

# L'imagerie médicale moderne appliquée à la médecine interne

## aspects techniques et pratiques

J.S. DELMOTTE, G. GAY

Lille, Nancy (France)

Chez les êtres vivants, les anomalies tissulaires engendrées par les diverses affections pathologiques sont responsables de modifications physico-chimiques, génératrices de signaux provoqués ou spontanés différents de l'état normal.

En médecine, l'imagerie est le moyen le plus important de recueil et d'analyses de ces signaux.

Les progrès de l'électronique et de l'informatique permettent de distinguer 2 types d'imagerie médicale :

- les images analogiques, sur support traditionnel « écran, film, etc. »
- les images numériques recrées par ordinateur.

Si les caractéristiques de ces deux types d'images sont différentes et nécessitent une analyse et une étude séparée, dans la réalité on passe constamment et obligatoirement de l'une à l'autre.

### L'IMAGE ANALOGIQUE

#### Phénomène mesuré

En radiologie, chaque modalité d'imagerie (radiologie conventionnelle, angiographie de contraste, médecine nucléaire, tomographie, échographie, résonance magnétique) permet de mesurer la distribution spatiale d'un paramètre physique particulier qui doit varier selon que l'on se trouve dans un tissu sain ou pathologique.

Dans la radiologie conventionnelle, le système physique mesuré est l'atténuation des rayons X par les tissus, par exemple.

Il est possible d'imaginer un champ d'application diagnostique qui découle directement des propriétés physiques, chimiques et biologiques des organes étudiés et des modifications induites dans les tissus par ces différentes pathologies. On peut aussi prévoir les limites théoriques de détection, c'est-à-dire l'impossibilité de mettre en évidence une lésion alors que le tissu n'est pas sain.

Quel que soit le phénomène mesuré, les limites de détection découlent très directement des caractéristiques du détecteur et des phénomènes métaboliques du corps humain.

#### Résolution Spatiale

La résolution spatiale est une des caractéristiques principales d'un détecteur. Elle correspond à la plus petite distance permettant de visualiser deux objets distinctement et à la plus petite taille qu'un objet doit avoir pour pouvoir être visualisé.

En pratique on peut mesurer la résolution d'un détecteur en prenant deux objets dont la taille est très inférieure à la résolution qu'on éloigne d'une distance très largement supérieure, l'on visualise ainsi deux objets distincts. Si on répète plusieurs fois cette expérience en rapprochant progressivement les deux objets, l'image obtenue finit par ne plus mettre en évidence qu'un seul objet. La distance pour laquelle se produit la coalescence des objets porte le nom de résolution spatiale.

#### Contraste

Le contraste représente la possibilité de détection en intensité dans une image. Ces possibilités de détection ne sont pas infinies. Plus le contraste est grand pour une variation donnée du phénomène mesuré, plus le détecteur possède une grande sensibilité.

L'image du capteur peut cependant présenter des variations d'intensité alors que le phénomène mesuré ne varie pas. C'est ce que l'on appelle le bruit. Le bruit est un artéfact de contraste.

Avec les notions de contraste-bruit, il devient possible de caractériser les limites de détection en intensité, donc la validité d'un système de détection :

— si la pathologie suspectée induit un contraste dans l'image voisin de l'écart-type du bruit, ce contraste sera difficile à visualiser et la détection insuffisante.

— dans le cas contraire (contraste supérieur à l'écart type du bruit) le système sera performant.

#### Conclusion

Le rapport signal-bruit dans l'intensité ainsi que la mesure de la résolution spatiale constituent les deux paramètres essentiels de mesure de la qualité d'une image fournie par un détecteur c'est-à-dire par un système optique, opto-électronique ou électronique.

En outre, la validité d'un système de détection ne peut s'évaluer de façon indépendante de la tâche qu'il

doit accomplir car l'image n'est jamais de qualité parfaite. Paradoxalement, c'est le caractère fini de la qualité de l'image qui permettra de la numériser.

## LES CAPTEURS DE L'IMAGE

Depuis la création de la médecine, les systèmes de capteurs d'images ont été innombrables allant de tous les systèmes optiques lenticulaires aux systèmes optiques à fibres.

L'imagerie médicale moderne est cependant actuellement dominée par les capteurs électroniques appelés *Coupled Charge Device (CCD)*.

Ce système électronique a détrôné l'ensemble des caméras mono- ou tri-tubes, a remplacé la plupart des systèmes optiques où s'y ajoute en associant l'image optique et l'électronique.

Ces capteurs permettent la numérisation de l'image que nous étudierons ultérieurement avec les autres types d'images numériques obtenues en médecine (radiographie, médecine nucléaire, etc.).

L'essor de la technologie des corps semi-conducteurs a rendu possible la construction de mini caméras de très haute résolution. En 1983, la maison Welch Allyn a mis au point le premier endoscope électronique en incorporant une mini caméra au bout de l'appareil à la place du faisceau optique-image. Les premiers essais cliniques [1, 3, 5, 19, 21] confirmeront l'intérêt de cette technique.

### Les dispositifs a transfert de charge : CCD (Fig. 1)

Le CCD est constitué par un semi-conducteur (du silicium de type n), recouvert d'une couche d'oxyde isolante, sur laquelle sont fixées des électrodes en aluminium (structure MOS — métal — oxyde — semi-conducteur). La sensibilité d'un détecteur au silicium s'étend de 500 nm à 1 100 nm.

*Le fonctionnement des CCD est basé sur le principe suivant :*

— l'absorption d'un photon d'énergie  $h$  induit des charges électriques dans le matériau détecteur semi-conducteur (silicium). Ces charges sont stockées dans un élément d'isolant formant condensateur, puis sont transférées dans un autre élément identique voisin sous l'action d'un champ électrique.

— la surface sensible est une mosaïque de plusieurs éléments capacitifs, encore appelés éléments images ou pixels (picture élément). L'image, contenue dans la mosaïque, est recueillie à l'extrémité de la chaîne

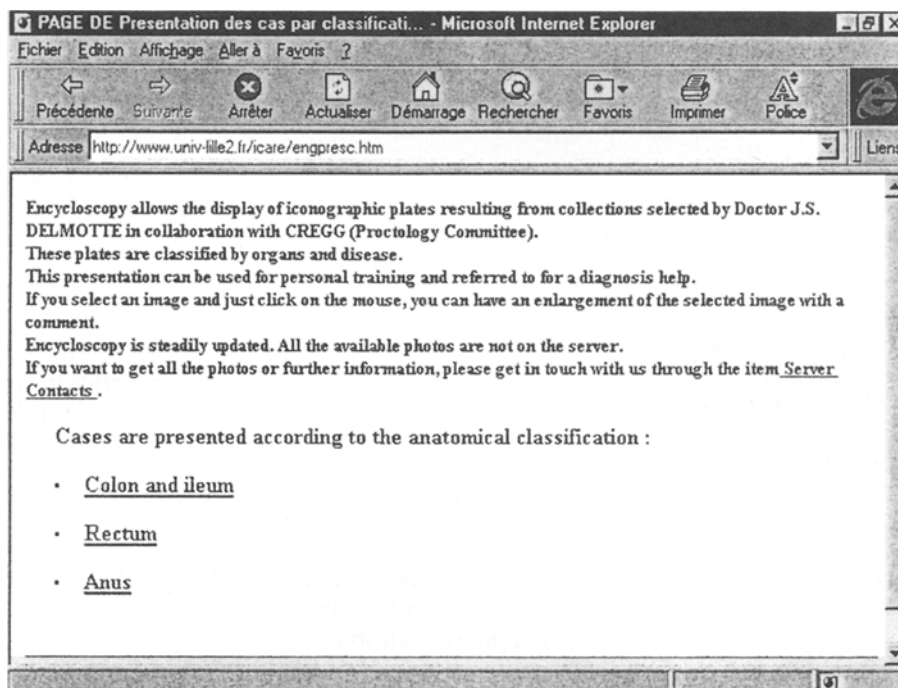


Figure 1

après succession de transferts. Les transferts simultanés des contenus de chaque capacité dans la capacité voisine, sont opérés par le jeu des tensions électriques externes appliquées à ces capacités. Le procédé, qui consiste à transférer séparément de proche en proche, chaque capacité de chaque pixel par changement de potentiel, est appelé « charge coupling ». La qualité de l'image électronique dépend donc directement du nombre d'éléments-images CCD ou pixels.

### CCD et Moniteur TV

Un moniteur TV produit des lignes entrelacées, paires et impaires, créées par un canon à électrons émis par une cathode, sur un écran fluorescent. Le nombre de lignes varie avec les différents standards internationaux. Si l'image TV provient d'un CCD, ce dernier doit comporter un certain nombre de pixels verticaux et horizontaux pour remplir l'écran. Ainsi pour un moniteur TV noir et blanc, 525 lignes, le nombre de pixels doit être de 500 verticaux, de 300 ou 400 horizontaux soit un total de 150 à 200 000 pixels. Si le nombre de pixels est inférieur, l'image ne remplira pas l'écran : c'est le cas des vidéo-endoscopes électroniques (VEE) dont le CCD doit rester de dimension restreinte.

### L'image par matrice CCD

Plusieurs procédés peuvent être utilisés pour transférer les informations de chaque pixel :

a) Le « Frame Transfer » (Fujinon) nécessite 2 matrices CCD côte à côte. Une matrice CCD image récolte les électrons, puis les transfère à la seconde, elle-même protégée de la lumière. Les électrons sont alors transportés à un enregistreur horizontal. Les phases de génération électrique et de transfert correspondent respectivement à la durée d'apparition

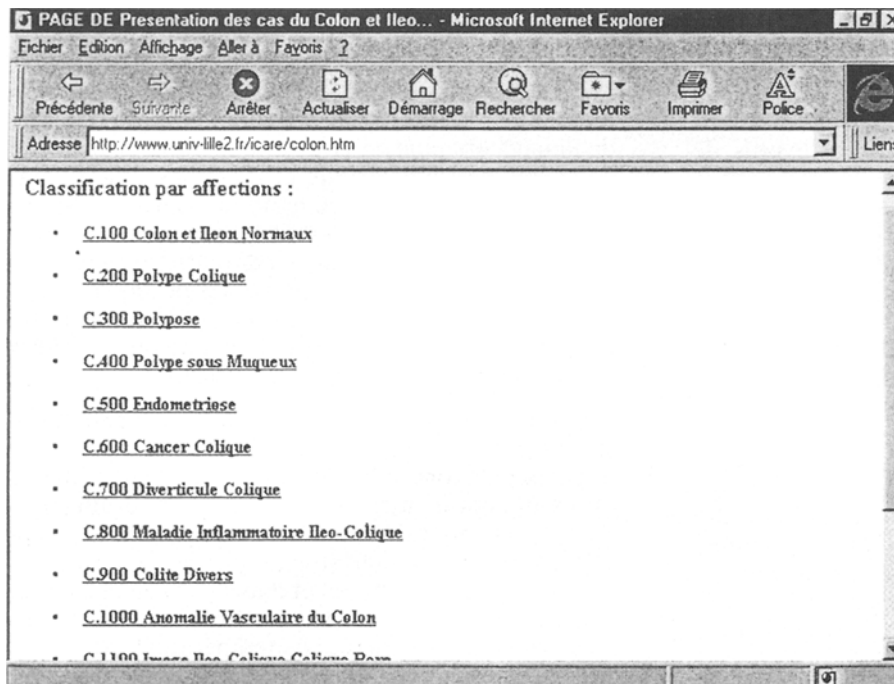


Figure 2

des lignes paires ou impaires sur l'écran TV (1/60/s, système NTSC Américain ou 1/50/s, système PAL européen).

b) « Full Frame Read Out » ou « sequential image generation and Transfer ». (Olympus CV 1, Pentax). Dans ce procédé, les pixels sont disposés de façon verticale, les charges parvenant à un lecteur horizontal. L'objet à étudier est éclairé de façon intermittente avec alternance d'éclairs lumineux à l'origine de création de charges et de périodes obscures pendant lesquelles s'effectuent les transferts de charges. Sur le moniteur TV les lignes paires et impaires apparaissent successivement, identiques les unes aux autres.

c) « Interligne Transfert » (Toshiba, Olympus CV 100). La matrice CCD contient alors alternativement une ligne d'éléments images, une ligne transporteuse d'électrons protégés de la lumière [25]. Le tout est relié à un lecteur enregistreur horizontal. Le nombre total d'éléments images par colonne verticale correspond au nombre total de lignes de l'écran TV. Deux éléments images adjacents correspondent soit à une ligne paire, soit à une ligne impaire et utilisent alternativement la même structure de transfert : une première fraction de temps est utilisée pour une ligne paire, une deuxième pour une ligne impaire et ainsi de suite.

### CCD « Noir et Blanc » ou « CCD Couleur »

Une image de TV couleur est composée de plusieurs signaux correspondant aux couleurs fondamentales rouge, vert, bleu. Avec un CCD, deux procédés sont utilisés pour recréer la couleur.

Le premier (CCD noir et blanc) utilise un CCD qui analyse la lumière réfléchie d'un objet éclairé successivement par les 3 couleurs fondamentales. Cela est obtenu au moyen d'un disque rotatif, filtre, interposé

devant le faisceau lumineux. La vitesse du disque est réglée pour que le cycle des 3 couleurs se répète 30 à 50 fois/s. Les signaux électriques ne sont pas émis de façon simultanée mais séquentielle. Il faut donc stocker les informations un temps très bref de façon à pouvoir les rassembler et les utiliser dans un moniteur TV. C'est le rôle du vidéo processeur. Celui-ci transforme l'information analogique en code digital ou binaire, l'opération inverse (reconversion du codage digital en analogique) étant ensuite effectuée pour produire l'image TV [22]. Ce système compliqué permet pourtant la numérisation des signaux et donne accès à toutes les possibilités informatiques (stockage, traitement d'image, analyse etc.) [7, 9, 12, 24, 25, 26, 28, 29].

Le second procédé utilise un CCD équipé d'un filtre en mosaïque qui est transparent à l'une des 3 couleurs primaires, rouge, vert, bleu ou complémentaires : cyan (mélange de bleu et de vert) magenta (mélange de vert et rouge), jaune.

Chaque couleur est associée à un pixel. La couleur verte a le potentiel de luminance le plus élevé et contribue à une meilleure résolution de l'image. Le filtre est donc construit pour qu'un pixel vert alterne avec un pixel, jaune ou cyan. Seuls les CCD à couleurs complémentaires sont utilisés actuellement en endoscopie (TOSHIBA et OLYMPUS CV 100).

Dans ce cas, l'intensité de la luminosité qui est lue dans le vert est captée par tous les pixels, et les 2/3 de ceux-ci correspondant au rouge et au bleu, lisent la couleur.

Ce dernier CCD aurait au moins un avantage théorique pour percevoir l'intensité de la luminosité.

### Propriétés électroniques

Le pouvoir séparateur et le rendu des couleurs [3] des VEE doivent être comparés aux meilleurs fibroscopies, afin de vérifier s'ils présentent un réel progrès.

#### a) Pouvoir séparateur :

Les fibroscopes les plus modernes possèdent de 23 à 36 000 fibres de 8 cm de diamètre environ qui déterminent leur pouvoir séparateur. Dans un fibroscope, les éléments images sont disposés en alvéoles alors que dans un CCD, les pixels sont disposés de façon rectangulaire en rangées verticales ou horizontales. En outre la trame séparant les éléments images apparaît plus nettement dans les fibroscopes, leur donnant un aspect en pointillé, sans compter les ruptures de

fibres à l'origine de points noirs dans la trame optique [2, 6, 8, 10, 12, 27].

Le pouvoir séparateur des VEE est supérieur à celui des fibroscopes. À volume égal, le meilleur VEE est celui dont le CCD contient le plus de pixels. D'après le nombre de pixels, les VEE, Fuji, Toshiba et Olympus EVIS 100 ont un pouvoir séparateur supérieur à celui des fibroscopes alors que celui des VEE Olympus CV 1 et Pentax est supérieur à celui des gastroscopes type GIFX Q10 ou 20 par exemple. Mais le type de système de transfert est également important, certains CCD n'utilisant qu'une partie des éléments images, l'autre servant au transfert.

### b) Sensibilité à la lumière

Un CCD est très sensible à la lumière et la surillumination lui est néfaste. Cette sensibilité à la lumière est particulièrement gênante en cas de photocoagulation par laser : ceci essentiellement pour les CCD séquentiels. Par contre, l'image des CCD couleur ne subit aucune distorsion.

### c) « Blooming »

Sur un CCD, la capacité de chaque pixel à stocker les électrons est limitée. Si la lumière est excessive, les électrons en excès gagnent les pixels adjacents. Dans ce cas, des phénomènes de distorsion d'image apparaissent avec une dissociation des couleurs en périphérie de l'objet appelé « BLOOMING ». Ce phénomène se produit notamment lorsque l'extrémité de l'endoscope s'approche brutalement de la paroi digestive.

Les constructeurs ont mis au point des mécanismes anti-blooming par régulation automatique en *feed back* de l'illumination. L'efficacité et surtout la rapidité du mécanisme joue un rôle déterminant dans l'évaluation d'un VEE. S'il est trop lent, cela rend l'examen gênant pour l'opérateur en particulier dans l'estomac.

### e) Gel d'image. Délai d'obtention

Les VEE permettent des images fixes gelées sur l'écran TV permettant la reprographie. Ces images doivent être acquises le plus rapidement possible (de 1/60 à 1/400s) pour éviter tout flou qui nuirait à la reproduction ultérieure. Actuellement, la résolution dynamique des CCD est inférieure à 20 millisecondes, ce qui élimine, en pratique le risque de flou lors des mouvements trop rapides. L'endoscopie devrait bénéficier prochainement de ce nouveau type de matériel.

## ASPECT CLINIQUES

### Gastro-entérologie

L'image vidéo dans ces disciplines, est essentiellement obtenue à partir d'un vidéo-endoscope bien que

les gastro-entérologues puissent utiliser une caméra CCD placée sur la partie proximale d'un fibroscope.

Le vidéo-endoscope dans cette discipline a réellement amélioré le diagnostic. En effet, par la qualité de l'image obtenue, la vision est améliorée au niveau de la muqueuse gastrique et il est possible de diagnostiquer plus précocement les petites lésions. D'autre part, la projection de l'image sur un écran, autorise la vision de l'examen par plusieurs personnes et rend le diagnostic plus fiable. La pratique de tels ou tels gestes d'endoscopie opératoire pourra être démontrée en direct aux étudiants ce qui facilitera l'enseignement et ménagera le matériel.

Un autre atout essentiel de cet appareil est le stockage de l'image. Il est ainsi possible d'envisager des manipulations telles que les soustractions d'images après injection intra-veineuse d'un colorant marqueur pour obtenir un modèle d'angiographie digitale, de traiter l'image (technique de « fenêtrage », quantification de l'image) et d'associer l'image à vide à une cartographie des températures obtenues à partir de mesures ponctuelles de température [4].

### Chirurgie *per coelioscopique*

La chirurgie *per coelioscopique* est une technique ancienne qui a connu une explosion récente depuis la mise en place de mini-caméras sur les endoscopes rigides permettant la cholécystectomie *per coelioscopique*, l'appendicectomie voire les interventions anti-reflux.

### Orthopédie

L'image vidéo dans ce domaine est obtenue à partir d'une microcaméra CCD placée sur la partie proximale de l'endoscope rigide.

*La micro-caméra CCD est très utilisée dans ce domaine :*

- 3/4 à des fins thérapeutiques (ligaments, extractino des corps étrangers...)
- 1/4 à des fins diagnostiques (compléments de radiographie, bilan de rupture ligamentaire, biopsie pour pathologie rhumatismale.

La chirurgie orthopédique est très appropriée à l'utilisation de la micro-caméra CCD (confort à l'utilisateur, aseptie).

Il faut rappeler que la réimplantation des membres est effectuée sous microscope et que les caméras CCD sont utilisées pour ce type d'acte.

### Gynécologie/obstétrique

L'intérêt reste très restreint puisque la fœtoscopie est un acte relativement invasif pratiqué au 2<sup>e</sup> trimestre de la grossesse dans le cas de suspicions d'anomalies fœtales (maladies héréditaires de la peau). L'avenir réside également dans les traitements *in utero*.

L'embryoscopie est utilisée à une semaine d'aménorrhée dans le cas de maladies génétiques et de certaines anomalies morphologiques. Dans le cas d'un

diagnostic d'anomalies, une IVG peut être pratiquée ce qui ne serait pas le cas lors d'un diagnostic par échographie.

L'intérêt de la vidéo en obstétrique reste restreint puisqu'il implique le stockage d'images de malformations rarement rencontrées à des fins d'enseignement.

### **Microchirurgie**

La microchirurgie est une chirurgie pratiquée sous microscope opératoire sur lequel on adapte de plus en plus fréquemment une caméra CCD.

*Les principales disciplines utilisatrices de caméras CCD sont :*

- neurochirurgie,
- orthopédie,
- ophtalmologie.

En neurochirurgie, la chirurgie sous microscope intéresse les 2/3 de la chirurgie globale.

En ORL, la chirurgie du rocher est pratiquée sous microscope.

En orthopédie, la réimplantation des membres est effectuée sous microscope.

En ophtalmologie, 90 % de la chirurgie est effectuée sous microscope. Dans ce domaine, les caméras CCD permettent le bon enseignement, un confort de manipulation, une participation des collaborateurs et l'asepsie. D'autre part, on considère qu'un enregistrement vidéo permettrait d'obtenir un examen dynamique par angiographie dans la mesure où la vitesse de diffusion du produit ne permet pas d'examiner toutes les phases grâce à des clichés photographiques.

### **Urologie**

*La chirurgie est pratiquée suivant trois procédures différentes :*

- la microchirurgie,
- l'endoscopie basse rigide,
- l'endoscopie haute rigide.

Les micro-caméras CCD sont surtout utilisées en endoscopie basse rigide.

L'usage d'une micro-caméra CCD là encore permet un confort d'utilisation et un enseignement facilité.

## **LES IMAGES NUMÉRIQUES**

L'image analogique est donc caractérisée par son pouvoir de résolution et son rapport signal/bruit dans l'intensité.

Les valeurs possibles dans ces deux caractères sont infinies dans ce cas. Il est ainsi possible de faire varier une image de façon infinie dans le gris par exemple.

À l'inverse, ces signaux numériques, c'est-à-dire ceux qu'on utilise dans un ordinateur, ne peuvent

prendre qu'un nombre fini de valeurs. Même si ce nombre peut être grand, il ne peut en aucun cas être infini. La numérisation des images, le passage d'un signal analogique à un signal numérique, entraîne donc automatiquement une perte de qualité.

Pour passer d'une image analogique à une image numérique il faut procéder à ce qu'on appelle un échantillonnage spatial : on se souvient que la résolution spatiale du détecteur correspond au plus petit objet qu'il est possible d'imager. En utilisant un échantillonnage spatial de longueur égale à la résolution spatiale, l'erreur de numérisation sera équivalente à la précision du détecteur. Ceci conduit cependant à des tableaux numériques immenses. L'obligation de manipuler de gros tableaux de données constitue une des difficultés majeures de l'imagerie numérique.

De la même façon, l'échantillonnage s'effectue en intensité pour passer d'une image analogique à une image numérique. On peut considérer que cela se fait avec une erreur négligeable si cette erreur est voisine ou inférieure à l'écart-type du bruit ou à la plus petite variation d'intensité présentant un intérêt diagnostique. Dans la pratique on utilise le plus souvent 4 000 niveaux d'intensité. Il est intéressant de comparer ce chiffre avec le nombre de niveaux d'intensité que l'œil humain peut distinguer sur un film radiologique (moins de 50) ou sur un écran vidéo (moins de 200).

En outre en imagerie médicale, il est très courant de numériser des séquences d'images : séquence temporelle comme en angiographie ou séquence spatiale comme en tomодensitométrie quand on réalise des coupes sériées. Le fait de numériser des images étant à des hauteurs discrètes peut être considéré comme le fait de numériser une dimension supplémentaire et la donnée se présente alors non plus sous forme de tableau mais de cube, c'est la troisième dimension.

Un des intérêts majeurs de la numérisation de l'image est de permettre le traitement de cette dernière. On distingue deux types de traitements, qualitatif et quantitatif :

### **Le traitement qualitatif**

#### *a) Visualisation*

La première visualisation que l'on cherche à réaliser après acquisition numérique d'une image est sa visualisation ne serait-ce que pour en vérifier la qualité. La solution la plus simple consiste à régénérer un signal analogique en l'occurrence un signal vidéo à partir du signal numérique. Pour cela on associe à chaque ligne du tableau numérique décrivant l'image, une ligne du balayage vidéo. Puis pour chaque ligne, on modifie l'intensité du signal vidéo en fonction des valeurs numériques.

Cette opération est utilisée systématiquement pour analyser des résultats intermédiaires ou définitifs de la numérisation, elle ne présente cependant aucun intérêt particulier puisque qu'aux erreurs de numérisation près, l'image visualisée identique à l'image analogique est à l'origine du processus !

### b) *Modification en taille : (zoom, scroll)*

Dans les cas où l'image acquise couvre un champ trop large, il est souvent intéressant de pratiquer un agrandissement d'une portion de l'image. La solution la plus simple consiste à modifier la technique de visualisation précédente en augmentant le temps de balayage vidéo associée à chaque pixel (zoom horizontal) et à associer la même ligne du tableau numérique au balayage de plusieurs lignes vidéo successives (doubles ou verticales). On ne visualise alors qu'une partie de l'image que l'on peut sélectionner de façon interactive par exemple avec une souris, on a alors l'impression de se déplacer dans l'image (scroll).

### c) *Modification dynamique*

Il est encore plus souvent nécessaire de modifier l'intensité de l'image acquise quand par exemple le cliché radiologique est « grillé ». Dans une visualisation simple, l'intensité du signal vidéo de visualisation est liée directement à la valeur du pixel à afficher sur l'écran mais on peut modifier cette relation au gré de l'utilisateur, pour rendre noir les pixels peu denses ou pour saturer les pixels intenses, c'est-à-dire pour augmenter ou diminuer les contrastes.

Les possibilités sont donc extrêmement nombreuses et très utiles : pour une image tomographique numérisée sur 4 000 niveaux d'intensité dont l'œil n'est capable d'en distinguer qu'une centaine simultanément, il est nécessaire de pouvoir modifier les contrastes, opération appelée fenêtrage.

Malgré sa simplicité de mise en œuvre, cette opération montre la toute puissance de l'approche numérique.

### d) *Pseudo-couleur*

L'œil humain distingue environ 50 niveaux sur un film radiologique et 81 niveaux sur un écran vidéo monochrome.

Notre aptitude à distinguer les couleurs permet d'élever notre vision jusqu'à 200 niveaux sur un écran vidéo-couleur. Pour cela, au lieu d'associer une intensité lumineuse à une valeur numérique, on associe à chaque valeur numérique une intensité lumineuse pour chacune des trois couleurs fondamentales, rouge, vert, bleu.

Il est parfaitement possible d'associer à une valeur numérique un autre type de couleur et cela entraîne la création de couleurs artificielles ce qui, en général, n'a guère d'intérêt ni pratique ni artistique.

### **Le traitement qualitatif**

La numérisation de l'image permet par définition la quantification de certains paramètres et cela représente l'intérêt majeur du traitement de l'image en général.

Il est ainsi possible de déterminer des régions d'intérêt en médecine en isolant une ou plusieurs régions pathologiques que l'on veut caractériser globale-

ment. Cela permet en général de délimiter les zones de tissus pathologiques par exemple quand on veut caractériser le comportement.

Une fois la région définie on peut y calculer des paramètres descriptifs tels que la longueur du contour, la surface délimitée, l'intensité totale qu'elle contient ou l'intensité moyenne des pixels au contour.

Lorsque l'on dispose non plus d'une image mais d'une séquence, l'on calcule les paramètres décrits ci-dessus sur chaque image de la séquence à partir d'une même région d'intérêt. On obtient ainsi une suite de valeurs indexées sur le temps ou la hauteur de coupe. La médecine nucléaire fait un usage systématique des courbes d'évolution notamment en scintigraphie rénale. En angiographie numérique la quantité de produit de contraste qui traverse un vaisseau peut être calculée : la courbe ainsi obtenue donne des indications relatives au débit dans ce vaisseau.

Dans de nombreux cas, pour extraire la seule information utile au diagnostic, il est nécessaire de pouvoir additionner, soustraire, multiplier ou diviser des images. Ces opérations sont réalisées de façon très simple sur le tableau numérique en effectuant l'opération correspondante sur chaque couple de pixels.

Ces opérations sur les images sont très simples et ne posent aucun problème de mise en œuvre si l'on veut que les temps de réponse soient acceptables, du fait du grand nombre de pixels mis en jeu : l'angiographie numérique utilise systématiquement la soustraction d'images, le diagnostic reposant sur la visualisation optimale des vaisseaux.

## *APPLICATION PRATIQUE DE L'IMAGERIE NUMÉRIQUE*

En pratique trois pôles d'intérêts peuvent être dégagés de la foule de possibilités qu'offre la numérisation de l'image, le traitement, la transmission, le stockage.

### **Le traitement**

Le traitement de l'image, application en directe des notions précédentes, est utilisé par exemple en angiographie numérique par définition, car l'on souhaite la visualisation optimum des vaisseaux injectés. On acquiert donc au départ de l'examen une séquence d'images temporelles dont les premières sont réalisées avant l'injection du produit de contraste où n'apparaissent que les structures naturellement, opaques aux rayons X et qu'on appelle les « masques ». Ultérieurement, les zones opacifiées seront dégagées par soustraction de ces images « masques » après pré-injectionnelles.

La vidange gastrique isotopique consiste à faire ingérer par un patient un repas solide marqué par un premier traceur isotopique (traceur solide) et un repas liquide marqué par un second traceur (traceur liquide). On acquiert ensuite toutes les 15 minutes

pendant 3 heures un jeu de quatre images, une paire pour chaque traceur en face antérieure et en face postérieure. L'analyse des différents signaux, images ainsi obtenues est numérisée, traitée. Reconstituer en images analogiques la somme de ces images numériques permet de visualiser dans un temps acceptable une épreuve dynamique de vidange gastrique.

### **Le stockage et la transmission de l'image**

Les structures d'accueil de l'image numérique sont beaucoup plus accessibles sur le plan pratique que celles des images analogiques. La numérisation des images permet leur stockage en micro-informatique. Il est possible dès maintenant de les commenter, visualiser, restituer localement et à distance. Il est ainsi possible de réaliser une encyclopédie télévisée consultable à distance. Celle-ci est donc constituée :

#### *a) d'un serveur*

Celui-ci comporte une banque de données composée d'images endoscopiques digestives stockées sur bandes vidéo professionnelles de haute qualité et répertoriées en outre sur disque magnéto-optique. La micro-informatique permet de stocker ces images, de les commenter, de les visualiser et de les restituer intégralement.

#### *b) d'un réseau téléphonique numérisé*

Le réseau numérique à intégration de service (RNIS) appelé numéris en France véhicule ces images transformées en langage numérique sur n'importe quel site en France et à l'étranger.

#### *c) De centres consultants*

Actuellement ces transferts se font vers des centres consultants situés à Paris, Toulouse, Nancy et Saint-Laurent-du-Var. Dans ces centres, le signal numérique est décodé en image de haute définition. Par un système de réseau d'ordinateurs, il est possible dans ces sites d'accéder à la banque de Données Centrale, de dialoguer pour préciser les images choisies en fonction du problème médical traité, puis d'imprimer ces images sur place sur papier ou transparent par vidéo-imprimante haute définition.

### **Développements futurs**

Ce système est actuellement appliqué à la gastro-entérologie (endoscopie, échoendoscopie) et sera prochainement développé pour d'autres disciplines (diabétologie, maladie de la nutrition) sans problème technique supplémentaire. Dans la mesure où l'Imagerie Endoscopique est la plus exigeante de par la nécessité d'une image couleur haute définition et de son extrême mobilité.

### **Internet**

#### *a) Les réseaux à haut débit : définition*

Internet (ou autoroute de l'information),  
et

Intranet (qui fonctionne en circuits internes privilégiés), transformeront, transformeront notre système

de communication donc notre formation et notre information. En fait d'autoroutes, il s'agit de câbles qui contiennent de minuscules fibres de verre qui ceinturent déjà notre planète. On appelle ainsi « autoroutes de l'information » l'ensemble des infrastructures fixes qui permettent la circulation de l'information sous sa forme numérique. C'est la définition officielle du rapport Théry.

#### *b) Les réseaux à haut débit : description*

L'essor des autoroutes de l'information n'est que l'aboutissement logique des technologies modernes de l'information. La numérisation de l'information converge peu à peu vers un même standard de sorte que, *in fine*, les voies de communication pourront servir aussi bien pour la télévision (images) que pour le téléphone (son) et les ordinateurs (multimédia). Le secret du développement de l'internet est dans l'utilisation des infrastructures existantes, que ce soit le téléphone (analogique, radio ou digital), le câble de télévision ou les ondes hertziennes. La différence se fait au niveau des distances et des capacités de transmission : des artères longues et très rapides d'un bord à l'autre du continent américain ou chinois, des ponts par satellites ou par câbles sous-marins d'un continent à l'autre et tout un réseau capillaire entre l'utilisateur individuel et l'internet avec des bretelles d'accès plus ou moins performantes suivant l'état du réseau existant. Les infrastructures qui supportent le développement de l'internet peuvent ainsi s'observer d'un point de vue géographique et fonctionnel [30].

#### *c) Un exemple de serveur : Encycloscopy*

Ce serveur a été créé sous l'égide de l'Université de Lille. Il est intéressant de voir que pour avoir une audience suffisante le site a démarré en anglais.

- Comment y accéder ?

<http://www.univ-lille2.fr/icare/engpresc.htm>

- Quel intérêt ?

L'institut Audio-visuel de la Faculté de Médecine de Lille a créé ce site. Selon les auteurs, il est utile pour les malades, pour une aide diagnostique ou comme un outil d'enseignement.

Il s'agit essentiellement d'un serveur donnant des photos d'endoscopie ; elles sont d'excellentes qualités. Des présentations cliniques sont associées. Ce site est régulièrement mis à jour.

- Quel public ?

Les étudiants en médecine, les étudiants en spécialité peuvent avoir accès à des documents nombreux, variés, pédagogiques. Il est aisé de se constituer ainsi sa propre photothèque.

Les médecins généralistes peuvent également se constituer une telle photothèque pour pouvoir éventuellement répondre à certains de leurs patients désirant des informations complémentaires.

## CONCLUSION

On conçoit aisément toutes les possibilités d'interactivité dans le cadre de l'enseignement gradué et post universitaire. La seule limite de ces systèmes est

la nécessité d'obtenir des documents initiaux de qualité irréprochable, correctement répertoriés, analysés. C'est là que se situe le véritable effort pour le clinicien, l'image vidéo-informatique n'autorise pas l'à peu près, elle demande à celui qui la réalise plus d'effort qu'à celui qui la reçoit.

## RÉFÉRENCES

1. CLASSEN M, PHILIPPS J. — Electronic Endoscopy of the gastrointestinal tract. Initial experience with a new type of endoscope, that has no fiberoptic bundle for imaging. *Endoscopy*, 1984, 16, 16-19.
2. CLASSEN M, KNYRIM K, SEIDLITZ H.K., HAGENMULLER. — Electronic Endoscopy. The latest technology. *Endoscopy*, 1987, 19, 118-123.
3. COL RM SATAVA. — A comparison of direct and indirect video-endoscopy. *Gastrointest. Endosc.*, 1987, 33, 69-72.
4. DELMOTTE JS, MORDON S, BEERGABEL M, CASSIGNEUL J, REY JF, POPPO M, ALBEROLA B. — Thermométrie tissulaire oesogastrique. Méthodologie et résultats préliminaires. *GCB*, 1989 Tome n° 2 Bis.
5. GAUSSORGUES G. — La thermographie infrarouge : Technique documentation, Paris, 1981, 300-310.
6. GHEZZI C, TOGNINI L, DI PRISCO F, GHISALBERTI B, TURATI G, RUBINO F. — Un nouvel endoscope électronique : le vidéo-endoscope. Premières expériences d'endoscopie diagnostique et opératoire. *Acta Endoscopica*, 1985, 15, 259-252.
7. HOSHIHARA Y, FUKUCHI S. A — study on analysis of patterns of minute gastric mucosal surface recorded by the electronic and the fiberoptic endoscope. *Gastroenterological Endoscopy*, 1987, 29, 1242.
8. HOSHIHARA Y, FUKUCHI S, HAYAKAWA K, YMADA N, YOSHIDA Y, HASHIMOTO M. — Enhancement of edge in TV-Endoscopic picture by using a hardware. *Gastroenterologica Endoscopy*, 1986, 28, 2272.
9. ICHII M, OHTANI T. — Comparative Examinations of Electronic and Fiberoptic Endoscopes. *Gastroenterological Endoscopy*, 1987, 29, 1246-1247.
10. KARITA M, TADA M. — The present and future in Electronic Endoscopy. *Gastroenterological Endoscopy*, 1987, 29, 1256-1257.
11. KATSUBE T, KATAYAMA O. — Comparison of the observational capabilities of an electronic endoscope and a fiberoptic endoscopy - a trial of quantitative evaluation in comparison with surgical specimens. *Gastroenterological Endoscopy*, 1987, 29, 1244.
12. KNYRIM K, SEIDLITZ H. K, HAGENMULLER F, CLASSEN M. — Video-Endoscopes in comparison with fiberoscopes : Quantitative Measurement of Optical resolution. *Endoscopy*, 1987, 19, 156-159.
13. KOSEN K, TAKAHASHI H. — The comparison of Electronic Endoscope and Fiberoptic Endoscope. The utility for the computer analysis of the endoscopic image. *Gastroenterological Endoscopy*, 1987, 29, 1249-1251.
14. KOUZY T, YAMADA H. — The comparative study of Electronic Endoscopy and fiberoscopy. *Gastroenterological Endoscopy*, 1987, 29, 1248-1249.
15. KUWAYAMA H. — Clinical evaluation of electronic endoscopy — assessment by doctors and patients. *Gastroenterological Endoscopy*, 1987, 29, 1243-1244.
16. LAMBERT R. — Endoscopie, fibres optiques et video. *Gastroentérol Clin Biol*, 1985, 9, 228-234.
17. MORRISEY J.F. — Thought on the video endoscope. *Gastrointestinal Endoscopy*, 1984, 1, 43.
18. REY J.F. — La vidéo-endoscopie : un progrès technique important. *Acta Endosc.*, 1984, numéro special 5-7.
19. SCHAPIRO M, AUSLENDER M.O., SCHAPIRO M.B. — The electronic vidéo-endoscope : clinical experience with 1 200 diagnostic and therapeutic cases in the community hospital. *Gastrointest Endosc*, 1987, 33, 63-68.
20. SCHAPIRO M. — Electronic video-endoscopy. *Practical Gastroenterology*, 1986, 10, 8.
21. SIVAK M.V. — video-endoscopy. *Clin. Gastroenterol.*, 1986, 15, 205-224.
22. SIVAK M.V., FLEISCHER D. E. — Colonoscopy with a video-endoscope, preliminary experience. *Gastrointestinal Endoscopy*, 1984, 30, 1-5.
23. SUZUKI K, KOHLI Y, KATO T, TADA T, NOMURA M, KINOSHITA H, ASADA N. — Image processing of endoscopic pictures of the Stomach through the Electronic Endoscopy. *Gastroenterology Endoscopy*, 1986, 28, 3096.
24. TAKEMURA *et al.* — New field integration frequency interleaving color television pick up system for single chip camera : IEEE Trans électronique D, 1985, vol EO, 32, 8, 1402- 1406.
25. TOMODA J, ITANO T. — Study on image-processing using a video-endoscope (videogastroscope, Welch Allyn Co L td) and Nexus 6 400 image-analyzing apparatus. *Gastroenterological Endoscopy*, 1987, 29, 1251-1252.
26. TSUJI S, SATO N. — Infrared imaging using electronic endoscope. *Gastroenterological Endoscopy*, 1987, 29, 1247-1248.
27. YOKOYAMA Y, MIYAMOTO T. — Comparison between Electronic Endoscopic and Fiberoptic Endoscopy using the dye scattering method. *Gastroenterological Endoscopy*, 1987, 29, 1245-1246.
28. YOSHIDA Y, KIMURA K. — Image processing of digital colon picture obtained by TV endoscope. *Gastroenterological Endoscopy*, 1987, 29, 1252-1254.
29. YOSHINO J, KOIKE M. — Image analysis and electronic endoscopy. *Gastroenterological Endoscopy*, 1987, 29, 1254-1256.
30. GODARD M, GODARD Ph. — L'internet et la Médecine. Editions Masson.