

# Optique des tissus

Travaux pratiques en biophotonique

Protocole à l'intention des étudiants au baccalauréat et aux études graduées

[Version en ligne disponible](#)  
avec matériel complémentaire

Prof. Daniel Côté, [dccote@cervo.ulaval.ca](mailto:dccote@cervo.ulaval.ca)  
Prof. Simon Rainville, [Simon.Rainville@phy.ulaval.ca](mailto:Simon.Rainville@phy.ulaval.ca)



## Table des matières

Préambule .....	4
Théorie .....	5
La diffusion.....	5
Diffusion unique .....	6
Diffusion multiple.....	8
Objectifs.....	9
Montage.....	10
Manipulations générales.....	10
Préparation des solutions de crème.....	11
Préparation des échantillons sur lame tunnel.....	12
Préparation des échantillons de papier.....	13
Préparation des échantillons du Phantom Biomimic.....	13
Mesures de RAT (Semaine 1) .....	13
Mesures de la fonction de phase (semaine 2).....	14
Préparation des lames de billes pour goniomètre.....	14
Annexe 1: Section efficace différentielle.....	16
Annexe 2: Applications .....	17
Annexe 3: Traitement complet atténuation .....	18
Annexe 4: Échantillon Biomimic .....	20

Dans le texte:

-  représente une mesure ou une action que vous devez faire au laboratoire et consigner dans votre cahier
-  représente une opération ou une manipulation à faire au laboratoire
-  représente une analyse à faire au laboratoire ou plus tard et à consigner dans votre cahier

## Préambule

Il est essentiel, lorsqu'on étudie les interactions laser-matière de bien comprendre les caractéristiques optique des échantillons, que ce soit pour les verres, les couches minces, les semiconducteurs, ou les tissus biologiques. C'est avec ces propriétés que l'on peut comprendre et optimiser nos mesures, nos diagnostics et nos traitements.

Les interactions de la lumière avec les matériaux sont très simples: réfraction, réflexion et absorption. Dans les milieux homogènes comme le verre, le métal, l'air, les modèles font l'objet des cours de base en optique. Ainsi, vous comprenez et utilisez les lois de la réflexion et de Snell (réfraction), ainsi que la propagation de faisceau sphériques ou gaussiens. Lorsque la lumière interagit des matériaux hétérogènes, la suite aléatoire de réflexions, transmissions et réfractions donne lieu à ce qu'on appelle la diffusion. Si les inhomogénéités sont beaucoup plus petites que la longueur d'onde de la lumière, on parle de diffusion Rayleigh. Si au contraire, la longueur d'onde est beaucoup plus petite que la grosseur des structures, on parle d'optique géométrique. Entre ces deux extrêmes, on parle de diffusion de Mie.

Les tissus biologiques, contrairement aux matériaux optiques, sont très hétérogènes, et leur hétérogénéité spatiale, provenant des variations rapides de la densité et de l'indice de réfraction dans les cellules, se fait sur des distances comparables à la longueur d'onde. Ainsi, la diffusion *en chaque point* dans les tissus est modélisée par la diffusion de Mie au niveau *microscopique*. On obtiendra alors la fonction de phase de diffusion (*scattering phase function*) souvent dénommée  $p(\theta, \phi)$  et un paramètre moyen la représentant, l'anisotropie  $g$  (le cosinus moyen de l'angle de diffusion). Lorsqu'on considère un ensemble d'interactions dans les tissus (avec une densité moyenne de diffuseurs, des indices de réfraction, etc...) on parle de l'optique des tissus qui se concentre sur les paramètres globaux *macroscopiques*, tels le coefficient de diffusion ( $\mu_s$ ), le coefficient d'absorption ( $\mu_a$ ).



À retenir

**La diffusion redirige la lumière. La fonction de phase représente la distribution de la lumière en fonction de l'angle pour un événement de diffusion unique. Le coefficient d'anisotropie de diffusion donne une indication d'où va la lumière après un événement de diffusion. L'absorption, évidemment, élimine la lumière.**

# Théorie

## La diffusion

La diffusion est un phénomène très général qui s'applique très bien aux ultrasons dans les tissus, à la lumière dans l'espace interstellaire ou dans les océans. Dans le cas qui nous intéresse ici, il y a diffusion lorsque la lumière est incidente sur une particule. En termes très généraux, la probabilité qu'un tel événement se produise dépend de la **section efficace de diffusion**  $\sigma$  qui est la surface imaginaire correspondant à l'interaction possible avec la particule:

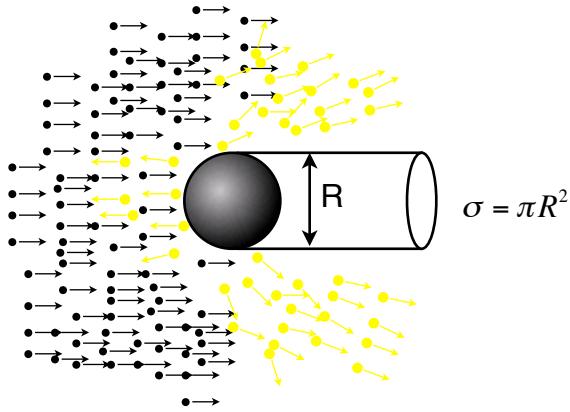


Figure 1: Illustration de section efficace  $\sigma$  pour une particule solide sur laquelle sont incidentes des petites particules solides. Les particules incidentes qui voient leurs trajectoires modifiées sont dessinées en jaune et on dit que ces particules sont diffusées. Si le nombre de particules incidentes par surface est de  $I$ , il y aura  $P = I\sigma$  particules de diffusées.

Cette section efficace  $\sigma$  est une mesure intégrée de l'efficacité de diffusion, sans regard à la direction de la diffusion. Si l'on veut calculer la distribution de la lumière en fonction de l'angle de diffusion, nous devons calculer la **section efficace différentielle** ou la **fonction de phase**, pour obtenir la probabilité que la lumière soit diffusée à un angle donné.

Si l'on connaît la quantité de photons par unité de surface par seconde  $I$  (i.e. l'irradiance d'un laser), on peut calculer la quantité totale  $W$  de photons par seconde qui sera diffusée par une seule particule simplement par:

$$W = I\sigma .$$

Si l'on a plutôt une collection de particules de section efficace  $\sigma_i$  disposée sur une mince couche, tant que la concentration reste faible, la lumière totale qui diffusera (intégrée sur toutes les directions) sera de:

$$W = I \sum_i \sigma_i .$$

Si la section efficace donne la probabilité d'interaction entre une onde et une seule particule, on peut utiliser cette section efficace pour calculer le coefficient de diffusion  $\mu_s$ , qui représente le **nombre de collisions par distance parcourue**. Un calcul simple peut montrer que si nous sommes en présence d'une densité  $\rho$  de particules de section efficace  $\sigma$ , le coefficient de diffusion  $\mu_s$  sera:

$$\mu_s = \rho\sigma$$

Pour un traitement plus complet, l'Annexe 3 offre plus de détails mathématiques. La prochaine section s'attardera à décrire ce qui arrive en particulier lorsqu'une onde lumineuse diffuse sur un diffuseur sphérique.

## Diffusion unique

Lorsqu'une onde (plane) est incidente sur une particule diffusante de dimension environ égale à la longueur d'onde, il y a redistribution de la lumière:

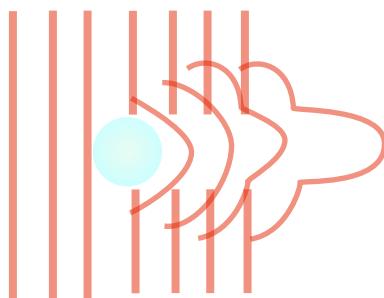


Figure 2: Illustration de la redistribution du front d'une onde après la diffusion sur une particule sphérique.

L'onde diffusée n'est pas une simple onde sphérique, il s'agit d'un patron plutôt complexe, qui provient des multiples interférences, réflexions, réfraction à l'intérieur de la particule. On appelle cette distribution la fonction de phase  $p(\theta, \phi)$ . Elle donne la distribution de l'intensité en fonction de la direction diffusée. On peut aussi décrire la diffusion dans le langage des photons. On trace le photon comme un rayon, et ce rayon est perpendiculaire au front de l'onde. On parle donc d'un photon qui subit une diffusion à un angle  $\theta$ :



Figure 3: Diffusion d'un seul photon à un angle aléatoire  $\theta$

En considérant une grande quantité de photons diffusant à différents angles selon une distribution de probabilité qui correspond à la fonction de phase, on obtient la distribution d'intensité diffusée.

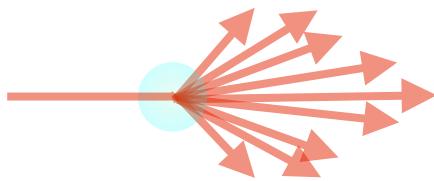


Figure 4: Combinaison de plusieurs photons diffusés à plusieurs angles selon une distribution non uniforme.

Ce patron de diffusion dépend de la sorte de diffuseurs, de son diamètre ou de sa forme, de son indice de réfraction et de celui du milieu environnant, etc... et ne peut être calculé de façon exacte que dans quelques cas simples. Il existe cependant quelques règles générales sur ses propriétés. Pour des particules très petites, la diffusion se fait dans toutes les directions (diffusion Rayleigh voir (a) sur la figure 5). Au contraire, si une particule est un peu plus grande, la diffusion se fera anisotropiquement (c'est à dire "de façon inégale en fonction des directions"). Plus la particule est grande, plus la forme de la fonction de phase de diffusion est dirigée vers l'avant (b) et (c) sur la figure 5.

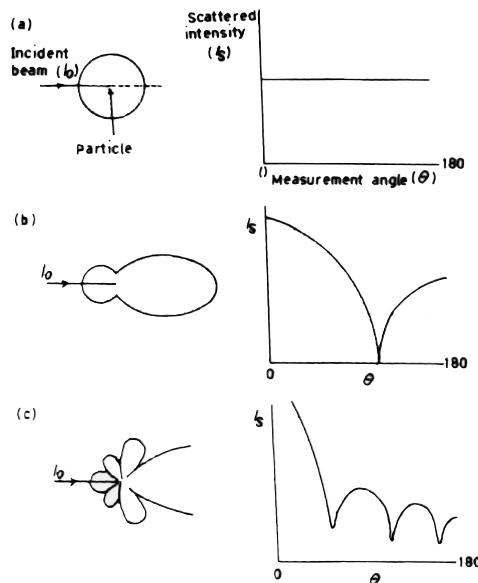


Figure 5: Diffusion de Rayleigh pour une minuscule particule (a), diffusion de Mie pour une petite particule et grande particule sphérique (b,c) (Reference: <http://www.cat.ernet.in/newsletter/news/lasernews/ln994a01.htm>)

On peut caractériser la diffusion en mesurant complètement cette fonction de phase (ceci est l'objet des expériences de la 2e semaine). On caractérise plutôt la diffusion par la largeur du cône central qui définit une **facteur d'anisotropie g**, qui se calcule par le cosinus moyen de la fonction décrivant l'intensité en fonction de l'angle. Ce calcul de son cosinus moyen, le facteur d'anisotropie g est défini comme:

$$g = \frac{\int I(\theta) \cos \theta \sin \theta d\theta}{\int I(\theta) \sin \theta d\theta}$$

Ce facteur d'anisotropie est de 0 si la lumière est diffusé isotropiquement. Il est de 1 sur la lumière est diffusé anisotropiquement et complètement vers l'avant. Il est entre 0 et 1 dans les cas intermédiaires. Dans les tissus, avec les billes et autres échantillons qui nous intéressent, il est d'environ 0.5 à 0.8. Pour terminer, le facteur d'anisotropie vient diminuer le coefficient de diffusion  $\mu_s$  en un facteur de transport  $\mu'_s$ :

$$\mu'_s = \mu_s (1 - g)$$

qui est équivalent au coefficient de diffusion dans le cas où la diffusion est isotrope.

## Diffusion multiple

Lorsque le nombre de diffuseurs est élevé, un photon peut être diffusé plus d'une fois avant de sortir de l'échantillon:

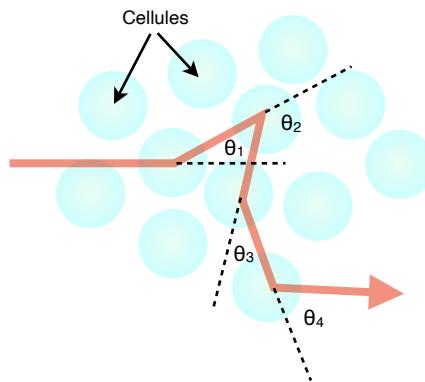


Figure 6: Diffusion multiple.

À chaque événement de diffusion, le photon est diffusé à un angle  $\theta$ . Selon la densité de diffuseur, la distance moyenne entre les "événements de diffusion" sera plus ou moins grande. et est donnée par  $\mu_s^{-1}$ . Si on illumine un échantillon "épais", c'est-à-dire un échantillon d'épaisseur beaucoup plus grande que  $\mu_s^{-1}$ , une partie de la lumière sera transmise de façon diffuse (transmittance diffuse), réfléchie de façon diffuse (réflectance diffuse) ou transmise sans interagir avec l'échantillon (transmission balistique):

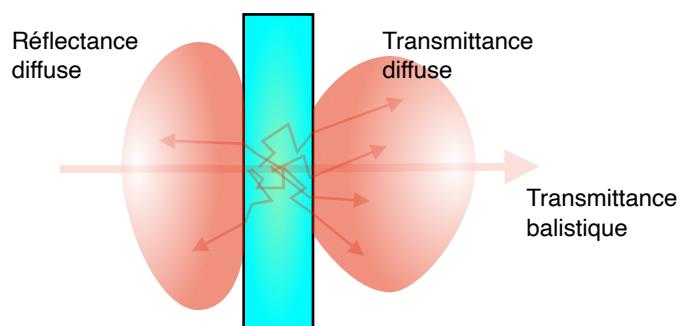


Figure 7: Illustration de la réflectance diffuse, transmittance diffuse et transmittance balistique.

La quantité de lumière diffusée (transmittance et réflectance diffuse) dépend de façon non triviale du coefficient de diffusion  $\mu_s$ , du facteur d'anisotropie  $g$ , coefficient d'absorption  $\mu_a$ , de

l'épaisseur de l'échantillon. Inversement, on peut mesurer les réflectance et transmittance diffuses à l'aide de sphères intégrantes, et la transmittance balistique avec une photodiode pour calculer  $\mu_s'$ , et  $\mu_a$  à l'aide d'un logiciel (ceci est l'objet des expériences de la 1ère semaine).

## Objectifs

1. Comprendre l'origine de la diffusion dans les tissus
2. Comprendre ce qu'est la diffusion Rayleigh, la diffusion de Mie, la transmittance, la réflectance, l'absorbance
3. Comprendre les modèles de transports de photons
4. Comprendre et utiliser un modèle de diffusion Monte Carlo
5. Comprendre les limites de l'équipement utilisé
6. Comprendre le fonctionnement d'un amplificateur Lock-In et l'utiliser correctement
7. Faire correctement l'acquisition des données pour l'absorbance, la transmittance, la réflectance, l'anisotropie
8. Extraire les données physiques importantes  $\mu_s$ ,  $\mu_a$  et  $g$  à partir des mesures
9. Faire des prédictions expérimentales et extraire des quantités physiques des mesures expérimentales: nombre de photons diffusés, nombre de photons mesurés

Le but du laboratoire est d'obtenir les valeurs du coefficient de diffusion  $\mu_s$  à l'aide des mesures de Réflectance-Absorbance-Transmittance (RAT) et d'anisotropie  $g$  à l'aide du goniomètre pour différents éléments diffusants (l'absorption est négligeable dans les expériences ici, mais le montage pourrait vous donner ces valeurs).

## Montage

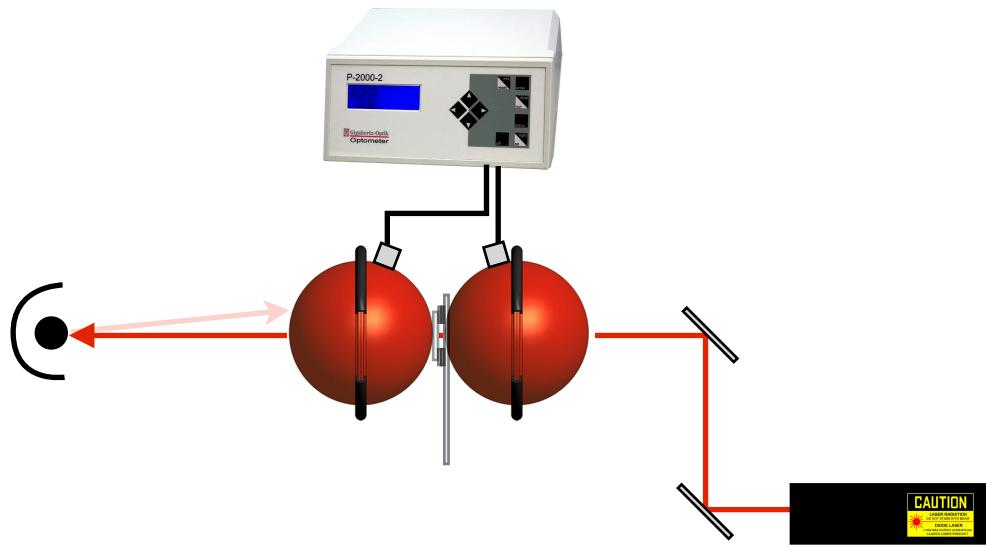


Figure 8: Montage pour les mesures de RAT

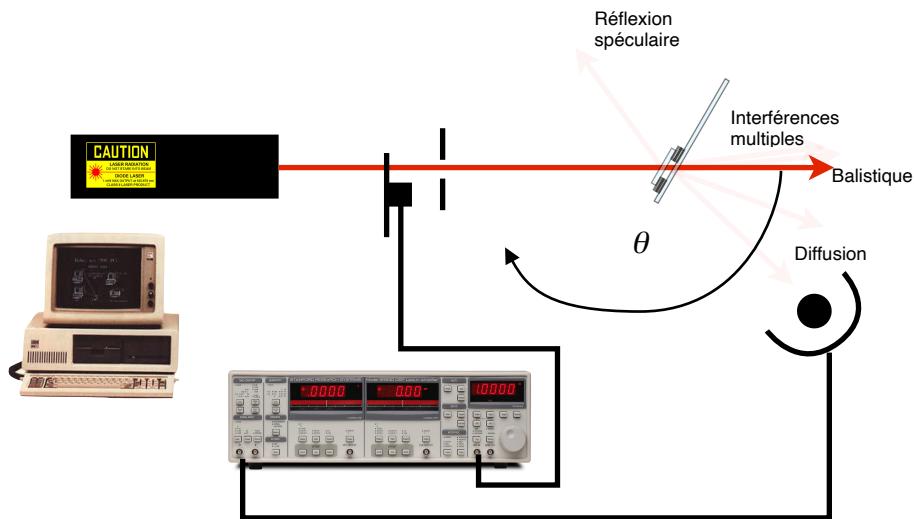


Figure 9: Montage pour les mesures de fonction de phase.

## Manipulations générales

Vous utiliserez trois sortes d'échantillons:

- De la crème 10%, diluée en série à 100%, 50%, 25%, 12.5%, 6.25%.
- Une feuille de papier sec, mouillée avec de l'eau, et imbibée d'huile (donc trois échantillons)
- Une monocouche de billes de 0.25, 0.75, 1.0, 2.0 et 3.0  $\mu\text{m}$



## Préparation des solutions de crème

Un échantillon de crème 10% est disponible de la frigo du laboratoire. Vous devez préparer une dilution en série, c'est-à-dire des solutions diluées de 50% une par rapport à l'autre.



Tube



Lame de microscope



Lamelle de microscope



Ruban collant à deux côtés



Règle à vernier



Phantom Biomimic



Lait/Crème

Figure 10: Équipement nécessaire



## Dilution en série

1. Placez 5 tubes en série, un à côté de l'autre. Numérotez-le 1 à 5

2. Gardez un tube supplémentaire rempli d'eau (*réservoir*)
3. À l'aide d'une micropipette, transférez 300 µL de crème dans le tube 1.
4. Mettez 100 µL d'eau dans chacun des tubes 2 à 5 que vous prendrez dans le réservoir
5. Prenez ensuite 100 µL de crème dans le tube 1, mettez-la dans le tube 2 avec le 100 µL d'eau qui y est déjà.
6. Mélangez bien.
7. Prenez 100 µL de la nouvelle solution eau-crème (crème 10% et eau, qui est maintenant de la crème diluée de moitié) et mettez-la dans le tube 3.
8. Mélangez bien.
9. Prenez 100 µL de la nouvelle solution eau-crème (crème 10% et eau, qui est maintenant de la crème diluée du quart) et mettez-la dans le tube 4.
10. Mélangez bien.
11. Prenez 100 µL de la nouvelle solution eau-crème (crème 10% et eau, qui est maintenant de la crème diluée d'un huitième) et mettez-la dans le tube 5.
12. Mélangez bien.

Vous avez maintenant 5 tubes avec de la crème 100%, 50%, 25%, 12.5%, 6.25%. Notez que ces concentrations sont souvent aussi données en rapport de volume. Une concentration de 50% correspond à 1 volume d'eau dans 1 volume de crème, donc 1:1 (et non pas 1:2). 25% sera donc 1:3, 12.5% sera 1:7 et 6.25% sera 1:15.



### Préparation des échantillons sur lame tunnel

Vous voulez préparer une lame "tunnel" dans laquelle vous mettrez votre échantillon liquide. Il tiendra naturellement due à la tension de surface. **Vous devez savoir l'épaisseur de l'espace libre pour votre analyse.**



Figure 11: Lame tunnel

Vous avez besoin d'une lame de microscope, d'une lamelle, du vernier, et du ruban collant à deux cotés et d'un peu de cire.

1. Collez deux épaisseurs de ruban collant double-face
2. Mesurez l'épaisseur de la lamelle et de la lame

3. Mesurez l'épaisseur combinée de la lame, des deux morceaux de ruban et de la lamelle à l'aide du vernier
4. Déduisez l'épaisseur de l'espace libre entre la lame et la lamelle
5. Déposez la lamelle sur les rubans pour obtenir la structure de la figure 11.
6. Utilisez un peu de cire (VALAP) pour fermer les extrémités ouvertes du tunnel (en la chauffant brièvement sur une flamme -- demandez de l'aide la première fois)
7. Préparez 5 lames tunnels.
8. À l'aide d'une micropipette, injectez une petite quantité de crème de chaque concentration, chacun dans une lame différente



### Préparation des échantillons de papier

1. Coupez des carrés de papier de 2 cm x 2 cm dans les feuilles fournies
2. Collez trois feuilles sur trois lames de microscope différentes
3. Mouillez une feuille avec de l'eau
4. Mouillez une feuille avec de l'huile, que vous obtiendrez sur la tablette près du frigo. Choisissez selon vos goûts une huile claire.



### Préparation des échantillons du Phantom Biomimic

1. Les blocs de différentes épaisseurs sont disponibles sur la table.
2. L'information est disponible dans le matériel complémentaire et sur le [Web](#)

## Mesures de RAT (Semaine 1)

Les mesures RAT permettent, à l'aide d'un modèle, de retrouver les valeur de  $\mu_a$  et  $\mu_s'$ . Le montage est illustré à la figure 8.



Prenez les mesures suivantes pour les échantillons de lait/crème, de papier et les blocs Biomimic.

1. Familiarisez-vous avec le montage des sphères intégrantes (Fig. 8)
2. Éteignez les lumières dans votre section
3. Notez le zéro des détecteurs.
4. Allumez le laser. Assurez vous que le laser passe bien au centre des sphères et que les sphères sont bien centrées l'une sur l'autre.
5. Utilisez l'élément bloqueur (le cap) pour que le faisceau laser soit entièrement diffusé dans une sphère et notez le signal au détecteur comme référence. Répétez pour l'autre sphère (vous devrez peut-être les sortir de leur support).
6. Ensuite, mettez l'échantillon entre les deux sphères à l'aide de la monture.
7. Vérifier que la réflexion sur la lame de microscope de l'échantillon est bien à l'extérieur de la sphère. Vous devriez voir la réflexion du laser sur l'iris avant la première sphère intégrante.

8. Ensuite, après avoir atténué le laser à l'aide du filtre à densité neutre, mesurer la puissance du laser avant et après l'échantillon dans le faisceau ballistique. Si vous ne voyez pas de faisceau laser à la sortie, c'est qu'il n'y a pas de photon ballistique.



### Analyse RAT

Avec ces mesures, il sera possible, à l'aide d'une table calculée par simulation Monte Carlo ou à l'aide du logiciel *Inverse-Adding-Doubling* (ci-dessous), d'obtenir le coefficient de diffusion  $\mu_s'$  et  $\mu_a$  en fonction des mesures de R et T et  $T_{ballistique}$ . La mesure des photons ballistiques vous donne une mesure de  $\mu_s$  si vous savez l'épaisseur de l'échantillon.

1. Pour l'échantillon de crème, tracez la réflectance et la transmittance en fonction de la concentration sur un graphique lin-log.
  - 1.1. Obtenez-vous une relation linéaire?
  - 1.2. Selon les équations présentées, auriez-vous dû obtenir deux fois plus de diffusion pour une concentration deux fois plus grande ? Que se passe-t-il ?
2. Pour les échantillons de papiers, obtenez-vous plus ou moins de transmittance pour le papier mouillé comparé au papier sec? pour le papier huilé ?
  - 2.1. Expliquez: Est-ce que vos observations correspondent à ce que vous attendiez ? Si le liquide "ajoute du matériel" entre les fibres de papier, ne vous attendiez-vous pas à avoir plus de diffusion ?
3. Pour obtenir les coefficients de diffusion et absorption, référez-vous à l'excellent site Web <http://omlc.ogi.edu/software/> du Prof. Scott Prahl.
  - 3.1. Utilisez le logiciel inverse adding doubling en ligne de la page [https://omlc.org/calc/iad\\_calc.html](https://omlc.org/calc/iad_calc.html) pour entrer vos données de Transmittance, Réflectance, transmittance ballistique et épaisseur de l'échantillon pour obtenir  $\mu_s'$  et  $\mu_a$ .

## Mesures de la fonction de phase (semaine 2)

Vous avez mesuré l'effet de la diffusion par **plusieurs** particules. Le but des mesures de fonction de phase est d'obtenir le degré d'anisotropie dans la diffusion par **une** particule. Dans celle-ci, vous isolez l'effet d'une seule particule ou d'une seule couche de particules.



### Préparation des lames de billes pour goniomètre

Pour les mesures goniométriques, vous aurez besoin encore une fois de lames de crème et de lames de billes de diamètres connus.

1. Préparez une lame tunnel avec de la crème 10% diluée 1:7
2. Préparez trois lames de microscope en déposant une goutte des billes de diamètres 0.5  $\mu\text{m}$ , 1  $\mu\text{m}$  et 3 $\mu\text{m}$  sur une lame et laisser sécher. **Vous ne faites pas une lame tunnel**, vous n'ajoutez pas de lamelle par-dessus.



Les mesures d'intensité en fonction de l'angle de diffusion permettent une détermination directe du facteur d'anisotropie  $g$ , en plus de donner une idée générale de la fonction de phase de diffusion.

1. À l'aide d'un auxiliaire, familiarisez-vous avec le montage du goniomètre (Fig 9)
2. Familiarisez-vous avec le Lock-In amplifier ainsi que le "chopper".
3. Allumez le laser. Assurez vous que le laser passe bien au centre de l'échantillon.
4. Utilisez le fichier *goniometre.py* disponible sur le site de cours pour vous familiariser avec le contrôle du goniomètre et l'acquisition des données issues du Lock-In. Adaptez le code afin de réaliser vos acquisitions.
5. Placez l'échantillon. **Très important: placez l'échantillon à angle pour réfléchir la lumière vers le mur en direction opposée à la direction dans laquelle vous prendrez vos mesures. Ainsi, vous éviterez les réflexions multiples qui compliqueraient les données.**
6. À l'aide de votre code Python, mesurez l'intensité en fonction de l'angle à tous les  $1^\circ$  jusqu'à 180.
7. **Attention: vous devez ajuster l'échelle manuellement pendant l'acquisition.**
8. Sauvegardez vos données à la fin.

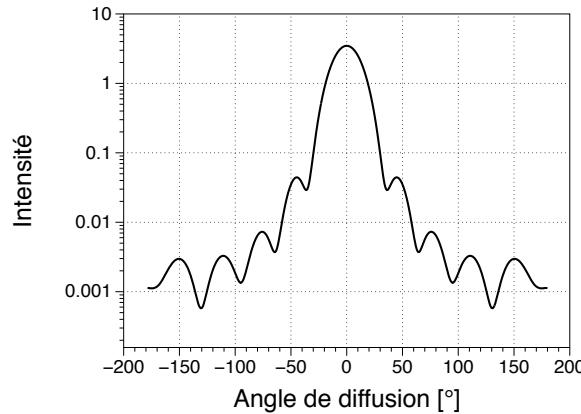


Figure 12: Exemple de fonction de phase théorique telle que calculée avec le logiciel de Scott Prahl.



### Analyse de la fonction de phase

Pour votre analyse, référez-vous à l'excellent site Web du Prof. Scott Prahl.

1. Calculez a facteur d'anisotropie en utilisant l'équation de la page 6.
2. Calculez la fonction de phase pour des billes correspondant à vos mesures en utilisant: [http://omlc.ogi.edu/calc/mie\\_calc.html](http://omlc.ogi.edu/calc/mie_calc.html)
3. Comparez avec vos mesures

Pour tout commentaire sur le protocole, contactez Prof. Daniel Côté à [dcote@cervo.ulaval.ca](mailto:dcote@cervo.ulaval.ca)

## Annexe 1: Section efficace différentielle

Un traitement complet calculera plutôt la section efficace différentielle, qui est définie comme:

$$\frac{d\sigma(\theta, \phi)}{d\Omega} = \frac{\text{Énergie irradiée / unité de temps / unité d'angle solide}}{\text{Énergie incidente / unité d'aire / unité de temps}}.$$

Cette section efficace, qui demande à être calculée à partir des équations qui décrivent l'interaction entre l'onde et les molécules, varie en fonction de angles de diffusion  $\theta$  et  $\phi$  (coordonnées sphériques). La section efficace totale, qui elle n'est qu'un nombre représentant une "surface équivalente", est obtenue en calculant l'intégrale (la somme) dans toutes les directions:

$$\sigma_T = \int_{\Omega} d\Omega \left[ \frac{d\sigma(\theta, \phi)}{d\Omega} \right] = \int_{-\pi/2}^{\pi/2} \sin \theta \, d\theta \int_0^{2\pi} d\phi \left[ \frac{d\sigma(\theta, \phi)}{d\Omega} \right].$$

## Annexe 2: Applications

Les mesures de particules par la diffusion de la lumière ont plusieurs applications très variées.

### Contrôle de qualité en production laitière

<https://www.uoguelph.ca/foodscience/dairy-science-and-technology/dairy-chemistry-and-physics/physical-properties-milk>

http://manuelcastillo.es/pdfspublications/Development%20of%20a%20light%20scatter%20sensor%20technology%20for%20online%20monitoring%20of%20milk%20coagulation%20and%20whey%20separation.pdf

### Dosimétrie en traitement pour le cancer avec la thérapie photodynamique

<http://iopscience.iop.org/0031-9155/42/5/003>

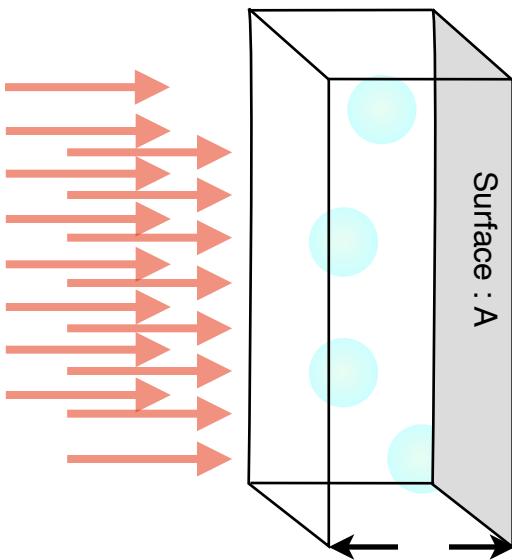
### Mesures de particules dans l'atmosphère

<http://www.itp.uni-hannover.de/~zawischa/ITP/scattering.html>

### Calculs et mesures de réchauffement des océans

<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1029/95JC00463/abstract>

## Annexe 3: Traitement complet atténuation



Si l'on a une collection de particules de section efficace  $\sigma_i$  disposée sur une mince couche d'épaisseur  $dz$ , tant que la concentration reste faible, la lumière totale qui diffusera (intégrée sur toutes les directions) sera de:

$$dW = I \sum_i \sigma_i = I \rho \sigma dV,$$

où  $\rho$  est la densité de particule par volume et  $\sigma$  est la section efficace d'une seule particule. Sachant que l'intensité incidente  $I$  peut être réécrite comme  $I = W/A$  où  $W$  est le nombre de photons incidents par seconde sur la surface  $A$ , on obtient:

$$\frac{dW}{W} = \rho \sigma dz = \mu_s dz.$$

$$\frac{dW}{W}$$

On comprend que  $\frac{dW}{W}$  est la *fraction* de photon incidents qui est diffusée dans le volume  $dV$ . On peut donc l'interpréter comme la probabilité  $dP$  qu'un photon soit diffusé en se propageant sur une distance  $dz$ :

$$dP = \mu_s dz,$$

où l'intensité diffusé  $dI$  est donnée par:

$$dI = IdP = I \mu_s dz.$$

On peut donc facilement écrire l'équation qui décrit l'intensité balistique en fonction de la distance  $z$ :

$$\int \frac{dI}{I} = \int \mu_s dz$$

$$\ln I = \mu_s z + cte$$

$$I = I_o e^{-\mu_s z}$$

Il est très important de comprendre que  $I$  représente l'irradiance de photons incidents, donc le nombre de photons incidents balistiques diminuera de façon exponentielle. **L'équation ne dit pas que l'intensité observable sur l'axe sera exponentielle: seulement que le nombre de photons balistiques diminuera de façon exponentielle.** L'irradiance totale est la somme des

photons incidents et des photons diffusés. Ces derniers peuvent être diffusés et revenir sur l'axe, augmentant ainsi l'irradiance observable.

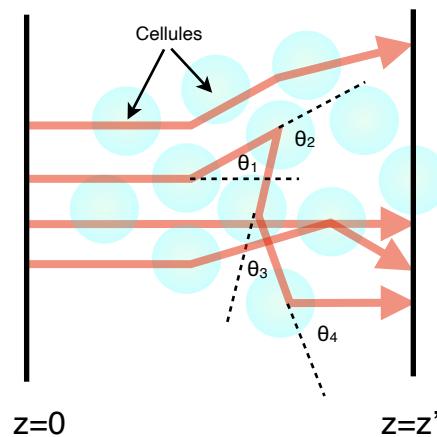


Figure 13: Figure démontrant que les photons balistiques incidents sont diffusés, ce qui réduit de façon exponentielle le nombre de photons balistiques sur l'axe. Cependant, ils peuvent contribuer à l'irradiance totale observable sur l'axe en étant diffusés plusieurs fois et en revenant sur l'axe. L'intensité observable est la somme des photons balistiques (facile à calculer) et des photons diffusés (beaucoup plus difficile à calculer analytiquement).

## Annexe 4: Échantillon Biomimic



Sample ID : B0440

Characterization date : 2015-10-20  
 Analysis wavelength : 633 nm  
 Sample Thickness : 2 cm  
 Time Scale : 50 ns

Operator : NLB  
 Comments :

Nominal optical properties :  
 $\mu_{a0}$  : 0.05 cm<sup>-1</sup>  
 $\mu'_{s0}$  : 5 cm<sup>-1</sup>

Fit results :  
 $\mu_a$  : 0.0661 cm<sup>-1</sup>  
 $\mu'_s$  : 4.91 cm<sup>-1</sup>

Indice de réfraction: 1.521 ± 0.006

