

# 1. 多普勒.

物体接受波的频率  $\nu = \frac{u}{\lambda}$ . 其中,  $u, \lambda$  均为 ~~物~~ Receptor 观察到的.

① 波源不动, 观察者动. (以靠近为例)

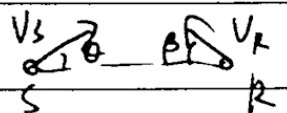
~~$\lambda_R = \lambda + V_R \cos \theta, \nu = \frac{u}{\lambda}$~~   $\lambda_R = \lambda - V_R$   $\nu = \frac{u + V_R}{\lambda} = \frac{u + V_R}{u} \cdot \nu_0$

$\therefore \nu = \frac{u + V_R}{u} \nu_0$

② Source 动, Receptor 不动. (靠近).

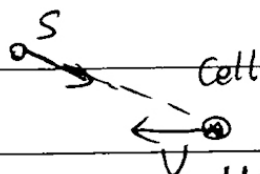
$\nu = \frac{u}{\lambda}$ , 显然  $u$  为波速, 在 R 看来不变, 而  $\lambda$  为相邻波峰之差.

$\lambda_R = \lambda - T \cdot V_S \Rightarrow \nu = \frac{u}{\lambda - T \cdot V_S} = \frac{u}{u - V_S} \cdot \nu_0$

③ 若有夹角  $\theta$   则用连线方向分量. 直接得到

$\nu = \frac{u + V_R \cos \theta}{u - V_S \cos \theta} \cdot \nu_0$

对于血流仪.



第一次, S 发出  $\nu_0$ , cell 接收  $\nu_1 = \frac{u + V \cos \phi_i}{u} \cdot \nu_0$

第二次, cell 散射的  $\nu_1$  的波被 S 接收.  $\nu_2 = \frac{u}{u - V \cos \phi_r} \cdot \nu_1$

$\therefore \nu_2 = \frac{u + V \cos \phi_i}{u - V \cos \phi_r} \cdot \nu_0 = \frac{(u + V \cos \phi_i)(u + V \cos \phi_r)}{u^2 - V^2 \cos^2 \phi_r} \nu_0$

一般  $u^2 \gg V^2$  ( $u \gg V$ )  $\therefore \nu_2 \approx [1 + \frac{V}{u} (\cos \phi_i + \cos \phi_r)] \nu_0$

$\Rightarrow \Delta \nu = \frac{V}{u} (\cos \phi_i + \cos \phi_r) \nu_0$

实际应用中  $\phi_i = \phi_r$ ,  $u, \nu_0$  已知,  $\Delta \nu = \frac{2 \cos \phi}{u} \cdot \nu_0 \cdot V = f(V)$

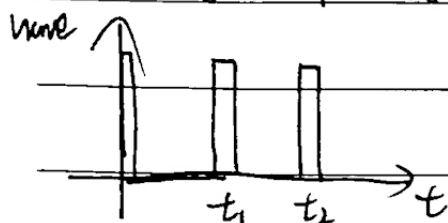
接受  $\nu_2$ , 求  $\Delta \nu$ . 得到  $V = f'(\Delta \nu) = \frac{\Delta \nu \cdot u}{2 \cos \phi} \cdot \frac{1}{\nu_0}$

## 2. A, M, B 超.

A超. 利用反射回波测一维深度~~和~~界面信息 (幅度调制回波).

在不同组织的界面, 由于声阻一般不同, 会发生声波反射.

记录到第一个反射时刻  $t_1$ , 说明第一个界面深度  $x_1 = \frac{1}{2}ut_1$



第二个界面深度  $x_2 = \frac{1}{2}ut_2$

两个界面  $OX = \frac{1}{2}u(t_2 - t_1)$

A超用  $ot$  测  $OX$ , 得到单个层面的深度方面

的界面分布, 是一维的.

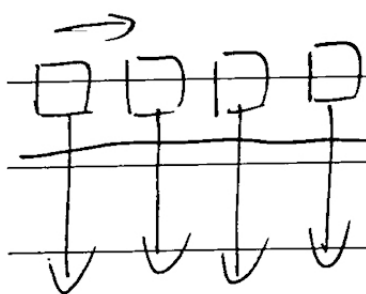
M超. 辉度调制回波, 用光点显示回波, 光点强弱表示回波幅值.

~~一~~一维连续时间扫描, 得到一系列界面 (垂直排列的亮点) 随时间的位~~置~~ (上下) 变化, 得到了某组织的动态过程. 得到的是

一维信息随时间变化

B超. 辉度调制回波, 光点强弱表示幅值.

很多探测器水平排布, 同时得到多个层面的界面分布



移动探测器可以得到更多层的信息

得到的是二维的界面分布信息

成像快, 也能用于动态成像.

