

## Échographie transcornéenne à haute fréquence : De l'intérêt de corriger les aberrations de phases induites par le cristallin

### Sommaire

---

<b>2.1</b>	<b>L'œil : un milieu acoustiquement hétérogène . . . . .</b>	<b>68</b>
2.1.1	Propriétés acoustiques d'un œil humain adulte sain . . . . .	68
2.1.1.1	Célérité des ultrasons . . . . .	68
2.1.1.2	Atténuation des ultrasons . . . . .	70
2.1.1.3	Impact de la variabilité inter-individuelle de la célérité US dans le cristallin . . . . .	71
2.1.2	Causes pathologiques ou post-opératoires d'altérations de ces propriétés . . . . .	71
2.1.2.1	Cataracte . . . . .	71
2.1.2.2	Implants intraoculaires . . . . .	72
2.1.2.3	Techniques de ré-emplissage du cristallin ou du vitré . . . . .	72
<b>2.2</b>	<b>Haute fréquence, sonde multi-éléments et aberrations de phase</b>	<b>73</b>
2.2.1	L'atténuation . . . . .	74
2.2.2	Les aberrations de phase . . . . .	75
2.2.2.1	Effets sur l'imagerie en mode-B . . . . .	75
2.2.2.2	Techniques de réduction des aberration de phase . . . . .	76
<b>2.3</b>	<b>Le cristallin : Source majeure d'aberrations de phase du milieu intra-oculaire . . . . .</b>	<b>77</b>
2.3.1	Propriétés acoustiques locales du cristallin . . . . .	77
2.3.2	État de l'art des effets du cristallin sur des faisceaux ultrasonores . . . . .	80
2.3.3	Simulation des effets réfractifs du cristallin . . . . .	84
2.3.3.1	Principe et fonctionnement de la simulation . . . . .	84
2.3.3.2	Fronts d'ondes simulés . . . . .	86
2.3.4	Conclusion . . . . .	90

---

L'objet de ce chapitre est de montrer que le milieu oculaire, relativement homogène par ailleurs, est constitué d'une source majeure et significative d'aberrations de phases : le cristallin, dont les effets compromettent actuellement l'imagerie transcornéenne du fond de l'œil et justifient l'emploi des sonde multi-éléments pour les corriger.

Le chapitre débute donc par une revue des propriétés acoustiques du milieu oculaire puis introduit la problématique des aberrations de phases en échographie, accompagnée

d'un état de l'art des solutions mises en place pour les corriger. Enfin, les effets aberrateurs propres au cristallin sont illustrés au travers un état de l'art et une simulation numérique de ses effets réfractifs. Les implications des aberrations cristalliniennes sur l'imagerie en mode-B en termes de distorsions et de perte de résolution sont également abordées.

## 2.1 L'œil : un milieu acoustiquement hétérogène

### 2.1.1 Propriétés acoustiques d'un œil humain adulte sain

Les propriétés acoustiques du milieu oculaire ont été investiguées dès le début de l'échographie ophtalmique, notamment la célérité, pour les besoins de la biométrie. En raison de l'importance de la biométrie dans cette pratique, l'estimation de la célérité a souvent été le principal sinon le seul objet de caractérisation acoustique des nombreuses études entreprises. La littérature est en conséquence relativement pauvre de données d'atténuation ou d'impédance acoustique.

#### 2.1.1.1 Célérité des ultrasons

Depuis les années 60, de nombreuses équipes de recherche se sont attachées à mesurer la célérité des ultrasons dans les tissus oculaire, dans des conditions *in vivo* ou *in vitro* et au moyen de différentes méthodes [Jansson et Sundmark, 1961], [Jansson et Kock, 1962], [Rivara et Sanna, 1962], [Thijssen *et al.*, 1985].

Ces études concordent pour affirmer que la vitesse moyenne des ultrasons dans l'œil normal et cataracté est comprise entre 1550 et 1555 m/s [Jansson et Kock, 1962], [Sorsby *et al.*, 1963], [Coleman *et al.*, 1975a], [Ossoinig, 1979]. La valeur moyenne communément admise est ainsi de 1553 m/s. Cependant le milieu oculaire n'est pas pour autant homogène, comme en atteste les valeurs du tableau 2.4. De plus, la célérité ultrasonore au sein des différents tissus qui le composent est encore sujet à débat, en dépit des efforts réalisés pour l'établir avec précision. En conséquence, nous avons essayé dans cette partie d'inventorier de façon relativement exhaustive les mesures issues des différentes études que comporte la littérature à ce sujet.

Premier tissu rencontré par les ultrasons lors de l'exploration du milieu oculaire, la cornée fait parti des milieux oculaires pour lesquels les valeurs de célérité sont les plus éparses. Les principaux résultats issus de la littérature sont reportés dans le tableau 2.1. Silverman *et al* ont récemment mis en évidence la dépendance des propriétés acoustiques dans la cornée et en particulier de la célérité ultrasonore avec son niveau d'hydratation, [Silverman *et al.*, 2009]. Ils ont immergé successivement pendant 45 minutes la cornée dans des milieux de différentes tonicité : du dexsol pur, milieu de préservation hypertonique adapté à la cornée (ne provoque pas son gonflement), puis des dilutions successives à 75%, 50% 25% du dexsol avec de l'eau distillé et enfin de l'eau distillé seule. Ils ont ensuite mesuré la célérité US sur 8 échantillons de cornée bovine à l'aide d'un transducteur focalisé à 38 MHz. Ils ont constaté que la cornée se gonfle relativement à la diminution en tonicité du milieu (dilution du dexsol), passant d'une épaisseur de  $969 \pm 93 \mu\text{m}$  dans le dexsol pur à  $1579 \pm 104 \mu\text{m}$  dans l'eau pure. Conjointement à ce gonflement de la cornée, la vitesse ultrasonore décroît de  $1605.4 \pm 2.9$  m/s (dexsol pur) à  $1563 \pm 2.2$  m/s (eau), de façon linéaire avec la concentration en dexsol.

## 2.1. L'ŒIL : UN MILIEU ACOUSTIQUEMENT HÉTÉROGÈNE

Ainsi la vitesse moyenne à 37°C avoisine les 1650 m/s dans la cornée, 1641 m/s dans le cristallin, 1560 dans la sclère et enfin 1532 m/s dans l'humeur aqueuse et le vitré. Au regard des proportions qu'occupent chacun de ces tissus dans l'œil, il apparaît que c'est le cristallin qui est la plus grande source d'inhomogénéité oculaire en terme de célérité. Il occupe en effet environ un dixième du volume du bulbe et son épaisseur représente approximativement 20% de sa longueur axiale. La célérité des ultrasons en son sein est supérieure de presque 10 % à celle de l'humeur aqueuse et du vitré qui occupent la majeure partie du volume intraoculaire.

Célérité (m/s)	Espèce	Milieu	T [°C]	Fréquence [MHz]	Investigateurs
1575	Humain	Sérum $\varphi$	37	60	[Ye <i>et al.</i> , 1995]
1572.3 $\pm$ 14.8 (n=4)	Humain	Sérum $\varphi$	20	20	[De Korte <i>et al.</i> , 1994a]
1555	Cochon	Sérum $\varphi$	20	10	[Thijssen <i>et al.</i> , 1985]
1588	Cochon	Sérum $\varphi$	20	20	[De Korte <i>et al.</i> , 1994a]
1550	Vache	Eau	22	4	[Oksala et Lehtinen, 1958]
1550	Vache	Sérum $\varphi$	22	4	[Chivers <i>et al.</i> , 1984]

TABLE 2.1 – Valeurs de la célérité US obtenues *ex vivo* dans la cornée pour différentes espèces et différentes études.

Célérité (m/s)	Espèce	Milieu	T [°C]	Fréquence [MHz]	Investigateurs
1532 $\pm$ 0.5 (n=35)	Humain	Eau	37	4	[Jansson et Kock, 1962]
1506 $\pm$ 3 (n=4)	Humain	Solution $\varphi$	20	10	[Thijssen <i>et al.</i> , 1985]
1514 $\pm$ 6.4 (n=13)	Humain	Solution $\varphi$	20	20	[De Korte <i>et al.</i> , 1994a]
1510 (n=30)	Cochon	Eau	22	4	[Jansson et Sundmark, 1961]
1532	Cochon	Eau	37	4	[Rivara et Sanna, 1962]
1497 $\pm$ 1 (n=7)	Cochon	Solution $\varphi$	20	10	[Thijssen <i>et al.</i> , 1985]
1501 $\pm$ 5.2 (n=5)	Cochon	Solution $\varphi$	20	20	[De Korte <i>et al.</i> , 1994a]
1532 $\pm$ 0.8 (n=16)	Cochon	Eau	36	10	[Görig <i>et al.</i> , 2006]
1526	Chien	Eau	38.6	10	[Schiffer <i>et al.</i> , 1982]
1532 $\pm$ 0.7 (n=17)	Chien	Eau	36	10	[Görig <i>et al.</i> , 2006]
1531 $\pm$ 1.1 (n=23)	Lapin	Eau	36	10	[Görig <i>et al.</i> , 2006]

TABLE 2.2 – Valeurs de la célérité US obtenues *ex vivo* dans le vitré pour différentes espèces et différentes études.

**Célérité US dans le cristallin et vieillissement** L'une des premières études visant à observer une relation entre l'âge et la célérité US au sein du cristallin a été menée par Luzzi et Coleman en 1975, sur d'une part  $n = 50$  cristallins souffrant de cataracte et d'autre part sur  $n = 4$  cristallins de jeunes enfants (de 3 à 24 mois) [Coleman *et al.*, 1975b]. Ils ont mesurés alors une célérité ultrasonore de 1659 m/s chez les cristallins d'enfants et

## 2.1. L'ŒIL : UN MILIEU ACOUSTIQUEMENT HÉTÉROGÈNE

Célérité (m/s)	Espèce	Milieu	Température [°C]	Fréquence [MHz]	Investigateurs
1641 ± 1.2 (n=35)	Humain	Eau	37	4	[Jansson et Kock, 1962]
1620 ± 3 (n=4)	Humain	Solution $\varphi$	20	10	[Thijssen <i>et al.</i> , 1985]
1637 ± 3 (n=4)	Humain	Solution $\varphi$	37	10	[Thijssen <i>et al.</i> , 1985]
1590 ± 6.4 (n=13)	Humain	Solution $\varphi$	20	20	[De Korte <i>et al.</i> , 1994a]
1642 ± 9 (n=9)	Humain	<i>in vivo</i>	35	10	[van der Heijde et Weber, 1989a]
1665 (n=30)	Cochon	Eau	22	4	[Jansson et Sundmark, 1961]
1672	Cochon	Eau	37	4	[Rivara et Sanna, 1962]
1651 ± 2 (n=7)	Cochon	Solution $\varphi$	20	10	[Thijssen <i>et al.</i> , 1985]
1633 ± 10.7 (n=10)	Cochon	Solution $\varphi$	20	20	[De Korte <i>et al.</i> , 1994a]
1681 ± 6.3 (n=9)	Cochon	Eau	36	10	[Görig <i>et al.</i> , 2006]
1650	Bovin	Eau	22	4	[Oksala et Lehtinen, 1958]
1710	Chien	Eau	38.6	10	[Schiffer <i>et al.</i> , 1982]
1707 ± 0.7 (n=23)	Chien	Eau	36	10	[Görig <i>et al.</i> , 2006]
1731 ± 1.1 (n=17)	Lapin	Eau	36	10	[Görig <i>et al.</i> , 2006]

TABLE 2.3 – Valeurs de la célérité US obtenues *ex vivo* - à l'exception de l'étude de Van Der Heijde & Weber réalisée *in vivo* - dans le cristallin pour différentes espèces mesurées à l'issue de différentes études.

de 1629 m/s chez les cristallins cataractés, soit 12 m/s de moins que la vitesse moyenne communément admise chez un cristallin adulte normal. C'est à partir de ces résultats qu'il ont postulés que la célérité ultrasonore au sein du cristallin tendrait à décroître avec l'âge.

Cette hypothèse a cependant été démentie par plusieurs études qui suivirent, parmi lesquelles se trouve celle de Beers et Van der Heijde. Ils ont mesuré *in vivo* une célérité de  $1641 \pm 35.3$  m/s au sein du cristallin chez un groupe de  $n = 17$  personnes âgées de 15 à 29 ans et de  $1656 \pm 46.8$  m/s chez un groupe de  $n = 7$  personnes âgées de 30 à 45 ans. De ces résultats, ils ont déduit la relation de dépendance à l'âge 2.1 suivante :

$$c_L = 1636.4 + 0.37 \times age \quad (2.1)$$

### 2.1.1.2 Atténuation des ultrasons

Au cours de sa propagation au travers d'un milieu, l'onde US est atténuée sous l'effet des propriétés intrinsèques de ce milieu comme l'absorption de l'énergie mécanique (conversion en chaleur essentiellement) et la diffusion. Dans les milieux biologiques, l'atténuation des ondes ultrasonores peut être représentée par une dépendance en fréquence de la forme :

$$\alpha(f) = \alpha_1 f^\beta \quad (2.2)$$

avec  $\alpha_1$  l'atténuation en décibel par millimètre à 1 MHz et  $\beta$  la dépendance en fréquence.  $\beta$  vaut 2 dans l'eau pure et se situe généralement autour de 1 dans les tissus mous.

Bien que la littérature soit relativement pauvre, les études à notre disposition nous informent cependant sur le niveau d'atténuation des principaux tissus oculaires comme en

## 2.1. L'ŒIL : UN MILIEU ACOUSTIQUEMENT HÉTÉROGÈNE

---

atteste la Table 2.4. Cette table se veut par ailleurs être une synthèse de l'ensemble des caractéristiques acoustiques du milieu oculaire.

Retenons que le volume intraoculaire est globalement peu atténuant notamment en raison de la présence de l'humeur aqueuse et du corps vitré, essentiellement constitués d'eau et emplissant les 9/10<sup>me</sup> environ de son volume . Seuls la sclère et le cristallin présentent une atténuation élevée, qui se révèle problématique à haute fréquence.

Tissu	Célérité [m/s]	$\alpha_1$ [dB/mm]	$\beta$	Impédance [MRayl]
Cornée	1595 ± 12	0.0032 ± 0.00032	1.5	1.85 ± 0.02
Humeur aqueuse	1532 ± 12	0.00022	2	1.54 ± 0.01
Iris	1610 ± 12	0.0071 ± 0.0014	1.4	
Corps ciliaire	1554 ± 7	0.015 ± 0.0009	1.38	
Iris	1542 ± 5			
Cristallin	1645 ± 3	0.006	1.87	1.73 ± 0.03
Vitré	1530 ± 4	0.00022	2	1.54
Rétine	1538 ± 20			
Sclère	1622 ± 16	0.073	1.49	1.66 ± 0.02

TABLE 2.4 – Tableau récapitulatif des principales caractéristiques acoustiques des différents tissus oculaires pour l'espèce humaine à température physiologique. Les valeurs sont moyennées d'après les données des études suivantes [Oksala et Lehtinen, 1958], [Jansson et Sundmark, 1961], [Jansson et Kock, 1962], [Rivara et Sanna, 1962], [Thijssen *et al.*, 1985] et [De Korte *et al.*, 1994a]. Certaines valeurs ont été extrapolées.

### 2.1.1.3 Impact de la variabilité inter-individuelle de la célérité US dans le cristallin

Dans une étude menée sur un groupe de 1004 sujets adultes (de la région de Singapour), Wong *et al.* ont mesuré que l'épaisseur antéro-postérieure moyenne du cristallin chez l'homme était de 4.75 mm ± 0.47 soit environ 20% de la longueur axiale de l'œil [Wong *et al.*, 2001]. Du fait de la grande variabilité inter-individuelle, sous l'effet de l'âge ou de la cataracte, de la célérité US au sein du cristallin *i.e.* ±50 m/s [van der Heijde et Weber, 1989b], elle est souvent mal appréciée. Cela représente en conséquence une importante source d'erreur de mesure de la longueur axiale. Cette erreur est encore plus importante dans certaines espèces animales où le cristallin occupe une plus grande partie du volume oculaire. Par exemple, l'épaisseur du cristallin représente 32% à 35% de la longueur axiale chez le chien, 30% chez le lapin [Görig *et al.*, 2006] et 38% chez la chèvre [Ribeiro *et al.*, 2010].

### 2.1.2 Causes pathologiques ou post-opératoires d'altérations de ces propriétés

Les propriétés acoustiques du milieu oculaire peuvent changer significativement soit au cours du vieillissement, avec la cataracte, ou des suites d'une chirurgie de l'œil aboutissant à la pose d'implants ou la vitrectomie. De tels changements induisent une dégradation générale

de la qualité des images échographiques, en association avec des distorsions marquées.

### 2.1.2.1 Cataracte

La cataracte est associée à des transformations mécaniques du milieu. En plus de s'opacifier, le cristallin cataracté se densifie et se durcit. L'impact de ces altérations sur les propriétés acoustiques a été mis en évidence par plusieurs équipes. Tabandeh *et al.* [Tabandeh *et al.*, 2000] ont identifié une corrélation importante entre la dureté du cristallin et l'atténuation des ondes ultrasonores. Elle sera d'autant plus importante que sa dureté s'accroît.

Au niveau de la célérité US, l'étude de Lizzi et Coleman, présentée précédemment à la fin de la section 2.1.1.2, semblait indiquer que la cataracte ne serait pas associée à son augmentation [Coleman *et al.*, 1975b].

Cependant, de nombreuses publications, plus récentes, viennent contredire cette observation [Sugata *et al.*, 2009], [Tabandeh *et al.*, 2000], [Huang *et al.*, 2007a] et [Caixinha *et al.*, 2014]. Par exemple, Huang *et al.* observent à l'inverse de Lizzi une forte élévation de la célérité ultrasonore - tout comme de l'atténuation - avec le développement de la cataracte [Huang *et al.*, 2007a]. Ils ont ainsi mesuré *ex vivo*, sur des cristallin porcins cataractés artificiellement, que la célérité US passe de  $1639.8 \pm 4.2$  m/s à  $1735.6 \pm 10.4$  m/s au stade le plus avancé. Le coefficient d'atténuation associé qu'ils mesurent à 30 MHz est de  $4.49 \pm 0.05$  dB/mm pour les cristallins normaux et de  $7.36 \pm 0.25$  dB/mm pour les cataractes les plus évoluées. De même, Caixinha *et al.* relèvent une augmentation de 52 m/s en moyenne ( $n = 50$ ) de la célérité US, des suites de la création artificielle d'une cataracte, sur des cristallins porcins [Caixinha *et al.*, 2014]. Ces résultats sont donc en contradiction avec les observations de Lizzi et Coleman.

### 2.1.2.2 Implants intraoculaires

Les implants intraoculaires posés des suites d'une chirurgie réfractive ou d'une chirurgie de la cataracte présentent des caractéristiques acoustiques très différentes des tissus oculaires provoquant sur les B-scans des artefacts (échos de répétition) et des effets de distorsions. L'implant d'un œil est qualifié de phaqué (PIOL) lorsque le cristallin est toujours présent et de pseudo-phaqué lorsqu'on le retire des suites de la chirurgie de la cataracte ou pour les besoins de la correction d'une presbytie. Précisons que le terme "phaqué" vient du grec phakos signifiant lentille et se réfère donc, par extension, au cristallin en ophtalmologie.

Quelque soit leur type, les IOLs sont fabriqués indifféremment avec l'un des trois matériaux suivant :

- acrylique d'une célérité moyenne de 2026 m/s à 35 °C
- polyméthacrylate de méthyle (PMMA) d'une célérité moyenne de 2660 m/s à 35 °C
- silicone d'une célérité moyenne de 980 m/s à 35 °C

Les implants en PMMA sont de moins en moins utilisés du fait de leur dureté empêchant leur implantation sous forme repliée au moyen d'une aiguille dans la chambre antérieure ou postérieure. De plus ceux-ci sont responsables d'artefact de réverbération marqués sur les images échographiques.

Les implants sont de dimensions plus réduites que le cristallin ; leur diamètre équatorial est similaire voire supérieur, mais leur épaisseur est de l'ordre d'un millimètre. Quelque soit

le matériau employé, ils sont responsable en revanche d'un écart de célérité avec l'humeur aqueuse et le vitré bien supérieur à celui qu'engendre naturellement le cristallin.

### 2.1.2.3 Techniques de ré-emplissage du cristallin ou du vitré

La vitrectomie peut être pratiquée pour traiter des cas avancés de trous maculaires, de corps flottants, d'hémorragie vitréenne ou encore de rétinopathie diabétique. Le corps vitré est alors remplacé par un gaz ou un liquide, généralement une huile siliconée, pour maintenir la forme de l'œil.

Une technique analogue se développe dans le traitement de la presbytie :

**Phako-ersatz** L'implantation endocapsulaire ou Phako-Ersatz est une technique chirurgicale dans laquelle le contenu intra-capsulaire du cristallin (noyau + cortex), devenu trop rigide pour assurer l'accommodation, est remplacé par un matériau transparent flexible afin de restaurer le pouvoir accommodatif. La capsule cristallinienne et ses attachements

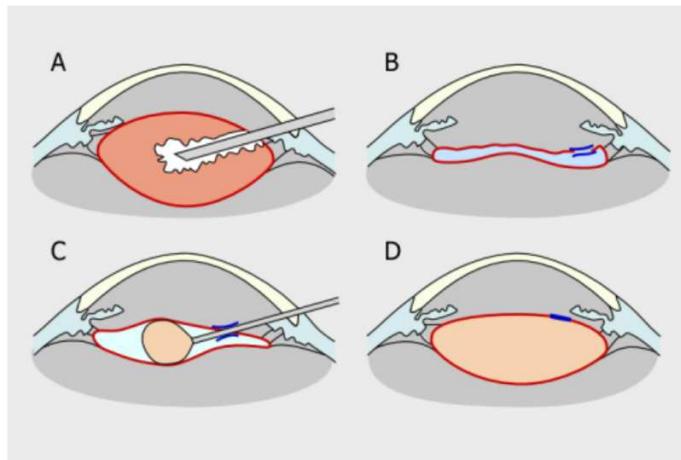


FIGURE 2.1 – La technique chirurgicale du Phako-ersatz comprend l'extraction du noyau et du cortex à partir d'une légère incision de la capsule (A) qui demeure intacte (B) puis l'injection d'un gel polymère dans la capsule (C). Si les propriétés visco-élastiques du gel sont adéquates, la capacité d'accommodation pourra être ainsi maintenue ou restaurée. *Accommodation of an endocapsular silicone lens (Phaco-Ersatz) in the aging rhesus monkey.*[Haefliger et Parel, 1994]

zonulaires sont ainsi préservés pour être remplis d'un matériau polymère biocompatible, généralement en silicone. Un cristallin physiologique est ainsi recréé *in situ*.

Cette technique repose sur l'hypothèse que l'accommodation peut être recouverte si le polymère injecté dispose de propriétés optiques et viscoélastiques adéquates pour permettre au cristallin de retrouver sa capacité à changer de forme sous l'action des forces accommodatives issues du corps ciliaire.

L'intérêt de cette chirurgie dans la restauration du pouvoir accommodatif a été démontré *in vivo* sur des macaques rhésus par plusieurs équipes [Haefliger et Parel, 1994] [Koopmans *et al.*, 2003] [Nishi *et al.*, 2009] mais son emploi est encore très restreint. A terme, cette chirurgie pourra certainement s'employer également dans le traitement des

cataractes non capsulaires.

### 2.2 Haute fréquence, sonde multi-éléments et aberrations de phase

L'augmentation de la fréquence de travail des sondes ultrasonores pour l'exploration du fond de l'œil représente un intérêt certain, notamment pour la meilleure distinction entre les différentes couches du complexe rétino-choroïdo-scléral. Coleman *et al.* suggèrent que les résolutions théoriques (en milieu homogène) idéales pour cet effet sont celles offertes par des fréquences comprises entre 20 et 25 MHz. Cependant, l'augmentation de la fréquence de la sonde ne s'accompagne pas systématiquement du gain en résolution escompté lorsque le milieu exploré présente des hétérogénéités marquées. Cette hétérogénéité introduit des distorsions d'amplitude (hétérogénéité de l'atténuation) et de phase (hétérogénéité de la célérité) du front d'onde se propageant dans le milieu qui s'intensifient avec la fréquence. En effet, une fréquence de travail plus élevée s'accompagne de deux problèmes majeurs :

- l'augmentation de l'atténuation,
- l'augmentation de la sensibilité aux aberrations de phase.

Ces distorsions de phase et d'amplitude du front d'onde se propageant dans le milieu sont connues sous le nom d'aberrations de phase et d'amplitude du faisceau ultrasonore. Elles ont pour conséquence de dégrader la résolution et le contraste d'image, la dégradation étant d'autant plus importante que l'ouverture acoustique est élevée. Dans la pratique clinique de l'échographie, la paroi abdominale est ainsi connue pour induire des aberrations de phase et d'amplitude importantes chez les sujets obèses. En effet, si l'on fait, en échographie, l'hypothèse d'une célérité constante à 1540 m/s au sein des tissus - 1555 m/s en échographie oculaire -, les écarts avec certains tissus comme la graisse (1440 m/s) peuvent atteindre 10 % (de même que pour le cristallin) et causer ainsi une dégradation significative de la qualité de focalisation du système d'imagerie.

De nombreuses recherches ont été menées au cours des cinquante dernières années afin de corriger les aberrations introduites par l'hétérogénéité des tissus biologiques sur la résolution des systèmes d'imagerie ultrasonore. Les techniques développées reposent sur l'utilisation de sondes multi-éléments dont la capacité à contrôler la phase de chaque élément rend possible la compensation des aberrations du milieu.

#### 2.2.1 L'atténuation

Nous avons vu que l'œil est un milieu globalement peu atténuant, l'humeur aqueuse et le vitré étant essentiellement composés d'eau, exception faite de la sclère en périphérie et du cristallin au centre. L'atténuation n'est pas un phénomène que l'on peut compenser ; simplement on peut en atténuer ses effets en augmentant la sensibilité de la sonde ou bien encore l'énergie acoustique émise. Dans ce dernier cas les possibilités sont limitées au vu des normes strictes de la FDA sur l'insonification du milieu oculaire.

La figure 2.2 représente l'atténuation aller/retour en fonction de la fréquence pour un scan transcornéen et un scan transcléral définis comme suit :

- **Scan transcornéen** : Traversée de 0.5 mm de cornée, 4.5 mm de cristallin et 19 mm d'humeurs (pas de distinction entre l'humeur aqueuse et le vitré),
- **Scan transcléral** : Traversée de 0.8 mm de sclère (épaisseur au niveau du limbe) et

23.2 mm d’humeurs.

L’atténuation est ensuite calculée, suivant le modèle  $\alpha(f) = \alpha_1 f^\beta$ , en utilisant les valeurs de la table 2.4, pour chacun des tissus oculaires impliqués. L’atténuation du milieu couplant n’est pas considérée.

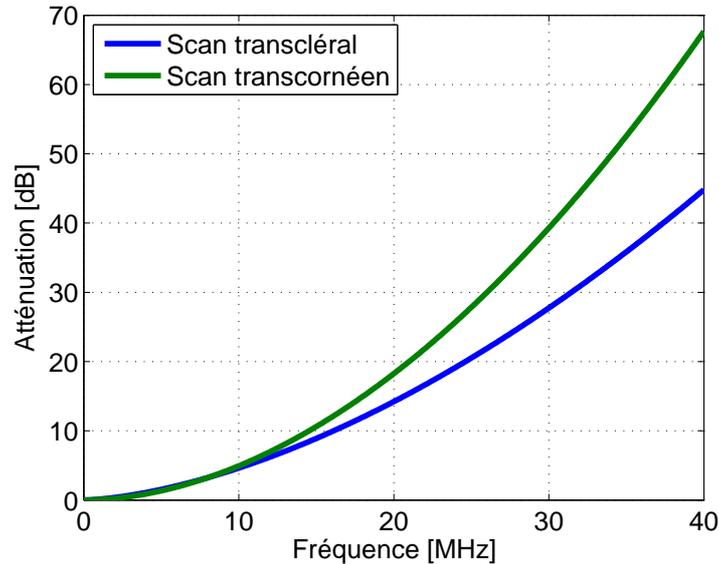


FIGURE 2.2 – Relation entre fréquence ultrasonore et atténuation suivant le type de B-scan effectué. L’atténuation du milieu couplant est négligée dans ces simulations.

Nous constatons que l’atténuation des échos du fond de l’œil est de l’ordre de 20 dB aller/retour à 20 MHz lors de la réalisation d’un scan transcornéen, soit 5dB environ de plus que pour effectuer un scan transcléral à la même fréquence.

### 2.2.2 Les aberrations de phase

Les aberrations de phase correspondent aux perturbations que subissent les fronts d’ondes lorsqu’ils traversent un milieu où la vitesse de propagation n’est pas uniforme. Elles ont des effets, sur les images échographiques, d’autant plus néfastes que la fréquence de travail est élevée. En effet, en raison d’une longueur d’onde plus courte à haute fréquence, de faibles variations de temps de vol par rapport à un milieu homogène suffisent pour perdre la cohérence des échos reçus lors de la focalisation en réception.

Prenons l’exemple d’un milieu aberrateur produisant une différence de temps d’arrivée (après focalisation) de 25 ns entre deux éléments consécutifs. Il produira à 4 MHz un déphasage égal à  $\frac{1}{10}$ <sup>ème</sup> de la durée de la longueur d’onde  $T_\lambda$  ce qui est relativement imperceptible. En revanche, le même milieu aberrateur produira un déphasage égal à un quart de  $T_\lambda$  à 10 MHz et égal à la moitié de  $T_\lambda$  à 20 MHz, soit une interférence destructive.

#### 2.2.2.1 Effets sur l’imagerie en mode-B

Les aberrations de phases provoquent la défocalisation des faisceaux US et se manifestent sur les images échographiques par une dégradation du contraste et de la résolution

spatiale accompagnée, lorsque l'hétérogénéité du milieu est importante en terme de célérité, de distorsions spatiales.

Ces distorsions spatiales découlent des effets réfractifs introduits par des écarts de célérité conséquents au sein du milieu exploré. Elles peuvent conduire parfois, sur les images en mode-B, à un dédoublement de certaines structures réfléchives [Nock *et al.*, 1989] [Müller *et al.*, 1984] [Meyer, 1982].

### 2.2.2.2 Techniques de réduction des aberration de phase

Si la mise en évidence de ces aberrations sur les performances des systèmes d'imagerie médicale a été réalisée dès les années 60 par Thurstone *et al.* [Thurstone et McKinney, 1966], puis par Foster *et al.* [Foster et Hunt, 1980], de nombreux travaux ont été conduits afin de corriger les aberrations introduites par les inhomogénéités des tissus biologiques à partir de la fin des années 80. Ainsi, O'Donnell *et al.* [O'Donnell et Flax, 1988] [Flax et O'Donnell, 1988] ont proposé de modéliser les aberrations introduites par les tissus biologiques comme un écran fin posé sur le réseau de transducteurs et engendrant des décalages de phase différents pour chaque transducteur. Une méthode de correction itérative basée sur des mesures d'inter corrélation entre éléments voisins utilisant des signaux réfléchis par des diffuseurs répartis aléatoirement dans le milieu a permis de réduire significativement les effets aberratifs. A partir de ces premiers travaux, de nombreuses méthodes ont été proposées pour estimer les décalages de phase à appliquer sur chacun des transducteurs et ainsi corriger les aberrations de phase. On peut notamment citer les travaux de Karaman et al [Karaman *et al.*, 1993] qui ont proposé une méthode d'inter corrélation proche de celle de O'Donnell *et al.*. Nock *et al.* [Nock *et al.*, 1989] ont proposé une méthode basée sur un rehaussement du speckle ultrasonore, Hiramama *et al.* [Hiramama, 1984] une méthode basée sur une estimation des erreurs de phase par la méthode des moindres carrés, Rachlin [Rachlin, 1990] réalise une estimation directe des retards dans l'espace k. Cependant, Zhu *et al.* ont montré que la distorsion d'un front d'onde dans les tissus biologiques, et en particulier dans le sein, ne pouvait pas être uniquement modélisé par un écran de phase [Zhu, 1994] comme défini plus haut par O'Donnell, en faisant le constat que, si la correction des aberrations de phase améliorerait significativement la qualité des images, celle-ci restait cependant insuffisante si on l'a compare à celle obtenue en milieu homogène. Zhu *et al.* ont alors proposé de prendre également en compte les distorsions d'amplitude du front d'onde. Avec la même approche, Liu *et al.* ont modélisé les aberrations du milieu comme un écran fin situé cette fois à une distance finie du réseau de transducteurs [Liu, 1994]. Ainsi, après avoir traversé cet écran, un front d'onde subit des modifications de forme et d'amplitude au cours de sa propagation. Ils ont montré que ce modèle pouvait être utilisé pour prendre en compte les effets induits par la paroi abdominale. A noter que cette méthode nécessite d'avoir au sein du milieu une source acoustique afin d'estimer la loi de retards de cet écran fin. Fink *et al.* ont montré au début des années 90 que l'application d'une simple loi de retards et d'amplitudes sur l'ouverture du réseau ne permettait pas de corriger de manière satisfaisante les aberrations du milieu [Wu *et al.*, 1991]. Ils proposèrent une technique capable de prendre en compte la modification de la forme du signal au cours de sa propagation : en effet, le signal n'étant pas monochromatique, sa forme est modifiée au cours de sa propagation en milieu hétérogène. Aujourd'hui bien connue sous le nom de focalisation par retournement temporel, cette technique permet de reconstruire dans un milieu hétérogène non-dissipatif la même qualité de focalisation qu'en milieu homogène. Comme pour la méthode présentée

## 2.3. LE CRISTALLIN : SOURCE MAJEURE D'ABERRATIONS DE PHASE DU MILIEU INTRA-OCULAIRE

---

dans le paragraphe précédent, elle nécessite la présence à la focale désirée d'un réflecteur acoustique. Ainsi, ce réflecteur renvoie une onde ultrasonore qui se propage au travers des hétérogénéités du milieu exploré et est ensuite reçue par chacun des transducteurs d'un miroir à retournement temporel. Ces signaux sont retournés temporellement puis réémis par chaque transducteur du miroir. Ce front d'onde émis par le miroir refocalise alors sur le réflecteur initial de manière optimale.

La plupart de ces techniques n'ont pas de connaissance *a priori* du milieu aberrateur, et utilisent soit des techniques de traitement du signal pour rephaser le front d'onde, soit procèdent à une estimation de la loi de retards induite par le milieu aberrateur au moyen d'une source ponctuelle positionnée dans le milieu exploré.

Dans le cas qui nous occupe, nous avons une connaissance préalable de la géométrie du milieu aberrateur *i.e.* le cristallin, ainsi que de la célérité du milieu (soit mesurée, soit basée sur la littérature). Cela nous permet de concevoir et de mettre en œuvre une méthode originale qui se démarque des techniques précédentes, en se basant sur le lancer de rayon pour également permettre la correction des distorsions spatiales.

### 2.3 Le cristallin : Source majeure d'aberrations de phase du milieu intra-oculaire

Dès le début de l'échographie ophtalmique, plusieurs groupes de chercheurs se sont intéressés aux effets réfractifs et aberrateurs que pouvaient avoir la cornée, la sclère et le cristallin du fait de la célérité significativement plus élevée des ultrasons en leur sein. Il ressort de façon unanime de ces études que les effets aberrateurs de la cornée ou de la sclère sont minimes tant que la sonde n'est que faiblement inclinée (par rapport à la normale à la surface en question) à l'inverse du cristallin dont les effets sont marqués quelque soit l'incidence et notamment lorsqu'elle est axiale [Oksala et Varonen, 1965].

#### 2.3.1 Propriétés acoustiques locales du cristallin

Contrairement aux autres tissus oculaires dont les propriétés acoustiques sont globalement homogènes, le cristallin est hétérogène en terme de célérité et d'atténuation des ultrasons.

Cette hétérogénéité est corrélée à la concentration en eau et en protéine en son sein. Nous l'avons évoqué dans la première partie du chapitre, les cristallines, propres à l'organe accommodatif sont présentes en forte concentration dans le noyau et le cortex du cristallin. Ces protéines de haut poids moléculaire sont de trois types :  $\alpha$ ,  $\beta$  et  $\gamma$ . Les cristallines  $\alpha$  occupent majoritairement le noyau et les cristallines  $\beta$  et  $\gamma$  sont exprimées massivement au niveau du cortex. De nombreuses études ont montré qu'elles étaient directement liées aux propriétés optiques du cristallin définissant son gradient d'index de réfraction (GRIN). Au niveau acoustique elles apparaissent liées aux propriétés absorbantes du cristallin [De Korte *et al.*, 1994b]. La célérité ultrasonore est quant à elle essentiellement régie par la distribution de l'eau au sein du cristallin, celle-ci étant peut présente dans son noyau et élevée dans la zone corticale.

Les études les plus complètes à ce jour sur les propriétés acoustiques locales du cristallin ont été réalisées au laboratoire de biophysique de l'institut d'ophtalmologie de Nijmegen (Pays-Bas) par De Korte, Thijssen et Van Der Steen. Elles ont fait l'objet de deux articles,

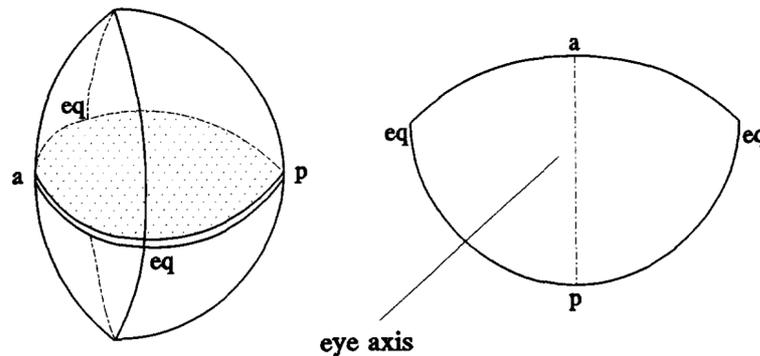


FIGURE 2.3 – Illustration du plan de coupe de la tranche de cristallin dans les mesures effectuées par De Korte, Thijssen et Van Der Steen pour l'étude de ses propriétés acoustiques locales le long de l'axe antéro-postérieur. Notons que ce plan de coupe est commun au plan d'observation du cristallin lors des scans transcornéens en mode-B. [van der Steen *et al.*, 1994]

publiés en 1994, l'un étudiant exclusivement le cristallin porcine [van der Steen *et al.*, 1994] et l'autre incluant également l'observation des propriétés du cristallin humain [De Korte *et al.*, 1994b]. De Korte *et al.* ont observé les propriétés acoustiques locales du cristallin sur une tranche d'un millimètre d'épaisseur effectuée au centre de celui-ci, c'est-à-dire comprenant les pôles antéro-postérieurs (Fig. 2.3). Le cristallin étant symétrique par révolution autour de son axe, on peut étendre ces propriétés au reste de son volume. Les propriétés mesurées, à l'aide d'une sonde de fréquence centrale 20 MHz, comprennent la célérité ultrasonore, le coefficient d'atténuation et la pente du coefficient d'atténuation. Elles sont présentées figure 2.4 et 2.5 pour les cristallin porcine et humaine, respectivement.

Ces mesures ont été effectuées sur 13 cristallins humains âgés de 19 à 85 ans (Fig. 2.6) et 10 cristallins porcins âgés de quatre mois (Fig. 2.7). Un robot permettant le scan bi-dimensionnel des tranches prélevées a été utilisé pour relever ces propriétés, avec un déplacement axial de 100  $\mu\text{m}$  et latéral de 150  $\mu\text{m}$ . Les profils axiaux et équatoriaux obtenus par De Korte *et al.* pour les cristallins humains et porcins sont affichés respectivement sur les figures 2.6 et 2.7. Chaque cristallin a été fixé dans une solution saline comprenant 4% de formaldéhyde.

La célérité US mesurée au sein des cristallins humains s'étend sur des valeurs comprises entre 1500 et 1640 m/s. Elle est répartie suivant un profil parabolique le long de l'axe optique (Fig. 2.7(a), dont le sommet coïncide, d'après les auteurs avec la jonction antéro-postérieure. Sa répartition le long de l'axe équatorial est différente, formant un plateau à environ 1630 m/s sur une distance représentant approximativement les  $4/5^{\text{me}}$  de la largeur équatoriale totale puis décroissant rapidement jusqu'à atteindre 1500 m/s. Le coefficient d'atténuation apparaît, quant à lui, relativement constant sur les deux axes, avec une valeur située aux environs de 30 dB/cm. La pente du coefficient d'atténuation se situe autour de 1.5 dB/cm/Mhz. Son profil de répartition axial est légèrement moins constant, adoptant une forme légèrement parabolique.

Les propriétés acoustiques des cristallins porcins s'étendent sur des valeurs globalement plus importantes et suivent des profils différents. Ainsi, les ultrasons apparaissent avec une célérité comprise entre 1500 et 1700 m/s, un coefficient d'atténuation compris entre 5 et 52

### 2.3. LE CRISTALLIN : SOURCE MAJEURE D'ABERRATIONS DE PHASE DU MILIEU INTRA-OCULAIRE

---

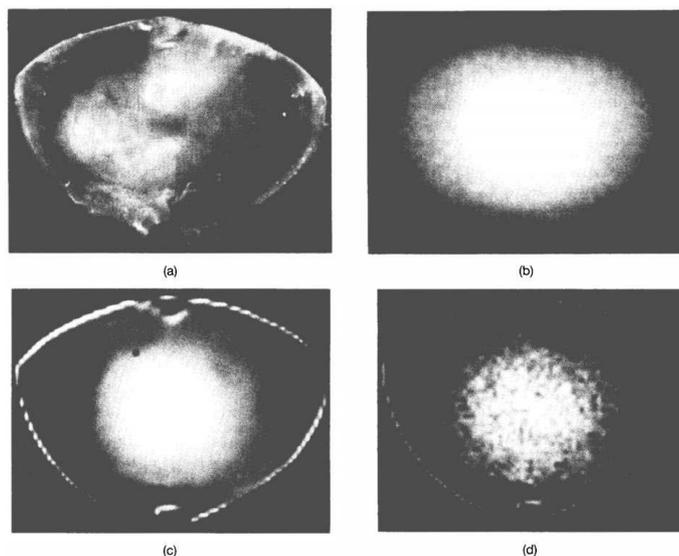


FIGURE 2.4 – Propriétés acoustiques locales d'une tranche de cristallin porcine d'un millimètre d'épaisseur effectuée le long de l'axe antéro-postérieur. (A) Image optique de la tranche. (B) Célérité locale correspondante encodée en niveau de gris (1500 à 1700 m/s). (C) Coefficient d'atténuation local à 20 MHz (0 à 60 dB/cm). (D) Pente du coefficient d'atténuation (0.5 à 2.35 dB/cm/MHz) [van der Steen *et al.*, 1994]

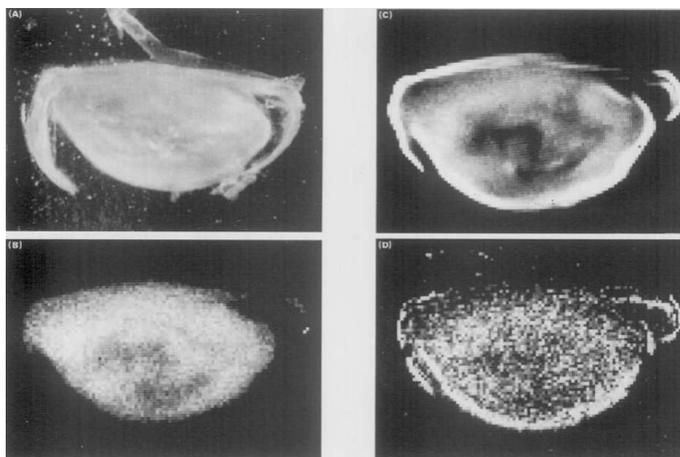


FIGURE 2.5 – Propriétés acoustiques locales d'une tranche de cristallin humain d'un millimètre d'épaisseur effectuée le long de l'axe antéro-postérieur. (A) Image optique de la tranche. (B) Célérité locale correspondante encodée en niveau de gris (1500 à 1700 m/s). (C) Coefficient d'atténuation local à 20 MHz (0 à 30 dB/cm). (D) Pente du coefficient d'atténuation (0 à 2 dB/cm/MHz) [De Korte *et al.*, 1994b]

dB/cm, et une pente d'atténuation comprise entre 0 et 2.4 dB/cm/MHz. ils sont répartis de façon notablement moins homogène que chez les cristallins humains suivant pour les trois un profil parabolique le long de l'axe optique et une décroissance linéaire le long de l'axe équatorial.

Plus récemment, Huang *et al.* [Huang *et al.*, 2007b], dans une étude sur les caracté-

## 2.3. LE CRISTALLIN : SOURCE MAJEURE D'ABERRATIONS DE PHASE DU MILIEU INTRA-OCULAIRE

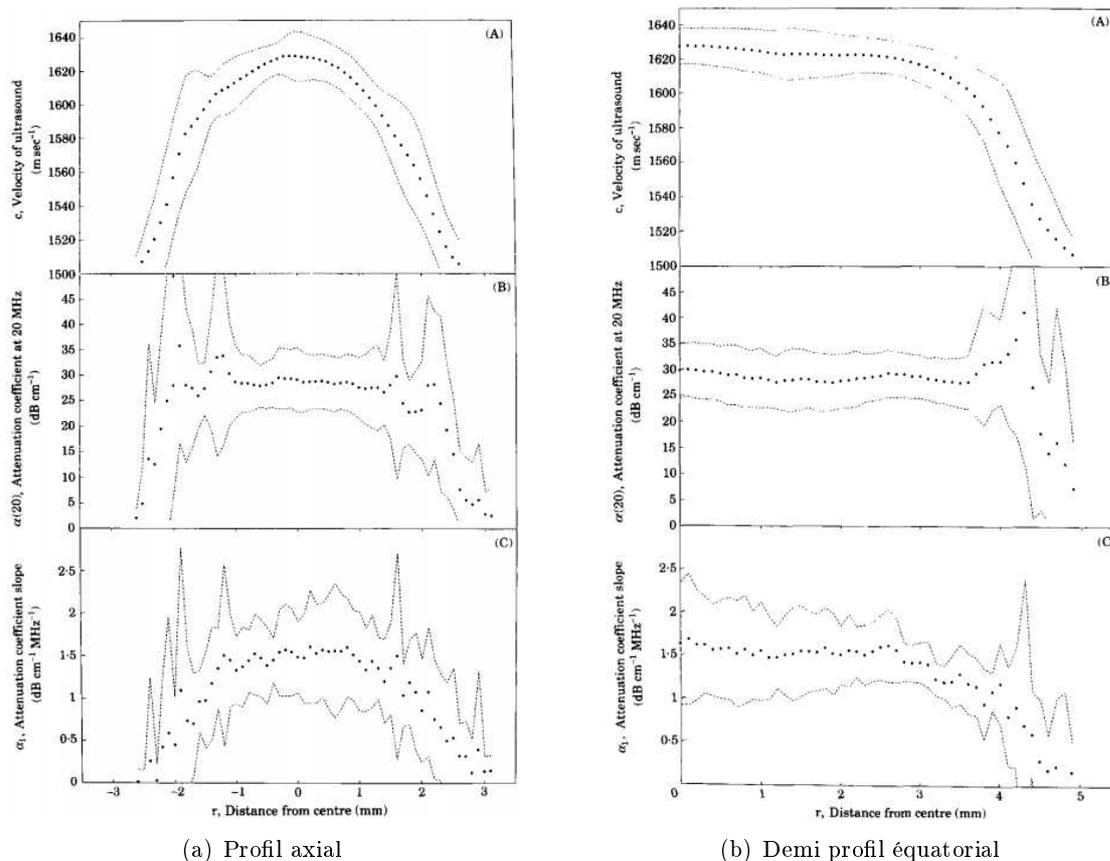


FIGURE 2.6 – Profil des propriétés acoustiques le long de l'axe optique et de l'axe équatorial mesurées sur  $n = 13$  cristallins humains [De Korte *et al.*, 1994b]. (A) Célérité ultrasonore (B) Coefficient d'atténuation à 20MHz (C) Pente du coefficient d'atténuation. [De Korte *et al.*, 1994b]

ristiques du cristallin à haute fréquence (46 MHz) menée pour les besoins de la phakoémulsification, ont également pu mettre en évidence une différence notable de propriétés acoustiques entre le noyau et la capsule cristallinienne. De même que De Korte, Thijssen et Van der Steen auparavant, ils ont effectué ces mesures le long du profil axial antéro-postérieur, sur  $n = 8$  cristallins porcins. Ils ont observé une célérité et un coefficient d'atténuation (à 46 MHz) de respectivement  $1701.2 \pm 8.4$  m/s et  $9.42 \pm 0.57$  dB/mm, dans le noyau, et de  $1597.2 \pm 9.6$  et  $0.42 \pm 0.26$  au niveau la capsule antérieure, et  $1589.3 \pm 6.1$  m/s et  $0.40 \pm 0.33$  dB/mm au niveau de la capsule postérieure.

### 2.3.2 État de l'art des effets du cristallin sur des faisceaux ultrasonores

Nous l'avons vu, le cristallin humain est un milieu présentant une atténuation et une célérité significativement plus élevée que les autres tissus oculaires et notamment que l'humeur aqueuse et le vitré qui emplissent la majeure partie du volume oculaire. Sa célérité d'environ 10% supérieure à celle de ces deux tissus, combinée à sa forme biconvexe, s'est révélée être la cause d'effets divergents importants sur les faisceaux acoustiques dans une

### 2.3. LE CRISTALLIN : SOURCE MAJEURE D'ABERRATIONS DE PHASE DU MILIEU INTRA-OCULAIRE

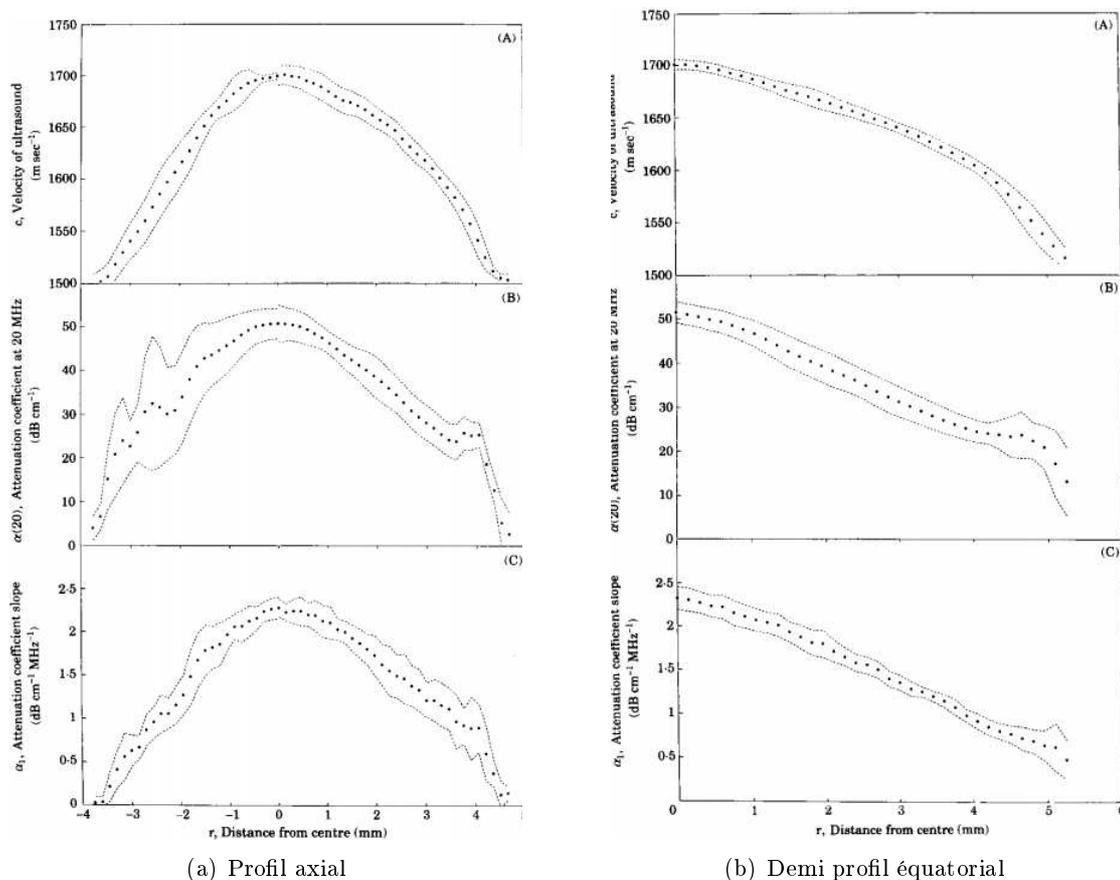


FIGURE 2.7 – Profil des propriétés acoustiques le long de l'axe optique et de l'axe équatorial mesurées sur  $n = 10$  cristallins porcins [De Korte *et al.*, 1994b]. (A) Célérité ultrasonore (B) Coefficient d'atténuation à 20MHz (C) Pente du coefficient d'atténuation.

étude menée par Lizzi *et al.* [Lizzi *et al.*, 1970] utilisant un transducteur US plan de 2.5 mm de diamètre et de fréquence centrale 3.5 MHz. À l'aide d'un système optique Schlieren, ils ont montré que, contrairement à la cornée ou la sclère dont les effets sont mineurs (sur la forme des faisceaux), les faisceaux traversant axialement le cristallin étaient élargis, d'intensité plus faible et d'autant plus réfractés (éloignés de leur axe de propagation en milieu homogène) qu'ils franchissaient des portions plus périphériques du cristallin (voir Fig. 2.9 et 2.10). Buschmann *et al.* ont ainsi montré que les faisceaux acoustiques pouvaient se diviser en périphérie [Buschmann *et al.*, 1971].

Les conséquences de ces effets ont également été étudiées sur l'imagerie en mode-B [Sokollu, 1968], [Buschmann *et al.*, 1971], [Joel K. Shugar, Eugene de Juan Jr., Brooks W. McCuen II, Jan. Les différentes études menée concluent unanimement que le cristallin est la cause de distorsions importantes sur les scans axiaux (voir Figs. 2.11 et 2.12). Précisément, Sokollu estime, à l'aide d'une approche ray tracing, que la compression apparente du fond de l'œil qu'il observe sur des B-scans (Fig. 2.12(a)), conduit à un avancement apparent de 0.5 mm de la rétine située autour de l'axe optique, et à une compression latérale de celle-ci, sous la périphérie cristallinienne, pouvant atteindre 1.5 mm d'écart avec l'anatomie réelle du globe 2.12(b).

### 2.3. LE CRISTALLIN : SOURCE MAJEURE D'ABERRATIONS DE PHASE DU MILIEU INTRA-OCULAIRE

---

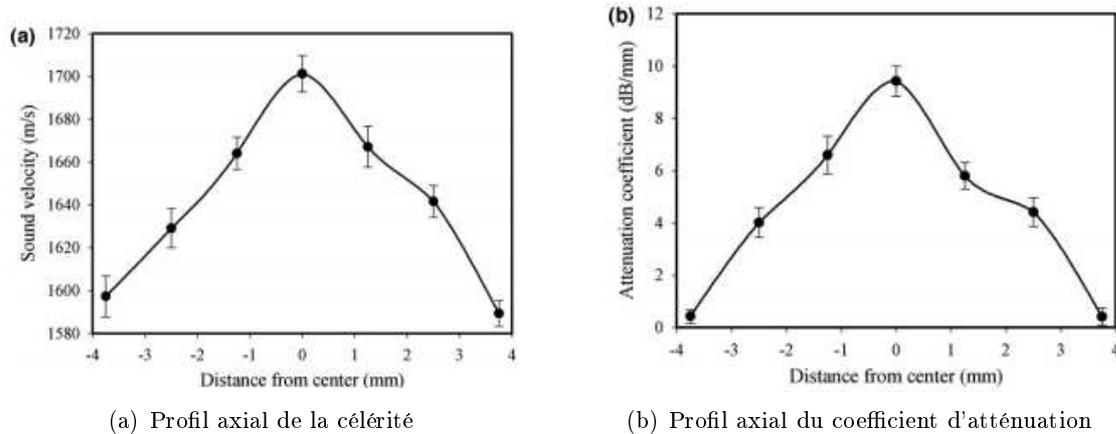


FIGURE 2.8 – Profil de la célérité et du coefficient d'atténuation ultrasonore mesuré le long de l'axe optique dans le sens antéro-postérieur sur  $n = 8$  cristallins porcins [Huang *et al.*, 2007b]

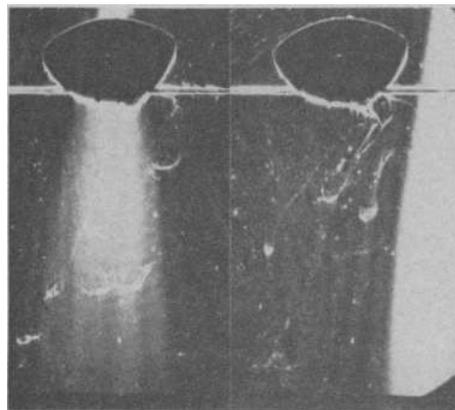


FIGURE 2.9 – Photographie Schlieren montrant les effets d'un cristallin bovin ( $\varnothing = 21$  mm) sur un faisceau traversant son axe optique (transducteur de  $\varnothing = 2.5$  mm et de fréquence 3.5 MHz)[Lizzi *et al.*, 1970]

Une des études les plus récentes mettant en évidence les effets défocalisants du cristallin a été menée en 1987 par Dmitriev *et al.*. Ils ont étudié les effets de l'ensemble des structures oculaires sur des yeux animaux à l'aide de mesure en transmission avec un transducteur focalisé [Dmitriev *et al.*, 1987]. En mesurant la distribution spatiale de la pression acoustique à l'intérieur de œil, ils ont constaté que le lobe principal du faisceau était élargi de 40 à 50 % à la sortie du cristallin, pendant que son pic d'intensité était réduit de 40 %. Il en ressort que l'intensité moyenne de la tâche focale est diminuée d'un facteur trois. Ils concluent de ces observations que le cristallin a les propriétés d'une lentille acoustique dispersive.

## 2.3. LE CRISTALLIN : SOURCE MAJEURE D'ABERRATIONS DE PHASE DU MILIEU INTRA-OCULAIRE

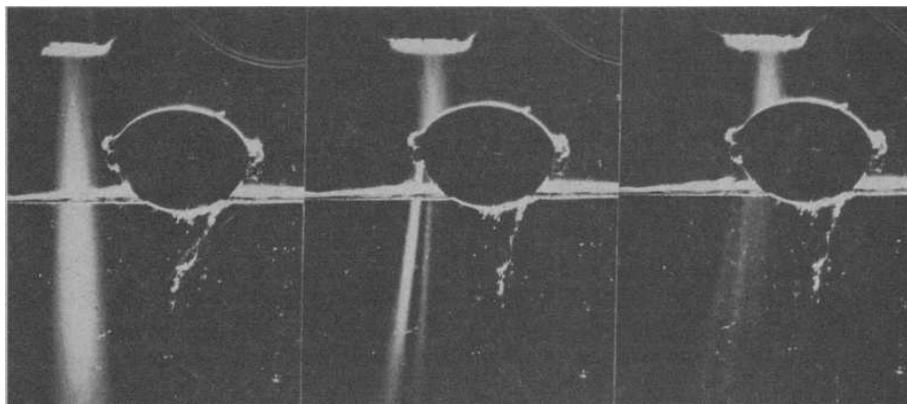


FIGURE 2.10 – Photographie Schlieren montrant les effets d'un cristallin bovin ( $\varnothing = 19$  mm) sur un faisceau traversant axialement sa périphérie (transducteur de  $\varnothing = 2.5$  mm et de fréquence 3.5 MHz)[Lizzi *et al.*, 1970]

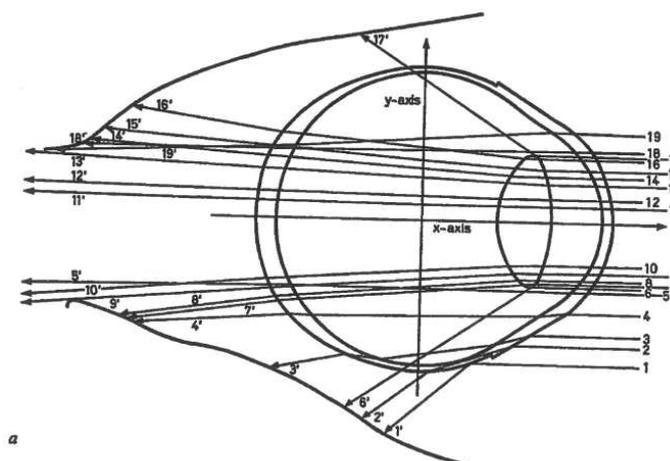


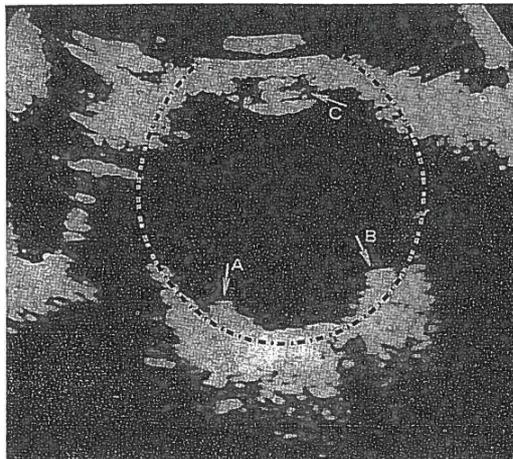
FIGURE 2.11 – Simulation de la réfraction induite par les différents milieux oculaires sur des faisceaux en incidence axiale. Les rayons incidents et réfractés ont le même numéro. Buschmann *et al.* [Buschmann *et al.*, 1971]

### 2.3.3 Simulation des effets réfractifs du cristallin

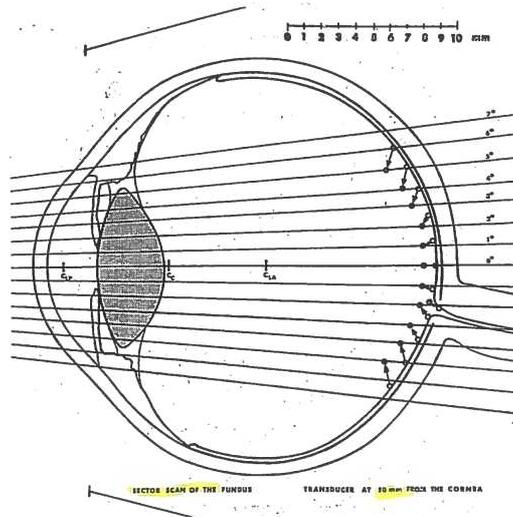
Dans l'objectif d'apprécier les effets réfractifs du cristallin sur des faisceaux acoustiques de formes variées (orientation, dimension, focalisation), il a été développé sous Matlab<sup>®</sup>, au cours de cette thèse, un outil de modélisation permettant l'observation de la propagation de fronts d'onde en 2 dimensions. L'approche se veut simple et intuitive ; seule la célérité des ondes longitudinales est considérée. L'œil est modélisé par deux milieux homogènes de célérités différentes : le cristallin auquel on attribue une célérité de  $c_L = 1641$  m/s et les tissus environnants auxquels on attribue la célérité moyenne de l'humeur aqueuse et du vitré, soit  $c_H = 1532$  m/s. Il s'agit des célérités typiquement employées dans la littérature pour ces tissus.

Le cristallin est représenté géométriquement par deux arcs d'ellipsoïde, l'un pour sa face antérieure (vers la cornée) et l'autre pour sa face postérieure (vers la rétine). Cette

## 2.3. LE CRISTALLIN : SOURCE MAJEURE D'ABERRATIONS DE PHASE DU MILIEU INTRA-OCULAIRE



(a) B-scan présentant des distorsions sur la partie postérieure de la rétine (flèches A et B)



(b) Explication par approche ray tracing de cet effet de rapprochement et de compression de la partie postérieure de la rétine sur un B-scan sectoriel

FIGURE 2.12 – Compression et rapprochement axial apparent de la rétine sur un B-scan provoqué par le cristallin [Sokollu, 1968].

représentation comme il est justifié dans le chapitre 4, est reconnue pour permettre une bonne approximation de la géométrie du cristallin suivant qu'il soit accommodé ou non, ou bien plus ou moins âgé [Reilly et Ravi, 2010].

### 2.3.3.1 Principe et fonctionnement de la simulation

La simulation permet l'observation de l'évolution de fronts d'ondes plane ou convergente se propageant au cours du temps. Elle repose sur une approche de lancer de rayon ou ray tracing - technique développée dans le chapitre 4 - qui permet de satisfaire les effets de réfractions aux interfaces entre le cristallin et son extérieur. Ces rayons, bien que non représentés dans les simulations qui suivent, définissent l'aspect des fronts d'ondes au cours du temps. Ils obéissent chacun à la loi de la réfraction de Snell-Descartes aux interfaces entre le cristallin et les humeurs. Par analogie avec les expériences menées dans la suite de cette thèse, chaque rayon est considéré comme étant issu du centre géométrique d'un élément de la sonde LA20. La sonde LA20 - dont les caractéristiques sont détaillées dans le chapitre 3 - est une sonde linéaire ultrasonore de fréquence centrale 20 MHz comportant 128 éléments larges de  $90 \mu\text{m}$  et espacés d'un kerf de  $10 \mu\text{m}$  (distance bord à bord). Elle est représentée en haut sur les figures de simulation et son centre définit l'origine du repère cartésien utilisé.

Un exemple de la propagation d'un rayon issu d'un élément quelconque de la sonde (représenté en rouge) doté d'une inclinaison initiale avec la normale à la sonde également quelconque est donné figure 2.13. Dans cet exemple les rayons réfléchis aux interfaces sont également représentés. Conformément aux lois de Snell, un rayon incident définissant un angle  $\theta_i$  avec l'interface humeurs/cristallin sera réfléchi et réfracté selon les angles  $\theta_{reflechi}$

### 2.3. LE CRISTALLIN : SOURCE MAJEURE D'ABERRATIONS DE PHASE DU MILIEU INTRA-OCULAIRE

et  $\theta_{refracte}$  décrits respectivement par les équations 2.3 et 2.4.

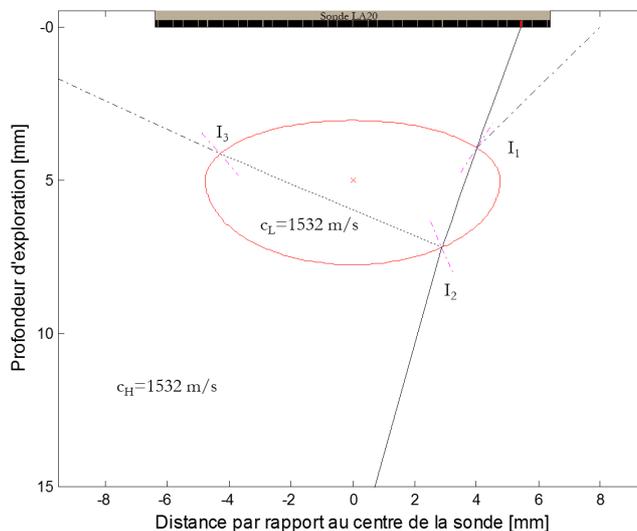


FIGURE 2.13 – Réfraction et réflexion d'un rayon issu d'un élément de la sonde LA20 (en rouge) avec un angle de  $25^\circ$  par rapport à la normale à sa surface. La normale aux points d'incidences  $I_1$ ,  $I_2$  et  $I_3$  avec le cristallin est indiquée par un trait discontinu magenta. Le rayon réfracté est représenté par un trait plein noir et rayons réfléchis en  $I_1$  et  $I_2$  par un trait discontinu noir.

$$\theta_{reflechi} = -\theta_i \quad (2.3)$$

$$\theta_{refracte} = \arcsin\left(\frac{c_L}{c_H} \sin(\theta_i)\right) \quad (2.4)$$

L'équation 2.4 résulte du réarrangement de la loi de Snell pour la réfraction entre un milieu 1 et un milieu 2 :

$$\frac{\sin(\theta_1)}{c_1} = \frac{\sin(\theta_2)}{c_2} \quad (2.5)$$

On définit ici le rapport de célérité  $\mu_{H \rightarrow L}$  entre le milieu extra-cristallin (humeur aqueuse et vitré) et le milieu intra-cristallin :

$$\mu_{H \rightarrow L} = \frac{c_L}{c_H} \quad (2.6)$$

Ainsi le rapport de célérité  $\mu_{L \rightarrow H}$  entre le milieu intra-cristallin le milieu extra-cristallin se définit comme :

$$\mu_{L \rightarrow H} = \frac{1}{\mu_{H \rightarrow L}} \quad (2.7)$$

De cette première base pour exprimer la réfraction se produisant à l'interface entre le cristallin et son extérieur s'ensuit la modélisation des fronts d'onde. Un rayon est attribué pour chaque élément de la sonde mobilisé dans la génération d'un front d'onde particulier.

L'inclinaison initiale de chacun de ces rayons est définie par un angle  $\theta_{elem}$  suivant l'équation 2.8.

$$\theta_{elem} = \arctan \left( \frac{x_f - x_{elem}}{z_f} \right) \quad (2.8)$$

Cette équation 2.8 permet la génération de fronts d'ondes convergents vers un point focal  $\Omega_f$  de coordonnées  $(x_f; z_f)$ . La génération de fronts d'onde plans est également possible en faisant tendre  $z_f$  vers l'infini ; l'angle  $\theta_{elem}$  est alors nul et chaque rayon issu d'un élément est en conséquence vertical. L'inclinaison de ces rayons est ensuite soumise à la loi de Snell-Descartes pour la réfraction, en cas de rencontre avec une interface (cristallin/humeurs ou humeurs/cristallin).

À cet angle initial s'ajoute un délai de focalisation  $\tau_{elem}$  associé à chaque élément de façon à permettre une arrivée synchrone au point focal  $\Omega_f$  des points se déplaçant à une célérité donnée le long de chacun des rayons considérés. Ce délai de focalisation est appliqué relativement à la vitesse dans le milieu entourant le cristallin ( $c_H = 1532m/s$ ), conformément aux lois de focalisation géométriques décrites dans le chapitre 3. Il est nul lorsque l'on désire représenter une onde plane.

A chaque rayon est donc associé un point de départ lui appartenant et placé à une distance  $c_H \times \tau_{elem}$  de son origine. La réunion de l'ensemble de ces points par une interpolation de type spline permet ensuite de définir le front d'onde initial. Les fronts d'ondes suivants seront défini ensuite de façon analogue en interpolant l'ensemble des points isochrones issus de chaque rayon, à un instant donné. L'évolution de ces points suit le trajet des rayons réfractés à la célérité propre au milieu dans lequel ils se trouvent à un instant  $t$ .

Dans les simulations suivantes, les fronts d'ondes sont affichés toutes les  $16 \mu s$  ce qui correspond à une distance parcourue d'environ  $250 \mu m$  à  $c_H = 1532m/s$ .

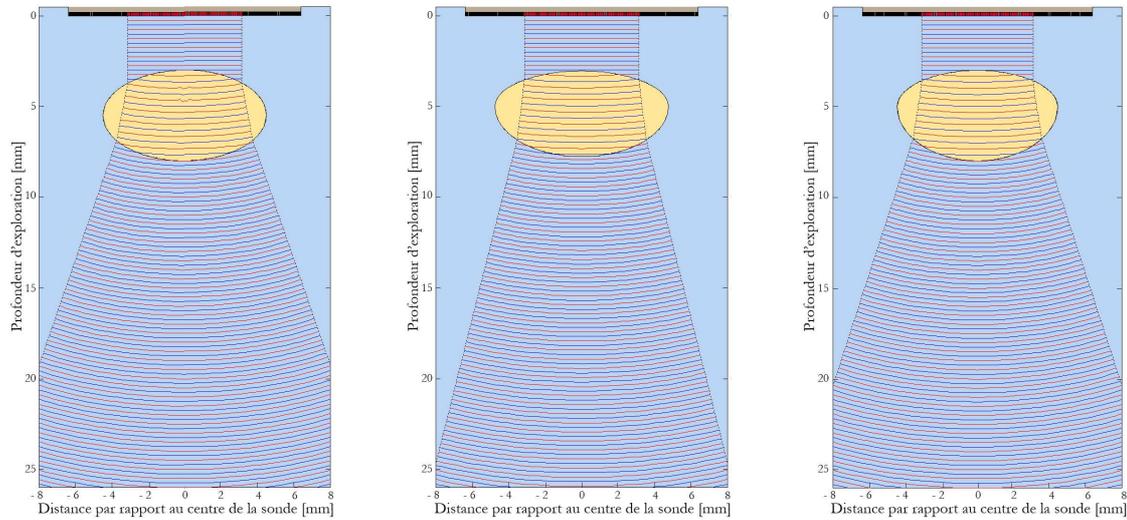
### 2.3.3.2 Fronts d'ondes simulés

Dans le but d'obtenir une représentation intuitive des effets réfractifs du cristallin sur des faisceaux ultrasonores, nous avons testé des fronts d'onde de tailles et de formes (focalisés ou non) variés se propageant de façon axiale et dans le sens antéro-postérieur en différentes région du cristallin. Le cristallin est placé, pour chaque simulation, dans l'axe de la sonde multi-élément LA20 et à une distance analogue à celle rencontrée dans la pratique ophtalmologique par voie transcornéenne.

La première simulation réalisée est volontairement peu réaliste (Fig. 2.14), géométrie du cristallin et différence de célérité entre les deux milieux étant volontairement accentués pour mieux juger des effets de ceux-ci sur la forme d'un front d'onde plane. La vitesse dans le cristallin est ainsi fixée à  $2500 m/s$  et à  $1500 m/s$  autour. Les trois géométries choisies pour représenter le cristallin sont elles de dimensions relativement proches de la réalité ; seules les courbures antérieure et postérieure ne sont pas fidèles. L'objectif était ici de tester à épaisseur axiale identique, l'influence d'une courbure antérieure de valeur supérieure (Fig. 2.14(a)) égale (Fig. 2.14(b)) ou inférieure (Fig. 2.14(c)) - à l'image du cristallin réel - à la courbure postérieure.

Ces simulations (Fig. 2.14)) permettent de mettre en évidence l'impact de la forme biconvexe du cristallin sur la propagation d'une onde plane traversant son axe central. Dans les trois cas simulés, cette forme biconvexe, conjuguée à la célérité plus importante du cristallin, provoque la divergence de l'onde plane. Cet effet divergent se manifeste dès la tra-

### 2.3. LE CRISTALLIN : SOURCE MAJEURE D'ABERRATIONS DE PHASE DU MILIEU INTRA-OCULAIRE



(a) Forme ellipsoïdale de dimensions  $e_a=3\text{mm}$ ,  $e_p=2\text{mm}$  et  $L_e q=9\text{mm}$  à rayon de courbure antérieur  $\rho_{ant} = 6.75$  inférieur au postérieur  $\rho_{post} = 10.12$  (comme pour un cristallin réel)

(b) Forme ellipsoïdale de dimensions  $e_a=2.5\text{mm}$ ,  $e_p=2.5\text{mm}$  et  $L_e q=9\text{mm}$  à rayon de courbure antérieur égal au postérieur  $\rho_{ant} = \rho_{post} = 8.10$

(c) Forme ellipsoïdale de dimensions  $e_a=2\text{mm}$ ,  $e_p=3\text{mm}$  et  $L_e q=9\text{mm}$  à rayon de courbure antérieur  $\rho_{ant} = 10.12$  supérieur au postérieur  $\rho_{post} = 6.75$

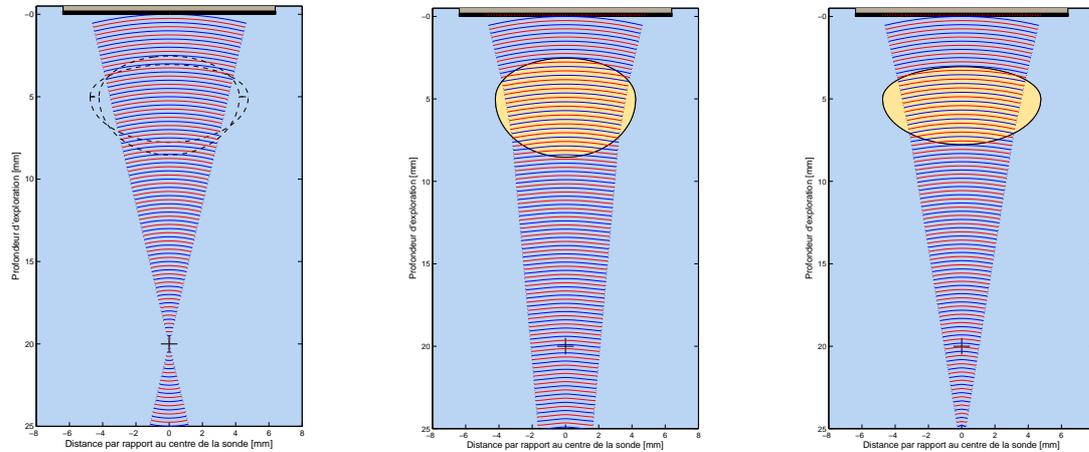
FIGURE 2.14 – Simulation des effets réfractifs de différentes formes ellipsoïdales sur une onde plane émise par une ouverture de 6.4 mm. Les ellipsoïdes des figures 2.14(b) et 2.14(c) s'éloignent volontairement d'un cristallin réel pour mieux apprécier l'impact des différences de courbures antérieure et postérieure. Pour la même raison, le rapport de célérité est également volontairement accentué par rapport à celui existant entre les humeurs et le cristallin :  $c_H = 1500$  m/s (en bleu) et  $c_L = 2500$  m/s (en jaune)

versée de l'interface antérieure et s'amplifie après l'interface postérieure. Peu de différences sont notables entre les formes (a) et (c) ayant en commun une courbure plus accentuée d'un de leur côté (*e.g.* antérieur ou postérieur). En revanche, elles se démarquent de la forme symétrique (b) par une divergence plus marquée des fronts d'ondes qui les traversent.

Les simulations qui suivent se veulent réalistes et sont donc paramétrées avec les célérités  $c_H = 1532$  m/s et  $c_L = 1641$  m/s pour les humeurs et le cristallin, respectivement.

Les simulations présentées figure 2.15 visent à observer, pour ses deux formes extrêmes *i.e.* accommodée (b) et désaccommodée (c), l'effet du cristallin sur un front d'onde focalisé à l'aide d'une ouverture large de 6.4 mm (64 éléments). La profondeur de focalisation choisie est de 20 mm à  $c_H = 1532$  m/s, soit une profondeur de focalisation classique pour l'exploration du segment postérieur. La représentation de la propagation de ce front d'onde focalisé en l'absence de cristallin (a) accompagne ces deux simulations, afin mieux apprécier l'amplitude des effets défocalisants du cristallin.

### 2.3. LE CRISTALLIN : SOURCE MAJEURE D'ABERRATIONS DE PHASE DU MILIEU INTRA-OCULAIRE



(a) Propagation de l'onde focalisée en l'absence de cristallin

(b) Propagation de l'onde focalisée en présence d'un cristallin accommodé  $e_a=2.47\text{mm}$ ,  $e_p=3.53\text{mm}$  et  $L_{eq}=8.44\text{mm}$

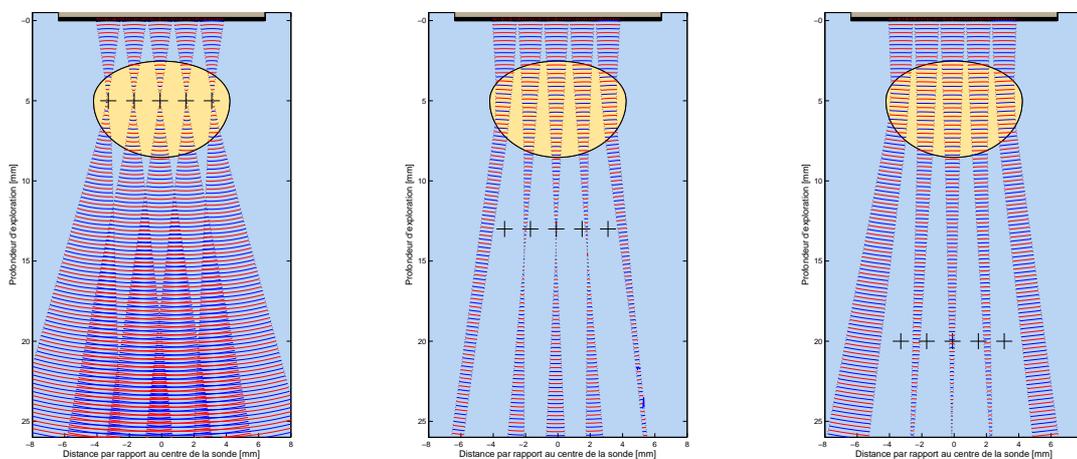
(c) Propagation de l'onde focalisée en présence d'un cristallin désaccommodé  $e_a=1.95\text{mm}$ ,  $e_p=2.77\text{mm}$  et  $L_{eq}=9.52\text{mm}$

FIGURE 2.15 – Comparaison des effets réfractifs de cristallins de formes accommodée (b) et désaccommodée (c) sur une onde émise par une ouverture de 6.4mm et focalisée à  $z_f = 20\text{mm}$ . La célérité longitudinale est de  $c_H = 1532\text{m/s}$  dans le milieu extra-cristallin (en bleu) et de  $c_L = 1641\text{m/s}$  dans le cristallin (en jaune)

L'effet défocalisant du cristallin ressort clairement des figures 2.15(b) et 2.15(c) où il conduit à un décalage du point focal vers une profondeur plus importante, notamment lorsque celui-ci aborde sa forme accommodée.

Enfin, la dernière simulation (Fig. 2.16) vise à mettre en évidence les effets réfractifs se produisant lors du balayage linéaire de faisceaux de tailles correspondant à celles potentiellement utilisées avec des sondes multi-éléments (ouverture de 1.6mm), et cela en fonction de l'accommodation du cristallin et de la profondeur de focalisation. Les géométries choisies pour définir les formes accommodée et désaccommodée correspondent à celles utilisées dans les expérimentations *in vitro* du chapitre 5 ; elles sont décrites dans la table 5.1.

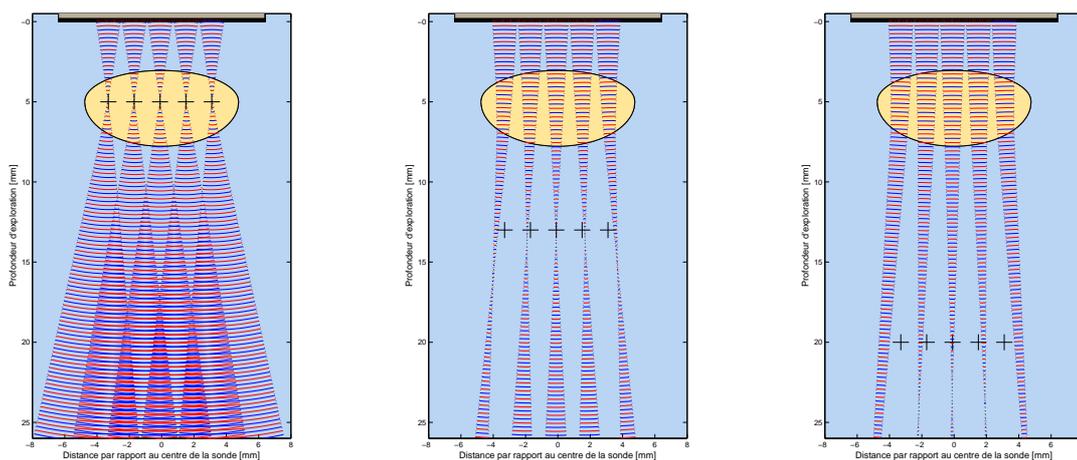
### 2.3. LE CRISTALLIN : SOURCE MAJEURE D'ABERRATIONS DE PHASE DU MILIEU INTRA-OCULAIRE



(a) Forme accommodée -  $z_f=5$  mm

(b) Forme accommodée -  $z_f=13$  mm

(c) Forme accommodée -  $z_f=20$  mm



(d) Forme désaccommodée -  $z_f=5$  mm

(e) Forme désaccommodée -  $z_f=13$  mm

(f) Forme désaccommodée -  $z_f=20$  mm

FIGURE 2.16 – Simulation des effets réfractifs d'un cristallin en situation accommodée ((a), (b) et (c)) et désaccommodée ((d), (e) et (f)) sur cinq ondes générées par une ouverture de 1.6 mm pour différentes profondeurs de focalisation (croix).

De ces dernières simulations, il ressort que les effets réfractifs du cristallin se produisent essentiellement en périphérie, où les faisceaux apparaissent significativement déviés de leur axe et défocalisés au point de ne plus pouvoir converger. Ces effets sont amplifiés par la forme accommodée et semblent s'aggraver avec l'augmentation de la profondeur de focalisation.

### 2.3.4 Conclusion

Les comportements réfractifs qu'illustrent ces simulations sont en adéquation avec les observations de Lizzi *et al.* et témoignent des effets défléchissants et défocalisants non négligeables qu'exerce le cristallin sur les faisceaux US. Si le cristallin est connu pour être une lentille convergente en optique, il se comporte, du fait de l'écart inverse de vitesse de propagation, comme une lentille divergente (dans l'axe) vis à vis des ondes acoustiques.

Contrairement à l'idée établie que c'est l'atténuation du cristallin qui est la cause première d'une dégradation de l'observation du fond de l'œil lors d'un scan transcornéen, il semblerait que cela soit plutôt imputable à ses effets réfractifs et aberrateurs. La figure 2.2 nous a montré en effet, qu'il n'y avait pas un écart d'atténuation significatif entre la voie sclérale et la voie cornéenne, y compris à 20 MHz (environ 5 dB).

La correction des aberrations de phase dans l'échographie oculaire par voie cornéenne représente donc un enjeu important pour l'amélioration des B-scans transcornéens. Les sondes multi-éléments permettent d'envisager pareilles correction, et probablement le nécessitent, si l'on souhaite tirer profit de cette technologie, en particulier à haute fréquence.

## Deuxième partie

### Formation de faisceau et reconstruction d'image dédiés à l'observation de l'œil par sonde ultrasonore multi-éléments



---

L'objet de cette seconde partie est de décrire la méthode de reconstruction développée au cours de cette thèse pour compenser les aberrations de phase issues du cristallin lors de l'imagerie US de l'œil entier à l'aide d'une sonde multi-éléments de type "barrette".

Les notions de beamforming et de reconstruction d'image prérequisés sont abordées dans le chapitre 3, suivies de la présentation de l'échographe expérimental ECODERM et de la sonde linéaire haute fréquence de 128 éléments avec lesquels la méthode a été implémentée.

La méthode de correction des aberrations cristalliniennes est ensuite décrite dans le chapitre 4, depuis la technique de lancer de rayon qui la sous-tend jusqu'à son implémentation à l'aide de l'ECODERM pour l'imagerie US trans-cornéenne. Ce chapitre se conclut par l'extension de la technique présentée pour la prise en compte de l'inhomogénéité de la célérité US au sein du cristallin.