超音波の理学的特徴

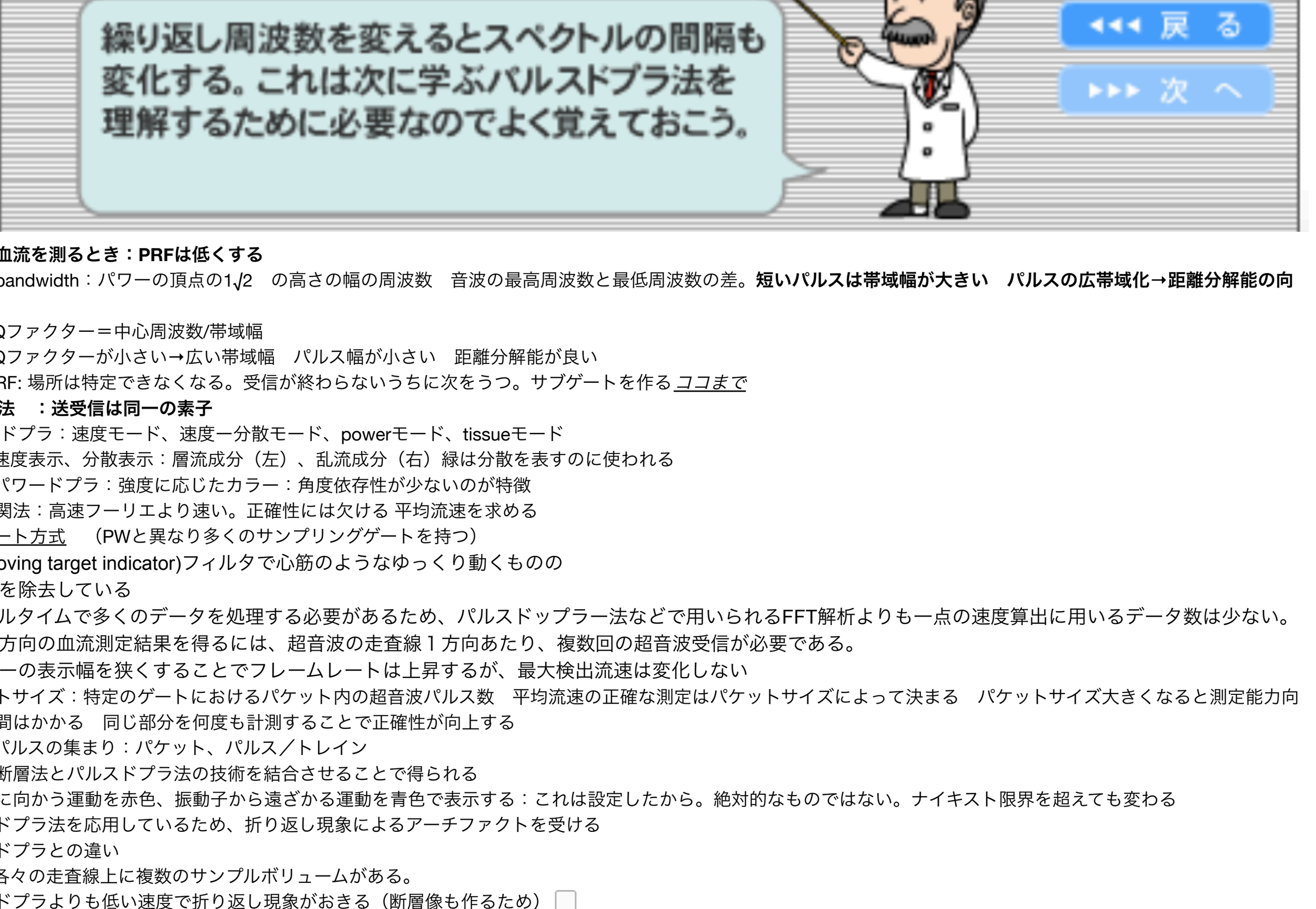
1. **覚える式**
    1. 周波数　＝　1/周期
    2. 繰り返し周波数(PRF)　＝　1/繰り返し周期
    3. パルス幅　＝　周期×波数
    4. **PRF×2×L(診断距離)　＝　c(音速)**
        1. 例：診断距離が25cmのとき、PRFは
        2. PRF　＝　1540(m/s) / 0.25(m)×2　＝　3000　＝　3KHz
    5. 周波数が高い：近距離音場が長い、減衰大きい、分解能は高い　：近距離に向いている　が　焦点深度は深い
2. **理学的特徴**
    1. 超音波：20000Hzより高い音波　耳で聞き取れるのは20-20000Hz 超音波装置で使用するのは2M–15MHz　（メガ＝100万）
    2. 振幅
        1. 音波の振幅はその最大音圧で示され音の強さとして認識される
        2. 音波の強度：振幅の２乗に比例。組織障害の能力に関連
        3. 音圧の程度は広範囲にばらつくので音波の振幅は2つの音波の振幅を対数スケールで比較するデシベル（dB）を使用する
        4. dB：音の変化度を表す単位＝ 10 log10 I/Ir = 10 log10 A2/Ar2 **= 20 log10 A/Ar**
            1. A：対象とする組織の音の振幅、Ar：基準対照となる音の振幅、I：音の強度、Ir：基準対照となる強度
            2. 音圧、振幅：dB＝20log(変化後／変化前)
            3. 強度、音響パワー：dB＝10log(変化後／変化前)
        5.

デシベルの差	倍率
0デシベル	1倍
6デシベル	2倍
10デシベル	3倍
20デシベル	10倍
40デシベル	100倍
60デシベル	1,000倍
80デシベル	10,000倍
100デシベル	100,000倍
120デシベル	1,000,000倍

        6. TEE最大出力強度は720W/cm2より小さく制限
        7. ALALA原則：出力はできる限り低くすべき
        8. 音波の大きさのパラメータ
            1. 振幅amplitude：音波の規模
            2. 音圧：音の振幅変化
            3. 強度intensity：エネルギー密度　ある時間内にある面積を通過する音のエネルギー
            4. 音響パワーacoustic power：音波からエネルギーが与えられた比率
            5. 強度、音響パワーは振幅、音圧の２乗に比例
    3. 周波数（f）（単位Hz）：1秒あたりの音波のサイクル数、臨床的には2 ~ 10MHzの周波数を用いる：圧電素子が薄いほど高周波数となる
    4. 波長（λ）：音波一つあたりの長さ
    5. 速度（m/s）：組織内での音速はおよそ1540 m/sである空気中330m/s, 骨4080m/s
        1. **生体中で１cmの距離を反射して帰ってくるまでに13μsかかる**
        2. 密度が低く、硬いほど速い
            1. 弾性は硬さと反比例するので弾性が高いほど遅い
    6. **v = λ x f**　λ = (1540 m/s) / f
        1. V= λ／T　V×T（周期）= λ　（波長）；速さ×時間＝距離
        2. 周波数と波長は反比例
        3. T：周期[ms]ひとつの波が終わるのにかかる時間　周波数とは逆数の関係
3. **組織との相互作用**
    1. **インピーダンスZ**
        1. **超音波が媒質を進む時の抵抗ー媒質が高密度だと高くなる　単位Rayl**
        2. 音響インピーダンスは物質の密度と速度の積。
        3. 吸収減衰とは直接の関係はない
        4. 固有インピーダンス：
            1. 骨が高い
            2. 空気は異様に低い
                1. インピーダンスの差が大きい反射しやすい→空気は反射係数１になりやすい→画像化苦手
    2. 反射（reflection）：超音波は均一の組織を伝搬して異なる音響特性（(音響インピーダンス)：音を透過させる程度）　をもつ別の組織に到達すると、一部はその組織の境界面でプローブへ向かって反射し、残りはその組織を透過する
        1. 反射率　R=（Z２–Z１）２／（Z１+Z２）２
        2. 正反射・・・ 超音波が平坦な表面を持った物体に当たった際に生じ、超音波ビームは境界面に向かう入射角と同じ角度で反射が生じる
        3. 散乱反射(scatter)(レイリー反射)・・・ 超音波が小さくて不整形の表面（赤血球7-10μmなど）に当たった際に生じ、あらゆる方向にビームが散乱して正反射よりもはるかに弱いエネルギーが反射してプローブに戻ってくる
        4. 位相：Z１＞Z２のとき逆の位相になる
        5. echo drop out :短軸像で中隔、側壁がみえなくなる；同じインピーダンスをすすむため、反射がないから
    3. 屈折（refraction）：アーチファクトに寄与。音速の違う物質に入射角が鋭角に入る場合屈折して進行する。＊密度には関係ない。
        1. 入射角が90°のときや音響インピーダンスが最小のときには屈折は起こらないため、エコービームを関心領域に直行にすることで屈折によるアーチファクトを最小限に抑えることができる
        2. 屈折の原理：スネルの法則
    4. 減衰（attenuation）：超音波信号が組織を通過することで散乱と吸収により送信強度の損失（減衰）が起こる：距離と周波数の高さに依存
        1. 減衰係数（dB/cm/MHz）：組織により異なる　**骨、空気が高い**　軟部組織、血液（水）は低い　満員電車、空いてる電車両方とも人を押し倒すのに力がいる。
            1. 減衰の程度：-減衰dB＝1/2×距離×周波（MHz）
            2. 周波数が高いと減衰大きい
                1. 例）
                    1. 20MHz ,深さ８cm
                        1. 減衰＝-１／２×8cm×２０(dB)z＝-80dB
                    2. このとき振幅は
                        1. –８０=20 logX
                        2. -4=logX
                        3. 10の-4乗＝X
        2. 散乱（dispersion）・・・ 細胞構造が不整であるため、散乱により超音波ビームは拡散する
        3. 吸収（absorption）・・・ 心臓の中で**摩擦力が超音波エネルギーを熱に変化させること**で起こる。信号の**周波数が高く**伝搬の距離が大きいほど吸収は大きい。
        4. 拡散：遠距離音場で広範囲に発散
    5. 周波数依存減衰：高周波数が減衰しやすいため、受信信号の中心周波数が低くなること
    6. 物質別の信号減弱理由
        1. 空気中：散乱、反射
        2. 骨；吸収、反射
        3. 軟部組織；吸週
    7. 共鳴周波数＝伝搬速度／2×厚さ
4. 超音波を作る装置
    1. 体表面に接触させる方から：（音響レンズ）／フェースプレート／圧電素子／バッキング剤
        1. 電極、圧電素子：振動を電圧に変換する　振動数は厚さに反比例
            1. 圧電効果：音響エネルギー→電気エネルギー
            2. 逆圧電効果：電気エネルギー→音響エネルギー
            3. 圧電物質：自然界；クォーツ、トルマリン　人工；じるこん酸チタン酸塩、チタン酸バリウム、チタン酸塩　ポリフッカピリニデン
            4. キュリー温度：それ以上になると圧電物質が恒久的に消極する　おおよそ300ー400度
        2. バッキング材：圧電素子の後方で振動を止める→パルス持続時間を短くすることで距離分解能をあげる
            1. 音響インピーダンスは圧電素子に限りなく近い
            2. 厚さはλ/4に設定されている
            3. 反射信号に対する振動子の感度は低下p
        3. 絶縁体
        4. フェースプレート（整合層）：振動が伝わりやすくする
            1. 圧電素子と生体の中間のインピーダンス
            2. 音響レンズも含まれる
            3. 厚さλ/4
    2. フォーカスを行わない時、焦点でのビーム幅は圧電素子の半分となる
    3. 振動子と振動子の間隔：エレメントピッチ
    4. 連続波ドプラ：振動子からの周波数＝圧電素子周波数
    パルスドプラ：圧電素子が薄いほど、伝搬速度が早いほど周波数が高い
    環状アレイ振動子：同心円状に圧電素子が配置。すべての深度に優れた方位分解能をもつ。フレームレートは低くなる
5. **超音波ビームの特徴**
    1. 超音波ビームは近距離音場と遠距離音場の二つの領域からなり、超音波エネルギーは近距離音場の領域内に集中するため強いエコーとなり良い画像が得られる
        1. 近距離（near field）＝フレスネルゾーン：焦点より近い
            1. near field clutter 圧電装置の振動が原因 近距離音場での構造物同定を妨げる
            2. 近距離音場の長さ＝振動子半径の二乗/波長=振動子半径の２乗×f/4c
                1. 振動子の直径の二乗、周波数に比例
            3. 近距離音場は　D(振動子口径)>>λ(波長)　の場合のみ形成される。
            4. D≦λ　のときは球面波だけの遠距離音場(Fraunhofer zone)のみになる。
            5. ・近距離音場での超音波はビーム内では球面波でなく平面波とみなしてよい。
            6. ・同一周波数で口径を変えた場合、口径が大きいほど…近距離音場は長くなり、深部の方位分解能を向上できる。
            7. だが、近傍の方位分解能は、ビーム幅が広くなるためかえって悪化する
        2. 遠距離音場（far field）＝フランフォファゾーン：焦点より遠い；ビームが拡散
            1. Dが大きいほど、広がりが小さくなる
            2. 焦点距離が短いほど発散は大きくなる
        3. Dが大きく、周波数が高いほど長い近距離音場と発散の少ない遠距離音場が実現できる
    2. 集束（focusing）＝集束点＝転移点
        1. 機械的集束：従来型手法
            1. 内部集束法：圧電素子自体を湾曲させる
            2. 外部集束法：音響レンズ等：変更できない
        2. 電子的集束法：フェーズドアレイを用いる
            1. フェーズドアレイ（phased array）：平行に並んだ電子素子の荷電する順番を変更することで電子的にビームを集束し、画像の質を上昇させることができる。
            2. 傾斜をつけることでステアリング、湾曲することで集束
        3. 集束は超音波ビームを狭くすることでこの部分の画像を良くするが、その先では広く発散してしまうため遠距離音場の画像が劣化してしまうという欠点がある
        4. 集束しているビームは伝導によって熱が放散しやすい
    3. 多段フォーカス：フォーカスを変えながら何回も送信　分解能があがる、　フレームレートが低くなる
    4. ダイナミックフォーカス：一回の送信、受信時にフォーカスを切り替えながら受信
    5. フォーカス可変口径：受診までの時間で口径を変える
    6. 送信フォーカスは２点にするとフレームレートが低くなる。受信フォーカスは多くのフォーカスでもフレームレート落ちない
6. 分解能　画像vs動き
    1. 距離分解能
        1. 同義：縦方向分解能、レンジ分解能、深さ分解能、ラジアル分解能
        2. ＝1/2×空間パルス長(波の数×波長)
        3. **波長が短い＝高周波**
        4. 短いパルス幅＝広い周波数帯域をもつパルス波
        5. 高周波の音波は減衰しやすいため深部のエコー像は劣化するという特徴がある
        6. 一般に距離分解能は方位スライス方向分解能よりも５０％以上高い質
    2. 方位分解能
        1. 水平面に並んだ物体において超音波ビームに直交する物体を識別する能力
        2. 同義：角分解能、横方向分解能、方位角分解能
        3. **ビーム幅が小さいほど良い**
            1. 方位分解能（△y）= d/2　≒　1.22λ/D×X
            d=ビーム幅　D=振動子の直径　λ=波長　X=距離
            2. **大口径振動子**
            3. **高周波(=波長が短い)**
            4. **距離が短いほど**
        4. **集束を行うことで高くなる**
    3. 厚み方向の分解能：probeの形　レンズに依存　アヌラ　マトリックスなどの特殊なプローブでしか変更できない
    4. **高い周波数、大きな振動子口径が高い分解能**
    5. 時間分解能：高いフレームレート
    6. range equation:振動子から反射体までの距離
7. **超音波の表示　断層法表示方式**
    1. Aモード（amplitudeモード）：物質までの距離を横軸にとり、反射したエコー信号の振幅を縦軸にグラフ上に表示する方法
    2. Bモード（brightnessモード）：反射エコー信号を点の明るさ（輝点）として表示する
    3. 断層法　Bモードの変法
        1. 複数本の超音波ビームを使用することで2次元画像が描出できる
        2. フレームレート
            1. T=N×2D/c　T:一枚の画像を描出する時間　N:走査線数（PRFが高いほど一定時間の走査線数は多い）　D:視野深度cm　c: 音速
            2. R=1/T　R：フレームレート
            3. R×D×N＝c/2
    4. Mモード（motionモード）：断面上のさらにある一直線上に注目し集めた一連のBモードの情報を表示することで、Bモードに時間的な情報を付加する。
        1. 画像を作る頻度は、フレームレート（１sec/往復伝搬時間）高い時間分解能
    5. B/Mリアルタイム表示：Bモードの途中に何回かに1回Mモードを取る　Bモードのフレームレートは減る
8. probeの種類
    1. 機械スキャン：安価
    2. 電子セクタ評価；走査振動子は直線に配列　タイミングで。＝フェーズドアレイ
        1. リニア電子スキャン：
            1. 平行：振動子が直線上に配列　下向きの円弧　いくつかの振動子ずつ駆動することでビームとする（ホイヘンスの原理）すこしずつ駆動する振動子をずらす　スイッチドアレイ方式
            2. 血管、産科
        2. セクタ電子スキャン：
            1. 振動子が直線上に配列　タイミングをずらすことでビームの方向を変えている　↑向きの円弧　狭いところから　奥に行くと方位分解能がわるい
            2. TEE、TTE
        3. コンベックス電子スキャン：振動子が凸状に配列　直線
        4. マトリックス
        5. アーク：弓状
        6. ラジアル：360度
9. 電子フォーカス　：駆動タイミングをずらすことでフォーカシングできる
    1. 送信フォーカス：１点　　　２．３点フォーカスをかけようとするならフレームレートが小さくなる
    2. 受信フォーカス：受信時に時相のずれを補正　フレームレートをさげずに複数点でフォーカスできる＝受信ダイナミックフォーカス
    3. 可変口径法：受信する深度に応じて振動子の口径を変える（浅いときは細く、深いときは太く）

ドプラ法

1. 概要
    1. ドプラ偏移：聞くことができる、-10kHzから10kHz velocity（速さ、方向）
    2. ドプラ方程式　変換してドプラ周波数偏移の代わりに血流速度を計算
        1. ドプラ偏移＝2×送信周波数×血流速度×cosθ/伝搬速度
        2. 角度依存性がある
            1. 臨床的には血流と超音波ビームは３０度以内（誤差１５％以内）
            2. ASなど早い血流を見るときには、１５％の誤差でも大きな過小評価となってしまう
    3. ドプラ法：受信信号→復調→高速フーリエ変換FFT→　速度演算
        1. 復調：送信周波数×受信周波数　ドプラ周波数偏移の抽出
        2. ＦＦＴ:ドプラ偏移周波数の値を分析　周波数を分離
    4. Htが増加すると信号が強くなる、　Htが高すぎると干渉によって信号が減少する（Ht＞30%）
        1. 貧血や多血症はドプラ診断の妨げとはならない
    5. 理想的な場所での信号：周波数が最も高く、強さも強い（音で聞いて判断できる）
    6. 綺麗なエンベロープ：境界が明瞭で、点が明るく、頂点が明瞭
2. ドプラモード
    1. スペクトラムドプラ： PW、CW
        1. X軸：時間　Y軸：血流速度　Z軸：ぐれーすけーる階調を示す
        2. 平均、最大、最頻周波数
        3. スペクトル波形の広がり：周波数偏移が広い範囲　乱流、サンプルボリュームが大きい、広いビーム幅
    2. カラードプラ：
        1. 速度モード
        2. パワーモード
        3. 組織ドプラ
3. 連続波ドプラ法（ CW）
    1. 電気的周波数＝送信周波数　（周波数は圧電素子から発生する周波数と同様）
    2. 血流速度の制限が少なく、高速血流測定が可能。どの位置かはわからない
    3. 送信用振動子と受信用振動子を分けることによって連続的に超音波を送受信でき、きわめて高速度の血流を正確に測定することができる（理論上、音速の1/2までの測定が可能、ASなどの速度測定に有用）7m/s以上測定できる
    パルスドプラが対象部分からの記録を得るのに対し、連続波ドプラはビーム経路に沿った全ての血流を検出する
    4. 深さは特定できない
    5. 高速フーリエ変換
    6. 振動子の種類：分割振動子タイプ、複合タイプ、ステアリングタイプ
    7. 連続波ドップラーでは、原理的にはエイリアシングは発生しないが、周波数分析(FFTなど)のサンプリング周波数(データを採取する頻度)が低いと、パルスドップラーと同様に、折り返しが発生する。
4. パルスドプラ法（PW）
    1. 血流速度に限界あり、血流信号の位置を判別可能
    2. 送信と受信用の振動子は単一であり、送信した音波が戻ってきた後に次の音波を送信する
    3. 送信出力は断層法や連続波ドプラより大きいパルス波を用いて送信と受信を交互に行なうため、任意の部位だけのドプラ情報が得られる
    4. 送信パルスと送信パルスの間隔をパルス繰り返し周波数（PRF）といい、周波数偏移の解析がこの繰り返し周波数に依存してしまうため、周波数検出に限界がある：
        1. 目的の深さまで往復してきたであろう時間に信号を受信。その後次のバーストを送信　深いところのサンプルボリューム＝PRFは小さくなる
        2. PRFが高いと受信までの時間が短くなるので、深いところまで画像ををつくれない
    5. パルスドプラ周波数は圧電素子の厚さに反比例、超音波伝搬速度に比例
    6. パルス幅は圧電素子の厚さに比例
    7. 単一ゲート方式
    8. 時分割スキャン：断層像をつくるのに２倍の時間がかかる
    9. FFT波形　：　線の太さ、輝度は速度の分布を表す　乱流は太く、輝度の低い線となる
    10. サンプルゲート幅　広げると見つけやすいが、幅がどんどん広くなる（サンプル内が均一の速さでないため）
    11. パルス繰り返し周波数（PRF）=1/パルス繰り返し周期
        1. ドプラ偏移Fd<1/2PRF 時計が１回まわる間に２回以上は観ないとわかんないよね！
        2. ナイキスト限界(最大検出ドプラシフト周波数)：パルス繰り返し周波数（PRF）の半分
        3. ナイキスト限界　Vmax=c×PRF/4cosθ×Fo
        4. 折り返し現象（エリアシング）を避けるために
            1. サンプルボリュームを浅いところに＝PRFを大きくする
            2. 参照周波数を下げる→Bモードの距離分解能が悪くなる　減衰は小さくなる
            3. cosθを大きく、血流と超音波の角度を大きくする→角度誤差が大きくなる
            4. ベースラインシフトをする
            5. ＊HPRF　何回も戻ってくる前に超音波を打ってしまう
        5. パルスドプラで検出可能なドプラ周波数偏移（ナイキスト限界）を超えた場合、逆流方向に折りかえって流速波形が表示され、これを「折り返し現象（エイリアシング）」という
        6. パルスドップラー法にて深さdで測れる最高速度
            1. Vmax=c×PRF/4cosθ×Fo
            2. d=c/2PRF
            3. **より　Vmax = (cの2乗)/8×f0×d×cosθ**
            4. 例）PRF＝６　F0=2.5 c=1530m/s 最大検出可能速度0.9m/s　最大視野深度＝13cm
        7.



    12. **低速の血流を測るとき：PRFは低くする**
    13. 帯域幅bandwidth：パワーの頂点の1√2　の高さの幅の周波数　音波の最高周波数と最低周波数の差。**短いパルスは帯域幅が大きい　パルスの広帯域化→距離分解能の向上**
        1. Qファクター＝中心周波数/帯域幅
        2. Qファクターが小さい→広い帯域幅　パルス幅が小さい　距離分解能が良い
    14. High PRF: 場所は特定できなくなる。受信が終わらないうちに次をうつ。サブゲートを作る *ココまで*
5. **カラードプラ法　：送受信は同一の素子**
    1. カラードプラ：速度モード、速度ー分散モード、powerモード、tissueモード
        1. 速度表示、分散表示：層流成分（左）、乱流成分（右）緑は分散を表すのに使われる
        2. パワードプラ：強度に応じたカラー：角度依存性が少ないのが特徴
    2. 自己相関法：高速フーリエより速い。正確性には欠ける 平均流速を求める
    3. 複数ゲート方式　（PWと異なり多くのサンプリングゲートを持つ）
    4. MTI(moving target indicator)フィルタで心筋のようなゆっくり動くものの信号を除去している
    ・リアルタイムで多くのデータを処理する必要があるため、パルスドップラー法などで用いられるFFT解析よりも一点の速度算出に用いるデータ数は少ない。
    ・ある方向の血流測定結果を得るには、超音波の走査線１方向あたり、複数回の超音波受信が必要である。
    ・カラーの表示幅を狭くすることでフレームレートは上昇するが、最大検出流速は変化しない
    5. パケットサイズ：特定のゲートにおけるパケット内の超音波パルス数　平均流速の正確な測定はパケットサイズによって決まる　パケットサイズ大きくなると測定能力向上、時間はかかる　同じ部分を何度も計測することで正確性が向上する
        1. パルスの集まり：パケット、パルス／トレイン
    6. 超音波断層法とパルスドプラ法の技術を結合させることで得られる
    振動子に向かう運動を赤色、振動子から遠ざかる運動を青色で表示する：これは設定したから。絶対的なものではない。ナイキスト限界を超えても変わる
    7. パルスドプラ法を応用しているため、折り返し現象によるアーチファクトを受ける
    8. パルスドプラとの違い
        1. 各々の走査線上に複数のサンプルボリュームがある。
    9. パルスドプラよりも低い速度で折り返し現象がおきる（断層像も作るため）
        1. 血流のある場所、方向、パターン
    10. フレームレート：一秒間に何回画面を書き換えることができるか
        1. フレームレートをおおきくする：
            1. カラーの深さをあさく（＝PRFをあげる）
            2. カラー範囲を小さく
            3. 密度を低くする(セクタ幅を減らして走査線数を下げる)
            4. 送信フォーカス段数を下げる
            5. 断層法のPRFをあげても FR上昇に寄与
    11. 欠点：時間分解能低い　折り返し現象、異なった描出法（断層法、ドプラ法で適した描出がちがう）、熟練を要する
    12. ウォールフィルター：壁や弁の速度成分は遅く、反射が強い←これをカットする
6. ドプラスペクトル表示：X;時間、Y；ドプラ周波数偏移、速度　Z;グレースケール
7. 組織ドプラ　遅い速度のドプラ
    1. 高い周波数　低振幅をハイパスフィルターで取り除く
    2. フィルタをかける　低速のものだけ
    3. 低速のドプラをみるためには
        1. 高周波数の探触子
        2. PRFを下げる
8. ？　組織ハーモニックイメージング THI
        1. ハーモニクス：超音波が生体を伝搬する上で徐々に波形が歪み、出した超音波の整数倍の周波数担って帰ってくる成分がある。「高調波」このうち二次高調波のみを使って画像化すること。コントラストのついた明瞭な画像を出す
        2. 高周波の発生：音圧の高い部分　組織で多い、血液ではすくない
            1. 利点：サイドローブアーチファクトが少なくなること　コントラスト分解能の向上　方位分解能の向上　肥満やCOPD患者などの低画質症例に対し改善効果あり(TTE)。
            ・弁組織や心筋組織性状などの評価には限界がある。
            ・フォーカス点が最もビームが絞られ良好な画像が得られる領域である。
            2. 欠点：近距離では二次高調波が発生しにくい、深い部分の感度もよくない　本法を用いても両側画像のS/N比の低下は避けられない。
            3. フィルター法：フレームレートは落ちない
            4. 位相反転法：フレームレートは落ちるが基本周波数成分をきれいに除去できる
        1. 造影ハーモニックイメージ
1. **ストレイン**：動きを定量化するもの　ものの形が変わること　歪み　心筋が伸びたのか？縮んだのか？　元の形からの変化
    組織ドプラ→任意の心筋の速度を波形として得る　：時間分解能が高い　角度に弱い　テザリング（心臓全体の動き）に弱い
    速度画像　→ストレインレート（毎秒歪み速度）V1-V2/L これを積分→ストレイン（移動幅）

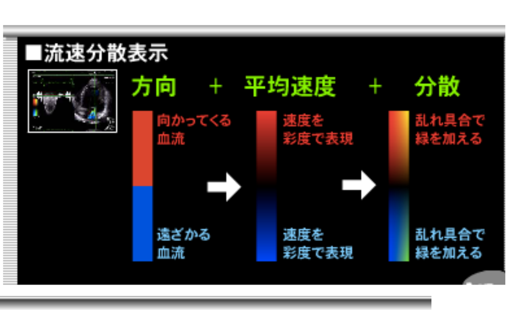
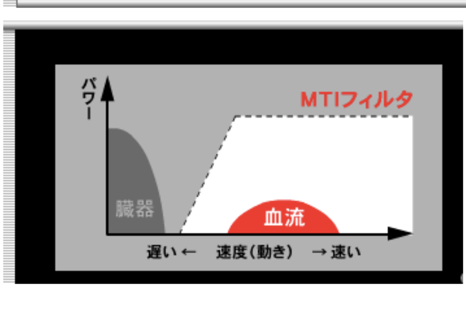
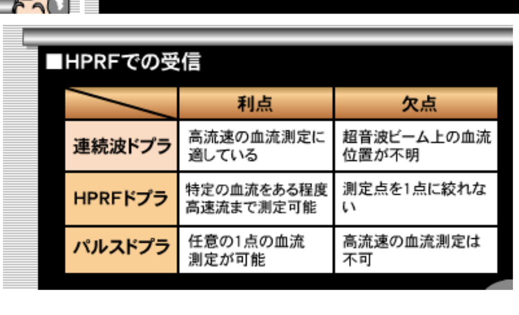
    スペックルトラッキング（2Dストレイン）：ブロックマッチング法（模様をみる）、オプティカルフロー法（明るさを見る）を使っている　角度補正ができる
    心外膜を自動認識
    観れるもの：厚み、円周方向、回転、ねじれ、長軸方向の変化
    Bull's eye での表示も可能

    global　strain : 心筋全体の動き
    ストレイン計測の注意：FRを適切に　４０–８０　HRがはやいときにはFR 高めに　動き過ぎても動かなすぎても見失う
    断面の出し方

1. 表示方法
    1. 送信条件の調整
        1. 送信出力：操作者、自動　　ノイズの比はちいさくなる　＝送信出力、出力ゲイン、音響出力、エネルギー出力
        2. 送信タイミング：自動
    2. 受信後の調整
        1. 対数増幅　(LOG AMP)
        2. ゲイン：あまりに強い信号、弱い信号をカット　窓の位置
            1. ゲインをあげる：弱い信号を拾う　ノイズも増幅
            2. ゲインを下げる：強い信号のみ
            3. S／N比　S：シグナル　N：ノイズ　ゲインを大きくするとS／N比は変わらない　送信をあげるとSが上がる
        3. ダイナミックレンジ：窓の広さ
            1. 広くする：のっぺり　微妙なさがわからない　やわらか
            2. 狭くする：コントラストが強くなる　輪郭が際立つ　硬い
        4. STC (TGC)：操作者、自動　深度による減衰を補正　部分のゲインコントロール
        5. エコーエンハンス(FTC回路)：輪郭をはっきりさせる

ミラー現象とは…
・ドプラ基線(fd=0の線)に上下対称に波形が出てしまう現象。
・エコーが強い場合に**装置内部で波形が歪むことが原因**
・受信感度(gain)や発射超音波出力を下げることで解消できる
＊よく似た用語に**ミラーイメージ**というのがあるが、こちらは**多重反射によってできる**ものである。

プロセッシング

1. 送信：
    1. 送信パワー：S/N比上昇　生体への影響から上限あり　減衰率は変化しない　ノイズの比はちいさくなる　＝送信出力、出力ゲイン、音響出力、エネルギー出力
    2. 送信タイミング：自動
    3. フォーカス：焦点深度を調節
2. 増幅　amplification　受信したすべての信号を増幅　対数増幅
    1. ゲイン調整で調節可能（窓の場所）：あまりに強い信号、弱い信号をカット　窓の位置
        1. ゲインをあげる：弱い信号を拾う　ノイズも増幅
        2. ゲインを下げる：強い信号のみ
        3. S／N比　S：シグナル　N：ノイズ　ゲインを大きくするとS／N比は変わらない　送信をあげるとSが上がる
    2. 選択的増幅（TGC）操作者、自動　深度による減衰を補正　部分のゲインコントロール
    3. エコーエンハンス(FTC回路)：輪郭をはっきりさせる
3. 検出
4. シグナルプロセッシング
    1. compensation 補正：＝time gain compensationTGC, depth gain compensation ,swept gain compensation 減衰を補正　調節可能　プレプロセッシング
        1. near gain :浅いのでamplification不要
        2. delay ：compensationが必要になり始め
        3. slope ：深くなるほど、amplificationが必要
        4. knee：装置のamplification が最大
        5. far gain：これいじょうamplificaionできない
    2. compression 圧縮　信号の関係を崩さないで圧縮し、dynamic rangeに収まるようにする　ポストプロセッシング
        1. 割りあてる色の幅
            1. 下げる：多くの色
            2. あげる：少ない色　柔らかい
        2. ダイナミックレンジ：
            1. 帰ってきた波の表現　表示できる画像輝度の幅（レンジ）を決める＝階調差　　最大／最小をdBで表す　窓の広さ　プレ
            2. 広い：GLAYスケールのゆたかな柔らかい画像　こちらの方が見落としが少ない情報が多い画像
            3. 狭い：しろと黒の硬い画像　輝度差が大きい
    3. demodulation　復調：電気信号の形を変化させ、表示画面に適応　調節不可
        1. rectification:すべての負の信号を正の信号に変換する
        2. smoothing：凹凸を取り除く
    4. reject　排除：＝threshold, suppression 最小強度以下のすべての信号を省く ノイズを減らす　調節可能
    5. エッヂ強調
5. Scan Conversion
6. プレプロセッシング→走査変換メモリ→ポストプロセッシング→画像表示

7. プレプロセッシング：超音波信号を電気信号に変換する調節
    1. 画像最新化
    2. パニング
    3. write ズーム　regional expansion新しい画像を収集　空間分解能改善
    4. ダイナミックレンジ
8. 画像保存
9. ポストプロセッシング：電気信号に変換された情報を操作。
    1. グレースケール
    2. read magnification：ポストプロセッシング　空間分解能が改善しない
    3. コントラスト
    4. スムージング
    5. シャープネス
    6. コンプレッション：割りあてる色の幅
    7. パーシスタンス　残像をのこしながら次の画像表示　滑らかな画像
10. モニタ設定：
    1. 明るさ　brightness　：黒としたから２番目が識別可能になるように
    2. コントラスト　：上の２つが識別できるように
11. 入力：（振動子から受信子）アナログ→デジタル（走査変換メモリ）→アナログ（画像表示）：画像表示
12. インターレース表示：偶数平面と奇数平面で交互に　＊フレームはあくまで偶数平面＋奇数平面
    1. 奇数線、偶数線２つのフィールドが１つのフレームをつくる
13. カラーコントロール
    1. 関心領域：関心領域を広くするとフレームレートが、低くなる。
    2. カラーゲイン：
    3. カラースケール
    4. 分散表示：みどり