



Ecole Doctorale : Sciences,
Santé et Environnement

Ecole Doctorale : SSBCV

N° 430

N°.....

Année Universitaire 2011-2012

**THESE EN COTUTELLE POUR OBTENIR LE GRADE DE
DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE TOURS**

Discipline / Spécialité : Sciences de la Vie et de la Santé / **Biophysique.**

**ET DE
DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE LOME**

Discipline : Biologie de Développement Option « **Biophysique** ».

Présentée et soutenue publiquement le **09 Octobre 2012.**

par :

ADAMBOUNOU Kokou

***Mise au point et installation d'une plateforme de télé-
expertise échographique temps réel et de télédiagnostic
échographique temps différé au CHU de Lomé pour
servir les centres médicaux périphériques***

Directeurs de thèse : **Pr Philippe ARBEILLE** et **Pr Messanvi GBEASSOR**

JURY :

M. ARBEILLE Philippe :	Professeur	Université de TOURS(France)
M. GBEASSOR Messanvi :	Professeur	Université de LOME (Togo)
M. N'DAKENA Koffi :	Professeur	Université de LOME (Togo)
Mme. DOUIRA-KHOMSI Wièm :	Professeur agrégé	Université de TUNIS (Tunisie)
M. DJETELI Gnané :	Professeur	Université de LOME (Togo)
M. ROUMY Jérôme :	Maitre de conférences	Université de POITIERS (France)

La crainte de Dieu, ma prière,

L'excellence, ma passion,

L'humilité, ma soif,

L'amour de Dieu, ma force.

AKTF

DEDICACES ET REMERCIEMENTS

DEDICACES

A l'Éternel, mon créateur

Mon âme bénit ton nom

Si tu bénis, qui pourra maudire?

“Make a way where they seem to be no way in my life”

A Jésus Christ, mon Seigneur,

C'est vraiment merveilleux de te connaître.

A mes fils Bienvenu et Manny,

Vous êtes une de mes raisons de vivre

Vous avez aussi fait beaucoup de sacrifice pour ce travail

Papa compte sur vous pour mieux faire que lui.

A Elom,

C'est une longue histoire.....

A mon défunt père,

Tu n'auras pas vécu inutilement.....

A ma mère,

Longue vie à toi.....

REMERCIEMENTS

Au Professeur Messanvi GBEASSOR, ce parcours n'aura pas eu lieu sans vous. Vous m'avez soutenu dans toutes mes difficultés, non seulement dans la réalisation de ce travail mais tout au long de ma jeune carrière universitaire. Vos grandes qualités humaines et scientifiques sont pour moi un modèle. La confiance que vous me faites, me motive énormément à exceller. Je compte beaucoup sur vous.

Recevez cher grand maitre, toute ma profonde gratitude pour tous.

Au Professeur Philippe ARBEILLE, cette thèse est d'abord la vôtre, vous avez tout mis à ma disposition pour qu'elle arrive à son terme. Vous m'avez adopté avec mes défauts et mes qualités, et depuis lors vous ne ménagez aucun effort pour faire de moi un brillant chercheur pour le Togo, un pays que vous aimez beaucoup et portez affectueusement dans votre cœur depuis 1974.

Recevez cher Papa « *Yovo* » mes reconnaissances les plus sincères pour tous.

Au Professeur Koffi N'DAKENA, toute ma carrière depuis mes premières années de médecine jusqu'à maintenant a été passée sous votre coupole. Je suis heureux de me compter parmi vos élèves. Votre parcours hospitalo-universitaire est pour moi une source d'inspiration et un exemple à suivre. Merci beaucoup pour tous.

Au Professeur Gnané DJETELI, votre contribution dans ma formation depuis le monitorat de biophysique jusqu'à cette thèse de doctorat en Science est énorme. Votre sympathie et votre disponibilité à m'accompagner dans mes efforts, m'ont toujours ému. Sachez cher maitre, que c'est toujours un grand plaisir pour moi d'apprendre à vos côtés. Merci et Merci.....

Au Professeur Wièm DOUIRA-KHOMSI, je vous connais à peine mais votre prompte disponibilité à évaluer ce travail et nos échanges de mails m'ont laissé deviner les grandes qualités humaines et scientifiques qui doivent être la vôtre. Il ne pourra en être d'ailleurs autrement pour une des dignes élèves **du Professeur Hassen GHARBI** : un grand maitre radiologue-biophysicien africain de renommé mondiale. Comme vous certainement, je veux

faire comme lui. Merci d'avoir accepté faire le déplacement de Lomé pour améliorer notre travail.

Au Docteur Jérôme ROUMY, je ne vous connais que très peu, mais je suis très honoré de vous compter parmi les membres du jury de ma soutenance de thèse.

Au Professeur Isabelle GLITHO, les mots me manqueront pour vous exprimer ma gratitude pour votre précieux apport dans la réalisation de ce travail. Plus qu'un maître vous êtes pour moi une mère, tant votre compréhension et vos soutiens à mon égard ont été toujours maternels.

Au Docteur Innocent AGBONON, je suis fier de vous avoir connu. Vous êtes un grand frère digne de respect. Merci beaucoup pour la disponibilité à mes nombreuses sollicitations. Que notre amitié dure à jamais !

A Fabien FARIN et à Joël BLOUIN, Merci pour vos modestes contributions dans ce travail.

A l'ANRS, Merci infiniment d'avoir compris à juste titre, l'intérêt de ce travail de recherche et de l'avoir financé.

A tous les soutiens de l'Unité de Médecine et Physiologie Spatiale (UMPS) de Tours en France, vous avez vu juste.....

Au personnel de l'Unité de télé-médecine du CHU Campus (Komivi, Alex , Séna.....),
Merci pour la collaboration.

Au personnel du CHR Tsévié, Merci.

Au directeur de CAFE INFORMATIQUE, votre assistance technique et morale a été précieuse. Nous comptons sur vous pour la promotion de la télé-médecine au Togo.

A TOGO TELECOM, Merci pour l'appui technique.

Au Ministère de la Santé, Merci.

Au Ministère des Postes et télécommunications, Merci.

A mes maitres, les Professeurs TEKOU, ATTIPOU, AYITE et ADJENOU, vos conseils m'ont toujours été utiles.

A Aude TOSSOU et Lucas AKOHIN, Merci pour la collaboration.

Au personnel du service de Médecine Nucléaire et Ultrasons du CHU Trousseau de Tours, Pour les bons moments passés ensemble avec vous lors de mes séjours en France.

A tous ceux dont ma mémoire infidèle d'Homme a oublié, Merci.

Publications de l'auteur issues de la thèse

Adambounou K, Farin F, Boucher A, Adjenou KV, Gbeassor M, N'dakena K, Vincent N, Arbeille Ph. Preliminary experience with tele-sonography and tele-mammography in Togo. *Diagnostic and Interventional Imaging* (2012) 93, 639-642.

Adambounou K, Farin F, Boucher A, Adjenou KV, Gbeassor M, N'dakena K, Vincent N, Arbeille Ph. Système de télé expertise échographique temps réel et de télédiagnostic échographique temps différé. Etude pilote au Togo. *Médecine et Santé Tropicales* 2012 ; 22 : 54-60. doi : 10.1684/mst.2012.0002.

Adambounou K, Farin F, Boucher A, Adjenou KV, Gbeassor M, N'dakena K, Vincent N, Arbeille Ph. Plate forme de télé imagerie gynéco-obstétricale « bas prix ». *Imagerie de la Femme* (2012) 22, 49-56.

Adambounou K, Farin F, Adjenou KV, Ngoan-Domoua AM, Agoda-Koussema KL, Gbeassor M, N'dakena K, Arbeille Ph. Evaluation technique d'un système de télé échographie « bas prix » pour les pays en développement : Expérience du Togo. *J Afr Imag Méd* 2012; (3), 9: 457-467.

Adambounou K, Adjenou KV, Achy OB, Ngoan-Domoua AM, Boucher A, Gbeassor M, Arbeille Ph. Système de télé échographie abdomino-pelvienne en temps différé avec une acquisition volumique manuelle. *Afrique Biomédicale* 2012 ; 17 : 4-11.

Adambounou K, Boucher A, Adjenou KV, Gbeassor M, N'dakena K, Vincent N, Arbeille Ph. Système de télé échographie abdominale en temps différé avec un porte sonde motorisé. *IRBM* (In Review).

Communications orales et Posters à plusieurs congrès nationaux et internationaux.

Lauréat du Prix Communication Jeune Chercheur des Journées Françaises et Francophones de Radiologie (JFR) 2010 à Paris.



La Société Française de Radiologie

a décerné le

Prix Communication Jeune Chercheur

au Dr. Kokou ADAMBOUNOU

« Télé échographie abdominale et fœtale en temps différé »

Paris, le lundi 25 octobre 2010

Pr. Charles-André Cuenod
Comité de recherche (SFR)

Pr. Nicolas Grenier
Comité de Recherche (CERF)

Pr. Jean-Pierre Pruvo
Secrétaire Général de la Société Française de Radiologie

Handwritten signature of Pr. Charles-André Cuenod in blue ink.

Handwritten signature of Pr. Nicolas Grenier in blue ink.

Handwritten signature of Pr. Jean-Pierre Pruvo in blue ink.

TABIE DES MATIERES

Introduction.....	1
Généralités.....	5
I -Bases physiques et technologiques de l'imagerie ultrasonore.....	6
1-Bases physiques des ultrasons et production.....	6
1.1-Définition.....	6
1.2-Historique.....	6
1.3-Nature.....	6
1.4-Célérité et impédance acoustique.....	8
1.5-Fréquence et longueur d'onde.....	9
1.6-Amplitude et Intensité acoustique.....	10
1.7-Production des ultrasons et champ acoustique.....	11
1.7.1-Piézoélectricité.....	11
1.7.2-Caractéristiques de l'émission acoustique.....	11
1.8-Interactions entre onde ultrasonore et tissus biologiques.....	12
1.8.1-Phénomènes observés aux interfaces.....	12
1.8.2-Propagation dans le milieu.....	13
2-Effets biologiques induits par les ultrasons	15
2.1-Effets mécaniques.....	15
2.2-Effets thermiques.....	16
3- Imagerie ultrasonore (Echographie).....	16
3.1-Principe de l'échographie.....	16
3.2-Formation et traitements de l'image échographique.....	17
3.2.1-Signal échographique mode A, mode B et mode TM.....	17
3.2.2-Autres modes échographiques.....	19
3.3-Les explorations Doppler	20
3.4-Traitements du signal échographique.....	23
3.4.1-Traitement informatisé de l'image.....	23
3.4.2-Post-traitements.....	23
3.4.3-Facteurs de qualité de l'image échographique.....	24

3.4.3.1-Résolution.....	24
3.4.3.2 –Artefacts.....	25
3.4.3.3-Bruit de rétrodiffusion ou speckle.....	25
3.4.3.4-Réglages de l’image en mode B.....	25
4-Technologie de l’imagerie ultrasonore	26
4.1-L’appareil d’échographie ou échographe.....	26
4.2-Les différents types d’appareils d’échographie.....	27
5-Sémiologie échographique élémentaire	28
5.1- L’image du point.....	28
5.2- L’image de ligne ou de contour.....	28
5.3- L’image de structure ou image tissulaire.....	28
II. Notions informatiques de base de la télétransmission.....	32
1- Adresse IP (Internet Protocol).....	32
2- Site ou serveur FTP.....	33
3- Modes de transmission et d’accès internet	33
3.1-Ligne RNIS.....	33
3.2-ADSL.....	34
3.3-WiMAX.....	34
4- Accès internet haut débit.....	34
III- Etat de l’art sur la télé échographie.....	36
1- Système télé échographie robotisée : Utilisation de robots échographiques télé manipulé depuis le centre Expert.....	38
2-Système de télé échographie par acquisition volumique avec des sondes 3D ou 4D : Acquisitions volumiques d’images échographiques 3D ou 4D au centre patient avec relecture et post traitement au centre Expert.....	41
3- Système de télé échographie par télétransmission de vidéo échographiques 2D avec guidage uniquement à la voix (Remote guidance).....	42
IV- Etat de l’échographie et des moyens de communications au Togo.....	43
1- Système de santé et pratique de l’échographie au Togo en 2011.....	43
1.1- Présentation du Togo.....	43
1.1.1- Données géographiques et démographiques.....	43
1.1.2- Données socio-économiques et culturelles.....	44
1.2-Description du système de santé du Togo	44
1.2.1-Description de l’organisation sanitaire.....	44

1.2.2-Organisation des structures de soins et de l'échographie.....	45
1.3-Gestion actuelle des soins et de l'imagerie médicale.....	46
1.4-Situation actuelle des ressources humaines disponibles dans le système de santé.....	47
2. Moyens de transport et de communication (Internet).....	48
2.1-Le secteur du transport.....	48
2.1.1- Situation Général.....	48
2.1.2- Le transport routier au Togo.....	49
2.1.2.1 Etat des lieux.....	49
2.1.2.2- Les obstacles au développement des infrastructures routières.....	49
2.1.2.3 Efforts entrepris.....	50
2.1.2.4 Les Perspectives.....	50
2.1.3. Le Transport Ferroviaire.....	51
2.1.4 Le Transport Aérien.....	51
2.1.5 Le Transport maritime.....	51
2.2-Internet au Togo.....	52
2.2.1. Le marché de l'Internet	53
2.2.1.1 Fournisseurs d'accès Internet (IAP).....	53
2.2.1.1.1 Togo Télécom.....	53
2.2.1.1.2 CAFE informatique et Télécommunications.....	54
2.2.1.1.3 Les opérateurs de téléphonie mobiles.....	55
2.2.1.2 Fournisseurs de services Internet (ISP).....	55
2.2.1.3 Evolution du marché de l'Internet.....	56
2.4-Politique Nationale de Communication pour le Développement Rural dans le domaine des TIC	56
Matériels et méthodes.....	59
I- Présentation du cadre d'étude.....	60
1- Cadre d'expérimentation pilote.....	60
1.1-Cadre d'étude site patient : CHR Tsévié (figure 15).....	60
1.1.2-Présentation de l'hôpital.....	60
1.1.3- Population de la zone desservie.....	60
1.1.4-Nombre de lits mis en service en 2010.....	61
1.1.5-Paquet d'activités médicales cliniques.....	61
1.1.6-Paquet d'équipement d'imagerie médicale.....	61

1.1.7-Personnel : Effectif par catégorie de personnel médical : 2008, 2009 et 2010.....	63
1.1.8- Les dix premières causes de consultation en 2010.....	64
1.1.9 - Nombre de malades hospitalisés.....	64
1.1.10-Taux de mortalité hospitalière.....	65
1.1.11- Activités du service d'imagerie médicale (Radiographie- Echographie).....	65
1.2-Cadre d'étude du site Expert : CHU Campus-Lomé (Togo) et CHU Trousseau-Tours (France).....	65
1.2.1- CHU Campus de Lomé : Service de Radiologie et Unité de Télémedecine.....	65
1.2.2-CHU Trousseau- Tours : Service de Médecine Nucléaire et Ultrason.....	67
2. Laboratoires de recherche.....	68
2.1-Unité de Médecine et Physiologie Spatiales (U.M.P.S).....	68
2.2-Centre de Recherche en Informatique de Paris 5 (CRIP5).....	69
II. Méthodologie.....	70
1-Méthode de capture volumique et de post traitement (3D).....	70
1.1-Mise au point du TILTER pour une capture volumique automatisée.....	70
1.1.1- Spécification du mode d'acquisition à retenir (Dimensions du champ à explorer, mouvement de balayage : mode « Tilting », vitesse de balayage et d'acquisition, Nombre de plans à acquérir.).....	70
1.1.2 - Mise au point d'algorithmes de stockage et d'identification lors de la phase de capture d'images échographiques.....	71
1.2- Mise au point du protocole de capture manuelle des volumes d'images échographiques.....	73
1.3-Développement du navigateur virtuel 3D pour le traitement diagnostique des images.....	74
1.3.1- Nécessité de la navigation d'un plan virtuel dans le volume d'images collectées.....	74
1.3.2- Construction de la matrice échographique à partir du volume « conique » d'images collectées (volume d'images).....	75
1.3. 3- Première étape de la méthode complète.....	76
1.3. 4- Evolution de la méthode complète.....	78
1.3. 5- Optimisation du logiciel basé sur la reconstruction complète.....	79
1.4-Mise au point de la cartographie des fenêtres acoustiques des organes abdomino-pelviens et fœtaux.....	80

1.4.1-Fenêtres acoustiques des organes abdomino-pelviens.....	80
1.4.2-Fenêtres acoustiques des organes fœtaux (Tête fœtale, abdomen, cœur, cordon ombilical, placenta, liquide amniotique).....	82
2- Technologie de la télétransmission entre site Expert et site Patient.....	82
2.1- Technologie de vidéoconférence : Caméra Axis 207 optimisé par Skype.....	82
2.2- Technologie de transmission des vidéos échographiques : Serveur vidéo Internet AXIS 243.....	85
2.3- Mise au point du logiciel d'acquisition et de stockage des volumes d'images échographiques : Télé Echography-Aquisition (TEA).....	87
2.4- Mode de transfert en différé des séquences vidéo échographiques par serveur FTP.....	87
2.5- Technologie de transmission d'images échographiques et mammographiques libre en ligne : Dropbox et Logmein.....	88
Résultats.....	92
I-Cartographie de localisation des fenêtres acoustiques des organes abdomino-pelviens et fœtaux.....	93
1-Fenêtre acoustique de la vésicule biliaire / Veine porte.....	93
2- Fenêtre acoustique du rein droit.....	93
3- Fenêtre acoustique du rein gauche /rate.....	94
4- Fenêtre acoustique du pancréas et de l'aorte abdominale sus rénale.....	95
5-Fenêtre acoustique des organes pelviens.....	95
6-Fenêtre acoustique des organes fœtaux.....	95
II-Validation technique de la chaine capture automatisée « TILTER ».....	95
1-Capture d'image volumique échographique avec le « TILTER ».....	95
2- Mode de stockage avec un graveur DVD connecté à l'échographe (connexion vidéo).....	96
3- Post traitement 3D des données échographiques.....	96
III- Validation expérimentale de la chaine capture manuelle « Main levée » et post traitement avec ECHO-CNES.....	96
1-Procédure de validation expérimentale du système de télé échographie à « main levée ».....	96
2- Capture d'images au site patient et Mode de stockage des volumes d'images au site patient.....	97
3-Dispositif de stockage : disque dur d'un PC connecté à l'échographe via un convertisseur Vidéo/USB (type pinacle ou équivalent).....	98

4- Mise en forme des données vidéo enregistrées.....	99
5- Utilisation du Navigateur (CNES-ECHO).....	99
6- Traitement diagnostique en différé des volumes d'images échographiques.....	101
7-Transmission en différé sur un site FTP.....	102
8- Transmission en différé sur un site FTP.....	103
IV- Fonctionnalité du système de vidéoconférence et de transmission des volumes d'images échographiques en temps réel.....	104
1- Bande passante et qualité de transmission de la vidéo d'ambiance avec la caméra réseau Axis 207.....	104
2- Bande passante et qualité de transmission des séquences vidéos échographiques avec le serveur video internet AXIS 243.....	105
V- Fonctionnalité du Logiciel LogmeIn pour un accès à distance en vue d'une télé échographie.....	105
VI- Validation en situation réelle de notre plateforme de télé échographie au Togo.....	107
1-Scénario de télé échographie avec notre plateforme.....	107
2- Mise en place de la plateforme de Télé échographie au Togo.....	107
3- Validation technique au Togo.....	109
3-1-Télé expertise échographique temps réel.....	109
3-2-Télé diagnostic échographique temps différé.....	110
3-3-Télé expertise temps réel combinée avec un télé diagnostic temps différé.....	111
3-4-Télé mammo – échographie.....	112
3.5-Atelier de démonstration aux radiologues africains francophones au cours du IXeme congrès de la Société de Radiologie de l'Afrique Noire Francophone (SRANF) tenu à l'hôtel EDA OBA.....	112
4- Résultats cliniques préliminaires.....	113
5- Impact des essais sur l'utilisation de la plateforme de télé échographie au Togo.....	114
Discussion.....	116
1 -Justification du CHR Tsévie comme site patient.....	117
2-Cartographie de localisation des fenêtres acoustiques.....	117
3- Conception et validation expérimentale de la plate forme.....	118
3-1-Capture volumique par le TILTER.....	118
3.2-Capture volumique manuelle à « main levée ».....	119
3-3-Post traitement 3D avec le programme de Navigation virtuelle ECHO-CNES.....	120
3-4-Télé transmission des données échographiques.....	122

4-Validation en situation réelle au Togo.....	124
4-1- Système de télé expertise et de télédiagnostic échographique « bas prix » pour les pays en développement.....	124
4.2-Télé écho- mammographie au Togo.....	126
4-3-Les communications entre centre Expert et Patient.....	127
4-4-Résultats cliniques et impact des essais au Togo.....	128
5-Autres domaines d’application en perspective de notre plateforme.....	129
Conclusion.....	133
Références.....	135
Annexes.....	146
Annexe 1.....	147
Annexe 2.....	150
Résumé.....	154
Abstract.....	156

Liste des figures

Figure 1 : Analogie avec un ressort.....	7
Figure 2 : Déplacement longitudinal engendré par l'onde ultra-sonore	7
Figure 3 : Déplacement transversal engendré par l'onde ultra-sonore	8
Figure 4 : Phénomènes observés aux interfaces.....	13
Figure 5 : Phénomène de diffusion des ultrasons.....	14
Figure 6 : Représentation du signal échographique mode A.....	17
Figure 7 : Représentation du signal échographique mode B.....	17
Figure 8 : Représentation du signal échographique mode A.....	18
Figure 9: Représentation du signal échographique mode M.....	18
Figure 10 : Effet Doppler.....	20
Figure 11 : Echographe et différentes sondes échographiques.....	27
Figure 12a : Structure échographique élémentaires des organes.....	30
Figure 12b : Image hyperéchogène du diaphragme générée par réflexion spéculaire, de même que visualisation de la paroi des veines sus-hépatiques.....	30
Figure 12c : Echo structure d'un même organe normal (droite) et pathologique (gauche).....	31
Figure12d : Cône d'ombre postérieur d'une structure fortement hyper échogène.....	31
Figure 13 : Principe de fonctionnement de l'ADSL.....	34
Figure 14 : Robot ESTELE et Sonde fictive manipulée à distance par un Expert.....	39
Figure 15 : CHR Tsévie : Entrée et Bâtiment principal.....	60
Figure 16: Echographe GE logiq 200 du CHR Tsévie fourni en 2010 par le projet BID.....	62
Figure17: Echographe de marque ALOKA (droite) et GE Volluson du CHU Campus (gauche).....	66
Figure 18: L'Hôpital Trousseau de Tours.....	67
Figure 19: Logo de l'U.M.P.S.....	68
Figure 20 : Architecture du prototype mécanique du TILTER (a), Prototype mécanique (b), TILTER modèle Hospitalier utilisé (c).....	71
Figure 21 : Mouvement de tilt schématisé.....	73
Figure 22: Mouvement de TILT de +/- 50° de gauche (pas d'organe visible) à droite (organe apparait) pour scanner entièrement l'organe.....	73

Figure 23 : Apprentissage d'un mouvement de tilt manuel à un non Expert.....	74
Figure 24 : A- Coupes acquises repositionnées et référencées dans l'espace. B - Calcul des pixels intermédiaires (non placés sur les coupes) par estimations par rapports aux pixels les plus proches sur les coupes voisines.....	75
Figure 25 : Images échographiques natives (4 sur les 60 acquises) initialement par mouvement de Tilt (séquence automatique).....	75
Figure 26 : Coupes successives dans la matrice échographique (volume 3D) construites à partir des points des images de la figure 25.....	77
Figure 27 : Coupe horizontale reconstruite dans la matrice échographique (27A). La coupe effectuée est orthogonale au faisceau ultrasonore (plan horizontal).....	77
Figure 28a: Axes anatomiques pour cartographie des voies biliaires.....	81
Figure 28b: Image échographie de la vésicule biliaire.....	81
Figure 29a: Image échographique du rein droit.....	81
Figure 29b: Axes anatomiques pour cartographie du rein droit.....	81
Figure 30a : Image échographique du rein gauche et de la rate.....	81
Figure 30b : Axes anatomiques pour cartographie du rein gauche – Rate.....	81
Figure 31 : Coordonnées des fenêtres acoustiques de la vésicule biliaire et repérage de l'ellipse contenant dans 90% des cas, la fenêtre acoustique de la vésicule biliaire.....	93
Figure 32 : Coordonnées des fenêtres acoustiques du rein droit et repérage de l'ellipse contenant dans 87% des cas, la fenêtre acoustique du rein droit.....	94
Figure 33 : Coordonnées des fenêtres acoustique du rein gauche /rate et repérage de l'ellipse contenant dans 89% des cas, la fenêtre acoustique du rein gauche /rate.....	94
Figure 34 : Foie, Rein droit, vésicule biliaire et tronc porte reconstruits en différé avec EHO-CNES.....	96
Figure 35 : Transfert des séquences vidéo échographiques directement sur le disque dur du PC lors d'une acquisition manuelle par un non initié.....	98

Figure 36 a-b: Deux interfaces de commande du Navigateur (CNES-ECHO): le 1 ^{ier} est piloté par un « Joystick » et 3 curseurs de translation, le 2 ^{ième} par 2 curseurs de rotation et 3 de translation.....	100
Figure 36 c-d: Bornage de la zone image à traiter Plan type « C » du réseau veine porte, affiché d'emblée avant utilisation des curseurs.....	100
Figure 36 : e- Vésicule biliaire (2 translations, 1 rotation) f- Rein Droit et Veine Porte (2 Translations, 1 rotation).....	101
Figure 37 : Rein reconstruit en coupe transversale et longitudinale.....	102
Figure 38 : Abdomen foetal (a) et vésicule biliaire avec calcul (b).....	102
Figure 39 : Unité de Télémedecine du CHU Campus avec le Pr Arbeille lors de mission d'évaluation technique de décembre 2010 à Lomé.....	104
Figure 40 : Copie d'écran au centre expert avec le logiciel LogMeIn.....	106
Figure 41 : Copie d'écran lors d'un transfert de séquences video avec la fonctionnalité transfert de fichier de LogMeIn.....	106
Figure 42 : Capture d'écran lors d'une télé échographie abdominale, obstétricale, pelvienne et mammaire.....	110
Figure 43 : Rein droit mal visualisé par l'opérateur de Tsévie (a) et reconstruit au centre Expert avec ECHO-CNES (b).....	111
Figure 44 : Capture d'écran lors d'une télé mammo-échographie.....	112
Figure 45 : Congressistes suivant une télé expertise des Prs N'dakena (Togo) et Gonsu (Cameroun) lors de l'atelier de démonstration de notre plateforme organisé en marge du IXeme congrès de la Société de Radiologie de l'Afrique Noire Francophone (SRANF).....	113
Figure 46 : Capture d'écran lors de la télé échographie sanctionnée par le diagnostic de cystite emphysémateuse.....	114
Figure 47 : Téléformation échographique.....	130
Figure 48 : Téléconsultation médicale avec télé inspection des yeux(a) et de langue (b).....	130
Figure 49 : Télédermatologie avec patiente présentant des macules et une cicatrice.....	131
Figure 50 : Copie d'écran d'une télé endoscopie avec le logiciel LogMeIn.....	131

Figure 51 : Capture d'écran de télé radiologie (Scanner du rachis interprété à distance grâce au logiciel LogMeIn).....	132
--	-----

Liste des tableaux

Tableau I : Valeur des impédances acoustiques selon les milieux.....	9
Tableau II : Valeur des célérités selon les milieux.....	9
Tableau III : Classification des sons selon leurs fréquences.....	10
Tableau IV : Profondeur d’exploration des ultrasons en fonction de leurs fréquences.....	15
Tableau V : Tarifs HT de ADSL, Illiconet et RNIS de Togo Télécom.....	54
Tableau VI : Tarifs HT des Liaisons spécialisées Internet de Togo Télécom.....	54
Tableau VII : Tarifs TTC des offres internet de CAFE Informatique et Télécommunications.....	55
Tableau VIII: Nombre de clients internet par type de connexion et par opérateur.....	56
Tableau IX : Répartition des malades reçus en 2010 par préfecture de provenance.....	61
Tableau X : Répartition du personnel médical par catégorie.....	63
Tableau XI: Les dix premières causes de consultation en 2010.....	64
Tableau XII : Nombre de malades hospitalisés.....	64
Tableau XIII : Taux de mortalité hospitalière.....	65
Tableau XIV : Activités des services d’imagerie médicale du CHR Tsévie.....	65
Tableau XV : Fonctionnalités disponibles sur LogMeIn free, Pro Windows PC et Pro Mac...90	
Tableau XVI: Temps de transmission des volumes d’images échographiques selon leur en fonction de la bande passante.....	103
Tableau XVII: Qualité des images échographiques et délai de transmission selon le débit de la connexion internet.....	105

INTRODUCTION

L'échographie est un examen fréquemment pratiqué en première intention en milieu hospitalier en particulier aux urgences (Kirkpatrick et al 2007). Cet examen permet de visualiser les principaux organes mous (cœur, foie, vésicule, pancréas, reins, rate, utérus, vessie, ...), les muscles et les vaisseaux (vitesse du sang, sténoses...). Chez la femme enceinte, l'échographie est non seulement utilisée pour le suivi de la croissance fœtale sur des grossesses normales ou pathologiques (mensurations de la tête, de l'abdomen, des membres), mais aussi pour la recherche de malformations ou pour l'évaluation de la souffrance fœtale (perfusion placentaire, hypoxie fœtale...). Elle permet en outre soit d'éliminer un nombre important de diagnostics graves, soit de confirmer un état de gravité (Arbeille et al 2001). L'examen échographique est devenu à l'état actuel du développement de la médecine, la suite logique de l'examen clinique dans la plupart des spécialités médicales notamment en gynécologie-obstétrique et en cardiologie. L'échographie, technique d'imagerie médicale non irradiante et non invasive sera sans nul doute dans les années à venir le « stéthoscope » pour les cliniciens dans bon nombre de spécialités médicales pour peu qu'ils soient formés à sa pratique dans leurs domaines respectives (Mei-Ju Su et al 2008).

La formation d'un expert en échographie est longue. Le geste échographique est très précis et ne peut être guidé simplement par la voix ou la vidéo. Le seul moyen actuel de réaliser une échographie dans un site où il n'y a pas d'expert est de transmettre le mouvement d'un expert via des liaisons rapides nécessaires à une interaction en temps réel entre les deux sites. Pour un opérateur non expert, chercher à réaliser une coupe échographique d'un organe abdominal, peut être comparé au problème de trouver la bouteille d'eau dans le placard de la cuisine la nuit, sans lumière. Une telle action est possible quand on connaît la disposition des lieux et que l'on progresse à tâtons, en fonction des obstacles rencontrés que l'on identifie et que l'on repositionne dans une représentation en trois dimensions de l'espace invisible mais connu dans lequel on évolue. Par contre, personne ne pourra guider avec précision votre progression à travers une cuisine que vous ne connaissez pas en vous donnant des indications par téléphone.

Actuellement, aussi bien dans les pays développés que dans certains pays en développement, nombre de centres médicaux possèdent un échographe mais l'échographe n'est pas présent à temps complet, ou n'est pas compétent dans tous les domaines de l'échographie (cardiaque, obstétricale, abdominale, vasculaire, génito-urinaire, musculaire...) (Canero et al 2005, Meuwly 2010). Les patients reçus en urgence dans ces sites doivent fréquemment être acheminés vers d'autres centres plus importants (CHU, CHD...) bien que leur état de santé aie permis de les traiter sur place.

La place de l'imagerie ultrasonore dans la prise en charge des patients ne cesse de croître même dans les zones reculées des pays africains. En effet le coût des échographes autrefois au dessus de la bourse des structures sanitaires périphériques des pays africains, est devenu aujourd'hui abordable (Popov et al 2007) surtout avec l'avènement des marques chinoises.

La plupart des structures de soins privées des pays africains subsahariens même les plus modestes ne ménagent aucun effort pour s'en procurer de nos jours surtout que les prestations échographiques sont réputées très rentables dans les cliniques médicales privées. L'installation des unités d'échographie dans les milieux ruraux contrairement aux unités de radiologie n'exigeant pas d'infrastructure particulière, ni de moyen de maintenance complexe, les dons en échographes aux structures sanitaires reculées par des ONG sont courants dans les pays du tiers monde.

L'utilisation de l'imagerie ultrasonore dépasse aujourd'hui les frontières des structures hospitalières et il n'est pas rare de voir même dans les pays en développement, des structures pré hospitalières, ou des structures traditionnellement non médicales se doter d'appareils d'échographie (Mindel 1997, Heegard et al 2010).

Si l'accessibilité des appareils d'échographie n'est plus donc un souci majeur ces dernières années dans la plupart des pays de notre planète, la disponibilité des spécialistes devant réaliser l'examen demeure toujours une grande entrave à l'accessibilité de l'ultrasonographie médicale aux patients (Widmer et al 2003, Bassignani et al 2004).

Au Togo, l'échographie est généralement pratiquée par les radiologues (échographie abdominale, gynéco-obstétricale, parties molles, doppler...) et les gynéco-obstétriciens (échographie gynéco-obstétricale). La pénurie aiguë des radiologues en général et des gynécologues en particulier fait que dans les hôpitaux régionaux et dans les centres de santé périphériques, les médecins n'ont pas accès à cette technique diagnostique fiable, non traumatique et peu coûteuse qu'est l'échographie. Ainsi, dans les centres de santé ne disposant pas d'échographiste ou de radiologue (ceux de l'intérieur du pays situés à des centaines de kilomètre parfois), les patients sont souvent évacués ou envoyés par le médecin local sur Lomé (capitale du Togo) pour réaliser une simple échographie abdominale. Les faibles ressources financières de ces patients ne leur permettent pas toujours d'honorer et les frais de transport et le coût de l'échographie. Ces difficultés affectent la prise en charge de manière optimale de ces patients.

D'autre part, les radiologues en activité n'ont pas toujours la possibilité de discuter leur diagnostic échographique avec un collègue situé dans un autre établissement ou une autre ville. Les images échographiques isolées ne permettent pas une deuxième analyse raisonnable,

il faut, non seulement au minimum transférer au confrère un volume d'images, mais aussi qu'il dispose d'un outil adapté pour ré-analyser le contenu de ce volume d'images.

La télé-échographie (diagnostic échographique réalisé à distance du patient via les nouvelles techniques de l'information et de la communication) apparaît, au vu de tout ce qui précède, comme une nécessité aussi bien pour les pays développés que pour les pays en développement. Elle est une solution quasi incontournable dans les pays peu médicalisés comme le Togo pour assurer l'accessibilité et l'équité des soins de santé.

Aujourd'hui, la télé échographie peut être réalisée en temps réel par transmission du geste de l'expert via des systèmes robotisés (Arbeille et al 2003, Martinelli et al 2007) ou par utilisation au site isolé d'un échographe 3D en temps réel ou en temps différé (Macedonia et al 1998, Saka et al 2000, Arbeille et al 2001). Ces modes télé échographie en temps réel font appel à des technologies onéreuse nécessitant des budgets et des infrastructures pas toujours à la portée de nos pays en développement où les besoins en télé-médecine sont sans cesse croissants.

Nous nous proposons alors dans ce travail, de mettre au point et d'installer un système plus simple et moins coûteux de télé expertise échographique temps réel et de télé diagnostic échographique temps différé au CHU de Lomé pour servir les centres médicaux périphériques (CHR et hôpitaux préfectoraux).

Pour le télé-diagnostic, un Non Expert (Médecin ou Personnel Paramédical) capturera manuellement avec une sonde échographique 2D des volumes d'images sur des patients d'un site isolé (CHR Tsévié) et les transmettra par Internet vers une plate-forme diagnostic experte au CHU Campus de Lomé où un programme de navigation virtuelle 3D permettra à l'expert de trouver les incidences de l'organe nécessaire au diagnostic.

Les objectifs spécifiques assignés à ce travail sont donc de :

- définir les mouvements simples applicables à une sonde échographique 2D par un Non Initié ou par un Non Expert,
- analyser les conditions de transmission à moindre coût des volumes d'images échographiques temps différé et temps réel au centre Expert (Internet),
- concevoir un programme de traitement et d'analyse en différé des images échographiques,
- Installer et faire fonctionner la plateforme diagnostique entre un site Expert et un site isolé du Togo.

GENERALITES

I. Bases physiques et technologiques de l'imagerie ultrasonore

Les explorations ultrasonores ont pris depuis 50 ans de plus en plus d'importance dans la panoplie des explorations diagnostiques médicales. Ce sont des explorations d'utilisation simple, reposant sur la propagation aisée des ultrasons dans le corps humain, aux fréquences habituellement utilisées, et sur leurs interactions avec les différents tissus rencontrés. La compréhension du signal échographique nécessaire à la formation de l'image échographique demande alors une connaissance des bases de physique acoustique relatives, à la fois, à la production des ultrasons, à leur propagation et à leurs modes d'interactions (Boynard 2006).

1-Bases physiques des ultrasons et production (Revel 1999, Grenier et al 1991, Zwiebel 1998, Solacroup et Grenier 2012)

1.1-Définition

Les ultrasons sont des sons dont la fréquence est supérieure à 20 000 Hz; ils sont inaudibles pour l'oreille humaine. En échographie, les ultrasons utilisés ont une fréquence qui varie entre 2 et 40 MHz. Les fréquences les plus employées en échographie vétérinaire sont entre 3,5 et 10 MHz.

1.2-Historique

C'est SPALLANZANI qui le premier en 1794 soupçonna l'existence des ultrasons en observant le vol des chauves-souris.

En 1880 CURIE découvre le principe de la piézo-électricité et le moyen de produire des ondes ultrasonores.

Il faut attendre la première guerre mondiale avec LANGEVIN pour que l'homme les utilise à la détection des sous-marins en plongée.

La première application médicale est due à DUSSIK en 1942 pour la recherche d'une déviation des structures médianes intracrâniennes.

1.3-Nature

C'est une onde sonore ou onde acoustique, c'est-à-dire un mode de propagation de l'énergie dans un milieu matériel sans transport de matière. L'onde ultra-sonore est une onde de pression se propageant dans un milieu élastique : variation de pression qui se déplace. Il s'agit

de la propagation d'une énergie mécanique dans un milieu matériel : ce déplacement ne peut se faire dans le vide (à la différence des ondes électro-magnétiques). Le milieu de propagation de l'onde ultrasonore est soumis à une succession de surpressions et de dépressions et ses particules constitutives sont alors animées d'un mouvement de va-et-vient dans l'axe de déplacement des ultrasons, de type sinusoïdal.

Une comparaison peut être faite avec un ressort que l'on comprime à une extrémité à une cadence donnée : ces compressions engendrent des déformations qui se propagent le long du ressort (figure 1).

Il s'agit d'une vibration longitudinale des molécules, phénomène prédominant lors de la propagation des ultrasons dans les tissus mous (figure 2).



Figure 1 : Analogie avec un ressort

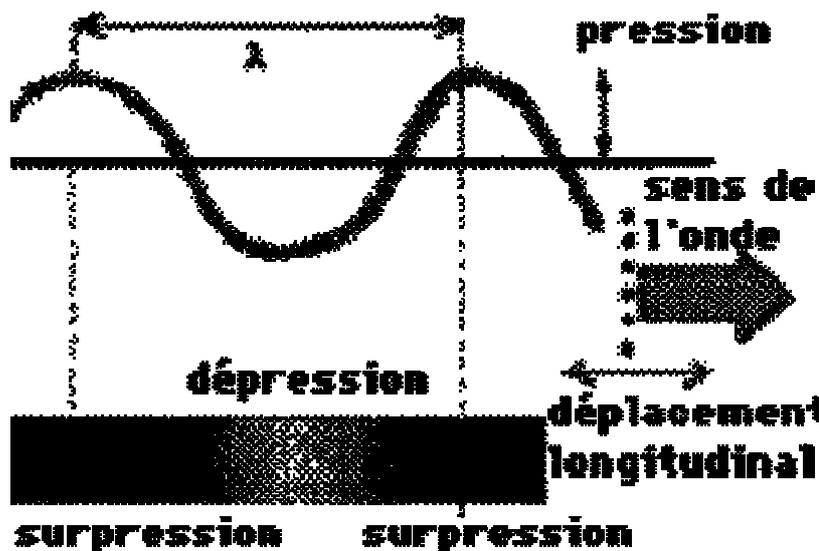


Figure 2 : Déplacement longitudinal engendré par l'onde ultra-sonore.

Le front de l'onde ou surface d'onde est une surface telle qu'en tous points la vibration sonore est la même.

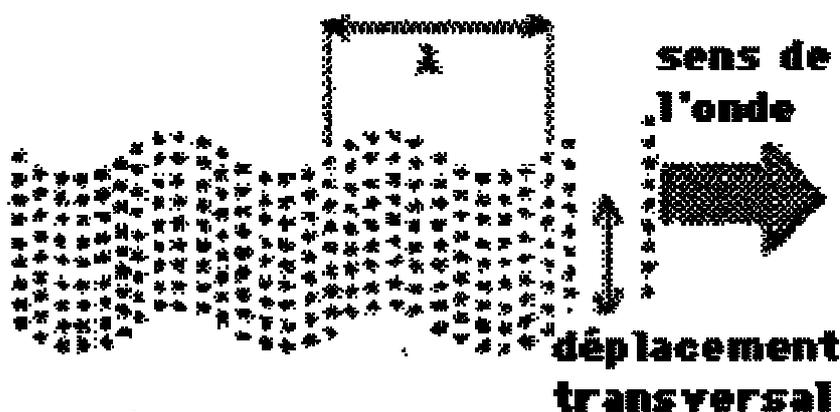


Figure 3 : Déplacement transversal engendré par l'onde ultra-sonore

Mais dans les milieux solides, comme l'os il se forme en plus une vibration transversale (déplacements de cisaillement) perpendiculairement à l'axe de propagation des ultrasons (figure 3). Cette propriété est utilisée en densitométrie ultra-sonore.

1.4-Célérité et Impédance acoustique

La célérité de l'onde acoustique est la vitesse de propagation de la variation de pression dans le milieu : elle dépend uniquement du milieu. Le comportement d'un milieu matériel vis-à-vis des ultrasons est exprimé par une constante appelée impédance acoustique, Z . L'impédance acoustique dépend de la masse volumique et de la compressibilité du milieu, c'est-à-dire de son aptitude à reprendre sa forme originale après déformation.

$$Z = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}}$$

Avec Z = impédance acoustique

κ = compressibilité du milieu

ρ = masse volumique

Elle est d'autant plus grande que la densité est importante et que la compressibilité est faible.

Elle traduit la plus ou moins grande aptitude d'un milieu donné à la pénétration des ultrasons et s'exprime en $\text{kg}/\text{m}^2/\text{s}$. Elle est faible pour l'air et très élevée pour l'os (Tableau I) :

Tableau I : Valeur des impédances acoustiques selon les milieux

Milieu	Z en 10 ⁶ (kg/m ² /s)
air	0,0004
tissus mous	1,63
os	3,65 à 7,09

$$c = \frac{Z}{\rho}$$

Cette impédance conditionne avec la masse volumique la célérité de l'onde ultra-sonore :

Avec Z = impédance acoustique ; c = célérité ; ρ = masse volumique

Plus l'impédance est grande, plus grande est la célérité de l'onde ultra-sonore exprimée en m/s (Tableau II):

Tableau II : Valeur des célérités selon les milieux

Milieu	Célérité (m/s)
air	343
graisse	1410-1470
foie	1535-1580
muscle	1545-1631
os	2100-4080

Dans les tissus mous, la célérité variant peu, on considère qu'elle a une valeur moyenne de 1540 m/s : les faibles différences ne sont pas utilisées pour l'imagerie. Au niveau de l'os, la charge calcique modifie grandement la célérité ce qui autorise une approche densitométrique.

1.5- Fréquence et longueur d'onde

Les sons sont classés en quatre catégories (Tableau III) selon leur fréquence (f) ou nombre de variations de pression (périodes) par seconde (1 Hz = 1 cycle/s) :

Tableau III : Classification des sons selon leurs fréquences

Sons	Fréquence
infrasons	0 à 20 Hz
sons audibles	20 Hz à 20 kHz
ultrasons	20 kHz à 1 GHz
hypersons	> 1 GHz

Les ultrasons utilisés dans le diagnostic médical ont une fréquence comprise entre 1 et 10 MHz (106 à 1006 Hz).

La distance entre deux zones de statut identique par rapport à la propagation de l'onde, ou encore la distance parcourue par l'onde pendant une période correspond à la longueur d'onde λ . Dans un milieu donné, elle est reliée à la fréquence par la formule :

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

avec λ = longueur d'onde ; c = célérité (1540 m/s) ; f = fréquence

Elle diminue donc quand la fréquence augmente :

$\lambda = 0,77$ mm pour $f = 2$ MHz ; $\lambda = 0,31$ mm pour $f = 5$ MHz ; $\lambda = 0,15$ mm pour $f = 10$ MHz

L'onde ultra-sonore dans un milieu homogène est cohérente, c'est-à-dire en phase : il n'y a pas superposition décalée de plusieurs ondes de fréquences et longueur d'onde identiques.

1.6-Amplitude et Intensité acoustique

L'amplitude correspond au maximum de variation des variables acoustiques (densité ou pression) induites par l'onde par rapport au statut d'équilibre.

L'intensité (égale au carré de l'amplitude) correspond à la puissance transportée par unité de surface et s'exprime en watts par centimètre carré (W/cm^2). L'intensité n'est pas uniforme au sein du faisceau, du fait de sa géométrie caractérisée par un élargissement progressif ; l'intensité est maximale au voisinage du point focal, là où le diamètre, donc la surface du faisceau, est le plus réduit. Elle n'est pas non plus uniforme temporellement car les ondes sont émises de façon discontinue pour la réalisation de l'imagerie, sous forme de pulses de courte

durée. Cela conduit donc à définir des intensités moyennes et des pics d'intensité spatiaux ou temporels.

L'amplitude et l'intensité des ondes diminuent progressivement au cours de la traversée des tissus. Cette réduction correspond à l'atténuation et s'exprime en décibels (dB). Ces unités permettent la comparaison de valeurs d'intensité, lorsque d'importantes variations sont possibles et lorsqu'il n'y a pas de zéro de référence. La valeur de référence est alors l'intensité initiale I_0 .

L'atténuation en dB = $10 \log_{10} I/I_0$. Une atténuation de -20 dB correspond à un son 100 fois moins intense qu'initialement.

Si $10 \log_{10} I/I_0 = -20$, $\log_{10} I/I_0 = -2$, $I/I_0 = 10^{-2}$, $I = 0,01 I_0$.

1.7-Production des ultrasons et champ acoustique

1.7.1-Piézoélectricité

Les ultrasons sont générés par piézoélectricité, phénomène qui permet la transformation d'une énergie mécanique en énergie électrique, de façon réversible. Cette fonction est réalisée par un élément de la sonde ayant des propriétés piézoélectriques ; il s'agit de céramiques PZT, de matériaux composites ou de polymères. Le terme de transducteur qui désigne l'élément piézoélectrique ou par extension la sonde elle-même vient de ce qu'ils convertissent une forme d'énergie en une autre. Ils fonctionnent autant comme émetteurs d'ultrasons que comme récepteurs. Pour produire un faisceau d'ultrasons, on leur applique une impulsion électrique qui entraîne une vibration de la céramique. À l'inverse, lors de la réception de l'écho, l'onde de pression qui vient heurter le transducteur induit l'apparition de charges électriques. Ce signal électrique est ensuite traité dans les circuits électroniques de l'appareil et sert à l'élaboration de l'image échographique.

1.7.2-Caractéristiques de l'émission acoustique

L'émission ultrasonore en imagerie est intermittente. Elle est produite par des impulsions électriques dont la durée détermine les caractéristiques de l'émission acoustique. Une impulsion brève induit une courte vibration de l'élément piézoélectrique. Les échos réfléchis sont également brefs, ce qui permet de distinguer deux cibles proches si les échos qu'elles émettent sont décalés. Plus l'écho est bref, plus la distance résolue est petite.

La durée de l'impulsion électrique influence également la disparité des fréquences émises. Un transducteur a une fréquence de résonance naturelle (dite fréquence centrale ou fréquence opératoire), inversement proportionnelle à l'épaisseur de l'élément piézoélectrique. La stimulation électrique induit une émission acoustique qui n'est pas composée d'une seule fréquence mais d'une gamme de fréquences réparties de façon gaussienne de part et d'autre de la fréquence de résonance. L'étalement de la répartition gaussienne peut être modulé par la durée de stimulation électrique. Une impulsion brève produit simultanément des ondes de fréquence dispersée, donc un étalement de la gamme des fréquences émises. Avec une impulsion plus longue, les fréquences émises sont davantage regroupées autour de la fréquence centrale, ce qui est plus adapté aux examens doppler. Si les transducteurs des appareils haut de gamme actuels ont tous la capacité de gérer une large bande passante fréquentielle, ce qui est nécessaire pour l'imagerie d'harmonique, les caractéristiques de l'émission acoustique pour l'imagerie mode B peuvent être différentes d'un constructeur à l'autre. L'émission acoustique peut être soit une émission « large bande », soit une émission gaussienne plus étroite, l'opérateur ayant la possibilité de décaler la fréquence centrale d'émission en cours d'examen.

1.8-Interactions entre onde ultrasonore et tissus biologiques

1.8.1-Phénomènes observés aux interfaces

Une interface correspond à la limite entre deux milieux d'impédance acoustique différente. Plusieurs phénomènes sont observés aux interfaces : il s'agit de *phénomènes de réflexion, de transmission ou de réfraction du faisceau ultrasonore*.

- **Réflexion et / ou transmission**

Lorsque le faisceau d'ultrasons parvient à une interface, il peut la franchir ou être réfléchi. La fraction du faisceau qui franchit l'interface est la fraction transmise ; elle poursuit son trajet en profondeur. La fraction non transmise est réfléchie vers la source d'émission. L'angle de réflexion est toujours égal à l'angle d'incidence du faisceau, d'où le terme de réflexion spéculaire (en miroir) qui qualifie la réflexion aux interfaces. La réflexion spéculaire est angle-dépendante : pour une détection maximale du signal réfléchi, l'orientation de la sonde doit permettre d'aborder l'interface perpendiculairement : l'écho revient alors au transducteur puisque angles d'incidence et de réflexion sont égaux. Pour améliorer une image échographique, notamment la visualisation des parois vasculaires, générée par réflexion spéculaire, l'examineur doit ajuster l'angle d'incidence du faisceau ultrasonore, en

modifiant graduellement le positionnement de la sonde. Réflexion et transmission s'observent pour des interfaces de grande taille par rapport à la longueur d'onde du faisceau. Si l'interface est de petite taille, l'onde ultrasonore diffuse dans tout le milieu de propagation, au lieu d'être réfléchi et transmis. Pour une interface abordée perpendiculairement, les fractions réfléchies et transmises sont liées à la variation d'impédance par les relations suivantes.

– **Coefficient de réflexion R** : $R = (Z_2 - Z_1 / Z_2 + Z_1)^2$

– **Coefficient de transmission T** : $T = (4 Z_1 Z_2) / (Z_1 + Z_2)^2$

Lorsque le faisceau aborde une interface avec un angle différent de 90° , si l'angle de réflexion reste égal à l'angle d'incidence, la fraction transmise subit une réfraction (figure 4), c'est-à-dire qu'elle est déviée par rapport à l'axe du faisceau incident.

L'angle de réfraction ϕ dépend de l'angle d'incidence θ et de la variation de célérité entre les deux milieux : $\sin \phi / \sin \theta = c_1 / c_2$.

En fait, compte tenu de la faible variation de célérité des ultrasons dans les différents tissus, la réfraction est généralement peu importante.

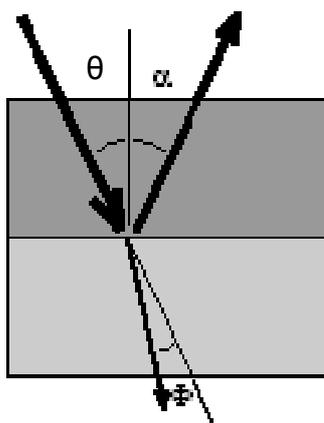


Figure 4 : Phénomènes observés aux interfaces

1.8.2-Propagation dans le milieu

- **Diffusion**

Lorsque l'onde ultrasonore rencontre une cible de petite dimension par rapport à sa longueur d'onde et non plus une interface de grande taille, on observe, au lieu d'une réflexion et d'une transmission partielles, une diffusion (type Rayleigh) multidirectionnelle (figure 5). Les microstructures des parenchymes (amas cellulaires, fibres collagènes), de taille infra millimétrique, constituent de multiples sources de diffusion. Les parois vasculaires irrégulières sont également à l'origine de phénomènes de diffusion. Au lieu d'orienter l'onde

réfléchi sous forme d'un faisceau monodirectionnel, les diffuseurs réémettent dans tout l'espace. La fraction diffusée qui revient vers la sonde (fraction rétrodiffusée) donne l'échostructure des parenchymes, alors que les contours d'organes sont générés par réflexion spéculaire (figure 5). Les ondes diffusées subissent d'importantes interférences entre elles, certaines constructives, d'autres destructives, ayant un caractère aléatoire. De ce fait, les échos rétrodiffusés (speckle) sont peu informatifs sur le plan anatomique, ils ne renseignent pas sur la taille ou la situation des diffuseurs. Ils sont généralement de faible intensité comparativement aux échos générés par la réflexion spéculaire. Leur traduction à l'écran est dépendante des procédés de traitement du signal, en particulier de la gestion du bruit. Les phénomènes de diffusion sont indépendants de l'angle d'incidence du faisceau ; de ce fait, l'échostructure des parenchymes n'est pas modifiée par l'orientation de la sonde.

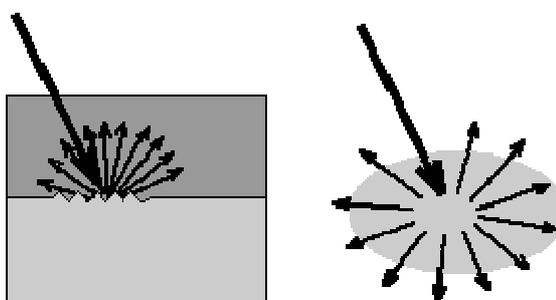


Figure 5 : Phénomène de diffusion des ultrasons

- **Absorption – Atténuation**

Une partie de l'énergie mécanique de l'onde acoustique est absorbée par transformation en chaleur. Du fait des réflexions successives, de la diffusion et de l'absorption, l'onde ultrasonore s'atténue progressivement en profondeur. L'atténuation augmente de façon linéaire avec la fréquence de la sonde ; la profondeur d'exploration est de ce fait limitée avec les sondes de haute fréquence. L'ordre de grandeur de l'atténuation est de 1dB/MHz /cm.

Pour que deux interfaces également réfléchissantes mais situées à des profondeurs différentes aient la même traduction à l'écran, les appareils d'échographie sont dotés de systèmes *time gain compensation* (TGC) qui permettent d'augmenter l'amplitude de l'écho suivant la profondeur dont il est issu, cette profondeur étant mesurée par le temps écoulé entre émission et réception.

L'atténuation des ultrasons dépend des milieux traversés, mais aussi des caractéristiques de l'onde ultrasonore, et en particulier de la fréquence des ultrasons : **plus la fréquence des ultrasons augmente, plus l'atténuation est importante.**

La fréquence des ultrasons a donc une influence déterminante sur les possibilités d'exploration (Tableau IV):

Tableau IV : Profondeur d'exploration des ultrasons en fonction de leurs fréquences.

Fréquence des ultrasons	Profondeur d'exploration maximale
2,5 - 3,5 MHz	> 15 cm
5 MHz	10 cm
7,5 MHz	5-6 cm
10 - 12 MHz	2-3 cm

2. Effets biologiques induits par les ultrasons (Arbeille et Herault 1997)

Les effets biologiques d'une onde ultrasonore peuvent être de deux ordres : **mécaniques** d'une part, **thermiques** d'autre part. Il s'agit d'effets potentiels ou uniquement observés chez l'animal dans des conditions expérimentales, car, à ce jour, aucun effet secondaire n'a pu être mis en évidence dans les conditions de réalisation de l'imagerie diagnostique.

Toutefois, les puissances acoustiques produites par les appareils sont en constante augmentation, ce qui incite à une réévaluation régulière.

2.1-Effets mécaniques

Le faisceau ultrasonore, en induisant des phénomènes de compression et d'expansion, peut provoquer des effets mécaniques. La cavitation est un de ces effets ; elle correspond à la production et à l'activation de bulles de gaz en milieu liquide. Le gaz peut être déjà présent dans le milieu ou exister à l'état dissous et repasser à l'état gazeux. Lorsque l'amplitude de l'onde est très importante, le réseau liquide peut se déchirer et laisser se former des bulles de gaz.

– La cavitation stable correspond à une oscillation de la paroi des bulles créées lors du passage de l'onde ultrasonore. Elle peut induire des microcourants de fluide ou des phénomènes de lyse cellulaire.

– La cavitation transitoire ou inertielle survient lorsque l'oscillation est telle qu'elle aboutit à un effondrement des parois de bulle, ce qui libère une très forte énergie. Elle peut entraîner une onde de choc et induire une élévation thermique locale intense ainsi que la production de radicaux libres. Il s'agit du principal mécanisme en cause dans la lithotripsie. Les

caractéristiques de plusieurs appareils d'imagerie diagnostique actuels peuvent dépasser le seuil de cavitation. Un index mécanique (MI) a été défini pour évaluer le risque de cavitation et s'affiche à l'écran sur les appareils récents. Le seuil de risque est abaissé dans les tissus contenant des corps gazeux bien définis, tels que les alvéoles pulmonaires. L'index mécanique doit y être inférieur à 0,3.

2.2-Effets thermiques

L'absorption de l'énergie ultrasonore et sa conversion en chaleur sont susceptibles d'élever la température locale. En fait, la circulation sanguine dissipe la majeure partie de la chaleur produite. Avec les équipements actuels, l'imagerie mode B est réalisée avec des puissances acoustiques qui ne sont pas capables de produire des élévations de température dangereuses, que ce soit par voie transcutanée, endocavitaire ou endoscopique. En revanche, les équipements doppler en ont la capacité, surtout aux interfaces tissus mous et os. Il faut donc utiliser la puissance minimale utile au diagnostic et limiter le temps d'exposition. La sonde elle-même peut être une source de chaleur par conduction. Les sondes d'échographie transoesophagiennes sont équipées d'un thermistor qui permet d'interrompre automatiquement l'émission acoustique lorsque la température du capteur atteint 41°C.

3. Imagerie ultrasonore (Echographie)

3.1-Principe de l'échographie

Technique d'imagerie utilisant le phénomène de réflexion des ondes ultrasonores. Un faisceau ultrasonore, émis par une sonde pénètre dans l'organisme où il subit de nombreuses réflexions. Ces ondes réfléchies sont recueillies par cette même sonde puis numérisées, traitées et adressées sur un moniteur.

3.2-Formation et traitements de l'image échographique

3.2.1-Signal échographique mode A, mode B, et mode TM

- **Mode A**

Le mode A est le mode de représentation de l'image le plus primitif. Il consiste à afficher l'amplitude du signal recueilli par la sonde en fonction de la profondeur (Figure 6). Un seul faisceau ultrasonore de direction constante est utilisé. Ce mode était autrefois utilisé en neurologie pédiatrique et en ophtalmologie. Il est exposé ici uniquement pour permettre de mieux comprendre les modes B et TM.

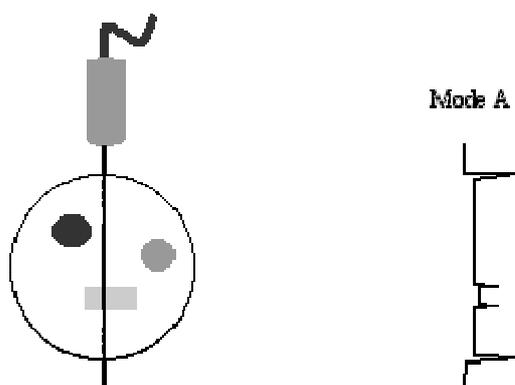


Figure 6 : Représentation du signal échographique mode A

- **Mode B**

Le mode B ou brillance est le mode de représentation le plus commun. Il s'agit de représenter l'intensité du signal non plus par une courbe mais par la brillance d'un point sur l'écran (Figure 7). Plus le point est brillant, plus la réflexion des ultrasons a été importante et donc, plus l'écho est intense.

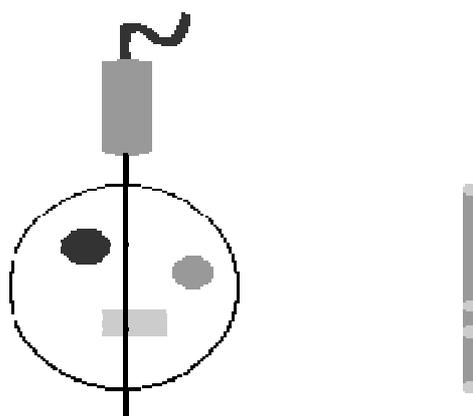


Figure 7 : Représentation du signal échographique mode B

Lorsque plusieurs faisceaux ultrasonores parallèles les uns aux autres sont utilisés (sonde linéaire) ou lorsque le même faisceau ultrasonore est orienté dans des directions différentes (sonde sectorielle) on obtient une image en 2 dimensions (Bidimensionnelle) qui représente une coupe de la structure explorée (Figure 8) :

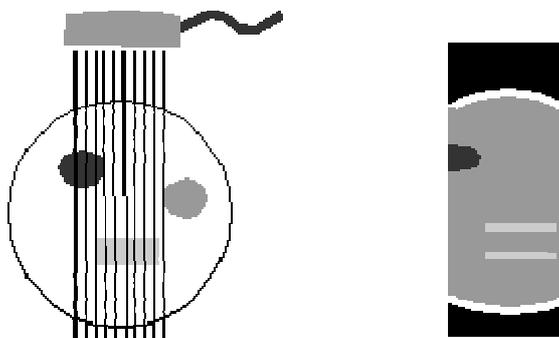


Figure 8 : Représentation du signal échographique mode A

- **Mode M et TM**

Lorsqu'un même faisceau ultrasonore est observé en continu, les mouvements des objets traversés par les faisceaux font varier la position et l'intensité des ultrasons recueillis par la sonde au cours du temps. La représentation des variations de la position et de la brillance des échos en fonction du temps (Figure 9), constitue le mode M (mouvement) ou TM (temps-mouvement). Ce mode permet d'obtenir une résolution temporelle supérieure au mode B et de pouvoir observer des événements très rapides.

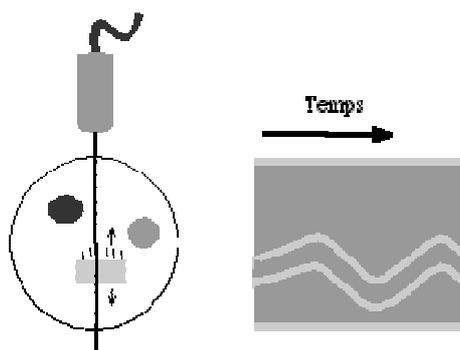


Figure 9: Représentation du signal échographique mode M

Le mode TM est uniquement utilisé en échocardiographie pour observer les mouvements des parois et des valvules cardiaques.

3.2.2-Autres modes échographiques

- **L'image 3D/4D**

L'imagerie échographique à 3 dimensions ou imagerie 3D, permet d'acquérir les informations échographiques d'un volume puis de construire différentes images le caractérisant. L'imagerie 3D est une imagerie mode B, qui nécessite, dans un premier temps, l'acquisition du signal échographique ligne par ligne, provenant de tout le volume tissulaire et, dans un deuxième temps, la reconstruction et la présentation des images appartenant à ce volume à partir des données obtenues. L'acquisition volumique utilise deux approches de base :

- Soit des sondes conventionnelles de type barrettes à une dimension (1D) donnant des images nécessairement à 2D qui sont ensuite reconstruites à 3D.
- Soit des sondes dédiées, en réseau 2D, générant directement des images 3D en temps réel que l'on appelle image 4D.

- **Imagerie harmonique**

L'imagerie harmonique est basée sur le fait que les signaux provenant des tissus ne contiennent pas uniquement des fréquences appartenant à la bande passante de la sonde autour de la fréquence d'émission mais également des fréquences contenues passantes multiples de la fréquence d'émission, que l'on appelle harmonique. Les signaux provenant des tissus contiennent, d'une part une composante linéaire prédominant au tour de la fréquence d'émission, utilisé pour reconstruire l'image échographique conventionnelle et d'autre part une composante non linéaire provenant de la distorsion du signal acoustique lors de sa propagation dans les tissus, situés autour de la fréquence double de la fréquence d'émission, utilisé pour reconstruire l'image harmonique.

Il existe deux méthodes d'imagerie harmonique. La première utilise le filtrage en fréquence du signal autour du double de la fréquence d'émission ou seconde harmonique. De cette façon, seule la seconde harmonique est conservée et sert à construire l'image échographique. La seconde méthode utilise l'inversion de phase, qui consiste à émettre deux impulsions US successives inversées de 180°, puis à additionner les réponses provenant des tissus. De cette façon, la composante linéaire est éliminée et seule reste la composante non linéaire portée par la seconde harmonique est conservée pour construire l'image.

Les avantages de l'imagerie harmonique sont une amélioration du rapport signal sur bruit et une amélioration des résolutions latérales et en profondeur.

3.3-Les explorations Doppler (Grataloup-Oriez et Charpentier 1999, Arbeille et al 1984, Boynard 2011).

L'effet Doppler a été décrit par le physicien Doppler en 1842. L'effet Doppler est le changement de fréquence que subit une onde ultrasonore interagissant avec un objet en mouvement.

Les globules rouges se déplaçant à la vitesse v et recevant une onde incidente de fréquence NE réémettent l'onde avec une fréquence NR qui dépend à la fois de leur vitesse de déplacement propre, v , et de l'angle θ que fait la direction de propagation de l'onde incidente avec la direction du mouvement (figure 10). La différence de fréquence $\Delta F = NE - NR$ est appelée fréquence Doppler. Lorsque l'émetteur de l'onde et le récepteur sont situés au même endroit, comme dans le cas des explorations médicales, un double effet Doppler, à l'émission et à la réception, se produit et ΔF a pour expression :

$\Delta F = 2 v \cos\theta / N.C$, Où C est la célérité moyenne des ondes ultrasonores dans le milieu.

La mesure du décalage de fréquence ΔF permet de connaître la vitesse d'écoulement du sang connaissant C et θ , faisant de l'exploration Doppler une technique vélocimétrique.

Le décalage de fréquence est faible. Pour une vitesse d'écoulement $v=30 \text{ cm s}^{-1}$, $NE = 5 \text{ MHz}$, et un angle $\theta=0$

On obtient $\Delta F = 2 \times 0,3 \times 1 / 1540 \times 5 \times 10^6 = 1950 \text{ Hz}$ on remarque qu'un son de fréquence ΔF est audible.

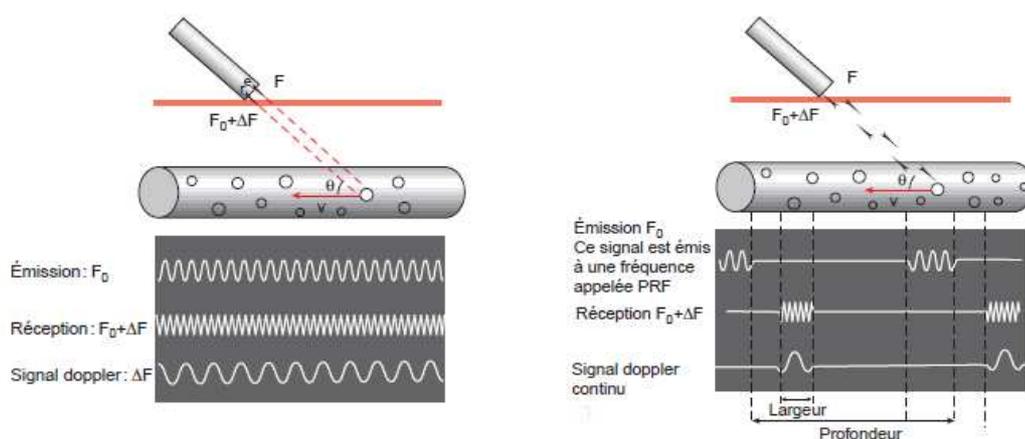


Figure 10 : Effet Doppler

Plusieurs modes Doppler ont été développés successivement : le mode Doppler à émission continu (CW), le mode Doppler à émission pulsée (PW), le Doppler couleur, ainsi que

d'autres modes visualisant les flux sanguins ne faisant pas appel à l'effet Doppler et l'imagerie Doppler de puissance ou énergie.

- **Le Doppler continu (CW)**

Le mode Doppler à émission continue utilise un transducteur émetteur et un transducteur récepteur, tous les deux situés dans le même boîtier et fonctionnent en continu. Le transducteur émetteur envoie les ondes ultrasonores en continu. Le transducteur récepteur reçoit donc en permanence les ondes revenant sur la sonde, c'est-à-dire ayant interagité avec les particules en mouvement et ayant été réfléchies à toutes les profondeurs explorées le long du faisceau Doppler. Cela signifie qu'à chaque instant, la sonde reçoit la superposition de signaux provenant de toutes les profondeurs. Avec le mode Doppler continu, il n'est donc pas possible de connaître l'origine des signaux le long du faisceau Doppler. Lors de l'utilisation du mode Doppler continu, il est indispensable de n'avoir dans la direction de tir que le vaisseau à explorer. Il est donc réservé à l'étude des vaisseaux superficiels.

- **Le Doppler pulsé (PW)**

Le mode Doppler à émission pulsée, utilise comme en échographie le même transducteur dans l'émission de l'onde ultrasonore et la réception de l'onde réfléchie par les particules circulantes. Une fenêtre électronique de tir Doppler réglable en position par rapport à la sonde permet de sélectionner le signal correspondant à la profondeur à laquelle se situe le vaisseau à étudier. La détection des fréquences Doppler se fait uniquement sur le signal provenant de la fenêtre. Ceci permet d'obtenir l'ensemble des fréquences Doppler issues du vaisseau à condition que ce dernier n'exécède pas les dimensions de la fenêtre. La fréquence de répétition des tirs Doppler impulsions ultrasonores PRF (Pulse Repetition frequency) détermine directement, comme en échographie, la profondeur d'exploration. Une diminution de la PRF permet d'examiner des vaisseaux à une plus grande profondeur. Ce mode Doppler pulsé, contrairement au mode continu permet une discrimination dans l'espace de l'origine des signaux reçus. Mais l'inconvénient majeur de ce mode est le phénomène d'aliasing qui correspond à l'ambiguïté en fréquence qui apparaît pour les valeurs très basses de PRF. Une fréquence de tir (PRF) basse ne permettra pas d'identifier des fréquences Doppler (vitesses) élevées (Échantillonnage insuffisant).

L'intérêt du Doppler pulsé (comme du Doppler couleur) est de pouvoir être couplé à l'imagerie échographique pour donner ce qu'on appelle une image duplex. L'acquisition du signal Doppler et de l'image échographique est faite de façon rapide et alternée. Avec ces dispositifs, il est ainsi facile de repérer, à l'aide d'un segment surbrillant représentant la

fenêtre Doppler, la position du prélèvement de vitesse par rapport aux structures anatomiques visualisées sur l'image. Ces dispositifs duplex permettent facilement sur la même image, de mesurer à la fois la vitesse moyenne de l'écoulement et la section du vaisseau, donc d'en déduire le débit.

- **L'analyse spectrale**

Les deux modes Doppler permettent de faire une analyse spectrale ou analyse de Fourier en fréquence du signal Doppler audio. Une analyse Fourier en temps réel fournit à chaque instant, la distribution des fréquences contenues dans ce signal, c'est-à-dire la distribution des fréquences (vitesses) contenues dans le vaisseau. Les contours du spectre et la répartition de la brillance sur ce spectre permettent de connaître théoriquement le type d'écoulement dans le vaisseau. Un écoulement laminaire de type Poiseuille ayant une distribution parabolique des vitesses dans le vaisseau montre une brillance uniformément répartie sur le spectre (entre une vitesse nulle : axe Ox et une vitesse maximale).

- **L'imagerie couleur des écoulements**

L'imagerie Doppler couleur est la plus utilisée en exploration cardio-vasculaire pour visualiser le sang circulant. Elle donne une cartographie couleur des vitesses locales, mesurées par effet Doppler, du sang contenu dans le vaisseau ou la cavité cardiaque explorée. Trois informations relatives à l'écoulement sont présentées en couleur. Le codage de la couleur de la vitesse se fait à l'aide d'une échelle arbitraire. Par convention, la couleur rouge code les écoulements se rapprochant de la sonde et la couleur bleue les écoulements s'en éloignant. La valeur de la vitesse moyenne calculée sur plusieurs tirs, est codée par l'intensité de la couleur rouge ou bleu. La couleur verte code l'écart type de la distribution des vitesses qui témoigne alors d'un éventuel flux turbulent.

- **L'imagerie Doppler puissance**

L'imagerie Doppler puissance (ou énergie) est également une cartographie couleur des écoulements mais, cette fois, par la mesure de la puissance US diffusée par le sang contenu dans la tranche de tissu explorée. La puissance US diffusée dépend à la fois de la taille des globules rouges et de leurs agrégats, de la concentration du sang en éléments figurés et de la fréquence des ultrasons. Elle est codée par l'intensité de la couleur orange. A l'aide de ce mode Doppler, la lumière vasculaire est parfaitement visualisée grâce à la présence des globules rouges en mouvement, même pour les flux lents. Mais ce n'est pas la vitesse de déplacement des globules rouges qui est visualisée mais c'est l'énergie diffusée par ces globules rouges.

3.4-Traitements du signal échographique

L'électronique de l'appareil d'échographie se charge d'amplifier et de traiter ces signaux afin de les convertir en signal vidéo. L'image se fait en niveaux de gris selon l'intensité de l'écho en retour.

3.4.1-Traitement informatisé de l'image

- Par interpolation d'une boucle d'images, prise avec une cadence d'acquisition rapide, on peut simuler une ligne Tm courbe.
- La *reconnaissance automatisée des contours* reste la pierre d'achoppement de l'échographie.
- L'*imagerie paramétrique* consiste à coder chaque pixel suivant des paramètres calculés sur l'image (évolution dans le temps, déphasage...). C'est un sujet encore en phase de recherche.
- L'imagerie tridimensionnelle, jusqu'au début de ce millénaire, était faite par superposition et interpolation de plusieurs images successives, faites suivant différents plans de coupe (soit de manière libre, soit à l'aide d'une sonde rotative). Le procédé est relativement aisé pour les organes fixes mais beaucoup plus complexes pour les organes mobiles (superposition de boucles d'images et non plus d'images simples). Actuellement, certains échographes sont munis de sondes dotées de capteurs-émetteurs, non plus disposées en ligne mais sous forme de matrice rectangulaire, permettant une acquisition tridimensionnelle directe. Les contraintes techniques et informatiques font cependant que l'image standard est alors sensiblement de moins bonne définition spatiale, et que le volume de l'organe directement visualisable reste réduit en taille.

3.4.2-Post-traitements

Ils peuvent être réalisés une fois l'acquisition terminée, à partir de la mémoire numérique. Les différentes courbes de niveaux de gris permettent de renforcer ou d'atténuer le contraste à l'écran. Un zoom de lecture permet d'agrandir l'image, une fois l'écran gelé.

3.4.3-Facteurs de qualité de l'image échographique

3.4.3.1-Résolution

La qualité d'un échographe dépend de ses capacités en termes de résolution spatiale et de contraste, ainsi que de la résolution temporelle, c'est-à-dire de la rapidité d'acquisition et de construction des images.

- Résolution en contraste

Il s'agit de la capacité à distinguer des structures d'impédance voisine.

Elle dépend de plusieurs facteurs dont la sensibilité du transducteur, c'est-à-dire de sa capacité à convertir en signal analysable les échos de faible intensité. L'amélioration des transducteurs aboutit à des dynamiques actuelles de 150 dB, ce qui permet la détection des échos de faible intensité. Parallèlement, la réduction du bruit électronique et l'amélioration du filtrage permettent de mieux les exploiter. Outre la sensibilité du transducteur, le nombre de niveaux de gris de la mémoire numérique intervient également. Plusieurs post-traitements permettent d'intervenir sur le contraste de l'image et, par exemple, d'accentuer les différences de contraste.

- Résolution spatiale

Elle permet la distinction de cibles de topographie différente dans l'axe de propagation du faisceau (résolution axiale) ou dans les deux autres plans (résolution latérale et en épaisseur).

– La résolution axiale dépend de la longueur d'onde, elle est donc fonction de la fréquence de la sonde. Elle dépend également de la brièveté de la réponse impulsionnelle, c'est-à-dire du nombre n d'oscillations au terme desquelles l'élément piézoélectrique a fini de vibrer, ce qui est fonction de la qualité d'amortisseur du capteur.

– La résolution latérale, dans le plan transversal, dépend du diamètre du faisceau ainsi que du nombre et de l'écartement des lignes de tir. Si deux cibles sont situées au sein d'une même ligne de tir, elles sont confondues. Focaliser permet d'augmenter la résolution latérale en diminuant la largeur du faisceau. Deux cibles à une même profondeur situées sur deux lignes de tir différentes peuvent être distinguées. Plus les lignes de tir sont fines et nombreuses, plus l'écart entre deux points distincts sur un même axe transversal, perpendiculaire aux lignes de tir, peut être réduit.

– La résolution en épaisseur est égale à la résolution latérale pour les sondes mécaniques où la focalisation géométrique est symétrique et intéresse à la fois la largeur et l'épaisseur du faisceau ultrasonore. Avec les sondes électroniques, il n'y a pas de focalisation dans l'épaisseur du plan de coupe lorsqu'il n'existe qu'une seule rangée de transducteurs, ce qui est le cas des sondes actuelles.

3.4.3.2 –Artefacts

Il s'agit de toutes les causes d'altération de l'image en termes de résolution spatiale et de contraste. On peut classer ces différents artefacts en artefacts de résolution, de propagation ou d'atténuation du faisceau ultrasonore.

3.4.3.3-Bruit de rétrodiffusion ou speckle

Il s'agit des échos générés par les phénomènes de diffusion et par les interférences entre diffuseurs. Leur caractère aléatoire et leur faible intensité font que leur restitution est très dépendante des procédés de traitement du signal et de la gestion du bruit électronique.

3.4.3.4-Réglages de l'image en mode B

L'optimisation de l'image passe par l'adaptation d'un certain nombre de paramètres. Ces différents éléments sont : le choix du type de sonde, l'ajustement du gain et de la profondeur de champ, le nombre et la position des zones focales, l'adaptation de la gamme dynamique. Les éléments de post-traitement sont modifiables à partir des données mises en mémoire, même après gel de l'image.

Les différents réglages

- La puissance d'émission est réglable mais ne joue que peu dans la qualité de l'image. Il faut théoriquement utiliser la puissance minimale acceptable afin d'éviter un échauffement des tissus examinés. En pratique courante ce risque est négligeable.
- La fréquence d'émission peut être modifiée dans les limites des spécifications de la sonde.
- Le gain à la réception peut être augmenté ou diminué globalement ou de manière variable, suivant la profondeur de la zone explorée (TGC pour time gain compensation).
- Différents filtres peuvent être réglés : compression...
- L'imagerie peut être basculée de mode fondamental en mode de seconde harmonique (abrégé en mode harmonique) permettant d'avoir une meilleure définition.
- Le faisceau d'ultrasons peut être focalisé (lentille acoustique par retard d'émission réglé électroniquement) à une plus ou moins grande profondeur (ne joue que peu sur la qualité de l'image).
- La zone d'intérêt de l'organe explorée peut être élargie, ou au contraire, rétrécie. Dans ce dernier cas, l'image a une meilleure définition.

- La cadence d'acquisition (en anglais frame rate) peut être réglée. Ce paramètre est peu important en cas d'organes fixes mais doit être sensiblement augmentée pour étudier la mobilité d'une structure.

4-Technologie de l'imagerie ultrasonore (Hoskins 2003)

4.1-L'appareil d'échographie ou échographe

L'échographe (Figure 11) est constitué des éléments suivants :

- **une sonde**, permettant l'émission et la réception d'ultrasons . La sonde constitue le maillon essentiel de la chaîne échographique : elle conditionne en effet la qualité de l'image. Les sondes des échographes modernes possèdent aujourd'hui jusqu'à 960 éléments. En échographie cardiaque le nombre d'éléments est amené à 3 000 éléments. Enfin, les sondes de prochaines générations auront plus de 12 000 éléments piézoélectriques soit 64 fois plus que celle encore utilisée à ce jour. L'émission se fait de manière successive sur chaque transducteur. Les sondes sont soit mécaniques (contenant un ou deux éléments mobiles, montés sur un système oscillant ou rotatif pour réaliser le balayage du champ) soit électroniques. Les sondes électroniques sont faites d'un alignement d'éléments fixes, activés successivement par commutation électronique. Ces sondes sont encore appelées à barrette de transducteur. Leur surface peut être linéaire, convexe ou microconvexe pour les explorations endocavitaires.
- **un système informatique**, transformant le délai entre la réception et l'émission de l'ultrason en image ;
- **une console de commande**, permettant la saisie des données du patient et les différents réglages ;
- **un système de visualisation** : le moniteur ;
- **un système d'enregistrement des données**, soit de manière analogique (cassette vidéo, impression papier), soit de manière numérique (format DICOM) ;

Le tout généralement disposé sur un chariot mobile, permettant d'effectuer l'examen au chevet même du patient. Les besoins sont différents suivant l'organe étudié. Le plus exigeant est le cœur, mobile par essence, qui exige une bonne définition de l'image spatiale mais aussi temporelle.



Figure 11 : Echographe et différentes sondes échographiques

4.2-Les différents types d'appareils d'échographie

- Les appareils standards, bien que disposés sur des chariots à roulettes, sont destinés plutôt à être utilisés en poste fixe. Ils peuvent être connectés à un réseau, à une imprimante externe. Leur coût s'échelonne entre 50 000€ et plus de 150 000 €.
- Des appareils plus petits sont conçus pour être utilisé au lit du patient. L'écran plat est de moindre qualité et ils ne disposent pas toujours de toutes les fonctionnalités. Ils fonctionnent sur secteur. Leur prix est inférieur à 100 000 €.
- Des échographes de la taille et du poids d'un PC portable ont été développés. L'imagerie est alors de bien moindre qualité et seules les fonctions de base sont disponibles. Ils ont le grand avantage d'être autonome pour leur alimentation. L'intérêt est surtout celui d'un "débrouillage" sur le terrain permettant de sélectionner les patients nécessitant des examens plus approfondis. Leur coût s'échelonne entre 10 000 et 15 000 €.

5- Sémiologie échographique élémentaire (Lemaître et Matter 2002, Jouve 1993)

Afin de mieux comprendre les images complexes des tissus physiologiques, on peut les résumer en images élémentaires qui sont : d'une part le point et d'autre part la ligne ou contour.

5.1- L'image du point

Un objet peut être considéré comme formé d'un ensemble de points, chacun constituant une micro-cible à l'origine de l'image élémentaire dont la juxtaposition forme l'image de l'objet.

- l'image d'un point objet dès qu'il atteint une dimension proche de la longueur d'onde, n'est pas un point mais une ellipse dont le grand axe est perpendiculaire à la ligne de tir.

- Lorsque l'examen est réalisé avec une sonde linéaire, un point est représenté sur l'écran d'échographie comme une ellipse dont le grand axe est perpendiculaire à la ligne de tir.

- Lorsque l'examen est réalisé avec une sonde courbe ou convexe, l'ellipse s'incurve, dessinant un segment de droite curviligne.

Cette forme en ellipse ou en segment de courbe est liée au fait que la résolution axiale est toujours meilleure que la résolution latérale.

Pour les cibles de petite taille, l'image échographique a sur l'écran une taille bien supérieure à la taille réelle de la cible et en dessous de 2 ou 3 mm, il est imprudent de vouloir estimer la taille de l'objet d'après l'aspect de son image échographique.

5.2- L'image de ligne ou de contour

Cinq caractéristiques interviennent dans la représentation échographique du contour des structures anatomiques normales ou pathologiques : **la forme, la netteté, la régularité, le contour lisse ou la rugosité, l'épaisseur.**

Les différentes images de contours sont : une image d'interface, une image de paroi fine, une image de paroi épaisse, une image de cloison.

5.3- L'image de structure ou image tissulaire

Les images élémentaires se combinent pour constituer les différentes formes de structures, **échogènes ou anéchogènes** (figure 12a).

Lorsqu'une structure n'est à l'origine d'aucun écho, on dit qu'elle est **anéchoïque**, ou vide d'échos, **transonique**. Au contraire, lorsqu'elle génère des échos, elle est dit **échogène**.

L'organisation des images élémentaires permet de distinguer :

- le tissu adipeux omniprésent sous la peau et qui accompagne la plupart des viscères et des structures des membres.

L'huile pure, est totalement anéchogène et transmet le faisceau ultrasonore sans aucun écho.

Le tissu adipeux se traduit en échographie par un tissu hypoéchogène parsemé de fines cloisons échogènes représentant ces travées fibro-conjonctivo-vasculaires.

- les parenchymes solides

D'un point de vue pratique, le principal conseil tient à la comparaison des organes l'un par rapport à l'autre (reins), d'un organe considéré comme pathologique par rapport à un autre organe considéré comme normal (foie, rate, rein), ou d'un organe sans structure de référence

avec un organe comme le foie (thymus-foie, thyroïde-foie, testicules-foie). Les termes d'hyperéchogène, isoéchogène ou d'hypoéchogène utilisés dans les comptes-rendus d'échographie ne doivent l'être que par rapport à des structures de référence comme le parenchyme au sein desquelles la lésion est décrite. Cela n'est pas toujours suffisant comme dans l'exemple des lésions hyperéchogènes du rein ou l'échogénicité de la lésion doit être comparée à la fois au parenchyme rénal et au sinus du rein.

➤ les structures ou organes contenant du liquide

Les caractéristiques échographiques du liquide sont les suivantes :

- Absence totale d'écho quel que soit le réglage du gain : cet aspect correspond à un milieu parfaitement homogène. Cependant, certains liquides contiennent des échos, la présence d'échos n'exclut pas le caractère liquide.

-La transmission à travers le liquide homogène est parfaite, il n'y a aucune atténuation du faisceau ultrasonore qui se trouve artificiellement renforcé après sa traversée du milieu liquide par rapport à la partie du faisceau qui a été absorbée dans le milieu échogène voisin, cet aspect est appelé renforcement postérieur.

-Les mouvements sont la véritable caractéristique des milieux liquides puisqu'ils en constituent la définition. Cette mobilité n'est visible qu'à condition que le liquide contienne des particules en suspension, et que la viscosité du liquide soit suffisamment faible pour que ces particules soient mobilisables.

-Les milieux liquides sont contenus dans une structure dont ils prennent la forme puisqu'ils n'ont pas de forme propre.

- Les autres signes échographiques du milieu liquide sont ceux de la paroi qui le contient

➤ les structures ou organes contenant de l'air

L'arrivée du faisceau ultrasonore à l'interface d'un milieu biologique avec de l'air s'accompagne d'une réflexion quasi-totale du faisceau ultrasonore en raison de la forte différence d'impédance acoustique entre les deux milieux. Cette image échographique est une ligne ou un **arc hyperéchogène antérieur** (figure 12b).

En arrière de l'obstacle, on observe une **ombre acoustique postérieure** dont la forme est la conséquence de celle du faisceau d'ultrasons.

➤ les structures osseuses ou calcifiées

L'arrivée du faisceau ultrasonore à l'interface avec une structure osseuse ou calcifiée s'accompagne d'une réflexion importante du faisceau ultrasonore surtout lorsque la surface de cette formation est perpendiculaire au faisceau ultrasonore ou qu'elle est irrégulière,

favorisant les réflexions multiples à sa surface. Cette image échographique est une ligne ou un **arc hyperéchogène antérieur**.

En arrière de l'obstacle, on observe **une ombre acoustique postérieure** dont la forme est la conséquence de celle du faisceau d'ultrasons. Les calculs sont l'exemple le plus démonstratif de ces ombres acoustiques: image très échogène fortement réfléchissante avec ombre acoustique de forme conique ou rectangulaire bien définie (figure 12d).

➤ enfin les vaisseaux et structures canalaies.

Elles associent une paroi plus ou moins épaisse (la paroi des artères est plus épaisse que celle des veines) et un contenu interne liquide. Dans les vaisseaux, le caractère liquide du contenu est affirmé par le Doppler qui montre l'existence d'un flux sanguin. En revanche, dans les structures canalaies, lorsque le flux est extrêmement lent, on peut présumer du contenu liquide du canal si aucun écho n'est visible dans la lumière même si aucun mouvement particulière n'est observé.

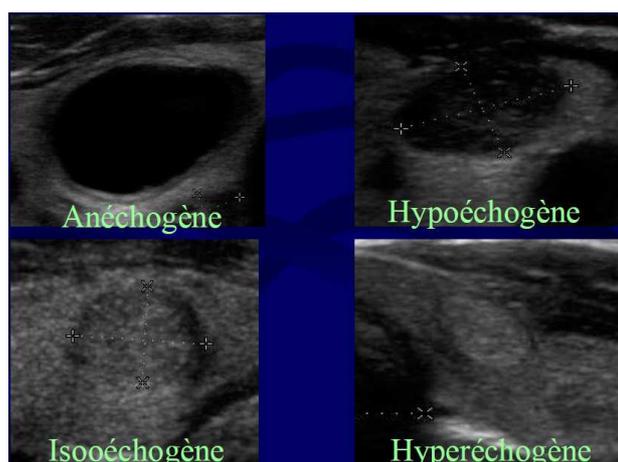


Figure 12a : Structure échographique élémentaires des organes.



Figure 12b : Image hyperéchogène du diaphragme générée par réflexion spéculaire, de même que visualisation de la paroi des veines sus-hépatiques

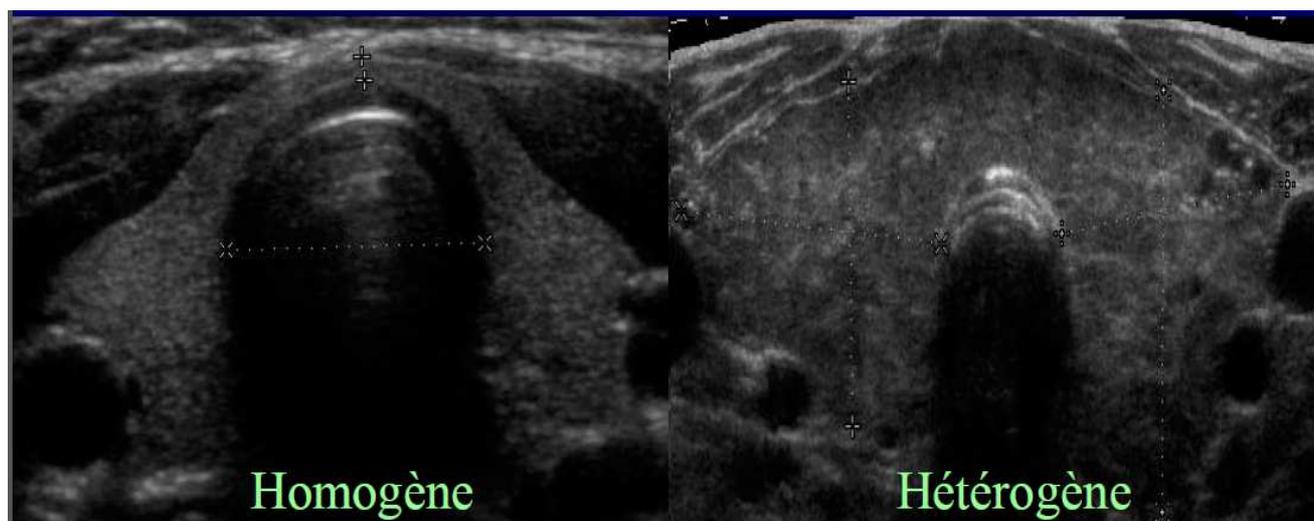


Figure 12c : Echo structure d'un même organe normal (droite) et pathologique (gauche)



Figure 12d : Cône d'ombre postérieur d'une structure fortement hyper échogène.

II. Notions informatiques de base de la télétransmission

Pour les besoins de la télémédecine, il est indispensable pour chaque participant de pouvoir visualiser et correspondre par voie audio et video avec les autres participants du réseau. Actuellement la visioconférence via **internet** (réseau informatique) est le moyen le moins onéreux, il permet également de transmettre des documents video (venant d'appareils médicaux) à condition de les mettre au format internet. De plus internet existe pratiquement dans toutes les régions peuplées du globe ce qui en fait un support presque universel pour échanger de données audio et visio entre des centres médicaux experts et des site isolés ou se trouvent les patients.

1. Adresse IP (Internet Protocol)

Dans le projet actuel, notre problématique sera de mettre en liaison audio vidéo des Médecins et de transférer des images échographiques avec un délai inférieur à 02 secondes et sans dégradation du contenu de l'image. Il faudra de plus que l'installation ne soit pas d'un coût élevé et que le débit internet soit suffisant au niveau de chaque centre patient et expert. Nous aurons donc typiquement un échographe et une camera IP au centre patient et une camera (IP) au centre expert chacun devant pouvoir être trouvé sur l'internet grâce a son adresse IP. **Une adresse IP** est un numéro d'identification qui est attribué à chaque appareil (ordinateur, camera..) connecté à un réseau informatique (ensemble d'équipements reliés entre eux pour échanger des informations) et utilisant « l'Internet Protocol ». Il existe des adresses IP de version 4 et de version 6. La version 4 est actuellement la plus utilisée : elle est généralement représentée en notation décimale avec quatre nombres compris entre 0 et 255, séparés par des points, ce qui donne par exemple : 212.85.150.134. L'adresse IP d'un appareil joue le même rôle que l'adresse n° de rue, ville code postal et pays pour une habitation. Mais une habitation ou résidence peut avoir plusieurs appartements. Pour identifier chacun des appartements il faudra multiplier le nombre d'adresse IP (une par appartement) ou avoir autant de boite au lettre que d'appartement et localisées a l'entrée de la résidence dont le facteur connaît l'adresse. Sur le réseau on peut démultiplier les connexions sur une adresse IP unique en utilisant un **routeur** (élément intermédiaire dans un réseau informatique assurant le routage des paquets) qui servira 2, 3, 4 appareils à partir d'une seule adresse IP. Chacun de ces appareils pourra être joint depuis l'extérieur grâce à l'adresse IP collective dans laquelle sera intégré un complément chiffré spécifique pour chaque appareil.

L'adresse IP est attribuée à chaque interface avec le réseau de tout matériel informatique (routeur, ordinateur, modem ADSL, imprimante réseau, etc) lorsqu'il participe à un réseau informatique utilisant l'Internet Protocol comme protocole de communication entre ses nœuds. Cette adresse est assignée individuellement par l'administrateur du réseau local dans le sous-réseau correspondant (adresse fixe), ou automatiquement via le protocole DHCP (adresse qui change régulièrement chaque 24h). Si un serveur dispose de plusieurs interfaces, chacune dispose d'une adresse IP. Une interface peut également disposer de plusieurs adresses IP. L'adresse IP qui est unique pour chaque équipement du réseau, peut être considéré comme le code postal d'une boîte aux lettres et permet ainsi de reconnaître individuellement tous les équipements de ne qu'importe quel lieu géographique connecté à l'internet. Chaque paquet transmis par le protocole IP contient l'adresse IP de l'émetteur ainsi que l'adresse IP du destinataire.

2. Site ou serveur FTP

File Transfer Protocol (protocole de transfert de fichiers), ou **FTP**, est un protocole de communication destiné à l'échange informatique de fichiers sur un réseau TCP/IP. Il permet, depuis un ordinateur, de copier des fichiers vers un autre ordinateur du réseau, ou encore de supprimer ou de modifier des fichiers sur cet ordinateur. Ce mécanisme de copie est souvent utilisé pour alimenter un site web hébergé chez un tiers. La variante de FTP protégée par les protocoles SSL ou TLS (SSL étant le prédécesseur de TLS) s'appelle FTPS. FTP obéit à un modèle client-serveur, c'est-à-dire qu'une des deux parties, le client, envoie des requêtes auxquelles réagit l'autre, appelé serveur. En pratique, le serveur est un ordinateur sur lequel fonctionne un logiciel lui-même appelé serveur FTP, qui rend public une arborescence de fichiers similaire à un système de fichiers UNIX. Pour accéder à un serveur FTP, on utilise un logiciel client FTP (possédant une interface graphique ou en ligne de commande).

3. Modes de transmission et d'accès internet (Chabriaux et Puech 2009)

3.1-Ligne RNIS

Un réseau numérique à intégration de services (**RNIS**, en anglais **ISDN** pour Integrated Services Digital Network) est une liaison autorisant une meilleure qualité et des vitesses pouvant atteindre 2 Mbit/s (accès S2) contre 56 kbit/s pour un modem classique. L'architecture RNIS est une évolution entièrement numérique des réseaux téléphoniques

existants, conçue pour associer la voix, les données, la vidéo et toute autre application ou service. RNIS s'oppose donc au réseau téléphonique commuté (RTC) traditionnel.

3.2-ADSL

L'**Asymmetric Digital Subscriber Line (ADSL)** est une technique de communication (Figure 13) qui permet d'utiliser une ligne téléphonique ou une ligne RNIS pour transmettre et recevoir des données numériques de manière indépendante du service téléphonique proprement dit (contrairement aux modems dits analogiques). Cette technologie est massivement mise en œuvre par les fournisseurs d'accès à Internet pour le support des accès dits « haut-débit ». Comme son nom l'indique, la technologie ADSL implique un débit asymétrique, c'est-à-dire que le débit est plus important dans un sens de transmission que dans l'autre, au contraire de la technologie SDSL pour laquelle le débit est symétrique. Pour le particulier, cela se traduit pour l'ADSL par un débit montant (upload) plus faible que le débit descendant (download), généralement d'un facteur de l'ordre de 5 à 20.

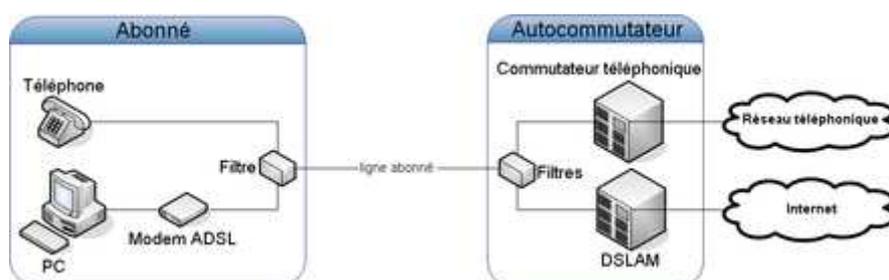


Figure 13 : Principe de fonctionnement de l'ADSL

3.3-WiMAX

WiMAX (acronyme pour **Worldwide Interoperability for Microwave Access**) désigne un mode de transmission et d'accès à Internet en haut débit, portant sur une zone géographique étendue. Ce terme est également employé comme label commercial, à l'instar du **Wi-Fi** (ensemble de protocoles de communication sans fil régis par les normes du groupe IEEE 802.11). Plus efficace que le Wi-Fi, le Wimax se distingue par un meilleur confort d'utilisation, autorisant l'accès Internet en fixe ou en mobile (Germain 2009).

4. Accès internet haut débit

Un accès à Internet à haut débit (ou « accès à Internet à large bande », par traduction littérale du terme anglais broadband) est un accès à Internet à un débit supérieur à celui de l'accès par modem (typiquement : 56 kilobits par seconde) et par RNIS (typique $1\times$ ou $2\times$ 64 kilobits par seconde). Le successeur annoncé du haut débit est le **très haut débit (ou THD)**. Sur le mobile, c'est le **HSPA (3G+)** qui apporte le haut débit mobile aux utilisateurs sur des débits allant jusqu'à 14,4 Mbit/s en voie descendante et 5,8 Mbit/s en voie montante.

La définition du haut débit varie considérablement selon les pays. Ainsi, le haut débit est :

- aux États-Unis, un débit supérieur à 4 mégabits par seconde en descendant et 1 mégabit par seconde en montant²;
- au Canada, un débit supérieur à 1,5 mégabits par seconde ;
- au Japon, un débit supérieur à 100 mégabits par seconde ;
- pour l'Organisation de coopération et de développement économiques (OCDE), un débit supérieur à 256 kilobits par seconde.

Les principales technologies de raccordement permettant le haut-débit sont :

- **la fibre optique** chez l'abonné (dite technique FTTH, fiber to the home), très développé dans certains pays (Japon, Corée...) ;
- **le câble**, introduit le premier historiquement par les fournisseurs de télévision par câble, présent surtout dans les zones urbaines ;
- **le satellite**, qui a un débit soutenu intéressant en voie descendante (réception des données), mais des latences importantes limitant les applications temps réel comme la téléphonie sur IP ou le jeu vidéo en réseau ;
- **la DSL**, asymétrique (ADSL) ou autres (xDSL), technologie s'appuyant sur le réseau téléphonique traditionnel, dominante dans de nombreux pays dont la France, le Maroc, le Sénégal et la Tunisie ;
- **le WiMAX**, en cours de déploiement dans plusieurs pays, et les autres technologies de Boucle Locale Radio ;
- **les courants porteurs en ligne**, qui utilisent le réseau électrique de distribution.

III- Etat de l'art sur la télé échographie

Avec le développement des nouvelles techniques de l'information et de la communication consécutive aux progrès sans cesse croissants de l'informatique, plusieurs applications ont été proposées en médecine pour améliorer la prise en charge médicale des patients des zones médicalement isolées ou inaccessibles.

Si les premières initiatives de la télé médecine ont été réalisées dans le cadre d'opérations militaires, les applications civiles de la télé médecine sont aujourd'hui courantes et mieux codifiées (Morris et al 2006, Spivack 2005 et Hersh et al 2002).

Ces applications civiles de la télé médecine intéressent presque toutes les spécialités médicales et tous les domaines des soins de santé, s'étendant de la dermatologie (Levin et Warshaw 2009) à l'imagerie médicale (Thrall 2007) d'une part et des soins infirmiers (Lorentz 2008) aux urgences médico-chirurgicales (Keane 2008) d'autre part.

La télé radiologie est l'une des applications de la télé médecine les plus matures et les plus évoluées. Les premiers systèmes de télé radiologie civils ont été décrits à la fin des années 70 aux Etats- Unis.

L'idée de pouvoir faire bénéficier d'une expertise spécialisée à de petits centres d'imagerie ruraux ou très éloignés alors qu'ils ne disposaient quelquefois pas de radiologue sur place laissait entrevoir de nouvelles modalités de prise en charge au bénéfice des patients, et dans certains cas, une amélioration de la productivité. Ces systèmes, inspirés des expérimentations militaires ou aéronautiques, étaient conçus pour transmettre quelques images radiologiques depuis des centres « satellites » vers des centres « de référence » en utilisant une liaison par ondes hertziennes (Gayler et al 1981).

Le principe de la télé radiologie était né, mais la vague d'enthousiasme de ces années, portée par des promesses d'économies et d'amélioration de la productivité s'est heurtée à de hauts coûts de fonctionnement dans un contexte défavorable de crise pétrolière, mais aussi à des problèmes techniques et à un décalage entre la télé radiologie et la pratique courante des soins. L'intérêt pour cette discipline s'est donc atténué, se limitant alors aux domaines où aucune autre alternative à la télé médecine ne semblait possible : militaire (Allman et al 1983, Curtis et al 1983), plateformes pétrolières, aérospatiale, stations polaires.

Ce n'est qu'à la fin des années 80, devant le succès du programme de télé médecine de la Norvège, et lorsque les effets de la crise furent estompés que les applications cliniques de routine reprirent aux Etats- Unis (DiSantis et al 1987, Kagetsu et al 1987) et dans de nombreux autres pays (Angleterre, Nouvelle Zélande, Canada, Japon, Hong Kong, Australie,

France) (Szafran et al 1988, Heshiki et al 1988). Elles montrèrent alors leur intérêt, leur efficacité, et leur potentiel pour les années à venir (Slovis et al 1991, Barnes et al 1993).

Contrairement aux autres spécialités médicales, la télé radiologie est de plus en plus fréquemment utilisée dans les hôpitaux régionaux et dans des structures sanitaires périphériques pour l'interprétation des images radiologiques statiques ou dans la gestion des urgences médicales quotidiennes (Puech 2006). En 1999 déjà, l'American college of Radiology (ACR) démontrait que 77% à 99% des actes de télé radiologie étaient destinées à des explorations en imagerie dans les services d'urgences des structures sanitaires éloignées (Saketkhoo 2004).

Les activités de télé radiologie réalisées recouvraient deux situations différentes:

- Le *télé- diagnostic* qui consiste pour le médecin radiologue, d'organiser la réalisation sous son contrôle distant, par un manipulateur, d'un examen d'imagerie médicale puis de l'interpréter et de rendre compte de son résultat, de la façon la plus similaire possible à ce qu'il aurait fait sur place.
- La *télé- expertise* a pour objet, de permettre à un professionnel médical de solliciter à distance l'avis d'un ou de plusieurs professionnels médicaux en raison de leurs formations ou de leurs compétences particulières, sur la base des informations médicales liées à la prise en charge d'un patient.

La télé radiologie ainsi développé concernaient essentiellement les radiographies conventionnelles et le scanner et dans une très moindre mesure l'imagerie ultrasonore. Si les interprétations à distances d'images statiques de radiographies conventionnelle, de scanner et d'IRM se font de nos jours sans souci majeur, aucune solution satisfaisante universelle ne s'est véritablement imposé à ce jour pour la réalisation à distance de l'ultrasonographie médicale (Meuwly 2010). En effet l'imagerie ultrasonore comparativement aux autres techniques d'imagerie médicales est une imagerie dynamique. Cet aspect la distingue fondamentalement des autres moyens d'imagerie en ce sens qu'il est considéré comme un examen opérateur dépendant c'est-à-dire qu'elle nécessite une interaction directe du médecin échographiste expérimenté avec le patient pour l'obtention d'images contenant des informations utiles pour le diagnostic.

Plusieurs solutions techniques au dilemme qu'est l'obtention d'images utiles et nécessaires au diagnostic échographique quand le médecin échographiste expérimenté ou expert se trouve distant du patient ont été proposées dans la littérature. Ces solutions dont les premières publications remontèrent vers les années 1992 (Mendlowitz et Young 1992, Afset et Lunde

1994 et Fisk 1995), nécessitent soit une compétence spécifique au site patient (site isolé), soit des infrastructures techniques coûteuses ou soit les deux.

Les options de télé échographie déjà testées peuvent être regroupées en 03 systèmes :

- système télé échographie robotisée,
- système de télé échographie par acquisition d'images volumique avec des sondes 3D ou 4D,
- système de télé échographie par télétransmission de vidéos échographiques 2D avec guidage uniquement à la voix.

1. Système télé échographie robotisée : Utilisation de robots échographiques télé manipulés depuis le centre Expert

Pour permettre une interaction temps réel entre l'expert et le patient du site isolé et assurer un contrôle à distance des mouvements de la sonde échographique par l'expert, des auteurs ont ainsi mis au point des systèmes robotisés avec des bras robotisés porteurs de sonde échographique. Ces bras robotisés sont positionnés sur le patient par un opérateur non échographiste et télé manipulés en temps réel depuis le centre Expert par un médecin échographiste expérimenté.

Depuis 1996, l'UMPS au CHU de Tours a proposé le concept de télé échographie robotisée et en a défini les caractéristiques techniques et l'ergonomie la mieux adaptée à l'examen des patients.

Le Laboratoire Vision et Robotique (LVR) de l'Université d'Orléans à partir des caractéristiques techniques ainsi définies a réalisé le premier prototype du robot léger "SYRTECH". Ce robot a été validé en 1998 lors d'une expédition au Népal (Expedition SHISHA). Une liaison via satellite Inmarsat a permis à un médecin basé à Bourges de réaliser une échographie sur un patient situé à Katmandou (Gourdon A et al 1999). Ces résultats ont initié en 1999 un second projet de télé échographie avec l'Agence Spatiale Européenne (ESA) et la société SINTERS à Toulouse. Dans ce cadre, le prototype préindustriel TERESA a été conçu puis validé grâce à une liaison de type ISDN (Arbeille et al 2003, Vieyres et al 2003). L'UMPS et le LVR ont mis en place le projet européen OTELO avec 8 partenaires : 3 laboratoires de recherche en technologie – le LVR (Bourges), ITII (Thessalonique) et Kingston University (Londres), L'UMPS laboratoire concepteur et deux partenaires médicaux (CHU de Tours et CSC de Barcelone) et quatre sociétés (SINTERS à Toulouse, EBIT à Gènes, ELSACOM et KELL à Rome), forment le consortium de ce projet. Ce programme qui a duré 30 mois était cofinancé par la commission européenne. Ses objectifs étaient de mettre au point un robot à 8DDL (Degré De Liberté), puis de le valider techniquement et cliniquement. Les

évaluations techniques et cliniques ont fait l'objet de plusieurs publications (Arbeille et al 2006 et Courreges et al 2005)

Le projet TER qui avait regroupé des laboratoires scientifiques (médicaux et des industriels) était dédié au développement d'un robot fonctionnant à partir de muscle artificiel mais cette technique risquée pour le patient n'a jamais été validée cliniquement (Vilchis et al 2001, Guerraz et al 2001).

En 2006, L'Unité de Médecine & de Physiologie Spatiales (UMPS) de l'Université de Tours et le Laboratoire Vision & Robotique (LVR) de l'Université d'Orléans ont mis au point avec la société Robosoft un bras robotisé télé-opéré plus élaboré que TERESA et OTELO et pouvant accepter tous les types de sonde échographique. Ce système robotisé dénommé ESTELE (figure 14) est positionné sur le patient du site isolé ; il est capable de reproduire les mouvements de la main qu'un expert imprime à une sonde fictive (sonde pseudo-haptique) placée au centre expert. La transmission du mouvement au robot et le retour des images d'échographie (via un lien terrestre par ex : ISDN ou satellite) se fait pratiquement en temps réel (< 1 s) ce qui permet une interactivité complète entre les deux sites. Le procédé de télé échographie robotisée ESTELE a été validé sur des patients et les résultats publiés (Arbeille et al 2005, 2007, Courreges et al 2005). La liaison entre site patient et site expert doit être à haut débit (Satellite, RNIS, ADSL, SDSL) afin de garantir une interaction temps réel et donc le téléguidage de la sonde échographique par un système robotisé. De plus ce procédé de télé échographie nécessite des infrastructures de visioconférence spécifiques. L'ergonomie et les structures cinématiques du robot ESTELE ont été optimisées conduisant successivement à la fabrication des robots ARTIS et MELODY. Cependant des améliorations restent encore à faire pour qu'il soit plus efficace et plus confortable pour le patient.



Figure 14 : Robot ESTELE et Sonde fictive manipulée à distance par un Expert

D'autres systèmes de télé échographie robotisé ont été rapportés. Les travaux de recherches les plus récents identifiés dans la littérature sont toujours dans la phase de Recherche et Développement avec des systèmes dont la conception ne permet par la mobilité ou le transport des robots échographiques, en raison du choix des types de déclencheurs, de l'approche mécanique ou de leur potentiel médical. Quatre équipes sont actuellement identifiées :

- Une équipe japonaise : le département d'informatique médicale de l'Université d'Ehime, dirigé par Kohji Masuda a développé une structure mécanique hybride porteur de sonde échographique dénommé « The Spider Structure » (la structure d'araignée) (Masuda et al 2001). La taille du robot et son ergonomie sont loin de l'approche poids léger du projet PROSIT. Contrairement aux systèmes robotiques développé par l'UMPS et le LVR basés pour des raisons de sécurité sur l'utilisation d'un bras robotisé tenu par un opérateur humain présent à coté du patient, le système de télé échographie robotisé de cette équipe est totalement robotisé.
- Une équipe française : le TIMC, l'Université de Grenoble a développé en 2001 un robot de télé-échographie gynéco-obstétricale et détient un brevet sur la structure de cinématique du robot TER (BF n ° 99 09363 - 15/07/99) (Vilchis et al 2001, Guerraz et al 2001). Ce Robot est basé sur l'utilisation de muscle artificiel gonflable : le porte sonde est maintenu sur l'abdomen du patient par 4 tubes flexibles fixé à la table au niveau de l'épaule et les cuisses. Quand gonflé avec de l'air à haute pression, les tubes réduisent leur longueur (comme pendant la contraction muscle) et selon la rétraction de chacun d'entre eux il est possible de localiser le porte sonde à n'importe quelle coordonnée à l'intérieur du rectangle limité par le 4 point de fixation. Le problème est que le patient est sous les 4 tubes flexibles et il y a un risque que tous les 4 tubes se rétractent ensemble et compriment le patient. Ce système n'a pas pu être validé cliniquement.
- Une équipe canadienne : Cette équipe dirigée par le Pr Nariman Sepehri de hôpital Saint Boniface de Winnipeg à Manitoba s'est intéressé au développement d'un petit système utilisant une structure hybride pour la télé-échographie spatiale. Ce projet qui a fait l'objet d'une thèse soutenue par M. Nafi à l'Université de Manitoba n'a pas à notre connaissance fait l'objet d'une application clinique ultérieure.

- Une équipe suédoise : le laboratoire "Robotique Mobile Suédoise AB" a commercialisé (depuis 2003) Medirob, un porte sonde robotisé pour la télé-échographie principalement cardiaque (Boman et al 2009)

D'autres systèmes robotisés conçus pour d'autres applications mais testés pour certains types d'échographie ont été rapportés dans la littérature. C'est ainsi qu'une équipe japonaise dirigée par Mitsubishi, a développé un système robotique dédié uniquement à l'échographie des épaules humaines (Mitsubishi et al 2001, Mitsubishi et al 2004). Ce système robotique n'est pas adapté à l'échographie abdominale ou obstétricale.

Le robot anthropomorphe Hippocrate de l'équipe française LIRMM (Pierrot 1999) et le système robotique de l'équipe canadienne dirigée par T Salcudean (Salcudean 2000) sont autant d'exemples.

2. Système de télé échographie par acquisition volumique avec des sondes 3D ou 4D : Acquisitions volumiques d'images échographiques 3D ou 4D au centre patient avec relecture et post traitement au centre Expert.

Les auteurs de ce deuxième groupe ont proposé une acquisition volumique au site reculé des images échographiques avec des sondes échographiques 3D par des opérateurs peu expérimentés. Ces volumes d'images échographiques dynamiques étaient transmis au centre expert pour une interprétation en différé ou en temps réel par l'expert grâce à des plateformes spécifiques.

En 2000, Kratochwill, en Autriche avait mis au point une technique de télé échographie 3D qui consistait en une capture volumique avec une sonde échographique 3D des volumes d'images par un technicien de radiologie. Ces volumes d'images comprimés au format JPEG et MPEG étaient envoyés en temps différé au centre expert pour lecture et traitement secondaire en vue de réaliser les incidences des coupes d'organes nécessaires aux diagnostics échographiques.

Vinals et al (2005) ont conçu un matériel d'acquisition et de corrélation spatio-temporelle des volumes d'images échographiques à partir des sondes 4D. Les volumes d'images échographiques acquises par ce matériel étaient analysés en différé par un spécialiste en échographie cardiaque prénatale pour dépister les malformations cardiaques fœtales. Contrairement à ces derniers auteurs où l'interprétation des volumes d'images acquises était faite en différé, des auteurs comme Macedonia et al (1998) et Sakas et al (2000) ont testés des

interprétations en temps réel des volumes d'images échographiques acquises avec des sondes échographiques 3D ou 4D (Macedonia et al 1998, Sakas et al 2000).

3. Système de télé échographie par télétransmission de vidéo échographiques 2D avec guidage uniquement à la voix : Remote guidance

Certains auteurs ont récemment testé des systèmes de télé expertise échographique utilisant des technologies de visio conférence et des logiciels spécifiques pour permettre à un expert de guider par la voix en temps réel des opérateurs peu expérimentés des zones médicalement isolées .

Popov et al (2007) aux USA ont expérimenté une technologie de transfert des vidéos échographiques en temps réel via liaisons satellitaires avec des débits relativement bas comportant cependant des infrastructures et équipements assez complexes.

En 2009, Al-Kadi et al ont publié un travail rapportant l'utilisation des technologies de visio-conférence de pointe permettant à un expert échographiste d'assister en temps réel à distance des médecins traumatologues et des infirmiers d'un service d'urgence traumatologique au nord du Canada. La qualité des vidéos d'ambiance télé transmises étaient de qualité jugée assez bonne et avaient permis à l'expert de visionner les images échographiques directement sur l'échographe du centre patient sans qu'il y ait besoin d'utiliser un logiciel ou un matériel informatique de télétransmission des séquences vidéo échographiques. Ce système a été testé avec des liaisons satellitaires et avec des connexions internet ADSL haut débit.

D'autres auteurs de ce groupe ont testé la transmission en différé de séquences vidéo échographiques enregistrée aux sites isolés par des opérateurs moins expérimentés (Sutherland 2009). L'expert récupère ces séquences vidéos pré enregistrées les analyse et donne son avis en différé.

Nous n'allons pas oublier pour finir, la télé échographie traditionnelle basée sur l'utilisation des nouvelles techniques de communication et de l'information pour transférer des images échographiques statiques. Ces images échographiques obtenues par des opérateurs peu expérimentés des sites isolés sont envoyés en temps différé au site Expert pour interprétation (Rosen et al 1999, Mulholland et al 1999, Cavina et al 2001).

En 2006, Nikolic et al dans une étude pilote ont rapporté l'utilisation des liaisons de communication satellitaires pour la transmission des images échographiques statiques réalisés par des marins (préalablement formé) sur des navires. Ces images échographiques télétransmises dans des hôpitaux étaient analysés par des médecins échographistes experts. Ce procédé de télé expertise échographique a rapidement montré ses limites puisqu'il n'est pas

possible de faire une analyse raisonnable pouvant aboutir à un diagnostic correcte rien qu'à partir des images échographiques statiques.

IV- Etat de l'échographie et des moyens de communications au Togo

1- Système de santé et pratique de l'échographie au Togo en 2011

1.1- Présentation du Togo

1.1.1-Données géographiques et démographiques

Le Togo est un pays d'Afrique de l'Ouest d'une superficie de 56785 km². Il est limité à l'est par le Bénin, à l'ouest par le Ghana et au nord par le Burkina Faso. Le Togo s'ouvre au sud sur le Golfe de Guinée par un littoral de 50 km environ. Le territoire national togolais est réparti en cinq (5) régions : la région Maritime, la région des Plateaux, la région Centrale, la région de Kara, la région des Savanes. La région est composée de plusieurs préfectures, la préfecture de plusieurs cantons et la commune de plusieurs arrondissements, de quartiers ou de villages.

Situé dans la zone tropicale nord, le territoire comporte deux grandes zones climatiques, à savoir la zone soudanienne au Sud et la zone sahélienne au nord du pays.

La population togolaise, avec un taux d'accroissement de 2,84%, est estimée en 2010 à 6. 191. 155 habitants. Cette population est dominée par les femmes (51,4% de femmes et 48,6% d'hommes). Elle est très jeune (60% de moins de 25 ans) et reste en majorité rurale (62,3%) en dépit d'une urbanisation en progression rapide (5,2% par an). Les enfants moins de 15 ans représentent à eux seuls 42% de la population. La population active potentielle (15-64ans) représente 54% de l'ensemble de la population alors que les personnes âgées de plus de 65 ans représentent seulement 4%. La population togolaise est inégalement répartie sur le territoire. La région maritime, y compris la commune de Lomé concentre 40% de la population totale suivit des plateaux, de la région des Savanes, de la Kara et enfin de la région Centrale.

Selon le rapport de la Direction Générale de la Statistique et de la Comptabilité Nationale (DGSCN), le taux de natalité est de 2,4%, le taux brut de mortalité est de 13%. Quand à l'espérance de vie à la naissance, elle est de 48,9ans pour les hommes, de 50,8ans pour les femmes. Le taux de fécondité globale est passé de 5,43% en 1998 à 5,17% en 2003.

1.1.2-Données socio-économiques et culturelles

Terre de traditions et de cultures diversifiées, le Togo est un riche contraste des croyances et des pratiques des savanes africaines, de celles des peuplades de forêt et enfin des divinités du littoral africain.

Au Togo, la polygamie est autorisée par la loi selon le code des personnes et de la famille. Ainsi, environ 54% des femmes mariées sont dans une union polygame. Par ailleurs, certaines pratiques rituelles subsistent encore, notamment le sororat (Système social qui oblige un veuf à prendre pour épouse la soeur de sa femme), le lévirat (Coutume selon laquelle le frère d'un homme mort sans (ou avec) enfant devait en épouser la veuve), l'excision et les scarifications rituelles. Les us et coutumes ont une influence sur la santé de la population. Le taux de prévalence des mutilations génitales féminines chez les femmes de 15 à 49 ans est de 6%. Les principales religions sont : l'animisme, le Christianisme et l'Islam.

En matière d'éducation, le taux de scolarisation des filles de 6 à 12 ans est de 64% et celui des garçons du même âge de 76%. Les femmes de 15 à 49 ans non scolarisées représentent 48%.

1.2-Description du système de santé du Togo (Pékele 2006).

L'organisation actuelle du système national de santé découle du décret n° 90/158/PR du 2 octobre 1990 portant organisation et attributions du Ministère de la Santé et du décret n°90/159/PR du 2 octobre 1990 portant organisation des services de la Direction Générale de la Santé Publique ainsi que l'arrêté d'application n° 11/91/MSP du 27 mars 1991 portant organisation des services des Directions Centrales, Régionales et Préfectorales de la Santé.

Cette réforme institutionnelle s'inscrit dans le cadre de la décentralisation du système national de santé initiée par le gouvernement avec l'appui des partenaires au développement aux fins d'améliorer la gestion et la performance du secteur.

I.2.1-Description de l'organisation sanitaire

Le système de santé du Togo est organisé en une pyramide à trois niveaux en conformité avec le cadre de développement sanitaire en trois phases préconisé par l'OMS. Ces trois niveaux sont :

- La base de la pyramide représente le niveau périphérique ou opérationnel correspondant aux 35 districts sanitaires (préfectures), à leurs infrastructures sanitaires (Directions préfectorales de la santé ou Directions de district sanitaire, hôpitaux de préfecture/district, les unités de soins périphériques, les services privés de soins) et aux communautés de base.

Ce niveau est le lieu de mise en oeuvre des interventions de santé inspirées de la politique et des directives du niveau central.

-Le milieu de la pyramide représente le niveau intermédiaire ou régional correspondant aux 6 régions sanitaires comprenant chacune une direction régionale de la santé et ses services connexes, un centre hospitalier régional et les services privés de soins à portée régionale.

Le niveau régional est chargé de l'appui et du suivi - évaluation du niveau opérationnel à la mise en oeuvre de la politique de santé et des directives nationales.

-Le sommet de la pyramide représente le niveau central ou national, correspondant au Cabinet du Ministère, à la Direction générale de la santé publique et ses Directions centrales, ses Divisions et services, ainsi que les structures d'intérêt national (CHU, INH, CNAO, CNTS et les écoles de formation en santé) et aux services privés de soins à portée nationale.

Le niveau central est chargé de la définition et du suivi de la mise en oeuvre des grandes orientations de la politique sanitaire du pays en tenant compte des principaux axes de développement socio-économique du gouvernement et des problèmes prioritaires de Santé Publique. Il fixe les normes et standards relatifs au développement sanitaire et assure la coordination de l'action sanitaire au plan national ainsi que le contrôle de toutes les interventions de santé.

I.2.2-Organisation des structures de soins et de l'échographie

Les structures de soins sont diversifiées.

➤ Le secteur public comprend :

- 03 Centres hospitaliers universitaires (CHU) dont 02 à Lomé et 01 à Kara. **Chaque CHU dispose d'au moins un échographe.**

- 02 hôpitaux spécialisés (Hôpital Psychiatrique à Aného et l'Hôpital d'enfants à Dapaong). **Pas d'échographe disponible à ce jour.**

- 06 Centres hospitaliers régionaux (CHR) **disposant chacun d'un échographe.**

- 26 Centres hospitaliers préfectoraux (CHP) ou hôpitaux de district (HD) **dont certains disposent d'un échographe.**

- 104 Centres médicaux et 436 Dispensaires soit un total de 540 unités de soins périphériques (USP). **Quelques rares centres médicaux notamment ceux situés à Lomé disposeraient d'un échographe.**

- 38 centres de Protection maternelle et infantile (PMI). **Pas d'échographe disponible.**

- 02 Centres de transfusion sanguine dont un National (CNTS) à Lomé et un Régional (CRTS) à Sokodé.
- 01 Institut national d'hygiène (INH) avec un Laboratoire National de Référence (LNR).
- 03 Centres d'appareillage orthopédique dont un National (CNAO) à Lomé et deux Régionaux (CRAO) à Kara et à Dapaong.
- 34 Centres de conseil et de dépistage volontaire et anonyme du VIH (publics et Privés).

Par ailleurs, il y a 03 écoles de formation en santé dont l'Ecole nationale des auxiliaires médicaux (ENAM) à Lomé, à Sokodé et à Kara, l'Ecole nationale des sages-femmes (ENSF) à Lomé et à Kara et le Centre de formation en santé publique de Lomé.

Au niveau universitaire, en dehors de la Faculté mixte de médecines et de pharmacie (FMMP) et l'Ecole des assistants médicaux (EAM) il y a aussi des écoles formant d'autres catégories de personnel de santé.

➤ Le secteur privé de soins

Le secteur privé de soins est très florissant au Togo. Il se compose de :

-Prestataires privés à but non lucratif, essentiellement confessionnels et communautaires

On dénombre 09 hôpitaux privés confessionnels dont 02 spécialisés, 07 centres médico-sociaux, 08 dispensaires et 07 centres de protection maternelle et infantile. **Presque tous les hôpitaux privés confessionnels disposent d'un échographe. Certains des centres médico-sociaux disposent d'un échographe.**

-Prestataires privés à but lucratif

On compte 236 cliniques/polycliniques et cabinets médicaux privés. Ils sont concentrés dans la capitale. **Environ 90% de ces structures sanitaires disposent d'un échographe.**

Ces dernières années on a remarqué un développement anarchique du secteur privé informel échappant gravement au contrôle de la tutelle.

-Thérapeutes traditionnels (tradithérapeutes), ils sont omniprésents sur le terrain.

1.3-Gestion actuelle des soins et de l'imagerie médicale

D'après l'analyse de la situation sanitaire conduite en 2003, environ 88% de la population se situent à moins de 5 km d'une structure de soins. Cette analyse laisse conclure que le système de santé Togolais est relativement fourni en infrastructures de santé.

Malgré cette bonne accessibilité géographique aux structures sanitaires et la mise en oeuvre de politiques et stratégies de développement sanitaire, le système de santé togolais est loin de

répondre efficacement et de manière satisfaisante à la demande des populations en soins de santé. Dans le secteur public, 625 formations sanitaires assurent le paquet minimum en mortalité à moindre risque et aux soins obstétricaux et néonataux d'urgence soit 84% et 436 font la planification familiale soit 57%.

Il est à signaler que la fréquentation de ces structures de soins par les populations est faible en raison de l'état vétuste des bâtiments et des équipements (90% des structures sont dans un état de délabrement), de l'inaccessibilité financière des populations aux soins et services, de l'insuffisance du personnel qualifié etc ...

En ce qui concerne les échographes, la répartition des formations sanitaires disposant des échographes se résume comme suit :

- Niveau central : 06 formations dont 03 du secteur privé

- Niveau régional : 06 centres

- Niveau périphérique : environ 212 formations dont seulement 7 formations du secteur public.

Actuellement le Togo compte 10 radiologues diplômés exerçant au Togo dont 02 dans le secteur privé. Seul un radiologue exerce à l'intérieur du pays précisément au CHU de Kara. L'ouverture du DES de Radiologie et Imagerie Médicale à Lomé en 2010 avec actuellement 09 médecins en formation laisse augurer un avenir meilleur pour l'imagerie médicale et particulièrement la pratique de l'échographie au Togo.

Cette pénurie de radiologue aggrave l'accessibilité de l'échographie puisque l'échographie dans les CHR et les CHP n'est pas réalisée par des spécialistes.

La pratique de l'échographie dans ces formations sanitaires est essentiellement réduite à l'échographie obstétricale et pelvienne réalisée en majorité par les gynécologues obstétriciens et quelques rares généralistes. Ainsi pour bénéficier d'une échographie abdomino-pelvienne et des parties molles de qualité, les patients doivent se référer aux structures sanitaires de Lomé ou au CHU de Kara. On voit alors que si 88% de la population peut avoir accès aux soins à moins de 5km de son domicile, peut être à peine 5 % de la population peut avoir accès à l'échographie à moins de 5km de son domicile.

C'est ainsi que pour une douleur de l'hypochondre droit par exemple, un patient d'un village reculé du Togo passera successivement d'une case de santé, d'un dispensaire, d'un CMS, d'un CHP, d'un CHR avant de finalement bénéficier d'une échographie abdominale adéquate au CHU ou dans une structure sanitaire de Lomé.

1.4-Situation actuelle des ressources humaines disponibles dans le système de santé

Le système de santé du Togo souffre d'une insuffisance chronique de ressources humaines. Cette insuffisance est plus remarquable pour le personnel médical et paramédical qualifié en dépit de la présence sur place d'écoles de formation de base (faculté mixte de médecine et pharmacie, école des infirmiers, école des sages femmes). L'effectif du personnel du secteur public au 31 décembre 2007 selon la Division des Ressources Humaines du Ministère de la Santé est de 7729 repartit comme suit :

- 291 Médecins (118 généralistes, 178 spécialistes dont 18 Gynécologues, 22 Chirurgiens, 16 Pédiatres, 05 radiologues et 117 autres)
- 4786 Paramédicaux
- 2652 agents administratifs

Les ratios du personnel soignant pour 1000 habitants se présentaient comme suit :

0,07 médecins,

0,15 infirmiers diplômés d'Etat

0,06 sages femmes

La pénurie de personnel de santé est aggravée par la répartition géographique inadéquate du personnel, la fuite des cerveaux liée à l'absence de motivation, le non remplacement des départs à la retraite. A titre illustratif, entre 2004 et 2006, environ 716 agents sont partis à la retraite et n'ont pas été remplacés et de 2007 à 2012, environ 1324 agents iront à la retraite.

2. Moyens de transport et de communication (Internet)

2.1-Le secteur du transport

2.1.1- Situation Général

En matière d'infrastructures de transports, le pays connaît un déficit énorme. L'insuffisance quantitative et qualitative d'infrastructures de transport routier reste un problème pour la croissance de l'économie togolaise. Le transport ferroviaire est presque inexistant et est essentiellement consacré au transport de produits miniers. S'agissant du transport aérien, les deux aéroports de classe internationale dont dispose le pays restent sous-exploités par rapport à leur capacité d'accueil. Le transport maritime reste sans doute le plus important et le plus développé au Togo. Vitale pour le Togo (dont plus de deux tiers des exportations et des importations sont transportés par navires), la voie maritime l'est encore plus pour les pays enclavés qui trouvent avec le port autonome de Lomé (PAL) un débouché sur la mer.

Les quelques cours d'eau existants ne sont malheureusement pas navigables. Le nombre d'automobiles et de moto a considérablement augmenté ces dernières années.

2.1.2- Le transport routier au Togo

2.1.2.1 Etat des lieux

Le réseau routier togolais est composé de routes nationales revêtues (1724 km) et non revêtues (1 355 km), de voiries urbaines (1 783 km) et de pistes rurales (6 802 km) soit un total de 11 672 km avec une densité de 20,62 km/100 km². Il est le plus élevé de la sous région.

En revanche, le ratio relatif aux routes revêtues est faible. A peine 21% des routes nationales sont bitumées.

S'agissant des pistes rurales, il existe encore de nombreuses zones enclavées, y compris des zones à fortes potentialités agricoles. En 2005, ce pourcentage du réseau en bon état était respectivement de 33 % pour les Routes Nationales revêtues, 13 % pour les routes nationales non revêtues et de l'ordre de 7 % pour la voirie urbaine toutes catégories confondues.

L'entretien routier a subi les conséquences de la crise sociopolitique et de la suspension de l'aide extérieure. Grâce au Projet de Transport Routier (PTR) exécuté de 1997 à 2002 un Fonds d'Entretien Routier (FER) a été créé (1997) permettant l'entretien couvrant l'ensemble du réseau routier national, des pistes rurales classées et des ouvrages d'art et d'hydraulique critique. Il faut préciser que le FER est dissout à l'heure actuelle pour des raisons de mauvaise gestion. Le PTR a également permis la réhabilitation et la réparation de 600 km de route revêtue et 2 350 km de routes en terre et pistes rurales. Toutes fois, la suspension de l'assistance extérieure qui a suivi, a eu des effets immédiats sur l'état du réseau : le pourcentage du réseau en état acceptable (bon ou moyens), qui était passé de 80% en 1997 à 92% en 2002 est retombé à 80% en 2005.

2.1.2.2- Les obstacles au développement des infrastructures routières

D'importantes contraintes subsistent et constituent un frein au développement du transport routier. Nous pouvons citer :

- l'insuffisance des centres techniques pour accomplir les travaux de la Direction Générale des travaux publics ;
- la faiblesse consécutive à la capacité d'absorption des ressources complémentaires ;

- les ressources mises à la disposition de la Direction Générale des Travaux Publics ne permettent pas un fonctionnement efficace des services ;
- les systèmes d'information géographiques et statistiques sur les routes (classement routier, statistiques routières ...) sont faibles,
- les processus utilisés pour la programmation, le contrôle et le suivi évaluation des opérations ne sont pas adaptés, dans les grandes villes en particulier.

En milieux urbains, c'est l'étroitesse des routes qui constitue le grand problème créant des embouteillages aux heures de pointe.

En milieu rural, les pistes de desserte de plusieurs zones à fort potentiel agricole ne sont pas praticables toute l'année et certaines demeurent encore enclavées.

2.1.2.3 Efforts entrepris

Le Gouvernement a entrepris un certain nombre de travaux dans l'objectif de :

- améliorer et de reconstruire les routes nationales inter-Etat revêtues. C'est dans ce sens que le chef de l'Etat a lancé dans le mois de février 2010, la construction de la route CEDEAO. Et puis la route nationale N° 2 (corridor Cotonou-Accra) est en réhabilitation. Le Gouvernement a également entrepris la construction des voies de contournement de la faille d'Alédjo et des monts Défalés ;
- améliorer les pistes rurales et les voies d'accès aux zones de production agricoles ;
- améliorer l'ossature du réseau national ;
- améliorer la voirie urbaine.

Dans ce cadre, le Gouvernement a entrepris le bitumage et l'aménagement de 72 km de rues pour les voiries urbaines de Lomé et la voie de contournement de la ville de Lomé à partir de la zone portuaire.

Dans l'objectif de contribuer à l'amélioration de l'environnement, l'Etat a interdit la commercialisation du carburant à plomb sur toute l'étendue du territoire.

2.1.2.4 Les Perspectives

Celles- ci visent :

- l'amélioration de la qualité du management et le renforcement de capacités d'exécution et d'absorption des crédits dans le secteur ;
- le renforcement des systèmes d'information géographique ;

- l'amélioration de la coordination et de la gouvernance du secteur.

2.1.3. Le Transport Ferroviaire

Le transport ferroviaire est presque inexistant dans les infrastructures de transport au Togo. Il se limite aujourd'hui au transport de marchandises (ciment) et l'exportation de la production du phosphate sur le wharf d'exportation de Kpémé.

La quasi disparition du transport ferroviaire prive les opérateurs économiques d'un moyen de transport bon marché, surtout pour les marchandises, tant au plan national que vers les pays de l'hinterland. En outre, cette quasi disparition constitue un handicap pour l'exploitation rentable de certains gisements miniers.

Le réseau ferroviaire, hérité dans sa grande partie (450km) de la période coloniale était composé jusque dans les années quatre vingt, de trois lignes principales ayant toutes Lomé pour point de départ : Lomé – Kpalimé (120 km) ; Lomé – Blitta (276 km), Lomé – Aného (47 km). Une ligne industrielle longue de 50 km est venue s'ajouter au réseau en 1978, desservant l'usine de clinker de Tagbligbo et acheminant le clinker vers la zone portuaire de Lomé.

La réhabilitation et l'extension de l'ensemble du réseau s'avèrent indispensable, particulièrement l'axe central sud nord contribuera à faciliter le transport de marchandises aussi bien sur le territoire national qu'en direction des pays de l'hinterland.

2.1.4 Le Transport Aérien

Le Togo dispose de deux aéroports de classe internationale : l'aéroport International Gnassingbé Eyadema (AIGE) et l'Aéroport de Niamtougou.

Ces deux aéroports restent sous exploités par rapport à leur capacité d'accueil. Cette situation est liée au fait que le Togo avait cessé d'être un pôle d'attraction pour les touristes, les vacanciers, les investisseurs, les hommes d'affaires, du fait de la longue crise sociopolitique. Avec le climat d'apaisement actuel et les mesures destinées à la relance du tourisme au Togo, l'aéroport de Lomé pourrait être particulièrement plus sollicité.

2.1.5 Le Transport maritime

Tout comme les autres modes de transport, le Togo n'a pas hérité de la période coloniale d'une infrastructure portuaire digne de ce nom. Les équipements portuaires publics étaient limités et de surcroît dans un état de grande vétusté.

La compagnie exploitant les phosphates disposait d'ailleurs d'un équipement privé, le wharf de Kpémé, pour les expéditions de ses produits. Le Gouvernement togolais, qui a compris très vite l'importance de cette ouverture sur la mer pour son système de transports et son économie en général, a décidé de doter le pays d'un port en eau profonde de classe internationale. Cette infrastructure construite au cours du premier plan de développement économique et social (1966-1970) a été mise en service en 1968.

Le port de Lomé est aujourd'hui l'un des plus modernes d'Afrique. Il peut accueillir toute sorte de navire.

Le trafic du port de Lomé qui était en 1965, avec l'utilisation du wharf, d'à peine 180 000 tonnes, atteint à ce jour plus de 2 millions de tonnes par an et traite près de 80 % des échanges commerciaux du pays. En tant qu'instrument de coopération régionale, il participe avec des avantages substantiels au commerce extérieur des pays sans façade maritime.

La part du trafic de transit vers les pays du sahel est encore relativement faible, environ 18 %. Dans le domaine des importations, le corridor togolais assure environ 5 % du trafic malien, 10 % du trafic burkinabé et 25 % du trafic Nigérien. Des efforts soutenus sont déployés pour améliorer ces pourcentages.

C'est ainsi qu'a été initiée l'opération « Solidarité sur la mer » qui garantit aux pays de l'hinterland l'acheminement rapide en toute sécurité des marchandises en transit jusqu'aux pistes du sahel par un système de convoyage.

2.2-Internet au Togo

Le Togo se connectait pour la première fois à l'internet le 17 novembre 1997. Il devenait ainsi le premier pays francophone d'Afrique de l'Ouest à accéder à la toile. Ce lancement du Togo sur internet a été possible grâce à la Société de Télécommunication privée CAFE INFORMATIQUE (Noagbodji 2002).

A ce jour selon une étude présentée à l'occasion du premier forum sur la gouvernance d'internet au Togo, seulement 5% de la population a accès à l'internet. Selon Ben AKO, expert international en technologie de l'information et de la communication (TIC), 67 % des Togolais en ont accès à partir de leur bureau. Le coût élevé de la connexion serait la cause de

cette faible accessibilité. Seulement une cinquantaine d'adresses internet utilisent les noms de domaines avec une extension en .tg (point TG)

2.2.1. Le marché de l'Internet (ARTP 2011)

2.2.1.1 Fournisseurs d'accès Internet (IAP)

Il y a deux (2) sociétés qui bénéficient d'un accès internet international pour la fourniture de l'accès internet aux fournisseurs de services internet (ISP) locaux. Il s'agit de Togo Télécom et CAFE informatique et télécommunications.

Les opérateurs de téléphonie mobile, tout en étant clients de ces opérateurs nationaux, se positionnent aujourd'hui comme des fournisseurs d'accès internet à travers les services GPRS et EDGE

2.2.1.1.1 Togo Télécom

En 2010, Togo Télécom disposait de six (6) accès internet internationaux pour une bande passante totale de 2510 Mbps. Durant toute l'année 2010, la bande passante maximale disponible sur ces liaisons est de 1125 Mbps, soit une disponibilité réelle de 45%.

Togo Telecom offre la connexion internet sur la ligne filaire par Dial Up, ADSL et RNIS, puis sur le CDMA par illiconet ou EV-DO et par des liaisons louées et la technologie wimax. Togo Télécom a introduit la technologie wimax dans son réseau en 2010.

La connexion Dial Up est une connexion à volonté de 64Kbps sur la ligne téléphonique, et taxée par impulsion comme une communication téléphonique. La connexion Dial up est facturée à 10 F CFA la minute en hors taxes.

Depuis 2007, les liaisons ADSL sont mises à la disposition des clients par Togo Télécom pour des débits allant de 128Kbps à 2Mbps. La capacité de ce réseau a augmenté par rapport à 2009 et compte 3759 clients en 2010.

Le service EV-DO, avec une capacité de 10.000 abonnés, compte un total de 2005 abonnés. Le réseau wimax compte 50 abonnés.

Tableau V : Tarifs HT de ADSL, Illiconet et RNIS de Togo Télécom

Débit en Kbps	ADSL PRO	HELMIM jeunes,			
		6h à 20h, de lundi à vendredi	Grand Soir & Week-End	Public	Grand autres
64/128	54 000 F	27 000 F	31 500 F	45 000 F	
64/256	84 000 F	42 000 F	49 000 F	70 000 F	
128/128		32 000 F		900 par heure	
153/153		42 000 F		800 par heure	
128/512	180 000 F	90 000 F			
256/1024	420 000 F	210 000 F			
256/2048	960 000 F				

Togo Télécom compte 93 liaisons louées internet en fin 2010. Les débits vont de 64 Kbps à 256 Kbps. Les diverses offres se présentent comme suit :

Tableau VI : Tarifs HT des Liaisons spécialisées Internet de Togo Télécom

Débit en Kbps	ISP	Entreprise	ONG	& Institution
			Cybercafé	d'Enseignement
64	500 000 F	350 000 F	300 000 F	250 000 F
128	850 000 F	550 000 F	500 000 F	450 000 F
256	1 300 000 F			

2.2.1.1.2 CAFE informatique et Télécommunications

La bande passante sur l'international pour l'accès à Internet en 2010 est 62 Mbps, soit 45 Mbps en liaison descendante et 17 Mbps en liaison montante contre respectivement 30 Mbps et 10 Mbps en 2009.

Jusqu'en 2008, le réseau de Café Informatique et Télécommunications se limitait à la ville de Lomé. A partir de 2008, ce réseau s'est étendu à d'autres villes de l'intérieur. Depuis 2009, son service est disponible dans les villes suivantes : Tsévié, Notsè, Tabligbo, Aného,

Kpalimé, Atakpamé, Sotoboua, Anié, Sokodé, Tchamba, Bafilo, Kara. Ce réseau compte à ce jour 1598 clients. Les offres se présentent comme suit :

Tableau VII : Tarifs TTC des offres internet de CAFE Informatique et Télécommunications

Débit en Kbps	Résidentiel	Entreprise	ONG & Ecoles	VPN & Interco
64/128	35800 F	160 000 F	152 000 F	
64/256	59 700 F			
64/512	107 500 F			
64/1024	203 100 F			
128/256		266 100 F	252 795 F	
128/512		339 250 F	322 228 F	
128/1024		610 650 F	580 118 F	
256/256				50 000 F
512/512				75 000 F
1024/1024				100 000 F

2.2.1.1.3 Les opérateurs de téléphonie mobiles

Les opérateurs du mobile offrent aux utilisateurs des connexions Internet via les services GPRS et EDGE avec des débits allant de 40 Kbps à 384Kbps. En 2010, le nombre d'abonnés du réseau GSM de Togo Cellulaire, utilisateurs de GPRS, EDGE est de 42 458. Le réseau GSM de Atlantique Télécom Togo offre un accès au service GPRS à tous les abonnés.

2.2.1.2 Fournisseurs de services Internet (ISP)

Le nombre d'ISP enregistrés en 2010 est de 6, dont 2 pour CAFE Informatique et Télécommunications et 4 pour Togo Télécom, contre un total de 19 en 2009. La chute du nombre des ISP est dû à la résiliation des relations entre treize (13) ISP et Café Informatique et Télécommunications. Cette dernière était en relation avec quinze (15) ISP jusqu'en 2010. Trois (3) principales catégories de services Internet sont offertes par les ISP. Il s'agit notamment de :

- la navigation et la messagerie électronique ;

- la création de comptes ;
- l'hébergement de sites, la conception et la réalisation de pages Web.

Tous les cybercafés offrent des services de navigation et de messagerie électronique ; certains offrent, en plus, la création de comptes, l'hébergement de sites, la conception et la réalisation de pages Web.

2.2.1.3 Evolution du marché de l'Internet

Le besoin d'accès à Internet est de plus en plus croissant eu égard à l'accroissement du nombre d'abonnés à l'internet comme le montre le tableau suivant.

Tableau VIII: Nombre de clients internet par type de connexion et par opérateur

Type de connexion	Dial UP		BLR	Liaisons louées		ADSL	Illico net	EV-DO	Wimax	TOTAL
	TGT	CAFE	CAFE	TGT	CAFE	TGT	TGT	TGT	TGT	
2009	-	43	852	91	578	2 693	-	300	-	4 557
2010	1 600	43	972	93	583	3 759	22 308	2005	50	31 413

Les deux principaux fournisseurs du pays comptent un total de 31 413 clients en 2010 contre 42 458 clients qui se connectent par le réseau de Togo Cellulaire et ceux qui se connectent par celui d'Atlantique Télécom Togo et par station VSAT.

On peut conclure que ces deux fournisseurs sont loin, en termes d'offres, de satisfaire les besoins du marché en termes de connexion internet.

La baisse continue du nombre d'ISP et de cybercafés vient confirmer ce manque de dynamisme sur le marché de l'internet et s'explique par le fait que les deux principaux fournisseurs d'accès internet offrent, directement aux utilisateurs finaux, des services diversifiés sans proposer des tarifs spécifiques et intéressants aux ISP et aux cybercafés.

Il faut, par ailleurs, noter que les tarifs des services Internet sont en général plus élevés par rapport à ceux pratiqués dans la sous région, ce qui peut expliquer le faible taux de pénétration de ce service.

2.4-Politique Nationale de Communication pour le Développement Rural dans le domaine des TIC (FAO 2010)

Depuis la colonisation, jusqu'en 1996, le secteur des télécommunications est resté accolé à celui de la poste et dépendait de l'Administration Publique au sein d'une Direction Générale des Postes et Télécommunications sous un Ministère de tutelle.

De nos jours, le secteur des télécommunications est placé sous l'autorité d'un ministère de tutelle. Il comprend un organe de régulation :

- L'Autorité de Réglementation des Secteurs des Postes et Télécommunications (ART&P),
- la Société des Télécommunications du Togo (Togo Télécom),
- Togo Cellulaire (TOGOCEL), filiale mobile de Togotelecom,
- Moov, opérateur mobile du groupe Atlantique Telecom,
- CAFE INFORMATIQUE, un opérateur de la voix sur IP (Internet Protocole) de transmission de données et de formation.

Dans le cadre de l'utilisation des TIC pour un développement rural, les infrastructures de télécommunications essentielles concernent les axes de transmission, les infrastructures d'émission radio et les équipements d'énergie.

Les infrastructures de transmission dont dispose le pays actuellement peuvent valablement répondre aux besoins d'informations des populations pour un développement rural. Un réseau de fibre optique traverse le pays du nord au sud et passe par les grandes villes du pays qui sont en général situées sur cet axe.

Sur le plan quantitatif, on note une amélioration des capacités actuelles de raccordement d'abonnés : environ 100 000 lignes principales. En terme qualitatif la couverture du territoire national par les mobiles est satisfaisante. TOGOCEL, l'opérateur mobile dominant couvre 80% du territoire.

Les infrastructures d'émission radio, constituées de plus de 500 pylônes sont disponibles sur tout le territoire dont près de 60% se retrouvent en zone rurale. Dans le cadre de l'utilisation de certains pylônes pour de la radiodiffusion ou la télévision, il serait indispensable de procéder à une rehausse pour atteindre les populations désirées.

Les infrastructures d'énergies sont essentielles pour les activités de radiodiffusion et de télévision.

De même, elles sont indispensables pour les populations rurales qui devront utiliser les TIC (Technologies de l'Information et de la Communication) pour leur développement. Les Opérateurs de télécommunication disposent de plus de trois cents (300) ateliers d'énergie en

zone rurale qui pourront être utilisés pour produire et diffuser des informations pour le développement vers les populations de ces zones.

Le secteur informatique s'est implanté au Togo dans les années 80 avec la mise en place du Centre National d'Etudes et de Traitements Informatiques (CENETI) chargé essentiellement de l'informatisation de l'Administration publique et de fourniture des données sur l'économie, les finances et la démographie.

Aujourd'hui, le secteur de l'informatique comprend plusieurs sociétés qui évoluent dans différents types d'activités : vente de matériel, réseau informatique, base de données, intégration de solution logicielle et autres.

Il est aujourd'hui difficile d'évaluer le parc d'ordinateurs ou de serveurs informatiques au Togo, car il n'existe aucun organe qui définit par exemple la politique d'équipement du pays et de collecte des données dans ce sens. Selon les données de l'UIT, le nombre d'ordinateurs en 2003 serait de 160 000, celui de serveurs 82 et celui d'utilisateurs d'Internet de 210 000.

Ces données sont sûrement en deçà de la réalité à cause de l'engouement pour Internet dans le pays et surtout à cause du marché d'occasion des ordinateurs qui s'est beaucoup développé durant ces dernières années.

En définitive les TIC constituent un vecteur important pour le développement rural de par leur Capacité à faciliter l'accès du monde rural à l'information indispensable à la production des biens et services. Cependant, des contraintes aux Technologies de l'Information et de la Communication (TIC) pour le développement rural existent et se résument en termes d'absence d'infrastructures de télécommunication et d'énergie dans les zones rurales, de faiblesse du pouvoir d'achat et d'un problème linguistique.

La solution envisagée pour favoriser une utilisation accrue des TIC pour le développement rural est la mise en place de Télécentres Communautaires Polyvalents (TCP).

Les institutions financières croient que les TIC peuvent être un vecteur de développement. La mobilisation des fonds d'investissement pourra se faire auprès de ces institutions telles que la BOAD, la BAD et la Banque Mondiale.

MATERIELS ET METHODES

I. Présentation du cadre d'étude

1- Cadre d'expérimentation pilote

1.1-Cadre d'étude site patient : CHR Tsévié (figure 15)

1.1.2-Présentation de l'hôpital

Le Centre Hospitalier Régional de Tsévié (CHRT) est le fruit de la Coopération entre le Grand Duché de Luxembourg et le Togo. Il a ouvert ses portes le 26 avril 1982. Du Centre Hospitalier de Tsévié (CHT), il est devenu Centre Hospitalier Régional de Tsévié (CHRT) le 26 Décembre 1990 par le Décret 90 – 191/PR. Il est situé à Tsévié (35km de Lomé), Chef lieu de la Région Maritime sur la route Tsévié – Tabligbo.



Figure 15 : CHR Tsévié : Entrée et Bâtiment principal

1.1.3. Population de la zone desservie

Le CHR couvre une superficie de 6.359 km². En 2010, le CHRT devrait desservir une population estimée à **1.509.079** habitants. Mais les statistiques des services des admissions révèlent essentiellement quatre zones de provenance des malades : Il s'agit des préfectures : Zio, Golfe, Yoto, et Haho.

Ainsi le dépouillement du registre de consultations montre ce qui suit :

Tableau IX : Répartition des malades reçus en 2010 par préfecture de provenance

Provenance	ZIO	GOLFE	YOTO	HAHO	Total
Nombre de malades reçus	10.824	1.374	1.345	273	13.816
Population 2010	291.671	431.165	178.692	216.736	1.509.079

Source : Rapport CHR Tsévie 2010

1.1.4. Nombre de lits mis en service en 2010

- capacité : 250
- exploités : 196
- budgétisés : 211

1.1.5. Paquet d'activités médicales cliniques

- Médecine générale et contagieux avec un Centre de Dépistage Volontaire et Anonyme (CDVA)
- Chirurgie générale avec un Centre de prise en charge d'ulcère de Buruli
- Pédiatrie
- Gynéco obstétrique
- Odontostomatologie
- Ophtalmologie
- Kinésithérapie

1.1.6. Paquet d'équipement d'imagerie médicale

* 2 appareils d'échographie : 1 nouvellement installé par le projet BIDC (figure 16). 100% de fonctionnalité en 2010

* 2 appareils de radiographie : 1 nouvellement installé par le projet BIDC. 100% de fonctionnalité en 2010.



Figure 16 : Echographe GE logiq 200 du CHR Tsévie fourni en 2010 par le projet BIDC

1.1.7. Personnel : Effectif par catégorie de personnel médical : 2008, 2009 et 2010

Tableau X : Répartition du personnel médical par catégorie

Personnel	2008	2009	2010	% en 2010
Médecin généraliste	3	2	2	2,38
Pédiatre	1	1	1	1,19
Chirurgien	2	1	1	1,19
Gynécologue	0	1	1	1,19
Chirurgien dentiste	1	1	1	1,19
Pharmacien	0	1	0	0
Assistant médical	10	10	11	13,09
Technicien supérieur d'ophtalmologie	4	5	5	5,95
Technicien supérieur de Laboratoire	3	2	4	4,76
T.S en imagerie Médicale	3	4	4	4,76
T.S anesthésie réanimation	5	4	4	4,76
Technicien de laboratoire	5	6	5	5,95
Sage femme d'Etat	7	6	9	10,71
Infirmier d'Etat	12	11	13	15,47
Infirmier auxiliaire d'Etat	6	7	8	9,52
Infirmier permanent	1	1	0	0
Kinésithérapeute	4	3	6	7,14
Accoucheuse auxiliaire	6	5	7	8,33
Assistant d'hygiène	2	2	2	2,38
Total	75	73	84	100

Source : Rapport CHR Tsévie 2010

1.1.8- Les dix premières causes de consultation en 2010

Tableau XI: Les dix premières causes de consultation en 2010

Rang	Pathologie	Nombre de nouveaux cas	%
1	Paludisme	3132	22,67
2	Traumatisme	2736	19,80
3	Parasitose intestinale	1205	8,72
4	Infection Respiratoire Aigue	607	4,39
5	HTA	580	4,20
6	Carie dentaire	420	3,04
7	Hyperplasie et infection de la prostate	357	2,58
8	Otite	226	1,64
9	IST	151	1,09
10	Hernie	141	1,02
11	Autres	4261	30,84
Total		13816	100

Source : rapport des services du CHR Tsévie 2010

1.1.9 - Nombre de malades hospitalisés

Tableau XII : Nombre de malades hospitalisés

SERVICE	2008		2009		2010	
	NOMBRE	%	NOMBRE	%	NOMBRE	%
Pédiatrie	1273	30,40	1250	30,42	1570	34,11
Gynéco obstétrique	1151	27,49	1164	28,33	1271	26,80
Médecine générale	1273	30,40	1061	25,82	1173	24,74
Chirurgie	490	11,71	634	15,43	728	15,35
Total	4187	100	4109	100	4742	100

Source : rapport des services du CHR Tsévie

1.1.10-Taux de mortalité hospitalière

Tableau XIII : Taux de mortalité hospitalière

SERVICE	2008		2009		2010	
	Nombre	%	Nombre	%	Nombre	%
Pédiatrie	54	4,24	43	3,44	61	3,91
Gynéco obstétrique	12	1,04	18	1,55	18	1,42
Médecine générale	97	7,62	95	8,95	73	6,22
Chirurgie	47	9,60	35	5,52	33	4,53
Total	210	5,01	191	4,65	185	3,90

Source : rapport des services CHR Tsévie

1.1.11- Activités du service d'imagerie médicale (Radiographie- Echographie)

Tableau XIV : Activités des services d'imagerie médicale du CHR Tsévie

Examens	Nombre		
	2008	2009	2010
Radiographie	1650	2485	1544
Échographie	85	236	809

Source : rapport des services CHR Tsévie

1.2-Cadre d'étude du site Expert : CHU Campus-Lomé (Togo) et CHU Trousseau-Tours (France)

1.2.1- CHU Campus de Lomé : Service de Radiologie et Unité de Télémedecine

Le CHU Campus de Lomé est le deuxième centre de référence national du Togo après le CHU Tokoin. Créé en 1988, le CHU Campus de Lomé est situé au sud-ouest de la capitale togolaise. Il comporte des services de médecine interne, de pédiatrie, d'hépto-gastro-entérologie, de neurologie, de gynécologie, d'ophtalmologie, d'ORL et de stomatologie. Tous ces services gravitent autour des unités de laboratoire et du service de Radiologie et Imagerie Médicale.

Le service de Radiologie et Imagerie Médicale dispose d'une salle d'examen échographique avec un échographe de marque GE Volluson muni de trois sondes (3,5 et 5MHz et endovaginale) et un échographe de marque ALOKA SSD-1700 CO-LTD muni de deux sondes de 3,5 et 5MHz (Figure 17).

Ce service est dirigé par le Professeur N'dakena qui travaille en collaboration avec 04 médecins radiologues.

Il a pour activité principale, l'aide au diagnostic médical comprenant les examens spéciaux, les explorations radiographiques standard et les examens échographiques réalisés sur rendez-vous dans la matinée des jours ouvrables.

Il participe également à la formation des étudiants aussi bien de la Faculté Mixte de Médecine et Pharmacie (FMMP) que de l'Ecole des Assistants Médicaux (EAM).

L'Unité de Télémédecine du CHU campus, créée en 2010 est rattaché au service de Radiologie.

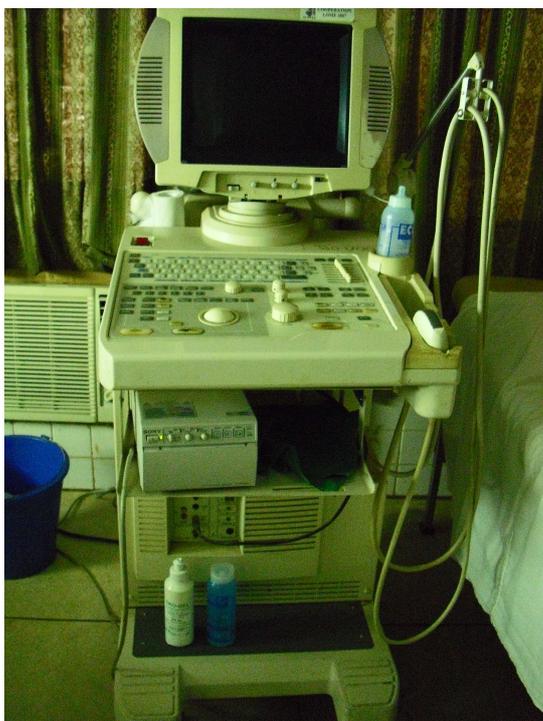


Figure17: Echographe de marque ALOKA (droite) et GE Volluson du CHU Campus (gauche)

1.2.2-CHU Trousseau- Tours : Service de Médecine Nucléaire et Ultrason

Le CHU de Tours est créé en 1658 sous le nom de « Hôpital général de la charité de Tours », L'arrivée en 1825 de Pierre-Fidèle Bretonneau et Trousseau fait progresser l'organisation au sein de l'Hôpital et il devint quelques années plus tard Centre hospitalier Universitaire. Les soins, l'enseignement et la recherche sont les principales missions du Centre Hospitalier Universitaire de Tours. Il est un établissement de santé public français dont le directeur général est choisi par le Ministre de l'Emploi et de la Solidarité.



Figure 18: L'Hôpital Trousseau de Tours

Le C.H.U. de Tours comprend six établissements:

- l'Hôpital Bretonneau,
- **l'Hôpital Trousseau,**
- l'Hôpital de l'Ermitage,
- le Centre Pédiatrique Gatien de Clocheville,
- le Centre Psychothérapique de Tours Sud,
- la Clinique Psychiatrique Universitaire (C.P.U.).

Le service de Médecine nucléaire et Ultrasons de l'hôpital Trousseau est situé au 2eme étage et a été dirigé de 2000 à 2011 par le Pr Philippe ARBEILLE. Actuellement, les services de Médecine Nucléaire et Ultrasons de l'hôpital de Bretonneau et de Trousseau sont fusionnés et sont dirigé par le Pr Frédéric Patat. Le service de Médecine nucléaire et Ultrasons de Trousseau s'occupe des activités d'échographie générale, d'échographie doppler des membres inférieurs et de celles de Médecine nucléaire. Actuellement il dispose de 03 praticiens hospitaliers, un médecin nucléaire, un Ingénieur –Docteur qui pratique la médecine nucléaire.

2. Laboratoires de recherche

2.1-Unité de Médecine et Physiologie Spatiales (U.M.P.S)

L'Unité de Médecine et Physiologie Spatiales (UMPS) est un laboratoire de recherche intégré au Service de Médecine Nucléaire et Ultrasons du CHU Trousseau de Tours en France.



Figure 19: Logo de l'U.M.P.S.

L'U.M.P.S, créée en 1992 par le Pr. Philippe Arbeille, est une équipe de recherches financée par des contrats nationaux et européens obtenus en réponse à des appels d'offre annuels.

L'UMPS développe des travaux de recherche dans 02 thématiques :

- Physiologie de l'adaptation du corps humain à des environnements extrêmes (Ex : astronautes en situation de microgravité, sujets alités sur une longue durée, plongée en grande profondeur ...)
- Télé échographie et ses applications en physiologie et médecine.

L'U.M.P.S. travaille en réseau avec des équipes de scientifiques Européens, Russes, Canadiens, Chinois et Américains. Chacune de ces équipes est considérée comme possédant

l'expertise spécifique et complémentaire des autres. Ces équipes se regroupent en fonction de leur spécificité pour répondre ensemble aux appels d'offre internationaux.

Le Professeur Philippe Arbeille qui est Docteur en Physique du solide, Docteur en Médecine et a comme spécialité l'Ultrasonologie Médicale.

Le professeur Arbeille a publié 159 articles (Voir site de PubMed www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez)

2.2-Centre de Recherche en Informatique de Paris 5 (CRIP5)

Le laboratoire **CRIP5** (Centre de Recherche en Informatique de Paris) est un centre de recherche qui travaille avec l'équipe SIP (Systèmes Intelligents de Perception) situé à l'UFR Mathématique et Informatique de l'Université Paris Descartes et est rattaché au Laboratoire Informatique de Paris Descartes (LIPADE). Il est créé en 1998 et est dirigé par le Pr Nicole Vincent. Le Pr Nicole Vincent est membre du conseil d'administration du GRCE (Groupe de Recherche en Communication Ecrite) et de l'AFRIF (Association Francophone de Reconnaissance Intelligente des Formes) et travaille depuis de nombreuses années dans le domaine de l'analyse de l'écriture manuscrite.

L'action thématique du CRIP-SIP s'oriente essentiellement vers le domaine de la Perception Visuelle accompagné de quelques éléments d'Intelligence Artificielle tels que le filtrage sémantique, l'utilisation du contexte ou encore le contrôle intelligent. L'équipe SIP est à l'origine d'un Mastère Recherche Mathématiques et Informatique de l'université René Descartes, créée en 2005. L'équipe a développé un axe prioritaire "Analyse et Interprétation d'images" qui s'articule autour de trois thématiques principales:

- Bio-imagerie (imagerie biologique et médicale)
- Géo-imagerie (imagerie aérienne et satellitaire)
- Analyse d'images (segmentation d'images multisources, indexation, reconstruction 3D, suivi de mouvement, analyse de documents, etc.)

Le laboratoire CRIP5 est impliqué dans des projets nationaux de traitement du document (ANR et Technovision) et dans des contrats de type industriel (A2iA).

II. Méthodologie

1-Méthode de capture volumique et de post traitement (3D)

1.1-Mise au point du TILTER pour une capture volumique automatisée.

Le TILTER est un porte sonde motorisé destiné à imprimer à la sonde un mouvement de TILT +/-65 degrés autour de la verticale à la peau

1.1.1- Spécification du mode d'acquisition à retenir (Dimensions du champ à explorer, mouvement de balayage : mode « Tilting », vitesse de balayage et d'acquisition, Nombre de plans à acquérir..).

Le porte sonde Tilter est positionné sur la zone de la fenêtre acoustique, le balayage du volume sous la sonde (mouvement de Tilt d'amplitude déterminée) permet de collecter la totalité des coupes de l'organe sous jacent.

Il convient de définir le volume de l'espace balayé par le porte sonde, le mode selon lequel doit se faire ce balayage (rotation ou précession de la sonde autour de l'axe perpendiculaire à la peau, mouvement de Tilt de la sonde autour de la perpendiculaire à la peau), la vitesse à laquelle doit s'opérer ce balayage. Un ensemble de porte sondes décrivant divers types de balayage ont été testés sur des fantômes in vitro.

Les mouvements de rotation ou de précession sont satisfaisants pour l'acquisition des coupes échographiques mais la reconstruction de plans 2 Dimensions à partir de ces données recueillies reste une étape compliquée.

Au contraire l'acquisition de plans de coupe à partir d'un mouvement de tilt de la sonde est beaucoup plus simple, aucune ligne commune à plusieurs plans d'acquisition. Dans une phase de faisabilité d'acquisition des plans ultrasonores et de la reconstruction 3D, un prototype de porte sonde mécanique permettant de « tilter » la sonde de -65 à +65 degrés et à des vitesses variables a été construit.

Ce prototype mécanique comporte un système de fixation pour toutes les sondes échographiques, et s'appuie sur un support arrondi de 7-8 cm de diamètre (analogue à celui utilisé pour le bras robotisé échographique) et mis en mouvement par un moteur à courant continu. Le choix de l'amplitude et de la vitesse du mouvement de tilt mais aussi les paramètres liés à l'asservissement du moteur (courant nominal, courant de pic, courant minimal) sont gérés par un PC programmé à cet effet. Cet aspect représente la phase

d'acquisition en mode autonome du robot lorsque les liens de communication ne permettent plus les interactions en temps réel.

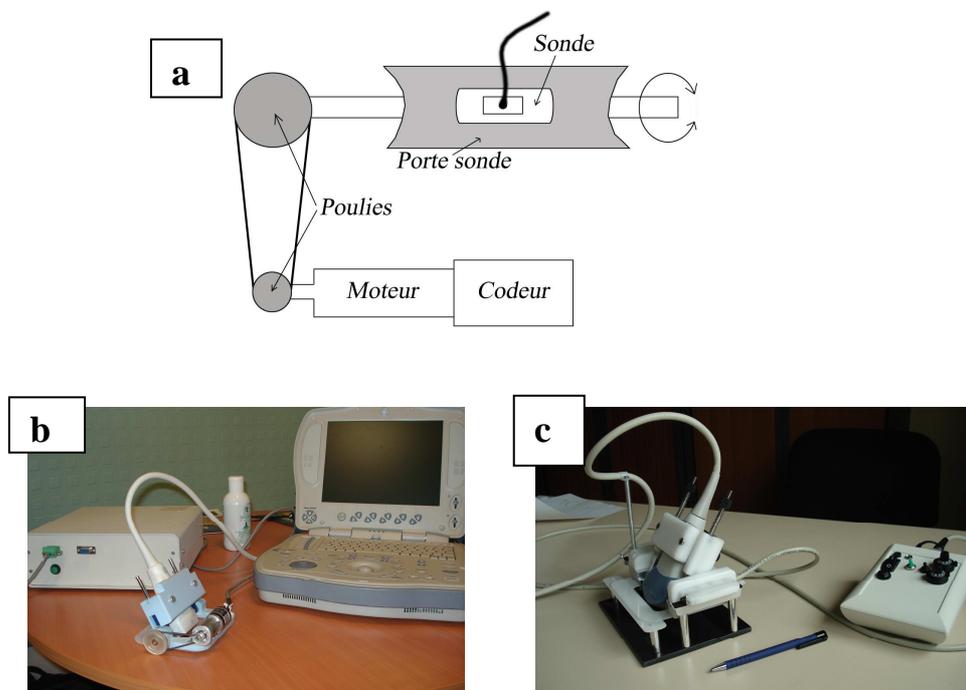


Figure 20 : Architecture du prototype mécanique du TILTER (a), Prototype mécanique (b), TILTER modèle Hospitalier utilisé (c)

1.1.2 - Mise au point d'algorithmes de stockage et d'identification lors de la phase de capture d'images échographiques.

Image_0000
Image_0001
Image_0002
Image_0003
Image_0004
Image_0005
Image_0006
Image_0007
Image_0008
Image_0009
Image_0010
Image_0011
Image_0012
Image_0013
Image_0014
Image_0015
Image_0016
Image_0017
Image_0018
Image_0019

Toutes les « x » millisecondes, le système mécanique déplace, « oriente », la sonde. Pour l'acquisition des images, nous avons opté pour une carte MV_Delta, capable de faire l'acquisition des trames entrelacées à une fréquence de 50Hz.

Le flux vidéo provenant de l'échographe (environ 40 images secondes en général) étant connecté à cette carte, nous pouvons donc en quelques secondes, acquérir des images ultrasonores entières pour chacune des 20 à 100 positions sélectionnées pendant le Tilt.

Ces images sont alors archivées dans un répertoire selon leur ordre d'acquisition.

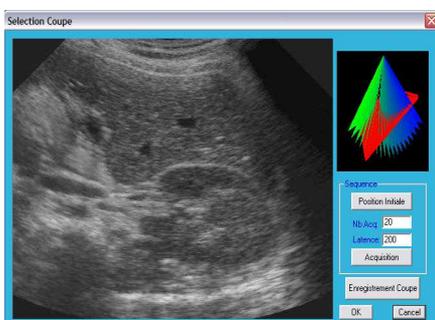
Pour le moment, via l'interface proposée ci-contre, les images ainsi

acquises sont numérotées de 1 à N, N étant le nombre de coupes totales souhaitées par l'utilisateur.

Espacement entre les plans successifs recueillis :

L'angle entre deux coupes ainsi obtenues correspond au rapport entre l'angulation maximale du système (130°) et le nombre maximal de coupes désirées ($N > 1$) moins une : soit $130 / (20 - 1) = 6.84^\circ$ sur l'exemple ci dessus. Pour un organe profond l'espace entre 2 plans successifs à 15 cm de profondeur sera d'environ 1.8 cm ($15\text{cm} \rightarrow 6,84^\circ = 15 \times 0.12 = 1.8\text{cm}$).

- Le principe de la reconstruction 3D.



En couplant l'image acquise à la position spatiale de la sonde, maintenue par le système mécanique, il est possible d'agencer diverses images au sein d'un même volume. C'est dans cette optique que l'Interface Homme-Machine présentée ici est développée.

Cette application, doit permettre :

- i) d'acquérir un nombre suffisant d'images provenant d'un échographe pour réaliser des plans de coupes reconstruit suffisamment dense. La difficulté sera de trouver le compromis entre nombre d'images important et fichier d'image compatible avec la liaison internet reliant le centre patient au centre expert.
- ii) de reconstruire le volume de données (positionnement des coupes dans l'espace) ;
- iii) de sélectionner une coupe dans le volume ainsi obtenu.

1.2- Mise au point du protocole de capture manuelle « Main levée » des volumes d'images échographiques

Le mouvement de tilt est un arc de cercle dont le point de rotation se situe au niveau du point de contact entre la peau et la sonde (figure 21). La sonde doit être perpendiculaire au plan de la peau. Le mouvement démarre d'un côté de la perpendiculaire à la peau pour finir de l'autre côté. Au mieux l'angle réalisé par la sonde est égal de chaque côté par rapport à la perpendiculaire à la peau. Le point de rotation ne doit pas bouger pendant le mouvement de la sonde.

Le mouvement de tilt est imprimé à vitesse faible et régulière (environ $-50/+50^\circ$ en 05 secondes) à une sonde échographique 2D (figures 22 et 23).

Ce mouvement a été retenu eu égard aux résultats satisfaisants qu'il nous a permis d'obtenir lors du traitement volumique d'image comparativement aux mouvements de précession, de rotation et de translation que nous avons également testés.

Des mouvements trop lents allongeaient la durée d'acquisition du flux vidéo avec pour corollaire une quantité excessive d'images difficiles à recadrer lors du traitement. Une vitesse moyenne de 3 cm par seconde a donné les meilleurs résultats.

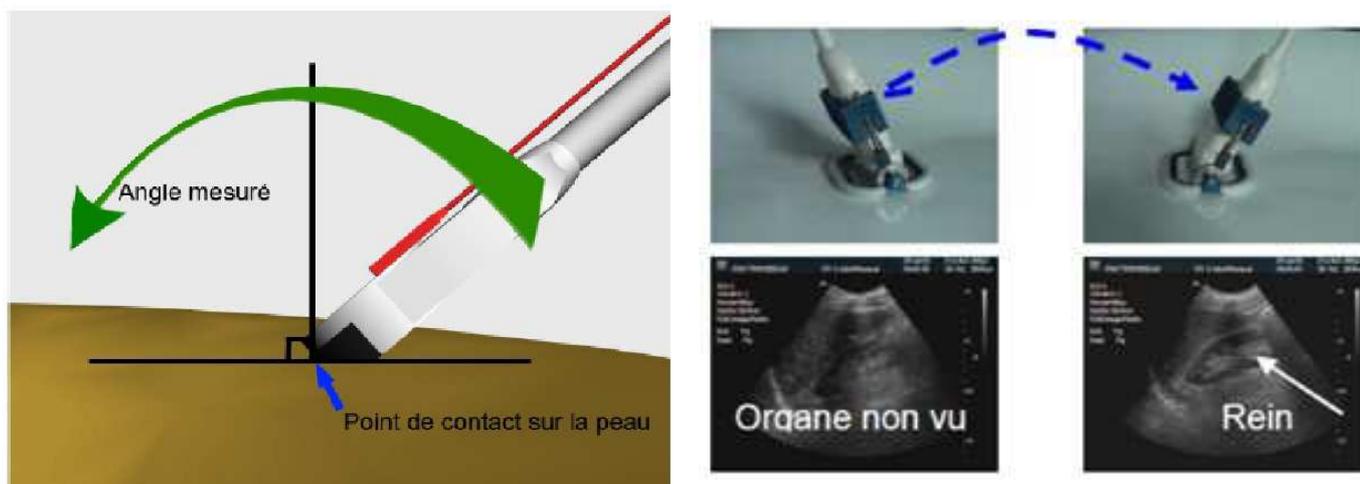


Figure 21 : Mouvement de tilt schématisé.

Figure 22: Mouvement de TILT de $\pm 50^\circ$ de gauche (pas d'organe visible) à droite (organe apparaît) pour scanner entièrement l'organe.



Figure 23 : Apprentissage d'un mouvement de tilt manuel à un non Expert.

1.3-Développement du navigateur virtuel 3D pour le traitement diagnostique des images.

1.3.1- Nécessité de la navigation d'un plan virtuel dans le volume d'images collectées

Le but de cette application est d'acquérir en une seule fois (quelques secondes) un ensemble de coupes c'est-à-dire un volume d'images dans lequel se trouve l'organe à étudier, sans que ce dernier soit forcément correctement visualisé dans les plans de coupes nécessaires au diagnostic pendant le balayage d'acquisition. Le programme de navigation doit permettre à posteriori de déplacer un plan de coupe dans le volume acquis et de réaliser les plans de coupe de l'organe souhaités.

Cette application présente plusieurs avantages :

- la possibilité d'effectuer le diagnostic à distance et à posteriori par transfert du volume d'images malgré un débit faible et inconstant des lignes de communication (Internet) ;

- la possibilité de recouper dans le volume dans des directions non atteignables anatomiquement (plan de coupe perpendiculaire au plan du faisceau ultrasonore d'acquisition) ;
- la possibilité pour un deuxième expert de retraiter et reinterpréter un volume d'images réalisées par un premier expert.

1.3.2- Construction de la matrice échographique à partir du volume « conique » d'images collectées (volume d'images).

Une fois les différentes coupes acquises et donc l'ensemble des coordonnées de leurs points repérées dans l'espace (Figure 24 A), la difficulté réside dans l'interpolation des divers pixels présents dans le volume incluant ces coupes.

Méthode 1 (complète) : Elle est basée sur la reconstruction d'un volume d'images cubiques par re-calcul de chacun des pixels des coupes échographiques acquises. Cet espace incluant les données de toutes les coupes ultrasonores (matrice de points) représentera l'espace de travail dans lequel on cherchera la coupe nécessaire au diagnostic. Cette méthode permettrait, après la phase gourmande en temps de calcul, de pouvoir déplacer le plan échographique « virtuel » dans le volume d'images recalculé, et visualiser quasi instantanément la coupe recherchée pour le diagnostic (coupe longitudinale ou transversale d'un organe).

Méthode 2 (Itérative) : Les coordonnées des pixels de chaque coupe recherchée pour le diagnostic sont recalculées en interpolant les points d'intersection et de voisinage du plan désiré avec les coupes échographiques stockées. Chaque point du plan échographique virtuel recherché est donc calculé à partir des éléments connus de son voisinage sans avoir à traiter l'ensemble des coupes échographiques avec lesquelles ce plan n'intercepte pas.

Les premiers essais sur les deux méthodes ont conforté dans l'idée que la première méthode de reconstruction, ne pouvait être viable qu'avec un matériel performant (beaucoup de mémoire vive). Il est en effet nécessaire au départ de recalculer la totalité des points du volume. Par contre, une fois le volume reconstruit, la recherche de chaque nouvelle coupe devient alors fluide et instantanée.

La seconde méthode peut fonctionner sur un matériel moins coûteux. Par contre, le temps de réalisation des différentes coupes nécessaires au diagnostic sera sensiblement plus long et la manœuvre moins souple, et risque donc d'être moins adaptée à la recherche d'un diagnostic en urgence.

1.3.3- Première étape de la méthode complète

La méthode schématisée sur la figure 24B est l'option retenue. Un pixel n'appartenant pas initialement à l'une des coupes acquises (Coupe X) est alors interpolé en prenant en considération les deux pixels des deux coupes les plus proches de cette coupe X. Encadrée par ces deux coupes, la valeur du pixel sera alors calculée en fonction du voisinage présent sur chacune d'entre elles de la façon suivante :

$$P = \frac{1}{\sum_i w_i} \times \sum_{i \in \text{voisinage}} w_i P_i$$

Avec :

P : le niveau de gris du pixel recherché

P_i : les pixels voisins des coupes les plus proches

w_i : « poids » sur la valeur des niveaux de gris voisins permettant de prendre en considération la distance séparant le point recherché des diverses coupes.

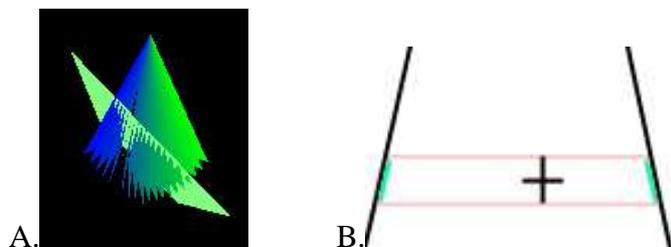


Figure 24 : A- Coupes acquises repositionnées et référencées dans l'espace. B - Calcul des pixels intermédiaires (non placés sur les coupes) par estimations par rapports aux pixels les plus proches sur les coupes voisines.

❖ La phase d'analyse

L'objectif de cette phase est de faire naviguer un plan virtuel dans la matrice de données échographiques (volume échographique 3D).

- Ensemble d'images échographiques natives capturées en mode tilt et stockées, à partir desquelles on effectue la reconstruction de plans variés (Figure 25)

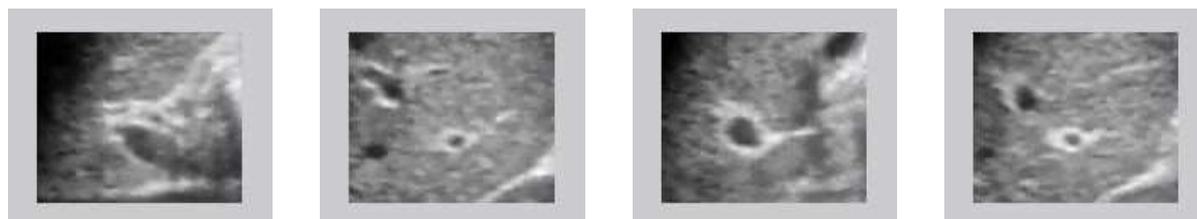


Figure 25 : Images échographiques natives (4 sur les 60 acquises) initialement par mouvement de Tilt (séquence automatique)

Application de la méthode à un volume d'images échographiques natives (directement issues d'un échographe) : Navigation dans 2 plans orthogonaux **verticaux** (Figure 26) et **horizontaux** (Figure 27).

- Deux Images reconstruites dans des plans verticaux à partir des plans d'acquisition inclinés (Plans natifs bleu) 26A.

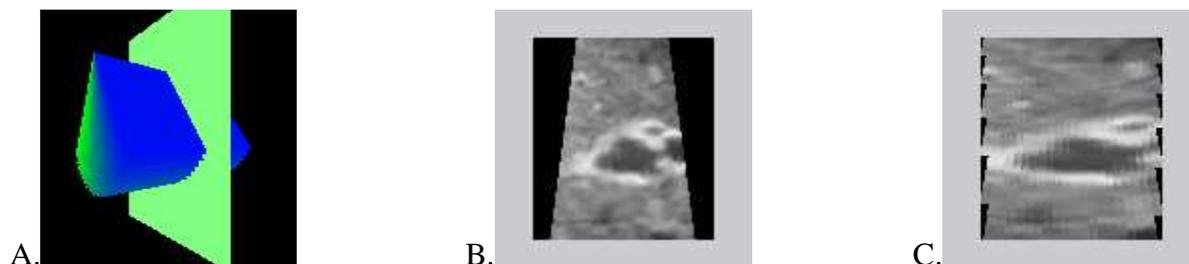


Figure 26 : Coupes successives dans la matrice échographique (volume 3D) construites à partir des points des images de la figure 25. La coupe (26B) est verticale (plan vert) et perpendiculaire aux plans d'acquisition (Bleu). L'image (26C) correspond à un plan vertical (plan noir) perpendiculaire au plan de la coupe 26B. La coupe 26B est obtenue à partir d'un nombre d'acquisitions plus important que la coupe 26C (résolution meilleure).

- Deux Images dans un plan perpendiculaire au plan d'acquisition (coupe verticale et horizontale dans la matrice échographique ou volume 3D) reconstruites à partir des plans (bleu) Figure 27A.

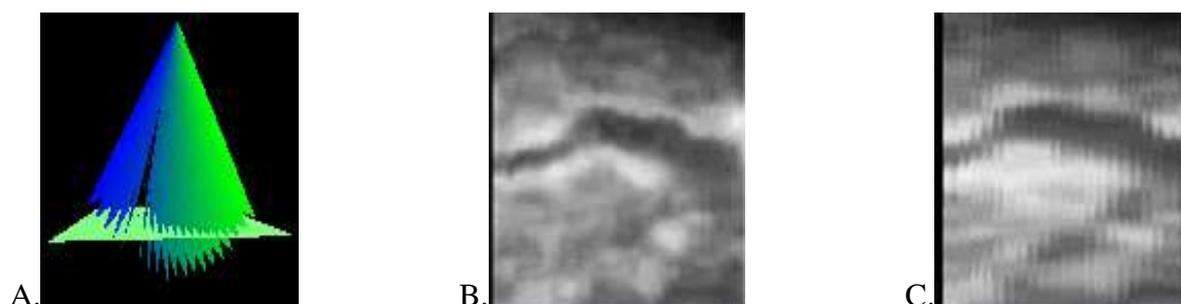


Figure 27 : Coupe horizontale reconstruite dans la matrice échographique (27A). La coupe effectuée est orthogonale au faisceau ultrasonore (plan horizontal). L'image 27B correspond à la coupe horizontale obtenue suite à un nombre d'acquisitions plus important que la coupe 27C.

1.3. 4- Evolution de la méthode complète

La méthode développée doit tenir compte des limites des ordinateurs afin de conserver une navigation fluide même sur un matériel de performance moyenne.

La première étape est donc de fixer la densité de la matrice 3D (des tests ont montré qu'une résolution 160 x 225 x 225 est optimale). Les observations effectuées sur des matrices de cette densité permettent de disposer de 1 à 2 images par degré sur tout l'angle balayé par mouvement de tilt. Un nombre inférieur entraîne une pixellisation excessive de l'espace 3D, un nombre supérieur augmentera les temps de calcul pour rien, les informations ajoutées seront redondantes avec d'autres déjà présentes. Ce nombre doit rester constant pendant tout le balayage afin de ne pas déformer l'espace 3D.

Les images obtenues par mouvement de tilt forment un balayage angulaire. Il faut donc dans un premier temps étudier les images récupérées par le logiciel, pour générer des coupes transversales parallèles de l'espace. Un parallélépipède formé par un ensemble d'images représentant les couches axiales successives est ainsi obtenu.

La plupart des logiciels permettant de naviguer dans un espace 3D, effectuent des calculs sur l'ensemble d'une matrice 3D à l'aide de coordonnées cartésiennes et d'équations de plans. Cette approche ne peut pas être utilisée dans ce contexte. En effet, la densité de l'espace 3D est trop élevée pour cela.

Un traitement similaire aux différentes coupes axiales préalablement calculées devrait être effectué.

Le logiciel parcourt chacune des images représentant une coupe axiale et en extrait tous les points générés par une équation du type $y = ax + b$. Cette équation dépendant de la rotation et de la translation étudiée ainsi que de la coupe traitée à ce moment précis.

Pour que le coefficient directeur soit toujours compris entre -1 et 1 , le parallélépipède est considéré comme un cube exploré différemment selon la face traitée. On estimera qu'on est sur une face donnée lorsque l'on est parallèle à cette face à 45° près ($\pm 45^\circ$ en rotation selon X et selon Y).

Les points ainsi sélectionnés sont projetés sur un plan horizontal, puis le plan ainsi obtenu est étiré si besoin pour compenser la déformation due à l'approximation pixelique.

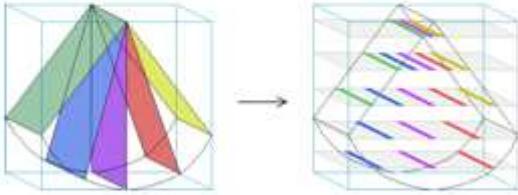
Ces déformations peuvent entraîner des espaces entre certains pixels dans la reconstitution. Pendant que l'on se déplace dans le volume, ces espaces sont remplis avec la valeur d'un pixel voisin. Lorsque l'on fixe une image, une interpolation s'exécute, on attribue alors au point manquant la valeur de la moyenne de tous ses voisins.

L'image ainsi obtenue peut être sauvegardée. Le logiciel sauvegarde automatiquement une copie des images échographiques.

Navigation 3D – Echo CNES Le prétraitement des données

Élaboration de l'espace 3D

- Extraction de chacune des images le segment correspondant à la hauteur de la coupe axiale par exemple
- Prise en compte du décalage engendré par l'angle du plan





1.3. 5- Optimisation du logiciel basé sur la reconstruction complète

La méthode itérative permet de générer un ensemble de plans perpendiculaires aux plans natifs capturés lors du tilt de la sonde. Un ensemble d'outils de calcul et d'interpolation est utilisé pour maintenir une densité d'information sensiblement constante entre les différents points du plan reconstruit en particulier pour les plans profonds.

Les commandes du logiciel ont également été modifiées : le système de navigation actuel permet de translater trois plans virtuels perpendiculaires à Ox , Oy , et Oz et d'imprimer une rotation de 360° autour du point central de l'espace de navigation autour de l'axe Ox ou Oy .

Cette évolution a été dictée par les besoins de pouvoir explorer le volume de chaque organe : la taille des images à traiter est éditée par élimination des bordures de l'image ne contenant pas d'information utile. Après avoir récupéré le volume d'images et réalisé la matrice des plans horizontaux recalculés, l'opérateur balaye l'ensemble de la matrice perpendiculairement à l'axe Oz afin de localiser l'organe recherché. Ensuite, la structure identifiée est déplacée au centre de l'écran en translatant les plans Ox et Oy . Enfin, l'ensemble du volume de l'organe est balayé en actionnant les plans de rotation autour du point central de l'écran c'est-à-dire du point sur lequel est centré l'organe.

1.4-Mise au point de la cartographie des fenêtres acoustiques des organes abdomino-pelviens et fœtaux.

1.4.1-Fenêtres acoustiques des organes abdomino-pelviens

Les échographies abdominales de 150 premiers patients ont permis d'identifier des zones de haute probabilité de présence de fenêtres acoustiques spécifiques d'un organe. La procédure suivie était la suivante : un opérateur expert réalise l'échographie d'un organe selon la procédure habituelle c'est-à-dire sans tenir compte des repères anatomiques du sujet. Pour la vésicule biliaire, l'opérateur positionne sa sonde en regard de l'aire de palpation de la vésicule (celle où le médecin recherchera une douleur à la pression chez un patient présentant un tableau clinique de cholestase, cholécystite..). Cette voie d'abord clinique n'est souvent pas celle qui conviendra pour l'échographie. Sur le trajet qui va de la peau à la vésicule biliaire, des anses intestinales peuvent intercepter le faisceau ultrasonore généré par la sonde empêchant toute visualisation de l'organe. L'opérateur déplace alors sa sonde et se repère dans sa trajectoire par la succession d'images qui défilent sur son écran. Il peut ainsi se déplacer sur une surface de 10 cm². Notre opérateur expert en navigant dans la zone des 10 cm² va identifier différentes structures connues pour être dans la proximité de l'organe recherché, se rapprocher de lui et même réaliser la coupe qu'il souhaite. L'opérateur non expert sera dans l'incapacité de reconstruire mentalement la trajectoire suivie par sa main (et la sonde) il faudra lui indiquer directement où poser la sonde. Pour ce faire, nous avons déterminé après que l'expert ait trouvé le bon emplacement de chaque fenêtre acoustique, les coordonnées de celle-ci par rapport à plusieurs axes anatomiques du corps (ligne mamelonnaire droite et gauche, axillaire droite et gauche, médiane, ombilicale, xiphoïde, rebord costal droit et gauche) (figures 28, 29 et 30). Pour chaque organe, les coordonnées des fenêtres acoustiques x et y ont été calculés (moyenne \pm écart type) et représenté dans une figure. Une surface elliptique a été aussi calculée centrée par la moyenne avec la longueur ($2x_{dx}$) et la largeur ($2y_{dy}$).

Ces **150** premiers examens ayant permis d'identifier les zones les plus probables pour l'accès aux organes recherchés (organes abdominaux et pelviens), les **150** cas suivants ont confirmé la validité des zones identifiées lors de 150 premiers examens. On notera que les **300** échographies de repérage des fenêtres acoustiques ont été réalisées sur des patients tout venant c'est-à-dire sur un échantillon étendu de morphotypes divers.

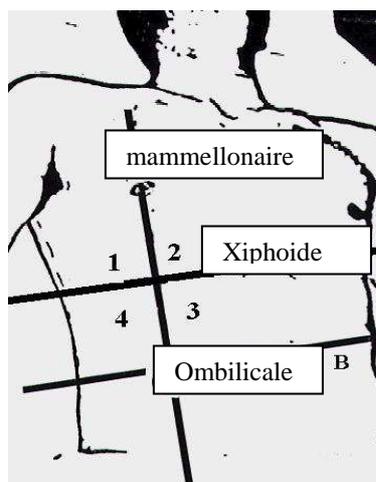


Figure 28a: Axes anatomiques pour cartographie des voies biliaires



Figure 28b: Image échographique de la vésicule biliaire



Figure 29a : Image échographique du rein droit

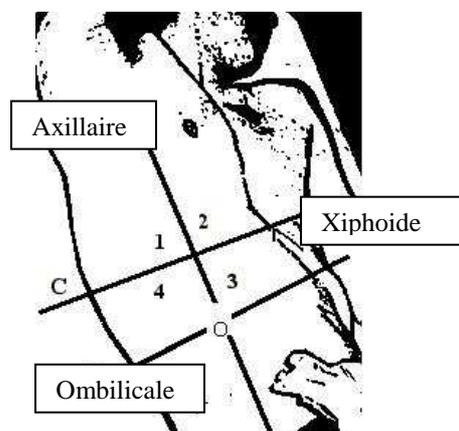


Figure 29b : Axes anatomiques pour cartographie du rein droit



Figure 30a : Image échographique rein gauche - rate

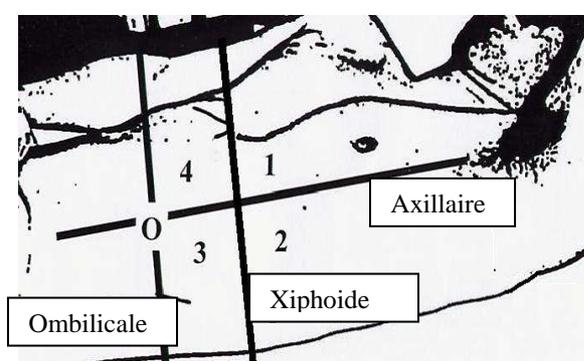


Figure 30b : Axes anatomiques pour cartographie du rein gauche - rate

1.4.2-Fenêtres acoustiques des organes fœtaux (Tête fœtale, abdomen, cœur, cordon ombilical, placenta, liquide amniotique).

Au terme des 70 échographies obstétricales réalisées, une méthode de localisation des fenêtres acoustiques des organes fœtaux a été mis au point.

Un quadrant horaire a été conçu sur l'abdomen des gestantes. Le pivot des aiguilles du quadrant horaire est sur l'ombilic : sur la ligne ombilicale horizontale flanc Droit de la patiente = 9h, sur la ligne ombilicale horizontale flanc Gauche de la patiente = 9h, sous ombilical sur la ligne médiane = 6h, sus ombilical sur la ligne médiane = 12h...

L'Expert demande à l'opérateur non Expert de déplacer lentement la sonde dans les cadrans horaires et au cours de ce balayage, l'Expert repère les différents organes fœtaux (tête, abdomen, cordon ombilical, thorax, membre inférieur, placenta, liquide amniotique) et identifie leur fenêtre échographique en référence aux cadrans horaire.

La fenêtre « sus pubienne » est une autre fenêtre d'abord facile à identifier et fort utile en fin de gestation, il suffit de positionner la sonde sur le bord supérieur de l'épine pubienne.

Une fois les fenêtres acoustiques étant repérées l'expert demandera à l'opérateur de les aborder une par une afin de réaliser au niveau de chacune l'incidence optimale pour l'organe fœtal concerné.

2- Technologie de la télétransmission entre site Expert et site Patient

2.1- Technologie de vidéoconférence : Caméra Axis 207 optimisé par Skype

Une caméra réseau (Axis 207W – adresse IP) est installée au centre isolé (centre patient) et au centre expert. Ces deux caméras permettent une transmission audio et vidéo (visioconférence) entre ordinateur du centre patient et du centre expert par liaison internet.

La Caméra Réseau AXIS 207W est dotée d'un capteur d'image CMOS de haute qualité, à balayage progressif qui est particulièrement performant dans des conditions de faible éclairage, jusqu'à 1 lux. Elle est équipée du protocole MPEG-4 avec estimation des mouvements, pour utiliser au mieux la bande passante. La prise en charge simultanée des formats MPEG-4 incluant l'audio, Motion JPEG et image fixe JPEG, permet d'obtenir une très bonne qualité d'image tout en optimisant au maximum l'utilisation de la bande passante. Elle dispose d'un microphone intégré qui permet une communication audio-visuelle entre des

utilisateurs distants. Elle est munie d'un serveur Web intégré qui rend possible une visualisation en simultané par un nombre illimité d'utilisateurs, via une simple connexion Ethernet.

Sa connectivité en RJ45 permet de la brancher directement à un routeur ou à un routeur internet. Entièrement autonome, sa configuration s'effectue à travers son interface web intuitive. Elle permet de transmettre des images de qualité VGA (640*480 pixels) ainsi que le son par son micro intégré.

Skype est logiciel libre en ligne qui permet d'établir des communications audio-visuelles par internet entre deux utilisateurs de ce système. Il utilise l'équipement présent sur l'ordinateur où il est installé pour envoyer les vidéos (via une webcam) et audio (via le micro intégré par exemple). Doté d'un système de notification d'appel et équipé d'un répertoire. Il permet de facilement communiquer avec un autre interlocuteur lorsque celui-ci est connecté sur le réseau. Pour utiliser Skype, l'ordinateur sur lequel il est installé doit être équipé d'une webcam et d'un microphone (équipant la plupart des ordinateurs portable ou netbook vendus de nos jours). Une webcam filaire est à prévoir afin d'observer au mieux la sonde sur le patient lors de la télé-échographie. Dernier point, le protocole de Skype étant propriétaire, la sécurisation des flux transmis n'est pas infaillible.

Caractéristiques techniques – Caméras réseau AXIS 207/207W/207MW

Caméra		Intégration système	
Modèles	AXIS 207 : Résolution VGA, interface filaire AXIS 207W : Résolution VGA, interface filaire et sans fil AXIS 207MW : Résolution mégapixel, interface filaire et sans fil	Application de programmation	API ouverte pour l'intégration logicielle, y compris VAPIX® d'Axis Communications – disponible sur www.axis.com
Capteur d'image	AXIS 207/207W : Capteur CMOS VGA RVB à balayage progressif 1/4" AXIS 207MW : Capteur CMOS 1,3 mégapixel RVB à balayage progressif 1/3"	Vidéo intelligent	Détection de mouvement vidéo, détection audio
Objectif	AXIS 207/207W : 4,0 mm, F2.0, iris fixe, angle de prise de vue horizontal : 55 ° AXIS 207MW : 3,6 mm, F1.8, iris fixe, angle de prise de vue horizontal : 74 °	Événements déclencheurs d'alarme	Vidéo intelligente et entrée externe
Sensibilité à la lumière	AXIS 207/207W : 1 à 10 000 lux, F2.0 AXIS 207MW : 2 à 10 000 lux, F1.8	Événements d'alarme	Téléchargement de fichiers par FTP, HTTP et courrier électronique Notification par courrier électronique, HTTP et TCP Activation de sortie externe
Shutter time	AXIS 207/207W : 1/10000 s to 1/2 s AXIS 207MW : 1/10000 s to 1/10 s	Mémoire tampon vidéo	AXIS 207/207W : 4 Mo pré et post-alarme AXIS 207MW : 2 Mo pré et post-alarme
Vidéo		Général	
Compression vidéo	MPEG-4 Partie 2 (ISO/IEC 14496-2) Motion JPEG	Processeurs et mémoire	ARTPEC-A 32 Mo de RAM AXIS 20 : Mémoire Flash de 4 Mo AXIS 207W/207MW : Mémoire Flash de 8 Mo
Résolutions	AXIS 207/207W : Jusqu'à 640 x 480 AXIS 207MW : Jusqu'à 1 280 x 1 024	Alimentation	AXIS 207 : 4,9 à 5,1 V CC, 2,5 W max. AXIS 207W : 4,9 à 5,1 V CC, 3,5 W max. AXIS 207MW : 4,9 à 5,1 V CC, 4,0 W max.
Fréquence d'images MPEG-4	AXIS 207/207W : Jusqu'à 30 ips AXIS 207MW : Jusqu'à 7 ips à 1280x1024, jusqu'à 10 ips à 1280x720	Connecteurs	RJ-45 Ethernet 10BASE-T/100BASE-TX, Auto-MDIX Terminaux pour 1 entrée d'alarme, 1 sortie et connexion courant alternatif
Fréquence d'images Motion JPEG	AXIS 207/207W : Jusqu'à 30 ips AXIS 207MW : Jusqu'à 12 ips à 1280x1024, jusqu'à 14 ips à 1280x720	Conditions d'utilisation	5 à 50 °C Humidité relative de 20 à 80 % (sans condensation)
Flux de données vidéo	Flux MPEG-4 et Motion JPEG simultanés Fréquence d'images et bande passante contrôlables MPEG-4 avec débit binaire constant (DBC) ou variable (DBV)	Homologations	AXIS 207 : EN 55022 Classe B, EN 61000-3-2, EN 61000-3-3, EN 55024, EN 61000-6-1, FCC Partie 15 Sous-partie B Classe B, ICES-003 Classe B, VCCI Classe B, C-tick AS/NZS 3548, EN 60950-1 AXIS 207W/207MW : EN 300 328, EN 301 489, FCC Partie 15 Sous-partie B et C Classe B, ICES-003 Classe B, RSS210, VCCI Classe B, TELEC, C-tick AS/NZS 4771, MIC, EN 60950-1 Alimentation : EN 60950-1, UL, CSA
Paramètres d'image	Compression, rotation, couleur, luminosité, contraste, balance des blancs Texte en surimpression	Poids	AXIS 207 : 180 g) AXIS 207W/207MW : 190 g
Audio		Accessoires inclus	Alimentation, socle, pince, bloc de connexion, manuel d'installation, CD avec outil d'installation, logiciel et manuel de l'utilisateur, 1 licence utilisateur décodeur Windows
Flux de données audio	Simplex	Pour plus d'informations, consultez le site www.axis.com	
Compression audio	AAC LC 8 kHz AXIS 207W/207MW : G.711 PCM 8 kHz, G.726 ADPCM 8 kHz Débit binaire configurable		
Entrée/sortie audio	Microphone intégré		
Réseau			
Interface sans fil	AXIS 207W/207MW : IEEE 802.11g/b		
Sécurité	Protection par mot de passe AXIS 207W/207MW : Filtrage d'adresses IP, cryptage HTTPS, WEP 64/128 bits, WPA-PSK, WPA2-PSK		
Protocoles pris en charge	IPv4, HTTP, TCP, ICMP, QoS Layer 3 DiffServ, RTSP, RTP, UDP, IGMP, RTCP, SMTP, FTP, DHCP, UPnP, Bonjour, ARP, DNS, DynDNS, SOCKS, NTP AXIS 207W/MW : IPv6, HTTPS, SNMPv1/v2c/v3 (MIB-II)		

2.2- Technologie de transmission des vidéos échographiques : Serveur vidéo Internet AXIS 243

La transmission des images échographiques entre les sites est assurée par le serveur vidéo internet (Axis 243 – adresse IP). Ce dernier est connecté à l'échographe 2D du site isolé et transfère des séquences vidéo échographiques via le réseau internet en temps réel.

Le serveur vidéo AXIS 243 transforme un signal vidéo analogique (provenant de l'échographe sur une connectique coaxiale au format PAL) en un flux vidéo numérique diffusable sur internet (flux MJPEG). Il peut livrer les données avec la résolution la plus élevée de 4CIF, à raison de 30/25 images (NTSC/PAL)

Il dispose d'un ensemble complet de fonctions de sécurité, dont les niveaux d'accès utilisateur multiples, le cryptage HTTPS et le filtrage d'adresses IP, assurant ainsi une gestion et une configuration sûres de la vidéo.

Pour les branchements, il dispose d'une entrée vidéo BNC et d'une sortie vidéo BNC qui est la copie de l'entrée. Cela permet de restituer l'image qui va être convertie sur un écran annexe (de contrôle par exemple)

Il est pourvu d'une interface web autonome utilisable à partir d'un navigateur web. Il est fourni aussi avec un kit intégrable dans les interfaces de programmations tel que Visual Studio ou C++ Builder pour son exploitation. De plus il dispose d'une entrée audio stéréo, d'un port RS232 pour installer une télécommande et 12 entrées/sorties commandables (gestion des alarmes et des mouvements de cameras).

Dans le cadre du projet, le flux vidéo récupéré est de type MJPEG1. Ce type de format utilise beaucoup de bande passante (de l'ordre de 2Mbits/s) mais il bénéficie d'une compression faible. Cela permettant d'obtenir une image claire et exploitable. Pour les débits plus faibles, le flux sera de format MP4 qui bénéficie d'une compression forte.

Le transfert des séquences vidéo peut se faire en temps différé (site ftp) si le débit de la connexion internet entre les 2 centres est bas.

Caractéristiques techniques – Serveur vidéo AXIS 243SA

Encodeur vidéo		Intégration de systèmes	
Compression vidéo	MPEG-4 Partie 2 (ISO/IEC 14496-2) Motion JPEG	Interface de programmation d'applications	API ouverte pour l'intégration logicielle, y compris VAPIX® d'Axis Communications – disponible sur www.axis.com
Résolutions	De 704x576 à 160x120	Vidéo intelligente	Détection de mouvement vidéo, alarme de détérioration, détection audio
Fréquence d'images MPEG-4	30/25 (NTSC/PAL) ips dans toutes les résolutions	Déclencheurs d'alarme	Vidéo intelligente, entrées externes, redémarrage du produit, perte vidéo
Fréquence d'images Motion JPEG	30/25 (NTSC/PAL) ips dans toutes les résolutions	Événements déclencheurs d'alarme	Téléchargement de fichier par FTP, HTTP et courrier électronique Notification par courrier électronique, HTTP et TCP Activation de sortie externe Préréglages PTZ Stockage local
Flux de données vidéo	Flux Motion JPEG et MPEG-4 simultanés Fréquence d'images et bande passante contrôlables VBR/CBR MPEG-4	Mémorisation vidéo	9 Mo pré/post-alarme
Paramètres d'image	Compression, couleur Rotation : 90°, 180°, 270° Correction du format d'image Texte et image en surimpression Masque de confidentialité Filtre de désentrelacement	Panoramique/Inclinaison/Zoom	Compatible avec une large gamme de caméras PTZ analogiques (pilotes disponibles au téléchargement sur www.axis.com) 20 préréglages, tour de garde et file d'attente de contrôle PTZ Prise en charge des joysticks compatibles Windows
Audio		Général	
Flux de données audio	Bidirectionnel (duplex intégral ou semi-duplex)	Boîtier	Boîtier métallique. Autonome, empilable ou avec supports pour montage mural ou cabine
Compression audio	G.711 PCM 8 kHz 64 Kbits/s G.726 ADPCM 8 kHz 32 ou 24 kbit/s	Processeurs et mémoire	ETRAX 100LX, ARTPEC-2, 32 Mo de mémoire RAM, 8 Mo de mémoire Flash
Entrée/sortie audio	Entrée de microphone externe ou entrée de ligne Sortie de niveau de ligne	Alimentation	7 – 20V CC, max 8 W
Réseau		Connecteurs	Vidéo composite analogique Détection automatique NTSC/PAL : 1 entrée BNC, 1 sortie BNC (en boucle) ou entrée vidéo Y/C RJ-45 10BaseT/100BaseTX Bloc de terminal d'E/S pour quatre entrées et quatre sorties d'alarmes, RS-485, connexion pour alimentation alternative D-sub pour RS-232 Entrée de ligne/micro 3,5 mm, sortie de ligne 3,5 mm
Sécurité	Protection par mot de passe, filtrage d'adresses IP, cryptage HTTPS, contrôle d'accès réseau IEEE 802.1X	Conditions d'utilisation	5 à 50 °C Humidité relative de 20 à 80 % (sans condensation)
Protocoles pris en charge	IPv4/v6, HTTP, HTTPS, QoS layer 3 DiffServ, FTP, SMTP, Bonjour, UPnP, SNMPv1/v2c/v3(MIB-II), DNS, DynDNS, RTSP, RTP, TCP, UDP, IGMP, RTCP, ICMP, DHCP, ARP, SOCKS	Homologations	EN 55022 Classe B, EN 61000-3-2, EN 61000-3-3, EN 55024, FCC Partie 15 Sous-partie B Classe B, ICES-003 Classe B, VCCI Classe B, C-tick AS/NZS CISPR 22, EN 60950-1 Alimentation : EN 60950-1, UL, cUL
		Poids	540 g
		Accessoires inclus	Bloc d'alimentation, kits de montage et de connexion, guide d'installation, CD avec outils d'installation et de gestion, logiciel et manuel de l'utilisateur, 1 licence utilisateur pour décodeur Windows

2.3- Mise au point du logiciel d'acquisition et de stockage des volumes d'images échographiques : Télé Echography-Aquisition (TEA)

Le logiciel TELE ECHOGRAPHY-ACQUISITION permet le stockage et la sauvegarde du flux vidéo échographique mais aussi la décomposition des séquences vidéo en série d'images JPEG. Ce logiciel a l'avantage de déclencher l'enregistrement et le découpage de la vidéo en images JPEG au centre isolé et au centre expert.

En effet la capture et la visualisation du flux video MJPEG provenant du serveur video AXIS 243SA (image de l'échographe du site patient) s'effectuent par un composant activeX AXIS media control. Ce composant, a été intégré dans le logiciel de programmation Embarcadero C++ Builder et assure la gestion des connexions avec l'appareil distant et le décodage du flux.

Le logiciel TEA s'occupe de gérer les fonctionnalités de ce composant afin d'obtenir l'enregistrement en vidéo et en séquence d'images du flux reçu. Il permet de choisir un dossier de référence d'enregistrement qui s'adapte aux informations renseignées au lancement du logiciel.

Les adresses de connexions et les dossiers d'enregistrements sont aussi mis en mémoire dans un fichier de configuration (d'extension .tea) afin d'éviter une reconfiguration systématique au lancement de TEA.

Des boutons de fonctions conçus sur le logiciel permettent d'effectuer les enregistrements de vidéo, d'images fixes ou de séquence d'image.

2.4- Mode de transfert en différé des séquences vidéo échographiques par serveur FTP

Lors d'une capture en différée, les séquences vidéo et d'images sont stockés dans la mémoire de l'ordinateur situé au centre patient. Afin que le médecin expert puisse utiliser ces données, il faut les transférer. Le transfert par FTP (File Transfert Protocol) permet d'envoyer ou de recevoir des données en se connectant en client (demandeur) sur un serveur FTP avec son login (nom d'utilisateur) et mot de passe. Nous avons privilégié ce mode afin de ne dépendre d'aucun service de transfert externe aux moyens de l'hôpital. L'installation d'un serveur FTP est possible sur tout ordinateur et peut être accédé depuis internet si celui-ci possède une connexion de ce type après une configuration sur le routeur.

Pour ensuite y accéder deux solutions ont été envisagées :

- **FileZila**

C'est un logiciel open-source (libre) qui permet d'accéder à un FTP et permettre d'effectuer des transmissions de données entre l'ordinateur et le serveur distant. Il est simple d'utilisation et se souvient des sites FTP sur lequel il s'est connecté. Cependant il est dépourvu d'un planificateur de tâches, qui rendrait automatique les transmissions des données en fin de séquence télé-échographique.

- **Explorateur Windows**

Moins utilisé mais aussi pratique, c'est l'explorateur windows qui gère nativement la navigation dans un site FTP. Il peut être mis directement en raccourci sur le bureau afin de faire gagner du temps à l'utilisateur. Cette technique demande moins de manipulation que l'utilisation de FileZilla où le chemin du répertoire de départ (où l'on prend les fichiers à transférer) doit être connu dans l'arborescence des dossiers windows.

2.5- Technologie de transmission d'images échographiques et mammographiques : Dropbox et Logmein (Logiciels libres en ligne)

- **Logiciel Dropbox**

Dropbox est un service de stockage et de partage de copies de fichiers locaux en ligne proposé par Dropbox, Inc., entreprise localisée à San Francisco, en Californie

Ce service d'informatique en nuage est accessible via n'importe quel navigateur web, mais aussi en utilisant un client multi-système d'exploitation Web: Macintosh, MS Windows, iOS ainsi que sur Android, sur BlackBerry et sur webOS. Ce client permet d'utiliser Dropbox de manière transparente, les fichiers localisés sur le répertoire sauvegardé du disque dur de l'ordinateur étant copiés sur le serveur Dropbox après chaque enregistrement.

Par ailleurs, Dropbox :

- permet la synchronisation des fichiers stockés sur différents ordinateurs
- fonctionne de manière transparente (les sauvegardes et synchronisations sont automatiques)
- le site web permet d'accéder à une copie des fichiers, mais également à leurs versions successives et à une copie des fichiers détruits.

La version gratuite permet de stocker jusqu'à 2 Go de données, extensibles à 16 Go grâce au parrainage (2 Go + 14 Go à raison de 500 Mo par parrainage, le filleul reçoit lui aussi 500 Mo) et des versions payantes permettent de stocker 50 ou 100 Go

Pour stocker les fichiers, Dropbox utilise le service d'hébergement S3 d'Amazon.

Il est possible d'installer un logiciel en local, pour gérer ses fichiers, ou travailler exclusivement en ligne, à partir d'un navigateur internet.

Le partage de fichier d'un compte à l'autre est possible. Depuis le 24 avril 2012, une nouvelle fonction permet de donner un lien de téléchargement direct à un utilisateur qui n'a pas de compte Dropbox.

- **Logiciel LogMeIn**

LogMeIn est un logiciel d'accès ou d'assistance à distance. L'assistance à distance est une méthode permettant, depuis un ordinateur éloigné, de prendre le contrôle d'un autre ordinateur en visualisant l'écran de celui-ci et en manipulant les fonctions correspondant au clavier et à la souris. Cette assistance peut être effectuée sur des ordinateurs et des serveurs avec certains logiciels. LogMeIn qui est l'un des plus performant, permet de se connecter à un ordinateur (hôte) à partir d'un autre ordinateur ou périphérique (client) à tout moment, à partir de tout endroit qui dispose d'une connexion Internet.

Il existe deux produits de LogMeIn : Logmein Free et LogMeIn Pro.

LogMeIn Free est la solution d'accès gratuit en ligne et LogMeIn Pro est le produit d'accès à distance par abonnement à logMeIn.

Après l'installation de LogMeIn Pro comme logiciel hôte sur un ordinateur, on peut accéder à ce dernier à partir de tout ordinateur connecté à Internet, ou depuis différents appareils mobiles avec une app LogMeIn : LogMeIn pour iOS ou LogMeIn Ignition pour Android.

Le tableau suivant expose les fonctionnalités disponibles sur LogMeIn free, Pro Windows PC et Pro Mac.

Tableau XV : Fonctionnalités disponibles sur LogMeIn Free, Pro Windows PC et Pro Mac.

	Free	Pro Windows PC	Pro Mac
Prix	<i>Gratuit</i>	€52,95 par an	€52,95 par an
Accès à distance aux Mac ou PC	+	+	+
Sortie de veille par accès réseau	+	+	+
Vidéo en qualité HD		+	
Transfert de fichiers		+	+
Impression locale de documents distants		+	+
Partage de bureau		+	+
Partage de fichiers		+	+
Intégration avec des services dans le nuage		+	+
Transfert de fichiers par glisser-déposer		+	+
Son à distance		+	+
Boîte à outils de diagnostic		+	+
Connexion en arrière-plan		+	+
Occultation de l'écran	+ (Windows seulement)	+	+
Synchro des Presse-papiers (Ex. : couper, copier et coller de texte)		+	+
Redéfinition du clavier (Ex. : Ctrl-Alt-Suppr.)	+	+	+
Délai d'inactivité	+	+	+
Alias/raccourci de bureau vers le client Mac ou PC	+	+	+
Prise en charge de plusieurs moniteurs	+	+	+
Enregistrement de mots de passe	+	+	+
Alertes avec LogMeIn Central		+	
Rapports avec LogMeIn Central		+	
Inventaire avec LogMeIn Central		+	

Le périphérique utilisé pour accéder à distance à un ordinateur exécutant le logiciel hôte LogMeIn, doit répondre aux exigences suivantes.

Système d'exploitation côté client

- Windows 7, Vista, XP, Server 2003, 2008 (y compris 64 bits)
- Windows ME et 2000 (32 bits)
- Mac OS 10.4 (Tiger), 10.5 (Leopard), 10.6 (Snow Leopard) et 10.7 (Lion) sur ordinateurs Mac équipés d'un processeur Power PC ou Intel

Navigateur côté client

- Internet Explorer 6 ou une version ultérieure, avec prise en charge du chiffrement sur 128 ou 256 bits (IE7 ou ultérieur recommandé)
- Firefox 3.6 ou ultérieur
- Google Chrome 2.0 ou version ultérieure
- Safari 4.1 ou version ultérieure (Mac uniquement)

Pour utiliser un **iPhone, iPad ou iPod touch** en tant que client, on utilise LogMeIn pour iOS.

Pour utiliser votre **Smartphone ou tablette Android** en tant que client, il faut acheter LogMeIn Ignition pour Android.

RESULTATS

I. Cartographie de localisation des fenêtres acoustiques des organes abdomino-pelviens et fœtaux.

1. Fenêtre acoustique de la vésicule biliaire / Veine porte

La fenêtre acoustique de la vésicule biliaire se trouvait comme le montre la figure 31, dans 90% des cas au sein d'une ellipse de 6,2cm de large et 11,6cm de longueur soit une surface de 56cm² localisée entre la ligne xiphoïdienne et la partie externe de la ligne mammelonnaire droite. Les coordonnées du centre de cet ellipse dans le repère (ligne xiphoïdienne ; ligne mammelonnaire droite) étaient (-1.1 ; -5.7).

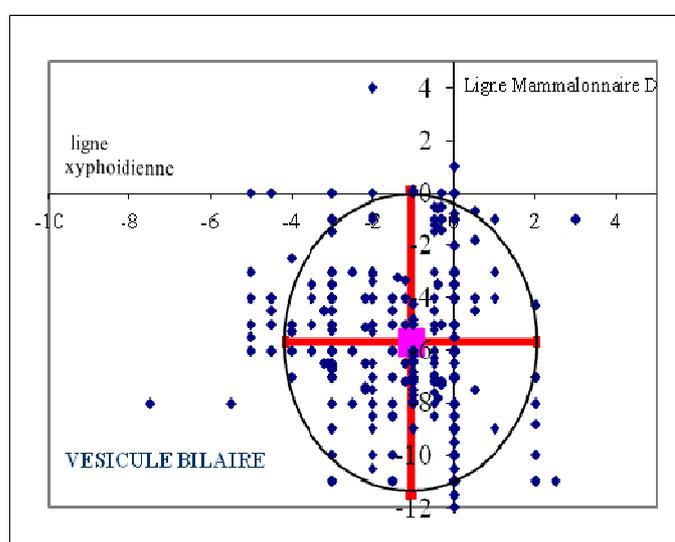


Figure 31 : Coordonnées des fenêtres acoustiques de la vésicule biliaire et repérage de l'ellipse contenant dans 90% des cas, la fenêtre acoustique de la vésicule biliaire.

2. Fenêtre acoustique du rein droit

La fenêtre acoustique du rein droit se trouvait comme le montre la figure 32 dans 87% des cas au sein d'une ellipse de 8,1cm de longueur et 4,6cm de largeur soit une surface de 29cm² localisée entre la ligne xiphoïdienne et la partie externe de la ligne axillaire droite. Les coordonnées du centre de cet ellipse dans le repère (ligne xiphoïdienne ; ligne axillaire droite) étaient (-2,3 ; - 4,8).

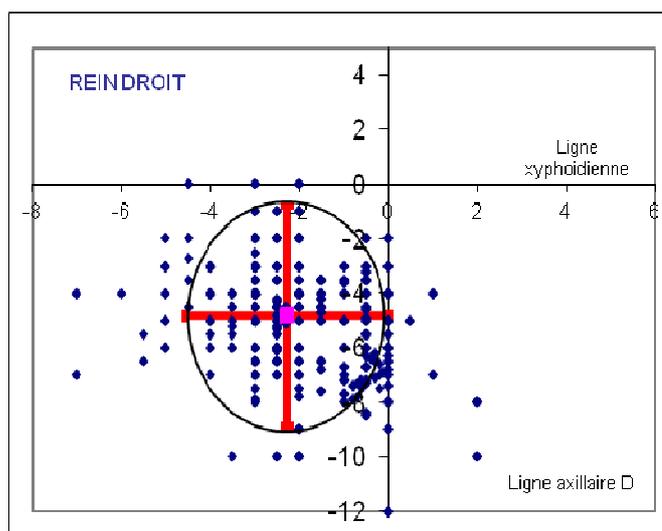


Figure 32 : Coordonnées des fenêtres acoustiques du rein droit et repérage de l'ellipse contenant dans 87% des cas, la fenêtre acoustique du rein droit.

3. Fenêtre acoustique du rein gauche /rate

La fenêtre acoustique du rein gauche/rate se trouvait comme le montre la figure 3 dans 89% des cas au sein d'une ellipse de 5,9cm de longueur et 4,6cm de largeur soit une surface de 21cm² localisée entre la ligne xiphoïdienne et la partie interne de la ligne axillaire gauche. Les coordonnées du centre de cet ellipse dans le repère (ligne xiphoïdienne ; ligne axillaire gauche) étaient (-3,1 ; -3,5).

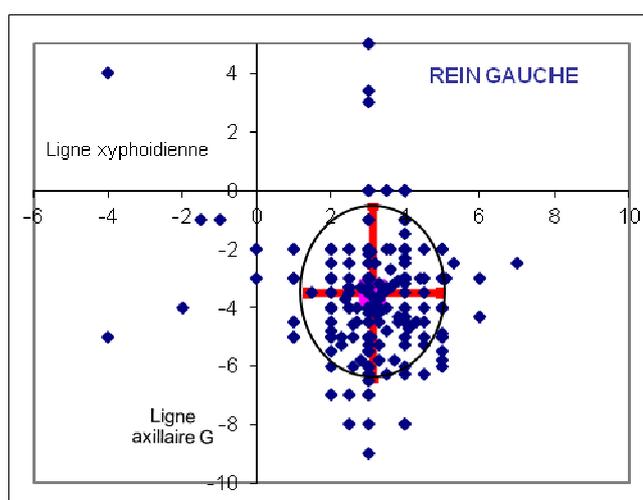


Figure 33 : Coordonnées des fenêtres acoustique du rein gauche /rate et repérage de l'ellipse contenant dans 89% des cas, la fenêtre acoustique du rein gauche /rate.

4. Fenêtre acoustique du pancréas et de l'aorte abdominale sus rénale

La fenêtre acoustique du Pancréas et de l'aorte abdominale sus rénale, se situe dans 80% des cas à moins de **6cm** en dessous de l'appendice xiphoïde. Le suivi de l'aorte abdominale est réalisé en déplaçant la sonde le long de la ligne abdominale médiane.

5. Fenêtre acoustique des organes pelviens

La fenêtre acoustique de **la vessie, de l'utérus et du cul de sac de Douglas** se situe entre **1 et 2 cm** au-dessus de la symphyse pubienne. La **prostate** sera visualisée en déplaçant la sonde de quelques centimètres vers le haut le long de la ligne médiane. **Les ovaires** seront visualisés en déplaçant de **2-3 cm** la sonde vers la droite ou la gauche et en tiltant la sonde.

6. Fenêtre acoustique des organes fœtaux

Sur les 70 échographies réalisées selon la procédure du quadrant horaire, les organes fœtaux ont été correctement visualisés et mesurés dans 95% des cas.

II. Validation technique de la chaîne capture automatisée « TILTER »

Le porte sonde Motorisé « TILTER » a fait l'objet d'une validation sur un nombre limité de patients (50) du service de Médecine nucléaire et Ultrasons du CHU Trousseau. Il s'agissait après que l'échographie ait été réalisée par un senior du service, de réaliser une capture automatisé d'images avec le TILTER au niveau de l'organe exploré.

1. Capture d'image volumique échographique avec le « TILTER »

L'opérateur non expert en échographie positionne le TILTER au niveau de la fenêtre acoustique en s'aidant de la cartographie des fenêtres acoustiques. La sonde étant perpendiculaire à la peau, l'opérateur cherche à visualiser une partie de l'organe. Lorsqu'une image partielle de l'organe apparaît dans l'image échographique, l'opérateur déclenche le mouvement de tilt (commande sur le Tilter) et enregistre (sur graveur DVD) les images échographiques issues de ce mouvement. L'acquisition n'excédait pas 4 minutes, ce temps

comprenant la mise en position du TILTER, et le temps de balayage du TILTER (3 à 5 secondes).

2. Mode de stockage avec un graveur DVD connecté à l'échographe (connexion vidéo).

Une fois le DVD introduit, le graveur affichera HDD (disc dur), DVD. La touche « drive select » permet de choisir une de ces 2 options. La fonction enregistrement est activée par la touche « REC » au niveau de la commande ou du graveur. La séquence vidéo est transférée sur le PC de traitement des images à l'aide du DVD (après finalisation) lu directement dans le PC ou par connexion du HDD au PC. Les séquences vidéos étaient enregistrées en format « VOB » sur le DVD.

3. Post traitement 3D des données échographiques

Le système TILTER avec la chaîne d'acquisition (VIRTUAL-DUB) et le programme de navigation (ECHO-CNES) ont été testés sur 50 sujets normaux et pathologiques. Le traitement différé des volumes d'images collectés sous le contrôle à distance d'un expert nous a permis de présenter des coupes longitudinales ou transversales des organes dans 80% des cas (figure34).

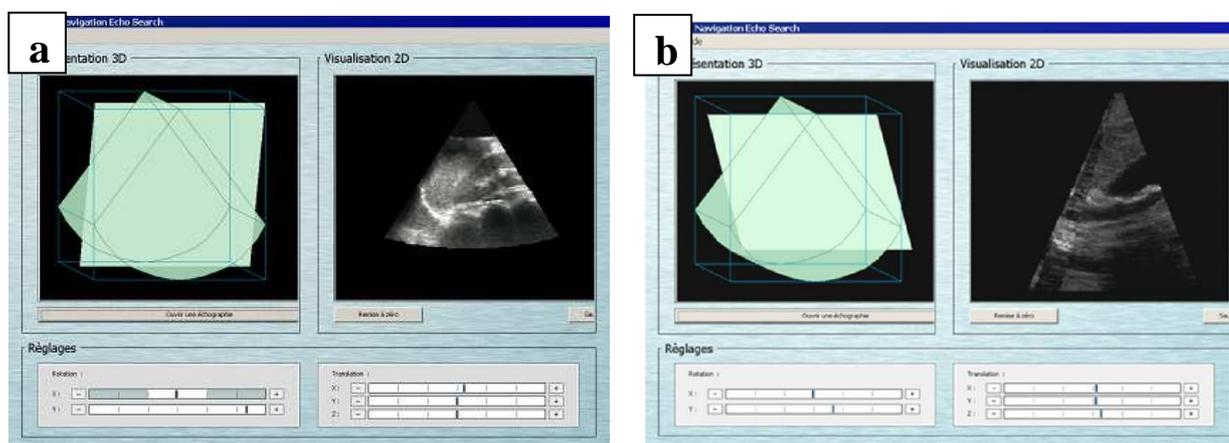


Figure 34 : Foie et rein droit (a), vésicule biliaire et tronc porte (b) reconstruits en différé avec EHO-CNES

III. Validation expérimentale de la chaîne capture manuelle « Main levée » et post traitement avec ECHO-CNES

1. Procédure de validation expérimentale du système de télé échographie « Main levée ».

Le système capture manuelle « Main levée » des volumes d'image avec la chaîne d'acquisition (VIRTUAL-DUB) et le programme de navigation (ECHO-CNES) était testé sur 100 patients adressés dans le service de radiologie du CHU Campus de Lomé pour une échographie abdominale et/ou pelvienne avec des indications bien précises (suspicion d'une pathologie concernant un organe intra abdominal précis). Les patients adressés pour des indications vagues comme « douleur abdominale » ou encore « bilan » n'ont pas été inclus. Il s'agissait après que l'échographie ait été réalisée par un médecin du service, de faire réaliser par l'interne, l'étudiant stagiaire ou un technicien du service, une ou plusieurs captures volumiques d'images au niveau de l'organe exploré en se servant de la cartographie des fenêtres acoustiques. Les données échographiques enregistrées étaient traitées en différé avec le programme ECHO-CNES.

Les organes investigués chez les patients étaient le foie, le tronc porte, la vésicule biliaire, les reins (droit et gauche), la rate, la vessie, l'utérus, les ovaires et la prostate. Chez le fœtus, la tête, le fémur, l'abdomen et le cœur étaient investigués.

2. Capture d'images au site patient et Mode de stockage des volumes d'images au site patient.

L'opérateur non expert en échographie positionne la sonde au niveau de la fenêtre acoustique en s'aidant de la cartographie des fenêtres acoustiques. La sonde étant perpendiculaire à la peau, l'opérateur applique sur cette dernière des mouvements de tilt comme défini dans notre méthodologie, et cherche à visualiser une partie de l'organe. Lorsqu'une image partielle de l'organe apparaît dans l'image échographique, l'opérateur déclenche l'enregistrement (sur un PC) des images échographiques issues de ce mouvement (figure 35). L'acquisition n'excédait pas 03 minutes, ce temps comprenant la mise en position de la sonde et le temps de balayage (3 à 6 secondes).

L'angle de balayage optimal par mouvement de tilt était de +/- 40 degrés autour de la verticale à la peau.

La cartographie de localisation des fenêtres acoustiques était suffisante pour aider le non expert à positionner le porte sonde en regard de l'organe.

Trois captures réalisées dans la zone à explorer (environ 2cm les uns des autres) par le non initié étaient réalisées.

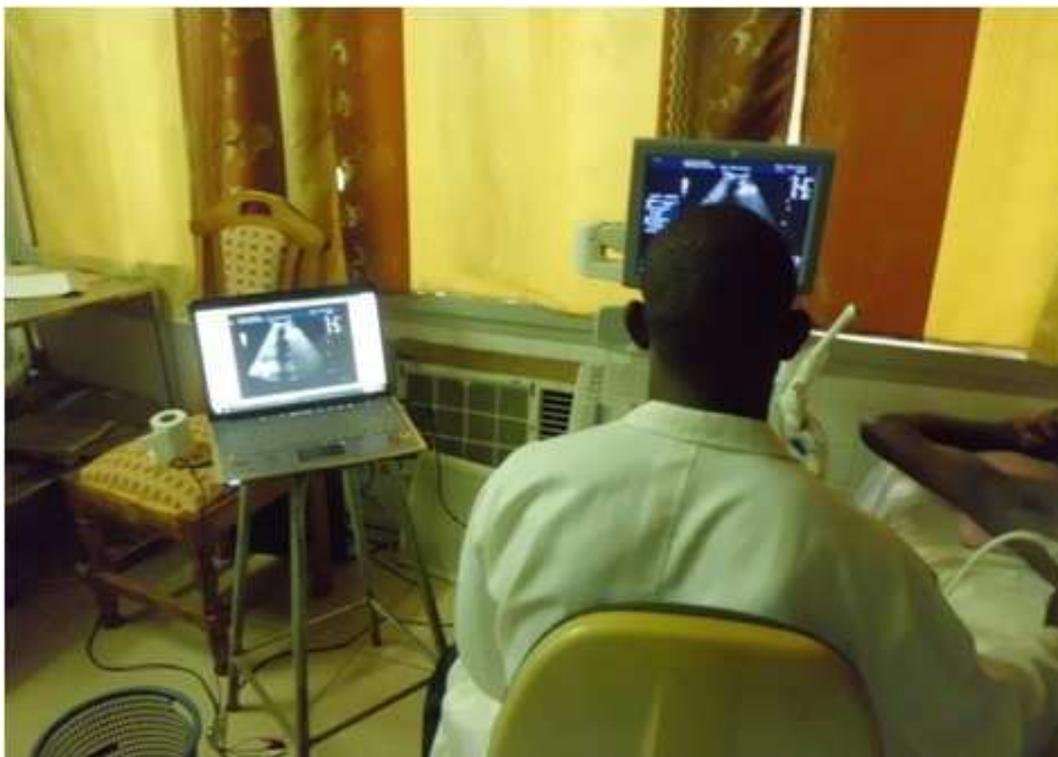


Figure 35 : Transfert des séquences vidéo échographiques directement sur le disque dur du PC lors d'une acquisition manuelle par un non initié.

3. Dispositif de stockage : disque dur d'un PC connecté à l'échographe via un convertisseur Vidéo/USB (type pinnacle ou équivalent).

Le logiciel VIRTUAL DUB permet de visualiser sur l'écran du PC les images échographiques enregistrées sur le disque dur pendant le balayage de la fenêtre acoustique. L'enregistrement de la séquence vidéo venant de l'échographe est déclenché à partir de VIRTUAL DUB. Procédure de stockage sur disque dur d'un PC (**confère annexe 1**).

Les séquences vidéo étaient alors enregistrées en format « AVI » sur le disque dur. Environ 200 images étaient collectées au cours du passage de la sonde en 4 secondes environ. Cet ensemble constituait le volume d'images à traiter.

4. Mise en forme des données vidéo enregistrées

Le logiciel VIRTUAL DUB était utilisé pour décomposer la série d'images enregistrées au cours du balayage (environ 200 images) de la sonde en images au format JPEG.

Une fois le programme VIRTUAL DUB, 1.6.11 lancé ;

- Cliquer dans « File », « open Vidéo-file » Sélectionner la séquence vidéo au format « VOB » ou « AVI » et démarrer la décomposition en images JPEG.
- L'échelle située en bas de la fenêtre présentant la suite des images JPEG, permet d'identifier les images ne visualisant pas la proximité de l'organe étudié et de les supprimer. Sur l'axe des abscisses des images, il est possible de délimiter la succession des images utiles qui serviront à construire le volume en 3 dimensions dans lequel se situe l'organe. Départ de la zone (click sur le bouton 8) et fin de la zone (click sur le bouton 9) des séquences de vidéo-inutiles.
- Cliquer dans « Edit », sur « Delete » pour supprimer les séquences inutiles
- Cliquer dans « file », sur «save as image sequence»
- Dans « file name prefix » noter le nom que l'on veut donner aux images capturées.
- Dans « file name suffix, including extension » noter l'extension des images voulues « jpg »
- Dans « minimum » number of digits in name » noter 2 ou 4
- Dans « directory to hold image », choisir le répertoire pour stocker les images.
- Dans « out put format » cocher « JPEG ».
- Cliquer sur OK pour réaliser la capture des images JPEG (environ 100). Procédure avec illustration **en annexe 2**.

Le nombre d'images détermine la résolution dans les plans reconstruits du volume d'images. Plus ce nombre est important, meilleure était la résolution. Mais un nombre important d'images (>200) allongera significativement le temps de recalcul des points du volume d'images. Un nombre d'images d'environ 100 images induit un temps de calcul d'environ 35 secondes sur un PC de 2,4 GHz de processeur et 3Go de mémoire RAM.

5. Utilisation du Navigateur (ECHO-CNES)

Les images JPEG mises en forme à l'aide de VIRTUAL-DUB étaient traitées par le programme ECHO-CNES (Control Navigation Echo Search). Ce programme recalculé les coordonnées de tous les points de chaque image JPEG constituant le volume d'images.

Ouverture du programme ECHO- CNES (Figures 36).

Ouvrir une « échographie » c'est-à-dire l'ensemble des images JPEG sélectionnées avec VIRTUAL DUB.

L'image centrale apparaît ainsi que 4 lignes rouges destinées à restreindre le champ de chaque image à prendre en compte pour le calcul des points de coordonnées.

L'angle de balayage est affiché ainsi que la résolution demandée au calculateur.

Le calcul est lancé et prend environ 35 secondes pour 80 images.

Le système affiche sur l'écran de droite une coupe échographique reconstruite (plan échographique c). Les curseurs de translation et de rotation sont alors activés pour déplacer le plan de navigation virtuel dans tout le volume d'image reconstruit.

Dès l'obtention d'une coupe utile au diagnostic, elle sera stockée dans un dossier patient.

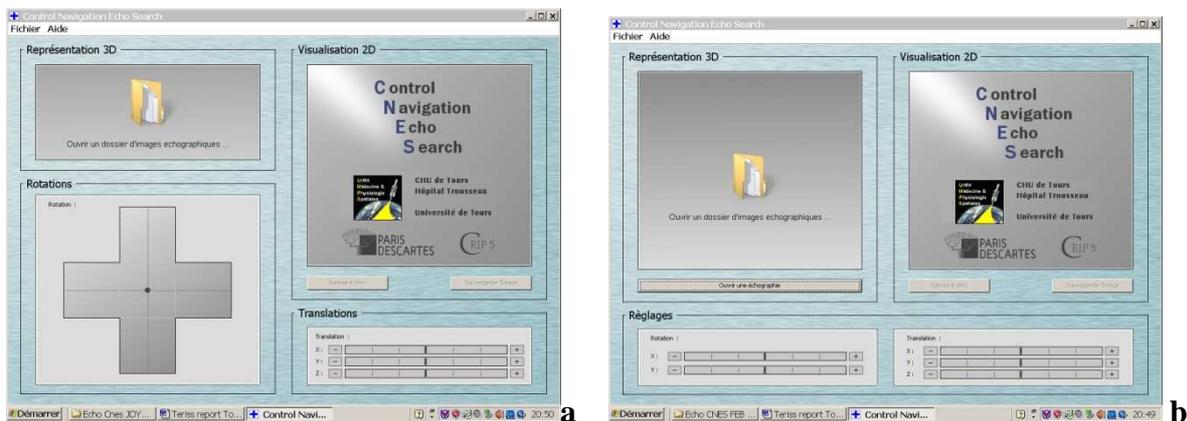


Figure 36 : Deux interfaces de commande du Navigateur (ECHO-CNES): le 1^{er} est piloté par un « Joystick » et 3 curseurs de translation, le 2^{ème} par 2 curseurs de rotation et 3 de translation

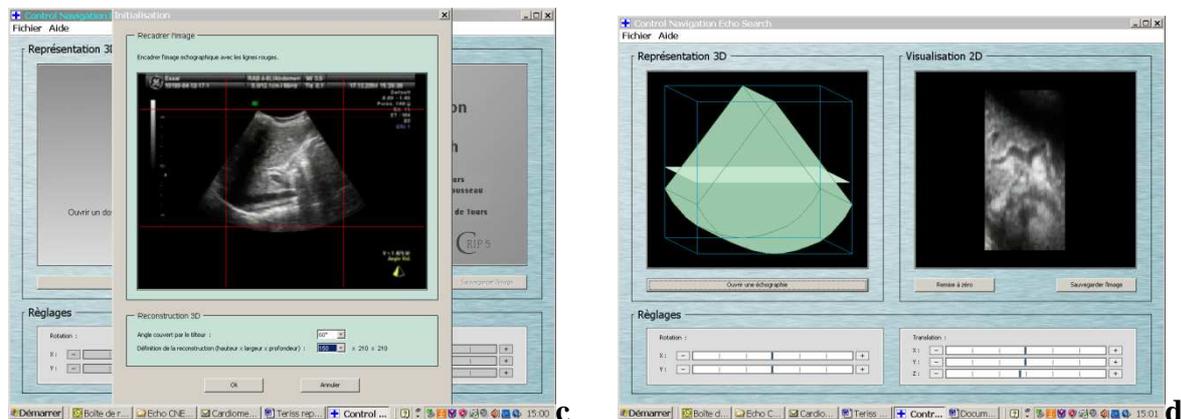


Figure 36 : Bornage de la zone image à traiter Plan type « c » du réseau veine porte, affiché d'emblée avant utilisation des curseurs.

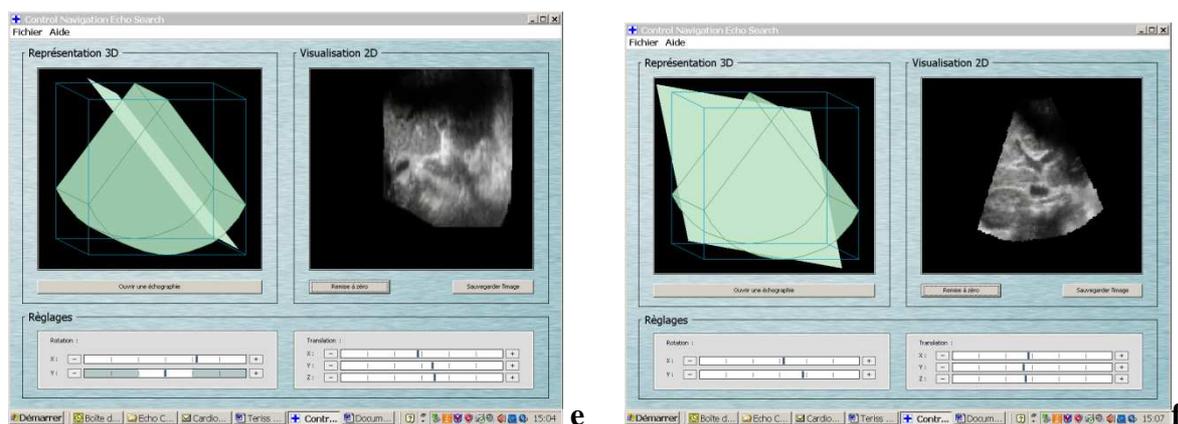


Figure 36 : e) Vésicule biliaire (2 translations, 1 rotation)

f) Rein Droit et Veine Porte (2 Translations, 1 rotation)

6. Traitement diagnostique en différé des volumes d'images échographiques.

Le traitement différé des volumes d'images collectées sous le contrôle à distance d'un expert nous a permis de présenter des coupes longitudinales ou transversales des organes (figure 37 et 38) dans 85 % des cas.

Les organes difficilement visualisés au cours du traitement par le programme de navigation (ECHO-CNES) étaient la rate et les ovaires.

Sur les 100 patients, l'échographie conventionnelle a diagnostiqué 43 lésions d'organe contre 36 lésions pour notre système de télé échographie soit une sensibilité diagnostique de 83,7%. Les lésions ayant échappé au diagnostic de notre système de télé échographie étaient deux (2) cas de cholécystite aiguë lithiasique, deux (2) cas de lithiases rénales et trois (3) cas de lame liquidienne dans le cul de sac de Douglas.

Les 03 captures réalisées dans la zone à explorer par le non initié donnaient toutes les chances à l'expert d'avoir un volume d'images correspondant à un balayage complet de l'organe.

Le temps de traitement des volumes d'image était de 15 minutes environs.

La durée totale de l'examen échographique (capture, stockage et traitement avec ECHO-CNES) était plus longue (35+/-10min) que celle de l'échographie conventionnelle réalisée directement par l'expert sur le patient (15+/-4min).

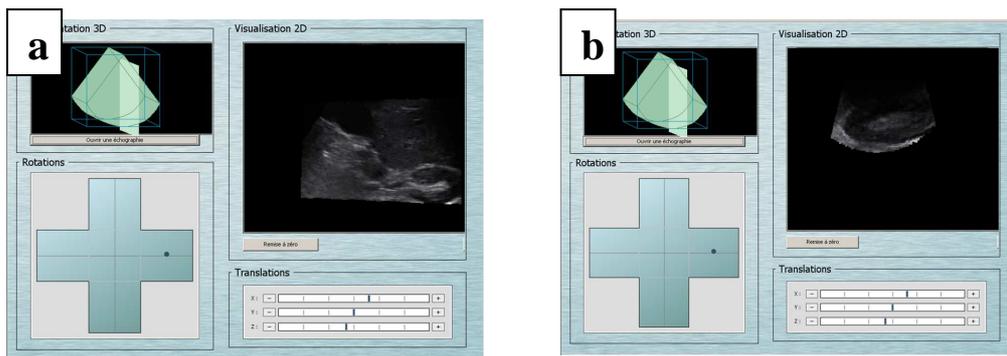


Figure 37 : Rein reconstruit en coupe transversale (a) et longitudinale (b)

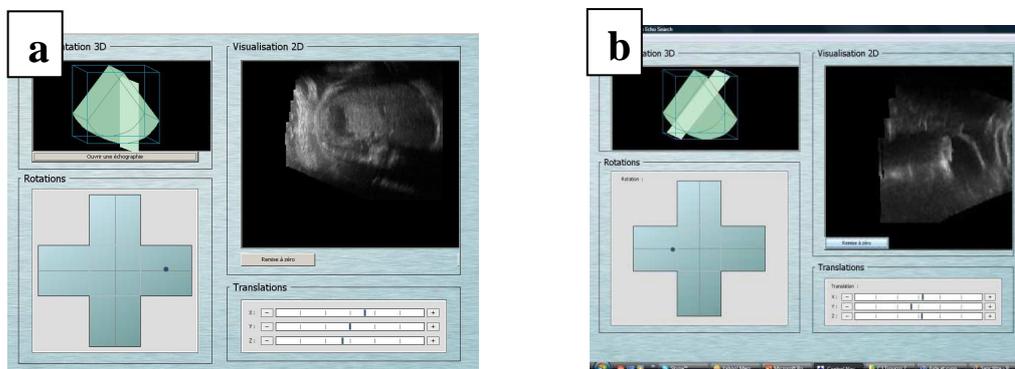


Figure 38 : Abdomen fœtal (a) et vésicule biliaire avec calcul (b)

7. Transmission en différé sur un site FTP.

Nous avons utilisé comme client FTP, le logiciel FileZila. La taille maximale des séquences videos acquises en 5-6 secondes de balayage par mouvement de tilt « Main levée » sur les patient était de 100Mo. Le tableau suivant indique le temps au bout duquel les volumes d'images échographiques envoyés sont récupérées sur le site FTP selon la bande passante en fonction de leur taille.

Tableau XVI: Temps de transmission des volumes d'images échographiques selon leur taille en fonction de la bande passante

	<i>256kbps</i>	<i>512kbps</i>	<i>1Mbps</i>	<i>2Mbps</i>
50Mo	2h 30mn	16mn	7s	4s
100Mo	4h 45mn	30mn	15s	7s
200Mo	08h	50mn	25s	12s

8. Scénario de réalisation d'une TELE-ECHOGRAPHIE en temps différé par capture manuelle volumique d'image échographique.

- 1) Sur le site patient, l'opérateur positionne la sonde au niveau de la zone indiquée par l'expert et repérée à partir de la cartographie des fenêtres acoustiques.
- 2) L'opérateur réalise en moyenne 3 captures dans la zone en question en des endroits proches (environ 2 cm les un des autres), les images capturées sont enregistrées sur sur le disque dur d'un PC.
- 3) L'opérateur envoie par connexion internet avec une bande passante souhaitable de 512kbps, le contenu fragmenté des séquences vidéo sur le site FTP du centre Expert.
- 4) L'expert charge les fichiers (AVI) sur le PC de traitement et réalise avec VIRTUAL DUB un fichier d'images successives (environ 80-100images) pour chaque volume capturé.
- 5) L'expert charge successivement ces fichiers dans le programme de navigation et procède à la recherche du plan de chaque organe qui lui permettra de proposer un diagnostic.
- 6) L'expert sélectionne les images sur lesquelles s'appuiera son rapport diagnostic. (Commande logicielle opérationnelle).
- 7) Le rapport diagnostic avec les images est envoyé par e-mail.

IV- Fonctionnalité du système de vidéoconférence et de transmission des volumes d'images échographiques en temps réel.

1. Bande passante et qualité de transmission de la vidéo d'ambiance avec la caméra réseau Axis 207.

Au cours d'une mission technique effectuée en décembre 2010 par le Pr Arbeille à Lomé, nous avons testé la fonctionnalité de la caméra réseau 207W selon le débit de la connexion internet. Le mode d'accès de la connexion internet à l'Unité de Télémedecine du CHU (figure 39) Campus de Lomé et du CHR Tsévie était l'ADSL et celui du CHU Trousseau de Tours était le RNIS.

Une bande passante de 02 Mbps avait permis une visio conférence avec une transmission audio et visuelle d'ambiance satisfaisante pour une interaction en temps réel entre le CHU Trousseau de Tours et le CHU campus de Lomé d'une part et le CHR Tsévie et le CHU Campus de Lomé d'autre part.

Aucune interaction n'était possible avec une bande passante de 256kps. Avec 512kbps la vidéo d'ambiance était difficilement accessible. La qualité de transmission était acceptable avec une bande passante de 1Mbps et satisfaisante avec 1,5Mbps.



Figure 39 : Unité de Télémedecine du CHU Campus avec le Pr Arbeille lors de la mission d'évaluation technique de décembre 2010 à Lomé

2. Bande passante et qualité de transmission des séquences vidéos échographiques avec le serveur video internet AXIS 243.

Nous avons utilisé le serveur vidéo internet (encodeur) AXIS 243 SA. Les vidéos échographiques pré enregistrées sur un caméscope ont été transférées du CHR Tsévié au CHU campus.

Une bande passante minimale de **1Mbps** était nécessaire pour une transmission temps réel des séquences vidéo échographiques (Tableau XVII). Les conditions optimales de transmission ont été obtenues avec un débit de **4Mbps**.

Avec une connexion de **512kbps**, les images échographiques étaient pixélisées et un transfert en différé des vidéos échographiques sur un site FTP était plus adapté.

Un débit de **2Mbps** était suffisant pour une visio conférence de très bonne qualité entre le CHR Tsévié et le CHU Campus de Lomé concomitamment à une transmission satisfaisante des volumes d'images échographiques.

Tableau XVII: Qualité des images échographiques et délai de transmission selon le débit de la connexion internet

	<i>Nombre d'images/s</i>	<i>Qualité de transmission</i>	<i>Délai de transmission</i>
512kbps	5	Médiocre	5s
1Mbps	10	Acceptable	2s
1,5Mbps	14	Assez bonne	1,8s
2Mbps	16	Bonne	1,5s
3Mbps	25	Très bonne	1s
4Mbps	35	Optimale	0,5s

V. Fonctionnalité du Logiciel LogMeIn pour un accès à distance en vue d'une télé échographie.

Les vidéos d'images échographiques d'un ordinateur étaient d'abord lues à distance en temps réel sur un autre ordinateur. Ensuite nous avons connecté l'ordinateur du centre

patient à l'échographe par un convertisseur vidéo/USB qui transférait les séquences vidéo analogiques de l'échographe en séquence vidéo numérique sur l'ordinateur patient. Les séquences vidéo visualisées à distance étaient de qualité quasi identique à celle du centre patient (figure 40) avec un débit de connexion internet moyenne de 512kps. Le délai de transmission était de 02s.

Avec une bande passante de 256kpbs, on notait une déformation des couleurs des séquences vidéo échographiques mais les images statiques étaient de qualité acceptable.

Ce mode de télé échographie a été testé avec une connexion internet ADSL, RNIS et les clés de connexion 3G (SFR, Helim de TogoTelecom).

La fonction transfert de fichier du Logiciel LogMeIn (figure 41) permettait de transférer directement les fichiers de séquences vidéos enregistrés de l'ordinateur patient à l'ordinateur Expert (Client) pour un éventuel post traitement en différé. Un fichier de 100Mo de l'ordinateur Patient était envoyé à environ 03 minutes sur l'ordinateur Expert.

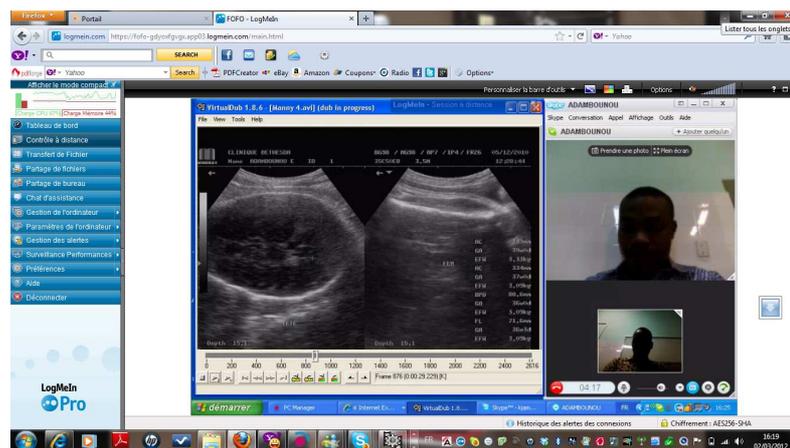


Figure 40 : Copie d'écran au centre expert avec le logiciel LogMeIn

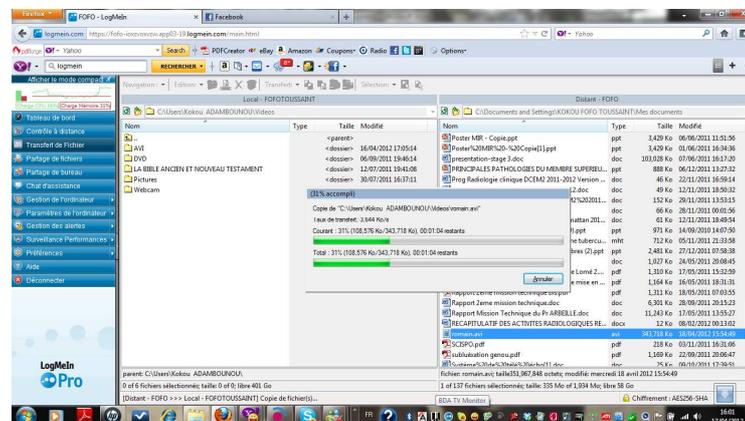


Figure 41 : Copie d'écran lors d'un transfert de séquences video avec la fonctionnalité transfert de fichier de LogMeIn

VI. Validation en situation réelle de notre plateforme de télé échographie au Togo

1. Scénario de télé échographie avec notre plateforme

Un centre expert assure la réalisation à distance de diagnostic échographique de deuxième intention (expertise) en liaison vidéo directe avec un centre patient (isolé) où un échographiste officie mais a besoin d'une aide à l'interprétation. Ce mode de fonctionnement nécessite des liaisons internet haut débit pour assurer un transfert sans délai des images du site patient vers le site Expert.

Lorsqu'il n'existe pas de liaison internet à débit suffisamment élevé entre les deux sites pour réaliser l'examen en temps réel, nous proposons une capture volumique par mouvement de tilt avec une sonde 2D par un opérateur non expert. L'ensemble des images échographiques est enregistré (volume d'images) grâce au logiciel TEA. Ce volume d'image est envoyé sur un site FTP via Internet et l'expert le récupère pour l'analyser avec le programme de navigation virtuelle ECHO-CNES. L'expert déplace un plan de coupe dans le volume jusqu'à obtenir l'incidence nécessaire au diagnostic.

Lorsque le débit de la connexion internet est suffisant pour une interaction temps réel entre les deux centres et que le centre patient dispose d'un opérateur ayant une pratique minimale en échographie, l'expert peut combiner une expertise de première intention temps réel et un traitement diagnostic temps différé pour faire le diagnostic final (l'expert guide l'opérateur non expert par la voix en temps réel et complète son examen par le programme ECHO-CNES).

2. Mise en place de la plateforme de Télé échographie au Togo

Matériel

Voici le matériel nécessaire :

1. Le routeur D-link + son alimentation (marqué D-Link)
2. Le AXIS 243SA + son alimentation (9V) + câble vidéo coaxial,
3. La caméra AXIS 207 + son alimentation (5.1V),
4. L'ordinateur prévu pour la visio-conférence,
5. 4 câbles réseau RJ45.

Mise en place

1. Connecter le routeur D-link au secteur et brancher un câble RJ45 sur le port « INTERNET », l'autre extrémité du câble doit être branché sur le routeur internet sur le port « 10/100 base-T »,
2. Brancher le 243SA au secteur, relier la sortie vidéo coaxiale « OUT » de l'échographe au port vidéo coaxial « IN » sur le 243SA, brancher un câble RJ45 entre le 243SA et le routeur D-link (sur l'une des prises bleues),
3. Brancher la caméra 207 sur le secteur et le relier au routeur D-Link par un câble RJ45 sur un port bleu.
4. Brancher l'ordinateur et le relier au routeur D-link par un câble RJ45 sur un port bleu.

Configuration

Le routeur D-link est configuré pour recevoir les appareils AXIS qui lui sont associés.

Pour l'ordinateur connecté sur le routeur D-link, pas de paramètres à rentrer, l'obtention de l'adresse IP se fait automatiquement.

La seule configuration à faire est pour que le routeur D-link puisse se connecter à internet : Le mieux est de demander au technicien informatique de configurer lui-même le routeur D-link. L'obtention de l'interface web s'effectue sur le PC branché sur le routeur D-link en ouvrant une page internet à l'adresse 192.168.0.1. L'identifiant est « Admin » et il n'y a pas de mot de passe.

Cette manipulation s'effectue seulement si le lieu change ou que les paramètres internet changent.

Les appareils AXIS n'ont pas besoin d'être reconfigurés si le routeur et les appareils utilisées ont déjà été configurés.

Si il y a changement des appareils alors il faut refaire la configuration pour chaque appareil :

- Attribuer une adresse DHCP fixe dans le routeur (en utilisant l'adresse mac),
- Changer le port HTTP de l'appareil AXIS pour qu'il soit routable (ne pas mettre 80, privilégier entre 50000 et 51000),
- Effectuer le routage NAT pour la redirection de chaque port HTTP des appareils AXIS, de l'IP externe du routeur vers les adresses IP internes respectives, dans les deux sens en TCP et UDP.

Accès à distance

Nom d'utilisateur : root et mot de passe : root pour tout les appareils AXIS.

Intranet

Pour accéder aux appareils en LOCAL (sur le site patient), l'adresse à ouvrir dans le navigateur web (préférer internet explorer afin de pouvoir enregistrer en vidéo) est la suivante :

- 192.168.0.60 :50060 pour voir la vidéo du AXIS 243SA (image échographique),
- 192.168.0.65 :50010 pour voir la vidéo de la caméra 207.

Internet

Pour accéder aux appareils à partir d'internet (site expert), l'adresse à ouvrir dans le navigateur web est :

- X.X.X.X:50060 pour voir la vidéo de l'AXIS 243SA (image échographique),
- X.X.X.X:50010 pour voir la vidéo de la caméra 207.

X.X.X.X : c'est l'adresse IP externe du routeur D-Link du centre patient, celle donné par la société de communication chargé d'installer internet.

Pour TSEVIE :

- 41.207.184.90 :50060 pour l'échographe
- 41.207.184.90 :50010 pour la caméra

Attention : par internet explorer, un composant ActiveX doit être installé (c'est la barre jaune qui apparaît lorsque la fenêtre s'ouvre sur l'un des appareils de la gamme AXIS). Faire clic gauche et « Run », refaire à chaque fois que la barre jaune apparaît.

Enregistrement

Sur la caméra 207 : seule la capture d'écran est possible en appuyant sur le bouton bleu avec un appareil photo dedans sur l'interface web de la caméra.

Sur le 243SA : la capture d'écran est possible et l'enregistrement vidéo s'effectue en appuyant sur le bouton rond bleu et blanc à l'intérieur sur l'interface web de l'appareil.

Les fichiers sont enregistrés dans le dossier « AXIS media control » dans « Mes documents ».

3. Validation technique au Togo

Nous avons avec l'échographe 2D (GE Logiq 200) du CHR Tsévié réalisé pendant 03 semaines des séances de télé expertise temps réel et de télé échographie temps différé. Une connexion internet 02Mbps a été installée respectivement à l'Unité de télé échographie du CHU campus (ADSL) et dans le service de radiologie du CHR Tsévié (fibre optique). Le mode d'accès internet au CHU de Trousseau était une ligne RNIS.

Les communications entre les 03 centres hospitaliers ont été optimisées par le logiciel Skype (Compte Skype spécial ouvert pour les 03 centres).

3.1-Télé expertise échographique temps réel

Avec un médecin radiologue du CHU campus délégué pour la circonstance au CHR Tsévie et le médecin gynécologue échographe du CHR Tsévie, les médecins experts du CHU campus (radiologues) ont réalisé une télé expertise temps réel avec des résultats très satisfaisants

(diagnostics échographiques obtenus) pour des échographies abdominales (n=7), pelviennes (n=6), obstétricales (n=4), prostatiques (n=2) mammaire (n=4) aussi bien normales que pathologiques (figure 42).

L'expert du CHU Trousseau de Tours a fait une télé expertise temps réel avec le CHR Tsévie sur deux cas d'échographie abdominales et sur un cas d'échographie prostatique.



Figure 42 : Capture d'écran lors d'une télé échographie abdominale (a), obstétricale(b), pelvienne(c) et mammaire(d)

3.2-Télé diagnostic échographique temps différé

Le télédiagnostic temps différé a également été fait avec les manipulateurs radio du CHR Tsévie et des personnels paramédicaux (infirmier et sage femme) non initiés à l'échographie mais qui réalisaient convenablement les mouvements de tilt (après 03 séances de formation). L'enregistrement des séquences vidéos échographiques issues du balayage de la sonde

échographique par mouvement de tilt imprimé par des non experts et leur décomposition en images au format JPEG était réalisé directement depuis le centre Expert grâce au logiciel TEA. Pour des captures volumiques montrant clairement les contours de l'organe étudié, le traitement diagnostique avec ECHO-CNES était satisfaisant.

Dans le même temps une reconstruction des organes abdominaux en temps différé (ECHO-CNES) était réalisée avec succès par l'expert du CHU Trousseau de Tours.

3.3-Télé expertise temps réel combinée avec un télé diagnostic temps différé

Avec les médecins (généralistes et chirurgiens) du CHR Tsévie ayant une pratique minimale en échographie (savaient repérer les organes recherchés et réaliser des coupes standardisées longitudinales, transversales), les diagnostics échographiques complets étaient obtenus en combinant une expertise de première intention (guidage par la voix) et un traitement diagnostique avec ECHO-CNES (figure 43).

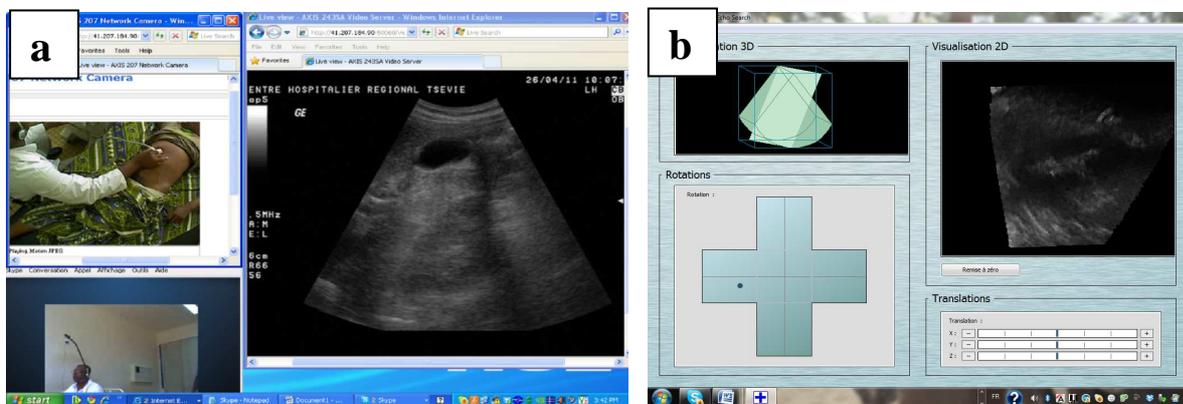


Figure 43 : Rein droit mal visualisé par l'opérateur de Tsévie (a) et reconstruit au centre Expert avec ECHO-CNES (b)

3.4-Télé mammo - échographie

Nous avons testé un couplage télé échographie et télé mammographie avec notre plateforme. Les clichés mammographiques statiques ont été transmis du CHR Tsévie au CHU Campus grâce au logiciel DROPBOX. C'est ainsi que dans le cas de l'échographie mammaire, l'expert ouvrait son dossier DROPBOX, identifiait d'éventuelles zones suspectes sur la mammographie et guidait l'opérateur échographiste vers ces zones.

La qualité des images mammographiques visualisées au centre expert (CHU Campus) était quasiment identique à celle du centre patient et 05 cas de télé écho-mammographie ont été réalisés (figure 44).

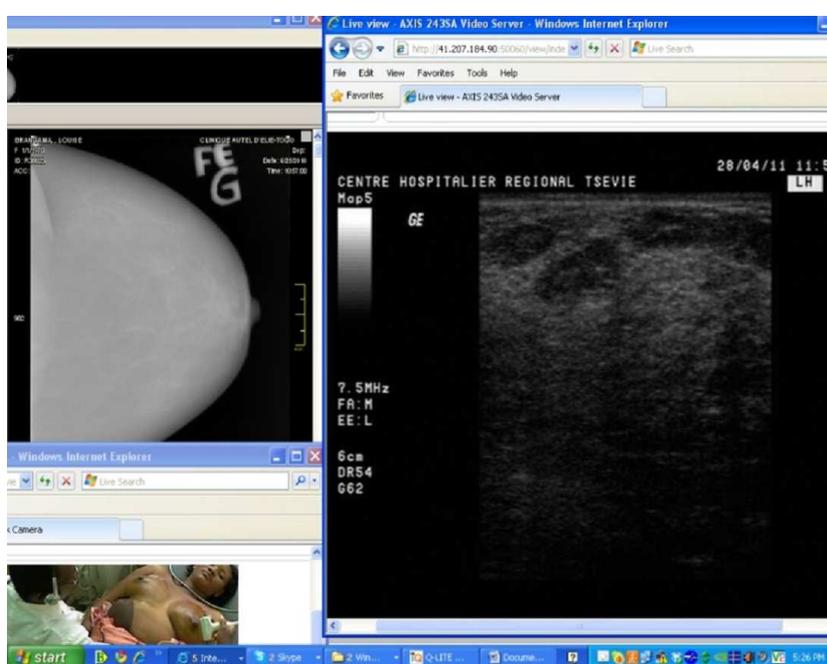


Figure 44 : Capture d'écran lors d'une télé mammo-échographie

3.5-Atelier de démonstration aux radiologues africains francophones au cours du IXème congrès de la Société de Radiologie de l'Afrique Noire Francophone (SRANF) tenu à l'hôtel EDA OBA.

Un atelier de démonstration a été organisé à l'intention des radiologues africains (figure 45) pendant 02 jours en marge du IXème congrès de la Société de Radiologie de l'Afrique Noire Francophone (SRANF) tenu à Lomé du 04 au 06 mai 2011 à l'hôtel EDA OBA (connexion internet Wimax pour la circonstance).

Au cours de cet atelier, 04 télé expertises échographiques ont été réalisés en directe depuis l'hôtel EDA OBA aux patients du CHR Tsévie par d'éminents radiologues africains (Professeurs de Radiodiagnostic et Imagerie Médicale).

Les avis de 15 radiologues présents à l'atelier de démonstration par rapport à la fonctionnalité de la plateforme ont été ainsi recueillis.

Ces radiologues africains francophones étaient originaires pour la plupart de l'Afrique de l'ouest (10). Ils estimaient que la qualité des images transmises était satisfaisante pour faire un diagnostic échographique fiable en temps réel. Ils étaient aussi disponibles à expérimenter la plate forme dans leurs pays respectifs. Nul d'entre eux n'a assisté auparavant à une expérience de télé échographie temps réel dans son pays ou ailleurs. En ce qui concerne le coût du système, 12 radiologues soit 80% pensaient que c'est vraiment une technologie « bas prix ». La majorité d'entre eux (70 %) considérait que le débit de la connexion internet ne devrait pas être une entrave au développement du système dans leurs pays s'il existe une réelle volonté des autorités sanitaires.



Figure 45 : Congressistes suivant une télé expertise des Prs N'dakena (Togo) et Gonsu (Cameroun) lors de l'atelier de démonstration de notre plateforme organisé en marge du IXeme congrès de la Société de Radiologie de l'Afrique Noire Francophone (SRANF)

4. Résultats cliniques préliminaires

Somme toute, 20 échographies ont été sanctionnées par un compte rendu normal. Cinq diagnostics échographiques dont une tuberculose péritonéale, une cholécystite aigue alithiasique, un abcès rénal gauche, une tumeur ovarienne gauche, et une cystite emphysémateuse ont été posés.

Les 05 cas de télé mammo-échographies conclus normales ont permis d'éliminer des lésions mammaires suspectes chez ces patientes.

Un traumatisé abdominal fermé (suspicion de contusion ou fracture de la rate et hémopéritoine) qui devrait être évacué au CHU de Lomé et chez qui l'échographie abdominale était normale, a été finalement prise en charge sur place à Tsévié.

Le diagnostic de cystite emphysémateuse (figure 46) porté avait permis un drainage vésical et une antibiothérapie avec des résultats satisfaisants chez ce patient hospitalisé depuis 03 jours et dont le tableau clinique était pris en charge depuis son admission à tort comme un paludisme grave forme abdominale.

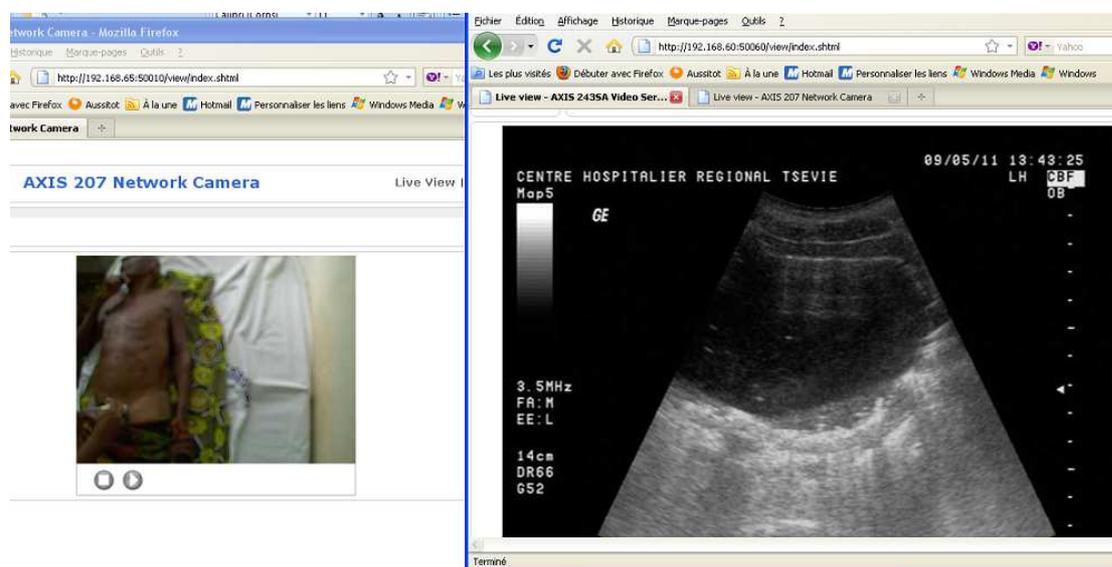


Figure 46 : Capture d'écran lors de la télé échographie sanctionnée par le diagnostic de cystite emphysémateuse.

5. Impact des essais sur l'utilisation de la plateforme de télé échographie au Togo

L'adhésion des patients du CHR Tsévié au projet était totale. Ces derniers dialoguaient au besoin avec les experts des centres experts. Le personnel médical du CHR Tsévié impliqué

dans les essais était intéressé par le projet en particulier la directrice du CHR qui a vivement souhaité que le projet continue. Les essais de télé expertise échographique avaient été l'occasion d'une téléformation échographique non seulement aux médecins du CHR Tsévie ayant une pratique minimale en échographie mais aussi aux techniciens radio du service de radiologie du CHR Tsévie.

Le personnel du CHU Campus de Lomé ayant assisté aux prestations de télé échographie des médecins radiologues du CHU Campus aux patients étaient impressionnés par la fonctionnalité de la plateforme.

Le directeur du CHU Campus présent à une des séances de télé échographie était disposé à s'investir pour que le CHU Campus assume efficacement le rôle du centre Expert.

Discussion

1-Justification du CHR Tsévie comme site patient

Le CHR Tsévie Centre hospitalier régional de la région maritime situé à 35km de Lomé disposant d'un service de radiologie avec deux appareils d'échographie sans radiologue ou échographiste sur place pour les faire fonctionner, répondait aux critères fondamentaux d'un site isolé et nous a paru d'emblée comme un centre propice pour le centre patient de notre projet. Le CHR Tsévie est le CHR que nous connaissions mieux au Togo puisque nous y avons effectué notre stage rural de 03 mois dans le cadre de nos stages internés de fin de formation de médecine générale. Ces trois mois passés dans ce centre nous avaient permis de nous rendre compte que l'absence de radiologue devant réaliser l'échographie sur place constituait un grand handicap pour une meilleure prise en charge médicale des patients de cet hôpital.

Pendant ce stage nous avons sympathisé avec le personnel soignant et avons gardé de bonnes relations. Il nous paraissait plus facile de collaborer avec un personnel qui nous connaît et que nous connaissons bien. De plus au cours de notre internat de Radiologie au CHU campus de Lomé nous avons souvent réalisé des échographies abdominales à des patients adressés par le CHR Tsévie ou habitant à Tsévié. Les difficultés qu'éprouvaient ces patients pour non seulement honorer les frais d'échographie et les frais de transport aller-retour Tsévie-Lomé étaient déjà fort perceptibles. Les conditions de transport au regard de la vétusté de la route étaient une épreuve supplémentaire notamment pour les personnes âgées. D'autre part la disponibilité de la connexion internet dans les cybers café de la ville nous rassurait qu'il y aurait pas d'énormes difficultés techniques dans la mise en place d'une connexion internet dans le CHR pour faire fonctionner notre système de télé échographie.

2-Cartographie de localisation des fenêtres acoustiques

La localisation des fenêtres acoustiques des organes en vue de leur visualisation échographique est une tâche fastidieuse et très laborieuse pour un non expert en ultrasonologie médicale. Les fenêtres acoustiques des organes abdomino-pelviens étant des zones grossièrement elliptiques mesurant approximativement entre 5 et 10 cm de diamètre peuvent être facilement repérés par des paramédicaux (infirmiers, sages femmes et manipulateurs radio) et autres médecins non échographistes à partir des lignes anatomiques bien connues en pratique médicale comme les lignes axillaires, les lignes mammelonnaires, la ligne xiphoidienne et la ligne médiane. Les résultats des 300 patients explorés ayant révélé que dans 85 à 95% des cas, les organes abdominaux se situaient à l'intérieur de ces ellipses

montre bien que l'utilisation de la cartographie réduira considérablement l'aire de balayage à la sonde échographique par le non expert, et par ricochet le temps de balayage.

En 2005, La NASA (Fincke, 2005) avait déjà utilisé une méthode similaire pour téléguider des astronautes à faire l'échographie musculo-squelettique de l'épaule à des personnes qui se trouvaient sur la station spatiale internationale. Ces astronautes étaient formé préalablement pendant un mois pour réaliser les diverses incidences et repérer les fenêtres acoustiques des structures musculo-ligamentaires de leur propres épaules avant le début de l'expérimentation. Contrairement à la méthode rapportée par Fincke et al (2005), lors de leur expérience d'échographie à distance, la cartographie abdomino-pelvienne que nous avons mis au point a le mérite d'être utilisable par des non initiés à l'échographie sans aucune formation préalable proprement dite.

Cette cartographie est actuellement en cours d'utilisation dans l'expérience Mars 500 par des astronautes non initiés pour les captures volumiques d'images échographiques des vaisseaux (tronc porte) et des reins en situation de confinement.

3-Conception et validation expérimentale de la plate forme

3.1-Capture volumique par le TILTER

La sonde échographique étant positionnée sur la zone de la fenêtre acoustique de l'organe (grâce à la cartographie des fenêtres acoustiques), le balayage du volume de l'espace sous la sonde permet de collecter la totalité des coupes de l'organe sous jacent.

Il convenait de définir le volume de l'espace balayé par le porte sonde, le mode selon lequel doit se faire ce balayage (rotation ou précession de la sonde autour de l'axe perpendiculaire à la peau, mouvement de Tilt de la sonde autour de la perpendiculaire à la peau), la vitesse à laquelle doit s'opérer ce balayage. Un ensemble de porte sondes décrivant divers types de balayage ont été testés sur des fantômes in vitro.

Les mouvements de rotation ou de précession étaient satisfaisants pour l'acquisition des coupes échographiques mais la reconstruction des plans 2D à partir de ces données recueillies restait une étape compliquée.

Par contre l'acquisition de plans de coupes à partir d'un mouvement de tilt de la sonde était beaucoup plus simple, aucune ligne commune à plusieurs plans d'acquisition.

La capture volumique est déjà utilisée pour réaliser l'échographie 3 dimensions (recherche de malformations fœtales) ou pour l'échocardiographie à 4 dimensions (Arbeille et al 2000 et Treece et al 2001). Pour l'échographie fœtale 3D les constructeurs ont mis au point une sonde

spécifique constituée d'une barrette courbe d'environ 100 cristaux qui est animée d'un mouvement de TILT (-45, +45 degrés), à l'intérieur d'une coque dont le volume est environ 3 fois celui d'une sonde courbe classique. Au cours de ce mouvement de tilt, le plan échographique balaye un volume et les images générées pendant ce mouvement sont stockées puis la matrice des points de ce volume recalculé. Un mode de traitement spécifique (surfacique) permet de présenter la surface des organes contenus dans le volume exploré (Ex : Face fœtale) ou de mesurer le volume. De plus, la matrice peut être parcourue à l'aide d'un plan virtuel selon n'importe quelle incidence (Merz et al 1992, Arbeille et al 2000). Ce type d'échographe a été utilisé pour refaire un diagnostic à partir du volume d'images enregistré pendant le balayage d'une sonde échographique 3D ou 4D.

C'est ainsi que Kratochvill et al (2000) proposèrent une acquisition volumique avec un échographe 3D par un radiologue junior. Ces volumes d'images échographiques 3D stockées et comprimés au format JPEG et MPEG sont envoyés via internet à l'expert qui va les relire sur un moniteur grâce à un logiciel. En 2005, Vinals et al développèrent une technique de diagnostic échographique de malformation cardiaque fœtale à distance via connexion internet qui nécessite un balayage avec une sonde échographique 4D par un obstétricien généraliste au centre isolé pour permettre à un expert en échocardiographie fœtale de faire ou d'affiner le diagnostic de malformation cardiaque prénatale. Malheureusement, ces appareils d'échographie 3D ou 4D sophistiqués, fragiles, et coûteux sont essentiellement installés dans les Centres Hospitaliers de référence et ne peuvent être implantés dans les centres médicaux isolés.

Le temps d'acquisition des volumes d'images échographiques avec le porte sonde Motorisé TILTER étant inférieur à 4 minutes montre bien que cette technique d'échographie à distance est réalisable en situation d'urgence et ne retarderait aucunement la prise en charge du patient. Cette durée d'acquisition des volumes d'images échographiques avec le porte sonde TILTER est inférieure à celle nécessaire pour l'acquisition automatisée volumique avec la technologie STIC (Spatio-Temporal Image Correlation). Cet outil de télé échographie obstétricale notamment de télé échocardiographie prénatale avec une sonde 3D développé par Vinals et al (2003) met en moyenne 7, 5 minutes pour une acquisition volumique exploitable par l'expert.

3.2-Capture volumique manuelle « Main levée »

Le porte sonde TILTER risquant de ne pas être accessible à nos pays au budget médical limité en raison de son coût relativement élevé, nous avons alors jugé opportun de concevoir une capture volumique manuelle sans porte sonde (Main levée) en vue de mettre au point un

système de télé échographie réellement de moindre coût. Les mouvements de translation de la sonde de haut en bas et de droit à gauche ne nous ayant pas donné des résultats satisfaisant notamment lors de la reconstruction en post traitement (images trop pixelées) nous avons ainsi donc testé avec succès, le même mouvement de tilt qu'imprimait le porte sonde motorisé TILTER.

L'opérateur non initié en réalisant le mouvement de tilt ne cherche pas à construire une image particulière de l'organe. Si avec le porte sonde TILTER l'opérateur non initié n'avait qu'à poser le TILTER dans la fenêtre acoustique de l'organe, il devrait avec la capture manuelle savoir réaliser lui-même les mouvements de tilt avec une vitesse constante et régulières d'où la nécessité qu'il bénéficie d'une petite formation préalable. Nos essais avec des personnels paramédicaux ont bien montré que 03 séances de formations leur étaient nécessaires pour bien assimiler le balayage par mouvement de tilt. Dans des situations non hospitalières comme dans les bateaux et en situation de guerre ou de catastrophe, l'utilisation du porte sonde motorisé aurait un léger avantage par rapport au balayage à main levée.

Il faut toutefois aussi noter qu'une fois les mouvements de tilt assimilés par le non expert, le temps d'acquisition à la main levée devient légèrement inférieur à celle de l'acquisition motorisée ce qui s'explique par le fait que l'opérateur non expert gagne en temps de positionnement du porte sonde.

Aussi bien avec la capture motorisée qu'avec avec la capture à main levée, le non expert doit savoir reconnaître une partie de l'organe mais n'a pas besoin de savoir réaliser une coupe en particulier. Une journée de formation suffit largement pour la reconnaissance des organes.

3.3-Post traitement 3D avec le programme de Navigation virtuelle ECHO-CNES

Le non Expert en tiltant la sonde 2D sur le patient, collecte des volumes d'images incluant l'organe exploré sans que ce dernier soit forcément correctement visualisé dans les plans de coupes nécessaires au diagnostic. Il était donc nécessaire de développer une application permettant une navigation virtuelle 3D dans ce volume d'image en vue d'obtenir des plans de coupes de l'organe utiles pour l'interprétation. Le programme ECHO-CNES développé dans cette optique outre le fait qu'il permet d'effectuer le diagnostic à distance et à posteriori par transfert du volume d'images malgré un débit faible et inconstant des lignes de communication (Internet), présente d'autres avantages. En effet, il offre également la possibilité de recouper dans le volume dans des directions non atteignables anatomiquement (plan de coupe perpendiculaire au plan du faisceau ultrasonore d'acquisition). Plus encore, il

donne la possibilité pour un deuxième expert de re traiter et de re interpréter un volume d'images déjà analysé par un premier expert.

Le traitement différé des volumes d'images collectées sous le contrôle à distance d'un expert a permis de présenter des coupes longitudinales ou transversales des organes dans 80 à 85% des cas et de diagnostiquer 83,7% des lésions retrouvées à l'échographie conventionnelle. Ce résultat qui reste toutefois à confirmer sur un nombre plus important de patients en situation réelle est comparable à celui obtenu par télé échographie en temps réel utilisant le robot ESTELLE qui est de 87,4% (Arbeille et al 2007), La télé échographie ne saurait supplanter l'échographie conventionnelle réalisée par l'expert directement sur le patient. La formation des experts échographistes devrait continuer par être encouragée. Et si même, dans nos pays en développement, l'évidence du potentiel des outils de télémédecine ne fait plus de doute de nos jours (Wright 1998, Graham et al 2003), l'emploi de la télé échographie doit s'inscrire dans l'organisation des soins et dans l'évolution raisonnée des structures de soin pour optimiser la réponse aux besoins des populations.

Le diagnostic de certaines lésions était très laborieux lors du post traitement en raison de la résolution des images reconstruites. Les images reconstruites étaient parfois pixelées et cette pixellisation est vraisemblablement la raison pour laquelle les 3 cas de lame liquidienne découverte à l'échographie conventionnelle n'étaient pas diagnostiqués par notre système de télé-échographie. La taille des lithiases rénales qui étaient de l'ordre du centimètre a aussi sûrement contribué à l'absence de détection de ces dernières par notre système. De toute façon, la résolution des images reconstruites devra être améliorée sans toutefois augmenter le temps de traitement. Ceci permettra sûrement d'augmenter la sensibilité diagnostique de notre système de télé échographie. Il faut également noter que la résolution des images reconstruites dépend aussi de la qualité des échographes utilisés. Les cas de rate et d'ovaires difficilement visualisables au cours du traitement par le programme de navigation (ECHO-CNES) concernaient les rates et les ovaires dont la visualisation a été très laborieuse même à l'échographie conventionnelle.

La mise en forme des séries d'images enregistrées au format JPEG a été guidée par les avantages que ce dernier peut procurer à notre système comparativement aux autres formats d'images. En effet, ce format a l'avantage de fournir des images de bonne qualité et de petite taille, donc idéal pour le stockage et les courriers électroniques.

Le dispositif de stockage des volumes d'images au site patient, qu'il soit constitué d'un graveur DVD connecté à un échographe par connexion vidéo ou d'un disque dur d'un PC connecté à l'échographe via un convertisseur vidéo, donnait les mêmes résultats. Cependant,

l'accessibilité des ordinateurs portables et leurs commodités vis-à-vis de notre projet nous amène à préférer l'acquisition directement sur disque dur d'un PC.

3.4-Télé transmission des données échographiques

Nous avons utilisé comme client FTP, le logiciel FileZila parce qu'il est facile à installer et de plus il est l'un des clients FTP les plus sécurisés. Un login et un mot de passe sont obligatoires avant toute connexion. Cette sécurisation pourrait être renforcée à l'avenir avec le protocole FTPS qui est une version de FTP avec cryptage des fichiers évitant ainsi toute interception par un inconnu lors de la transmission. La taille des séquences vidéo étant supérieure à 20Mo, une transmission par des courriers mails n'était donc pas possible. Néanmoins, l'Expert pouvait envoyer le compte rendu avec les images diagnostiques clés par courrier mail dans la mesure où une image statique d'échographie n'équivaut qu'à une dizaine de ko. Le transfert des volumes d'images via internet sur le site FTP de l'Expert se faisant en différé (100Mo était récupéré sur le site FTP par l'expert en 4h 45mn avec une connexion internet de 256kbs et en 30mn avec un débit de 512kbs) il serait souhaitable que ce transfert se fasse en temps réel avec un traitement diagnostic en léger différé au centre Expert pour que notre système soit très efficace en situation d'urgence. A cet effet, la technologie AXIS permettant une transmission des séquences vidéo échographiques en temps réel et une vidéoconférence de bonne qualité serait une alternative bien adaptée en situation d'urgence. La camera serveur Axis 207W est à la base, conçue par la société AXIS pour la video surveillance en intérieur ainsi que le contrôle à distance. Cette caméra d'entrée de gamme, couramment utilisée dans les entreprises de taille moyenne, les commerces et les réseaux domestiques fonctionnant en local ou par Internet, est disponible et accessible sur le marché. Exploitant de façon optimale la bande passante, elle offre une meilleure qualité d'image, ce qui a beaucoup motivé notre choix.

Le serveur vidéo AXIS 243SA tout comme la caméra AXIS 207W est disponible, et est le plus souvent utilisé dans les casinos, les aéroports, le trafic routier et les prisons, bref partout où un système de surveillance analogique est déjà installé mais où le passage à la fréquence d'images maximale s'impose. Leur utilisation en médecine comme matériels de téléconsultation notamment de télé échographie est une première et constitue une véritable innovation en télémédecine.

Le camera réseau AXIS 207 W permet une visio-conférence de qualité satisfaisante avec un haut débit : une bande passante supérieure à 512kbs est nécessaire pour permettre une

interaction audio et visuelle en temps réel entre deux sites. De même avec le serveur video AXIS 243, une connexion internet minimale de 1Mbps par seconde est indispensable pour une visualisation satisfaisante temps réel des vidéos échographiques provenant de l'échographe du centre reculé. Cette bande passante constitue une certaine limite à la technologie AXIS pour notre système de télé échographie notamment dans les zones reculées des pays pauvres. Une technologie de transmission des vidéo-échographiques fonctionnant avec un bas débit serait la solution idéale pour nos pays en développement. La technologie de télétransmission avec le serveur vidéo internet peut fonctionner avec un débit de 512kbps mais la qualité de la transmission (5 images/s avec un délai de 5s) nous paraît inadaptée pour une expertise à distance temps réel aboutissant à un diagnostic échographique fiable.

En 2007, Popov et al ont utilisé une carte vidéo de télévision numérique associée à des logiciels spécifiques (AmCap et Vidcap) pour transmettre des vidéos échographiques en temps réel avec une connexion internet de 256kbps. Ces vidéos d'images échographiques compressées à une résolution maximale de 360 x 240 pixel étaient télétransmises en raison de 2 à 4 images /secondes avec un retard de 5 à 10 secondes. Si leur technologie a le mérite d'avoir été testée avec un débit faible, il faut tout de même noter que la résolution des images envoyée était moins bonne que celles du serveur vidéo internet AXIS 243 qui était de 704 x 480 pixels. De plus la qualité de leur transmission (4 images/s avec un délai de 10s) n'est pas adaptée à notre avis pour une télé expertise échographique temps réel. Les travaux de Yoo et al (2004) abondent dans le même sens que nous, en suggérant jusqu'à un taux de transmission de 30 images /s pour maintenir un diagnostic échographique de qualité lors d'une transmission temps réel. Dans l'expérience de Popov et al, l'opérateur du centre reculé devrait figer la sonde échographique sur l'organe pendant plusieurs dizaines de seconde pour des incidences indispensables au diagnostic en vue d'optimiser l'analyse de l'expert ce qui laisse déduire que les diagnostics échographiques étaient fondés beaucoup plus sur des images échographiques statiques que sur des images dynamiques. Or il est aujourd'hui incontestable qu'on ne peut pas faire une analyse raisonnable conduisant à des diagnostics échographiques fiables rien que sur des images échographiques statiques.

Le logiciel LogMeIn, un logiciel en ligne gratuit qui nous avait permis de prendre contrôle à distance de l'ordinateur du centre patient et de visualiser des séquences vidéos de qualité acceptable transmises avec 02 secondes de retard avec une connexion internet moyenne de 512kbps nous est apparue mieux adapté pour une télé expertise temps réel lorsque le débit de la connexion internet est insuffisante pour un fonctionnement satisfaisant de la technologie AXIS. La gratuité de sa version Free et le prix dérisoire (53 euros par an) de sa version Pro et

surtout son niveau de sécurisation assez élevé empêchant toute intrusion de personne non autorisée sont autant d'argument qui nous ont amené à le préférer à d'autres logiciels de prise de contrôle à distance.

L'option de transfert des fichiers de sa version Pro qui nous avait permis un transfert des vidéo échographiques de 100Mo en 03minutes montre bien qu'il peut être utilisé efficacement pour un télédiagnostic en temps différé en présence d'un non expert au centre patient.

Le logiciel TEA de stockage et de décomposition instantanée des séquences vidéos échographiques en séries d'images au format JPEG en temps réel en vue d'une navigation 3D en différé avec ECHO-CNES est compatible pour le moment avec le serveur vidéo AXIS 243 et ne fonctionne pas avec LogMeIn. Lors d'un télédiagnostic en différé avec LogMeIn, la décomposition des séquences vidéos échographiques se fait manuellement en différé avec Virtual dub avant toute navigation avec ECHO-CNES. Ceci diffère davantage la réponse diagnostique de l'expert. Cet aspect à l'état actuel de nos recherches donne une certaine préférence à notre système utilisant la technologie Axis à celle utilisant LogMeIn lors d'un télédiagnostic en temps différé notamment en situation d'urgence.

4- Validation en situation réelle au Togo

4.1- Système de télé expertise et de télédiagnostic échographique « bas prix » pour les pays en développement.

L'installation de notre plateforme de télé échographie au Togo, pays en développement aux infrastructures en techniques de communication et d'information très modeste, a été un cadre idéal pour un premier test en situation réelle de notre plate forme. Notre système d'échographie à distance nécessite de disposer au centre patient un échographe 2D (un premier niveau est suffisant) peut être considéré comme une technologie de télé échographie à bas prix si on se réfère aux techniques de télé échographie en temps différé exigeant au centre patient un échographe 3D (Macedonia et al 1998, Kontaxaskis et al 2000, Kratochwill et al 2000 et Viñals et al 2005). Le coût élevé des échographes 3D ou 4D et leur fragilité rendant difficile leur installation dans les sites isolés notamment ceux des pays pauvres a été une entrave sérieuse au développement de leurs systèmes.

1500 euros suffisent pour équiper un centre isolé en matériels de communication de notre système si le centre dispose déjà d'un échographe 2D et d'un ordinateur. Le serveur vidéo internet Axis 243 ne coûtant que 850 euros et la caméra Axis 207 seulement 350 euros. Il s'agit donc bien d'un système de télé-échographie accessible au plus grand nombre. En effet

1500 euros ne représente que le cinquième du prix d'achat des échographes portables de marques chinoises (MINDRAY) et moins du dixième de celui des grandes marques d'échographes (TOSHIBA, ALOKA ou autre GE).

Cette conception de système « bas prix » est indiscutable quand on sait que notre plateforme peut fonctionner normalement avec le logiciel LogMeIn en l'absence des camera AXIS. LogMeIn est gratuit en ligne en version Free. Sa version Pro ne coûte que 53 euros l'an par ordinateur.

Pyke et al (2007) aux USA ont proposé des technologies de transfert des vidéos échographiques en temps réel avec d'autres équipements informatiques relativement plus complexes et testé avec des liaisons satellitaires. Le principe de leur technique de télé échographie est basé sur le guidage uniquement à la voix (vidéoconférence) d'un technicien de radiologie opérant dans un centre isolé par un radiologue du centre expert. Mais notre travail a le mérite d'utiliser une technologie accessible ayant fonctionné dans un pays africain tropical sans qu'il y ait besoin de mettre en place une infrastructure particulière de télécommunication (satellite). En outre, notre plate forme utilise un programme de navigation virtuelle 3D et de reconstruction 3D (ECHO-CNES) original permettant à l'expert de naviguer en différé dans le volume d'images capturées et envoyé par un non initié du centre patient. L'expert a donc la possibilité de réaliser lui même l'échographie en réalisant au sein du volume reçu un ensemble d'incidences de l'organe. Cette méthode fonctionne donc même s'il n'existe aucune compétence en échographie au site patient, contrairement a la méthode de Pyke et al (2007) et de Popov et al (2007) qui ne permet qu'une télé expertise. Nos résultats au Togo ont bien montré qu'il n'est pas possible d'obtenir un diagnostic fiable simplement en guidant à la voix un non initié à l'échographie. Le geste échographique étant très précis, Il faut au minimum que l'opérateur au site patient soit au préalable formé à la pratique d'au moins une spécialité de l'échographie. Ces difficultés de télé guidage d'un non Expert uniquement à la voix ont conduit des auteurs (Suenaga et al 2001, Sheehan et al 2010) à mettre au point des guides visuels destinés à aider l'opérateur peu ou non initié à l'échographie dans la réalisation des plans de coupes de l'organe nécessaire au diagnostic. C'est ainsi que Sheehan et al (2010) ont mis au point un guide visuel informatique EVG (Expert Visual Guidance) qui est un logiciel montrant le déplacement des plans de coupes vers la situation anatomique de l'organe exploré pendant le balayage échographique. Cet outil testé sur 20 étudiants en médecine non initiés en échographie aux USA avait selon ces auteurs aidé significativement ces étudiants non initiés à réaliser les incidences des organes

nécessaires au diagnostic échographique comparativement à leurs camarades guidés uniquement à la voix.

Le programme ECHO-CNES que nous avons utilisé au Togo pour affiner en différé les diagnostics échographiques en présence des opérateurs ayant une pratique minimale en échographie du CHR Tsévié a néanmoins une limite liée au fait qu'elle n'est pas adaptée pour les explorations doppler. Cette insuffisance du programme ECHO-CNES qui a été bien perceptible lors des essais en situation réelle à Lomé laisse conclure qu'une télé expertise temps réel est mieux indiquée dans les échographies cardio-vasculaires.

L'expertise en temps réel entre spécialistes en échographie togolais et français permettrait de confirmer certains diagnostics difficiles. Dans les 2 cas la possibilité de réaliser un diagnostic à distance améliorerait significativement la prise en charge des patients et éviterait certaines évacuations coûteuses vers les pays européens.

Notre système de télé échographie ne permet pas à l'expert de manipuler directement la sonde sur le patient au site isolé comme c'est le cas de certains systèmes robotisés ESTELE (Arbeille et al 2007), OTELO (Cañero et al 2005) ou TER (Vilchis et al 2003). Ces systèmes manipulables à distance comportent un bras robotisé, auquel est fixée la sonde échographique et qu'un opérateur non initié positionne et maintient sur le patient au site isolé. Le bras robotisé reproduit intégralement les mouvements de la main qu'un expert imprime à une sonde fictive au centre expert. L'expert bien qu'à distance télé manipule lui-même la sonde échographique jusqu'à obtention des différentes coupes échographiques en temps réel depuis le centre expert. Le coût très élevé de ces robots est incontestablement une entrave pour l'implantation de ces systèmes dans les pays à faibles revenus comme le Togo.

4.2-Télé écho- mammographie au Togo

L'utilisation du logiciel DROPBOX (proposé par Dropbox, Inc., San Francisco) gratuit en ligne pour coupler la télé mammographie à la télé échographie mammaire a été motivée par le rôle souvent indissociable de ces 2 moyens d'imagerie dans l'exploration des pathologies mammaires. Les images mammographiques étaient transmises au site expert en format DICOM, permettant ainsi à l'expert de visualiser des images aux qualités quasi identiques à celles du centre isolé. Le transfert des images mammographiques au format JPEG par le réseau internet générait une dégradation partielle de l'image (perte de pixels) susceptible de compromettre significativement le diagnostic mammographique (Shirtley 2001).

Le cancer du sein, cancer le plus fréquent de la femme voit sa fréquence et sa mortalité galoper dans les pays en développement surtout dans les zones rurales faute de moyens

diagnostiques d'imagerie médicale accessible. La pénurie aiguë de radiologues constitue une des entraves d'équipement des structures sanitaires régionales ou de district en mammographes. La possibilité de télé-écho-mammographie avec les radiologues experts des zones urbaines stimulera certainement l'équipement de certaines zones rurales en mammographes et réduirait ainsi la mortalité de ce cancer dans nos pays pauvres.

4.3-Les communications entre centre Expert et Patient

Les tests au Togo ont été satisfaisants avec un débit moyen de 2Mbps. Cette bande passante n'est pas très importante si on la compare à celle de la plateforme de téléconsultation cardiologique et de télé échocardiographie en temps réel proposée par Boman et al (2009). Ce système destiné aux zones rurales utilise un bras robotique (Medirob) mais nécessite un débit de 20Mbps pour acheminer les images échographiques de qualité optimale.

Si pour les pays développés, la bande passante nécessaire au fonctionnement de notre système aussi bien en télé expertise temps réel qu'en télédiagnostic temps différé ne pose aucun problème, il n'en est pas forcément de même dans tous les pays en développement.

Lorsque le débit de la connexion internet est relativement bas (en moyenne 512kbps), l'utilisation du logiciel LogMeIn est une solution parfaite pour faire fonctionner notre plate de télé échographie. Le système de télé échographie avec LogMeIn qui a fonctionné parfaitement avec les clés 3G aux débits très modeste offre ainsi une belle opportunité de télé échographie même dans les zones reculées les plus arides en technologie de communication et d'information. La télé expertise avec LogMeIn peut être opérationnelle avec des patients se trouvant dans les véhicules de transport médicalisé (ambulance), il suffit que l'ambulance soit équipé d'un échographe portable et qu'une clé 3G soit disponible pour la connexion internet.

On peut à l'avenir envisager que l'expert puisse suivre l'exploration échographique sur son ipad ou iphone dans la mesure où l'installation de LogMeIn n'est pas seulement compatible avec Windows et Mac mais aussi avec le système d'exploitation Androïde (système d'exploitation utilisé par ipad et iphone).

L'état des lieux sur l'internet africain qui déjà en 2002 montrait que 23 pays africains avaient des liens supportant au moins 2Mbps et 10 pays des liens de plus de 5Mbps (Jensen 2002), laisse croire que la bande passante ne serait pas un obstacle majeur à l'implantation de notre système en Afrique dans un avenir proche. L'annonce en mai 2011 par les autorités togolaises de l'installation prochaine d'une connexion internet haut débit de 8 Mbits entre les Universités du pays et le raccordement du Togo au câble sous marin grâce au consortium WACS en mai 2012 ne fait que corroborer ce point de vue.

4.4-Résultats cliniques et impact des essais au Togo

Les résultats diagnostiques préliminaires satisfaisants obtenus dans cette étude réalisé sur un nombre certes limités de patients au Togo sont très encourageants vue l'enthousiasme suscité au près des radiologues africains par le succès de l'atelier de démonstration animé en marge du 9eme congrès de la SRANF du 04 au 06 mai 2011 à Lomé. La disponibilité de tous les radiologues présents à cet atelier à expérimenter notre plateforme dans leurs pays respectifs est un point de grande satisfaction pour une divulgation ultérieure de notre système de télé échographie en Afrique. En effet l'adhésion des utilisateurs à un système de télémédecine en général et de télé échographie en particulier est capitale pour son implantation et son rayonnement (Al-Kadi et al 2009).

Plusieurs projets de télémédecine ailleurs dans le monde quoique innovateurs ont ainsi connu des échecs en raison du peu d'intérêt manifesté par les utilisateurs (Al-Kadi et al 2009).

Les résultats cliniques de cette expérience, peuvent susciter un espoir aussi bien pour le personnel médical que pour les patients de Tsévie qui souvent sont obligés (malgré leurs moyens financiers très limités) d'aller à Lomé, la capitale du Togo pour bénéficier des échographies abdominales, prostatiques et surtout des parties molles. Les compétences des médecins échographistes du CHR Tsévie étant essentiellement limitées aux échographies pelviennes et obstétricales.

Ces résultats diagnostics devraient être validés en situation réelle sur un nombre plus important de patients en vue de déterminer la sensibilité diagnostique précise de notre plateforme en situation réelle notamment pour le télédiagnostic en différé avec ECHO-CNES. Cette étape que nous n'avons pas pu réaliser faute d'indisponibilité de connexion internet entre le CHU campus et le CHR Tsévié pendant une période suffisante au recrutement d'un nombre assez grand de patients constitue en effet une limite à ce travail. Les démarches entreprises auprès des autorités politiques, sanitaires et des sociétés de télécommunications du Togo n'ont pas été concluantes le long des 06 mois réservés pour cette phase dans le chronogramme des travaux de notre thèse. La société Togo Télécom exigeait une participation financière du ministère de la santé pour rendre accessible la connexion internet haut débit nécessaire pour cette phase de validation diagnostique. Le besoin en télé échographie dans les hôpitaux périphériques du Togo n'est plus à démontrer, il suffira que le gouvernement dote les CHR et les CHU de connexion internet à débit suffisant pour qu'un projet ultérieur, pourquoi pas d'envergure nationale, nous permette de faire le point exact sur l'évaluation

diagnostique avec des critères bien précis de notre plateforme de télé échographie en situation réelle.

5- Autres domaines d'application en perspective de notre plateforme

Téléformation échographique : L'expérience au Togo à montré que l'exploration échographique à distance avec les opérateurs très peu expérimentés, quoique laborieux au début devenait plus souple au fur et à mesure que les séances se multipliaient. En effet notre système de télé échographie permettait également à l'expert de former à distance ces opérateurs très peu expérimentés. L'expert regardait sur son écran d'ordinateur, l'opérateur du site isolé et le patient, suivait en temps réel la manipulation de la sonde par ce dernier. L'expert donnait des instructions audio-visuelles à l'opérateur non expérimenté pour qu'il améliore sa performance. L'opérateur du centre isolé regardait l'expert en temps réel sur son ordinateur, lui posait au besoin des questions pour mieux comprendre les instructions. Des copies d'écran montrant le positionnement de la sonde sur le patient permettant d'obtenir l'incidence souhaitée de l'organe exploré étaient envoyées en temps réel à l'opérateur du site isolé pour l'aider à mieux positionner la sonde (figure 47). Tout se passait donc comme si l'expert était à côté de l'opérateur peu expérimenté pour le former. Cette possibilité de téléformation avec notre système devrait permettre à l'opérateur du site isolé de réaliser au fil du temps, seul l'examen échographique ou du moins d'être peu dépendant de l'Expert. La télé échographie est certes une solution pour régler le problème de pénurie de médecins échographistes dans les centres médicaux isolés mais la solution idéale demeure la formation d'opérateurs ayant la compétence requise pour pratiquer sur place, de façon autonome les examens échographiques courants dans les sites isolés (Sutherland 2011).

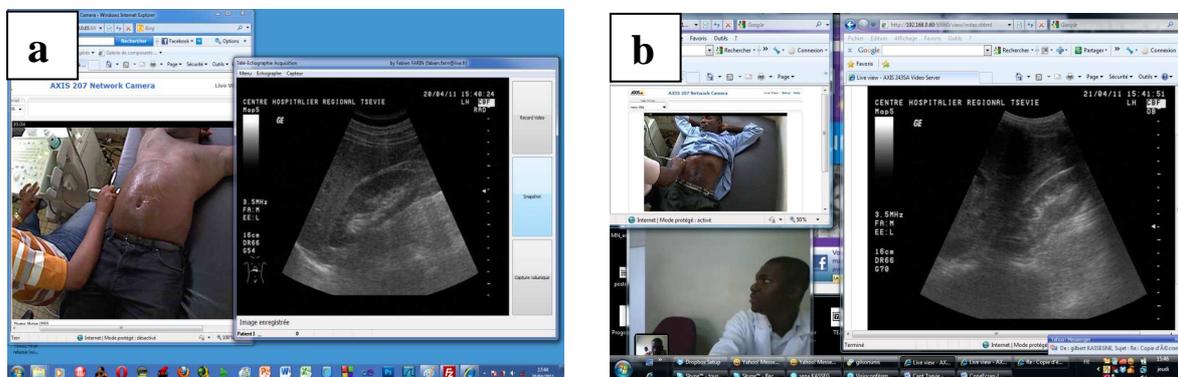


Figure 47: Téléformation échographique. a) Copie d'écran d'une coupe longitudinale de rein droit réalisée par un Expert ; b) copie d'écran de coupe longitudinale de rein droit réalisée par un opérateur en formation aidé par la copie d'écran de l'Expert et son téléguidage vocal.

Téléconsultation médicale, Télédermatologie et Télé assistance chirurgicale : L'utilisation de la caméra réseau 207W au Togo a mis exergue la possibilité d'une téléconsultation médicale (figure 48), d'une télé dermatologie (figure 49) et d'une télé assistance chirurgicale. Les caméras réseau Méga pixel permettant d'avoir des images avec une résolution 03 fois supérieure au caméra 207 récemment mises sur le marché par la société AXIS, seront d'un apport précieux notamment pour la télé dermatologie.

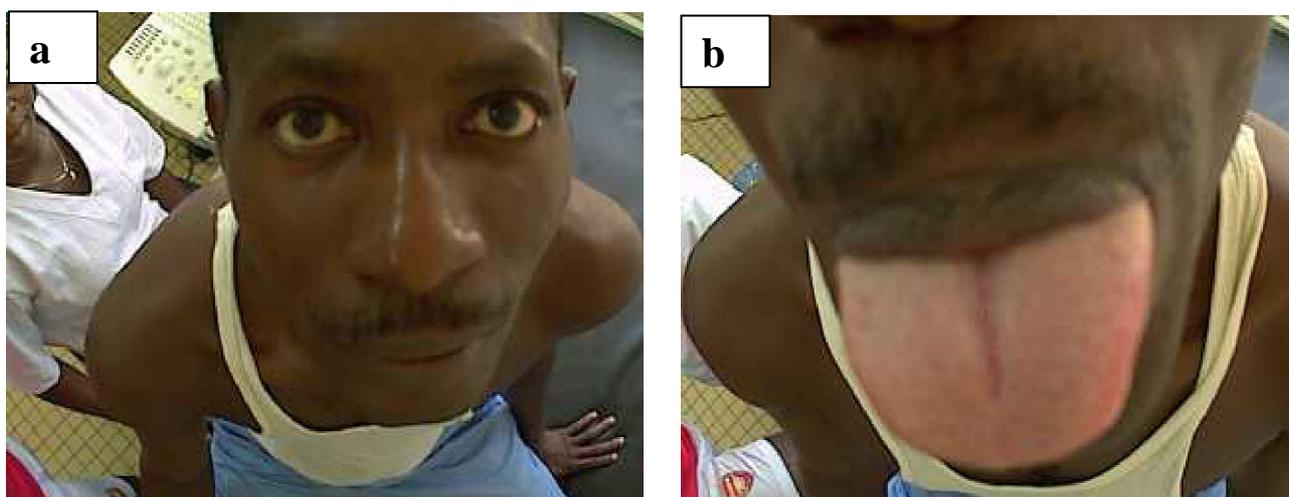


Figure 48 : Téléconsultation médicale avec télé inspection des yeux(a) et de la langue (b)



Figure 49 : Télédermatologie avec patiente présentant des macules et une cicatrice.

Télé endoscopie : Le serveur vidéo internet AXIS 243 et le logiciel LogMeIn peuvent être utilisés pour la télé endoscopie (figure 51). Le système serait le même que celui de la télé échographie sauf que l'échographe serait remplacé par un appareil d'endoscopie.



Figure 50 : Copie d'écran d'une télé endoscopie avec le logiciel LogMeIn

Télé radiologie complète : Les logiciels Dropbox et LogMeIn que nous avons utilisés pour notre plateforme ouvre la voie à toute la gamme de télé radiologie (Radiographie standard, Scanner et IRM). L'architecture du système serait la même que celle que nous avons utilisée pour la télé mammographie sauf que les images statiques de mammographie seront remplacés par des images de radiographie conventionnelle, de scanner (figure 51) et d'IRM. Vivement que la volonté politique suive le pas dans les années à venir pour que la télémédecine soit une réalité quotidienne au Togo.

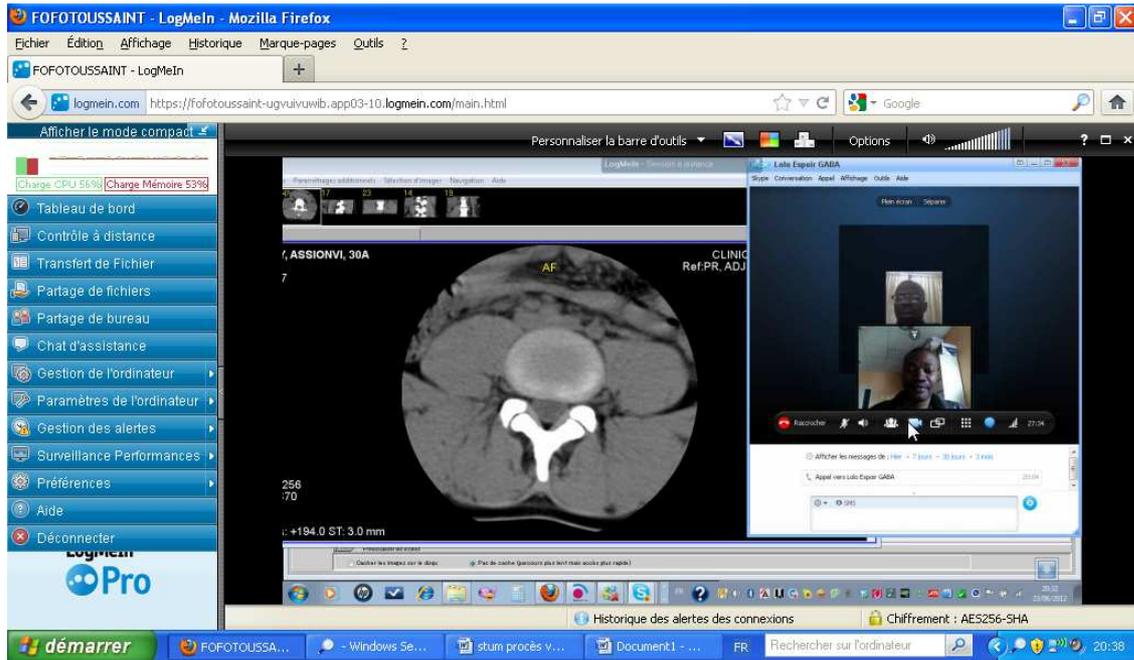


Figure 51 : Capture d'écran de télé radiologie (Scanner du rachis interprété à distance grâce au logiciel LogMeIn)

CONCLUSION

La télé-médecine est une des solutions indéniables au problème de pénurie de médecins notamment dans les pays en développement au regard des progrès sans cesse croissant des nouvelles technologies de l'information et de la communication. Notre travail de recherche a permis non seulement de concevoir un programme de traitement d'images échographiques en différé, une cartographie de localisation des fenêtres acoustiques des organes, une capture automatisée et manuelle des volumes d'images échographiques par des non Experts mais aussi d'innover une utilisation en télé-médecine de certains systèmes de communication accessibles (à la base dédiés à la vidéosurveillance) et des logiciels gratuits en ligne pour ainsi mettre en place une plateforme de télé échographie « bas prix » associée à la télé mammographie. Cette plateforme de télé expertise temps réel et de télé-diagnostic temps différé validée en situation expérimentale au laboratoire UMPS sis au CHU Trousseau de Tours (France) a été installée en situation réelle au Togo entre le CHU Campus de Lomé et le CHR Tsévié. L'évaluation de sa fonctionnalité technique au Togo a été concluante et des résultats cliniques préliminaires satisfaisants ont été obtenus.

L'expérience au Togo, a clairement mis en exergue la faisabilité d'une téléformation échographique, d'une télé-radiologie complète, d'une téléconsultation médicale, d'une télé endoscopie digestive et d'une télédermatologie avec notre plateforme. Des études ultérieures seront entreprises pour que l'installation de la plateforme dans les structures sanitaires isolées ne se limite pas qu'à la télé échographie mais à une gamme élargie d'activités de télé-médecine et de téléformation pour le grand bonheur des patients et du personnel de santé aussi bien du Togo que des autres pays de la sous région ouest africaine.

L'accessibilité de connexion internet avec un débit satisfaisant dans les structures sanitaires du Togo ayant été une des difficultés majeures dans la réalisation de notre projet, les autorités politiques et sanitaires doivent donc faire des efforts pour rendre disponible des liaisons internet ne serait ce que dans les centres de santé régionaux et préfectoraux pour que la télé-médecine soit une réalité quotidienne au Togo.

Des relations de partenariat sont envisageables avec la Société AXIS pour rendre davantage abordable le prix des caméras réseaux et serveur vidéo internet IP.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Afset JE, Lunde P. Tele-echocardiography. Education in echocardiography via video conferences. *Tidsskr Nor Laegeforen*. 1994 Apr 20;114(10):1175-8.
2. Al-Kadi A, Dyer D, Ball CG, McBeth PB, Hall R, Lan S, Gauthier C, Boyd J, Cusden J, Turner C, Hamilton DR, Kirkpatrick AW. User's perceptions of remote trauma tele-ultrasonography. *J Telemed Telecare*. 2009;15(5):251-4.
3. Allman RM, Curtis DJ, Smith JP, Brahman SL, Maso EC. Potential contribution of teleradiology to the management of military radiologist resources. *Military medicine*. 1983 Dec;148(12):897-900.
4. Arbeille Ph, Capri A, Ayoub J, Kieffer V, Georgescu M, Poisson G. Use of a robotic arm to tele operated abdominal ultrasound. *Am J Roentgenology*; 188: 317-322. 2007.
5. Arbeille Ph, Eder V, Casset D, Quillet L, Hudelo C, Herault C. Realtime three dimensional ultrasound acquisition and display for cardiac volume and ejection fraction evaluation. *Ultrasound Med Biol*. 26: 201-208. 2000.
6. Arbeille Ph, Herault S. Généralités sur les mécanismes physiques des effets biologiques des ultrasons. *JEMU* 1997 ; 18 : 306-314.
7. Arbeille Ph, Herault S, Roumy J, Porcher M, Besnard S, Vieyres P. 3D realtime echography and echography assisted by a robotic arm for investigating astronauts in the ISS from the ground. *J Gravitational Physiology*. 8;(1): 143-5. 2001
8. Arbeille Ph, Lapierre F, Benhamou AC, Salez F, Lagueyrie M, Pourcelot L. L'échotomographie et l'analyse spectrale du signal doppler dans le bilan des lésions carotidiennes. *J Mal Vasc* 1984 ; 9 : 171-177.
9. Arbeille Ph, Poisson G, Ayoub J, Vieyres P, Chevillot M, Hervé Ph, Porcher M, Boulay JL. Echographic examination in isolated sites controlled from an expert center using a 2D Echograph guided by a robotic arm. *Ultrasound Med Biol* 2003 ; 29 (7): 993-1000.

10. Arbeille Ph, Ruiz J, Herve P, Chevillot M, Poisson g, Perrotin F. Fetal tele-echography using a robotic arm and a satellite link. *Ultrasound Obstet Gynecol*; 26 (3): 221-226. 2005.
11. Arbeille Ph. Télé échographie abdominale et foetale. *Hôpitaux Magazine*, 2007; 1: 63-6.
12. ARTP. Rapport d'activités (Exercice 2010). Adopté le 02 Août 2011 et imprimé le 01 décembre 2011.
13. Barnes GT, Morin RL, Staab EV. infoRAD: computers for clinical practice and education in radiology. *Teleradiology: fundamental considerations and clinical applications. Radiographics*. 1993 May;13(3):673-81.
14. Bassignani MJ, Dwyer SJ III, Ciambotti JM, et al. Review of technology: planning for the development of tele-ultrasonography. *J Digit Imaging* 2004;17:18–27.
15. Boman K, Olofsson M, Forsberg J, Boström SA. Remote-controlled robotic arm for real-time echocardiography: the diagnostic future for patients in rural areas? *Telemed JE Health*. 2009 Mar;15(2):142-7.
16. Boynard M .Bases physiques et technologiques de l'échographie ultrasonore. [35-000-C-10] Doi : 10.1016/S1624-5865(06)43736-9.
17. Boynard M. Principes et techniques de l'échographie Doppler [35-003-C-10] - Doi : 10.1016/S1879-8497(11)56620-8.
18. Cañero C, Thomos N, Triantafyllidis GA, Litos GC, Strintzis MG. Mobile tele-echography: user interface design; *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 2005 Mar; 9(1):44-9.

19. Cavina E, Goletti O, Lippolis PV, et al. Telesonography: technical problems, solutions and results in the routine utilization from remote areas. *Health Technol Inform* 2001;81:88-89.
20. Chabriaïs J, Puech Ph. Télétransmission des images médicales et des données associées : Aspects techniques. Fiche d'information et de recommandations du Groupe de travail SFR Téléradiologie. Fiche N° 6 - Version 1. Octobre 2009.
21. CHR Tsévié. Rapport d'activités 2010.
22. Courreges F, Vieyres P, Istepanian RS, Arbeille Ph, Bru C. Clinical Trial and evaluation of a mobile, robotic tele-ultrasound system (Otelos). *J Telemed Telecare*. 11; suppl 1 : 46-55. 2005.
23. Curtis DJ, Gayler BW, Gitlin JN, Harrington MB. Teleradiology: results of a field trial. *Radiology*. 1983 Nov;149(2):415-8.
24. DiSantis DJ, Cramer MS, Scatarige JC. Excretory urography in the emergency department: utility of teleradiology. *Radiology*. 1987 Aug;164(2):363-4.
25. FAO. Politique Nationale de Communication pour le Développement Rural (PNCDR)-Togo (version validé) 2010.
26. Fincke EM, Padalka G, Lee D, Holsbeeck M, Sargsyan AE, Hamilton DR, Martin D, Melton SL, McFarlin K, Dulchavsky SA. Evaluation of shoulder integrity in space: first report of musculoskeletal US on the International Space Station. *Radiology*. 2005 Feb; 234(2):319-22.
27. Fisk NM, Bower S, Sepulveda W, Garner P, Cameron K, Matthews M, Ridley D, Drysdale K, Wootton R. Fetal telemedicine: interactive transfer of realtime ultrasound and video via ISDN for remote consultation. *J Telemed Telecare*. 1995;1(1):38-44.
28. Gayler BW, Gitlin JN, Rappaport W, Skinner FL, Cerva J. Teleradiology: an evaluation of a microcomputer based system. *Radiology*. 1981 Aug;140(2):355-60.

29. Germain M. WiMAX à l'usage des communications haut débit, Forum atena, lulu.com, Paris, 2009.
30. Gourdon A, Poignet P, Poisson G, Vieyres P. A new robotic mechanism for medical Application. Marché, Proceeding IEEE/ASME99, Atlanta, pp33-38, 1999.
31. Graham LE, Zimmerman M, Vassallo DJ, et al. Telemedicine--the way ahead for medicine in the developing world. Trop Doct, 2003; 33:36-8.
32. Grataloup-Oriez C et Charpentier A. Principes et techniques de l'échographie-doppler. Encycl Méd Chir(Elsevier, Paris), Radiodiagnostic – Principes et techniques d'imagerie, 35-003-C-10, 1999, 10 p.
33. Grenier N, Douws C, Brichaux JC. Le Doppler couleur. Séméiologie de la couleur. Pièges et artefacts. J.E.M.U. 1991 ; 13(2) : 53-61.
34. Guerraz A, Hennion B, Vienne A, Belghit I. "The telegesture: Problems of networked gestures", In Proc. of Int. Conf. of Eurohaptics, pp. 65-70, Birmingham, UK, 2001.
35. Heegaard W, Hildebrandt D, Spear D, Chason K, Nelson B, Ho J. Prehospital ultrasound by paramedics: results of field trial. Acad Emerg Med 2010; 17:624–630.
36. Hersh W, Helfand M, Wallace J, Kraemer D, Patterson P, Shapiro S, Greenlick M. A systematic review of the efficacy of telemedicine for making diagnostic and management decisions. J Telemed Telecare. 2002;8(4):197-209.
37. Heshiki A, Amanuma M, Tomioka K, Ohta H, Inamura K. Teleradiology at Gunma University Hospital. Medical informatics .1988 Oct-Dec;13(4):295-301.
38. Hoskins PR. Diagnostic ultrasound : physics and equipment. GMM, 2003.
39. Jensen M. L'internet Africain : un état des lieux.<http://www.africanti.org/IMG/externes/afrstatfr.pdf>, février 2002.

40. Kagetsu NJ, Zulauf DR, Ablow RC. Clinical trial of digital teleradiology in the practice of emergency room radiology. *Radiology*. 1987 Nov;165 (2):551-4.
41. Keane MG. A review of the role of telemedicine in the accident and emergency department. *J Telemed Telecare*. 2009;15(3):132-4.
42. Kirkpatrick AW, Sustic A, Blaiivas M. Introduction to the use of ultrasound in critical care medicine. *Crit Care Med* 2007;35:123-5.
43. Kontaxaskis G, Walter S, Sakas G. EU-TeLeInViVO: an integrated portable telemedicine workstation featuring acquisition, processing and transmission over low bandwidth lines of 3D ultrasound volume images. In: Third International conference on Information Technology Applications in Biomedicine (ITAB-IT IS). Piscataway, NJ: IEEE: 158-163. 2000.
44. Kratochwill A, Lee A, Schoisswohl A. Networking of three dimensional sonography volume data. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 2000; 16: 335-40.
45. Lemaitre L, Matter D. Sémiologie élémentaire ultrasonore. *J Radiol*. 2002 Dec;83(12 Pt 2):1877-87; 1889-90.
46. Levin YS, Warshaw EM. Teledermatology: a review of reliability and accuracy of diagnosis and management. *Dermatol Clin*. 2009 Apr;27 (2):163-76.
47. Lorentz MM. Telenursing and home healthcare. the many facets of technology. *Home Healthc Nurse*. 2008 Apr;26 (4):237-43.
48. Macedonia CR, Littlefield RJ, Coleman J, Satava RM, Cramer T, Mogel G, Eglinton G. Three-dimensional ultrasonographic telepresence. *J Telemed care* 1998;4(4):224-30.
49. Martinelli T, Bosson JL, Bressollette L, Pelissier F, Boidard E, Troccaz J, Cinquin P. Robot-based tele-echography: clinical evaluation of the TER system in abdominal aortic exploration. *J Ultrasound Med* 2007;26 (11):1611-6.

50. Masuda K, Kimura E, Tateishi N, and Ishihara K. "Three dimensional motion mechanism of ultrasound probe and its application for tele-echography system," Proc. of International Conference of the IEEE Intelligent Robot and Systems, IROS'01, 2001.
51. Mei-Ju Su, Huei-Ming Ma, Chow-In Ko, Wen-Chu Chiang, Chih-Wei Yang, Sao-Jie Chen, Robert Chen, Heng-Shuen Chen. Application of Tele-Ultrasound in Emergency Medical Services. *Telemedicine and e-health* 2008 oct;14(8):816-824.
52. Mendlowitz AD, Young DK. A system for full-motion real-time telesonography. *R Am J Roentgenol.* 1992 Nov;159 (5):1123-4.
53. Merz. E, Macchiella D, Bahlmann F, Weber G. "Fetale fehlbildungsdiagnostik mit Hilfe der 3D Sonographie". In *Ultraschall Klin. Prax.* 6, 147. 1992.
54. Meuwly JY. Telesonography - modern solutions for an old question. *Ultraschall Med,* 2010 Aug; 31(4):421-3.
55. Mindel S. Role of imager in developing world. *Lancet* 1997; 350:426–429.
56. Mitsuishi,M., Warisawa,S., Tsuda,T., Higuchi,T., Koizumi,N., Hashizume,H. and Fujiwara,K., « Dynamic Switching of a Controller Based on Diagnostic Tasks in Remote Ultrasound Diagnostics » *Journal of Robotics and Mechatronics* 2004;16 (2).
57. Mitsuishi,M., Warisawa,S., Tsuda,T., Higuchi,T., Koizumi,N., Hashizume,H. and Fujiwara,K., ``Remote Ultrasound Diagnostic System," *Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp.1567-1574, Seoul, Korea, 2001.
58. Morris TJ, Pajak J, Havlik F, Kenyon J, Calcagni D. Battlefield Medical Information System-Tactical (BMIST): the application of mobile computing technologies to support health surveillance in the Department of Defense. *Telemed J E Health.* 2006 Aug;12(4):409-16.

59. Mulholland HC, Casey F, Brown D, Corrigan N, Quinn M, McCord B, Rogers J, Craig BG. Application of a low cost telemedicine link to the diagnosis of neonatal congenital heart defects by remote consultation. *Heart*. 1999 Aug;82(2):217-21.
60. Nikolić N, Mozetić V, Modrcin B, Jaksić S. Might telephonography be a new useful diagnostic tool aboard merchant ships? A pilot study. *Int Marit Health*. 2006;57(1-4):198-207.
61. Noagbodji J.M. La VoIP au Togo : Désormais une réalité. Forum sur la réglementation des télécommunications en Afrique. Ouagadougou, Burkina Faso, 19-21 novembre 2002.
62. Jouve P. Manuel D'Ultrasonologie générale de l'adulte. Masson, 1997.
63. Pékele M. Diagnostic du système sanitaire et de l'état de sante de la population. (version validé). Ministère de la Santé (Togo). Octobre 2006.
64. Pierrot F, Dombre E, Degoulange E, Urbain L, Caron P, Boudet S, Gariépy J, Megnier JL " Hippocrate: a safe robot arm for medical applications with force feedback", *Medical Image Analysis (MedIA), Special Issue on Medical Robotics and Computer Assisted. Surgery* 1999; 3:285-300.
65. Popov V, Popov D, Kacar I, Harris RD. The feasibility of real-time transmission of sonographic images from a remote location over low-bandwidth Internet links: a pilot study. *AJR Am J Roentgenol*. 2007 Mar; 188(3):W219-22.
66. Puech Ph. Téléradiologie : Etat de l' art, applications, perspectives et enjeux en 2006. Thèse d'Université réalisée dans le laboratoire C.E.R.I.M et soutenue à Lille le 7 Novembre 2006.
67. Pyke J, Hart M, Popov V, Harris RD, McGrath S.A tele-ultrasound system for real-time medical imaging in resource-limited settings. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2007;2007:3094-7.

68. Revel MP. Physique des ultrasons. Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Radiodiagnostic - Principes et techniques d'imagerie, 35-000-C-10, 1999, 14 p.
69. Rosen MP, Levine D, Carpenter JM, Frost L, Hulka CA, Western DL, McArdle CR. Diagnostic accuracy with US: remote radiologists' versus on-site radiologists' interpretations. *Radiology*. 1999 Mar; 210(3):733-6.
70. Sakas G, Walter S, Grimm M, Richtscheid M. Free hand acquisition, reconstruction and visualization of 3D and 4D ultrasound. *Radiologe* 2000; 40: 295-303.
71. Saketkhoo DD, Bhargavan M, Sunshine JH, Forman HP. Emergency department image interpretation services at private community hospitals. *Radiology*. 2004 Apr; 231(1):190-7.
72. Salcudean SE, Zhu WH, Abolmaesumi P, Bachmann S, Lawrence PD, "A Robot System for Medical Ultrasound", Robotics Research, the 9th International Symposium of Robotics Research (ISRR'99), J.M. Hollerbach and D.E. Koditschek (Eds.), pp. 195-202, Springer 2000.
73. Sheehan FH, Ricci MA, Murtagh C and al. Expert visual guidance of ultrasound for telemedicine. *J Telemed Telecare* 2010 ; 16(2): 77-82.
74. Shirtley S, RFD, MB BS, DDR, FRANZCR, RANR. Teleradiology: present and future. *ADF Health* 2001; 2: 37-42.
75. Slovis TL, Guzzardo-Dobson PR. The clinical usefulness of teleradiology of neonates: expanded services without expanded staff. *Pediatr Radiol*. 1991; 21(5):333-5.
76. Solacroup JC, Grenier N. Imagerie ultrasonore. In : Edicerf [en ligne] http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/BASES/BA003_cv_rb_1.html (consultée le : 30 juin 2012 15:06 UTC)

77. Spivack RN. Innovation in telehealth and a role for the government. *Stud Health Technol Inform.* 2005;118:32-42.
78. Suenaga T, Nambu M, Kuroda T, Oshiro O, Tamura T. A tele-instruction system for ultrasound probe operation based on shared AR technology; 23rd Annual EMBS International Conference; Istanbul, Turkey. 25-28 Oct 2001.
79. Sutherland JE, Sutphin HD, Rawlins F, Redican K, Burton J. A comparison of telesonography with standard ultrasound care in a rural Dominican clinic. *J Telemed Telecare.* 2009;15(4):191-5.
80. Sutherland JE, Sutphin D, Redican K, Rawlins F. Telesonography: foundations and future directions. *J Ultrasound Med* 2011(4):517-22
81. Szafran AJ, Kropf R. Strategic uses of teleradiology. *Radiol Manage.* 1988 Spring;10(2):23-7.
82. Thrall JH. Teleradiology. Part I. History and clinical applications. *Radiology.* 2007 Jun; 243(3):613-7.
83. Treece G, Prager R, Gee A, Berman L. "3D Ultrasound Measurement of Large Organ Volume". In *Medical Image Analysis*, 5, 41-54. 2001.
84. Vieyres P, Poisson G, Courrege F, Merigeaux O, Arbeille Ph. The TERESA project: from space research to ground tele-echography. *Industrial Robot: An International Journal* 2003; 30 (1): 77-82.
85. Vilchis A, Troccaz J, Cinquin Ph, Courrèges F, Poisson G, Tondu B, "Robotic Ultrasound System (TER) : Slave robot control", 1st IFAC Conference on Telemetry Applications in Automation and Robotics, Weingarten, Germany, 24-26 July 2001.
86. Viñals F, Mandujano L, Vargas G, Giuliano A. Prenatal diagnosis of congenital heart disease using four-dimensional spatio-temporal image correlation (STIC) telemedicine via an Internet link: a pilot study. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2005 Jan; 25(1):25-31.

87. Viñals F, Poblete P, Giuliano A. Spatio-temporal image correlation (STIC): a new tool for the prenatal screening of congenital heart defects. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2003; 22(4):388-94.
88. Widmer S, Ghisla R, Ramelli GP, et al. Tele-echocardiography in pediatrics. *Eur J Pediatr* 2003;162:271–5.
89. William J. Zwiebel , Roya Sohaey. *Introduction to Ultrasound* Saunders; 1 edition , 1998.
90. Wright D. Telemedicine and developing countries. A report of study group 2 of the ITU Development Sector. *J Telemed Telecare*, 1998;4 Suppl 2:1-85.
91. Yoo SK, Kim DK, Jung SM, Kim EK, Lim JS, Kim JH. Performance of a web-based, realtime, tele-ultrasound consultation system over high-speed commercial telecommunication lines. *J Telemed Telecare*. 2004; 10(3):175-9.

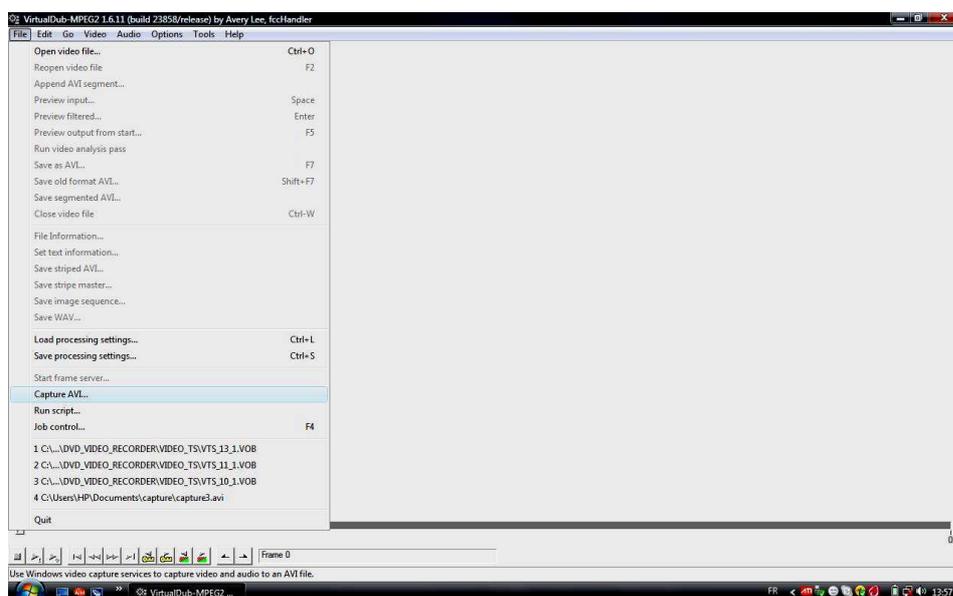
ANNEXES

ANNEXE 1

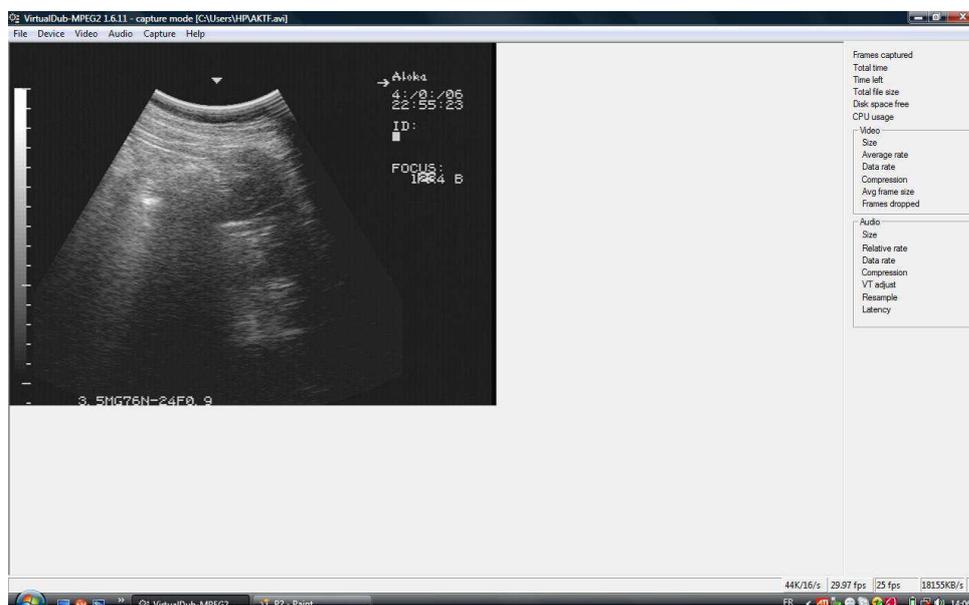
PREPARATION A L'ACQUISITION DES IMAGES DESTINEES A
ETRE ENVOYEEES AU CENTRE EXPERT :
Visualisation des images échographiques générées pendant le mouvement
de la sonde (Au site PATIENT)

OUVRIER VIRTUAL DUB.

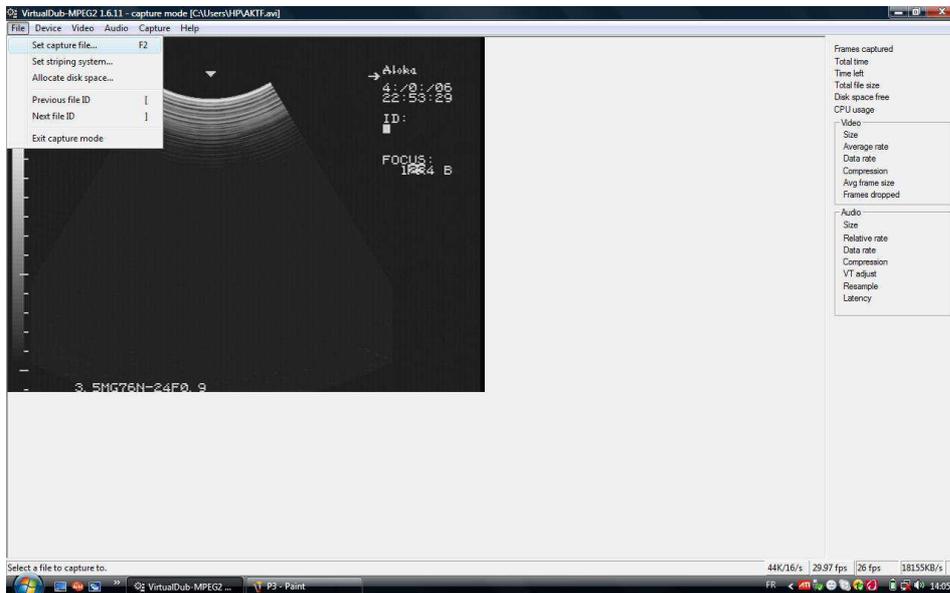
Cliquer dans « File », « capture AVI »



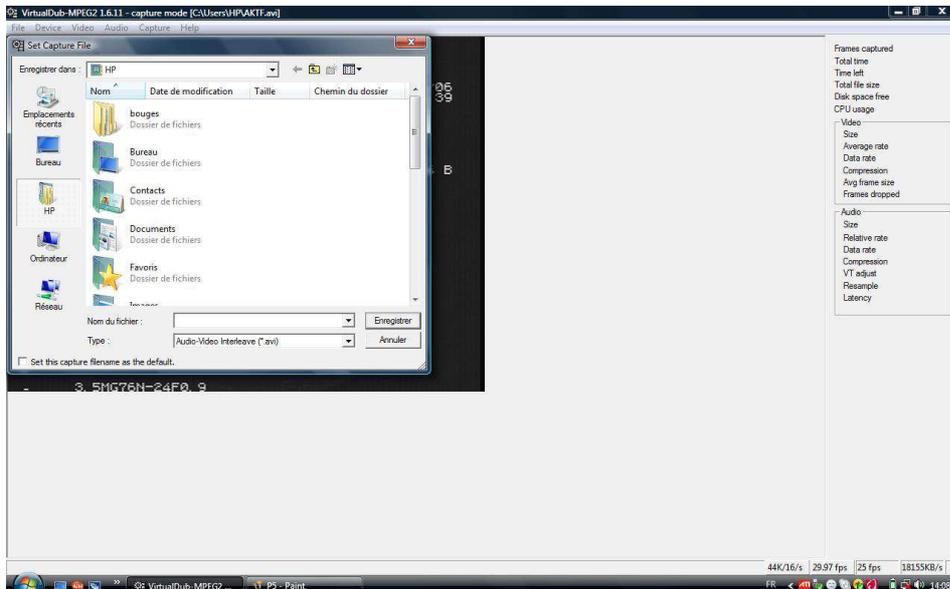
L'image de l'échographe apparaît directement sur le PC.



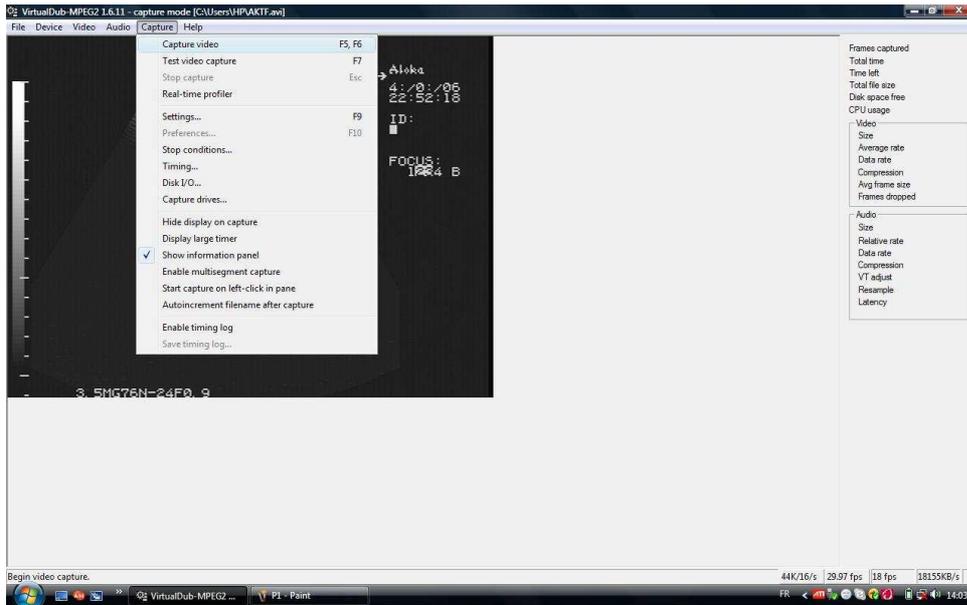
Cliquer dans « File », « set capture file »



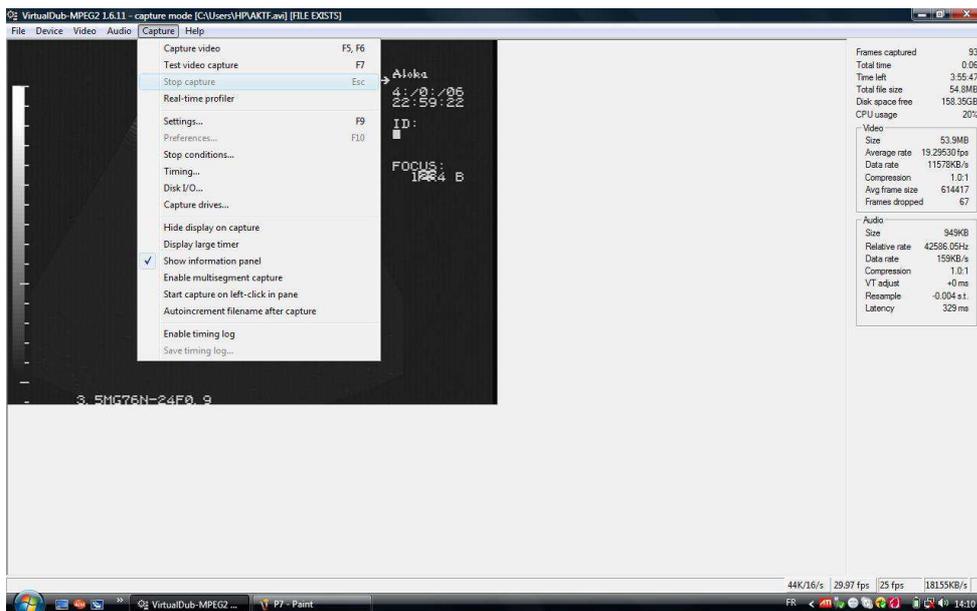
pour choisir le répertoire où on souhaiterait stocker la séquence vidéo et donner un nom au fichier Ex : nom du patient Foie...



Cliquer dans « capture », « capture video » pour démarrer l'enregistrement.



Cliquer dans « capture », « stop capture » pour arrêter l'enregistrement et la séquence vidéo enregistrée est directement stockée dans le répertoire ci dessus choisi



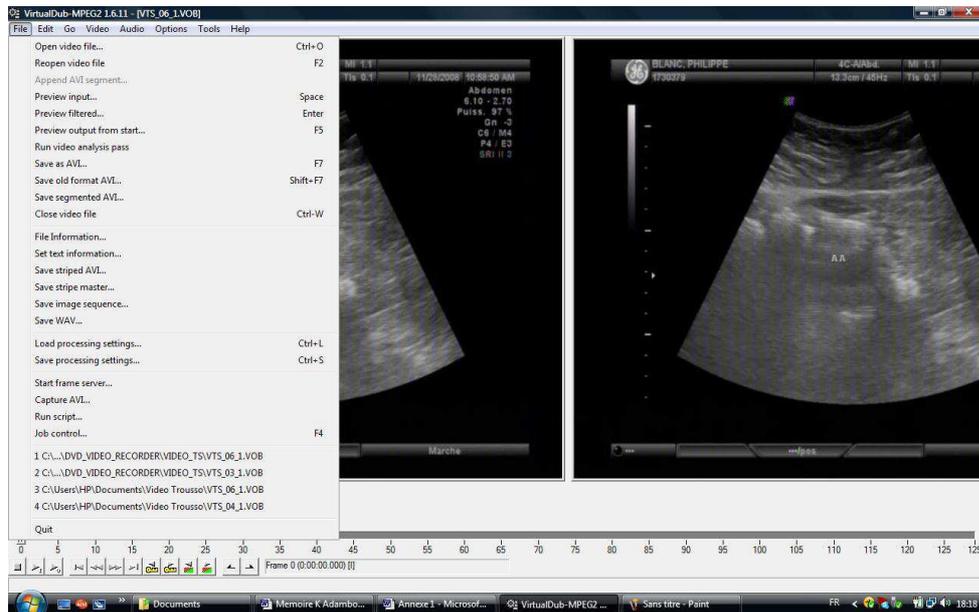
La succession d'images échographiques est enregistrée au format AVI sur le disque dur du PC. Ce fichier vidéo va être transmis au centre EXPERT via INTERNET. Il sera ouvert avec Vitual Dub afin d'être décomposé en suite d'images JPEG puis traité avec le programme de reconstruction ECHO -CNES.

ANNEXE 2

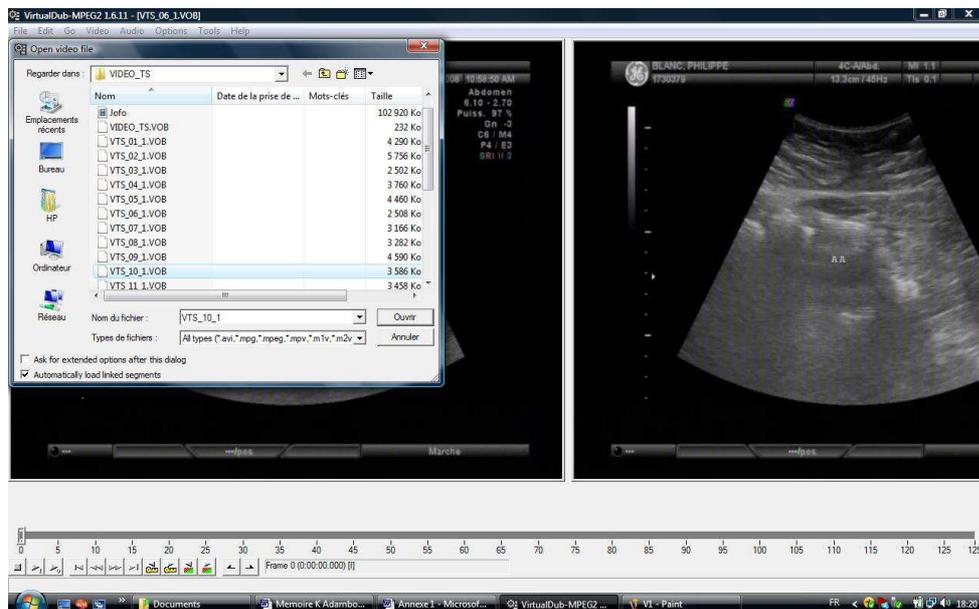
DECOMPOSITION DU FICHER VIDEO « VOB ou AVI » EN UNE SUCCESSION D'IMAGES JPEG AVANT TRAITEMENT PAR LE PROGRAMME DE RECONSTRUCTION 3D (CNES- ECHO). Cette opération s'effectue au centre expert dès réception du FICHER VIDEO VOB.

Lancer VirtualDub-MPEG2, 1.6.11,

-Cliquer dans « File », « open Vidéo-file »



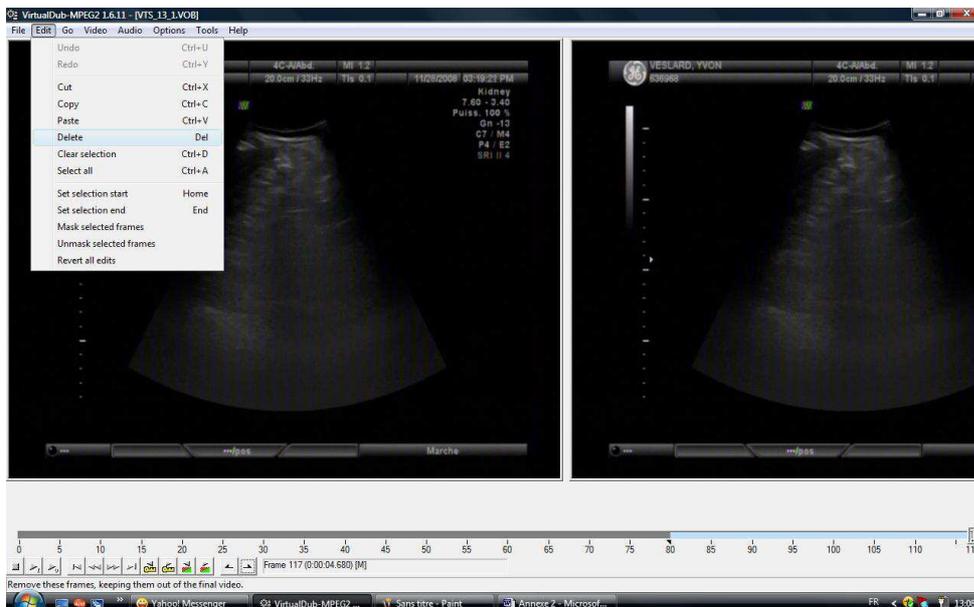
Sélectionner le fichier vidéo “VOB”



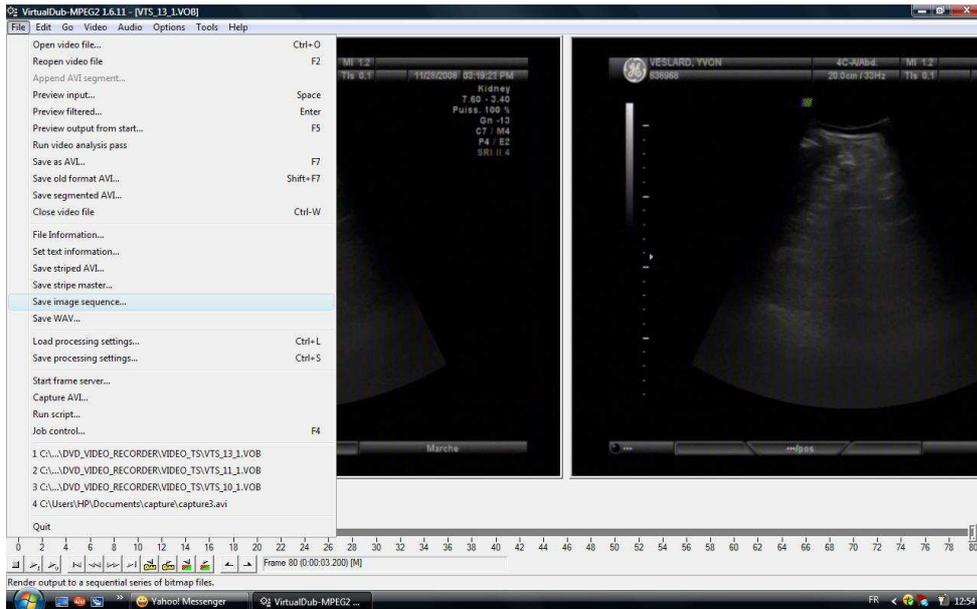
-A partir de l'échelle située en bas de la fenêtre, déterminer les numéros de « frame» de départ (click sur le bouton 8) et de fin (click sur le bouton 9) des séquences de vidéo-inutiles.



-cliquer dans « Edit », « Delete » ou appuyer sur la touche « Delete» du clavier pour supprimer les séquences inutiles



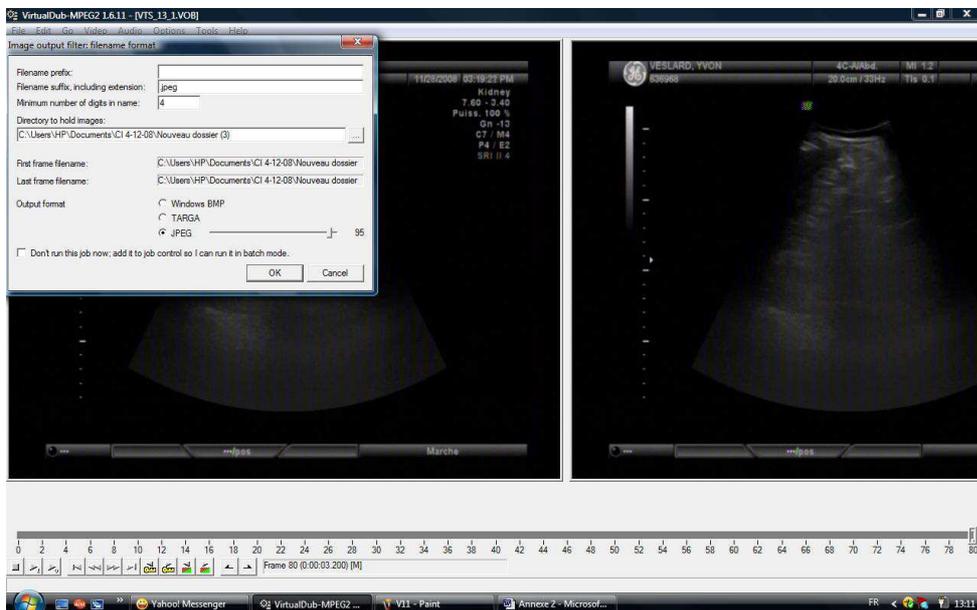
-Cliquer dans « file », « save as image sequence»



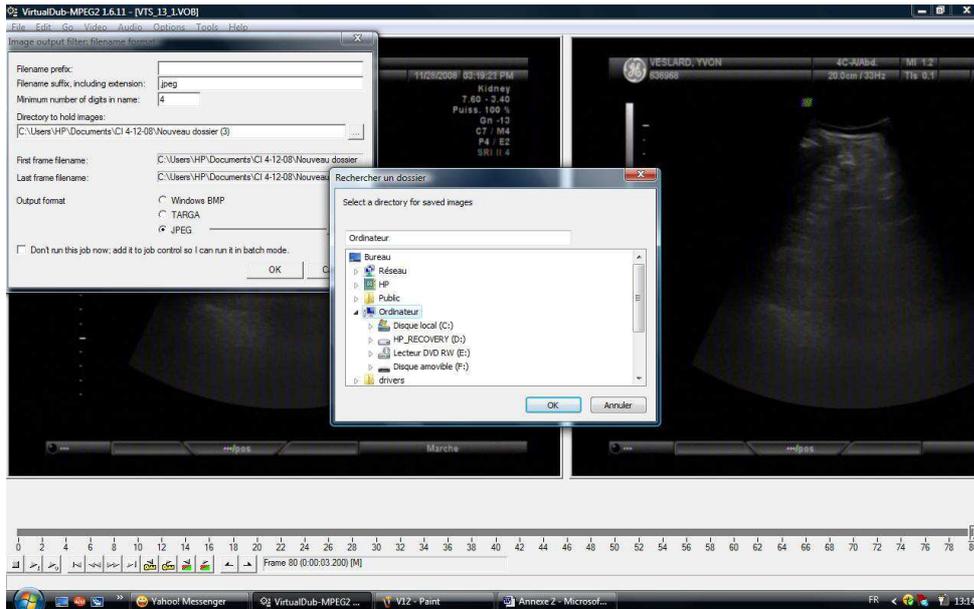
Dans « file name prefix » noter le nom que l'on veut donner aux images capturés.

Dans « file name suffix, including extension » noter l'extension des images voulues « jpg »

Dans « minimum » number of digits in name » noter 4

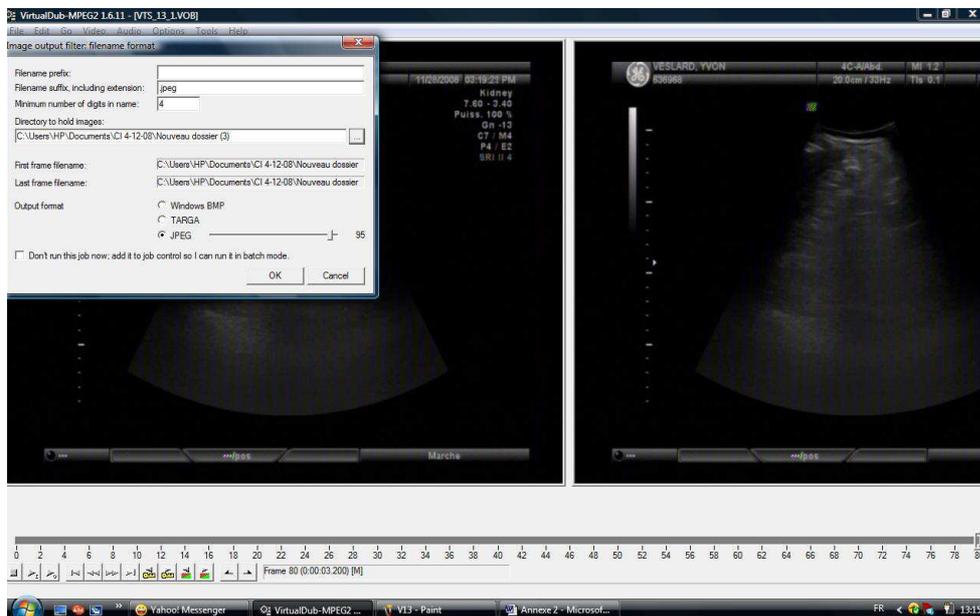


Dans « directory to hold image », choisir le répertoire pour stocker les images puis cliquer sur « OK ».



Dans « out put format » cocher « JPEG ».

Cliquer sur OK et la capture se fait automatiquement



Au terme de cette opération, l'expert dispose d'un fichier d'environ 100 images d'échographie (JPEG) successives, qui devront être traitées par le programme de reconstruction CNES-ECHO.

RESUME

Introduction: *La télé-médecine en générale et la télé échographie en particulier est une des solutions indéniables au problème de pénurie de médecins spécialistes notamment dans les pays en développement au regard des progrès sans cesse croissant des nouvelles technologies de l'information et de la communication.*

Objectif: *Concevoir et valider un système de télé expertise échographique temps réel et de télé-diagnostic échographique temps différé entre sites expert (CHU) et isolé (hôpitaux périphériques) avec une infrastructure moindre coût accessible même aux pays à faible environnement numérique comme le Togo.*

Matériels et Méthodes: *Une technologie innovante de télétransmission (vidéos échographiques et d'ambiance) temps réel via internet à base de Caméra réseau AXIS 207 et de Serveur vidéo internet AXIS 243 dotée d'adresse IP ou un logiciel d'accès à distance (LogMeIn) permet une télé expertise temps réel si le centre isolé dispose d'un échographiste peu expérimenté.*

Si le site isolé ne dispose pas d'échographiste, un opérateur non initié réalise une capture volumique automatisée (Porte sonde Motorisé « TILTER ») ou une capture manuelle « Main levée » par mouvement de tilt de +/- 40° par rapport à la verticale avec une sonde échographique 2D en se servant d'une cartographie de localisation des fenêtres acoustiques des organes mise au point. Un programme de reconstruction 3D original (ECHO-CNES) permet à l'Expert de naviguer dans le volume d'image envoyé du centre isolé pour réaliser les différentes incidences de l'organe en vue d'un télé-diagnostic temps différé.

Le système conçu et testé à l'Unité de Médecine et Physiologie Spatiale (UMPS) du CHU Trousseau de Tours en France, a été validé techniquement en situation réelle entre le CHU Campus de Lomé et le CHR Tsévie au Togo.

Résultats: *La cartographie de localisation des fenêtres acoustiques élaborée après exploration échographique de 300 patients, révélait que les fenêtres acoustiques des organes notamment abdominaux se trouvaient dans 85 à 95% dans des ellipses de petite surface variant entre 21cm² et 56cm². La validation expérimentale de la chaîne de capture automatisée « TILTER » sur 50 patients et celle de la capture manuelle « Main levée » sur 100 patients montrait que le temps d'acquisition des volumes d'images était de 4 minutes maximum permettant une reconstruction des incidences d'images nécessaires au diagnostic dans 85 % des cas avec ECHO-CNES qui diagnostiquait 83,7% des lésions retrouvées à l'échographie conventionnelle. Une bande passante minimum de 1Mbps (serveur vidéo AXIS) et de 512kbps(LogMeIn) était nécessaire pour une transmission temps réel des séquences vidéos échographiques de qualité satisfaisante.*

Une télé expertise échographique temps réel était réalisée à partir des vidéos échographiques de qualité très satisfaisante acheminées avec un délai maximal de 1,5 secondes en situation réelle entre le CHR Tsévie (40km de Lomé-Togo et 4500km de Tours-France) et les CHU experts de Campus (Togo) et Trousseau-Tours (France) avec une connexion internet moyenne

de 2Mbps. Un télédiagnostic échographique temps différé était aussi réalisé avec des résultats satisfaisants.

Des clichés mammographiques télétransmises (Dropbox et LogMeIn) avec une qualité quasi identique à celle du site isolé ont rendu possible une télémammo-échographie.

Un atelier de démonstration de la plateforme aux radiologues africains réunis à Lomé au IXème congrès de la Société de Radiologie d'Afrique Noire Francophone (SRANF) avait été organisé avec succès.

Conclusion: *Cette plateforme de télé échographie mais aussi de télé mammographie avec des perspectives d'application à d'autres domaines de télémédecine, et nécessitant une infrastructure peu onéreuse, aux résultats préliminaires satisfaisants, offre une opportunité de télémédecine tant pour les pays développés que pour ceux en développement comme le Togo.*

Mots clés : *Echographie, 3D, Télémédecine, Mammographie, Pays en développement.*

ABSTRACT

Design and installation of a platform for real-time ultrasound tele expertise and delayed ultrasound tele-diagnosis at UHC of Lomé to serve the peripheral health centers.

Introduction: *Telemedicine generally, and telesonography in particular, is one of undeniable solutions to the problem of specialists' shortage specially in developing countries with regard to the progress ceaselessly growing of the new technologies of information and communication.*

Purpose: *Design and validate a system of real time ultrasound tele-expertise, and delayed ultrasound tele-diagnostic between isolated peripherals hospitals and University Hospital center (Expert center) functioning with a lesser infrastructure cost accessible to low digital environment countries like Togo.*

Materials and Methods: *An IP camera and an internet video server are installed in a geographically isolated site equipped with an echograph served by an echographer of first level. Real time tele-expertise (second opinion diagnosis) is possible via internet with an expert center.*

In case there is no sonographer at the isolated center, an operator uninitiated perform a volumic capture manually by printing a movement of tilt (+40° /- 40°) to 2D echograph's probe on both sides of the vertical to the skin or automatically thanks to a motorized probe holder "TILTER". To locate the probe on the organ acoustic window, the non sonographer operator uses cartography of the acoustic windows designed by our laboratory (UMPS-TOURS). Later on, at the expert center the organ scanned are reconstructed by the expert thanks to a 3D software (ECHO-CNES). The expert can then navigate inside the volume reconstructed and display any plan of the organ.

The system conceived and tested experimentally in UMPS laboratory of Tours(France) was technically validated in real situation between the Tsevie regional hospital in Togo (40 km from Lomé and 4500 km from Tours, France) and the Campus UHC(University Hospital Center) at Lomé and the Trousseau UHC at Tours.

Results : *The cartography of location elaborated after ultrasound exploration of 300 patients, revealed that the acoustic windows of abdominal organs for example were at 85 to 95 % inside ellipses of small surface varying between 21cm² and 56cm².The experimental validation of the automatic capture chain "TILTER" on 50 patients and that of the manual capture " Raised Hand " on 100 patients showed that the acquisition time of the images volume which was 4 minutes maximum, allowing a reconstruction of images incidences necessary for the diagnosis at 85 % of the cases with ECHO-CNES and diagnosed 83,7 % of the hurts found in the conventional echography. A minimum bandwidth of 1Mbps (video server AXIS) and 512kbps (LogMeIn) was necessary for a real-time transmission of ultrasound videos sequences with satisfactory quality.*

A real time tele expertise was realized from very satisfactory quality ultrasound videos forwarded with a maximal deadline of 1,5 seconds in real situation between the Tsevie regional hospital and Campus UHC and Trousseau-Tours UHC with an average internet

connection of 2Mbps. A delayed ultrasound tele-diagnostic was also realized with satisfactory results.

Mammograms electronically transmitted (Dropbox and LogMeIn) with a quality almost identical to that of the isolated site made possible a telemammo-echography.

A demonstration seminar of the platform was organized successfully outside the 9th congress of the French-speaking Black Africa Society of Radiology (SRANF in French)

Conclusion: *This platform for telesonography but also for telemammography with perspectives of application in the other domains of telemedicine, requiring a little expensive infrastructure, with satisfactory preliminary results, offers an opportunity of telemedicine both for the developed countries and for those in development as Togo.*

Keys words: *Echography, 3D, Telemedicine, Mammography, Developing countries.*