

Concours général STL SPCL 2015

Analyse de documents scientifiques – Coefficient : 1

Polymères et ultrasons au service de l'imagerie médicale

Temps de préparation : 2 heures

Temps de présentation devant les examinateurs : 10 minutes

Echange avec les examinateurs : 15 minutes

Pour établir un diagnostic, le médecin dispose de différentes techniques d'imagerie médicale lui permettant, par exemple, de visualiser les organes ; l'imagerie ultrasonore est une de ces techniques.

Problématique : Le polyfluorure de vinylidène (PVDF), un polymère de synthèse, peut-il être utilisé comme capteur pour l'imagerie ultrasonore ?

Pour répondre à cette problématique, il vous est demandé de mobiliser vos connaissances et d'extraire des informations de la documentation fournie et au besoin, de celle disponible sur Internet, afin de :

- Présenter le principe de l'imagerie ultrasonore
- Expliquer en quoi les propriétés du PVDF lui permettent d'être utilisé pour l'imagerie ultrasonore

CONSIGNES ET CONSEILS POUR LA PREPARATION DE L'ÉPREUVE

La présentation orale doit être conduite de manière structurée en s'appuyant sur un ou plusieurs supports informatiques qui seront vidéo-projetés.

Le candidat peut écrire sur les documents, les surligner, mais il doit les remettre aux examinateurs en fin d'épreuve. Tous les supports produits (y compris les brouillons) pourront être conservés par le jury.

L'accès à Internet est autorisé tout au long de la durée de préparation, à l'exception de tout outil de communication avec une personne extérieure (courrier électronique, réseaux sociaux, etc). Un inventaire des sites consultés sera effectué par le jury pour chaque candidat.

Les supports numériques de présentation orale seront élaborés en salle de préparation, puis transférés sur la clé USB fournie.

En fin de préparation, le candidat doit rassembler et ordonner soigneusement tous les documents nécessaires à sa présentation orale.

A l'issue de l'épreuve, le candidat doit remettre aux examinateurs le dossier scientifique dans son intégralité.

Documents mis à disposition du candidat

Document 1

Un faisceau d'ultrasons pour construire une image

Adapté d'après l'article de Gabriel Martin, *La recherche*

<http://www.larecherche.fr/savoirs/autre/faisceau-ultrasons-construire-image-01-09-2004-87437>

Document 2

La piézoélectricité

Adapté d'après le site [www.physique et matiere.com](http://www.physique-et-matiere.com)

Document 3

Généralités sur le polyfluorure de vinylidène

Adapté d'après *Matières plastiques*, Carrega, Verney et coll, Dunod, p427 et le site Polymer Learning Science Center (<http://www.pslc.ws/french/pvdf.htm>)

Document 4

Piezoelectric polymers

The Physics and Chemistry of Materials, p 517

Document 5

L'imagerie médicale ultrasonore

Adapté d'après *Les Ultrasons : Applications médicales*, Léandre POURCELOT et L'imagerie ultrasonore, http://icube-miv.unistra.fr/fr/img_auth.php/c/c1/Rousseau_Echo.pdf

Document 6

Caractéristiques des polymères piézoélectriques

Adapté d'après la thèse de M. Marechal, *Transducteurs mono-élément pour l'imagerie ultrasonore haute résolution : modélisation, réalisation et caractérisation*

DOCUMENT 1**Un faisceau d'ultrasons pour construire une image**

D'après La recherche mensuel n°378 daté septembre 2004 à la page 78, Gabriel Martin

Outil de base de la surveillance prénatale, et surtout connue à ce titre, l'échographie médicale sert en fait à visualiser de nombreux organes ou objets dans le corps humain : reins, cœur, foie, tumeurs, trajet d'une sonde, etc. Son gros atout : elle est sans danger pour l'organisme.

Détecter un sous-marin en recueillant l'écho d'un signal ultrasonore envoyé dans l'eau est une idée qui remonte à la première guerre mondiale ; elle mènera au sonar. En 1942, l'Autrichien Karl Dussig montre qu'il est possible d'utiliser le même principe pour détecter une tumeur du cerveau et, une dizaine d'années plus tard, les Anglais Wild et Reid présentent le premier appareil d'échographie donnant une image.

Mais, c'est dans les années soixante et soixante-dix que l'échographie trouve dans l'obstétrique son usage le plus connu. Les appareils de l'époque, entièrement analogiques, fonctionnaient sur un principe assez simple, mais toujours d'actualité : la réflexion d'un faisceau d'ultrasons.

Ceux-ci ont le gros avantage, par rapport aux rayons X utilisés en radiographie, d'être sans danger pour le patient.

Ces ultrasons ne sont en effet rien d'autre que des ondes sonores, des ondes élastiques capables de se propager dans tout milieu matériel : gaz, liquide, solide. Leur fréquence se situe au-delà de ce que l'oreille peut percevoir de plus aigu : 15000 à 20000 hertz (Hz) selon les individus. En échographie, on parle plutôt en millions de hertz, ou mégahertz (MHz) : les fréquences utilisées s'échelonnent de 1 à 20 MHz en fonction de l'organe observé.

Tout comme les ondes lumineuses, les ultrasons sont réfléchis (c'est l'écho), réfractés, absorbés ou diffractés. Au passage d'un milieu à un autre, il y a réfraction : une partie de l'onde est réfléchi et l'autre est déviée en passant dans le second milieu. Dans le cas de la lumière, la réfraction nous permet de repérer à la fois la surface d'un étang et les cailloux qui sont au fond, voire un sac en plastique transparent flottant entre deux eaux.

L'échographie repose sur un schéma tout à fait comparable. Le corps est pour l'essentiel un milieu souple et fluide où domine l'eau ; les ultrasons s'y propagent à la vitesse de 1460 mètres par seconde. Tissus et graisses constituent un milieu différent de l'eau et la vitesse du son y varie de 1480 à 1600 mètres par seconde. Ces écarts de célérité confèrent à chaque organe de notre corps un indice de réfraction acoustique qui lui est propre, et qui permet de le distinguer des organes voisins. En effet, ces variations d'indice, en induisant des réflexions partielles des ultrasons, permettent à l'échographe de former son image.

Dans notre corps, chaque fois qu'un faisceau d'ultrasons rencontre une interface, c'est-à-dire un changement de milieu, par exemple un passage de tissus musculaires à des tissus graisseux, une partie des ultrasons est réfléchi. À chaque nouvelle interface, une nouvelle réflexion a lieu, jusqu'à extinction totale du faisceau. Précisons qu'en échographie cette extinction intervient rapidement ; l'appareil est rarement capable de sonder notre organisme à plus d'une vingtaine de centimètres.

Pour former une image, l'échographe fonctionne comme un radar ; il émet une brève salve d'ultrasons, puis se met à l'écoute des échos réfléchis. En pratique, le médecin pose une petite sonde dotée d'une pastille piézoélectrique sur la peau du patient. À l'émission, l'électronique de l'échographe envoie à la pastille une brève impulsion électrique. Par effet piézoélectrique, et en raison de ses dimensions calibrées, la pastille se met à résonner

exactement comme un verre en cristal auquel on appliquerait une pichenette. Il s'ensuit l'émission d'une courte salve d'ultrasons.

Ensuite, l'effet piézoélectrique étant réversible, l'échographe utilise la sonde comme récepteur pour se mettre à l'écoute des réflexions. Connaissant la vitesse de propagation des ultrasons dans les tissus, il mesure la durée qui sépare l'émission de la réception de chaque écho, et en déduit les distances. Cette mesure lui permet de construire une ligne de l'image, celle qui correspond à la direction du faisceau d'ultrasons. Pour avoir une image complète, il faut balayer la zone étudiée.

À l'origine, le praticien exécutait lui-même ce balayage en déplaçant la sonde au bout d'un pantographe: autant dire que la qualité de l'image dépendait beaucoup de sa dextérité. Aujourd'hui, le balayage est automatique et, surtout, assez rapide pour permettre de suivre les mouvements en temps réel : battements du cœur, pulsations des artères, etc.

Notons que la résolution de l'image est d'autant plus fine que la fréquence des ultrasons est élevée. Mais l'ennui est que ces ultrasons sont alors plus vite absorbés, la pénétration devenant faible. Cette difficulté est généralement contournée par l'utilisation d'une sonde de fréquence modérée à double direction de balayage. C'est l'échographie en trois dimensions 3D. Dès lors, l'ordinateur extrapole des surfaces entre les groupes de points adjacents et leur applique une texture qui leur donne un aspect naturel. L'image obtenue ressemble alors quasiment à une photo qu'il est possible de regarder sous divers angles.

DOCUMENT 2**La piézoélectricité**

Adapté d'après le site www.physique-et-matiere.com

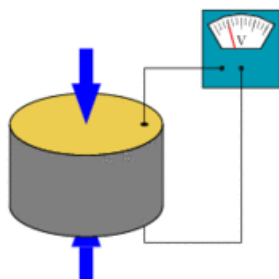


Illustration du comportement d'une pastille piézoélectrique : la contrainte appliquée crée un signal électrique

La **piézoélectricité** est la propriété que possèdent certains corps de se polariser électriquement sous l'action d'une contrainte mécanique et réciproquement de se déformer quand on leur applique un champ électrique. Les deux effets sont indissociables. Le premier est nommé effet piézoélectrique *direct* ; le second effet piézoélectrique *inverse*. Cette propriété trouve un très grand nombre d'applications dans l'industrie et la vie quotidienne. Une application parmi les plus familières est l'allume-gaz. Dans un allume-gaz, la pression exercée produit une tension électrique qui s'annule très rapidement et conduit à la production d'étincelles : c'est une application de l'effet direct. De manière plus générale, l'effet direct peut être mis à profit dans la réalisation de capteurs (capteur de pression, etc.) alors que l'effet inverse sert à réaliser des actionneurs (injecteurs à commande piézoélectrique en automobile, nanomanipulateur...).

Les matériaux piézoélectriques sont particulièrement nombreux. Le plus connu est probablement le quartz, toujours utilisé actuellement dans les montres pour générer des impulsions d'horloge. (...)

Découverte de l'effet piézoélectrique

Pierre Curie (photo) et son frère Jacques firent la première démonstration expérimentale de l'effet piézoélectrique en 1880. À cette époque, les deux frères, âgés respectivement de 21 et 25 ans, sont tous deux préparateurs à la faculté des sciences de Paris. Combinant leurs connaissances de la pyroélectricité et de la structure cristalline, ils prédirent et vérifièrent l'existence de la piézoélectricité sur des cristaux de quartz, de tourmaline, de topaze, de sucre et de sel de Rochelle. L'existence de l'effet inverse fut prédite l'année suivante par Gabriel Lippmann sur la base de calculs thermodynamiques, et immédiatement vérifiée par les frères Curie. C'est aussi en 1881 que Hermann Hankel suggéra

L'utilisation du terme *piézoélectricité* du grec piézein signifiant *presser, appuyer*.

La piézoélectricité resta une curiosité de laboratoire pendant une trentaine d'années ; elle donna en particulier lieu à des travaux théoriques sur les structures cristallines présentant cette propriété.

D'un point de vue pratique, la piézoélectricité ne fut utilisée que pour réaliser quelques instruments de laboratoire.

Premières applications

La première application de la piézoélectricité fut le sonar développé par Paul Langevin et ses collaborateurs au cours de la première guerre mondiale. Ce sonar était composé de lames de quartz collées entre deux plaques d'acier et d'un hydrophone et permettait, par la mesure du temps écoulé entre l'émission d'une onde acoustique et la réception de son écho, de calculer la distance à l'objet. Peu de temps après, au début des années 1920, le premier oscillateur à quartz est mis au point par Walter Cady, ouvrant ainsi la voie au contrôle de fréquence.

Le succès de ces projets suscita un grand intérêt pour la piézoélectricité, relança les recherches et conduisit à travers les années qui suivirent au développement de nouveaux systèmes pour une large palette d'applications dans la vie quotidienne, l'industrie et la recherche. Le perfectionnement du phonographe ou le développement du réflectomètre et du transducteur acoustique, utilisé pour les mesures de dureté ou de viscosité, en sont des exemples.

Pendant cette période, les principaux matériaux utilisés sont le quartz, le sel de Seignette et le dihydrogénophosphate de potassium KH_2PO_4 . Or, s'ils peuvent être utilisés, ces matériaux présentent cependant des inconvénients qui limitent à la fois les applications envisageables et l'élaboration de théories de la piézoélectricité.

Découverte des oxydes ferroélectriques

Au cours de la seconde guerre mondiale, la recherche de matériaux diélectriques plus performants amena différents groupes de recherche au Japon, aux États-Unis et en Russie à découvrir les propriétés piézoélectriques de céramiques de synthèse composées d'oxydes à structure pérovskite : le titanate de baryum (BaTiO_3), puis plus tard les titano-zirconate de plomb ($\text{PbZr}_x\text{Ti}_{1-x}\text{O}_3$, abrégé en PZT). La mise au point de ces matériaux représente une étape décisive dans le développement des systèmes piézoélectriques. En effet, leurs propriétés sont globalement bien meilleures : ils ont des coefficients piézoélectriques de l'ordre de 100 fois supérieurs à ceux des cristaux naturels.

Sujets de recherche

Aujourd'hui, les recherches sur les matériaux piézoélectriques portent surtout sur la compréhension précise de ces propriétés exceptionnelles, leur optimisation, mais aussi sur le développement de matériaux sans plomb ou de matériaux utilisables dans une plus large gamme de températures comme les polymères qui présentent des propriétés piézoélectriques. Les plus fréquemment utilisés sont des polymères de synthèse, notamment le polyfluorure de vinylidène (PVDF) $(-\text{CH}_2-\text{CF}_2-)_n$ et ses dérivés.

DOCUMENT 3**Généralités sur le polyfluorure de vinylidène**

Adapté d'après *Matières plastiques*, Carrega, Verney et coll, Dunod, p427 et le site Polymer Learning Science Center (<http://www.pslc.ws/french/pvdf.htm>)

1. Les polymères fluorés

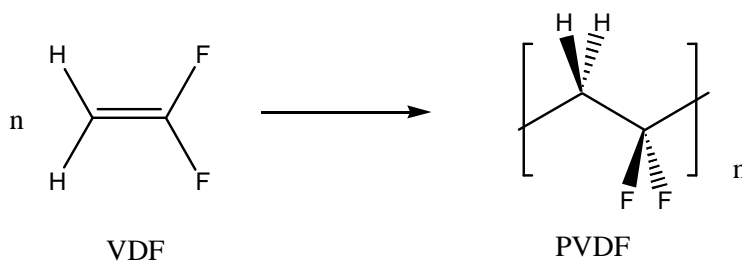
Les polymères fluorés sont des macromolécules de morphologie variable (variant des thermoplastiques aux élastomères ..). Leurs propriétés exceptionnelles sont principalement liées à la forte électronégativité de l'atome de fluor, au faible rayon de Van der Waals (132 pm) induisant une solide liaison C-F (dont l'énergie de dissociation vaut 485 kJ.mol^{-1}) et une faible polarisabilité. Ainsi, les plastiques fluorés contenant un pourcentage élevé de fluor présentent une combinaison unique de propriétés telles que de très fortes résistances thermique, chimique, au vieillissement et aux intempéries, une inertie chimique élevée (aux solvants, aux hydrocarbures, aux acides, aux bases), de faibles constantes diélectriques, indices de réfraction, facteurs de dissipation, d'inflammabilité, et d'absorption d'humidité. En outre, la présence de cette forte liaison chimique C-F a un impact crucial sur la grande résistance à l'oxydation et stabilité hydrolytique.

Ces polymères de spécialité trouvent de nombreuses applications dans les industries de construction (peintures et revêtements résistants aux UV et aux graffitis), les industries chimiques (membrane de haute performance), pétrochimiques et automobiles, l'espace et l'aéronautique (...), la microélectronique. Malgré leur prix élevé (essentiellement lié au procédé inhabituel de polymérisation, au surcoût de purification des monomères gazeux et aux faibles volumes de production), ces polymères trouvent de nombreux développements dans les technologies modernes.

Contrairement à la chimie organique, la chimie des polymères fluorés est relativement récente : 1934 pour le poly(chlorotrifluoroéthylène) puis 1938 pour le poly(tetrafluoroéthylène) appelé Teflon par Plunkett (chez DuPont de Nemours). Par la suite, les divers homopolymères ont été obtenus, puis une autre génération concernant les copolymères à base de motifs constitutifs perfluorés a été préparée. Plus récemment, des polymères fonctionnels apportant de nouvelles propriétés ont trouvé leur place dans un marché en pleine expansion. (...)

2. Le polyfluorure de vinylidène

Le polyfluorure de vinylidène ou PVDF est fabriqué par polymérisation radicalaire du monomère, le fluorure de vinylidène comme schématisé ci-dessous :



Grâce à ses très bonnes propriétés physiques et mécaniques, le PVDF trouve de nombreuses applications « high-tech » (pour les micro-ondes, les capteurs piézoélectriques, les applications biomédicales tels que les fils de suture) mais trois inconvénients sont notés : température de fusion élevée ($165\text{-}174^\circ\text{C}$) générant des coûts énergétiques importants lors de la mise en oeuvre (extrusion

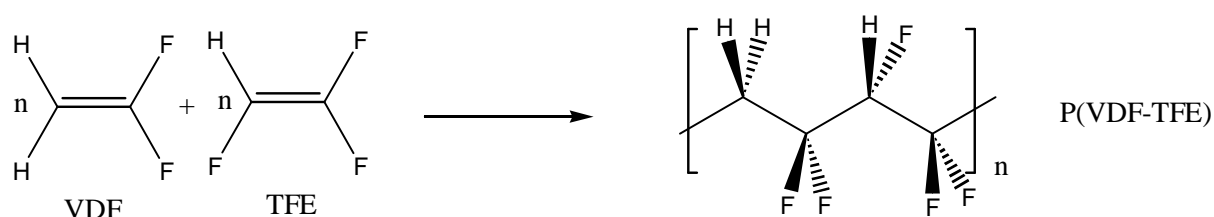
essentiellement) de ces polymères de spécialité, faible solubilité dans des solvants organiques classiques et difficulté de réticuler ces matériaux.

Ce thermoplastique présente des propriétés très intéressantes, tant sur le plan physique qu'électrique en fonction de sa configuration, de ses formes cristallines et de ses défauts d'enchaînement. Parmi ses propriétés, le PVDF est bien connu pour sa forte piézoélectricité (que Kawai avait découverte en 1969) (...) essentiellement pour sa forme cristalline β , lié à la forte polarisation de la liaison C-F et à l'orientation spontanée des dipôles dans les phases cristallines.

Le fluor étant plus électronégatif que le carbone, les atomes de fluor vont attirer les électrons des atomes de carbone auxquels ils sont attachés. Cela veut dire que les groupes $-CF_2-$ de la chaîne vont être très polaires, avec une charge partiellement négative sur les atomes de fluor et une charge partiellement positive sur les atomes de carbone. Donc quand on les place dans un champ électrique, ils s'alignent. Et tous ces groupes $-CF_2-$ qui essaient de s'aligner causent une déformation du matériau.

Si le PVDF est mis dans un champ électrique alternatif, il vibre, se déformant dans une direction puis dans la direction opposée. Cette vibration peut être utilisée pour produire un son.

Les copolymères (fluorure de vinylidène-trifluoroéthylène P(VDF-TFE)) sont également utilisés pour leurs propriétés piézoélectriques. Bien que les copolymères soient moins polarisés que le PVDF pur, ils possèdent une cristallinité plus importante et donc une réponse piézoélectrique plus importante.



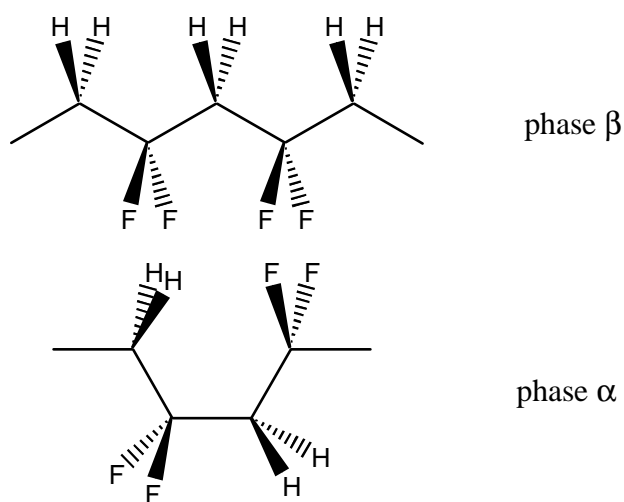
DOCUMENT 4**Piezoelectric polymers**

Extrait de The Physics and Chemistry of Materials, p 517

When an electric field is established in a piezoelectric material, a stress is produced and vice versa.

Certain polymers have proven to be effective piezoelectric materials and the focus here is on one of them, polyvinylidene fluoride (PVDF). This polymer is sensitive to weak mechanical stress, has a wide frequency-response range, a high dielectric strength and is flexible. There are two phases, α and β . The former is not piezoelectric and so not of interest here. The β phase, however, is piezoelectric. (...)

Fluorine has a high affinity for electrons, so negatively charged fluoride ions are produced, leaving the protons on the other side of the molecule. There is a net dipole moment per unit length across the molecule (...). The strong potential difference across a sample is obscured, however, by adsorbed layers of charge on the opposing faces.



DOCUMENT 5**L'imagerie médicale ultrasonore**

Adapté d'après *Les Ultrasons : Applications médicales*, Léandre POURCELOT
Et *L'imagerie ultrasonore*, http://icube-miv.unistra.fr/fr/img_auth.php/c/c1/Rousseau_Echo.pdf

I – Introduction

Les techniques ultrasonores appliquées à la médecine ont été développées dans les années 1950 et ont commencé à être utilisées en routine vers le début des années 1970. Ces techniques dérivent de celles qui ont été mises au point pour le radar, le sonar sous-marin et le contrôle non destructif des matériaux. Cependant, en raison de leur application particulière en milieu médical, certaines d'entre elles ont été considérablement modifiées pour rendre leur utilisation simple et efficace.

Les techniques ultrasonores ont de nombreux avantages par rapport aux autres méthodes d'exploration du corps humain : elles sont non ionisantes, non dangereuses, et faciles à mettre en œuvre. D'autre part, elles autorisent une visualisation en temps réel des organes comme le cœur et le sang circulant. Leur prix de revient est très compétitif, de sorte que le rythme d'examen par ultrasons dans un Centre Hospitalo-Universitaire français de taille moyenne devrait osciller entre 200 et 300 par jour.

II – Généralités

Les fréquences ultrasonores les plus utilisées en médecine sont situées dans la gamme allant de 3 à 15 MHz, ce qui correspond à des longueurs d'onde d'une fraction de millimètre, la vitesse des ultrasons dans les tissus mous étant de 1540 m s^{-1} à 5% près.

Les ultrasons se propagent assez bien dans les tissus du corps humain, le coefficient d'atténuation, sensiblement proportionnel à la fréquence ultrasonore utilisée, variant de 0,5 à 3,5 $\text{dB cm}^{-1} \text{MHz}^{-1}$.

Le comportement d'un milieu vis-à-vis des ultrasons est exprimé par une constante appelée impédance acoustique Z .

Z est le produit de la masse spécifique (volumique) du matériau par la vitesse de propagation des ultrasons. Pour les tissus du corps humain, cette impédance est voisine de celle de l'eau avec des valeurs comprises en 1,3 et 1,7 MRayl ($1 \text{ M Rayl} = 10^6 \text{ kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$). L'unité d'impédance acoustique, le Rayl, a été donné en l'honneur de John William Sturtt, baron de Rayleigh, physicien anglais dont les travaux sur la résonance en acoustique firent autorité ; il reçut le prix Nobel en 1904 pour la découverte de l'argon.

Lorsqu'une onde ultrasonore passe d'un milieu M_1 à un milieu M_2 , une partie de son énergie est réfléchiée. La différence d'impédance acoustique entre les deux milieux est à l'origine de la réflexion des ondes. Le coefficient de réflexion R est donné par la formule suivante :

$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

Par exemple, seule 6 % de l'énergie acoustique incidente est réfléchi sur l'interface foie-rein droit alors qu'au niveau de l'interface tissu mou-os, 40 % de l'énergie est réfléchi. Pour les interfaces entre les tissus mous et l'air, R est environ égal à 0,99. C'est la raison pour laquelle il faut interposer une substance entre la peau et la sonde (du gel) lors de l'examen échographique pour diminuer la présence d'air entre les tissus et la sonde et donc diminuer la valeur de R .

III - Les capteurs

Les capteurs d'imagerie et de détection Doppler à applications médicales sont essentiellement réalisés à base de céramiques ferroélectriques de type PZT (titano-zirconate de plomb). Ces céramiques à fort coefficient de couplage électro-acoustique k_t ont des impédances acoustiques 15 à 20 fois supérieures à celles des tissus biologiques, ce qui pose des problèmes d'adaptation d'impédance entre ces deux milieux. Les polymères piézoélectriques ont une impédance acoustique plus faible que les céramiques, mais, malgré de nombreux travaux de mise au point, ils présentent des coefficients de couplage électro-acoustiques encore insuffisants. Pour maintenir une bonne sensibilité et une large bande passante, tout en abaissant l'impédance acoustique du matériau piézoélectrique, il a donc été nécessaire d'évoluer vers des matériaux composites. On associe une phase résine inerte et légère à la phase piézoélectrique. Le matériau obtenu a plusieurs caractéristiques intéressantes :

- impédance 2 à 3 fois plus faible que celle de la céramique initiale,
- coefficient de couplage k_t meilleur que celui de la céramique,
- souplesse du matériau (éventuellement thermomoulable), ce qui permet de réaliser aisément des coupelles ou des cylindres,
- couplage latéral faible, intéressant pour la réalisation d'une focalisation électronique de qualité à partir de barrettes de transducteurs.

Pour répondre aux nombreuses applications diagnostiques des ultrasons, il a été nécessaire de développer une grande variété de capteurs, les appareils d'échographie-Doppler récents possédant de 20 à 30 sondes différentes en taille, fréquence ultrasonore et mode de balayage.

(...)

VIII - Applications diagnostiques

On distingue schématiquement quatre grands domaines d'application de routine des ultrasons en diagnostic médical :

- l'imagerie des tissus peu mobiles et directement accessibles à travers la peau : c'est le cas par exemple de l'utérus, du foie et des voies biliaires, des reins, de la rate, des seins, de la thyroïde, ...

- l'exploration des structures en mouvement, comme le cœur et le sang circulant, qui repose sur l'utilisation de techniques combinant échographie rapide, techniques Doppler et enregistrement du mouvement des structures en mode temps-mouvement (ou T.M.).
- l'échographie par voie endocavitaire lorsqu'il est nécessaire de rapprocher le capteur de la région à explorer pour gagner en résolution, ou pour éviter de traverser des structures osseuses ou gazeuses. On utilise pour cela des capteurs miniaturisés et de fréquence ultrasonore relativement élevée.
- les applications nouvelles qui relèvent d'équipes spécialisées, comme l'échographie-Doppler cérébrale, l'échographie avec produits de contraste, l'échographie 3D, l'échographie interventionnelle avec guidage de ponctions ou de gestes thérapeutiques, l'imagerie ultrasonore paramétrique, ...

IX - Caractérisation tissulaire par ultrasons

De nombreux travaux ont été réalisés depuis une vingtaine d'années pour caractériser les tissus par ultrasons. Jusqu'à présent l'imagerie échographique n'a que peu bénéficié de ces recherches, car il est souvent nécessaire de mettre en œuvre un traitement de signal relativement long et complexe. Les premières applications de routine reposent sur deux grandes techniques :

- la caractérisation de l'os par mesure de la vitesse et de l'atténuation d'une onde acoustique se propageant dans le calcanéum par exemple,
- l'étude de la réponse non linéaire des tissus aux variations de pression instantanées liées au passage de l'onde acoustique (imagerie harmonique).

D'autres projets sont en cours comme la mesure de l'élasticité tissulaire en appliquant une onde très basse fréquence pour stimuler les tissus et en utilisant l'onde ultrasonore pour étudier la déformation en profondeur.

X - Conclusion

Les techniques ultrasonores ont été considérablement développées pour l'imagerie médicale. Les performances atteintes par les appareils modernes sont tout à fait spectaculaires. Les recherches en cours sur l'imagerie 3D, la miniaturisation des capteurs et la caractérisation tissulaire ouvrent des voies nouvelles au développement des applications médicales et industrielles.

DOCUMENT 6**Caractéristiques des polymères piézoélectriques**

Adapté d'après la thèse de M. Marechal, Transducteurs mono-élément pour l'imagerie ultrasonore haute résolution : modélisation, réalisation et caractérisation

Les polymères piézoélectriques tels que le PVDF ou ses copolymères sont disponibles en films avec des épaisseurs de plusieurs micromètres. Grâce à ces faibles épaisseurs, ils peuvent être directement utilisés pour des applications haute fréquence. Leur coefficient de couplage est relativement faible (de 15 à 30 %), ainsi que leur permittivité diélectrique relative (autour de 5). Ces deux dernières propriétés ont tendance à donner une sensibilité relativement faible, et rendent l'adaptation électrique difficile. Cependant, leur impédance acoustique (entre 4 et 5 MRayl) est relativement proche de celle des tissus (1,5 MRayl). L'adaptation d'impédance acoustique n'est pas indispensable car le gain obtenu (en termes de sensibilité et de bande passante) peut être relativement faible en regard des difficultés technologiques importantes correspondant à l'ajout d'une lame adaptatrice de très faible épaisseur. Le tableau ci-dessous résume les principales propriétés électromécaniques de ces matériaux comparées à différents matériaux.

matériau	Impédance acoustique / MRayl (1 MRayl= $10^6 \text{ kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$)	Coefficient de couplage % (représente l'efficacité de la réponse électrique à la contrainte mécanique)
PVDF	3,9	15
P(VDF-TFE)	4,6	33
Pb(ZrTi)O ₃	33,7	47
LiNbO ₃	34,1	49
air	4.10^{-4}	
Tissus du corps humain	entre 1,33 et 1,74	

Le second avantage de ces polymères est leur facilité de mise en forme due à leur flexibilité ce qui permet de réaliser une focalisation géométrique de l'élément piézo-électrique assez facilement, et évite ainsi l'addition d'une lentille de focalisation.

Bien que le coefficient de couplage en mode épaisseur k soit relativement faible, le transfert d'énergie mécanique en énergie acoustique reste relativement efficace grâce à une impédance acoustique relativement proche de celle des tissus à caractériser. Ainsi, ces polymères sont toujours couramment utilisés pour la fabrication de transducteurs haute fréquence dans la gamme de 20 à 100 MHz.