

# Environnement Collaboratif d'Adaptation pour le Télédiagnostic des Problèmes Vasculaires

M-A Sanchez, Institut Femto-ST/DISC - UMR CNRS 6174, Université de Franche-Comté

J-B Aupet, Institut Femto-ST/DISC - UMR CNRS 6174, Université de Franche-Comté

M-L Betbeder, Institut Femto-ST/DISC - UMR CNRS 6174, Université de Franche-Comté

J-C Lapayre, Institut Femto-ST/DISC - UMR CNRS 6174, Université de Franche-Comté

J-A Camarena, Universidad Michoacana de San Nicolas de Hidalgo, Morelia, México

*Résumé : Le travail présenté dans cet article a pour objet de fournir à la communauté médicale un outil distribué de calcul pour le télédiagnostic semi-automatique pour identifier et quantifier les complications cardio-vasculaires potentielles d'un patient : cet outil est nommé VACODIS (VAsculaire COllaborative teleDIagnosiS). Une première phase consiste à produire une détection automatique des anomalies cardio-vasculaires à partir d'images d'écho-doppler. La deuxième phase (qui est le cœur de ce travail informatique) consiste à partager de manière collaborative et adaptée les images et résultats de la première phase afin de favoriser un diagnostic collaboratif. Ainsi ce travail permettra à plusieurs personnels hospitaliers distants de contribuer conjointement à un diagnostic collaboratif dans le domaine cardio-vasculaire.*

*Mots-clés : Télédiagnostic médical, adaptabilité, complications cardio-vasculaires.*

## 1 Introduction

Ce travail s'effectue dans le cadre d'une collaboration entre l'Universités de UMSNH de Morelia (Mexique) et l'Université de Franche-Comté (France). L'équipe de Morelia est spécialisée dans les algorithmes de traitement et de segmentation d'images et en particulier d'imagerie à ultrason (type écho-doppler), l'équipe de Franche-Comté est spécialisée dans l'algorithmique distribuée pour le diagnostic collaboratif. Ce travail consiste à fournir à la communauté médicale un outil distribué de calcul qui permettra le télédiagnostic semi-automatique pour identifier et quantifier les complications cardio-vasculaires potentielles d'un patient : une première phase consiste à produire une détection automatique des anomalies cardio-vasculaires à partir d'images d'écho-doppler. La deuxième phase consiste à partager de manière collaborative et adaptée les images et résultats issus de la première phase afin de favoriser un diagnostic collaboratif. Ainsi plusieurs médecins pourront utiliser cet outil pour élaborer conjointement leur diagnostic.

Après avoir présenté dans une première partie l'aspect médical et la pathologie, les algorithmes de traitements automatiques sont exposés. Ces derniers permettent de détecter trois types d'anomalies : l'athérosclérose, le dysfonctionnement de l'endothélium et la plaque athérosclérotique. Cette première partie s'achève par la présentation des performances de ces algorithmes. Nous introduisons dans la section suivante une plateforme d'adaptation automatique WAVA qui permet de partager les informations (imagerie par ultrason) et les résultats des détections automatiques d'anomalies cardio-vasculaires. Les médecins utilisant des terminaux et des réseaux hétérogènes, la plateforme se chargera d'adapter les données partagées en fonction des capacités matérielles disponibles pour chacun d'entre eux.

## 2 Contexte médical

Les maladies cardio-vasculaires (MCV) demeurent la principale cause de décès dans le monde. Si au cours des deux dernières décennies, les taux de mortalité cardio-vasculaires ont diminué dans de nombreux pays à hauts revenus, ils ont augmenté à un rythme étonnant dans les pays à faible revenu et à revenu intermédiaire.

Dans le domaine des maladies cardio-vasculaires, l'échographie est couramment utilisée par les médecins pour obtenir un diagnostic fiable : caractère non invasif, peu coûteux et capacité à fournir des images en temps réel.

Mais dans le domaine des images médicales, le traitement des images échographiques est l'un des défis les plus difficiles du domaine du traitement d'image [2, 12]. Les images des artères ont tendance à présenter une large gamme dynamique : les détails pertinents de la zone clinique se trouvent aussi bien dans les zones claires que dans les zones sombres de l'image, et les pathologies possibles sont difficiles à mettre en évidence et non connues a priori.

## 2.1 Problématique médicale actuelle

L'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) a signalé en septembre 2011 que les maladies cardio-vasculaires et le manque de contrôle de leur évolution sont la principale cause de décès et d'invalidité dans le monde. Bien qu'une proportion importante de maladies cardio-vasculaires soit évitable, leur nombre progresse car les mesures de prévention sont inadéquates. Le pourcentage de décès prématurés dus aux maladies cardio-vasculaires est de 4% dans les pays à revenu élevé et de 42% dans les pays à faible revenu. Plus de 17,3 millions de personnes sont mortes de maladies cardio-vasculaires en 2008, représentant 30% de tous les décès dans le monde. L'impact socio-économique est considérable : les prévisions pour l'année 2030 annoncent environ 23,6 millions de décès dus aux maladies cardio-vasculaires.

## 2.2 La pathologie

L'athérosclérose est une pathologie dans laquelle la paroi de l'artère subit une accumulation de matériaux gras tels que le cholestérol. C'est un syndrome qui affecte les artères comme une réponse inflammatoire chronique dans les parois artérielles. Communément appelée durcissement des artères [4, 3], cette pathologie est provoquée par la formation de plaques multiples à l'intérieur de l'artère.

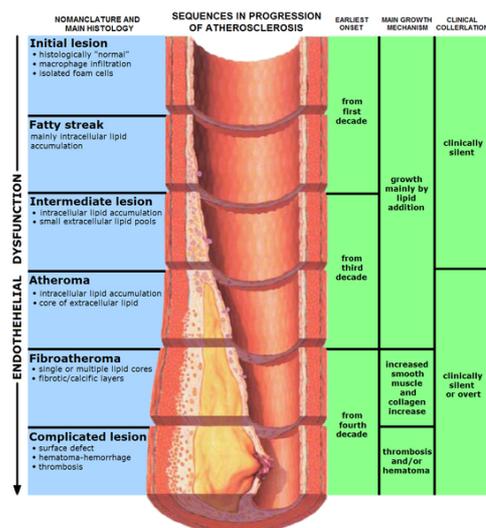


FIG. 1 - Evolution de l'athérosclérose

L'athérosclérose commence à l'adolescence, se concentre dans les artères principales (mais cependant elle peut être asymptomatique) et elle est indétectable par la plupart des méthodes habituelles de diagnostic (Fig. 1). En outre, le dysfonctionnement endothélial est un état de maladie systémique de l'endothélium (la paroi des vaisseaux sanguins) et peut être généralement défini

comme un déséquilibre entre les substances vasodilatatrices et vasoconstrictrices produites par l'endothélium [10].

Ce dysfonctionnement endothélial peut entraîner ou contribuer à des processus de nombreuses maladies.

Les tests de la fonction endothéliale peuvent avoir une valeur pronostique importante pour la détection des maladies cardio-vasculaires. Mais actuellement les tests disponibles sont très difficiles, coûteux et difficilement utilisables en routine clinique [8].

### 3 La méthodologie

Les méthodes existantes pour évaluer le dysfonctionnement endothélial et l'athérosclérose chez l'homme sont basées sur des tests fonctionnels au niveau de l'artère brachiale et de la carotide. La fonction endothéliale a fait récemment l'objet d'intenses recherches scientifiques. L'altération de cette fonction est associée à un certain nombre de maladies, y compris les maladies cardio-vasculaires dont elle modifie le risque.

#### 3.1 Utilisation de l'imagerie ultrasonore au format DICOM

L'échographie est la technique la plus utilisée pour mesurer l'IMC de la carotide et de l'artère brachiale [9]. L'échographie a de nombreux avantages sur d'autres méthodes d'imagerie car elle permet les mesures radiologiques de la paroi artérielle, de l'épaisseur endothéliale, des diamètres, des zones. En outre, le coût modeste de l'examen à l'aide de l'échographie portable permet un taux de couverture très élevé de la population d'un pays.

Mais l'inconvénient de l'échographie est que sa qualité est très dépendante de l'opérateur [12]. Cela signifie qu'un certain nombre d'exigences techniques et méthodologiques doivent être remplies pour effectuer une mesure correcte et efficace de l'endothélium. Pour exploiter pleinement le potentiel de l'échographie des protocoles standardisés doivent être strictement mis en œuvre. L'acquisition et l'analyse d'image doivent être numérisées selon les normes DICOM [10, 13] : la norme DICOM (qui intègre des données médicales supplémentaires à l'imagerie elle-même), permet de contrôler les mesures de l'acquisition d'images et la conformité aux protocoles.

#### 3.2 Segmentation : reconnaissance automatique de l'artère

La segmentation automatique des structures anatomiques dans des images ultrasonores est un défi en raison de l'interférence due au bruit (*speckle*) et aux artefacts qui sont inhérents à ces images. Le *speckle* dépend de la distribution de diffuseurs dans le tissu et la différenciation spécifique apparaît pour fournir une texture visuelle du corps.

Pour notre étude des maladies cardio-vasculaires, le bruit *speckle* n'a pas été un problème dans la reconnaissance automatique : les méthodes informatiques automatisées le traitent. Ensuite, l'artère doit être reconnue dans la zone d'image. Une fois reconnue, la paroi distale des artères carotide et brachiale peuvent être segmentées pour en extraire le schéma caractéristique des artères.

L'idée de base de la technique de détection automatique est de considérer l'artère comme une zone sombre (appelée lumière: espace où circule le sang), composé de deux franges brillantes (couches de la paroi proche et de paroi éloignée). Par conséquent, l'artère est reconnue lorsque les limites de la paroi endothéliale avant et arrière ont été tracées. Cette procédure combine l'extraction de caractéristiques, l'assemblage et la méthode de classification. L'image est traitée par colonne afin de localiser l'intensité maximale de chaque colonne générée par un discriminateur linéaire pour détecter la paroi de l'artère (Fig. 2). De tels points sont appelés des *points graines*. Puis ces graines

sont utilisées pour lier toutes les séquences des lignes de segmentation. Une procédure intelligente supprime les faux positifs dans les lignes de segmentation et rejoint les segments alignés les plus proches. Cette étape évite la sur-segmentation de la paroi artérielle, et applique un filtre Gaussien afin d'éliminer le bruit *speckle* dans le signal.

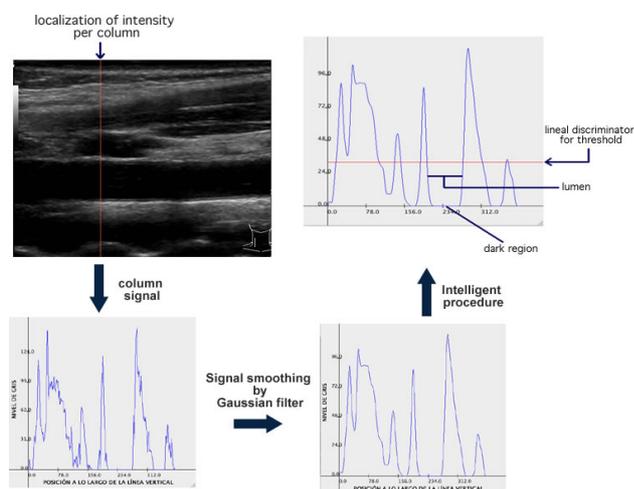


FIG. 2 - Reconnaissance de l'Artère

Cette technique a l'avantage d'être totalement indépendante de l'utilisateur. Son approche intégrée exploite les caractéristiques morphologiques de la paroi artérielle permettant la segmentation (la reconnaissance) dans plus de 95% des cas.

### 3.3 Détection automatique d'anomalies vasculaires

La segmentation de l'IMC et de la lumière carotidienne est le défi le plus important dans l'automatisation informatique de la détection des anomalies vasculaires. La paroi artérielle est constituée de trois couches concentriques qui sont dénommées de l'intérieur vers l'extérieur : l'intima, la média et l'adventice. Seules l'intima et la média sont surveillées.

Nous proposons dans ces travaux trois nouveaux outils qui permettront aux médecins la détection assistée d'anomalies vasculaires. Ces trois outils fourniront aux praticiens hospitaliers trois images ainsi qu'un bilan automatique diagnostique :

- La mesure de la lumière dans l'artère branchiale : les mesures du diamètre de la lumière dans l'artère brachiale doivent être faites à partir du bord de la paroi de l'artère dans l'intima-lumière du bord de l'artère. La pression de lumière doit être détectée pour traiter les bords. Nous avons utilisé les automates cellulaires qui ont été introduits par Ulam et von Neumann [6]. Chaque pixel peut être caractérisé par le triplet  $(i, j, k)$  (cellules), où le couple  $(i, j)$  représente la cellule associée à l'intensité  $k$ . L'échographie peut être considérée comme un automate cellulaire particulier dont l'espace cellulaire est une fenêtre de  $N \times N$ . Dans notre processus, nous considérons deux types de cellules : les cellules vivantes (lumière) et les cellules mortes (muscle) (Fig. 3).

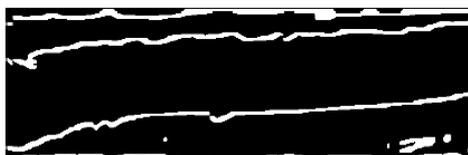
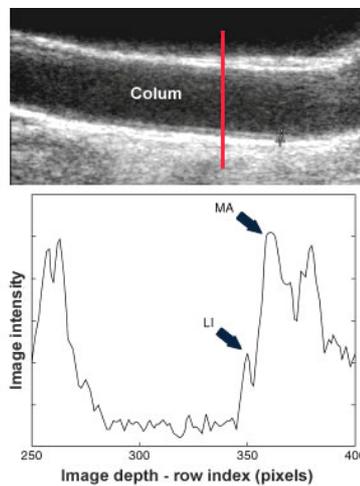
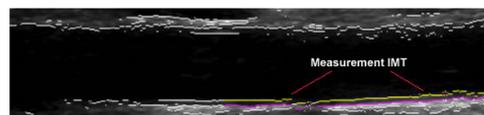


FIG. 3 - Détection des contours en utilisant les automates cellulaires

- La mesure de l'endothélium dans l'artère carotide : le déterminant le plus important de l'athérosclérose est la mesure de l'IMC de la carotide, qui est définie sur un côté de la paroi artérielle. Pour cette forme, l'IMC peut être rapidement calculée par la méthode ARC-Potentiels [7] pour préserver le bord. La mesure de l'IMC est basée sur le bord et une approximation du gradient de la position des points de graine, qui indiquent les positions des pixels d'intensité plus grande sur une séquence de colonnes. L'adventice généralement brillant permet d'indiquer précisément la fin de l'IMC. Par conséquent, la mesure de l'IMC est relativement facile à distinguer dans la région de la paroi artérielle de carotide commune, gr,ce à la transition entre la lumière et la paroi artérielle (Lumière Intima ou LI) et à la transition entre la média et l'adventice (MA) (Fig. 4).Le gradient satisfait le problème de la détection des LI/MA. En général, un gradient de l'image est calculé pour que les points LI/MA soient trouvés au long de chaque colonne de l'image (Fig. 5).



**FIG. 4** - Méthode de segmentation de l'endothélium



**FIG. 5** - Mesure de l'IMC par segmentation

- La mesure de la plaque d'athérosclérose : pour la mesure de la plaque d'athérome, la technique quad-tree été utilisée en combinant un classificateur non paramétrique [6]. Cette technique s'appuie sur un algorithme de regroupement avec une représentation quad-tree de l'image. Le schéma est simple à mettre en œuvre et fonctionne bien, les résultats sont satisfaisants par rapport au signal avec bruit *speckle* (Fig. 6).



**FIG. 6** - Segmentation de la plaque en utilisant la technique quad-tree

- La génération automatique d'un premier bilan diagnostique : à la suite des trois mesures précédentes, notre protocole fournit automatiquement un bilan diagnostique.

*Medición Automática de Alteraciones Carotídeas y  
la Función Endotelial en la Arteria Humeral*

Paciente : ENSAYO DE PRUEBA DE FUNCION END

Medición Íntima-Media Carotídea : 0.04878048780487812 cm.

Medición Luz Humeral Pre-Estimulación : 0.3491582005232157 cm.

Medición Luz Humeral Post-Estimulación : 2.24031007751938 cm.

Medición Placa de Ateroma : Vacío

PADECIMIENTOS

ATEROSCLEROSIS : SI, Existe daño endotelial

DISFUNCIÓN ENDOTELIAL : NO, Respuesta satisfactoria

OBSTRUCCIÓN DE ARTERIA : Vacío

**FIG. 7** - Bilan diagnostique automatique

Dans la suite de ce papier, il est donc important de savoir comment adapter ces quatre médias (3 images et un texte) en fonction des terminaux et des réseaux pour que les médecins puissent de manière conjointe élaborer leur diagnostic définitif dans les meilleures conditions.

Nous définissons dans la section suivante notre nouvelle plateforme d'adaptabilité, ainsi que la manière dont elle permettra le travail collaboratif distant temps réel.

## 4 Les environnements collaboratifs temps réel pour la télémédecine

La CNOM (Conseil National de l'Ordre des Médecins) définit la télémédecine dans ces termes : c'est une des formes de coopération dans l'exercice médical, mettant en rapport à distance, grâce aux technologies de l'information et de la communication, un patient (et/ou les données médicales nécessaires) et un ou plusieurs médecins et professionnels de santé, à des fins médicales de diagnostic, de décision, de prise en charge et de traitement dans le respect des règles de la déontologie médicale [1].

Selon la CNOM, les enjeux prioritaires de la télémédecine sont l'accès équitable aux soins, la maîtrise des dépenses de santé et la qualité des soins.

### 4.1 Les utilisations de la télémédecine

La télémédecine peut être définie par l'utilisation des nouvelles technologies de télécommunication pour fournir des informations et des services médicaux aux patients et aux médecins grâce à la communication visuelle et auditive. La télémédecine est utilisée depuis quelques années dans le cadre de la surveillance du patient [11] ou pour l'enseignement à distance [14] et a récemment été introduite pour les soins d'urgence. Ces nouvelles technologies sont désormais utilisées pour aider les praticiens se trouvant sur des sites distants à effectuer des procédures de diagnostic et de consultation, tels que des examens cliniques grâce aux transferts d'images médicales [5]. Ces images sont souvent volumineuses et peuvent mettre du temps pour être acheminées selon les réseaux utilisés.

### 4.2 L'adaptation des données pour la télémédecine

Les logiciels collaboratifs pour la télémédecine permettent à des praticiens de disposer d'outils de collaboration pour effectuer des diagnostics en ligne [5]. Ces outils leur permettent d'échanger des informations telles que des images médicales et les diagnostics antérieurs. De plus en plus les outils disponibles permettent de faire un diagnostic en temps réel. Une caméra (webcam ou caméra IP)

peut être utilisée pour transmettre le flux vidéo du patient directement sur l'ordinateur du spécialiste qui n'a plus besoin de se déplacer. Ainsi un hôpital ne disposant pas de spécialiste sur place peut, grâce à ces outils, faire appel à un ou plusieurs praticiens pour effectuer un diagnostic dans les plus brefs délais, ce qui dans certains cas peut sauver la vie du patient.

Pour ce type d'application, l'interface graphique et des outils supplémentaires doivent aider les acteurs à ne pas tenir compte des distances et du temps afin de reconstituer une salle d'examen virtuelle. Les logiciels utilisés et l'architecture des réseaux doivent être optimisés afin d'améliorer la tolérance aux pannes et l'interactivité. Notre objectif est d'obtenir d'une part un environnement fiable et sécurisé pour échanger des données médicales et d'autre part des interactions optimales issues du travail des acteurs du système pour effectuer des diagnostics. Les progrès rapides dans les télécommunications et dans les technologies des nouveaux terminaux (de plus en plus performants) au cours des dernières années ont permis à la pratique de la télémédecine de croître de manière rapide. Désormais des lois et des directives (décret du 19 octobre 2010 relatif à la télémédecine) officielles contrôlent et posent les fondements de la pratique de la télémédecine.

## **5 Un nouveau service d'adaptation des flux de données**

Nous proposons un nouveau service d'adaptation qui permet de déterminer les possibilités de l'ensemble du système afin de mettre en place les mécanismes d'adaptation. En fonction du type de données échangées, les besoins sont différents. Ce web service permet d'adapter les données en fonction des informations détenues par le gestionnaire des capacités de l'environnement et des types de données qui doivent être échangées. Ce web service appelé WAVA permet de changer les propriétés des données échangées au sein de l'environnement selon ses contraintes.

### **5.1 WAVA : Web service for Automatic Adaptation**

Nous avons mis en place le système WAVA qui offre un service Web d'adaptation du contenu en fonction de chaque propriété du terminal utilisé pour calculer une note associée. Selon cette note, le serveur d'adaptation détermine le meilleur rapport qualité/capacité pour produire une donnée dont la qualité correspond aux exigences du terminal. La qualité est déterminée par l'adaptation du type d'encodage utilisé ainsi que la résolution et le taux de compression. Il est possible d'intégrer ce système dans toutes applications ou pages web qui utilisent un système de gestion des configurations permettant de connaître les performances du terminal utilisé sur chaque site. Le fonctionnement du service WAVA est basé sur un système de calcul des performances des terminaux souhaitant accéder aux ressources.

Selon les performances du terminal (processeurs, cartes graphiques, résolution...) et du réseau utilisé, le système fournit pour chaque propriété une note correspondante. Ces informations sur les dispositifs et leurs propriétés sont stockées dans une base de données. La base de données est automatiquement complétée avec les périphériques inconnus en donnant une note calculée avec la moyenne des notes de la performance du terminal et du réseau. On distingue deux catégories d'évaluation des capacités : la note statique qui ne change pas au cours d'une session (note Globale (Mg)). Cette note fait référence au CPU (Mcpu), à la résolution (Mres), et à la carte graphique (Mgrph) qui ne changent pas au cours d'une session. Mg est calculée comme la valeur moyenne de Mcpu, Mres et Mgrph si celles-ci sont proches sinon c'est la note la plus basse qui est utilisée. La deuxième catégorie de notation est dynamique. Elle est calculée avec la bande passante (MBW) et la charge CPU (MC) qui changent au cours de la session. Afin d'obtenir la note finale (M), on réévalue la notation globale avec la notation dynamique en prenant la plus basse des deux notes afin de valider que l'adaptation choisie soit en adéquation avec le système. En effet la plus basse des notes représente l'élément le plus faible du système et potentiellement problématique. Le

fonctionnement est décrit dans la fig. 8. WAVA reçoit périodiquement les informations de la bande passante et de la charge du CPU des machines des utilisateurs grâce aux informations recueillies par le coordinateur. La nouvelle note est calculée en fonction des nouvelles informations disponibles permettant ainsi de mettre à jour la note pour valider la note courante et pour changer le mode d'adaptation si besoin. Ces mécanismes permettent de rendre le système adaptable en fonction des feed-backs reçus.

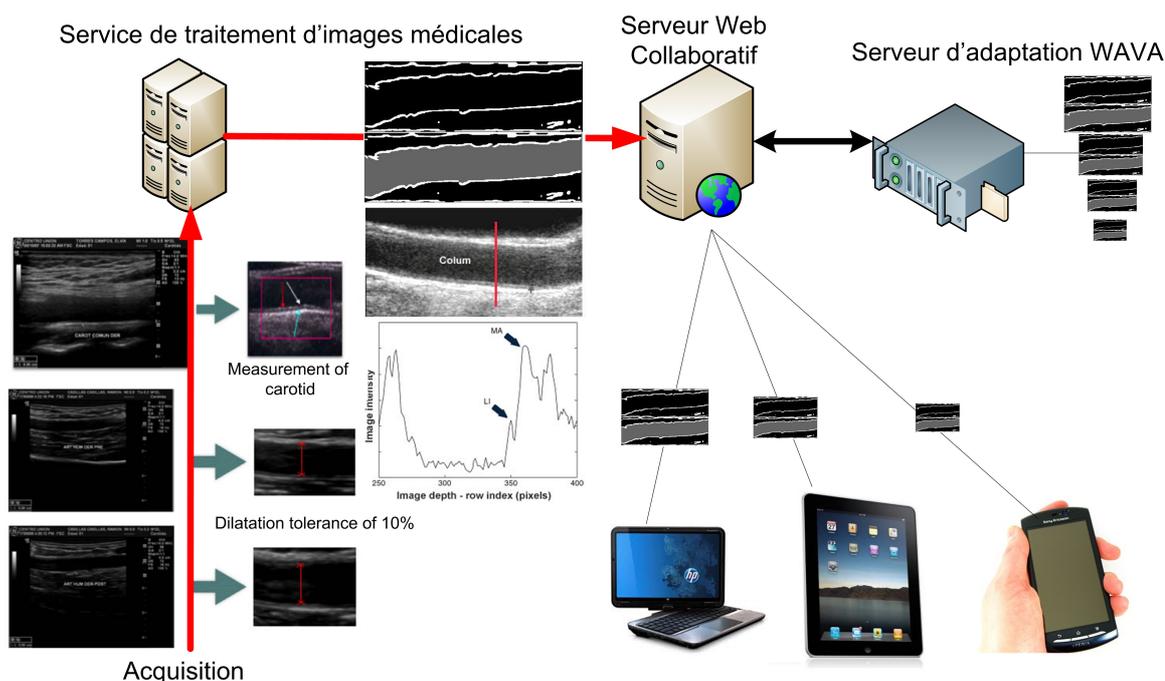


FIG. 8 - Principe de fonctionnement de WAVA

## 5.2 Implémentation de WAVA

L'adaptation mise en œuvre avec le système WAVA permet aux participants de travailler plus efficacement sans avoir à se soucier des problèmes de configuration pouvant déboucher sur la congestion des canaux de communication ou de la surconsommation du processeur ou de la mémoire. Pour implémenter ce système, nous avons choisi d'élaborer un prototype utilisant le principe de web service disponible pour tout type d'applications indépendamment de l'architecture des terminaux et serveurs utilisés dans l'environnement. Ainsi ce service permet d'intégrer la gestion de l'adaptation au sein d'environnement de type client lourd ou client web sans se soucier de la compatibilité. L'externalisation du service permet de profiter d'un système puissant quelles que soient les performances du terminal sur lequel le développeur souhaite l'implémenter.

## 5.3 Architecture du service WAVA

Ce prototype est basé sur la fourniture de services permettant de donner le squelette des données à l'application voulant utiliser ce service. L'algorithme de calcul de la note associée est présenté dans la fig. 9. Cet algorithme permet de noter le terminal qui désire accéder à une ressource à partir des données fournies par le gestionnaire de configurations. La note associée permet de délivrer l'adresse de la ressource qui correspond aux exigences et contraintes du terminal. Cette ressource peut être statique si la données est stockée ou dynamique si la donnée est calculée à la volée. La note est calculée sur une plage de 0 à 5 pour des systèmes du moins performant au plus performant.

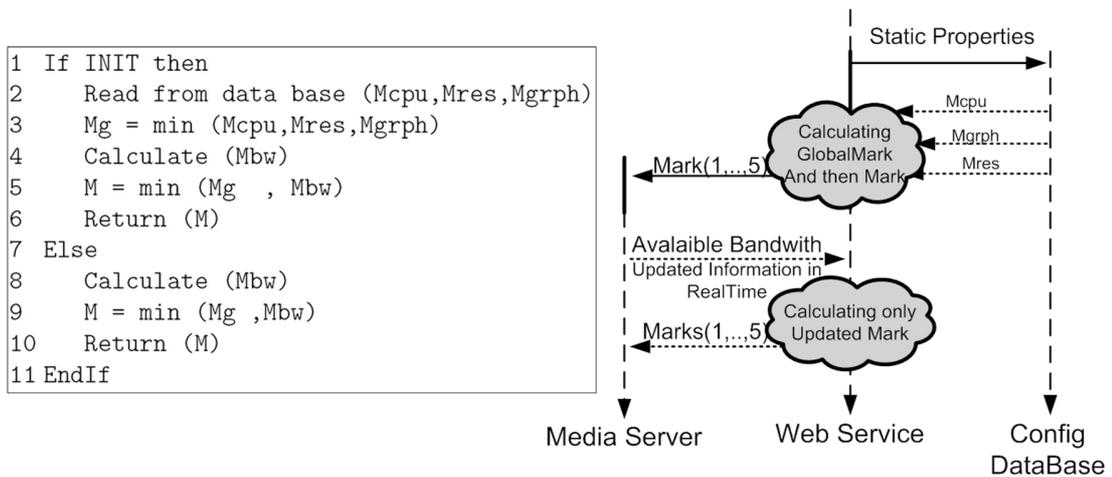


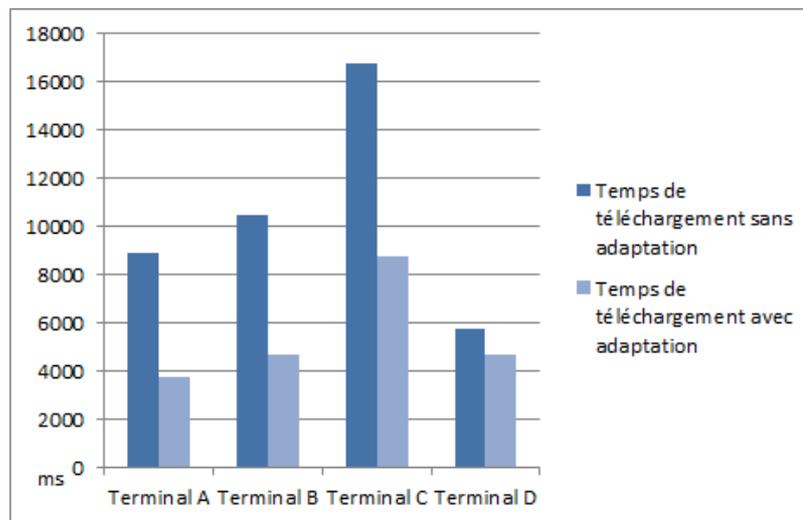
FIG. 9 - *Algorithme de WAVA*

Cette phase est totalement transparente pour l'utilisateur, l'application effectue la demande sur une ressource, le service web lui renvoie l'emplacement des données qui correspond aux capacités du terminal utilisé. Ensuite, si la note du terminal évolue du fait d'un changement de bande passante ou d'une consommation trop importante du CPU, le nouvel emplacement de la ressource est envoyé à l'application pour s'adapter aux changements de l'environnement.

#### 5.4 Performances

Dans le cadre de notre application de télédiagnostic nommée VACODIS, le système doit permettre aux praticiens de travailler à l'aide de trois images (mesure de lumière, mesure de l'endothélium, et mesure de la plaque) et d'un texte automatique de synthèse diagnostique. La plateforme WAVA est alors utilisée sur les 3 images mais ne sera pas nécessaire sur le texte transmis. Dans les tests suivants nous avons utilisé des images produites par nos algorithmes de segmentation en niveaux de gris, en définition 1200x1200 et dont la taille initiale est d'environ de 1,5 Moctets. Le service web convertit automatiquement les images au format nécessaire selon la note calculée. La plus basse qualité correspond à un format utilisable sur Smartphone sans perte de qualité.

Pour tester les performances de cette plateforme, nous avons utilisé plusieurs types de terminaux pour que les médecins se connectent à la plateforme et effectuent leur diagnostic. Le temps de connexion et de téléchargement des images a été enregistré. Le terminal A est une tablette sous Android connectée en Wifi, le terminal B est un iPad en HSDPA, le terminal C est un Smartphone connecté en 3G et le terminal D un ordinateur portable connecté en wifi. Les résultats sont visibles dans la fig. 10.



**FIG. 9** - Performances de WAVA

Ces résultats montrent que grâce au système d'adaptation, les images nécessaires au diagnostic sont envoyées plus rapidement sur les terminaux des médecins. Le diagnostic est ainsi plus facile et plus rapide. De plus en adaptant les images aux capacités des terminaux, elles sont plus rapide à afficher (économie de CPU) et occupent moins de place (économie mémoire), points cruciaux sur les terminaux mobiles.

## 6 Conclusion

Ce travail s'est effectué dans le cadre d'une collaboration entre les Universités de UMSNH de Morelia (Mexique) et Franche-Comté (France). Nous avons proposé un nouvel outil très performant de détection d'anomalies vasculaires chez un patient. Cet outil automatique (mais qui demande une validation par un professionnel de santé) est en cours d'utilisation chez des praticiens hospitaliers mexicains, mais il demeure un outil individuel et local.

Dans le cadre de petits d'hôpitaux (comme un Centre Hospitalier Régional Universitaire auxquels sont rattachés des Centres hospitaliers Intercommunaux distants par exemple) il est important de garantir la même offre de soins quelque soit l'endroit où se trouve le patient. Il est donc important que le praticien hospitalier spécialiste puisse donner un avis et participer à distance et de manière collaborative au diagnostic. C'est pourquoi, la mise en place de la plateforme WAVA a été la solution innovante indispensable à la mise en place d'une telle solution. Les premiers résultats ont montré une disponibilité de l'information avec une interactivité accrue entre les acteurs du télédiagnostic : et les mesures de performance valident cette utilisation.

Nous avons travaillé jusqu'à présent sur des média discrets (images fixes, et texte) mais lors d'un écho-doppler les praticiens utilisent également des enregistrements de vidéo qui permettent de visualiser plus facilement les problèmes de circulation sanguine. Nos travaux actuels s'orientent sur l'adaptabilité de ces médias continus, et sur les nouvelles problématiques engendrées.

## 7 Références

- [1] Jean-Baptiste Aupet, Eric Garcia, Herv\_e Guyennet, Jean-Christophe Lapayre, and David Martins. (2010), *Security in medical telediagnosis*. In *Multimedia Services in Intelligent Environments – Integrated Systems*, chapter 9. Springer.

- [2] Christopher M. Bishop. (2000), *Pattern Recognition and Machine Learning*. Ed. Springer Verlag.
- [3] N.W. Campbell, Thomas, B. T., and T. Troscianko. (1997), *A two- stage process for accurate image segmentation*. In Proc. Sixth International Conference on Image Processing and its Applications. IEEE.
- [4] Brusseau E., C. L. de Korte, Mastik F., Schaar J., and F.W. van der Steen A. (2004), *Fully automatic luminal contour segmentation in intercoronary ultrasound imaging - a statisticka approach*. In IEEE Trans. Med. Imag., volume 23, pages 555-566.
- [5] David Fuin, Eric Garcia, Herv\_e Guyennet, and Jean-Christophe Lapayre. (2008), *Collaborative interactions for medical e-Diagnosis*. In HPCN, Int. Journal on High-Performance Computing and Networking, volume 5, pages 189-197.
- [6] Hunter M. and Steiglitz K. (1979), *Operations on images using quadrees*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, PAMI-1(2).
- [7] Rivera Mariano and Marroquin Jose L. (2008), *Adaptive rest condition potentials: First and second order edge-preserving regularization*.
- [8] Rubin Yazbek N., Garcia Stewart, and W Thomas J. (2000), *Qualitative and quantitative effects of harmonic echocardiographic imaging on endo-cardial edge definition and side-lobe artifacts*. Journal of the American Society of Echocardiography, pages 32-45.
- [9] NEMA (2006). *Digital imaging and communications in medicine (dicom)*.
- [10] Loizou Christos P., Pattichis Constantinos S., Christodoulo Christodoulos I, Istepanian Robert S. H., Pantziaris Marios, and Nicolaidis Andrew. (2005), *Comparative evaluation of despeckle filtering in ultrasound imaging of the carotid artery*s. IEEE Trans. On Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 52 :885-3010, 2005.
- [11] Christian Pieralli, Bruno Wacogne, Vincent Bonnans, Philippe Humbert, Pazart Lionel, Franck Marzani, Jean-Christophe Lapayre, and Christophe Lang. (2009), *Collaborative platform for skin cancer screening and associated optical fibered probe for diagnosis*. In Sin'Fran09, Singaporean-French IPAL Symposium, pages 44-55. World Scientific.
- [12] Theodoridis Sergios and Koutroumbas Konstantinos. (2005), *Pattern Recognition*. Elsevier Books, Oxford.
- [13] Ruchaneewan Susomboon, Mailan Phan Tim, Disney Daniela Raicu, Furst Jacob, and Holyoke College Mount. (2006), *A comparison of texture models for automatic liver segmentation*.
- [14] Ryan Watkins. (2010), *e-learning - tool for training and professional development services, e-learning, development of knowledge and/or skills for building competence*. In Handbook of Improving Performance in the Workplace: Selecting and Implementing Performance Interventions, pages 577-597. John Wiley and Sons, Inc.