمن الفاصل بين قمم الأمواج المتعاقبة، '□ طول الموجة عند الابتعاد عن المراقب، v سرعة الصوت، v_s سرعة المصدر.

نلاحظ أن: $f_L < f_S$ أي أن التردد الذي يسمعه المراقب أصغر من تردد المصدر.

2ـ2:حالة مصدر ثابت ومراقب متحرك:

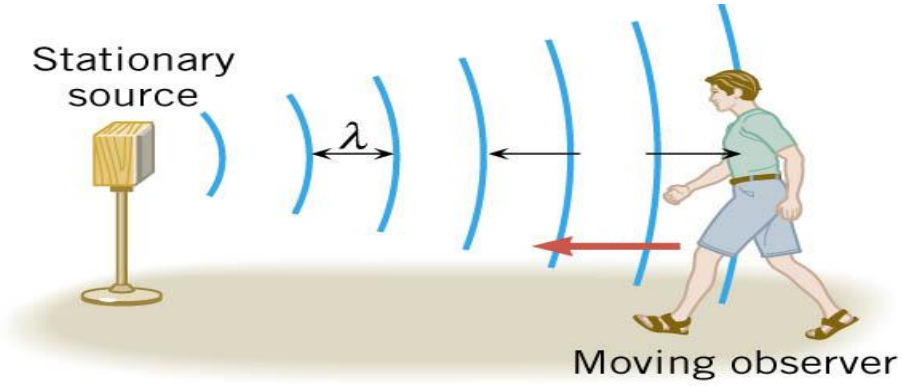
لقد ذكرنا سابقا أنه في حالة مصدر صوتي ثابت تردده f_S تنتشر الأمواج بسرعة الصوت v والمسافات λ بين قمم هذه الأمواج تكون متساوية ويكون لدينا :

$$f_s = v / \lambda$$

حيث : f_s تردد المصدر الصوتي، v سرعة الصوت ، λ المسافة بين قمم الأمواج المتعاقبة. وبالتالي يكون لدينا حالتين:

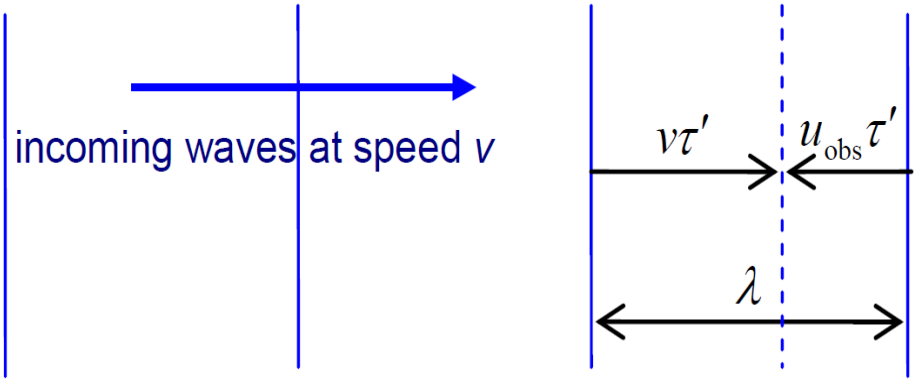
2ـ2ـ1: إذا كان المراقب يقترب من المصدر:

عندما يتحرك مراقب بسرعة v_L مقتربا من مصدر تردده f_s فانه سيقابل الأمواج القادمة في الاتجاه المعاكس، حيث أن سرعة هذه الأمواج v ، الشكل (8) :



الشكل (8): يوضح حالة مراقب يقترب من مصدر ثابت

لنفرض أن التقاء القمم المتعاقبة يتم بفواصل زمنية T´، فخلال هذا الزمن يكون المراقب قد اقترب مسافة (v_L.T´)، والأمواج القادمة من المصدر بسرعة تساوي سرعة الصوت تكون قد انتقلت مسافة (v .T´) لملاقاة الموجة القادمة من المراقب، وبالتالي المسافة بينهما تساوي λ، الشكل (9):



الشكل (9):مراقب يتحرك بسرعة v_L باتجاه موجات قادمة بسرعة v من مصدر ثابت، التقاء القمم المتعاقبة يتم بفواصل زمنية (T´)

من الشكل (9) نلاحظ أن :

$$\lambda = v_L.T' + v.T' \Rightarrow \lambda = (v_L + v).T' \Rightarrow T' = \lambda / (v_L + v)$$

وبالتالي التردد الذي يسمعه المراقب f_L يكون:

$$f_L = 1/T' = 1/[\lambda/(v_L+v)] = (v_L+v)/\lambda \quad ; \quad \lambda = v/f_S$$

$$= (v_L+v)/(v/f_S) = f_S.[(v_L+v)/v] = f_S.[1 + v_L/v]$$

$$\Rightarrow \quad f_L = f_S.(1 + v_L/v)$$

حيث : v_L سرعة المراقب، v سرعة الصوت، f_S تردد المصدر، f_L التردد بالنسبة للمراقب

نلاحظ أن: $f_L > f_S$ أي أن التردد الذي يسمعه المراقب أكبر من تردد المصدر

2ـ2ـ2: إذا كان المراقب يبتعد عن المصدر:

في هذه الحالة يكون لدينا :

$$\lambda = v.T' - v_L.T' \Rightarrow \lambda = (v - v_L).T' \Rightarrow T' = \lambda / (v - v_L)$$

وبالتالي التردد الذي يسمعه المراقب f_L يكون:

$$f_L = 1/T' = 1/[\lambda/(v-v_L)] = (v-v_L)/\lambda \quad ; \quad \lambda = v/f_S$$

$$= (v-v_L)/(v/f_S) = f_S.[(v-v_L)/v] = f_S.[1 - v_L/v]$$

$$\Rightarrow \quad f_L = f_S.(1 - v_L/v)$$

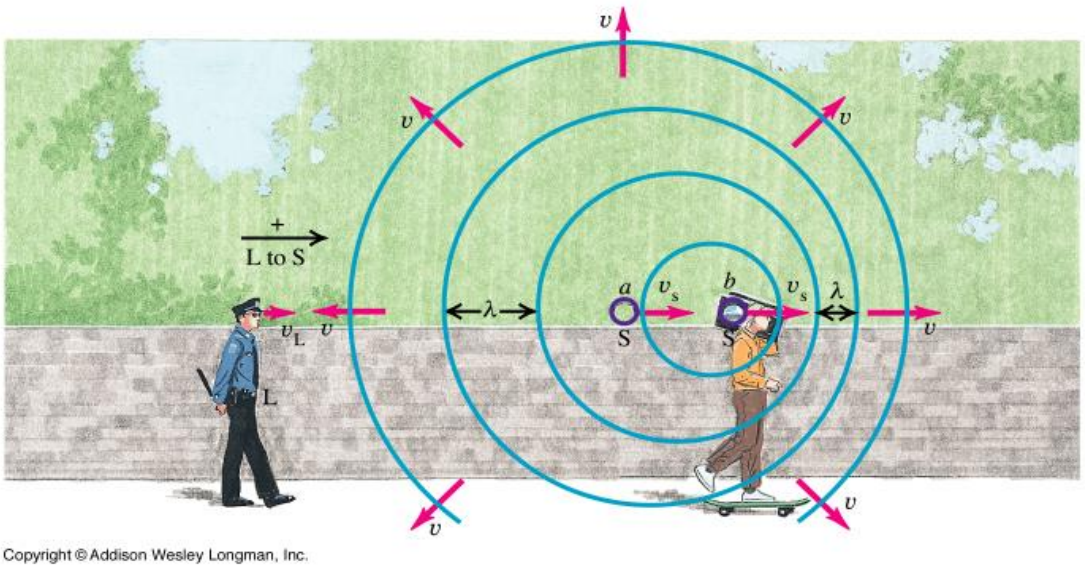
حيث : v_L سرعة المراقب، v سرعة الصوت، f_S تردد المصدر، f_L التردد بالنسبة للمراقب

نلاحظ أن: $f_L < f_S$ أي أن التردد الذي يسمعه المراقب أصغر من تردد المصدر

2ـ3: حالة مصدر متحرك ومراقب متحرك:

انطلاقا من المفاهيم السابقة واعتمادا على الشكل(10) يكون :

$$f_L = f_S \frac{V \pm v_L}{V \pm v_S}$$



الشكل (10): يوضح حالة مصدر متحرك ومراقب متحرك

إذا كان كل من المراقب والمصدر يقتربان من بعضهما البعض فإننا نستخدم ($+v_L$) من أجل المراقب و ($-v_S$) من أجل المصدر وبالتالي التردد الذي يسمعه المراقب f_L يكون :

$$f_L = f_S . [(v + v_L)/(v - v_s)]$$

نلاحظ أن: $f_L > f_S$ أي أن التردد الذي يسمعه المراقب أكبر من تردد المصدر.

أما اذا كان كل من المراقب والمصدر يبتعدان عن بعضهما فإننا نستخدم ($-v_L$)من أجل المراقب و ($+v_S$) من أجل المصدر وبالتالي التردد الذي يسمعه المراقب f_L يكون :

$$f_L = f_S . [(v - v_L)/(v + v_s)]$$

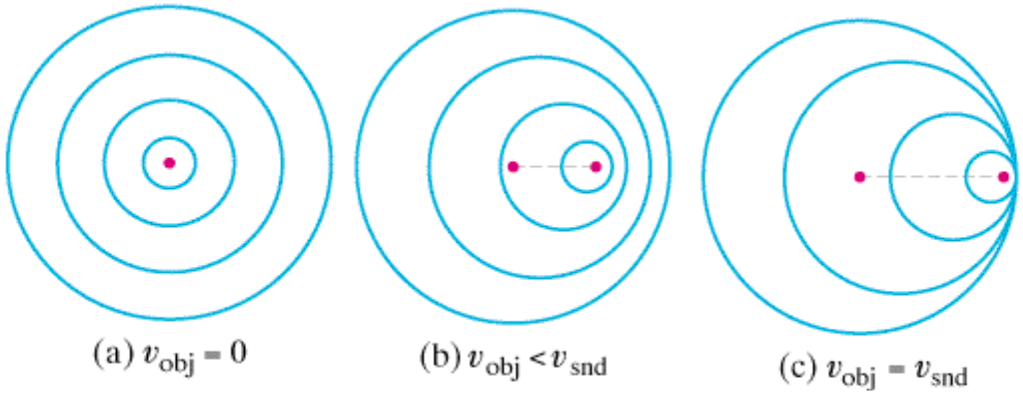
نلاحظ أن: $f_L < f_S$ أي أن التردد الذي يسمعه المراقب أصغر من تردد المصدر.

2.4:الأمواج الصدمية ودوي اختراق جدار الصوت:

درسنا سابقا الأمواج الناتجة عن مصادر متحركة بسرعة أقل من سرعة الصوت، ورأينا أن تردد الصوت المسموع يكون أكبر من التردد الحقيقي إذا كان المصدر الصوتي يتحرك مقتربا من المراقب، لكن هنالك ظاهره غريبة تحدث، الشكل (11)، فعندما تقترب سرعة المصدر الصوتي من سرعة الصوت أو تصبح مساوية لها حيث سنجد من العلاقة :

$$f_L = f_S .[(v + v_L) / (v + v_S)]$$

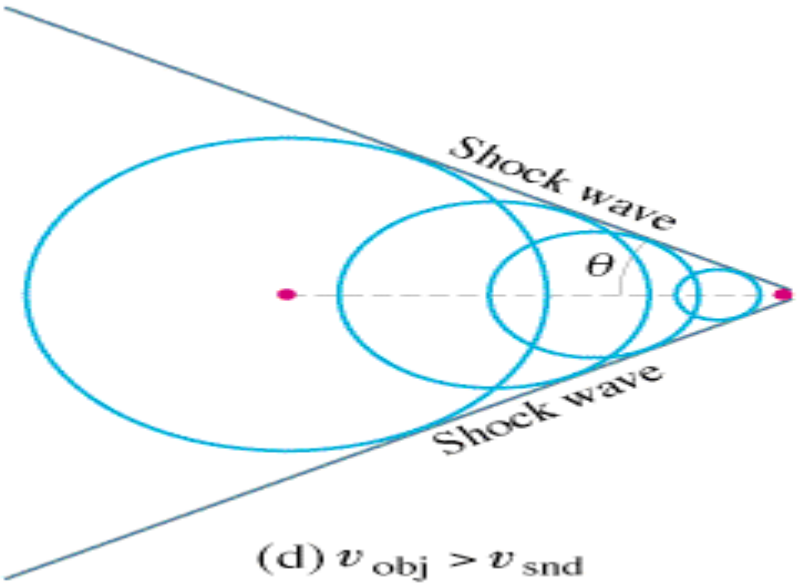
أن تردد الصوت سيقترب من اللانهاية، وهذا يعني أن عددا لا نهائيا من الأمواج سوف تصل إلى المراقب في وقت قصير جدا ويفهم ذلك بالرجوع إلى الشكلين (10 و 6).



الشكل (11): يوضح الأمواج الصادرة عن المصدر الصوتي عندما:

(a) المصدر ثابت، (b) يتحرك بسرعة أقل من سرعة الصوت ، (c) يتحرك بسرعة تساوي سرعة الصوت

أما عند الحركة بسرعة أكبر من سرعة الصوت (أمواج فوق صوتية) عندئذ تتقاطع جبهات الأمواج مع بعضها البعض باتجاه حركة المصدر، الشكل (12)، وتتراكم الاضطرابات الهوائية الناتجة عن حركة المصدر مكونة الموجه الصدمية والتي هي عبارة عن منطقة مكثفة جدا بالطاقة الصوتية، ويعتمد الشكل الحقيقي للموجة الصدمية على سرعة المصدر وبشكل عام الموجة الصدمية تغطي سطح مخروط يحصر بداخلة طاقة هائلة تسمى موجة الصدم .



الشكل (12) : مصدر متحرك بسرعة أكبر من سرعة الصوت، تشكل أمواج صدمية .

تتشكل لدينا زاوية بين سطح المخروط وخط حركة المصدر تسمى زاوية ماخ وتعطى بالعلاقة التالية:

$$\sin Ø = V_s / V_0$$

حيث: V_0 سرعة المصدر، V_s سرعة الصوت.

نلاحظ من هذه العلاقة أن زاوية المخروط تقل عندما تصبح سرعة المصدر أكبر من بكثير من سرعة الصوت، وتسمى النسبة V_s / V_0 بعدد ماخ، ويستخدم هذا العدد للدلالة على ما تزيد به سرعة المصدر عن سرعة الصوت. فمثلا اذا كان هناك مصدرا للصوت يتحرك بسرعة 2mach هذا يعني أنه يتحرك بسرعة تساوي ضعفي سرعة الصوت.

*** تطبيقات عدديه:**

[1] ـ تصدر صفارة إنذار ثابتة أمواج صوتية بتواتر قدرة f=1000 Hz، والمطلوب:

تحديد التواتر الذي يتلقاه سائق سيارة في حالتي الاقتراب والابتعاد عن صفارة الإنذار مع العلم أنة يتحرك بسرعة قدرها $v_L = 15$ m/s، وسرعة الصوت في الهواء $v = 340$ m/s .

الحل :

في حالة الاقتراب من المنبع الصوتي :

$$f_L = f_S .(1 + v_L / v) = 1000 \times (1 + 15/340) = 1044 \text{ Hz}$$

نلاحظ هنا أن: $f_L > f_S$ أي أن التردد الذي يسمعه المراقب أكبر من تردد المصدر

في حالة الابتعاد عن المنبع الصوتي :

$$f_L = f_S .(1 - v_L / v) = 1000 \times (1 - 15/340) = 956 \text{ Hz}$$

نلاحظ هنا أن: $f_L < f_S$ أي أن التردد الذي يسمعه المراقب أصغر من تردد المصدر

[2] ـ تصدر صفارة الإنذار لسيارة إسعاف متحركة أمواجا صوتيه بتواتر 2000 Hz والمطلوب: أوجد قيمة التواتر الذي يتلقاه شخص يسكن في منزل تمر بجانبه السيارة وذلك في حالتي الاقتراب والابتعاد مع العلم أن السيارة تسير بسرعة قدرها $v_L = 20$ m/s، وسرعة الصوت في الهواء $v = 340$ m/s .

الحل :

في حالة الاقتراب من المراقب:

$$f_L = f_S . [v /(v - v_s)] = 2000 \times [340/(340-20)] = 2125 \text{ Hz}$$

نلاحظ هنا أن: $f_L > f_S$ أي أن التردد الذي يسمعه المراقب أكبر من تردد المصدر

في حالة الابتعاد عن المراقب:

$$f_L = f_S . [v /(v + v_s)] = 2000 \times [340/(340+20)] = 1888 \text{ Hz}$$

نلاحظ هنا أن: $f_L < f_S$ أي أن التردد الذي يسمعه المراقب أصغر من تردد المصدر.

4. تطبيقاته:

يستخدم مفعول دوبلر في العديد من المجالات فيستخدم في مجال الملاحة الفضائية و مجال قياس سرعة السيارات و علم الفلك و المجال العسكري وفي المجال الطبي.

- ففي المجال الطبي يستخدم في تقنية تخطيط القلب:

تخطيط دوبلر لصدى القلب هو وسيلة للكشف عن اتجاه وسرعة نقل الدم داخل القلب والأقنية القلبية، ويمكن أن تستخدم هذه التقنية للكشف عن قصور صمامي القلب وتضيقهما وكذلك كشف عدد كبير من التدفقات الغير طبيعية.

نعتمد في طرق دوبلر على توسيع نطاق استخدام الموجات فوق الصوتية في تقييم حالات التدفق الطبيعية والغير طبيعية للدم.

- سابقا كان يتم تحديد الأمراض من خلال سماعة الأذن الطبية وذلك بسماع ترددات الأصوات الناتجة عن ضغط الدم في الشرايين حيث يتم تضخيمها من خلال هذه السماعة كي نستطيع سماعها وبالتالي تحديد المنطقة المصابة. ولكن بهذه الطريقة التقليدية لا نستطيع أن نحدد أمراض الأطفال بشكل دقيق وذلك

بسبب عمرهم وحجمهم حيث أن الإشارة التي يتم سماعها تعاني من التشويش وعدم الدقة .فبتقنية دوبلر تمكنا من الكشف عن هذه الأمراض بدقة، واستطعنا أن نتجاوز مشاكل العمر والحجم.

4ـ1:مبدأ دوبلر ودراسة التدفقات القلبية:

4.1.1:أنماط تدفق الدم:

تدفق الدم خلال القلب والأوعية الدموية الكبرى لديه بعض الخصائص التي يمكن قياسها باستخدام أجهزة دوبلر مصممة للاستخدام الطبي.

يعتمد تخطيط دوبلر لصدى على قياس التغير النسبي في تردد الموجات فوق الصوتية المرتدة بالمقارنة مع تردد التي تم إرسالها.إذ أن الزمن الذي تستغرقة الموجة الصوتية للوصول إلى خلية الدم الحمراء هو (T) فزمن عودتها (2T) أي زمن ذهاب وإياب.

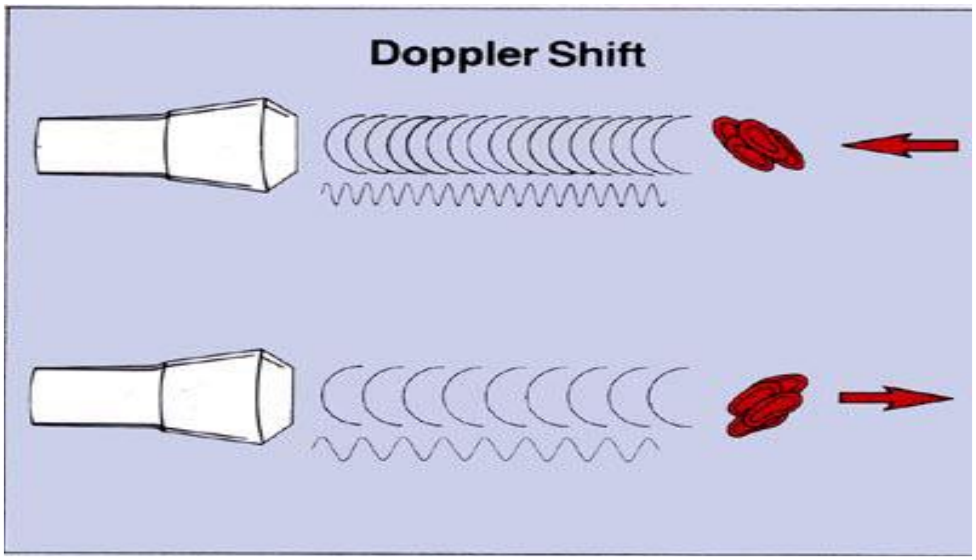
اعتمادا على التغيرات النسبية للترددات العائدة، نظام تخطيط دوبلر لصدى القلب يمكننا من قياس خصائص اتجاه، وسرعة التدفق المضطرب، هذا يتيح للفاحصين التمييز بين أنماط التدفق العادية (الصفحية أو الطبقية)، وغير العادية (المضطربة).

أنظمة دوبلر تعتمد كليا على التغييرات في ترددات الموجات فوق الصوتية المرسلة التي تنتج عن الالتقاء لجبهة الموجة مع خلايا الدم الحمراء المتحركة .

الشكل(16)، يظهر محول طاقة على اليسار ينبعث منه تردد معين من الموجات فوق الصوتية نحو اليمين وإلى الأنسجة.

الموجات فوق الصوتية التي تنتقل تواجه مجموعة من خلايا الدم الحمراء تتحرك باتجاه محول الطاقة، وتنعكس مرة أخرى على ترددات أعلى من تلك التي تم إرسالها منتجة إزاحة دوبلر موجبه أي الحصول على ترددات أعلى.

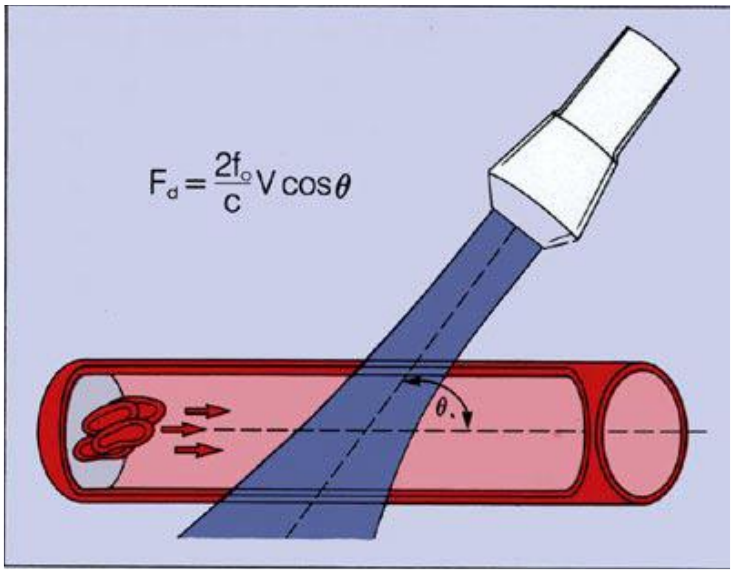
يحدث تأثير معاكس عندما تواجه الموجات فوق الصوتية مجموعة من خلايا الدم الحمراء التي تتحرك مبتعدة عن محول الطاقة والنتيجة هي عودة تردد أقل من التردد المرسل . منتجة إزاحة دوبلر سالبه أي الحصول على ترددات أقل.



الشكل (16): من أجل تردد معين للموجات فوق الصوتية المنقولة ، سيكون التردد العائد أعلى إذا كانت خلايا الدم الحمراء تتحرك باتجاه محول الطاقة وأخفض إذا كانت خلايا الدم الحمراء تتحرك مبتعدة عن محول الطاقة.

4-1-2:معادلة دوبلر:

يمكن التعبير عن تأثير دوبلر في الأنسجة كمعادلة كما هو مبين في الشكل (17).



الشكل (17): يوضح معادلة دوبلر لقياس الإزاحة في التردد

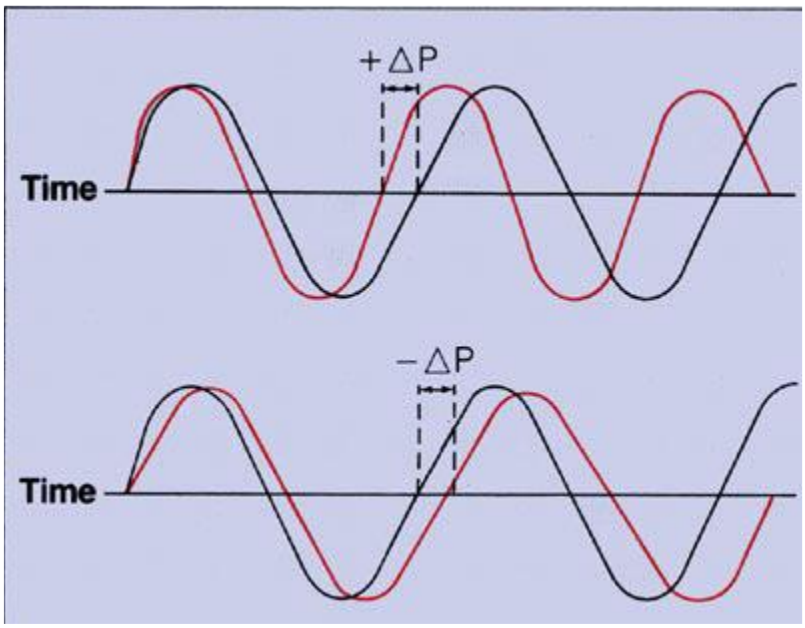
فإن تردد دوبلر (Fd) يعتمد على كل من التردد المنقول (F_O) وسرعة الدم المتحرك (V).

هذا ويسمى هذا التردد العائد "إزاحة التردد" أو "إزاحة دوبلر "وإلى حد كبير يعتمد على الزاوية بين شعاع الموجات فوق الصوتية ـالتي تنتقل من محول الطاقة ـ و خلايا الدم الحمراء المتحركة . حيث سرعة الصوت في الأنسجة ثابتة وتساوي (1540 m/sec) وهذا جزء هام في معادلة دوبلر.

3ـ1ـ4:اتجاه وسرعة التدفق:

إن تأثير دوبلر يوفر أسلوب يستخدم لقياس اتجاه وسرعة خلايا الدم الحمراء المتحركة حيث ان نظام دوبلر يقارن شكل الموجة المرسلة مع شكل الموجة الواردة عند تغير التردد كما هو مبين في الشكل(18). وهذه تسمى "إزاحة الطور" ويتم تحديدها تلقائيا من خلال جهاز دوبلر.

إذا كان التردد العائد أعلى من التردد المرسل (ΔP +) يسمى التدفق " إزاحة دوبلر موجبة " إذا كان التردد العائد أقل من التردد المرسل (ΔP -) يسمى التدفق " إزاحة دوبلر سالبة" .



الشكل(18):يتم مقارنة إزاحات الطور للترددات العائدة مع الترددات التي تنتقل في نظام دوبلر .التحولات الإيجابية (الشكل العلوي) ، والتحولات السلبية (الشكل السفلي)

ويمكن اعتبار جهاز دوبلر كعداد للسرعة معقد يهدف إلى الكشف عن حركة الخلايا الحمراء أي تدفق الدم وقياس سرعته.والمهم هو أن ندرك العملية التالية :

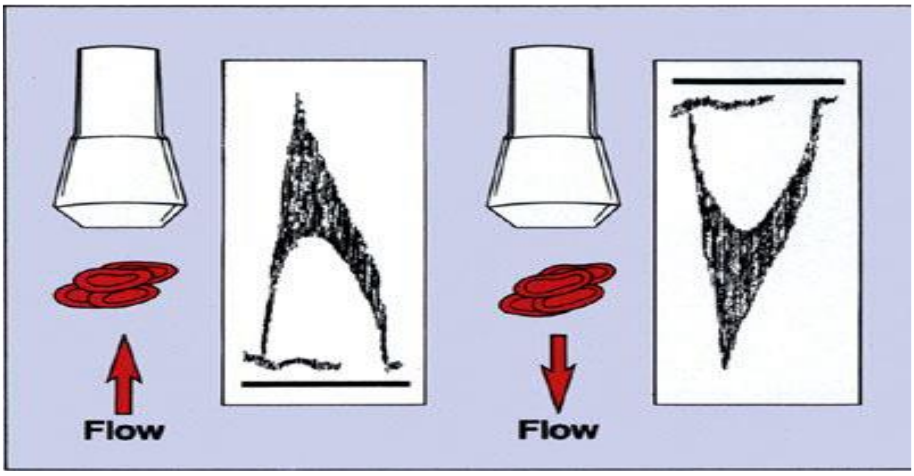
إزاحة تردد ← معادلة دوبلر ← بيانات سرعة

جميع أنظمة دوبلر لديها مخرجات صوتية والاستماع إلى هذه مفيد جدا خلال فحص دوبلر .فالسرعات المتغيرة، (الترددات)، يتم تحويلها إلى أصوات مسموعة وبعد بعض المعالجة تنبعث ـ من مكبرات صوت موضوعه داخل الجهازـ أصوات عالية التردد تنجم عن إزاحات كبيرة وتشير إلى وجود سرعات عالية، في حين أن الأصوات المنخفضة تكون ناتجة عن إزاحات صغيرة وتشير إلى وجود سرعات صغيرة.

ويسمح لنا الخرج الصوتي التمييز بسهولة بين التدفق الصفحي (الطبقي) والتدفق المضطرب .التدفق الصفحي ينتج على نحو سلس و ومتوازن وذلك بسبب أن سرعته واحدة، أما في حالة التدفق المضطرب فإنه يحدث بسبب وجود العديد من السرعات المختلفة.

خرج الصوت الدوبلري، في المقابل، هو عرض صوتي من طيف إزاحة تردد دوبلر التي تنتجها خلايا الدم الحمراء التي تسير في مسار شعاع الموجات فوق الصوتية.

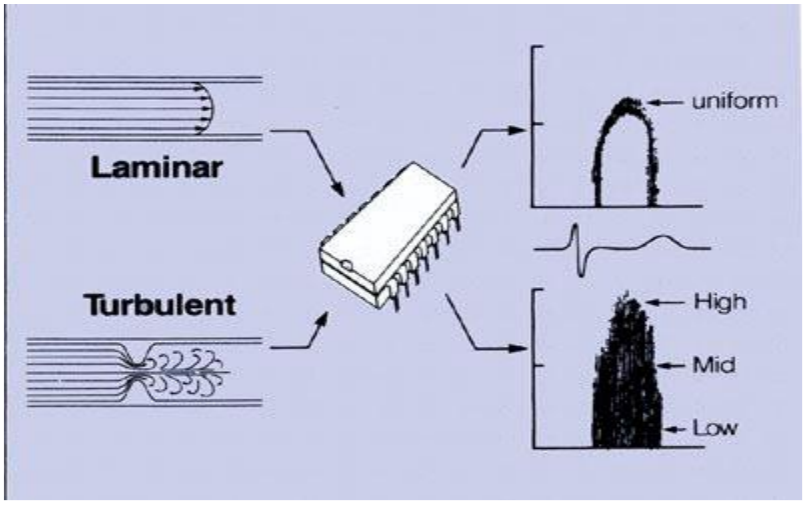
يتم عرض سرعة التدفق نحو محول طاقة (صاعده) باعتبارها إيجابية، بينما يتم عرض سرعة التدفق مبتعدا عن المحول (هابطه) باعتبارها سلبيه ، كما في الشكل (19).



الشكل (19): التمثيل التخطيطي لخرج سرعة التدفق .يتم عرض التدفق باتجاه محول الطاقة فوق خط الأساس، و يتم عرض التدفق مبتعدا عن المحول تحت خط الأساس

عندما يكون التدفق صفحي فإن جميع خلايا الدم الحمراء تتسارع وتتباطىء في نفس السرعة، ويتم تسجيل صورة طيفية من هذه السرعات المتماثلة مع مرور الوقت. الشكل (20).

أما عندما يكون التدفق مضطرب فإن خلايا الدم الحمراء يكون لها سرعات مختلفة يتم اكتشافها وفي مثل هذه الاضطرابات يكون لدينا سرعات منخفضة، متوسطة، وعالية.



الشكل (20):يظهر الطيف الناتج عن سرعات التدفق في حالة التدفق الصفحي (الشكل العلوي)، والتدفق المضطرب (الشكل السفلي)

4.1.4: تأثير زاوية دوبلر :

علمنا سابقا أن معادلة دوبلر المستخدمة في عملنا هذا (في الأوعية) تعطى بالعلاقة التالية:

$$f_d = (2\ f_0/c).v.\cos Ø$$

حيث :f_d تردد دوبلر، f_0 تردد الموجة المنقولة إلى الأنسجة، vسرعة خلايا الدم المتحركة ، c سرعة الصوت في الأنسجة، Ø الزاوية بين الشعاع الوارد و شعاع حركة خلايا الدم. عندما تكون الأمواج الفوق صوتية موازية لخط تدفق الدم (cos Ø =1) فإن السرعة المسجلة ستكون حقيقية وليست المزاحة حيث أنه من العلاقة السابقة يكون لدينا :

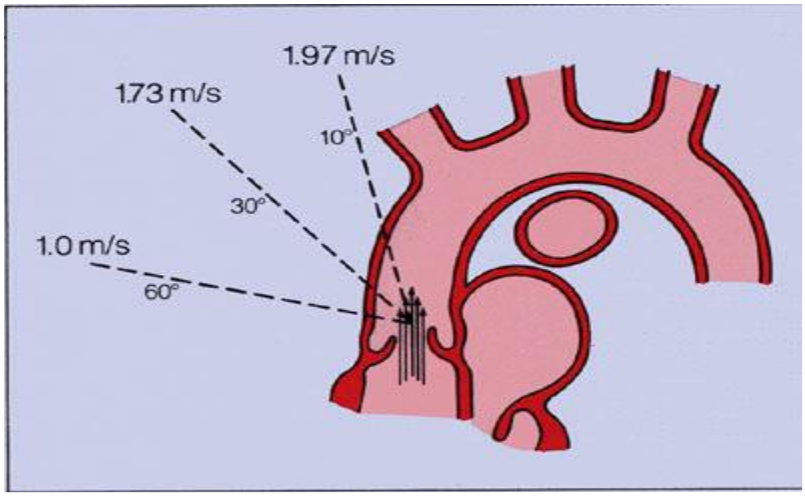
$$f_d = (2\ f_0/c).v$$

أما عندما تكون الأمواج عمودية على خط تدفق الدم (cos Ø = 0) فإن السرعة المسجلة ستكون معدومة:

$$f_d = (2\ f_0/c).v.\cos Ø = 0$$

يمكن الاعتماد على الزوايا الصغيرة في عملية تسجيل دوبلر حيث: ⟵ (0 1) cosØ =

فالزوايا العريضة تؤدي إلى خفض السرعة المقاسة مقارنة بالسرعة الحقيقة وبمزيد من التوازي لتدفق شعاع دوبلر فإن السرعة المنعكسة ستكون حقيقة ، الشكل(21):



الشكل (21): أهمية أن تكون موازية للتدفق عند الكشف عن التدفق عبر صمام الشريان الأبهر حيث سرعة العبور من الفتحة 2m/s، وبالانحراف 60 درجة عن وضع التوازي يسمح بتسجيل ذروة سرعة 1m/s، أكثر دقة

4-1-5:المزامنة بين التصوير ثنائي الأبعاد ودوبلر:

تستخدم كل من تقنية دوبلر والتصوير ثنائي الأبعاد الأمواج فوق الصوتية وبالتالي يمكن دمجهما في جهاز واحد، لكن لإنشاء صورة ما فإن ذلك يستغرق وقتا طويلا، فالوقت عامل حاسم، سنتحدث عن ذلك لاحقا.

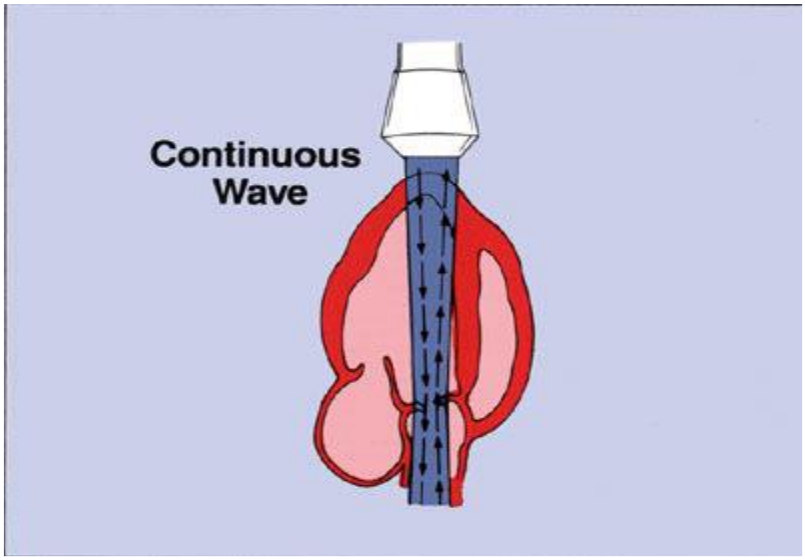
4-1-6:أمواج دوبلر المستمرة والنبضية:

هناك نوعان رئيسيان من أنظمة تخطيط دوبلر لصدى القلب، PW دوبلر و CW دوبلر، ويختلفان عن بعضهما في تصميم محول الطاقة وميزات التشغيل وإجراءات معالجة الإشارات وأنواع المعلومات المقدمة.

عادة عندما يريد أحد العاملين أن يعرف أين تقع منطقة معينة يحدث فيها تدفق غير طبيعي فإنه يستخدم PW دوبلر، أما عندما يريد قياس سرعة تدفق دم مرتفعة فإنه يستخدم CW دوبلر.

4-1-6-1:أمواج دوبلر المستمرة :

يعتمد على مبدأ إرسال واستقبال موجات فوق صوتية مستمرة، الشكل (22)، وميزة هذه الطريقة هي قدرتها على قياس سرعات الدم العالية بدقة، حيث أنه في الواقع يمكن لدوبلر أن يسجل أعلى السرعات في أي صمام وفي أمراض القلب الخلقية .

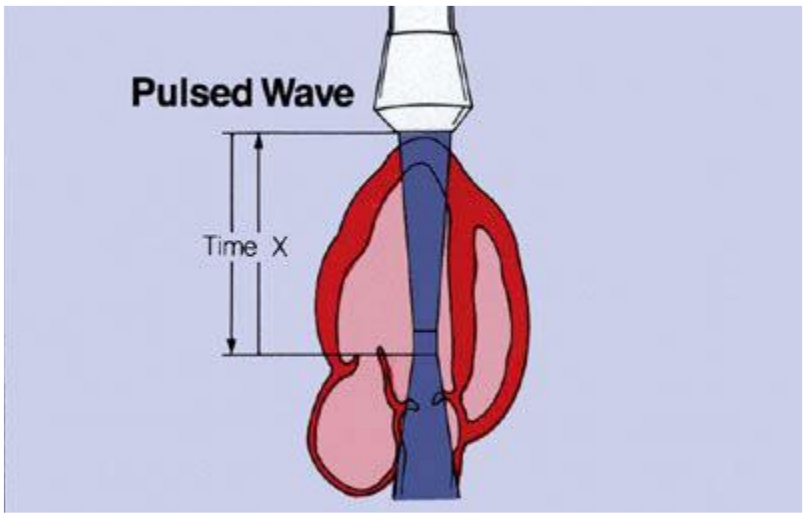


الشكل (22): في CW دوبلر، محول الطاقة (يرسل و يستقبل) باستمرار البيانات بالموجات فوق الصوتية

فمثلا عندما تتجاوز السرعة القيمة 1.5 m/s يكون هناك اضطرابات وبالتالي قياس السرعات العالية يسمح لنا بالتعرف على التدفق الغير طبيعي. لكن العيب الرئيسي في هذه الطريقة هو عدم وجود قدرة انتقائية للخلايا أو تمييز للعمق لأن إرسال واستقبال أمواج مستمرة بين مصدرين رئيسيين يعطي في الخرج بيانات لكل الخلايا الحمراء التي انعكست الأمواج فوق الصوتية عنها.

4-1-6-2:أمواج دوبلر النبضية:

يعتمد على مبدأ إرسال واستقبال موجات فوق صوتية نبضية. الشكل (23):



الشكل (23) :يوضح الموجات النبضية التي يرسلها محول الطاقة

ما يميز هذه الطريقة هو قدرتنا على الحصول على بيانات انتقائية لإزاحة دوبلر من جزء صغير على طول مسار الأمواج فوق الصوتية وأيضا حجم الخلية ومكانها.

عندما تنتقل الأمواج فوق الصوتية في الأنسجة لوقت محدد T تنعكس عن الخلايا الحمراء المتحركة وتعود إلى محول الطاقة خلال الفترة الزمنية نفسها لكن مع وجود تغير في التردد.

مجموع وقت العبور من وإلى المنطقة هو 2T حيث أن سرعة الأمواج فوق الصوتية ثابتة،

وهناك علاقة بسيطة بين الوقت الذي يستغرقه الانتقال ذهابا وإيابا مع موقع الخلية:

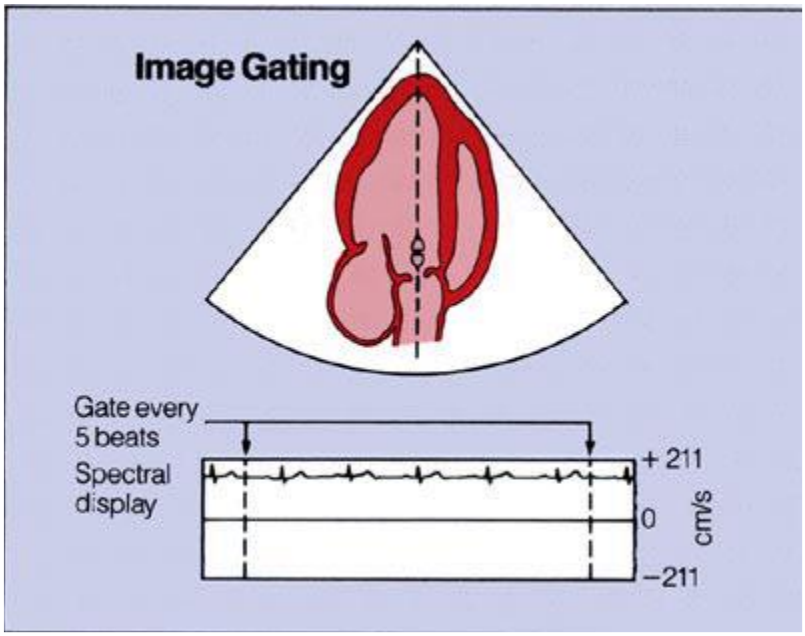
المسافة إلى العينة = سرعة الأمواج فوق الصوتية \ زمن انتقال ذهابا وإيابا

هذه العملية تتكرر من خلال إرسال واستقبال العديد من هذه الدورات خلال ثانية واحدة لذلك فان معدل النبضة تعتمد على آلية التوقيت للعينات التي تعكس البيانات من منطقة معينة.

تتم معايرة الخلايا كما يختاره المشغل (موقع محدد للخلية) وبالتالي فان ذلك يسمح لبيانات دوبلر فقط بالظهور في الخرج الناتج وتجاهل كل البيانات الأخرى.

هناك ميزة أخرى ل PW دوبلر وهي أنة نستطيع أن نحصل بالتناوب معه على صور ثنائية الأبعاد يمكن الاسترشاد بها.

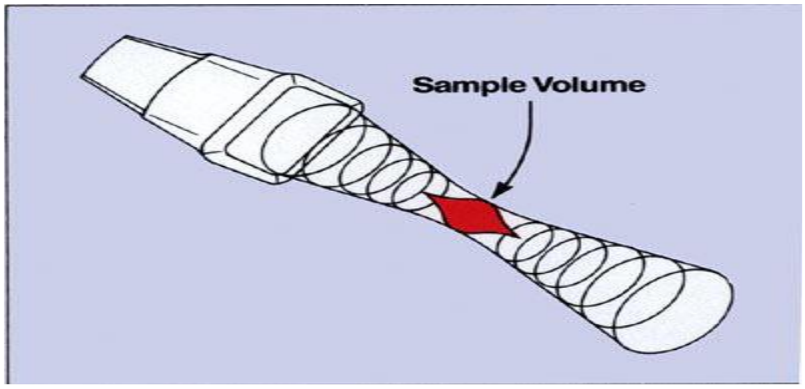
بما أن سرعة الأمواج فوق الصوتية ثابتة في الأنسجة لذلك لا يمكننا التصوير واستخدام دوبلر في وقت واحد. لذلك يتم ضبط وضع العينة والمؤشر في صورة ما عند الوقت الحقيقي ثم يتم تجميد الصورة ثنائية الأبعاد عندما يتم تشغيل دوبلر. مع معظم أنظمة التصوير فان دوبلر مبرمج بشكل متغير لكي يسمح بحدوث تطورات دورية للصورة الواحدة (حدوث مصفوفات من القيم الطورية) كل بضعة نبضات. الشكل (24).



الشكل (24):عندما يعمل PW دوبلر، فإنه يتسبب في تجمد الصورة ثنائية الأبعاد

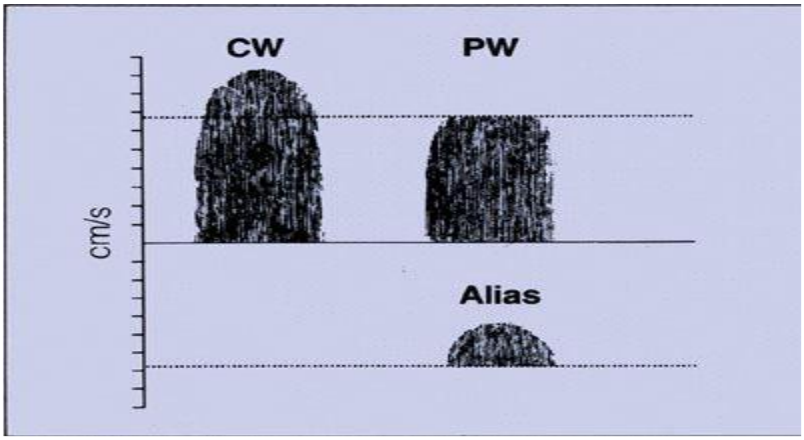
يتم تحديث الصورة بشكل دوري وتظهر عادة فارغة باعتبارها على الشاشة الطيفية (الخطوط المتقطعة).

في مصفوفات الأطوار فان معدل كل من الصورة ثنائية الأبعاد و خط الكثافة انخفضتا بشكل ملحوظ من اجل إتاحة وقت كاف ل PW دوبلر لأخذ قيم بشكل متتالي، وهذا ما يعطيه المظهر المتزامن معهما. حجم العينة هو في الحقيقة ثلاثي الأبعاد ويكون على شكل دفعة من شعاع الموجات فوق الصوتية الشكل (25).



الشكل (25):يظهر العينة في مجال محول الطاقة وكأنها دمعه ، وهي ثلاثية الأبعاد

المشكلة الرئيسية في PW دوبلر هي عدم قدرتها على قياس سرعة تدفق الدم العالية والتي يمكن أن توجد في أمراض معينة في القلب كمرض صمام القلب والأمراض الخلقية. هذا التقييد في قياس السرعات العالية معروف تقنيا باسم التعرجات ، الشكل (26) .

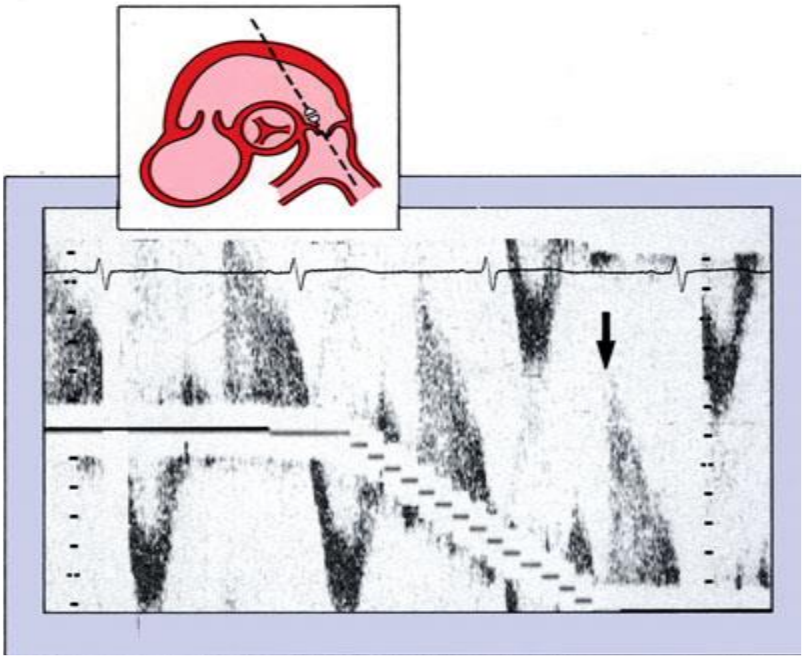


الشكل (26): يظهر قياس السرعات في PW دوبلر وCW دوبلر (القسم العلوي)، والتعرج في قيم السرعة (القسم السفلي)

النتائج تبين عدم قدرة PW دوبلر لتسجيل السرعة (1.5m/s---2m/s) عندما تقع العينة في مجال قياسة في القلب.

4.1.7:التحكم في التعرجات:

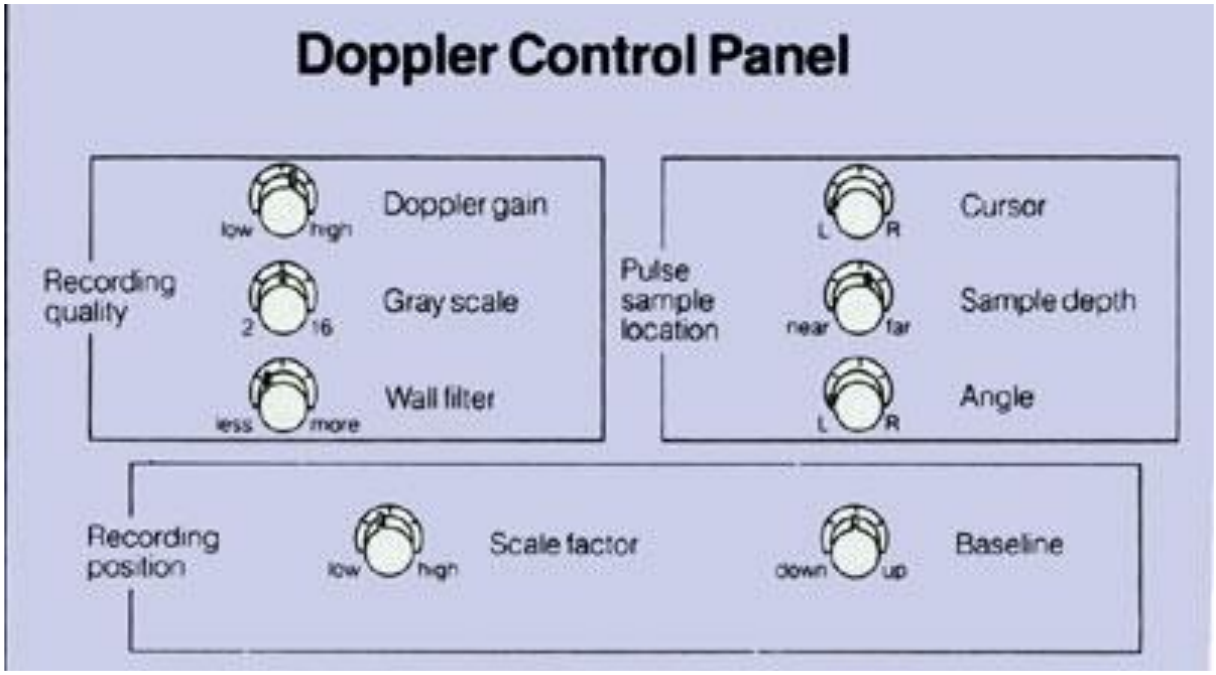
بما أن السرعات القصوى المسجلة في أي منفذ ـ يتدفق من خلاله الدم ـ مرتبطة بتردد محول الطاقة المستخدم فإننا يمكننا التحكم برؤية التعرجات وذلك من خلال خفض الخط الأساسي الشكل (27).



الشكل (27): الكشف عن قصور في الشريان الابهر بواسطة PW دوبلر لعينة موجودة في قناة ضمن البطين الأيمن .نقوم بتخفيض الخط الأساسي للكشف عن كامل الملف (لاحظ السهم)

4.1.8:لوحة تحكم دوبلر:

يحتوي هذا النموذج على ثمانية ضوابط أساسية وهي تنقسم إلى ثلاث فئات .الأولى هي مجموعة من الضوابط التي تؤثر على جودة تسجيل دوبلر (زيادة دوبلر، مقياس الرمادية، جدار التصفية) تنطبق على كل من CW دوبلر و PWدوبلر، والثانية هي الضوابط التي تغير مظهر عرض الرسوم البيانية (عامل المقياس ووضع المرجعية) وتنطبق أيضا على كل من CW دوبلر و PWدوبلر، المجموعة الثالثة تستخدم فقط في PW دوبلر حيث أنها تتعلق بحجم العينة (المؤشر، عمق وزاوية عينة) الشكل(28).

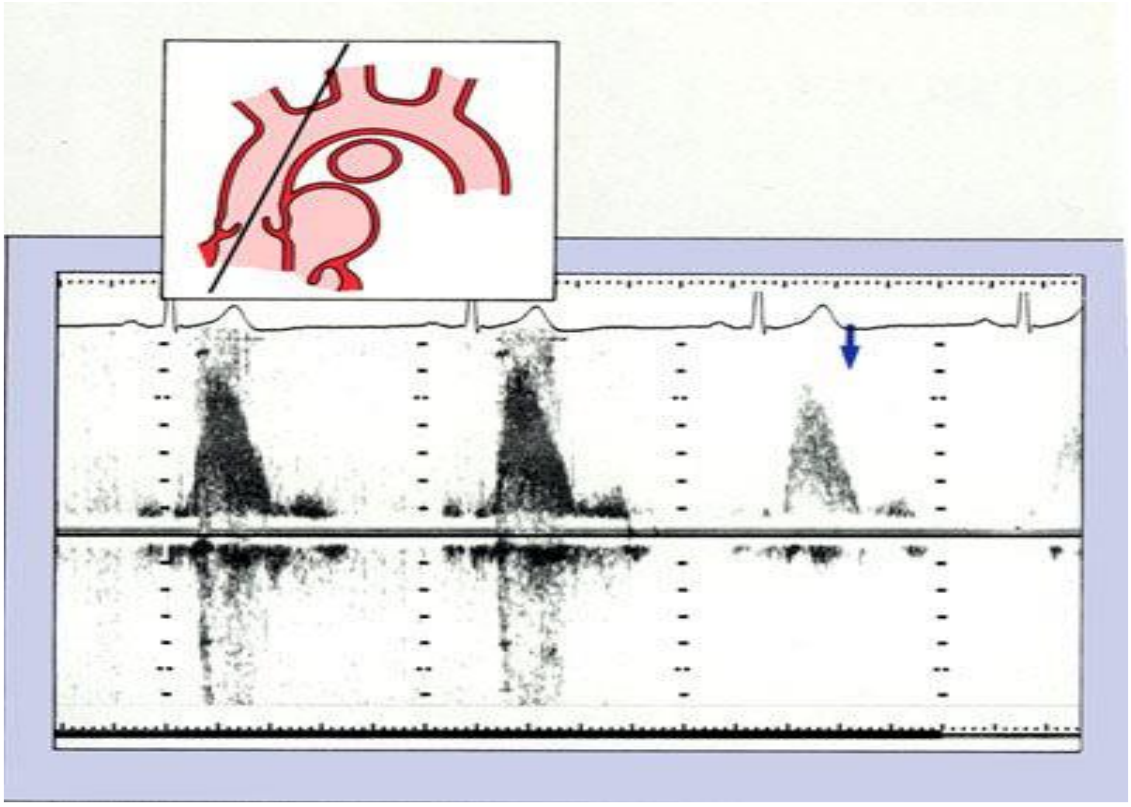


الشكل (28) : يوضح لوحة تحكم دوبلر

أ) ـ زيادة (ربح) دوبلر:

عنصر التحكم المهم في هذا المفعول هو عنصر زيادة أو إنقاص التناوب بين قيم تسجيلات دوبلر وبالتالي فان قوة إشارة دوبلر ستتغير وسيترجم ذلك على أنة تغير في شدة الصوت.

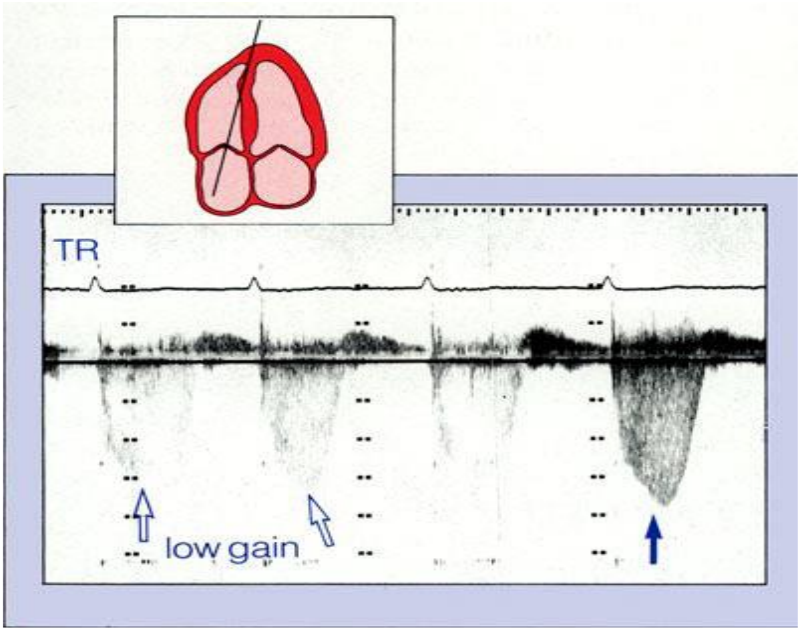
كمثال على ذلك قمنا بالتتبع الطيفي للشريان الأبهر وتم الحصول على التسجيلات من خلال فتحة من فوق القص. الشكل (29)، ويوضح أن سرعة التدفق الانقباضي تكون باتجاه محول الطاقة وتظهر بشكل تصاعدي هذا يعني أن التدفق صفحي.



الشكل (29): يبين المعدل في ظهور تسجيل السرعات الطيفي من أجل حالات ربح مختلفة (حالة مرتفعة، حالة حقيقية، حالة منخفضة)

من الشكل السابق ابتداءً من اليسار : الطيفيين الأول والثاني يظهر فيهما إعدادات زيادة مرتفعة ، ثم تقل الزيادة في الطيف الثالث، أما الطيف الرابع فهو غير مكتمل بسبب إعدادات زيادة منخفضة.

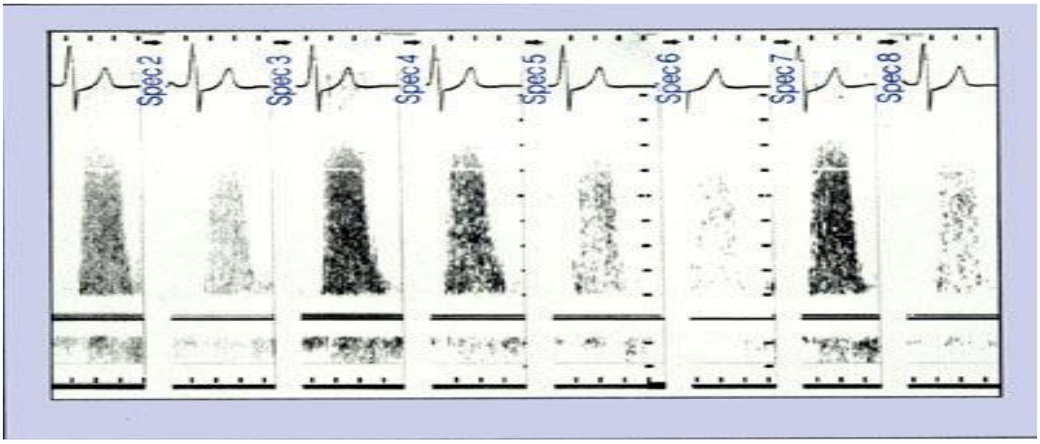
أما إذا كان تدفق الدم الانقباضي في حالة الابتعاد عن محول الطاقة الشكل (30) فمن أجل زيادة غير كافية فإن السرعة لن تظهر بشكل كامل على الملف وتكون السرعات بشكل سهام مفتوحة أما عند الزيادة إلى مستوى كافي فان خطوط الطيف تتوسع وذروة السرعة تبدأ بالظهور.



الشكل (30): ابتداءً من اليسار نلاحظ ظهور قمم غير واضحة أي أن الربح(الزيادة) منخفض وعلى اليمين نلاحظ قمة واضحة للسرعة أي زيادة في الربح

ب) ـ مقياس الرمادية:

هو أحد العناصر المستخدمة للكشف عن التغير في معدلات اللون الرمادي(الأبيض الأسود) وليس لها أي تأثير على الخرج الصوتي الدوبلري، فيتم أخذ سلسلة من الأطياف لتحديد الحالة المرضية بشكل أدق، الشكل (31)، نلاحظ في هذا الشكل أن مجموعة كاملة من السرعات الطيفية ليست موجودة (8,6,5,2,1) وفي هذه الحالة نعتمد في قياساتنا على (7,4,3).

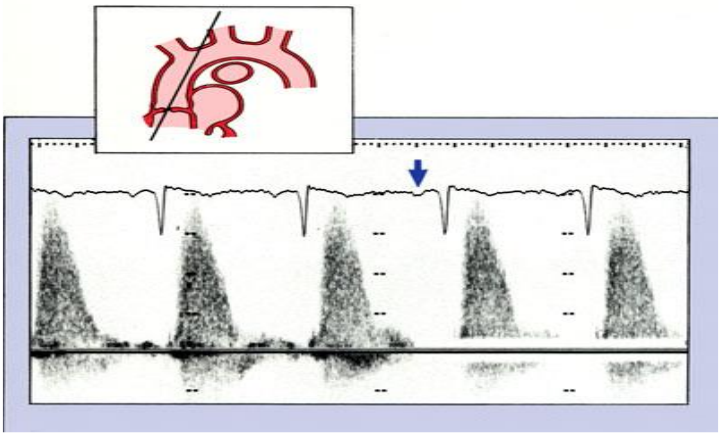


الشكل(31):يوضح تغير اللون الرمادي ما بين الأبيض والأسود من أجل ثمانية قيم مختلفة للسرعة

شدة السرعات يتم عرضها ضمن عملية التتبع الطيفي بقيم متفاوتة حسب شدة اللون الرمادي فالظلال الخفيفة تشير إلى أن هناك عدد أقل من خلايا الدم الحمراء التي تتحرك بسرعة ما مقارنة مع الظلال الغامقة والتي تشير إلى أن هناك عدد أكبر من خلايا الدم الحمراء التي تتحرك بنفس السرعة.

ج) ـ جدار التصفية:

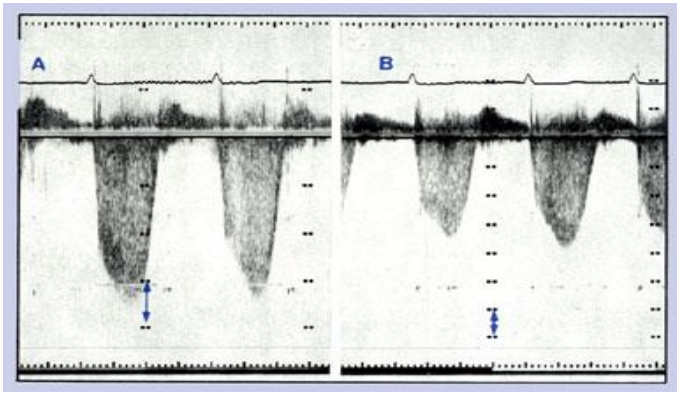
جميع أنظمة دوبلر لها جدار تصفية ، والذي يقوم بتحديد العتبة الدنيا لظهور الإشارة ، حيث يتم إزالة إشارات التردد المنخفضة من الشاشة، الشكل (32).



الشكل(32):يظهر التسجيل الطيفي ـ من الشق الذي فوق القص ـ لتضيق الشريان الأبهر، يشير السهم إلى أنه تمت إزالة الترددات المنخفضة

د) ـ خط الأساس:

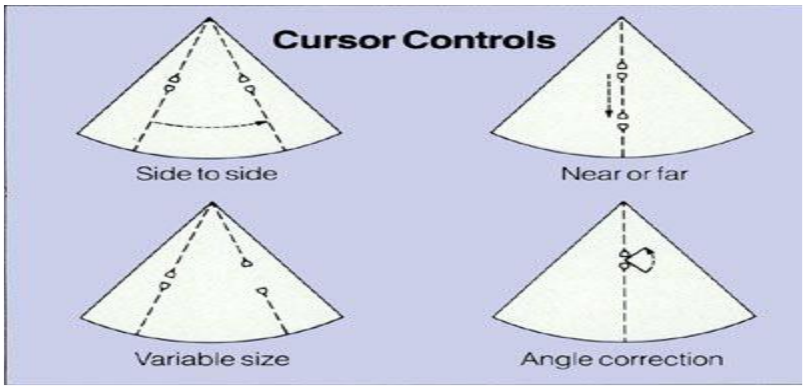
يتحكم في حدود السرعة التي يمكن عرضها في التسجيل الطيفي، الشكل(33)، ولا يؤثر على خرج الصوت ولكنه مهم لعرض الرسوم الطيفية بشكل دقيق.



الشكل (33):يوضح التسجيلات الطيفية للسرعة من أجل ضغط دم انبساطي غير طبيعي. يتم تنقل خط الأساس بين(A و B) .إذا تم الكشف عن إشارة مشبوهة فإنه يساعدنا على وضع خط أساس في أحد مواقعها المتطرفة (أعلى أو أسفل) وذلك لعرض أكبر قدر ممكن من السرعات الغير طبيعية

هـ) ـ موضع مؤشر النبض:

يسمح بتحريك شعاع دوبلر إلى اليسار واليمين داخل المسح الضوئي ثنائي الأبعاد، الشكل(34).



الشكل(34): يوضح آلية التحكم في شعاع دوبلر.

استخدام هذا المؤشر يسمح بتحديد موقع نبض العينة في منطقة ما ضمن القلب.

و) ـ عمق نبض العينة:

استخدام هذا التحكم مهم جدا في تحديد موقع الخلية بشكل دقيق وهذا يساعد في الكشف عن التدفقات الطبيعية والغير طبيعية.

ن) ـ تصحيح زاوية النبض:

يتم تصحيح زاوية النبض من خلال تعديل اتجاه تدفق دوبلر وبالتالي تتغير الحسابات الزاوية في معادلة دوبلر:

$$f_d = (2 f_0/c).v.\cos \varnothing$$

مما يعطي تقديرات مختلفة لسرعة التدفق ، هذا الاستخدام لا يغير في اتجاه شعاع دوبلر وشعاع الصوت.

إضافات مدرس المقرر