

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de L'Enseignement Supérieur et de la A Recherche Scientifique

UNIVERSITE MOULOU D MAMMARI DE TIZI-OUZOU



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D' INFORMATIQUE
DEPARTEMENT ELECTRONIQUE

**Mémoire de Fin d'Etudes
De MASTER ACADEMIQUE**
Spécialité : ELECTRONIQUE BIOMEDICALE
Filière : **ELECTRONIQUE**

Présenté par :

**KARA Hadjila
BERREHAL Djamel Eddine**

Mémoire dirigé par :

M^{me}. AMEUR Zohra et M. SELMAOUI Said

Thème

**ETUDE DE L'ECHODOPLER
TOSHIBA XARIO TUS-200**

Mémoire soutenu publiquement leseptembre 2016 devant le jury composé de :

REMERCIEMENTS

Nous remercions d'abord le bon DIEU pour nous avoir donné le courage, la patience, la santé et la volonté pour atteindre notre objectif.

Nous tenons à remercier vivement notre promotrice M^{me}. **AMEUR Zohra** pour son aide, ses conseils, le suivi et l'intérêt qui nous a apporté tout au long de ce travail.

Nous exprimons notre reconnaissance à notre Co-Promoteur M. **SELMAOUI Said**, ainsi que M. **IOUKNANE Nacer** et M. **ASBAI Sofiane** qui n'ont cessé de nous apporter une aide précieuse.

Nos vifs remerciements:

A notre responsable de stage M. **RAHALI Mounir**.

Aux membres du jury qui ont aimablement accepté de juger notre travail.

Enfin, je remercie toute personne ayant contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

DÉDICACES

C'est avec un énorme plaisir, un cœur ouvert et une immense joie que je dédie ce travail :

A mes très chers et respectueux parents à mon frère Oussama et mes sœurs Niamat Salam et lina dont je suis fière, eux qui m'ont soutenue tout au long de ma vie.

A toute la famille BERREHAL et BELAIDI.

A mes oncles et tantes plus particulièrement à ma tante Malika et son mari IASSAMENE Saïd que j'aime beaucoup.

A mes cousins et cousines en particulier Zinou IASSAMENE.

A mes adorables amis(es).

Ainsi à ma binôme Hadjila et à sa famille.

A toute personne qui ne cesse de m'encourager et de m'aider durant mes études.

D.BERREHAL

C'est avec un énorme plaisir, un cœur ouvert et une immense joie que je dédie ce travail

A mes très chers et respectueux grands parents SLIMANI Mouloud et Aldja eux qui m'ont soutenue tout au long de ma vie, à ma très chère mère ma fierté, la source de mes joies, secret de ma force.

A mes oncles Nadir et Abd El Kader, à mes tantes Baya et Kahina, leurs époux OUANECHÉ Mourad et RACHEK Mohammed ainsi que leurs enfants Yasten, Laetitia, Yani et Dalia que j'aime beaucoup.

A mes cousins et cousines en particulier Nabila MESSAOUDI.

Aucune dédicace ne saurait exprimer tout l'amour que j'ai pour vous, votre joie et votre gaieté me comblent de bonheur. Puisse Dieu vous garder.

A mes adorables ami(e)s.

Ainsi mon binôme Djamel Eddine et à sa famille.

H.KARA

ACRONYMES

PIF connecteur de sondes

TX carte de transmission

RX carte de réception

CB carte de Continuous beamformer

MC carte de contrôle 4D mécanique

ATX-ASSY-UNIT Carte mère (unité de contrôle de système avec CPU)

USSP unité de traitement des échos

I/O board carte d'interface

CW faisceaux continue

PW faisceaux pulsé

FPGA Un circuit logique programmable

RTC PGA Un circuit logique programmable de contrôle en temps réel

ZIF force d'insertion nulle

M-TEE transducteur à ultrasons transoesophagienne TEE

MDTEE transducteur à ultrasons transoesophagienne TEE en MC

I/F Interface d'entrée/sortie

TI interface de Transducteur

VTX0 Alimentation de la carte TX0

VTX1 Alimentation de la carte TX1

BV carte Vidéo

LVDS Signalisation différentielle à basse tension

HVSW Switch de haute tension

FE-bus bus de la carte Front-End

Tab.1. Coefficient d'absorption des tissus.....	2
Tab.2. liste des connecteurs et fonctions du panneau arrière.....	26
Tab.3. Boutons du panneau de commande et leurs fonctions.....	30
Tab.4. fonctions usuelles du clavier.....	34
Tab.5. Fonction des touches tactiles.....	35
Tab.6. les sondes les plus utilisées en échographie.....	39
Tab.7. Significations des indices affichés en mode 2D.....	40
Tab.8. Significations des indices affichés en mode M/TM.....	41
Tab.9. Significations des indices affichés en mode CDI.....	42
Tab.10. Signification des indices affichés en mode doppler.....	44
Tab.11. Le tableau des différentes opérations effectuées lors du pré-et post-traitement.....	50
Tab.12. indications des leds.....	70
Tab.13. Les différents niveaux de maintenance.....	76
Tab.14. contrôle quotidien de l'échodoppler.....	78
Tab.15. contrôle de préparation de l'echodoppler.....	79
Tab.16. contrôle d'organe mécanique.....	79
Tab.17. contrôle d'organe électrique.....	80
Tab.18. contrôle de fonctionnement.....	80
Tab.19. contrôle de l'enveloppe et des cristaux de la sonde.....	81
Tab. 20. trouble shooting de l'alimentation.....	90
Tab.21. trouble shoot en cas de manque d'écho.....	90
Tab.22 : Anomalie de l'image en 2D.....	91
Tab.23 : Anomalie de l'image en CDI.....	91
Tab. 24. Anomalie de l'image en mode 2D.....	92
Tab.25. problem de son RFI (Radio Frequency Interference).....	92

Fig.1 : spectre de fréquences ultrasonores.....	1
Fig.2 : réflexion.....	3
Fig.3 : réfraction.....	3
Fig.4 : Diffusion.....	4
Fig.5 : Géométrie d'un faisceau ultrasonore.....	4
Fig.6 : Principe de fonctionnement du transducteur.....	5
Fig.7 : Phénomènes de Piézo-électricité.....	5
Fig.8 : coupe d'une sonde échographique.....	6
Fig.9 : Constitution d'une sonde échographique	7
Fig.10 :Image d'une sonde à balayage linéaire.....	8
Fig.11 : Image d'une sonde à balayage sectoriel.....	8
Fig.12 : Balayage électronique linéaire.....	9
Fig.13 : Balayage électronique sectoriel.....	10
Fig.14 : Principes de l'effet doppler.....	10
Fig.15 : Doppler pulsé.....	11
Fig.16 : Doppler continu.....	12
Fig.17 : Image en mode Doppler Couleur (CDI).....	12
Fig.18 : Image en mode Doppler Puissance (Angio).....	13
Fig.19 : Principe et Représentation de l'image échographique en mode B.....	14
Fig.20 : Principe de représentation de mode M de ventricule gauche.....	14
Fig.21 : image échographique typique de l'image échographique en mode M.....	15
Fig.22 : Principe de formation d'image échographique en 3D.....	15
Fig.23 : Constitution de l'image échographique.....	16
Fig.24 : Résolution axiale.....	16
Fig.25 : Résolution latérale.....	17
Fig.26 : principe de réverbération.....	18
Fig.27 : phénomène de réverbération.....	18
Fig.28 : Queue de comète.....	18
Fig.29 : principe de l'image en miroir.....	19
Fig.30 : Image en miroir.....	19
Fig.31 : Angiome du bras calcifié et Vésicule biliaire lithiasique.....	20
Fig.32 : cône d'ombre d'une paroi latérale.....	20
Fig.33 : renforcement postérieur.....	21
Fig.34 : echogénicité lors d'un faisceau perpendiculaire et oblique.....	21
Fig.35 : échographie <i>Xario TUS-200</i>	23
Fig.36 : Vue avant et arrière de l'unité <i>Xario TUS-200</i>	24
Fig.37 : panneau arrière d'alimentation.....	25
Fig.38 : panneau arrière de <i>Xario TUS-200</i>	26
Fig.39 : connexion ECG.....	27
Fig.40 : connexion d'une sonde dans un port.....	27
Fig.41 : PD95W(MITSHUBISHI).....	28
Fig.42 : P30W (MITSUBISHI).....	28
Fig.43 : DVO-1000MD (SONEY).....	29
Fig.44 : Panneau de commande principal.....	30
Fig.45 : Clavier du <i>Xario TUS-200</i>	34
Fig.46 : Affichage par défaut de l'écran tactile.....	34
Fig.47 : moniteur de <i>Xario TUS-200</i>	36
Fig.48 : Les informations par défaut (mode B) affichés sur le moniteur.....	37
Fig.49 : Enregistrement des données d'un nouveau patient.....	38
Fig.50 : Le tracé du mode 2D.....	40
Fig.51 : Le tracé du mode M/TM.....	41

Fig.52 : Le tracé du mode CDI.....	42
Fig.53 : déplacement de la région d'intérêt.....	42
Fig.54 : redimensionnement de la région d'intérêt.....	43
Fig.55 : Le tracé du mode doppler.....	44
Fig.56 : Schéma synoptique général d'un échographe.....	45
Fig.57 : chaine de traitement des signaux.....	46
Fig.58 : Conversion mécanique/électrique Conversion électrique/mécanique.....	46
Fig.59 : Convertisseur analogique/numérique CAN.....	47
Fig.60 : schéma fonctionnel d'un CAN.....	47
Fig.61 : Synoptique d'un circuit échantillonneur bloqueur 'Sample and Hold'.....	47
Fig.62 : Synoptique d'un multiplexeur (N entrées/ 1 sortie).....	48
Fig.63 : Synoptique d'un démultiplexeur (1 entrée/ N sorties).....	48
Fig.64 : Synoptique d'un amplificateur.....	48
Fig.65 : circuit amplificateur logarithmique.....	49
Fig.66 : Diagramme simplifié du fonctionnement de AD9272.....	50
Fig.67 : Schéma bloc d'alimentation électrique.....	51
Fig.68 : carte PIF.....	52
Fig.69 : connecteur ZIF.....	53
Fig.70 : carte TX.....	54
Fig.71 : principe de la TX.....	56
Fig.72 : carte RX.....	56
Fig.73 : principe du RX (TX128ch, RX128ch).....	58
Fig.74 : la carte CB.....	58
Fig.75 : Diagramme block de la carte CB.....	60
Fig.76 : carte 4D MC.....	62
Fig.77 : schéma synoptique du Xario TUS-200.....	66
Fig.78 : Flux des signaux dans l'unité BE.....	68
Fig.79 : les connecteurs liés à la carte IO.....	71
Fig.80 : Organigramme de la maintenance.....	73
Fig.81 : Synoptique du déroulement de la maintenance préventive d'un échodoppler.....	78
Fig.82 : Contrôle des sondes échographiques.....	81
Fig.83 : Structure d'un fantôme d'échographie de marque RMI 403 GS.....	82
Fig.84 : Profondeur de pénétration.....	83
Fig.85 : Résolution latérale du faisceau US.....	84
Fig.86 : Résolution axiale du faisceau US.....	84
Fig.87 : Linéarité spatiale de l'image.....	85
Fig.88 : Evaluation des zones kystique.....	86
Fig.89 : Echelle de gris de l'image.....	87
Fig.90 : Zone morte de l'image.....	87
Fig.91 : Testeur de sécurité électrique (testeur 601 Pro).....	88
Fig.92 : Test de la résistance de la terre.....	88
Fig.93 : Test de la résistance d'isolement de l'échographe.....	88
Fig.94 : Test des courants de fuites de l'échographe.....	89
Fig.95 : organigramme de procédure de contrôle du moniteur.....	89
Fig.96 : teste d'une sonde.....	91

VI.4.1. RESOLUTION SPATIALE.....	16
VI.4.2. RESOLUTION EN CONTRASTE.....	17
VII. LES ARTEFACTS.....	17
VII.1. TYPES D'ARTEFACTS	17
VII.2. LES DIFFERENTS MOYENS POUR SUPPRIMER ET ATTENUER LES ARTEFACTS.....	21
VII.2.1. LES REGLAGES SUR LA SONDE.....	21
VII.2.2. LES REGALAGES SUR L'ECHOGRAPHIE.....	21
VII.2.3. ENVIRONNEMENT ELECTROMAGNETIQUE.....	22
VIII. DISCUSSION.....	22

**CHAPITRE II : PRESENTATION DE L'APPAREIL ET UNE BREVE
DESCRIPTION DES MODES DE SON UTILISATION**

I. PREAMBULE.....	23
II. PRESENTATION DE L'APPAREIL.....	24
III. DESCRIPTION.....	25
III.1. ALIMENTATION ELECTRIQUE.....	25
III.2. L'UNITE CENTRALE.....	25
III.2.1. LES INTERFACES DE CONNEXION DU XARIO-200.....	26
III.2.2. LES PORTS DES SONDES.....	27
III.2.3. LES PERIPHERIQUES.....	27
III.3. LES PUPITRES DE COMMANDES.....	29
III.3.1. PANNEAU DE COMMANDE PRINCIPAL.....	29
III.3.2. LE CLAVIER.....	33
III.3.3. L'ECRAN TACTILE.....	34
III.3.4. LE MONITEUR D'AFFICHAGE.....	35
IV. ECRAN DE BASE ET MENU.....	37
V. DEMARRAGE D'UN EXAMEN.....	37
V.1. SAISIE ET ENREGISTREMENT DES DONNEES SUR L'ECRAN...37	37
V.2. SELECTION D'UNE SONDE.....	38
V.3. SELECTION DU MODE D'IMAGERIE.....	39
V.3.1. MODE BIDIMENSIONNEL (MODE 2D).....	39
V.3.2. MODE M/TM.....	41
V.3.3. MODE CDI.....	41
V.3.4. MODE ANGIO ENERGIE.....	43
V.3.5. MODE DU DEBIT DYNAMIQUE (ADF).....	43
V.3.6. MODE TDI (TISSUE DOPPLER IMAGING).....	43
V.3.7. MODE DOPPLER.....	43
VI. DISCUSSION.....	44

**CHAPITRE III : ETUDE TECHNIQUE DES DIFFERENTES UNITES ET BLOCS
CONSTITUANTS LA MACHINE ET LEURS FONCTIONS**

I.	PREAMBULE.....	45
II.	PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DE L'APPAREIL.....	45
III.	RAPPEL SUR L'ELECTRONIQUE GENERALE.....	45
	III.1. LES CAPTEURS (TRANSDUCTEURS).....	46
	III.2. LES SYSTEMES DE TRAITEMENT DE SIGNA.....	46
	III.2.1.LA CONVERSION ANALOGIQUE / NUMERIQUE (CAN)..	46
	III.2.2. MULTIPLEXAGE ET DEMULTIPLEXAGE.....	47
	III.2.3. AMPLIFICATION DES SIGNAUX	48
	III.2.4. LE FILTRAGE.....	49
	III.2.5. AUTRES OPERATIONS DE PRE- ET POST- TRAITEMENT.....	50
	III.2.6. LA CONVERSION NUMERIQUE / ANALOGIQUE (CNA)...	50
IV.	UNITÉ D'ALIMENTATION ÉLECTRIQUE (POWER SUPPLY).....	50
V.	UNITES FRONT END.....	51
	V.1. LES BLOCS DU FRONT-END.....	51
	V.1.1. CARTE D'INTERFACE DE SOND.....	51
	V.1.2. CARTE DE TRANSMISSION TX.....	53
	V.1.3. CARTE DE RECEPTION RX.....	56
	V.1.4. CARTE CONTINUOUS BEAMFORMER CB.....	58
	V.1.5. CARTE CONTROL MECANIQUE 4D MC.....	62
	V.2. LES SIGNAUX DE L'UNITE FRONT-END.....	64
	V.2.1. SYSTEME DE TRANSMISSION.....	64
	V.2.2. SYSTEME DE RECEPTION.....	64
	V.2.3. LE SYSTEME SCW DE TRANSMISSION /RECEPTION.....	64
	V.2.4 .SYSTEME DE TRANSMISSION /RECEPTION DU PENCIL CW.....	64
	V.3. ESSAIS ET ETALONNAGE DES PLANCHES.....	64
VI.	UNITE BACK END.....	67
	VI.1. ATX-UNIT-ASSY.....	68
	VI.2. CARTE USSP.....	69
	VI.3. CARTE IO.....	70
VII.	DISCUSSION.....	71

**CHAPITRE IV : DEFINITION DES PROCEDURES ET PROTOCOLES DE
MAINTENANCE PRECONISES PAR LE CONSTRUCTEUR TOSHIBA**

I.	PREAMBULE.....	72
II.	DEFINITION DE LA MAINTENANCE.....	72
III.	LES FORMES DE LA MAINTENANCE.....	72
	III.1. MAINTENANCE PREVENTIVE.....	72
	 III.1.1. LA MAINTENANCE SYSTEMATIQUE.....	72
	 III.1.2. LA MAINTENANCE CONDITIONNELLE.....	72
	III.2. MAINTENANCE CORRECTIVE.....	72
	 III.2.1. MAINTENANCE PALLIATIVE.....	72
	 III.2.2. MAINTENANCE CURATIVE.....	73
IV.	LES OBJECTIFS DE LA MAINTENANCE	73
	IV.1. OBJECTIFS OPERATIONNELS.....	73
	IV.2. OBJECTIFS ECONOMIQUES ET SOCIAUX.....	74
	IV.3. OBJECTIFS D'ORGANISATION.....	74
V.	LES FONCTIONS DE LA MAINTENANCE.....	74
	V.1. LA FONCTION METHODE.....	74
	V.2. LA FONCTION D'ORDONNANCEMENT.....	74
	V.3. LA FONCTION REALISATION.....	74
VI.	LES NIVEAUX DE LA MAINTENANCE.....	75
VII.	MAINTENANCE DE L'ÉCHODOPPLER <i>XARIO TUS-200</i>	76
	VII.1. MAINTENANCE PREVENTIVE DU XARIO TUS-200.....	76
	VII.2. CONTROLE DE L'ECHODOPPLER AU QUOTIDIEN.....	79
	VII.3. MAINTENANCE PREVENTIVE ANNUELLE	79
	 VII.3.1. CONTROLE GENERAL DE L'ECHODOPPLER.....	79
	 VII.3.2. CONTROLE DE PERFORMANCE DE L'IMAGE.....	80
	 VII.3.3. TEST DE SECURITE ELECTRIQUE.....	87
VIII.	TROUBLE SHOOTING GENERAL.....	90
IX.	DISCUSSION.....	93
	CONCLUSION.....	94

HISTORIQUE :

Depuis bien longtemps on sait que les animaux tels que les baleines, dauphins ou bien encore chauve-souris utilisent les ultrasons dans le but de trouver la localisation d'un objet.

C'est Lazzaro SPALLANZANI (1729-1799) naturaliste italien, professeur de sciences naturelles à Modène, qui s'intéressa le premier au vol des chauves-souris et à leur faculté de se déplacer en l'absence totale de lumière, allant même jusqu'à leur crever les yeux pour constater qu'elles pouvaient toujours se mouvoir sans la vue.

Lettre sur le vol des chauves-souris aveuglées (Giornale de' letterati tomo XCIII, anno 1794)

"J'en arrive à penser qu'un autre sens ici supplée celui de la vue, je pense au toucher en particulier. Nombreuses expériences ont été faites pour vérifier le bien-fondé de cette idée, mais les résultats qui me sont parvenus ont toujours été négatifs. D'où ma conclusion que nous ne pourrons jamais nous faire une idée sur cet autre sens ou organe puisque nous ne le possédons pas..."

Lazzaro SPALLANZANI avait découvert sans le savoir la faculté d'écholocation des chauves-souris. Puis vinrent en 1826 les expériences sur la propagation du son dans l'eau par les Suisses Colladon et Sturm sur le lac Léman.

En 1883, le Britannique Galton construit un sifflet capable de produire des ultrasons.

Grâce à la découverte en 1880 de Pierre et Jacques Curie sur l'effet piézo-électrique, le physicien Paul Langevin développa en 1915 le premier sonar.

L'utilisation de l'ultra sonographie pour le diagnostic médical remonte au médecin autrichien Karl Dussik et à son frère physicien Friederick, qui en 1947, l'adoptèrent pour visualiser les contours de tumeurs cérébrales en enregistrant, dans deux dimensions, l'atténuation d'ultrasons émis continûment à travers la tête d'un patient.

En cardiologie, les Suédois Hertz et Edler visualisent en 1953 des sténoses mitrales et l'Allemand Effert parvient même à faire un diagnostic de tumeur intra-auriculaire. Puis les Américains Wild et Reid adaptent la technique des échos d'impulsions à l'examen des structures biologiques.

L'application de l'effet Doppler en échographie est à mettre au crédit de chercheurs japonais, qui dans les années 50 l'utilisèrent pour des investigations cardiovasculaires.

L'échographie doit beaucoup au développement du sonar. Les deux techniques sont rigoureusement identiques sur le plan théorique, seules changent les dimensions des capteurs et les ordres de grandeur des fréquences utilisées.

Si pour le sonar la profondeur d'exploration peut atteindre plusieurs milliers de mètres, celle-ci ne dépasse guère quelques dizaines de centimètres en échographie. En contrepartie les cibles à détecter sont, elles, beaucoup plus petites, de l'ordre du millimètre.

INTRODUCTION

L'échographie est une technique d'imagerie médicale qui utilise des ultrasons. Ce nom désigne à la fois l'acte médical et l'image qui en résulte.

Les premières recherches sur les ultrasons n'étaient pas destinées à des applications médicales, mais avaient pour but de permettre la détection des sous-marins pendant la première Guerre mondiale. Ce sont deux britanniques, le médecin J.J. Wild et l'électronicien J. Reid, qui ont mis au point le premier échographe en 1951.

A l'origine, cet appareil était destiné à la recherche des tumeurs cérébrales, mais il est aujourd'hui principalement utilisé en obstétrique.

L'échographie permet d'étudier de nombreux organes de l'abdomen, du petit bassin, du cou (thyroïde, foie, rate, pancréas, reins, vessie) ainsi que les vaisseaux sanguins, les ligaments et le cœur. Elle permet plus précisément de rechercher des anomalies (telles que des tumeurs, des kystes et des malformations) et de guider des prélèvements (ponctions).

Pendant une grossesse, plusieurs échographies sont réalisées afin de vérifier la vitalité et le développement du fœtus, de dépister des anomalies et de déterminer le sexe de l'enfant.

Cette technique permet en effet d'obtenir une image monochrome du fœtus à l'intérieur du ventre de sa mère.

Cette technique d'imagerie est aussi employée dans d'autres domaines : en recherche, en exploration vétérinaire et même dans l'industrie.

L'échographie consiste à appliquer une sonde contre la peau en face de l'organe à explorer. Cette sonde émet des ultrasons qui traversent les tissus et sont renvoyés sous la forme d'un écho. Ce signal est recueilli et analysé par un système informatique qui retransmet en direct une image sur un écran vidéo. En effet, les échos renvoyés et enregistrés par l'appareil sont des signatures des obstacles qu'ils ont rencontrés.

L'appareil permettant de réaliser des échographies est appelé échographe. Il est constitué de :

- Sonde permettant l'émission et la réception d'ultrasons.
- Système informatique qui transforme le signal reçu en image.
- Console de commande permettant différents réglages d'un moniteur.
- Système d'enregistrement des données.

Pour réaliser une échographie, le médecin applique un gel froid sur la peau. Ce gel est destiné à améliorer le contact entre la sonde et la peau.

L'échographie est une technique indolore pour le patient, sans contre-indication et sans danger pour le fœtus au cours de la grossesse. Elle ne nécessite pas d'anesthésie et le médecin peut compléter l'interrogatoire et l'examen clinique du patient en cours d'examen.

Cette technique permet d'utiliser plusieurs modalités pour visualiser une anomalie : en 2D, en 3D, par échographie de contraste, avec doppler pulsé ou couleur.

Dans notre travail, nous avons étudié le **XARIO TUS-200** de marque **TOSHIBA**. Notre stage de fin d'études s'est effectué au sein de l'établissement **SARL AURES MATERIEL MEDICAL** dont le siège est situé à **CHEREGA**.

Pour cela nous avons structuré notre travail en quatre chapitres. Le premier chapitre a porté sur une approche générale des bases physiques et techniques de l'échographie. Une présentation de l'appareil et une brève description des modes de son utilisation ont fait l'objet du second chapitre, le troisième chapitre porte sur l'étude technique des différentes unités et blocs constituant la machine ainsi que leurs fonctions. Le quatrième et dernier chapitre est un recueil non exhaustif de la définition des procédures et protocoles de maintenance préconisés par le constructeur Toshiba. Nous terminons notre travail par une conclusion.

I. PREAMBULE :

Avec les progrès technologiques du siècle dernier, l'imagerie médicale s'est considérablement développée. Aujourd'hui, l'imagerie médicale est très fréquemment utilisée, les médecins y ont trouvé un outil indispensable dans l'élaboration de diagnostics fins et précis. Ainsi les traitements sont mieux adaptés et de fait plus performants.

Dans les années 1970 est créé l'échographie, « écho » signifiant la réflexion. Ce principe d'imagerie utilise la réflexion d'un faisceau d'ondes mécaniques vibratoires (les ultrasons) par les organes. Cette invention est une révolution médicale, car elle permet d'obtenir une image dynamique de l'observation des tissus mous.

II. GENERALITE SUR LES ULTRASONS :

II.1 DEFINITION DES ONDES SONORES ET DES ULTRASONS :

Les ondes sonores sont des ondes mécaniques se propageant dans les liquides et les solides. Les US (Ultra Sons) sont des ondes de pression se propageant en provoquant localement des variations de pression et des vibrations infimes de matière.

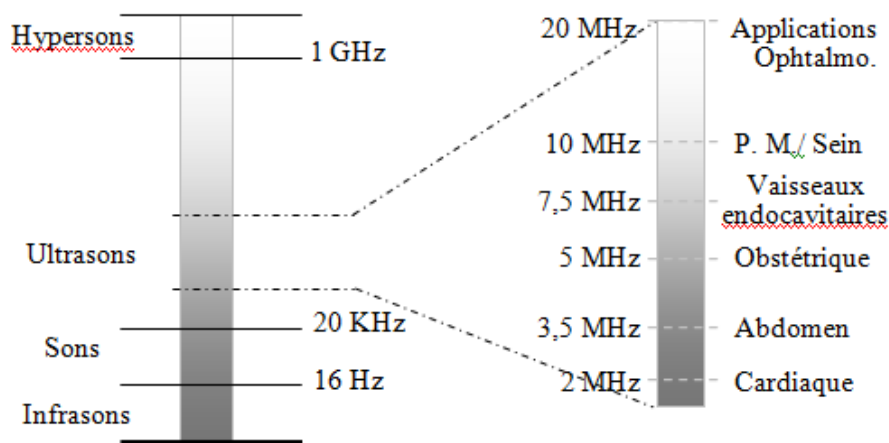


Fig.1 : spectre de fréquences ultrasonores

Pour les applications médicales (échographie), elles sont comprises entre 2 MHz et 20 MHz et peuvent atteindre 30 MHz dans certaines applications ¹endovasculaire. ¹Endovasculaire : un terme qui signifie diagnostiquer l'intérieur des vaisseaux vasculaires.

II.2. PARAMETRES DE PROPAGATION DE L'ONDE SONORE:

La célérité est la vitesse de propagation de la variation de pression dans le milieu.

La fréquence est le nombre d'oscillations par seconde Elle s'exprime en Hertz.

$$f = 1 / T \quad (I.1)$$

La longueur d'onde : est le nombre d'oscillations par seconde.

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (I.2)$$

L'impédance est la résistance d'un milieu à la pénétration d'une onde US. Elle traduit son aptitude à reprendre sa forme originale après déformation.

$$Z = \sqrt{\frac{\rho}{X}} \quad (\text{I.3})$$

Où : Z = impédance acoustique, X = compressibilité du milieu et ρ = masse volumique.

L'intensité acoustique est la quantité totale d'énergie traversant l'unité de surface par unité de temps, elle s'exprime en watts/cm^2 .

$$I = \frac{p^2}{2\rho c} \quad (\text{I.4})$$

Où : I = intensité, p = pression acoustique, ρ = masse volumique et c = célérité.

III. INTERACTION DES ULTRASONS AVEC LA MATIERE :

III.1. ATTENUATION:

En se propageant, l'onde US cède une partie de son énergie au milieu traversé. Il y'a absorption de l'énergie ultrasonore et l'intensité du faisceau diminue. L'absorption obéit à une loi exponentielle décroissante:

$$I = I_0 * \exp^{-ax} \quad (\text{I.5})$$

Où: I = intensité lié à la distance x , I_0 = intensité initiale, e = base des logarithmes Népériens, a = coefficient d'absorption et x = distance à la source.

Le coefficient d'absorption, qui définit le pouvoir de pénétration des ultrasons, est à peu près proportionnel au carré de la fréquence ultrasonore :

$$A = Kf^2 \quad (\text{I.6})$$

Où: A = coefficient d'absorption ; K = constante ; f = fréquence ultrasonore

	a (dB/cm/MHz)
Sang	0.1
Graisse	0.5
Foie	1
Muscle	1.5
Os	10
Poumon	20

Tab1 : coefficient d'absorption des tissus

III.2. REFRACTION/REFLEXION :

Angle $\Theta = 90^\circ$:

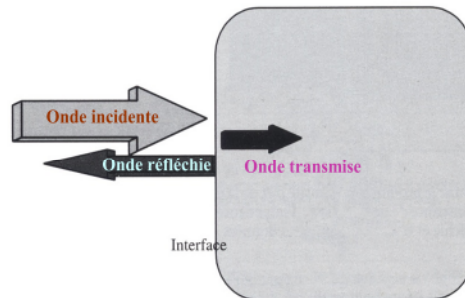


Fig.2. réflexion

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}^2 \tag{I.7}$$

Où : **R** : coefficient de réflexion ; **I_i** : intensité incidente ; **I_r** : intensité réfléchie ;

Z₁ : impédance du milieu 1 et **Z₂** : impédance du milieu 2.

Angle autre que 90° :

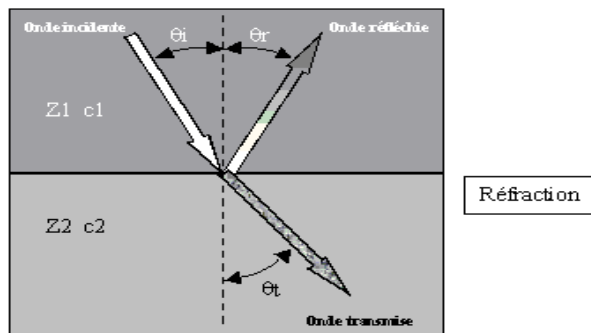


Fig.3 : réfraction

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{c_1}{c_2} \tag{I.8}$$

En pratique échographique, le phénomène de réfraction est généralement négligeable car les différences de célérité des tissus biologiques sont faibles et les incidences utilisées voisines de celles de la normale ($\Theta=0^\circ$).

III.3. DIFFUSION :

La **diffusion** est la **réflexion** des ondes ultrasonores dans **toutes les directions** de l'espace, par des obstacles, dits **diffuseurs**, dont la taille est **petite** par rapport à la **longueur d'onde** de ces ultrasons.

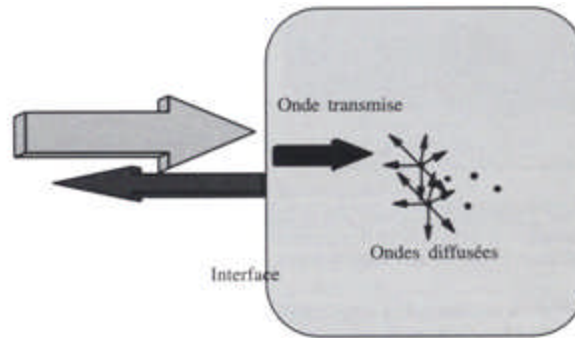


Fig.4 : Diffusion

III.4. LE FAISCEAU ULTASONORE : est constitué :

- Une première zone proximale, dite zone de Fresnel (near field), sa longueur est donnée par la relation suivante :

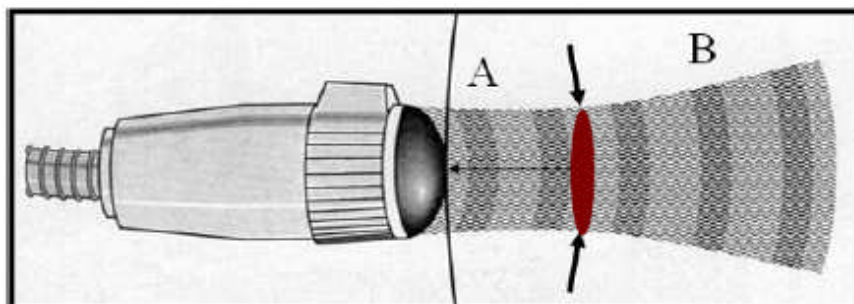
$$L = \frac{D^2}{4\lambda} = \frac{D^2 \cdot f}{4 \cdot V} \quad (1.9)$$

Où : L : longueur de la zone de Fresnel, D : diamètre du **transducteur**, f : fréquence de la sonde, V : la vitesse des ultrasons et λ : longueur d'onde

- Une deuxième zone plus éloignée, appelée zone de Fraunhofer (far field), où le faisceau diverge suivant :

$$\alpha = \frac{\lambda}{D} \quad (I.10)$$

Où : α : angle de divergence du faisceau ultrasonore, D : diamètre du transducteur et λ : longueur d'onde.



A= Zone de Fresnel

B=Zone de Fraunhofer

Fig. 5 : Géométrie d'un faisceau ultrasonore

IV. DEFINITION DES SONDES :

La sonde est la partie essentielle constituant l'échographie. Elle est la source des ondes ultrasonores. Elle convertit les échos en signaux électriques, un transducteur.

IV.1. PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT D'UN TRANSDUCTEUR :

Le principe de fonctionnement d'un transducteur est basé sur le phénomène de la piézo-électricité. En appliquant un courant alternatif sur un cristal piézoélectrique, le cristal se comprime et se décomprime alternativement et émet un son dont la fréquence dépend des caractéristiques du cristal. Le même élément est utilisé pour transformer les ultrasons qui reviennent vers la sonde après être réfléchis en courant électrique.

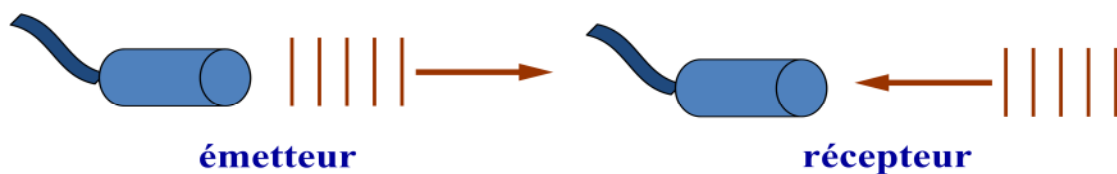


Fig.6: Principe de fonctionnement du transducteur

IV.1.1. PHENOMENE DE PIEZO-ELECTRICITE :

La piézo-électricité est un phénomène propre à certains types de cristaux (le quartz est le plus connu). Il apparaît à la surface de ces corps quand on les soumet à des pressions, des charges électriques (effet direct). Inversement, l'application d'une tension électrique sur ces mêmes surfaces donne lieu à une modification des dimensions des cristaux (effet inverse). Il y'a moyen de transformer un signal électrique en déformation mécanique et réciproquement. Ce phénomène, combiné aux propriétés de résonance mécanique des corps utilisés, permet d'obtenir des vibrations électriques ou mécaniques, à l'origine de nombreuses applications pratiques.

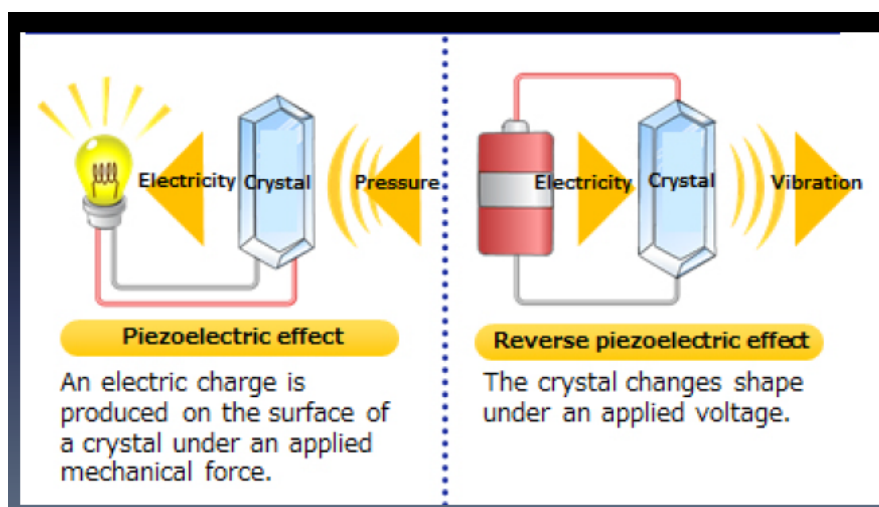


Fig.7 : Phénomènes de Piézo-électricité.

IV.1.2. LES DIFFERENTS MATERIAUX PIEZO-ELECTRIQUES :

Nous allons considérer les quatre classes principales de matériaux piézo-électriques, les **cristaux** qui possèdent une piézo-électricité naturelle, les **céramiques**, les **polymères** et les **composites** qui doivent être polarisés.

Avant de les comparer, il est nécessaire de définir les deux principales grandeurs physiques qui vont caractériser ces différents matériaux :

- **ZA, l'impédance acoustique**: Celle-ci doit être la plus proche possible de celle des tissus biologiques, c'est-à-dire environ $1,5 \text{ Mra}$, afin que les ultrasons se transmettent bien de la sonde au corps humain.

- **kt, le coefficient de couplage électro-acoustique**: Ce paramètre, compris entre 0 et 1, caractérise l'aptitude du matériau à convertir une énergie électrique en énergie mécanique ou inversement. Il doit être le plus élevé possible.

IV.2.CONSTRUCTION DE LA SONDE :

Une sonde échographique est composée **d'un ou de plusieurs cristaux piézoélectriques**, d'un **matériel d'amortissement** qui joue un rôle primordial dans la genèse de l'impulsion ultrasonore, d'un **liquide** dans le cas des sondes à balayage mécanique, et d'une **enveloppe protectrice**.

Une sonde doit contenir trois éléments essentiels : la céramique, la couche d'amortissement et l'adaptateur d'impédance.

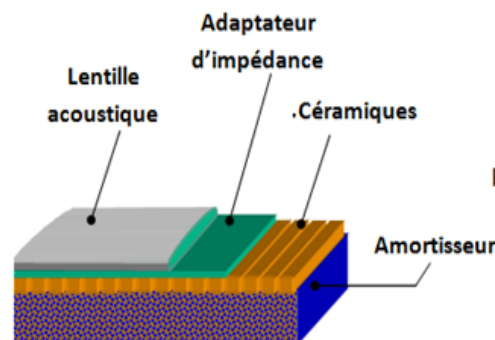


Fig.8. coupe d'une sonde échographique

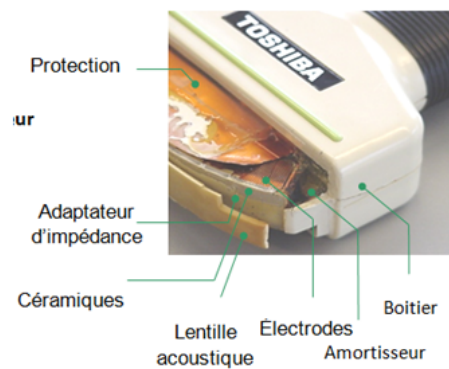


Fig.9. Constitution d'une sonde échographique

IV.2.1. LA CERAMIQUE :

La céramique est l'élément actif de la sonde, sa forme et sa structure varient considérablement d'une sonde à l'autre mais le principe reste le même. Elle est constituée le plus souvent de Titanate ou de Zirconite de plomb (PZT) aux fortes propriétés piézo-électriques.

Chaque céramique se caractérise par la fréquence de résonance conditionnée par la nature du matériau et par son épaisseur :

$$f = K / E \quad (\text{I.11})$$

Où : f = fréquence de résonance, E = épaisseur et K = constante.

IV.2.2. COUCHE D'AMORTISSEMENT :

La couche d'amortissement est placée en arrière des céramiques. Elle est constituée par de l'araldite chargée d'une fine poudre de plomb ou de tungstène et maintient le ou les éléments piézo-électriques en place. Elle absorbe les rayonnements ultrasonores émis vers l'arrière car ils entraîneraient des échos parasites.

IV.2.3. ADAPTATEUR D'IMPEDANCE :

Réalisé en matériau non conducteur, il isole la peau du sujet de l'électrode antérieure et protège la céramique ; mais surtout chargé d'éviter une trop grande réflexion du faisceau ultrasonore contenue dans la forte différence d'impédance de la céramique et de la peau. Il possède une impédance intermédiaire. Afin d'améliorer la sensibilité de la sonde, son épaisseur doit être égale au quart de la longueur d'onde : cela assure l'équivalent optique d'un traitement antireflet.

$$E = \lambda / 4 \quad (\text{I.12})$$

Où : E = épaisseur et λ = longueur d'onde.

IV.3. DIFFERENTS TYPES DE SONDES :

On distingue deux grands types de sonde d'échographie :

- > Les sondes pour lesquelles chaque cristal ou groupe de cristaux émettent des ultrasons toujours dans la même direction.
- > Les sondes pour lesquelles les ultrasons sont envoyés dans une direction différente à chaque impulsion par balayage mécanique ou électrique. On les classe en fonction du procédé utilisé pour lire le plan de coupe.

IV.3.1. SONDÉS LINEAIRES ET LINEAIRES COURBES :

Les sondes linéaires et linéaires courbes sont des sondes constituées de plusieurs cristaux alignés en rangées linéaires ou légèrement courbées. L'image reconstituée est de forme rectangulaire (linéaire) ou conique (linéaire courbe).

- **Sondes linéaires :**

Généralement haute fréquence (10-15MHZ).

Pour les explorations superficielles et les images de hautes résolutions (cou, petits vaisseaux sanguins...).



Fig.10. Image d'une sonde à balayage linéaire

- **Sondes linéaires courbes (convexe) :**

Fréquence plus basse (de 3-8MHZ). Pour l'exploration de grands organes. Permet l'observation d'un grand champ de vision avec faible surface de contact (abdomen, cerveau du nouveau né, poumons)



Fig.11. Image d'une sonde à balayage sectoriel

IV.3.2. SONDES A BALAYAGES ELECTRONIQUES:

Les sondes à balayage sont des sondes constituées d'un ou de plusieurs cristaux pour lesquelles la direction du faisceau ultrasonore varie afin de balayer la zone à explorer. Ce balayage n'est pas directement visible sur l'image reconstituée, car il est trop rapide pour l'être. Il existe deux grands types de balayage : le balayage mécanique et le balayage électronique.

Les sondes à balayage électroniques sont constituées de plusieurs cristaux arrangés en ligne ou en anneau. Des interférences entre les faisceaux ultrasonores des cristaux élémentaires peuvent faire changer la direction générale du faisceau. Le changement de direction du faisceau ultrasonore est obtenu en modifiant le décalage de la mise en charge des différents cristaux par un décalage de phase de l'impulsion électrique. Le balayage est réalisé soit de manière linéaire, soit de manière sectorielle.

a) Sonde à balayage électronique linéaire :

Pour améliorer la résolution latérale, on regroupe pour chaque tir plusieurs éléments voisins. Chaque tir est effectué avec un décalage d'un élément. La surface d'émission n'est pas trop petite et le faisceau ne diverge pas trop vite. Les éléments sollicités à chaque tir, peuvent être de plus, focalisés électroniquement.

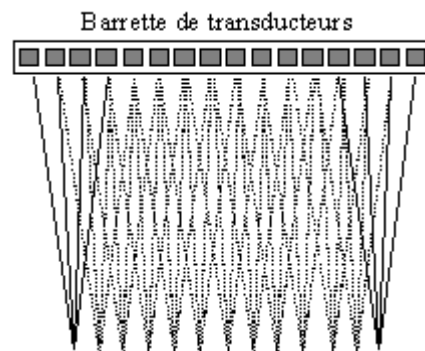


Fig.12 : Balayage électronique linéaire

b) sonde à balayage électronique sectoriel :

Ce mode de balayage utilise tous les éléments d'une barrette pour chaque tir ultrasonore. Le faisceau ainsi créé est focalisé électroniquement et balaye l'ensemble d'un plan de coupe.

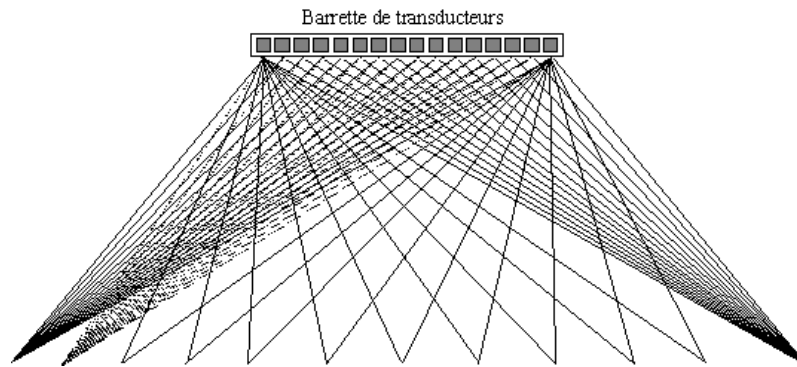


Fig. 13 : Balayage électronique sectoriel

V. LA TECHNIQUE DOPPLER :

La vélocimétrie Doppler est présentée comme une méthode semi-directe de la mesure de la vitesse du sang, mais avec une propriété très intéressante. Les caractéristiques de propagation des ondes ultrasonores à travers les tissus et le sang permettent de mesurer sans interférence l'écoulement sur des vaisseaux intacts et de façon transcutanée.

V.1. PRINCIPE DE L'EFFET DOPPLER :

Lorsqu'un faisceau ultrasonore émis par une source traverse des tissus biologiques, il rencontre un certain nombre de cibles ou interfaces fixes. La fréquence réfléchi par ces cibles fixes est identique à la fréquence émise : on dit qu'il n'y a pas de différence entre la fréquence d'émission (f_e) et la fréquence de réception (f_r).

Si la cible se déplace, comme les globules rouges du sang circulant, il se produit une modification de la fréquence du faisceau réfléchi :

$$f_r = f_e + f_D \quad (\text{I.13})$$

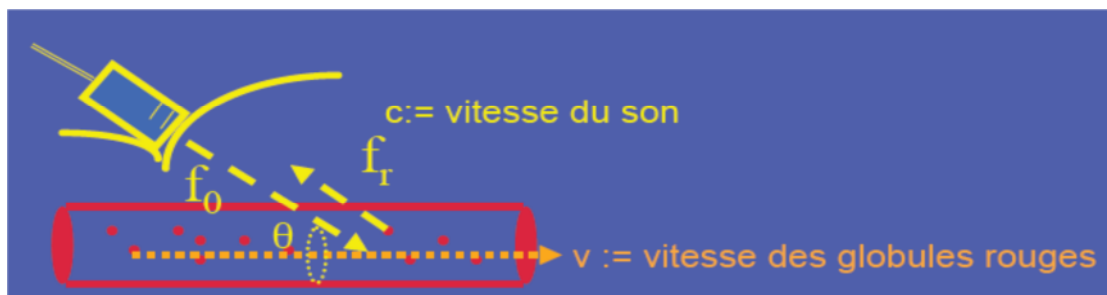


Fig. 14 : Principes de l'effet doppler

V.2. FREQUENCE DOPPLER :

La fréquence Doppler (f_D) est la différence entre la fréquence émise et la fréquence reçue (réfléchi). Cette différence est positive ou négative selon le sens de l'écoulement et la détection de son signe, peut donc permettre une détection directionnelle de l'écoulement.

Ainsi, l'effet Doppler permet de détecter le mouvement des hématies dans un vaisseau. La fréquence Doppler s'exprime par la relation suivante :

$$F_D = F_r - F_e = \frac{2F_e V \cos\theta}{c} \quad (\text{I.14})$$

Où : F_e : fréquence d'émission de la sonde (comprise en général entre 2 et 10 MHz),

F_r : fréquence de réception de la sonde, V : vitesse des éléments figurés dans le vaisseau,

θ : angle entre l'axe du vaisseau et l'axe du faisceau ultrasonore et c : vitesse moyenne des ultrasons dans le corps humain (1540 m/s).

V.3 MODES DOPPLER : il existe plusieurs types de mode doppler :

V.3.1 LE DOPPLER PULSÉ :

Le Doppler pulsé est caractérisé par une sonde constituée d'un élément piézo-électrique unique, à la fois émetteur et récepteur. L'onde sonore émise n'est plus continue mais pulsée avec une période de répétition T_0 .

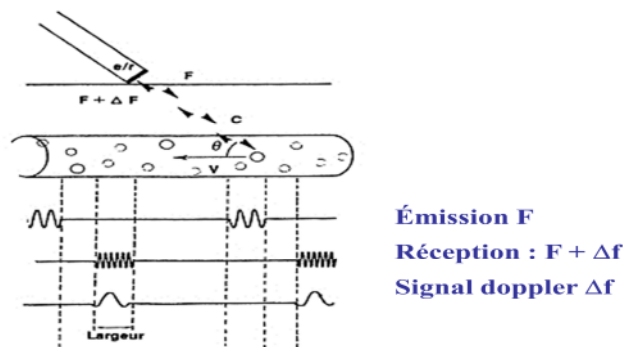


Fig.15 : Doppler pulsé

La fréquence de répétition des impulsions (PRF : Pulse Repetition Frequency) $F_0 = 1/T_0$ détermine la profondeur maximale d'exploration.

$$PRF = \frac{V_{us}}{2 \cdot d} \dots \quad (\text{I.15})$$

Où : V_{us} : vitesse des ultrasons et d : profondeur du vaisseau.

L'avantage: sélectionne l'emplacement exact de la mesure en positionnant le curseur

L'inconvénient : imprécision aux hautes vitesses (aliasing).

V.3.2. DOPPLER CONTINU :

Dans un Doppler continu, une onde continue sinusoïdale est émise par un cristal en direction du territoire vasculaire à examiner. Un autre cristal reçoit en permanence les échos provenant des structures situées dans la zone d'action du capteur délimitée par son diagramme de rayonnement. L'information Doppler est extraite par un circuit détecteur.

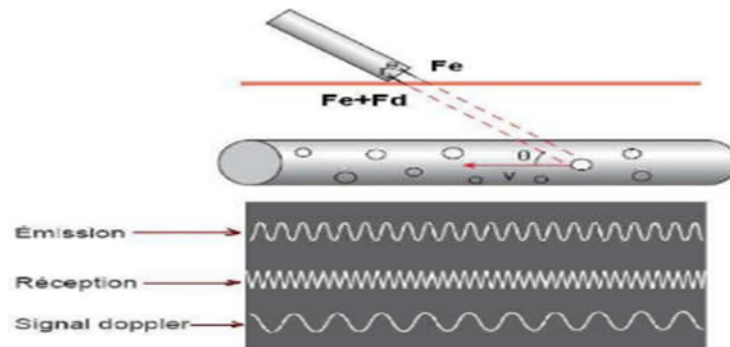


Fig.16: Doppler continu

Avantage: mesure très précise de la vitesse.

Désavantages :

- la position ne peut être déterminée avec précision (range ambiguity).
- Pas de time gain compensation.

V.3.3.MODE DOPPLER À CODAGE COULEURS (CDI : COLOR DOPPLER IMAGING) :

Ce procédé permet une cartographie des flux en temps réel, en utilisant un balayage sectoriel doppler pulse, avec de multiples fenêtres d'écoute disposées sur chaque ligne d'un plan de coupe déterminé.

La détection du signal doppler au sein d'une image échographique bidimensionnelle en mode B, en noir et blanc nécessite l'utilisation d'un codage coloré afin de le distinguer du signal échographique.

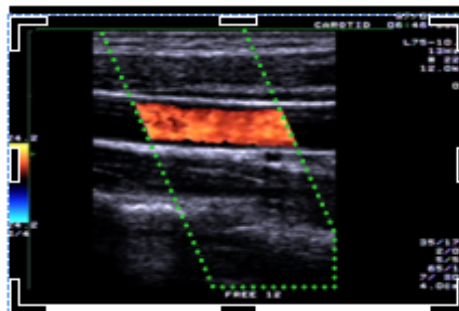


Fig. 17: Image en mode Doppler Couleur (CDI)

V.3.4. MODE DOPPLER ÉNERGIE (ANGIO-PUISSANCE) :

Dans cette technique, le codage du signal ne se fait pas par l'analyse des fréquences doppler, mais sur l'intensité du signal, son amplitude, c'est-à-dire l'aire sous l'enveloppe du signal. Ainsi l'intensité du signal est plus élevée qu'en doppler fréquentiel, mais en revanche, toute notion hémodynamique est perdue.

Avantages :

- La quasi-indépendance vis-à-vis de l'angle de tir θ ;
- L'absence d'aliasing étant donné que le codage sous la courbe est identique en cas de repliement du spectre ;
- La bonne résolution spectrale ;
- Une sensibilité plus élevée aux flux.

Tout ceci permet de visualiser de façon excellente les vaisseaux.

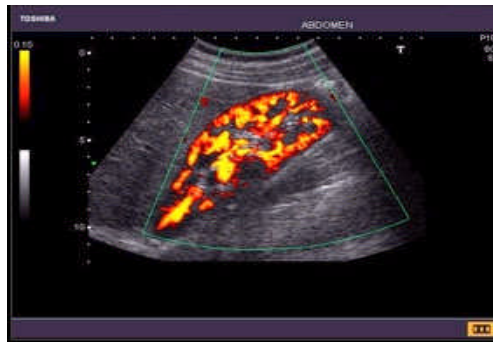


Fig. 18: Image en mode Doppler Puissance (Angio)

VI. DEFINITION DE L'ECHOGRAPHIE :

L'échographie est un terme constitué de deux mots : écho et graphie qui signifie dessiner l'écho (l'onde réfléchie), qui est une technique d'imagerie permettant de visualiser sur écran des structures du corps humain en utilisant les ondes ultrasonores dont la qualité des images échographiques dépend de plusieurs caractéristiques.

VI.1. PRINCIPE DE L'ECHOGRAPHIE :

L'échographie utilise les ondes ultrasonores qui ont une très bonne directivité et le pouvoir de réfléchir à l'interface du milieu ayant des impédances acoustiques différentes. Ces ondes sont envoyées par une sonde qui présente des fréquences variables en fonction de l'organe à analyser et réceptionner par cette même sonde. Le signal transmis correspond aux différentes structures rencontrées (écho). Le signal sera analysé par un ordinateur et restitué en temps réel sur l'écran. Les ultrasons sont émis par trains d'ondes successives de durée brève pour éviter au niveau du transducteur, les interférences entre les ondes qu'il émet et celles qu'il reçoit.

VI.2. LES DIFFERENTS MODES D'ECHOGRAPHIE :

Les modes d'utilisation des transducteurs permettent d'explorer les structures biologiques des organes *in vivo*¹, l'échographie mode A, l'échographie mode B, l'échographie mode TM et l'échographie 3D.

VI.2.1. ECHOGRAPHIE MODE B (Brillance) :

Dans ce mode d'exploitation, les différents échos sont représentés en fonction du temps sous forme de point lumineux. Plus les points lumineux sont brillants, plus le coefficient de réflexion est plus grand.



Fig.19: Principe et Représentation de l'image échographique en mode B

VI.2.2. ECHOGRAPHIE MODE M (Mouvement) ou TM (Temps-mouvement) :

Ce mode sert à enregistrer le mouvement des structures situées sur une ligne d'exploration. Les échos de la ligne explorée sont représentés verticalement, la surface étant en haut de l'écran, la profondeur vers le bas. Les échos sont affichés en mode B.

Le mode TM est uniquement utilisé en échocardiographie unidimensionnelle « puisqu'il n'explore qu'une seule ligne » pour observer les mouvements des parois et des valvules cardiaques. Ce mode permet d'obtenir une résolution temporelle supérieure au mode B et de pouvoir observer des événements très rapides.

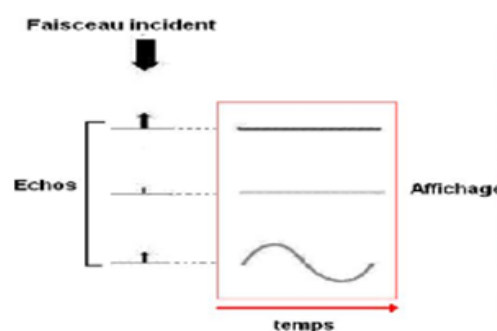


Fig.20: Principe de représentation de mode M de ventricule gauche

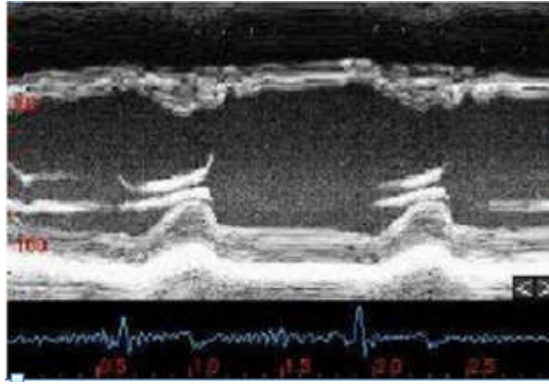


Fig.21: image échographique typique de l'image échographique en mode M

VI.2.3. ECHOGRAPHIE 3D :

Lorsque le faisceau ultrasonore balaye un plan, l'échographie est bidimensionnelle et les structures visualisées sont celles qui se trouvent dans le plan de coupe balayé. Si le faisceau balaye un volume, l'échographie devient tridimensionnelle et on fait alors appel à des logiciels spécialisés dans la reconstruction d'image pour obtenir un rendu 3D de la surface ou du volume examiné ou pour sélectionner un plan de coupe d'orientation quelconque.

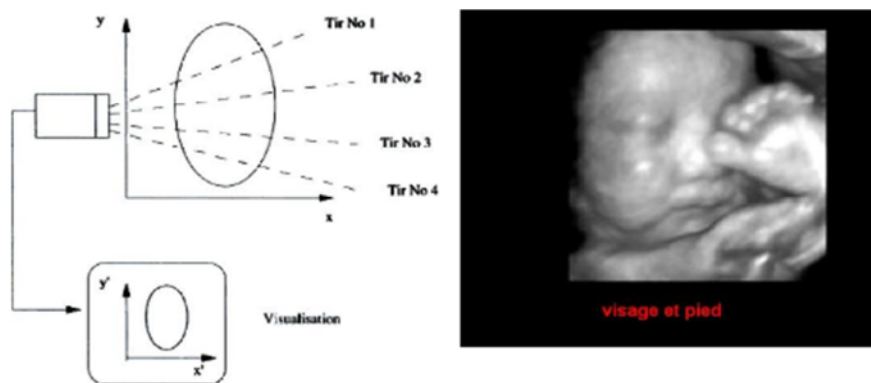


Fig.22: Principe de formation d'image échographique en 3D

VI.3. FORMATION DE L'IMAGE ECHOGRAPHIQUE :

L'objectif est de créer une image stockée sous forme d'une matrice. La position verticale dans la matrice est donnée par l'instant de retour T_R de l'écho (profondeur). Sa position horizontale correspond à la ligne observée et l'amplitude A_i de cet écho est convertie en niveaux de gris. Chaque pixel de l'image est donc représentatif d'un écho, en position et en amplitude.

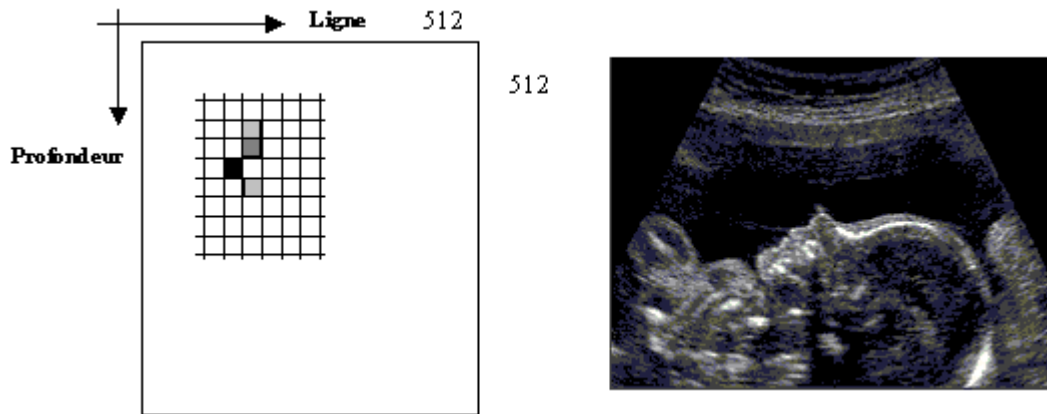


Fig.23 : Constitution de l'image échographique

Une image est constituée à partir d'une centaine de tirs ultrasonores. Pour remplir les 512 colonnes de la matrice, on procède par interpolation des pixels les plus proches. Pour rendre moins brutales les variations de niveaux de gris, on effectue également un lissage de l'image.

L'amplitude de l'écho dépend de l'échogénicité de la cible mais aussi de la profondeur. Il faut compenser cette atténuation de profondeur pour homogénéiser le contraste en profondeur. L'opérateur applique donc un réglage de gain, fonction de la profondeur.

VI.4. QUALITE DE L'IMAGE : est identifiée via ses différentes résolutions

VI.4.1. RESOLUTION SPATIALE : Elle est différente en échographie selon les trois axes :

> **Résolution axiale:** c'est l'aptitude à différencier des détails placés dans l'axe de propagation des ultrasons. Elle est de l'ordre du millimètre et dépend de:

- La longueur d'onde qui est la limite théorique (elle diminue quand la fréquence augmente).
- La durée de l'impulsion (importance de l'amortisseur).

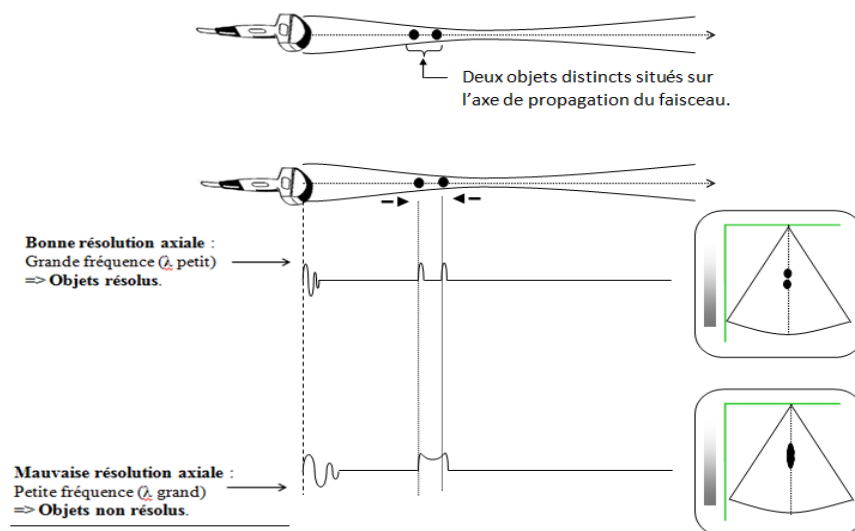


Fig. 24 : Résolution axiale

> **Résolution latérale:** aptitude à différencier les détails placés dans le plan de coupe perpendiculairement à l'axe de propagation des ultrasons. Elle est moins bonne que la précédente et est liée :

- au diamètre du faisceau lui-même dépendant de l'ouverture à l'émission, de la focalisation et de la profondeur.

- à la densité des lignes ultrasonores qui est de l'ordre de 250, limitée par la profondeur d'exploration et le taux de renouvellement de l'image ou TRI.

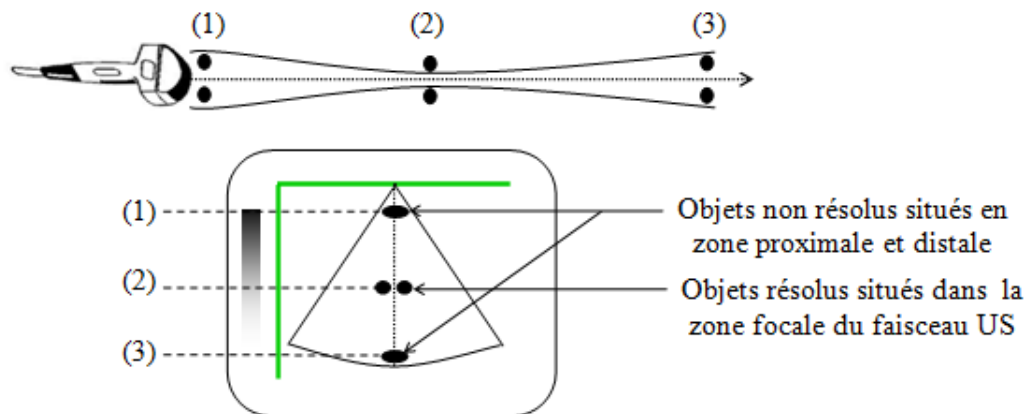


Fig.25: Résolution latérale

> **Résolution transversale :** perpendiculairement au plan de coupe : c'est l'épaisseur de la coupe qui dépend de la focalisation transversale.

VI.4.2. RESOLUTION EN CONTRASTE :

L'aptitude à détecter de faibles différences d'amplitude est liée à la dynamique ou la différence entre amplitudes maximale et minimale. Cette dynamique est excellente au niveau de la sonde où elle est liée à la qualité de l'amortissement. Elle est limitée par la numérisation (quantification sur un nombre limité de niveaux de gris).

VII. LES ARTEFACTS :

Les artefacts en échographie sont la conséquence du phénomène physique qui modifie les images échographiques par rapport aux coupes anatomiques correspondantes.

VII.1. TYPES D'ARTEFACTS : nous avons des artefacts liés aux :

- Phénomènes physiques,
- Technologies des échographies et des capteurs,
- Dysfonctionnement de l'appareil,
- L'environnement.

Les artefacts liés aux phénomènes physiques sont :

- **La réverbération** : est lié au piégeage des ultrasons entre deux surfaces réfléchissantes entre lesquelles ils rebondissent. A chaque rebond, un petit écho est libéré vers la sonde et forme une image. Le retard entre deux échos conduit la machine à placé l'image à une profondeur de plus en plus grande.

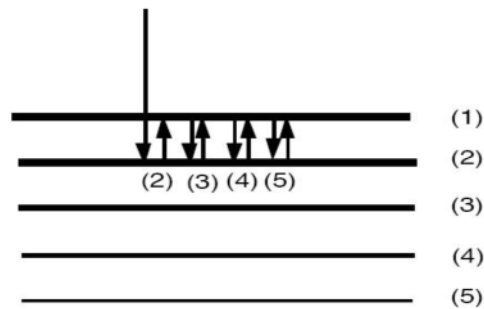


Fig. 26 : principe de réverbération

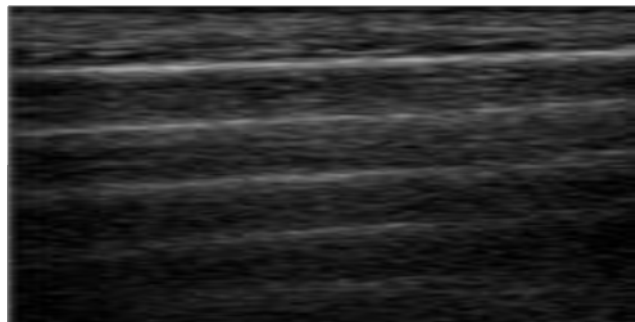


Fig.27 : phénomène de réverbération

- **Queue de comète** : est un cas particulier de réverbération créé par des microbulles d'air ou cristaux de cholestérol qui formeront une ligne échogène composée de multiples échos contigus.



Fig. 28 : Queue de comète

- **Image en miroir** : Survient lorsque le faisceau se réfléchit sur une interface très échogène. L'onde incidente se réfléchit avant d'atteindre une autre structure. Au

retour, les échos reprennent le même chemin, se réfléchissant à nouveau contre l'interface linéaire avant d'atteindre la sonde

L'appareil d'échographie ne tient pas compte de cette réflexion et considère un déplacement rectiligne.

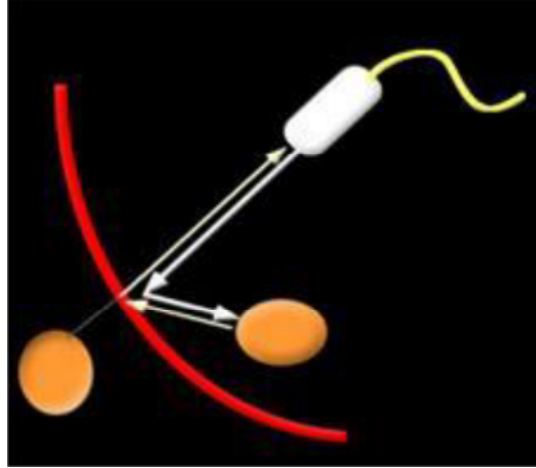


Fig.29 : principe de l'image en miroir

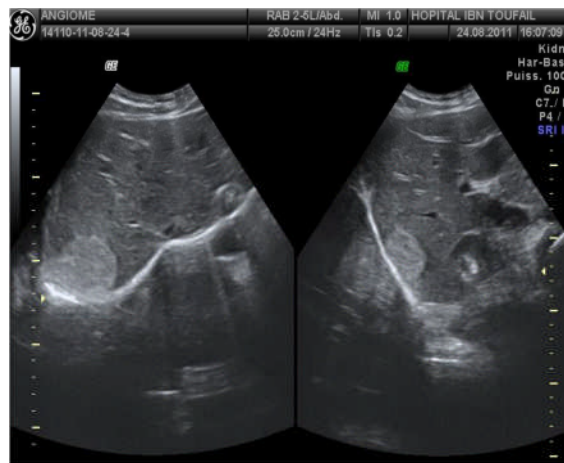


Fig.30 : Image en miroir

➤ **Cône d'ombre** : qui se divise en deux types :

Cône d'ombre de séparation : Un cône d'ombre se forme lorsque les ultrasons rencontrent une interface très réfléchissante ou une structure absorbante. Un écho très brillant est visible à la surface de la structure, puis plus aucune image ne se forme, faute d'ultrasons transmis.

L'ombre présente une forme de cône avec les sondes sectorielles, elle est rectangulaire avec les sondes linéaires.

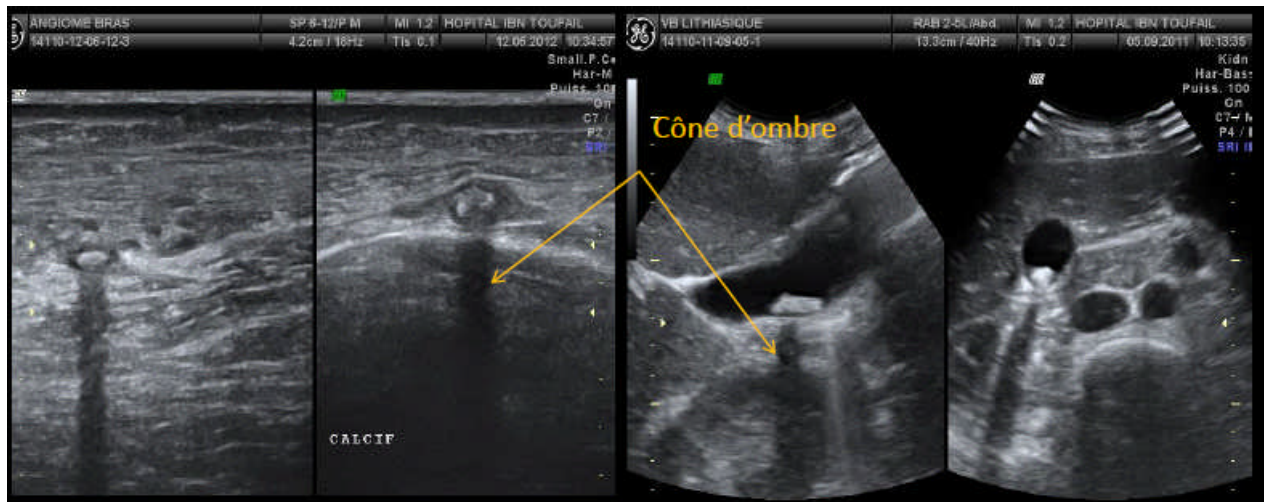


Fig.31 : Angiome du bras calcifié et Vésicule biliaire lithiasique

Cône d'ombre des parois latérales : L'ombre de bord est due à une réfraction du faisceau d'ultrasons en marge des structures rondes. La déviation des ultrasons est responsable du retour d'un moins grand nombre d'échos dans cette zone, Exemple: Lésions kystique, les bords de la vésicule biliaire et les reins.

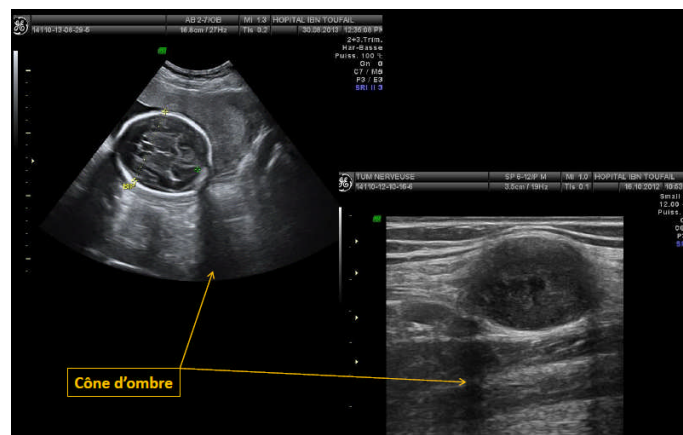


Fig.32 : cône d'ombre d'une paroi latérale

- **Renforcement postérieur :** Se produit à chaque fois que le faisceau traverse une structure liquidienne anéchogène. Les structures tissulaires qui se trouvent situées à une zone liquidienne reçoivent proportionnellement plus d'ultrasons que les régions voisines, pour lesquelles le faisceau a été atténué. L'image est ainsi plus brillante.

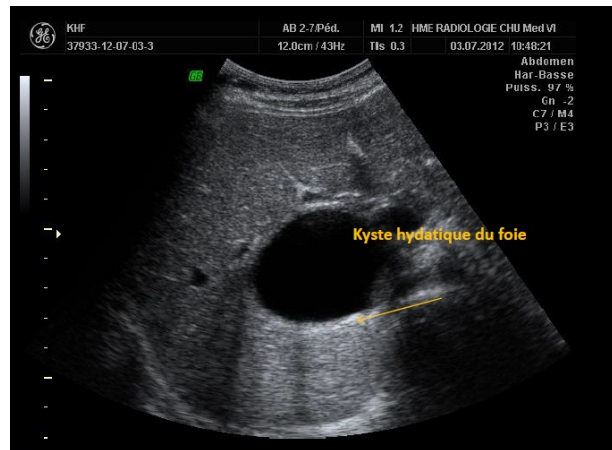


Fig.33. renforcement postérieur

- **Anisotropie** : L'échogénicité de certaines structures dépend de l'orientation du faisceau, elles sont alors dites anisotropiques. L'échogénicité est maximale lorsque le faisceau incident arrive perpendiculairement à la structure et diminue lorsque l'obliquité augmente.

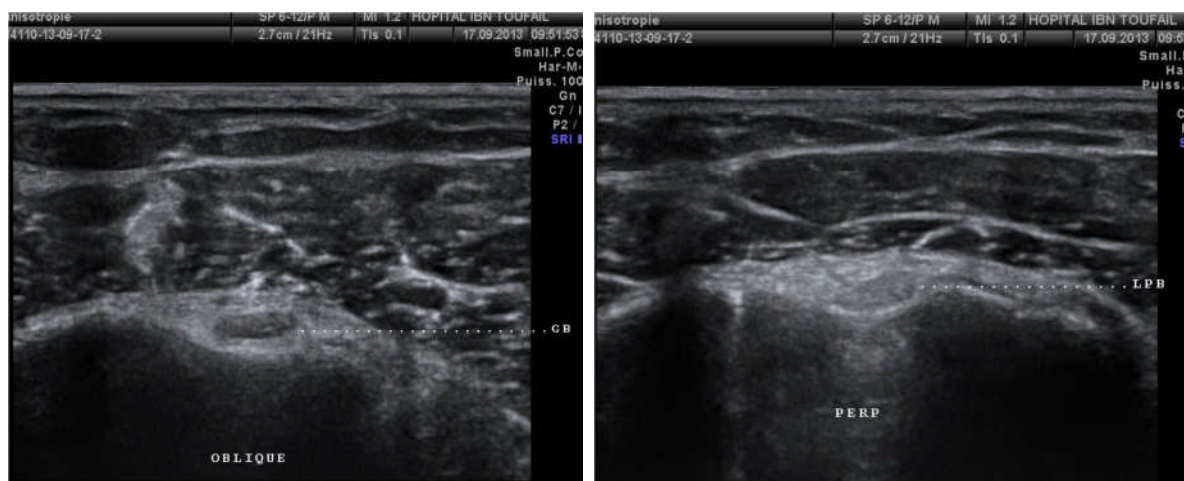


Fig.34. échogénicité lors d'un faisceau perpendiculaire et oblique

VII.2. LES DIFFERENTS MOYENS POUR SUPPRIMER OU ATTENUER CES ARTEFACTS :

VII.2.1. LES RÉGLAGES SUR LES SONDES :

Pour tous ces artefacts, l'utilisation d'un gel aqueux, dit "de couplage", permet d'éliminer l'air entre la sonde et la peau et d'éliminer ainsi certains artefact comme celui de réverbération. Lorsque plusieurs sondes sont disponibles sur le même appareil, le type de sonde et la fréquence des ultrasons doivent être choisis en fonction de la partie à examiner.

VII.2.2. LES RÉGLAGES SUR L'ÉCHOGRAPHE :

Un bon réglage de l'appareil peut aussi réduire certains artefacts. Pour exemple, un contraste important de l'image est utile pour examiner le cœur alors qu'un faible contraste permet de bien imager les organes.

Le gain général doit être ajusté au cours de l'examen pour régler la brillance générale de l'image. Celle-ci peut varier en fonction des structures à examiner. Le gain ne doit pas être réglé trop fort, car l'image devient trop blanche et le signal est saturé entraînant une diminution du contraste de l'image. Il ne doit pas non plus être réglé trop faible, car l'image devient toute noire. Un juste milieu doit être trouvé pour optimiser l'image.

Le gain étagé ou TGC ou STC (Dispositif permettant de régler l'homogénéité de l'image) permet de compenser l'atténuation due à la profondeur, et obtenir une image claire d'une structure homogène (parenchyme hépatique par exemple) car il est nécessaire d'amplifier davantage les échos profonds.

Une partie de cette correction est déjà réalisée par l'appareil, et l'opérateur dispose généralement d'un contrôle qui lui permet d'ajuster ces gains étagés en fonction des structures explorées. Le but du réglage du TGC est d'obtenir une image globalement homogène sur tout l'écran.

Pour la focalisation, les échographes équipés de sondes à focalisation électroniques, il est possible d'ajuster la distance de focalisation en fonction de la profondeur des structures examinées.

Pour éviter l'ombre de bord, changer l'orientation de la sonde. La non linéarité d'une zone peut être la conséquence d'un artefact.

VII.2.3. ENVIRONNEMENT ELECTROMAGNETIQUE :

Les parasites provenant du secteur peuvent être bloqués par des filtres. Le local recevant les échographes peut être isolé par blindage à la construction sous forme de cage de Faraday. Pour éviter tous ces pièges échographiques, la mise en place d'une maintenance et d'un contrôle qualité s'imposent.

VIII. DISCUSSION :

Dans ce chapitre, nous avons défini et mis en évidence les bases physiques et techniques de l'échographie, les différents modes échographiques, ainsi que les phénomènes d'artefacts rencontrés et quelques méthodes pour les atténuer. Le prochain chapitre portera sur l'équipement choisi pour cette technique d'imagerie qui est l'écho doppler *Xario TUS-200* de marque **TOSHIBA**.

I. PREAMBULE :

Le Xario 200 est un échographe de marque Toshiba model TUS-X200, qui offre une excellente qualité d'image pour la visualisation de petites lésions et d'excellentes performances dans un système sophistiqué et compact, Xario200 soutient un diagnostic précis en raison de sa mobilité exceptionnelle, et de son design convivial.

L'unité d'échographie doppler *Xario 200* permet l'application d'énergie électrique sous forme d'ultrasons en vue d'obtenir des images en Mode **B**, Mode **M**, Mode Doppler Pulsé (**PW D**), Mode Doppler Continu (**CW D**), Mode Doppler Couleur (**CDI**), Mode Doppler énergie (**Power**), en plus des représentations en mode **Duplex** formées par la combinaison de deux modes, et en mode **Triplex** de trois modes.



Fig.35. échographie *Xario TUS-200*

II. PRESENTATION DE L'APPAREIL :

Les figures suivantes montrent respectivement les faces avant et arrière de l'unité Xario TUS-200 :

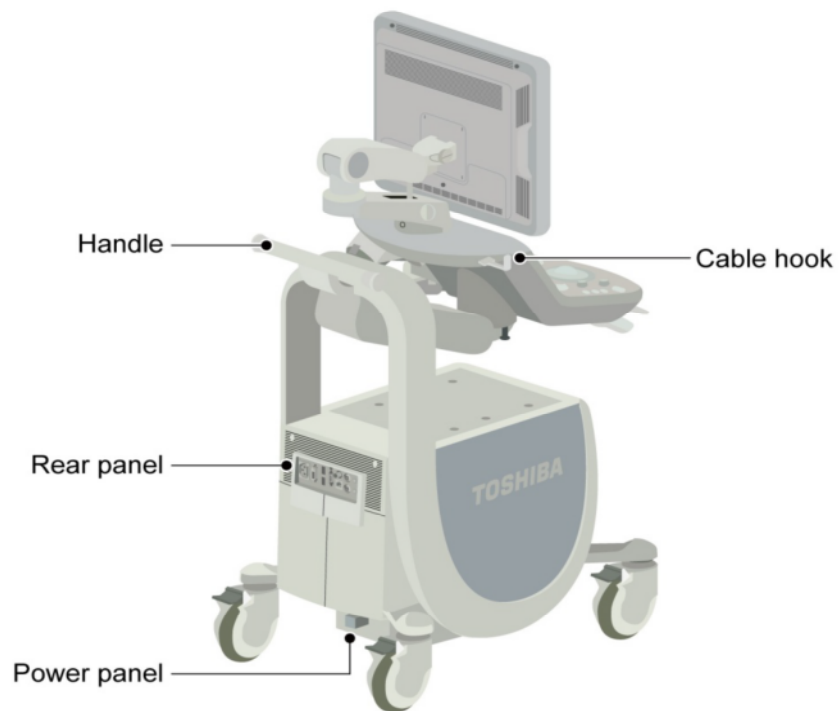
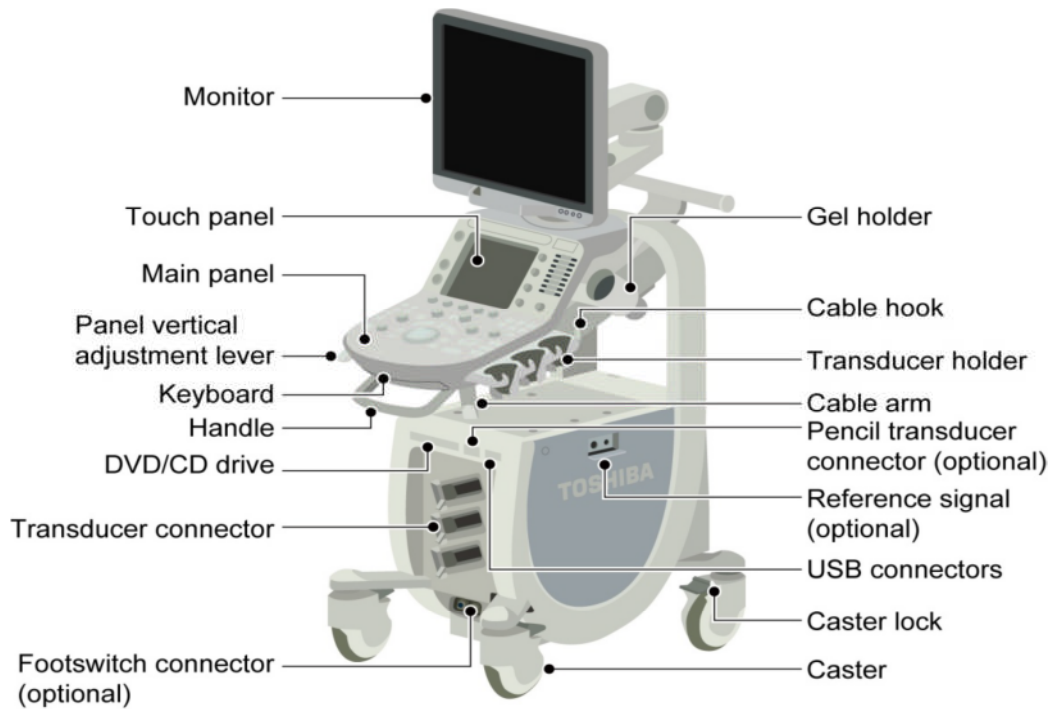


Fig.36. Vue avant et arrière de l'unité Xario TUS-200

III. DESCRIPTION :

Les dimensions externes du *Xario TUS-200* sont comme suit :

Largeur = 473 ± 20 mm, hauteur = 1287 à 1517 mm, profondeur = 785 ± 30 mm et un poids d'environ 70Kg. Il est équipé d'un chariot mobile disposant de poignées antérieures et postérieures, muni de quatre (04) roues autobloquantes dotées d'un système de verrouillage et déverrouillage des roues pour assurer une mobilité maximale à la console durant son déplacement et une stabilité optimale à la position de travail.

La console est composée de trois grandes parties :

1. le bloc d'alimentation électrique,
2. l'unité centrale,
3. le panneau de commandes,
4. le moniteur.

III.1 ALIMENTATION ELECTRIQUE :

Le bloc d'alimentations interne du *Xario TUS-200* est configuré selon la tension d'entrée qui varie de 90 V à 264 V (90 V à 132 V pour les systèmes à 100 VAC et 198 V à 264 V pour les systèmes à 200 VAC). La fréquence varie de 50HZ à 60HZ avec une puissance absorbée maximale de 900 W.

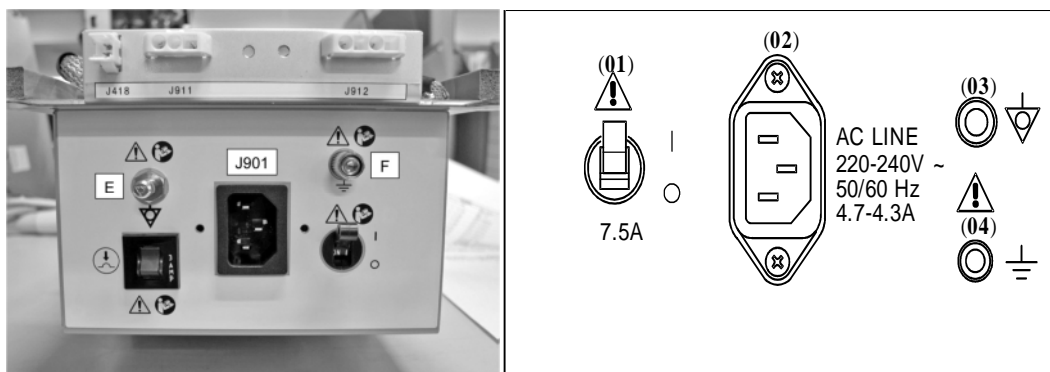


Fig.37 : panneau d'alimentation arrière

Où : (01) Interrupteur marche/arrêt principal, (02) Prise du câble d'alimentation, (03) connexion équipotentielle de mise à la masse commune et (04) connexion de mise à la terre (masse).

III.2 L'UNITE CENTRALE :

L'unité centrale est la partie la plus importante du *Xario TUS-200*. Elle contient les différents modules électroniques permettant le contrôle de l'ensemble des paramètres de transmission, de réception et de traitement des signaux pour la formation des images échographiques ainsi que le traitement du signal Doppler.

III.2.1. LES INTERFACES DE CONNEXION DU XARIO TUS-200:

Le *Xario-200* possède deux interfaces de connexion latérale et arrière pour permettre la communication avec les autres périphériques.

A. L'INTERFACE DE CONNEXION ARRIERE :

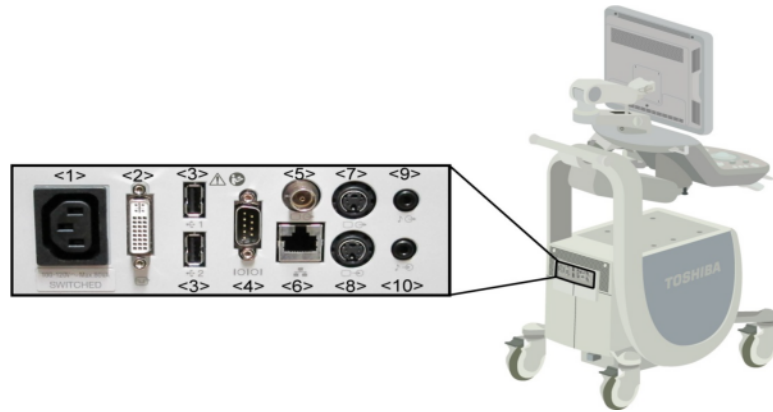


Fig.38 : panneau arrière de Xario TUS-200

NO	NOM	FONCTION
1	Connecteur du Câble d'alimentation	Connecteur pour le transformateur de puissance (option).
2	Sortie externe du moniteur DVI-I	La borne de sortie externe pour le dispositif d'imagerie numérique.
3	connecteur USB	Pour la connexion d'un dispositif USB.
4	Connecteur RS-232C	Pour commander le DVD enregistreur.
5	composite couleur Terminal	La borne de sortie pour le dispositif Externe de vidéo.
6	Port Ethernet	Port de connexion à un réseau pour le transfert d'images numériques via le réseau (10BASE-T / 100BASE-TX / Gigabit Ethernet).
7	sortie S	Prise de sortie pour le dispositif externe de vidéo.
8	entrée S	Prise d'entrée pour le dispositif externe de vidéo.
9	prise de sortie audio	Prise de sortie pour l'enregistreur de DVD.
10	Prise d'entrée audio	Prise d'entrée pour enregistreur de DVD.

Tab.2. liste des connecteurs et fonctions du panneau arrière

B. PANNEAU DU SIGNAL DE REFERENCE ECG:

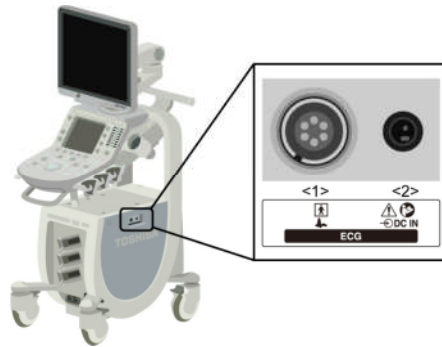


Fig.39. connexion ECG

(1) [ECG] patient : Connecteur du cordon ECG (Ce cordon peut également être utilisé en tant qu'impédance de capteur respiratoire).

(2) [ECG DC IN] : Connecteur pour signal d'entrée ECG de à partir d'un moniteur externe.

III.2.2. LES PORTS DES SONDES :

Le *Xario TUS-200* possède trois ports de sondes situés sur la face avant de l'unité. La figure ci-dessous (**fig.40**) montre un port de sonde ainsi que la procédure de connexion et de déconnexion d'une sonde.

Pour connecter une sonde convenablement dans l'un des ports, nous la plaçons dans le port puis nous glissons le levier de verrouillage vers le bas. Pour la débrancher de son emplacement, nous glissons le levier de verrouillage vers le haut.

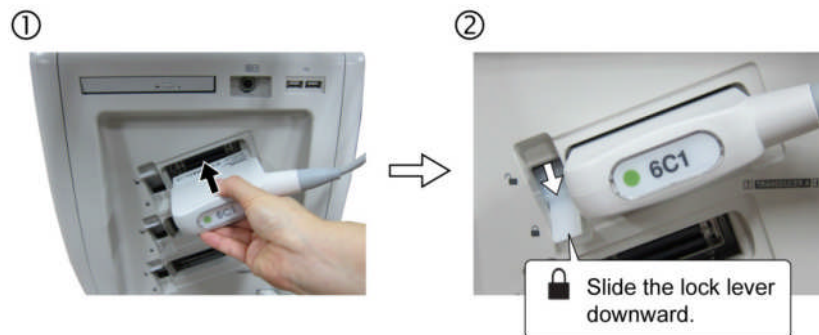


Fig.40. connexion d'une sonde dans un port

III.2.3. LES PERIPHERIQUES :

A. IMPRIMANTE NUMERIQUE NOIR ET BLANC:

P95DW (MITSUBISHI) : Imprimante vidéo thermique noir et blanc avec 256 nuances de gris.

Format d'impression:

- NTSC: 130 x 98mm en mode paysage, 100 x 75mm en mode standard,
- PAL: 133 x 99mm en mode paysage, 100 x 75mm en mode standard.
- Définition 325 dpi.
- Mémoire 8 Mb.

- Grande vitesse d'impression de 3,9 secondes en mode standard et 8,4 secondes en paysage.
- Signal d'entrée: USB 2.0.
- Impression sur papier K61B, K65HM, K91HG. CE(EMC 89/336/EEC).
- Dimensions: 154(L) x 89.5(H) x 256(P).
- Poids: 2,8kg.
- Consommation: 240 V 1,5 A 50Hz.



Fig.41. PD95W(MITSHUBISHI)

B. IMPRIMANTE NUMERIQUE COULEUR:

CP30DW (MITSUBISHI): C'est une imprimante numérique couleur de 16.7 millions couleurs.

Fonctionnalités :

- Impression haute résolution 423 ppp.
- Chargement frontal.
- USB 2.0.
- Compact.
- Lumière intégrée pour suivre l'avancement de l'impression.
- Qualité et fiabilité exceptionnelles.
- Liaison analogique RVB.
- Stockage de l'unité permettant d'économiser de l'espace (mémoire de 32Mb).
- Impressions rapides d'environ 16 secondes pour un format 96 x 72 mm et d'environ 25 secondes pour un format 96 x 126 mm.
- Receveur de papier à large ouverture.
- Poids : 7.3kg.
- Consommation: 240 V. 50/60H



Fig.42. P30W (MITSUBISHI)

C. ENREGISTREUR DVD MEDICAL :

DVO-1000MD (Sony) :

- Alimentation : AC 100V a 240V ; 50/60HZ.
- Puissance : 35w.
- Dimensions : 212*128.5*382 cm.
- Poids : 6kg.
- Système d'enregistrement : NTSC/PAL Switchable.
- Format d'enregistrement : Vidéo : compression MPEG-2
Audio : format Dolby Digital
- Temps d'enregistrement: HQ Mode: 60 minutes; SP Mode: 120 minutes; LP Mode 180 minutes.



Fig.43. DVO-1000MD (SONEY)

III.3. LES PUPITRES DE COMMANDE:

Le pupitre de commande regroupe toutes les commandes usuelles de sélection et de réglage nécessaires au fonctionnement de l'appareil. Il est composé d'un panneau de commande principal et d'un écran tactile, ainsi qu'un clavier alphanumérique, à partir desquels l'opérateur sélectionne les différentes caractéristiques et fonctions du système afin de permettre toute une gamme d'exams allant de l'examen obstétrique à l'examen vasculaire périphérique.

Le pupitre du *Xario TUS-200* est muni d'un système d'éclairage de touches du panneau de l'unité en fonction de leur disponibilité : Un voyant est éclairé lorsque la fonction qu'on a appelée est active, et seules les touches disponibles pour le mode et/ou l'application en cours sont éclairées.

III.3.1. PANNEAU DE COMMANDE PRINCIPAL :

Les fonctions assignées aux commutateurs peuvent être modifiés. Par conséquent, les paramètres du système peuvent différer des paramètres par défaut décrits dans ce manuel. Il est également possible de modifier les positions des interrupteurs en relation avec les mesures, modes, ou la sortie de l'imprimante (commutateurs de fonction de l'utilisateur).

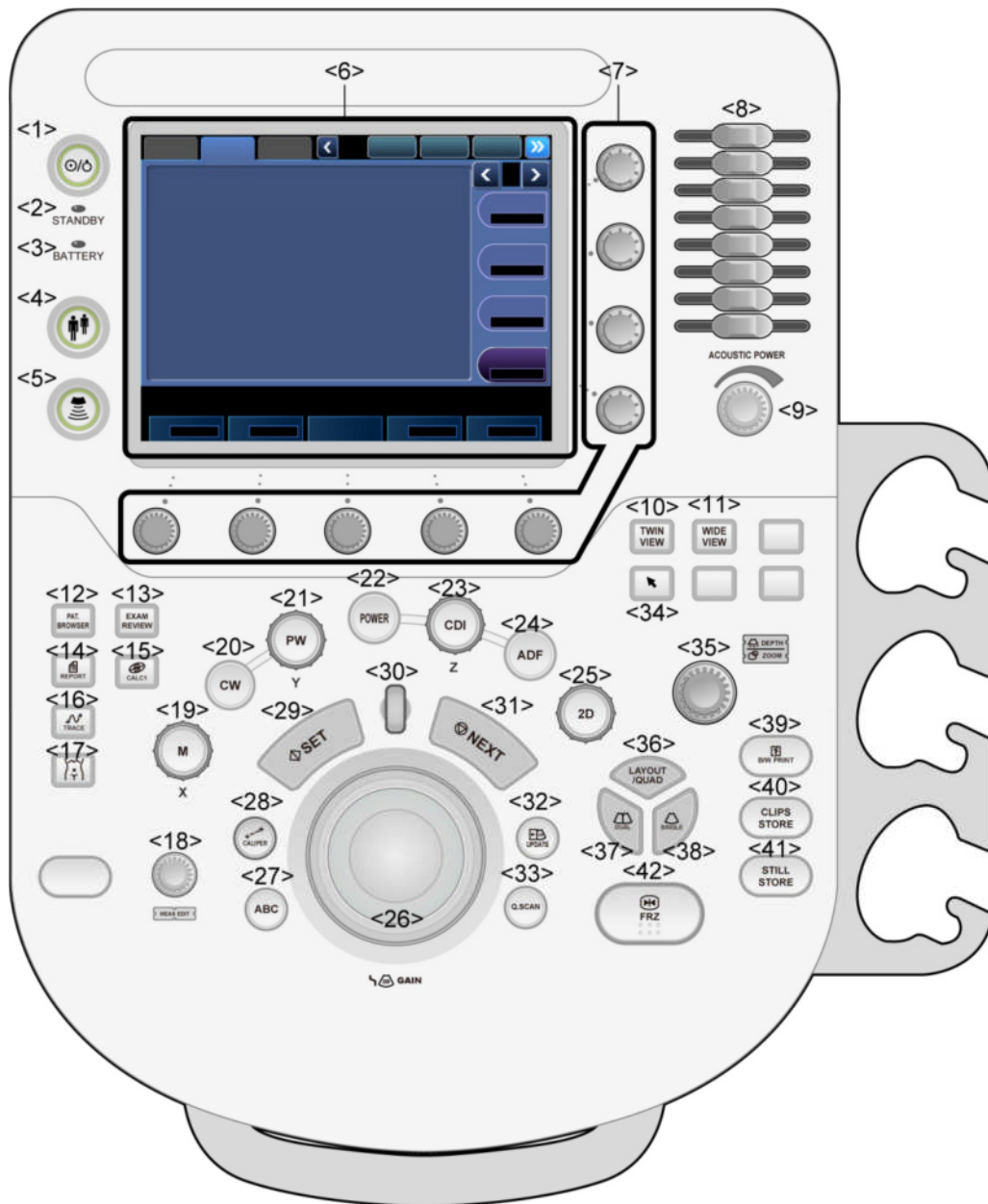




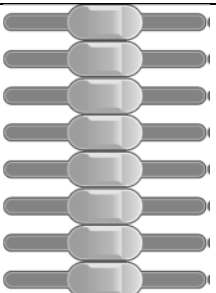




































Fig.44. Panneau de commande principal

1		Active la puissance ON / OFF.
2	STANDBY	S'éclaire lorsque l'interrupteur principal sur le panneau est sous tension. S'éteint lorsque le système est démarré. Lumières à nouveau lorsque le système est arrêté.
3	BATTERY	Indique le niveau de charge de la batterie. (s'allume lorsque l'interrupteur principal sur le panneau d'alimentation est allumé.) Feux verts si les batteries sont suffisamment chargées. Lumières orange si les batteries doivent être rechargées.

4		Affiche à l'écran [Enregistrement du patient] les données d'identification et de mesure pour le patient précédent sont supprimées et les conditions initiales sont rétablies.
5		Utiliser pour la sélection du transducteur.
6	Ecran tactile	Affiche les commutateurs spécifiques au type d'examen (interrupteurs pour le contrôle de l'image, mesures, etc.). Le commutateur désiré peut être touché avec un doigt pour le faire fonctionner.
7		Les fonctions de ces boutons varient en fonction du mode ou d'autres conditions. Les fonctions assignées aux boutons sont affichés sur l'écran tactile.
8		Utilisé pour spécifier la sensibilité de réception d'écho pour différentes profondeurs calculée à partir de la surface du corps. * Si la profondeur est de 37 cm ou plus, tous les onglets sont utilisés pour le réglage.
9		Utilisé pour régler la puissance acoustique.
10		Affiche l'image monochrome et couleur simultanément en temps réel.
11		Démarre la numérisation trapézoïde.
12		Démarre le [Navigateur patient] sur l'écran. Affiche les images acquises précédemment ou d'autres données.
13		Démarre le [Exam Review] sur l'écran.
14		Démarre l'écran [Feuille].
15		Démarre le mode de mesure de l'application.
16		Démarre le mode de mesure de base.
17		Utilisé pour insérer une marque de corps.
18		La fonction de ce bouton varie en fonction du mode sélectionné : Mode de mesure: Permet de modifier les résultats de mesure (pour par exemple, la modification d'une ellipse ou d'un tracé). Body Mode marque d'entrée : Pivote la marque du

		capteur sur le corps. Mode Annotation : pivote la flèche
19		Passe en mode M. Le cadran autour de la molette est utilisé pour régler le gain en mode M.
20		Passe en mode CW.
21		Passe en mode PW. Le cadran autour du bouton est utilisé pour ajuster le gain en mode Doppler.
22		Passe en mode POWER.
23		Passe en mode CDI. Le cadran autour de la molette est utilisé pour régler le gain en mode couleur.
24		Passe en mode Dynamic Flow™ (option).
25		Passe en mode d'affichage 2D. Le cadran autour du bouton est utilisé pour ajuster le gain en mode 2D.
26		*Trackball : Utilisé pour déplacer le curseur et les marques de mesure *Pendant l'affichage en temps réel : Permet de spécifier le gain en mode 2D. *En mode Gel: Permet de lire une boucle dans le mode Cine review pour régler la vitesse de lecture. *Pivoter la flèche dans Annotation mode.
27		Permet des annotations de texte à ajouter aux images.
28		Démarre le mode de mesure de base.
29		Utilisé pour changer les fonctions de trackball ou spécifier la position du curseur
30	 (Wheel)	En appuyant sur (mode Figer) : Retour au mode Cine (lorsque mode Cine s'arrête en raison d'opération de mesure, insertion d'une marque de corps, insertion d'une annotation, ou une opération similaire). Rotation: Fils d'images en mode Cine. Bascule l'image affichée dans exam review mode.

31		Utilisé pour changer les fonctions de trackball ou spécifier le curseur mouvement.
32		Affiche en mode 2D et M ou Doppler images en même temps. Gèle / dégèle l'image en mode 2D.
33		Utilisé pour le réglage automatique de la qualité d'image.
34		Active l'affichage du curseur ON / OFF. Utilisé pour manipuler les vignettes.
35		Permet de spécifier la profondeur et le niveau de zoom. Appuyez pour basculer entre les modes de profondeur et de zoom.
36		Utilisé pour changer le format de mise en page.
37		Passé au double écran. Chaque fois que ce bouton est enfoncé, l'affichage en temps réel est activé entre les images droite et gauche.
38		Passé à l'écran unique.
39		Sorties données à l'appareil d'enregistrement spécifié. camaïeu imprimante est défini comme la valeur par défaut.
-40		Enregistre courts clips d'images dynamiques.
41		Enregistre les images fixes.
42		Gèle l'écran.

Tab.3. Boutons du panneau de commande et leurs fonctions

III.3.2. Le clavier :

Le *Xario TUS-200* possède un clavier alphanumérique rangé sous le panneau de commande principal. Il sert à éditer les informations relatives au patient : nom, âge, numéros d'identification, etc. Ainsi que pour la programmation de l'appareil par le technicien lors du premier usage tel que le nom du praticien ou de l'hôpital, etc.

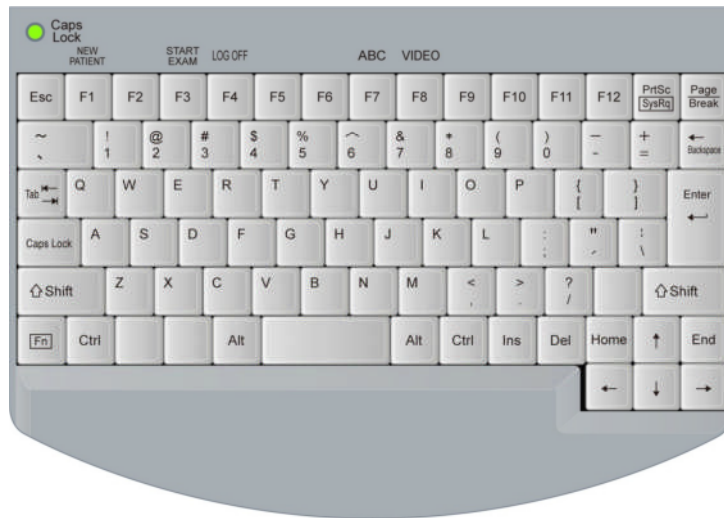


Fig.45 Clavier du Xario TUS-200

Le clavier possède 12 touches qui servent de raccourcis pour lancer certaines fonctions comme le montre le tableau ci dessous :

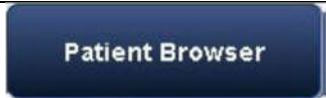



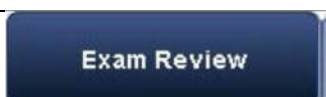
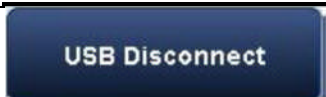



Manipulation des touches	Résultat
F1 (nouveau patient)	Affiche à l'écran [Enregistrement du patient].
F3 (examen start)	Démarre un examen.
F4 (se déconnecter)	Se déconnecter.
F7 (ABC)	Affiche les commentaires au mode d'entrée.
F8 (vidéo)	Affiche le menu de lecture vidéo.

Tab.4. fonctions usuelles du clavier

III.3.3. L'ECRAN TACTILE :



Fig.46. Affichage par défaut de l'écran tactile

<u>Numéro</u>	<u>Touche</u>	<u>Fonction</u>
1		Active l'affichage de l'écran [Enregistrement du patient]. ON/OFF.
2		Éjecte les médias de l'unité de CD / DVD.
3		Éjecte le support de l'unité périphérique.
4		Active l'affichage des informations du patient (identification du patient, le nom, le sexe, l'âge, le nom du système utilisé pour acquérir les données, la date et l'heure, le nom de l'hôpital) .
5		Active l'affichage [Exam Review] à l'écran (ON / OFF).
6		Déconnecte lecteur flash USB.
7		Affiche le menu de lecture vidéo.
8		Utilisé pour l'impression en mode plein écran.
9		Utilisé pour transférer des données à l'imprimante DICOM.

Tab.5. Fonction des touches tactiles

III.4. LE MONITEUR D’AFFICHAGE :

Le **Xario TUS-200** possède un moniteur d'affichage LCD, orientable dans tous les sens (haut/bas, gauche/droite) pour offrir plus de confort à la visibilité. Il a une taille de 19 pouces (48.26 cm en diagonal), et une résolution de 1024 x 768 Pixel, avec 256 niveaux de gris et 16 millions de couleurs afin d'obtenir les meilleures images en mode Noir et Blanc, ou en mode Couleur.

On peut également connecter un deuxième moniteur sur la console pour faciliter la visualisation des images au patient (en échographie obstétrique par exemple).

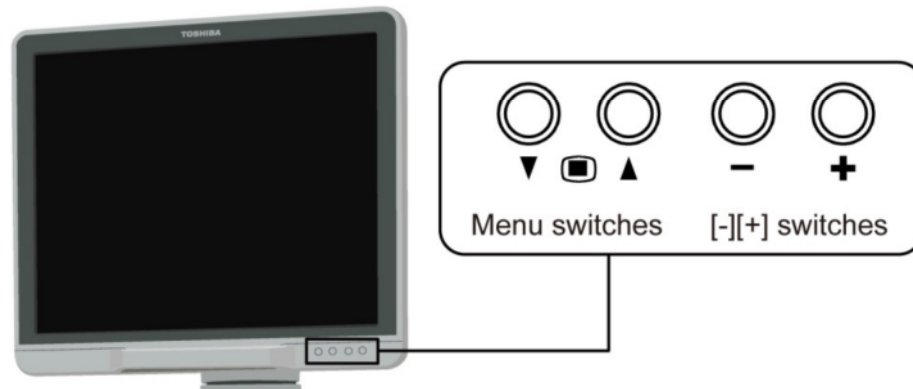


Fig.47. moniteur de Xario TUS-200

La luminosité (✱) et le contraste (●) peuvent être ajustés au besoin en utilisant les boutons de l'écran

IV. ÉCRAN DE BASE ET MENU :

L'écran de démarrage par défaut du *Xario TUS-200* est le mode d'échographie bidimensionnel B. En plus des images échographiques, divers éléments de données sont affichés sur le moniteur :

- Une zone d'en-tête qui contient des informations concernant l'établissement hospitalier, le nom du médecin, numéro d'identification du patient, type d'examen, ainsi que la date et l'heure.
- Une zone contenant les paramètres d'examen en cours incluant : la valeur max de la puissance acoustique, la fréquence maximale, le type de sonde, le nombre d'images par seconde, la valeur du gain dynamique, la valeur du gain général, etc.

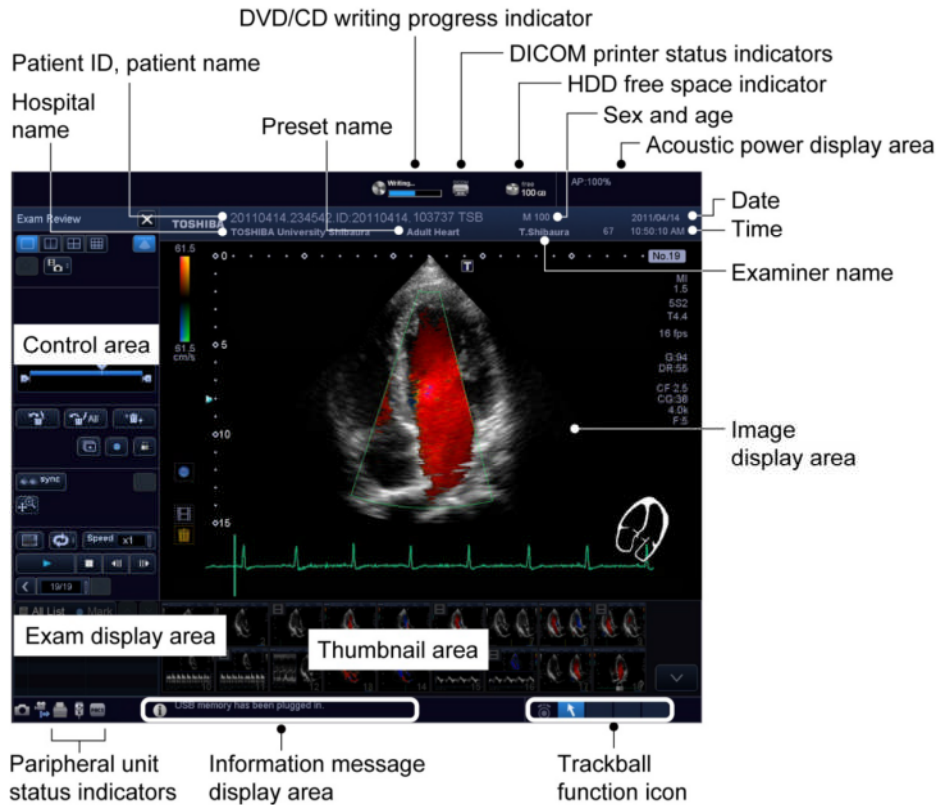



Fig.48. Les informations par défaut (mode B) affichés sur le moniteur

V. DEMARRAGE D'UN EXAMEN :

Le début d'un examen comprend les trois étapes suivantes :

- Saisie et enregistrement des données du patient,
- Sélection d'une sonde,
- Sélection du mode d'imagerie et début de l'examen.

V.1. SAISIE ET ENREGISTREMENT DE DONNEES SUR L'ÉCRAN [ENREGISTREMENT PATIENT] :

Pour saisir les informations d'un nouveau patient, nous appuyons sur la touche **NEW PATIENT** [ /F1] afin d'effacer les données du patient en cours (nom, N° d'identification ID, type d'examen,...etc.), y compris les données présentes temporairement en mémoire (ie : réinitialisation du système).

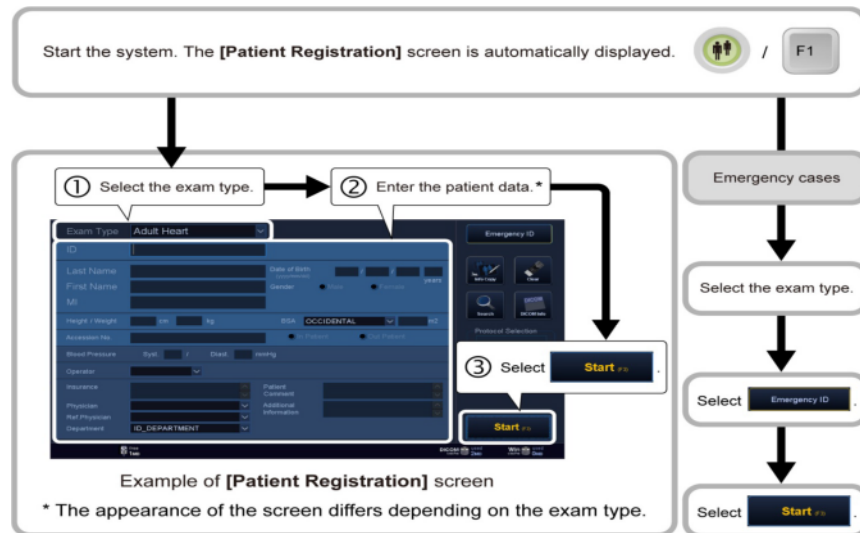







Fig.49. Enregistrement des données d'un nouveau patient

Parmi les grands avantages de l'unité échographique *Xario TUS-200*, la possibilité d'entamer plusieurs types d'examen selon la partie du corps que nous désirons visualiser.

V.2. SELECTION D'UNE SONDE :

La sélection d'une sonde se fait automatiquement selon le type d'examen choisi par l'utilisateur. Pour la sélection manuelle de la sonde, nous appuyons sur la touche **TRANSDUCER**  du panneau de commande principale, exemples des sondes les plus utilisées :

	Sonde Sectorielle	
	Application	Cardiologie
	Fréquences	2,0 / 3,0 / 3,75 MHz
	Modes	B / M / PW / CW / Dopp. Couleur
	Nbr. éléments	64
	focalisation	100 mm
	Sonde Convexe	
	Application	Abdomen / Obstétrique / Gynécologie
	Fréquences	3,0 / 4,2 / 6,0 MHz
	Modes	B / M / PW / Dopp. Couleur
	Nbr. éléments	128
	focalisation	68 mm
	Sonde Linéaire	
	Application	Vasculaire Périphérique
	Fréquences	6,0 / 9,0 / 11 MHz
	Modes	B / M / PW / Dopp. Couleur
	Nbr. éléments	128
	focalisation	20 mm
	Sonde Crayon	
	Application	Cardiologie
	Fréquences	1,9 MHz
	Modes	CW
	Nbr. éléments	
	focalisation	75 mm

Tab.6. les sondes les plus utilisées en échographie

V.3. SELECTION DU MODE D'IMAGERIE :

Le *Xario TUS-200* offre diverses applications des ultrasons en plusieurs modes, à savoir le Mode **B**, Mode **B** double, Mode **M**, Mode **Doppler Pulsé (PW)**, Mode **Doppler Continu (CW)**, Mode **Doppler Couleur (CDI)**, Mode **Doppler énergie (Power angio)**, mode **flux dynamique (ADF)**, mode **d'imagerie Doppler de Tissue (TDI)**, en plus des combinaisons en systèmes **Duplex** : **B/M**, **B/CDI**, **B/Doppler**, **M/Doppler**, **MCDI**, ainsi qu'en système **Triplex** : **B/M.**, **B/CDI.**, **CDI/MCDI/**.

V.3.1. MODE BIDIMENSIONNEL (MODE 2D) :

C'est le mode de base permettant une analyse cinétique en deux plans des structures cardiaques. La sonde génératrice de la source réalise un balayage sectoriel continu et rapide du massif cardiaque. A partir de chaque écho de retour, caractérisé par son intensité et sa position spatio-temporelle, est reconstituée l'image dynamique du cœur.

Le mode B peut être combiné aux modes suivants :

- Mode M
- Mode Doppler
- Mode CDI
- Mode CDI + Mode Doppler

Nous appuyons sur le bouton  pour afficher l'image en 2D mode (temps réel 2D).

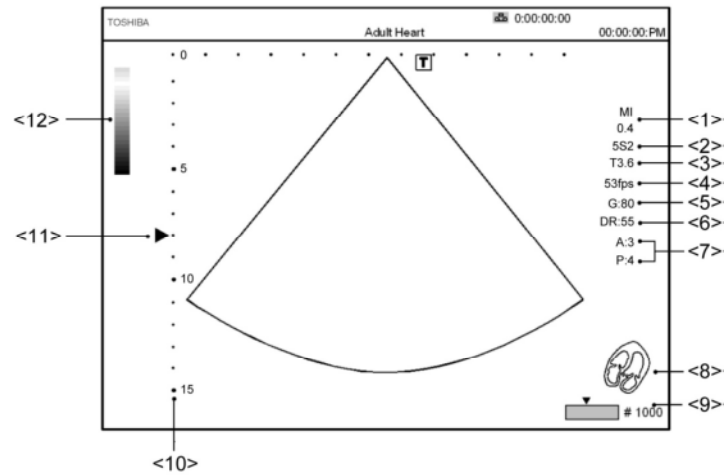




fig.50. Le tracé du mode 2D


Numéro	Fonctions
1	Valeur MI (Mechanical Index)
2	Transducteur utilisé (type et bande passante du transducteur) « type de transducteur » [S] transducteur sectorielle, [C] transducteur convexe, [L] transducteur linéaire, [P] transducteur pencil.
3	Fréquence courante [T] THI (filtre/ps), [H] CHI, [diffT] THI différentiel
4	Frame rate
5	Gain 2D
6	Gamme dynamique 2D
7	Index d'ajustement de l'image [A] ApliPure, [P] Precision, [T] Tissue enhancement
8	Body Mark
9	2D Cine icon
10	Depth scale mark (graduation de profondeur) L'intervalle du « scale mark » change en fonction de la profondeur
11	Focus mark (le point focal)
12	Gray scale bar (échelle en niveau de gris)



Tab.7. Significations des indices affichés en mode 2D

• **Affichage en mode dual:**


Pour accéder au mode dual, nous appuyons sur la touche  du panneau de commande principal.

La marque  est mise en relief dans la frame où l'image en temps réel est affichée.

Appuyons sur  pour retourner en mode simple.

Note : Nous appuyons sur le bouton  pour passer directement d'un mode quelconque en mode 2D simple. En appuyant sur le bouton , le mode 2D passe en mode 2D+M.

V.3.2. MODE M/TM :

Le mode M sert à examiner le mouvement des tissus, par exemple celui des valvules mitrales. Il peut également être utilisé pour mesurer l'intervalle écoulé entre des événements, (la profondeur ou la vitesse du tissu en mouvement). Il fonctionne en association avec le mode 2D. Une image en mode M peut être affichée à côté d'une image 2D ou superposée à celle-ci. Nous appuyons sur le bouton  pour afficher l'image en 2D+M mode.

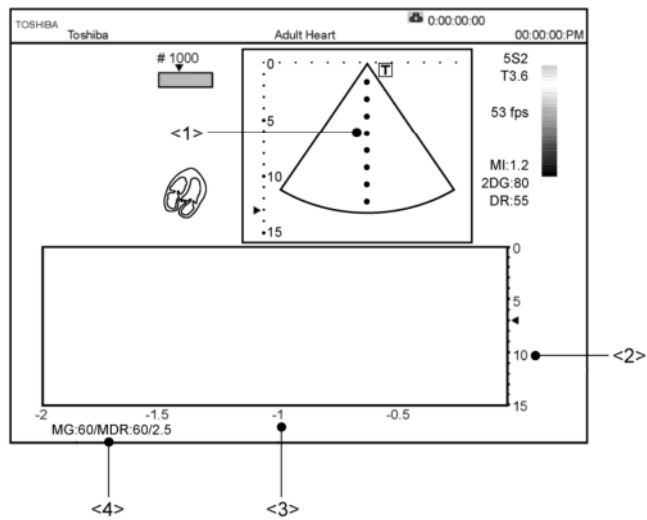



fig.51. Le tracé du mode M/TM

NUMERO	Objet
1	M curseur
2	M depth scale mark (graduation de profondeur)
3	Time scale (echelle de temps)
4	M gain [MG], M dynamic range (plage dynamique) [MDR] M fréquence transmission/réception

Tab.8. Significations des indices affichés en mode M/TM

V.3.3. MODE CDI :

La cartographie couleur de flux utilise les méthodes Doppler pour ajouter des informations qualitatives en couleurs associées à la vitesse relative et au sens de circulation du sang dans l'image en mode 2D. Le mode CDI (color doppler imaging) permet de visualiser la vélocité du sang . Nous appuyons sur le bouton  pour accéder au mode CDI.

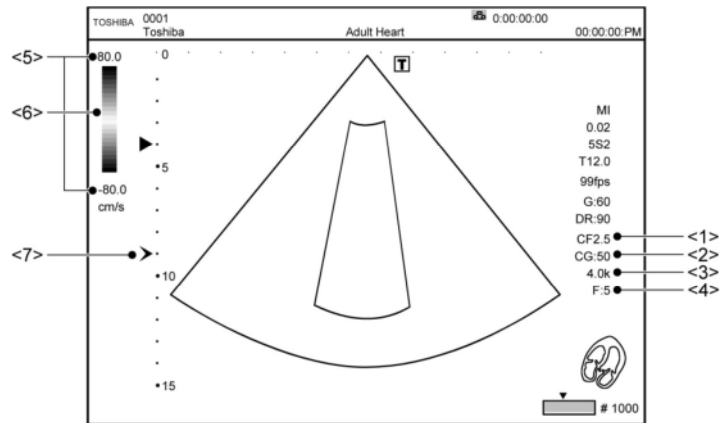





fig.52. Le tracé du mode CDI

Numéro	L'élément affiché
1	Couleur de fréquence de transmission/réception
2	Couleur du gain
3	Couleur de la PRF
4	Couleur du filtre
5	Couleur du débit de vélocité
6	Barre de couleur
7	Couleur du focus mark

Tab.9. Significations des indices affichés en mode CDI

Affichage des images en couleur :

 : Mode couleur.
  : Mode énergie.
  : Mode du débit dynamique (haute résolution doppler)

B. RÉGLAGES DE LA ZONE D'INTÉRÊTS ROI (Region Of Interest):

Pour le déplacement de la zone d'intérêt (ROI) dans l'écran, nous utilisons le

Trackball .

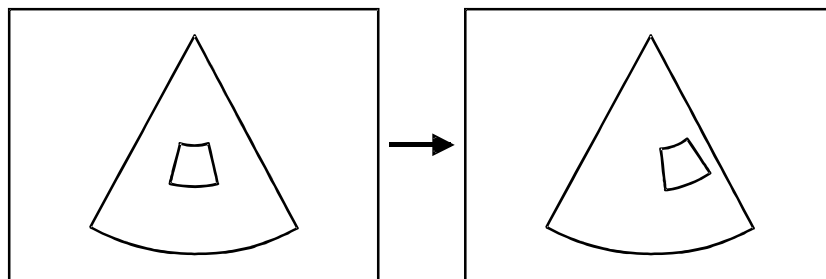


Fig.53: déplacement de la région d'intérêt.

Nous appuyons sur la touche



pour basculer vers la fonction ROI (Région

d'Intérêt). En utilisant le **TrackBall**, le ROI peut être redimensionné, ensuite

appuyons sur le bouton

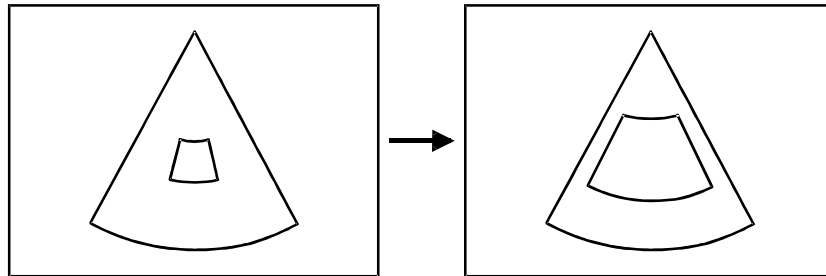




Fig.54: redimensionnement de la région d'intérêt.

V.3.4. MODE ANGIO ENERGIE :

Les informations de la valeur de puissance du débit sanguin peuvent être affichées en mode Angio énergie. Nous appuyons sur le bouton  pour accéder au mode Angio Energier.

V.3.5. MODE DU DEBIT DYNAMIQUE (ADF MODE) :

Les informations du flux sanguin peuvent être affichées à une haute résolution en mode ADF. Nous appuyons sur le bouton  pour accéder au mode ADF.

La couleur de la fréquence transmission/réception est représenté en [DF *.*].

V.3.6. MODE TDI (TISSUE DOPPLER IMAGING MODE) :


Dans le TDI, l'effet doppler est appliqué pour afficher la vitesse cinétique des tissus.

Il peut être utilisé pour la détection des anomalies ex: infarctus.

V.3.7. MODE DOPPLER :

L'imagerie en mode Doppler facilite l'examen du flux sanguin et du mouvement des tissus et produit un spectre Doppler représentant les changements des données et des composantes de la vitesse dans le temps.

L'imagerie en mode Doppler Pulsé Fait apparaître la vitesse, le sens et les valeurs spectrales du flux sanguin dans la zone définie par la porte Doppler.

Pour accéder au mode doppler (pulsé ou continue), nous appuyons sur le bouton  ou



visible sur le panneau de commande principal.

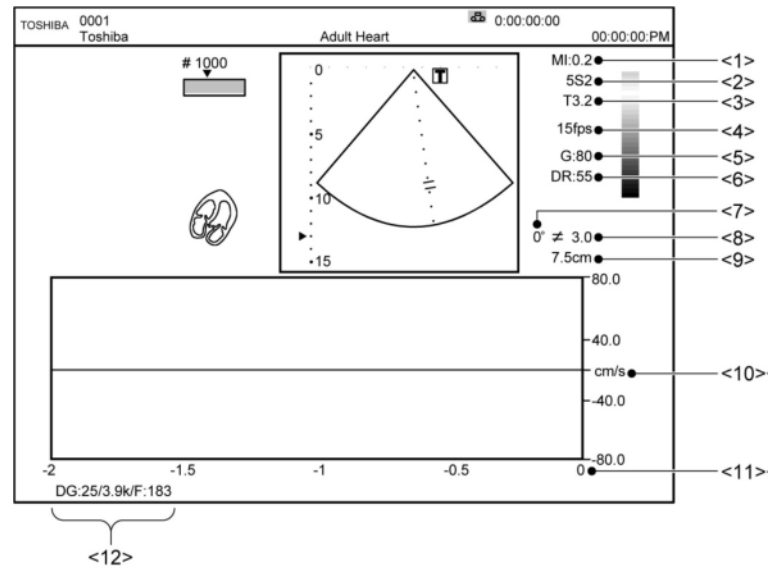


Fig.55. Le tracé du mode doppler

Numéro	Informations
1	MI valeur
2	Information des transducteurs
3	Fréquence 2D
4	Fréquence d'images
5	Gain 2D
6	2D dynamic range (plage dynamique)
7	Angle doppler (PW only)
8	Taille de la porte
9	Position de la porte
10	PW/CW échelle de vitesse
11	Echelle de temps
12	PW/CW gain du doppler/PRF/ FILTRE

Tab.10. Signification des indices affichés en mode doppler

VI. DISCUSSION :

Toutes les fonctions et commandes décrites dans ce chapitre n'ont qu'un seul but, celui de permettre aux utilisateurs de contrôler et de régler l'écho doppler afin de réaliser les diagnostics avec les différents modes et obtenir des résultats optimaux.

Les différentes manipulations de réglages et de commandes effectuées par l'utilisateur vont directement influencer sur le fonctionnement interne de la machine, ainsi que le comportement des ses différents composants que l'on détaillera dans le prochain chapitre.

I. PREAMBULE:

La technique d'échographie se résume à la génération des ultrasons par piézoélectricité à travers une sonde et la réception des échos de retour qui vont nous renseigner sur le type et l'emplacement des obstacles qui ont générés ces échos, pour être visualisés sur un écran d'affichage sous forme d'images échographiques, après une succession d'opérations de prétraitements et traitements effectués par plusieurs dispositifs électroniques, que nous allons voir dans ce chapitre.

II. PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DE L'APPAREIL :

La majorité des échographes actuels sont composés de :

- Sondes, également appelées barrettes échographiques, qui permettent l'émission et réception d'ultrasons.
- Système de visualisation (un moniteur).
- Console de commande, permettant l'introduction des données du patient et les différents réglages tels que la fréquence des ultrasons émise.
- Système informatique, qui convertit les signaux ultrasonores reçus par la sonde utilisée en signaux analogiques.
- Système d'enregistrement des données.

La figure ci-dessous montre un synoptique général d'un échographe :

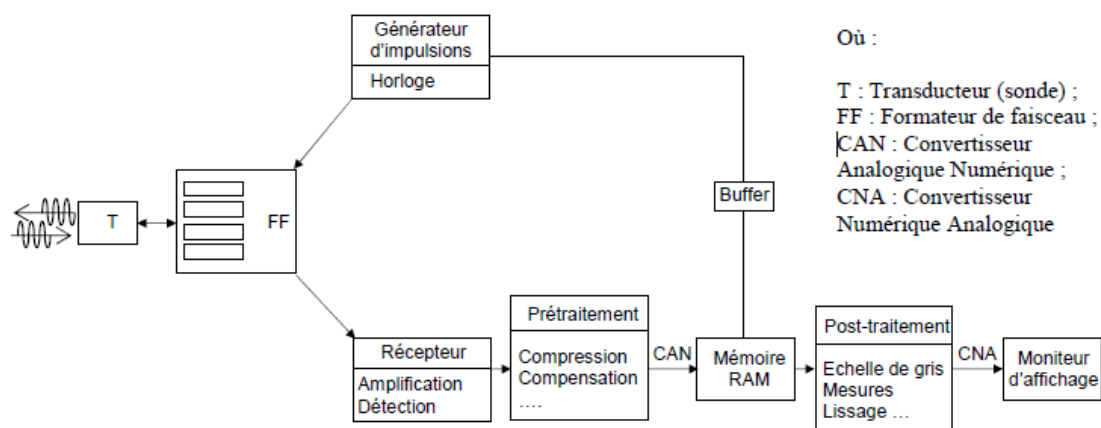


Fig. 56 : Schéma synoptique général d'un échographe.

III. RAPPEL SUR L'ELECTRONIQUE GENERALE :

Avant d'entamer l'étude des différentes unités de l'appareil, nous allons voir succinctement une approche électronique des différentes fonctions rencontrées dans notre étude.

Le traitement des informations et signaux analogiques se fait comme suit :

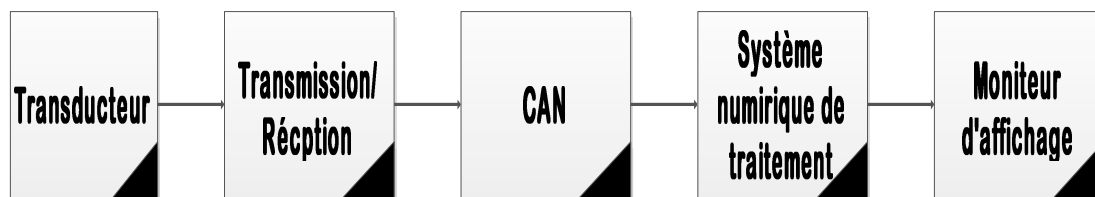


FIG.57. chaîne de traitement des signaux

Chaîne de traitement des signaux: les capteurs sont les transducteurs piézo-électriques (sonde Emettrice / Réceptrice). Le signal analogique des échos de retour reçus sera converti en signal numérique à l'aide de convertisseur CAN. Le signal sera ensuite traité suivant plusieurs procédés, pour être reconverti à nouveau en signal analogique à l'aide d'un convertisseur CNA afin de permettre la visualisation du signal sur l'écran.

III.1. LES CAPTEURS (TRANSDUCTEURS) :

Les éléments piézo-électriques de la sonde produisent les impulsions ultrasonores et transforment les échos réfléchis en signal électrique.

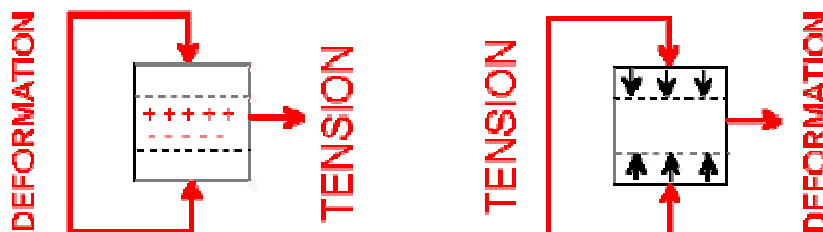


Fig.58. Conversion mécanique/électrique Conversion électrique/mécanique

III.2. LES SYSTEMES DE TRAITEMENT DU SIGNAL :

III.2.1. LA CONVERSION ANALOGIQUE/NUMERIQUE (CAN):

- **Définition d'un CAN :** Un convertisseur analogique – numérique, ou CAN, est un montage permettant de traduire une information analogique tel qu'une tension ou un courant en une information numérique (binaire).

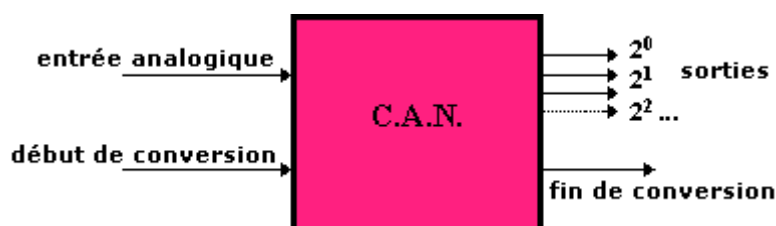


Fig. 59. Convertisseur analogique/numérique CAN

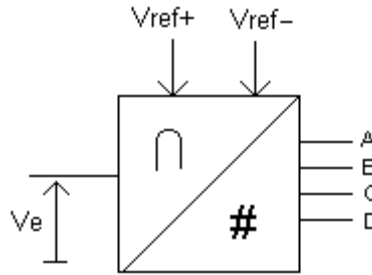


Fig.60. schéma fonctionnel d'un CAN

La conversion analogique – numérique se fait en deux étapes, l'échantillonnage et la quantification. Le processus d'échantillonnage est nécessaire au traitement d'information analogique au moyen d'un système numérique (ou digital). Avant d'être transformé en signal numérique, le signal analogique est échantillonné avec un circuit représenté par un interrupteur et une capacité comme le montre le synoptique de la figure qui suit. Le signal est 'quantifié' ou approximé par un nombre limité de niveaux discrets. Tenant compte qu'avec un nombre binaire de n bits on peut représenter 2^n valeurs différentes, un convertisseur A/N à n bits permet de diviser une gamme de niveaux analogiques en 2^n niveaux discrets.

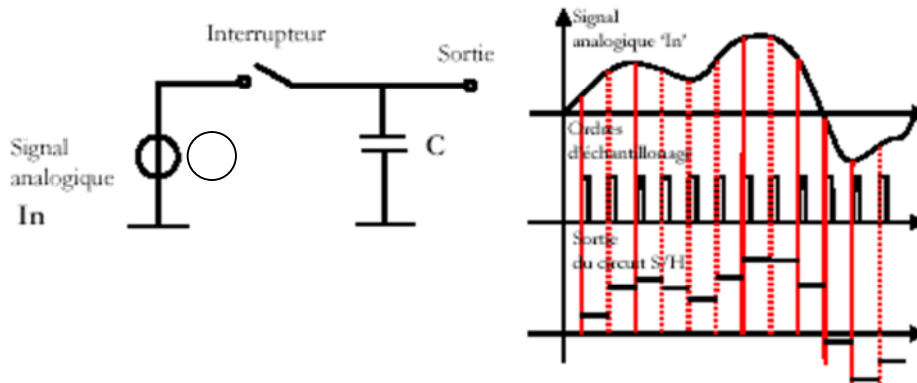


Fig. 61. Synoptique d'un circuit échantillonneur bloqueur 'Sample and Hold'.

III.2.2. MULTIPLEXAGE ET DEMULTIPLEXAGE :

Le principe de fonctionnement est l'acquisition et la restitution d'un nombre élevé d'informations de façon séquentielle basé sur un système unique.

A. Multiplexeur (MUX) :

C'est un circuit électronique équivalent à un combinateur à 2^n positions. L'idée est de sélectionner séquentiellement un seul signal et le transmettre à la sortie à un instant déterminé. Les 2^n positions successives du combinateur sont imposées par un signal numérique à n bits (n fils d'adresses).

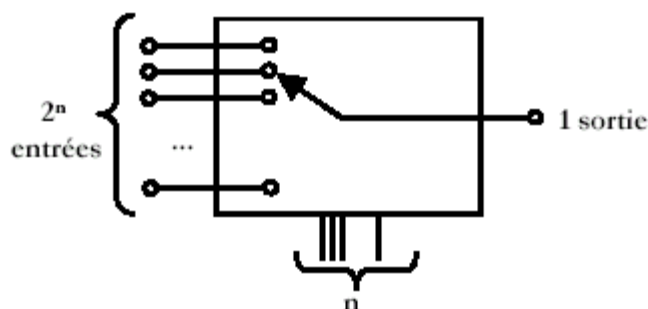


Fig.62.Synoptique d'un multiplexeur (N entrées/ 1 sortie).

B. Démultiplexeur (DEMUX) :

C'est un circuit électronique équivalent à l'inverse du multiplexeur ; il a donc, une entrée et 2^n sorties. Chaque fil de sortie du multiplexeur est associé à une mémoire afin de ne pas perdre l'information sur les fils de sortie qui ne sont pas adressés.

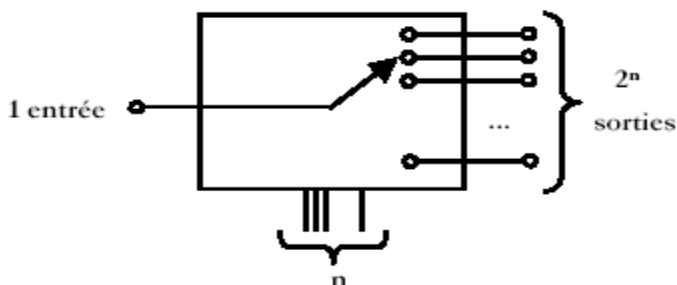


Fig. 63. Synoptique d'un démultiplexeur (1 entrée/ N sorties).

III.2.3. AMPLIFICATION DES SIGNAUX :

L'amplification des signaux consiste à délivrer à la sortie d'un circuit « **Out** » une puissance supérieure à celle appliquée à son entrée « **In** ».

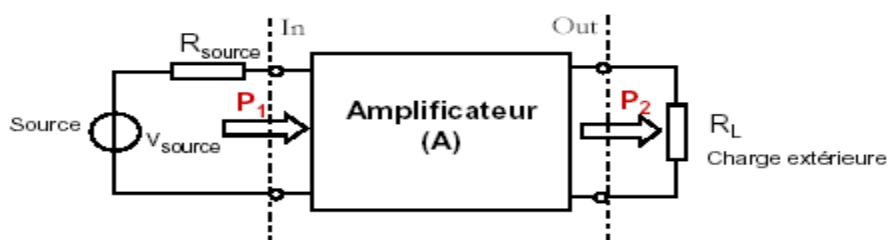


Fig.64. Synoptique d'un amplificateur.

Donc l'amplification signifie que : $P_2 > P_1$.

Un amplificateur est défini par le triplet : (amplification, résistance d'entrée, résistance de sortie) = (A, R_{in}, R_{out}) .

Sachant que le signal échographique a une dynamique assez élevée (supérieure à **100 dB**), soit un rapport de 10^{10} entre les échos les plus forts et les plus faibles. La restitution à l'écran nécessite une réduction de cette échelle car la dynamique de brillance de l'écran n'est que de **20 dB**. Pour cette raison on utilise une amplification logarithmique, qui **tasse** les échos les plus forts et permet de traduire sur l'échelle de gris les échos les plus faibles.

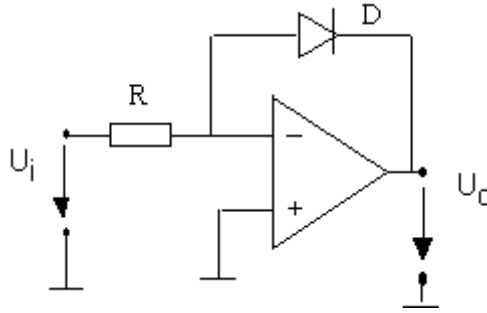


Fig.65. circuit amplificateur logarithmique

L'AOP est supposé idéal, en régime linéaire ($V_+ = V_-$, lorsque la diode D est passante). Afin d'expliquer ce montage, il est nécessaire d'utiliser l'équation du courant traversant une diode.

$$I_{diode} = I_{sat} \left(e^{\frac{-V_s}{V_0}} - 1 \right) \approx I_{sat} e^{\frac{-V_s}{V_0}} \quad (III.1)$$

$$V_e = RI \quad (III.2)$$

$$I = I_{diode} \Rightarrow V_e = RI_{sat} e^{\frac{-V_s}{V_0}} \Leftrightarrow \ln(V_e) = \ln(RI_{sat}) - \frac{V_s}{V_0} \quad (III.3)$$

$$V_s = -V_0 \ln \left(\frac{V_e}{RI_{sat}} \right) \quad (III.4)$$

La sortie dépend donc du logarithme népérien de la tension d'entrée. Quelques paramètres extérieurs se greffent à l'équation, dont la tension V_0 dite tension thermodynamique d'une valeur de 25 mV environ.

III.2.4. LE FILTRAGE :

Cette opération est la démodulation en amplitude qui associe un redressement du signal radiofréquence (les valeurs négatives sont rendues positives), afin d'obtenir à la fin du traitement un signal qui représentera les variations de l'impédance acoustique.

III.2.5. AUTRES OPERATIONS DE PRE- ET POST- TRAITEMENT :

Prétraitement	Post-traitement
Amplification sélective	Lissage
Compression logarithmique	Modification des échelles de gris
Interpolation	Inversion noir/blanc
Rehaussement de contours	Gel, Ciné-Loop
Zoom	Mesure de distance et de ROI
.....	Persistance

Tab.11. Le tableau des différentes opérations effectuées lors du pré-et post-traitement

III.2.6. LA CONVERSION NUMERIQUE / ANALOGIQUE (AD9272) :

L'AD9272 est conçu pour un faible coût, de faible puissance, de petite taille, et la facilité d'utilisation. Il contient huit canaux d'un préamplificateur à faible bruit (LNA) avec un amplificateur à gain variable (VGA), un filtre anti-aliasing (AAF), et un 12-bit, 10 MSPS à 80 MSPS analogique-numérique (ADC).

Chaque canal dispose d'une plage de gain variable de 42 dB, un trajet de signal entièrement différentiel, une terminaison entrée du préamplificateur actif, un gain maximum de jusqu'à 52 dB et un ADC avec un taux allant jusqu'à 80 MSPS de conversion. Le canal est optimisé pour des performances dynamiques et de faible puissance dans les applications où une petite taille de l'emballage est critique.

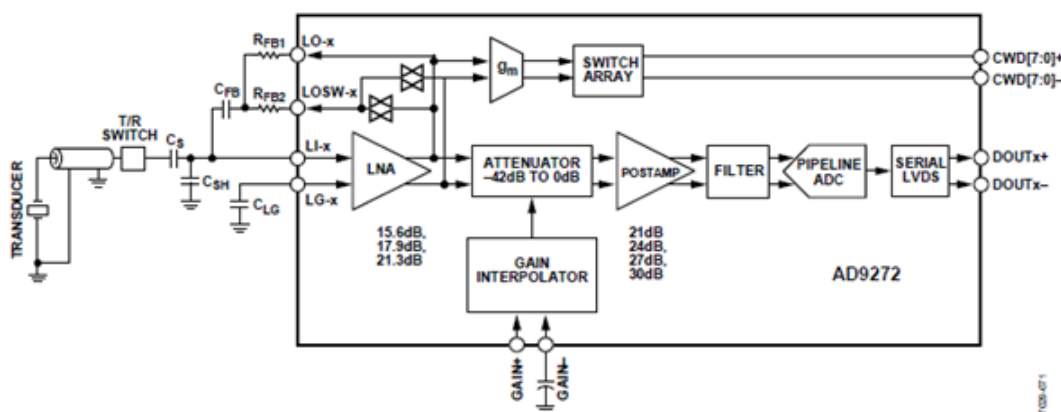


Fig 66 : Diagramme simplifié du fonctionnement de AD9272

IV. UNITÉ D’ALIMENTATION ÉLECTRIQUE (POWER SUPPLY) :

Le bloc d’alimentation du *Xario TUS-200*, s’adapte en fonction de la tension d’entrée. Cette alimentation fonctionne dans un intervalle allant de **100 V** jusqu’à **240 V** avec une fréquence de **50 Hz** ou **60 Hz**. L’unité d’alimentation électrique du *Xario TUS-200* est un système d’alimentation à découpage, qui fournit en sortie plusieurs tensions comme le montre le synoptique ci-dessous :

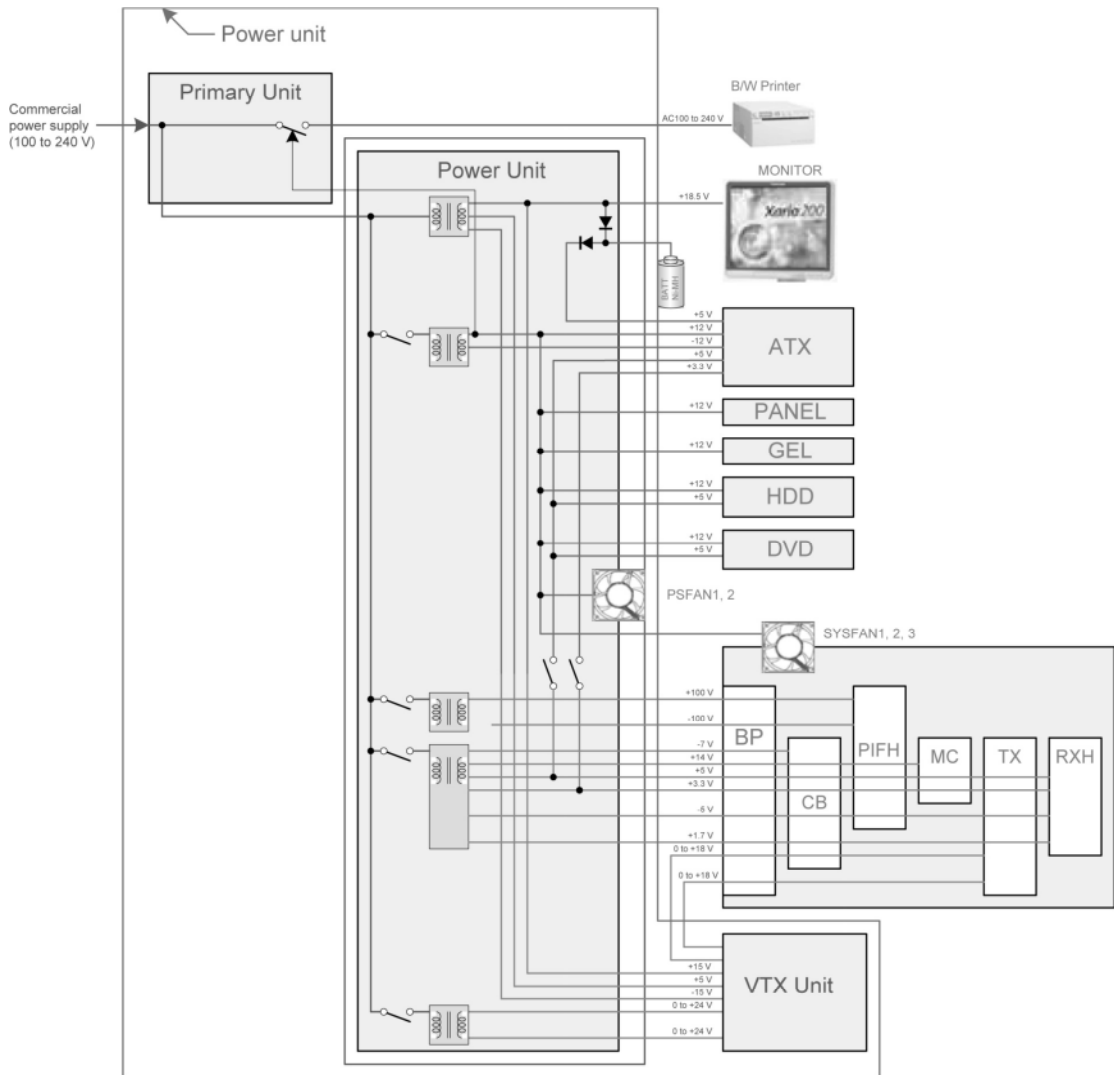


Fig.67 : Schéma bloc d’alimentation électrique

V. UNITE FRONT-END

L’unité Front-End est l’ensemble des interfaces qui interagissent directement sur le mode échographie Xario TUS-200. Elle se compose de la carte d’interface de sonde (PIF), carte de transmission (TX), carte de Réception (RX), carte continuus Beamformer(CB) et le contrôle 4D mécanique (MC).

V.1. LES BLOCS DU FRONT-END :

V.1.1. CARTE D'INTERFACE DE SONDE PIF :

La carte PIF comprend les trois connecteurs de transducteurs électroniques et un connecteur du PENCIL. Cette carte permet la commutation entre les transducteurs. Pour les systèmes TX64ch et RX64ch, 128 lignes du signal d'échos du côté du transducteur et 64 lignes du signal d'échos sur le côté du système sont reliés par le multiplexeur. La PIF n'est pas fournie avec le FPGA. Elle est contrôlée par le RTC PGA dans la carte USSP qui communique le RTC FPGA dans la carte USSP via le bus TC.



Fig.68. carte PIF

La description des fonctions et des opérations de la carte PIF se fait comme suit :

a. Signal de connexion transmission / réception du transducteur PENCIL :

La boîte de raccordement du PENCIL est installée sur le couvercle de la PIF et connectée via un câble. Les signaux d'émission / réception venant du PENCIL sont transférés au générateur d'impulsions/préamplificateur monté sur la carte CB.

b. Support du transducteur M-TEE :

- Ligne de thermistance : Elle Transfert les signaux provenant de la détection thermistance de température intégrée dans le transducteur M-TEE à l'ADC monté sur la carte USSP. (Seulement une thermistance est prise en charge.)
- Ligne de détection d'angle : Elle Transfert les signaux provenant du potentiomètre de détection d'angle intégré dans le transducteur M-TEE à l'ADC monté sur la carte USSP.

c. Support du transducteur 1-CNN MECHA4D :

La carte TI prend en charge les transducteurs 1-CNN Mecha4D et utilise des relais pour la commutation entre le signal de l'encodeur et le signal d'entraînement du moteur.

• **1-CNN transducteur Mecha4D :**

Ce type de transducteur Mecha4D contient un connecteur ZIF 260 broches, qui peuvent transmettre le signal de l'encodeur et le signal d'entraînement du moteur en plus des signaux d'écho.

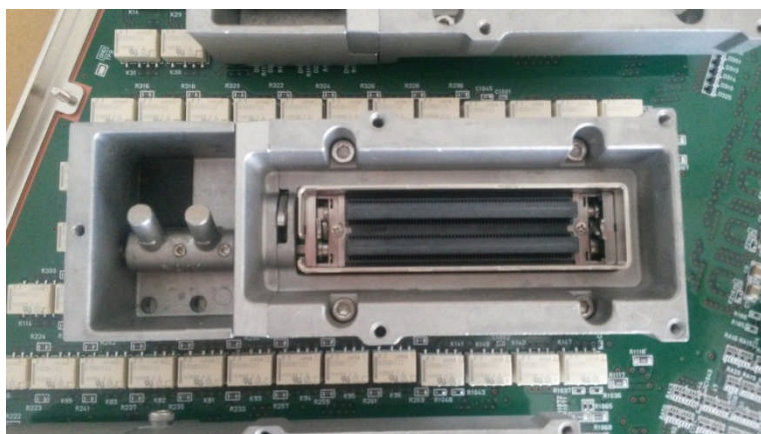


Fig.69. connecteur ZIF

d. Support de l'I/F pour les circuits électroniques (IIC EEPROM) dans le transducteur :

La carte TI est dotée d'un I / F pour la communication avec les circuits électroniques (IIC EEPROM) dans le transducteur.

e. Génération du signal au relais qui commande la sélection du transducteur :

La carte TI génère des signaux de commande aux relais électroniques de balayage de sélection du transducteur.

f. Alimentation électrique pour les circuits dans le transducteur :

La carte PIF fournit +5 V pour les circuits dans le transducteur.

V.1.2. CARTE DE TRANSMISSION TX :

La carte TX génère les signaux de transmission pour tous les transducteurs autres que le PENCIL. Si une carte TX est utilisée, la transmission de 64 canaux est effectuée. Si deux cartes TX sont utilisées, la transmission de 128 canaux est effectuée. Les signaux sont envoyés au transducteur via la carte TI.

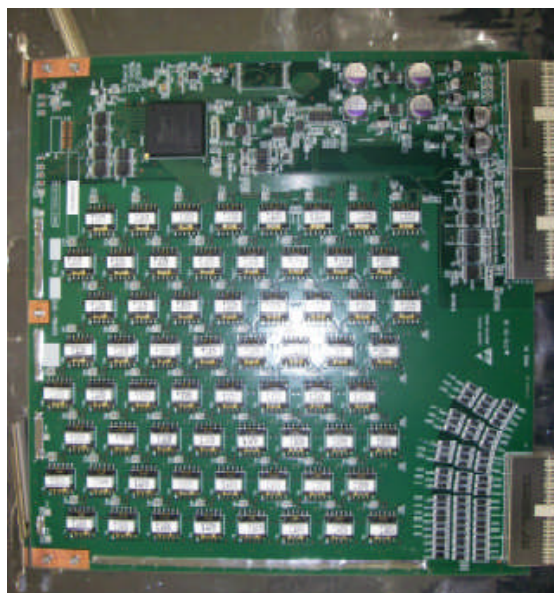


Fig.70. carte TX

La description des fonctions et des opérations de la TX se fait comme suit :

a. Générateur d'impulsions (pulser transmit) :

Ce circuit entraîne les éléments piézo-électriques à l'intérieur du transducteur électriquement. Le nombre d'ondes de transmission et la durée d'impulsion sont commandés par le TXPG. L'impulsion d'émission est générée dans la source d'alimentation basse tension, puis elle sera amplifiée au transformateur (transmission bipolaire).

En outre, ce générateur d'impulsion a deux alimentations (VTX0 et VTX1) pour la transmission. Chaque bloc d'alimentation est appliqué à l'un des deux enroulements primaires du transformateur. Ceci permet la commutation de tension de transmission pour chaque taux (double générateur d'impulsion).

b. Horloges LVDS :

Les horloges LVDS suivantes sont fournies :

- <1> Pour l'impulsion de transmission TXPG→160 MHz LVDS horloge.
- <2> Pour générer l'impulsion de transmission TXPG→160 MHz LVDS horloge.

c. Front-End Bus (*bus d'Interface FE):

La carte TX échange plusieurs informations comme le signal de commande de transmission, l'information de carte et l'information firmware (microcode) avec la carte BV via le bus FE. Le signal de commande de transmission est reçu par la TX-FPGA dans la carte TX puis écrit ou lu à partir du TXPG. L'information de la carte et l'information firmware sont écrites ou lues de l'EEPROM ID. La commande E/S de la mémoire EEPROM est exécutée par le FPGA TX.

Le bus FE dispose de deux bus de données bidirectionnel, 16 bits chacun (BVTCD et BVTCD) et un bus d'adresses 18 bits (BVTCA).

d. Circuit de détection des défauts et de protection :

La carte TX génère trois types d'interruptions : les interruptions de tension de référence VTX anormale, les interruptions de détection d'horloge et les interruptions de transmission.

< 1 > Interruption de tension de référence VTX anormale:

Une interruption de tension de référence VTX anormale est générée lorsqu'une transmission de tension au-dessus du niveau prédéterminé de la tension de référence TX de contrôle de puissance est détectée.

<2> interruption de transmission :

Une interruption de transmission est générée lorsque de la transmission est effectuée en utilisant les deux types de blocs d'alimentation de transmission (VTX0 et VTX1) simultanément ou quand un autre canal à partir des canaux de consigne est activée. Ceci se produit seulement s'il y a une panne matérielle ou si le bit de test TX FPGA est réglé. La TX FPGA surveille toujours le signal de validation VTX0 et le signal de validation VTX1 utilisés dans le circuit générateur d'impulsions et établit le bit d'état d'interruption lorsqu'il ne détecte que les deux signaux qui deviennent "H" (activé) simultanément. Lorsque ce bit est activé, la carte TX arrête la transmission en donnant un signal de validation VTX0 et VTX1 "L" (désactivé) et en même temps transfère la transmission du signal d'invalidation (/ TXDIS) et interrompt le signal (/ TCBVIRQ) au système pour indiquer qu'un défaut de fonctionnement a eu lieu.

<3> l'interruption de détection d'horloge :

Une alarme de détection d'horloge est générée lorsque l'horloge LVDS 160 MHz de la carte TX est arrêtée lors de la transmission. Cela laisse les signaux de sortie TXPG dans un état incorrect, et en conséquence le circuit de transmission peut être endommagé. Lorsque cette interruption se produit, la transmission est interrompue et un message d'erreur s'affiche sur l'écran.

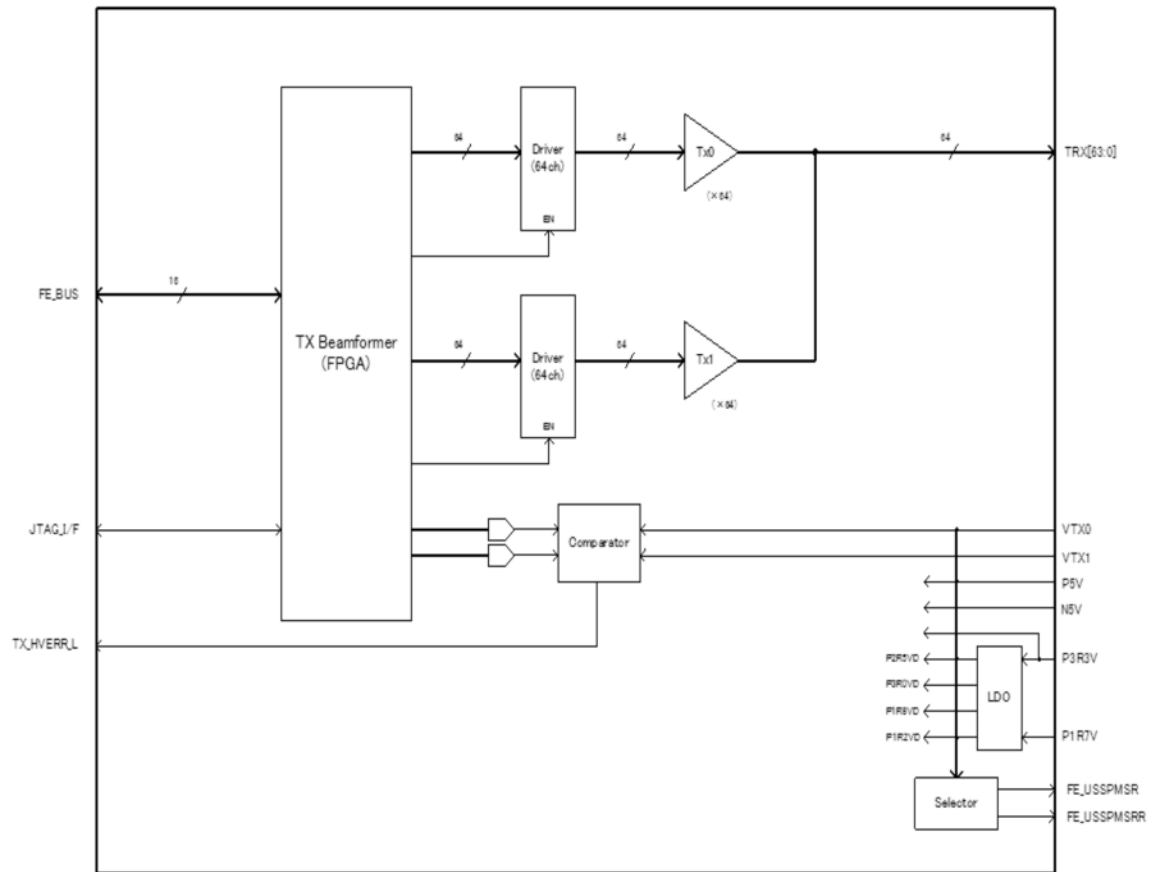


Fig. 71 : principe de la TX

V.1.3. CARTE DE RECEPTION RX :

Cette carte effectue la réception simultanée et la réception en quadrature simultanée du signal phasage/addition pour 128 canaux avec les systèmes TX128ch et RX128ch ou des 64 canaux avec les systèmes TX64ch/RX64ch. En outre, elle amplifie les signaux d'écho reçus de la carte PIF et effectue une conversion A / N. Elle effectue également une addition progressive aux données A/N-converti et les transmet à l'USSP.



Fig.72. carte RX

La description des fonctions et des opérations de la **RX** se fait comme suit:

a. Circuit de limitation :

Le circuit de limitation est constitué de diodes et empêche l'impulsion de transmission d'être appliquée directement sur le préamplificateur pendant la transmission.

b. La résonance de réception :

La résonance de réception est obtenue en plaçant des bobines d'inductance en parallèle aux lignes du signal d'écho.

Une bobine est connectée entre la ligne du signal d'écho et GND. En outre, il existe trois autres bobines d'inductance qui peuvent être sélectionnées. La résonance peut être modifiée par l'utilisation de ces quatre bobines d'inductance dans diverses combinaisons.

c. Préamplificateur + ADC + commutateur de point de croisement :

Un amplificateur à faible bruit (LNA) et un amplificateur à gain variable (VGA) amplifient les signaux d'écho de la carte PIF. Les signaux d'écho traversent le filtre limiteur de bande (BPF) puis sont convertis en A/N (fréquence d'échantillonnage de 40 MHz, la précision de la quantification est de 12 bits). Ce sont les fonctions du préamplificateur.

Le gain de l'amplificateur à faible bruit peut être choisi parmi 15 dB, 18 dB et 21 dB. L'amplificateur à gain variable règle le gain de -5,4 dB à 51,3 dB en modifiant la tension de commande (VTGC) de 0 V à 1,6 V.

En mode SCW, les signaux amplifiés dans l'amplificateur à faible bruit sont additionnés (les signaux mode commun sont additionnés en utilisant le procédé d'addition de courant) dans l'amplificateur à gain variable, puis envoyés à la carte CB. Il est nécessaire d'ajouter le temps de retard associé à la propagation du son entre chaque élément piézo-électrique et mettre l'accent sur le signal d'entrée du canal correspondant. Ceci est réalisé en sélectionnant le commutateur du point de croisement dans le préamplificateur et l'entrée du signal dans les lignes à retard (Fourni dans la carte CB) qui permettent de déterminer la quantité de retard. Le point de croisement commutateur commande la sélection des lignes à retard à laquelle les signaux de réception sont contribués. Ce commutateur de point de croisement divise les 64 canaux des signaux pour les huit lignes de retard prévu dans la carte CB.

d. Phasage/addition : RXBF (récepteur de faisceau)

Le bloc RXBF ajoute le temps nécessaire de retard de réception pour chacun des signaux convertis A / N dans le préamplificateur + ADC, puis résume les signaux.

Ce bloc se compose de deux ASICs(ASICs de RXBF) pour les systèmes TX64ch et RX64ch ou quatre ASICs (ASICs de RXBF) pour les systèmes TX128ch et RX128ch.

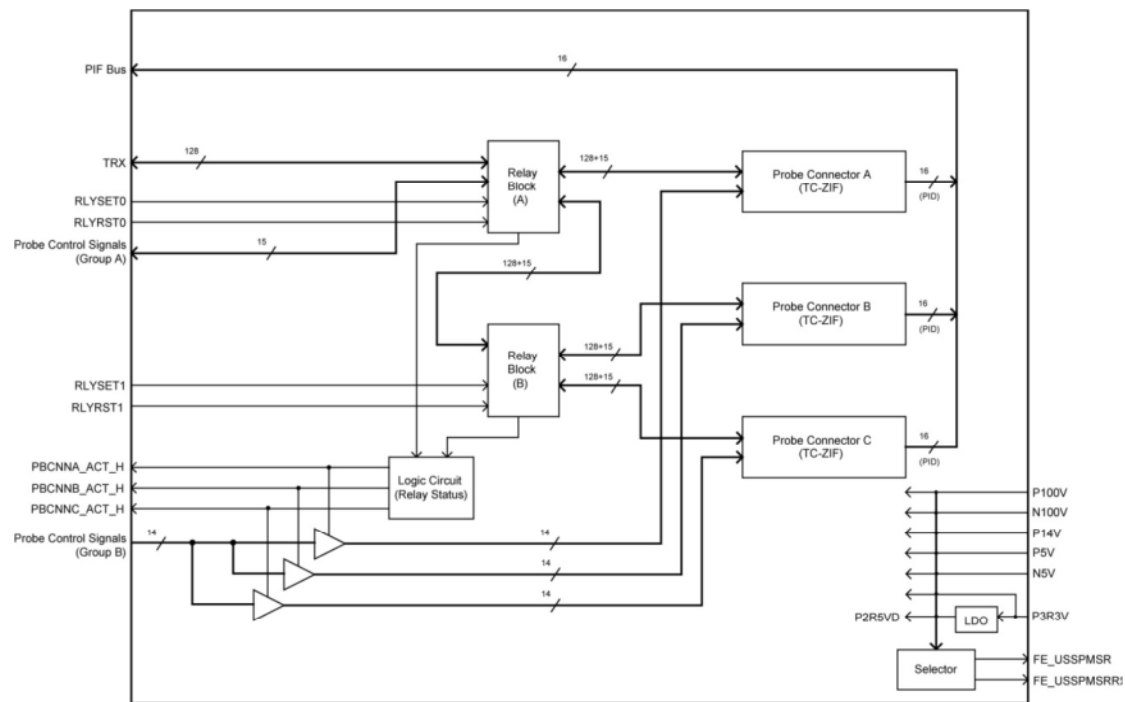


Fig.73: principe du RX (TX128ch, RX128ch)

V.1.4. CARTE CONTINUOUS BEAMFORMER CB :

La carte CB effectue le traitement du signal Doppler SCW reçu ainsi que la transmission / réception du PENCIL CW. Cette carte prend en charge un maximum de 64 canaux pour le traitement de signal Doppler SCW reçu.

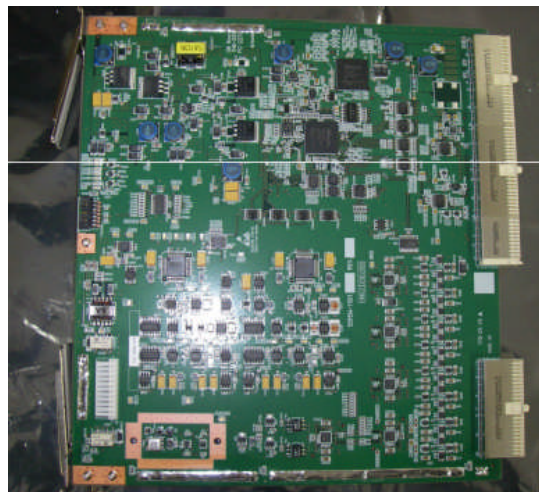


Fig.74. la carte CB

Les opérations sont décrites ci-dessous :

a. La réception du Doppler SCW :

- Tamponnage du signal de sortie provenant du circuit additionneur de retard de réception dans la précédente étape (signal d'entrée de la carte CB).

- Filtrage des signaux sommés.
- Détection de quadrature.
- Filtrage passe-haut pour le signal bande de base (I / Q) (clatter filter)
- Amplification du signal bande de base.
- Filtrage Anti-aliasing.
- Conversion A/N.
- Sortie du signal numérique I / Q à l'étape suivante.

b. La transmission/ réception du Doppler PENCIL CW :

- Générer le signal de transmission.
- Amplifier le signal de réception. (Les fonctions suivantes sont les mêmes que ceux pour le SCW)
- Filtrer les signaux sommés.
- Détecter les quadratures.
- Effectuer un filtrage passe-haut pour le signal bande de base (I / Q) (filtre cliquetis).
- Amplifier le signal de bande de base.
- Effectuer un anti-aliasing filtering (filtrage anti-aliasing).
- La conversion AN.
- Sortie du signal numérique I / Q à l'étape suivante

c. Le traitement lié au contrôle :

- Saisir les horloges LVDS.
- Réceptionner les signaux de commande, le décodage des commandes et l'exécution des commandes du traitement requis (interface de bus de contrôle).
- Sélectionner et délivrer le signal de surveillance de tension de la ligne de la carte (fonctions pour le système d'auto-diagnostic).
- Générer la réception du signal PENCIL CWD du circuit d'essai et l'introduire à l'entrée du circuit.
- Sortie du signal de transmission du PENCIL CWD au circuit d'essai à l'étape suivante.

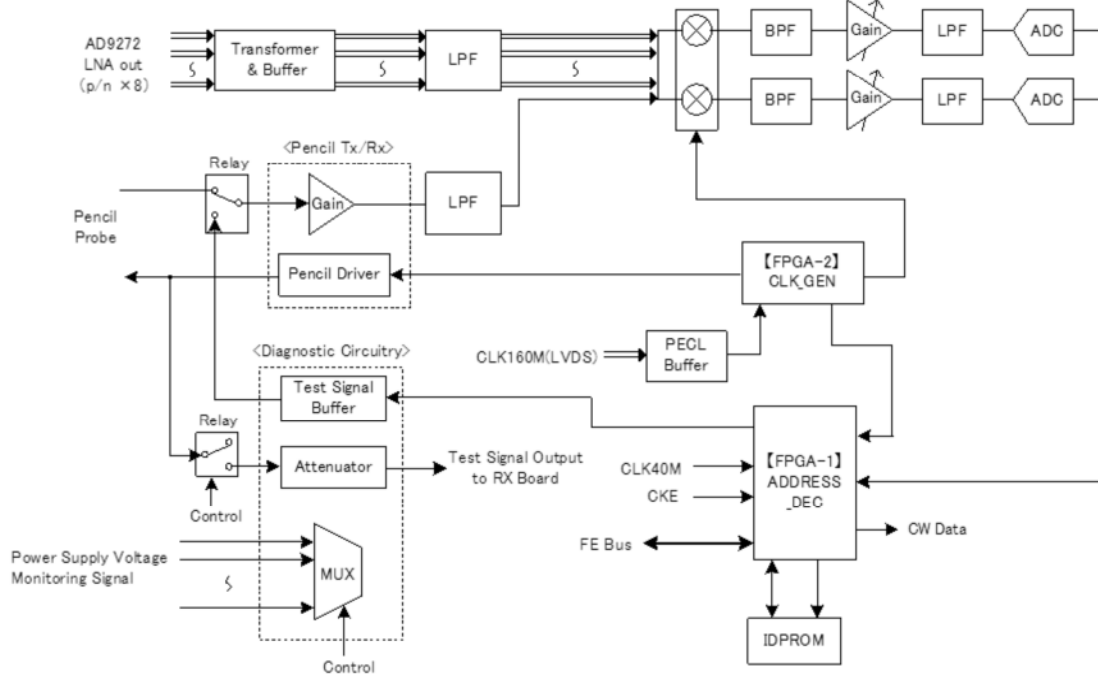


Fig.75 : Diagramme block de la carte CB

Composition et fonctionnement de chaque bloc :

- **Transformateur et tampon (buffer) :**

La sortie du circuit d'addition de retard de réception (AD9272) sur la carte RX est entrée à la carte CB en mode Doppler SCW. Un signal qui est entrée en tant que signal différentiel est tamponné dans l'émetteur-suiveur et sort à l'étape suivante.

- **SCW / PENCIL MUX :**

L'opération de traitement est effectuée en mode Doppler SCW. Dans le mode Doppler CW PENCIL, un système de traitement séparé est utilisé pour recevoir et amplifier les signaux. Le traitement ultérieur est le même que celui du mode Doppler SCW.

- **Mixer :**

Les signaux sont convertis en signaux bande de base I / Q en utilisant le démodulateur I / Q avec un déphaseur (AD8333). Le signal (LO d'entrée) est sorti de l'IC dédié décrit ci-après.

- **BPF (Filtre passe-bas) :**

Les caractéristiques passe-bas éliminent la somme des composants de la sortie du mélangeur, tandis que les caractéristiques passe-haut éliminent les composants du Doppler, autre que le flux sanguin contenu dans le signal de réception. Ce dernier est un 'clutter filter', ce qui élimine les composants inutiles dérivés de mouvement du cœur ou d'autres organes. Ce bloc est constitué de filtre actif d'ordre 4.

- **Contrôle de gain Base band :**

Le signal est porté à un niveau adéquat avant la conversion AN afin de supprimer la détérioration NF (bruit) due au bruit quantique.

Ce bloc utilise une composition d'amplificateur non-inverseuse, utilisant des amplificateurs opérationnels pour permettre aux gains suivants d'être mis en commutation avec les résistances.

- **LPF (filter anti-aliasing):**

Ce bloc est un filtre anti-aliasing utilisé avant la conversion A/N. La fréquence d'échantillonnage dans le convertisseur AN est de 312,5 kHz et la fréquence de coupure doit être réglée à une fréquence inférieure à la moitié de la fréquence d'échantillonnage. Ce bloc est constitué de filtres actifs d'ordre 4 et la fréquence de coupure est réglée environ de 150 kHz.

- **ADC et le combineur Data :**

Le signal analogique traité est converti en un signal numérique dans ce bloc puis transmis au circuit de traitement numérique de signal dans l'étape suivante.

Ce bloc utilise un convertisseur AN de haute précision avec une résolution de 16 bits et une série des modes de sortie pour s'adapter aux spécifications de sortie à l'autre étape. En outre, ce bloc combine les sorties ADC en utilisant un combineur de données afin de délivrer en sortie les deux signaux I et Q par un système unique dans les lignes du signal. Le convertisseur AD employé prend en charge cette fonction et combine les lignes du signal de sortie et les commandes correctement.

- **Émetteur et Récepteur du PENCIL :**

Un système de traitement distinct est prévu pour le PENCIL CW Doppler.

- Pour le Doppler SCW, le préamplificateur sur la carte RX est en premier lieu un amplificateur. Pour le PENCIL CW Doppler, le préamplificateur est mis en œuvre sur la carte CB.

-Beamforming n'est pas nécessaire et par conséquent, les signaux ne sont pas transmis par la ligne de retard, etc.

-Le circuit de transmission pour SCW Doppler est fourni sur la carte TX, tandis que pour PENCIL Doppler est prévu sur la carte CB.

Le circuit de transmission reçoit la tension d'émission de l'unité d'alimentation et l'horloge de transmission à partir du signal de référence du générateur (qui est décrit ci-dessous), puis génère des impulsions de transmission bipolaires par FET de commutation et à l'aide d'un transformateur.

- **Générateur du signal de référence :**

Ce bloc génère le signal (signal LO au mélangeur) de détection en quadrature et l'horloge de transmission pour le circuit de transmission du PENCIL. Le FPGA est contrôlé par le décodeur d'adresse pour générer des horloges arbitraires des fréquences basées sur une horloge de 160 MHz.

- **Adresse Décodeur :**

La carte CB est contrôlée via le FE Bus (Front-End Bus), qui décode les commandes et exécute les contrôles demandés. Ce circuit est constitué d'un seul FPGA de grande capacité (field-programmable gate Array).

- **ID PROM :**

Ce bloc stocke le numéro de série, la carte de révision, révision du firm ware et d'autres informations de la carte. Il stocke également les données de correction utilisées pour corriger les différences de gain et de phase entre les signaux I / Q. Ces

données de correction sont transmises au circuit de correction afin de supprimer le miroir que l'on appelle le composant sur les images.

V.1.5. CARTE CONTROL MECANIQUE 4D MC :

Cette carte entraîne le moteur dans le transducteur Mecha 4D. Cela range l'élément piézoélectrique à l'intérieur du transducteur à balayage et transfère l'information d'angle de balayage nécessaire à la création d'images 3D au système en temps réel.

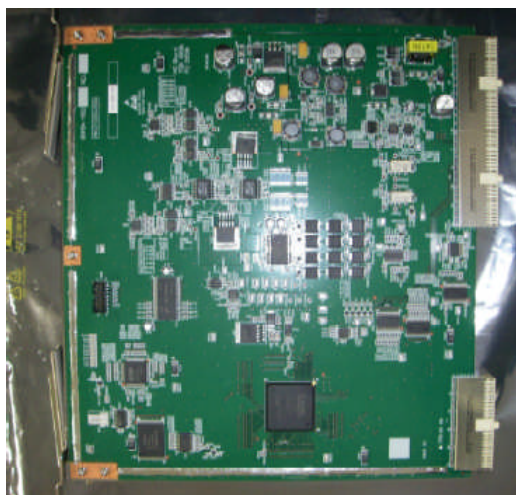


Fig.76. carte 4D MC

La description des fonctions et des opérations de la carte 4D MC se fait comme suit:

a. Le circuit de commande du moteur :

Le transducteur Mecha 4D contient un moteur qui balaye les éléments piézoélectriques. Ce circuit de commande transmet le signal de commande pour le moteur. Le signal de commande du circuit est alimenté par l'USMC2 FPGA.

Le transducteur de MDTEE contient un moteur qui balaye les éléments piézoélectriques. Ce circuit de commande transmet le signal pour moteur. Le signal de commande du circuit est alimenté par le TCIFMC FPGA.

b. Horloges LVDS :

Les types d'horloge LVDS suivantes sont fournis :

<1>Horloge LVDS avec 2 phases x 40 MHz: / BVMC40M±

<2> signal synchrone qui devient faible tous les 32 cycles d'horloge / BVMC40M ±/ BVMCCKE±.

La source d'horloge est la carte BV.

Ces horloges LVDS sont utilisées comme suit dans la carte MC.

<1>Les signaux BVMCCKE± / BVMC40M ± sont convertis en TTL puis distribués au TCIFMC et USMC2FPGA par le conducteur d'horloge, pour la synchronisation avec le système.

<2>Le signal / BVMC40M± est converti en TTL puis distribué aux TCIFMC et USMC2 par le pilote d'horloge.

c. Interface de Bus Front-end (FE Bus):

Le bus FE est connecté au FPGA MD (interface de bus FE_BUS).

Il se compose du bus de données bidirectionnel (16 bits) : FED, bus d'adresse (18 bits): FEA, Lecture / Ecriture : FEWLRH Active : FE ** EN_L et Reconnaissez : FEACK_L.

d. Circuit de détection de défaut et de protection :

En cas de défaut, la carte MC émet une interruption dans les quatre cas suivants :

< 1 > Quand une horloge détecte la faute : La fourniture d'horloge au TCIFMC et USMC2 est intentionnellement arrêté, lorsque le transducteur MDTEE ou transducteur Mecha 4D ne sont pas utilisés afin d'éviter l'effet de bruit sur les autres transducteurs. Si l'alimentation de l'horloge est arrêtée même si le transducteur Mecha 4D est utilisé et l'horloge à l'USMC2 est prévue, un résultat de défaut est affiché.

< 2 > Lorsque l'état du moteur devient anormal : Il en résulte un défaut si le moteur d'un transducteur MDTEE ou Mécha 4D ne fonctionne pas normalement dans le délai imparti. Le TCIFMC (pour MDTEE) ou USMC2 (pour Mecha4D) détecte le défaut et envoie une notification au FICF.

<3 > Quand une erreur de paramétrage a eu lieu : Un défaut se traduit, si le paramètre de fonctionnement à la désignation du moteur du transducteur MDTEE ou Mecha 4D est anormale. Le TCIFMC (pour MDTEE) ou USMC2 (pour Mecha4D) détecte le défaut et envoie une notification au FICF.

< 4 > Lorsque le courant du moteur est devenu anormal : Un défaut se traduit, si la valeur du courant du moteur du transducteur MDTEE ou du transducteur Mecha 4D dépasse la valeur du courant spécifiée. Le TCIFMC (pour MDTEE) ou USMC2 (pour Mecha4D) détecte le défaut et envoie une notification au FICF. Lorsque l'un des défauts ci-dessus a eu lieu, l'USMC2 définit l'état d'interruption inscrit-bit prédéterminé pour correspondre la faute à "1" de manière asynchrone. Le registre d'état d'interruption est situé sur la carte TCIFMC, en même temps, la TCIFMC met le signal /TCBVIRQ à faible. La CPU commence alors la gestion des interruptions.

Le TCIFMC ne délivre pas une interruption lorsque le registre de masque d'interruption dans le TCIFMC est réglé sur "1" quand le CPU commence la gestion des interruptions. Lorsque le défaut de statut est libéré et le bit prédéterminé du registre clair interruption dans la TCIFMC est réglé sur "1", l'état d'interruption est renvoyé à "0" et le signal / TCBVIRQ est réglé sur « H » (high).

En cas de panne <1>, lorsque l'état du défaut est supprimé et le bit prédéterminé du registre d'interruption dans le TCIFMC est réglé sur "1", l'état d'interruption est renvoyé à "0" et le signal / TCBVIRQ est réglé sur « H ».

En cas de défaut <2> ou <3>, lorsque le bit prédéterminé du registre d'interruption dans le USMC2 est réglé sur "1", l'état d'interruption est retourné à "0" et / TCBVIRQ signal est mis à l'état élevé (H).

V.2. LES SIGNAUX DE L'UNITE FRONT-END :

V.2.1 SYSTEME DE TRANSMISSION :

Les données de transmission de la RTC dans la carte USSP sont transférées au TXPG dans la carte TX. La transmission des données de retard et la transmission de forme d'onde sont définies. La TXPG a une horloge de référence de transmission (160 MHz) et délivre en sortie les signaux de déclenchement HOUT / LOUT du PULSER basés sur l'horloge. Le générateur d'impulsion (pulser) émet un signal de transmission bipolaire sur la base du signal de déclenchement. Le signal de transmission est transmis au port du connecteur du Transducteur qui est sélectionné dans le sélecteur des ports dans la planche PIF.

V.2.2 SYSTEME DE RECEPTION :

Les signaux d'écho reçus sont transmis via le connecteur de balayage électronique de la sonde à la carte PIF puis dans le préamplificateur de la carte RX. Les signaux sont amplifiés au niveau du signal prédéterminé dans le préamplificateur ensuite émis dans la RXBF. Les signaux d'entrées sont AN-convertis dans la RXBF et envoyés à la réception beamforming. La formation du faisceau est réalisée simultanément dans un maximum de quatre directions puis sont sortis à la carte USSP.

V.2.3 LE SYSTEME SCW DE TRANSMISSION / RECEPTION :

Le système de transmission SCW est le même que celui décrit dans le paragraphe V.2.1 de ce chapitre. Les signaux de réception sont additionnés entre les signaux du mode commun en 8 lignes dans la carte RX puis entrés dans la carte CB. Dans la carte CB, la détection en quadrature est effectuée dans le traitement du démodulateur et le signal en bande de base est effectué. Une formation analogique du faisceau est ensuite effectuée et les signaux sont AN-convertis. Les signaux I/Q convertis sont reconvertis en données série puis émis à l'USSP.

V.2.4 SYSTEME DE TRANSMISSION /RECEPTION DU PENCIL CW :

La carte CB comprend le circuit d'émission / réception du PENCIL CW. Les signaux de transmission de sortie de la carte CB passent à travers le connecteur PENCIL à l'aide d'un câble, ensuite sont émis vers les éléments de transmission du PENCIL. Les signaux d'écho reçus dans le transducteur du PENCIL sont également transmis à travers la PIF et amplifiés dans le circuit récepteur de la carte CB. Les signaux sont ensuite passés à travers le démodulateur ou les blocs intérieurs de la même manière que pour le système SCW, ensuite sont sortis à la carte USSP par le fonctionnement de l'interrupteur.

V.3. ESSAIS ET ETALONNAGE DES PLANCHES :

Il est nécessaire de tester et d'étalonner les cartes après remplacement de la carte. Les procédures sont décrites ci-dessous.

a. tester les cartes : Les fonctions et les performances de la PIF, TX, CB, RX, MC et USSP doivent être testées.

b. calibration du décalage ADC : Le décalage en courant continu de l'entrée ADC des signaux d'écho doit être calibré. Si cette calibration n'est pas effectuée, le bruit fixe peut apparaître sur l'image.

c. étalonnage de puissance de SCW TX: Les erreurs dans le système de transmission SCW entre les systèmes doivent être étalonnées. Si cette calibration n'est pas effectuée, la tension de transmission en SCW ne peut pas être réglée correctement et peut entraîner une puissance acoustique excessive ou une sensibilité insuffisante.

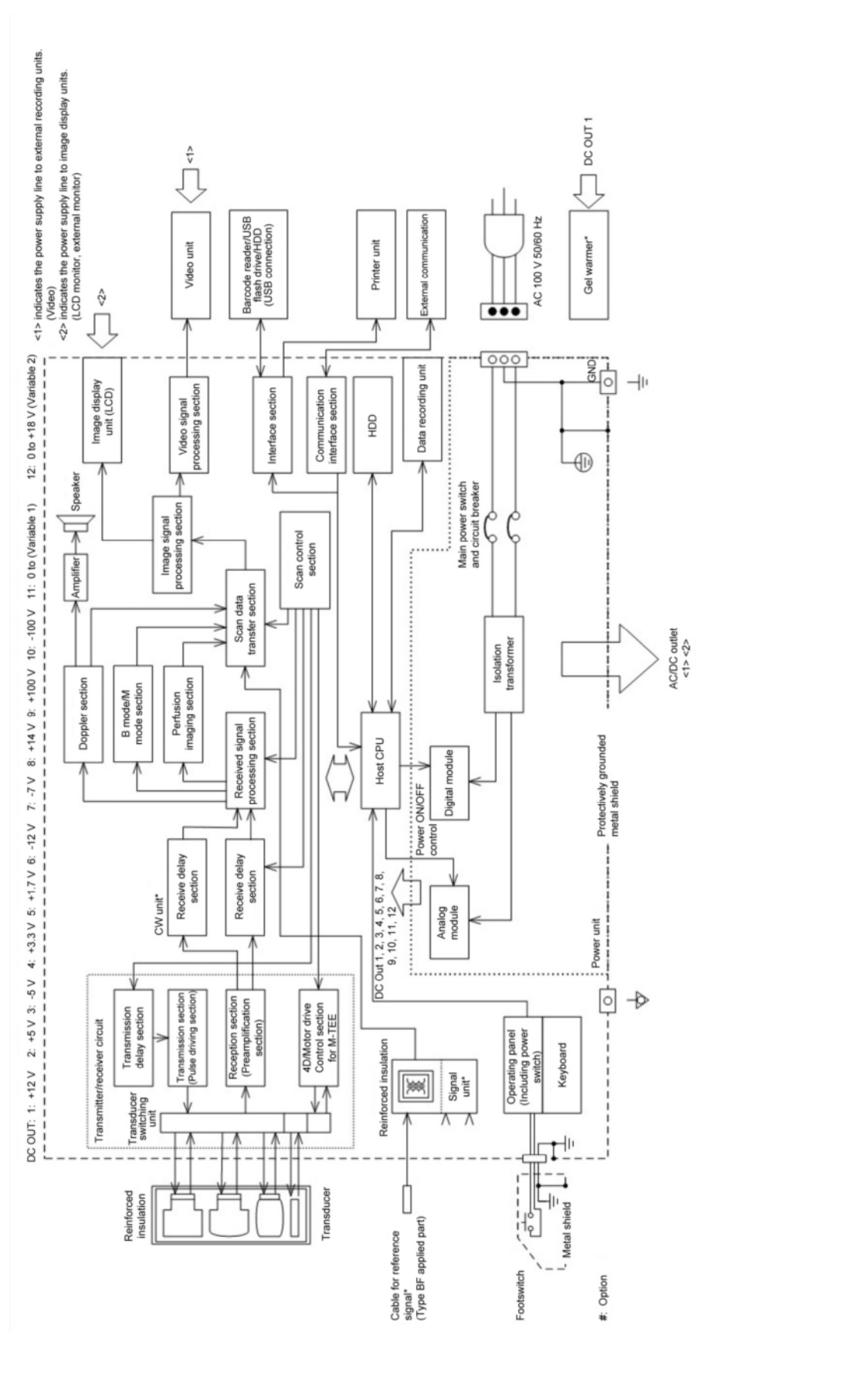


Fig.77. schéma synoptique du Xario TUS-200

VI. UNITE BACK END:

Cette unité se compose d'un système de traitement pour les signaux d'écho provenant de l'unité FE, d'un système vidéo de traitement des signaux, d'un système de traitement de signal audio et de la fonction contrôle du système. Cette unité comprend les cartes suivantes :

- **Ensemble CPU** : Unité de contrôle du système avec CPU (L'ATX -UNIT- ASSY)
- **Carte USSP** : ECHO / FLOW traitement de faisceau, transfert de données RAW et le signal analogique vidéo de la carte de commande entrée/ sortie.
- **Carte I/O** : Entrée/ sortie du signal externe.

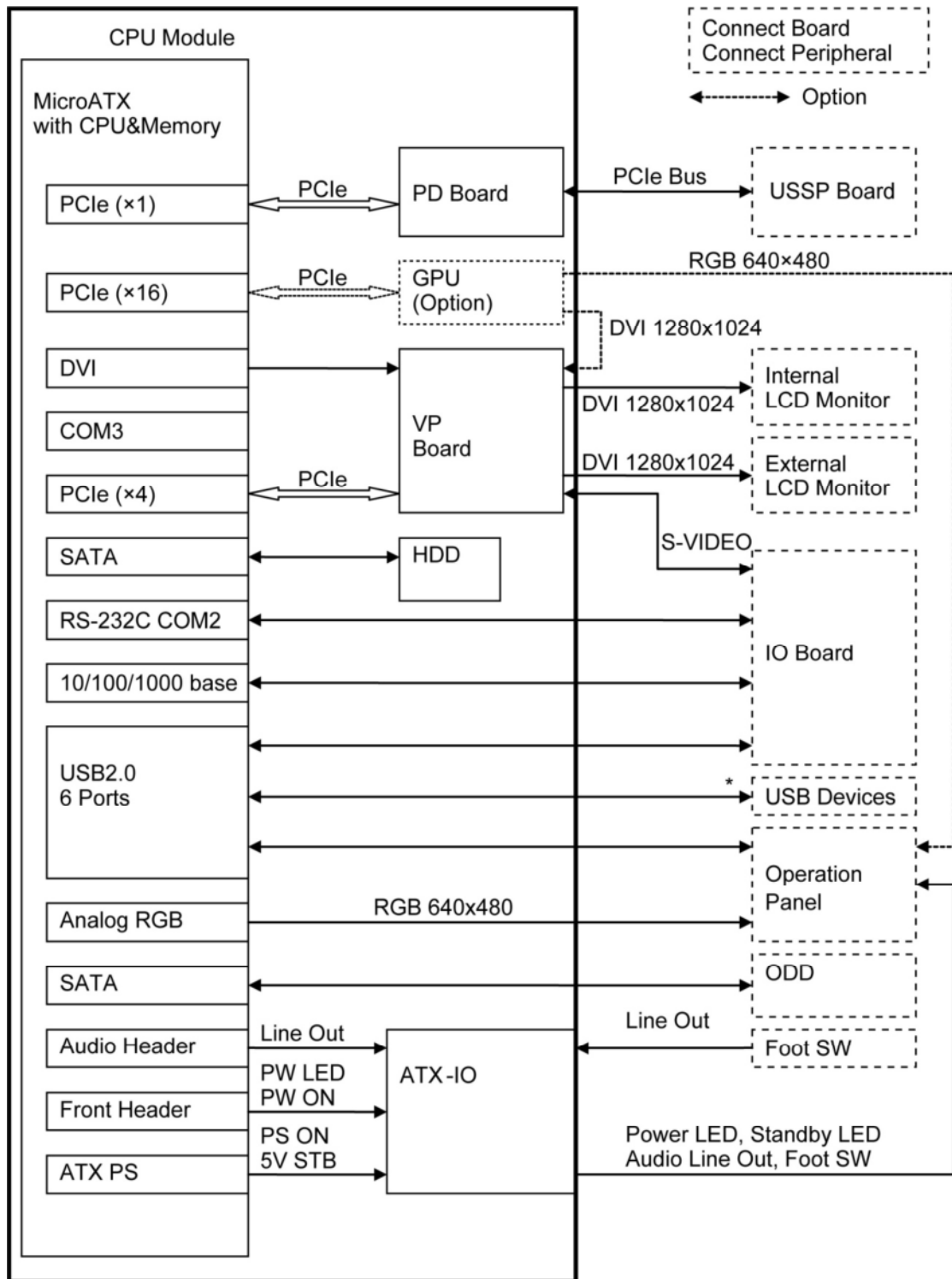


Fig.78 : Flux des signaux de l'unité BE

VI.1. ATX-UNIT-ASSY

Cette unité a un hôte CPU avec la fonction principale de l'exécution du logiciel.

CPU et chipset : Les fonctionnalités suivantes sont installées.

- Processeur Intel® G850
- Intel® Q67

La mémoire principale : Jusqu'à quatre modules de mémoire DDR3 peuvent être montés.

Les interfaces de connexion sont reliées à chaque dispositif par câbles.

- USB: USB 2.0 est utilisé pour la connexion au panneau de commande et des périphériques USB externes.
- LAN: Ethernet 10/100 / 1000Base-T.
- RS232.

Carte PD : c'est la carte de relais pour connecter la carte mère ATX et USSP. Cette carte est insérée dans une fente PCI-Express de l'ATX.

Cartes VP : Ces cartes traitent les signaux vidéo. Elles envoient des signaux vidéos DVI au moniteur principal et aux moniteurs externes et peuvent afficher des signaux d'entrée/sortie des vidéos entrelacées. Les cartes sont insérées dans 4 emplacements PCI-Express de l'ATX.

Carte ATX IO : Cette carte contrôle le voyant de veille. La carte empêche les signaux anormaux d'être transmis à l'ATX.

VI.2. CARTE USSP :

La carte USSP se compose des blocs suivants et effectue le traitement des données dans tous les modes vidéos après l'exécution progressive / addition. Une fois les données traitées, la carte BV transfère les données RAW à la CPU.

a. L'unité de commande de balayage Front-End :

Bloc RTC (Real Time Controller) : Le bloc RTC contrôle les opérations d'émission / réception dans l'unité front-end selon les informations de commande de l'ATX - UNIT- ASSY. Ce bloc se compose du FPGA (Array Field-Programmable Gate; programmable IC) et SRAM. Le séquenceur dans le FPGA transfère les données à chaque bloc de l'unité Front-End et contrôle le balayage en fonction des informations de commande stockées dans le registre de FPGA et à la mémoire statique.

b. Génération d'horloge du système: bloc de génération d'horloge :

Ce bloc génère les horloges pour être utilisées par le système. Il divise la sortie du cristal oscillateur 160 - MHz pour générer des horloges de 40 MHz.

c. Auto-diagnostic : block de circuit diagnostique :

Le bloc de circuit diagnostic mesure la tension de la ligne et la tension de référence dans l'unité front-end pour l'auto-diagnostic du système. Ce bloc comprend également une fonction pour détecter la température de la tête de transducteur TEE et l'angle de l'élément piézoélectrique.

Les signaux à mesurer sont sélectionnés par le multiplexeur et entrés dans le convertisseur A/N. Les données converties sont transmises à l'ATX -UNIT- ASSY via le RTC. Un circuit de protection est prévu pour la tension de transmission et la détection de la température des signaux de la tête du transducteur TEE pour empêcher la transmission quand une certaine température est dépassée.

e. Traitement de faisceau (beam) :

Cette carte traite les données RF qui sont entrées de l'unité FE par chaque faisceau.

f. Le traitement d'échos :

Cette carte calcule les données de puissance basée sur l'entrée des données réelles et des données imaginaires. Elles effectuent également l'amélioration des contours, etc.

g. Le traitement des flux :

Cette carte effectue un traitement vectoriel et divers modes de filtrage pour l'écoulement des couleurs imagerie.

h. Transfert de données RAW :

La carte BV transfère les données à la mémoire de l'hôte après que les opérations (e) et (f) sont traitées.

i. Traitement de vidéo :

Cette carte sort les images non - entrelacées et E/S les signaux vidéos NTSC / PAL s.

j. Indications des LED :

LED number	Indication	Unlit	Lit
D1	PCI-FPGA Config-Done	Config. not completed	Config. completed
D2	Xilinx-FPGA Config-Done	Config. not completed	Config. completed
D500-D507	PCI-FPGA test signal	—	—

Tab.12. indications des leds

VI.3. CARTE IO :

La carte IO est une interface pour les appareils externes connectés au système. Cette carte fournit des câbles de connexions appropriés en utilisant les boucliers requis et les éléments de protection afin de répondre aux exigences EMI, RFI, et ESD.

Les Fonctions de la carte IO: La carte IO est fournie avec les interfaces suivantes :

- a. Ethernet : Connexion à un réseau local externe.
- b. USB : La connexion à une unité externe USB.
- c. RS232C : Connexion à un enregistreur de DVD.
- d. Line IN / OUT : Connexion à un enregistreur de DVD.
- i. Vidéo : vidéo composition, S -VHS, et DVI.
- j. la mise en page du connecteur.

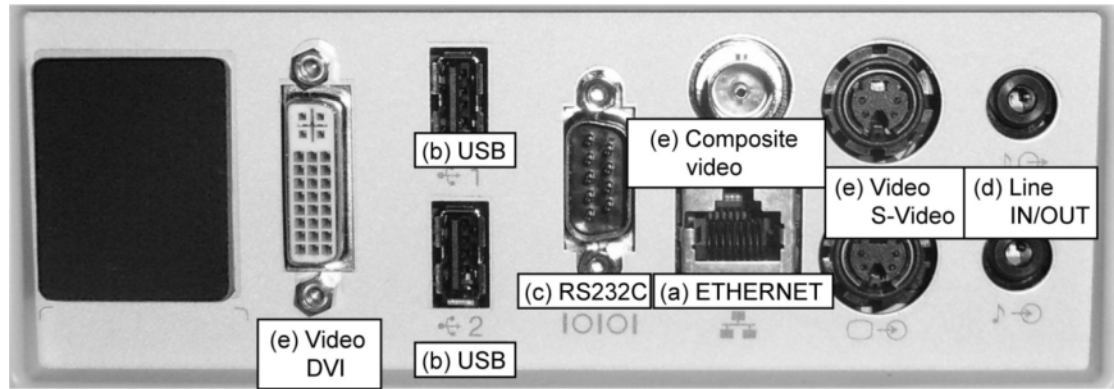


Fig.79. les connecteurs liés à la carte IO

VII. DISCUSSION :

Le **XARIO TUS-200** de par sa complexité de conception et de fonctionnement, ainsi que l'importance de son rôle dans l'obtention de diagnostics échographiques fiables. Un entretien et un suivi continus sont fortement recommandés, afin de garantir un fonctionnement optimal et une longue durée de vie.

Les procédures de contrôle et d'entretien de l'appareil sont globalement définies et imposées par le constructeur et les normes universelles du contrôle de qualité que l'on verra en détail dans le chapitre suivant.

I. PREAMBULE:

Ces dernières années, on utilise de plus en plus l'imagerie échographique qui occupe désormais une place prépondérante dans la démarche diagnostique. Cette importance associée à une nécessaire optimisation des ressources a provoqué une prise de conscience : l'objectif « **zéro panne** » n'est plus que jamais à l'ordre du jour.

Pour cela, la mise en œuvre d'une politique de maintenance établie par un personnel qualifié est obligatoire, afin d'assurer l'application des différentes opérations de maintenance visant à garantir un fonctionnement optimal de l'échodoppler et l'amélioration des résultats obtenus.

II. DEFINITION DE LA MAINTENANCE :

AFNOR (norme X 60-010) [AFN] définit la maintenance comme suit :

« Toutes les activités destinées à maintenir ou à rétablir un bien dans un état ou dans des conditions données de sûreté de fonctionnement, pour accomplir une fonction requise. Ces activités, sont une combinaison d'activités techniques, administratives, et de management. »

III. LES FORMES DE LA MAINTENANCE :

Selon l'objectif et le moment d'intervention vis-à-vis de la panne, deux types de maintenance se déduisent : préventive et corrective.

III.1. MAINTENANCE PREVENTIVE :

Maintenance ayant pour objectif de réduire la probabilité de défaillance d'un bien ou d'un service rendu, elle se présente sous plusieurs formes dont les plus importantes sont :

III.1.1. LA MAINTENANCE SYSTEMATIQUE :

Effectuée selon un échancier préétabli à partir d'un nombre prédéterminé d'unités d'usage (exemple : maintenance systématique effectuée après x heures de fonctionnement).

III.1.2. LA MAINTENANCE CONDITIONNELLE :

Comprend toutes les tâches de restauration du matériel ou de composant non défectueux, entrepris en application d'une évaluation d'état de la comparaison avec un critère significatif préétabli (exemple : niveau de qualité d'une huile, les températures et pressions, etc.).

III.2. MAINTENANCE CORRECTIVE :

C'est l'ensemble des activités réalisées après la défaillance. Elle se divise en deux catégories : Palliative et Curative.

III.2.1. MAINTENANCE PALLIATIVE :

Permettre à un équipement d'accomplir provisoirement toute ou une partie d'une fonction requise à caractère provisoire, appelées couramment « **dépannage** » permettant de retarder et de planifier les interventions.

III.2.2. MAINTENANCE CURATIVE :

Rétablir un équipement dans un état spécifique lui permettant d'accomplir une fonction requise, le résultat des activités doit présenter un caractère permanent.

Le synoptique ci-dessous résume les différentes formes de maintenances vues ci-dessus

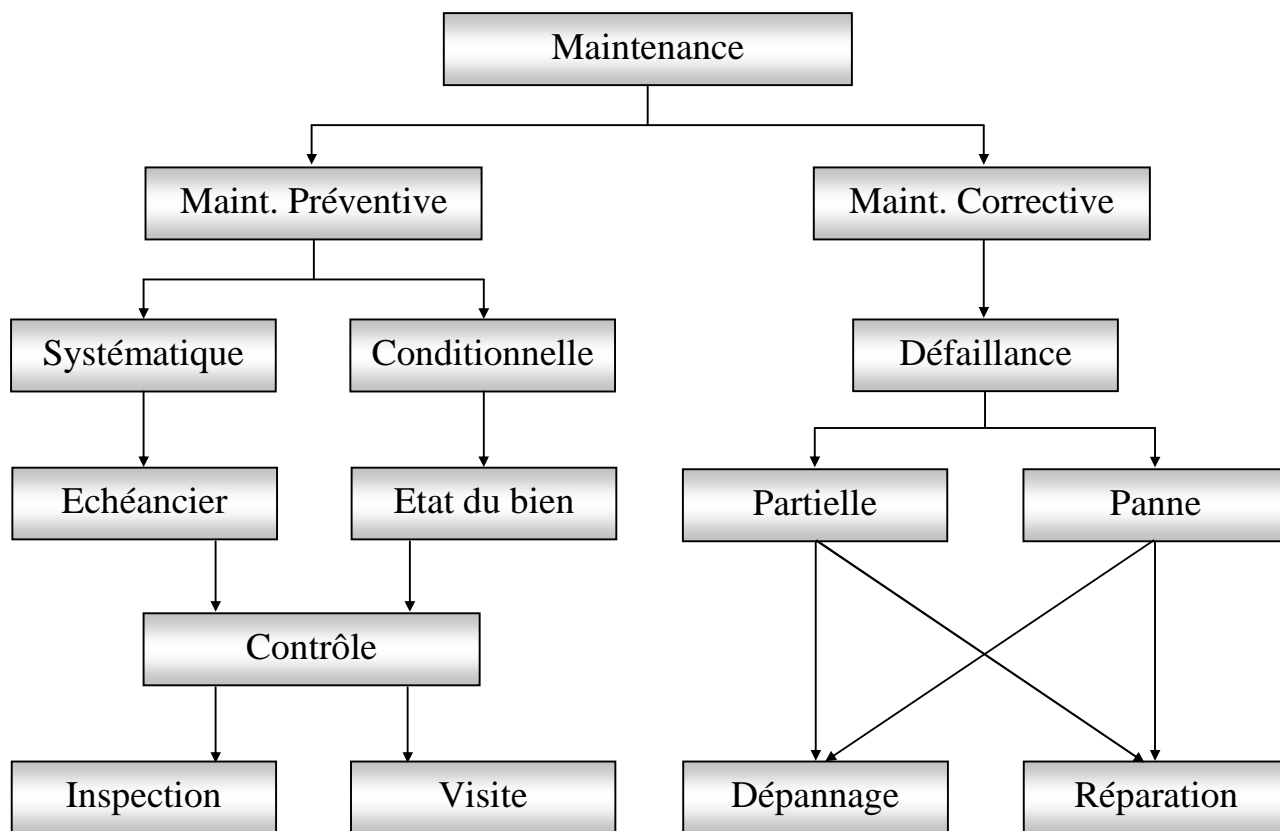


Fig. 80 : Organigramme de la maintenance.

IV. LES OBJECTIFS DE LA MAINTENANCE :

La détermination des objectifs ne peut se lire qu'avec la collaboration de la direction technique et peuvent être classés selon trois familles :

IV.1. OBJECTIFS OPERATIONNELS :

Parmi eux :

- ◆ Maintenir l'équipement.
- ◆ Assurer la disponibilité d'un matériel.
- ◆ Avoir un rendement maximal d'une machine.
- ◆ Faire durer la vie d'une machine le plus longtemps possible (durabilité).

IV.2. OBJECTIFS ECONOMIQUES ET SOCIAUX :

Parmi eux :

- ◆ Assurer une sécurité (au personnel).
- ◆ Diminuer les coûts indirects (perte de production) et directs.
- ◆ Permettre une production de haute qualité.
- ◆ Améliorer les rapports avec la clientèle (respecter les délais).
- ◆ Réduire les stocks de rechanges.

IV.3. OBJECTIFS D'ORGANISATION :

Parmi eux :

- ◆ Améliorer l'efficacité d'ordonnancement (Moins d'actions surprises).
- ◆ Définir une politique de sous-traitance ou d'approvisionnement.

V. LES FONCTIONS DE LA MAINTENANCE :

Trois fonctions principales se distinguent dans la maintenance :

- ◆ la fonction méthode.
- ◆ la fonction ordonnancement.
- ◆ la fonction réalisation.

V.1. LA FONCTION METHODE :

La fonction méthode est le cerveau du service maintenance. Elle regroupe les tâches suivantes entre autres :

- ◆ Détermination des pièces de rechange.
- ◆ Préparation des interventions (outils à utiliser, personnel qualifié, bon de sortie du magasin, etc.).
- ◆ Elaboration de la documentation nécessaire.
- ◆ Proposition de modification en cas de pannes repentantes.
- ◆ Choisir les procédures de contrôle.
- ◆ Vérification des travaux effectués.

La préparation du travail vise essentiellement à faciliter le travail des techniciens et à diminuer les temps d'attentes : recherche d'outillages, de personnel qualifié, déplacement inutiles, etc.

V.2. LA FONCTION D'ORDONNANCEMENT :

L'ordonnancement est la fonction chargée de conduire les événements (chef d'orchestre). Son rôle consiste à :

- ◆ Prévoir la chronologie du déroulement des tâches.
- ◆ Optimiser l'utilisation des moyens nécessaires à les rendre disponibles.
- ◆ Lancer les travaux au moment choisi.
- ◆ Contrôler le début, l'avancement et la fin des tâches et prendre en compte les écarts entre prévision et réalisation.

V.3. LA FONCTION REALISATION :

La fonction réalisation a pour objectif d'utiliser les moyens mis à disposition suivant les procédures imposées pour remettre le matériel dans l'état spécifié.

La fonction réalisation inclut plusieurs opérations :

- ◆ Assurer l'installation des machines.
- ◆ Appliquer les différents types de maintenances (mise en fonctionnement, vérification, contrôle, réparation, etc.).
- ◆ Informer le personnel sur les équipements (consignes d'utilisation).
- ◆ Assurer la remise en marche du matériel après les interventions.
- ◆ Etablir le diagnostic de défaillance du matériel (les causes).
- ◆ Gérer les stocks (pièces de rechange, outillages, appareil de contrôle)

VI. LES NIVEAUX DE LA MAINTENANCE :

L'AFNOR recense cinq niveaux de maintenance :

a. LE NIVEAU 1 :

« Réglages simples prévus par le constructeur au moyen d'éléments accessibles sans aucun démontage ou ouverture de l'équipement consommables accessibles en toute sécurité tels que voyants, ou certains fusibles, etc. ».

A ce niveau, le technicien peut être l'opérateur de la machine, en exploitant la machine sur place, sans outillage et à l'aide des instructions d'utilisation.

b. LE NIVEAU 2 :

« Dépannage par échange standard des éléments prévus à cet effet et opérations mineurs de maintenance préventive, telles que graissage ou contrôle de bon fonctionnement ».

A ce niveau, le réparateur doit être un technicien habilité de qualification moyenne, sur place, avec l'outillage portable défini par les instructions de la maintenance.

c. LE NIVEAU 3 :

« Identification et diagnostic des pannes, réparations par échange de composants ou d'éléments fonctionnels, réparations mécaniques mineures et toute opération courante de maintenance préventive telles que réglage générale ou réaligement d'appareils de mesure ».

A ce niveau, le technicien doit être un spécialiste.

d. LE NIVEAU 4 :

« Comprend tous les travaux importants de maintenance corrective ou préventive à l'exception de la rénovation et la reconstitution. Ce niveau comprend aussi le réglage des appareils de mesure utilisés pour la maintenance et éventuellement la vérification des étalons de travail par les organismes spécialisés ».

A ce niveau, l'intervention est effectuée par une équipe comprenant un encadrement technique très spécialisé.

e. LE NIVEAU 5 :

«*Rénovation, reconstruction ou exécution de réparations importantes confiées à un atelier central ou à une unité extérieure.*»

A ce niveau, ce type de travaux est effectué par le constructeur (ou par des constructeurs) avec les moyens qu'il définit. Elle est donc proche de la fabrication.

Le tableau ci-dessous résume les niveaux de maintenance cités précédemment :

Niveau	Activité	Technicien
01	Réglages simples, Echange des consommables, Surveillance, Entretien.	Opérateur de l'échographe
02	Dépannage, Echange standard, Surveillance, Contrôle.	Technicien habilité
03	Diagnostics, Echange des composants, Réparation, maintenance préventive.	Technicien spécialisé
04	Maintenances correctives ou préventives importantes, Étalonnage d'appareils.	Equipe technique très spécialisée.
05	Rénovation, Reconstruction, Réparations importantes.	Constructeur de l'échographe.

Tab. 13: Les différents niveaux de maintenance.

VII. MAINTENANCE DE L'ÉCHODOPPLER XARIO TUS-200 :

Comme nous venons de voir, l'application des différentes formes de maintenances d'un échographe nécessite une collaboration entre l'ensemble des partenaires, c'est-à-dire le service biomédical de l'établissement (ets. hospitalier ou cabinet médical), le fournisseur (**AURES MATÉRIEL MÉDICAL**) et l'utilisateur de la machine (manipulateur ou praticien).

Les acteurs principaux dans cette procédure de suivi des équipements (échographes) sont le service maintenance du fournisseur et l'utilisateur de l'échodoppler, en coordination avec les services administratif et commercial de l'entreprise afin d'assurer le bon déroulement de cette procédure allant de la réception de l'appareil aux diverses opérations de maintenances : préventive quotidiennes par l'utilisateur et préventives annuelle, ainsi que curatives par le service maintenance.

Dès l'achèvement de la procédure administrative pour l'acquisition d'un nouvel équipement (échographe), le technicien désigné par le service maintenance assure la première étape de cette procédure de suivi.

VII.1. MAINTENANCE PREVENTIVE DU XARIO TUS-200:

♦ **Après l'installation de l'échodoppler (voir annexe A) :**

- Le service maintenance doit assurer un suivi technique efficace de l'équipement et cela par l'application des procédures de maintenances préventives périodiques, suivant un planning préétabli par le service technique, afin d'assurer le bon fonctionnement de l'équipement et la vérification de l'exécution des recommandations et des procédures de maintenances préventives par l'utilisateur.

- Le service maintenance doit assurer également une assistance continue afin de permettre un usage optimal de l'équipement et rendre l'environnement de travail des praticiens et des patients plus confortable et plus sûr.

- Le service technique doit créer un dossier pour chaque client contenant tous les documents établis, concernant chaque équipement fourni. Ainsi, ces dossiers vont constituer une base de données informatique pour permettre une bonne gestion de maintenance et de suivi des équipements.

- Une base de données des défaillances rencontrées avec leurs solutions est également établie, afin d'évaluer les fréquences de répétitions des défaillances et prévoir les maintenances nécessaires.

Donc le bon déroulement des procédures de maintenance et le maintien du bon état des équipements ne peuvent être envisagés que si l'ensemble des partenaires est convaincu de l'intérêt de ce processus.

On peut résumer la procédure de maintenance préventive de l'échodoppler dans le synoptique de la figure 81 ci dessous.

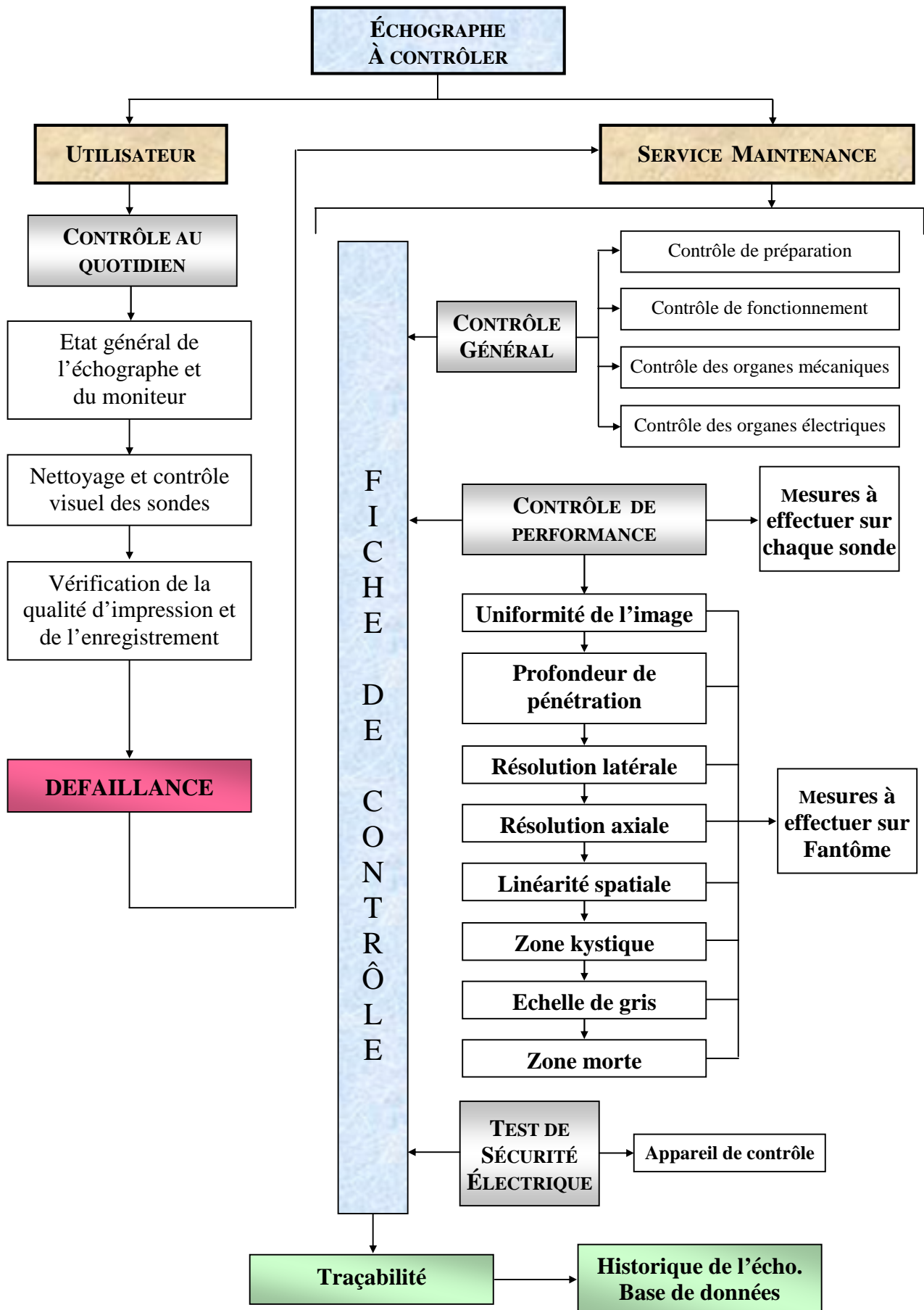


Fig. 81 : Synoptique du déroulement de la maintenance préventive d'un échodoppler

VII.2. CONTROLE DE L'ECHODOPPLER AU QUOTIDIEN :

Avant toute utilisation du matériel, l'utilisateur doit faire une vérification afin de s'assurer de l'état de l'échodoppler.

Contrôle au quotidien	
Etape 1	Inspection des sondes (vérification de l'état de l'enveloppe de la sonde, les fêlures et les chocs)
Etape 2	Inspection des câbles (vérification de l'état du câble de la sonde et de l'alimentation de l'échographe)
Etape 3	Vérification de la propreté de l'échographe (aucune trace de gel)
Etape 4	Vérification du bon fonctionnement du moniteur de l'écho. (pas de message d'erreur, luminosité et contraste réglés, ... etc.)
Etape 5	Vérification de la qualité d'enregistrement et de l'impression

Tab.14. contrôle quotidien de l'échodoppler

NB : En cas de défaillance de l'une de ces étapes le service biomédical sera contacté.

VII.3. MAINTENANCE PREVENTIVE ANNUELLE DE L'ECHOGRAPHE :

Avant toute intervention, le maintenancier devra éteindre l'appareil en respectant la procédure prévue par le fabricant et s'informer sur les éventuels défauts rencontrés par le personnel utilisateur pour permettre un bon déroulement du contrôle.

VII.3.1. CONTROLE GENERAL DE L'ECHODOPPLER :

a- PRÉPARATION :

Contrôle de préparation	
Etape 1	Nettoyage de la machine (capot, clavier, moniteur, ...etc.)
Etape 2	Nettoyage et vérification de l'aspect général des sondes et leur câbles.
Etape 3	Nettoyage du filtre et l'intérieur de la cage.
Etape 4	Nettoyage du dispositif de navigation (la boule traçante ou Track Ball)

Tab.15 : contrôle de préparation

b- CONTRÔLE MÉCANIQUE :

Contrôle d'organe mécanique	
Etape 1	Le moniteur (vérification de la bonne fixation du bras manipulateur, les fixations et les verrouillages)
Etape 2	vérification du pupitre de commande (contrôler les trois panneaux principal, secondaire et clavier)
Etape 3	Tester l'efficacité des verrouillages des roues.

Tab.16 : contrôle d'organe mécanique

c- CONTRÔLE ÉLECTRIQUE :

Contrôle d'organes électriques	
Etape 1	Contrôle de l'état du câble secteur d'alimentation électrique.
Etape 2	Vérifier la mise à la terre de l'appareil.
Etape 3	Vérifier le bon fonctionnement des ventilateurs.
Etape 4	Vérifier que durant la phase d'initialisation, aucun message d'erreur n'apparaît.
Etape 5	Effectuer un test de sécurité

Tab.17 : contrôle d'organe électrique

D- CONTRÔLE DE FONCTIONNEMENT :

Contrôle de fonctionnement	
Etape 1	Vérification de la date et heure et modification si nécessaire.
Etape 2	Effectuer la procédure de démagnétisation de l'écran.
Etape 3	Vérification des touches du panneau de commandes
Etape 4	Vérifier le bon fonctionnement de la boule traçante (TrackBall) en effectuant des mesures.
Etape 5	Vérifier la qualité de l'impression des reprographes Noir et Couleur.
Etape 6	Vérifier le fonctionnement de la pédale (Foot Switch)

Tab.18 : contrôle de fonctionnement

VII.3.2. CONTROLE DE PERFORMANCE DE L'IMAGE :

a. contrôle des sondes échographiques :

La sonde constitue **le maillon essentiel** de la chaîne échographique : elle conditionne en effet la qualité de l'image.

Contrôle de l'enveloppe de la sonde	
Etape 1	Vérification de l'étanchéité de la sonde (taches blanches au niveau de l'écran : bulles d'airs au niveau des cristaux)
Etape 2	Vérification de la membrane de la sonde.
Contrôle des cristaux de la sonde	
Etape 1	Mettre du gel sur la membrane de la sonde.
Etape 2	Augmenter le gain dans la zone proximale.
Etape 3	Faire translater sur le long de la surface de la sonde une trombone.

Tab.19 : contrôle de l'enveloppe et des cristaux de la sonde

♦ si à un moment lors de la translation, on ne voit plus le trombone dans le champ proximal à l'endroit du passage, il y'a un défaut au niveau des cristaux ou de la membrane.



Fig. 82: Contrôle des sondes échographiques

b. Le fantôme:

L'utilisation du **fantôme**⁽¹⁾, pour le contrôle qualité en imagerie répond à la nécessité de pouvoir disposer d'une référence afin de toujours exprimer les performances d'un appareil en fonction de critères objectifs.

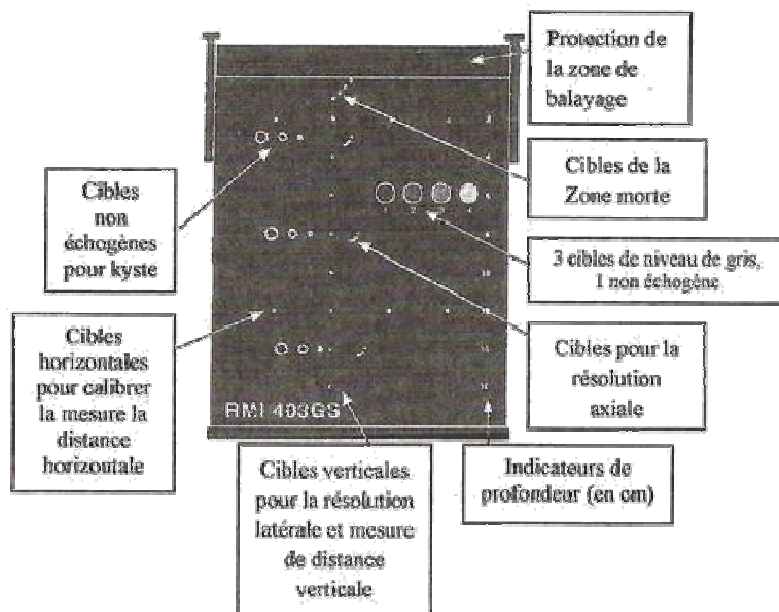


Fig. 83 : Structure d'un fantôme d'échographie de marque RMI 403 GS

(1). Le fantôme d'échographie est un dispositif qui simule le corps humain pour faire le contrôle qualité image, il possède les mêmes caractéristiques physiologiques que les tissus humains et permet grâce à différents dispositifs de contrôler les performances de l'échographe.

c. L'image échographique :

Les paramètres à évaluer lors du contrôle qualité de l'image doivent être significatifs ; ils doivent tenir compte des besoins du milieu médical et permettre d'anticiper toutes dérives. On doit vérifier pour chaque sonde : L'uniformité de l'image ; la profondeur de pénétration ; la résolution latérale ; la résolution axiale ; la linéarité spatiale ; la zone kystique ; l'échelle de gris et la zone morte

- **Uniformité de l'image :**

S'assurer que la sonde produit une image de même aspect, en termes de brillance et de contraste dans tout le secteur échographique. L'évaluation de l'uniformité de l'image s'effectue en identifiant toute modification de la texture du tissu et en recherchant s'il y a des lignes horizontales et/ou verticales noires. La profondeur doit être ajustée de façon à ce que l'image perceptible remplisse le cône échographique. L'axe du faisceau doit se trouver dans le plan perpendiculaire à l'axe ou au plan cible, de façon à obtenir un contraste maximal de l'image et une amplitude maximale de l'écho ultrasonore. Sélectionner une focalisation maximale pour obtenir une résolution optimale sur l'ensemble de l'image. Geler l'image sur l'écran et faire une copie. Pour terminer noter sur la fiche de contrôle la valeur :

- ✎ Image très uniforme.
- ✎ Uniformité moyenne et acceptable.
- ✎ Manque d'uniformité importante.

- **Profondeur de pénétration :**

Valeur des profondeurs (maximales et minimales) de détection d'un obstacle obtenu en faisant varier les conditions expérimentales. La profondeur de pénétration maximale est déterminée en mesurant la profondeur dans le fantôme à partir de laquelle l'écho ultrasonore disparaît. La profondeur doit être ajustée de façon à ce que l'image perceptible remplisse le cône échographique. L'axe du faisceau doit se trouver dans le plan perpendiculaire à l'axe ou au plan cible, de façon à obtenir un contraste maximal de l'image et une amplitude maximale de l'écho ultrasonore. Sélectionner une focalisation maximale pour obtenir une résolution optimale sur l'ensemble de l'image. Ajuster l'échodoppler pour visualiser la pleine profondeur du fantôme. « Les écho de tissu près du fond du fantôme s'effacent dans le bruit ». Geler l'image sur l'écran et faire une copie et en fin noter sur la fiche de contrôle la profondeur max de pénétration (cm).

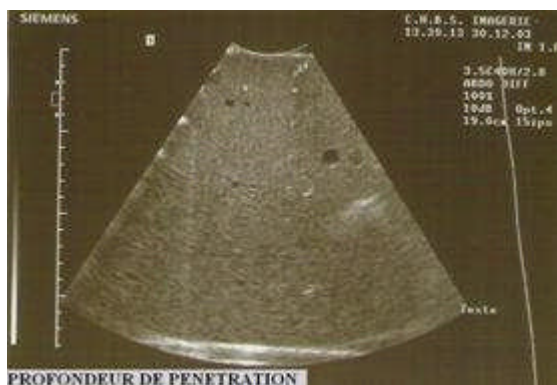


Fig. 84 : Profondeur de pénétration

- **Résolution latérale :**

Le pouvoir de résolution latérale est la mesure de la largeur d'un objet situé perpendiculairement à l'axe du faisceau ultrasonore, que l'appareil peut séparer. La résolution est déterminée de manière indirecte, en mesurant la largeur de la cible à trois profondeurs différentes : proximales, moyenne et distale. Prendre les réglages utilisés dans le contrôle de l'uniformité de l'image échographique. Ajuster la profondeur de telle manière à ce que les cibles verticales du fantôme se retrouvent au centre de l'image. Placer l'image des fils au milieu de l'image et effectuer un zoom sur les fils à contrôler. Ajuster la zone focale et le gain sur le groupe de fils à contrôler afin d'obtenir les meilleures résolutions. Effectuer la mesure de la résolution latérale sur le fil choisi :

- ✎ Cible 1 en zone proximale.
- ✎ Cible 2 en profondeur moyenne.
- ✎ Cible 3 en zone distale.

- Geler l'image sur l'écran et faire une copie.

- Noter la valeur de la profondeur (cm) et de largeur (mm) de la cible sur la fiche de contrôle.

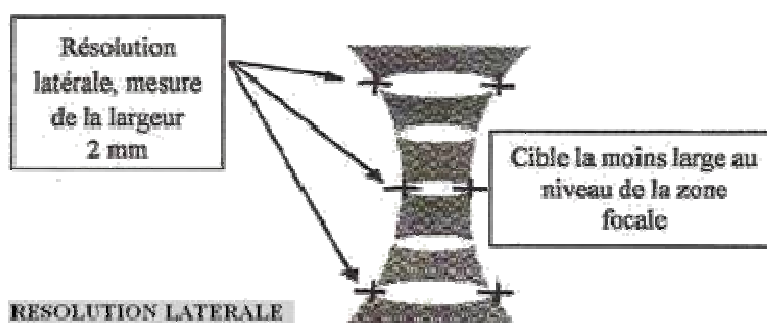


Fig. 85: Résolution latérale du faisceau US

• **Résolution axiale :**

Le pouvoir de résolution axiale est la distance séparant deux objets situés sur l'axe du faisceau ultrasonore, que l'appareil peut séparer. Le groupe de cibles pour effectuer la vérification de la résolution axiale est composé de cinq cibles disposées de manière verticale et à des distances de plus en plus proches : 2mm/1mm/0.5mm/0.25mm. La résolution axiale de l'échodoppler est déterminée en observant deux cibles proches l'une de l'autre et sans qu'elles se touchent. Prendre les réglages utilisés dans le contrôle de l'uniformité de l'image échographique. Régler l'axe du faisceau acoustique pour que celui ci se trouve dans un plan perpendiculaire à l'axe ou au plan de la cible et de façon à obtenir un contraste maximal de l'image et une amplitude maximale de l'écho ultrasonore. Ajuster la profondeur au-dessus du groupe de fils choisi en fonction de la fréquence de la sonde. Ajuster la zone focale sur le groupe de fils à contrôler pour obtenir les meilleures résolutions et effectuer un zoom. Geler l'image sur l'écran et faire une copie. Déterminer la résolution axiale en essayant de trouver les deux points cibles du groupe ayant le plus petit espacement vertical détectable et sans recouvrement de ces deux cibles (une ligne horizontale doit pouvoir être tracée entre les deux cibles consécutives sans que cette ligne touche les deux cibles). Effectuer la mesure de la résolution axiale sur le dernier fil séparé et enregistrer celle ci sur la fiche de contrôle. Noter la résolution axiale sur la fiche de contrôle :

- ✎ Résolution axiale G3 situé à 3 cm de profondeur.
- ✎ Résolution axiale G8 situé à 8 cm de profondeur.
- ✎ Résolution axiale G14 situé à 14 cm de profondeur.

RESOLUTION AXIALE

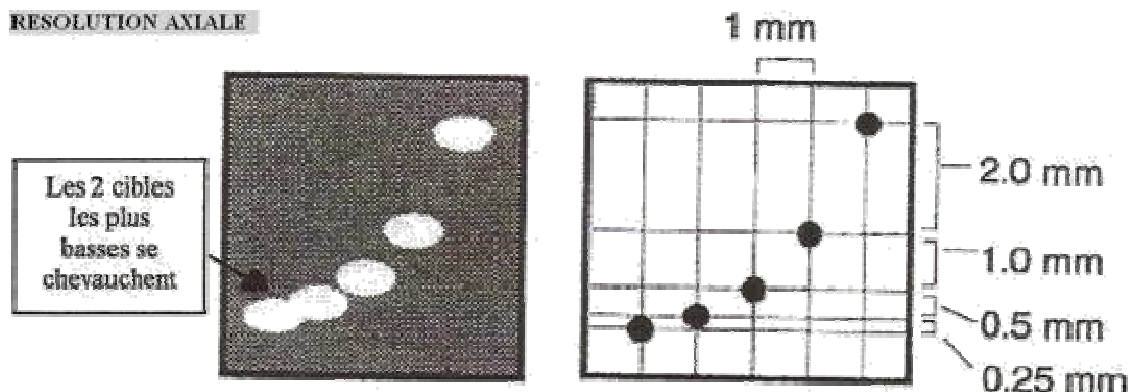


Fig. 86 : Résolution axiale du faisceau US

• **Linéarité spatiale (distance) :**

La vérification des distances consiste à mesurer la distance à l'aide d'un compas électronique entre deux cibles sélectionnées et à comparer ensuite cette valeur à la distance

réelle séparant ces deux cibles. Le contrôle de la linéarité spatiale consiste à vérifier la précision des mesures de distances verticales et horizontales, à l'aide du compas. Il s'agit de comparer la valeur mesurée entre deux cibles avec la distance réelle qui les séparent.

- **Distances verticales :**

- Positionner les cibles verticales au centre de l'image.
- Positionner la sonde de manière perpendiculaire à la surface du fantôme afin d'optimiser la qualité de l'image.
- Ajuster les réglages afin que la qualité image visualisée soit la meilleure possible (focale, profondeur, gain, etc.).
- Geler l'image sur l'écran et faire une copie.
- Mesurer la distance verticale entre 2 cibles.

Noter sur la fiche de contrôle les distances mesurées et les valeurs réelles (mm).

- **Distances horizontales :**

- Visualiser les cibles horizontales situées dans le champ proximal.
- Positionner la sonde de manière perpendiculaire à la surface du fantôme afin d'optimiser la qualité de l'image.
- Ajuster les réglages afin que la qualité image visualisée soit la meilleure possible (focale, profondeur, gain...).
- Geler l'image sur l'écran et faire une copie.
- Mesurer la distance entre 2 cibles.
- Noter sur la fiche de contrôle les distances mesurées et les valeurs réelles (mm).
- Répéter la procédure pour les cibles horizontales dans le champ distal.

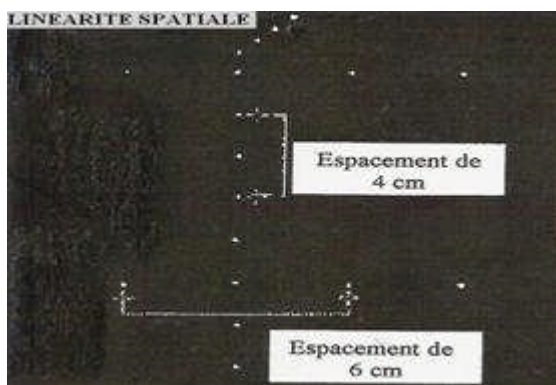


Fig. 87 : Linéarité spatiale de l'image

- **Zone kystique :**

Ce contrôle est l'évaluation des distorsions géométriques dues à la présence de kyste en sélectionnant sur l'écran le plus petit kyste qui peut être visualisé et l'évaluation de l'image du kyste se fait selon les critères suivants :

- **Forme :** mesurer la hauteur et la largeur du kyste.
- **Bordure :** les bordures du kyste doivent être bien définies.

- Texture : l'intérieur du kyste ne doit pas transmettre d'écho ultrasonore.

Sélectionner sur l'écran le plus petit kyste qui peut être visualisé dans chaque groupe de kystes et faire l'évaluation de la structure kystique selon les critères énoncés. Sélectionner un groupe de kystes. Ajuster les réglages afin que la qualité d'image visualisée soit la meilleure possible. Positionner la sonde de manière perpendiculaire à la surface du fantôme afin d'optimiser la qualité de l'image. Geler l'image sur l'écran et faire une copie. Evaluer le plus petit kyste visible selon les chiffres suivants :

✎ Pas de distorsion = 1.

✎ Faible distorsion = 2.

✎ Distorsion importante = 3.

✎ Présence de bruit = 4.

- Noter le résultat sur la fiche de contrôle (mm).

- Répéter pour les kystes situés à d'autres profondeurs :

✎ Kystes G3 situés à 3 cm de profondeur.

✎ Kystes G8 situés à 8 cm de profondeur.

✎ Kystes G14 situés à 14 cm de profondeur.



Fig. 88 : Evaluation des zones kystique

- **Echelle de gris :**

Le contrôle de l'échelle de gris consiste à vérifier si les quatre niveaux de gris du fantôme qui sont visibles sur l'écran au niveau des cibles. Visualiser les quatre cibles d'échelle de gris. Observer la différence dans leurs niveaux. Ajuster les réglages afin que la qualité d'image visualisée soit la meilleure possible (focalisation, gain...). Geler l'image sur l'écran et faire une copie. Noter sur la fiche de contrôle les niveaux de gris A, B, C, D correspondants aux cibles 1, 2, 3 et 4 (il y a 4 niveaux de noircissement A, B, C, D allant du noir au blanc).

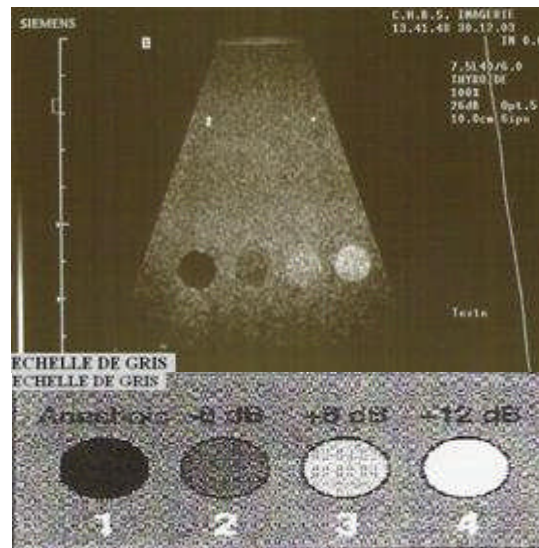


Fig. 89 : Echelle de gris de l'image

- **Zone morte :**

La zone morte est la zone la plus proche de la surface de pénétration du faisceau ultrasonore, c'est la zone proximale. La zone morte se mesure en déterminant la profondeur de la cible visible la plus proche de la sonde. Diminuer la profondeur d'image au minimum. Placer l'image du groupe de fils au milieu de l'image. Visualiser le groupe de fils de la zone morte. Ajuster les réglages afin que la qualité image visualisée soit la meilleure possible. Geler l'image sur l'écran et faire une copie. Déterminer la profondeur du fil visible le plus en surface. Mesurer la zone morte. Noter cette profondeur sur la fiche de contrôle (mm).

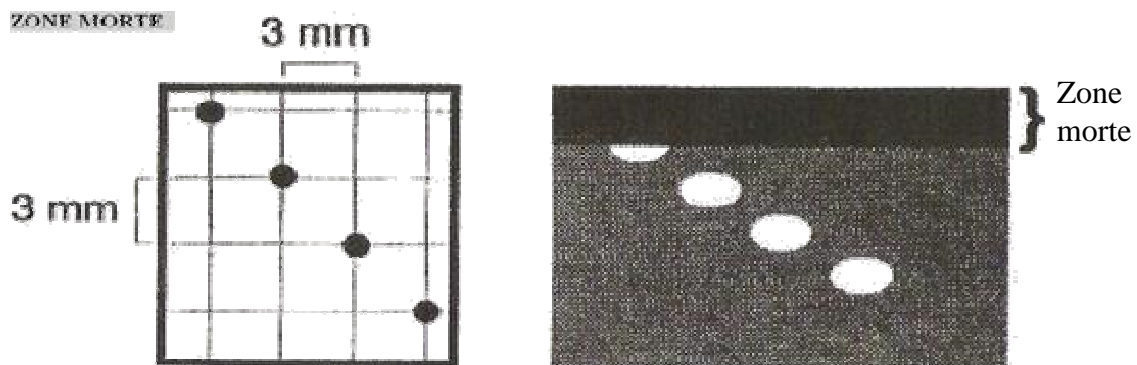


Fig. 90 : Zone morte de l'image

VII.3.3. TEST DE SECURITE ELECTRIQUE :

Il ne peut y avoir de contrôle qualité en matière d'échographie sans considérer la sécurité électrique. En échographie le contrôle de sécurité électrique fait référence à la norme CEI 601-1. Les tests de sécurité électrique comprennent :

- l'inspection visuelle du bon état externe des câbles d'alimentation et des connecteurs.
- Effectuer les tests spécifiques à l'aide d'un testeur approprié (Il en existe plusieurs marques sur le marché : BIOTEK, METRON, etc.) le testeur fourni par **TOSHIBA** pour cet effet est le **testeur 601 Pro** comme le montre la figure .90



Fig. 91 : Testeur de sécurité électrique (testeur 601 Pro)

- ♦ La mesure porte sur trois points essentiels :
 - **Mesure de la résistance de terre** : c'est la résistance du conducteur de terre sous un courant de 1 ampère. Elle ne doit pas dépasser 0,2 ohms.

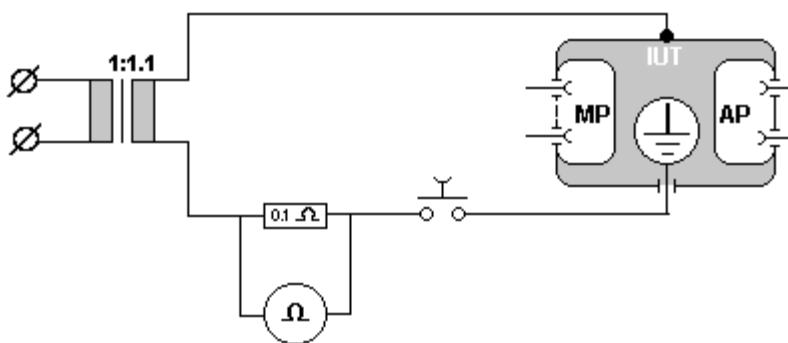


Fig. 92: Test de la résistance de la terre

- **Mesure de la résistance d'isolement** : l'appareil étant sous tension la valeur mesurée doit être au moins égale à 50 méga ohms.

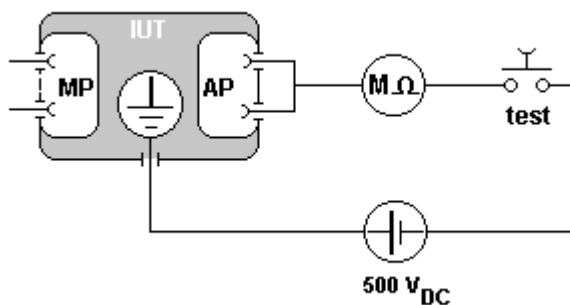


Fig.93 : Test de la résistance d'isolement de l'échographe

- **Mesure des courants de fuite** : l'appareil sous tension est raccordé à l'ensemble des périphériques (sonde, reprographes, magnétoscope, etc.). Ce contrôle doit être très rigoureux pour les sondes endocavitaires du fait de leur mode d'utilisation.

Pour les appareils de type B-BF, le courant de fuite admissible = 5mA.

Pour les appareils de type CF, le courant de fuite admissible = 0,05 mA.

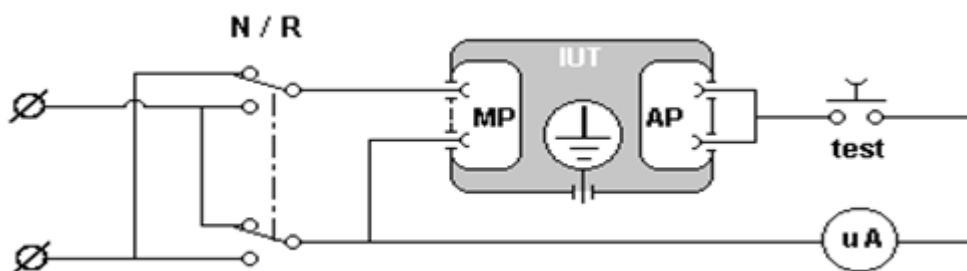


Fig.94: Test des courants de fuites de l'échographe

♦ Pour le contrôle du moniteur : on doit suivre l'organigramme suivant :

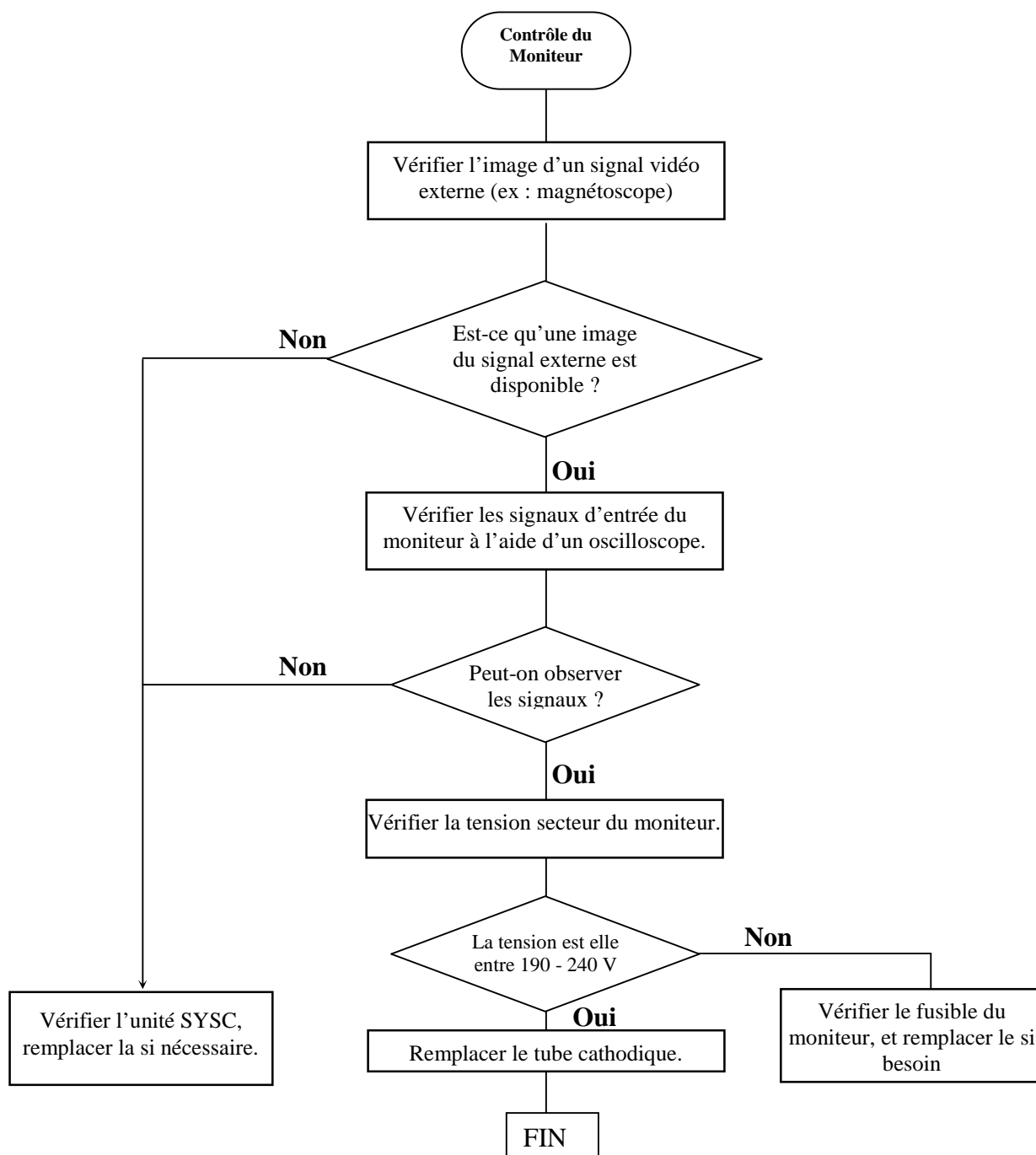


Fig.95: organigramme des procédures de contrôle du moniteur

VIII. TROUBLE SHOOTING GENERAL :

a. Trouble shooting de l'alimentation (LED sur cote gauche). L'unité de puissance est munie de voyants indiquant l'état de l'appareil.

Indications de LED	Etat de l'alimentation	Actions
Allumée	Normal	
Clignotante	Anormalité dans l'alimentation (partie autre que le ventilateur)	(A) Remplacer l'unité de puissance (B) Remplacer le câble qui relie l'unité d'alimentation au fond de panier. (C) Remplacer l'unité VTX. (D) Remplacer le câble qui relie l'unité VTX au fond de panier.
Clignotante deux fois à intervalles réguliers	Anormalité dans la source de courant (ventilateur)	Remplacer l'unité d'alimentation du ventilateur de refroidissement.
Clignotante 3 fois à intervalles réguliers	Anormalité du ventilateur	(A) Remplacer le ventilateur de l'armoire. (B) Remplacer le câble qui relie l'unité de puissance vers le ventilateur de l'armoire.
LED OFF	Echec de la LED	(A) Vérifier que le disjoncteur est sur ON. (B) Vérifier que l'alimentation est fournie à la prise murale. (C) Remplacer l'unité de puissance. (D) Remplacer l'unité primaire.

Tab. 20 : trouble shooting de l'alimentation

b. Echo manquant (un seul canal manquant) :

Possibilité	Comment vérifier	Remarques
Sonde	a. vérifier le pilote b. Changer la sonde elle-même	a. S'assurer que le problème est un manque d'écho. b. Si le problème est seulement survenu dans sonde d'origine, c'est un problème de sonde
PIF PWB	Changer le port de la sonde	Si le problème est seulement survenu dans le port de la sonde typique, c'est un problème de PIF PWB.
TX PWB	position de la TX (Si X200)	En cas du X-200, changer la position des cartes TX. Si la position du problème a changé, l'une des TX a échoué.
RX PWB	Changer la RX	

Tab.21. trouble shoot en cas de manque d'écho

c. Vérification des Sondes :

Le tournevis testeur est l'une des procédures de contrôle du problème de manque d'écho.

- Sélectionner la sonde standard. (Recommander la sonde linéaire)
- Sélectionner le réglage par défaut. (Recommander Abdomen)
- Choisir 80 db pour le réglage des nouveaux gains et centrer le volume STC.
- Mettre un tournevis sur la surface de la sonde. Pour obtenir le motif de roquette de l'image d'écho.
- S'il y a manque d'écho, quelque soit l'échec sur la sonde ou système principal, la roquette d'image sera sombre ou complètement vide.
- S'il y a une anomalie, vérifier le pilote sur une autre sonde.



Fig.96: teste d'une sonde

d. Image anormale

- Quand l'écran semble erroné (Tout l'écran est verdâtre etc.)

Possibilité	Comment vérifier	Remarques
Câble de connexion	a. Confirmer la connexion entre l'USSP et l'ATX. b. USSP - écran LCD	Ne pas retirer le câble DVI pendant que l'alimentation du système est allumée sinon nous allons perdre le réglage double écran.
moniteur LCD	a. Prendre une copie de l'écran. b. Connecter le moniteur PC externe	
ATX PWB	a. Confirmer le réglage de la carte graphique. b. vérifier ATW PWB	
USSP PWB	Vérifier USSP	Très faibles possibilité.

Tab.22 : Anomalie de l'image en 2D

- Affichage du problème seulement à l'intérieur de la couleur du ROI.

Possibilité	Comment vérifier	Remarques
Confirmer	l'écho manquant	Repérer la section du problème de manque d'écho.
TX PWB	vérifier TX PWB	change la position de TX si le système a 2 TX
RXH PWB	RXH PWB	

Tab.23 : Anomalie de l'image en CDI

- Les anomalies apparaissent également en 2D. (Le problème est non seulement en mode CDI)

Possibilités	Comment vérifier	Remarques
Confirmer	l'écho manquant	repérer la section du problème de manque d'écho.
Sonde	a. vérifier le pilote b. Changer la sonde elle-même	Si le problème ne survenait que dans la sonde d'origine, c'est un problème de sonde.
PIF PWB	Changer le port de la sonde	Si le problème ne survenait qu'au port de la sonde typique, c'est un problème de PIF PWB.
TX PWB	vérifier TX PWB	Changer la Position TX si le système a 2 TX
RXH PWB	Cross check RXH PWB	

Tab. 24. Anomalie de l'image en mode 2D

e. Le bruit :

Le bruit est intermittent mais lorsque le client touche la sonde, le bruit apparaît sur les sondes qui ont la même fréquence.

Possibilité	Comment vérifier	Remarques
GND Flottant	a. Vérifier le câble d'alimentation de la ligne GND. b. mettre la mise à la terre correctement.	
Périphériques	a. Retirer les périphériques non officiels tels que les dispositifs de capture vidéo, Magnétoscope non recommandé, etc. b. Éteindre tous les périphériques tels que Magnétoscope recommandé, imprimante, etc.	Parfois le bruit vient de l'extérieur par le câble BNC...
L'environnement de travail du system	a. Eteindre tous les appareils électriques en marche autour du système une par une. b. Déplacer le système à un autre étage / chambre / bâtiment.	Parfois la boîte de lumière génère du bruit

Tab.25. problem de son RFI (Radio Frequency Interference)

Après le rétablissement de l'équipement, le maintenancier doit effectuer un contrôle de qualité pour vérifier si la qualité des images obtenues n'a pas été atteinte.

- Faire une copie de sauvegarde du contrôle effectué en présence du praticien.
- Le maintenancier doit établir un rapport d'intervention comprenant toutes les informations relatives aux opérations effectuées :
 - o Les cartes remplacées ;
 - o la date et la durée de l'intervention ;
 - o les informations concernant l'échodoppler et le client (modèle de l'écho, N° de série, les options disponibles sur l'appareil, le nom du client, l'adresse, des remarques, etc.).

♦ **Après l'intervention :**

A son retour, l'équipe de maintenance doit communiquer toutes les pièces établies sur site, pour mettre à jour le dossier du client et l'historique de l'appareil sur la base de données.

La facturation des travaux effectués se fait par le service technique, si la machine est en dehors de la période de garantie.

IX. DISCUSSION :

Du fait de l'évolution rapide des équipements d'imagerie médicale, la maintenance des échodopplers tel que le *Xario TUS-200* demande une grande rigueur, de grandes compétences, ainsi que le respect des procédures de maintenances par tous ses partenaires, afin d'assurer un suivi efficace et fiable, basé sur une maintenance préventive axée autour d'un contrôle continu de l'appareil et l'application d'une maintenance périodique préconisée par le constructeur.

Cette maintenance préventive est par sa pertinence et son efficacité le meilleur moyen de prévoir et réduire les pannes de l'appareil, ainsi que le coût de réparation tout en augmentant sa durée de vie et assurant un environnement confortable et sécurisé pour les praticiens et les patients.

L'unité d'échographie doppler *XARIO TUS-200* est un outil très puissant pour les diagnostics ultrasonores, avec ses technologies de pointe pour les différentes disciplines vues précédemment pour l'application des ultrasons en Cardiologie, en imagerie Obstétrique ou Gynécologique, en Radiologie ou en imagerie Vasculaire.

Ce travail nous a permis une bonne compréhension du fonctionnement du service Maintenance Biomédicale et des problématiques qui y sont liées ainsi que le rôle du technicien biomédical au sein de cette organisation.

Ce stage nous a permis d'acquérir les éléments nécessaires à la maintenance des échographes et leurs contrôles de qualité, visant à prévoir les dégradations minimales avant même que l'utilisateur ne s'aperçoive.

Après la mise en place de cette phase pratique, nous souhaitons au service technique et maintenance, ainsi qu'à l'ensemble des partenaires dans le domaine des dispositifs médicaux d'appliquer et de développer les nouvelles techniques de traitements de l'information à distance, incluant les télé diagnostics, la télé maintenance et aides des praticiens afin de garantir les meilleurs services et le rendement optimal des équipements.

Tous ceci, ayant pour but d'assurer le bon fonctionnement des dispositifs médicaux et surtout assurer la sécurité et le confort des patients et praticiens.

1. OPERATION MANUAL

For diagnostic ultrasound system/ model Tus-X200 [Fundamentals] (2b771-067en*F), Toshiba Japan 2013.

2. SERVICE MANUAL

For diagnostic ultrasound system/ models Tus-X200/Tusx200s/ Tus-X100/Tus-X100s (2d730-551en*b), Toshiba, Japan 2013.

3. MAINTENANCE MANUAL

For diagnostic ultrasound system /models Tus-X200/Tus-X200s/ Tus-X100/Tus-X100s (2y730-517en*a), Toshiba, Japan 2013.

4. Service Note

Toshiba TUS-X200/ X100 (SD730-440END*C) Japan 2013.

5. Computer Based Training (CBT) on Basic UltraSound; Toshiba, Japan n2005.

6. D.Elsa Angelini, cours ACIMED imagerie ultrasonore, Ecole national supérieur des télécommunications PARIS TELECOM, 11 Octobre 2007.

7. Sonia Dahdouh, cours Imagerie Ultrasonore, Telecom ParisTech - CNRS LTCI - WHIST Lab, Octobre 2013.

8. Annier Rousseau, MD FRCPC IUCPQ Septembre 2014.

9. Mrani Zentar A, Sebti G, Jalal H, Ouali Idrissi M, Cherif Idrissi N ; cours d'imagerie, Service de Radiologie, Hôpital Ibn tofail, CHU Mohamed VI Université Cadi Ayyad, Marrakech, Maroc.

10. C. R. Hills, Ellis Horwood Limited, cours Physical principles of medical ultrasonics, 1986,495 p.

11. M Boynard, Jean-Marie Bourgeois, Mohamed Akiki et P Espinasse, ours L'image par échographie, 01/01/1995.

12. Donald School Journal of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology, April-June 2009;3(2):1-9.

13. Jean Claude SADIK, Echographie Doppler des vaisseaux du cou et de l'encéphale, Medecines-Sciences, Flammarion, 1995, 127p.

14. Jorgen Arendt JENSEN, Estimation of blood velocities using ultrasound, Cambridge University Press, 317 p.

15. HAL Id: pastel-00001041

<https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-00001041>

Submitted on 25 Jan 2006.

I. RECEPTION DES EQUIPEMENTS :

Dès l'achèvement de la procédure administrative pour l'acquisition d'un nouvel équipement (échographe), le technicien désigné par le service maintenance assure la première étape de cette procédure de suivi, et qui est la **réception** de l'échographe incluant :

- ♦ Prélèvement du numéro de série de la machine, et vérification de la concordance de ce dernier avec le n° fourni par le constructeur.
- ♦ Vérification de la disponibilité de tous les constituants de la machine (les différents périphériques, les différentes sondes, le moniteur, etc.).
- ♦ Contrôle visuel de l'état de chaque partie de l'échographe.
- ♦ Contrôle de l'échographe sous tension suivant un **protocole de test de recette**, incluant la vérification des paramètres essentiels de l'échographe, à savoir :
 - La vérification du moniteur.
 - La vérification des sondes et des câbles.
 - Le contrôle des paramètres physiques de l'image (échelle de gris, uniformité de l'image, résolution, etc.).
- ♦ Vérification de la disponibilité de toute la documentation associée à la machine, comprenant :
 - Un manuel d'utilisation.
 - Un manuel technique.
 - Un protocole de contrôle de qualité.
 - Un protocole de sécurité.
- ♦ Le technicien établit ensuite un **procès verbal** de réception et mise en service de l'échographe contrôlé, comprenant toutes les informations relatives à cette machine (Fiche d'identité de l'appareil), la date de réception, le nom du technicien qui a effectué le contrôle, des remarques, etc.). Cette fiche de suivi va constituer l'une des pièces composantes le dossier de l'échographe, qui va être archivé sur une base de données, afin de mettre à jour l'inventaire des équipements.

II. INSTALLATION D'UN ÉCHODOPPLER :

Dès qu'une commande d'achat d'un échodoppler est validée, et après l'achèvement de la procédure administrative et commerciale, et réception du dossier du client. Un maintenancier est désigné par la direction technique du service maintenance pour assurer la livraison et l'installation de l'équipement.

Le maintenancier doit se préparer pour cette installation et cela en :

- ♦ **Avant la livraison :**
 - Le maintenancier doit refaire le contrôle de l'échodoppler sous tension, et la vérification de la conformité de ce dernier.
 - Effectuer une programmation de la console (programmation des menus et des raccourcis) selon la demande du client (spécialité du médecin).

- Remplir une fiche technique de suivi de la machine, incluant le model de l'échographe, son n° de série, et les informations concernant le client (nom, adresse, spécialité, ... etc.).
- Préparation de l'outillage nécessaire pour l'installation (une série de tournevis, ainsi que les instruments de mesures).
- Prise de contact avec le client pour entamer la procédure de livraison et d'installation.

♦ **Lors de l'installation de l'échodoppler :**

Avant d'installer l'échodoppler, le maintenancier doit s'assurer de plusieurs conditions, à savoir :

- Vérification de la conformité des lieux de l'installation (hygiène et propreté, espace et aération, humidité, etc.).
- Vérification de la conformité du réseau électrique (présence de la terre, tension et courant convenables, disjoncteur, etc.).
- Installation de l'échodoppler, présentation et formation de l'utilisateur sur les différentes fonctions de l'échodoppler pour un usage optimal de ce dernier.
- Configuration de l'appareil selon les préférences du praticien (config. Des menus et des raccourcis).
- Créer une copie de sauvegarde du système sur un support magnéto optique (Disc Backup), qui va servir de support de réinitialisation du système en cas de défaillance.
- Etablir une fiche de travail d'installation contenant les informations : (client, model d'échodoppler, n° de série, les différents périphériques installés, etc.) pour constituer un dossier de suivi et d'historique de la machine.
- Indiquer à l'utilisateur de l'appareil les consignes de maintenances préventives à suivre au quotidien et mensuellement, suivant le protocole de **test utilisateur** fourni par le constructeur.
- Etablir un **PV d'installation** en présence du praticien en indiquant toutes les recommandations pour un bon fonctionnement (usage d'un onduleur pour assurer une stabilité maximale de l'alimentation électrique de la machine, éviter l'usage d'équipement de haute fréquence sur le même réseau afin d'éviter les phénomènes d'interférence, assurer la maintenance préventive indiquée, ...etc.).

VI.4. MAINTENANCE CORRECTIVE DU *Xario TUS-200* :

Le service maintenance doit assurer une maintenance corrective en cas de défaillance dans les plus brefs délais. Dès que l'établissement hospitalier ou le médecin contact le service technique après vente pour exposer le problème rencontré, une prise en charge est immédiatement effectuée.

♦ **Avant l'intervention :**

Avant de se déplacer, l'équipe de maintenance désignée pour l'intervention doit acquérir le maximum d'informations concernant le problème dans le but de savoir :

- Si le problème n'est pas du à une défaillance du réseau électrique ou un mauvais usage de l'onduleur électrique ;
- Si le problème n'est pas du à une nouvelle installation d'un équipement de haute fréquence à proximité de l'échodoppler ;
- S'il s'agit d'un problème intermittent le maintenancier demande à l'utilisateur de prendre un cliché quand le problème se présente.

Le maintenancier demande à l'utilisateur de lui communiquer les codes et messages d'erreurs affichés au démarrage de la machine. Dans le cas où cette défaillance nécessite un déplacement et ne peut être réglée par l'utilisateur, une préparation pour une procédure de maintenance corrective est nécessaire.

L'intervention de réparation sera programmée par le service technique, selon la disponibilité des équipes de maintenance et selon l'historique de l'équipement.

Le maintenancier, après avoir récolté des informations concernant la nature de la défaillance, prépare les cartes électroniques de rechange susceptibles d'être défectueuses et prépare le support de réinitialisation du système, ainsi que tout l'outillage et les équipements de mesures nécessaires.

♦ **Lors de l'intervention :**

A son arrivée, le maintenancier doit :

- Réexposer le problème avec l'utilisateur de l'appareil.
- Vérifier l'état des lieux :
 - Effectuer les tests de conformité des réseaux électrique ;
 - S'assurer de l'absence de source de perturbation électromagnétique ;
 - Faire une simulation du problème rencontré avec l'utilisateur afin d'isoler la défaillance.
 - Déconnecter tous les périphériques de la machine : imprimantes, magnétoscope, ECG, etc. ;

S'il n'y a **aucun affichage** sur l'écran, et aucune LED (Lampe témoin) ne s'allume :

- Vérifier l'alimentation électrique en testant toutes les tensions au niveau de la sortie de chaque bloc d'alimentation, et les comparer avec les tensions d'alimentation décrites dans le chapitre précédant (voir l'unité d'alimentation sur la
- Si l'alimentation est intacte, vérifier le moniteur en se référant à l'organigramme de contrôle du moniteur ;
- Sinon, changer le (les) blocs d'alimentation défectueux et voir le résultat ;

- Si une **image s'affiche** sur l'écran, essayé de résoudre le problème **sans ouvrir** la machine :

- Dans le cas d'un problème dans la partie soft de la machine, une réinitialisation à l'aide du support de sauvegarde (Backup) sera effectuée ;
- Vérifier le réglage du moniteur : luminosité et contraste.
- Vérifier la compatibilité des sondes avec la machine.
- Confirmer le résultat de l'auto test de la machine (Auto diagnostic) : lire les codes et messages d'erreurs, et voir leur concordance avec la défaillance.
- Vérifier l'excitation des sondes : l'image doit être saturée en mettant une pièce de monnaie sur la surface de la sonde ;
- Essayer les sondes sur les différents connecteurs ;
- Balayer l'image linéaire et convexe pour voir si le problème est le même pour toutes les sondes ;

- Voir si le problème est indifférent dans tous les modes : B/M/Dopp., ... etc. ;
 - Voir s'il y'a une relation entre le problème et les différentes fonctions dans le menu : densité, rehaussement des contours, gamme dynamique, ...etc.
 - Modifier les valeurs du STC (Gain étagé) avec les curseurs et dans le menu, et voir leur influence sur l'image ;
 - Varier la valeur de la puissance acoustique et voir si l'image change ;
 - Exécuter le programme de diagnostics installé sur la machine et confirmer le problème ;
- Si la procédure de maintenance sans ouverture de la machine échoue, le maintenancier doit suivre une deuxième procédure qui nécessite :
- **L'ouverture de la machine** : l'accès aux différentes cartes de la machine n'est possible qu'après l'ouverture, comme indiqué dans le schéma de la figure n°17 ;

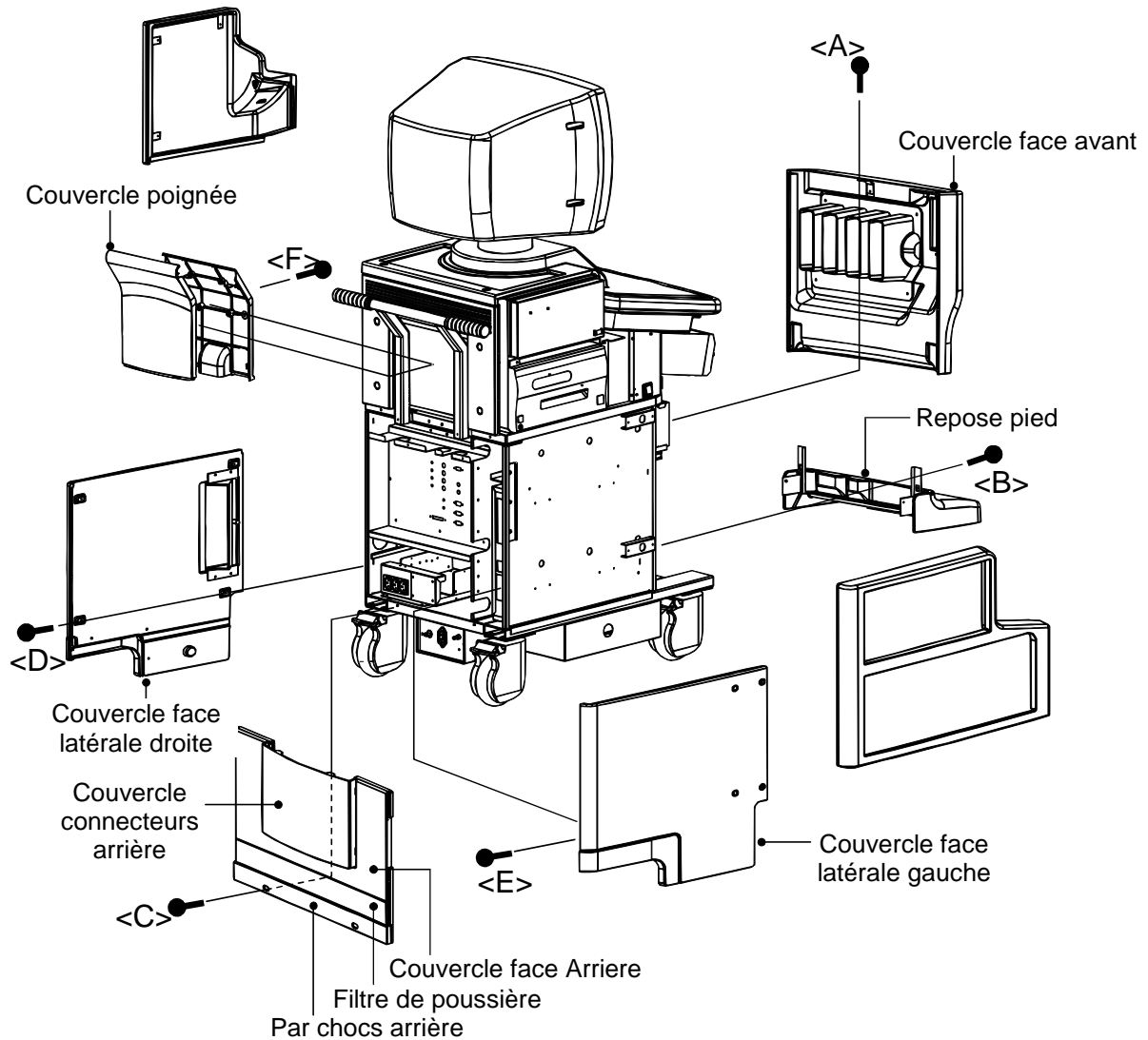


Fig.1: Démontage des couvercles de l'échodoppler

➤ Après l'exécution du programme de test et avoir localisé la/les cartes susceptibles d'être défectueuses, remplacer la/les avec de nouvelles cartes, et voir le résultat.

- Si la procédure de l'échange standard des cartes ne donne pas de résultats favorables, le maintenancier doit :

➤ Déconnecter toutes les cartes ;
➤ Nettoyer et vérifier toutes les connexions (connecteurs et nappes) ;
➤ Reconstituer la machine avec une configuration minimale comprenant uniquement 04 unités :

- ◆ La carte **SYSC** : CPU ou microprocesseur.
- ◆ La carte **ECDC PWB** : unité Codage/Décodage de données et signaux.
- ◆ La carte **SUBC PWB** : unité de contrôle de l'Emission / Réception.
- ◆ La carte **RPNL PWB** : interface de connexion arrière.

➤ Redémarrer la machine et voir le résultat ;
➤ Si le **problème n'apparaît pas**, procéder à l'ajout des autres cartes une par une, pour détecter celle qui engendre le problème, dans l'ordre suivant :

- ◆ La carte PCNN PWB : connecteur de sonde.
- ◆ La carte PSEL PWB : unité de sélection de sondes.
- ◆ La carte PCTN PWB : contrôle d'excitation de la sonde.
- ◆ La carte TXBF PWB : générateur d'impulsions HV de la sonde (Pulser).
- ◆ La carte RXBF PWB : récepteur des signaux d'écho de retour (Receiver).
- ◆ La carte PAMP PWB : unité de pré-amplification des signaux.
- ◆ La carte CTPN PWB : unité de contrôle du panneau de commande.
- ◆ La carte BWPR PWB : unité de traitement du signal pour mode bidimensionnel B.
- ◆ La carte DPPR PWB : unité de traitement de signal Doppler =>**Doppler Pulsé**.
- ◆ La carte STRX PWB : unité d'émission/réception continue Doppler =>**Dopp. Continu**.
- ◆ La carte CFPR PWB : unité de traitement de signal en Couleur =>**Doppler Couleur**.
- ◆ La carte EPCG PWB : interface de connexion des périphériques : ECG et PCG.
- ◆ La carte RTTC PWB : unité de contrôle de sonde mécanique sectorielle.

➤ Si, par contre, le **problème persiste**, donc l'une de ces cartes connectées est défectueuse ;

➤ Le maintenancier doit relancer le programme de diagnostic de la machine avec cette configuration minimale et voir les codes et messages d'erreurs ;

➤ Procéder à l'échange standard de ces 04 cartes une par une, pour localiser la carte défailante ;

➤ Refaire un autodiagnostic, après avoir changé la carte défectueuse pour s'assurer que le problème à été réglé.

N/B :

- **On ne doit jamais faire une opération de connexion ou de déconnexion de cartes tant que la machine est sous tension.**
- **Eviter les contacts directs des circuits intégrés et des connecteurs des cartes avec les mains (risque de destruction des circuits sous l'effet de l'électrostatique), maintenir toujours les cartes par les extrémités.**