



UNIVERSITÉ DE  
**SHERBROOKE**

Faculté de génie  
Département de génie électrique et de génie informatique

CONCEPTION D'UN SYSTÈME DE BIOTÉLÉMÉTRIE OPTIQUE  
TRANSCUTANÉE

Mémoire de maîtrise es sciences appliquées  
Spécialité : génie électrique

Composition du jury  
M. Réjean Fontaine, ing., Ph.D.  
M. Denis Gingras, Dr. Ing.  
M. Jean Rouat, Ph.D.  
M. Yves Roy, Ph.D.

---

Stéfan PARMENTIER, ing.

Sherbrooke (Québec), Canada

Mai 2009

IV-1965



Library and Archives  
Canada

Published Heritage  
Branch

395 Wellington Street  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

Bibliothèque et  
Archives Canada

Direction du  
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

*Your file* *Votre référence*  
ISBN: 978-0-494-53418-2  
*Our file* *Notre référence*  
ISBN: 978-0-494-53418-2

**NOTICE:**

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

---

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

**AVIS:**

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

---

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

  
**Canada**

# RÉSUMÉ

Les personnes qui se sont vues amputées d'un membre peuvent retrouver une partie de leur autonomie et de leur qualité de vie grâce à l'utilisation d'une prothèse adaptée à leurs besoins. Les récentes avancées technologiques dans le domaine de la prothétique laissent entrevoir qu'il sera bientôt possible de commander les mouvements d'une prothèse motorisée à partir de l'interprétation des influx nerveux qui auraient été destinés aux muscles du membre maintenant amputé. Pour ce faire, les impulsions nerveuses seront mesurées par un dispositif totalement implantable et celui-ci devra transmettre en temps réel les données recueillies vers la prothèse à l'aide d'un système de biotélémetrie. Si cette transmission de données requiert une bande passante élevée et une grande qualité du lien de communication, cela se traduira par une consommation énergétique plus élevée. Or, les circuits électroniques du dispositif implanté étant alimentés par une pile, cette consommation énergétique devra être minimisée.

Les systèmes actuels de biotélémetrie utilisent le couplage inductif ou les ondes radio afin de transmettre les données, mais ces systèmes ne peuvent rencontrer à la fois les contraintes de faible consommation énergétique et de capacité élevée de transmission qu'impose une prothèse à commande neuronale. Afin d'y parvenir, un système de télémetrie optique transcutané qui utilise les propriétés optiques des tissus cutanés est proposé. Il a été conçu dans le but de transmettre des données à un débit de 16 Mb/s et à un taux de bits erronés de  $1E-9$  en consommant une puissance de 10 mW. Ce mémoire présente l'impact du taux de transmission des données sur la consommation énergétique du transmetteur, de même qu'une mesure de la puissance requise pour assurer une transmission à travers des tissus cutanés d'épaisseurs variées. La sensibilité du système à un désalignement entre l'émetteur et le récepteur a également été étudiée.

Mots-clés : Télémetrie, Transcutané, Optique, Neuroprothèse, Implantable

## REMERCIEMENTS

Je souhaite tout d'abord offrir mes remerciements à mon directeur de recherche, M. Réjean Fontaine, pour la rigueur et l'efficacité avec lesquelles il a su me guider et pour la grande latitude qu'il m'a offerte lors de l'exécution de mes travaux de recherche. De même, je remercie mon codirecteur, M. Yves Roy, pour la pertinence et l'exhaustivité de ses analyses de même que pour l'importance qu'il accorde à la justesse des mots.

Je me dois de remercier les membres de la direction de l'entreprise Victhom Bionique Humaine pour m'avoir donné l'opportunité de réaliser mes études de maîtrise en partenariat avec eux et pour m'avoir permis d'utiliser le matériel et les équipements de laboratoire de la compagnie. Je remercie tout spécialement M. Stéphane Bédard, fondateur de Victhom, pour la grande écoute dont il a fait preuve et pour avoir su démontrer une sensibilité certaine à l'égard de mes désirs et de mes ambitions.

J'adresse également des remerciements à mes parents, qui m'ont soutenu et encouragé au cours de mes deux années d'études. Je remercie aussi tout spécialement Mme Geneviève Khayat pour la grande compréhension qu'elle a démontrée. Je lui suis, de plus, reconnaissant pour les révisions et les corrections linguistiques qu'elle a effectuées pour plusieurs de mes travaux.

Je souhaite aussi remercier le Conseil de recherche en sciences naturelles et génie du Canada (CRSNG) pour m'avoir offert un soutien financier sous forme de bourses d'études, me permettant ainsi de concentrer temps et efforts à la réalisation de mes travaux de recherche.

De plus, je remercie M. Éric Bharucha pour les enrichissantes discussions que nous avons eues à propos des récentes percées technologiques en biotélémétrie implantable, de même que M. Stéphane Hamel pour avoir accepté de mettre son talent à profit lors de la conception des circuits imprimés nécessaires à la fabrication de mon prototype expérimental.

Finalement, je remercie les professeurs qui m'ont enseigné et les étudiants que j'ai côtoyés et avec qui j'ai échangé des idées, de même que les employés de Victhom qui m'ont offert une ambiance de recherche stimulante.

# TABLE DES MATIÈRES

|       |   |    |
|-------|---|----|
| 1     | INTRODUCTION.....   | 1  |
| 2     | ÉTAT ACTUEL DE L'ART.....   | 5  |
| 2.1   | Neurodétection.....   | 5  |
| 2.1.1 | Caractéristiques des signaux nerveux.....   | 6  |
| 2.1.2 | Acquisition de données neuronales.....  | 7  |
| 2.2   | Système de biotélémétrie implantable.....   | 12 |
| 2.2.1 | Biotélémétrie câblée par port percutané.....  | 13 |
| 2.2.2 | Biotélémétrie par couplage inductif.....  | 14 |
| 2.2.3 | Biotélémétrie par ondes radio.....  | 16 |
| 2.2.4 | Biotélémétrie par conduction volumique.....   | 17 |
| 2.2.5 | Qualité de transmission.....  | 17 |
| 2.3   | Biotélémétrie optique.....  | 18 |
| 2.3.1 | Propriétés optiques des tissus cutanés humains.....   | 18 |
| 2.3.2 | Systèmes de biotélémétrie optique.....  | 29 |
| 3     | DÉFINITION DU PROBLÈME.....   | 37 |
| 3.1   | Solution proposée.....  | 37 |
| 3.2   | Performances visées.....  | 38 |
| 3.3   | Hypothèses.....   | 39 |
| 4     | RÉSULTATS.....  | 41 |
| 4.1   | Utilisation d'une diode laser dans un système de télémétrie optique transcutanée de 10 mW transmettant à 16 Mb/s..... | 42 |
| 4.2   | Résultats complémentaires.....  | 47 |
| 4.2.1 | Comparaison de la performance énergétique.....  | 47 |
| 4.2.2 | Lentille de Fresnel.....  | 48 |
| 4.2.3 | Consommation du transmetteur selon le taux de bits erronés.....   | 48 |
|       | CONCLUSION.....   | 51 |
|       | BIBLIOGRAPHIE.....  | 59 |

# LISTE DES FIGURES

|  |    |
|--|----|
| Figure 2.1 Système de couplage inductif typique.....   | 15 |
| Figure 2.2 Coefficients de diffusion réduite (S) et d'absorbtion (K) du derme humain .....   | 21 |
| Figure 2.3 Coefficient d'absorption optique $\mu_a$ de quelques pigments de la peau<br>(hémoglobine : <i>Hb</i> , oxyhémoglobine : <i>HbO2</i> , mélanine : <i>melanin</i> ) et de l'eau<br>( <i>water</i> ) ..... | 22 |
| Figure 2.4 Coefficients d'absorption optique $\mu_a$ du stratum corneum, de l'épiderme et du<br>derme humain pour un sujet à peau pâle (■) et pour un sujet à peau foncée (●)<br>.....                             | 23 |
| Figure 2.5 Coefficients d'absorption optique $\mu_a$ de l'hypoderme humain.....  | 23 |
| Figure 2.6 Réémission spectrale de la lumière de la peau pâle (Caucasian) et de la peau foncée<br>(Negro) .....  | 25 |
| Figure 2.7 Transmittance (T) et réémission (R) spectrale d'un échantillon de derme humain de<br>200 $\mu\text{m}$ d'épaisseur .....  | 26 |
| Figure 2.8 Montage d'un système qui transmet à 80 Mb/s (Guillory et al., 2004) .....   | 33 |
| Figure 2.9 Puissance consommée par l'émetteur du système selon le débit des données<br>transmises (Guillory et al., 2004) .....  | 33 |
| Figure 4.1 Puissance consommée par le transmetteur selon le taux de bits erronés pour une<br>transmission de données à 16 Mb/s établie à travers des tissus cutanés de<br>différentes épaisseurs .....             | 49 |

## LISTE DES TABLEAUX

|  |    |
|--|----|
| TABLEAU 2.1 VALEUR DE $n$ MINIMUM SELON L'ORDRE $p$ ET LE NOMBRE DE BITS $b$ (Jaw, 2001) .....       | 9  |
| TABLEAU 2.2 PROFONDEUR DE PÉNÉTRATION APPROXIMATIVE D'UNE RADIATION OPTIQUE DANS UNE PEAU PÂLE ..... | 27 |
| TABLEAU 2.3 EFFICACITÉ ÉNERGÉTIQUE DE 3 SYSTÈMES RÉCENTS.....  | 34 |
| TABLEAU 3.1 PERFORMANCES VISÉES .....  | 38 |
| TABLEAU 4.1 EFFICACITÉ ÉNERGÉTIQUE DE L'ÉMETTEUR CONSTRUIT .....                                     | 47 |

# 1 INTRODUCTION

Depuis plusieurs décennies, la communauté scientifique s'affaire à mieux comprendre le fonctionnement du système nerveux humain et la façon dont l'information qu'il transporte y est codée. Cette compréhension a ouvert la porte à une multitude de techniques qui permettent la mise sur pied de traitements innovateurs. Par exemple, la stimulation artificielle de nerfs particuliers selon des paramètres précis peut mener à la génération d'influx nerveux sensoriels qui permettent de pallier les déficiences d'un patient. De l'application de ce principe de neurostimulation a résulté, entre autres, l'apparition des implants cochléaires (Seligman, 2004; Shepherd, 2004).

La neurodétection vise quant à elle à détecter les signaux qui se propagent dans les nerfs et à les interpréter correctement. Les premiers besoins de neurodétection sont apparus il y a quelques décennies avec le désir d'étudier la propagation des influx nerveux plus en profondeur. Une meilleure compréhension de ces influx a découlé des travaux menés depuis et celle-ci permet aujourd'hui d'imaginer des applications technologiques nouvelles qui visent à remédier à une multitude de dysfonctions physiques pour lesquelles il n'existe aucun traitement.

Les dernières avancées en neurologie et en neurodétection permettent d'ailleurs la conception d'un nouveau type de prothèse active qui vise à remplacer un membre amputé (Warwick et al., 2003 ; Dhillon et al., 2005 ; Navarro et al., 2005). Le fonctionnement de telles prothèses repose sur la détection d'influx nerveux moteurs précis réalisée grâce à des électrodes positionnées sur les nerfs appropriés. Un implant électronique mesure les influx nerveux qui parcourent ces nerfs et envoie les données physiologiques recueillies vers la prothèse à l'aide d'un système implanté de télémétrie. Grâce à des algorithmes de calcul spécialisés, la prothèse interprète, en temps réel, les données reçues et génère les commandes qui permettent à ses actionneurs de reproduire les mouvements qui correspondent à ceux qu'aurait générés un membre sain s'il avait été stimulé par ces mêmes influx nerveux. De telles prothèses portent le nom de prothèses actives à commande neuronale.

Le porteur d'une prothèse active à commande neuronale serait donc en mesure de lui faire exécuter des mouvements de façon volontaire ou inconsciente et ainsi pallier certaines

déficiences physiques causées par la perte d'un membre. Grâce à de telles prothèses, il est possible d'envisager une amélioration substantielle de la qualité de vie des personnes handicapées et une augmentation de leur autonomie et de leur mobilité.

La conception de prothèses actives à commande neuronale nécessite une mise en commun des connaissances et des technologies propres à plusieurs domaines des sciences et de l'ingénierie, parmi lesquels se démarque la neurodétection en raison des progrès fulgurants réalisés au cours des dernières années. Bien que la mise au point de prothèses à commande neuronale requiert l'usage de dispositifs implantables, leurs règles de conception sont bien connues dans l'industrie biomédicale et les produits développés offrent de grandes performances depuis plusieurs années. De plus, plusieurs facteurs contribuent à l'essor de la science de la prothétique. Les techniques de robotique se raffinent grâce au développement de nouveaux algorithmes de calculs exécutés en temps réel par des circuits électroniques à faible consommation énergétique.

Toutefois, un obstacle majeur freine la mise au point de prothèses actives à commande neuronale, car les techniques actuelles de biotélémetrie ne permettent pas aux dispositifs implantés de ces systèmes de transmettre les données de physiologie à un rythme suffisant et avec efficacité. D'une part, l'augmentation de la capacité de communication d'un lien de télémetrie entraîne une augmentation de la consommation énergétique qui atteint souvent un niveau excessif pour l'alimentation à pile d'un dispositif implanté (Güler et al., 2002). D'autre part, la reproduction fidèle par une prothèse du mouvement naturel du membre qu'elle remplace requiert de décoder finement l'information transmise par l'influx nerveux qui commande la contraction musculaire, ce qui se traduit à terme par un volume plus élevé de données à transmettre (Gasson et al., 2005; Taylor et al., 2002). Du coup, les besoins élevés des récentes applications ne peuvent plus être satisfaits par les techniques actuelles de biotélémetrie et il devient nécessaire de développer des méthodes de transmission de données pour satisfaire ces besoins.

Ce projet de recherche a donc consisté à développer un système de transmission optique transcutanée à haut débit dont la bande passante et la consommation énergétique répondent aux exigences de la conception de prothèses actives à commande neuronale.

Afin d'y parvenir, il a été nécessaire de faire état de l'avancement des connaissances actuelles dans les différents domaines des sciences et de l'ingénierie qu'implique un tel projet de recherche. Le chapitre 2 présente d'abord la neurodétection. Il relève les caractéristiques des signaux des nerfs périphériques en portant l'intérêt sur leur fréquence et leur vitesse de propagation. Il présente ainsi ce qui a permis d'identifier certains des critères de conception qui ont encadré les travaux. À partir de ces caractéristiques biologiques et en fonction du rapport signal sur bruit acceptable et de la résolution souhaitée lors de la numérisation des signaux, la fréquence d'échantillonnage à utiliser a pu être établie et la quantité de données à transmettre a pu être déduite. Le chapitre présente ensuite une revue des techniques actuelles de biotélémétrie. Finalement, il se termine par une présentation de la télémétrie optique transcutanée et des caractéristiques optiques des tissus cutanés humains qui ont influencé la conception du système réalisé.

Par la suite, le chapitre 3 fait ressortir des lacunes qui affectent les systèmes actuels de biotélémétrie. Il établit de façon précise les besoins à combler et expose les détails de la solution proposée pour y parvenir. Le chapitre présente ensuite les objectifs de performance de la solution proposée. Il se termine en énonçant des hypothèses sur lesquelles reposent la conception et la fabrication du prototype de système de télémétrie optique transcutanée réalisées dans le cadre de ce projet de recherche.

Le chapitre 4 présente quant à lui les résultats obtenus lors d'essais effectués avec le prototype sous des conditions variées d'opération qui visaient à caractériser les performances du système réalisé. Certains de ces résultats sont d'abord divulgués sous la forme d'un article qui a été présenté lors du colloque annuel *2008 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference*. Le chapitre présente ensuite des résultats supplémentaires qui viennent enrichir les conclusions énoncées dans l'article.



## 2 ÉTAT ACTUEL DE L'ART

Avant de procéder à la conception d'un système de télémétrie optique transcutanée, il est nécessaire de présenter les connaissances actuelles dans les différents domaines des sciences et de l'ingénierie qui ont été impliquées dans un tel projet de recherche. La mise en situation présentée en introduction de ce mémoire a abordé le sujet de la neurodétection et des techniques de biotélémétrie implantable. Ce chapitre-ci présente, en premier lieu, une description de la neurodétection et des besoins qu'elle demande aux systèmes de biotélémétrie de satisfaire. Par la suite, les systèmes existants de biotélémétrie implantable sont décrits et le chapitre se termine par une présentation des systèmes de télémétrie optique transcutanée.

### 2.1 Neurodétection

La neurodétection désigne l'ensemble des techniques et des méthodes qui rendent possible la détection des influx nerveux parcourant le système nerveux. Plus exactement, elle est définie comme l'opération de mesure du signal électrique des potentiels d'action se propageant le long des neurones. Puisque cette mesure se traduit par la génération de données qui devront être transmises par un système de biotélémétrie, il importe de présenter ici les principes de la neurodétection.

Parce qu'il existe plusieurs architectures de systèmes de neurodétection, il convient de décrire celle du système auquel les travaux de recherche font référence. Tout d'abord, une ou plusieurs sondes ou électrodes doivent entrer en contact avec les neurones sur lesquels se propagent les influx à mesurer. Les variations de la tension électrique dans l'environnement immédiat des neurones causées par le passage des potentiels d'action sont recueillies par l'électrode et acheminées vers un circuit électronique d'amplification et de filtration. Jusque là analogique, le signal peut dès lors être numérisé grâce à un numériseur. Les données numériques ainsi générées portent le nom de données neuronales.

La quantité de données neuronales générée par un système de neurodétection dépend à la fois de caractéristiques biologiques et de paramètres techniques. Les prochaines sections présentent d'abord les caractéristiques temporelles de la propagation des influx nerveux, puis les paramètres de leur acquisition par un système de neurodétection. Finalement, à partir de ces éléments, le volume total de données neuronales à anticiper peut être déduit.

### 2.1.1 Caractéristiques des signaux nerveux

Un influx nerveux se propage au sein d'un neurone grâce à un mécanisme d'échange d'ions positifs et négatifs à travers la membrane de la cellule nerveuse (Guyton et al., 2006). Celle-ci est polarisée par une différence de potentiel électrique, appelée potentiel transmembranaire. Lorsque la membrane se dépolarise au-delà d'une valeur seuil, un échange d'ions très bref et intense se déclenche dans les canaux ioniques qui traversent la membrane. Si de telles décharges se produisent simultanément dans un grand nombre de canaux ioniques près les uns des autres, les charges des ions s'additionnent de part et d'autre de la membrane et causent l'apparition d'un potentiel d'action dans cette région. Ce potentiel d'action dépolarise la région voisine de la membrane et déclenche l'échange d'ions à travers les canaux voisins. Quant à elle, la région initiale de la membrane se polarise de nouveau et retrouve sa valeur de potentiel transmembranaire au repos. Ce mécanisme se répète en cascade le long de la cellule nerveuse et permet ainsi au potentiel d'action de se propager sur toute la longueur du neurone, des dendrites jusqu'aux axones. Cette propagation d'un potentiel d'action porte le nom d'influx nerveux. Un influx nerveux est donc le déplacement, le long d'un neurone, d'une différence locale de potentiel électrique de part et d'autre de la membrane de la cellule nerveuse. Ainsi, mesurer un influx nerveux revient à détecter la variation d'un potentiel électrique en un endroit donné d'un nerf et à mesurer son amplitude, ce qui se réalise à l'aide de sondes spécialisées (Yoshida et al., 2004).

Chez l'humain, les influx les plus lents se propagent à 0,25 m/s dans certains types de nerfs, alors que d'autres permettent des propagations jusqu'à 100 m/s (Guyton et al., 2006). La fréquence à laquelle le passage d'un influx nerveux peut se répéter sur un nerf est limitée. En effet, à la suite de la propagation d'un premier influx nerveux, certains mécanismes physiologiques imposent une période de repos avant que le nerf ne soit en mesure de propager un second influx. Les nerfs ayant les périodes de repos les plus courtes sont en mesure de propager 2500 influx nerveux par seconde (Guyton et al., 2006). Le passage d'un influx nerveux à un endroit donné d'une fibre du système nerveux périphérique a une durée d'environ 0,2 ms (Guyton et al., 2006; Struijk, 2004).

Conséquemment, en assumant que la période du signal issu de la mesure du passage d'un potentiel d'action qui se propage dans un nerf du système nerveux périphérique soit de 0,2 ms, il apparaît que les influx ont un contenu fréquentiel qui peut s'étendre jusqu'à 5 kHz.

Les systèmes qui servent à réaliser des acquisitions de signaux nerveux de qualité sont munis de filtres qui rejettent les signaux de fréquences non utiles afin de réduire le bruit indésirable. Les plus récentes conceptions de tels systèmes incluent des filtres passe-bande dont la fréquence de coupure inférieure se situent entre 100 Hz et 1 kHz tandis que la fréquence de coupure supérieure est dans la bande de fréquence qui va de 5 kHz à 9,9 kHz (Gosselin et al., 2004; Obeid et al., 2004; Harrison et al., 2006; Olsson et al., 2005).

Dans le contexte des travaux de recherche, il était nécessaire d'évaluer le débit de données neuronales à transmettre et celui-ci dépend en partie du phénomène naturel en cause ici, soit la propagation des influx nerveux au sein du système nerveux périphérique et leurs caractéristiques temporelles. Les informations qui précèdent à propos de la vitesse de propagation des influx nerveux, de leur fréquence de répétition et au sujet des instruments développés pour détecter ces influx indiquent donc que le contenu fréquentiel utile des influx nerveux se situe à l'intérieur de la plage de fréquences qui va de 100 Hz à 10 kHz. À partir de cette information, il devient possible d'évaluer le débit de données neuronales comme le décrit la section qui suit.

### 2.1.2 Acquisition de données neuronales

Un système de neurodétection qui effectue l'acquisition des données neuronales opère selon certains paramètres qui sont imposés par la nature des signaux à traiter et par les performances souhaitées du système. La neurodétection s'effectue de la façon suivante : le potentiel du signal nerveux est recueilli par une électrode, amplifié et filtré par un circuit analogique puis acheminé vers un numériseur. Le volume de données généré par le numériseur, pour une période de temps donnée, dépend des paramètres qui seront présentés dans les sections suivantes, soit l'amplitude du bruit mesuré lors de l'acquisition des signaux nerveux, la fréquence d'échantillonnage du numériseur et le nombre de bits de numérisation (Jaw, 2001).

### ***Amplitude du bruit***

Les amplitudes de potentiels extracellulaires qui résultent de la propagation sur les nerfs de potentiels d'action varient typiquement de  $1 \mu\text{V}$  à  $100 \mu\text{V}$  en fonction du type d'électrode utilisé pour en faire la mesure et des conditions dans lesquelles cette mesure s'est déroulée. D'aussi faibles amplitudes exigent une amplification par un facteur de  $10^4$  à  $10^6$  afin d'obtenir des amplitudes de signaux pouvant être traitées par l'électronique du système d'acquisition. De plus, le niveau de bruit de fond peut souvent atteindre la valeur de  $10 \mu\text{V rms}$ , soit une valeur comparable ou supérieure à celle des plus faibles signaux à mesurer (Yoshida et al., 2004). Ce bruit de fond est principalement causé par le bruit thermique (*Johnson noise*), approximativement blanc et additif aux potentiels d'action, puis par la présence de potentiels d'action dans les nerfs situés dans l'environnement immédiat du site de mesure et par les potentiels électriques générés lors des contractions des muscles à proximité (Yoshida et al., 2004, Kipke et al., 2004).

### ***Fréquence d'échantillonnage***

Le théorème de Nyquist est bien connu dans le domaine du traitement des signaux. Il énonce que l'information présente dans un signal peut être récupérée lorsque ce signal est échantillonné à une fréquence supérieure au double de celle de la composante fréquentielle la plus élevée du signal pendant une durée suffisamment longue. Par contre, la présence de bruit dans le signal d'intérêt et les caractéristiques du filtre fréquentiel anti-repliement du circuit de mesure employé viendront influencer le choix de la fréquence d'échantillonnage à utiliser. En effet, les filtres concevables ne sont pas idéaux, c'est-à-dire qu'ils ne rejettent pas totalement toutes les composantes fréquentielles situées au-delà de la fréquence de coupure. Ils les atténuent plutôt selon un taux d'atténuation relié à la caractéristique (l'ordre) du filtre. Il devient dès lors nécessaire d'échantillonner le signal à un rythme plus élevé que ce qu'aurait permis un filtre idéal afin d'éviter que la portion du bruit à hautes fréquences qui l'entache, imparfaitement filtrée, ne soit interprétée par la suite comme du bruit à basses fréquences.

L'équation 2.1 (Jaw, 2001) montre qu'il existe une relation entre la fréquence de numérisation, l'ordre  $p$  du filtre passe-bas non idéal et le nombre  $b$  de bits du numériseur qui échantillonne le signal à la sortie du filtre.

$$-6p \log_2(n-1) \leq -20 \log 2^b \quad 2.1$$

Cette relation suppose que la fréquence de numérisation  $f_s$  est  $n$  fois plus élevée que la fréquence de coupure  $f_c$  du filtre et que celle-ci est égale à la composante fréquentielle la plus élevée du signal d'intérêt. Dans un scénario représentant le pire cas de contamination du signal par du bruit replié, il faut assumer qu'à l'instant  $t = \tau$  la composante spectrale du bruit  $N(f, t)$  la plus puissante se retrouve à la fréquence  $f_s - f_c$  et que l'amplitude de cette composante spectrale  $N(f_s - f_c, \tau)$  est telle qu'elle couvre en entier la plage dynamique du numériseur. Ceci sera vrai si pour un filtre de caractéristique  $H(f)$ , on a la relation :

$$N(f, \tau) \bullet H(f) < N(f_s - f_c, \tau) \bullet H(f_s - f_c), \forall f \geq f_s - f_c \quad 2.2$$

L'équation 2.1 suppose également que le taux d'atténuation du filtre à une fréquence beaucoup plus élevée que la fréquence de coupure sera le même pour tous les filtres du même ordre, quel que soit la topologie de circuit qui le matérialise. Le terme de gauche de l'équation 2.1 représente l'amplitude de  $N(f_s - f_c, \tau)$  après filtrage, tandis que le terme de droite représente l'amplitude de 1 LSB du numériseur en décibel. La relation permet donc de déterminer la valeur de  $n$  pour laquelle l'amplitude de  $N(f_s - f_c, \tau)$  après filtrage est égale ou inférieure à celle de 1 LSB du numériseur. Après un réarrangement des termes, il apparaît que  $n$  doit être choisi de manière à avoir :

$$n \geq 2^{b/p} + 1 \quad 2.3$$

Le tableau 2.1 montre la valeur de  $n$  pour différents ordres  $p$  de filtre et différents nombres de bits  $b$ .

**TABLEAU 2.1 VALEUR DE  $n$  MINIMUM SELON L'ORDRE  $p$  ET LE NOMBRE DE BITS  $b$  (Jaw, 2001)**

| <b>P =</b>    | <b>2</b> | <b>3</b> | <b>4</b> | <b>5</b> | <b>6</b> | <b>7</b> | <b>8</b> |
|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| <b>b = 8</b>  | 17.0     | 7.3      | 5.0      | 4.0      | 3.5      | 3.2      | 3.0      |
| <b>b = 10</b> | 33.0     | 11.1     | 6.7      | 5.0      | 4.2      | 3.7      | 3.4      |
| <b>b = 12</b> | 65.0     | 17.0     | 9.0      | 6.3      | 5.0      | 4.3      | 3.8      |
| <b>b = 14</b> | 129.0    | 26.4     | 12.3     | 8.0      | 6.0      | 5.0      | 4.4      |
| <b>b = 16</b> | 257.0    | 41.3     | 17.0     | 10.2     | 7.3      | 5.9      | 5.0      |

Pour un nombre de bits donné, il appert que plus l'ordre du filtre est élevé, moins la fréquence d'échantillonnage l'est. Par ailleurs, pour un ordre de filtre donné, la fréquence d'échantillonnage s'accroît en fonction de l'augmentation de la résolution du numériseur. Ces données démontrent que l'ordre du filtre qui précède le numériseur a un impact important sur la fréquence d'échantillonnage. Cependant, la conception et la mise en œuvre de filtres d'ordre élevé sont complexes et imposent des contraintes supplémentaires.

Il est important ici d'apporter des précisions quant au niveau de bruit utilisé par l'auteur de l'équation 2.1 pour établir cette relation. Sans l'indiquer, il pose l'hypothèse raisonnable que les variations de l'amplitude de  $N(f, t)$  dans le temps, autour de sa valeur moyenne, sont négligeables par rapport à  $\frac{1}{2}$  LSB. L'équation 2.1 devient alors un guide de conception qui permet de calculer les valeurs de fréquences d'échantillonnage qui facilitent l'atteinte des performances ciblées. Aussi, l'amplitude de  $N(f_s - f_c, \tau)$  est supposée telle qu'elle couvre en entier la plage dynamique du numériseur alors qu'en pratique, une telle amplitude est plutôt rare à ces fréquences et il devient raisonnable de diminuer légèrement la fréquence d'échantillonnage.

La faible amplitude des signaux à mesurer et le niveau de bruit relativement élevé font en sorte que le rapport signal sur bruit du signal brut devient le critère limitatif de la qualité du signal échantillonné et dans pareil cas, le bruit de conversion du numériseur devient négligeable (Kester, 2004).

### ***Nombre de bits de numérisation***

La plage dynamique requise pour la numérisation de signaux nerveux dépend de plusieurs facteurs, dont le type de sondes utilisées pour la mesure des influx nerveux, les nerfs sur lesquels les signaux sont prélevés, de même que la qualité de l'électronique d'acquisition. Typiquement, un numériseur de 10 à 12 bits est requis afin de couvrir la plage avec la résolution nécessaire à la reconstruction du signal (Jaw, 2001; Wise et al., 2004).

### ***Débit total de données***

Les paramètres précédents étant reliés entre eux, il devient nécessaire de faire un compromis entre les performances souhaitées, la complexité des filtres à concevoir et la fréquence d'échantillonnage qui sera requise pour obtenir la résolution voulue. Selon le modèle qui a

servi à construire le tableau 2.1, ce compromis implique que la fréquence d'échantillonnage devrait être 5 fois plus élevée que la fréquence la plus élevée du signal à numériser lorsqu'un numériseur de 10 bits précédés d'un filtre du 5<sup>e</sup> ordre est considéré.

Aussi, sachant que les signaux nerveux ont un contenu fréquentiel inférieur à 10 kHz (voir section 2.1.1), la fréquence d'échantillonnage théorique serait de 50 000 Hz. Par contre, en raison de la nuance apportée précédemment à l'équation 2.1, il serait raisonnable, en pratique, d'échantillonner le signal à raison de 40 000 échantillons par secondes, surtout si on considère qu'un facteur  $n = 4$  est commun à plusieurs systèmes d'acquisition de données neuronales (Guillory et al., 1999; Perelman et al., 2007; Neider, 2000).

Or, un taux d'échantillonnage de 40 000 échantillons par seconde et un encodage sur 10 bits de la valeur de chaque échantillon génèrent un débit brut de données de 400 000 bits/s pour un seul canal d'acquisition. De plus, les systèmes d'acquisition de données neuronales tendent à devenir de plus en plus complexes en raison des progrès en neurodétection. Ils intègrent désormais plusieurs canaux d'acquisition de données et il est commun de retrouver des systèmes dédiés à des applications reliées au système nerveux périphérique qui comptent 4, 8 ou 16 canaux (Wise et al., 2004; Perelman et al., 2007). Le débit de données brutes à transmettre par télémétrie devrait donc se chiffrer à 6,4 Mbits/s pour supporter une application à 16 canaux d'acquisition,

Des techniques récentes (*Spike Event Detection and Classification*) permettent de diminuer la quantité de données neuronales à transmettre en temps réel (Perelman et al., 2007; Oweiss, 2003). Au lieu de transmettre la totalité des données acquises, certains systèmes exécutent des algorithmes poussés capables de détecter le passage d'un influx nerveux. Dès lors, seul le court segment de données associées au passage de l'influx est transmis par télémétrie, ce qui, du coup, réduit le volume total de données à transmettre. Grâce à ces techniques de détection, le besoin de disposer d'une large bande passante devient moins criant. Toutefois, une augmentation marquée du nombre de canaux d'acquisition est susceptible d'annuler les gains réalisés, comme le montrent les systèmes de neurodétection dédiés au système nerveux central, qui utilisent souvent jusqu'à 100 ou 128 sondes reliées à autant de canaux d'acquisition (Wise et al., 2004; Bossetti et al., 2004).

En résumé, il faut retenir que les caractéristiques temporelles de la propagation des signaux nerveux jumelées aux techniques et aux méthodes de neurodétection font en sorte que le débit de données neuronales généré par un seul canal d'acquisition peut atteindre 400 000 bits/s. De plus, la complexification des applications qui font appel aux systèmes de neurodétection amène une augmentation de leur nombre de canaux d'acquisition de données neuronales, et par le fait même rehausse les exigences de débit de données imposées aux systèmes de biotélémétrie. Dans ce contexte, la démarche de conception du système de télémetrie optique transcutanée a été amorcée dans le but de satisfaire une exigence de débit de transmission d'environ 6 Mb/s, ce qui permettrait d'assurer la biotélémétrie des données neuronales générées par un système de neurodétection de 16 canaux.

## **2.2 Système de biotélémétrie implantable**

Parce que la télémetrie et la biotélémétrie sont des concepts qui peuvent se définir de plusieurs façons, voici les définitions retenues dans le cadre des présents travaux de recherche. Tout d'abord, un système de télémetrie réalise la transmission des données issues de la mesure d'un phénomène quelconque. Si le phénomène en question est de nature biologique, le système qui réalise la transmission des données en est un de biotélémétrie. Lorsque la mesure de ces phénomènes biologiques s'effectue à l'intérieur du corps d'un organisme vivant, un système de biotélémétrie implantable réalise la transmission des données vers l'extérieur du corps.

Un tel système se divise en deux parties : l'une est implantée (le transmetteur) alors que l'autre demeure à l'extérieur du corps (le récepteur). Le système de biotélémétrie dont il est question dans ce projet de recherche vise à transmettre en temps réel des données neuronales dont l'acquisition aurait été réalisée par un système de neurodétection comparable à ce qui est décrit à la section 2.1.2. Dans le contexte de cette recherche, il est posé que le système de neurodétection se trouve lui aussi implanté et que les données neuronales qu'il génère sont prises en charge par le transmetteur implanté du système de biotélémétrie pour être transmises vers son récepteur.

Les circuits électroniques de la partie implantée d'un système de biotélémétrie implantable tirent leur alimentation électrique soit d'une pile, soit d'une méthode quelconque qui permet

de fournir l'énergie requise. Quelle que soit la source d'énergie utilisée, il est avantageux de minimiser la consommation énergétique des circuits implantés afin d'augmenter la durée de vie de la pile ou de réduire les exigences imposées à la méthode d'apport d'énergie. En effet, toute consommation de puissance inefficace ayant lieu dans le dispositif implanté se traduira par une augmentation de température de celui-ci (Lazzi, 2005), augmentation qui doit se limiter à 2 °C au-dessus de la température du site d'implantation (British Standard, 1997).

Dans le cas d'un système de biotélémétrie implantable devant transmettre des données numériques à un débit élevé, une attention particulière doit être portée à la consommation des circuits électroniques numériques, qui montrent une inefficacité proportionnelle à la fréquence de commutation des transistors qui les composent.

Une autre caractéristique exigée d'un système de biotélémétrie concerne la petitesse de l'émetteur implantable. En effet, tous les composants destinés à être implantés doivent occuper un volume minimal afin de faciliter l'implantation du dispositif.

La télémétrie de données neuronales a souvent été réalisée à l'aide de plusieurs techniques qui sont souvent le résultat d'une adaptation de systèmes standards de communication (Güler et al., 2002). Ainsi, ces techniques ont parfois hérité de caractéristiques qui conviennent moins bien à la télémétrie de données neuronales.

Les prochaines sections présentent les avantages et les inconvénients de certaines techniques actuelles de biotélémétrie que sont le port percutané câblé, le couplage inductif, les fréquences radio et la conduction volumique. L'une d'elles porte d'avantage sur la télémétrie optique transcutanée puisque le sujet d'étude des travaux de recherche que couvre ce mémoire concerne l'emploi de ce type de système. Finalement, quelques notions liées à la qualité de la transmission d'un système de télémétrie viennent clore ce chapitre.

### **2.2.1 Biotélémétrie câblée par port percutané**

Un port percutané est un dispositif inséré dans une incision de la peau et qui peut être maintenu en place pour une durée prolongée. Un tel port offre un accès à l'intérieur du corps et permet le passage d'instruments chirurgicaux, de cathéters ou de fils électriques. Une approche pour réaliser un système de biotélémétrie consiste à utiliser un port percutané à

travers lequel passent les câbles qui relient les circuits électroniques implantés du système d'acquisition au monde extérieur.

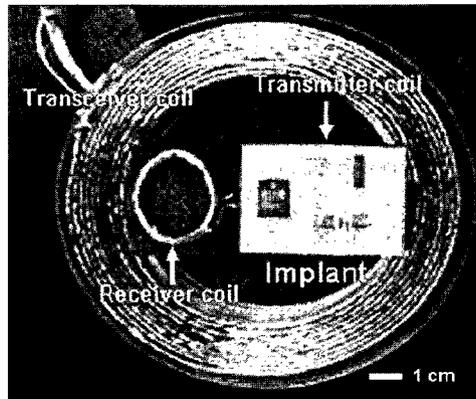
Cette solution peut offrir un débit de transmission élevé puisque certains protocoles de communication filaire, tel que le *Serial Peripheral Interface* (SPI), sont capables de débits de plusieurs dizaines de Mb/s alors que d'autres, comme le *Universal Serial Bus* (USB), permettent en plus l'alimentation électrique des circuits implantés.

Par contre, l'utilisation d'un port percutané nécessite un suivi médical serré en raison du risque élevé d'infection de l'incision cutanée. Pour cette raison, cette technique n'est utilisée que lors d'études de recherches cliniques médicalement encadrées dont la durée se limite à quelques mois seulement. De plus, des dommages mécaniques causés aux câbles peuvent réduire la fonctionnalité du lien de télémétrie, ou pire encore, le rendre inopérant (Warwick et al., 2003).

Donc, bien que des débits élevés de données puissent être supportés par un système de biotélémétrie câblé par port percutané, l'inconvénient que représente le risque d'infection s'avère suffisamment sérieux pour privilégier une solution de biotélémétrie dont le transmetteur serait totalement implantable, tel qu'entrevu par un système de biotélémétrie optique transcutanée.

### 2.2.2 Biotélémétrie par couplage inductif

Le couplage inductif est le phénomène par lequel deux bobines sont couplées par leur champ magnétique. Les systèmes de biotélémétrie basés sur ce phénomène sont les plus utilisés pour la transmission de données entre un dispositif implanté et un dispositif externe (figure 2.1) (Liang et al., 2005).



**Figure 2.1** Système de couplage inductif typique

Un courant alternatif qui circule dans une des bobines génère un champ magnétique qui traverse les tissus biologiques. La seconde bobine réagit aux variations de ce champ magnétique en générant un courant. Des données pourront être transmises en modulant l'amplitude du champ et en décodant les variations de courant au secondaire.

L'emploi du couplage inductif est maîtrisé depuis de nombreuses années. De plus, cette technique permet le transfert d'énergie vers le dispositif implanté, énergie qui peut être utilisée comme puissance d'alimentation des circuits électriques implanté, combinant ainsi deux fonctions au sein du même dispositif (Ghovanloo et al., 2003; Liang et al., 2005).

Le principal inconvénient de cette technique est la capacité limitée de transmission, qui ne peut atteindre que 200 kb/s dans les meilleurs systèmes (Ghovanloo et al., 2003; Abita et al., 2004). De plus, la consommation de puissance des circuits de la partie implantée d'un tel système de télémétrie peut atteindre 100 mW (par exemple, Liang et al., 2005), ce qui est nettement trop élevé pour être supporté par une alimentation à pile. Toutefois, le fait qu'il soit possible de transmettre la puissance nécessaire au fonctionnement du circuit implanté vient amoindrir cet inconvénient. Par ailleurs, les systèmes de communication par couplage inductif sont sensibles aux interférences lorsqu'ils sont utilisés dans un environnement où le bruit électromagnétique est élevé (Ghovanloo et al., 2003; Liang et al., 2005).

La biotélémétrie par couplage inductif ne se montre donc pas appropriée pour les applications de neurodétection qui demandent des débits de transmission supérieurs à 200 kb/s, en plus de se montrer sensibles aux interférences.

### 2.2.3 Biotélémétrie par ondes radio

La transmission de données par ondes radio, lorsque adaptée pour la télémétrie de données biologiques, consiste à implanter dans un corps un transmetteur d'ondes radio qui envoie des données vers un récepteur situé à l'extérieur du corps (Wise et al., 2004). Ces systèmes emploient très souvent une modulation de fréquences puisqu'il y a disponibilité sur le marché d'émetteurs-récepteurs conçus pour la bande commerciale dont le spectre couvre la bande de 88 MHz à 108 MHz (Chien et al., 2005; Nieder, 2000; Mohseni et al., 2005). Par ailleurs, le protocole *Medical Implant Communication Service* (MICS), établi en 1999 à une fréquence d'opération de 433 MHz, est spécialement dédié aux applications biomédicales qui font appel à de la communication par ondes radio. Des circuits intégrés basés sur cette technologie ont été conçus spécifiquement pour des applications implantables (Neihart et al., 2005) et certains sont offerts commercialement (par exemple, le transpondeur ZL70100 de Zarlink Semiconductor).

En général, de tels systèmes présentent des portées qui s'étendent de 0,5 m à 4 m environ, ce qui représente le principal avantage des systèmes de communication par ondes radio. En effet, cette caractéristique permet à l'utilisateur, contrairement aux systèmes câblés, de demeurer libre de tout lien physique pouvant restreindre ses mouvements.

La consommation de puissance des systèmes radio implantables s'élève typiquement à 10 mW (par exemple, Schregardus et al., 2006; Zarlink Semiconductor, mai 2005), bien que des développements récents aient permis d'abaisser cette valeur à environ 1 mW tout en démontrant une portée inférieure à 1 m (Neihart et al., 2005; Mohseni et al., 2005).

Le principal inconvénient des systèmes de télémétrie radio qui reposent sur des circuits conçus pour la bande de modulation de fréquence commerciale est leur largeur de bande limitée à 15 kHz. Une solution qui permettrait d'augmenter la bande passante consiste à augmenter la fréquence porteuse du système. Or, l'absorption des ondes radio par l'eau contenue dans les tissus cutanés et adipeux augmente en fonction de l'augmentation de la fréquence de ces ondes (Wise et al., 2004). Grâce à des techniques de modulation de type *frequency shift keying* (FSK), la bande passante peut atteindre une largeur de 2 MHz à 3 MHz tout en conservant la fréquence porteuse inférieure à 10 MHz (Wise et al., 2004; Ghovanloo et al., 2003).

Un autre inconvénient majeur des systèmes radio est leur susceptibilité aux interférences électromagnétiques. Avec l'augmentation du nombre de dispositifs électroniques utilisant des protocoles radio tels que Bluetooth™, les sources potentielles de bruits électromagnétiques deviennent plus nombreuses et augmentent la probabilité de nuire à l'intégralité des données transmises (Guillory et al., 2004). Dans le contexte d'une application biomédicale implantable, ceci peut être la source de graves conséquences issues de mauvaises décisions basées sur des données erronées. De plus, les piles de dispositifs implantables sont presque toujours rechargées par couplage magnétique et il a été constaté que ces systèmes de recharge, même s'ils sont opérés à basses fréquences, nuisent aux performances des systèmes radio puisqu'ils constituent des sources élevées d'émissions électromagnétiques dans le voisinage immédiat de l'implant (Yoon, 2005; Okamoto, 2005).

Donc, il faut retenir que la biotéléométrie par onde radio offre la capacité de transmettre des débits de données plus élevés que les autres techniques présentées jusqu'à maintenant, mais encore insuffisante pour satisfaire les besoins grandissant de la neurodétection. De plus, la susceptibilité aux interférences électromagnétiques de ces systèmes vient réduire sa performance globale.

#### 2.2.4 Biotéléométrie par conduction volumique

La conduction volumique repose sur le fait qu'une source de courant située à l'intérieur d'un matériau conducteur crée une distribution de potentiel électrique à l'intérieur de son volume et à sa surface (Sun et al., 2006; Sciabassi et al., 2006). Une technique qui mettrait à profit la conduction volumique ne requerrait qu'une très faible consommation d'énergie. Par contre, la bande passante disponible du système ne serait que de quelques kHz, rendant ainsi cette technique inappropriée pour des applications qui demandent une capacité de transmission élevée, comme peuvent le nécessiter celles de neuroprothétique.

#### 2.2.5 Qualité de transmission

Le taux de bits erronés (*Bit Error Rate* (BER)) est un critère qui peut qualifier la capacité d'un système de communication à transmettre fidèlement des données. Un système de téléométrie doit présenter une performance minimale caractérisée par un taux de bits erronés suffisamment faible pour garantir une probabilité raisonnablement élevée de l'exactitude des données transmises. Le taux de bits erronés des prototypes de systèmes de biotéléométrie a

rarement été évalué et ceux qui l'ont fait rapportent des performances qui varient de  $1E-2$  à  $1E-6$  (Mandal, 2007). Parmi les systèmes vendus sur le marché, le transpondeur radio ZL70100 de Zarlink Semiconductor transmet des données à un taux d'erreurs inférieur à  $1E-3$  en ce qui concerne la couche radio (avant l'application de techniques de détection et de correction d'erreurs) (Zarlink Semiconductor, 2005).

Dans le cadre des travaux de recherche, la qualité de transmission du système de télémétrie optique transcutanée n'a pas été négligée et le taux de bits erronés a servi de critère à son évaluation. Une valeur de taux de bits erronés a été imposée comme critère de conception à rencontrer afin de qualifier la capacité de la télémétrie optique à transmettre intégralement des données neuronales.

### **2.3 Biotélémétrie optique**

La biotélémétrie optique transcutanée est une technique de biotélémétrie qui s'ajoute à celles présentées à la section 2.2 et dont le principe de base consiste à munir le dispositif implanté d'une source émettrice de lumière qui est modulée en fonction des données à transmettre. Les caractéristiques optiques des tissus cutanés font en sorte que la lumière émise par le transmetteur peut se propager à travers eux jusqu'au récepteur.

Afin de bien comprendre ce qui rend possible la conception de tels systèmes, la présente section détaille d'abord les propriétés optiques des tissus cutanés humains. Par la suite, les avantages et inconvénients des systèmes de biotélémétrie optique transcutanée sont présentés, ainsi que certaines contraintes de conception qui leurs sont propres.

#### **2.3.1 Propriétés optiques des tissus cutanés humains**

La biotélémétrie optique nécessite la transmission transcutanée de données et les caractéristiques optiques du milieu influencent les performances des systèmes de biotélémétrie. Il est donc nécessaire de s'intéresser aux caractéristiques optiques de la peau lors de la conception d'un tel système. La peau est constituée de quatre couches de tissus d'épaisseur variable (Krishnaswamy et al., 2004). La couche la plus externe est le stratum corneum, dont l'épaisseur varie de 0,01 mm à 0,02 mm. Puis, vient l'épiderme, qui a une épaisseur variant de 0,027 mm à 0,15 mm, suivit du derme, d'une épaisseur de 0,6 mm à 3 mm. Finalement, la couche la plus profonde de la peau, l'hypoderme, est absente à certains

endroits du corps, mais elle peut atteindre 3 cm d'épaisseur dans l'abdomen. L'hypoderme étant constitué de gras, il est fréquent de ne pas le considérer comme faisant partie de la peau. Ainsi, l'épaisseur totale de la peau se situe typiquement entre 0,637 mm et 3,17 mm.

Les propriétés optiques des couches cutanées que sont la diffusion, la réflexion, l'absorption et la transmittance sont spécifiques à chacune d'elles et sont détaillées dans les sections suivantes.

### ***Diffusion***

La diffusion optique est le principal phénomène qui intervient lors de la propagation d'un faisceau lumineux à travers la peau. La diffusion correspond au phénomène qui fait que la trajectoire d'un photon est modifiée lorsque celui-ci entre en collision avec une particule dont les dimensions sont comparables à sa longueur d'onde (Hecht, 2002). Elle peut se constater par l'étalement spatial que subit un faisceau collimaté émis par une source ponctuelle après s'être propagé dans un milieu diffusant. Dans le cas de la peau, la diffusion est surtout causée par les fibres de collagène présentes dans le derme. Cette caractéristique correspond à la diffusion de Mie et de Rayleigh (Krishnaswamy et al., 2004; Jacques, 1996). Plus la dimension de la particule est grande par rapport à celle de la longueur d'onde d'intérêt, plus la diffusion se fait vers l'avant (*forward scattering*), c'est-à-dire que bien que la trajectoire du faisceau incident de lumière soit modifiée par ces couches de la peau, elle ne l'est que par de faibles angles et conserve sensiblement la même orientation générale (Krishnaswamy et al., 2004).

C'est ainsi que le stratum corneum et l'épiderme produisent une diffusion avant pour les longueurs d'ondes visibles et qu'elle est plus marquée pour les longueurs d'onde de l'ultraviolet (UV). Par contre, les fibres de collagènes du derme ont de plus fortes dimensions (2,8  $\mu\text{m}$  de diamètre) que celles du stratum corneum et de l'épiderme et elles créent donc une diffusion plus importante dans le spectre visible que les couches externes. Pour les longueurs d'onde de 300 nm à 1000 nm, la diffusion peut être telle que son effet sur la propagation de la lumière surpasse celui de l'absorption (Van Gemert et al., 1989).

Le phénomène de diffusion optique dans un milieu est quantifié par la valeur de son coefficient de diffusion réduite  $\mu_s'$  en fonction de la longueur d'onde considérée. Pour le

derme, la valeur de  $\mu_s'$  décroît exponentiellement de  $150 \text{ cm}^{-1}$  à  $35 \text{ cm}^{-1}$  lorsque la longueur d'onde varie de 400 nm à 635 nm (Jacques, 1996). Des modélisations de la diffusion de Mie et de Rayleigh ont permis d'estimer la valeur de la diffusion totale du derme humain pour des longueurs d'onde qui vont jusqu'à 2000 nm. Ces valeurs obtenues par modélisation sont très près de celles mesurées (Jacques, 1996).

Des mesures de la diffusion causée par le derme ont montré qu'il s'agit du phénomène optique qui a le plus grand impact sur la propagation d'un faisceau et qu'il détermine la profondeur de pénétration d'une radiation en fonction de sa longueur d'onde (Anderson et al., 1981; Douven et al., 2000). De plus, la valeur du coefficient de diffusion réduite  $\mu_s'$  n'est pas constante : elle diminue en fonction de l'augmentation de la longueur d'onde de l'UV jusqu'à l'infrarouge (figure 2.2) (Anderson et al., 1981; Simpson et al., 1998).

Enfin, la diffusion d'un milieu diffusant présente un caractère directionnel (Jacques et al., 1987). À incidence normale, un faisceau lumineux est davantage diffusé dans la direction incidente qu'il ne l'est latéralement. De plus, une faible épaisseur de peau causera une faible diffusion et une plus grande partie de la puissance optique incidente traversera le milieu.

La revue de la littérature n'a pas permis d'identifier la valeur des coefficients de diffusion pour le stratum corneum et l'épiderme.

En résumé, il faut retenir que la diffusion optique est le phénomène le plus important qui vient contrer la propagation d'un faisceau lumineux à travers les tissus cutanés. Son importance diminue avec l'augmentation de la longueur d'onde de la lumière du visible jusqu'à 2000 nm. Ainsi, lors de la conception d'un système de télémétrie optique transcutanée, le choix de la longueur d'onde du faisceau lumineux généré par l'émetteur revêt une grande importance et doit faire en sorte de minimiser la diffusion. De plus, le détecteur du récepteur a été choisi avec un large champ de vue afin de contrer l'effet de l'étalement spatial subit par un faisceau qui se propage dans un milieu diffusant.

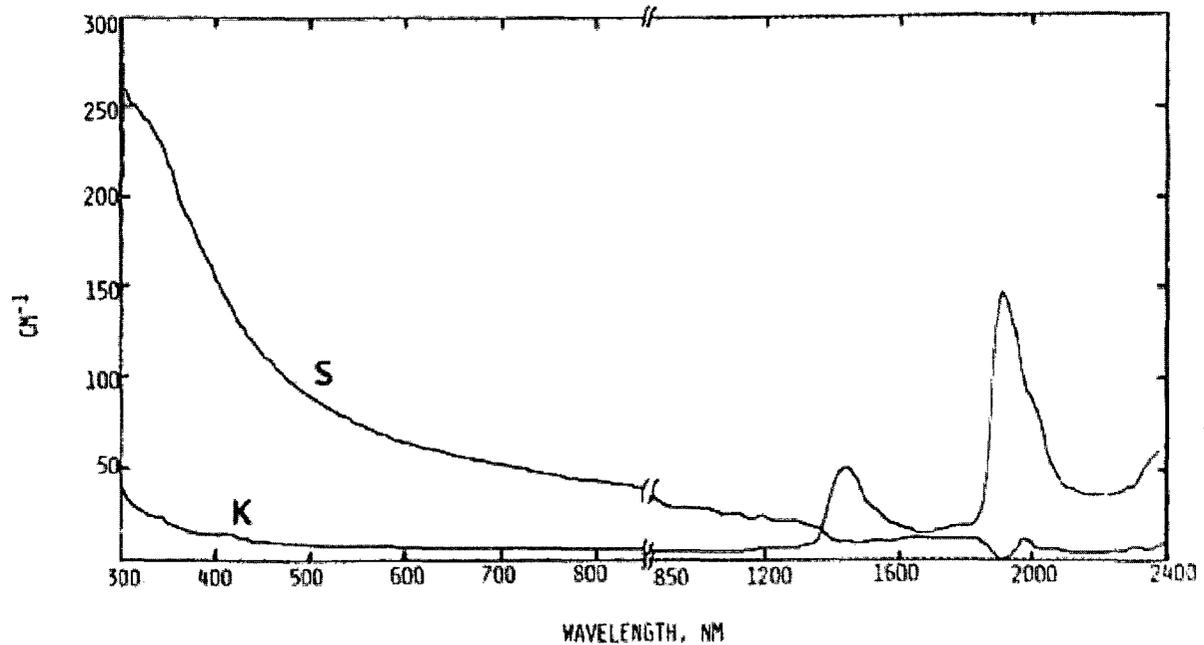


Figure 2.2 Coefficients de diffusion réduite (S) et d'absorption (K) du derme humain

### **Absorption**

La lumière incidente qui se propage dans les couches internes de la peau est partiellement atténuée au cours de sa propagation dans les tissus cutanés. Ce phénomène se représente mathématiquement par loi de Beer-Lambert présenté à l'équation 2.4 dans laquelle  $I_t$  est l'intensité transmise de la lumière incidente d'intensité  $I_i$  après une propagation sur une distance  $z$  dans un milieu ayant un coefficient d'absorption  $\mu_a$ .

$$I_t = I_i e^{-\mu_a z} \quad 2.4$$

Cette absorption de la lumière est causée par la présence d'eau dans la peau et de différentes molécules pigmentées, dont les principales sont la mélanine, l'hémoglobine, le bêta-carotène et la bilirubine. Chacune d'elles présente son propre profil d'absorption en fonction de la longueur d'onde. De l'UV vers l'infrarouge, l'absorption de ces pigments diminue alors que l'absorption par l'eau augmente notablement (figure 2.3) (Meglinski et al., 2002; Anderson et al., 1981). Le pouvoir absorbant de l'eau est aussi clairement apparent pour des longueurs d'onde supérieures à 1300 nm (figure 2.2).

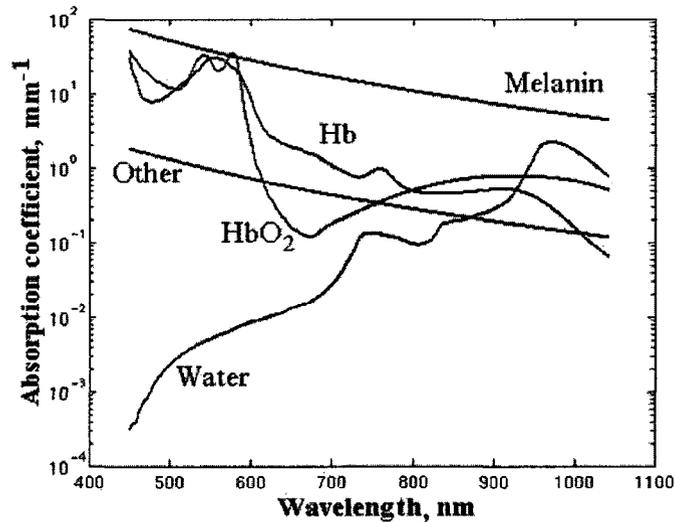


Figure 2.3 Coefficient d'absorption optique  $\mu_a$  de quelques pigments de la peau (hémoglobine : *Hb*, oxyhémoglobine : *HbO<sub>2</sub>*, mélanine : *melanin*) et de l'eau (*water*)

Le stratum corneum et l'épiderme sont les couches de la peau les plus absorbantes en raison de leur teneur élevée en mélanine (Anderson et al., 1981). Le pouvoir absorbant de la mélanine est plus élevé pour les longueurs d'onde plus courtes des rayons UV (250 nm à 400 nm) et il diminue graduellement alors que la longueur d'onde se rapproche de 1200 nm. Pour les longueurs d'onde infrarouges (environ 1100 nm), l'effet absorbant de ce pigment devient par contre négligeable (Anderson et al., 1981).

Comme le montre la figure 2.4, l'allure générale du profil d'absorption de l'ensemble des trois couches de la peau (stratum corneum, épiderme et derme) présente une décroissance exponentielle pour les longueurs d'onde passant de 650 nm à 900 nm, particulièrement marquée pour un sujet à peau foncée figure 2.4 (Simpson et al., 1998). Il faut noter que la différence entre les valeurs du coefficient d'absorption d'une peau pâle par rapport à celles du coefficient d'une peau foncée dans les longueurs d'onde visibles peut atteindre un ordre de grandeur. Par contre, cette différence se réduit à un facteur deux seulement pour le proche infrarouge (Simpson et al., 1998).

L'hypoderme, qui est principalement constitué de matières lipidiques, présente une absorption nettement plus faible (un ordre de grandeur) que celle du derme. Son absorption est maximale pour les longueurs d'onde qui se situent entre 900 nm et 950 nm comme le montre la figure 2.5 (Simpson et al., 1998).

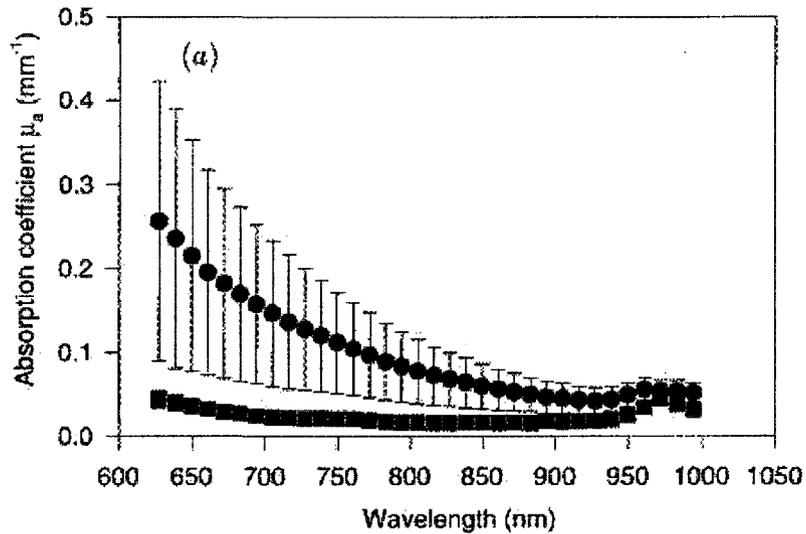


Figure 2.4 Coefficients d'absorption optique  $\mu_a$  du stratum corneum, de l'épiderme et du derme humain pour un sujet à peau pâle (■) et pour un sujet à peau foncée (●)

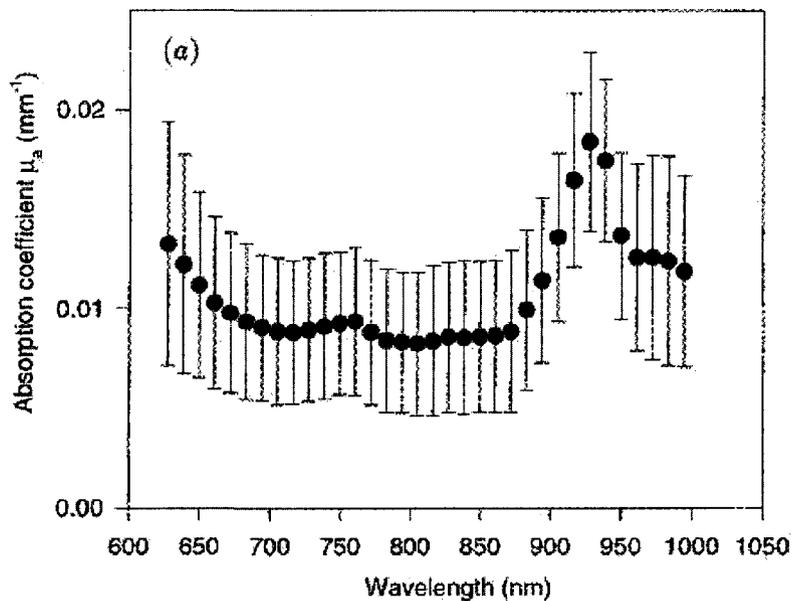


Figure 2.5 Coefficients d'absorption optique  $\mu_a$  de l'hypoderme humain

En résumé, le phénomène d'absorption fait en sorte qu'une partie de la lumière incidente est absorbée lors de son passage à travers les tissus cutanés, réduisant par le fait même la puissance du faisceau qui traverse complètement les tissus. Cette absorption est plus forte pour des longueurs d'onde visibles que pour des longueurs d'onde du proche infrarouge, mais

elle reprend de la force pour des longueurs d'onde supérieures à 900 nm. Ces informations ont été considérées lors de la conception du système de télémétrie optique transcutanée et ont forcé le choix d'un émetteur générant un faisceau à une longueur d'onde située dans le proche infrarouge, mais inférieure à 900 nm afin de minimiser l'absorption de puissance optique par les tissus cutanés.

### ***Réflexion***

La réflectivité est une caractéristique des tissus cutanés humains qui est causée par la réflexion d'une partie de la lumière incidente à la surface de la peau.

La réflexion de Fresnel se produit à l'interface entre deux milieux d'indice de réfraction  $n$  différents (Born, 2005; Hecht, 2002). Puisque l'indice de réfraction du stratum corneum vaut typiquement 1,55 (Krishnaswamy et al., 2004) alors que celui de l'air vaut environ 1, des réflexions de Fresnel peuvent se produire à la surface de la peau. La réflexion de la lumière normalement incidente à la surface de la peau varie de 4 à 7 % pour l'ensemble des longueurs d'onde qui se situent entre 250 nm et 3000 nm et cette caractéristique est indépendante de la pigmentation de la peau (Anderson et al., 1981).

La lumière incidente qui pénètre la peau est quant à elle diffusée, absorbée ou réfléchi de nouveau à l'interface du derme, puis à l'interface des tissus adipeux. Les valeurs des indices de réfraction de l'épiderme ( $n=1,34$ ) et du derme ( $n=1,4$ ) (Meglinski et al., 2002) étant différentes, il y a à nouveau présence de réflexions internes (aussi appelées réémissions) d'une partie de la lumière lorsque celle-ci rencontre l'interface entre ces deux milieux. Comme le montre les courbes de la figure 2.6 (Anderson et al., 1981), l'intensité de la réémission varie à cet endroit en fonction de la pigmentation de la peau pour les longueurs d'ondes visibles seulement, alors que ce n'est plus le cas pour les longueurs d'onde supérieures à 1100 nm.

Ces courbes montrent un maximum de réémission de la lumière visible (600 nm à 800 nm) chez les sujets à peau pâle (Zhang et al., 2005) alors que le maximum se situe à des longueurs d'onde d'environ 1000 nm pour les sujets à peau foncée. De plus, le maximum est de plus faible intensité lorsque la peau est foncée que lorsqu'elle est pâle.

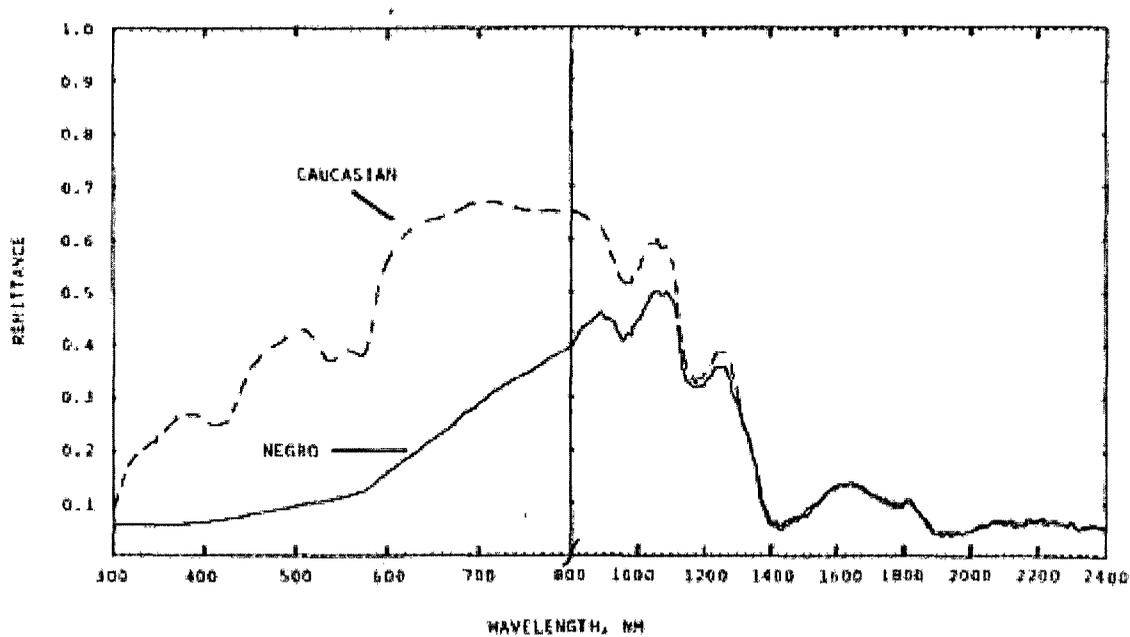


Figure 2.6 Réémission spectrale de la lumière de la peau pâle (Caucasian) et de la peau foncée (Negro)

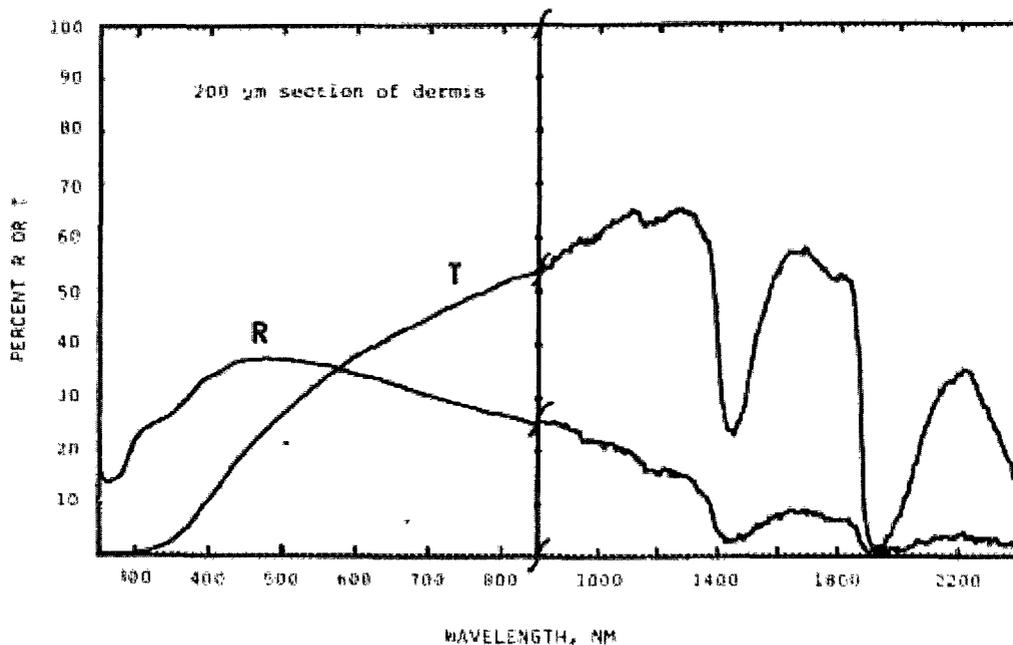
En résumé, le phénomène de réflexion fait en sorte qu'une partie de la lumière incidente est réfléchié lors du passage du faisceau lumineux d'une couche cutanée à la couche voisine, réduisant par le fait même la puissance du faisceau qui traverse complètement les tissus. Lors de la conception du système de télémétrie optique transcutané, ceci s'est traduit par la sélection d'un détecteur à sensibilité élevée afin d'obtenir un bas seuil de puissance optique requise pour permettre la reconnaissance du signal transmis.

### *Transmittance*

Les phénomènes de réflexion, de diffusion et d'absorption de la lumière par la peau nuisent à la propagation d'un faisceau lumineux à travers les tissus cutanés et leurs effets peuvent être combinés et exprimés par la transmittance  $T$ , qui se définit comme la fraction de l'intensité de la lumière incidente qui traverse un milieu donné. En tenant compte du coefficient de diffusion réduite  $\mu_s'$  et de l'intensité de la lumière réfléchié  $I_r$ , l'équation 2.5 est obtenue (Yoon et al., 2005).

$$T = \frac{I_t}{I_i - I_r} = e^{-(\mu_a + \mu_s)Z}$$

La diffusion est le principal phénomène qui contribue à la faiblesse de la transmittance des tissus cutanés et cette transmittance augmente à mesure que la longueur d'onde considérée augmente (Anderson et al., 1981). Par contre, lorsque la longueur d'onde d'intérêt atteint la région située entre 1300 nm et 1600 nm, le pouvoir absorbant de l'eau devient dominant et la transmittance diminue alors abruptement (figure 2.7) (Anderson et al., 1981).



**Figure 2.7 Transmittance (T) et réflexion (R) spectrale d'un échantillon de derme humain de 200 µm d'épaisseur**

Le maximum de transmittance du derme humain se trouve quant à lui entre 800 nm et 1300 nm. Le tableau 2.2 présente la profondeur de pénétration de la lumière dans une peau pâle en fonction de la longueur d'onde estimée à partir des valeurs de la transmittance qui sont de mise pour le spectre visible et pour le proche infrarouge (Anderson et al., 1981).

**TABLEAU 2.2 PROFONDEUR DE PÉNÉTRATION APPROXIMATIVE D'UNE RADIATION OPTIQUE DANS UNE PEAU PÂLE**

| Longueur d'onde (nm) | Profondeur de pénétration ( $\mu\text{m}$ ) à 1/e (37 %) de la densité d'énergie incidente |
|----------------------|--|
| 250                  | 2  |
| 280                  | 1,5  |
| 300                  | 6  |
| 350                  | 60   |
| 400                  | 90   |
| 450                  | 150  |
| 500                  | 230  |
| 600                  | 550  |
| 700                  | 750  |
| 800                  | 1200   |
| 1000                 | 1600   |
| 1200                 | 2200   |

Ainsi, la transmittance de la peau permet à une radiation optique à 1200 nm de pénétrer à plus de 2 mm de profondeur dans les tissus cutanés tout en conservant une grande partie de son énergie incidente.

Les valeurs de la transmittance du tableau 2.2 ont été mesurées pour des radiations optiques incidentes à l'épiderme et qui se propagent vers les couches profondes (Anderson et al., 1981). En admettant une distribution spatiale uniforme des pigments et des fibres de collagènes sur une surface de tissus cutanés de quelques  $\text{mm}^2$  et en raison de la faible épaisseur des tissus en question, les coefficients d'absorption et de diffusion optique des tissus cutanés peuvent être supposés constants et indépendants de la direction de la propagation lumineuse. Ainsi, bien qu'il n'ait pas été possible de répertorier des écrits qui font état de l'impact de la direction de propagation lumineuse sur la transmittance des tissus cutanés, l'hypothèse voulant que la transmittance de la peau pour des radiations dirigées vers l'extérieur du corps soit comparable à celle qui s'applique pour la propagation vers les couches profondes a semblé acceptable.

Dans le cadre du présent travail de recherche, il faut donc retenir que la transmittance des tissus cutanés humains est maximale pour des longueurs d'onde se situant entre 800 nm et 1300 nm et cette caractéristique a limité le choix de l'émetteur. De plus, dans le cas présent, la lumière est incidente aux tissus adipeux et se propage vers les couches superficielles. Ainsi,

une des hypothèses formulées dans le cadre de cette recherche suppose que la transmittance est indépendante de la direction de propagation du faisceau lumineux.

### ***Modélisation des propriétés optiques des tissus cutanés***

Afin de mieux comprendre les phénomènes optiques qui affectent la propagation de la lumière dans les tissus cutanés, plusieurs modèles mathématiques et physiques ont été développés à la suite de travaux de caractérisation.

Les premiers modèles mathématiques représentaient les tissus cutanés à l'aide de deux ou trois milieux optiques ayant chacun des caractéristiques propres à l'image des couches de la peau (Svaasand, L.O. et al., 1995). Puis, les modèles se sont raffinés en incorporant 5 couches optiques (Douven et al., 2000) et davantage par la suite (Zhang et al., 2005). La propagation de la lumière, d'abord simplement expliquée par la loi de Beer (absorption), s'est enrichie des concepts de Mie et de Rayleigh (diffusion), puis de ceux de Kubelka-Munk (transmission et réflexion) (Van Gemert et al., 1989; Cheong et al., 1990).

Beaucoup d'efforts ont donc été déployés afin de modéliser la diffusion le plus fidèlement possible. Les modèles qui ont été développés et les nombreuses simulations Monte-Carlo qui ont été menées ont permis, entre autres choses, de déterminer des valeurs pour les coefficients optiques d'absorption et de diffusion (Meglinski et al., 2002; Mcshane et al., 2000; Simpson et al., 1998; Mourant et al., 1997; Patterson et al., 1989).

Ces modèles mathématiques permettent la création de modèles physiques, appelés « fantômes », par l'identification ou la fabrication de matériaux qui présentent les mêmes caractéristiques optiques que les tissus cutanés humains. Les fantômes sont très prisés dans les milieux de recherche et développement, car ils permettent de mener des activités de recherche avec plus de facilité. En effet, l'acquisition d'échantillons de tissus humains constitue une démarche exigeante et leurs conditions de conservation et d'utilisation ajoutent à la complexité des travaux.

Les fantômes de tissus cutanés humains les plus communs sont constitués d'une solution aqueuse de teinture qui filtre l'infrarouge (S109564 Zeneca) et qui contient des billes de polystyrène de 1,27  $\mu\text{m}$  de diamètre, ou encore une résine d'époxy solide (Simpson et al., 1998; Mourant et al., 1997). Bien que de tels fantômes puissent s'avérer utiles lorsqu'il s'agit

d'étudier les performances d'un système de télémétrie transcutanée, leur utilisation n'a pas été retenue dans le cadre de cette recherche en raison de leur complexité de fabrication et de la difficulté à s'en procurer.

Par ailleurs, les caractéristiques optiques d'absorption et de diffusion des tissus cutanés d'autres mammifères, comme le porc ( $\mu_a \approx 0,05 \text{ mm}^{-1}$  ;  $\mu_s \approx 2,8 \text{ mm}^{-1}$ ), montrent des valeurs très similaires à celles des tissus cutanés humains ( $\mu_a \approx 0,05 \text{ mm}^{-1}$  ;  $\mu_s \approx 1,6 \text{ à } 2,3 \text{ mm}^{-1}$ ) aux longueurs d'onde d'intérêt (Simpson, 1998 ; Du, 2001). Ces tissus peuvent donc constituer des modèles physiques acceptables de la peau humaine, en plus d'être simple à se procurer. Les performances de plusieurs systèmes de télémétrie optique transcutanée ont été caractérisées lors d'essais exécutés sur des échantillons de tissus cutanés porcins (Guillory, 2004 ; Abita, 2004 ; Yoon, 2005). Dans le cadre des présents travaux de recherche, des échantillons de peau de porc ont constitué le milieu de transmission utilisé lors des essais de caractérisation des performances du système de télémétrie. Toutefois, ces échantillons étaient constitués de tissus morts et exempts de leur sang, ce qui éloigne la représentativité du modèle qu'ils constituent de la situation réelle.

### 2.3.2 Systèmes de biotélémétrie optique

Le principe de base des systèmes de biotélémétrie optique consiste à munir le dispositif implanté d'une source émettrice de lumière qui est modulée en fonction des données à transmettre. La lumière émise se propage à travers les tissus jusqu'à l'extérieur du corps, où elle est captée par un dispositif muni d'un détecteur et capable de reconnaître les données transmises. Cette description s'applique au contexte des présents travaux de recherche, bien qu'il soit tout à fait possible de réaliser une transmission transcutanée de données de manière optique en direction inverse, c'est-à-dire à partir d'un émetteur situé à l'extérieur du corps vers un récepteur implanté.

Les premiers systèmes de biotélémétrie optiques ont été développés dans les années 1980 et des tentatives ont par la suite été menées afin de les adapter aux besoins de la neuroprothétique (Goto et al., 2002; Guillory et al., 2004).

Les systèmes de communication optique se montrent insensibles aux interférences électromagnétiques qui proviennent des dispositifs à fréquence radio (Guillory et al., 2004).

C'est là un avantage majeur dans le cas des applications pour lesquelles la fiabilité et la robustesse du lien de communication sont essentielles. De plus, parce que la largeur de bande est beaucoup plus petite que la longueur d'onde de la porteuse, la transmittance des tissus cutanés est considérée constante sur toute la bande passante, ce qui fait en sorte qu'il serait possible d'atteindre des largeurs de bande de transmission très élevées (Guillory et al., 2004).

Le choix de la longueur d'onde de la lumière est critique puisque les tissus cutanés présentent des caractéristiques optiques qui varient en fonction de la longueur d'onde de la lumière qui les traverse. Tel que relevé à section 2.3.1, il existe une « fenêtre optique » qui comprend la plage des longueurs d'onde qui vont de 800 nm à 1300 nm pour laquelle l'absorption et la diffusion sont faibles. La transmittance de la peau sera donc la plus élevée possible si la longueur d'onde de la lumière émise est sélectionnée dans cette plage de longueurs d'onde (Goto et al., 2001b; Abita et al., 2004; Inoue et al., 1998; Kudo et al., 1988; Mitamura et al., 1990).

L'angle de divergence du faisceau incident influence sa profondeur de pénétration dans les tissus cutanés. Un faisceau à faible divergence maintient, sur son parcours, un diamètre comparable au diamètre initial et il en va ainsi de sa densité d'énergie. Parce que la peau est fortement diffusante (voir section 2.3.1), la densité d'énergie d'un faisceau à faible divergence est plus élevée que celle d'un faisceau divergent pour une même profondeur de pénétration. Ainsi, la lumière d'un faisceau à faible divergence peut être perçue plus facilement par un détecteur ou peut être perçue à des profondeurs de pénétration plus grande.

De plus, la divergence du faisceau incident a un impact sur la tolérance du système aux désalignements. En effet, puisque la peau présente un fort caractère diffusant, elle déforme la distribution spatiale de l'intensité lumineuse dès que le faisceau pénètre les tissus et cette distribution prend l'allure d'une distribution normale (Ackermann et al., 2008). La région autour de l'axe optique qui présente une densité d'énergie suffisante pour être détectée s'élargit de façon radiale après une certaine profondeur de pénétration. Une telle géométrie implique que la puissance reçue par le détecteur sera maximale si celui-ci est parfaitement aligné dans l'axe du faisceau, bien qu'un alignement parfait soit pour ainsi dire impossible lors d'une utilisation pratique d'un système de communication optique transcutanée puisque

aucune structure mécanique ne lie l'émetteur et le récepteur. Le détecteur peut être positionné légèrement hors de l'axe du faisceau (position désalignée latéralement) et recevoir une exposition au faisceau supérieure à son seuil de sensibilité. Le récepteur doit donc tolérer un certain désalignement latéral, défini comme la distance qui sépare l'axe de l'émetteur et celui du récepteur, et qui se situe typiquement de 4 mm à 20 mm (Mitamura et al., 1990; Inoue et al., 1998; Okamoto et al., 2005; Inoue et al., 1997). Par contre, les systèmes très performants exigeront plutôt que le désalignement soit inférieur à 2 mm (Guillory et al., 2004).

Parmi les sources lumineuses capables de générer un faisceau étroit, qui occupent un faible volume afin qu'il soit réaliste de les inclure dans un dispositif implantable et dont l'émission de lumière peut être modulée à plusieurs MHz, deux types d'émetteurs peuvent être sélectionnés : des diodes électroluminescentes (DEL) et des diodes laser. Une diode laser offre l'avantage de produire un faisceau collimaté, qui présente donc une divergence très faible sur de courtes distances de propagation (Inoue et al., 1997).

L'emploi de DEL encapsulées de façon à diminuer la divergence du faisceau généré peut également offrir de bonnes performances (Okamoto et al., 2005). Leur utilisation est aussi plus simple que celle des diodes laser, qui sont plus sensibles aux décharges électrostatiques que les DEL.

Puisque la quantité d'énergie disponible pour l'alimentation des circuits implantés est limitée, l'efficacité énergétique de l'émetteur doit être maximisée. Dans le cas d'une source lumineuse, l'efficacité énergétique est le ratio de l'énergie émise sous forme de lumière par rapport à l'énergie totale fournie à la source. L'efficacité d'une diode laser est d'environ 40 % alors que celle d'une DEL dans le proche infrarouge se situe entre 5 et 20 % environ (Kasap, 2000).

Par ailleurs, un système de biotélémétrie optique transcutanée incorporant une diode laser doit limiter la puissance optique émise par ce composant. En effet, les normes régissant l'utilisation des sources d'émissions laser permettent une exposition cutanée de durée infinie si les puissances optique sont inférieures à 0,2, 0,5 et 1,0 W/cm<sup>2</sup> pour des longueurs d'onde de 633, 910 et 1064 nm respectivement (American National Standards Institute, 2000). Parmi ceux qui rapportent avoir conçu un système de télémétrie optique transcutanée, peu font

mention du respect de ces normes alors que rien ne montre qu'il est possible de rendre un tel système fonctionnel en limitant la puissance optique émise à ce qui est permis (Goto et al., 2001a; Murakawa et al., 1999).

Une photodiode de type PIN au silicium peut être utilisée afin de détecter les signaux optiques transmis en raison de la sensibilité élevée de ce type de photodiodes dans la plage du proche infrarouge et en raison aussi des grandes surfaces de détection des composants fabriqués de façon industrielle par des manufacturiers comme Hamamatsu. Afin d'augmenter la tolérance du système au désalignement latéral et de permettre de diminuer la puissance optique émise par l'émetteur, le choix d'une photodiode ayant un grand champ de vue doit être privilégié car celle-ci permet la captation d'une plus grande quantité de lumière (Inoue et al., 1998), ce qui se traduit par une amélioration de la performance générale du système.

De plus, l'emploi de filtres optiques à bande passante étroite et centrée sur la longueur d'onde d'intérêt améliore le rapport signal sur bruit au récepteur. La performance générale du système s'en trouve améliorée à son tour puisque le filtre rejette les radiations indésirables aux longueurs d'onde voisines de celle du signal d'intérêt (Goto et al., 2001b).

La largeur de bande passante des systèmes de communication optique transcutanée varie énormément en fonction des objectifs que se donnent les concepteurs. Les solutions analogiques présentent des largeurs de bande qui vont de 100 Hz à 13 kHz (Goto et al., 2001b; Goto et al., 2002; Kudo et al., 1988; Mitamura et al., 1990). De telles largeurs de bande passante conviennent à la transmission de la mesure des battements cardiaques (Kudo, 1988) ou de celle des signaux nerveux provenant d'un seul canal d'acquisition (Goto, 2002). Par ailleurs, des systèmes numériques ont atteint des taux de transmission qui se situent entre 9,6 kb/s et 80 Mb/s (Abita et al., 2004; Okamoto et al., 2005; Inoue et al., 1998; Guillory et al., 2004). La figure 2.8 illustre le montage expérimental utilisé lors d'un essai d'un système de télémétrie optique établissant une communication à un débit de 80 Mb/s à travers 3 modèles de peau (gélatine extraite d'algues *agar* et peau de porc) alors que la figure 2.9 met en relation la puissance consommée par l'émetteur en fonction du débit de transmission atteint.

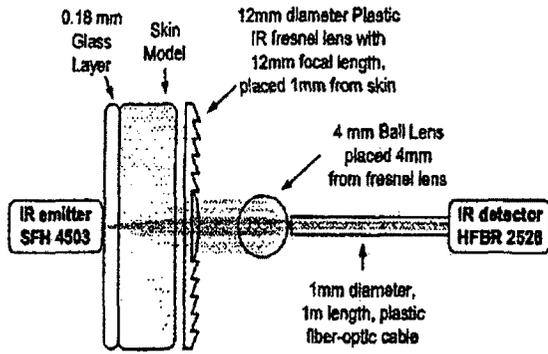


Figure 2.8 Montage d'un système qui transmet à 80 Mb/s (Guillory et al., 2004)

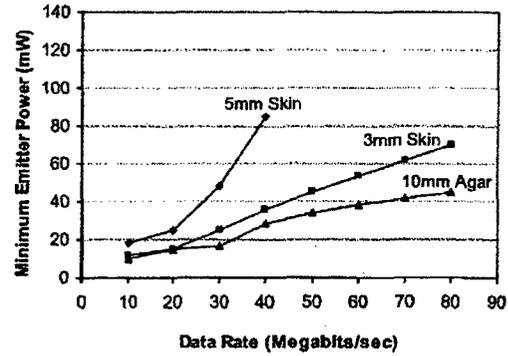


Figure 2.9 Puissance consommée par l'émetteur du système selon le débit des données transmises (Guillory et al., 2004)

Bien que les solutions commerciales de télémétrie implantable à ondes radio offrent des débits de transmission très inférieurs à 80 Mb/s (voir section 2.2.3), leur consommation énergétique d'environ 10 mW peut s'accommoder d'une alimentation à pile. Un débit de transmission élevé ne doit pas être atteint au détriment de la consommation énergétique du module implanté. En effet, une capacité de transmission élevée peut entraîner une consommation énergétique élevée, comme le montre la figure 2.9 (Guillory et al., 2004), et cette caractéristique est à éviter dans le cadre du développement d'une technologie implantable devant être alimentée par pile.

Le tableau 2.3 montre les valeurs de débits, de taux de bit erronés, de profondeur de pénétration et de consommation de trois systèmes optiques de télémétrie récents (Abita et al., 2004; Okamoto et al., 2005; Guillory et al., 2004). Les concepteurs de ces systèmes se sont donnés des objectifs différents et la comparaison des résultats obtenus permet de constater l'impact de ces objectifs sur la consommation énergétique des systèmes. La dernière ligne du tableau montre la valeur de la puissance nécessaire pour transmettre à 1 kb/s à travers 1 mm de tissu cutané et cette valeur de puissance normalisée est présentée en tant que critère d'évaluation de l'efficacité énergétique des systèmes auxquels se rapportent les résultats.

**TABLEAU 2.3 EFFICACITÉ ÉNERGÉTIQUE DE 3 SYSTÈMES RÉCENTS**

| <b>Auteur<br/>Année</b>  | <b>Okamoto<br/>2005</b> |              | <b>Abita<br/>2004</b> |             | <b>Guillory<br/>2004</b> |             |             |             |
|--|-------------------------|--------------|-----------------------|-------------|--------------------------|-------------|-------------|-------------|
| <b>Tissus utilisés</b>   | Muscle de porc          |              | Peau de porc          |             | Peau de porc             |             |             |             |
| <b>Débit [kb/s]</b>  | 9,6                     | 9,6          | 115,2                 | 115,2       | 40000                    | 10000       | 80000       | 10000       |
| <b>Taux de bits<br/>erronés</b>                                | 1,5E-3                  |              | -                     |             | Estimé à 1E-14           |             |             |             |
| <b>Profondeur de<br/>pénétration [mm]</b>                      | 45                      | 20           | 2,1                   | 6,9         | 5                        | 5           | 3           | 3           |
| <b>Puissance<br/>consommée [mW]</b>                            | 122                     | 162          | 4,75*                 | 11,46*      | 85                       | 19          | 70          | 9           |
| <b>Puissance<br/>consommée<br/>normalisée<br/>[μW/mm-kb/s]</b> | <b>282,4</b>            | <b>843,8</b> | <b>19,6</b>           | <b>14,4</b> | <b>0,43</b>              | <b>0,38</b> | <b>0,29</b> | <b>0,30</b> |

\* Estimation minimale de la consommation de puissance calculée à partir des valeurs de consommation de courant publiées (3,17 mA et 7,64 mA) et de la tension de polarisation (1,5 V) de la diode utilisée (PDI-E804), augmentée des pertes résistives (résistances de 1072 Ω et 445 Ω).

D'entrée de jeu, le premier système (Okamoto et al., 2005) diffère en raison de l'utilisation de muscles de porc à titre de tissus utilisés comme milieu de propagation. Puisque les tissus musculaires porcins montrent un coefficient de diffusion réduite plus faible ( $\mu_s = 0,12 \text{ mm}^{-1}$ ) que les tissus cutanés (Cheong et al., 1990), il est attendu que ce système soit celui qui atteigne les plus grandes profondeurs de pénétration. Toutefois, il est aussi celui qui affiche la puissance consommée normalisée la plus élevée, bien que ce système n'offre que le plus faible débit de transmission et le plus faible taux de bits erronés des trois systèmes présentés.

Le second système (Abita et al., 2004) offre un débit de transmission environ 10 fois plus élevé que celui du premier système pour une puissance consommée normalisée de 20 à 40 fois plus faible. Cette économie d'énergie se réalise grâce à une profondeur de pénétration plus faible que celle du premier système, quoique plus réaliste, car elle se compare à l'épaisseur typique des tissus cutanés (section 2.3.1), tissus constituant dans ce cas le milieu de propagation.

Finalement, le troisième système (Guillory et al., 2004) est celui qui atteint les débits de transmission les plus élevés et qui montre la plus faible puissance consommée normalisée, et ce, pour des profondeurs de pénétration réalistes dans des tissus cutanés porcins et

comparables à celles du second système. Il est aussi celui qui montre le taux de bits erronés le plus faible, bien qu'il ait été estimé et non mesuré. Puisque la consommation de puissance doit être minimisée pour ce type de système, ces résultats montrent qu'il est avantageux d'établir des objectifs de profondeur de pénétration réalistes et qu'un système capable d'un taux de transmission élevé peut se montrer peu gourmand. À cet égard, la meilleure performance énergétique de ce système, soit une puissance consommée normalisée de  $0,29 \mu\text{W}/\text{mm}\cdot\text{kb/s}$ , est retenue comme base de comparaison.

De plus, puisque l'intensité du signal optique reçu peut être variable, le choix d'une technique de modulation numérique adaptée à ces variations d'intensité est susceptible d'améliorer la robustesse du lien de communication. Ainsi, les techniques de modulation de phase (*Phase Shift Keying*) ou de fréquence (*Frequency Shift Keying*) offrent de bonnes performances, et celles de type « tout ou rien » (*On-Off Keying*, *OOK*) sont à privilégier plutôt que celles de modulation d'amplitudes (*Amplitude Shift Keying*, *ASK*) (Goto et al., 2001b; Inoue et al., 1998; Kudo et al., 1988). Aussi, dans un système de communication numérique asynchrone, un encodage des données et de l'horloge par le transmetteur est nécessaire afin de permettre au récepteur de reconstituer le signal de l'horloge et de décoder les données. Un encodage de type Manchester est d'usage fréquent dans les systèmes de communication optique (LoCicero et al. 1997) et des composants électroniques qui réalisent l'encodage et le décodage Manchester sont disponibles en version commerciale et s'avèrent simples d'utilisation (par exemple, 3D3521 et 3D3522 de Data Delay Devices Inc.).

Donc, il faut retenir que les caractéristiques optiques des tissus cutanés permettent, dans une certaine mesure, la propagation de la lumière à travers eux. Comme il a été mentionné dans la section 2.3.1, les caractéristiques optiques des tissus cutanés ont été étudiées afin de décrire le comportement d'un faisceau lumineux incident à la couche externe et rien ne prouve la réciprocity de ces caractéristiques dans le cas d'une propagation lumineuse en sens inverse. Certains concepteurs de systèmes de télémétrie optique transcutanée font mention de ce fait et les performances qu'ils ont obtenues tendent à confirmer l'hypothèse qu'un faisceau lumineux incident au côté adipeux des tissus cutané se propage de façon similaire à celui incident au stratum cornéum (Ackermann, 2008; Okamoto, 2005; Kudo, 1988).

En résumé, il s'avère que la biotélémetrie optique jouit de certains avantages par rapport aux autres techniques présentées précédemment. Elle n'est pas sensible aux interférences électromagnétiques et des systèmes transmettent des données à des débits élevés. Par contre, afin de contrer les phénomènes de diffusion et d'absorption de la lumière par les tissus cutanés, il appert que la puissance optique émise par l'émetteur doit atteindre des niveaux élevés qui font en sorte d'élever d'autant la consommation énergétique du transmetteur implanté.

En ce sens, une diode laser a été choisie à titre d'émetteur afin que son efficacité puisse contribuer à réduire la consommation de puissance du dispositif implanté et, donc, augmenter l'efficacité énergétique du système. De plus, un encodage de type Manchester a été implémenté afin que le récepteur puisse décoder les données reçues de façon autonome.

### **3 DÉFINITION DU PROBLÈME**

Le chapitre précédent a relevé qu'il existe un besoin, exprimé entre autres par les concepteurs de prothèses à commandes neuronales, pour des systèmes implantables de biotélémetrie capables de transmettre de façon fiable des données à haut débit tout en consommant peu d'énergie et en occupant peu de volume. La section 2.2 a également révélé que les techniques actuelles de biotélémetrie implantable ne satisfont que partiellement à ces exigences.

Il a été expliqué à la section 2.3.1 que les propriétés optiques des tissus cutanés permettent la propagation de la lumière à travers la peau, ce qui a ouvert la voie à la conception d'un système de télémetrie optique transcutanée. Dans le cadre de ce projet de recherche, un prototype fonctionnel d'un tel système a été conçu dans le but de démontrer que la transmission optique de données de façon transcutanée peut satisfaire aux exigences ci-dessus mentionnées et ainsi combler le manque existant.

Le présent chapitre expose tout d'abord les détails du système proposé et les objectifs de performance établis, puis vient une description des hypothèses qui ont été formulées et sur lesquelles reposent les présents travaux.

#### **3.1 Solution proposée**

La partie implantable du système de télémetrie a été conçue dans le but de recevoir en entrée des données neuronales numériques provenant d'un système de neurodétection tel que décrit à la section 2.1.2 et offre à cette fin une interface compatible au standard SPI. Le système traite les données ainsi reçues afin de réaliser un encodage de type Manchester et achemine le signal numérique à un circuit de commande de diode laser. Le signal numérique de données commande le courant circulant dans la diode laser selon une modulation de type « tout ou rien » (OOK) tel que privilégié à la section 2.3.2.

Une diode laser a été retenue à titre d'émetteur en raison de son efficacité énergétique élevée, comme le mentionne la section 2.3.2, et elle a été sélectionnée de façon à ce que la longueur d'onde de la lumière émise soit située dans la fenêtre optique des tissus cutanés que décrit la section 2.3.1.

La partie du système de télémétrie destinée à recevoir les données émises par la partie implantée comporte un détecteur sensible aux impulsions lumineuses ayant traversées les tissus cutanés. Tel que privilégié à la section 2.3.2, une photodiode de type PIN au silicium a été sélectionnée à titre de détecteur. Le photocourant qu'elle génère est amplifié et le signal filtré avant d'être numérisé. Ce signal numérique Manchester est ensuite décodé et rendu disponible en sortie sur une interface compatible au standard SPI, où il peut être récupéré par un autre dispositif.

### 3.2 Performances visées

La solution de système de télémétrie proposée à la section 3.1 devait rencontrer une liste de critère de performance que présente le tableau 3.1.

**TABLEAU 3.1 PERFORMANCES VISÉES**

| Critère                            | Cible | Unités          |
|------------------------------------|-------|-----------------|
| Débit de données                   | 6     | Mb/s            |
| Taux de bits erronés               | 1E-9  | -               |
| Consommation énergétique           | 15    | mW              |
| Tolérance au désalignement latéral | 10    | mm              |
| Profondeur de pénétration          | 3     | mm              |
| Puissance consommée normalisée     | 0,83  | $\mu$ W/mm·kb/s |

Le système devait pouvoir soutenir un débit de données minimal de 6 Mb/s afin de répondre aux besoins mentionnés à la section 2.1.2.

Puisque la qualité du lien de communication, qui dépend en partie de l'encodage Manchester utilisé et de la performance du décodeur, se devait d'être évaluée, un taux de bits erronés de 1E-9 a été retenu comme critère de performance lors des essais réalisés avec le système. Lorsque comparée à la performance de systèmes implantables de télémétrie existants (section 2.2.5), cette qualité de transmission est relativement élevée et a été jugée suffisante pour satisfaire les besoins de biotélémétrie implantable. De plus, la transmission à 1 Mb/s des 2,99E9 bits nécessaires à l'évaluation d'un taux d'erreurs de 1E-9 à l'intérieur d'un intervalle de confiance de 95 % a exigé 50 minutes, soit une période de temps jugée raisonnable.

La consommation énergétique du transmetteur du système de télémétrie devait être minimisée et une cible de 15 mW était visée afin de permettre une forme de comparaison entre la

consommation de la solution proposée, la consommation des solutions commerciales à ondes radio (par exemple, celle de Zarlink) et celle encore de systèmes optiques à haut débit performants (tableau 2.3).

Une contrainte supplémentaire était imposée par le fait qu'un système de télémétrie optique transcutanée doit être simple d'utilisation. À ce chapitre, un alignement axial parfait entre l'émetteur et le récepteur pourrait s'avérer difficile à réaliser et constituerait un frein à l'utilisation d'un tel système. Ainsi, le système devait démontrer une certaine tolérance au désalignement latéral afin d'offrir des performances satisfaisantes même si un désalignement était présent entre le dispositif implanté et la partie externe. La conception du système devait donc tenir compte des facteurs qui influencent la distribution spatiale de la puissance optique lors de sa propagation dans les tissus cutanés. La tolérance au désalignement latéral devait être d'environ 10 mm à partir de l'axe optique du système. Basée sur la tolérance au désalignement des systèmes similaires présentés à la section 2.3.2, qui varie de 4 mm à 20 mm, cette valeur de 10 mm est jugée raisonnable en pratique, car elle permet à l'utilisateur de localiser facilement la zone à l'intérieur de laquelle la performance du système est satisfaisante, sans pour autant augmenter la complexité de la conception optique du système.

Aussi, la section 2.3.1 indique que l'épaisseur de la peau varie de 0,6 mm à 3,1 mm selon l'endroit du corps où elle est mesurée. La profondeur de pénétration du signal optique se devait donc d'être suffisante afin de permettre au système d'être fonctionnel une fois implanté sous une épaisseur minimale de peau de 3 mm, et ce, dans le but de ne pas limiter son utilisation à un endroit du corps donné.

Finalement, la conception et la réalisation physique du prototype devait se faire à partir de composants électroniques et optiques disponibles de façon commerciale et, malgré cette contrainte, les circuits de la partie implantable du système devait conserver un volume aussi faible que possible afin qu'il soit réaliste de les incorporer dans un dispositif implantable.

### **3.3 Hypothèses**

La conception de la solution proposée et l'évaluation des performances du système reposaient sur trois hypothèses :

1. La puissance optique maximale qu'il est permis d'émettre afin de respecter les normes d'exposition des tissus cutanés aux radiations laser mentionnées à la section 2.3.2 est suffisamment élevée pour que le détecteur soit exposé à une puissance optique supérieure à son seuil de sensibilité.
2. Les propriétés optiques des tissus cutanés relevées à la section 2.3.1 sont indépendantes de la direction de propagation du faisceau lumineux.
3. Les tissus cutanés porcins montrent des caractéristiques optiques similaires à celle des tissus cutanés humains et constituent un modèle acceptable de la peau humaine, tel que supposé à la section 2.3.1.

## 4 RÉSULTATS

Dans le cadre des travaux de recherche, un prototype fonctionnel de système de télémétrie optique a été conçu et devait atteindre les objectifs de performance présentés au chapitre précédent. Le système a été soumis à des essais au cours desquels des mesures ont été effectuées dans le but de caractériser sa performance et un article (Parmentier et al., 2008) a été écrit afin de présenter et d'analyser les résultats obtenus. Ce chapitre résume tout d'abord le contenu de l'article, puis le présente dans son format original.

L'article de conférence a été soumis à un comité de pairs de la société *IEEE Biomedical Circuits and Systems* qui, après avoir exigé des corrections, a accepté, le 3 septembre 2008, d'en faire la publication. Il a été présenté au colloque annuel du *2008 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference* qui tenu à Baltimore (Maryland, É.-U.) du 20 au 22 novembre 2008.

Finalement, des résultats supplémentaires à ceux présentés dans l'article sont présentés parce qu'ils apportent des réponses complémentaires à la discussion de l'article.

### **Auteurs et affiliation:**

S. Parmentier: étudiant à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie électrique et de génie informatique, Sherbrooke, Québec, Canada.

Y. Roy: Victhom Bionique Humaine inc., Saint-Augustin-de-Desmaures, Québec, Canada.

R. Fontaine : professeur titulaire, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie électrique et de génie informatique, Sherbrooke, Québec, Canada.

**Date d'acceptation:** 3 septembre 2008

**État de l'acceptation:** version finale publiée

**Revue:** Proceedings of the Biomedical Circuits and Systems Conference 2008, IEEE BioCAS 2008, Baltimore, 20-22 novembre 2008.

**Référence :** Parmentier, S., Roy, Y., Fontaine, R. (2008). Laser Diode Used in 16 Mb/s, 10 mW Optical Transcutaneous Telemetry System. *In* Andreou, A., Etienne-Cummings, R., Intelligent Biomedical Systems (p. 377-380), Proceedings of the Biomedical Circuits and Systems Conference 2008, IEEE BioCAS 2008, Baltimore, 20-22 novembre 2008. New-York, The Printing House.

**Titre français:** Utilisation d'une diode laser dans un système de télémétrie optique transcutanée de 10 mW transmettant à 16 Mb/s.

#### **4.1 Utilisation d'une diode laser dans un système de télémétrie optique transcutanée de 10 mW transmettant à 16 Mb/s**

L'article débute par une présentation des récents progrès réalisés par la neuroprothétique et du besoin de transmettre de façon fiable, grâce à des systèmes de biotélémétrie implantables, de hauts débits de données, et ce, à un faible coût énergétique. Il y est expliqué que les techniques existantes de biotélémétrie ne répondent que partiellement à ces besoins, alors que la solution proposée y parvient en exploitant les propriétés optiques des tissus cutanés.

Ensuite, l'article présente l'architecture du système de télémétrie optique dont le transmetteur a été conçu autour d'une diode laser de type VCSEL afin de réduire la consommation énergétique, et dont le récepteur est basé sur une photodiode de type PIN à sensibilité élevée.

Par après vient la description des essais qui ont été effectués. On y rapporte que des données ont été transmises à des débits de 1, 2, 4, 8 et 16 Mb/s à travers des échantillons de tissus cutanés de porc ayant des épaisseurs de 2, 4, 6 et 8 mm, en maintenant la puissance minimale du transmetteur qui permettait un taux maximum d'erreur de transmission de  $1E-9$ , alors qu'un désalignement latéral était parfois ajouté entre l'émetteur et le récepteur.

Par la suite, les résultats obtenus sont présentés. Il y est rapporté que le système offre de meilleures performances que les autres systèmes optiques à débit élevé car le transmetteur est en mesure de transmettre des données à des débits allant jusqu'à 16 Mb/s à travers des tissus de 2 mm à 4 mm d'épaisseur en consommant une puissance inférieure à 10 mW. Il ressort également qu'une augmentation du débit de transmission cause une augmentation de la puissance consommée moins importante que celle engendrée par une transmission à travers des tissus cutanés plus épais. De plus, il est montré que la puissance consommée par le transmetteur augmente rapidement lorsque le désalignement entre l'émetteur et le récepteur s'accroît, ce qui souligne l'importance du choix de composants optiques ayant un large champ de vue afin de minimiser la consommation énergétique du transmetteur.

Finalement, l'article conclut que l'emploi d'une diode laser permet de transmettre des données à travers de la peau à un débit de 16 Mb/s en consommant une puissance de 10 mW et d'offrir un lien d'une grande fiabilité.

# Laser Diode Used in 16 Mb/s, 10 mW Optical Transcutaneous Telemetry System

Stéfan Parmentier, Réjean Fontaine  
Department of Electrical and Computer Engineering  
Université de Sherbrooke  
Sherbrooke, Qc, Canada  
stefan.parmentier@usherbrooke.ca

Yves Roy  
Victhom Human Bionics  
Saint-Augustin-de-Desmaures, Qc, Canada

**Abstract**—Developments in neuroprosthetics have lead to applications with high channel counts, thus increasing the need for high bandwidth telemetry systems to transmit data out of the body. Optical telemetry is a promising implantable telemetry solution, and data rates and power consumption criteria are being established. This paper presents the performance of a laser diode-based system in various operating conditions. This system transmits at data rates up to 16 Mb/s through a skin thickness of 4 mm while achieving a BER of  $1E-9$  with consumption of 10 mW or less.

## I. INTRODUCTION

Neuroprostheses are a promising approach for the improvement or replacement of motor functions in persons suffering from nervous system impairment [1], [2]. A recent trend in neuroprosthetics is to develop prostheses capable of complex and precise movement control that involve real-time neural sensing on cortical tissues [3]-[7] or peripheral nerves [1], [2], [8], [9]. Existing neural recording systems often rely on percutaneous ports to transmit neural data to external processing and control devices [1], [2], [4]. Further development of practical neuroprostheses will be improved by fully implantable telemetry systems that transmit data without connectors through the skin [2], [10].

Depending on the application, implantable telemetry links may require transfer rates up to 400 kb/s per sensing channel [2], [6], [10], [11]. For neuroprostheses that require many sensing channels, new data compression techniques may ease requirements on the transmission links by reducing the amount of data to transfer [3], [6], [11]-[13]. But even if the achievable transmission rate is compatible with the amount of data to send in real-time, speed of transmission would still be required for real-time, natural-feeling prosthetic control [14]. There is thus a need for technologies capable to support data rates on the order of 20 Mb/s [15].

But the use of higher transmission rates may lead to higher power consumption. This becomes a concern for a battery-powered implantable telemetry link as these devices must comply with severe power constraints of their power source. Since implantable rechargeable lithium-ion batteries with a capacity of 1800 mW-h are currently available and assuming

that a 1-week battery life is acceptable for a device that would operate 8 hours a day, a power consumption target can be fairly [15] set to 10 mW to help in the design of such an implantable link.

Communication circuits that rely on inductive coupling are commonly used in implanted devices [16], [17]. Their ability to also transfer power to the implantable device may compensate for their power consumption, but the 200 kb/s data rate they typically offer is restrictive for neuroprosthetic applications. Recent developments [18] allowed transfer rate of 5.8 Mb/s but this is still under the 20 Mb/s rate to target to satisfy anticipated needs.

RF technologies may offer alternatives with data rates that reach Mb/s [19]-[21]. Commercial RF devices already support data rates of 800 kb/s while consuming a power of 10.5 mW [22]. Their main advantage over the inductive link is their transmission range (few meters). However, their limited access to regulated radio channels and susceptibility to interference [20] play in favor of other types of links whether they are inductive or optical.

Optical telemetry systems were initially intended to be used for low data rate applications ( $< 10$  kb/s) [23]-[28] and subsequently designed for sufficiently high bit rates to allow neural sensing over a single channel [29], [30]. The high speed system reported in [31] is a 40 Mb/s solution that meets the needs for high bit rates, but its power consumption is well over the 10 mW target [15].

With an optical system, one must consider how tissue scatters and absorbs light that propagates through it [32]-[35]. Even for the highest tissue transmittance (i.e. for wavelength between 800 nm and 1300 nm), only 10% to 30% of incident optical power is transmitted through skin of typical thickness (2 to 6 mm) when the emitter and the detector are aligned [30], [36], [37]. The implanted emitter must thus generate an optical beam with enough power to overcome the losses caused by such a low transmittance medium. Light emitting diodes (LED) have been broadly used to do so in previous systems. Although the high efficiency of laser diode (LD) offers benefits, systems that make uses of LD like those reported in [26], [28] are uncommon.

---

This research is funded by Victhom Human Bionics Inc.

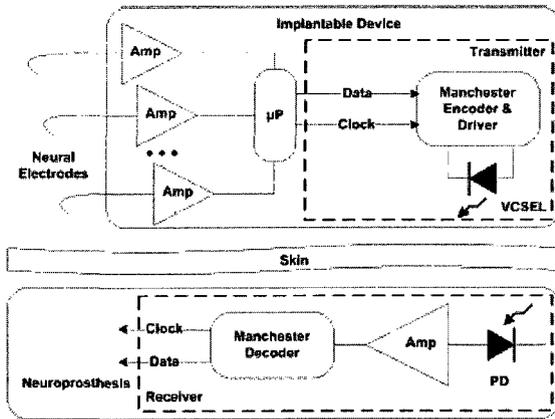


Figure 1. Schematic diagram of the proposed optical telemetry system applied to neuroprosthetics.

The purpose of this study is to demonstrate that an LD-based optical transcutaneous telemetry system can be made to transmit at up to 16 Mb/s while requiring a maximum power of 10 mW and achieving reliable communication performances. The way the data rate, the tissue thickness and the emitter-detector lateral misalignment impact the power required to obtain these performances is addressed to show that the proposed LD-based system is capable of high transmission quality while still complying with maximum laser irradiation level allowed by regulation [38].

Fig. 1 illustrates how the telemetry system proposed for this study would be used in the context of a neuroprosthetic application. The circuits shown inside dashed lines have been specifically designed for the experiments presented in this paper. The transmitter module accepts digital data that would typically be sampled from an amplified neural signal and generates a modulated optical signal that is transmitted through skin layers to a receiver module for data recovery. Further details are provided in the following sections.

## II. METHODOLOGY

### A. Implantable Transmitter

The transmitter is based on an 850-nm vertical cavity surface emitting laser diode (VCSEL) packaged in a TO-18 can (Optowell PM85-D1P0U). The dome lens limits the beam divergence to  $2^\circ$ , which reduces optical power loss by tissue scattering [36]. The transmitter has a serial peripheral interface (SPI) port which is used to feed a Manchester encoder circuit with data and clock signals. Manchester encoding is used because it is easy to implement and integrated solutions are commercially available. The encoded signal is then used to drive the VCSEL. For the purpose of this study, the power (P) drawn by the encoder, the driver and the VCSEL can be controlled and monitored. This power is the total electrical

power consumed by these circuits, not the optical power emitted by the VCSEL. This optical power was not measured during the experiments.

### B. External Receiver

The detector is a high-speed Silicone PIN photodiode (Hamamatsu Photonics S8255) that has a  $7 \text{ mm}^2$  effective active area. The generated photocurrent is amplified by a wideband transimpedance amplifier which feeds the Manchester decoder. The decoder outputs the recovered data and clock signals on an SPI bus.

### C. Tissue Samples

Since the optical properties of human and pork dermal tissues are similar [30], [34], pieces of pork tissue were used as samples. The sample size ( $\sim 4 \text{ cm} \times 3 \text{ cm}$ ) was sufficiently large to entirely cover the VCSEL. For all samples, skin (epidermal and dermal layers) was  $\sim 2 \text{ mm}$  thick. Tissue samples were prepared by trimming their adipose (hypodermal) layer to different thicknesses (0, 2, 4 and 6 mm) to create samples with a total thickness of 2, 4, 6 or 8 mm. Tissue samples were shaved, cleaned of any blood coloration and kept moist with saline solution.

### D. Communication Link Performance

A pseudo-random binary sequence (PRBS) generator based on a 17-bit linear feedback shift register was implemented on a microcontroller for bit error rate (BER) evaluation. The PRBS data were sent out on its SPI bus which was connected to the transmitter. Data rates of 1, 2, 4, 8 and 16 Mb/s were tested.

A second microcontroller was connected to the receiver's serial interface. A BER of  $1\text{E-}9$  was used as the performance criterion to determine the minimum power required by the transmitter to maintain a reliable telemetry link under the various operation conditions under study. During the experiments, the data received on the SPI port were compared to the transmitted data. Transmitter power was lowered until transmission was below the BER criterion.

The receiver and the transmitter were electrically isolated to reduce risks of coupling.

### E. Experimental Setup and Measurement

The transmitter is mounted on a 3-axis translation stage (Fig. 2). The tissue samples were illuminated by the VCSEL from the inner (adipose) side whereas the detector was facing the skin (epidermal) side. During measurements, both devices were in close contact with the tissue sample without compressing it.

The tissue samples were inserted between the aligned VCSEL and detector. The minimum transmitter power required to meet the BER criterion was measured for the considered data rates.

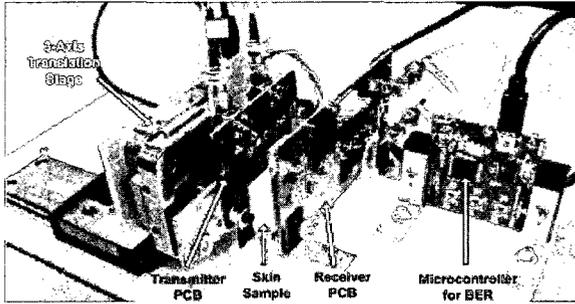


Figure 2. Photograph of the experimental setup.

The translation stage permits a deliberate lateral misalignment between emitter and detector with a 1-mm resolution. The misalignment was determined by measuring the distance separating the receiver from the position it occupies when it is aligned with the transmitter. The minimum transmitter power required to meet the BER criterion was measured for each misaligned position and for various skin thicknesses at a data rate of 16 Mb/s.

### III. RESULTS AND DISCUSSION

Fig. 3 shows the transmitter power required to achieve a BER of  $1E-9$  for different data rates and tissue thicknesses. For tissue thicknesses of 2 and 4 mm, the transmitter power was below 10 mW for data rates up to 16 Mb/s. The optical link under test thus outperforms other high speed optical systems [31] and meets the consumption target [15].

As can be observed in Fig. 3, increasing the data rate requires less power than increasing the tissue thickness (for a given thickness,  $P_{16\text{Mb/s}} / P_{1\text{Mb/s}} \approx 2.2$ , whereas for a given data rate,  $P_{8\text{mm}} / P_{2\text{mm}} \approx 4.8$ ). This shows that high data rates can be achieved with an optical telemetry system and that an increase of the data rate would be preferred to an increase of the LD optical power when power consumption is a matter of concern.

Moreover, thicker tissues required prohibitive power levels (Fig. 3). This highlights the importance of selecting a highly efficient emitter with low threshold current in such cases. As the tissue thickness limitation could restrain the choice of the implantation site and because the optical power at 16 Mb/s for a skin thickness of 8 mm almost reaches the maximum permissible laser exposition level at 850 nm ( $4\text{ mW/mm}^2$  [38]), the additional optical power needed to transmit through thicker tissues could ultimately damage them. Furthermore, the connective tissue that enfolds a long term implanted device has a typical thickness of 1 to 2 mm (depending on the implanted device material) and its optical transmittance has not been reported yet.

Fig. 4 shows the transmitter power required to achieve a BER of  $1E-9$  at 16 Mb/s when the VCSEL and the PD are laterally misaligned. Results are presented for different tissue thicknesses. The experiment was not performed with the 8 mm sample because the required power would have exceeded the VCSEL ratings. These results agree with the fact that the optical power declines laterally following a Gaussian

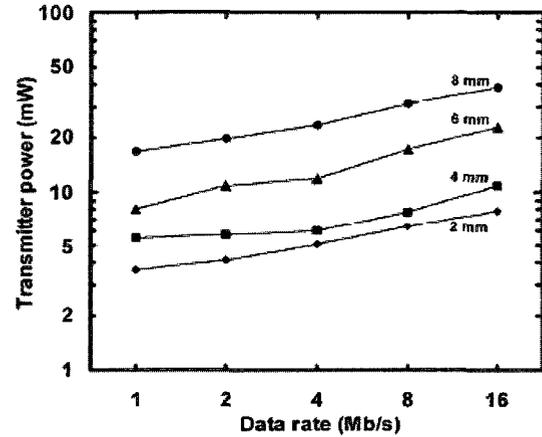


Figure 3. Total transmitter power as a function of the data rate for different tissue thicknesses.

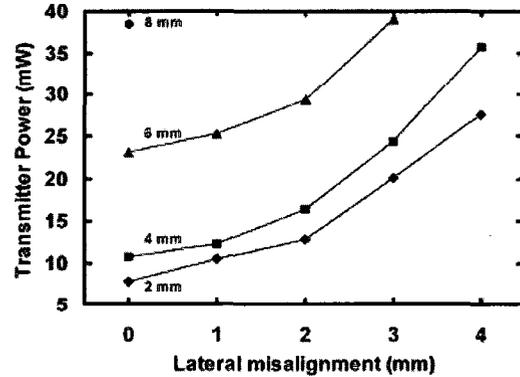


Figure 4. Total transmitter power as a function of the lateral misalignment for different tissue thicknesses for a data rate of 16 Mb/s.

distribution as the misalignment increases [36]. The system was also found to be slightly more tolerant to small misalignments (1 and 2 mm) for thicker tissues (4 and 6 mm). For thin tissue (2 mm), the required transmitter power increased more rapidly than for thicker tissues. This highlights the importance of opting for a PD with a wide field of view or for a detector array to overcome the light spreading due to scattering [36].

The repeatability of the experimental results was verified by making measurements while transmitting at 16 Mb/s through 5 locations equally distributed on a 4 mm thick sample. The measured power consumption was between 10.3 mW and 10.9 mW with an average of 10.7 mW, a variation of  $\pm 3\%$  over the sample surface.

### IV. CONCLUSION

This study showed that an optical telemetry system using a laser diode is capable of transmitting data at rates up to 16 Mb/s through a skin thickness of 4 mm and can sustain a

reliable communication link with a BER of  $1E-9$  while consuming a power of 10 mW. This demonstrates that an optical telemetry link having a VCSEL-based transmitter can be used to transmit neural data through skin and adipose tissues at the high data rates required for new innovative neuroprosthetic applications.

Future studies should focus on techniques that increase the system tolerance to optical lateral misalignment. The transmitter power required to achieve different BER should also be evaluated because the appropriate BER for a specific application depends of a trade-off between the power consumption of the telemetry link and the waste of power caused by re-transmission and error correction algorithms.

#### ACKNOWLEDGMENT

S. Parmentier thanks Victhom Human Bionics for providing laboratory facilities and equipments.

#### REFERENCES

- [1] G. S. Dhillon, K. W. Horch, "Direct neural sensing feedback and control of a prosthetic arm", *IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Eng.*, vol. 13, no. 4, 2005.
- [2] K. Warwick *et al.*, "The application of implant technology for cybernetic systems", *Arch. Neurol.*, vol. 60, 2003.
- [3] K. Oweiss, Y. Suhail, K. Thomsom, J. Li, A. Mason, "Augmenting real-time DSP in implantable high-density neuroprosthetic devices", *Proc. IEEE EMBS Conf.*, 2005.
- [4] J. K. Chapin, K. A. Moxon, R. S. Markowitz, M. A. L. Nicolelis, "Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex", *Nature Neuroscience*, vol. 2, no. 7, 1999.
- [5] M. D. Serruya, N. G. Hatsopoulos, L. Paninski, M. R. Fellows, J. P. Donoghue, "Instant neural control of a movement signal", *Nature*, vol. 416, 2002.
- [6] K. D. Wise *et al.*, "Microelectrodes, microelectronics, and implantable neural Microsystems", *Proc. Of the IEEE*, vol. 96, no. 7, 2008.
- [7] D. M. Taylor, S. I. H. Tillery, A. B. Schwartz, "Direct cortical control of 3D neuroprosthetic devices", *Science*, vol. 296, 2002.
- [8] D. M. Durand, W. Tesfayesus, P. B. Yoo, "Peripheral nerve signals for neural control", *Proc. IEEE Rehabilitation Robotics Conf.*, 2007.
- [9] X. Navaro *et al.*, "A critical review of interfaces with the peripheral nervous system for the control of neuroprostheses and hybrid bionic systems", *J. Peripheral Nervous System*, 2005.
- [10] W. R. Patterson *et al.*, "A microelectrode/microelectronic hybrid device for brain implantable neuroprosthesis applications", *Trans. IEEE Bio. Eng.*, vol. 51, no. 10, 2004.
- [11] Y. Perelman, R. Ginosar, "An integrated system for multichannel neuronal recording with spike/LFP separation, integrated A/D conversion and threshold detection", *IEEE Trans. Bio. Eng.*, vol. 54, no. 1, 2007.
- [12] K. S. Guillory, R. A. Normann, "A 100-channel system for real-time detection and storage of extracellular spike waveforms", *J. Neuroscience Methods*, vol. 91, 1999.
- [13] K. G. Oweiss, D. J. Anderson, M. M. Papaefthymiou, "Optimizing signal coding in neural interface system-on-a-chip modules", *Proc. IEEE EMBS Conf.*, 2003.
- [14] C. A. Bossetti, J. M. Carmena, M. A. L. Nicolelis, P. D. Wolf, "Transmission latencies in a telemetry-linked brain-machine interface", *Trans. IEEE Bio. Eng.*, vol. 51, no. 6, 2004.
- [15] C. T. Charles, "Wireless data links for biomedical implants: current research and future directions", *Proc. IEEE BioCAS Conf.*, 2007.
- [16] C.-K. Liang, J.-J. Chen, C.-L. Chung, C.-L. Cheng, C.-C. Wang, "An implantable bi-directional wireless transmission system for transcutaneous biological signal recording", *Physiological Measurement*, vol. 26, 2005.
- [17] M. Ghovanloo, K. Najafi, "A fully digital frequency shift keying demodulator chip for wireless biomedical implants", *SSMDS*, pp. 223-227, 2003.
- [18] S. Mandal, R. Sarpeshkar, "A bidirectional wireless link for neural prostheses that minimizes implanted power consumption", *Proc. IEEE BioCAS Conf.*, 2007.
- [19] N. Neihart, R. R. Harrison, "Micropower circuits for bidirectional wireless telemetry in neural recording applications", *IEEE Trans. Bio. Eng.*, vol. 52, no. 11, 2005.
- [20] K. D. Wise, D. J. Anderson, J. F. Hejke, D. R. Kipke, K. Najafi, "Wireless implantable Microsystems: high-density electronic interfaces to the nervous system", *Proc. of the IEEE*, vol. 92, no. 1, 2004.
- [21] J. Parthasarathy, J. Hogenson, A. G. Erdman, A. D. Redish, B. Ziaie, "Battery-perated high-bandwidth multi-channel wireless neural recording system using 802.11b", *Proc. IEEE EMBS Conf.*, pp. 5989-5992, 2006.
- [22] Zarlink ZL70101 Datasheet, 2007, available: www.zarlink.com
- [23] N. Kudo, K. Shimizu, G. Matsumoto, "Fundamental study on transcutaneous biotelemetry using diffused light", *Frontiers Med. Biol. Eng.*, vol. 1, no. 1, 1988.
- [24] Y. Mitamura, E. Okamoto, T. Mikami, "A transcutaneous optical information transmission system for implantable motor-driven artificial hearts", *ASAIO Trans.*, vol. 36, no. 3, 1990.
- [25] K. Goto, T. Nakagawa, O. Nakamura, S. Kawata, "Near-infrared light transcutaneous telemetry system having an implantable transmitter driven by external laser irradiation", *Review of scientific instruments*, vol. 72, no. 7, 2001.
- [26] K. Inoue *et al.*, "Transcutaneous optical Telemetry system with infrared laser diode", *ASAIO Journal*, 1998.
- [27] E. Okamoto, Y. Yamamoto, Y. Inoue, T. Makino, Y. Mitamura, "Development of a bidirectional transcutaneous optical transmission system for artificial hearts allowing long-distance data communication with low electric power consumption", *J. Artif. Organs*, vol. 8, 2005.
- [28] K. Inoue *et al.*, "Transcutaneous optical telemetry system - Investigation on deviation characteristics", *Proc. IEEE EMBS Conf.*, pp. 2235-2237, 1997.
- [29] K. Goto, T. Nakagawa, O. Nakamura, S. Kawata, "Transcutaneous photocoupler for transmission of biological signals", *Optics Letters*, vol. 27, no. 20, 2002.
- [30] J. L. Abita, W. Schneider, "Transdermal optical communication", *John Hopkins APL Technical Digest*, vol. 25, no. 3, 2004.
- [31] K. S. Guillory, A. K. Misener, A. Pungor, "Hybrid RF/IR Transcutaneous Telemetry for Power and High-Bandwidth Data", *Proc. IEEE EMBS Conf.*, 2004, vol. 6, p. 4338-4340.
- [32] R. R. Anderson, J. A. Parrish, "The optics of human skin", *J. Invest. Dermatology*, vol. 77, no. 1, 1981.
- [33] M. J. C. Van Gemert, S. L. Jacques, H. J. C. M. Sterenborg, W. V. Star, "Skin optics", *Trans. IEEE Bio. Eng.*, vol. 36, no. 12, 1989.
- [34] W.-F. Cheong, S. A. Prahl, A. J. Welch, "A review of the optical properties of biological Tissues", *IEEE J. Quantum Electronics*, vol. 26, no. 12, 1990.
- [35] I. V. Meglinsky, S. J. Matcher, "Quantitative assessment of skin layers absorption and skin reflectance spectra simulation in the visible and near-infrared spectral regions", *Physiological Measurements*, vol. 23, no. 4, 2002.
- [36] D. M. Ackermann, Jr., B. Smith, X.-F. Wang, K. L. Kilgore, P. H. Peckham, "Designing the optical interface of a transcutaneous optical telemetry link", *IEEE Trans. Bio. Eng.*, vol. 55, no. 4, 2008.
- [37] Y.-H. Yoon, E.-S. Jung, B.-S. Song, S.-H. Lee, J.-H. Cho, "Design of a transcutaneous infrared remote control for the totally implantable middle ear system", *IEICE Trans. Electron.*, vol. E88-C, no. 9, 2005.
- [38] American National Standards Institute, *Safe use of lasers Z136.1-2000*, Orlando: Laser Institute of America, 2000, Table 6 and Table 7.

## 4.2 Résultats complémentaires

Des résultats complémentaires ont été obtenus au cours d'essais réalisés avec le prototype de système de télémétrie optique transcutanée et à partir du montage expérimental décrit précédemment dans l'article. La présente section annonce ces résultats qui viennent nourrir la réflexion dont a fait état la discussion de l'article. Tout d'abord, la performance énergétique du prototype est comparée à celle d'un système équivalent, alors que la sous-section suivante présente l'effet de l'ajout d'une lentille de Fresnel au système dans le but d'en améliorer les performances. Finalement, la dernière partie fait état de la puissance consommée par le transmetteur lorsque des transferts de données affichant différents taux de bits erronés sont établis.

### 4.2.1 Comparaison de la performance énergétique

Afin de comparer la performance énergétique du système de télémétrie optique qui a été construit avec celle d'autres systèmes équivalents déjà présentés à la section 2.3.2, la puissance consommée par l'émetteur a été normalisée en fonction du débit de la communication et de l'épaisseur des tissus cutanés à travers lesquels cette communication a été établie. Cette puissance consommée normalisée est présentée par le tableau 4.1 dans le même format que celui du tableau 2.3 afin de faciliter les comparaisons.

**TABLEAU 4.1 EFFICACITÉ ÉNERGÉTIQUE DE L'ÉMETTEUR CONSTRUIT**

| Tissus utilisés  | Peau de porc |      |      |       | Peau de porc |       |       |       |
|--|--------------|------|------|-------|--------------|-------|-------|-------|
|  | Débit [kb/s] |      |      |       | Débit [kb/s] |       |       |       |
|  | 1000         |      |      |       | 16 000       |       |       |       |
|  | 1E-9         |      |      |       | 1E-9         |       |       |       |
| Épaisseur des<br>tissus cutanés<br>[mm]                    | 2            | 4    | 6    | 8     | 2            | 4     | 6     | 8     |
| Puissance<br>consommée [mW]                                | 3,61         | 5,47 | 7,99 | 16,90 | 7,79         | 10,81 | 23,11 | 38,45 |
| Puissance<br>consommée<br>normalisée<br>[ $\mu$ W/mm-kb/s] | 1,81         | 1,37 | 1,33 | 2,11  | 0,24         | 0,17  | 0,24  | 0,30  |

Un système de télémétrie optique transcutanée performant (Guillory et al., 2004) et capable de transmettre à des débits comparables à ceux du prototype construit, mais à un taux estimés de

bits erronés de  $1E-14$ , affiche une puissance consommée normalisée de  $0,29 \mu\text{W}/\text{mm}\cdot\text{kb/s}$  et cette valeur a été retenue à la section 2.3.2 comme base de comparaison. Selon ce critère, l'émetteur construit s'avère plus efficace que le système de référence pour transmettre des données à un débit de 16 Mb/s et à un taux de bits erronés de  $1E-9$ , et ce, pour toutes les épaisseurs de tissus cutanés à travers lesquelles une communication a été établie lors des essais de performance.

#### **4.2.2 Lentille de Fresnel**

Une lentille de Fresnel ayant une transmittance élevée à 850 nm a été insérée entre l'échantillon de peau de porc et le détecteur et celui-ci a été positionné de façon à se retrouver au foyer de la lentille. Les mesures de la puissance consommée par le transmetteur lors d'essais identiques à ceux décrits dans l'article n'ont pas montré qu'une économie d'énergie résultait de l'utilisation d'une lentille. De plus, la tolérance du système au désalignement latéral s'est avérée comparable à celle du système sans lentille.

#### **4.2.3 Consommation du transmetteur selon le taux de bits erronés**

Les essais qui ont mené à l'obtention des résultats présentés dans l'article ont tous été effectués avec un critère de performance à atteindre qui a pris la forme d'un taux maximum de bits erronés de  $1E-9$ . Le taux de bits erronés influence la consommation énergétique du transmetteur et un essai supplémentaire, dont les résultats sont présentés à la figure 4.1, a été effectué afin de caractériser cet impact.

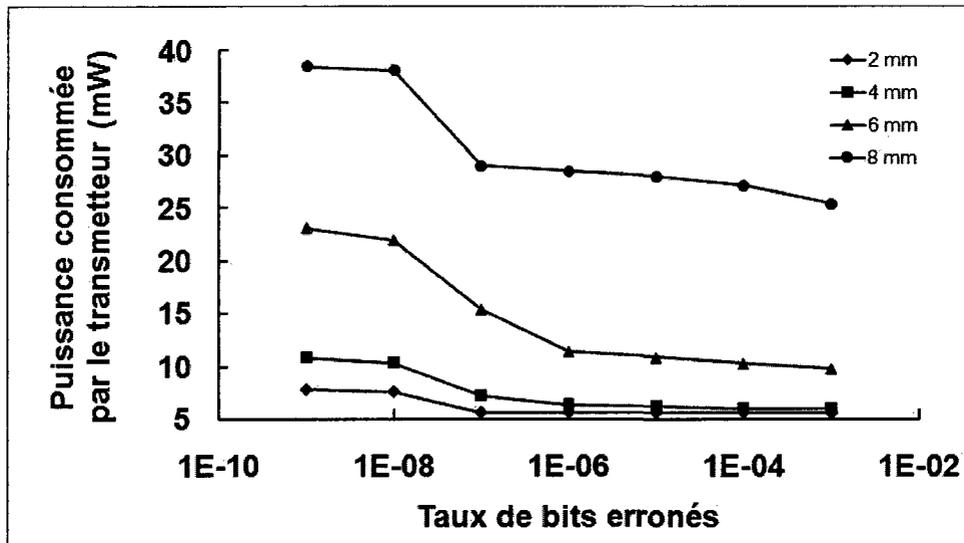


Figure 4.1 Puissance consommée par le transmetteur selon le taux de bits erronés pour une transmission de données à 16 Mb/s établie à travers des tissus cutanés de différentes épaisseurs

Lors de cet essai, différents taux maximums de bits erronés, variant de  $1E-9$  à  $1E-3$ , ont été atteints pour des transmissions de données réalisées à un débit de 16 Mb/s, à travers des échantillons cutanés de différentes épaisseurs et lorsque l'émetteur et le récepteur étaient alignés. Pour chacune de ces transmissions, la puissance consommée par le transmetteur a été réduite jusqu'à ce que le taux de bits erronés souhaités soit tout juste atteint. Cette puissance a été mesurée et est considérée comme la puissance minimale permettant au transmetteur d'atteindre le critère souhaité.

La figure 4.1 montre que la consommation énergétique demeure presque la même pour des taux de bits erronés variant de  $1E-3$  à  $1E-7$  et qu'elle augmente notablement pour des taux de bits erronés de  $1E-8$  et  $1E-9$ . Pour ce système, le point d'opération offrant le meilleur compromis entre la fiabilité de la transmission des données et la consommation énergétique se trouve à un taux de bits erronés de  $1E-7$ .



## CONCLUSION

La revue de littérature de ce mémoire de maîtrise a relevé le besoin, exprimé entre autres par les concepteurs de prothèses actives à commandes neuronales, de pouvoir transmettre hors du corps humain, de façon fiable, des données recueillies par un système de neurodétection, et ce, à un débit élevé et avec une faible consommation énergétique du transmetteur implanté. Pour ce faire, plusieurs techniques de biotélémetrie implantables peuvent être mises à contribution, mais leur performance globale se voit amoindrie par certains de leurs inconvénients, tels qu'un débit de transmission insuffisant, une consommation énergétique trop élevée ou encore une susceptibilité aux interférences électromagnétiques.

Par ailleurs, les propriétés optiques des tissus cutanés humains font en sorte qu'un faisceau lumineux d'une longueur appropriée est en mesure de les traverser et l'exploitation de cette caractéristique a ouvert la porte à la faisabilité d'un système de biotélémetrie optique transcutanée.

Ainsi, comme il a été présenté au chapitre 3 de ce mémoire, l'objectif de ce projet de recherche était de concevoir et de fabriquer un prototype de système de télémetrie optique transcutanée à débit élevé capable de répondre aux besoins de bande passante et de consommation énergétique souhaitées par la conception de prothèses actives à commande neuronale afin de combler le manque constaté. La solution proposée a ensuite été mise à l'épreuve au cours de différents essais qui ont permis de caractériser les performances du système en ce qui concerne le débit de transmission de données, la consommation énergétique du transmetteur, l'épaisseur de tissus cutanés pour laquelle le système s'avère fonctionnel et sa tolérance au désalignement latéral.

En guise de conclusion, ce dernier chapitre résume les principaux résultats obtenus lors des essais réalisés avec le prototype du système, souligne les éléments qui méritent d'être retenus et suggère quelques travaux de recherche dont les résultats permettraient d'améliorer la performance d'un système de télémetrie optique transcutanée.

Tout d'abord, la consommation minimale de puissance requise par le transmetteur pour assurer un taux de bits erronés inférieur à  $1E-9$  a été mesurée pour une communication établie

à différents débits et à travers des échantillons cutanés porcins de différentes épaisseurs. Les résultats ont montré que pour des épaisseurs de peau de 2 mm et de 4 mm, moins de 10 mW sont consommés par le transmetteur pour une communication qui atteint jusqu'à 16 Mb/s. De plus, pour une épaisseur de peau donnée, la consommation de puissance du transmetteur lors d'une communication à 16 Mb/s est environ le double de celle d'une communication à 1 Mb/s, alors que pour un débit de communication donné, la consommation de puissance du transmetteur lors d'une communication à travers 8 mm de tissus est environ 5 fois celle d'une communication à travers 2 mm de tissus. Cette observation montre que des débits de transmission élevés peuvent être atteints à un coût énergétique moindre que celui exigé pour transmettre des données à travers des tissus épais.

Lorsque comparée à celle d'un autre système de télémétrie optique transcutanée capable de transmettre à des débits élevés, la puissance consommée normalisée de l'émetteur construit s'avère plus faible pour des transmissions à un débit 16 Mb/s pour toutes les épaisseurs de tissus cutanés en cause lors des essais. À ce titre, la meilleure performance de l'émetteur a été obtenue pour une communication à 16 Mb/s et à un taux de bits erronés de  $1E-9$  établie à travers 4 mm de tissus cutanés et se chiffre à  $0,17 \mu\text{W}/\text{mm}\cdot\text{kb/s}$ , comparativement à  $0,29 \mu\text{W}/\text{mm}\cdot\text{kb/s}$  pour l'émetteur du système de référence lors d'une communication établie à travers 3 mm de tissus cutanés à des débits de 10 Mb/s et 80 Mb/s et à un taux de bits erronés estimé à  $1E-14$ .

D'ailleurs, l'épaisseur maximale de tissus à travers laquelle une transmission a pu s'établir a été limitée à 8 mm en raison de l'atteinte du courant maximal que pouvait tolérer la diode laser. Pour cette épaisseur de tissus, les résultats ont aussi montré que la puissance optique émise par la diode laser s'approchait de la limite permise d'exposition des tissus cutanés de  $4 \text{ mW}/\text{mm}^2$ . Cette observation confirme l'hypothèse avancée précédemment et qui supposait que la limite d'exposition permise est supérieure à la puissance optique requise pour établir un lien de communication transcutanée.

De plus, la tolérance du système au désalignement latéral a été caractérisée en mesurant la puissance consommée par le transmetteur pour maintenir une communication à 16 Mb/s et à un taux de bits erronés de  $1E-9$  lorsque l'émetteur et le récepteur du système étaient

latéralement désalignés. La perte de performance causée par des désalignements inférieurs à 2 mm pouvait être compensée au prix d'une puissance consommée par le transmetteur inférieure au double de celle nécessaire lorsque l'émetteur et le récepteur sont alignés. Les résultats ont aussi montré que le système est légèrement plus tolérant aux désalignements latéraux lorsque les tissus cutanés utilisés sont plus épais.

Par ailleurs, l'utilisation d'une lentille de Fresnel ne s'est pas traduite par une diminution de la consommation de puissance du transmetteur, pas plus qu'elle n'a amené une amélioration de la tolérance du système au désalignement latéral.

Des essais ont aussi démontré que la puissance consommée par le transmetteur pourrait être diminuée si le taux de bits erronés acceptable pouvait être plus élevé. En effet, pour le prototype conçu, une diminution marquée de la consommation du transmetteur a été observée lorsque le taux de bit erronés acceptable est passé de  $1E-9$  à  $1E-7$ .

Finalement, la reproductibilité de certains résultats a été vérifiée en transmettant des données à travers 5 endroits différents d'un échantillon cutané de 4 mm d'épaisseur. Les résultats ont montré une variation de  $\pm 3\%$  de la puissance consommée par le transmetteur.

Par ailleurs, des travaux de recherche visant la conception d'un système de télémétrie optique transcutanée ont été menés presque à la même période par un autre candidat à la maîtrise et sont disponibles dans son mémoire (Ackermann, D. M., 2007). Il est intéressant de constater que les méthodes utilisées sont très semblables à celles présentées ici et que les résultats obtenus sont comparables : le système concurrent se montre capable de transmettre des données à un débit de 40 Mb/s et à un taux de bits erronés de  $1E-5$  à travers un échantillon de tissus cutanés porcins morts et exempts de sang de 3 mm d'épaisseur tout en tolérant des désalignements latéraux de 2 mm, et ce, en respectant l'émission de puissance optique maximale imposée par les normes d'exposition laser. Par contre, la puissance de 4,3 mW consommée dans ces conditions est celle de la diode laser VCSEL uniquement, et non de l'ensemble des circuits de l'émetteur. La conduite de la diode laser a été réalisée à l'aide du circuit intégré commercial MAX3905 qui consomme une puissance de 42 mW, puissance qui doit donc être ajoutée à celle de la diode VCSEL afin d'obtenir la puissance totale que la pile d'un implant devrait fournir, et qui, de l'aveu même de l'auteur, « est considérable ». À

l'opposé, les résultats de cette recherche-ci (6,1 mW pour 16 Mb/s à  $BER = 1E-5$  à travers 4 mm de peau) se distinguent par le fait qu'ils sont ceux de la puissance totale consommée par les circuits d'encodage Manchester, de conduite de la diode et par la diode laser elle-même.

De plus, il a été montré que la détection des potentiels d'actions n'est pas affectée de façon significative lorsque qu'elle est effectuée sur un signal reconstruit à partir des données neuronales transmises à un taux de bits erronés de  $1E-5$  et qui ont été échantillonnées sur 10 bits à 24,4 kHz (Ackermann, D. M., 2007). Ceci souligne l'importance de déterminer le taux de bits erronés approprié à l'application afin de minimiser la consommation de puissance.

Au terme de ces travaux de recherche, certains éléments se dégagent des résultats obtenus et méritent d'être soulignés. Tout d'abord, la capacité d'un système de télémétrie optique transcutanée à transmettre des données à des débits élevés à travers des échantillons de tissus cutanés porcins exempts de sang a été démontrée et le coût énergétique supplémentaire associé à une augmentation du débit de transmission s'avère somme toute raisonnable, ce qui répond très bien au besoin de débits de transmission élevés des systèmes de neurodétection.

Ensuite, le prototype conçu a transmis des données encodées qui étaient décodées au récepteur, ce qui constitue une caractéristique vraisemblablement nécessaire dans un système de biotélémétrie. Aussi, le bas taux de bit erronés atteint montre que ce système peut offrir un lien de communication où l'intégrité des données transmises est peu affectée.

De plus, comme le laissaient entrevoir les caractéristiques optiques des tissus cutanés, les résultats ont montré que la consommation énergétique du transmetteur est grandement dépendante de l'épaisseur des tissus cutanés à travers laquelle les données doivent être transmises. Ainsi, la puissance consommée par le transmetteur lors de transmissions de données à travers des tissus cutanés d'une épaisseur inférieure à 4 mm se compare avantageusement avec celle consommée par les systèmes commerciaux de télémétrie par ondes radio.

Par contre, les résultats ont montré que la tolérance du système au désalignement latéral entre l'émetteur et le récepteur n'était que de 2 mm alors que l'objectif était plutôt de 10 mm. Une

telle caractéristique a des conséquences négatives sur la performance globale du système, car elle implique que l'utilisateur doive aligner l'émetteur et le récepteur du système et maintenir cet alignement, et que le nombre de bits erronés augmente rapidement dès que le désalignement dépasse les 2 mm. Il appert que le seul fait de sélectionner une photodiode ayant un large champ de vue n'a pas suffi à contrer les effets négatifs du désalignement latéral.

En ce sens, il pourrait s'avérer pertinent de mener une recherche afin d'identifier les moyens et les techniques pouvant être mis en œuvre afin d'améliorer la tolérance au désalignement latéral entre l'émetteur et le récepteur d'un tel système. Le fait que la peau engendre une propagation diffuse de la lumière devra être pris en considération et l'utilisation de matrices de détecteurs pourrait constituer une piste de solution potentielle.

Aussi, afin de réduire davantage la consommation énergétique du transmetteur, il pourrait s'avérer judicieux d'étudier l'impact que cause le maintien d'un bas taux de bits erronés sur cette consommation. En effet, un taux de bits erronés plus élevé se traduirait par un transmetteur moins énergivore et les bits erronés pourraient être corrigés grâce à une retransmission des données ou encore à l'aide d'algorithmes de détection et de correction d'erreurs. En ce sens, la stratégie qui consiste à concevoir un système capable de transmettre des données à débit élevé semble être la bonne, puisqu'elle permet de relâcher la contrainte imposée au taux de bits erronés, elle répond aux besoins de débits élevés de transmission de données et elle se traduit par un plus faible coût énergétique pour chaque bit transmis.

Dans le même ordre d'idées, l'incorporation dans un même circuit intégré du circuit de l'encodeur, du circuit de conduite de la diode laser et, si possible, de la diode laser elle-même, permettrait de réduire davantage la consommation énergétique de l'ensemble, en plus d'ajouter à la fiabilité de ces éléments et de réduire le volume qu'ils occupent dans l'espace, ce qui représente une amélioration des caractéristiques prisées par les concepteurs de dispositifs implantables.

Par ailleurs, un système de communication optique transcutanée conçu pour transmettre des données du monde extérieur vers un dispositif implanté pourrait s'avérer utile, entre autres, lors de la conception de prothèses à rétroaction sensorielle qui visent à transmettre au système

nerveux des informations provenant de l'environnement. Ainsi, lors de la conception d'un tel système de communication, les contraintes de faible consommation énergétique, de faible volume et de fiabilité élevée des circuits s'appliquent cette fois au récepteur du système, alors que les contraintes concernant la conception de l'émetteur sont relâchées. Encore une fois ici, la conception d'un circuit intégré qui incorpore le détecteur, la chaîne d'amplification analogique, le convertisseur numérique et le décodeur permettrait d'offrir une solution digne d'intérêt.

En résumé, la conception de ce prototype de système de télémétrie a démontré que la transmission de données réalisée grâce à la propagation d'impulsions lumineuses à travers les tissus cutanés porcins permet de respecter plusieurs contraintes imposées aux systèmes de télémétrie implantables, surtout en ce qui concerne le débit élevé de transmission et la basse consommation énergétique du transmetteur implanté.

Un tel système de télémétrie pourrait s'avérer utile lorsqu'il est nécessaire de transmettre, vers l'extérieur du corps, de grands volumes de données issus de la mesure de phénomènes biologiques se produisant à l'intérieur du corps. Une telle exigence provient des activités de recherche et développement visant la conception de prothèses à contrôle neuronal, et l'existence d'une solution capable de transmettre des données vers l'intérieur du corps serait considéré lors de la conception de prothèses à rétroaction sensorielle.

En plus des applications destinées à interagir avec le système nerveux périphérique, l'utilisation d'un système de biotélémétrie optique transcutanée pourrait également être considérée dans un système de neurodétection qui vise à mesurer les influx nerveux se propageant au sein du système nerveux central. Les nombreux canaux d'acquisition de données retrouvés dans de tels systèmes génèrent de forts volumes de données neuronales et leur transmission requiert donc un système de biotélémétrie capable d'un débit de transmission élevé. Se faisant, un système de biotélémétrie optique transcutanée offre une solution à la problématique que pose la complexité de l'interface entre le système nerveux du corps humain et le monde technologique de la neuroprothétique, qui intègre la robotique, l'électronique et l'informatique.

Bien que le but premier d'un système de communication optique transcutanée soit de répondre aux nouveaux besoins de la neuroprothétique, il devient possible d'imaginer d'autres domaines d'application, notamment lors d'études précliniques, menées chez l'animal, et cliniques, menées cette fois chez l'humain, au cours desquelles il est nécessaire de mesurer des signaux issus de l'activité biologique du corps. L'utilisation du système de télémétrie s'inscrirait alors au sein d'une démarche de recherche qui vise une meilleure compréhension de certains phénomènes biologiques du corps humain et qui pourrait amener la conception de solutions bioniques qui auraient pour but de pallier ou de corriger des déficiences du corps humain, ce qui, ultimement, se traduirait par l'amélioration de la qualité de vie de l'être humain.



## BIBLIOGRAPHIE

- Abita, J. L. and Schneider, W. (2004). Transdermal Optical Communication. *Johns Hopkins APL Technical Digest*, vol. 25, n° 3, p. 261-268.
- Ackermann, D. M. (2007). *High Speed Transcutaneous Optical Telemetry Link*. Mémoire de maîtrise, Case Western Reserve University, Cleveland, Ohio, 125 p.
- Ackermann, D. M., Smith, B., Kilgore, K. L. and Peckham, P. H. (2006). Design of a High Speed Transcutaneous Optical Telemetry Link. In Dhawan, A., Laine, A. F., Hielscher, A., Lu, H. and Monzon, J. E. (éd.), *Engineering revolution in biomedicine* (p. 2932-2935), Proceedings of the 28<sup>th</sup> IEEE EMBS Annual International Conference, New-York, 30 août-3 septembre 2006. New-York, The Printing House.
- Ackermann, D. M., Smith, B., Wang, X.-F., Kilgore, K. L. and Peckham, P. H. (2008). Designing the optical interface of a transcutaneous optical telemetry link. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, n° 4, p. 1365-1373.
- American National Standards Institute (2000). *Safe use of lasers Z136.1-2000*. Orlando, Laser Institute of America, 184 p. (Z136.1-2000, Tableau 6 et Tableau 7).
- Anderson, R. R. and Parrish, J. A. (1981). The Optics of Human Skin. *The Journal of Investigative Dermatology*, vol. 77, n° 1, p. 13-19.
- Born, M. and Wolf, E. (2005). *Principles of Optics*. 7e édition revue et augmentée, Cambridge, Cambridge University Press, 952 p.
- Bossetti, C. A., Carmena, J. M., Nicoletis, A. L. and Wolf, P. D. (2004). Transmission Latencies in a Telemetry-Linked Brain-Machine Interface. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, n° 6, p. 919-924.
- British Standard (1997). *Active implantable medical devices, Part 1. General requirements for safety, marking, and information to be provided by the manufacturer*. Londres, British Standards Institution, 28 p. (EN 45502-1:1997).
- Chapin, J. K., Moxon, K. A., Markowitz, R. S. and Nicoletis, M. A. L. (1999). Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex. *Nature Neuroscience*, vol. 2, n° 7, p. 664-670.
- Charles, C. T. (2007). Wireless data links for biomedical implants: current research and future directions. In Sawan, M. *Healthcare Technology* (p.13-16), Proceedings of the IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, Montréal, 27-30 novembre 2007. Piscataway, IEEE Press.
- Cheong, W.-F., Prael, S. A. and Welch, A. J. (1990). A Review of the Optical Properties of Biological Tissues. *IEEE Journal of Quantum Electronics*, vol. 26, n° 12, p. 2166-2185.
- Chien, C.-N. and Jaw, F.-S. (2005). Miniature Telemetry System for the Recording of Action and Field Potentials. *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 147, p. 68-73.
- Dhillon, G. S. and Horch, K. W. (2005). Direct neural sensing feedback and control of a prosthetic arm. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, n° 4, p. 468-472.

- Dillingham, T. R., Pezzin, L. E. and Mackenzie, E. J. (2002). Limb Amputation and Limb Deficiency: Epidemiology and Recent Trends in the United States. *Southern Medical Journal*, vol. 95, n° 8, p. 875-883.
- Douven, F. A. and Lucassen, G. W. (2000). Retrieval of Optical Properties of Skin from Measurement and Modeling the Diffuse Reflectance. In Duncan, D. D., Hollinger, J. O., Jacques, S. L. (éd.), *Laser-Tissue Interaction XI: Photochemical, Photothermal and Photomechanical* (p. 312-323), Proceedings of SPIE, vol. 3914, San José, 22-27 janvier 2000. Bellingham, SPIE.
- Du, Y., Hu, X. H., Cariveau, M., Ma, X., Kalmus, G. W., and Lu, J. Q. (2001). Optical properties of porcine skin dermis between 900 nm and 1500 nm. *Physics in Medicine and Biology*, vol. 46, n° 1, p.167-181.
- Durand, D. M., Tesfayesus, W. and Yoo, P. B. (2007). Peripheral nerve signals for neural control. In Driessen, B., Herder, J. L. and Gelderblom, G. J. (éd.), *Robot Care* (p. 999-1002), Proceeding of the 2007 10<sup>th</sup> International Conference on Rehabilitation Robotics, Noordwijk, The Netherlands, 12-15 juin 2007. Piscataway, IEEE Press.
- Gasson, M., Hutt, B., Goodhew, I., Kyberd, P. and Warwick, K. (2005). Invasive Neural Prosthesis for Neural Signal Detection and Nerve Stimulation. *International Journal of Adaptive Control and Signal Processing*, vol. 19, p. 365-375.
- Ghovanloo, M. and Najafi, K. (2003). A Fully Digital Frequency Shift Keying Demodulator Chip for Wireless Biomedical Implants. In University of Arizona, Proceedings of the IEEE Southwest Symposium on Mixed-Signal Design (p. 223-227), Las Vegas, 23-25 février 2003. Piscataway, IEEE Press.
- Gosselin, B. and Sawan, M. (2004). A Highly Parallelizable Signal Conditioning Module Dedicated to cortical Implantable Monitoring Devices. In Wood, D. and Taylor, P. (éd.), *Getting FES into clinical practice*, 9<sup>th</sup> Annual Conference of the International FES Society, Bournemouth, 6-9 septembre 2004. Oxford, Blackwell Publishing.
- Goto, K., Nakagawa, T., Nakamura, O. and Kawata, S. (2001a). An Implantable Power Supply with an Optically Rechargeable Lithium Battery. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48, n° 7, p. 830-833.
- Goto, K., Nakagawa, T., Nakamura, O. and Kawata, S. (2001b). Near-infrared Light Transcutaneous Telemetry System Having an Implantable Transmitter Driven by External Laser Irradiation. *Review of Scientific Instruments*, vol. 72, n° 7, p. 3079-3085.
- Goto, K., Nakagawa, T., Nakamura, O. and Kawata, S. (2002). Transcutaneous Photocoupler for Transmission of Biological Signals. *Optics Letters*, vol. 27, n° 20, p. 1797-1799.
- Guillory, K. S., Misener, A. K. and Pungor, A. (2004). Hybrid RF/IR Transcutaneous Telemetry for Power and High-Bandwidth Data. In Hudson, D. and Liang, Z. P., Proceedings of the 26<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (p. 4338-4340), vol. 6, San Fransisco, 1-5 septembre 2004. Piscataway, IEEE Press.
- Guillory, K. S. and Normann, R. A. (1999). A 100-channel System for Real Time Detection and Storage of Extracellular Spike Waveforms. *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 91, p. 21-29.

- Güler, N. F. and Übeyli, E. D. (2002). Theory and Applications of Biotelemetry. *Journal of Medical Systems*, vol. 26, n° 2, p. 159-178.
- Guyton, A. C. and Hall, J. E. (2006). *Textbook of Medical Physiology*. Philadelphie, 11<sup>e</sup> édition, Elsevier, 1116 p.
- Harrison, R., Watkins, P., Kier, R., Lovejoy, R., Black, D., Normann, R. and Solzbacher, F. (2006). A Low Power Integrated Circuit for a Wireless 100-Electrode Neural Recording System. In Fujino, L. C., Amiri, M., Gulak, G., Mirabbasi, S., Smith, K. C. and Spencer, R. (éd.), Digest of Technical Papers (p. 554-555, 672), 2006 IEEE International Solid-State Circuits Conference, San Francisco, 6-9 février 2006. Lisbon Falls, S<sup>3</sup> Digital Publisher inc.
- Hecht, E. (2002). *Optics*. 4<sup>e</sup> édition, San Francisco, Addison Wesley, 698 p.
- Inoue, K., Shiba, K., Shu, E., Koshiji, K., Tsukahara, K., Oh-Umi, T., Masuzawa, T., Tatsumi, E., Taenaka, Y. and Takano, H. (1998). Transcutaneous Optical Telemetry System with Infrared Laser Diode. *American Society for Artificial Internal Organs Journal*, vol. 44, p. 841-844.
- Inoue, K., Shiba, K., Shu, E., Koshiji, K., Tsukahara, K., Oh-Umi, T., Masuzawa, T., Tatsumi, E., Taenaka, Y. and Takano, H. (1997). Transcutaneous Optical Telemetry System – Investigation on Deviation Characteristics. In Myklebust, B., and Myklebust, J., *Magnificent Milestones and Emerging Opportunities in Medical Engineering* (p. 2235-2237), Proceedings of the 19<sup>th</sup> International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol. 5, Chicago, 30 octobre-2 novembre 1997. Piscataway, IEEE Press.
- Jacques, S. L. (1996). Origins of Tissue Optical Properties in the UVA, Visible, and NIR Regions. *Advances in Optical Imaging and Photon Migration*, vol. 2, p. 364-371.
- Jacques, S. L., Alter, C. A. and Prahl, S.A. (1987). Angular Dependence of HeNe Laser Light Scattering by Human Dermis. *Lasers in the Life Sciences*, vol. 1, p. 309-334.
- Jaw, F.-S. (2001). Optimal Sampling of Electrophysiological Signals. *Neuroscience Research Communications*, vol. 28, n° 2, p. 75-84.
- Kasap, S. O. (2000). *Optoelectronics and Photonics, Principles and Practices*. Upper Saddle River, New-Jersey, Prentice-Hall, 340 p.
- Kester, W. (2004). *Analog-Digital Conversion*. Norwood, Analog Devices Inc., 1138 p.
- Kipke, D. R., Pellinen, D. S., and Rousche, P. J. (2004). CNS Recording electrodes and techniques. In Horch, K. W. and Dhillon, G. S., *Neuroprosthetics, Theory and Practice* (chap. 5.2, p. 761-785). Singapore, World Scientific Publishing. (Collection Series on Bioengineering & Biomedical Engineering, vol. 2).
- Krishnaswamy, A. and Baranoski, G. V. G. (2004). *A Study on Skin Optics*, Technical Report, Natural Phenomena Simulation Group, School of Computer Science, Waterloo, University of Waterloo, 17 p.
- Kudo, N., Shimizu, K. and Matsumoto, G. (1988). Fundamental Study on Transcutaneous Biotelemetry Using Diffused Light. *Frontiers of Medical and Biological Engineering*, vol. 1, n° 1, p. 19-28.

- Lazzi, G. (2005). Thermal Effects of Bioimplants, Power Dissipation Characteristics and Computational Methods. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 24, n° 5, p. 75-81.
- Liang, C. K., Chen, J. J. J., Chung, C. L., Cheng, C. L. and Wang, C. C. (2005). An Implantable Bi-directional Wireless Transmission System for Transcutaneous Biological Signal Recording. *Physiological Measurement*, vol. 26, p. 83-97.
- LoCicero, J. L. and Patel, B. P. (1997). Line Coding. In Gibson, J. D., *The Communication Handbook* (chap. 29, p. 386-403). États-Unis, CRC Press et IEEE Press. (Electrical engineering handbook series).
- Mandal, S. and Sarpeshkar, R. (2007). A bidirectional wireless link for neural prostheses that minimizes implanted power consumption. In Sawan, M., *Healthcare Technology* (p. 45-48), Proceeding of the IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, Montréal, 27-30 novembre 2007. Piscataway, IEEE Press.
- Mcshane, M. J., Rastegar, S., Pishko, M. and Coté, G. L. (2000). Monte Carlo Modeling for Implantable Fluorescent Analyte Sensors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 47, n° 5, p. 624-632.
- Meglinski, I. V. and Matcher, S. J. (2002). Quantitative Assessment of Skin Layers Absorption and Skin Reflectance Spectra Simulation in the Visible and Near-infrared Spectral Regions. *Physiological Measurements*, vol. 23, n° 4, p. 741-753.
- Mitamura, Y., Okamoto, E. and Mikami, T. (1990). A Transcutaneous Optical Information Transmission System for Implantable Motor-driven Artificial Hearts. *American Society for Artificial Internal Organs Transactions*, vol. 36, n° 3, p. 278-280.
- Mohseni, P., Najafi, K., Eliades and S. J., Wang, X. (2005). Wireless Multichannel Biopotential Recording Using an Integrated FM Telemetry Circuit. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, n° 3, p. 263-271.
- Mourant, J. R., Fuselier, T., Boyer, J., Johnson, T. M. and Bigio, I. J. (1997). Predictions and Measurements of Scattering and Absorption over Broad Wavelength Ranges in Tissue Phantoms. *Applied Optics*, vol. 36, n° 4, p. 949-957.
- Murakawa, K., Kobayashi, M., Nakamura, O. and Kawata, S. (1999). A Wireless Near-Infrared Energy System for Medical Implants. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 18, n° 6, p. 70-72.
- Navarro, X., Krueger, T. B., Lago, N., Micera, S., Stieglitz, T. and Dario, P. (2005). A critical review of interfaces with the peripheral nervous system for the control of neuroprostheses and hybrid bionic systems. *Journal of the Peripheral Nervous System*, vol. 10, p. 229-258.
- Neihart, N. M. and Harrison, R. R. (2005). Micropower Circuits for Bidirectional Wireless Telemetry in Neural Recording Applications. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, n° 11, p. 1950-1959.
- Nieder, A. (2000). Miniature Stereo Radio Transmitter for Simultaneous Recording of Multiple Single-neuron Signals from Behaving Owls. *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 101, p. 157-164.

- Obeid, I., Nicoletis, M. A. L. and Wolf, P. D. (2004). A Low Power Multichannel Analog Front End for Portable Neural Signal Recording. *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 133, p. 27-32.
- Okamoto, E., Yamamoto, Y., Inoue, Y., Makino, T. and Mitamura, Y. (2005). Development of a Bidirectional Transcutaneous Optical Data Transmission System for Artificial Hearts Allowing Long-distance Data Communication with Low Electric Power Consumption. *Journal of Artificial Organs*, vol. 8, p. 149-153.
- Olsson, R. H., Buhl, D. L., Sirota, A. M., Buzsaki, G. and Wise, K. D. (2005). Band-Tunable and Multiplexed Integrated Circuits for Simultaneous Recording and Stimulation with Microelectrode Arrays. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, n° 7, p. 1303-1311.
- Oweiss, K. G., Anderson, D. J. and Papaefthymiou, M. M. (2003). Optimizing Signal Coding in Neural Interface System-on-a-Chip Modules. In Leder, R. S., *A New Beginning for Human Health* (p. 2216-2219), Proceedings of the 25<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Cancun, 17-21 septembre 2003. Piscataway, IEEE Press.
- Oweiss, K., Suhail, Y., Thomsom, K., Li, J. and Mason, A. (2005). Augmenting real-time DSP in implantable high-density neuroprosthetic devices. In Keynton, R. S., *2005 3<sup>rd</sup> IEEE/EMBS Special Topic Conference on Microtechnology in Medicine and Biology* (p. 108-111), Proceedings of the 3<sup>rd</sup> Annual International IEEE/EMBS Special Topic Conference, Kahuku, 12-15 mai 2005. Piscataway, IEEE Press.
- Parmentier, S., Roy, Y., Fontaine, R. (2008). Laser Diode Used in 16 Mb/s, 10 mW Optical Transcutaneous Telemetry System. In Andreou, A., Etienne-Cummings, R., *Intelligent Biomedical Systems* (p. 377-380), Proceedings of the Biomedical Circuits and Systems Conference 2008, IEEE BioCAS 2008, Baltimore, 20-22 novembre 2008. New-York, The Printing House.
- Parthasarathy, J., Hogenson, J., Erdman, A. G., Redish, A. D. and Ziaie, B. (2006). Battery-perated high-bandwidth multi-channel wireless neural recording system using 802.11b. In Dhawan, A., Laine, A. F., Hielscher, A., Lu, H. and Monzon, J. E. (éd.), *Engineering revolution in biomedicine* (p. 5989-5992), Proceedings of the 28<sup>th</sup> IEEE Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, New York City, 30 août-3 septembre 2006. New-York, The Printing House.
- Patterson, M. S., Chance, B. and Wilson, B. C. (1989). Time Resolved Reflectance and Transmittance for the Non-invasive Measurement of Tissue Optical Properties. *Applied Optics*, vol. 28, n° 12, p. 2331-2336.
- Patterson, W. R., Song, Y.-K., Bull, C. W., Ozden, I., Deangellis, A. P., Lay, C., McKay, L., Nurmiko, A. V., Donoghue, J. D. and Connors, B. W. (2004). A microelectrode/microelectronic hybrid device for brain implantable neuroprosthesis applications. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, n° 10, p. 1845-1853.
- Perelman, Y. and Ginosar, R. (2007). An Integrated System for Multichannel Neuronal Recording with Spike/LFP Separation, Integrated A/D Conversion and Threshold Detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, n° 1, p. 130-137.

- Schregardus, D. S., Pieneman, A. W., Ter Matt, A., Jansen, R. F., Brouwer, T. J. F. and Gahr, M. L. (2006). A Lightweight Telemetry System for Recording Neuronal Activity in Freely Behaving Small Animals. *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 155, p. 62-71.
- Sclabassi, R. J., Liu, Q., Hackworth, S. A., Justin, G. A. and Sun, M. (2006). Platform Technologies to Support Brain-Computer Interfaces. *Neurosurgical Focus*, vol. 20, p. 1-13.
- Seligman, P. M. and Shepherd, R. K. (2004). Cochlear Implants. In Horch, K. W. and Dhillon, G. S., *Neuroprosthetics, Theory and Practice* (chap. 6.3, p. 878-904). Singapore, World Scientific Publishing. (Collection Series on Bioengineering & Biomedical Engineering, vol. 2).
- Serruya, M. D., Hatsopoulos, N. G., Paninski, L., Fellows, M. R. and Donoghue, J. P. (2002). Instant neural control of a movement signal. *Nature*, vol. 416, p. 141-142.
- Shepherd, R. K. (2004). The Auditory System. In Horch, K. W. and Dhillon, G. S., *Neuroprosthetics, Theory and Practice* (chap. 1.8, p. 260-280). Singapore, World Scientific Publishing. (Collection Series on Bioengineering & Biomedical Engineering, vol. 2).
- Simpson, C. R., Kohl, M., Essenpreis, M. and Cope, M. (1998). Near-infrared Optical Properties of ex-Vivo Human Skin and Subcutaneous Tissues Measured Using the Monte Carlo Inversion Technique. *Physics in Medicine and Biology*, vol. 43, p. 2465-2478.
- Struijk, J. J. (2004). Passive Models of Excitable Cells. In Horch, K. W. and Dhillon, G. S., *Neuroprosthetics, Theory and Practice* (chap. 1.1, p. 3-29). Singapore, World Scientific Publishing. (Collection Series on Bioengineering & Biomedical Engineering, vol. 2).
- Sun, M., Justin, G. A., Roche, P. A., Zhao, J., Wessel, B. L., Zhang, Y. and Sclabassi, R. J. (2006). Passing Data and Supplying Power to Neural Implants. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 25, n° 5, p. 39-46.
- Svaasand, L. O., Norvang, L. T., Fiskerstrand, E. J., Stopps, E. K. S., Berns, M. W., and Nelson, J. S. (1995). Tissue Parameters Determining the Visual Appearance of Normal Skin and Port-wine Stains. *Lasers in Medical Science*, vol. 10, n° 1, p. 55-65.
- Tamura, T., Shamsuddin, A. K. M., Kawarada, A., Togawa, T. and Öberg, A. (1994). Transcutaneous Optical Power Converter for Implantable Devices. In Croitoru, N. I. (éd.), *Proceedings of the Biomedical Optoelectronic Devices and Systems* (p. 99-104), Proceedings of SPIE vol. 2084, Budapest, 1-3 septembre 1993.
- Taylor, D. M., Helms-Tillery, S. I. and Schwartz, A. B. (2002). Direct Cortical Control of 3D Neuroprosthetic Devices. *Science*, vol. 296, p. 1829-1832.
- Van Gemert, M. J. C., Jacques, S. L., Sterenborg, H. J. C. M. and Star, W. M. (1989). Skin Optics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 36, n° 12, p. 1146-1154.
- Warwick, K., Gasson, M., Hutt, B., Goodhew, I., Kyberd, P., Andrews B., Teddy, P. and Shad A. (2003). The Application of Implant Technology for Cybernetic Systems. *Archives of Neurology*, vol. 60, p. 1369-1373.

- Wise, K. D., Anderson, D. J., Hetke, J. F., Kipke D. R. and Najafi, K. (2004). Wireless Implantable Microsystems: High-Density Electronic Interfaces to the Nervous System. *Proceedings of the IEEE*, vol. 92, n° 1, p. 76-97.
- Wise, K. D., Sodagar, A. M., Yao, Y., Gulari, M. N., Perlin, G. E. and Najafi, K. (2008). Microelectrodes, Microelectronics, and Implantable Neural Microsystems. *Proceedings of the IEEE*, vol. 96, n° 7, p. 1184-1202.
- Yoon, Y.-H., Jung, E.-S., Song, B.-S., Lee, S.-H. and Cho, J.-H. (2005). Design of a transcutaneous infrared remote control for the totally implantable middle ear system. *IEICE Transactions on Electronics*, vol. E88-C, n° 9, p. 1896-1899.
- Yoshida, K. and Struijk, J. J. (2004). The Theory of Peripheral Nerve Recording. In Horch, K. W. and Dhillon, G. S., *Neuroprosthetics, Theory and Practice* (chap. 2.2, p. 342-428). Singapore, World Scientific Publishing. (Collection Series on Bioengineering & Biomedical Engineering, vol. 2).
- Zarlink Semiconductor, (2005). *ZL70100 Medical Implantable RF Transceiver Data Sheet*. Ottawa, Zarlink Semiconductor, 6 p.
- Zhang, R., Verkruysse, W., Choi, B., Viator, J. A., Jung, B., Svaasand, L. O., Aguilar, G. and Nelson, J. S. (2005). Determination of Human Skin Optical Properties from Spectrophotometric Measurements Based on Optimization by Genetic Algorithms. *SPIE Journal of Biomedical Optics*, vol. 10, n° 2, p. 024030-1-024030-11.