

Titre: Mesure de conductivité électrique tétrapolaire du cartilage articulaire bovin
Title: [articulaire bovin](#)

Auteur: Jean-Sébastien Binette
Author: [Jean-Sébastien Binette](#)

Date: 2002

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Binette, J.-S. (2002). Mesure de conductivité électrique tétrapolaire du cartilage articulaire bovin [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal].
Citation: [PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/7463/>](https://publications.polymtl.ca/7463/)

Document en libre accès dans PolyPublie

Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/7463/>
PolyPublie URL: <https://publications.polymtl.ca/7463/>

Directeurs de recherche: Michael D. Buschmann
Advisors: [Michael D. Buschmann](#)

Programme: Non spécifié
Program: [Non spécifié](#)

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

MESURE DE CONDUCTIVITÉ ÉLECTRIQUE TÉTRAPOLAIRE
DU CARTILAGE ARTICULAIRE BOVIN

JEAN-SÉBASTIEN BINETTE
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
MAI 2002



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: 0-612-97928-8

Our file Notre référence

ISBN: 0-612-97928-8

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.

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 protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

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.

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.

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

MESURE DE CONDUCTIVITÉ ÉLECTRIQUE TÉTRAPOLAIRE
DU CARTILAGE ARTICULAIRE BOVIN

Présenté par: BINETTE Jean-Sébastien

en vue de l'obtention du diplôme de: Maîtrise ès sciences appliquées
au jury d'examen constitué de:

M. SAVARD Pierre, Ph.D., président

M. BUSCHMANN Michael, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. CHOUTEAU Michel, Ph.D., membre

REMERCIEMENTS

Je tiens d'abord à remercier mon directeur de recherche, M. Michael D. Buschmann pour m'avoir supervisé tout au long de ce projet et pour sa confiance qu'il m'a témoignée. J'aimerais également remercier M. Pierre Savard pour ses précieux conseils portant sur les mesures de conductivité électrique et pour avoir accepté d'être membre du jury.

J'aimerais remercier spécialement Anne Légaré et Éric Quenneville pour leur aide, leur support et les encouragements qu'ils m'ont apportés. Ils ont été une source d'inspiration tout au long de ma maîtrise.

Je souhaite souligner l'aide apportée par Martin Garon pour la mise en fonction du montage de conductivité ainsi que pour la conception des programmes en LabView. J'aimerais aussi remercier le Dr Marc McKee et Caroline Tanguay de l'Université McGill pour les coupes histologiques réalisées.

Je désire remercier tous les étudiants du groupe de recherche de M. Buschmann qui, d'une façon ou d'une autre, ont contribué à ce projet et plus particulièrement à Mathieu Charlebois pour son aide avec les coupes au vibratome ainsi qu'à Nicolas Tran-Khanh pour son aide lors des extractions et ses conseils.

Finalement, je remercie la compagnie BioSyntech Inc. pour le support financier ainsi que pour les équipements prêtés lors de mes expériences.

RÉSUMÉ

Le cartilage articulaire est un tissu conjonctif hautement spécialisé qui se retrouve aux extrémités des os d'une articulation synoviale. Il a comme fonctions principales de lubrifier l'articulation et de supporter et de transmettre les contraintes mécaniques aux structures osseuses. Le cartilage articulaire comporte une phase solide composée principalement d'une matrice extracellulaire et d'une phase liquide constituée d'eau. La matrice est faite principalement de fibres de collagène dans lesquelles sont entrelacées des protéoglycans qui portent des charges négatives fixes. Afin de conserver la neutralité du tissu, des charges mobiles positives en excès ($[Na^+] > [Cl^-]$) sont contenues dans le fluide interstitiel. Ainsi, lorsqu'un courant est injecté dans le cartilage articulaire, seules les ions se déplacent.

L'ostéoarthrite est une maladie de dégénérescence des articulations qui est chronique et qui affecte principalement les articulations sur lesquelles repose le poids du corps, telles le genou et la hanche. Presque la moitié de la population en souffre selon différents degrés avant l'âge de la soixantaine. L'étiologie de la maladie n'est pas complètement comprise et ne fait pas l'unanimité parmi la communauté médicale, mais elle peut être associée à certaines occupations et certains sports, ou peut apparaître dans une articulation à la suite d'une blessure ou d'une fracture. Avec le temps, le cartilage devient mou, se détériore et commence à perdre son élasticité et sa surface s'use par endroits. De plus, le cartilage articulaire s'amincit et ne peut donc plus absorber autant de contraintes mécaniques. Par conséquent, les os se rapprochent et l'espace articulaire rétrécit et peut diminuer jusqu'à ce que les os se frottent l'un contre l'autre. Ainsi, il est essentiel d'étudier les propriétés et les caractéristiques du cartilage articulaire afin de mieux comprendre les maladies qui y sont rattachées et de développer des traitements curatifs ou régénératifs.

Dans ce mémoire, nous voulons déterminer la conductivité électrique du cartilage articulaire bovin et vérifier si un gradient de conductivité existe en fonction de la

profondeur du tissu. Le deuxième objectif de ce mémoire est de pouvoir déterminer l'épaisseur du cartilage articulaire en faisant une série de trois mesures de conductivité électrique tétrapolaire à l'aide d'une matrice linéaire de 8 électrodes. La méthode tétrapolaire consiste à injecter un courant avec une paire d'électrodes externes et de mesurer la différence de potentiel avec une paire d'électrodes internes. La matrice linéaire employée pour ces études consiste en 8 électrodes de platine (80%) et d'iridium (20%) de 50 µm de diamètre chacune et séparées entre elles de 300 µm. Le courant injecté est de 1µA sur une gamme de fréquence allant de 10 à 1000 Hz.

Deux modèles théoriques, le modèle à trois configurations d'électrodes et le modèle multi-coupes, ont été développés afin de déterminer l'épaisseur et la conductivité électrique du cartilage articulaire ainsi que la conductivité électrique de l'os subchondral en utilisant comme valeurs d'entrée les valeurs de courant injecté et de potentiel électrique mesuré sur un échantillon. Une étude statistique de la sensibilité des modèles à évaluer les trois paramètres indique qu'il est possible de déterminer ces derniers en autant que certaines conditions soient respectées.

Les échantillons de cartilage articulaire ont été extraits d'une tête humérale d'une épaule de bœuf en conservant une couche d'os et ont été entreposés soit dans des chambres humides à 4°C contenant une solution tampon de PBS (*Phosphate buffer saline*) avec un antibiotique (Penicillin-Streptomycin), soit au congélateur à -80°C sans solution. Pour l'étude de la conductivité électrique en fonction de la profondeur, l'âge du bœuf se situait entre 1 et 2 ans. Les échantillons ont été coupés en rectangle faisant 12 mm de long par 2 mm de large. Des tranches de cartilage d'environ 300 µm d'épaisseur ont été prélevées successivement à partir de la surface de l'échantillon avec une lame d'un vibratome. Des mesures de conductivité électrique ont été réalisées sur chacune des tranches de cartilage articulaire.

Concernant l'étude de la conductivité électrique en fonction de l'épaisseur du cartilage, les échantillons ont été extraits par duplicata et en forme de disque de 3,5 mm de diamètre; un échantillon a été utilisé comme contrôle pour mesurer l'épaisseur du cartilage articulaire alors que l'autre a été employé pour l'étude de la conductivité électrique. Une série de trois mesures de conductivité électrique a été réalisée sur un échantillon pour une épaisseur donnée du cartilage à l'aide des trois paires d'électrodes d'injection de courant. Les distances entre ces dernières sont de 0,9, 1,5 et 2,1 mm. L'épaisseur du cartilage a été modifiée en pratiquant des coupes à l'aide d'un vibratome. Les tranches retirées faisaient en moyenne 200 μm d'épaisseur. L'épaisseur de l'échantillon a été mesurée au micromètre après chacune des coupes retirées. À la fin de l'expérience, le duplicata a été placé dans une solution de fixation (sodium cacodylate, paraformaldéhyde et glutaraldéhyde) pendant 12 heures, puis immergé dans une solution tampon (sodium cacodylate) pendant 24 heures. Par la suite, des coupes histologiques ont été pratiquées sur les duplicata afin de déterminer l'épaisseur du cartilage et de la couche d'os à l'aide d'un microscope optique.

Suite à l'étude en fonction de la profondeur du cartilage articulaire, aucun gradient de la conductivité électrique n'a pu être détecté. La conductivité électrique moyenne pour l'ensemble des échantillons rectangulaires avant que des coupes ne soient pratiquées, lorsque à l'équilibre dans une solution de PBS ($\sigma = 1,52 \text{ S/m}$), est de $1,14 \pm 0,11 \text{ S/m}$ ($n = 11$). Pour l'ensemble des tranches de cartilage de tous les échantillons, la conductivité électrique est de $1,20 \pm 0,14 \text{ S/m}$ ($n = 28$). Cette légère différence peut être expliquée par le gonflement des tranches qui survient lors des coupes, à cause de la rupture des fibres de collagène qui sont en pré-tension à l'intérieur de la matrice extracellulaire. Ce phénomène entraîne une augmentation de la mobilité des ions puisque la porosité du tissu est plus élevée, et la conductivité électrique augmente. De plus, la conductivité électrique moyenne mesurée pour des échantillons d'os rectangulaires, équilibrés dans une solution de PBS ($\sigma = 1,52 \text{ S/m}$), est de $0,306 \pm 0,034 \text{ S/m}$ ($n = 3$).

La moyenne des mesures de la conductivité électrique du cartilage pour les échantillons en forme de disque avant que des coupes ne soient pratiquées, lorsque à l'équilibre dans une solution de PBS, est égale à $0,940 \pm 0,110$ S/m ($n = 9$). Quant à l'os subchondral, la conductivité électrique moyenne pour des échantillons en forme de disque est de $0,179 \pm 0,046$ S/m ($n = 3$). Ces valeurs sont inférieures à celles obtenues pour les échantillons rectangulaires. Ces différences sont principalement dues à l'âge des épaules de bœuf et non à la forme des échantillons. En effet, les échantillons rectangulaires proviennent d'épaules de bœuf âgé entre 1 et 2 ans alors que les échantillons en forme de disque proviennent d'épaules de bœuf âgé d'environ 4 ans. L'effet dû à la géométrie des échantillons est négligeable car les dimensions des échantillons sont suffisamment grandes comparativement à la distance entre les électrodes d'injection de courant de la matrice linéaire.

Quant à l'étude en fonction de l'épaisseur du cartilage articulaire, la conductivité électrique apparente mesurée, qui est fonction de la conductivité électrique et de l'épaisseur du tissu ainsi que de la configuration des électrodes, diminue avec une réduction de l'épaisseur, tel que prédit par les modèles théoriques. L'épaisseur après chacune des tranches retirées est évaluée en utilisant le modèle à trois configurations d'électrodes ainsi que le modèle multi-coupes. L'évaluation de l'épaisseur avec les modèles théoriques est comparée avec les mesures réalisées au micromètre et sur les coupes histologiques. Les résultats montrent que l'évaluation est relativement précise sauf pour les épaisseurs de cartilage petites, généralement inférieures à 300 µm, tel que prédit dans l'étude de la sensibilité des modèles.

La technique de mesure de la conductivité électrique pourra éventuellement être intégrée à une sonde arthroscopique utilisant une matrice de microélectrodes à deux dimensions, afin de déterminer l'épaisseur du cartilage articulaire lors d'une arthroscopie. Présentement, cette sonde est utilisée pour mesurer des potentiels d'écoulement. L'évaluation de l'épaisseur du cartilage est une donnée supplémentaire qui peut être utile

pour le diagnostic de l'état du tissu. De plus, nous envisageons d'effectuer une étude de la conductivité électrique en fonction de la dégradation du cartilage en utilisant différents modèles de dégradation. Nous désirons vérifier si ce paramètre pourrait être assez sensible pour évaluer directement l'état du cartilage.

ABSTRACT

Articular cartilage is a highly specialized connective tissue, which is found on the joint bone extremities. Its two main functions are to distribute joint loads to the subchondral bone and to allow relative movement of the opposing joint surface with minimal friction and wear. Articular cartilage can be viewed as having two distinct phases: a solid phase composed of extracellular matrix and a fluid phase constituted of interstitial water with inorganic salts dissolved in it. The collagen fibrils and negatively charged proteoglycans primarily compose the extracellular matrix. To keep the tissue electrically neutral, excess positive charges ($\text{Na}^+ \text{ Cl}^-$) are found inside the fluid phase. Thus, only the ions move when a current is applied inside the tissue.

Osteoarthritis (OA) is a degenerative joint disease affected the articular cartilage and is encountered especially in joints that support body weight such as the knee and hip. Almost half of the population will suffer from various degree of OA before the age of sixty years old. The etiology of the disease is not well understood and is not unanimously approved () inside the medical community, but certain correlations can be seen, with specific activities and sports, or the illness can appear after an injury or bone fracture. With time, articular cartilage becomes soft, loses its elasticity and a deterioration begins to occur at the surface. Furthermore, articular cartilage thickness diminishes so that it cannot as well distribute the mechanical stress. The advanced stage of the disease is when the tissue thickness is so thin that the bones grind together. Thus, it is essential to study articular cartilage properties and characteristics in order to better understand the related arthritic diseases and to create new diagnostic curative and regenerative treatments.

In this work, we want to find the electrical conductivity of the bovine articular cartilage and to verify if a conductivity gradient is present inside the tissue. The second goal is to determine the articular cartilage thickness by performing a series of tetrapolar conductivity measurements using a linear array of 8 microelectrodes. This technique

consists of injecting current in the two outer electrodes and measuring the potential difference with the two inner electrodes. The linear array used in this work consists of 8 platinum (80%) and iridium (20%) electrodes with a diameter of 50 μm each, separated by 300 μm from each other. The injected current amplitude is 1 μA , in a range of 10 to 1000 Hz.

Two theoretical models were developed to aid in finding the thickness and the electrical conductivity of the articular cartilage and the subchondral bone, using the injected current value and the potential measurements as input. A statistical study of the model sensitivity for the evaluation of the three parameters has shown that it is possible to evaluate them if certain conditions are respected.

Articular cartilage samples with a bone layer were isolated from the humeral head of a steer and were stored, one at 4°C in humid chamber filled with Phosphate buffer saline (PBS) and an antibiotic (Penicillin-Streptomycin) or the other at - 80°C without saline. For the study on the electrical conductivity as a function of the cartilage depth, the steer age is 1 to 2 years old. The sample shape was 12 mm long by 2 mm width. Slices around 300 μm thick were been taken successively from the sample surface to the bottom using a blade set on a vibratome apparatus. Electrical measurements were done on each articular cartilage slice.

For the study on the electrical conductivity in function of the cartilage thickness, the steer age is about 4 years old. Samples were extracted in a 3,5 mm disks shape and were matched in duplicates; one control disk was used to measure the cartilage thickness and the other disk was used for the conductivity study. A series of three electrical conductivity measurements was performed for a specific thickness using the three pairs of injected current electrodes, separated by 0,9, 1,5 and 2,1 mm. The cartilage thickness was altered by removing slices with a vibratome apparatus. The average slice thickness was 200 μm thick. The sample thickness was measured with a micrometer after each slice

was removed from the sample. After the experiment, the duplicates were placed in a fixation solution (sodium cacodylate buffer, with paraformaldehyde (14 % w/v) and glutaraldehyde (1% w/v)) for 12 hours and then immersed in a buffered solution (cacodylate sodium) for 24 hours. Afterwards, histologic slices were obtained to determine the cartilage and the bone thickness of the duplicates. Samples decalcification was needed prior to cut.

Further to the cartilage depth study, no electrical conductivity gradient was detected in the rectangular samples from 1 to 2 year old steer, when equilibrated in PBS solution ($\sigma = 1,52 \text{ S/m}$). The average conductivity for the overall samples before any slices were taken was $1,14 \pm 0,11 \text{ S/m}$ ($n = 11$). For the individual 300 μm thick cartilage slices, the conductivity was $1,20 \pm 0,14 \text{ S/m}$ ($n = 28$). This slight difference can be explained with the swelling of the slice after cutting, when some of the pre-tension collagen fiber inside the extracellular matrix is released. This phenomenon leads to an increase of ion mobility due to an increase of the tissue porosity. Also, the average conductivity of the subchondral bone was $0,306 \pm 0,034 \text{ S/m}$.

With reference to the 4 year old cylindrical samples, the average cartilage conductivity, before any slices were taken was $0,940 \pm 0,110 \text{ S/m}$ ($n = 9$), when equilibrated in PBS solution ($\sigma = 1,52 \text{ S/m}$). For the subchondral bone, the average conductivity was $0,179 \pm 0,046 \text{ S/m}$. These differences with the results obtained on rectangular samples are particularly related to the age of the steer and not to the geometry of the samples.

Regarding the study as a function of the cartilage thickness, the apparent conductivity measured, which is a function of tissue conductivity, tissue thickness and electrode configuration, decreased with the reduction of the thickness, as predicted by the theoretical model. An evaluation of the cartilage thickness was carried out after each removed slice using the two models. The evaluated results were compared with the

thickness measurement made with micrometer and optic microscope on the histologic slices. The results showed that the evaluation is relatively good when $d > 300\mu\text{m}$, as predicted by the study of model sensitivity.

The electrical conductivity measurement has the potential to be integrated in an arthroscopic probe operating with a 2 D microelectrode matrix in order to evaluate the cartilage thickness during an arthroscopy. Presently, this probe was set to measure the streaming potential when a compressive force is applied on the tissue. The evaluation of the cartilage thickness is complementary data that can be useful for the diagnostic of the tissue condition. Furthermore, we planned to perform an electrical conductivity study as a function of the cartilage degradation using different degradation model. We want to verify if this parameter demonstrates enough sensibility to evaluate directly the condition of the cartilage.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	iv
RÉSUMÉ	v
ABSTRACT.....	x
TABLE DES MATIÈRES.....	xiv
LISTE DES FIGURES	xvii
LISTE DES TABLEAUX.....	xxii
LISTE DES ANNEXES.....	xxv
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1: Contexte biophysique	5
1.1 Cartilage articulaire	5
<i>1.1.1 Composition et structure.....</i>	6
<i>1.1.2 Collagène.....</i>	6
<i>1.1.3 Protéoglycane.....</i>	7
<i>1.1.4 Eau</i>	9
<i>1.1.5 Morphologie du cartilage selon la profondeur.....</i>	9
1.2 Conductivité électrique d'une solution électrolyte et d'un tissu	12
<i>1.2.1 conductivité électrique d'une solution électrolyte</i>	12
<i>1.2.2 Conductivité électrique d'un tissu</i>	14
1.3 Électrodes de mesures	19
<i>1.3.1 Mesure de bio-potentiels.....</i>	19
<i>1.3.2 Impédance des microélectrodes.....</i>	22

1.3.3 <i>Description de la matrice linéaire de 8 électrodes</i>	25
1.4 Revue de la littérature.....	27
1.4.1 <i>Mesure de conductivité électrique tétrapolaire</i>	27
1.4.2 <i>Mesure de la conductivité électrique du cartilage</i>	28

CHAPITRE 2: Conductivité apparente théorique31

2.1 Introduction	31
2.2 Description du modèle de conductivité	35
2.2.1 <i>Profondeur de pénétration du courant injecté</i>	44
2.2.3 <i>Présentation et analyse des résultats</i>	46
2.3 Étude de la sensibilité du modèle sur l'estimé de l'épaisseur d et de la conductivité électrique de la couche 1.....	53
2.3.1 <i>Procédure générale</i>	53
2.3.2 <i>Étude du modèle à trois configurations d'électrodes</i>	56
2.3.3 <i>Modèle multi-coupes</i>	62

CHAPITRE 3: Mesures de conductivité électrique expérimentales66

3.1 Description du montage de conductivité électrique	67
3.2 Validation du facteur de correction des électrodes.....	69
3.3 Plaquage des électrodes	75
3.4 Procédure générale d'extraction des échantillons	78
3.5 Conductivité électrique en fonction de la profondeur du cartilage	81
3.5.1 <i>Description sommaire du protocole expérimental</i>	81
3.5.2 <i>Analyse des résultats</i>	86
3.5.3 <i>Discussion et conclusions</i>	91
3.6 Conductivité électrique en fonction de l'épaisseur du cartilage	95
3.6.1 <i>Description sommaire du protocole</i>	95

3.6.2	<i>Analyse des résultats</i>	99
3.7	Analyse des résultats avec les modèles théoriques	117
3.7.1	<i>Modèle à trois configurations d'électrodes</i>	117
3.7.2	<i>Modèle multi-coupes</i>	123
3.8	Intérêt à développer un outil diagnostique : la sonde arthroscopique	126
CONCLUSION		128
BIBLIOGRAPHIE		131
ANNEXES		138

LISTE DES FIGURES

Chapitre 1

Figure 1.1:	Structure d'une fibre de collagène.....	7
Figure 1.2:	Vue schématique d'une molécule d'aggrécane	8
Figure 1.3:	Vue schématique d'un agrégat de plusieurs aggrécanes	8
Figure 1.4:	Vue schématique de l'organisation des chondrocytes (à gauche) et des fibres de collagène (à droite) à l'intérieur des quatre zones du cartilage ...	11
Figure 1.5:	Interface électrode-électrolyte.....	20
Figure 1.6:	Schématisation de la double couche d'Helmholtz	24
Figure 1.7:	Circuit équivalent du modèle RC en série d'une électrode	24
Figure 1.8:	Circuit équivalent du modèle d'une électrode, incluant les basses fréquences.....	24
Figure 1.9:	Matrice linéaire de 8 électrodes de Pt/Ir.....	26
Figure 1.10:	Principales étapes de fabrication de la matrice d'électrodes (Légaré, 1998a)	26

Chapitre 2

Figure 2.1:	Méthode tétrapolaire.....	32
Figure 2.2:	Configuration linéaire quelconque de la méthode tétrapolaire	33
Figure 2.3:	Schéma du circuit équivalent de la méthode tétrapolaire.....	35
Figure 2.4:	Modèle semi-infini	36
Figure 2.5:	Images produites par les réflexions multiples d'une source de courant aux deux interfaces d'un modèle à deux couches horizontales (Inspiré de la figure 8.11, p. 530 de Telford, 1990).....	38
Figure 2.6 :	Différence de potentiel entre les points P ₁ et P ₂ pour une seule source de courant	40

Figure 2.7:	Valeur de la série de l'équation (2.18) en fonction du nombre d'images considérées où $s = 3a/2$, $a = 300 \mu\text{m}$, $d = 500 \mu\text{m}$ et $k = 0,78$ ($\sigma_1 = 0,8 \text{ S/m}$ et $\sigma_2 = 0,1 \text{ S/m}$).....	42
Figure 2.8:	Matrice linéaire de 8 électrodes.....	43
Figure 2.9:	Profondeur de pénétration du courant en fonction de z_0/L	45
Figure 2.10:	Variation de la conductivité apparente en fonction de l'épaisseur d de la couche 1, avec $\sigma_1 = 0,8 \text{ S/m}$ et $\sigma_2 = 0,1 \text{ S/m}$	47
Figure 2.11:	Agrandissement du graphique de la figure 2.10.....	48
Figure 2.12:	Variation de la conductivité apparente calculée avec la paire d'électrodes d'injection de courant #3 et #6 en fonction de l'épaisseur d pour différentes valeurs de σ_2 , avec $\sigma_1 = 0,8 \text{ S/m}$	51
Figure 2.13:	Agrandissement de la figure 2.12.....	51
Figure 2.14:	Exemple de la procédure générale utilisée pour simuler des valeurs d'entrée dans le modèle	54
Figure 2.15:	Erreur sur l'estimé $X(3)$ en fonction de l'épaisseur d , avec aucun paramètre fixé	57
Figure 2.16:	Erreur sur l'estimé $X(1)$ en fonction de l'épaisseur d , avec aucun paramètre fixé	57
Figure 2.17:	Erreur sur l'estimé $X(3)$ en fonction de l'épaisseur d , avec $X(2)$ fixé à $0,1 \text{ S/m}$	57
Figure 2.18:	Erreur sur l'estimé $X(1)$ en fonction de l'épaisseur d , avec $X(2)$ fixé à $0,1 \text{ S/m}$	57
Figure 2.19:	Erreur sur l'estimé $X(3)$ en fonction de l'épaisseur d , avec 5 % de bruit ..	61
Figure 2.20:	Erreur sur l'estimé $X(1)$ en fonction de l'épaisseur d , avec 5 % de bruit ..	61
Figure 2.21:	Schéma du modèle multi-coupes.....	62
Figure 2.22:	Erreur sur l'estimé $X(3)$ en fonction de l'épaisseur totale d , avec aucun paramètre fixé	63
Figure 2.23:	Erreur sur l'estimé $X(1)$ en fonction de l'épaisseur totale d , avec aucun paramètre fixé	63

Figure 2.24: Erreur sur l'estimé $X(3)$ en fonction de l'épaisseur totale d , avec $X(2)$ fixé à 0,1 S/m.....	63
Figure 2.25: Erreur sur l'estimé $X(1)$ en fonction de l'épaisseur totale d , avec $X(2)$ fixé à 0,1 S/m.....	63

Chapitre 3

Figure 3.1: Vue générale du montage de conductivité électrique.....	68
Figure 3.2: Composantes de la chambre test: matrice linéaire de 8 électrodes, boîtier de support et dispositif d'électrodes d'Ag/AgCl (de gauche à droite).....	68
Figure 3.3: Sélecteur de courant	68
Figure 3.4 : Définition de la distance l entre la tige de compression et les électrodes de la matrice.....	69
Figure 3.5: Variation de σ_{app}/σ_1 en fonction de la distance l (les points représentent la moyenne pour les trois concentrations de NaCl alors que les courbes représentent les équations théoriques).....	72
Figure 3.6: Déplacement des courbes expérimentales de $\Delta l = 50 \mu\text{m}$ par rapport à celles du graphique de la figure 3.5.....	73
Figure 3.7: Mesure de conductivité électrique du PBS après le plaquage des électrodes	76
Figure 3.8: Mesure de conductivité électrique du PBS avec des électrodes non-plaquées.....	77
Figure 3.9: Extraction des carottes de cartilage à l'aide d'une mèche à biopsie de 4 mm de diamètre	80
Figure 3.10: Carotte de cartilage extraite (à gauche) et échantillon de cartilage en forme de disque(à droite).....	80
Figure 3.11: Coupe au niveau de l'os d'une carotte à l'aide de la scie dentaire.....	80
Figure 3.12: Échantillon rectangulaire de cartilage et d'os	82
Figure 3.13: Prélèvement d'un échantillon rectangulaire de cartilage seulement	82

Figure 3.14:	Mise en place de la tranche de cartilage sur le système de mesure.....	83
Figure 3.15:	Dispositif de support de coupe des échantillons rectangulaires de cartilage	85
Figure 3.16:	Conductivité électrique en fonction de la profondeur des tranches du cartilage des 11 échantillons rectangulaires	87
Figure 3.17:	Problème de planéité de la surface des échantillons d'os	90
Figure 3.18:	Vue du support	97
Figure 3.19:	Mise en place de l'échantillon collé au support sur la matrice linéaire d'électrodes	97
Figure 3.20:	Mise en place du support entre les serres du vibratome.....	97
Figure 3.21:	Variation de la conductivité électrique apparente en fonction de l'épaisseur de l'échantillon #4 (cartilage + os) pour les trois configurations d'électrodes	99
Figure 3.22:	Illustration des régions d'une coupe histologie d'un échantillon en forme de disque (échantillon pairé #2).....	103
Figure 3.23:	Coupes histologiques des 9 duplicata. A : échantillon après la dernière coupe; B : échantillon pairé.....	112
Figure 3.24:	Comparaison entre l'épaisseur totale (cartilage + os) des échantillons A des duplicata mesurée avec le micromètre et sur les coupes histologiques	115
Figure 3.25:	Comparaison entre l'épaisseur d totale du cartilage mesurée sur les 9 échantillons avant les coupes (A) et les échantillons pairés (B)	116
Figure 3.26:	Comparaison entre l'évaluation de l'épaisseur d du cartilage par le modèle théorique et les mesures expérimentales pour les 9 échantillons	121
Figure 3.27:	Mesure de l'épaisseur du cartilage restant après la dernière coupe (échantillon A des duplicata).....	122

Annexes

Figure AI.1: Schéma de la méthode tétrapolaire pour une couche mince	138
Figure AIII.1: Images produites par les réflexions multiples des sources de courant aux interfaces d'un échantillon rectangulaire.....	152
Figure AIII.2: Image I' produite par une source de courant I pour un échantillon en forme de disque	154
Figure AV.1 : Mise en place de l'échantillon sur la matrice linéaire de 8 électrodes....	160
Figure AV.2 : Variation de la conductivité apparente en fonction de la compression du cartilage pour les échantillons #1, #2 et #3	162

LISTE DES TABLEAUX

Chapitre 2

Tableau 2.1: Écart entre la conductivité électrique de la couche 1 ($\sigma_1 = 0,8 \text{ S/m}$) et la conductivité apparente calculée par le modèle	49
Tableau 2.2: Écart en pourcentage entre la conductivité apparente calculée par le modèle et la conductivité électrique de la couche 2 ($\sigma_1 = 0,1 \text{ S/m}$).....	49
Tableau 2.3: Écart des conductivités apparentes calculées pour différentes valeurs de σ_2 avec celles calculée pour $\sigma_2 = 0,1 \text{ S/m}$ pour les trois configurations d'électrodes	52
Tableau 2.4: Erreur sur l'estimé de l'épaisseur d selon les paramètres fixés.....	58
Tableau 2.5: Erreur sur l'estimé de l'épaisseur d selon le niveau de bruit.....	58
Tableau 2.6: Erreur sur l'estimé de la conductivité électrique σ_1 selon le nombre de paramètres de fixés	58
Tableau 2.7: Erreur sur l'estimé de la conductivité électrique σ_1 selon le niveau de bruit.....	59
Tableau 2.8: Critères à respecter pour déterminer d avec une précision de 10 %.....	60
Tableau 2.9: Critères à respecter pour déterminer σ_1 avec une précision de 10 %.....	60
Tableau 2.10: Erreur sur l'estimé de l'épaisseur d selon le nombre de paramètres de fixés	64
Tableau 2.11: Erreur sur l'estimé de l'épaisseur d selon le niveau de bruit.....	64
Tableau 2.12: Erreur sur l'estimé de la conductivité électrique de la couche 1 selon le nombre de paramètres de fixés	65
Tableau 2.13: Erreur sur la conductivité électrique de la couche 1 selon le niveau de bruit	65

Chapitre 3

Tableau 3.1: Comparaison entre les conductivités électriques mesurées au conductimètre et avec les électrodes d'injection de courant #3 et #6	70
Tableau 3.2: Écart entre la conductivité électrique mesurée au début et à la fin d'une série d'une trentaine de mesures de la solution saline à 0,5 M	73
Tableau 3.3: Composition des solutions de PBS et de HBSS	79
Tableau 3.4: Conductivité électrique pour les échantillons rectangulaires	89
Tableau 3.5: Conductivité électrique des échantillons rectangulaires d'os d'un bœuf âgé entre 1 à 2 ans.....	90
Tableau 3.6: Conductivité électriques d'échantillons d'os en forme de disque provenant d'un bœuf âgé d'environ 4 ans	91
Tableau 3.7: Influence de la densité de charges négatives fixes sur les concentrations ioniques	92
Tableau 3.8: Variation de la conductivité du PBS en fonction du nombre de mesures effectuées, pour la paire d'électrodes d'injection de courant #3 et #6	100
Tableau 3.9: Conductivité apparente mesurée sur des échantillons intègre en forme de disque avec la configuration d'électrodes équidistantes.....	102
Tableau 3.10: Mesures des épaisseurs (cartilage + os) des échantillons A des duplicata	113
Tableau 3.11: Mesures des épaisseurs faites sur les coupes histologiques des échantillons B des duplicata.....	114
Tableau 3.12: Évaluation de la conductivité électrique du cartilage X(1) et de l'os X(2) et de l'épaisseur X(3) totale du cartilage avec le modèle multi-coupes ..	124

Annexes

Tableau AIII.1: Comparaison des facteurs de correction (1+F) et (1+G) pour les trois configurations d'électrodes	153
Tableau AIII.2: Facteur de correction (1+H) pour les trois configurations d'électrodes, avec $k = -0,236$ ($\sigma_1 = 0,94$ S/m et $\sigma_2 = 1,52$ S/m)	156
Tableau AIV.1: Évaluation de la conductivité électrique X(1) et de l'épaisseur X(3) du cartilage avec le modèle théorique (avec X(2) fixé à 0 S/m)	157

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE I: Conductivité électrique d'une couche mince ($d \ll 2s$).....	138
ANNEXE II: Programmes Matlab se référant au chapitre 2	140
ANNEXE III: Facteur de correction pour un échantillon rectangulaire et en forme de disque	149
III.1 Facteur de correction pour un échantillon de largeur $2w$, d'épaisseur d et de longueur infinie	149
III.2 Facteur de correction pour un échantillon en forme de disque d'une épaisseur infinie	154
ANNEXE IV:Estimé de l'épaisseur d par le modèle à trois configurations d'électrodes	157
ANNEXE V: Conductivité électrique en fonction de la compression du cartilage.	159

INTRODUCTION

Le cartilage articulaire est un tissu conjonctif situé sur chacune des extrémités des os d'une articulation et dont les deux fonctions majeures sont d'offrir une surface lisse avec un coefficient de friction le plus faible possible permettant de lubrifier l'articulation et de transmettre et de distribuer les contraintes mécaniques aux structures osseuses.

L'ostéoarthrite est une maladie dégénérative du cartilage articulaire rencontrée surtout chez les personnes âgées dans une proportion de 80 %. Cette maladie touche également 5 à 10 % de la population âgée entre 25 et 65 ans. En terme socio-économique, elle se range parmi les maladies causant le plus de problèmes dans les soins de santé, aux côtés du cancer et des maladies cardio-vasculaires, en ce qui a trait à la souffrance et à l'invalidité chez les personnes âgées.

La dégénération progressive du cartilage articulaire est un long processus qui peut s'échelonner sur plusieurs années et le diagnostic de la maladie est basé sur des examens physiologiques, tels la douleur, la limitation dans le mouvement de l'articulation, l'élargissement de l'articulation, la formation d'ostéophytes et la sclérose de l'os subchondral. Ces symptômes apparaissent à un développement relativement avancé de la maladie rendant le diagnostic à un stade précoce difficile. Malheureusement, comme le cartilage articulaire est un tissu peu vascularisé et que les cellules synthétisant la matrice ont une capacité de réparation limitée, la dégradation du cartilage est souvent irréversible. Cette situation pourra mener à long terme à un remplacement partiel, voir complet de l'articulation par une prothèse. Une des raisons principales pour laquelle un traitement aussi radical doit être appliqué est l'absence d'outils diagnostiques pouvant détecter la maladie à un stade précoce.

Les techniques instrumentales utilisées à ce jour pour diagnostiquer l'ostéoarthrite sont principalement la radiologie, l'imagerie par résonance magnétique et l'arthroscopie.

La tomographie à cohérence optique et les techniques à ultrasons constituent aussi d'autres techniques de diagnostic, mais moins courantes (Hermann et al., 1999 Iagnocco et al. 1992, et Jurvelin et al., 1995). Toutes ces techniques, à part l'arthroscopie, sont basées sur la réduction de l'espace entre les os, de la mesure de l'épaisseur du cartilage, de la détection d'ostéophytes et de la sclérose de l'os subchondral afin de faire un diagnostic. Quant à l'arthroscopie, cette technique permet de visualiser et d'évaluer qualitativement la fibrillation, l'érosion locale et la fissuration du cartilage. C'est surtout l'expérience acquise par l'arthroscopiste qui permet à celui-ci d'effectuer un bon diagnostic.

Pour comprendre la progression des maladies articulaires telles que l'ostéoarthrite et l'arthrite rhumatoïde et pour développer des traitements curatifs et préventifs, une compréhension du fonctionnement normal et une caractérisation du cartilage articulaire sont essentiels. Bien que les mécanismes enclenchant la dégradation du cartilage soient peu connus, plusieurs études ont démontré que la dégradation ou la perte de molécules d'aggrécanes et de fibres de collagènes ainsi qu'une augmentation du contenu en eau sont reliées à une diminution des propriétés du tissu à supporter une charge. Comme la rigidité en compression du cartilage est surtout due aux forces répulsives présentent entre les glycosaminoglycans (GAG), molécules se retrouvant dans la matrice extracellulaire du tissu, une relation peut être faite entre cette perte progressive et l'évolution de l'ostéoarthrite. Ces chaînes moléculaires ont des charges négatives fixes et afin de préserver la neutralité à l'ensemble du tissu, le fluide interstitiel constitué principalement d'eau contient un excès de charges positives mobiles ($[Na^+] > [Cl^-]$) et à l'équilibre, le flux net des espèces chimiques est nul (équilibre de Donnan). Une compression du cartilage amène le phénomène de transduction électromécanique. En effet, la compression du cartilage produit un déplacement des charges libres générant un potentiel électrique mesurable, nommé potentiel d'écoulement (Garon et al., 1997, Grodzinsky et al., 1978 et 1983, Légaré et al., 1998a et 1998b). Plusieurs études ont démontré que les mesures de potentiel d'écoulement sont directement reliées aux propriétés mécaniques du

cartilage. Par contre, peu d'études ont été réalisées sur la caractérisation électrique du cartilage articulaire par l'injection d'un courant et la mesure de la différence de potentiel.

Dans ce mémoire, nous voulons déterminer la conductivité électrique du cartilage articulaire et vérifier si un gradient de conductivité existe en fonction de la profondeur. Nous désirons également montrer qu'il est possible d'évaluer l'épaisseur du cartilage articulaire par des mesures de conductivité électrique. La technique est basée sur des mesures de conductivité électrique réalisées avec trois paires d'électrodes d'injection de courant dont la distance entre celles-ci varie et avec une paire d'électrodes fixe mesurant la différence de potentiel. Cette méthode est largement utilisée en géophyique afin de caractériser les sols et les soubassements (Telford, 1990). Cette technique peut éventuellement être intégrée à une sonde arthroscopique, comportant des microélectrodes, afin d'apporter des données supplémentaires pour le diagnostic des maladies articulaires ou la validation d'un traitement médical.

Dans le premier chapitre, nous allons présenter le contexte biophysique de l'étude. Nous verrons en premier lieu la composition et la structure du cartilage articulaire, suivi d'une étude sommaire des électrodes de mesure. Une revue de la littérature sur la méthode tétrapolaire et sur les mesures de la conductivité électrique du cartilage articulaire est présentée.

Dans le deuxième chapitre, la théorie sur la conductivité électrique d'un milieu homogène, isotrope et semi-infini, ainsi que d'un milieu non-homogène est présentée. Nous allons ensuite décrire un modèle théorique à deux couches horizontales de conductivités électriques différentes utilisé pour l'interprétation des résultats expérimentaux. Ensuite, nous allons montrer les résultats des études de la sensibilité de l'évaluation de la mesure de l'épaisseur et de la conductivité électrique d'une couche pour deux modèles.

Le troisième chapitre est consacré à la présentation des résultats expérimentaux des mesures de conductivité électrique réalisées sur des échantillons de cartilage articulaire bovin. Après une description générale du montage de conductivité électrique, de la procédure d'isolation des échantillons, d'une étude du facteur de correction des électrodes et d'une description de la méthode de plaquage, nous allons présenter chacun des protocoles utilisé pour les expériences. Celles-ci sont divisées en deux sections; la première section porte sur la mesure de la conductivité électrique effectuée sur des tranches de cartilage articulaire prélevées pour différentes profondeurs, afin de vérifier la présence d'un gradient de conductivité. L'autre section traite des mesures de la conductivité électrique en fonction de l'épaisseur du cartilage. Une analyse des résultats pour chacune des expériences est présentée et une évaluation de l'épaisseur et de la conductivité électrique du cartilage articulaire est réalisée à l'aide de deux modèles. Pour conclure, nous discuterons des travaux futurs et des perspectives reliées à cette ouvrage.

CHAPITRE 1: CONTEXTE BIOPHYSIQUE

Dans la première partie de ce chapitre, nous présentons les principales caractéristiques du cartilage articulaire qui se rattachent à l'étude de la conductivité électrique. Les informations proviennent du chapitre 1 des livres *Orthopaedic Basic Science* (Mankin et al., 1994) et *Articular Cartilage Biochemistry* (Schenk et al., 1985) ainsi que des chapitres 1 et 2 du livre *Joint Cartilage Degradation* (Poole, Aydelotte et al., 1993). Nous présentons par la suite un bref aperçu des électrodes de mesure utilisées en biomédical et d'une revue de la littérature se rapportant à nos travaux.

1.1 Cartilage articulaire

Le cartilage articulaire est un tissu conjonctif hautement spécialisé dont le rôle est d'offrir aux articulations une résistance face aux contraintes imposées, et ce sur le plus grand nombre d'années possible. Le cartilage articulaire adulte est un tissu exempt de vaisseaux sanguins (le cartilage jeune est vascularisé), de canaux lymphatiques et de nerfs et sa densité cellulaire est faible comparativement aux autres tissus humains.

Nous retrouvons le cartilage articulaire sur chacune des extrémités des os des articulations synoviales, telles que le genou et la hanche. Ses fonctions sont (1) de transmettre et de distribuer les forces en compression et en cisaillement à l'os subchondral, (2) d'offrir une surface lisse et lubrifiée afin de faciliter le mouvement de l'articulation, (3) d'assurer une continuité entre les os afin de diminuer le stress de contact et (4) de couvrir les extrémités des os pour les protéger contre l'abrasion et autres dommages.

Le cartilage articulaire est caractérisé comme un matériau bi-phasic comportant une phase fluide, principalement de l'eau, et une phase solide occupant respectivement 65

à 80 % et 20 à 35 % du volume total. La phase solide est composé à 60 % de collagène, à 30 % de protéoglycane et à 10 % de protéines et glycoprotéines.

Nous allons présenter dans ce qui suit la composition et la structure du cartilage articulaire, les propriétés mécaniques et la morphologie en fonction de la profondeur.

1.1.1 Composition et structure

Le cartilage articulaire est composé d'une densité relativement faible de chondrocytes (10 à 100 millions/ml) distribuées à l'intérieur de la matrice extracellulaire (MEC). Les chondrocytes, qui occupent environ 2 à 10 % du volume, jouent un rôle déterminant dans la production, l'organisation et le maintien de la MEC. La MEC est composée de collagène, de protéoglycane et d'eau, ainsi que de protéines et de lipides, mais en quantité beaucoup plus faible. Le collagène occupe entre 10 à 30 % du poids humide, les protéoglycane entre 3 et 10 % alors que pour l'eau, le pourcentage se situe entre 65 à 80 % du poids total. Les fibres de collagène et les protéoglycane sont les composantes responsables en grande partie de la réponse adéquate aux stress mécaniques que subissent les articulations.

1.1.2 Collagène

Le collagène est une protéine qui se retrouve dans plusieurs tissus, tels que le cartilage articulaire, les os, les muscles, les tendons, les ligaments, la peau et les vaisseaux sanguins. Le collagène de type II est le plus abondant dans le cartilage articulaire et compte pour environ 90 %, bien que le collagène de type VI, IX, et XI soit aussi présent. Dans le cartilage articulaire, le collagène se retrouve sous forme fibrillaire agencé en un dense réseau dans lequel les protéoglycane sont entrelacées. Les fibres de collagène sont formées à partir de molécules de tropocollagène. Une molécule de tropocollagène est une structure compacte à triple hélices droites formée de trois chaînes de polypeptides (α) ayant un diamètre de 1,4 nm et une longueur de 300 nm. À leur tour,

ces molécules se polymérisent pour former de larges fibres de collagène (voir figure 1.1), dont le diamètre moyen varie entre 25 et 40 nm, mais pouvant mesurer jusqu'à 200 nm. Les liens covalents liant les chaînes de polypeptides (α) et les molécules de tropocollagènes procurent aux fibres de collagène une forte résistance en tension. Par contre, elles ne possèdent pas une bonne résistance à la compression à cause de son faible ratio diamètre/longueur

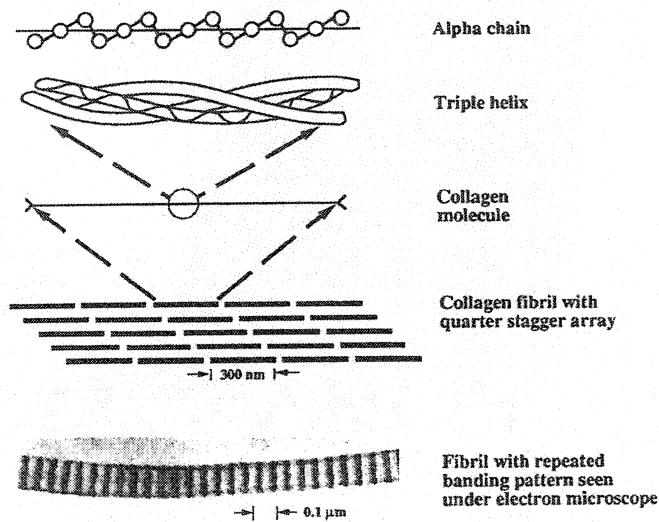


Figure 1.1: Structure d'une fibre de collagène

1.1.3 Protéoglycanes

Les protéoglycane sont de larges molécules formées d'une protéine centrale où sont attachées par des liens covalents plusieurs chaînes de polysaccharides appelés glycosaminoglycanes (GAG). Le protéoglycane prédominant dans le cartilage se retrouve sous forme d'agrégante dans une proportion variant entre 80 et 90 %. Ce dernier consiste en une large protéine centrale linéaire de 200 à 400 nm de long à laquelle sont fixés jusqu'à 100 chondroïtines sulfates et 50 kératanes sulfates, des chaînes de GAG (voir figure 1.2). Ces GAG sont liés perpendiculairement à la protéine centrale, donnant

à l'aggrécane une forme semblable à un peigne. Les aggrécanes peuvent se combiner pour former un agrégat pouvant contenir environ 200 sous-unités (voir figure 1.3).

Les GAG contiennent des groupes sulfates et carboxyles compacts et espacés de 0,5 à 1,5 nm qui deviennent chargés négativement lorsqu'ils sont en solution aqueuse à pH physiologique. Cette densité de charges négatives procure une grande force de répulsion intramoléculaire et intermoléculaire. Afin d'assurer la neutralité du tissu, des contre-ions positifs, tels que le Na^+ , sont présents en excès par rapport aux co-ions négatifs, tels que le Cl^- , dans le fluide interstitiel et génèrent une pression osmotique de Donnan. Ces deux forces sont principalement responsables de la résistance à la compression du cartilage articulaire. La pression osmotique est contrebalancée par le réseau de fibres de collagène. Par conséquent, les fibres de collagène sont en pré-tension en absence de forces extérieures.

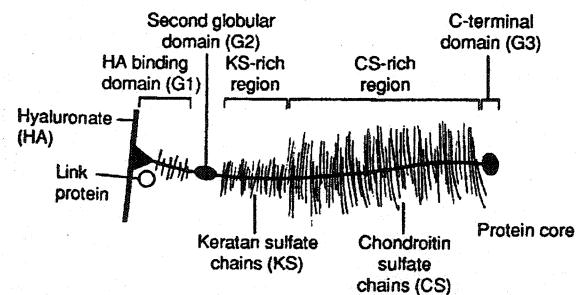


Figure 1.2: Vue schématique d'une molécule d'aggrécane

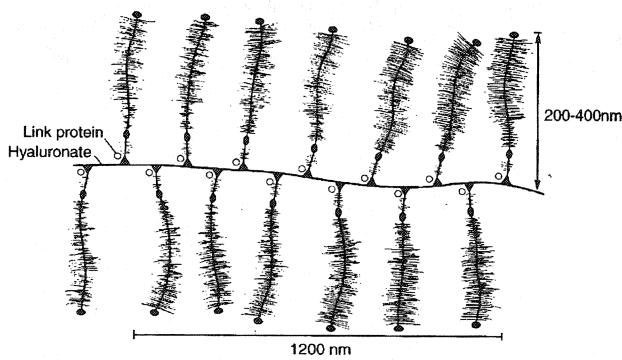


Figure 1.3: Vue schématique d'un agrégat de plusieurs aggrécanes

1.1.4 Eau

L'eau est le plus important constituant retrouvé dans le cartilage articulaire. Sa concentration près de la surface est d'environ 85 % et décroît presque linéairement avec la profondeur pour atteindre approximativement 65 % dans la zone profonde. Ce fluide contient plusieurs cations et anions mobiles influençant les propriétés mécaniques du cartilage, tel qu'expliqué précédemment. De plus, parce que le cartilage articulaire est un tissu non vascularisé, la présence du fluide est essentiel afin de permettre la diffusion de gaz, de nutriments et de déchets entre les cellules, le liquide synoviale et l'os subchondral. Lorsque le cartilage est compressé, jusqu'à 70 % de l'eau peut être déplacée. Ce mouvement est important dans le contrôle du comportement mécanique du cartilage et de la lubrification de l'articulation.

1.1.5 Morphologie du cartilage selon la profondeur

Des variations considérables dans la morphologie du cartilage sont rencontrées entre les différents types d'articulation, entre les régions de support et de non-support de charge ainsi qu'entre les animaux jeunes et adultes. Cependant, en ce qui concerne le cartilage adulte d'animaux et d'humains, une organisation de la morphologie du tissu plutôt similaire est observée. On subdivise le cartilage articulaire en trois zones non minéralisées (I-III) et en une zone de cartilage calcifiée (IV) délimitée par une interface nommée « tidemark » (voir figure 1.4). Dans la zone I appelée tangentielle ou superficielle, la densité des chondrocytes est la plus élevée. Les cellules sont relativement de petites tailles et aplatis, orientées parallèlement à la surface articulaire. Cette disposition reflète l'agencement tangentiel des fibres de collagène. Cette zone, qui occupe environ 5 à 10 % du volume total de la matrice, est caractérisée par une faible concentration de protéoglycane.

La zone II, appelée zone de transition ou intermédiaire, renferme des chondrocytes plus gros et de forme sphéroïdale distribuées aléatoirement dans la matrice. Les fibres de

collagène sont orientées obliquement et le contenu en protéoglycane est important. Cette zone occupe entre 40 et 45 % du volume total de la matrice.

À l'intérieur de la zone III, les cellules augmentent en taille et sont organisées en colonnes perpendiculaires à la surface, entraînant une orientation dans la direction radiale des fibres de collagène. Cette zone est aussi caractérisée par un contenu important en protéoglycane et elle occupe entre 40 et 45 % du volume total de la matrice.

Le « tidemark », séparant la zone III et IV, est caractérisé par une bande étroite de stries verticales fortement minéralisée qui assure une adhésion entre les deux zones. Les fibres de collagène traversent perpendiculairement le tidemark.

Dans la zone IV, le cartilage devient calcifié et la matrice est fortement minéralisée, occupant entre 5 et 10 % du volume total. Le cartilage calcifié a comme caractéristiques (1) d'assurer une fixation ferme entre le cartilage non-minéralisé et l'os, (2) de transmettre des forces en compression et en cisaillement du cartilage à l'os et (3) d'avoir la possibilité de pouvoir se régénérer et de régénérer l'os subchondral lors du vieillissement ou de modifications biomécaniques du tissu. Les cellules isolées ou regroupées en colonnes sont entourées d'une couche matricielle non-minéralisée. Plusieurs cellules apparaissent désagrégées ou nécrosées, dues à la faible diffusion gênant leur bonne conservation. Cette zone est caractérisée par une forte concentration de calcium, des fibres de collagène orientées radialement et l'absence de protéoglycane.

Il est à noter que cette différenciation des zones I à III est possible seulement pour des animaux adultes. La délimitation des zones II et III est pratiquement inexiste pour les animaux en période de croissance, où la modélisation du tissu suit encore son cours. De plus, le cartilage jeune est vascularisé par la présence de canaux dans le tissu (« cartilage canals »).

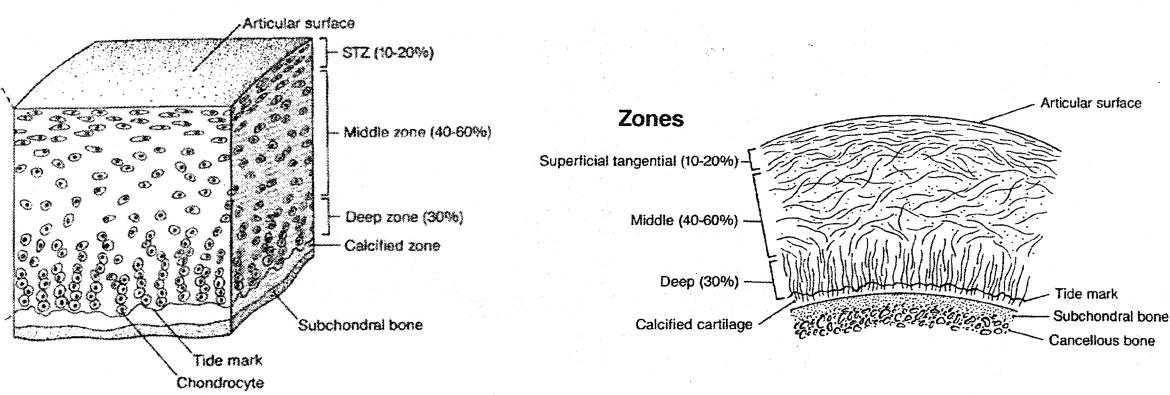


Figure 1.4: Vue schématique de l'organisation des chondrocytes (à gauche) et des fibres de collagène (à droite) à l'intérieur des quatre zones du cartilage

1.2 Conductivité électrique d'une solution électrolyte et d'un tissu

Les informations contenues dans cette section proviennent des chapitres 1.2 et 2.4 du livre *Fields, Forces and Flows in Biological Tissues and Membranes* (Grodzinsky, 1997) ainsi que des notes du cours CHE 6312 : Phénomènes d'échanges en génie tissulaire et en biotechnologie (Buschmann, 2000).

1.2.1 Conductivité électrique d'une solution électrolyte

Pour les solutions électrolytes diluées, le flux molaire $\vec{\Gamma}_i$ des ions de la $i^{\text{ème}}$ espèce est égal à la relation empirique suivante :

$$\vec{\Gamma}_i = - \left(\frac{z_i}{|z_i|} \right) u_i c_i \nabla \Phi - D_i \nabla c_i + c_i \vec{v} \quad (1.1)$$

où

$\vec{\Gamma}_i$ ≡ flux (mole/cm² · s)

z_i ≡ valence de la $i^{\text{ème}}$ espèce

c_i ≡ concentration (moles/cm³)

u_i ≡ mobilité (cm²/volt · s)

D_i ≡ coefficient de diffusion (cm²/s)

Φ ≡ potentiel électrique (volt)

v ≡ vitesse de déplacement du milieu (cm/s)

Le premier terme de l'équation du flux représente le transport ionique dû à la migration, tel un conducteur électrique. Le deuxième et le troisième terme représentent respectivement la diffusion, causée par les gradients de concentrations, et la convection, causée par le déplacement du milieu. La densité de courant associée à ce flux molaire est égale à

$$\vec{J}_i = z_i F \vec{\Gamma}_i \quad (1.2)$$

$$\vec{J} = \sum_i \vec{J}_i = \sum_i z_i F \vec{\Gamma}_i \quad (1.3)$$

où F est la constante de Faraday. Si nous supposons que la diffusion et la convection sont négligeables par rapport à la migration, nous avons

$$\vec{J} = \sum_i -|z_i| F u_i c_i \nabla \Phi \quad (1.4)$$

Pour une vaste majorité de matériaux dont la concentration et la mobilité des transporteurs de charges sont indépendantes du champ électrique E , la conductivité électrique peut être définie comme

$$\sigma = \sum_i |z_i| F u_i c_i \quad (1.5)$$

Quant à la charge nette de la solution électrolyte, qui est nulle, elle est définie par

$$\rho_u = \sum_i z_i F c_i \quad (1.6)$$

Avec $E = -\nabla \Phi$ et les équations (1.4) et (1.5), nous retrouvons la loi d'Ohm, $\vec{J} = \sigma \vec{E}$. Pour un électrolyte binaire comme le NaCl, nous avons donc

$$\sigma_{NaCl} = F(\mu_{Na^+} c_{Na^+} + \mu_{Cl^-} c_{Cl^-}) \quad (1.7)$$

Pour évaluer la conductivité électrique d'une solution électrolyte générale, l'équation (1.5) doit être utilisée avec précaution. En effet, la mobilité μ_i est fonction de la concentration des ions, à cause des interactions entre ceux-ci. Pour tenir compte de ces

interactions, plusieurs modèles théoriques sont présentés dans la littérature. Comme le but de cette section n'est pas de faire une description exhaustive des modèles, nous référons le lecteur aux livres *Electrolyte Solutions* de Robinson et Stokes (1954) et *The Interpretation of Ionic Conductivity in Liquids* de Smedley (1980).

1.2.2 Conductivité électrique d'un tissu

Pour un tissu comportant des charges fixes, tel le cartilage, l'équation (1.5) reste valide, mais la concentration ionique de chaque espèce à l'intérieur du tissu (\bar{c}_i) n'est pas égale à la concentration ionique de la solution électrolyte extérieure (bain) de chaque espèce (c_i). Cette différence de concentration ionique se produit afin de préserver l'électroneutralité du tissu et du bain. Il en résulte un équilibre des gradients de concentrations, c'est-à-dire un équilibre dynamique entre le courant de diffusion et de migration aux interfaces, qui génère une différence de potentiel électrique entre les deux milieux. Ce phénomène porte le nom d'équilibre de Donnan. Afin de déterminer \bar{c}_i , nous recourons à l'équation (1.1). Lorsqu'un tissu chargé est placé dans une solution électrolyte et que l'équilibre est atteint, le flux de chacune des charges ioniques est nul à l'intérieur du tissu ($\vec{\Gamma}_i$) et dans le bain ($\vec{\Gamma}$), tel que

$$\vec{\Gamma}_i = -\bar{D}_i \nabla \bar{c}_i - \bar{c}_i \bar{u}_i \frac{z_i}{|z_i|} \nabla \Phi \equiv 0 \quad (1.8)$$

où \bar{u}_i , \bar{D}_i et \bar{c}_i sont respectivement la mobilité, le coefficient de diffusion et la concentration ionique à l'intérieur du tissu (pour l'équation dans le bain, nous avons u_i , D_i et c_i). De plus, les conditions d'électroneutralités (à l'échelle macroscopique) dans le tissu et dans le bain doivent être respectées

$$\begin{aligned}\rho_u &= \bar{\rho}_u \\ \sum_i z_i F c_i &= \bar{\rho}_m + \sum_i z_i F \bar{c}_i = 0\end{aligned}\quad (1.9)$$

où $\bar{\rho}_m$ est la densité totale de charges fixes dans le tissu. En intégrant $\nabla \Phi$ de l'équation (1.8) selon une symétrie radiale, nous obtenons

$$\Phi(r) = -\frac{\bar{D}_i}{\bar{u}_i \left(\frac{z_i}{|z_i|} \right)} \ln \bar{c}_i(r) + A \quad (1.10)$$

Si nous définissons un potentiel de référence localisé dans le bain, où la concentration des ions est définie avec c_{io} , nous avons

$$\Phi(r) = -\frac{\bar{D}_i}{\bar{u}_i \left(\frac{z_i}{|z_i|} \right)} \ln \frac{\bar{c}_i(r)}{c_{io}} \quad (1.11)$$

La concentration de la $i^{\text{ème}}$ espèce pour n'importe quel point à l'intérieur du tissu chargé est fonction du potentiel à ce point, exprimée par

$$\bar{c}_i(r) = c_{io} \exp \left[-\left(\frac{\bar{u}_i (z_i / |z_i|)}{\bar{D}_i} \right) \Phi(r) \right] \quad (1.12)$$

En utilisant la relation d'Einstein

$$\frac{\bar{D}_i}{\bar{u}_i} = \frac{RT}{|z_i|F} \quad (1.13)$$

où

$R \equiv$ constante des gaz (8,314 J/mol · K)

$T \equiv$ température (K)

$F \equiv$ constante de Faraday ($\approx 96\,500$ coul/mol)

qui s'applique pour les solutions infiniment diluées, l'équation (1.12) peut être écrite sous la forme

$$\begin{aligned}\bar{c}_+(r) &= c_{+o} e^{-|z_+|F\Phi(r)/RT} \\ \bar{c}_-(r) &= c_{-o} e^{+|z_-|F\Phi(r)/RT}\end{aligned}\quad (1.14)$$

Pour la situation où le tissu est en équilibre avec une solution électrolyte binaire simple, comme le NaCl, $c_{+o} = c_{-o} = c_o$ à l'extérieur du tissu (bain). Ainsi, nous avons dans le bain

$$c_+(r) \times c_-(r) = c_o^2 \quad (1.15)$$

Également, avec l'équation (1.12) nous avons à l'intérieur du tissu

$$\bar{c}_+(r) \times \bar{c}_-(r) = c_o^2 \quad (1.17)$$

Pour des conditions non-idiéales, c'est-à-dire lorsque les interactions ion-ion et charge fixe-ion à l'intérieur du tissu et les interactions ion-ion à l'extérieur du tissu sont non-négligeables, les concentrations doivent être remplacées par les activités thermodynamiques $a_i = \gamma_i c_i$ et $\bar{a}_i = \bar{\gamma}_i \bar{c}_i$, où γ_i est le coefficient d'activité.

Cependant, Maroudas et al. (1972) ont montré que les ions Na^+ et Cl^- n'interagissent pas de façon significative ou ne se lient pas avec les macro-molécules de la matrice extracellulaire. En supposant que les ratios des activités de Na^+ et de Cl^- sont

égaux aux ratios de leurs concentrations (Maroudas, 1968, Grodzinsky, 1983) et en utilisant les équations (1.9) et (1.16), nous pouvons exprimer la concentration ioniques à l'intérieur du tissu avec la charge nette $\bar{\rho}_m$.

$$\bar{c}_{\pm} = \frac{\mp \bar{\rho}_m}{2zF} + \sqrt{\left(\frac{\bar{\rho}_m}{2zF}\right)^2 + c_0^2} \quad (1.17)$$

Pour le cartilage, $\bar{\rho}_m/F \approx -0,17$ M (Chammas et al., 1994, Eisenberg et al., 1988) et nous obtenons, avec $[NaCl] = 0,15$ M

$$\bar{c}_{\pm} = (\pm 0,085 + 0,1724) M$$

$$\bar{c}_{Na^+} = 0,2574 M$$

$$\bar{c}_{Cl^-} = 0,0874 M$$

Afin d'évaluer la conductivité électrique du cartilage, il est nécessaire de connaître la mobilité des ions pour une concentration de NaCl égale à 0,15 M. Maroudas (1968) a montré que le rapport des coefficients de diffusion $\bar{D}_{Cl^-}/\bar{D}_{Na^+}$ pour des échantillons de cartilage immergés dans différentes concentrations de NaCl, dont 0,15 M, est relativement constant et égal à 1,5, soit la même valeur que pour une solution électrolyte infiniment diluée. À l'aide de la relation d'Einstein (équation 1.13), nous pouvons déduire que $\bar{\mu}_{Cl^-}/\bar{\mu}_{Na^+} = 1,5$. Ainsi, nous avons

$$\sigma_{cartilage} = \chi F \mu_{Na^+} \left(\bar{c}_{Na^+} + 1,5 \bar{c}_{Cl^-} \right) \quad (1.18)$$

où χ représente la fraction de la phase liquide du tissu. Pour le cartilage, $\chi = 0,65$ à 0,8.

Si nous supposons que le rapport des mobilités des deux ions pour une solution électrolyte seulement demeure également constant ($\mu_{Cl^-}/\mu_{Na^+} = 1,5$) en fonction de la concentration de la solution, nous pouvons exprimer l'équation (1.7) comme

$$\sigma_{electrolyte} = 2,5F(c_{NaCl} \times \mu_{Na^+}) \quad (1.19)$$

Pour une solution de $[NaCl] = 0,259 \text{ M}$, la conductivité $\sigma_{NaCl} = 2,32 \text{ S/m}$ (valeur provenant de Weast, 1974). $[NaCl] = 0,259 \text{ M}$ est la valeur la plus près de $\overline{c_{Na^+}} = 0,257 \text{ M}$ calculée précédemment. Avec l'équation (1.19), nous obtenons une mobilité du Na^+ égale à $3,71 \times 10^{-4} \text{ cm}^2/\text{volt}\cdot\text{s}$, soit une réduction de 28 % de la valeur de la mobilité du Na^+ dans une solution infiniment diluée ($\mu_{Na^+} = 5,19 \times 10^{-4} \text{ cm}^2/\text{volt}\cdot\text{s}$). En utilisant cette valeur, ainsi que les concentrations $\overline{c_{Na^+}} = 0,2574 \text{ M}$ et $\overline{c_{Cl^-}} = 0,0874 \text{ M}$, la conductivité du cartilage peut être évaluée par

$$\sigma_{cartilage} = 0,8 \left(9,65 \times 10^4 \frac{\text{coul}}{\text{mol}} \right) \left(3,71 \times 10^{-4} \frac{\text{cm}^2}{\text{volt}\cdot\text{s}} \right) \left[0,2574 \frac{\text{mol}}{\text{l}} + 1,5 \left(0,0874 \frac{\text{mol}}{\text{l}} \right) \right] \times 10^{-3} \frac{\text{l}}{\text{cm}^3}$$

$$\sigma_{cartilage} = 1,11 \text{ S/m}$$

En comparant cette valeur à la conductivité électrique d'une solution de NaCl à $0,155 \text{ M}$ qui est égale à $1,44 \text{ S/m}$ (valeur provenant de Weast, 1974), nous constatons que la conductivité du cartilage est inférieure. Il faut noter que la valeur calculée de la conductivité électrique du cartilage reste une approximation.

1.3 Électrodes de mesures

Nous présentons dans cette partie un résumé de la théorie des électrodes mesurant des bio-potentiels, de l'impédance des électrodes et d'une description de la matrice linéaire utilisée lors de nos expériences.

1.3.1 Mesure de bio-potentiels

Les informations contenues dans cette section proviennent du chapitre 5 du livre *Medical Instrumentation: Application and Design* (Webster, 1998).

La conductivité électrique dans les tissus biologiques implique le transport de charges ioniques. Par conséquent, la mesure de bio-potentiel à l'aide d'électrodes métalliques implique l'interaction entre ces charges ioniques et la transduction du courant ionique en courant électrique pour l'acquisition des signaux par l'instrumentation électronique. L'interaction entre les électrons de l'électrode et les ions contenus dans le tissu peut affecter grandement la performance du senseur et doit être considérée. Examinons d'abord une interface électrode-électrolyte schématisée à la figure 1.5. L'électrode est composée d'atomes C et l'électrolyte consiste en une solution aqueuse contenant des cations C^+ de même nature que le métal de l'électrode, et des anions A^- . Un courant net qui traverse l'interface de l'électrode à l'électrolyte est composé (1) d'électrons se déplaçant dans la direction opposée au courant à l'intérieur de l'électrode, (2) de cations C^+ se déplaçant dans la même direction que le courant et (3) d'ions A^- se déplaçant dans la direction opposée au courant à l'intérieur de l'électrolyte. Comme il n'y a pas de charges électroniques libres dans l'électrolyte et qu'il n'y a pas d'ions libres dans l'électrode, une réaction chimique doit avoir lieu à l'interface électrode-électrolyte. Cette réaction nécessaire afin d'effectuer le transfert de charge peut être écrite sous la forme générale



où n représente la valence de l'atome C et m la valence de l'atome A. Dans l'équation (1.20), nous assumons que les atomes de l'électrode sont de même nature que les cations contenus dans l'électrolyte et que ces atomes peuvent être oxydés pour former des cations qui seront libérés dans la solution et des électrons qui circuleront dans l'électrode. L'équation (1.21) implique que l'anion provenant de l'électrolyte est oxydé en un atome neutre et libère un ou des électrons à l'électrode. Les réactions impliquées sont souvent réversibles, donc la réduction est aussi présente. Ainsi, quand aucun courant ne traverse l'interface, il y a équilibre entre l'oxydation et la réduction.

Lorsque l'électrode est placée dans un électrolyte contenant les ions du métal de l'électrode, la réaction (1.20) est instantanément enclenchée. Après équilibre, la concentration locale des cations à l'interface, de même que la concentration locale des anions de la solution sont changées. La condition de neutralité à l'interface n'est pas respectée et l'électrolyte entourant l'électrode se retrouve à un potentiel différent du reste de la solution. Ce potentiel est appelé potentiel de demi-cellule, qui dépend principalement du type de métal de l'électrode, de la concentration des ions de l'électrolyte et de la température.

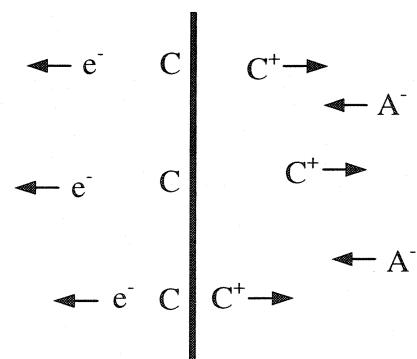


Figure 1.5: Interface électrode-électrolyte

Quand un courant est appliqué, le potentiel de demi-cellule est perturbé à cause de la polarisation de l'électrode. Une différence de potentiel appelée surpotentiel (overpotential) est créée. Celle-ci comportant trois composantes, soit le surpotentiel ohmique, le surpotentiel de concentration et le surpotentiel d'activation qui peut être écrite sous la forme

$$V_p = V_o + V_c + V_a \quad (1.22)$$

La composante ohmique est reliée à la résistance de l'électrolyte. Au passage d'un courant entre deux électrodes immergées dans un électrolyte, il y a une chute de potentiel proportionnelle à l'intensité du courant et à la résistivité de l'électrolyte.

La composante du surpotentiel de concentration provient du changement de la distribution de charges ioniques dans l'électrolyte au voisinage de l'interface électrode-électrolyte dû au passage d'un courant par rapport à la distribution de charges à l'équilibre. Cet effet génère un potentiel appelé surpotentiel de concentration.

Le troisième mécanisme de polarisation de l'électrode résulte en un surpotentiel d'activation. C'est que le transfert de charge impliqué dans la réaction d'oxydation-réduction n'est pas complètement réversible. Pour que les atomes de l'électrode puissent s'oxyder, ceux-ci doivent franchir une barrière énergétique appelée énergie d'activation qui gouverne la cinétique de la réaction. De même, pour la réaction inverse, les cations doivent atteindre une énergie d'activation afin d'être réduits. Les deux énergies d'activation ne sont pas nécessairement de même valeur. Lorsqu'un courant est appliqué entre l'électrode et l'électrolyte, l'oxydation ou la réduction prédomine et la valeur de l'énergie d'activation dépendra de la direction du courant. Cette différence d'énergie se traduit par une différence de potentiel entre l'électrode et l'électrolyte qui est appelée surpotentiel d'activation.

En théorie, deux types d'électrodes peuvent être conceptualisées, soit l'électrode parfaitement polarisante et l'électrode parfaitement non-polarisante. Pour une électrode parfaitement polarisante, aucune charge ne traverse l'interface électrode-électrolyte lorsqu'un courant est appliqué. La transduction se fait plutôt par un déplacement de charge à la manière d'un condensateur. Pour une électrode parfaitement non-polarisante, le courant traverse librement l'interface électrode-électrolyte et ne requiert aucune énergie pour effectuer la transition, donc aucun surpotentiel n'est présent.

Aucune de ces deux électrodes théoriques ne peut être fabriquée. Toutefois, il est possible d'obtenir des électrodes ayant des caractéristiques qui s'en rapprochent. Par exemple, les électrodes faites à partir de métaux nobles tels que le platine et l'or ont un comportement semblable à une électrode parfaitement polarisante. Ces métaux sont très inertes, donc les réactions d'oxydation et de réduction sont difficiles à initier. Ainsi, un courant passant entre l'électrode et l'électrolyte produira un changement local de la concentration des ions à l'interface. Le surpotentiel généré par ces électrodes est principalement dû à la composante V_c , le surpotentiel de concentration. Ces électrodes ont donc un comportement hautement capacitif. C'est ce type d'électrode que nous avons utilisé pour nos expériences de conductivité électrique.

1.3.2 Impédance des microélectrodes

Plusieurs modèles ont été proposés pour expliquer les résultats expérimentaux observés à l'interface électrode-électrolyte. Le but de cette section n'est pas de faire une présentation exhaustive des différents modèles. Nous présentons dans ce qui suit le modèle qui s'applique à notre situation et nous invitons le lecteur qui aimera approfondir le sujet à se référer aux excellentes revues littéraires de Geddes (1997), Cobbold (1974) et Ferris (1974).

C'est Helmholtz en 1873 qui a proposé qu'à l'interface électrode-électrolyte se forme une double couche de charges contraires. C'est qu'à l'interface électrode-électrolyte, l'excès de charges négatives sur l'électrode est compensé par la formation d'une couche de cations provenant de l'électrolyte, tel qu'expliqué précédemment. Cette double couche ionique, nommée double couche d'Helmholtz, est schématisée à la figure 1.6. Celle-ci s'oppose au passage du courant et provoque une chute de potentiel à la surface de l'électrode. Cette chute de potentiel est à l'origine de l'impédance de contact. La double couche d'Helmholtz, d'une épaisseur d'environ 0,5 nm (Wise et al., 1970) pour des solutions physiologiques, est suivie d'une couche de diffusion dans laquelle la concentration en ions est plus élevée que dans l'électrolyte et où l'échange ionique est possible.

Les caractéristiques des électrodes de bio-potentiel sont généralement non-linéaire en fonction de la densité de courant à leurs surfaces. Ainsi, un circuit équivalent modélisant le comportement des électrodes de bio-potentiel par des éléments linéaires doit opérer à faible potentiel et à faible densité de courant. Dans ces conditions et pour un signal d'entrée sinusoïdal, l'électrode de bio-potentiel peut être caractérisée avec des éléments résistifs et réactifs. Sauf pour les basses fréquences, un modèle série avec une résistance R et un condensateur C est utilisé pour simuler l'impédance associée à l'interface électrode-électrolyte (voir figure 1.7). Pour les basses fréquences, le modèle ne fonctionne pas puisque l'impédance de l'électrode tend vers l'infini lorsque la fréquence devient de plus en plus faible. Pour contourner ce problème, le modèle RC en série est converti en un modèle RC en parallèle qui a un comportement purement résistif à basse fréquence. En ajoutant au modèle une source de voltage représentant le potentiel de demi-cellule et une résistance en série R_s simulant la résistance de l'électrolyte au passage d'un courant et les effets à l'interface, nous obtenons le circuit équivalent pour l'électrode de bio-potentiel schématisé à la figure 1.8.

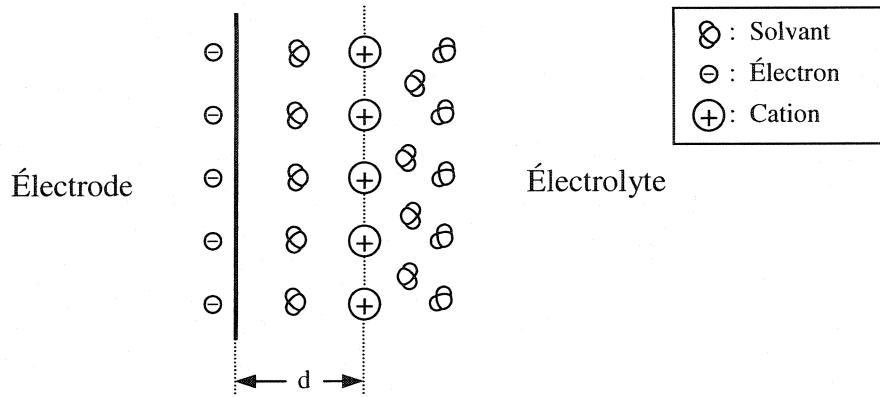


Figure 1.6: Schématisation de la double couche d'Helmholtz

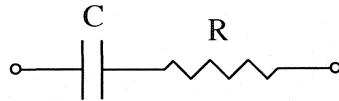


Figure 1.7: Circuit équivalent du modèle RC en série d'une électrode

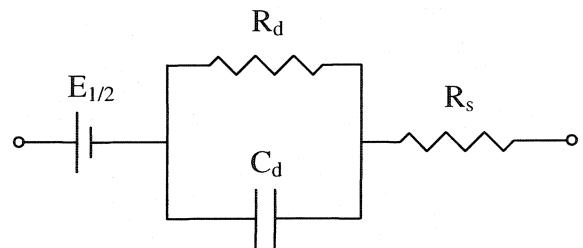


Figure 1.8: Circuit équivalent du modèle d'une électrode, incluant les basses fréquences

Dans ce circuit équivalent, R_d et C_d sont des composantes qui dépendent toujours de la fréquence et de l'intensité du courant. C_d représente la capacité créée par la double couche d'Helmholtz. La résistance en parallèle R_d reflète la résistance au passage du

courant par la double couche. À haute fréquence, lorsque $1/\omega C_d \ll R_d$, l'impédance est égale à R_s . À basse fréquence, lorsque $1/\omega C_d \gg R_d$, l'impédance est égale à $R_s + R_d$. Entre ces deux extrêmes, l'impédance des électrodes est fonction de la fréquence. Tous les éléments du circuit équivalent modélisant l'impédance de contact des électrodes dépendent principalement de quatre facteurs, soit du type de métal utilisé pour la fabrication de l'électrode, de la surface de contact, de l'état de la surface et de l'électrolyte.

Les électrodes doivent avoir une impédance la plus faible possible. En effet, l'impédance des électrodes mesurant la différence de potentiel doit être négligeable comparativement à celle de l'amplificateur du voltmètre pour éviter la création d'un potentiel parasite. Quant aux électrodes d'injection de courant, l'impédance doit être suffisamment petite pour que la source de courant puisse fonctionner correctement.

1.3.3 Description de la matrice linéaire de 8 électrodes

Afin d'effectuer les mesures de conductivité électrique, nous avons utilisé une matrice linéaire de 8 électrodes. Cette matrice a été utilisée dans les travaux réalisés par Légaré (1998a) et nous référons le lecteur à cet ouvrage pour une description détaillée de la technique de fabrication.

Les électrodes sont faites de 8 fils de platine (80 %) et d'iridium (20 %), ayant un diamètre de 50 μm séparés par une distance de 300 μm (voir figure 1.9). Les fils sont coulés dans un polymère d'époxy et une fois solidifié, la matrice est usinée afin d'obtenir la forme désirée, qui est illustrée à la figure 1.10.

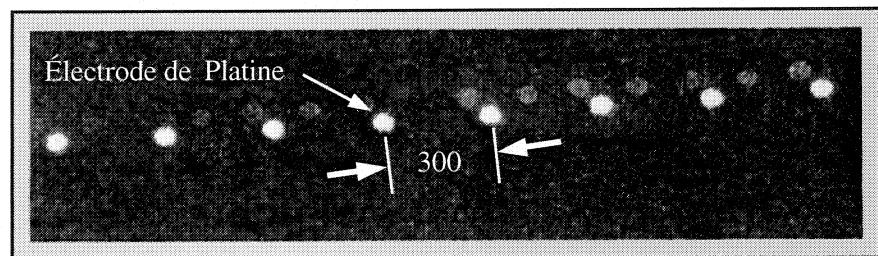


Figure 1.9: Matrice linéaire de 8 électrodes de Pt/Ir

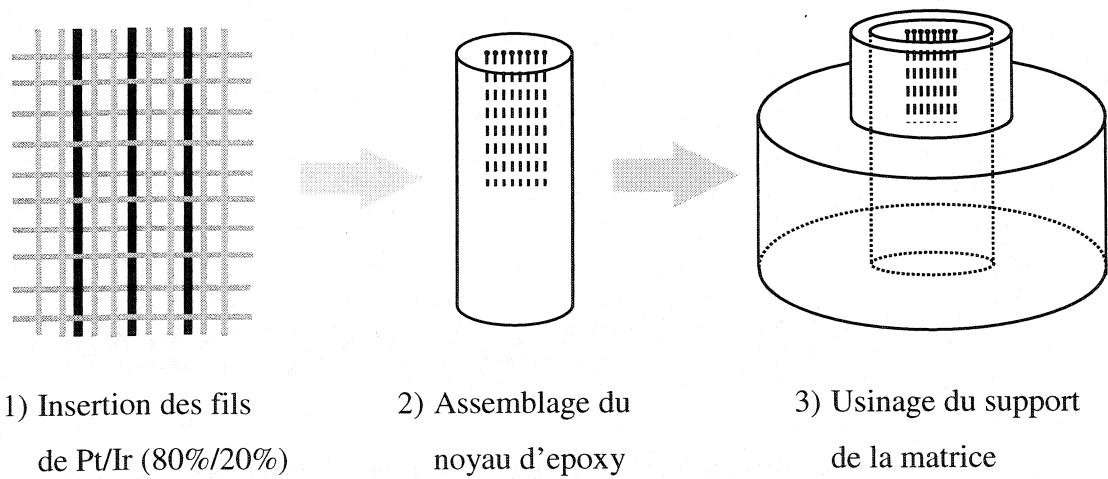


Figure 1.10: Principales étapes de fabrication de la matrice d'électrodes (Légaré, 1998a)

1.4 Revue de la littérature

1.4.1 Mesure de conductivité électrique tétrapolaire

Dans la communauté biomédicale, la conductivité électrique des tissus biologiques est depuis longtemps une source d'intérêt. La conductivité électrique détermine le flux de courant traversant le tissu et est directement reliée à la mesure de phénomènes électrophysiologiques (Webster, 1998). Plusieurs systèmes utilisés pour la mesure de la conductivité électrique sont composés de quatre électrodes équidistantes placées à la surface du tissu. C'est Rush (1962) qui fut le premier à appliquer cette technique, bien connue en microélectronique, afin de mesurer la conductivité d'un tissu. Les deux électrodes externes sont utilisées pour injecter le courant alors que les deux électrodes internes mesurent la différence de potentiel. Afin d'éliminer le plus possible la résistance de contact due à la polarisation, les électrodes mesurant le voltage sont connectées à un amplificateur dont l'impédance d'entrée est très élevée pour limiter l'entrée de courant.

La mesure de la conductivité électrique à 4 électrodes, appelée méthode tétrapolaire, est connue depuis longtemps. Geddes (1996) présente les débuts de cette technique qui remonte à 1873. La mesure de la résistivité et de l'impédance de tissus biologiques, comme le myocarde, par la méthode tétrapolaire a largement été utilisée (Bragós et al., 1996, Cinca et al., 1997, Le Guyader et al., 1997, Rush et al., 1963, Steendijk et al., 1993).

En microélectronique, la méthode tétrapolaire est utilisée afin de caractériser les matériaux utilisés pour des transistors et autres dispositifs semi-conducteurs. Plusieurs modèles ont été développés afin de tenir compte de la forme des échantillons en utilisant la méthode des images, qui sera expliquée au chapitre 2 (Smits, 1951, Valdes, 1954).

En géophysique, la technique tétrapolaire est elle aussi employée depuis longtemps afin de caractériser les sols (Telford et al., 1990). Les relevés topographiques

et hydrographiques par la résistivité électrique sont utilisés fréquemment afin de déterminer la profondeur des soubassements pour les études de fondation, les inhomogénéités ou pour localiser les sources d'eau souterraine. La technique des images donne des résultats satisfaisant afin de déterminer la profondeur et la résistivité réelle des couches par les mesures de résistivité apparente (Keller et al., 1966, Telford et al, 1990).

Suesserman et al. (1993) ont démontré que le voltage mesuré, et par conséquent la résistivité apparente, augmente avec une augmentation de la distance interélectrode pour une solution saline confinée dans un bassin circulaire isolant. Steendijk et al (1993) ont résolu analytiquement le cas pour une sonde à quatre électrodes placée sur la surface d'une couche semi-infinie selon l'horizontale et d'épaisseur finie selon la verticale. Leurs résultats montrent que plus la distance interélectrode est grande relativement à l'épaisseur du tissu, plus la déviation de la conductivité mesurée augmente de la vraie valeur.

1.4.2 Mesure de la conductivité électrique du cartilage

Les études traitant du comportement électrique du cartilage ont surtout portées sur les mesures de potentiel d'écoulement (Basset et al., 1972, Frank et al., 1987a, 1987b, 1987c, Grodzinsky et al. 1978, Lee et al. 1981, Légaré 1998, Lokte et al. 1974), dont les premières ont été effectuées en 1969 par Maroudas.

Toutefois, beaucoup moins d'études traitant de la conductivité électrique du cartilage par l'injection d'un courant et la mesure d'un potentiel ont été réalisées.

Les premières mesures de conductivité électrique ont été effectuées par Maroudas en 1968 sur des échantillons de cartilage humains, pour trois concentrations de solution d'équilibre, soit 0,15 M, 0,015 M et de l'eau distillée. Elle a utilisé la technique en pont afin de mesurer la conductivité électrique. Pour une solution Ringer de 0,15 M de NaCl, la conductivité électrique mesurée pour différentes profondeurs se situe entre 0,65 et 0,85 S/m pour l'ensemble des échantillons ($n = 12$). Elle a observé une légère diminution de la conductivité électrique avec un accroissement de la concentration de charges négatives

fixes pour chacune des trois concentrations de solution d'équilibre. De même, pour chaque échantillon utilisé, une diminution graduelle et constante de la conductivité électrique avec l'augmentation de la distance par rapport à la surface articulaire a été observée. Par exemple, pour un échantillon ayant une distance par rapport à la surface articulaire de 17,5 % de la profondeur totale, la conductivité électrique est égale à 0,81 S/m, alors que pour une fraction de la profondeur égale à 87,5 %, la conductivité électrique se situe à 0,68 S/m, soit une réduction de 16 %.

En 1983, Grodzinsky a présenté un compte rendu des propriétés électromécaniques et électrochimiques des tissus conjonctifs. Parmi cette revue, des résultats de mesures de la conductivité électrique réalisées sur des échantillons de cartilage articulaire bovins prééquilibrés dans des solutions salines de 0,1 et 0,01 M pour différentes valeurs de pH sont montrés. Les mesures ont été effectuées en utilisant un système de mesure à deux électrodes d'Ag/AgCl, avec une injection de courant variant entre 1 et 5 mA à une fréquence de 10 kHz. À pH neutre, les mesures de la conductivité électrique sont d'environ 0,25 et 0,2 S/m pour les concentrations de NaCl de 0,1 et 0,01 M respectivement. Également, les résultats montrent que la phase angulaire est pratiquement égale à zéro, indiquant que les effets capacitifs provenant du cartilage et/ou de l'interface des électrode sont négligeables.

Eisenberg et al. (1988) ont présenté des mesures de conductivité électrique réalisées sur des échantillons de cartilage articulaire bovins équilibrés dans une solution de NaCl à 0,1, 0,15 et 0,5 M et soumis à plusieurs valeurs de compression statique (expériences provenant de Chammas, 1988). Les résultats montrent une augmentation graduelle de la conductivité électrique avec la compression, jusqu'à environ 30 % de compression, suivi d'une légère diminution. À 5 % de compression, la conductivité électrique mesurée est d'environ 0,3, 0,5 et 0,8 S/m pour les concentrations salines de 0,1, 0,15 et 0,5 M respectivement. Les conductivités électriques maximales (à environ 30 % de compression) sont égales à environ 0,9, 1,2 et 1,7 S/m pour les trois concentrations

salines. À 45 % de compression, les conductivités électriques se situent à 0,8, 1,1 et 1,5 S/m respectivement.

Justiz et al. (2001) ont étudié l'effet du gonflement du cartilage porcin sur la conductivité électrique. Ils ont observé que le cartilage prenait de l'expansion de manière significative avec le temps dans une solution de PBS, pour atteindre un équilibre après environ 50 minutes. La conductivité électrique passait de 0,6 à 1,1 S/m alors que le contenu en eau passait de 79 à 91 % pour une période de 0 à 60 minutes.

Cette présentation de la revue de la littérature nous permettra de comparer et de mettre en perspective nos résultats obtenus pour fin d'analyse. Nous reviendrons sur ces références au chapitre 3.

CHAPITRE 2: CONDUCTIVITÉ APPARENTE THÉORIQUE

Dans ce chapitre, nous débutons par la présentation des équations permettant de calculer la conductivité électrique d'un milieu homogène, isotrope et semi-infini pour des configurations d'électrodes tétrapolaires. Nous présentons par la suite un modèle à deux dimensions comportant deux couches horizontales homogènes et isotropes mais de conductivités électriques différentes. Ce modèle est résolu à l'aide d'équations analytiques et permet d'obtenir la conductivité apparente pour les trois configurations d'électrodes de la matrice. Par la suite, nous présentons une étude de la sensibilité du modèle à estimer la conductivité électrique et l'épaisseur de la première couche horizontale en simulant des valeurs d'entrée expérimentales.

2.1 Introduction

La mesure de la conductivité électrique d'un matériau avec deux électrodes introduit une erreur car la différence de potentiel mesurée entre les deux électrodes par un voltmètre comprend le potentiel dû à l'impédance de contact des électrodes. En effet, nous avons vu aux sections 1.3.1 et 1.3.2 que l'injection d'un courant par une électrode produit une polarisation de charge qui crée une impédance plus ou moins élevée selon le type d'électrode utilisée. Pour éliminer cette erreur, la méthode à quatre électrodes, appelée tétrapolaire, est utilisée. La figure 2.1 illustre cette méthode. Un courant est injecté entre deux électrodes externes et la différence de potentiel est mesurée avec deux électrodes internes à la surface d'un demi-plan. Pour un matériau isotrope et homogène dont l'air au-dessus de celui-ci a une conductivité électrique nulle, l'équation de la conductivité électrique pour ce matériau est égale à

$$\sigma = \frac{I}{2\pi\alpha\Delta V} \quad (2.1)$$

où I est la valeur du courant injecté, ΔV la différence de potentiel mesurée et α est le facteur géométrique qui dépend de la configuration des électrodes (L'équation (2.1) provient de l'équation (8.26), p. 535 de Telford, 1990, où $p = \alpha$ et $\rho = 1/\sigma$). Pour des électrodes équidistantes (voir figure 2.1), α est égale à la distance interélectrode a et nous avons

$$\sigma = \frac{I}{2\pi a \Delta V} \quad (2.2)$$

(L'équation (2.2) provient de l'équation (8.27), p. 535 de Telford, 1990, où $\rho_a = 1/\sigma_a$).

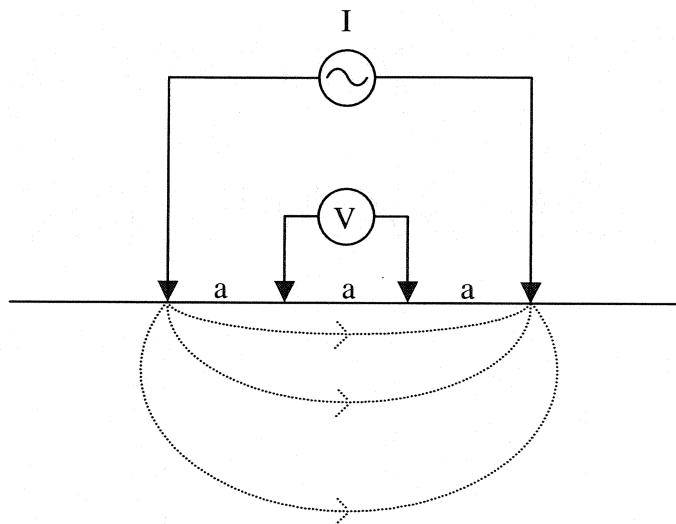


Figure 2.1: Méthode tétrapolaire

Pour une configuration linéaire tétrapolaire quelconque, telle qu'illustrée à la figure 2.2, la conductivité est égale à

$$\sigma = \frac{I}{\pi \Delta V} \left(\frac{a}{s^2 - a^2/4} \right) \quad (2.3)$$

où a correspond à la distance entre les électrodes mesurant la différence de potentiel et s à la moitié de la distance entre les électrodes d'injection de courant (L'équation (2.3) provient de l'équation (8.28), p. 536 de Telford, 1990, où $x = 0$, $L = s$ et $l = a/2$).

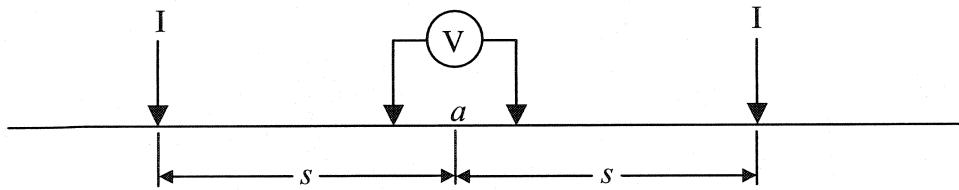


Figure 2.2: Configuration linéaire quelconque de la méthode tétrapolaire

Nous pouvons également montrer (voir l'annexe I pour plus de détails) que pour un matériau homogène et isotrope dont l'épaisseur $d \ll 2s$, la conductivité électrique est égale à

$$\sigma = \frac{I}{\pi d \Delta V} \ln \left(\frac{s + a/2}{s - a/2} \right) \quad (2.4)$$

Cette équation est souvent employée en microélectronique pour la caractérisation électrique de couches minces (L'équation (2.4) est entre autres présentée dans Valdes, 1954 et Sze, 1985 pour une configuration équidistante des électrodes).

Le schéma du circuit équivalent de la méthode tétrapolaire est montré à la figure 2.3. La polarisation des électrodes, créant une impédance de contact, est notée Z_{pi} pour les électrodes d'injection de courant et Z_{pm} pour les électrodes de mesure du voltage. La mesure de la différence de potentiel est faite à l'aide d'un voltmètre dont l'impédance d'entrée Z_v est beaucoup plus élevée que celle des électrodes. De cette façon, la

perturbation des électrodes sur la mesure de la différence de potentiel est négligeable car le courant circulant dans le voltmètre est très petit. Par contre, un potentiel parasite peut être ajouté à la mesure si l'impédance des électrodes est trop élevée. Ce potentiel parasite est dû aux effets capacitifs entre les électrodes. En effet, il existe toujours entre deux fils un couplage capacitif C_p dont l'impédance Z_{Cp} est égal à $1/j\omega C_p$. Plus l'impédance des électrodes s'approche de l'impédance due au couplage, plus grande sera la fraction du courant I qui traversera C_p pour passer dans les électrodes de mesure plutôt que par les électrodes d'injection de courant. Nous pouvons calculer la valeur de Z_{Cp} en estimant d'abord la capacité C_p à l'aide de l'équation

$$C_p = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{A}{L} \quad (2.5)$$

où A est l'aire de la section axiale d'un fil (diamètre \times longueur du fil), L la distance entre les fils, ϵ_r la constante diélectrique relative d'un matériau et $\epsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12}$ F/m la permittivité du vide (L'équation (2.5) provient de l'équation (2.38), p.41 de Mayer, 1990). Pour la matrice d'électrodes employée, les fils ont un diamètre de 50 μm et sont séparés par une distance de 300 μm . De plus, l'époxy constitue le matériau isolant utilisé et possède une constante diélectrique de 3,6. Finalement, la longueur des fils à l'intérieur du noyau d'époxy est de 1,35 cm. Avec ces valeurs, nous obtenons

$$C_p = \frac{3,6(8,85 \times 10^{-12})(50 \times 10^{-6})(1,35 \times 10^{-2})}{300 \times 10^{-6}}$$

$$C_p = 7,17 \times 10^{-14} \text{ F}$$

Pour une fréquence $f = 10 \text{ Hz}$, la grandeur de l'impédance est égale à

$$Z_{Cp} = \frac{1}{2\pi(10)(7,17 \times 10^{-14})}$$

$$Z_{Cp} = 2,22 \times 10^{11} \Omega$$

et à 1000 Hz, $Z_{Cp} = 2,22 \times 10^9 \Omega$. Nous verrons à la section 3.3 que l'impédance des électrodes est de $0,1 M\Omega$ à 10 Hz, donc négligeable devant Z_{Cp} .

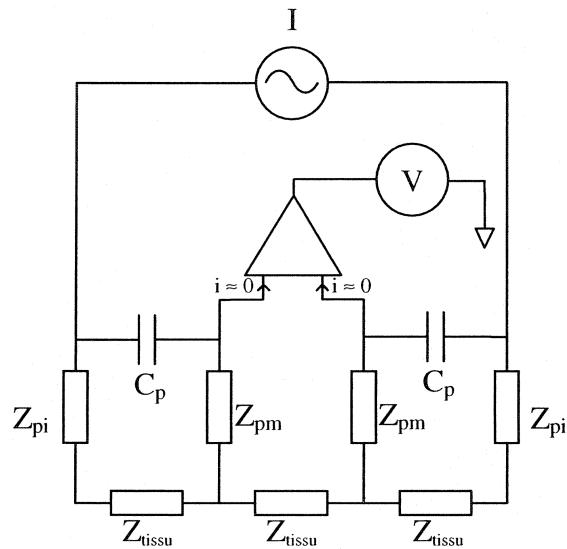


Figure 2.3: Schéma du circuit équivalent de la méthode tétrapolaire

2.2 Description du modèle de conductivité

Lorsque le milieu sous les électrodes n'est pas homogène, par exemple quand il y a présence de deux couches horizontales isotropes et homogènes mais de conductivités électriques différentes, nous définissons la conductivité apparente par

$$\sigma_{app} = \frac{I}{2\pi\alpha\Delta V} \quad (2.6)$$

La conductivité apparente représente la conductivité électrique équivalente d'une seule couche fictive homogène et isotrope et dépend de la configuration des électrodes représenté par le facteur α . Nous pouvons également voir la différence entre l'équation (2.1) et (2.6) de la façon suivante : le facteur α de l'équation (2.1) est seulement une fonction de la configuration des électrodes pour un milieu homogène, isotrope et semi-infini, alors que dans l'équation (2.6), le facteur α est en plus, une fonction de la distribution de la conductivité électrique du milieu hétérogène.

Un modèle théorique a été développé afin de pouvoir calculer l'épaisseur d du cartilage de même que la conductivité électrique du cartilage et de l'os lors des mesures de conductivité électrique expérimentales. Le modèle est constitué de trois couches horizontales homogènes et isotropes de conductivités électriques différentes (voir figure 2.4). Une première couche de conductivité électrique σ_1 et d'épaisseur d est placée entre une couche de conductivité électrique σ_2 et un matériau isolant dont les épaisseurs sont infinies. Les trois couches sont infinies selon l'axe des x . Dans ce modèle, la conductivité de la couche 1 est plus élevée que celle de la couche 2. Ainsi, les couches 1 et 2 représentent respectivement la conductivité électrique du cartilage et de l'os. Les conditions aux limites à respecter sont celles à l'interface des couches 1 et 2 ainsi que de la couche 1 et du matériau isolant.

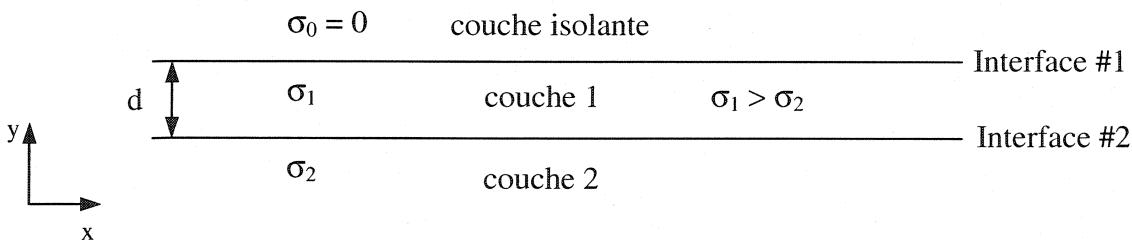


Figure 2.4: Modèle semi-infini

Pour calculer un potentiel électrique généré par l'injection d'un courant I à l'interface #1, nous utilisons la méthode des images. Cette méthode indirecte est basée sur le théorème de l'unicité, qui affirme qu'une solution qui répond à la fois à l'équation de Poisson et aux conditions aux limites, correspondant à un problème donné, est unique. Ainsi, si nous obtenons une solution par un quelconque moyen et que cette solution répond à toutes les conditions aux limites, celle-ci est belle et bien la solution, et la seule, de l'équation de Poisson. Cette méthode de résolution est utilisée en optique pour résoudre des problèmes de réflexions multiples causées par exemple par des miroirs semi-transparents. La figure 2.5 inspirée de Telford illustre schématiquement la méthode. Une source de courant I localisée à la surface de la couche 1 produit une infinité d'images au-dessus et au-dessous de la source de courant, à cause des réflexions multiples aux deux interfaces. Pour mesurer le potentiel au point P_1 , ces réflexions multiples doivent être prises en compte. La première image I_1' est produite par la réflexion partielle de la source de courant I à l'interface #2. I_1' génère une deuxième image I_1'' , située à une distance $2d$ de la source de courant I par réflexion à l'interface #1. Cette seconde image est réfléchie à l'interface #2 et produit à son tour une troisième image I_1''' à une distance de $4d$ de I , et ainsi de suite. L'effet de chacune de ces images successives sur le point de potentiel P_1 est diminué par les coefficients de réflexion k_1 et k_2 des interfaces respectives.

Avant de poursuivre, il est utile de définir une équation. Pour une électrode injectant un courant I à la surface d'un milieu semi-infini homogène et isotrope dont le milieu au-dessus de l'électrode est isolant (air), le potentiel est égal à

$$V = \frac{I}{2\pi r\sigma} \quad (2.7)$$

(L'équation (2.7) provient de l'équation (8.12), p. 524 de Telford, 1990, où $\rho = 1/\sigma$). Dans cette équation, l'électrode de courant de retour est considérée très éloignée.

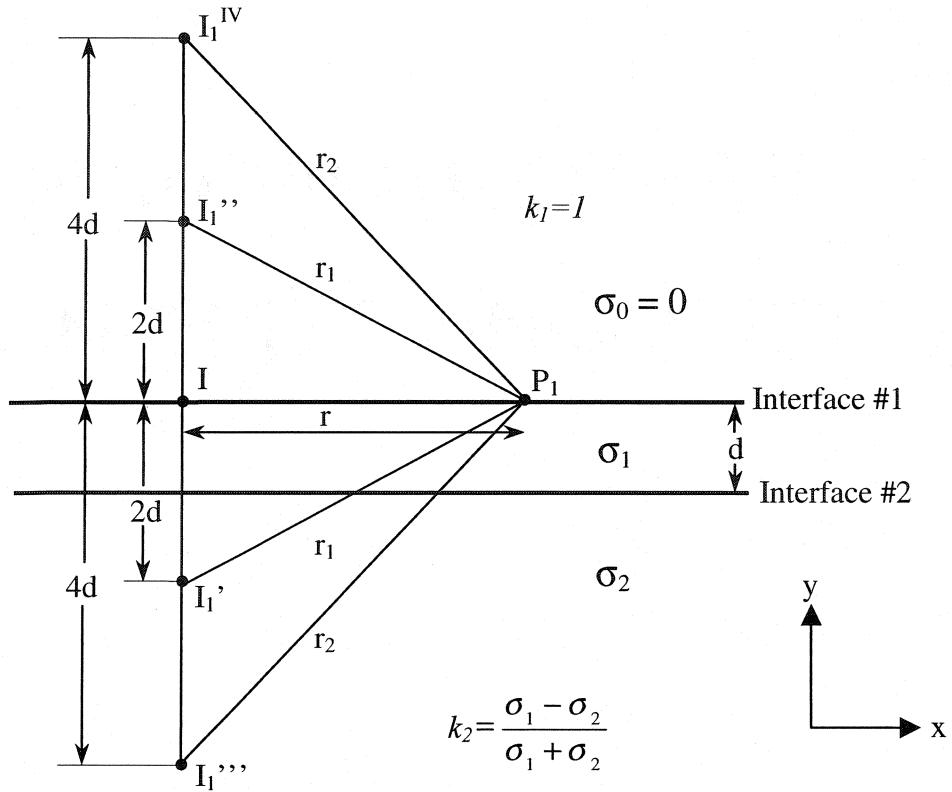


Figure 2.5: Images produites par les réflexions multiples d'une source de courant aux deux interfaces d'un modèle à deux couches horizontales (Inspiré de la figure 8.11, p. 530 de Telford, 1990)

Ainsi, pour la source de courant \$I\$ et la première image \$I_1'\$ en dessous de l'interface #2, le potentiel est égal à

$$V = \frac{I}{2\pi\sigma_1} \left(\frac{1}{r} + \frac{k_2}{r_1} \right) \quad (2.8)$$

où \$k_2\$ est le coefficient de réflexion à l'interface #2 qui est obtenu par la relation

$$k_2 = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{\sigma_1 + \sigma_2} \quad (2.9)$$

(L'équation (2.9) provient de l'équation (8.19), p. 529 de Telford, 1990 où $\rho_1 = 1/\sigma_1$ et $\rho_2 = 1/\sigma_2$).

La seconde image I_1'' produit un potentiel est égal à

$$V'' = \frac{I}{2\pi\sigma_1} \left(\frac{k_2 \times k_1}{r_1} \right) \quad (2.10)$$

où k_1 est le coefficient de réflexion à l'interface 1 qui est égal à 1 car la réflexion est totale. Ainsi, nous obtenons

$$V' + V'' = \frac{I}{2\pi\sigma_1} \left(\frac{1}{r} + \frac{2k_2}{r_1} \right) \quad (2.11)$$

Le potentiel créé par la troisième image I_1''' et la quatrième image I_1^{IV} situées à une distance de $4d$ de la source de courant I sera encore plus atténué

$$V''' + V^{IV} = \frac{I}{2\pi\sigma_1} \left(\frac{k_2 \times k_2}{r_2} + \frac{k_2 \times k_2 \times k_1}{r_2} \right) = \frac{I}{2\pi\sigma_1} \left(\frac{2k_2^2}{r_2} \right) \quad (2.12)$$

En faisant la somme de toutes les images au point P_1 , le résultat est exprimé par

$$V = \frac{I}{2\pi\sigma_1} \left(\frac{1}{r} + \frac{2k_2}{r_1} + \frac{2k_2^2}{r_2} + \dots + \frac{2k_2^n}{r_n} + \dots \right) \quad (2.13)$$

où

$$r_1 = \sqrt{r^2 + (2d)^2}$$

$$r_2 = \sqrt{r^2 + (4d)^2}$$

$$r_n = \sqrt{r^2 + (2nd)^2}$$

Pour déterminer la différence de potentiel entre deux points P_1 et P_2 séparés par une distance a tel que schématisé à la figure 2.6 et en posant $k_2 = k$, nous obtenons l'équation (2.14).

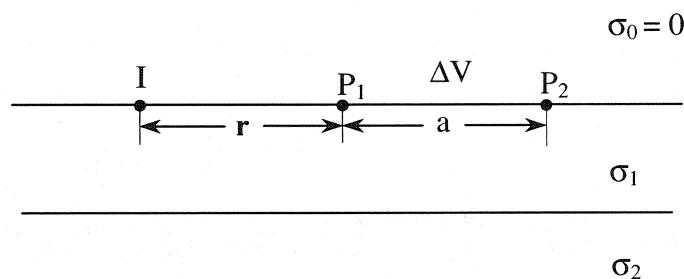


Figure 2.6: Différence de potentiel entre les points P_1 et P_2 pour une seule source de courant

$$\Delta V = \frac{I}{2\pi\sigma_1} \left(\frac{1}{r} + \frac{2k}{r_1} + \frac{2k^2}{r_2} + \dots + \frac{2k^n}{r_n} + \dots \right) - \frac{I}{2\pi\sigma_1} \left(\frac{1}{r+a} + \frac{2k}{l_1} + \frac{2k^2}{l_2} + \dots + \frac{2k^n}{l_n} + \dots \right) \quad (2.14)$$

où

$$\begin{aligned} l_1 &= \sqrt{(r+a)^2 + (2d)^2} \\ l_2 &= \sqrt{(r+a)^2 + (4d)^2} \\ l_n &= \sqrt{(r+a)^2 + (2nd)^2} \end{aligned}$$

Si l'électrode de courant de retour est rapprochée à une distance de r du point P_2 , nous obtenons

$$\begin{aligned}
\Delta V &= \frac{I}{2\pi\sigma_1} \left(\frac{1}{r} + \frac{2k}{r_1} + \frac{2k^2}{r_2} + \dots + \frac{2k^n}{r_n} + \dots \right) - \frac{I}{2\pi\sigma_1} \left(\frac{1}{r+a} + \frac{2k}{l_1} + \frac{2k^2}{l_2} + \dots + \frac{2k^n}{l_n} + \dots \right) \\
&+ \frac{-I}{2\pi\sigma_1} \left(\frac{1}{r+a} + \frac{2k}{l_1} + \frac{2k^2}{l_2} + \dots + \frac{2k^n}{l_n} + \dots \right) - \frac{-I}{2\pi\sigma_1} \left(\frac{1}{r} + \frac{2k}{r_1} + \frac{2k^2}{r_2} + \dots + \frac{2k^n}{r_n} + \dots \right) \quad (2.15) \\
&= \frac{I}{\pi\sigma_1} \left(\left(\frac{1}{r} + \frac{2k}{r_1} + \frac{2k^2}{r_2} + \dots + \frac{2k^n}{r_n} + \dots \right) - \left(\frac{1}{r+a} + \frac{2k}{l_1} + \frac{2k^2}{l_2} + \dots + \frac{2k^n}{l_n} + \dots \right) \right)
\end{aligned}$$

L'équation (2.15) peut être reformulée sous forme compacte

$$\Delta V = \frac{I}{\pi\sigma_1} \left(\frac{1}{r} - \frac{1}{r+a} + 2 \sum_{n=1}^{\infty} k^n \left(\frac{1}{\sqrt{r^2 + (2nd)^2}} - \frac{1}{\sqrt{(r+a)^2 + (2nd)^2}} \right) \right) \quad (2.16)$$

Si nous utilisons les définitions des paramètres de la figure 2.2 pour une configuration linéaire quelconque des électrodes, nous obtenons alors l'équation (2.17) suivante :

$$\sigma_1 = \frac{I}{\pi\Delta V} \left(\frac{a}{s^2 - a^2/4} + 2 \sum_{n=1}^{\infty} k^n \left(\frac{1}{\sqrt{(s-a/2)^2 + (2nd)^2}} - \frac{1}{\sqrt{(s+a/2)^2 + (2nd)^2}} \right) \right) \quad (2.17)$$

Si l'épaisseur d de la couche 1 et le coefficient de réflexion k sont connus, la conductivité électrique de la couche 1 peut être calculée en connaissant la configuration des électrodes utilisée (a et s connus). Le premier terme représente la conductivité apparente qui est définie par l'équation (2.3) en posant $\sigma = \sigma_{app}$ puisque le milieu n'est pas homogène. Ainsi, nous pouvons réécrire l'équation (2.17) comme suit :

$$\sigma_{app} = \frac{\sigma_1}{1 + 2 \left(\frac{s^2 - a^2/4}{a} \right) \sum_{n=1}^{\infty} k^n \left(\frac{1}{\sqrt{(s-a/2)^2 + (2nd)^2}} - \frac{1}{\sqrt{(s+a/2)^2 + (2nd)^2}} \right)} \quad (2.18)$$

(L'équation (2.18) est égale à l'équation (8.39a), p.541 de Telford, 1990, en posant $s = L$, $d = z$, $a/2 = l$, $\sigma_{app} = 1/\rho_a$ et $\sigma_1 = 1/\rho_1$). La série à l'intérieur de l'équation (2.18) est convergente parce que $|k| < 1$ et que le dénominateur augmente indéfiniment. Le nombre de termes nécessaires pour obtenir une réponse raisonnable dépend principalement de la valeur de k et partiellement du ratio d/s . Le graphique de la figure 2.7 montre que la série converge rapidement après la somme de quelques images seulement pour $s = 3a/2$, $a = 300 \mu\text{m}$, $d = 500 \mu\text{m}$ et $k = 0,78$ ($\sigma_1 = 0,8 \text{ S/m}$ et $\sigma_2 = 0,1 \text{ S/m}$).

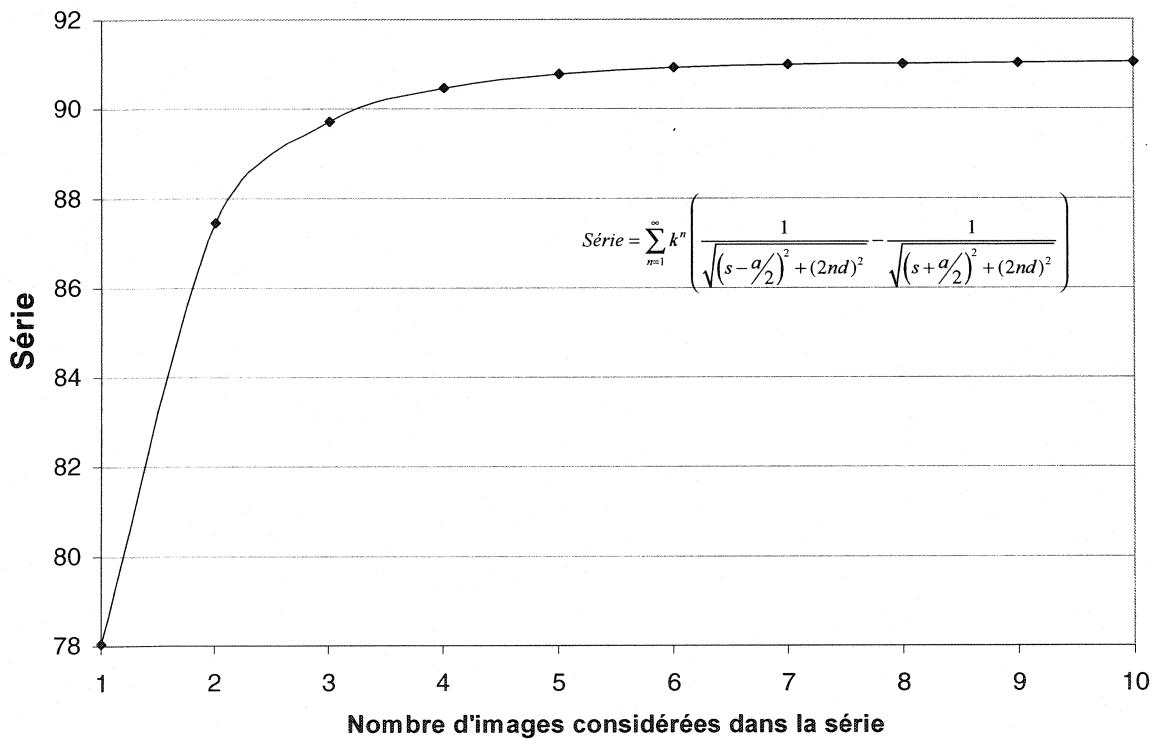


Figure 2.7: Valeur de la série de l'équation (2.18) en fonction du nombre d'images considérées où $s = 3a/2$, $a = 300 \mu\text{m}$, $d = 500 \mu\text{m}$ et $k = 0,78$ ($\sigma_1 = 0,8 \text{ S/m}$ et $\sigma_2 = 0,1 \text{ S/m}$)

Pour nos expériences de conductivité électrique du cartilage articulaire, nous utilisons une matrice linéaire de 8 électrodes qui est schématisée à la figure 2.8. Trois paires d'électrodes d'injection de courant (#3 et #6, #2 et #7 et #1 et #8) et une seule paire d'électrodes de mesure de potentiel (#4 et #5) sont utilisées pour effectuer trois mesures de conductivité électrique. Ainsi, la distance entre les électrodes d'injection de courant est égale à $3a$, $5a$ et $7a$ selon la paire d'électrodes alors que la distance entre les électrodes de mesure de potentiel est constante et égale à a .

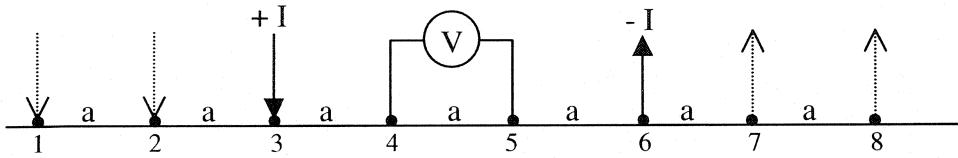


Figure 2.8: Matrice linéaire de 8 électrodes

Les équations de la conductivité apparente pour chacune des paires d'électrodes d'injection de courant sont déterminées en substituant dans l'équation (2.18) les distances s appropriées.

Électrodes d'injection de courant #3 et #6 ($s = 3a/2$) :

$$\sigma_{app} = \frac{\sigma_1}{(1 + F_{3-6})} \quad (2.19)$$

$$\text{où } \sigma_{app} = \frac{I}{2\pi a \Delta V} \quad \text{et} \quad F_{3-6} = 4a \sum_{n=1}^{\infty} k^n \left(\frac{1}{\sqrt{a^2 + (2nd)^2}} - \frac{1}{\sqrt{4a^2 + (2nd)^2}} \right)$$

Électrodes d'injection de courant #2 et #7 ($s = 5a/2$) :

$$\sigma_{app} = \frac{\sigma_1}{(1 + F_{2-7})} \quad (2.20)$$

où $\sigma_{app} = \frac{I}{6\pi a \Delta V}$ et $F_{2-7} = 12a \sum_{n=1}^{\infty} k^n \left(\frac{1}{\sqrt{4a^2 + (2nd)^2}} - \frac{1}{\sqrt{9a^2 + (2nd)^2}} \right)$

Électrodes d'injection de courant #1 et #8 ($s = 7a/2$) :

$$\sigma_{app} = \frac{\sigma_1}{(1 + F_{1-8})} \quad (2.21)$$

où $\sigma_{app} = \frac{I}{12\pi a \Delta V}$ et $F_{1-8} = 24a \sum_{n=1}^{\infty} k^n \left(\frac{1}{\sqrt{9a^2 + (2nd)^2}} - \frac{1}{\sqrt{16a^2 + (2nd)^2}} \right)$

2.2.1 Profondeur de pénétration du courant injecté

La profondeur de pénétration du courant dépend de la distance entre les électrodes d'injection. La fraction du courant qui est en dessous d'une certaine distance z_0 de la surface d'un milieu homogène et isotrope est décrit par l'équation

$$I_{x,z \geq z_0} = I \left[1 - \frac{2}{\pi} \arctan \left(\frac{2z_0}{L} \right) \right] \quad (2.22)$$

où L est la distance entre les électrodes d'injection de courant ($L = 2s$). (L'équation (2.22) provient de l'équation (8.15b), p. 526 de Telford, 1990, où $z_1 = z_0$). L'équation (2.22) est représentée sous forme graphique à la figure 2.9 et nous pouvons constater qu'une augmentation de la distance entre les électrodes de courant permet de sonder le milieu plus en profondeur. Il est intéressant de noter que pour une profondeur z_0 égale à

deux fois la distance entre les électrodes de courant, la fraction du courant en dessous de z_0 est d'environ 15 % seulement. Par contre, pour une profondeur z_0 deux fois plus petite que L , 50 % du courant se retrouve en-dessous de z_0 . Ainsi, nous pouvons comprendre que plus la fraction du courant pénétrant la couche 2 est importante, plus la conductivité apparente sera différente de la conductivité électrique de la couche 1. Cette analyse permettra d'interpréter les résultats présentés dans les prochaines sections.

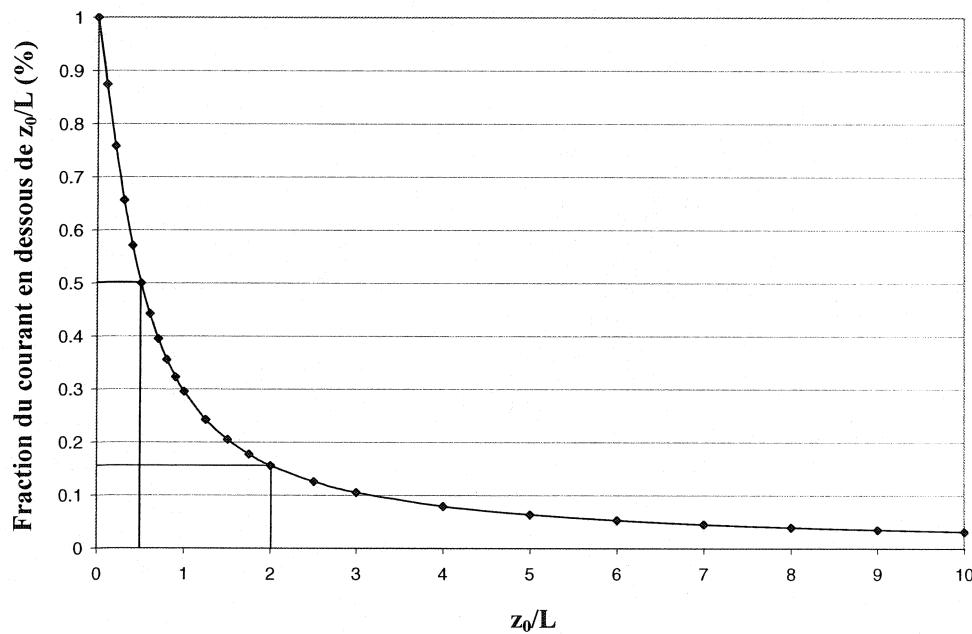


Figure 2.9: Profondeur de pénétration du courant en fonction de z_0/L

2.2.3 Présentation et analyse des résultats

Nous utilisons les équations (2.19), (2.20) et (2.21) pour tracer la conductivité apparente théorique en fonction de l'épaisseur d de la couche 1 pour les trois configurations d'électrodes. Étant donné que le cartilage et l'os sont représentés respectivement par la couche 1 et 2 du modèle, les conductivités électriques σ_1 et σ_2 sont fixées à 0,8 et 0,1 S/m. Le choix de ces valeurs est issu d'une analyse des données provenant de la littérature (Maroudas, 1968, Chammas, 1988, Justiz et al. 2001) et qui s'appliquent à nos expériences. La distance interélectrode a est fixée à 300 μm pour respecter la géométrie de la matrice linéaire d'électrodes. Les tracés des courbes sont représentés à la figure 2.10. Nous pouvons constater que le comportement pour les trois paires d'électrodes d'injection de courant est différent. En effet, la conductivité apparente calculée avec la paire d'électrodes #3 et #6 est toujours plus élevée que la paire d'électrodes #2 et #7 qui est elle-même plus élevée que la paire #1 et #8. Cela s'explique par la profondeur de pénétration du courant qui est plus élevée pour une distance entre les électrodes d'injection de courant plus grande. En effet, pour la paire d'électrodes #1 et #8, la distance est de $7a = 2,1$ mm alors que pour la paire d'électrodes #3 et #6, elle est de $3a = 0,9$ mm. Étant donné que la couche 2 possède une conductivité électrique 8 fois plus faible que la couche 1 (0,8 / 0,1) et qu'une plus grande portion du courant atteint la couche 2 pour une distance entre les électrodes d'injection de courant plus grande, la valeur de la conductivité apparente calculée est plus faible.

Nous pouvons également voir que plus l'épaisseur d de la couche 1 est élevée, plus la valeur de la conductivité apparente tend vers la valeur de la conductivité électrique de la couche 1. La raison est que le courant injecté est de moins en moins perturbé par la couche 2 à mesure que l'épaisseur d augmente et le comportement se rapproche du modèle semi-infini à une seule couche homogène et isotrope décrit à la section 2.1 par l'équation (2.3). Inversement, plus l'épaisseur d de la couche 1 est petite, plus la conductivité apparente tend vers celle de la couche 2. Par contre, la vitesse vers laquelle

la conductivité apparente tend vers les asymptotes σ_1 ou σ_2 selon que l'épaisseur d est très grande ou très petite n'est pas la même.

En effet, si nous considérons seulement la paire d'électrodes d'injection de courant #3 et #6, lorsque $d = 200 \mu\text{m}$ la conductivité apparente est environ égale à $0,45 \text{ S/m}$, soit la moyenne des deux conductivités électriques des couches 1 et 2 (voir figure 2.11). Pour une valeur de $d = 2\text{mm}$ (10 fois plus élevée), la différence entre la conductivité électrique de la couche 1 et la conductivité apparente est de seulement 0,22 %. Par contre, pour $d = 20 \mu\text{m}$ (10 fois plus petite) la différence entre la conductivité apparente et la conductivité électrique de la couche 2 atteint 26 %. C'est que lorsqu'un courant est injecté entre les deux électrodes, une partie du courant tend toujours à circuler dans la couche 1, car elle possède une conductivité plus élevée, même si l'épaisseur d diminue.

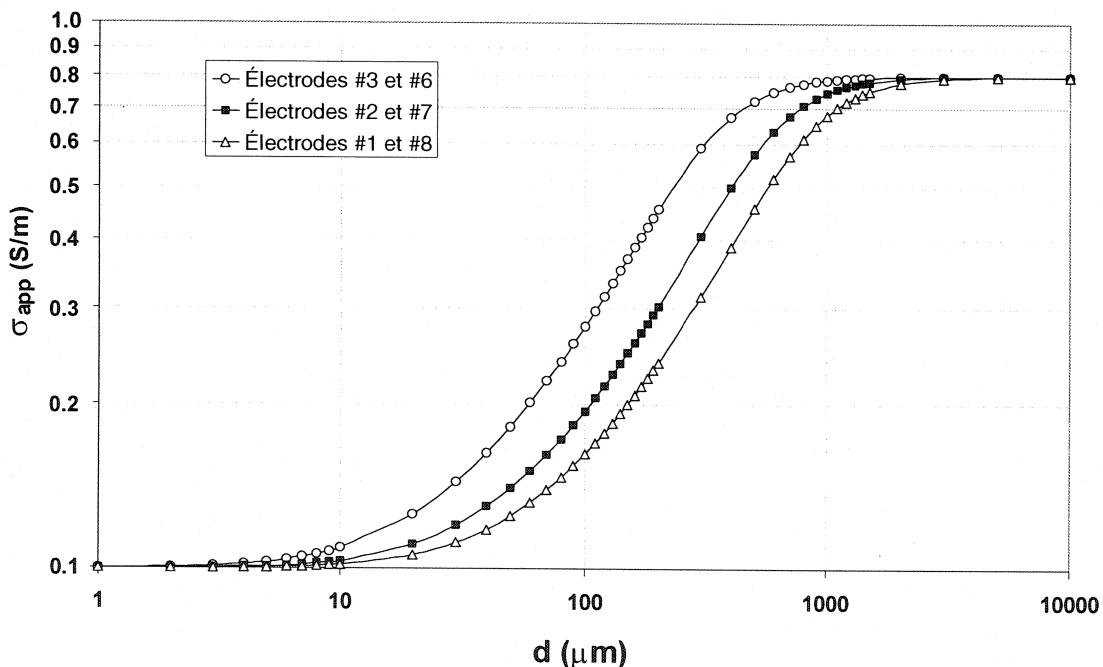


Figure 2.10: Variation de la conductivité apparente en fonction de l'épaisseur d de la couche 1, avec $\sigma_1 = 0,8 \text{ S/m}$, $\sigma_2 = 0,1 \text{ S/m}$ et $a = 300 \mu\text{m}$

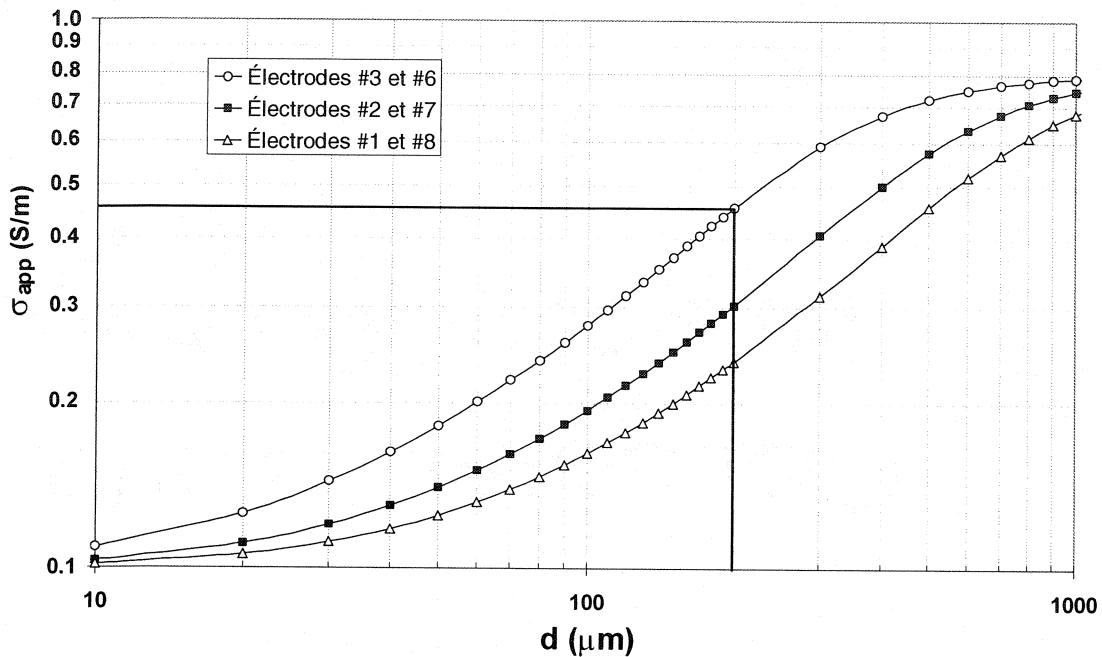


Figure 2.11: Agrandissement du graphique de la figure 2.10

L'écart des conductivités électriques des couches 1 et 2 avec la conductivité apparente calculée par le modèle en fonction de l'épaisseur d pour les trois paires d'électrodes d'injection de courant est montré aux tableaux 2.1 et 2.2. Nous pouvons constater que l'écart entre la conductivité électrique de la couche 1 et la conductivité apparente est toujours plus important pour la paire d'électrodes d'injection de courant #1 et #8, alors que l'écart entre la conductivité apparente et la conductivité électrique de la couche 2 est toujours plus important pour la paire d'électrodes d'injection de courant #3 et #6.

Tableau 2.1: Écart entre la conductivité électrique de la couche 1 ($\sigma_1 = 0,8 \text{ S/m}$) et la conductivité apparente calculée par le modèle

$\frac{(0,8 - \sigma_{app})}{0,8} \times 100 \text{ (%)}$	Électrodes d'injection de courant		
$d \text{ (\mu m)}$	#3 et #6	#2 et #7	#1 et #8
600	6,38	20,84	35,16
900	2,19	8,92	18,72
1200	0,97	4,33	10,21
2000	0,22	1,05	2,77

Tableau 2.2: Écart en pourcentage entre la conductivité apparente calculée par le modèle et la conductivité électrique de la couche 2 ($\sigma_1 = 0,1 \text{ S/m}$)

$\frac{(\sigma_{app} - 0,1)}{0,1} \times 100 \text{ (%)}$	Électrodes d'injection de courant		
$d \text{ (\mu m)}$	#3 et #6	#2 et #7	#1 et #8
50	82,26	40,39	24,92
20	25,72	10,72	5,92
10	9,07	3,28	1,69
5	2,74	0,89	0,63

À la figure 2.12 est présenté le graphique de la conductivité apparente calculée avec l'équation (2.19) pour la paire d'électrodes d'injection de courant #3 et #6 en fonction de l'épaisseur d de la couche 1 pour quatre valeurs de conductivité électrique de la couche 2, soit $\sigma_2 = 0, 0,1, 0,2$ et $0,3 \text{ S/m}$, alors que σ_1 est fixé à $0,8 \text{ S/m}$.

Quand $\sigma_2 = 0 \text{ S/m}$, le facteur k de l'équation (2.19) est égal à 1. Ainsi, la conductivité apparente diminue indéfiniment avec une diminution de l'épaisseur d . En considérant l'épaisseur d suffisamment petite comparée à la distance entre les électrodes d'injection de courant, la conductivité apparente devient égale à

$$\sigma_{app} = \frac{d\sigma_1}{2a \ln 2} \quad (2.23)$$

(L'équation (2.23) provient de l'équation (8.42a), p. 542 de Telford, 1990, où $\rho_a = 1/\sigma_{app}$). Nous pouvons déduire l'équation (2.23) en combinant les équations (2.3) et (2.4) et en posant $\sigma = \sigma_{app}$ dans l'équation (2.3) et $\sigma = \sigma_1$ dans l'équation (2.4) pour $s = 3a/2$.

Nous pouvons voir sur le graphique de la figure 2.12 qu'un changement de la conductivité électrique de la couche 2 peut entraîner une modification considérable de la conductivité apparente calculée. Pour une gamme d'épaisseur d variant de 100 à 1000 μm , le tableau 2.3 présente l'écart entre la courbe obtenue avec $\sigma_2 = 0,1 \text{ S/m}$ et les trois autres courbes. D'après les résultats montrés, nous pouvons constater que les écarts sont d'autant plus importants que l'épaisseur d de la couche 1 diminue et que la distance entre les électrodes d'injection de courant est plus grande. De plus, l'écart avec $\sigma_2 = 0,3 \text{ S/m}$ est plus important qu'avec $\sigma_2 = 0 \text{ S/m}$, alors qu'il est le plus faible avec $\sigma_2 = 0,2 \text{ S/m}$. Nous reviendrons sur ces résultats dans les prochaines sections pour expliquer l'impact de la fixation de σ_2 dans le modèle à trois configuration afin d'estimer l'épaisseur d et la conductivité électrique de la couche 1.

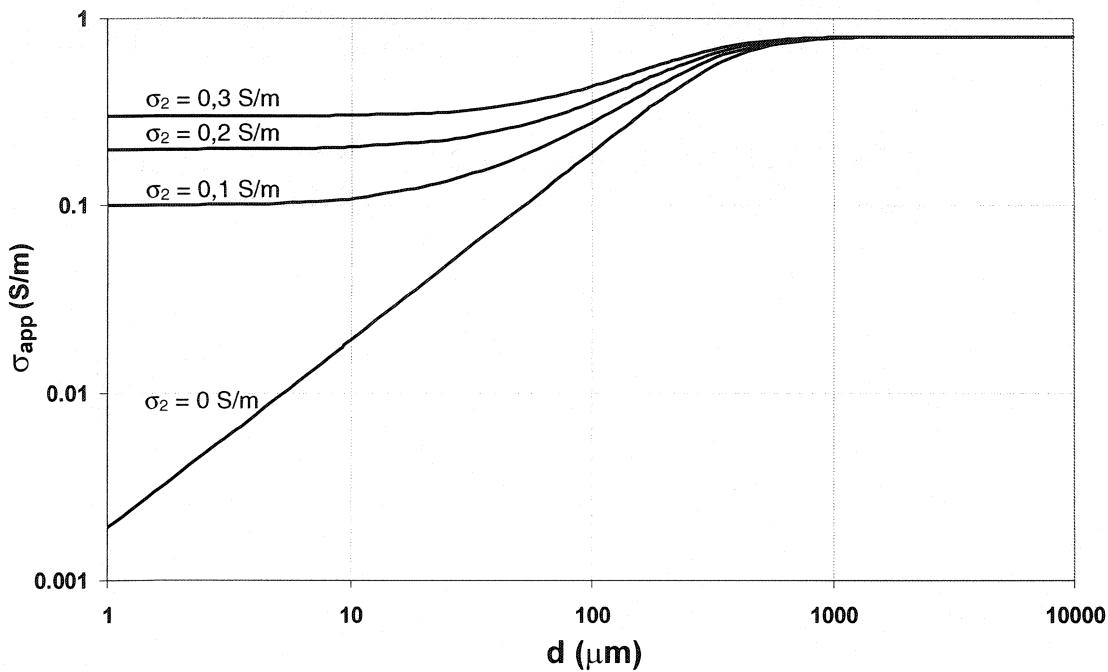


Figure 2.12: Variation de la conductivité apparente calculée avec la paire d'électrodes d'injection de courant #3 et #6 en fonction de l'épaisseur d pour différentes valeurs de σ_2 , avec $\sigma_1 = 0,8 \text{ S/m}$

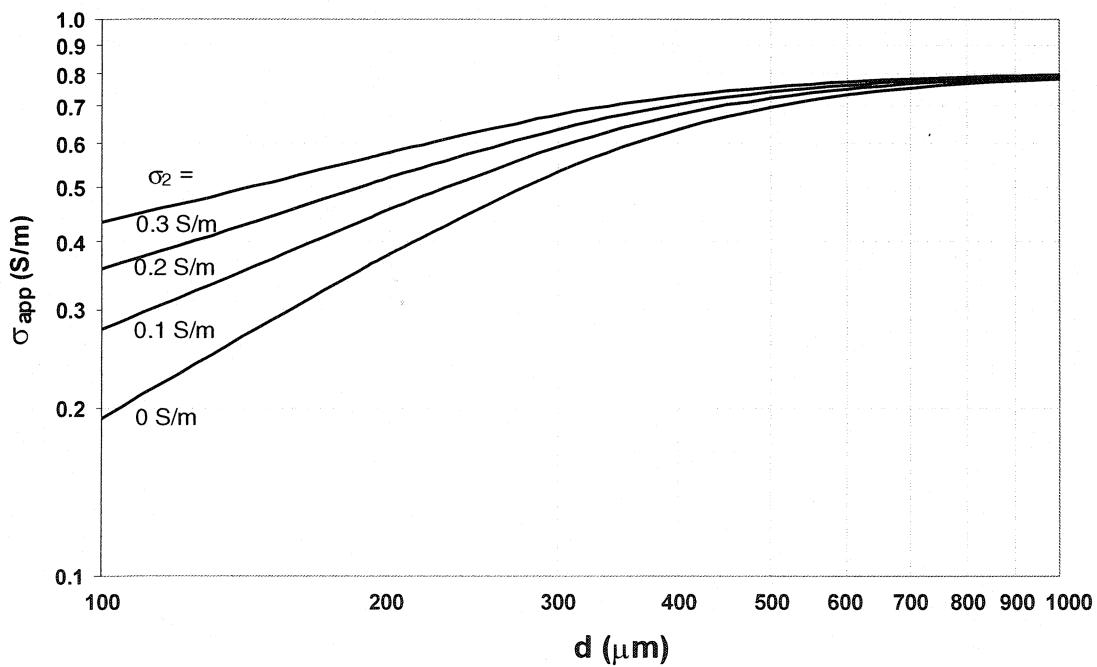


Figure 2.13: Agrandissement de la figure 2.12

Tableau 2.3: Écart des conductivités apparentes calculées pour différentes valeurs de σ_2 avec celles calculée pour $\sigma_2 = 0,1 \text{ S/m}$ pour les trois configurations d'électrodes

Épaisseur (μm)	$\frac{ (\sigma_{app})_{\sigma_2} - (\sigma_{app})_{\sigma_2=0.1S/m} }{(\sigma_{app})_{\sigma_2=0.1S/m}} \times 100 \quad (\%)$								
	Électrodes #3 et #6			Électrodes #2 et #7			Électrodes 1 et 8		
	$\sigma_2 \text{ (S/m)}$			$\sigma_2 \text{ (S/m)}$			$\sigma_2 \text{ (S/m)}$		
	0	0,2	0,3	0	0,2	0,3	0	0,2	0,3
100	30,8	28,2	55,7	43,6	42,6	86,0	52,3	52,9	107,5
200	16,8	14,1	26,6	27,6	25,1	49,4	35,2	33,4	66,7
300	9,8	7,7	14,1	19,5	16,8	32,3	26,3	23,9	46,9
400	5,9	4,4	7,9	14,2	11,7	21,9	20,6	18,0	34,7
500	3,6	2,6	4,7	10,4	8,2	15,2	16,4	13,8	26,3
600	2,4	1,7	3,0	7,7	5,9	10,7	13,2	10,7	20,1
700	1,6	1,1	2,0	5,7	4,3	7,7	10,6	8,4	15,5
800	1,1	0,8	1,4	4,3	3,2	5,7	8,5	6,6	12,0
900	0,8	0,6	1,0	3,3	2,4	4,2	6,9	5,2	9,5
1000	0,6	0,4	0,7	2,5	1,8	3,2	5,6	4,2	7,5

2.3 Étude de la sensibilité du modèle sur l'estimé de l'épaisseur d et de la conductivité électrique de la couche 1

Nous désirons utiliser le modèle présenté à la section 2.2 afin d'évaluer la conductivité électrique et l'épaisseur d du cartilage en utilisant les mesures de conductivité électrique expérimentales, c'est-à-dire les mesures de ΔV et I . Afin de vérifier si l'estimation de ces paramètres est possible et valable, nous allons déterminer la sensibilité du modèle à évaluer ceux-ci par une étude statistique en simulant des mesures expérimentales de potentiels. De plus, une variante du modèle que nous appelons modèle multi-coupes sera également étudié. Dans un premier temps, nous débutons cette section par une présentation de la procédure générale utilisée.

2.3.1 Procédure générale

Le modèle théorique comporte trois paramètres, soit l'épaisseur d de la couche 1 et les conductivités électriques σ_1 et σ_2 des couches 1 et 2. Notre méthode consiste tout d'abord à fixer les trois paramètres avec des valeurs pré-déterminées dans l'équation générale (2.17) afin de calculer un potentiel électrique (V_{theo}) pour chacune des trois configurations d'électrodes (le courant I est fixé à $1 \mu\text{A}$). Dans notre étude, nous fixons toujours les conductivités électriques de la couche 1 et 2 à $0,8$ et $0,1 \text{ S/m}$ respectivement alors que l'épaisseur d est changée après chaque optimisation. Ces valeurs sont issues des expériences préliminaires effectuées sur des échantillons de bœuf âgé. Par la suite, du bruit est ajouté aux valeurs de potentiel de manière à simuler des mesures expérimentales. Les niveaux de bruit choisis sont 1 , 5 ou 10% . Pour réaliser une étude statistique, dix valeurs sont générées, appelées V_{sim} , pour chacune des trois configurations d'électrodes et sont utilisées comme entrées dans le modèle. Une valeur initiale pour chacun des trois paramètres est ensuite entrée et une optimisation est lancée. Les paramètres estimés sont comparés avec les paramètres initiaux pré-déterminés pour déterminer le taux d'erreur. Un exemple de la procédure est montré à la figure 2.14.

1) Valeurs pré-déterminées des paramètres :

$$\sigma_1 = 0,8 \text{ S/m}$$

$$\sigma_2 = 0,1 \text{ S/m}$$

$$d = 500 \mu\text{m}$$

2) Calcul du potentiel pour les trois configurations d'électrodes :

$$V_{\text{theo}}(1) = 735,61 \text{ mV} \quad (\#3 \text{ et } \#6)$$

$$V_{\text{theo}}(2) = 307,36 \text{ mV} \quad (\#2 \text{ et } \#7)$$

$$V_{\text{theo}}(3) = 193,45 \text{ mV} \quad (\#1 \text{ et } \#8)$$

3) Valeurs simulant les mesures expérimentales (n = 10):

Ajout de 5 % de bruit ($V_{\text{sim}} = V_{\text{theo}} * (1 + (\text{rand}(1) - 0,5) / 10)$)

$V_{\text{sim}}(1)$	$V_{\text{sim}}(2)$	$V_{\text{sim}}(3)$
708,87	292,35	201,07
713,48	301,17	196,56
719,75	306,41	185,033
771,53	309,90	191,97
736,75	302,26	192,15
715,45	309,81	198,49
737,80	311,68	187,82
726,77	316,07	196,95
732,75	309,44	199,14
703,18	310,52	184,75

4) Valeurs initiales des paramètres pour l'optimisation :

$$X_i(1) = 1,0 \text{ S/m}$$

$$X_i(2) = 0,1 \text{ S/m}$$

$$X_i(3) = 0,75 * d \mu\text{m}$$

Figure 2.14: Exemple de la procédure générale utilisée pour simuler des valeurs d'entrée dans le modèle

Nous utilisons le logiciel Matlab pour l'étude du modèle et les programmes utilisés sont détaillés à l'annexe AII. Nous utilisons la fonction « lsqnonlin » contenue dans le Toolbox d'optimisation de Matlab afin d'optimiser la fonction à évaluer pour déterminer les paramètres. Cette fonction résout des problèmes non-linéaires de sommes de moindre carré de la forme:

$$\min_x f(x) = f_1(x)^2 + f_2(x)^2 + f_3(x)^2 + \dots + f_m(x)^2 + L \quad (2.24)$$

où L est une constante. Au lieu de calculer $f(x)$ qui représente la somme des carrés, la fonction « lsqnonlin » requiert à l'usager de calculer une fonction égale à

$$F(x) = \begin{bmatrix} f_1(x) \\ f_2(x) \\ f_3(x) \\ \vdots \\ f_m(x) \end{bmatrix} \quad (2.25)$$

où x est un vecteur et $F(x)$ est une fonction qui retourne les valeurs du vecteur. La relation (2.24), en terme de vecteurs, peut être reformulée par

$$\min_x \frac{1}{2} \|F(x)\|_2^2 = \frac{1}{2} \sum_i f_i(x)^2 \quad (2.26)$$

Par défaut, cette fonction utilise l'algorithme à grande échelle (“large-scale algorithm”). L'avantage d'utiliser cet algorithme est la possibilité de mettre des bornes inférieures et/ou supérieures afin d'obtenir des résultats respectant la physique du problème. Cet algorithme utilise la méthode Gauss-Newton pour déterminer la direction

à chaque itération. Pour plus d'information concernant la structure de cet algorithme, nous référons le lecteur au chapitre *Optimization Functions* du manuel *Matlab User Guide*.

Pour notre étude, $f_i(x)$ représente la différence entre la valeur de potentiel estimée par le modèle, V , et celle calculée en ajoutant du bruit, V_{sim} , pour chacune des configurations d'électrodes. Nous avons donc

$$F(x) = [V(x) - V_{sim}(x)] \quad (2.27)$$

La fonction « coût » dans les programmes montrés en annexe représente la fonction $F(x)$, alors que la matrice X représente les trois paramètres à optimiser, soit $X(1)$ pour la conductivité électrique de la couche 1, $X(2)$ pour la conductivité électrique de la couche 2 et $X(3)$ pour l'épaisseur de la couche 1. Les valeurs initiales des trois paramètres de la matrice X sont toujours fixées avec les valeurs montrées à la figure 2.14. Ce choix permet de vérifier si la fonction d'optimisation est suffisamment robuste sans toutefois introduire des valeurs initiales trop éloignées des valeurs pré-déterminées. Avant l'optimisation des paramètres, il est possible de fixer $X(2)$ à 0,1 S/m ce qui permet un calcul plus rapide et généralement plus précis de l'évaluation des autres paramètres, comme nous le verrons.

2.3.2 Étude du modèle à trois configurations d'électrodes

Nous avons fait l'étude statistique du modèle sur une gamme d'épaisseur d de la couche 1 allant de 100 à 1200 μm . Les résultats sont montrés sous forme de graphiques aux figures 2.15 à 2.18.

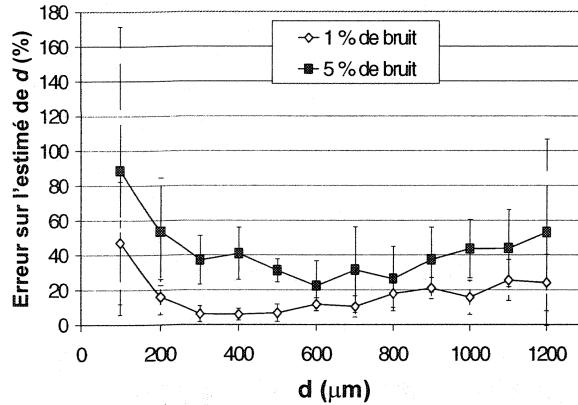


Figure 2.15: Erreur sur l'estimé $X(3)$ en fonction de l'épaisseur d , avec aucun paramètre de fixé

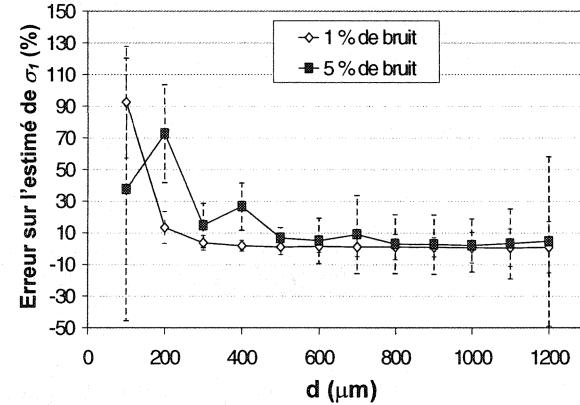


Figure 2.16: Erreur sur l'estimé $X(1)$ en fonction de l'épaisseur d , avec aucun paramètre de fixé

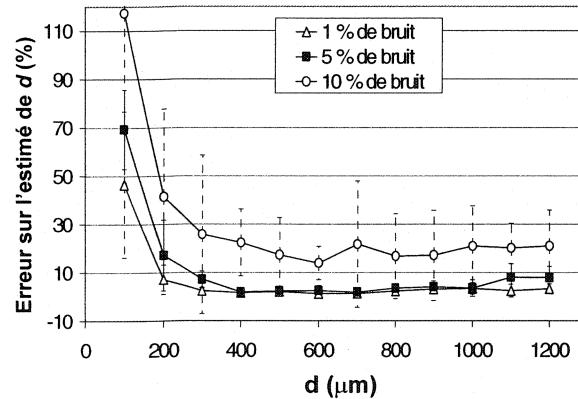


Figure 2.17: Erreur sur l'estimé $X(3)$ en fonction de l'épaisseur d , avec $X(2)$ fixé à $0,1 \text{ S/m}$

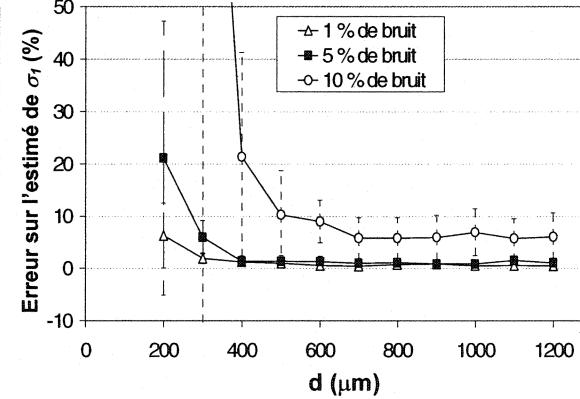


Figure 2.18: Erreur sur l'estimé $X(1)$ en fonction de l'épaisseur d , avec $X(2)$ fixé à $0,1 \text{ S/m}$

L'analyse des résultats est présenté dans les sections suivantes et un résumé des résultats pour l'estimé de l'épaisseur d et de la conductivité électrique de la couche 1 est montré sous forme de tableaux pour les épaisseurs d égale à 300 et 1000 μm .

2.3.2.1 Erreur sur l'estimé de l'épaisseur d

- 1) L'erreur sur l'estimé de l'épaisseur d est beaucoup plus élevée lorsque aucun paramètre n'est fixé, comparativement au cas où $X(2)$ est fixé. Le tableau 2.4 résume les résultats.

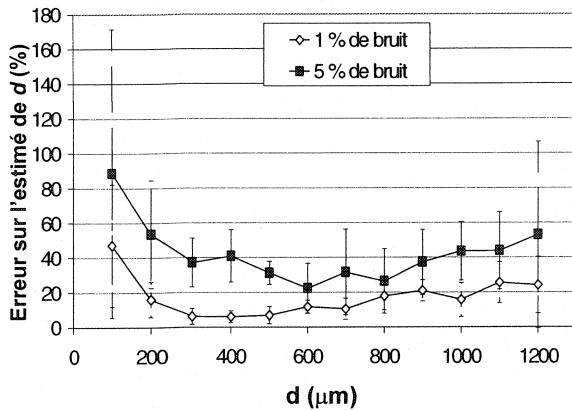


Figure 2.15: Erreur sur l'estimé $X(3)$ en fonction de l'épaisseur d , avec aucun paramètre de fixé

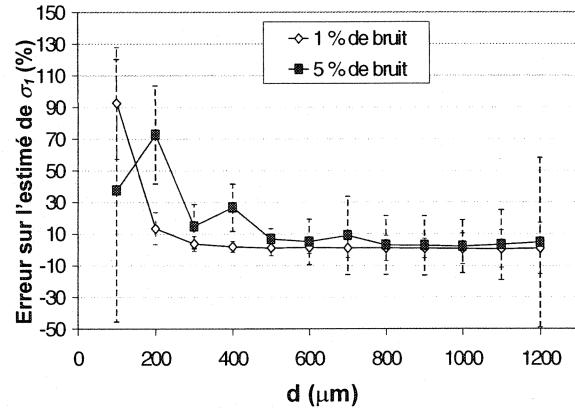


Figure 2.16: Erreur sur l'estimé $X(1)$ en fonction de l'épaisseur d , avec aucun paramètre de fixé

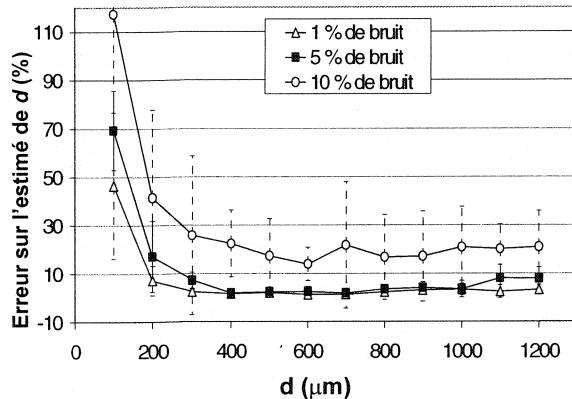


Figure 2.17: Erreur sur l'estimé $X(3)$ en fonction de l'épaisseur d , avec $X(2)$ fixé à $0,1 \text{ S/m}$

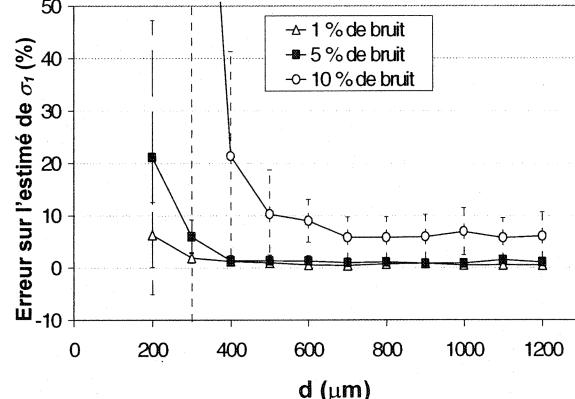


Figure 2.18: Erreur sur l'estimé $X(1)$ en fonction de l'épaisseur d , avec $X(2)$ fixé à $0,1 \text{ S/m}$

L'analyse des résultats est présenté dans les sections suivantes et un résumé des résultats pour l'estimé de l'épaisseur d et de la conductivité électrique de la couche 1 est montré sous forme de tableaux pour les épaisseurs d égale à 300 et 1000 μm .

2.3.2.1 Erreur sur l'estimé de l'épaisseur d

- 1) L'erreur sur l'estimé de l'épaisseur d est beaucoup plus élevée lorsque aucun paramètre n'est fixé, comparativement au cas où $X(2)$ est fixé. Le tableau 2.4 résume les résultats.

Tableau 2.4: Erreur sur l'estimé de l'épaisseur d selon les paramètres fixés

Bruit = 5 %	Erreur sur X(3), moyenne \pm écart-type (%)	
Paramètre de fixé	$d = 300 \mu\text{m}$	$d = 1000 \mu\text{m}$
Aucun	$37,1 \pm 14,0$	$43,5 \pm 16,7$
X(2) = 0,1 S/m	$7,2 \pm 3,4$	$3,5 \pm 3,4$

- 2) Plus le bruit est élevé dans les valeurs d'entrée, plus l'erreur sur l'estimé de l'épaisseur d est élevée, tel qu'illustré au tableau 2.5.

Tableau 2.5: Erreur sur l'estimé de l'épaisseur d selon le niveau de bruit

Aucun paramètre de fixé	Erreur sur X(3), moyenne \pm écart-type (%)	
Niveau de bruit (%)	$d = 300 \mu\text{m}$	$d = 1000 \mu\text{m}$
1	$6,2 \pm 4,6$	$15,7 \pm 9,8$
5	$37,1 \pm 14,0$	$43,5 \pm 16,7$

2.3.2.2 Erreur sur l'estimé de la conductivité électrique σ_1

- 1) L'erreur sur l'estimé de la conductivité électrique σ_1 lorsque aucun paramètre n'est fixé est environ le double comparativement à la situation où X(2) est fixé à 0,1 S/m. Le tableau 2.6 décrit cette situation.

Tableau 2.6: Erreur sur l'estimé de la conductivité électrique σ_1 selon le nombre de paramètres de fixés

Bruit = 5 %	Erreur sur X(1), moyenne \pm écart-type (%)	
Paramètre de fixé	$d = 300 \mu\text{m}$	$d = 1000 \mu\text{m}$
Aucun	$14,7 \pm 8,6$	$2,1 \pm 1,2$
X(2) = 0,1 S/m	$6,0 \pm 3,2$	$0,87 \pm 0,61$

- 2) Le tableau 2.7 montre l'erreur sur l'estimé de la conductivité électrique σ_1 selon le niveau de bruit. L'effet du niveau de bruit est beaucoup moins important sur l'évaluation de la conductivité électrique que sur l'évaluation de l'épaisseur d de la couche 1.

Tableau 2.7: Erreur sur l'estimé de la conductivité électrique σ_1 selon le niveau de bruit

Aucun paramètre de fixé	Erreur sur X(1), moyenne \pm écart-type (%)	
Niveau de bruit (%)	$d = 300 \mu\text{m}$	$d = 1000 \mu\text{m}$
1	$3,6 \pm 2,7$	$0,61 \pm 0,26$
5	$14,7 \pm 8,6$	$2,1 \pm 1,2$

2.3.2.3 Conclusions pour le modèle à trois configurations d'électrodes

- 1) Pour avoir une erreur sur l'estimé de l'épaisseur de la couche 1 d'au plus 10 % par rapport à la vraie valeur, les critères suivants doivent être respectés :

Tableau 2.8: Critères à respecter pour déterminer d avec une précision de 10 %

X(2) doit être fixé
Bruit dans les valeurs d'entrée $\leq 5 \%$
$300 \mu\text{m} < d < 1000 \mu\text{m}$

- 2) Pour la sensibilité sur l'estimé X(1) de la conductivité électrique de la couche 1, les critères résumés dans le tableau 2.9 doivent être respectés afin d'avoir une erreur d'au plus 10 %.

Tableau 2.9: Critères à respecter pour déterminer σ_1 avec une précision de 10 %

Conditions	Critères à respecter
<i>Si aucun paramètre fixé</i>	Bruit $\leq 1 \%$ et $300 \mu\text{m} < d < 900 \mu\text{m}$
<i>Si σ_2 fixé à 0,1 S/m :</i>	Bruit $\leq 5 \%$ et $d > 300 \mu\text{m}$ Bruit = 10 % et $d > 700 \mu\text{m}$

Notons que ces conclusions sont valides seulement lorsque le calcul des potentiels électriques initiaux (V_{theo}) est réalisé avec $\sigma_1 = 0,8 \text{ S/m}$ et $\sigma_2 = 0,1 \text{ S/m}$. Nous avons vu à la figure 2.12 et au tableau 2.3 les différences sur la conductivité apparente calculée selon la valeur de σ_2 utilisée. Nous voulons maintenant évaluer l'erreur sur l'estimé de l'épaisseur d et de la conductivité électrique de la couche 1 engendrée par une fixation du paramètre X(2) à 0 S/m, 0,2 S/m et 0,3 S/m comparativement à la vraie valeur théorique $\sigma_2 = 0,1 \text{ S/m}$. Les résultats sont montrés aux figures 2.19 et 2.20.

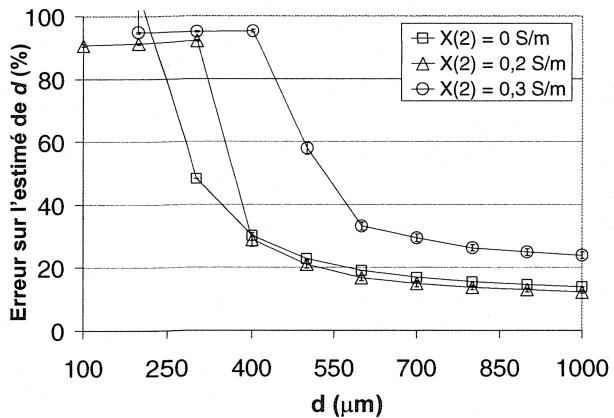


Figure 2.19: Erreur sur l'estimé $X(3)$ en fonction de l'épaisseur d , avec 5 % de bruit

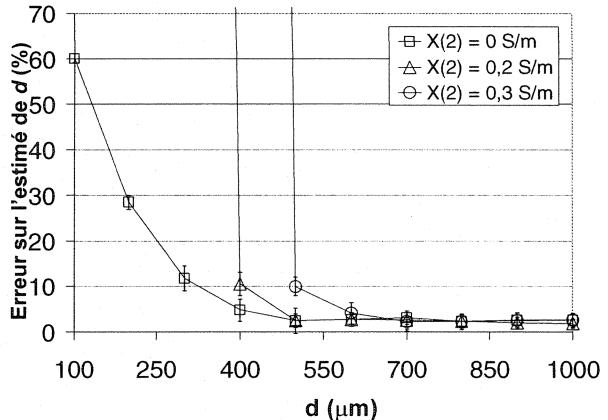


Figure 2.20: Erreur sur l'estimé $X(1)$ en fonction de l'épaisseur d , avec 5 % de bruit

En observant ces graphiques, nous pouvons noter que l'erreur sur l'estimé de l'épaisseur d et de la conductivité électrique de la couche 1 est plus importante lorsque $X(2)$ est fixé à 0,3 S/m. L'erreur sur $X(3)$ pour les trois valeurs fixées de $X(2)$ est toujours plus élevées que 10 %, même si le niveau de bruit est de 5 % seulement, alors que l'erreur sur $X(1)$ est plus petit que 10 % pour $d > 500 \mu\text{m}$. Par contre, l'écart-type des graphiques est très petit, indiquant que le bruit n'a pas beaucoup d'influence sur la précision des estimés $X(1)$ et $X(3)$. Nous pouvons voir qu'à partir de $d = 400 \mu\text{m}$ et $d = 600 \mu\text{m}$, l'erreur sur l'estimé $X(3)$ devient très important pour $X(2)$ fixée à 0 et 0,2 S/m et pour $X(2)$ fixé à 0,3 S/m respectivement. Ainsi, l'évaluation de l'épaisseur d est relativement sensible à une erreur introduite dans la valeur fixé du paramètre $X(2)$.

2.3.3 Modèle multi-coupes

Nous utilisons le même modèle à trois configurations d'électrodes présenté à la section 2.2 mais nous ajoutons un élément. Nous simulons des mesures de potentiel électrique pour 6 épaisseurs différentes ($d_x = d - c_x$, où $x = 0$ à 5) dont les valeurs retranchées c_x sont connues. Ainsi, un total de 18 valeurs de potentiel électrique V_{theo} (3 calculs de potentiel x 6 épaisseurs, donnant un vecteur $F(x)$ à 18 composants) auxquelles est ajouté 1, 5 ou 10 % de bruit pour former la matrice V_{sim} sont employées afin de déterminer l'épaisseur totale d ainsi que la conductivité électrique de la couche 1 (voir figure 2.21). Une description des programmes Matlab utilisées est présentée à l'annexe AII.

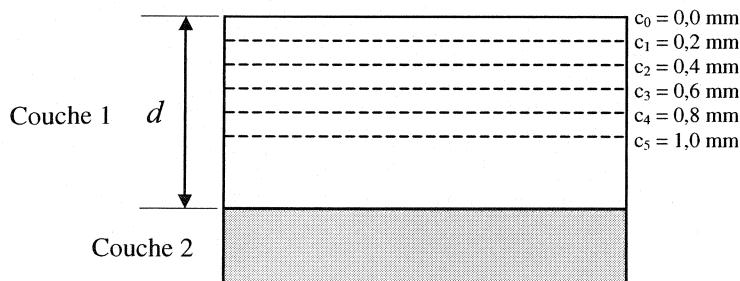


Figure 2.21: Schéma du modèle multi-coupes

Nous avons fait l'étude statistique du modèle multi-coupes sur une gamme d'épaisseur d de la couche 1 allant de 1000 à 1500 μm . Les résultats obtenus sont montrés sous forme de graphiques aux figures 2.22 à 2.25.

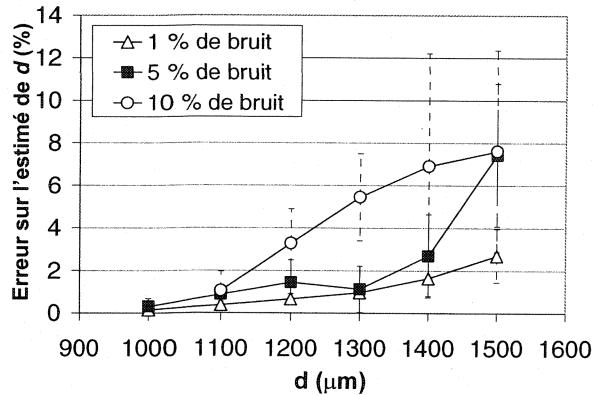


Figure 2.22: Erreur sur l'estimé $X(3)$ en fonction de l'épaisseur totale d , avec aucun paramètre fixé

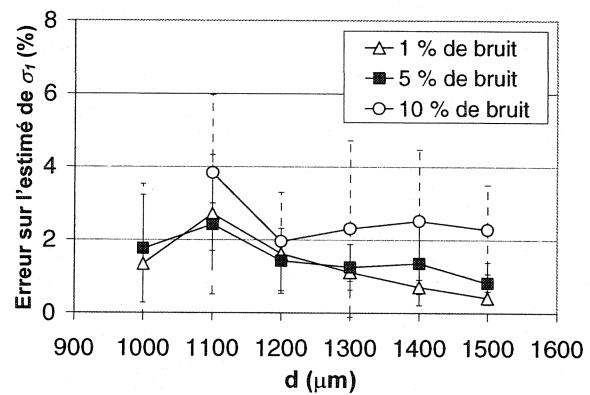


Figure 2.23: Erreur sur l'estimé $X(1)$ en fonction de l'épaisseur totale d , avec aucun paramètre fixé

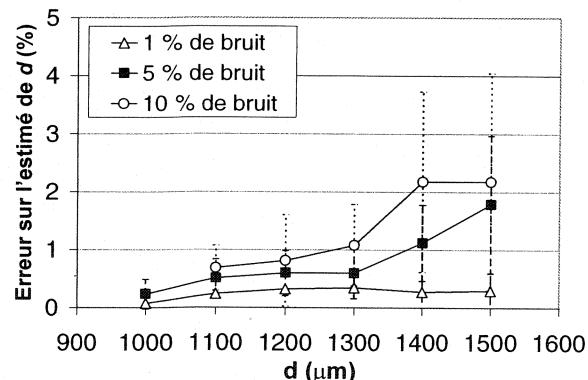


Figure 2.24: Erreur sur l'estimé $X(3)$ en fonction de l'épaisseur totale d , avec $X(2)$ fixé à $0,1 \text{ S/m}$

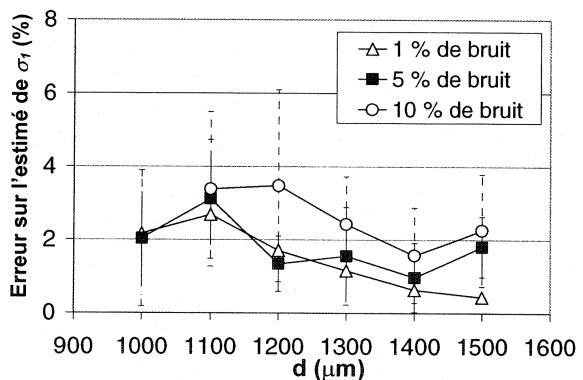


Figure 2.25: Erreur sur l'estimé $X(1)$ en fonction de l'épaisseur totale d , avec $X(2)$ fixé à $0,1 \text{ S/m}$

L'analyse des résultats est présenté dans les sections suivantes et un résumé pour l'estimé $X(3)$ de l'épaisseur d et $X(1)$ de la conductivité électrique de la couche 1 est montré sous forme de tableaux pour les épaisseurs d égale à 1100 et 1500 μm . Nous utilisons $d = 1100 \mu\text{m}$ plutôt que $d = 1000 \mu\text{m}$ car l'erreur sur l'estimé des paramètres est pratiquement identique pour les différents niveaux de bruit à cause de la dernière coupe c_5 qui est égale à $1000 \mu\text{m}$, retrouvant ainsi modèle à une seule couche horizontale, situation qui est plus facile à résoudre pour le modèle et qui introduit moins d'erreur.

2.3.3.1 Erreur sur l'estimé de l'épaisseur d

- 1) Plus l'épaisseur d est grand par rapport à c_5 , plus l'erreur sur l'estimé est élevée.
- 2) L'erreur sur l'estimé de l'épaisseur d est plus élevée quand aucun paramètre n'est fixé, comparativement au cas où $X(2)$ est fixé, tel que résumé au tableau 2.10.

Tableau 2.10: Erreur sur l'estimé de l'épaisseur d selon le nombre de paramètres de fixés

Bruit = 5 %	Erreur sur $X(3)$, moyenne \pm écart-type (%)	
Paramètre(s) fixé(s)	$d = 1100 \mu m$	$d = 1500 \mu m$
Aucun	$0,88 \pm 0,46$	$7,4 \pm 3,4$
$X(2) = 0,1 \text{ S/m}$	$0,51 \pm 0,33$	$1,8 \pm 1,2$

- 3) Plus le bruit est élevé dans les valeurs d'entrée, plus l'erreur sur l'estimé de l'épaisseur d est élevée.

Tableau 2.11: Erreur sur l'estimé de l'épaisseur d selon le niveau de bruit

Aucun paramètre de fixé	Erreur sur $X(3)$, moyenne \pm écart-type (%)	
Niveau de bruit (%)	$d = 1100 \mu m$	$d = 1500 \mu m$
1	$0,37 \pm 0,16$	$2,7 \pm 1,3$
5	$0,88 \pm 0,46$	$7,4 \pm 3,4$
10	$1,1 \pm 0,91$	$7,6 \pm 4,7$

2.3.3.2 Erreur sur l'estimé de la conductivité électrique de la couche 1

- 1) Il n'y a pas de grande différence sur l'erreur de l'estimé de la conductivité électrique de la couche 1 lorsque aucun paramètre n'est fixé comparativement au cas où $X(2)$ est fixé à $0,1 \text{ S/m}$, tel que montré au tableau 2.12.

Tableau 2.12: Erreur sur l'estimé de la conductivité électrique de la couche 1 selon le nombre de paramètres de fixés

Bruit = 5 %	Erreur sur X(1), moyenne \pm écart-type (%)	
Paramètre de fixé	$d = 1100 \mu\text{m}$	$d = 1500 \mu\text{m}$
Aucun	$2,4 \pm 1,9$	$0,82 \pm 0,57$
$X(2) = 0,1 \text{ S/m}$	$3,1 \pm 1,6$	$1,8 \pm 0,82$

2) Le tableau 2.13 résume les résultats concernant l'erreur sur l'estimé de la conductivité électrique de la couche 1 selon le niveau de bruit. Nous pouvons constater que l'effet du bruit ajouté aux valeurs d'entrée est moins important que pour l'estimé de l'épaisseur d illustré au tableau 2.11.

Tableau 2.13: Erreur sur la conductivité électrique de la couche 1 selon le niveau de bruit

Aucun paramètre de fixé	Erreur sur X(1), moyenne \pm écart-type (%)	
Niveau de bruit (%)	$d = 1000 \mu\text{m}$	$d = 1500 \mu\text{m}$
1	$1,3 \pm 2,2$	$0,4 \pm 0,2$
5	$1,8 \pm 1,5$	$0,8 \pm 0,6$
10	$3,8 \pm 2,1$	$2,3 \pm 1,2$

2.3.3.3 Conclusions pour le modèle multi-coupes

Le modèle multi-coupes donne beaucoup moins d'erreur sur l'estimation de l'épaisseur d et de la conductivité électrique de la couche 1 que le modèle à trois configurations d'électrodes. La raison est qu'il y a 18 valeurs d'entrée pour le modèle multi-coupes comparativement à trois. Nous pouvons conclure qu'il est possible de déterminer l'épaisseur d et la conductivité électrique σ_1 de la couche 1 pour tous les cas étudiés, y compris pour un niveau de bruit de 10 % et pour aucun paramètre de fixé, contrairement au modèle à trois configurations d'électrodes.

CHAPITRE 3 : MESURES DE CONDUCTIVITÉ ÉLECTRIQUE EXPÉRIMENTALES

Un des principaux objectifs de ce projet est de pouvoir détecter l'épaisseur du cartilage articulaire par des mesures de conductivité électrique. Cette donnée peut procurer une information supplémentaire pour le diagnostic d'une maladie dégénérative du tissu. En effet, il est relativement difficile, voir impossible pour certaines techniques telles la radiographie, d'évaluer l'épaisseur du cartilage articulaire sur toute sa surface. De plus, une cartographie en épaisseur peut être utile, par exemple lors d'une réparation du cartilage articulaire par des implants. Nous discuterons des possibilités d'intégration des mesures de conductivité électrique à un outil diagnostique à la fin de cet ouvrage.

Ce chapitre est consacré aux expériences de conductivité électrique effectuées sur des échantillons de cartilage articulaire bovin. Les expériences réalisées sont présentées en deux sections. La première section porte sur la conductivité électrique en fonction de la profondeur du cartilage articulaire et la deuxième section traite de la conductivité électrique en fonction de l'épaisseur du cartilage articulaire. Dans chacune des sections, nous décrivons les protocoles utilisés lors des expériences, suivi d'une présentation et d'une analyse des résultats. Une analyse à l'aide du modèle à trois configurations d'électrodes et du modèle multi-coupes est également réalisée.

Avant de présenter ces deux sections, nous débutons par une description du montage de conductivité électrique, suivi de la validation et du plaquage des électrodes et d'une description générale de la procédure d'extraction des échantillons.

3.1 Description du montage de conductivité électrique

Une photographie du montage de conductivité électrique est montrée à la figure 3.1 où les principales composantes y sont indiquées. Nous retrouvons une source de courant isolée, une chambre test, un actuateur et le contrôleur, une cellule et un lecteur de charge ainsi qu'une tige de compression. Un ordinateur est également utilisé. Les composantes de la chambre test, montrées à la figure 3.2, sont la matrice linéaire de 8 électrodes, un boîtier de support et un dispositif d'électrodes d'Ag/AgCl. La matrice linéaire d'électrodes s'insère dans le boîtier du support de la chambre test et celle-ci est fixée sur l'actuateur à l'aide de vis. Le dispositif d'électrodes d'Ag/AgCl est ensuite placé à l'intérieur de la chambre test. Ce dernier est fait de quatre électrodes d'Ag/AgCl de 0,8 mm de diamètre; une des électrodes est utilisée comme référence alors que les trois autres sont employées pour l'asservissement afin de maintenir un potentiel nul de la solution contenue dans la chambre test.

Les électrodes de la matrice linéaire sont connectées, via un sélecteur de courant, à la carte d'acquisition alors que le dispositif d'électrodes d'Ag/AgCl et la source de courant isolée sont connectés à la carte d'interface. Le sélecteur de courant a été fabriqué pour sélectionner une paire d'électrodes d'injection de courant à la fois lors d'une mesure de conductivité (voir figure 3.3). Lorsqu'une mesure de conductivité électrique est entreprise, un signal de référence est envoyé à la source de courant isolée par la carte digitale/analogique de l'ordinateur à travers la carte d'interface du module électronique de conditionnement. La source de courant envoie un courant alternatif de $1\mu\text{A}$ dans une gamme de fréquence allant de 10 à 1000 Hz à la paire d'électrodes d'injection de courant sélectionnée par le sélecteur de courant. Des programmes écrits en Labview permettent de contrôler le système de mesure et de faire l'acquisition des données recueillies. Quant à la cellule et au lecteur de charge, ils sont utilisés afin de contrôler la compression appliquée à un échantillon pour permettre un bon contact entre ce dernier et les électrodes de la matrice linéaire.

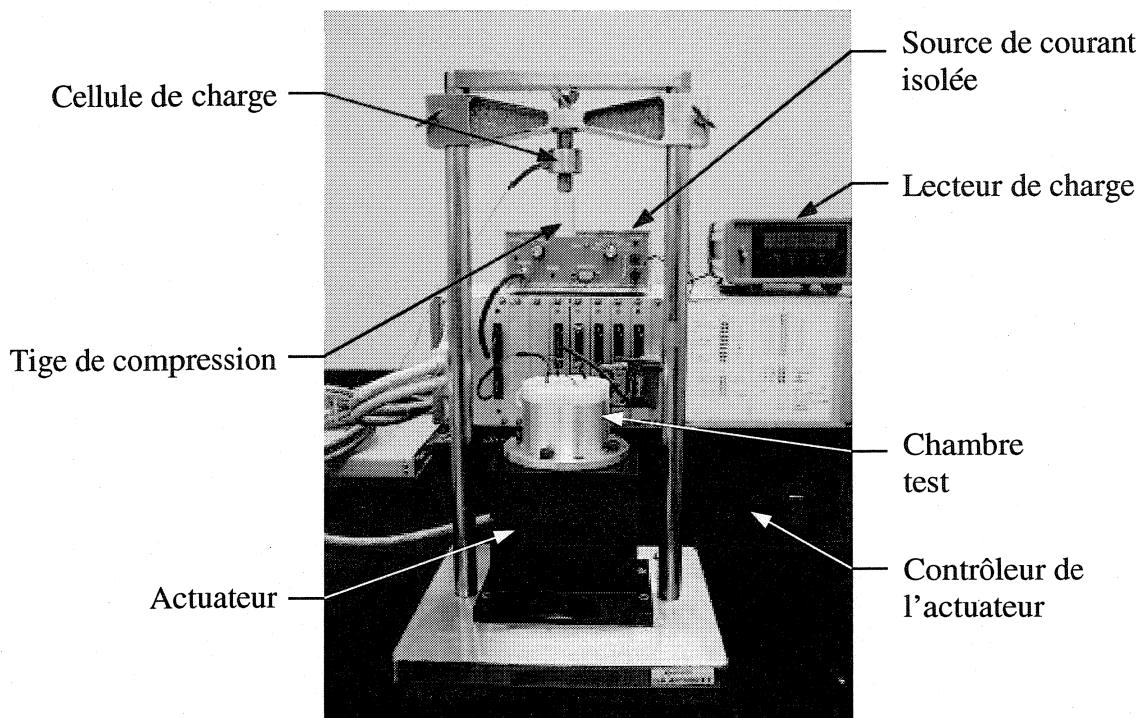


Figure 3.1: Vue générale du montage de conductivité électrique

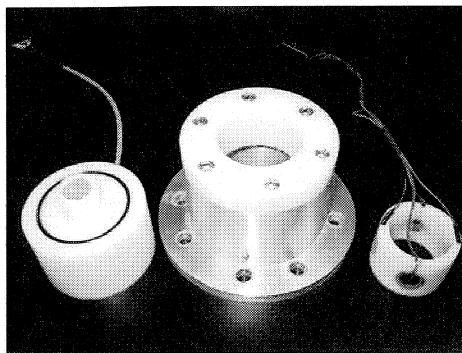


Figure 3.2: Composantes de la chambre test:
matrice linéaire de 8 électrodes, boîtier de
support et dispositif d'électrodes d'Ag/AgCl
(de gauche à droite)

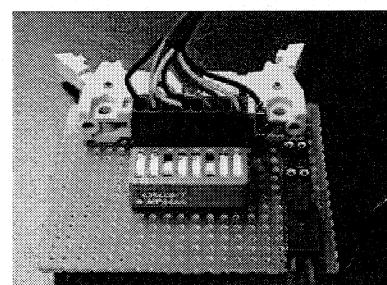


Figure 3.3: Sélecteur de courant

3.2 Validation du facteur de correction des électrodes

Nous désirons vérifier expérimentalement les équations théoriques (2.19), (2.20) et (2.21) en effectuant des mesures de la conductivité électrique d'une solution saline pour différentes distances l entre la tige de compression et les électrodes de la matrice linéaire (voir figure 3.4). Pour ce faire, trois solutions de NaCl de concentrations égales à 0,03, 0,1 et 0,5 M sont utilisées. Il est à noter que la tige de compression et le noyau d'époxy dans lequel la matrice est coulée sont des matériaux isolants et possèdent une conductivité électrique nulle.

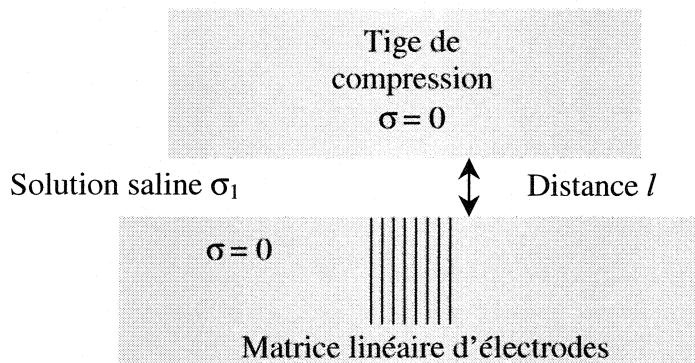


Figure 3.4 : Définition de la distance l entre la tige de compression et les électrodes de la matrice

Dans un premier temps, nous avons mesuré les conductivités électriques pour chacune des solutions de NaCl à l'aide d'un conductimètre afin de vérifier si les mesures obtenues avec la matrice linéaire d'électrodes, sans la présence de la tige de compression, en utilisant l'équation (2.1), corroborent. Les valeurs obtenues sont montrées au tableau 3.1 ainsi que l'écart entre les deux systèmes de mesures. Nous avons également inclus les valeurs obtenues pour la solution de PBS. La mesure de la conductivité électrique de la solution de PBS est importante à retenir car celle-ci sera utilisée pour simuler les conditions physiologiques du liquide synoviale ($\text{pH} = 7,4$, 0,15 M) lors des mesures effectuées sur le cartilage articulaire. Nous pouvons constater que l'erreur entre les deux

systèmes de mesure est beaucoup moins importante pour la solution de NaCl à 0,03 M. Ceci peut être expliqué par la calibration du conductimètre qui a été faite à l'aide d trois solutions standard à 25 °C de 0,01, 0,1 et 1 S/m, qui étaient à notre disposition.

Les valeurs des conductivités électriques provenant de la littérature sont légèrement inférieures aux mesures effectuées avec les deux systèmes. Ceci peut être expliqué par des erreurs de manipulation (erreurs systématiques) lors de la préparation des solutions salines, entre autres lors de la pesée du sel. Pour la solution de PBS, la valeur montrée dans le tableau issue de la littérature est une approximation, puisque la solution contient d'autres ions mais en quantité beaucoup plus faible (voir tableau 3.3 décrivant les composantes de la solution). C'est pourquoi la valeur est relativement plus faible que les valeurs mesurées.

Tableau 3.1: Comparaison entre les conductivités électriques mesurées au conductimètre et avec les électrodes d'injection de courant #3 et #6

Concentration des solutions (M)	Conductivité (S/m)			Écart entre les systèmes de mesure (%)
	littérature*	Conductimètre	Électrodes de courant #3 et #6	
[NaCl] = 0,03	0,30	0,339	0,336	0,885
[NaCl] = 0,1	0,97	1,16	1,04	10,3
[NaCl] = 0,5	4,23	5,08	4,54	10,6
[PBS] ≈ [NaCl] = 0,138	1,32	1,64	1,52	7,32

* données provenant de Weast, 1974, à une température de 20 °C

La tige de compression est descendue près des électrodes de la matrice. C'est le déplacement de l'actuateur qui permet de contrôler la distance l . Afin de comparer les courbes théoriques et expérimentales, nous utilisons les équations (2.19), (2.20) et (2.21) pour chacune des trois configurations d'électrodes afin de calculer le rapport de la conductivité apparente sur la conductivité de la couche 1 (σ_{app}/σ_1) en fonction de la distance l . Notons que $d = l$ dans les équations et que le facteur k est égal à 1 puisque la couche 2 du modèle représente la tige isolante qui a une conductivité électrique nulle.

Les courbes expérimentales sont tracées en utilisant les valeurs de potentiel des solutions salines mesurées pour les différentes distances l dans les équations (2.19), (2.20) et (2.21) afin de déterminer la conductivité apparente pour chacune des trois configurations d'électrodes. Par la suite, la conductivité σ_1 des solutions salines est trouvée en effectuant une mesure de conductivité électrique sans la présence de la tige. En effectuant le rapport de σ_{app}/σ_1 , le facteur de correction $(1 + F)$ expérimental est trouvé. Les résultats sont montrés sur le graphique illustré à la figure 3.5.

Le comportement des résultats obtenus est conforme à l'analyse effectuée à l'aide de la figure 2.12 à la section 2.2.3 lorsque $\sigma_2 = 0$; la conductivité apparente diminue indéfiniment avec une diminution de la distance l . Sur le graphique, nous pouvons voir que plus la distance l entre la tige et les électrodes est petite, plus le rapport σ_{app}/σ_1 expérimental s'écarte des courbes théoriques. À partir de $l < 300 \mu\text{m}$, les courbes théoriques ne se trouvent plus à l'intérieur des barres d'erreur des points expérimentaux. L'erreur sur la mesure de la distance l effectuée à l'aide de l'actuateur peut expliquer cet écart. De plus, le parallélisme entre la surface de la tige de compression et la surface de la matrice linéaire d'électrodes est une deuxième explication possible. Ainsi, l'erreur relative est plus grande pour des valeurs de la distance l plus faible et ces deux effets deviennent non-négligeables, augmentant l'erreur sur la mesure de la conductivité apparente qui n'est pas indiquée sur le graphique.

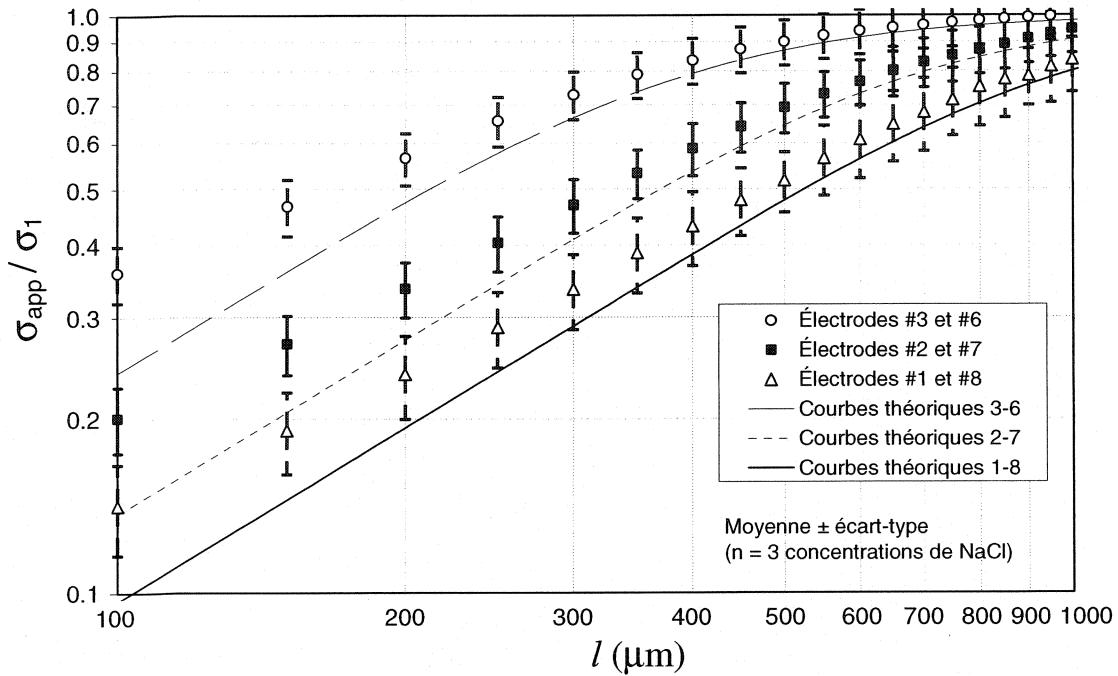


Figure 3.5: Variation de σ_{app} / σ_1 en fonction de la distance l (les points représentent la moyenne pour les trois concentrations de NaCl alors que les courbes représentent les équations théoriques)

Pour évaluer l'erreur de positionnement de la tige, nous déplaçons les courbes expérimentales de Δl jusqu'à ce que celles-ci correspondent aux courbes théoriques. Avec un Δl égal à 50 μm , nous obtenons les courbes illustrées à la figure 3.6 qui correspondent correctement aux courbes théoriques.

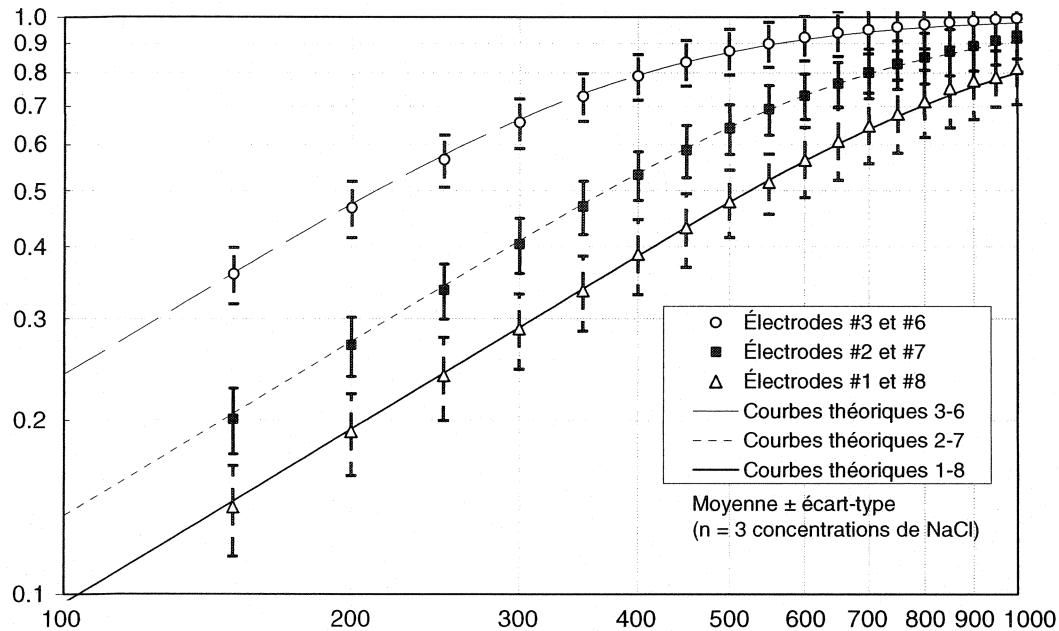


Figure 3.6: Déplacement des courbes expérimentales de $\Delta l = 50 \mu\text{m}$ par rapport à celles du graphique de la figure 3.5

Nous avons observé une différence de conductivité électrique entre le début et la fin de chaque série de mesures des solutions salines pour les trois configurations d'électrodes. Au tableau 3.2 est montré cet écart pour la solution de NaCl de 0,5 M.

Tableau 3.2: Écart entre la conductivité électrique mesurée au début et à la fin d'une série d'une trentaine de mesures de la solution saline à 0,5 M

<i>Solution saline de concentration = 0,5 M</i>			
Paire d'électrodes d'injection de courant	Au début d'une série de mesures (S/m)	À la fin d'une série de mesures (S/m)	Écart (%)
#3 et #6	4,54	4,81	5,7
#2 et #7	4,45	4,67	4,7
#1 et #8	4,15	4,56	9,0

L'écart est notable et introduit une erreur supplémentaire dans les mesures. Ceci est dû au déplaquage progressif des électrodes de la matrice avec l'augmentation du nombre de mesures. D'après la théorie, il ne devrait pas y avoir d'effet dû au déplaquage en autant que l'impédance du voltmètre reste toujours beaucoup plus élevée que celle des électrodes. En pratique par contre, nous observons une augmentation graduelle de la conductivité électrique. Il ne peut s'agir d'une évaporation progressive de la solution, qui augmenterait la concentration de NaCl et par conséquent la conductivité électrique, puisque la solution a été renouvelée. Nous reviendrons sur ce phénomène à la section 3.3 et nous expliquerons plus loin une procédure afin de contourner cette source d'erreur. Il est à noter que cette erreur est pris en compte dans les barres d'erreurs des points expérimentaux des graphiques présentées aux figures 3.5 et 3.6.

3.3 Plaquage des électrodes

Afin de diminuer l'impédance des électrodes, un plaquage au noir de platine doit être fait. L'impédance des électrodes est inversement proportionnelle à la surface de contact. Le noir de platine procure aux électrodes une plus grande rugosité de surface, augmentant ainsi la surface de contact sans toutefois augmenter le diamètre des électrodes. Les techniques de plaquage au noir de platine et de mesure d'impédance des électrodes sont identiques à celles présentées dans les travaux de Légaré (1998a). Il serait inutile ici d'en refaire une description et nous invitons le lecteur à se référer à cet ouvrage.

L'impédance de contact des électrodes après le plaquage se chiffre à environ $0.1\text{ M}\Omega$ à 10 Hz , ce qui est de loin inférieur à l'impédance d'entrée du préamplificateur qui est d'environ $3\text{ G}\Omega$ à 10 Hz . Nous pouvons donc supposer que l'impédance de contact des électrodes est négligeable et n'a pas d'influence sur les mesures de différence de potentiel. La figure 3.7 montre les résultats d'une mesure de conductivité électrique d'une solution de PBS après que les électrodes aient été plaquées. Nous pouvons constater que la phase du signal mesurée est pratiquement nulle et que l'amplitude du signal mesurée en fonction de la fréquence est constante, comportement qui est attendu puisque la solution est un électrolyte.

L'impédance de contact pour les électrodes non-plaquées est environ égale à $3\text{ M}\Omega$ à 10 Hz , valeur qui est encore une fois négligeable par rapport à celle des préamplificateurs. Par contre, lorsqu'une mesure de conductivité électrique est effectuée pour une solution saline comme le PBS, le comportement des signaux mesurés est inadéquat, tel qu'illustré à la figure 3.8. Nous pouvons voir que la phase du signal n'est pas nulle sur toute la gamme de fréquence mais qu'un déphasage important est mesuré pour les faibles fréquences, ce qui est inattendu. Ce phénomène n'est pas bien compris et plusieurs tests ont été faits afin d'en expliquer la cause, mais sans succès. Par exemple,

nous pensions que la source de courant isolée n'avait pas une impédance de sortie assez élevée par rapport aux électrodes d'injection pour fournir un courant d'amplitude constante en fonction de la fréquence. Mais des essais ont révélé que la source de courant isolée fonctionnait parfaitement pour des résistances de plusieurs mégohms.

Le problème est qu'un déplaquage progressif des électrodes se produit suivant le nombre de mesures effectuées, entraînant une erreur dans les mesures. Pour diminuer cette source d'erreur, nous avons instauré dans notre protocole expérimental une procédure qui sera expliquée à la section 3.5.1.1 et 3.5.1.4.

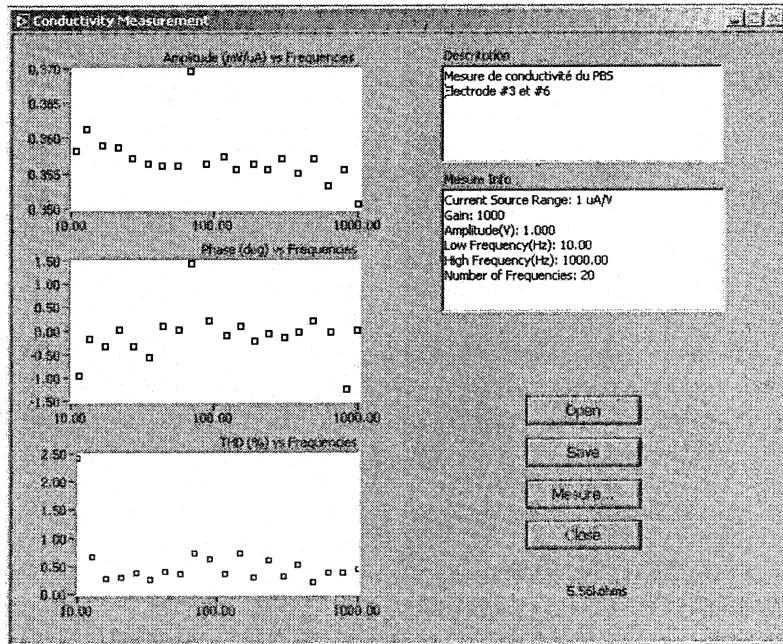


Figure 3.7: Mesure de la conductivité électrique du PBS après le plaquage des électrodes

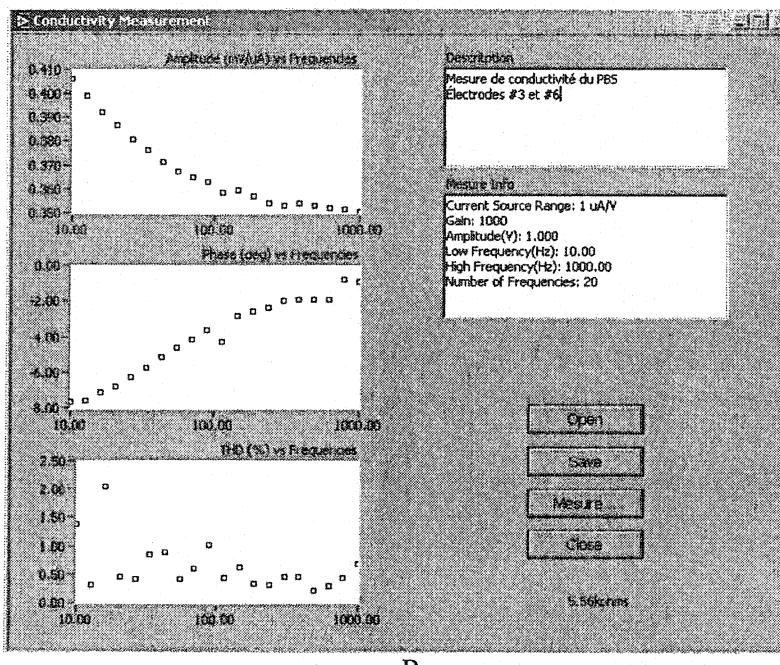


Figure 3.8: Mesure de la conductivité électrique du PBS avec des électrodes non-plaquées

3.4 Procédure générale d'extraction des échantillons

Les échantillons de cartilage sont prélevés sur des têtes humérales d'épaules de bœufs âgés entre 1 et 2 ans, pour les expériences en fonction de la profondeur, et d'environ 4 ans pour les expériences en fonction de l'épaisseur. Le cartilage bovin est utilisé principalement parce que (1) ses caractéristiques structurales sont semblables au cartilage humain, (2) la surface articulaire est grande, ce qui permet l'extraction de plusieurs échantillons pour une même épaule et (3) une épaule de bœuf est relativement facile à se procurer. Les bœufs sont tués la veille de l'isolation (6 à 16 heures) dans un abattoir et les épaules sont conservées à 4 °C jusqu'au moment de l'extraction (sauf lors du transport entre l'abattoir et l'École Polytechnique). La procédure d'extraction est suivie selon le protocole de laboratoire proposé par Dumont (1999). Nous mentionnons les points importants dans ce qui suit.

L'épaule de bœuf est fixée solidement dans un étau au niveau de l'os huméral. Elle est ensuite ouverte à l'aide d'un scalpel afin d'atteindre la surface articulaire. Une fois l'épaule ouverte et tout au long de l'extraction, la surface articulaire est irriguée avec une solution tampon de HBSS (*Hank's Balanced Salt Solution*) contenant un antibiotique, de la penicillin-Streptomycin pour prévenir au maximum la mort cellulaire et la déshydratation du cartilage et éviter une contamination bactériologique. Deux types de géométrie sont utilisés, soit des échantillons en forme de disques et en forme de rectangles. Pour obtenir des disques, une perceuse munie d'une mèche à biopsie de 4 mm de diamètre est employée afin de prélever les échantillons de cartilage dans la zone de support de charge (voir figure 3.9). Lors de cette opération, la mèche est positionnée le plus perpendiculaire possible par rapport à la surface articulaire afin d'obtenir des carottes droites contenant une couche de cartilage et d'os (voir figure 3.10). Les carottes sont ensuite coupées au niveau de l'os à l'aide d'une scie dentaire pour obtenir une surface droite (voir figure 3.11). Pour l'extraction des échantillons rectangulaires, une scie

médicale à plâtre est utilisée afin de pratiquer les coupes dans le cartilage articulaire et l'os.

Pour éviter une trop grande élévation en température du tissu, ce qui affecterait la viabilité des cellules, une irrigation de la mèche, de la scie à plâtre et de la scie dentaire avec du HBSS est faite tout au long de l'extraction. Les échantillons sont conservés selon deux méthodes. La première consiste à placer les échantillons dans des chambres humides individuelles à 4 °C qui seront utilisés à l'intérieur d'une période de 7 jours. Une chambre humide consiste en un tube cryogénique dans lequel est placé un papier kimwipe imbibé d'une solution de PBS (*Phosphate Buffer Saline*) contenant un antibiotique (Penicillin-Streptomycin). La surface osseuse de l'échantillon est déposée sur le papier kimwipe et le tube est ensuite fermé. L'autre méthode consiste à conserver les échantillons dans des tubes cryogéniques sans solution à – 80°C sur une période maximum de 45 jours. Nous présentons au tableau 3.3 la composition des solutions de PBS et de HBSS utilisées.

Tableau 3.3: Composition des solutions de PBS et de HBSS

HBSS (Hank's Balanced Salt Solution)			PBS (Phosphate Buffer Saline)		
Composants	Concentration (g/l)	Molarité (mM)	Composants	Concentration (g/l)	Molarité (mM)
CaCl ₂ •2H ₂ O	0,185	1,67	NaCl	8,00	138
MgSO ₄	0,09767	0,8114	KCl	0,20	2,7
KCl	0,40	5,4	KH ₂ PO ₄	0,20	1,5
KH ₂ PO ₄	0,06	0,4	Na ₂ HPO ₄	1,15	8,10
NaCl	8,00	138			
Na ₂ HPO ₄	0,04788	0,3373			
D-glucose	1,00	5,56			
Phenol-red•Na	0,011	0,029			
NaHCO ₃	0,35	4,2			

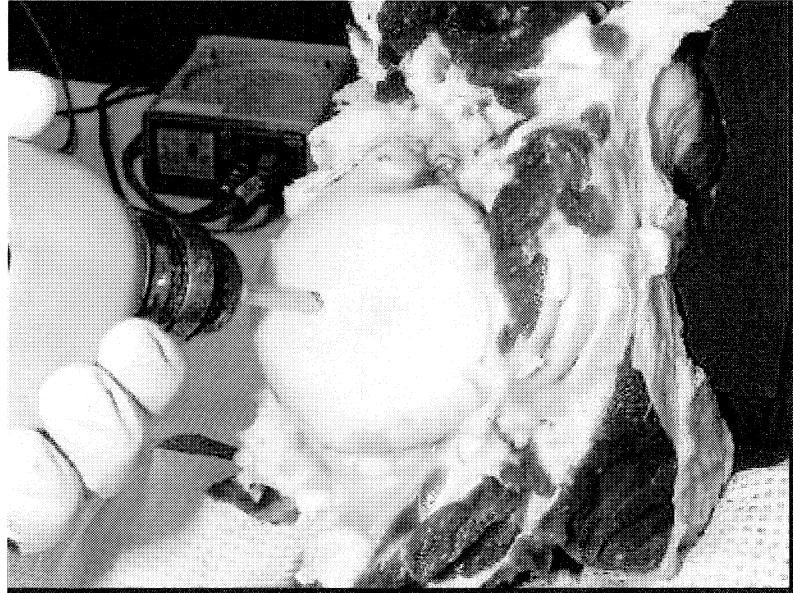


Figure 3.9: Extraction des carottes de cartilage à l'aide d'une mèche à biopsie de 4 mm de diamètre

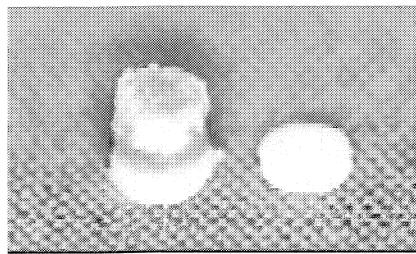


Figure 3.10: Carotte de cartilage extraite (à gauche) et échantillon de cartilage en forme de disque(à droite)

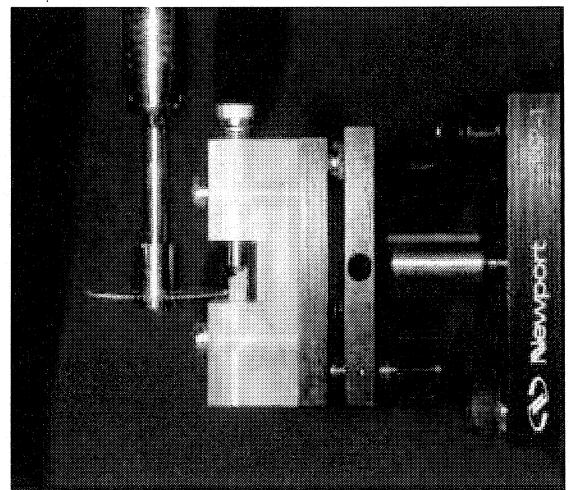


Figure 3.11: Coupe au niveau de l'os d'une carotte à l'aide de la scie dentaire

3.5 Conductivité électrique en fonction de la profondeur du cartilage

Nous avons vu à la section 1.1 que la concentration en protéoglycanes (portant des charges négatives fixes) augmente avec la profondeur du tissu. Selon l'équation (1.17) de l'équilibre de Donnan, une augmentation des charges fixes négatives $\bar{\rho}_m$ entraîne une augmentation de la concentration des contre-ions (\bar{c}_+) et une diminution des co-ions (\bar{c}_-). Quant à la mobilité des ions, elle dépend de sa concentration et de la porosité du cartilage et devrait diminuer avec une augmentation des charges fixes $\bar{\rho}_m$. Ces facteurs affectent la conductivité électrique du tissu. Ainsi, l'objectif de cette expérience est de vérifier si un gradient de conductivité existe selon la profondeur du cartilage articulaire. Pour ce faire, nous prélevons des tranches de cartilage d'épaisseurs connues à différentes profondeurs de l'échantillon et faisons des mesures de conductivité électrique avec la matrice linéaire de 8 électrodes. De façon générale, entre 2 et 4 tranches sont pratiquées selon l'épaisseur totale de l'échantillon. En sachant la conductivité électrique du cartilage selon la profondeur, nous allons incorporer ces données dans les deux modèles pour déterminer l'épaisseur du cartilage lors des mesures de conductivité électrique apparente.

Nous présentons dans un premier temps le protocole expérimental, suivi d'une analyse des résultats et d'une discussion.

3.5.1 Description sommaire du protocole expérimental

3.5.1.1 Vérification du comportement des électrodes

Avant d'effectuer les mesures de conductivités électriques sur des échantillons de cartilage articulaire, le comportement des électrodes est vérifié. Pour ce faire, une série de mesure de la conductivité électrique de la solution de PBS est effectuée en injectant un courant de $1 \mu\text{A}$ sur une gamme de fréquence de 10 à 1000 Hz. L'amplitude, la phase et le THD (Total Harmonic Distortion) sont ensuite analysés. Comme le PBS est une solution électrolytique, l'amplitude et la phase du signal mesuré doivent être constantes

en fonction de la fréquence. Aussi, la phase et le THD doivent donner des valeurs autour de zéro. Si la phase est plus faible que -6^0 et/ou que le THD est supérieur à 10 %, un plaquage des électrodes est alors nécessaire.

3.5.1.2 Préparation de l'échantillon

Les échantillons sont extraits d'une épaule de bœuf âgé entre 1 à 2 ans et sont coupés en forme de rectangles de 20 mm par 6 mm environ (voir figure 3.12) à l'aide d'une scie à plâtre médicale, puis conservés à -80^0C . Lorsqu'une expérience de conductivité est lancée, un échantillon est placé dans une solution de PBS pendant 30 minutes pour un retour à l'équilibre de diffusion. Par la suite, l'échantillon est entaillé sur la longueur à l'aide de deux lames de rasoir, installées entre une plaque de métal de 1,9 mm de large pour obtenir des bords de coupe francs (voir figure 3.13). Deux autres entailles sont pratiquées sur le sens de la largeur. Le cartilage est ensuite retiré de l'os en coupant à ras bord de l'os à l'aide d'une autre lame de rasoir.

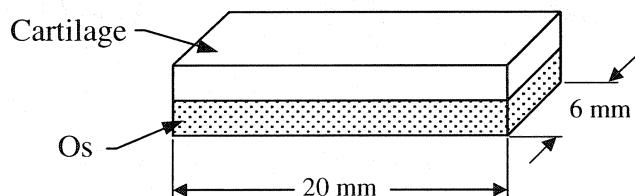


Figure 3.12: Échantillon rectangulaire de cartilage et d'os

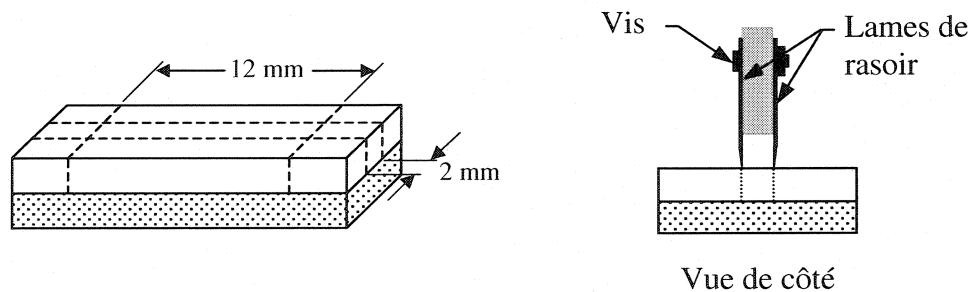


Figure 3.13: Prélèvement d'un échantillon rectangulaire de cartilage seulement

Ainsi, nous obtenons un échantillon rectangulaire de cartilage sans os faisant 12 mm de long par 2 mm de large. Idéalement, il aurait été préférable de prélever un échantillon avec une largeur plus grande afin de faciliter le positionnement sur la matrice linéaire d'électrodes. Malheureusement, l'appareil utilisé pour obtenir les tranches selon la profondeur limite la largeur des échantillons à 2 mm.

3.5.1.3 Mesure de conductivité électrique

L'échantillon est positionné au centre des électrodes et une légère compression (déplacement de l'actuateur de 5 μm par rapport à une épaisseur moyenne de l'échantillon de 1000 μm donne 0,5 % de compression). Pour une tranche de 300 μm , la compression est égale à 1,67 %) est appliquée à l'aide de la tige de compression afin d'assurer un bon contact de l'échantillon avec les électrodes (voir figure 3.14). Ensuite, la chambre test est remplie d'une solution de PBS et une mesure de conductivité est réalisée avec la paire d'électrodes d'injection de courant 3 et 6. La conductivité apparente du cartilage est calculée avec l'équation (2.6) où $\alpha = a$. Rappelons que le courant injecté est de 1 μA sur une gamme de fréquences de 10 à 1000 Hz.

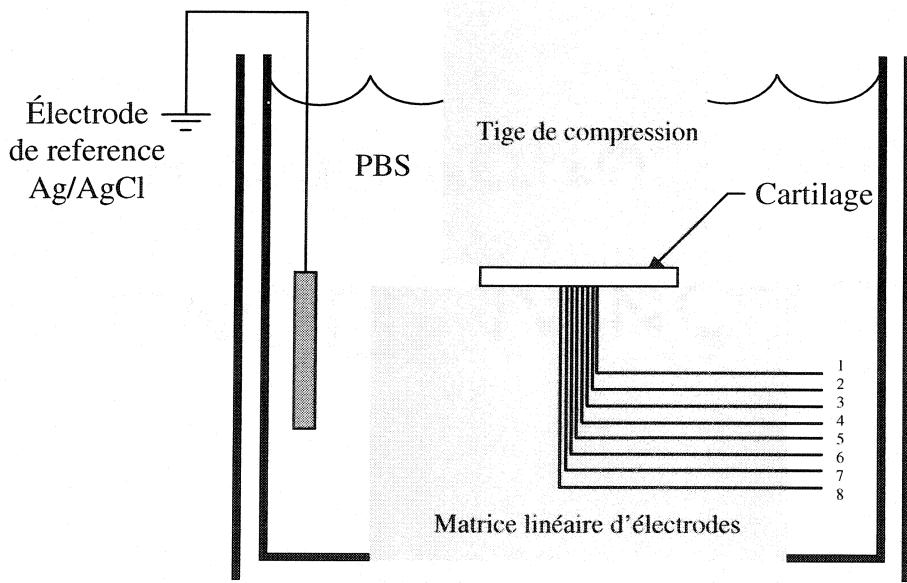


Figure 3.14: Mise en place de la tranche de cartilage sur le système de mesure

3.5.1.4 Détermination du facteur de correction expérimental et de l'épaisseur de la tranche

Après la mesure de conductivité, la matrice linéaire d'électrodes est descendue de 1000 μm par rapport à la tige de compression en utilisant le contrôleur de l'actuateur. Une fois l'échantillon retiré de la chambre test, la matrice est remontée de 1000 μm pour retourner à sa position initiale et une mesure de conductivité électrique est faite avec la configuration d'électrodes équidistantes pour la solution de PBS seulement. En utilisant l'équation (2.6) avec $\alpha = a$, $\sigma_{\text{app(PBS)}}$ peut être calculé. Pour déterminer la valeur de σ_{PBS} de la solution de PBS, une mesure de conductivité est réalisée sans la tige de compression et l'équation (2.2) est utilisée, où $\sigma = \sigma_{\text{PBS}}$. Avec σ_{PBS} et $\sigma_{\text{app(PBS)}}$, le facteur de correction expérimental ($1 + F_{3-6}$) est obtenu en faisant le rapport de σ_{PBS} sur $\sigma_{\text{app(PBS)}}$ (voir équation (2.19)). Cette façon de procéder permet d'éliminer l'erreur due au déplaquage des électrodes, mentionnée à la section 3.3. En effet, nous avons montré que le déplaquage des électrodes augmente avec le nombre de mesures de conductivité effectuées, ce qui modifie l'impédance de contact et entraîne une augmentation des valeurs de conductivité apparente pour une même solution. Aussi, le déplaquage est plus important lorsqu'un échantillon est placé sur les électrodes et qu'une compression est appliquée à cause du frottement qui est occasionné. Nous obtenons la valeur du facteur de correction expérimental à la position exacte de la tige de compression, au lieu de faire une extrapolation à partir des courbes expérimentales montrées à la figure 3.5.

Après avoir effectué une mise à zéro de la position de l'actuateur, la matrice est remontée jusqu'à ce qu'elle touche la tige de compression et une lecture du déplacement de l'actuateur indique la distance l qui se trouvait entre les électrodes de la matrice et la tige de compression lors de la mesure de conductivité. Cette valeur nous donne indirectement l'épaisseur minimale de l'échantillon, puisque ce dernier était légèrement comprimé.

Une mesure de l'épaisseur des tranches est également réalisée en utilisant un micromètre afin de valider les résultats obtenus avec l'actuateur.

3.5.1.5 Coupe de l'échantillon

Par la suite, une tranche est prélevée à l'aide d'un vibratome en fixant l'échantillon sur un dispositif de support de coupe conçu par Mathieu Charlebois (voir figure 3.15). L'épaisseur moyenne des tranches pratiquées est d'environ 300 µm. Le dispositif de support de coupe est fixé entre les serres du vibratome et un poids fixé dans le socle du dispositif permet de maintenir une pression constante sur l'échantillon lors de la coupe. Les étapes 3.5.1.3 et 3.5.1.4 sont répétées pour la tranche prélevée. Des tranches subséquentes sont prélevées jusqu'à ce que l'épaisseur de l'échantillon restant soit environ égale à 300 µm.

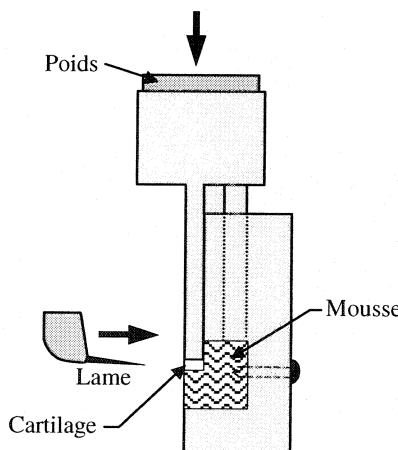


Figure 3.15: Dispositif de support de coupe des échantillons rectangulaires de cartilage

Un calcul théorique, présenté à l'annexe AIII, montre que les effets de bord d'un échantillon de 2 mm de largeur, d'une longueur infinie et d'une épaisseur $d = 300 \mu\text{m}$ donnent un écart de 1,20, 3,42 et 6,20 % pour les paires d'électrodes d'injection de courant #3 et #6, #2 et #7 et #1 et #8 respectivement par rapport à la conductivité apparente calculée avec l'équation (2.6) (Valdes, 1954, présente un cas similaire, mais

pour des électrodes équidistantes placées au-dessus d'un milieu homogène, isotrope et semi-infini à une distance l parallèle à une seule frontière de conductivité infinie). Pour une épaisseur $d = 1000 \mu\text{m}$, l'écart pour les trois configurations passe à 0,51, 2,31 et 5,12 %. Pour que les effets de bords soient les plus faibles, nous utilisons seulement la paire d'électrodes d'injection de courant #3 et #6 pour calculer la conductivité électrique du cartilage. Il est à noter que si l'échantillon n'est pas exactement placé au centre des électrodes, l'erreur sur la mesure sera plus grande pour les électrodes d'injection de courant #2 et #7 et #1 et #8.

3.5.2 Analyse des résultats

Nous avons observé que l'amplitude du signal ne varie pas de façon notable en fonction de la fréquence lorsque les électrodes sont correctement plaquées. Grodzinsky (1983), a également présenté dans son compte rendu, ce résultat. Nous utilisons alors la valeur moyenne des potentiels électriques mesurés sur toute la gamme de fréquences (10 à 1000 Hz) pour calculer la conductivité apparente σ_{app} du cartilage en utilisant l'équation (2.6), avec $\alpha = a$. Avec l'équation (2.19), nous pouvons déterminer la conductivité électrique du cartilage en faisant le produit de σ_{app} par le facteur de correction expérimental ($1 + F_{3.6}$), déterminé par la procédure expliquée à la section 3.5.1.4. Nous avons utilisé 11 échantillons rectangulaires pour un total de 30 tranches. Le graphique à la figure 3.16 montre la conductivité du cartilage en fonction de la profondeur. Comme les 11 échantillons n'ont pas la même épaisseur totale, l'abscisse est représentée en pourcentage. La première mesure de conductivité électrique est faite sur un échantillon intègre, c'est-à-dire avant que des tranches ne soient prélevées, et le pourcentage de la profondeur est fixé à 0 %. Quant à chacune des tranches pratiquée sur un échantillon, le pourcentage de la profondeur est calculé en faisant le rapport de la distance de la surface articulaire jusqu'au milieu de la tranche sur la profondeur totale, qui peut être exprimé de la façon suivante:

$$\text{profondeur d'une tranche } x = \left[1 - \frac{d - \left(t_1 + t_2 + \dots + \frac{t_x}{2} \right)}{d} \right] \times 100 \quad (3.1)$$

où t_x est l'épaisseur de la tranche x , t_1, t_2, \dots, t_{x-1} sont les épaisseurs des tranches au-dessus de x et d est l'épaisseur totale de l'échantillon.

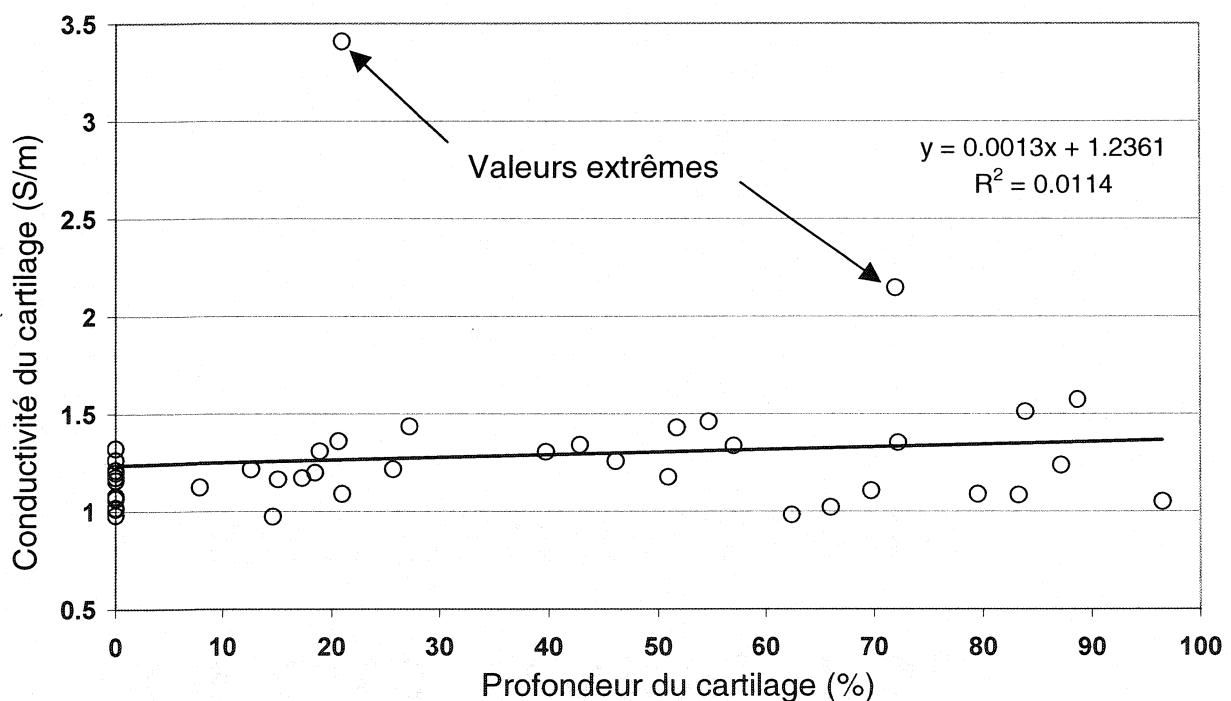


Figure 3.16: Conductivité électrique en fonction de la profondeur des tranches de cartilage des 11 échantillons rectangulaires

Une analyse statistique des données donne un coefficient de corrélation $r = 0.107$ et un $p = 0.507$ pour un test T-Student avec un seuil bilatéral. D'après ces résultats, nous

ne pouvons conclure la présence d'un gradient de conductivité électrique en fonction de la profondeur du cartilage. Pour un certain nombre d'échantillons, la conductivité électrique augmente légèrement avec la profondeur alors que l'effet inverse est observé pour d'autres échantillons ou encore qu'aucune tendance ne peut être constatée.

Nous présentons au tableau 3.4 la compilation des résultats obtenus. Dans la première colonne du tableau, le terme « intègre seulement » englobe la première mesure de conductivité électrique effectuée sur les échantillons avant que des coupes ne soient réalisées. Le terme « ensemble des échantillons » rassemble toutes les mesures effectuées sur les tranches et sur les échantillons intègres. Nous pouvons constater que la conductivité électrique pour les échantillons « intègres seulement » est environ 7 % plus faible que pour les « tranches seulement ». Cette légère différence peut être expliquée de deux façons. La première explication provient d'une modification de la structure du cartilage lors des coupes. En effet, la tranche tend à prendre de l'expansion lors d'une coupe à cause principalement de la rupture des fibres de collagène qui sont en pré-tension dans la matrice extracellulaire. Cela a pour effet d'augmenter légèrement le volume de la tranche de cartilage, ce qui augmente la mobilité des ions à l'intérieur du tissu et augmente ainsi la conductivité électrique.

La deuxième explication provient du calcul du facteur de correction des électrodes équidistantes en fonction de la distance de la tige de compression. L'erreur relative est plus importante pour les faibles distances l de la tige de compression par rapport aux électrodes de mesure, comme nous l'avons vu à la section 3.2 ($\Delta l/l = 50\mu\text{m}/l$). Ainsi, l'erreur sur le calcul de la conductivité électrique pour une tranche est plus grande que pour un échantillon intègre, car l'épaisseur de ce dernier, et par le fait même la distance entre la tige de compression et les électrodes, est plus grande.

Il est à noter que l'erreur sur le calcul de la conductivité électrique du cartilage attribuée aux effets de bords est légèrement plus élevée lorsque l'épaisseur d'un

échantillon est plus faible. En effet, nous voyons au tableau AIII.1 en annexe que le facteur théorique ($1 + F_{3-6}$) est toujours inférieur à ($1 + G_{3-6}$) qui représente le facteur de correction pour un échantillon rectangulaire. Étant donné que le facteur expérimental mesuré ($1 + F_{3-6}$)^{exp} ne tient pas compte des effets de bords, la conductivité électrique du cartilage pour des épaisseurs plus faibles est légèrement sous-estimée, puisque $\sigma_{\text{cart}} = \sigma_{\text{app}} \times \text{facteur}$. Par contre, cet effet qui va à l'encontre des deux explications mentionnées précédemment, est négligeable.

Tableau 3.4: Conductivité électrique pour les échantillons rectangulaires

11 échantillons, totale de 30 tranches		Conductivité (S/m)	
Échantillons	Moyenne ± écart-type		Médiane ± écart-type
Intègre seulement	$1,14 \pm 0,11$		$1,16 \pm 0,11$
Ensemble des échantillons	$1,29 \pm 0,41$		$1,21 \pm 0,41$
Tranches seulement sans les deux valeurs extrêmes	$1,23 \pm 0,16$		$1,22 \pm 0,16$
Ensemble des échantillons sans les deux valeurs extrêmes	$1,21 \pm 0,15$		$1,20 \pm 0,15$

Des mesures de conductivité électrique ont également été effectuées sur l'os. Nous avons utilisé trois échantillons rectangulaires de 10 mm de long par 6 mm de large dont la couche de cartilage articulaire a été enlevée sur toute la surface à l'aide d'une lame de rasoir. L'échantillon, dont l'épaisseur fait plus de 5 mm, est placé au centre de la matrice linéaire d'électrodes et une légère compression est appliquée avec la tige de compression pour assurer un bon contact. La chambre test est remplie de la solution de PBS lors des mesures et seule la configuration équidistante des électrodes est employée. Comme l'épaisseur des échantillons est très élevée par rapport à la distance interélectrode, nous utilisons l'équation (2.2) afin de déterminer la conductivité électrique de l'os. Les résultats sont présentés au tableau 3.5.

Tableau 3.5: Conductivité électrique des échantillons rectangulaires d'os d'un bœuf âgé entre 1 à 2 ans

No. de l'échantillon	Conductivité électrique (S/m)
1	0,312
2	0,338
3	0,269
Valeur moyenne	0,306 ± 0,034

La valeur moyenne de la conductivité électrique est environ 4 fois plus faible que celle du cartilage articulaire. Par contre, ces résultats peuvent être entachés d'erreurs dues à la difficulté d'obtenir une surface plane des échantillons d'os à cause de l'existence d'une courbe naturelle relativement prononcée de l'os subchondral d'une articulation (voir figure 3.17). Ce phénomène n'est pas rencontré avec le cartilage car celui-ci est flexible et peut facilement s'aplanir.

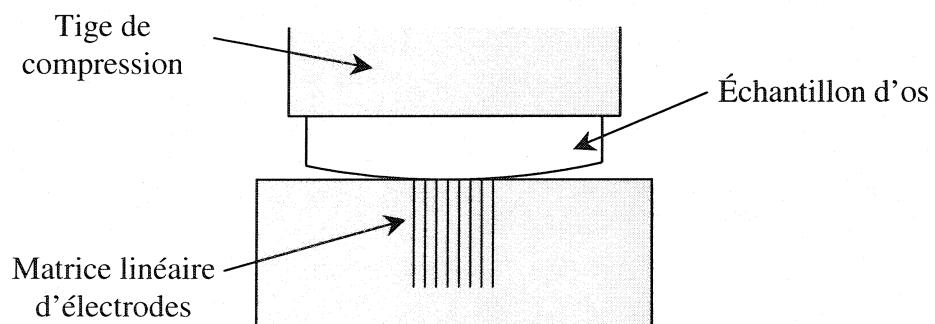


Figure 3.17: Problème de planéité de la surface des échantillons d'os

Nous présentons également dans cette section des mesures de conductivité électrique réalisées sur des échantillons d'os provenant d'une épaule de bœuf âgé

d'environ 4 ans. La procédure est identique à celle décrite pour les échantillons d'os rectangulaires. Cependant, les échantillons sont en forme de disques de 3,5 mm de diamètre et étant donné que l'épaisseur de ces derniers est beaucoup plus faible, l'équation (2.19) est utilisée pour calculer la conductivité électrique de l'os. Par contre, comme le diamètre est petit, la surface des échantillons peut être considérée plane. Les résultats sont montrés dans le tableau 3.6 ci-dessous.

Tableau 3.6: Conductivité électriques d'échantillons d'os en forme de disque provenant d'un bœuf âgé d'environ 4 ans

No. de l'échantillon	Conductivité électrique (S/m)	Épaisseur (μm)
1	0,221	720
2	0,130	950
3	0,185	1050
Valeur moyenne	$0,179 \pm 0,046$	

La valeur moyenne des conductivités électriques de l'os pour les échantillons provenant d'un bœuf âgé d'environ 4 ans est 1,7 fois plus faible que pour les échantillons provenant d'un bœuf âgé entre 1 et 2 ans. Nous n'attribuons pas cette différence à la géométrie des échantillons, car l'effet est négligeable pour la configuration d'électrodes équidistantes utilisée (avec $a = 300\mu\text{m}$), mais plutôt à l'âge des bœufs.

3.5.3 Discussion et conclusions

Dans les publications antérieures, les valeurs de la conductivité électrique du cartilage (humain, bovin et porcin) se situent entre 0,6 et 1.1 S/m lorsque équilibré dans une solution saline à 0,15 M (Chammas et al., 1994, Hasegawa et al., 1982, Justiz et al., 2000 et Maroudas A. 1968). Ces valeurs sont similaires aux résultats que nous avons

obtenus pour le cartilage articulaire bovin. Par contre, Grodzinsky (1983) présente dans son compte-rendu une valeur de 0,25 S/m pour un échantillon de cartilage bovin équilibré dans une solution de NaCl à 0,1 M.

Nous avons vu au chapitre 1 que la conductivité électrique du cartilage peut être approximée par l'équation (1.18) en utilisant $\chi = 0,8$, la fraction de la phase liquide du cartilage

$$\sigma_{cartilage} = 0,8F\mu_{Na^+} \left(\overline{c_{Na^+}} + 1,5\overline{c_{Cl^-}} \right)$$

Étant donné que la concentration des protéoglycanes augmente en fonction de la profondeur du cartilage, telle qu'il a été décrit à la section 1.1.5, deux phénomènes se produisent. Le premier phénomène concerne la concentration des ions mobiles qui, selon l'équilibre de Donnan, est corrélée avec la concentration des charges fixes négatives $\bar{\rho}_m$ du tissu. L'équation (1.17)

$$\bar{c}_{\pm} = \frac{\mp \bar{\rho}_m}{2zF} + \sqrt{\left(\frac{\bar{\rho}_m}{2zF} \right)^2 + c_0^2}$$

tiré du chapitre 1 montre que lorsque $\bar{\rho}_m$ augmente, la concentration des contre-ions (\bar{c}_+) augmente alors que celle des co-ions (\bar{c}_-) diminue. Par contre, l'effet global de la variation de $\bar{\rho}_m$ est faible sur le terme $(\overline{c_{Na^+}} + 1,5\overline{c_{Cl^-}})$. Par exemple, si nous examinons les données au tableau 3.7, pour une augmentation de $\bar{\rho}_m/F$ de 150 %, la valeur du terme $(\overline{c_{Na^+}} + 1,5\overline{c_{Cl^-}})$ augmente seulement de 15 %.

Tableau 3.7: Influence de la densité de charges négatives fixes sur les concentrations ioniques

$\bar{\rho}_m/F$ (M)	c_{Na^+} (M)	c_{Cl^-} (M)	$(c_{Na^+} + 1,5c_{Cl^-})$ (M)
- 0,1	0,208	0,108	0,370
- 0,25	0,320	0,0702	0,425

Quant à la mobilité du contre-ion Na^+ , elle dépend de la porosité effective du cartilage, c'est-à-dire de la quantité de fluide interstitiel à l'intérieur du tissu, et devrait diminuer avec une augmentation de la concentration des charges négatives fixes. Ainsi, ces deux phénomènes s'opposent et peuvent expliquer pourquoi aucun gradient de conductivité n'est mesuré.

Cependant, Maroudas (1968) dans ses expériences de conductivité électrique sur des échantillons de cartilage humains a observé une légère diminution de la conductivité électrique en fonction de la profondeur, contrairement à nos résultats. Celle-ci a noté également une augmentation de la concentration de charges négatives fixes avec la profondeur. Elle a conclu qu'une diminution de la conductivité électrique avec une augmentation de la concentration de charges fixes est directement reliée à une réduction de la mobilité du contre-ion Na^+ , puisqu'une variation de $\bar{\rho}_m$ affecte peu la conductivité. Ce gradient de conductivité mesuré peut être expliqué par une anisotropie du cartilage humain plus importante que pour des échantillons bovins. En plus, l'épaisseur du cartilage humain varie entre 2 et 4 mm, comparativement à 0,6 à 1,4 mm pour le bœuf, offrant plus de liberté au réseau de fibres de collagène à prendre une orientation spécifique selon la profondeur.

La plus grande source d'erreur dans notre expérience est qu'une coupe effectuée sur l'échantillon entraîne une modification dans la structure du cartilage. Premièrement, le cartilage se met à gonfler lorsqu'il est extrait de l'os subchondral, indiquant que le cartilage est en tension par rapport à l'os. Cet effet a également été observé par Broom

(1982). De plus, lors d'une coupe au vibratome, il y a de nouveau des relaxations de contraintes dues à la rupture des fibres de collagènes. Ainsi, le volume du tissu augmente ce qui entraîne une augmentation de la mobilité des ions positifs, entraînant à son tour une augmentation de la conductivité électrique mesurée sur des tranches de cartilage. Ainsi, d'autres types d'expériences ne nécessitant pas l'utilisation de coupes sont nécessaires afin d'affirmer avec certitude qu'aucun gradient de conductivité n'existe à l'intérieur d'échantillons de cartilage articulaire bovin.

La faible conductivité de l'os par rapport au cartilage articulaire peut être expliquée par un faible contenu en eau et en électrolytes (8 % seulement du volume total) et par une matrice extracellulaire fortement minéralisée (76 %) qui est non-conductrice. Le contenu en eau est environ 10 fois plus petit pour l'os que pour le cartilage. Ainsi, une conductivité électrique de l'os 10 fois plus petite peut être attendue ($\chi_{\text{os}} \approx 0,1$ et $\chi_{\text{cartilage}} = 0,8$, où χ représente la fraction de la phase liquide du tissu). Les résultats pour les échantillons rectangulaires d'os montrent plutôt une conductivité électrique 3,8 fois plus faible, alors que pour les échantillons en forme de disque, nous obtenons une conductivité 5,3 fois plus faible (nous verrons à la section 3.6 que la moyenne de la conductivité électrique du cartilage pour les échantillons en forme de disque est de 0,940 S/m).

3.6 Conductivité électrique en fonction de l'épaisseur du cartilage

À notre connaissance, aucune étude n'a été réalisée pour mesurer l'épaisseur du cartilage articulaire par des mesures de conductivité électrique. Cette approche est toutefois largement utilisée en géophysique pour le sondage des sols. La mesure de l'épaisseur est basée sur deux principes. Premièrement, une différence de conductivité électrique entre les couches du milieu doit exister. Le deuxième principe repose sur la variation de la distance entre les électrodes d'injection de courant, modifiant la profondeur de pénétration du courant.

Nous débutons cette section par une description du protocole, suivi d'une analyse des résultats, d'une discussion et d'une conclusion.

3.6.1 Description sommaire du protocole

3.6.1.1 *Vérification du comportement des électrodes*

Une vérification du comportement des électrodes est faite selon l'étape 3.5.1.1.

3.6.1.2 *Préparation de l'échantillon*

Un échantillon en forme de disque est d'abord poinçonné à l'aide d'un poinçon de 3,5 mm de diamètre pour obtenir des bords francs. Il est ensuite placé dans une solution de PBS pour une période de 30 minutes afin que celui-ci soit en équilibre de diffusion. L'échantillon est par la suite collé (surface osseuse) au centre de la plaque transparente du support avec de la colle, tel que schématisé à la figure 3.18. L'échantillon restera collé au support jusqu'à la fin de l'expérience.

3.6.1.3 *Mesure de l'épaisseur*

Le support avec l'échantillon est placé sur la plaque du micromètre et l'excès de PBS est enlevé de la surface du cartilage. Trois mesures d'épaisseur de l'échantillon (cartilage + os), une au centre de l'échantillon et deux à la périphérie, sont réalisées. Les

mesures doivent être faites à l'intérieur d'une période de 2 minutes pour éviter que le cartilage ne se déhydrate. En effet, une perte en eau fait diminuer l'épaisseur du cartilage. Après les mesures, l'échantillon et le support sont mis dans le PBS pendant 2 minutes. Notons que la référence pour effectuer la mesure de l'épaisseur de l'échantillon est le dessus de la plaque du support. La mise à zéro du micromètre se fait à cette distance, avant de coller l'échantillon au support.

3.6.1.4 Mesure de conductivité électrique

L'échantillon fixé au support est placé au centre de la matrice d'électrode (voir figure 3.19). La solution de PBS est ensuite ajoutée à l'intérieur de la chambre test et le poids de l'écrou permet à l'échantillon de rester en place et d'assurer un bon contact avec les électrodes. Une série de trois mesures de conductivité est faite en utilisant les trois configurations d'électrodes. Le courant injecté est de $1 \mu\text{A}$ sur une gamme de fréquence de 10 à 1000 Hz. La dernière étape consiste à faire une mesure de conductivité de la solution de PBS seulement, afin de vérifier si le comportement des électrodes est adéquat ($\text{phase} < -6^0$, $\text{THD} < 10 \%$). Aucune procédure permettant de mesurer le facteur de correction expérimental des électrodes n'est fait, contrairement pour les échantillons rectangulaires, à cause du design de l'expérience.

3.6.1.5 Coupe de l'échantillon

Le support est placé entre les serres du vibratome, puis collé à ces derniers pour éviter tous mouvements, tel que montré à la figure 3.20. Une coupe est réalisée en faisant avancer la lame du vibratome. La tranche enlevée fait en moyenne $200 \mu\text{m}$ d'épaisseur. Après la coupe, l'échantillon est immergé dans une solution de PBS pendant une minute puis une mesure de l'épaisseur est faite. La procédure se répète, de l'étape 3.6.1.3 à l'étape 3.6.1.5 jusqu'à ce que l'épaisseur du cartilage restant soit près du « tidemark », sans toutefois le dépasser.

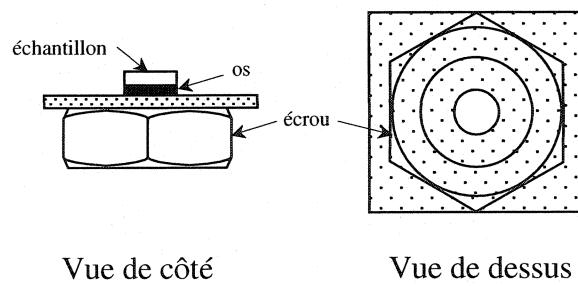


Figure 3.18: Vue du support

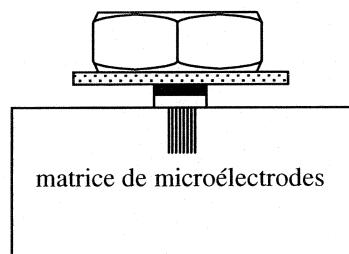


Figure 3.19: Mise en place de l'échantillon collé au support sur la matrice linéaire d'électrodes

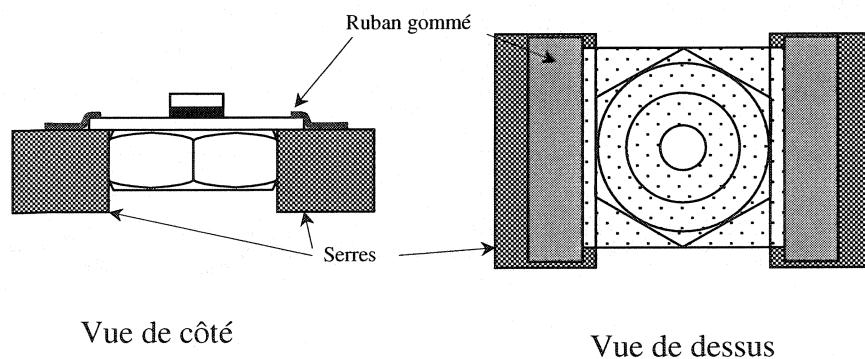


Figure 3.20: Mise en place du support entre les serres du vibratome

3.6.1.6 Fixation des échantillons

Afin de mesurer expérimentalement l'épaisseur du cartilage articulaire des échantillons, l'utilisation du micromètre est insuffisant. En effet, une mesure de l'épaisseur de l'échantillon comporte la couche de cartilage et d'os. En mesurant l'épaisseur de l'échantillon après chacune des coupes, il est possible de déduire l'épaisseur d'une tranche retirée, mais non l'épaisseur du cartilage. Pour obtenir cette valeur, nous avons recouru à des coupes histologiques. Rappelons que chaque échantillon extrait de l'épaule de bœuf est pairé avec un échantillon de contrôle pour former un doublet. Une fois les mesures de conductivité électrique d'un échantillon terminées, ce dernier est fixé dans une solution de fixation McKee (paraformaldéhyde, glutaraldéhyde et sodium cacodilate à pH = 7,4) pendant 12 heures, de même que l'échantillon pairé. Par après, les échantillons sont immergés dans une solution tampon (sodium cacodilate) pour une période de 24 heures. Finalement, ceux-ci sont conservés à 4⁰C jusqu'à ce que les coupes histologiques soient réalisées. De cette façon, nous pouvons retrouver les épaisseurs de l'os et de la couche de cartilage des échantillons à la fin des mesures de conductivité, de même que des échantillons pairés.

3.6.2 Analyse des résultats

La conductivité apparente mesurée sur les échantillons en forme de disques diminue lorsque l'épaisseur du cartilage diminue, tel que prédit par le modèle théorique. La figure 3.21 montre un résultat typique pour l'échantillon #4. Nous n'avons pas jugé nécessaire de présenter les graphiques de tous les échantillons, puisque l'allure est semblable. Pour calculer la conductivité apparente, nous utilisons l'équation théorique (2.6) avec $\alpha = a$, $3a$ et $6a$ pour les électrodes d'injection de courant #3 et #6, #2 et #7 et #1 et #8 respectivement.

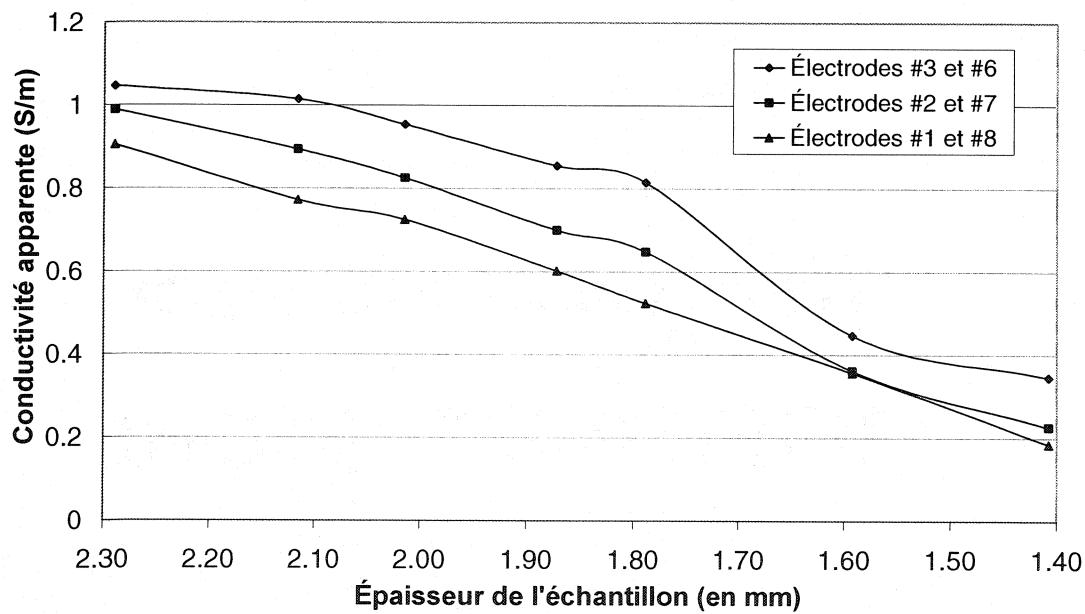


Figure 3.21: Variation de la conductivité électrique apparente en fonction de l'épaisseur de l'échantillon #4 (cartilage + os) pour les trois configurations d'électrodes

Le tableau 3.8 montre la variation de la mesure de conductivité de la solution de PBS pour la configuration d'électrodes équidistantes en fonction du nombre de mesures effectuées. Nous pouvons noter que celle-ci augmente avec l'augmentation du nombre de

mesures. Après 7 mesures, il y a un écart de 4,4 % entre la première et la dernière mesures. Ce résultat est inférieur à celui obtenu pour la solution de NaCl de 0,5 M, indiqué au tableau 3.2, mais l'erreur de 5,7 % mesurée s'applique après une trentaine de mesures. Cela démontre que le déplaquage est plus grand lorsque des mesures de conductivité sont effectuées avec des échantillons à cause du frottement occasionné par la mise en place de ce dernier. Encore une fois, cet effet ne peut être attribué à une évaporation de la solution de PBS puisque cette dernière a été renouvelée après chaque mesure. Cette erreur introduite dans les mesures affectera légèrement la précision de l'évaluation de l'épaisseur d du cartilage avec les deux modèles.

Tableau 3.8: Variation de la conductivité du PBS en fonction du nombre de mesures effectuées, pour la paire d'électrodes d'injection de courant #3 et #6

Nombre de mesures	Conductivité du PBS
1	1,461
2	1,457
3	1,477
4	1,494
5	1,509
6	1,544
7	1,525

La conductivité électrique apparente pour les échantillons intègres, c'est-à-dire avant que des coupes ne soient pratiquées, est résumée au tableau 3.9. La moyenne de la conductivité électrique est de $0,94 \pm 0,11$ S/m. Elle est légèrement inférieure à la conductivité électrique moyenne de $1,14 \pm 0,11$ S/m obtenue pour les échantillons rectangulaires intègres utilisés pour l'étude en fonction de la profondeur. Cette différence de 17 % peut être expliquée de deux façons.

Premièrement, le principal facteur est que les échantillons de cette expérience proviennent d'un bœuf âgé de 4 ans environ, comparativement à 1 ou 2 ans pour l'étude en fonction de la profondeur du cartilage. La taille des pores est plus petite pour un cartilage plus âgé, réduisant le contenu en eau et entraînant une réduction de la mobilité des ions et la conductivité électrique.

Deuxièmement, les mesures de conductivité faites sur les échantillons rectangulaires utilisés pour l'étude en fonction de la profondeur du cartilage n'avaient pas d'os. Quoique l'épaisseur des échantillons de cartilage en forme de disques soit de l'ordre de 1 mm, il y a une certaine fraction du courant qui pénètre la couche d'os faisant ainsi diminuer légèrement la conductivité électrique apparente mesurée. Il est possible de corriger les valeurs de conductivité apparente afin d'obtenir la conductivité du cartilage seulement. En posant $\sigma_{os} = 0,179 \text{ S/m}$, $\sigma_{cartilage} = 1,14 \text{ S/m}$ et $d = 1 \text{ mm}$, le facteur de correction $(1 + F_{3-6})$ retrouvé dans l'équation (2.19) est égal à 1,015. Ainsi, nous avons

$$\sigma_1 = \sigma_{app} \times (1 + F_{3-6}) = 0,94 \times 1,015 = 0,95 \text{ S/m}$$

Nous pouvons voir par contre que cet effet est négligeable. Notons que la forme des échantillons, circulaire ou rectangulaire, n'affecte pas les mesures de conductivité électrique de façon significative compte tenu des dimensions utilisées, en autant que les échantillons soient bien centrés par rapport à la matrice d'électrodes (voir annexe AIII).

Tableau 3.9: Conductivité apparente mesurée sur des échantillons intègres en forme de disque avec la configuration d'électrodes équidistantes

No d'échantillon	Conductivité apparente (S/m)
1	0,826
2	0,935
3	0,839
4	1,047
5	0,991
6	0,904
7	0,781
8	1,076
9	1,059

3.6.2.1 Coupes histologiques

L'épaisseur du cartilage articulaire après chacune des coupes retranchées peut être déduite grâce à la mesure faite au micromètre (épaisseur = cartilage + os) et la mesure au microscope optique effectuée sur une coupe histologique du même échantillon à la fin de l'expérience.

Les coupes histologiques ont été effectuées par Caroline Tanguay dans le laboratoire du Dr. Marc McKee de l'université McGill. Une photographie prise au microscope optique est illustrée à la figure 3.22. Le cartilage articulaire non-minéralisé et le cartilage calcifié sont clairement délimités par le tidemark alors que l'os subchondral est facilement identifiable. Les lignes verticales noires sont des plis dans la tranche causés par la coupe séquentielle de l'échantillon et n'ont pas d'influence sur les dimensions de la tranche. Les photographies pour chacun des duplicata sont montrées à la figure 3.23. D'après ces photographies, des précautions doivent être prises concernant l'échantillon #2 et #9, car la dernière coupe pour ces échantillons est beaucoup trop près

de l'os. Ainsi, la dernière série de mesure de conductivité électrique doit être rejetée. De plus, la dernière coupe de l'échantillon #6 n'est pas parallèle, ce qui introduira une erreur supplémentaire dans la détermination de l'épaisseur par les modèles. Quant à l'échantillon #8, la courbure s'est produite lors de la coupe histologique.

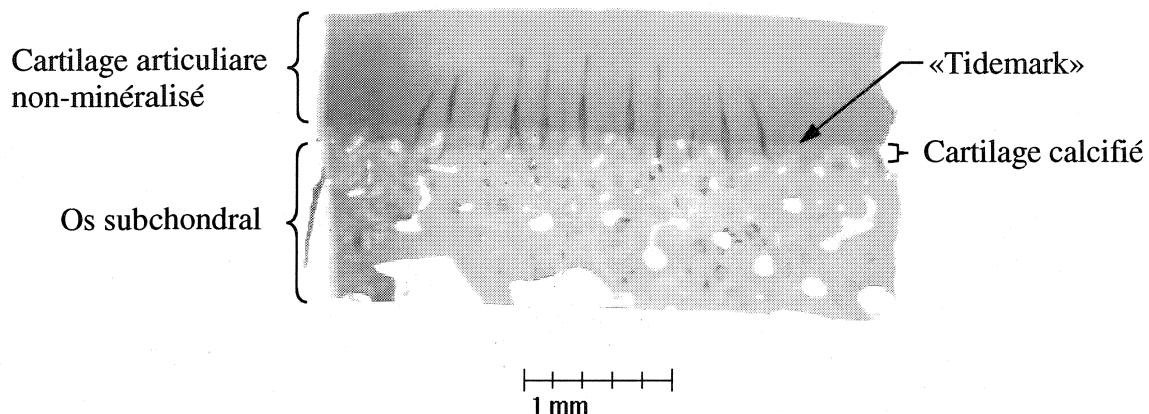


Figure 3.22: Illustration des régions d'une coupe histologique d'un échantillon en forme de disque (échantillon paire #2)

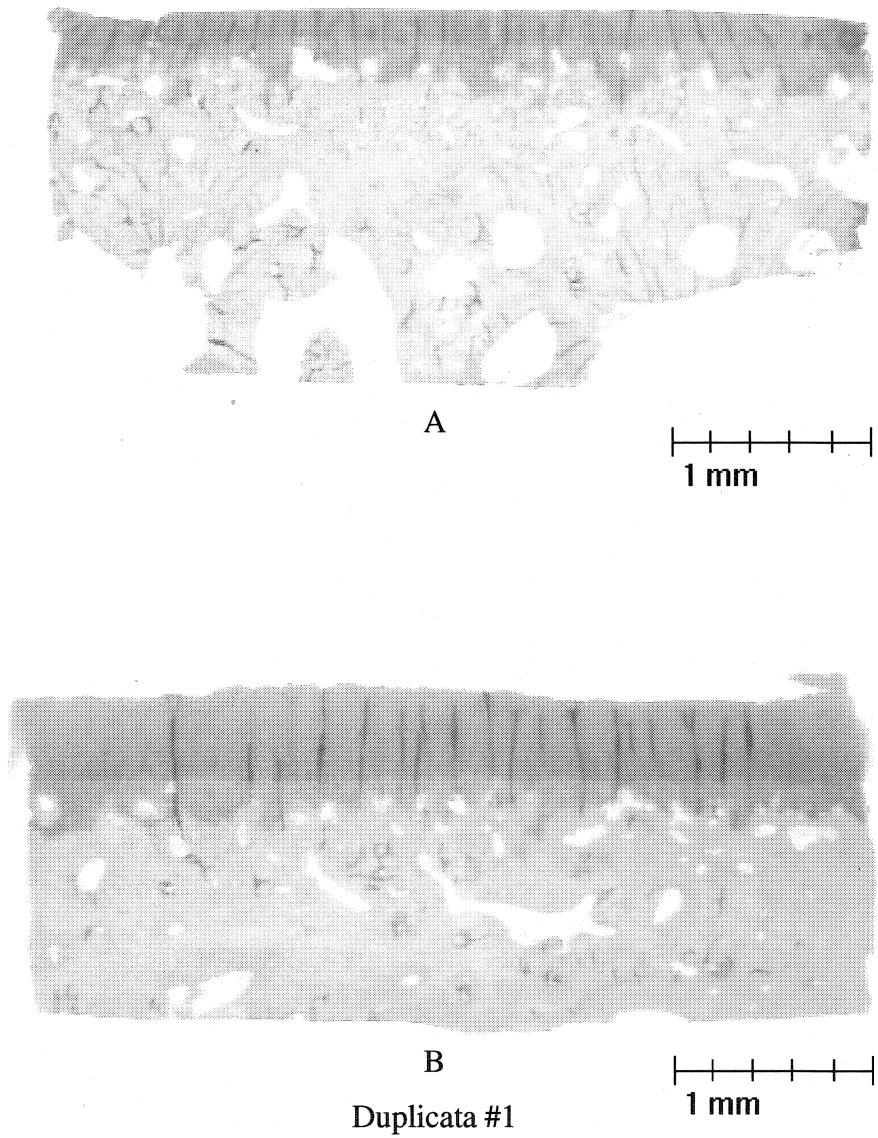


Figure 3.23: Coupes histologiques des 9 duplicata. A : échantillon après la dernière coupe; B : échantillon pairé (suite page suivante)

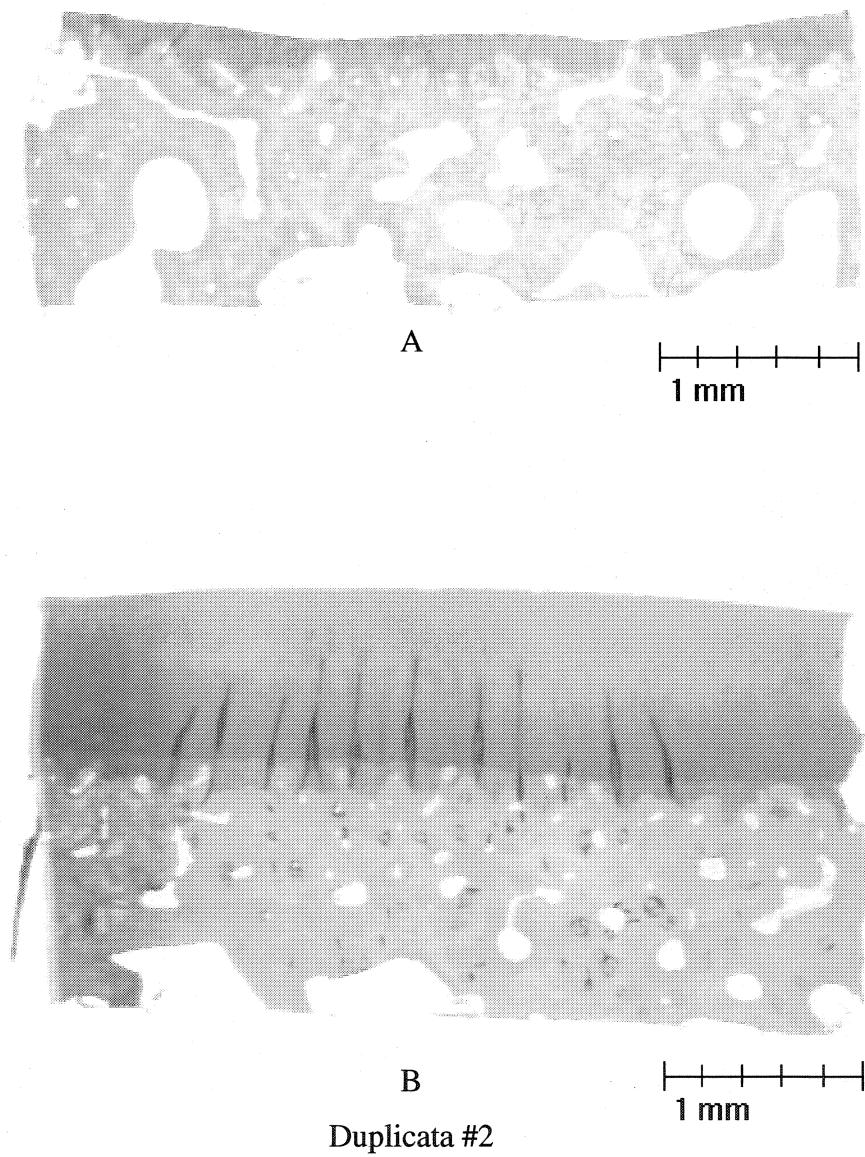


Figure 3.23: Coupes histologiques des 9 duplicata. A : échantillon après la dernière coupe; B : échantillon pairé (suite page suivante)

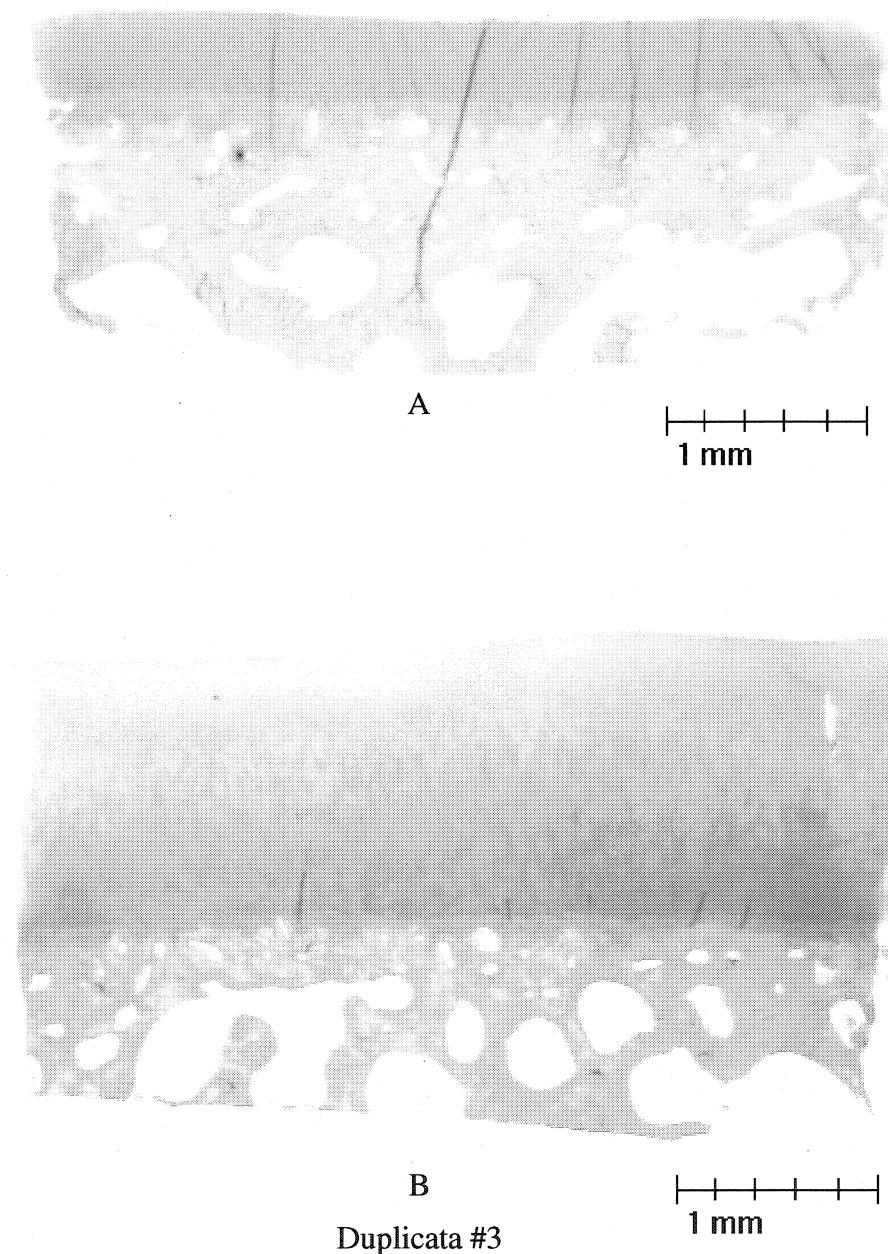


Figure 3.23: Coupes histologiques des 9 duplicata. A : échantillon après la dernière coupe; B : échantillon pairé (suite page suivante)

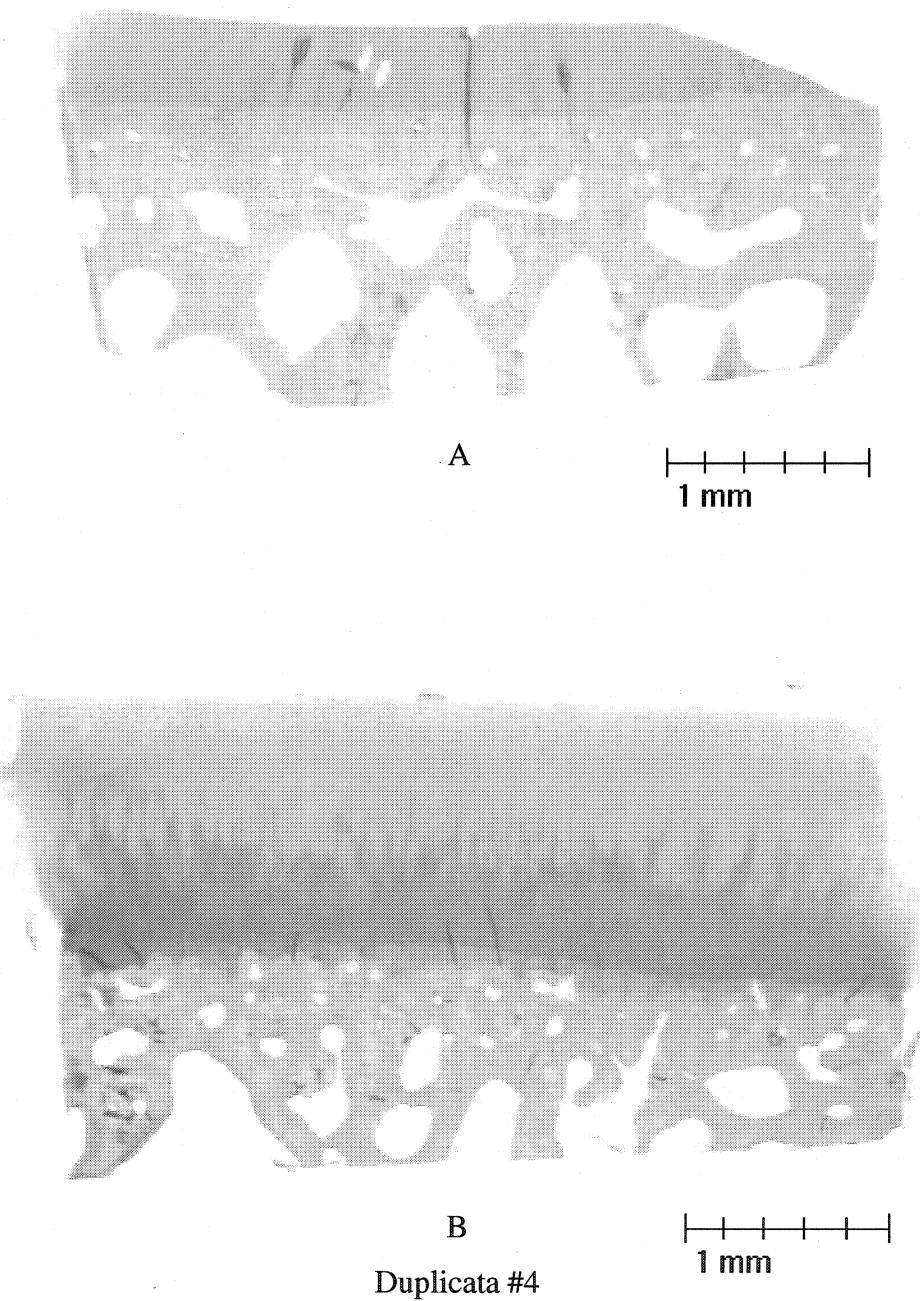


Figure 3.23: Coupes histologiques des 9 duplicata. A : échantillon après la dernière coupe; B : échantillon pairé (suite page suivante)

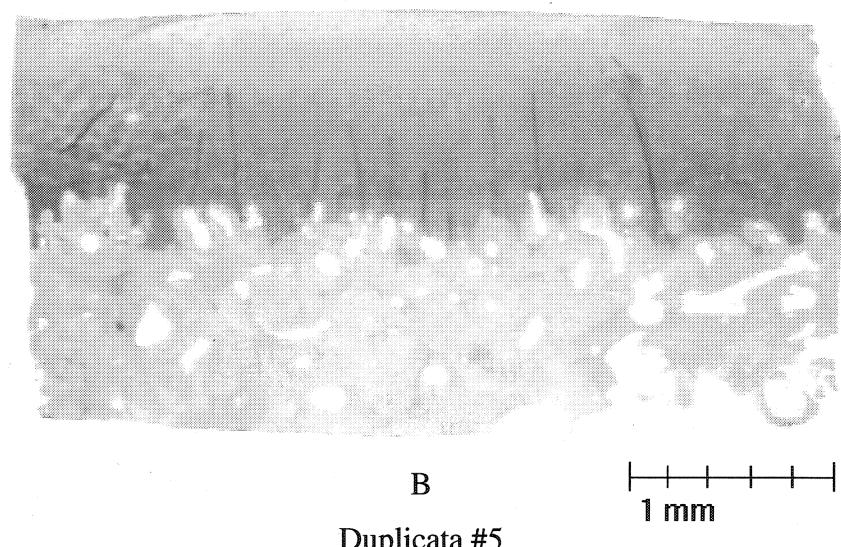
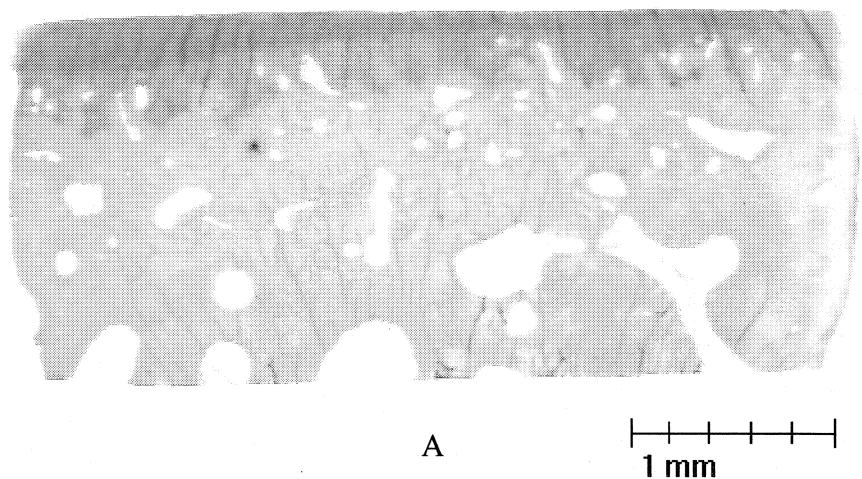


Figure 3.23: Coupes histologiques des 9 duplicata. A : échantillon après la dernière coupe; B : échantillon pairé (suite page suivante)

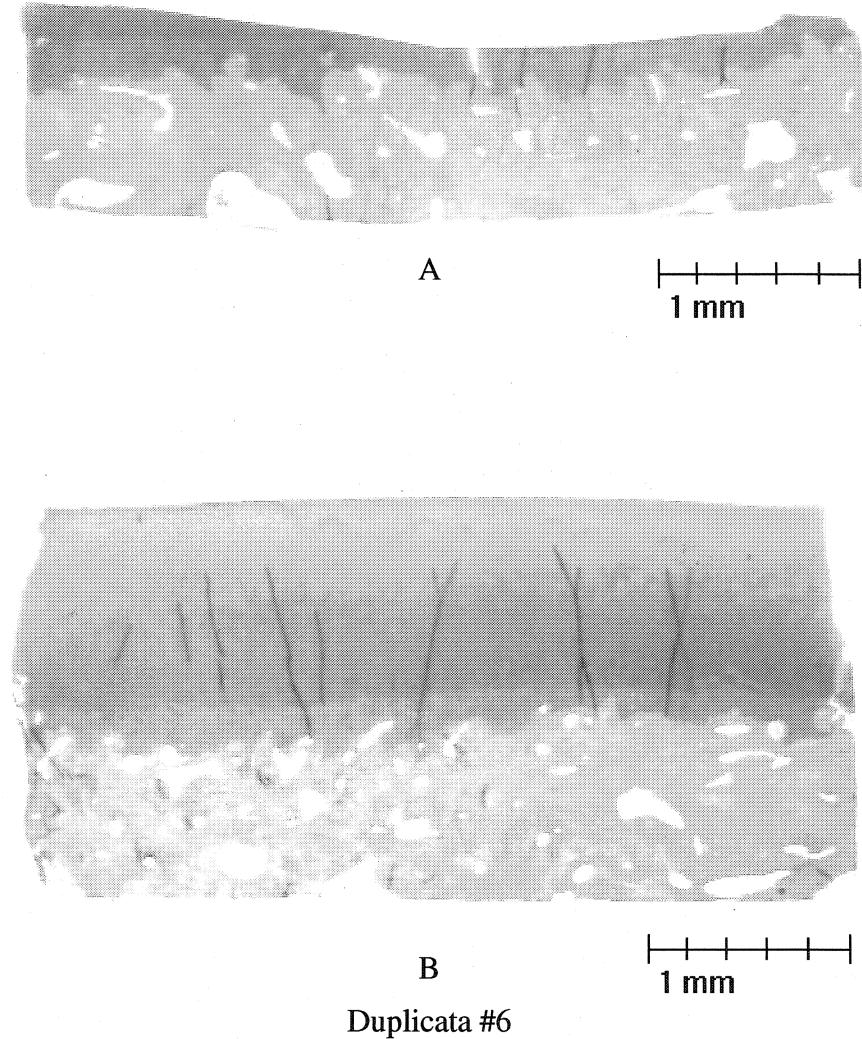
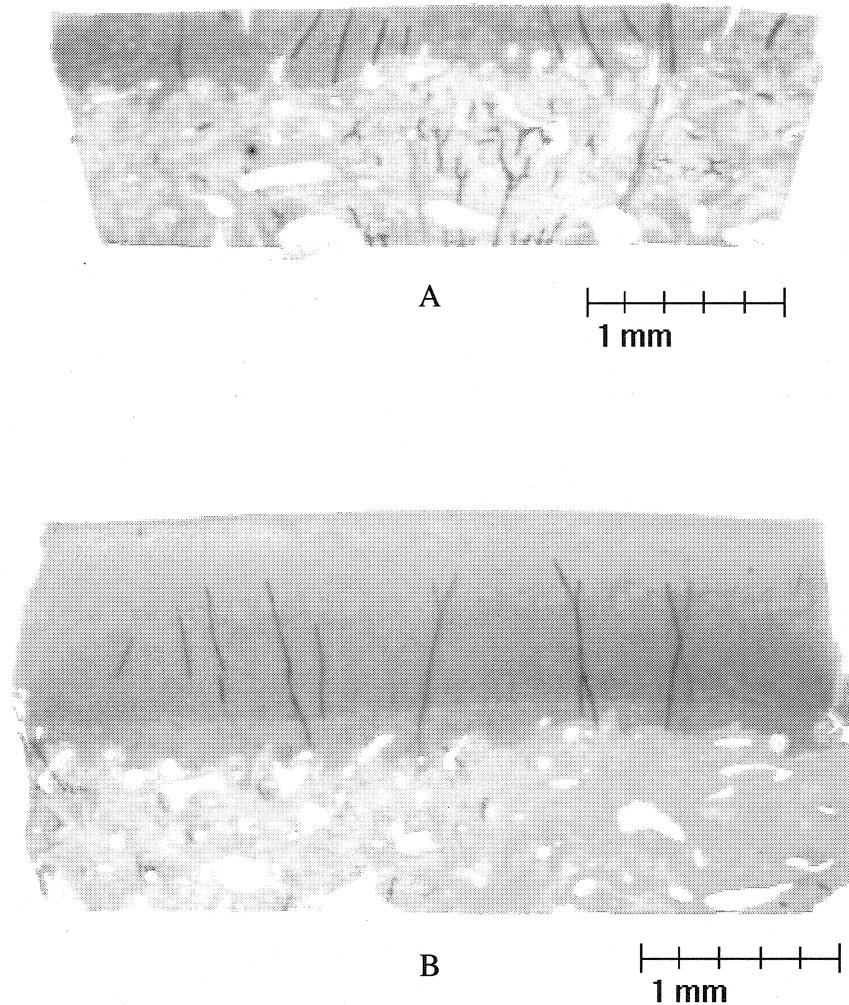


Figure 3.23: Coupes histologiques des 9 duplicata. A : échantillon après la dernière coupe; B : échantillon pairé (suite page suivante)



Duplicata #7 (l'échantillon pairé B est le même que pour le duplicata #6)

Figure 3.23: Coupes histologiques des 9 duplicata. A : échantillon après la dernière coupe; B : échantillon pairé (suite page suivante)

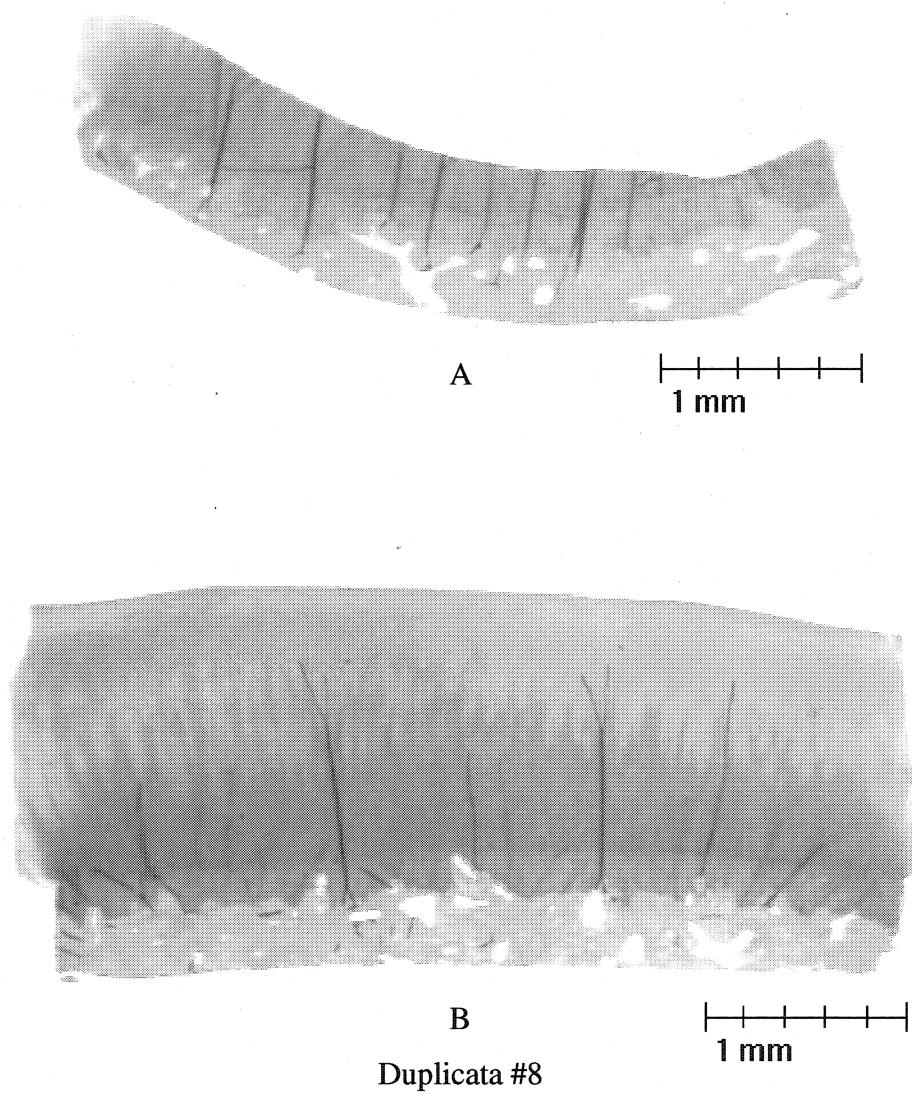


Figure 3.23: Coupes histologiques des 9 duplicata. A : échantillon après la dernière coupe; B : échantillon pairé (suite page suivante)

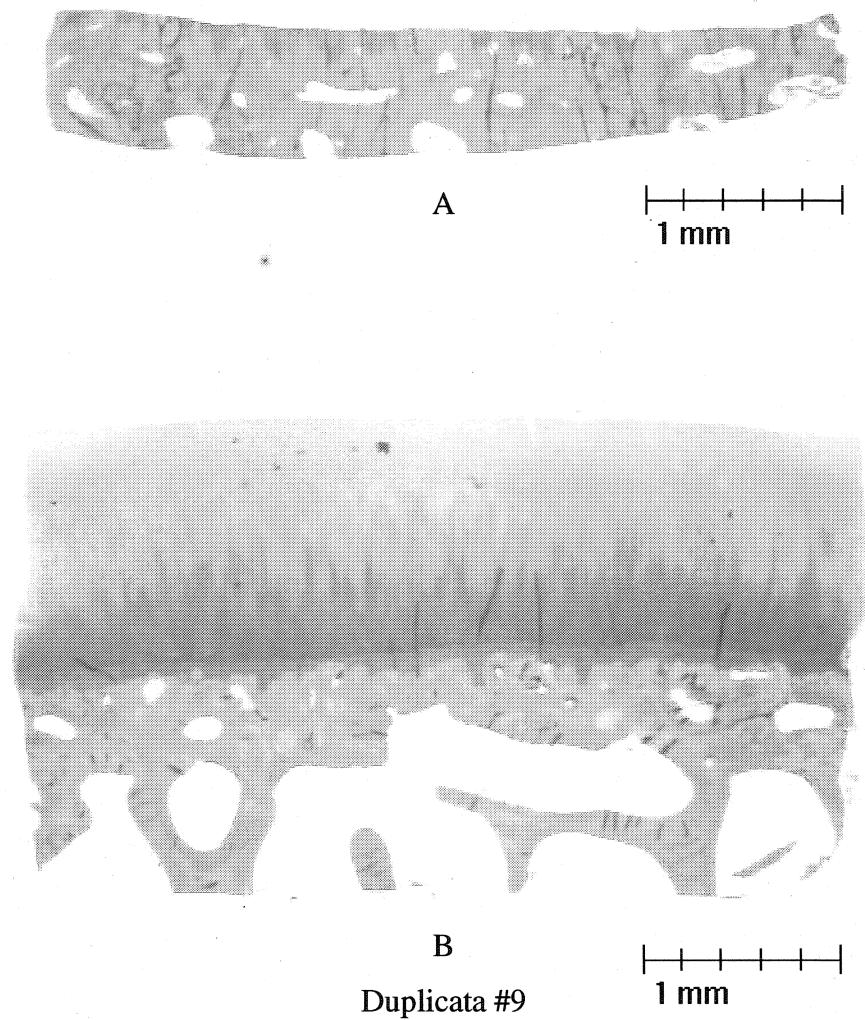


Figure 3.23 Coupes histologiques des 9 duplicata. A : échantillon après la dernière coupe; B : échantillon pairé

Le tableau 3.10 montre les mesures des épaisseurs des échantillons A des duplicata réalisées avec le micromètre et sur les coupes histologiques. Ce tableau montre les épaisseurs totales (cartilage + os) mesurées avant et après les coupes réalisées au vibratome. L'épaisseur de la couche d'os est mesurée sur les coupes histologiques et la soustraction de cette valeur avec la mesure de l'épaisseur totale (cartilage + os) avant que des coupes ne soient pratiquées sur l'échantillon (mesure au micromètre) donne l'épaisseur totale d du cartilage. Au tableau 3.11, les mesures des épaisseurs pour les échantillons B des duplicata (échantillon paire) sont présentées. Trois types de mesures sont réalisées sur les coupes histologiques: l'épaisseur totale (cartilage + os), l'épaisseur du cartilage et l'épaisseur de l'os.

Tableau 3.10: Mesures des épaisseurs (cartilage + os) des échantillons A des duplicata

Échantillon A des duplicata	Épaisseur totale (cartilage + os) (μm)		Épaisseur de l'os (μm)	Épaisseur du cartilage (μm)
	Avant coupes	Après coupes au vibratome		
	Au micromètre ($n = 3$)	Coupes histologique ($n = 5$)		
# 1	2437 ± 40	1825 ± 34	1791 ± 14	1629 ± 33
# 2	2032 ± 55	1316 ± 17	1308 ± 24	1238 ± 65
# 3	2253 ± 31	1645 ± 25	1676 ± 14	1288 ± 23
# 4	2330 ± 128	1397 ± 19	1762 ± 67	1360 ± 68
# 5	2203 ± 66	1579 ± 20	1748 ± 30	1601 ± 73
#6	1810 ± 33	948 ± 26	911 ± 46	851 ± 13
#7	1921 ± 25	1219 ± 41	1166 ± 27	787 ± 60
# 8	1738 ± 40	831 ± 24	734 ± 40	481 ± 131
# 9	1792 ± 50	843 ± 14	570 ± 98	570 ± 98
				1222 ± 148

Tableau 3.11: Mesures des épaisseurs (moyenne ($n = 5$) \pm écart-type) faites sur les coupes histologiques des échantillons B des duplicata

Échantillon B des duplicata	Épaisseur totale (cartilage + os) (μm)	Épaisseur de l'os (μm)	Épaisseur du cartilage (μm)
# 1	1560 ± 54	1153 ± 26	410 ± 26
# 2	2003 ± 44	1207 ± 19	819 ± 58
# 3	2229 ± 163	951 ± 105	1316 ± 38
# 4	2165 ± 135	954 ± 165	1235 ± 66
# 5	1962 ± 58	1136 ± 35	871 ± 45
# 6 et 7	1892 ± 31	955 ± 66	958 ± 42
# 8	1775 ± 45	526 ± 25	1250 ± 65
# 9	2248 ± 17	1167 ± 48	1108 ± 32

Afin de mieux visualiser les résultats, nous présentons d'abord à la figure 3.24 les mesures de l'épaisseur totale (cartilage restant + os) des échantillons A des duplicata après les coupes effectuées au vibratome. Nous pouvons constater de façon générale que la mesure faite au micromètre est légèrement plus élevée que celle réalisée sur les coupes histologiques. L'épaisseur de la colle utilisée pour fixer l'échantillon sur le support peut expliquer cette différence. Également, une décalcification et une déshydratation des échantillons, nécessaire pour réaliser les coupes histologiques, entraînent un léger rétrécissement des dimensions de l'échantillon. Sauf pour l'échantillon #4, les mesures d'épaisseurs sont relativement concordantes entre elles en tenant compte des barres d'erreur.

Nous pouvons remarquer à la figure 3.24 que pour les échantillons #6, #8 et #9, l'épaisseur totale (cartilage + os) de l'échantillon après la dernière coupe est inférieure à $1000 \mu\text{m}$. Ainsi, la plaque isolante du support de l'échantillon affecte légèrement la mesure de la conductivité apparente. Donc, le modèle à deux couches horizontales n'est pas parfaitement valide, puisqu'une troisième couche isolante devrait être considérée pour

ces trois échantillons. Lors de l'évaluation de l'épaisseur d du cartilage avec le modèle à trois configurations d'électrodes, nous devons nous attendre à une erreur sur l'estimé plus élevée pour la dernière coupe.

Concernant l'épaisseur d totale du cartilage, les résultats sont montrés au graphique de la figure 3.25. Nous avons inclus les mesures d'épaisseur du cartilage des échantillons pairés, réalisées sur les coupes histologiques. Nous pouvons constater que l'épaisseur du cartilage peut varier sensiblement pour une même région (duplicata #1, #3, et #5).

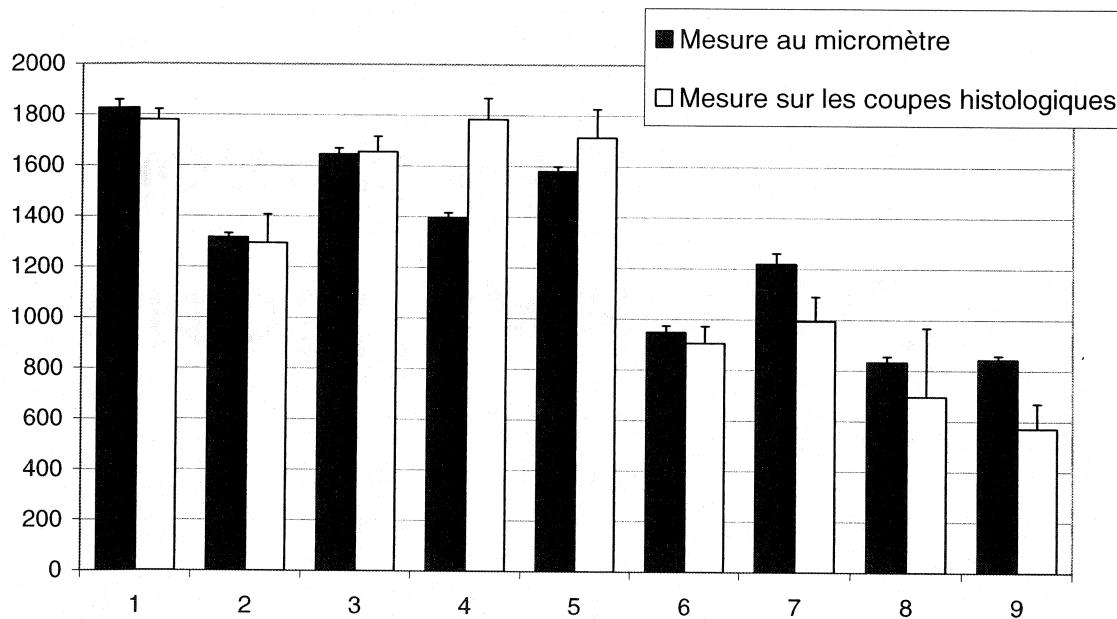


Figure 3.24: Comparaison entre l'épaisseur totale (cartilage restant+ os) des échantillons A des duplicata mesurée avec le micromètre et sur les coupes histologiques

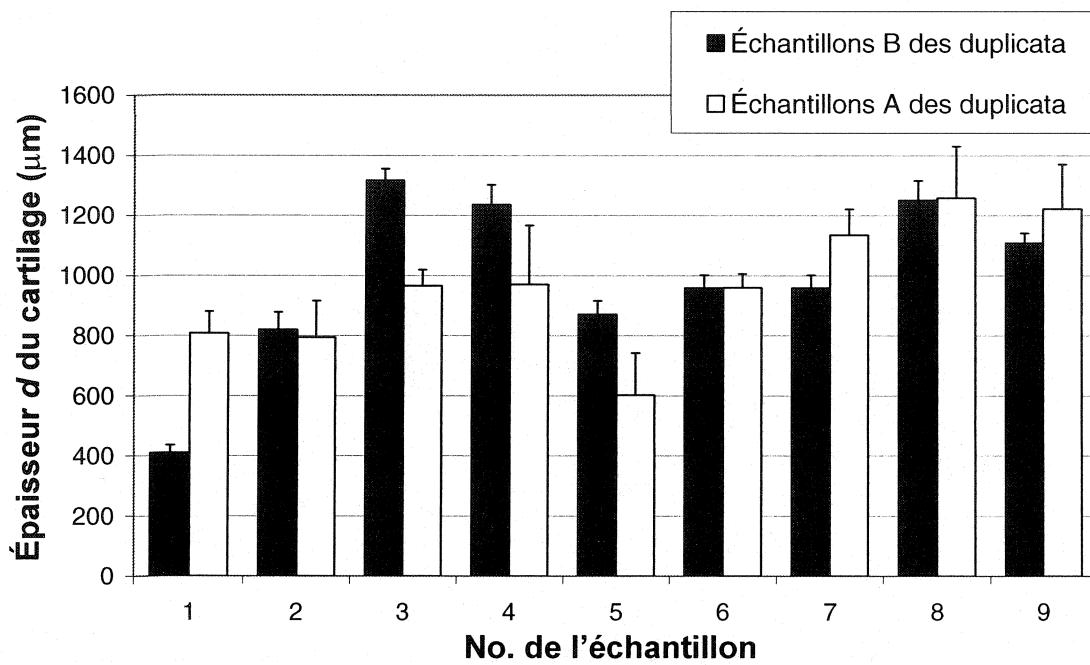


Figure 3.25: Comparaison entre l'épaisseur d totale du cartilage mesurée sur les 9 échantillons avant les coupes (A) et les échantillons pairés (B)

3.7 Analyse des résultats avec les modèles théoriques

3.7.1 Modèle à trois configurations d'électrodes

Nous voulons déterminer l'épaisseur du cartilage articulaire après chacune des tranches retirées d'un échantillon en utilisant les mesures de conductivité électrique expérimentales dans le modèle théorique à trois configurations d'électrodes. Nous avons vu à la section 2.3.2.3 que pour déterminer l'épaisseur d du cartilage avec une erreur inférieur à 10 %, σ_2 doit être fixé. Ainsi, nous fixons la conductivité électrique de l'os à $\sigma_2 = 0 \text{ S/m}$. L'utilisation de la valeur moyenne $\sigma_2 = 0,306 \text{ S/m}$ du tableau 3.5, ou de $\sigma_2 = 0,179 \text{ S/m}$ du tableau 3.6 donne de moins bons résultats de l'évaluation de l'épaisseur du cartilage, comme nous le verrons. Rappelons que dans ce modèle, seulement trois potentiels d'entrée (V_{exp}) sont utilisés pour déterminer l'épaisseur de la couche 1 représentant le cartilage.

La procédure utilisée pour évaluer l'épaisseur d du cartilage est la même que celle présentée à la section 2.3.1 avec quelques modifications. Nous utilisons les trois valeurs expérimentales de potentiels électriques mesurés après chaque tranche retirée comme valeurs d'entrée (matrice V_{exp} à trois composantes) à la place de la matrice V_{sim} . Ainsi, toutes les lignes entre crochets à l'intérieur du programme montré à l'annexe II ne sont pas utilisées, car elles concernent V_{sim} . Rappelons que $X(1)$, $X(2)$ et $X(3)$ présents dans les programmes représentent respectivement l'estimé de la conductivité électrique du cartilage et de l'os et l'estimé de l'épaisseur du cartilage. $X(2)$ est fixé à 0 S/m. Pour s'assurer d'obtenir un minimum global de la fonction « coût » (coût = $V - V_{\text{exp}}$), les deux conditions initiales $X_i(1)$ et $X_i(3)$ sont modifiées à l'intérieur de $0,6 \text{ S/m} < X_i(1) < 1,5 \text{ S/m}$ et $d/2 < X_i(3) < 3d/2$, où d est la mesure expérimentale (selon la méthode présentée à la section 3.6.2.1) de l'épaisseur du cartilage après chaque tranche retirée.

Afin d'analyser les résultats de l'évaluation de l'épaisseur $X(3)$ du cartilage pour un échantillon donné après chacune des tranches retirées, nous utilisons les mesures

d'épaisseur effectuées au micromètre après chaque coupe (cartilage + os) et soustrayons la mesure de l'épaisseur de l'os réalisée sur la coupe histologique du même échantillon à l'aide du microscope optique (selon la méthode présentée à la section 3.6.2.1).

3.7.1.1 Analyse des résultats

Les résultats de l'évaluation, par le modèle à trois configurations, de l'épaisseur $X(3)$ du cartilage pour les 9 échantillons sont présentés aux graphiques de la figure 3.26. L'abscisse représente le nombre de tranches retirées sur un même échantillon. Idéalement, la courbe représentant le modèle théorique devrait être égale à la courbe représentant les mesures expérimentales (selon la méthode présentée à la section 3.6.2.1). Nous voyons qu'avec le paramètre $X(2) = 0 \text{ S/m}$, le modèle donne de meilleurs résultats. D'après l'étude de la sensibilité du modèle (voir à la fin de la section 2.3.2.3), l'erreur sur l'estimé de l'épaisseur d est plus petite lorsque la valeur du paramètre fixé $X(2)$ est près de la vraie valeur de conductivité électrique de la couche 2. Ainsi, d'après nos résultats, la conductivité électrique de l'os serait plus près de 0 S/m que de $0,2 \text{ S/m}$, ou de $0,3 \text{ S/m}$. Une erreur expérimentale dans l'évaluation de la conductivité de l'os ($\sigma_{\text{os(rectangulaire)}} = 0,306$ et $\sigma_{\text{os(disque)}} = 0,179 \text{ S/m}$) peut expliquer cette différence. En effet, la surface des échantillons d'os n'est pas parfaitement planaire, même pour les échantillons en forme de disque, ce qui augmente artificiellement la conductivité électrique de l'os mesurée puisque les échantillons sont équilibrés dans une solution de PBS dont la conductivité est plus élevée ($1,52 \text{ S/m}$). Une autre explication possible est la présence de la couche de cartilage calcifié, dont la conductivité électrique est inconnue. Cette couche peut avoir une conductivité beaucoup plus faible que l'os subchondral, puisque la quantité de fluide interstitiel est très faible et que la matrice est fortement minéralisée. Lors de la mesure de la conductivité électrique de l'os, cette couche est enlevée avec le cartilage.

De plus, nous pouvons constater sur les graphiques que l'évaluation de l'épaisseur $X(3)$ par le modèle suit les mesures expérimentales de l'épaisseur d du cartilage. Le

tableau AIV.1 illustré en annexe montre l'écart sur $X(3)$ par rapport à l'épaisseur d expérimentale mesurée, ainsi que l'évaluation du paramètre $X(1)$. Pour l'ensemble des échantillons, nous observons que l'écart est toujours beaucoup plus grand pour la dernière coupe. Au graphique de la figure 3.27 est montré l'épaisseur de cartilage restant après la dernière coupe effectuée pour les 9 échantillons. Ces mesures sont faites sur les coupes histologiques. En comparant ces valeurs avec l'évaluation de $X(3)$ pour la dernière coupe au tableau AIV.1, nous voyons que l'erreur est plus faible pour les échantillons dont l'épaisseur de cartilage restant est plus élevée, tel qu'attendu. En effet, cette grande erreur est prédictive par l'étude de sensibilité du modèle à trois paires d'électrodes d'injection de courant présentée à la section 2.3.2. Nous avons vu que lorsque $d < 300 \mu\text{m}$, l'erreur sur l'estimé de l'épaisseur d est plus élevée que 10 %, même si la conductivité électrique de la couche 2 est fixée et que le bruit est de seulement 5 %. Par exemple, pour $d = 100 \mu\text{m}$, l'erreur sur l'estimé de d est de $69 \pm 16 \%$, alors que si le niveau de bruit est de 10 %, l'erreur s'élève à $117 \pm 70 \%$. De plus, la valeur choisie pour la fixation du paramètre $X(2)$ introduit une erreur supplémentaire sur l'évaluation de l'épaisseur, comme le montre le graphique de la figure 2.19, qui est très importante pour les faibles épaisseurs d .

Pour ce qui est de l'évaluation du paramètre $X(1)$ (conductivité électrique du cartilage) montrée au tableau AIV.1, ce dernier diminue légèrement lorsque l'épaisseur d du cartilage diminue, mais brusquement pour la dernière coupe. Ce phénomène est prédict par l'étude de la sensibilité (voir graphique 2.18 et 2.20) puisque l'erreur sur l'estimé de ce paramètre devient de plus en plus grande à mesure que l'épaisseur d diminue.

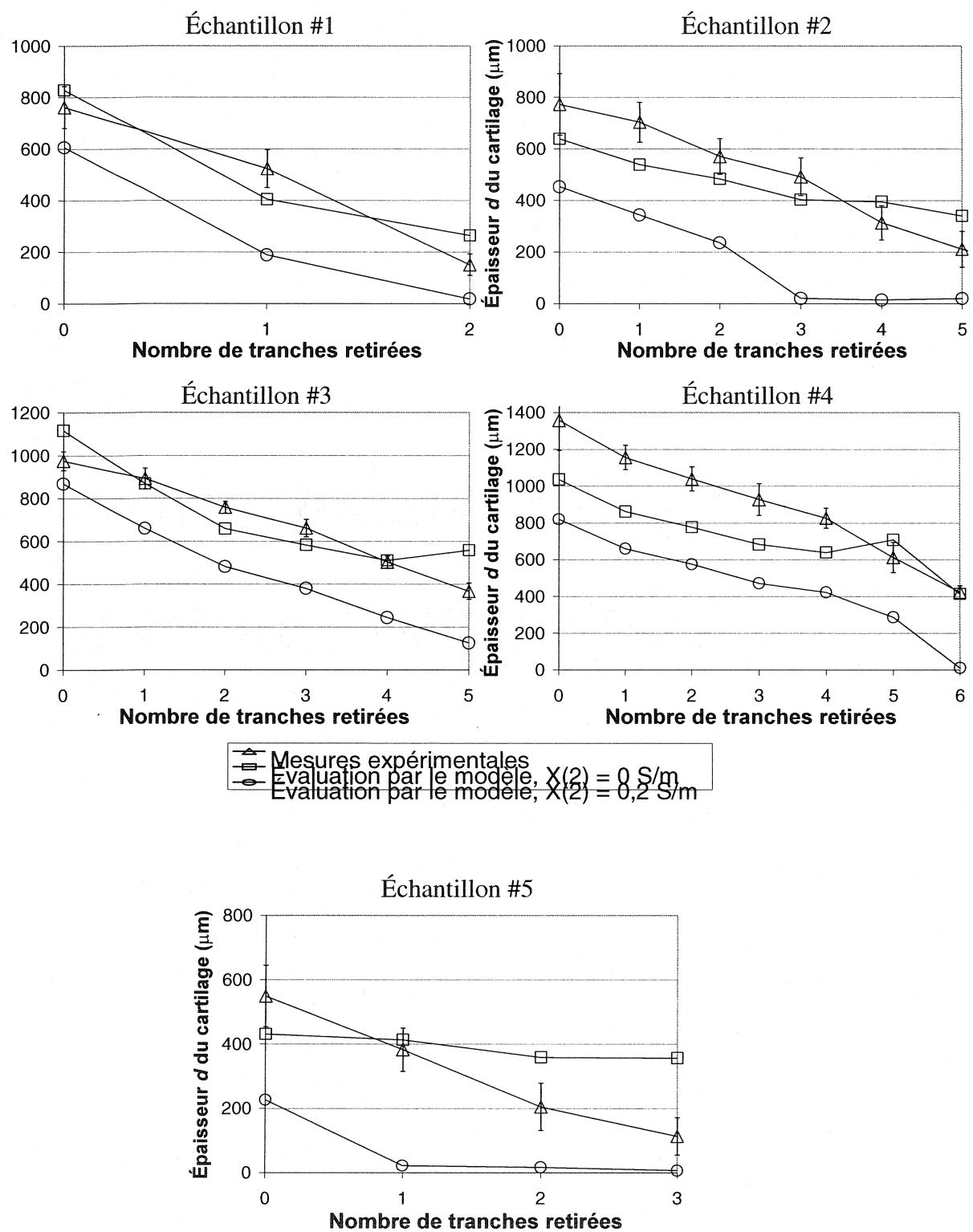


Figure 3.26: Comparaison entre l'évaluation de l'épaisseur d du cartilage par le modèle théorique et les mesures expérimentales pour les 9 échantillons (suite page suivante)

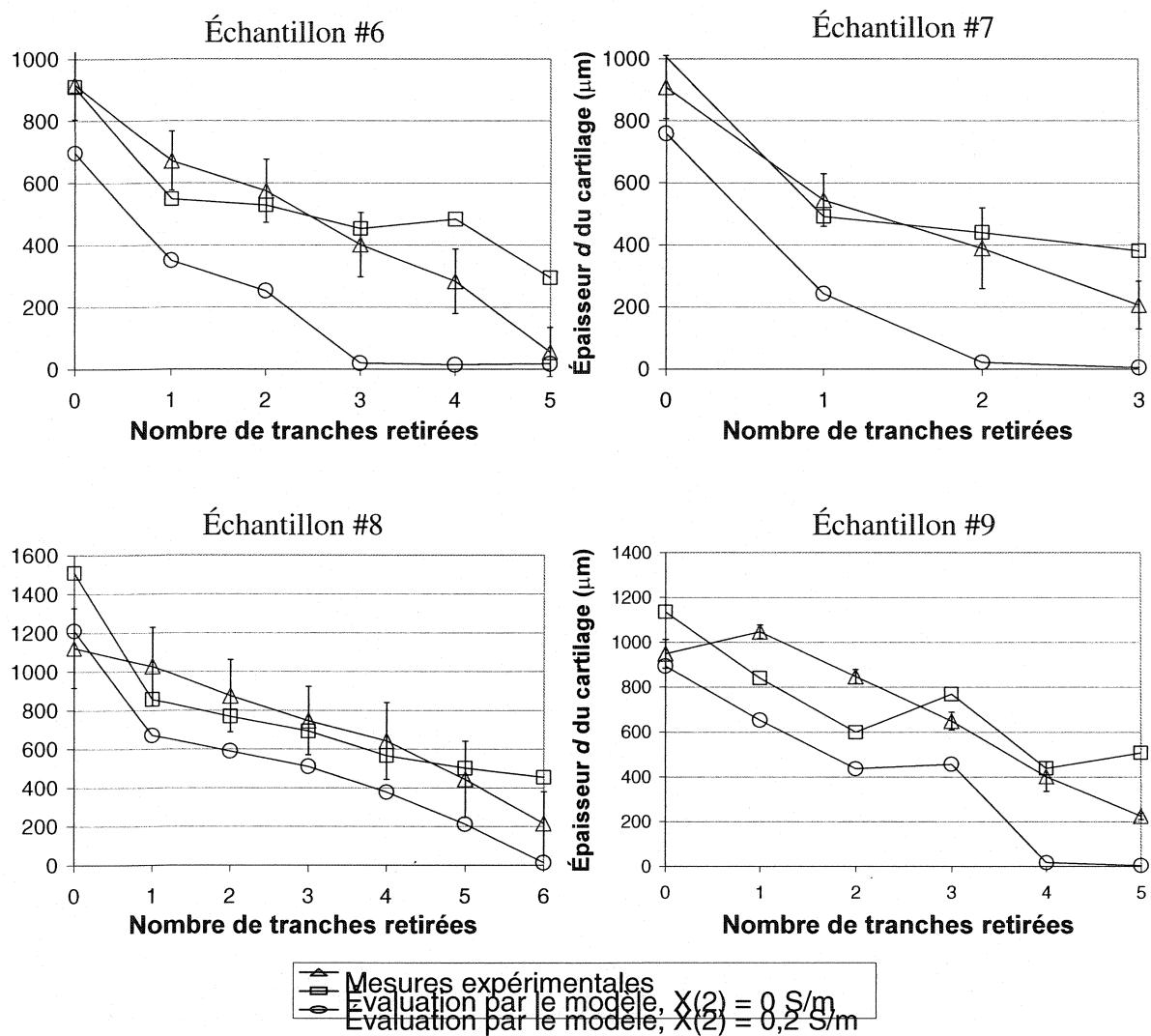


Figure 3.26: Comparaison entre l'évaluation de l'épaisseur d du cartilage par le modèle théorique et les mesures expérimentales pour les 9 échantillons

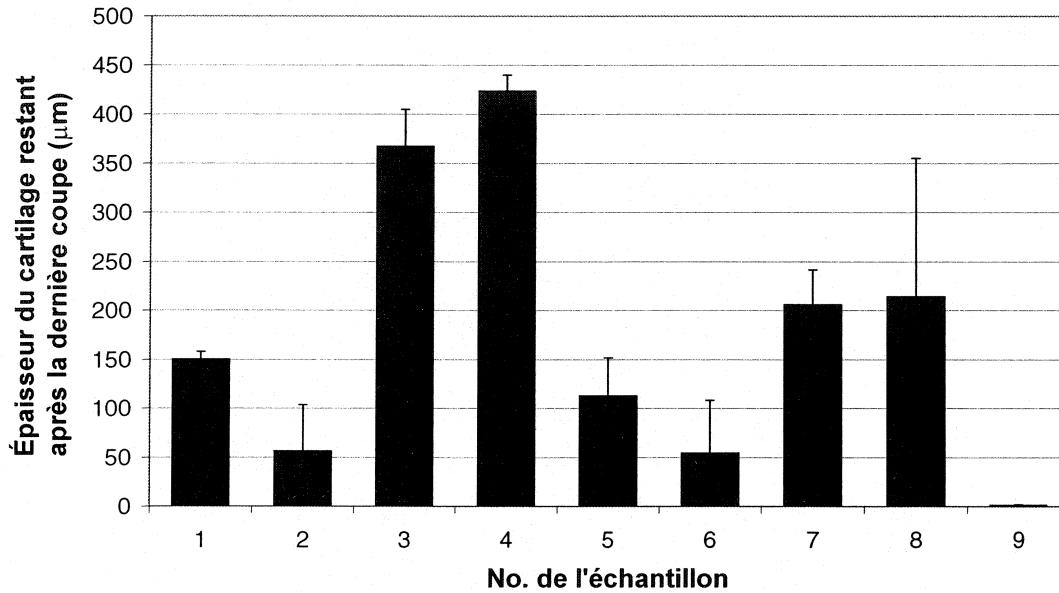


Figure 3.27: Mesure de l'épaisseur du cartilage restant après la dernière coupe (échantillons A des duplicata)

3.7.2 Modèle multi-coupes

Avec ce modèle, nous voulons déterminer l'épaisseur d totale du cartilage articulaire en utilisant l'ensemble des mesures de conductivité électrique expérimentales faites sur un échantillon pour les différentes épaisseurs. Ce modèle est basée sur le modèle multi-coupes expliquée à la section 2.3.3, mais puisque le nombre de coupes pratiquées sur chacun des échantillons varie en fonction de l'épaisseur de ceux-ci, nous n'utilisons pas le même nombre de valeurs d'entrée.

La procédure utilisée pour évaluer l'épaisseur d du cartilage est la même que celle présentée à la section 2.3.1 avec quelques modifications. À la place de la matrice V_{sim} , nous utilisons les valeurs expérimentales de potentiels électriques mesurés pour chaque épaisseur comme valeurs d'entrée (matrice V_{exp} : 3 composantes x nbre de tranches). Ainsi, toutes les lignes entre crochets à l'intérieur du programme montré à l'annexe II pour le modèle multi-coupes ne sont pas utilisées, car elles concernent V_{sim} . Les valeurs c_x pour les épaisseurs des tranches retirées entrées dans le modèle sont celles mesurées expérimentalement avec le micromètre. Par exemple, pour calculer c_2 , nous faisons la différence entre l'épaisseur totale (cartilage + os) de l'échantillon intègre et l'épaisseur totale (cartilage + os) après la deuxième coupe. Pour s'assurer d'obtenir un minimum global de la fonction « coût » ($\text{coût} = V - V_{exp}$), les trois conditions initiales sont modifiées à l'intérieur de $0,6 \text{ S/m} < X(1) < 1,5 \text{ S/m}$, $0 \text{ S/m} < X(2) < 0,2 \text{ S/m}$ et $d/2 < X(3) < 3d/2$ où d est l'épaisseur du cartilage après chaque tranche retirée, trouvée expérimentalement. De façon générale, un ou deux minimums sont trouvés avec le modèle pour cette gamme de valeurs initiales.

Avec ce modèle, aucun paramètre n'est fixé. La raison est que la précision sur les mesures n'est pratiquement pas améliorée lorsque $X(2)$ est fixé. Ainsi, l'épaisseur $X(3)$ totale du cartilage articulaire et les conductivités de l'os $X(2)$ et du cartilage $X(1)$ sont évaluées. Les valeurs obtenues des conductivités électriques $X(1)$ permettent d'indiquer si l'épaisseur $X(3)$ trouvée est cohérente avec le modèle à deux couches horizontales.

3.7.2.1 Analyse des résultats

Le tableau 3.12 montre un résumé des résultats obtenus avec le modèle multicoupes de l'évaluation des paramètres lorsque aucun paramètre n'est fixé et lorsque X(2) est fixé à 0 S/m, avec les erreurs respectives sur l'évaluation de l'épaisseur X(3) par rapport à la mesure expérimentale d faite selon la procédure décrite à la section 3.6.2.1 pour les neufs échantillons. Pour l'échantillon #2, #6 et #9, la série de mesure pour la dernière coupe n'est pas pris en compte, puisque l'épaisseur du cartilage restant est nulle ou trop faible (voir les images A de la figure 3.23) et introduit une erreur dans l'évaluation des paramètres.

Tableau 3.12: Évaluation des paramètres lorsque aucun paramètre n'est fixé et lorsque X(2) est fixé à 0 S/m dans le modèle multi-coupes

Échantillon	X(1) (S/m)	X(2) (S/m)	X(3) (μm)	Erreur (%)	X(2) fixé à 0 S/m		
					X(1) (S/m)	X(3) (μm)	Erreur (%)
1	1.000	0.034	624	- 18.1	0.9995	642	- 15.8
2*	0.918	0.271	634	- 9.82	0.868	679	- 3.53
3	0.912	0.200	714	- 26.8	0.914	816	- 16.3
4	0.801	0.085	814	- 40.0	0.806	1055	- 22.2
5	0.888	0.045	515	- 3.20	0.893	539	- 1.26
6*	0.796	0.216	810	- 11.6	0.591	882	- 3.71
7	0.797	0.069	813	- 10.5	0.800	854	- 5.95
8	0.988	0.127	922	- 17.8	0.900	1093	- 2.50
9*	0.850	0.119	949	- 20.8	0.850	1015	- 15.2

* Sans les valeurs de la dernière coupe

La valeur moyenne de la conductivité électrique du cartilage et de l'os trouvée à la section 3.6.2 est de 0,940 S/m et 0,179 S/m respectivement. De façon globale, les évaluations des paramètres X(1) et X(3) par le modèle multi-coupes lorsque aucun paramètre n'est fixé sont dans la gamme de valeurs attendues. Par contre, le paramètre X(2) est plus faible pour les échantillons #1, #4, #5 et #7. L'erreur sur l'évaluation de l'épaisseur pour l'échantillon #4 est la plus élevée et peut s'expliquer si nous examinons le graphique de la figure 3.22. La mesure de l'épaisseur totale (cartilage + os) effectuée sur l'échantillon #4 à la fin des coupes comporte un écart important (environ 400 µm) entre celle faite avec le micromètre et celle faite sur les coupes histologiques avec le microscope optique. L'hypothèse expliquant cet écart est soit une erreur de mesure au micromètre, soit un mélange d'identification des coupes histologiques de l'échantillon. Ainsi, l'épaisseur *d* expérimentale du cartilage pour l'échantillon #4 est très imprécise et nous ne pouvons nous y fier.

La moyenne obtenue pour l'erreur sur l'évaluation de l'épaisseur *d* avec le modèle multi-coupes lorsque aucun paramètre n'est fixé est de $-15,7 \pm 7,4\%$ alors qu'elle tombe à $-8,0 \pm 6,5\%$ lorsque X(2) est fixé à 0 S/m, sans tenir compte de l'échantillon #4. Comme pour le modèle à trois configurations, le modèle multi-coupes donne de meilleurs résultats en fixant la conductivité de l'os à zéro, suggérant une influence non-négligeable de la couche de cartilage calcifiée se trouvant entre le cartilage non-calcifié et l'os subchondral. Nous pouvons noter que le modèle sous évalue l'épaisseur *d* pour l'ensemble des échantillons.

3.8 Intérêt à développer un outil diagnostique: la sonde arthroscopique

Un grand intérêt est porté sur le développement d'un outil permettant le diagnostic de maladies dégénératives du cartilage articulaire. Avec une population vieillissante, ces maladies sont de plus en plus rencontrées et les coûts qui doivent être assumés par le système de santé deviennent de plus en plus importants. Plusieurs industries de biotechnologie ont orienté leurs recherches pour trouver des solutions, étant donné le grand potentiel de mise en marché. Quelques instruments ont été fabriqués, basés sur différentes technologies, sans toutefois créer de grandes percées.

Une approche qui a été entreprise par le groupe de recherche du Dr. Buschmann est la détection de la dégénérescence du cartilage articulaire par des mesures de potentiel d'écoulement. Cette technique peut être intégrée à une sonde arthroscopique et nécessite l'utilisation d'une matrice de microélectrodes afin de recueillir les mesures de potentiel. Nous avons consacré plusieurs mois à la réalisation d'une matrice en deux dimensions comportant une quarantaine de microélectrodes, basée sur des techniques de microélectronique. Cette matrice a comme avantage de recueillir beaucoup plus d'informations lors des mesures, comparativement à une matrice linéaire. Par rapport aux travaux réalisés dans cet ouvrage, il est possible d'intégrer des mesures de conductivité électrique à la sonde arthroscopique afin de détecter l'épaisseur du cartilage. Cette information supplémentaire sera une donnée complémentaire aux mesures de potentiels d'écoulement pour le diagnostic des maladies reliées au cartilage articulaire.

À l'aide de la matrice en deux dimensions intégrée à la sonde arthroscopique, il est également possible de réaliser une cartographie en épaisseur de toute la surface du cartilage articulaire. De plus, l'utilisation de cette matrice pourra permettre de réaliser plusieurs configurations d'électrodes tétrapolaires pour les mesures de conductivité

électrique offrant une flexibilité à l'outil diagnostique. Une approche également envisageable est l'utilisation des mesures de conductivité électrique pour détecter les fissurations non-visibles du cartilage articulaire lors d'une arthroscopie conventionnelle. En effet, le courant injecté entre une fissure sera perturbé de façon plus ou moins importante selon le type de fissure et pourra être facilement détecté par les électrodes de mesure.

Nous prévoyons effectuer une étude de la conductivité électrique en fonction de la dégradation du cartilage articulaire en utilisant différents modèles de dégradation, tels l'interleukin-1 α et l'aminophénylmercuric acétate (APMA), afin de vérifier si la conductivité électrique est un paramètre sensible pour le diagnostic des maladies dégénératives du tissu conjonctif. Cette étude devrait être réalisée dans les prochains mois.

CONCLUSION

Dans ce mémoire, nous avons d'abord montré qu'il est possible d'évaluer l'épaisseur et la conductivité électrique d'une couche 1 avec le modèle à trois configurations d'électrodes, en respectant certains critères. Quant au modèle multicoupes, ce dernier permet d'évaluer les deux paramètres, en plus de la conductivité électrique de la couche 2 si nécessaire avec plus de précision que le modèle à trois configurations à cause du plus grand nombre de valeurs d'entrée.

Ensuite, nous avons montré qu'aucun gradient de conductivité électrique n'a pu être mesuré à l'intérieur du cartilage articulaire. La valeur moyenne de la conductivité électrique du cartilage mesurée pour les échantillons intègres ($n = 11$), sans couche d'os et placés dans une solution de PBS (*Phosphate Buffer Saline*) de concentration égale à 0,15 M est de $1,14 \pm 0,11$ S/m. Pour l'ensemble des tranches ($n=30$) pratiquées sur ces 11 échantillons, la valeur moyenne de la conductivité électrique est légèrement supérieure, et égale à $1,20 \pm 0,17$ S/m. Cependant, cette différence peut être expliquée par la méthode utilisée pour réaliser les tranches. En effet, les tranches de cartilage, faisant environ 300 μm d'épaisseur, ont été prélevées sur un échantillon pour différentes profondeurs et les coupes réalisées modifient la structure de la matrice extracellulaire, entraînant un gonflement des tranches. Cela peut avoir comme effet d'augmenter artificiellement la conductivité des tranches de cartilage puisque la mobilité des ions est plus importante.

Nous avons également montré que la mesure moyenne de la conductivité électrique de l'os subchondral est de $0,306 \pm 0,034$ S/m pour des échantillons rectangulaires provenant d'épaule de bœuf âgé entre 1 et 2 ans et de $0,179 \pm 0,046$ S/m pour des échantillon en forme de disques provenant d'épaule de bœuf âgé d'environ 4 ans. Cette différence est principalement due à l'âge du bœuf, et non à la forme des échantillons, car l'influence de la géométrie sur les mesures de conductivité est

négligeable parce que les dimensions des échantillons sont suffisamment grandes comparativement à la distance entre les électrodes de la matrice linéaire. Par contre, lorsque la conductivité électrique de l'os est fixée à 0 S/m dans le modèle à trois configurations d'électrodes, l'évaluation de l'épaisseur du cartilage est plus précise qu'avec les valeurs de 0,306 S/m ou 0,179 S/m, suggérant que ces mesures sont surévaluées. Soit les valeurs de conductivité électrique de l'os sont entachées d'une erreur expérimentale, probablement due à une mauvaise planéité des échantillons, soit l'influence de la couche de cartilage calcifié n'est pas négligeable. En effet, la conductivité électrique de la couche de cartilage calcifié est probablement très petite, ce qui aurait comme effet de « masquer » la couche d'os. Malheureusement, aucune mesure de conductivité électrique n'a été faite sur des couches de cartilage calcifié seulement afin de vérifier cette hypothèse.

Par la suite, nous avons démontré qu'il est possible de calculer l'épaisseur du cartilage articulaire par des mesures de conductivité électrique effectuées à l'aide d'une matrice linéaire de 8 électrodes utilisant trois configurations tétrapolaires. Dans un premier temps, nous avons montré que plus l'épaisseur du cartilage articulaire diminue, plus la conductivité électrique apparente mesurée devient faible. En effet, l'augmentation de la distance entre les électrodes de courant entraîne une plus grande pénétration du courant dans le tissu. Étant donné que la conductivité électrique de l'os est plus faible que celle du cartilage articulaire, une diminution de la conductivité apparente est observée. En utilisant les deux modèles théoriques présentés dans ce mémoire pour analyser les résultats expérimentaux, nous pouvons évaluer l'épaisseur du cartilage articulaire. Les résultats ont été comparés avec des mesures d'épaisseurs expérimentales effectuées avec le micromètre et le microscope optique sur des coupes histologiques afin d'en vérifier l'exactitude. Les résultats expérimentaux et théoriques concordent et montrent que la précision sur l'évaluation de l'épaisseur, pour une distance interélectrode $a = 300 \mu\text{m}$ de la matrice linéaire, devient minimale à partir d'une épaisseur d du cartilage

égale à 300 µm. C'est pour cette raison que l'erreur sur la mesure est très élevée pour des épaisseurs de cartilage inférieures à cette valeur.

Des travaux futurs porteront sur l'intégration de la technique tétrapolaire de mesure de la conductivité électrique du cartilage à la sonde arthroscopique développée pour mesurer les potentiels d'écoulement. Plusieurs études doivent être faites sur des échantillons in-vitro et éventuellement sur des animaux afin d'évaluer l'efficacité de la technique implantée. Également, des études de conductivité électrique en fonction de différents modèles de dégradation du cartilage sont envisagées afin d'évaluer si ce paramètre est suffisamment sensible pour évaluer l'état du tissu ou différentes méthodes de régénération de la matrice extracellulaire.

BIBLIOGRAPHIE

BASSET, C.A. et PAWLUK, F.J. (1972). Electrical Behavior of Cartilage During Loading. Science, 178, 982-983.

BRAGÓS, R., RIU, P., WARREN, M., TRESÀNCHEZ, M., CARREÑO, A. et CINCA, J. (1996). Changes in Myocardial Impedance Spectrum During Acute Ischemia in the in-situ Pig Heart. Proceedings -18th Annual International Conference - IEEE Eng. Med. Biol. Soc., 414

BROOM, N.D. et POOL, C.A. (1982). A Functional and Morphological Study of the Tidemark Region of Articular Cartilage Maintained in a Non-Viable Physiological Condition. Journal of Anat, 135, 65-82.

CHAMMAS, P., FEDERSPIEL, W.J. et EISENBERG, S.R. (1994). A Microcontinuum Model of Electrokinetic Coupling in the Extracellular Matrix: Perturbation Formulation and Solution. Journal of Colloid and Interface Science, 168, 526-538.

CINCA, J., WARREN, M., CARREÑO, A., TRESÀNCHEZ, M., ARMADANS, L., GOMEZ, P. et SOLER-SOLER, J. (1997). Changes in Myocardial Electrical Impedance Induced by Coronary Artery Occlusion in Pigs with and without Preconditioning: Correlation with Local ST-Segment potential and Ventricular Arrhythmias. Circulation, 96, 9, 3079-3086.

COBBOLD, R.S.C. (1974). Transducers for Biomedical Measurements: Principles and Applications. New York, Wiley.

DUMONT, J., IONESCU, M., REINER, A., POOLE, A.R., TRAN-KHANH, N., HOEMANN, C.D., MCKEE, M.D. et BUSCHMANN, M.D. (1999). Mature full-

thickness articular cartilage explants attached to bone are physiologically stable over long-term culture in serum-free media. Connective Tissue Res., 40, 259-272.

EISENBERG, S.R. et GRODZINSKY, A.J. (1988). Electrokinetic Micromodel of Extracellular Matrix and Other Polyelectrolyte Networks. PCH PhysicoChemical Hydrodynamics, 10, 4, 517-539.

FERRIS, C.D. (1974). Introduction to Bioelectrodes. New York, Plenum.

FRANK, E.H. et GRODZINSKY, A.J. (1987a). Cartilage Electromechanics I: Electrokinetic Transduction and the Effect of Electrolyte pH and Ionic Strength. Journal of Biomechanics, 20, 6, 615-627.

FRANK, E.H. et GRODZINSKY, A.J. (1987b). Cartilage Electromechanics II: A Continuum Model of Cartilage Electrokinetic and Correlation with Experiments. Journal of Biomechanics, 20, 6, 629-639.

FRANK, E.H., GRODZINSKY, A.J., KOOD, T.J. et EYRE, D.R. (1987c). Streaming Potentials: A Sensitive Index of Enzymatic Degradation in Articular Cartilage. Journal of Orthopaedic Research, 5, 497-508.

GARON, M., GUARDO, R., SAVARD, P. et BUSCHMANN, M.D. (1997). Spatially Resolved Detection of Streaming Potentials in Articular Cartilage. Transactions of the 43rd Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, 22, 1, 80.

GEDDES, L.A. (1996). Who Introduced the Tetrapolar Method for Measuring Resistance and Impedance? IEEE Engineering in Medicine and Biology, 133-134.

GRODZINSKY, A.J., LIPSHITZ, H. et GLIMCHER, M.J. (1978). Electromechanical Properties of Articular Cartilage During Compression and Stress Relaxation. Nature, 275, 448-450.

GRODZINSKY, A.J. (1983). Electromechanical and Physicochemical Properties of Connective Tissue. CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, 9, 2, 133-199.

GRODZINSKY, A.J. (1997). Fields, Forces and Flows in Biological Tissues and Membranes. Massachusetts Institute of Technology, Boston.

GU, W.Y., LAI, W.M. et MOW, V.C. (1993). Transport of Fluid and Ions through a Porous-Permeable Charged-Hydrated Tissue and Streaming Potential Data on Normal Bovine Articular Cartilage. Journal of Biomechanics, 26, 709-723.

HASEGAWA, I., KURIKI, S., MATSUNO, S. et MATSUMOTO, G. (1983). Dependence of Electrical Conductivity on Fixed Charge Density in Articular Cartilage. Clinical Orthop. Res., 177, 283-288.

HELFFERICH, F. (1962). Ion Exchange. McGraw-Hill, New York.

HERRMANN, J.M., PITRIS, C., BOUMA, B.E., BOPPART, S.A., JESSER, C.A., STAMPER, D.L., FUJIMOTO, J.G. et BREZINSKI, M.E., (1999). High Resolution Imaging of Normal and Osteoarthritic Cartilage with Optical Coherence Tomography. The Journal of Rheumatology, 26, 627-635.

HODGE, W.A., FIJAN, R.S., CARLSON, K.L., BURGESS, R.G., HARRIS, W.H. et MANN, R.W. (1986). Contact Pressures in the Human Hip Joint Measured in vivo. Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 83, 2879-2883.

- IAGNOCCO, A., COARI, G. et ZOPPINI, A. (1992). Sonographic Evaluation of Femoral Condylar Cartilage in Osteoarthritis and Rheumatoid Arthritis. Scandinavia Journal of Rheumatology, 21, 201-203.
- JURVELIN, J.S., RÄSÄNEN, T., KOLMONEN, P. Et LYYRA, T. (1995). Comparaison of Optical, Needle Probe and Ultrasonic Techniques for the Measurement of Articular Cartilage Thickness. Journal of Biomechanics, 28, 2, 231-235.
- JUSTIZ, M.A. et GU, W.Y. (2001). Measurement of Swelling Dependent Electrical Conductivity of Charged Hydrated Soft Tissues. Soumis au Journal of Biomechanical Engineering.
- KELLER, G.V. et FRISCHKNECHT, F.C. (1966). Electrical Methods in Geophysical Prospecting. Oxford, New York.
- KIM, Y.J., BONASSAR, L.J. et GRODZINSKY, A.J. (1995). The Role of Cartilage Streaming Potential, Fluid Flow and Pressure in the Stimulation of Chondrocyte Biosynthesis during Dynamic Compression. Journal of Biomechanics, 28, 9, 1055-1066.
- LÉGARÉ, A. (1998a). Détection de la dégénérescence du cartilage articulaire par la distribution spatiale des potentiels d'écoulement. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, département de génie biomédical, Canada.
- LÉGARÉ, A., GARON, M., GUARDO, M., LE GUYADER, P., SAVARD, P. et BUSCHMANN, M.D. (1998b). Detection of Cartilage Degeneration by Spatially Resolved Streaming Potentials. Transactions of the 44th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, 23, 1,154.

LE GUYADER, P., SAVARD, P. et TRELLES, F. (1997). Measurement of myocardial conductivities with a Four-Electrode Technique in the Frequency Domain. Proceedings - 19th International Conference - IEE/EMBS, 2448-2449.

LOTKE, P.A., BLACK, J. et RICHARDSON, S.J. (1974). Electromechanical Properties in Human articular Cartilage. The Journal of Bone and Joint Surgery, 56A, 1040-1046.

MANKIN, H.J., BUCKWALTER, J.A., IANOTTI, J.P., et RATCLIFFE, A. (1994). Form and Function of Articular Cartilage. Orthopaedic Basic Science, New York, 1-45.

MAROUDAS, A. (1968). Physicochemical Properties of Cartilage in Light of Ion Exchange Theory. Biophysical Journal, 8, 575-594.

MAROUDAS, A. et EVANS, H. (1972). A Study of Ionic Equilibria in Cartilage, Connective Tissue Res., 1, 69.

MAYER, J.W. et LAU, S.S. (1990). Current Flow and Capacitance. Electronic Materials Science : For Integrated Circuits in Si and GaAs, Macmillan Publishing Company, 27-51.

MOW, V. et ROSENWASSER, M. (1988). Articular Cartilage: Biomechanics. Injury and Repair of the Musculoskeletal Soft Tissues, American Academy of Orthopaedic Surgeons, Park Ridge, 427-463.

MUIR, I.H.M. (1979). Adult Articular Cartilage. Biochemistry, Freeman, M.A.F., 2nd edition, Tunbridge Wells, England, 145-214.

POOLE, C.A. (1993). The Structure and Function of Articular Cartilage Matrices. Joint Cartilage Degradation: Basic and Clinical Aspects, J.F. Woessner, D.S. Howell, New York, 1-36.

POULIOT, L. (1994). Fabrication d'une matrice planaire de microélectrodes destinées à la mesure de l'impédance du tissu cardiaque. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, département de génie physique, Canada.

ROBINSON, R.A. et STOKES, R.H. (1954). Electrolyte Solutions, Butterworths Scientific Publications, London.

RUSH, S. (1962). Method of Measuring the Resistivity of Anisotropic Conduction Media in situ. J. Res. Nat. Bureau Standard — C: Eng., Instrum., 66C, 3, 217-222.

RUSH, S., ABILDSKOV, J.A. et MCFEE, R.R. (1963). Resistivity of Body Tissues at Low Frequencies. Circ. Res., XII, 40-50.

SCHENK, R.K., EGGLI, P.S. et HUNZIKER, E.B. (1986). Articular Cartilage Morphology. Articular Cartilage Biochemistry, Raven Press, New York, 3-22.

SMEDLEY, S.I. (1980). The Interpretation of Ionic Conductivity in Liquids, Plenum Press, New York.

SMITS, A. (1958). Measurement of Sheet Resistivities with the Four-Point Probe. The Bell System Technical Journal, 37, 3, 711-718.

STEENDIJK, P., MUR, G., VAN DE VELDE, E.T. et BAAN, J. (1993). The Four-Electrode Resistivity Technique in Anisotropic Media: Theoretical Analysis and

Application on Myocardial Tissue in vivo. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 31, 447-481.

SUESSERMAN, M.F. et SPELMAN, F. A. (1993). Quantitative in vivo Measurements of Inner Ear Tissue Resistivities — I:in vitro Characterization. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 40, 1032-1047.

SZE, S.M. (1985). Carrier Transport Phenomena. Semiconductor Devices, Physics and Technology, John Wiley & Sons, 34-38.

TELFORD, W. M., GELDART, L.P. et SHERIFF, R.E. (1990). Resistivity Methods, Applied Geophysics. 2nd ed., Cambridge University Press, England.

TSAI, J.-Z., CAO, H., TUNGJITKUSOLMUN, S., WOO, E.J., VORPERIAN, V.R. et WEBSTER, J.G. (2000). Dependence of Apparent Resistance of Four-Electrode Probes on Insertion Depth. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 47, 1, 41-48.

VALDES, L.B. (1954). Resistivity Measurement on Germanium for Transistors. Proceedings of the I.R.E, 42, 420- 427.

WEAST, R.C. (1974). Osmotic Parameters and Electrical Conductivities of Aqueous Solutions. Handbook of Chemistry and Physics, 54th edition, CRC Press, D-235-236.

WEBSTER, J.G. (1998). Medical Instrumentation: Application and Design, Wiley, New York.

WISE, K.D., ANGELL, J.B. et STARR, A. (1970) An intergrated-Circuit Approach to Extracellular Microelectrodes. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, BME-17, 3, 238-247.

ANNEXE I:
CONDUCTIVITÉ ÉLECTRIQUE D'UNE COUCHE MINCE ($d \ll 2s$)

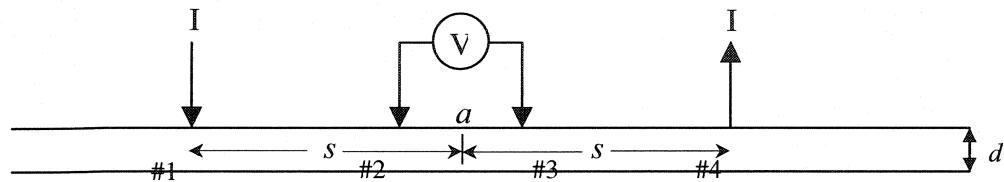


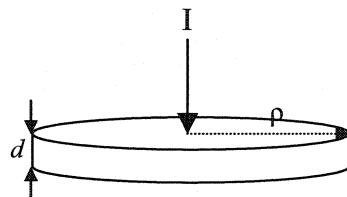
Figure AI.1: Schéma de la méthode tétrapolaire pour une couche mince

Pour une source de courant:

$$\bar{J} = \frac{I}{2\pi\rho d} \hat{\rho} \quad (\text{AI.1})$$

et

$$\bar{E} = \frac{I}{2\pi\rho d\sigma} \hat{\rho} \quad (\text{AI.2})$$



Le potentiel flottant V_f à une distance x d'une électrode injectant un courant I est :

$$V_f = - \int \frac{I}{2\pi d\sigma} \frac{dx}{x} \quad (\text{AI.3})$$

$$V_f = - \frac{I}{2\pi d\sigma} \ln x \quad (\text{AI.4})$$

Lorsque l'électrode de courant de retour est rapprochée, le potentiel flottant V_f pour n'importe quel endroit sur le matériau est égal à

$$V_f = -\frac{I}{2\pi d\sigma} (\ln r_1 - \ln r_4) \quad (\text{AI.5})$$

où r_1 = distance de l'électrode d'injection de courant
 r_4 = distance de l'électrode de courant de retour

En se référant à la figure AI.1, le potentiel flottant à l'électrode #2, V_{f2} et à l'électrode #3, V_{f3} sont calculés en substituant les distances appropriées dans l'équation (AI.5)

$$V_{f2} = -\frac{I}{2\pi d\sigma} \left(\ln \left(s - \frac{a}{2} \right) - \ln \left(s + \frac{a}{2} \right) \right) \quad (\text{AI.6})$$

$$V_{f3} = -\frac{I}{2\pi d\sigma} \left(\ln \left(s + \frac{a}{2} \right) - \ln \left(s - \frac{a}{2} \right) \right) \quad (\text{AI.7})$$

La différence de potentiel entre les électrodes #2 et #3 est

$$\Delta V = V_{f2} - V_{f3} = \frac{-I}{2\pi d\sigma} \left[\left(\ln \left(s - \frac{a}{2} \right) - \ln \left(s + \frac{a}{2} \right) \right) - \left(\ln \left(s + \frac{a}{2} \right) - \ln \left(s - \frac{a}{2} \right) \right) \right]$$

$$\Delta V = \frac{-I}{\pi d\sigma} \ln \left(\frac{s - \frac{a}{2}}{s + \frac{a}{2}} \right) \quad (\text{AI.8})$$

La conductivité électrique est donc égale à

$$\sigma = \frac{I}{\pi d \Delta V} \ln \left(\frac{s + \frac{a}{2}}{s - \frac{a}{2}} \right) \quad (\text{AI.9})$$

ANNEXE II:
PROGRAMMES MATLAB POUR LES DEUX MODÈLES

Modèle à trois configurations d'électrodes:

```

clear;
a=0.0003;           % distance interélectrode
sigma1=0.8;         % conductivité 1
sigma2=0.1;         % conductivité 2
d=0.0001;          % épaisseur de la couche 1

k=(sigma1-sigma2)/(sigma1+sigma2);
pi=3.14159265;

X=[];

for j=1:5          % calcul pour 5 épaisseurs

    %électrodes équidistantes
    som=0;
    for n=1:100
        som=som+k^n*(1/sqrt(a^2+(2*n*d)^2)-1/sqrt(4*a^2+(2*n*d)^2));
    end
    Vtheo(1)=(1/(2*pi*a)+2*som/pi)/sigma1;

    %électrodes de courant intermédiaires
    som=0;
    for n=1:100
        som=som+k^n*(1/sqrt(4*a^2+(2*n*d)^2)-1/sqrt(9*a^2+(2*n*d)^2));
    end
    Vtheo(2)=(1/(6*pi*a)+2*som/pi)/sigma1;

    %électrodes de courant éloignées
    som=0;
    for n=1:100
        som=som+k^n*(1/sqrt(9*a^2+(2*n*d)^2)-1/sqrt(16*a^2+(2*n*d)^2));
    end
    Vtheo(3)=(1/(12*pi*a)+2*som/pi)/sigma1;

    for i=1:10          % calcul de 10 valeurs d'entrée

        %ajout de 5% bruit
        Vsim=Vtheo*(1+(rand(1)-0.5)/10);

        %estimé initial des 3 paramètres

        Xi(1)=1;           % conductivité 1
        Xi(2)=0.1;          % conductivité 2
        Xi(3)=0.75*d;       % épaisseur
    end
end

```

```
lb=[0 0 0]; % borne inférieure de X

options=optimset('MaxFunEvals',6000,'LargeScale','on','MaxIter',
3000);
X(i,:)=lsqnonlin('lsqnonlin_theo',Xi,lb,[],options,Vsim);

[ end
% affiche des résultats pour une épaisseur
X(:,1)
X(:,2)
X(:,3)
d

d=d+0.0001;
end ]
```

```

function cout = lsqnonlin_theo(X,Vsim)

cout=0;
% conductivité 1: X(1)
% conductivité 2: X(2)
% épaisseur: X(3)

%X(1)=.8; %possibilité de fixer conductivité 1 pour l'optimisation
%X(2)=0.1; %possibilité de fixer conductivité 2 pour l'optimisation

k=(X(1)-X(2))/(X(1)+X(2));
pi=3.14159265;
a=0.003;

%électrodes équidistantes

som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(a^2+(2*n*X(3))^2)-1/sqrt(4*a^2+(2*n*X(3))^2));
end
V(1)=(1/(2*pi*a)+2*som/pi)/X(1);

%électrodes de courant intermédiaires

som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(4*a^2+(2*n*X(3))^2)-1/sqrt(9*a^2+(2*n*X(3))^2));
end
V(2)=(1/(6*pi*a)+2*som/pi)/X(1);

%électrodes de courant éloignées

som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(9*a^2+(2*n*X(3))^2)-1/sqrt(16*a^2+(2*n*X(3))^2));
end
V(3)=(1/(12*pi*a)+2*som/pi)/X(1);

cout=(V-Vsim); %somme des carrés des différences de V

```

Modèle multi-coupes:

```

clear;
a=0.0003;           % distance interélectrode
sigma1=0.8;         % conductivité 1
sigma2=0.1;         % conductivité 2
d=0.0012;          % épaisseur totale de la couche 1

k=(sigma1-sigma2)/(sigma1+sigma2);
pi=3.14159265;

c1=0.0002;
c2=0.0004;
c3=0.0006;         % épaisseur de cartilage retiré
c4=0.0008;
c5=0.001;

for j=1:5           % calcul pour 5 épaisseurs
    %électrodes équidistantes
    som=0;
    for n=1:100
        som=som+k^n*(1/sqrt(a^2+(2*n*d)^2)-1/sqrt(4*a^2+(2*n*d)^2));
    end
    Vtheo(1)=(1/(2*pi*a)+2*som/pi)/sigma1;
    som=0;
    for n=1:100
        som=som+k^n*(1/sqrt(a^2+(2*n*(d-c1))^2)-1/sqrt(4*a^2+(2*n*(d-
            c1))^2));
    end
    Vtheo(4)=(1/(2*pi*a)+2*som/pi)/sigma1;
    som=0;
    for n=1:100
        som=som+k^n*(1/sqrt(a^2+(2*n*(d-c2))^2)-1/sqrt(4*a^2+(2*n*(d-
            c2))^2));
    end
    Vtheo(7)=(1/(2*pi*a)+2*som/pi)/sigma1;
    som=0;
    for n=1:100
        som=som+k^n*(1/sqrt(a^2+(2*n*(d-c3))^2)-1/sqrt(4*a^2+(2*n*(d-
            c3))^2));
    end
    Vtheo(10)=(1/(2*pi*a)+2*som/pi)/sigma1;
    som=0;
    for n=1:100
        som=som+k^n*(1/sqrt(a^2+(2*n*(d-c4))^2)-1/sqrt(4*a^2+(2*n*(d-
            c4))^2));
    end
    Vtheo(13)=(1/(2*pi*a)+2*som/pi)/sigma1;
    som=0;
    for n=1:100
        som=som+k^n*(1/sqrt(a^2+(2*n*(d-c5))^2)-1/sqrt(4*a^2+(2*n*(d-
            c5))^2));
    end

```

```

Vtheo(16)=(1/(2*pi*a)+2*som/pi)/sigmal;

%électrodes de courant intermédiaires
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(4*a^2+(2*n*d)^2)-1/sqrt(9*a^2+(2*n*d)^2));
end
Vtheo(2)=(1/(6*pi*a)+2*som/pi)/sigmal;
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(4*a^2+(2*n*(d-c1))^2)-1/sqrt(9*a^2+(2*n*(d-
c1))^2));
end
Vtheo(5)=(1/(6*pi*a)+2*som/pi)/sigmal;
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(4*a^2+(2*n*(d-c2))^2)-1/sqrt(9*a^2+(2*n*(d-
c2))^2));
end
Vtheo(8)=(1/(6*pi*a)+2*som/pi)/sigmal;
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(4*a^2+(2*n*(d-c3))^2)-1/sqrt(9*a^2+(2*n*(d-
c3))^2));
end
Vtheo(11)=(1/(6*pi*a)+2*som/pi)/sigmal;
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(4*a^2+(2*n*(d-c4))^2)-1/sqrt(9*a^2+(2*n*(d-
c4))^2));
end
Vtheo(14)=(1/(6*pi*a)+2*som/pi)/sigmal;
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(4*a^2+(2*n*(d-c5))^2)-1/sqrt(9*a^2+(2*n*(d-
c5))^2));
end
Vtheo(17)=(1/(6*pi*a)+2*som/pi)/sigmal;

%électrodes de courant éloignées
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(9*a^2+(2*n*d)^2)-1/sqrt(16*a^2+(2*n*d)^2));
end
Vtheo(3)=(1/(12*pi*a)+2*som/pi)/sigmal;
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(9*a^2+(2*n*(d-c1))^2)-1/sqrt(16*a^2+(2*n*(d-
c1))^2));
end
Vtheo(6)=(1/(12*pi*a)+2*som/pi)/sigmal;
som=0;
for n=1:100

```

```

som=som+k^n*(1/sqrt(9*a^2+(2*n*(d-c2))^2)-1/sqrt(16*a^2+(2*n*(d-
c2))^2));
end
Vtheo(9)=(1/(12*pi*a)+2*som/pi)/sigma1;
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(9*a^2+(2*n*(d-c3))^2)-1/sqrt(16*a^2+(2*n*(d-
c3))^2));
end
Vtheo(12)=(1/(12*pi*a)+2*som/pi)/sigma1;
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(9*a^2+(2*n*(d-c4))^2)-1/sqrt(16*a^2+(2*n*(d-
c4))^2));
end
Vtheo(15)=(1/(12*pi*a)+2*som/pi)/sigma1;
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(9*a^2+(2*n*(d-c5))^2)-1/sqrt(16*a^2+(2*n*(d-
c5))^2));
end
Vtheo(18)=(1/(12*pi*a)+2*som/pi)/sigma1;

for i=1:10

Vsim=[];

%ajout de 1% bruit

Vsim=Vtheo*(1+(rand(1)-0.5)/50);

%estimé initial des trois paramètres

Xi(1)=0.8;      % conductivité 1
Xi(2)=0.1;      % conductivité 2
Xi(3)=d;        % épaisseur
lb=[0 0 0];      % borne inférieure de X

options=optimset('Display','final','MaxFunEvals',3000,'LargeScale'
,'on','MaxIter',1500);

X(i,:)=lsqnonlin('lsqnonlin_5coupes_theo',Xi,lb,[],options,Vsim);

end
]
% affichage des résultats pour une épaisseur
X(:,1)
X(:,2)
X(:,3)
d
d=d+0.0001;
]

```

```

function cout = lsqnonlin_5coupes_theo(X,Vsim)

cout=0;
a=0.0003;      % distance interélectrode

% conductivité1: inconnue X(1)
% conductivité2: inconnue X(2)
% épaisseur: inconnue X(3)

c1=0.0002;
c2=0.0004;
c3=0.0006;
c4=0.0008;
c5=0.001;

%X(1)=0.8;      %possibilité de fixer sigma1
%X(2)=0.1;      %possibilité de fixer sigma2

k=(X(1)-X(2))/(X(1)+X(2));
pi=3.14159265;

%électrodes équidistantes

som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(a^2+(2*n*X(3))^2)-1/sqrt(4*a^2+(2*n*X(3))^2));
end
V(1)=(1/(2*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(a^2+(2*n*(X(3)-c1))^2)-1/sqrt(4*a^2+(2*n*(X(3)-
        c1))^2));
end
V(4)=(1/(2*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(a^2+(2*n*(X(3)-c2))^2)-1/sqrt(4*a^2+(2*n*(X(3)-
        c2))^2));
end
V(7)=(1/(2*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(a^2+(2*n*(X(3)-c3))^2)-1/sqrt(4*a^2+(2*n*(X(3)-
        c3))^2));
end
V(10)=(1/(2*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(a^2+(2*n*(X(3)-c4))^2)-1/sqrt(4*a^2+(2*n*(X(3)-
        c4))^2));
end
V(13)=(1/(2*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;
for n=1:100

```

```

som=som+k^n*(1/sqrt(a^2+(2*n*(X(3)-c5))^2)-1/sqrt(4*a^2+(2*n*(X(3)-c5))^2));
end
V(16)=(1/(2*pi*a)+2*som/pi)/X(1);

%électrodes de courant intermédiaires
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(4*a^2+(2*n*X(3))^2)-1/sqrt(9*a^2+(2*n*X(3))^2));
end
V(2)=(1/(6*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(4*a^2+(2*n*(X(3)-c1))^2)-1/sqrt(9*a^2+(2*n*(X(3)-c1))^2));
end
V(5)=(1/(6*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(4*a^2+(2*n*(X(3)-c2))^2)-1/sqrt(9*a^2+(2*n*(X(3)-c2))^2));
end
V(8)=(1/(6*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(4*a^2+(2*n*(X(3)-c3))^2)-1/sqrt(9*a^2+(2*n*(X(3)-c3))^2));
end
V(11)=(1/(6*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(4*a^2+(2*n*(X(3)-c4))^2)-1/sqrt(9*a^2+(2*n*(X(3)-c4))^2));
end
V(14)=(1/(6*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(4*a^2+(2*n*(X(3)-c5))^2)-1/sqrt(9*a^2+(2*n*(X(3)-c5))^2));
end
V(17)=(1/(6*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;

%électrodes de courant éloignées
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(9*a^2+(2*n*X(3))^2)-1/sqrt(16*a^2+(2*n*X(3))^2));
end
V(3)=(1/(12*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(9*a^2+(2*n*(X(3)-c1))^2)-
    1/sqrt(16*a^2+(2*n*(X(3)-c1))^2));
end

```

```
V(6)=(1/(12*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(9*a^2+(2*n*(X(3)-c2))^2)-
    1/sqrt(16*a^2+(2*n*(X(3)-c2))^2));
end
V(9)=(1/(12*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(9*a^2+(2*n*(X(3)-c3))^2)-
    1/sqrt(16*a^2+(2*n*(X(3)-c3))^2));
end
V(12)=(1/(12*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(9*a^2+(2*n*(X(3)-c4))^2)-
    1/sqrt(16*a^2+(2*n*(X(3)-c4))^2));
end
V(15)=(1/(12*pi*a)+2*som/pi)/X(1);
som=0;
for n=1:100
    som=som+k^n*(1/sqrt(9*a^2+(2*n*(X(3)-c5))^2)-
    1/sqrt(16*a^2+(2*n*(X(3)-c5))^2));
end
V(18)=(1/(12*pi*a)+2*som/pi)/X(1);

cout=(V-Vsim); %somme des carrés des différences de V
```

ANNEXE III :
FACTEUR DE CORRECTION POUR UN ÉCHANTILLON
RECTANGULAIRE ET EN FORME DE DISQUE

III.1 Facteur de correction pour un échantillon de largeur $2w$, d'épaisseur d et de longueur infinie

La méthode de résolution pour ce problème est basée sur la méthode des images, expliquée à la section 2.2. Nous désirons obtenir l'équation générale pour un échantillon de conductivité σ_1 , de largeur $2w$, d'épaisseur d et de longueur infinie placé entre deux couches isolantes ($\sigma_2 = 0$ S/m) et dont 2 côtés sont en contact avec un milieu de conductivité électrique σ_3 . Ce problème reflète la situation rencontrée lors de l'expérience avec les échantillons rectangulaires. Comme ce dernier à une longueur très grande (12 mm) comparativement à la distance entre les électrodes, la longueur est considérée infinie dans ce problème. σ_3 et σ_2 représentent respectivement la conductivité électrique de la solution de PBS en contact avec les bords de l'échantillon et la conductivité électrique de la tige de compression ainsi que du matériau renfermant les électrodes de la matrice ($\sigma_2 = 0$ S/m). La figure AIII.1 présente les images produites par les deux sources de courant I et $-I$. L'équation générale pour déterminer la différence de potentiel ΔV est la suivante :

$$\Delta V = \frac{1}{\pi \sigma_1} \left\{ \begin{aligned} & \left[\frac{1}{r} - \frac{1}{r+a} + 2 \sum_{n=1}^{\infty} \left(\frac{1}{\sqrt{r^2 + (2nd)^2}} - \frac{1}{\sqrt{(r+a)^2 + (2nd)^2}} \right) + \right. \\ & \left. 2 \sum_{m=1}^{\infty} k^m \left(\frac{1}{\sqrt{r^2 + (2mw)^2}} - \frac{1}{\sqrt{(r+a)^2 + (2mw)^2}} \right) + \right. \\ & \left. 4 \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=1}^{\infty} k^m \left(\frac{1}{\sqrt{r^2 + (2nd)^2 + (2mw)^2}} - \frac{1}{\sqrt{(r+a)^2 + (2nd)^2 + (2mw)^2}} \right) \right] \end{aligned} \right\} \quad (\text{AIII.1})$$

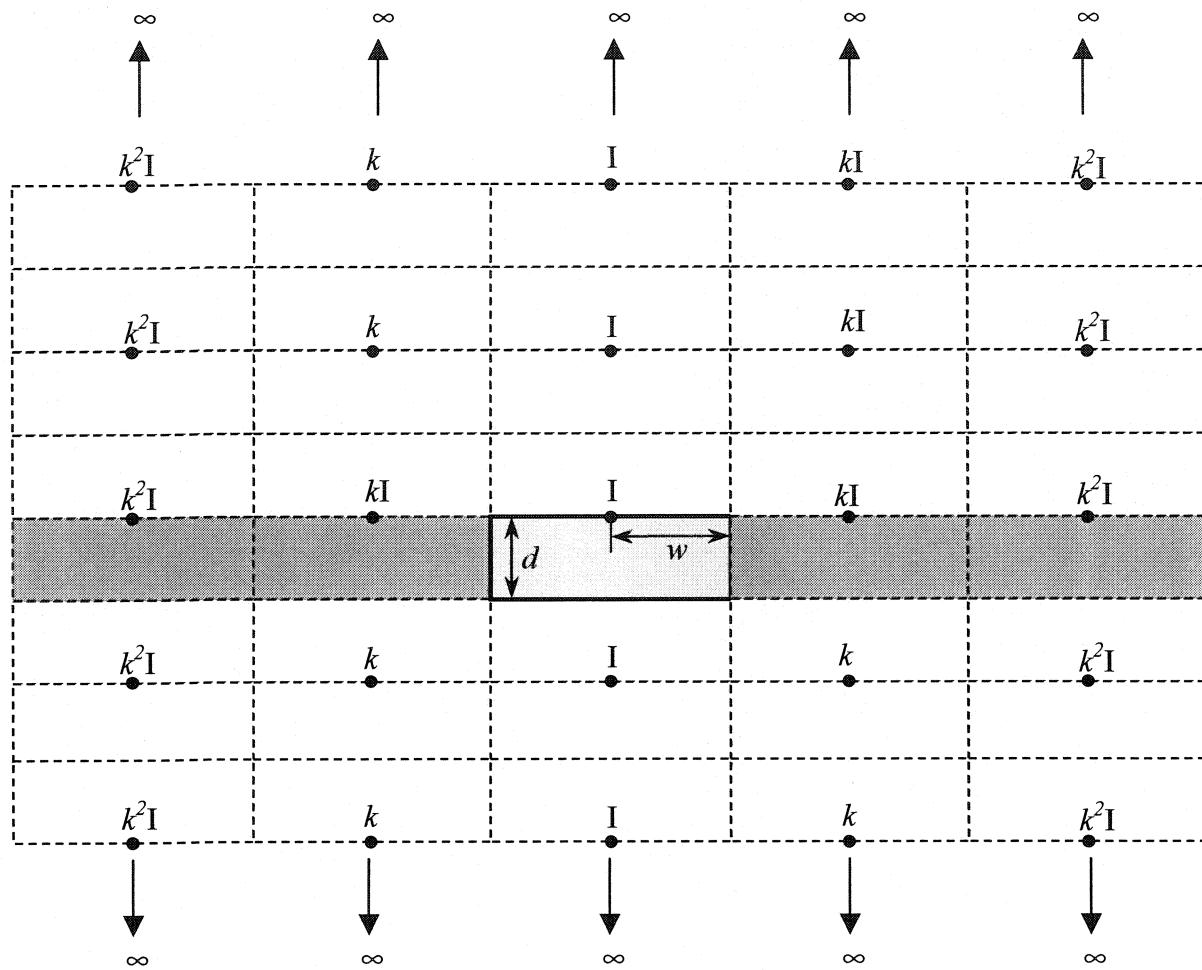
En utilisant les définitions des paramètres de la figure 2.2 pour une configuration linéaire quelconque, nous obtenons l'équation

$$\Delta V = \frac{I}{\pi \sigma_1} \left\{ \begin{array}{l} \left[\frac{a}{s^2 - a^2/4} + 2 \sum_{n=1}^{\infty} \left(\frac{1}{\sqrt{(s-a/2)^2 + (2nd)^2}} - \frac{1}{\sqrt{(s+a/2)^2 + (2nd)^2}} \right) + \right. \\ \left. 2 \sum_{m=1}^{\infty} k^m \left(\frac{1}{\sqrt{(s-a/2)^2 + (2mw)^2}} - \frac{1}{\sqrt{(s+a/2)^2 + (2mw)^2}} \right) + \right. \\ \left. 4 \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=1}^{\infty} k^m \left(\frac{1}{\sqrt{(s-a/2)^2 + (2nd)^2 + (2mw)^2}} - \frac{1}{\sqrt{(s+a/2)^2 + (2nd)^2 + (2mw)^2}} \right) \right] \end{array} \right\} \quad (\text{AIII.2})$$

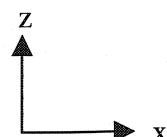
Nous pouvons réécrire la dernière équation comme suit :

$$\sigma_{app} = \frac{\sigma_1}{\left\{ 1 + 2 \left(\frac{s^2 - a^2/4}{a} \right) \left[\sum_{n=1}^{\infty} k^n \left(\frac{1}{\sqrt{(s-a/2)^2 + (2nd)^2}} - \frac{1}{\sqrt{(s+a/2)^2 + (2nd)^2}} \right) + \right. \right.} \\ \left. \left. \sum_{m=1}^{\infty} k^m \left(\frac{1}{\sqrt{(s-a/2)^2 + (2mw)^2}} - \frac{1}{\sqrt{(s+a/2)^2 + (2mw)^2}} \right) + \right. \\ \left. \left. 2 \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=1}^{\infty} k^m \left(\frac{1}{\sqrt{(s-a/2)^2 + (2nd)^2 + (2mw)^2}} - \frac{1}{\sqrt{(s+a/2)^2 + (2nd)^2 + (2mw)^2}} \right) \right] \right\}} \quad (\text{AIII.3})$$

Le dénominateur de l'équation (AIII.3) est appelé $(1 + G)$, le facteur de correction géométrique pour un échantillon rectangulaire de largeur $2w$, d'épaisseur d et de longueur infinie.



$$\boxed{\text{Shaded rectangle}} = \sigma_1 \quad \boxed{\text{Empty rectangle}} = \sigma_2 = 0 \quad \boxed{\text{Shaded rectangle}} = \sigma_3$$



Vue de côté

Figure AIII.1: Images produites par les réflexions multiples des sources de courant aux interfaces d'un échantillon rectangulaire (suite page suivante)

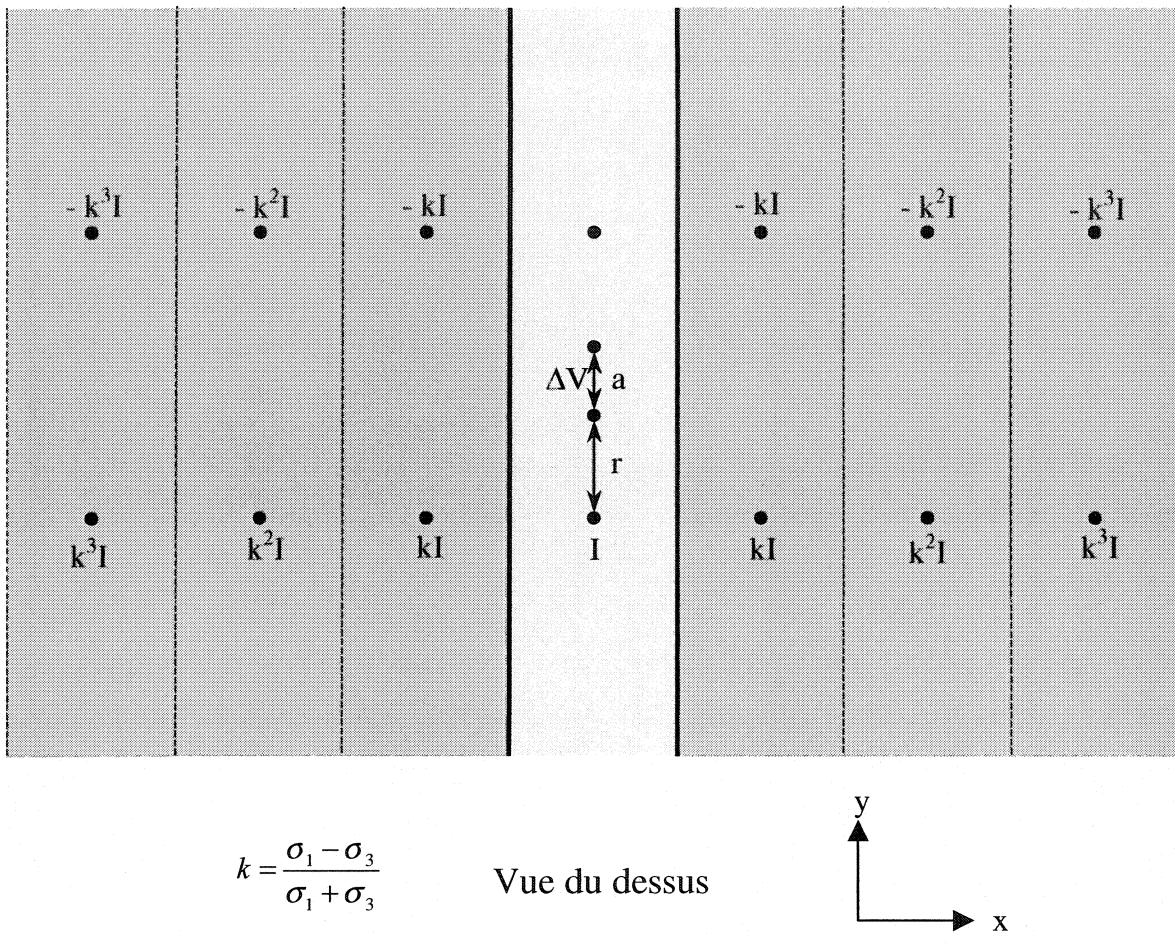


Figure AIII.1: Images produites par les réflexions multiples des sources de courant aux interfaces d'un échantillon rectangulaire

Nous présentons au tableau AIII.1 les facteurs de corrections $(1 + F)$ et $(1 + G)$ qui correspondent respectivement aux équations (2.18) et (AIII.3), en fonction de l'épaisseur de la couche 1.

Tableau AIII.1: Comparaison des facteurs de correction ($1+F$) et ($1+G$) pour les trois configurations d'électrodes

Épaisseur (μm)	$1+F_{3-6}^*$	$1+G_{3-6}^{**}$	$1+F_{2-7}$	$1+G_{2-7}$	$1+F_{1-8}$	$1+G_{1-8}$
100	0,240	0,244	0,137	0,142	0,097	0,103
150	0,360	0,364	0,206	0,213	0,145	0,154
200	0,474	0,480	0,274	0,283	0,193	0,205
250	0,577	0,584	0,342	0,354	0,241	0,256
300	0,665	0,673	0,409	0,423	0,290	0,308
350	0,736	0,744	0,474	0,490	0,338	0,359
400	0,792	0,800	0,536	0,554	0,385	0,409
450	0,835	0,844	0,593	0,612	0,432	0,459
500	0,869	0,877	0,644	0,665	0,478	0,507
550	0,894	0,902	0,690	0,712	0,521	0,553
600	0,914	0,922	0,731	0,753	0,563	0,597
650	0,930	0,937	0,766	0,789	0,602	0,638
700	0,942	0,949	0,796	0,819	0,639	0,676
750	0,951	0,958	0,823	0,845	0,672	0,711
800	0,959	0,965	0,845	0,867	0,703	0,743
850	0,965	0,971	0,864	0,886	0,731	0,772
900	0,970	0,976	0,881	0,902	0,757	0,798
950	0,974	0,980	0,895	0,916	0,780	0,821
1000	0,978	0,983	0,907	0,928	0,801	0,842

*($1+F$) est obtenu avec les équations (2.19) à (2.21) pour les trois configurations d'électrodes, en posant $\sigma_2 = 0 \text{ S/m}$

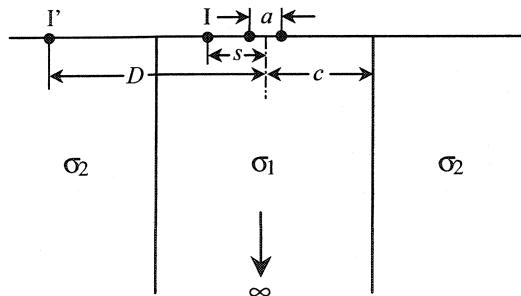
**($1+G$) est obtenu avec l'équation (AIII.3) en posant $\sigma_1 = 1,14 \text{ S/m}$, $\sigma_2 = 0 \text{ S/m}$, $\sigma_3 = 1,52 \text{ S/m}$ et $w = 1 \text{ mm}$

Nous pouvons constater que l'écart entre $(1 + F)$ et $(1 + G)$ pour la paire d'électrodes d'injection de courant #3 et #6 est moins importante que pour les deux autres configurations. De plus, l'erreur pour cette paire d'électrode est de seulement 1,2 % pour une épaisseur de la couche 1 de 300 μm , qui est l'épaisseur approximative des tranches rectangulaires utilisées dans les expériences.

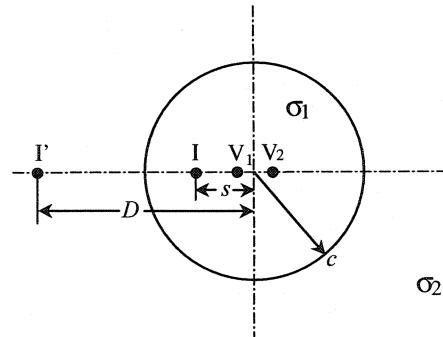
III.2 Facteur de correction pour un échantillon en forme de disque d'une épaisseur infinie

La seule image nécessaire pour répondre aux conditions frontières de la figure AIII.2 doit répondre aux deux conditions suivantes :

$$D = \frac{c^2}{s} \quad (\text{AIII.4}) \quad \text{et} \quad I' = k \left(\frac{c}{s} \right) I \quad (\text{AIII.5})$$



Vue de côté



Vue de dessus

Figure AIII.2: Image I' produite par une source de courant I pour un échantillon en forme de disque

Pour une source de courant I dont le retour de courant est très éloigné de celle-ci, nous avons

$$\Delta V = \frac{I}{2\pi\sigma_1} \left[\frac{1}{s - a/2} - \frac{1}{s + a/2} + k \left(\frac{c}{s} \left(\frac{1}{c^2/s - a/2} - \frac{1}{c^2/s + a/2} \right) \right) \right] \quad (\text{AIII.6})$$

$$\text{avec } k = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{\sigma_1 + \sigma_2} \quad (\text{AIII.7})$$

$$\Delta V = \frac{I}{2\pi\sigma_1} \left[\frac{a}{s^2 - a^2/4} + k \left(\frac{c}{s} \left(\frac{a}{c^4/s^2 - a^2/4} \right) \right) \right] \quad (\text{AIII.8})$$

Si le courant de retour est rapproché d'une distance $-s$ du centre du disque, nous avons

$$\Delta V = \frac{I}{\pi\sigma_1} \left[\frac{a}{s^2 - a^2/4} + k \left(\frac{c}{s} \left(\frac{a}{c^4/s^2 - a^2/4} \right) \right) \right] \quad (\text{AIII.9})$$

$$\sigma_{app} = \frac{\sigma_1}{\left[1 + k \left(\frac{c}{s} \left(\frac{s^2 - a^2/4}{c^4/s^2 - a^2/4} \right) \right) \right]} \quad (\text{AIII.10})$$

Le dénominateur de l'équation (AIII.10) est nommé $(1+H)$, soit le facteur de correction pour un échantillon en forme de disque d'une épaisseur infinie.

Le tableau AIII.2 présente les résultats de $(1 + H)$ pour les trois configurations d'électrodes, de même que l'écart entre celui-ci et le facteur $(1 + F)$.

Tableau AIII.2: Facteur de correction ($1+H$) pour les trois configurations d'électrodes, avec $k = -0,236$ ($\sigma_1 = 0,94$ S/m et $\sigma_2 = 1,52$ S/m)

Configuration d'électrode	Facteur de correction ($1+H$)	Écart avec ($1+F$) (%)
#3 et #6	0,996	0,36
#2 et #7	0,982	1,78
#1 et #8	0,950	5,00

ANNEXE IV :
ESTIMÉ DE L'ÉPAISSEUR D PAR LE MODÈLE À TROIS
CONFIGURATIONS D'ÉLECTRODES

Ce tableau se réfère à la section 3.7.1.1

Tableau AIV.1: Évaluation de la conductivité électrique X(1) et de l'épaisseur X(3) du cartilage avec le modèle théorique (avec X(2) fixé à 0 S/m)

Modèle à trois configuration d'électrodes

Échantillon	Coupe	X(1) S/m	X(3) (μm)	$\bar{d} \pm \text{écart-type}^*$ (μm)	Erreur** (%)
1	0	0,780	828	762 ± 81	$8,7 \pm 11$
	1	1,162	404	523 ± 74	23 ± 26
	2	0,798	264	150 ± 81	76 ± 54
2	0	0,943	639	703 ± 77	$9,1 \pm 11$
	1	0,929	544	570 ± 69	$4,6 \pm 12$
	2	0,811	484	491 ± 73	$1,4 \pm 15$
	3	0,587	402	313 ± 66	24 ± 21
	4	0,486	395	211 ± 69	87 ± 33
	5	0,722	340	56 ± 64	$(51 \pm 11) \times 10^1$
3	0	0,829	1116	975 ± 44	$15 \pm 4,5$
	1	0,911	868	892 ± 48	$2,7 \pm 5,4$
	2	0,992	659	758 ± 28	$13 \pm 3,7$
	3	0,877	583	661 ± 40	$12 \pm 6,1$
	4	0,737	510	503 ± 28	$1,4 \pm 5,6$
	5	0,492	558	358 ± 38	56 ± 11
4	0	0,950	1035	$(136 \pm 22) \times 10^1$	21 ± 17
	1	0,931	862	1133 ± 98	$24 \pm 8,7$
	2	0,897	777	$(103 \pm 11) \times 10^1$	25 ± 11
	3	0,813	683	888 ± 86	$23 \pm 9,7$
	4	0,807	639	805 ± 73	$21 \pm 9,0$
	5	0,443	708	$(61 \pm 13) \times 10^1$	16 ± 22
	6	0,398	414	424 ± 73	$2,4 \pm 17$
5	0	1,098	431	$(53 \pm 12) \times 10^1$	19 ± 23
	1	0,723	413	376 ± 75	$9,8 \pm 20$
	2	0,598	359	198 ± 91	81 ± 46
	3	0,265	357	113 ± 78	$(22 \pm 6,9) \times 10^1$

Échantillon	Coupe	X(1) S/m	X(3) (μm)	$\bar{d} \pm \text{écart-type}^*$ (μm)	Erreur** (%)
6	0	0,867	909	$(92 \pm 11) \times 10^1$	$0,76 \pm 12$
	1	0,897	548	671 ± 95	18 ± 14
	2	0,672	528	$(57 \pm 10) \times 10^1$	$8,0 \pm 18$
	3	0,534	452	$(40 \pm 10) \times 10^1$	13 ± 26
	4	0,429	483	$(28 \pm 10) \times 10^1$	71 ± 37
	5	0,714	294	54 ± 79	$4,4 \times 10^2 \pm 94$
7	0	0,784	1006	$(91 \pm 10) \times 10^1$	11 ± 11
	1	0,815	491	544 ± 85	$9,7 \pm 16$
	2	0,669	440	$(39 \pm 13) \times 10^1$	13 ± 33
	3	0,333	380	206 ± 77	85 ± 37
8	0	0,845	1509	$(112 \pm 21) \times 10^1$	35 ± 18
	1	1,015	856	$(103 \pm 20) \times 10^1$	17 ± 20
	2	1,004	768	$(87 \pm 19) \times 10^1$	12 ± 21
	3	0,951	692	$(75 \pm 18) \times 10^1$	$6,7 \pm 24$
	4	0,942	566	$(64 \pm 20) \times 10^1$	12 ± 31
	5	0,689	501	$(44 \pm 20) \times 10^1$	13 ± 45
	6	0,411	453	$(21 \pm 17) \times 10^1$	$(11 \pm 7,7) \times 10^1$
9	0	0,859	1136	$(120 \pm 13) \times 10^1$	$5,1 \pm 11$
	1	0,991	840	$(104 \pm 11) \times 10^1$	19 ± 10
	2	1,080	599	$(84 \pm 12) \times 10^1$	29 ± 14
	3	0,537	769	634 ± 99	21 ± 16
	4	0,535	438	$(42 \pm 16) \times 10^1$	$5,6 \pm 39$
	5	0,229	508	0	infini

*Selon la méthode mentionnée à la section 3.6.2.1

$$** \left| \frac{(X(3)-d)}{d} \right| \times 100$$

ANNEXE V: CONDUCTIVITÉ ÉLECTRIQUE EN FONCTION DE LA COMPRESSION DU CARTILAGE

Cette annexe porte sur l'étude de la conductivité électrique du cartilage en fonction de la compression de ce dernier. Nous présentons d'abord la procédure de mesure, suivi de l'analyse des résultats. Étant donné le nombre insuffisant d'échantillons utilisés ($n = 3$) dans cette étude, une autre série d'expérience est nécessaire afin de valider les résultats obtenus.

V.1 Procédure

L'équipement employé pour cette étude est le même que celui présenté à la section 3.1. Nous avons utilisé des échantillons en forme de disques conservés à -80°C sur une période de 2 mois. Ces échantillons proviennent d'une épaule de bœuf âgé entre 1 et 2 ans. La procédure d'extraction est identique à celle décrite à la section 3.4. L'échantillon, une fois sorti du congélateur, est immergé dans une solution de PBS pendant 30 minutes pour permettre à ce dernier de se réhydrater et de retourner à l'équilibre. L'échantillon est ensuite poinçonné à l'aide d'un poinçon à biopsie de 3 mm de diamètre afin d'obtenir des bords francs. La surface du cartilage de l'échantillon est par la suite centrée sur les microélectrodes. La tige de compression est abaissée près de l'échantillon sans toutefois y toucher. L'actuateur est ensuite déplacé vers le haut de façon à ce qu'un contact léger entre la tige de compression et la surface de l'os de l'échantillon soit fait. Un schéma montré à la figure AV.1 illustre le positionnement de l'échantillon. La chambre test est par la suite remplie avec la solution de PBS.

Après chaque compression appliquée à l'échantillon, une série de trois mesures de conductivité électrique est réalisée lorsque le taux de changement de la relaxation du cartilage est inférieur à 0,1 g/min. Cette valeur est mesurée à l'aide de la cellule de charge située au-dessus de la tige de compression.

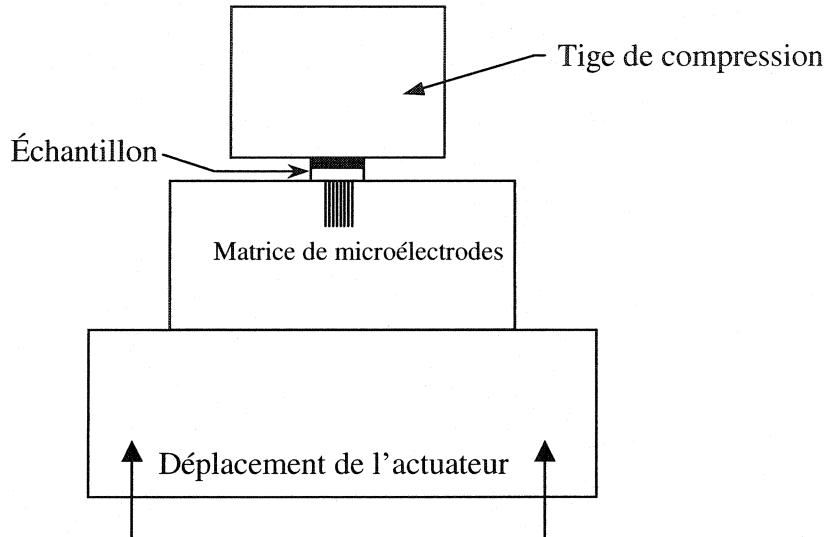


Figure AV.1: Mise en place de l'échantillon sur la matrice linéaire de 8 électrodes

V.2 Analyse des résultats

Pour faciliter l'analyse des résultats, nous supposons que l'os est rigide et qu'il transmet entièrement la compression au cartilage. Nous supposons également que la tige de compression n'influence pas les mesures de conductivité électrique puisque l'os est suffisamment épais (épaisseur > 1 mm).

Les graphiques présentés à la figure AV.2 montrent que la conductivité apparente diminue lorsque les échantillons sont de plus en plus comprimés. Cet effet peut être expliqué de deux façons. Premièrement, d'après les résultats théoriques de la conductivité apparente présentés au chapitre 2, plus l'épaisseur d de la couche 1 est petite, plus la conductivité apparente est faible. Ainsi, en comprimant l'échantillon, le même phénomène est observé puisque l'épaisseur du cartilage diminue. Deuxièmement, plus le cartilage est comprimé, plus la matrice extracellulaire l'est aussi, diminuant par le fait

même la mobilité des ions qui se traduit également par une diminution de la conductivité électrique. Les deux effets se combinent pour donner une conductivité apparente plus petite à mesure que la compression appliquée à l'échantillon augmente. Nos résultats ne concordent pas avec ceux de Chammas présentés dans l'article de Einsenberg (1988), qui observent une augmentation de la conductivité électrique en fonction de la compression suivi d'une légère diminution à partir d'une compression de 30 %.

La valeur de la conductivité apparente des trois échantillons pour une compression de 100 μm est autour de la valeur moyenne de 1,14 S/m trouvée pour les échantillons de cartilage rectangulaires sans os (section 3.5). Nous voyons également que la conductivité apparente mesurée avec les trois configuration d'électrodes n'a pas la même valeur pour une compression donnée, tel que prédit par le modèle théorique. En effet, l'échantillon n'est pas un milieu homogène puisque les deux couches, le cartilage et l'os, ont une conductivité électrique différente.

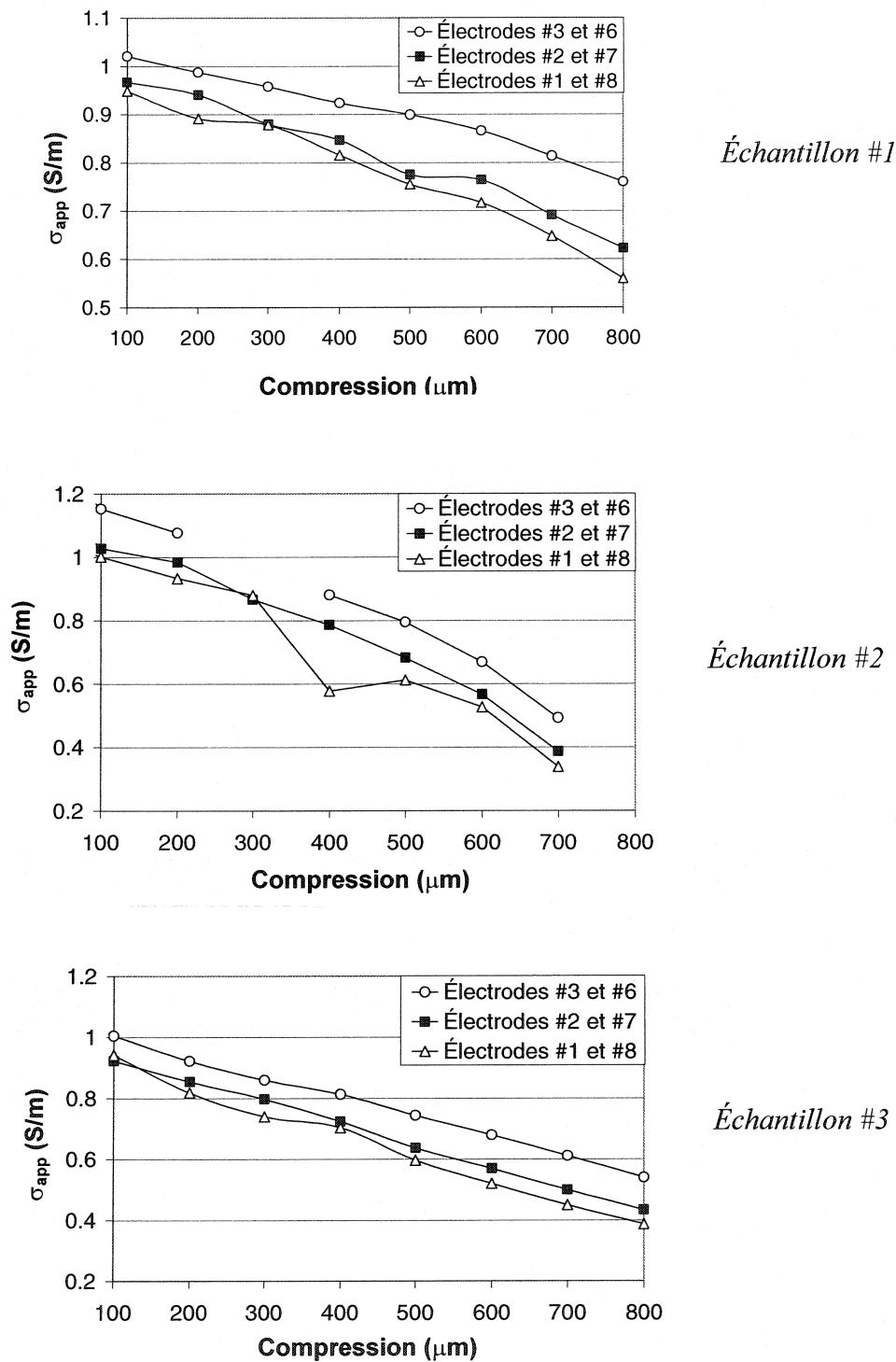


Figure AV.2: Variation de la conductivité apparente en fonction de la compression du cartilage pour les échantillons #1, #2 et #3