

APPLICATIONS DE LA PHYSIQUE EN MEDECINE

ECHOGRAPHIE

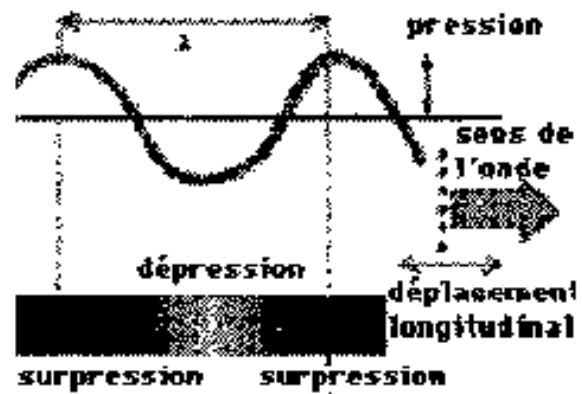
I. ECHOGRAPHIE

1. INTRODUCTION

IMAGERIE BASEE SUR LES PRINCIPES DES
ULTRASONS

- CE SONT DES ONDES DE PRESSION
- ELLES INDUISENT UNE SUCCESSION DE
COMPRESSIONS ET DE RAREFACTIONS DES
PARTICULES DU MILIEU QU'ELLES TRAVERSENT
- TRANSMISION DE PROCHE EN PROCHE

1. INTRODUCTION



1. INTRODUCTION

- AMPLITUDE: MAXIMUM DE VARIATION DE VARIABLE ACOUSTIQUE (DENSITE OU PRESSION) INDUITE PAR RAPPORT A LA POSITION D'EQUILIBRE.
- L'INTENSITE (CARRE DE L'AMPLITUDE): PUISSANCE TRANSPORTE PAR UNITE DE SURFACE[W/m²]
- PAS UNIFORME: ELARGISSEMENT PROGRESSIF DU FAISCEAU. MAXIMALE A PROXIMITE DU POINT FOCAL (SURFACE REDUITE)

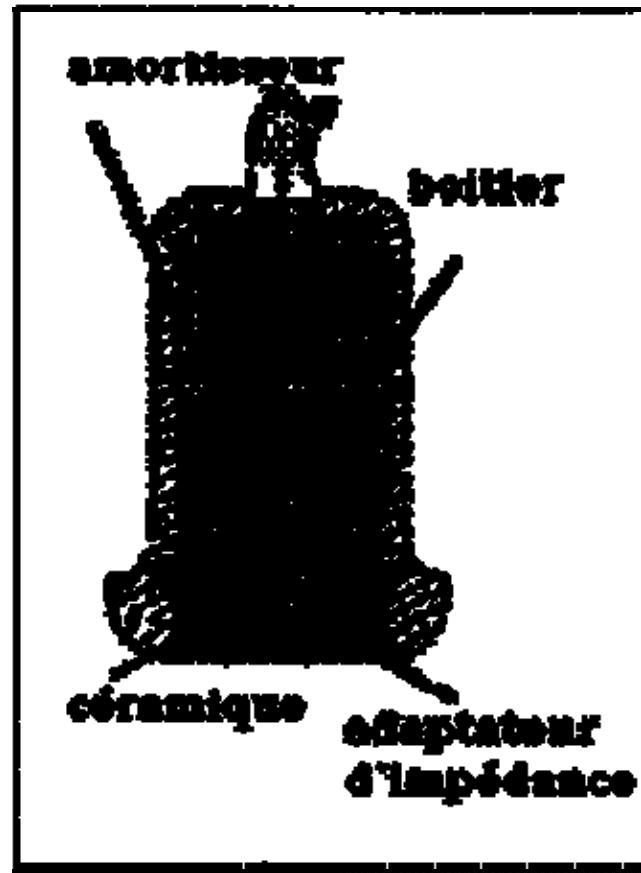
2. PRODUCTION DES ULTRASONS

- CERTAINS CORPS ONT LA PROPRIETE DE SE DEFORMER SOUS L'EFFET D'UN CHAMPS ELECTRIQUE ET INVERSEMENT: PHENOMENE DE PIEZOELECTRICITE
- APPARITION DES CHARGES ELECTRIQUES SOUS L'EFFET D'UNE CONTRAINTE
- COURANT ALTERNATIF SUR DES FACES: VIBRATION (SON, ULTRASON)
- DECOUVERTE POUR LA PREMIERE FOIS SUR LES CRISTAUX DE QUARTZ
- DANS LES SONDES: UTILISATION DES CERAMIQUES SYNTHETIQUES QUI SONT PLUS SENSIBLES QUE LES CRISTAUX DE QUARTZ.

2. PRODUCTION DES ULTRASONS

- TERME TRANSDUCTEUR: SONDE TRANSFORME UNE FORME D'ENERGIE EN UNE AUTRE
- EMISSION: ON APPLIQUE UNE TENSION ELECTRIQUE SUR LES FACES DE LA CERAMIQUE, UNE DEFORMATION DE LA CERAMIQUES'EN SUIV ET EST TRANSMISE AU MILIEU VOISIN ET SE PROPAGE.
- RECEPTION: LES ECHOS ATTEignent LA SONDE, ENTRAINANT DES DEFORMATION DE LA CERAMIQUE, APPARITION D'UNE TENSION ELECTRIQUE TRAITEE DANS DES CIRCUIT ELECTRONIQUE;
- EN ECHOGRAPHIE: ON CHERHE A EMETTRE DES ONDES TRES BREVES (QUELQUES OSCILLATIONS). LE SIGNAL ELECTRIQUE EST TRES BREF (IMPLULSION). LA CERAMIQUE EST MONTE SUR UN SUPPORT "AMORTISSEUR » POUR REDUIRE LES VIBRATION

2. PRODUCTION DES ULTRASONS



3. PROPAGATION DES ONDES ULTRASONORES

A) REFLECTION

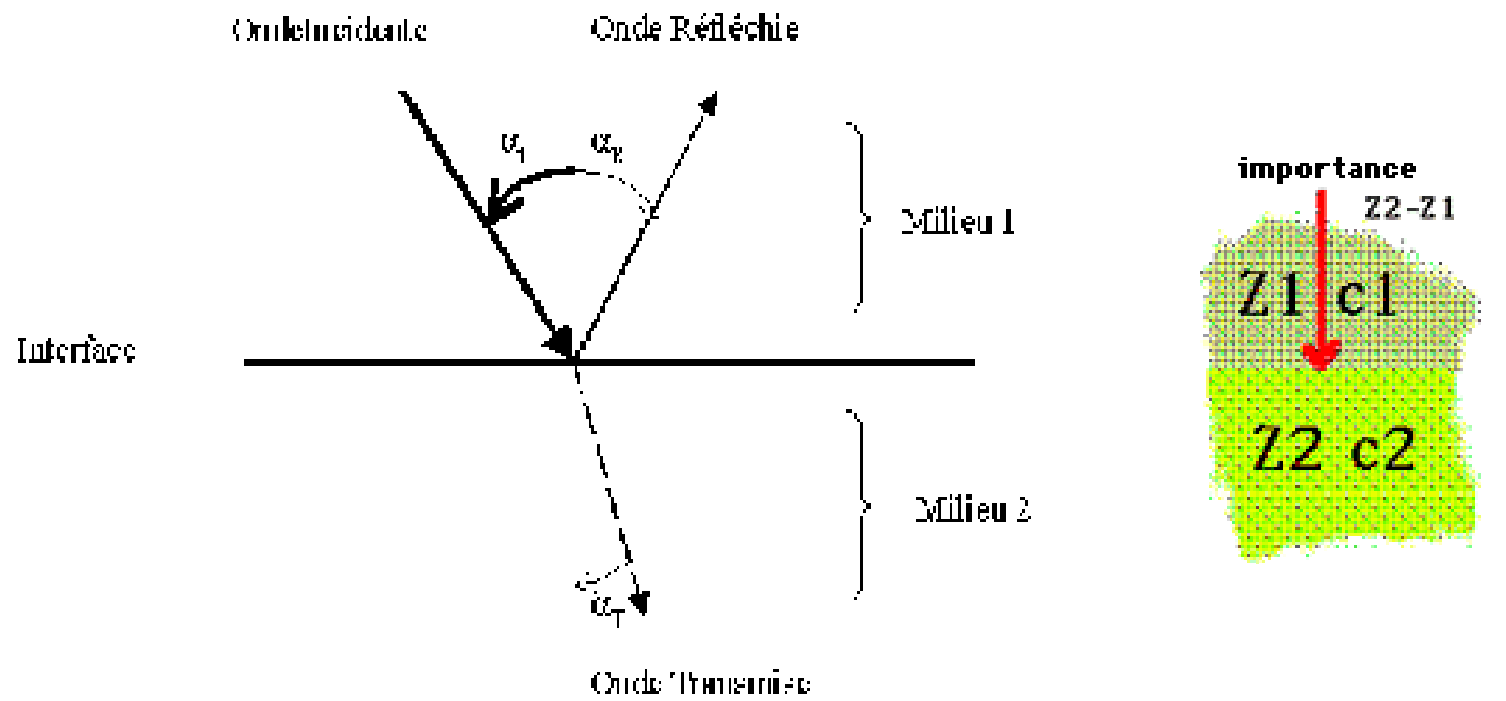
- $Z = \rho \cdot c$ ρ , DENSITE DU MILIEU
 c , VITESSE DE L'UTILISATION DANS LE MILIEU

ΔZ ELEVE, UNE PROPORTION IMPORTANTE DU SIGNAL
ULTRASONORE EST REFLECHI

- a =ANGLE D'INCIDENCE; \acute{a} =ANGLE DE REFLECTION; $a=\acute{a}$.
 a PROCHE DE ZERO, \acute{a} AUSSI; LA SONDE RECOIT L'ECHO
 a ELEVE, \acute{a} AUSSI; LA SONDE NE RECOIT PAS L'ECHO

3. PROPAGATION DES ONDES ULTRASONORES

A) REFLECTION



3. PROPAGATION DES ONDES ULTRASONORES

B) ATTENUATION

- MILIEU HOMOGENE: L'ONDE EST FAIBLEMENT ABSORBEE
- MILIEU HETEROGENE: L'ONDE ULTRASONORE EST PAR TRANSFORMATION EN CHALEUR (REFLEXIONS SUCCESSIVES, DIFFUSIONS ET ABSORPTIONS) → L'ONDE S'ATTENUE PROGRESSIVEMENT EN PROFONDEUR
- L'ATTENUATION AUGMENTE EXPONENTIELLEMENT AVEC LA PROFONDEUR ET LA FREQUENCE.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad I, \text{ INTENSITE ET } \mu, \text{ PROPORTIONNEL A } \nu$$

- ATTENUATION ELEVEE POUR DES HAUTES FREQUENCES
→ COMPROMIS CAR BONNE RESOLUTION MAIS MAUVAISE PENETRATION.

4. FREQUENCE DE RECCURENCE

- FREQUENCE DE RECURENCE = FRECENCE DE REPETITION DES IMPULSIONS \neq FREQUENCE DES ULTRASONS
- EMISSION D'UNE IMPULSION: QLQS OSCILLATIONS DE QLQS MHZ DURANT ENVIRONS $1\mu\text{S}$.
- LA SONDE EST UTILISE POUR RECEVOIR LES ECHOS
- APRES UN TEMPS SUFFISANT POUR QUE LES ECHOS DES TISSUS LES PLUS PROFONDES SOIENT REVENUS, ON PEUT REEMETTRE ET AINSI DE SUITE
- EX. POUR DES TISSUS JUSQU'A 20cm, $t = 0,4\text{m}/1540\text{m/s} = 250\mu\text{S}$ ASSEZ SUFFISANT POUR EXPLORER DES TISSUS HUMAINS.
- DUREE D'EXPOSITION FAIBLE

4. FREQUENCE DE RECCURENCE

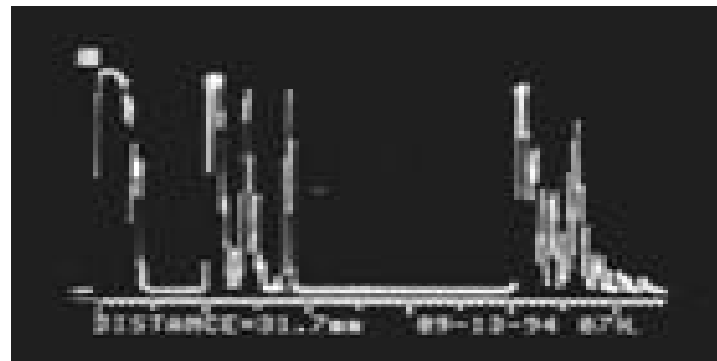


5. ECHOGRAPHIE

- LES ECHOS SONT REPRESENTES SUR L'ECRAN D'UN OSCILLOSCOPE
- ECHELLE VERTICALE: AMPLITUDE DES ECHOS
- ECHELLE HORIZONTALE: TEMPS A PARTIR DE L'EMISSION → A UN FACTEUR C'EST LA PROFONDEUR D'OU VIENNENT LES ECHOS.
- ECHO A: UNIDIMENSIONNEL, ON EXPLORE A LA FOIS QU'UNE SEULE LIGNE, LA LIGNE DE TIR DE LA SONDE ULTRASONORE.
PRATIQUEMENT ABANDONNE
- ECHO B: LES 2D SONT OBTENUES PAR BALAYAGE DU FAISCEAU DANS LE PLAN DE COUPE
VISUALISATION DES ECHOS EN MODE B (brillance)
LES ECHOS SONT REPRESENTES A UN EMPLACEMENT CORRESPONDANT A LEUR PROFONDEUR
L'AMPLITUDE MODULE LA BRILLANCE DU POINT LUMINEUX

5. ECHOGRAPHIE

Amplitude des échos

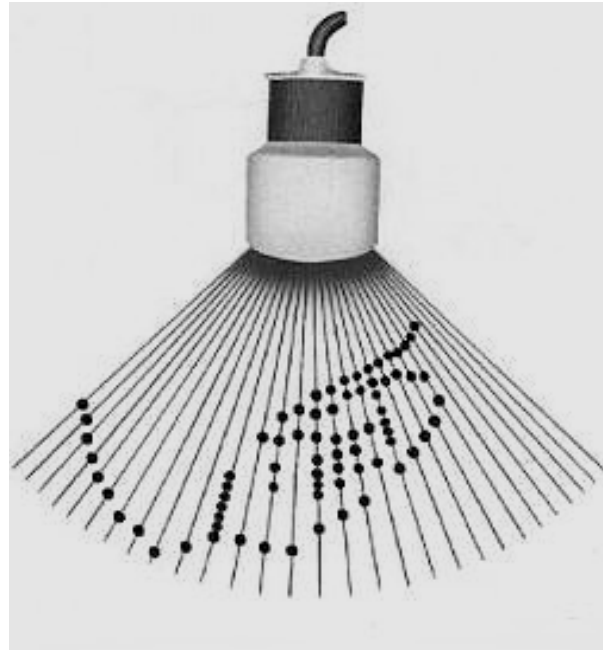


Temps/profondeur

5. ECHOGRAPHIE

- UNE LIGNE DE TIR VA ORIENTER SUR L'ECRAN LA LIGNE OÙ LES ECHOS SERONT REPRESENTES
- L'ENSEMBLE DES LIGNES DESSINE SUR L'ECRAN TOUS LES ECHOS PROVENANT DU PLAN DE COUPE → INFORMATION SUR LES CONTOURS DES ORGANES (FIG 6)
- IMAGE 3D: PLUSIEURS TECHNIQUES DONT L'UTILISATION DES SONDES AVEC PLUSIEURS RANGEES D'ELEMENTS PIEZOELECTRIQUES

5. ECHOGRAPHIE



6. RESOLUTION

A. RESOLUTION SPATIALE

PLUS PETITE DISTANCE ANALYSABLE ENTRE DEUX CIBLE PROCRES

A1. RESOLUTION AXIALE

- t , DELAI DE RECEPTION DES ECHOS ISSUS DE CIBLES DISTANTS DE D : $t = 2D/C = n\lambda/C$ ($T = \lambda/C$) $\rightarrow D = n\lambda/2$.
- $D = \lambda/2$ ($n=1$), DANS LE CAS D'UNE OSCILLATION UNIQUE (IMPORTANCE DE L'AMORTISSEMENT)
D PETIT POUR λ PETIT DONC POUR DES v ELEVEES.

6. RESOLUTION

A.2. RESOLUTION LATERALE

- POUVOIR SEPARATEUR DANS LA DIRECTION \perp A LA PROPAGATION DU FAISCEAU.
- POUR L'AUGMENTER:
 - * AUGMENTER LE NOMBRE DES TRANSDUCTEUR, AINSI ON A PLUSIEURS LIGNES DE TIR SUR L'IMAGE.
 - * TRANSDUCTEURS CONCAVES OU LENTILLE ACOUSTIQUE DEVANT LE TRANSDUCTEUR \rightarrow FAISCEAU MOINS DIVERGENT.

6. RESOLUTION - B. RESOLUTION EN CONTRASTE

- POSSIBILITE DE DISTINGUER DEUX STRUCTURES D'IMPEDENCE ACOUSTIQUE DIFFERENTE

- COEFFICIENT DE REFLEXION DU FAISCEAU ULTRASONORE

$$R = (Z_1 - Z_2)/(Z_1 + Z_2) \quad Z_1, \text{ IMPEDENCE DU PREMIER MILIEU}$$
$$Z_2, \text{ IMPEDENCE DU DEUXIEME MILIEU}$$

$$\text{SI } Z_2 \gg Z_1, R = |Z_2/Z_2| = 1$$

$$Z_2 \ll Z_1, R = |Z_1/Z_1| = 1$$

LA REFLEXION QUASI-TOTALE, LA PENETRATION QUASI-NULLE.

- PAR CONTRE SI Z_1 ET Z_2 SONT PEU DIFFERENTS, LA REFLEXION EST MODESTE, LA TRANSMISSION EN PROFONDEUR EST BONNE.

TABLEAU DES VALEURS + LETURE DES CALCULS.

6. RESOLUTION - B. RESOLUTION EN CONTRASTE

VALEURS D'IMPEDENCES (Z) DE QUELQUES MILIEUX

Milieu	Z (Kg/m ² .s)	Milieu	Z (Kg/m ² .s)
Air	4,40	Sang	1,66.10 ⁶
Graisse	1,40.10 ⁶	Muscle	1,70.10 ⁶
Eau	1,48.10 ⁶	Rein	1,62.10 ⁶
Cerveau	1,55.10 ⁶	Os	7,80.10 ⁶
	Foie		1,65.10 ⁶

- INTERFACE AIR-EAU: $(1,48 - 0,0000044)/1,4800004) \sim 100\%$
LA REFLEXION EST TOTALE. ON NE PEUX PAS MANIPULER
LES ECHOGRAPHIES SANS ENDUIRE LA PEAU D'UNE GELEE
POUR EVITER UN INTERFACE AIR-PEAU.

6. RESOLUTION - B. RESOLUTION EN CONTRASTE

- INTERFACE FOIE-OS: $(7,8 - 1,65)/(7,8 + 1,65) \sim 65\%$
LA REFLEXION EST IMPORTANTE. PAR DES REFLEXIONS MULTIPLES ON PEUT RAPIDEMENT AVOIR UNE OMBRE ACOUSTIQUE.
- INTERFACE FOIE-REIN: $(1,65 - 1,62)/(1,65 + 1,62) \sim 1\%$
EXCELLENTE PENETRATION EN PROFONDEUR. L'ECHOGRAPHIE EST UN BON EXPLORATEUR DES TISSUS MOUS

7. COMPORTEMENT DES TISSUS

LES LIQUIDES DONNENT DES VIDES D'ECHOS (MILIEU QUASI-HOMOGENES), TRANSMISSION TOTAL.

ABSENCE D'ECHO, PAS NECESSAIREMENT LIQUIDE CAR PEUT ETRE DUE A FORTE ATTENUATION. IL FAUT QUE LE VIDE SOIT ACCOMPAGNE D'UN GRAND ECHO POSTERIEUR CAR IL Y A EU FORTE REFLECTIVITE ET PENETRATION

L'AIR INTRAPULMONAIRE (MIROIR ACOUSTIQUE), REND IMPOSSIBLE L'EXPLORATION DU POUMON NORMALE. LES GAZ DIGESTIFS GENENT L'EXPLORATION ABDOMINALE;

GRAISSE PARTICULIER: HYPER-ECHO (AIR-LIQUIDE-ALVEOLES) → GRANDES DIFFERENCES LOCALES DE Z).

8. IMAGES OBTENUES

a) Image échotomographique (mode B: bidimensionnel): l'image est formée sous la sonde. Le plan est défini par le praticien (axial, sagittal, frontal ou oblique)

L'image de la peau est en haut (sous la sonde); elle correspond à la première réflexion sous la sonde.

La profondeur s'inscrit pour chacune des lignes de l'image du haut vers le bas.

Le plan de coupe est donné par la propagation du faisceau.

L'épaisseur de la coupe est fonction du diamètre des transducteurs et de leur résolution latérale.

8. IMAGES OBTENUES

b) Image en temps-mouvement (TM): Réalisée par une sonde à cristal unique immobile et dont les résultats s'inscrivent sur une base de temps. La base du temps est abscisse et la profondeur s'inscrit de haut en bas comme en mode B.

c) Image temps réel: La plus utilisée actuellement. C'est une coupe en mode B dynamique.

- L'oeil (et le cerveau) exige une cadence de 20 images/seconde pour une vision temps réel.
- pour explorer une ligne à une profondeur $P = 20\text{cm}$, il faut un temps d'environ $250\mu\text{S}$ (cfr point 4 ci-haut)
- pour explorer un organe, environ $N = 200$ lignes c'est suffisant pour obtenir une belle image.
- Il faut donc un temps $t = N \cdot 2P/C \sim 200 \cdot 0,4/1600 \sim 1/20$ seconde.
Soit 20 images par seconde nécessaire pour une vision temps réel.

8. IMAGES OBTENUES

d) Doppler: sur une ligne de tir on visualise les fréquences instantannées. A partir de ces données on peut calculer les débits (flux sanguins dans les cavités cardiaques ou les vaisceaux).