N° d'ordre NNT : 2026ISAL0005

THESE DE DOCTORAT DE L'INSA LYON,
membre de l'Université de Lyon

École Doctorale N°160
Électronique, électrotechnique et automatique

Spécialité/discipline de doctorat : Génie électrique

Soutenue publiquement le 06/02/2026, par : **Emeric Desmazure**

Modélisation et méthodologie pour la mesure et l'analyse de la conductivité de la peau

Devant le jury composé de :

FERUGLIO	Sylvain	Professeur des Universités	Sorbonne Université	Rapporteur
MESTE	Olivier	Professeur des Universités	Université Côte d'Azur	Rapporteur
LEWIS	Noëlle	Professeure des Universités	Université de Bordeaux	Examinatrice (Présidente du jury)
MASSOT	Bertrand	Maitre de conférence HDR	INSA Lyon	Directeur de thèse
GEHIN	Claudine	Professeure des Universités	INSA Lyon	Co-directrice de thèse

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Département FEDORA – INSA Lyon - Ecoles Doctorales

SIGLE	ECOLE DOCTORALE	NOM ET COORDONNEES DU RESPONSABLE
ED 206 CHIMIE	**CHIMIE DE LYON** **https ://www.edchimie-lyon.fr** Sec. : Renée EL MELHEM Bât. Blaise PASCAL 7, Avenue Jean Capelle 69621 Villeurbanne CEDEX **secretariat@edchimie-lyon.fr**	**M. Stéphane DANIELE** C2P2-CPE LYON-UMR 5265 Bâtiment F308, BP 2077 43 Boulevard du 11 novembre 1918 69616 Villeurbanne CEDEX **directeur@edchimie-lyon.fr**
ED 341 E2M2	**ÉVOLUTION, ÉCOSYSTÈME, MICROBIOLOGIE, MODÉLISATION** **http ://e2m2.universite-lyon.fr** Sec. : Bénédicte LANZA Bâtiment Atrium, 43, Boulevard du 11 Novembre 1918 69622 Villeurbanne CEDEX Tél : 04.72.44.83.62 **secretariat.e2m2@univ-lyon1.fr**	**Mme Sandrine CHARLES** Université Claude Bernard Lyon 1 UFR Biosciences, Bâtiment Mendel 43, boulevard du 11 Novembre 1918 69622 Villeurbanne CEDEX **e2m2.codir@listes.univ-lyon1.fr**
ED 205 EDISS	**INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES-SANTÉ** **http ://ediss.universite-lyon.fr** Sec. : Bénédicte LANZA Bâtiment Atrium, 43, Boulevard du 11 Novembre 1918 69622 Villeurbanne CEDEX Tél : 04.72.44.83.62 **secretariat.ediss@univ-lyon1.fr**	**M. Jérôme LAMARTINE** Université Claude Bernard Lyon 1 Equipe Intégrité Fonctionnelle du Tissu Cutané LBTI - UMR5305 CNRS IBCP - 7 passage du Vercors, 69367 Lyon CEDEX 07 Tel : 04.72.72.26.66 **jerome.lamartine@univ-lyon1.fr**
ED 34 EDML	**MATÉRIAUX DE LYON** **http ://ed34.universite-lyon.fr** Sec. : Yann DE ORDENANA Tél : 04.72.18.62.44 **yann.de-ordenana@ec-lyon.fr**	**M. Stéphane BENAYOUN** Ecole Centrale de Lyon Laboratoire LTDS 36 avenue Guy de Collongue 69134 Ecully CEDEX Tél : 04.72.18.64.37 **stephane.benayoun@ec-lyon.fr**
ED 160 EEA	**ÉLECTRONIQUE, ÉLECTROTECHNIQUE, AUTOMATIQUE** **https ://edeea.universite-lyon.fr** Sec. : Philomène TRECOURT Bâtiment Charlotte PERRIAND 69621 Villeurbanne CEDEX Tél : 04.72.43.71.70 **secretariat.edeea@insa-lyon.fr**	**M. Philippe DELACHARTRE** INSA LYON Laboratoire CREATIS Bâtiment Blaise Pascal, 7 avenue Jean Capelle 69621 Villeurbanne CEDEX Tél : 04.72.43.88.63 **philippe.delachartre@insa-lyon.fr**
ED 512 INFOMATHS	**INFORMATIQUE ET MATHÉMATIQUES** **http ://edinfomaths.universite-lyon.fr** Sec. : Renée EL MELHEM Bât. Blaise PASCAL 7, Avenue Jean Capelle 69621 Villeurbanne CEDEX **infomaths@univ-lyon1.fr**	**M. Dragos IFTIMIE** Université Claude Bernard Lyon 1 Bâtiment Braconnier 21 Avenue Claude BERNARD 69 622 Villeurbanne CEDEX Tél : 04.72.44.79.58 **direction.infomaths@listes.univ-lyon1.fr**
ED 162 MEGA	**MÉCANIQUE, ÉNERGÉTIQUE, GÉNIE CIVIL, ACOUSTIQUE** **http ://edmega.universite-lyon.fr** Sec. : Philomène TRECOURT Bâtiment Charlotte PERRIAND 69621 Villeurbanne CEDEX Tél : 04.72.43.71.70 **mega@insa-lyon.fr**	**M. Etienne PARIZET** INSA Lyon Laboratoire LVA Bâtiment St. Exupéry 25 bis av. Jean Capelle 69621 Villeurbanne CEDEX **etienne.parizet@insa-lyon.fr**
ED 483 ScSo	**ScSo**[1] **https ://edsciencessociales.universite-lyon.fr** Sec. : Mélina FAVETON Tél : 04.78.69.72.76 Université Lyon 2 Campus Berges du Rhône, Bureau BEL 309 18, Quai Claude BERNARD 69365 LYON CEDEX 07 **melina.faveton@univ-lyon2.fr**	**M. Bruno MILLY** Univ. Lyon 2 Campus Berges du Rhône 18, quai Claude Bernard 69365 LYON CEDEX 07 Bureau BEL 319 **bruno.milly@univ-lyon2.fr**

1. ScSo : Histoire, Géographie, Aménagement, Urbanisme, Archéologie, Science politique, Sociologie, Anthropologie

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Résumé

L'activité électrodermale (EDA) constitue une mesure reflétant l'activation de la branche sympathique du système nerveux autonome et est couramment utilisée comme un indicateur d'état psychophysiologique. La stimulation des glandes sudoripares eccrines palmaires, induite par l'activation du système nerveux sympathique, accroît la sudation locale et élève la conductivité cutanée. Dans les dispositifs actuels, la mesure est réalisée par injection d'un courant continu ou alternatif, à fréquence fixe. Néanmoins, une lecture à fréquence unique ne permet pas de distinguer de façon fiable les différents phénomènes à l'origine des variations de conductivité tels que l'interface électrode–peau, la sudation et les tissus sous-cutanés. Afin de dépasser ces limites, un capteur de spectroscopie d'impédance multi fréquentielle et continue a été développé au sein du laboratoire. Ce nouveau dispositif ouvre ainsi la voie à l'étude de la dépendance fréquentielle des indicateurs de l'EDA ainsi qu'à la modélisation des propriétés électriques de la peau pour accroître la spécificité des composantes observées dans le signal.

Le premier objectif de cette thèse porte sur la validation du fonctionnement du capteur au travers d'étapes successives. Des essais ont d'abord été conduits sur des circuits statiques représentatifs de la peau, avec comparaison des mesures aux valeurs théoriques et estimation, pour chaque fréquence, des erreurs associées. L'évaluation a ensuite été menée in vivo sur une cohorte de sujets, au cours d'un protocole au repos visant à réduire l'activité électrodermale, avec comparaison à un dispositif de référence. Le deuxième objectif concerne la conception d'un algorithme d'ajustement automatique capable de traiter un grand nombre de spectres acquis en continu. L'ajustement est initialisé selon le modèle de Cole, avec des paramètres de départ adaptés au nombre de constantes de temps, et des schémas de pondération modulables. En condition sur fantômes électroniques, des modèles basés à une, deux et trois cellules de Cole sont comparées afin d'identifier, pour chaque modèle, la pondération minimisant l'erreur et maximisant la stabilité des paramètres de Cole. Cette sélection est ensuite vérifiée sur une cohorte de sujets, de manière à retenir la méthode la plus robuste pour l'analyse in vivo. L'objectif final s'appuie sur un capteur validé et sur la méthode d'analyse la plus adaptée : les phénomènes présents sont d'abord étudiés par séparation, sur les seize fréquences acquises, des composantes tonique et phasique de l'EDA, avec pour but de déterminer, sur l'ensemble des sujets, la dépendance fréquentielle intra- et interindividuelle de ces deux composantes. Deux enregistrements synchronisés sont ensuite exploités, l'un sur un site riche en réponses EDA (main), l'autre sur un site témoin à faible densité sudorale (biceps). Les modules d'impédance et les paramètres de Cole sont comparés entre sites afin d'identifier l'impact de l'interface électrode-peau sur la qualité des indicateurs de l'EDA, dans la perspective future d'élaborer de nouvelles méthodes de traitement pour s'affranchir des perturbations qu'elle engendre.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Abstract

Electrodermal activity (EDA) reflects the activation of the sympathetic branch of the autonomic nervous system and is commonly used as an index of psychophysiological state. Sympathetic nervous system activity stimulates palmar eccrine sweat glands, which increases local sweating and raises skin conductance. In current devices, the measurement is obtained by injecting a direct or alternating current at a fixed frequency. However, a single-frequency reading cannot reliably separate the different phenomena that drive conductance changes, such as the electrode–skin interface, sweating, and subcutaneous tissues. To address these limitations, a continuous, multi-frequency impedance spectroscopy sensor was developed in the laboratory. This device enables investigation of the frequency dependence of EDA indicators and supports modeling of the skin's electrical properties to increase the specificity of the observed signal components.

The first objective of this thesis is to validate the sensor through successive steps. Tests were first carried out on static circuits representative of the skin, with comparison of experimental measurements to theoretical values and estimation, at each frequency, of the associated errors. Evaluation was then performed in vivo on a cohort of subjects during a resting protocol designed to reduce electrodermal activity, with comparison to a reference device. The second objective is the design of an automatic fitting algorithm capable of processing a large number of spectra acquired continuously. The fit is initialized with the Cole model, using starting parameters adapted to the number of time constants, with adjustable weighting schemes. Under in-vitro conditions, models based on one, two, and three Cole cells are compared to identify, for each model, the weighting that minimizes error and maximizes parameter stability. This selection is then verified on a cohort of subjects in order to retain the most robust method for in-vivo analysis. The final objective builds on a validated sensor and the most suitable analysis method. The underlying phenomena are first examined by separating, over the sixteen acquired frequencies, the tonic and phasic components of EDA, with the aim of determining, across all subjects, the intra- and inter-individual frequency dependence of these two components. Two synchronized recordings are then analyzed : one at a site rich in EDA responses (hand) and one at a control site with low sweat-gland density (biceps). Impedance magnitudes and Cole parameters are compared between sites to identify the impact of the electrode–skin interface on the quality of EDA indicators, with a view to developing new processing methods that mitigate the disturbances it introduces.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Gagner, ce n'est pas terminer premier. Ce n'est pas battre les autres. Gagner, c'est se vaincre soi-même, dompter son corps, apprivoiser ses limites et ses peurs. Gagner, c'est se dépasser et transformer ses rêves en réalité.

— Kilian Jornet

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Dans le cadre de la rédaction de ce manuscrit, j'ai utilisé l'outil d'intelligence artificielle ChatGPT pour m'assister dans la correction orthographique de certains passages du manuscrit, sachant que mon manuscrit de thèse sera in fine rendu public. Le prompt utilisé était le suivant : « Pourrais-tu vérifier s'il y a une faute dans cette phrase ? ». Les textes retournés par l'outil ont donc été révisés pour confirmer que mes idées restaient fidèles à ce que je voulais exprimer.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Remerciements

Dans un premier temps, je souhaite exprimer ma reconnaissance à la Professeure **Noëlle Lewis**, ainsi qu'aux Professeurs **Olivier Meste** et **Sylvain Feruglio** pour leur participation à ce jury de thèse et leur expertise apportée sur les travaux présentés.

A mes encadrants, **Bertrand**, merci pour toutes les connaissances que tu m'as transmises dans l'impédance cutanée, l'activité électrodermale et le traitement du signal pour ne citer que ces domaines. Tu m'as souvent perdu avec toutes tes idées mais tu m'as surtout fait progresser. Merci aussi de m'avoir donné l'opportunité de découvrir l'enseignement, me confortant dans l'idée de continuer dans cette voie. Et puis il y a tout le côté humain : tes blagues, qu'il faut parfois décrypter, mais qui font la différence au quotidien. J'espère sincèrement que nous resterons en contact et que nous aurons l'occasion de collaborer à nouveau. **Claudine**, merci pour ta bienveillance et ta gentillesse. Tu as toujours été là, pour aider l'ensemble de l'équipe. Tes connaissances et tes conseils m'ont aidé à avancer dans cette thèse. Même quand les choses ne sont pas parfaites, tu sais toujours mettre en valeur le positif.
Enfin, merci à vous deux pour votre soutien sans failles tant dans l'aspect professionnel que personnel, qui m'a permis de mener ce travail jusqu'au bout dans un état d'esprit positif.

A mes collègues de travail, **Amalric**, merci pour ta gentillesse et ton aide pendant ces trois années, pour toutes les explications, les conseils et les discussions qui m'ont fait avancer tant dans la thèse qu'en escalade. **Roberta**, grazie pour ta bonne humeur constante, toutes les discussions partagées et tes recommandations touristiques à Torino.

À mes collègues de thèse, **Partibane**, merci pour tes encouragements et les bons moments passés ensemble. Un jour, je viendrai en Inde et j'espère que tu seras mon guide (mais toujours pas en scooter sans permis). Bon courage pour ta thèse, ne lâche rien. **Anna** et **Matthieu**, merci pour ces années partagées au laboratoire, les journées de travail qui dérapaient en rires et les discussions au bureau, sur les pistes de ski ou ailleurs. Vous avez beaucoup compté dans mon quotidien de thèse.

Je voudrais remercier tous les stagiaires, **Hugo**, **Nina**, **Aya**, **Tristan**, **Amélie**, **Benoît** et **Alina**, que j'ai cotoyé au sein de l'équipe et qui se sont montrés intéressés par la recherche. Pour ceux qui ont choisi de continuer en thèse, une belle aventure vous attend.

Je souhaite également remercier l'ensemble du laboratoire **INL** pour votre gentillesse, votre accueil et tous les moments partagés. Vous formez un laboratoire bienveillant qui accompagne vraiment les doctorants vers la réussite.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Pauline et **Quentin**, merci pour les balades, les soirées, les raclettes, les bars et pour m'avoir suivi et soutenu dans mes sorties trail, parfois de nuit, juste pour me tendre une compote ou une gourde.

Charlotte, **Léna**, merci pour vos conseils stylistiques, gastronomiques et vos capacités de supporters à toute épreuve.

À la **team Genève**, **Lou**, **Cécile**, **Charles** et **Émile**, merci d'être toujours là pour moi, depuis le début du stage qui m'a donné envie de me lancer en thèse, des week-ends running aux soirées Star Ac. Il faudrait cependant revoir le "secret santa", les idées deviennent trop difficiles à trouver.

À la **team Nancy**, **Élise**, **Aloïs**, **Célian**, **Thomas** et **Bastien**, merci pour ces dix années d'amitié, depuis l'IUT jusqu'à aujourd'hui. Votre soutien et vos délires ont largement participé au chemin qui m'a mené jusqu'à cette thèse. À vous, **Élise** et **Romain**, mention speciale pour les week-ends "démolition" merci encore pour m'avoir fait confiance avec la masse.

A **Sacha**, **Marion**, **Alexandre** et **Vincent**, j'ai été un peu la pièce rapportée de votre groupe, mais je suis content que vous soyez à mes côtés. Je voulais vous remercier pour tous les moments passés ensemble, en vadrouille à droite à gauche. Bise de votre coach.

À mes amis du Pays Haut, **Mathias** et **Claire**, merci de m'avoir constamment demandé des nouvelles et encouragé pendant cette thèse, ça y est je peux vous l'annoncer : j'ai fini mes études.

Annie, **Raymond**, **Jessica**, **Nicolas** et bien sûr **Hugo** et **Justine**, merci de m'avoir accueilli tous ces week-ends à la montagne pour m'aider à me vider la tête après une semaine de travail intense. Vous êtes toujours là pour me faire plaisir et m'encourager dans mes projets. Encore merci.

Maïa, merci pour les moments de réconfort, même si la communication n'est pas toujours facile, tu es d'un soutien inconditionnel. Comme promis, on fêtera ça autour d'un bol de croquettes.

Maman, **Papa**, sans vous je ne serais pas là. Vous m'avez toujours porté, soutenu et encouragé dans tous les choix que j'ai pu faire. C'est grâce à vous que j'ai pu réaliser études, stages et arriver jusqu'à cette thèse. Aucun mot ne suffira pour vous remercier. Même si je suis loin maintenant, vous me manquez chaque jour. Je vous aime énormément, merci pour tout ce que vous m'avez apporté et appris pour en arriver ici.

Ma grande sœur, on a toujours été très proches et, même depuis que je suis parti, rien n'a vraiment changé. Tu as toujours été là pour m'aider, m'encourager, même dans les choix les plus fous, et tu m'as constamment poussé vers l'avant. Si j'ai réussi à mener tous ces projets au bout, c'est aussi grâce à toi. Tu me manques énormément et je suis toujours très heureux de te retrouver à chaque fois. Je t'aime très fort, reste la super sœur que tu es. Et bien sûr, je n'oublie pas **Flo** et **Valentine**, merci encore pour tout les moments passés avec vous.

À tout le reste de ma famille, merci pour votre soutien dans ce projet et pour être toujours fiers de ce que je fais. Tous les messages positifs que vous me donnez m'ont aidé à tenir et à arriver jusqu'ici. Je vous aime fort.

Pour finir, je voulais adresser ces remerciements à toi, **Mélanie**. Depuis dix ans, tu es à mes côtés et tu restes mon pilier, mon soutien au quotidien. Tu m'as encouragé à poursuivre mes études, à me lancer dans cette thèse et tu as été là dans les moments de stress et de doute. Ces dernières années, entre la thèse et le trail, tu as accepté de consacrer des soirées à faire des corrections et des week-ends et vacances à me suivre sur les courses pour m'encourager et m'aider. Sache que je t'aime énormément et que j'espère que cela durera encore longtemps.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Table des matières

Nomenclature **17**

Introduction **19**

1 Etat de l'art **23**
1.1 Contexte 23
1.2 Système Nerveux Autonome (SNA) 23
1.2.1 Structure et organisation du système nerveux autonome 24
1.2.2 Méthodes d'analyse de l'activité du SNA : variabilité de la fréquence cardiaque (VFC), pupillométrie et activité électrodermale (EDA) 25
1.3 Spectroscopie de bioimpédance 42
1.3.1 Introduction générale à la spectroscopie d'impédance 42
1.3.2 Fondements physiques et bioélectriques 43
1.3.3 Configurations et interface 47
1.3.4 Paramètres fréquentiels et profondeur d'analyse 47
1.3.5 Panorama des instruments et ouverture 48

2 Validation du capteur de spectroscopie de bioimpédance **51**
2.1 Conception du capteur de spectroscopie de bioimpédance 51
2.1.1 Description technique 52
2.1.2 Avantages techniques 55
2.2 Validation du capteur 56
2.2.1 Validation sur fantôme électronique 56
2.2.2 Validation in vivo 61
2.2.3 Application des corrections 65
2.2.4 Validation de la précision de la modélisation sur circuits passifs statiques 71
2.2.5 Discussion 73

3 Outil d'analyse basé sur le modèle de Cole **75**
3.1 Version 1 de l'algorithme d'automatisation d'ajustement de courbe . . . 76

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

3.1.1 Matériels et fonctionnement de l'algorithme 76
3.1.2 Protocole d'acquistion et analyse des données de la conductivité de la peau 78
3.1.3 Résultats 78
3.1.4 Conclusion et améliorations proposées 84
3.2 Version 2 de l'algorithme d'automatisation d'ajustement de courbe . . . 85
3.2.1 Matériels et fonctionnement de l'algorithme 85
3.2.2 Méthode de vérification : fantôme électronique/in vivo 88
3.2.3 Résultats 89
3.3 Discussion et conclusion 104

4 Spectroscopie d'impédance appliquée à l'étude de l'EDA 107
4.1 Introduction 107
4.2 Protocole d'acquisition 109
4.3 Etude de la validité des modèles d'ajustement 110
4.3.1 Méthode d'analyse 110
4.3.2 Résultats 111
4.3.3 Validation de la concordance des signaux EDA entre contre-électrode et phalanges distales de la main non dominante 114
4.3.4 Discussion 116
4.4 Analyse de la dépendance fréquentielle des niveaux toniques et phasiques 117
4.4.1 Matériels et méthodes 118
4.4.2 Résultats de l'analyse sur les signaux obtenus au niveau des phalanges distales de la main non-dominante 119
4.4.3 Résultats de l'analyse sur les signaux obtenus au niveau du biceps homolatéral 123
4.4.4 Conclusion et perspective d'étude 125
4.5 Exploration des signaux 126
4.5.1 Corrélation entre sites : site électrodermal et biceps 126
4.5.2 Résultats 127
4.5.3 Conclusion 131
4.6 Discussion 133

5 Discussion et conclusion 137

Bibliographie 145

Liste des figures 151

Liste des tableaux 158

Annexes 163

A Site EDA et contre électrode (CR) 165

B Site de référence de l'activité électrodermale (EDA) 171

C Site du biceps 177

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

D Site EDA et biceps : matrice de corrélation des niveaux toniques 183

E Site EDA et biceps : matrice de corrélation des paramètres de Cole 189

F Site EDA et biceps : matrice de corrélation des paramètres de Cole (EDA) et niveau tonique (biceps) 195

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Nomenclature

1C	1 constante de temps
2C	2 constantes de temps
3C	3 constantes de temps
AC	Courant alternatif
ADC	Convertisseur analogique-numérique (Analog to Digital Converter)
C_p	Capacité parallèle
CPE	Constant Phase Element (élément à phase constante)
DSE	Dispositifs pour la Santé et l'Environnement
DC	Courant continu
ECG	Électrocardiogramme
EDA	Activité électrodermale (Electrodermal activity)
EEG	Électroencéphalogramme
EMG	Électromyographie
F	Farad, unité de capacité électrique
F_c	Fréquence de coupure
FFT	Transformée de Fourier rapide
G	Conductance électrique
Hz	Hertz
I	Intensité du courant électrique
IMU	Unité de mesure inertielle (Inertial Measurement Unit)
Im	Imaginaire
IQR	Intervalle interquartile
mV	Millivolt
μS	Microsiemens
PPG	Photopléthysmographie
R	Résistance
Re	Réelle
R_p	Résistance parallèle
RR	Intervalle RR
R_s	Résistance série du modèle électrique
SCL	Skin Conductance Level (niveau tonique de conductance cutanée)
SCR	Skin Conductance Response (réponse phasique de conductance cutanée)
SIB	Spectroscopie d'impédance bioélectrique
SDNN	Écart type des intervalles NN
SNA	Système nerveux autonome
TDAH	Trouble du déficit de l'attention avec ou sans hyperactivité
U	Tension électrique
V	Volt
VFC	Variabilité de la fréquence cardiaque

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Introduction

Depuis les années 1990, l'étude de l'activité électrodermale (EDA) s'est intensifiée, portée par des avancées technologiques dans la mesure de la conductivité de la peau et par une meilleure compréhension de ses liens avec le système nerveux autonome. L'EDA est désormais largement utilisée comme indicateur fiable d'état physiologique [1]. Les travaux de Boucsein [2] ont consolidé les fondements physiologiques de l'EDA, soulignant son rôle de marqueur privilégié de l'activation sympathique, en particulier par l'activation des glandes sudoripares eccrines. Ce progrès a permis de standardiser les méthodes de mesure et d'analyse de l'EDA, ouvrant la voie à des applications dans la psychophysiologie et les neurosciences cognitives. Des études empiriques récentes ont démontré la capacité de l'EDA à différencier efficacement les états de stress des états de charge cognitive. Par exemple, Critchley *et al.* [3] ont montré que la conductance cutanée reflète non seulement des réactions émotionnelles, mais aussi des processus cognitifs impliquant l'attention et la mémoire de travail. Cette double sensibilité rend l'EDA particulièrement utile dans l'étude des réponses psychophysiologiques complexes. Par ailleurs, de nombreuses recherches ont mis en lumière l'importance des protocoles rigoureux pour l'enregistrement et le traitement des signaux EDA, afin de réduire les artefacts et d'améliorer la reproductibilité des résultats [4]. Les progrès méthodologiques récents intègrent aussi des approches statistiques avancées et des modèles dynamiques, renforçant la pertinence des analyses électrodermales dans divers contextes, allant des neurosciences à la recherche appliquée en ergonomie [5].

Malgré les avancées significatives associées à l'activité électrodermale, cette méthode demeure soumise à un certain nombre de limitations majeures, tant sur le plan technique que physiologique. En premier lieu, les mesures d'EDA sont particulièrement vulnérables aux artéfacts, notamment ceux induits par micromouvements du sujet, aux variations de température ambiante ou à la présence d'une interface électrode-peau [2]. Ces facteurs compromettent la stabilité des enregistrements et nuisent à la fiabilité des données, en particulier dans des conditions non contrôlées ou lors d'applications mobiles de longue durée. Par ailleurs, l'EDA se limite à une mesure globale de la conductance cutanée, sans permettre de différencier les contributions spécifiques des différentes structures tissulaires telles que l'épiderme, le derme ou les glandes sudoripares [1, 2]. Cette absence de sélectivité physiologique constitue un frein impor-

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

tant à l'interprétation précise des phénomènes sous-jacents. À ces contraintes s'ajoute une résolution temporelle parfois insuffisante pour capturer les dynamiques rapides des réponses physiologiques [6]. Enfin, la plupart des dispositifs EDA actuellement disponibles reposent sur des mesures mono-fréquentielles, généralement en courant continu (fréquence nulle), qui ne rendent compte que de manière simplifiée des propriétés bioélectriques de la peau [7]. Cette approche ne permet ni de caractériser les phénomènes réactif (capacité/phase), ni d'exploiter la dépendance fréquentielle des tissus biologiques. Face à ces limites, une évolution des approches de mesure apparaît nécessaire afin d'obtenir des données plus stables, plus précises et plus représentatives des processus physiologiques impliqués [8].

Dans l'optique d'améliorer la modélisation des propriétés électriques de la peau, la spectroscopie d'impédance bioélectrique constitue une méthode susceptible d'apporter des informations complémentaires aux approches classiques [7]. Le principe repose sur l'application d'un courant alternatif sur une plage de fréquences, ainsi que sur l'analyse de la réponse électrophysiologique des tissus à travers le module et la phase de l'impédance mesurée. L'un de ses principaux atouts réside dans la possibilité d'ajuster cette plage fréquentielle afin de sonder différentes zones tissulaires et les structures présentes au sein du tissu cutané [9]. Contrairement aux dispositifs EDA, cette approche multi-fréquentielle permet d'accéder à des informations dynamiques, liées à la distribution spatiale et aux propriétés bioélectriques complexes de la peau [7]. En s'appuyant sur des modèles électrophysiologiques tels que le modèle de Cole [10], cette approche permet de représenter de manière plus réaliste les composantes résistives et capacitives des tissus. La spectroscopie d'impédance n'a toutefois pas vocation à remplacer les mesures d'activité électrodermale, dont la simplicité d'usage et la robustesse dans l'analyse de l'activité du système nerveux autonome (SNA) restent des atouts reconnus. Dans cette perspective, la méthode doit plutôt être envisagée comme un complément, offrant une lecture plus structurée et modélisée des phénomènes bioélectriques cutanés.

La question centrale de cette thèse est la suivante : comment exploiter la spectroscopie d'impédance multi-fréquentielle pour extraire, à partir de la réponse électrique globale de la peau, des informations physiologiquement spécifiques et modélisables ? L'hypothèse sous-jacente est que cette approche, couplée à un modèle électrique adapté tel que le modèle de Cole, peut permettre de distinguer et de quantifier les différentes composantes du signal, notamment celles liées à l'interface électrode-peau, aux propriétés des couches tissulaires et à l'activité sudorale.

Cette thèse s'inscrit dans le prolongement des travaux menés au sein de l'équipe *Dispositifs pour la Santé et l'Environnement* (DSE), autour du développement d'un dispositif de spectroscopie d'impédance dédié à l'analyse des tissus biologiques. Dans un premier temps, le cadre physiologique de référence est présenté. Le fonctionnement du système nerveux autonome y est rappelé, avec un accent sur la branche sympathique dont l'activation accroît la sudation eccrine et, par conséquent, modifie les propriétés électriques de la peau. Les principales lectures périphériques de l'activité autonome sont présentées, notamment la variabilité de la fréquence cardiaque et la pupillométrie, avant de détailler l'activité électrodermale comme indicateur d'état physiologique. Les mécanismes de sécrétion sudorale, ainsi que les composantes tonique et phasique du signal, sont décrits. Les méthodes de mesure sont précisées, exosomatiques ou endosomatiques, avec les configurations d'électrodes, les sites d'enregistrement, les types

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

d'électrodes et les systèmes disponibles. Cette description explicite les limites structurelles des approches à fréquence fixe, qui ne permettent ni de séparer de manière fiable les contributions de l'interface électrode–peau, des couches tissulaires et de la sudation, ni d'exploiter la dépendance en fréquence nécessaire à une modélisation robuste de la peau. Sur cette base, l'intérêt d'une spectroscopie de bio-impédance est introduit. L'analyse, en fonction de la fréquence, des parties réelle et imaginaire ainsi que du module de l'impédance fournit un cadre structuré pour relier les tracés de Nyquist aux paramètres électriques. Le modèle de Cole est présenté comme un outil de description reliant R_∞, R_0, la constante de temps τ et le paramètre α. Les contraintes instrumentales sont discutées, notamment les limites de portabilité, les contraintes de mise en œuvre expérimentale et la durée d'acquisition souvent longue dans l'analyse de l'EDA.

Le second chapitre présente la conception et la validation du capteur de spectroscopie de bio-impédance. La première partie décrit en détail l'architecture électronique et la chaîne d'acquisition, la liste des fréquences retenue, la configuration de mesure et le choix des électrodes, ainsi que les contraintes de mise en œuvre et de portabilité qui ont guidé les décisions de conception. La validation sur fantôme électronique est ensuite conduite sur des circuits statiques représentant des réponses de peau simplifiées. Les mesures obtenues sont confrontées aux valeurs théoriques par une analyse conjointe des parties réelle et imaginaire, avec calcul d'erreurs absolues et relatives pour chaque fréquence. L'accord est apprécié par régression linéaire et coefficient de détermination, puis quantifié par des diagrammes de Bland–Altman afin d'estimer le biais et les limites d'accord. Cette étape établit la fidélité instrumentale en conditions contrôlées et met en évidence les tendances d'erreur selon la fréquence. La validation in vivo évalue ensuite l'accord avec un instrument de référence dans des conditions proches d'un enregistrement EDA au repos. Les comparaisons portent sur les composantes réelle et imaginaire, avec la même série d'indicateurs que pour le fantôme électronique afin d'assurer la cohérence des évaluations. Des séries continues sont exploitées pour vérifier l'absence de dérive notable et vérifier la stabilité temporelle de la mesure multifréquentielle. Enfin, des corrections d'erreurs sont intégrées à la chaîne d'acquisition du capteur. Leur impact est quantifié par une nouvelle campagne sur fantômes électroniques sur les mêmes circuits et sur la même bande de fréquences, en répliquant l'ensemble des analyses (erreurs par fréquence, corrélations, régressions, Bland–Altman). L'objectif est de mettre en évidence la réduction des écarts relatifs, le resserrement de l'accord et la stabilisation des estimations. L'enchaînement conception et validation sur fantômes électroniques, validation in vivo, puis phase de correction constitue la base méthodologique des analyses multifréquentielles développées dans les chapitres suivants.

Le troisième chapitre présente le développement d'un algorithme d'ajustement automatique pour l'analyse de spectres de bio-impédance. L'architecture logicielle est décrite depuis l'import des fichiers jusqu'à l'export des indicateurs, en détaillant (i) la chaîne de prétraitement (appliquée uniquement en condition in vivo) avec lissage par fenêtre moyenne et décimation, (ii) la construction des modèles électriques de type Cole (1, 2 ou 3 constantes de temps) et l'initialisation des paramètres en fonction du nombre de constantes de temps, et (iii) la mise en place de plusieurs schémas de pondération fréquentielle afin d'évaluer l'influence relative des différentes bandes de fréquence. Le chapitre explicite également les critères d'évaluation : observation des erreurs en

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

fonction du temps pour chaque pondération sur la partie réelle, la partie imaginaire et le module de l'impédance, ainsi que l'examen des paramètres de Cole (stabilité temporelle et cohérence physique attendue : $\alpha < 1$, résistances positives, etc.).

La stratégie de vérification est présentée en deux temps. D'abord, une évaluation sur fantôme électronique (circuits statiques) représentatifs compare, pour chaque configuration de modèle (1C/2C/3C), les schémas de pondération et fixe un protocole d'analyse harmonisé. Ensuite, une vérification in vivo sous protocole au repos applique les mêmes réglages : les données sont lissées et décimées pour réduire le bruit, et, pour chaque sujet, les pondérations retenues pour 1C, 2C et 3C sont examinées selon les mêmes indicateurs (erreurs temporelles et paramètres). L'ensemble définit un cadre méthodologique permettant de sélectionner, de manière argumentée, les combinaisons « modèle + pondération » les plus pertinentes, sans anticiper les résultats.

Le dernier chapitre est consacré à l'analyse multifréquentielle de l'activité électrodermale à partir du capteur de bio-impédance développé précédemment. L'objectif est d'examiner comment les composantes toniques et phasiques du signal évoluent en fonction de la fréquence, puis d'explorer dans quelle mesure certains indicateurs permettent de distinguer l'activité sudomotrice de la contribution de l'interface électrode–peau. Une première partie s'appuie sur un protocole multifréquentiel réalisé sur le site palmaire. Les signaux sont décomposés en niveaux toniques normalisés et en réponses phasiques, puis analysés par fréquence et par sujet afin de décrire la dépendance fréquentielle, la variabilité inter-individuelle et les conséquences possibles du choix d'une fréquence unique pour l'interprétation psychophysiologique.

Dans un second temps, l'analyse est étendue à un protocole à deux sites, en parallèle sur les doigts et sur le biceps homolatéral, ce dernier étant considéré comme majoritairement représentatif de l'interface électrode–peau. La concordance entre sites est d'abord évaluée à partir des niveaux toniques, puis au travers des paramètres du modèle de Cole à deux constantes de temps, estimés selon la configuration retenue au chapitre précédent. Les métriques extraites aux doigts sont confrontées à celles du biceps afin d'identifier les plages fréquentielles et les paramètres qui semblent refléter principalement l'interface électrode-peau à ceux restant sensibles à l'activité électrodermale. Ce cadre d'analyse multifréquentielle fournit ainsi des éléments pour l'interprétation des mesures spectrales d'EDA.

Enfin, une discussion générale et une conclusion cloturent le manuscrit. Les principaux apports de la thèse sont synthétisés, depuis le développement instrumental et méthodologique jusqu'à l'analyse multifréquentielle de l'activité électrodermale. Les résultats sont replacés dans le contexte des travaux existants, les limites des approches proposées sont discutées et plusieurs pistes sont proposéses pour de futurs travaux, tant sur le plan de l'instrumentation que de la modélisation et des applications en psychophysiologie.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

CHAPITRE 1

Etat de l'art

1.1 Contexte

L'étude du système nerveux autonome et de ses fluctuations rapides intéresse de nombreux domaines (santé, ergonomie, neurosciences, interactions homme–machine). Parmi les lectures périphériques disponibles (variabilité de la fréquence cardiaque (VFC), pupillométrie, activité électrodermale (EDA)), l'EDA offre une mesure simple d'accès, mais sa compréhension repose autant sur la physiologie de la sudation que sur les propriétés électriques de la peau et l'instrumentation utilisée. Les approches historiques à fréquence fixe livrent une information utile mais incomplète : elles mélangent des contributions d'interface et tissulaires et n'exploitent pas la dépendance fréquentielle des tissus. Ce chapitre propose donc un cadre général qui relie ces aspects : bases physiologiques, méthodes de mesure et limites des dispositifs classiques, puis introduction de la spectroscopie de bio-impédance et des modèles de type Cole/CPE comme cadre pour une description plus fidèle. Cette mise en perspective à pour objectif de préparer le positionnement méthodologique de la thèse et motive les choix de conception, de validation et d'analyse présentés dans les chapitres suivants.

1.2 Système Nerveux Autonome (SNA)

Le système nerveux est classiquement défini comme le système chargé de la réception des informations, de leur intégration et de l'élaboration de réponses adaptées, et se trouve divisé en deux parties. Le système nerveux central, regroupant l'encéphale et la moelle épinière, et un système nerveux périphérique, constitué des nerfs et des ganglions, au sein desquels sont coordonnées l'activité sensorielle, la commande motrice et les régulations internes. Sur le plan fonctionnel, une distinction est usuellement établie entre le système somatique, dédié aux actes volontaires et à la sensibilité, et le système autonome, responsable des fonctions viscérales et du maintien de l'homéostasie. Chez l'être humain, la régulation des fonctions vitales est assurée par le système nerveux autonome (SNA), dont l'action neurovégétative, indépendante de la volonté consciente, soutient l'équilibre physiologique et fournit un cadre d'interprétation pour de nombreux marqueurs psychophysiologiques.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

1.2.1 Structure et organisation du système nerveux autonome

Le système nerveux autonome, composante du système nerveux périphérique, régule les fonctions involontaires telles que la fréquence cardiaque, la pression artérielle, la respiration, la digestion et la thermorégulation [11]. Son activité se déroule en arrière-plan, sans contrôle conscient, afin d'assurer des réponses rapides et adaptées aux stimuli internes et externes et de maintenir l'homéostasie [12]. À l'inverse, le système nerveux somatique commande les muscles squelettiques et les actions volontaires.

Le SNA est classiquement divisé en deux branches principales aux fonctions complémentaires (Figure 1.1) :

- Le système sympathique, mobilisé lors des situations perçues comme menaçantes ou exigeantes, initie une réponse de type *fight or flight*. Cette activation déclenche une série de modifications physiologiques comme l'accélération de la fréquence cardiaque, dilatation des pupilles, inhibition du système digestif, sudation et mobilisation des réserves énergétiques [13, 14].
- Le système parasympathique, en revanche, prédomine durant les phases de récupération et de repos *(rest and digest)*. Ce dernier favorise la conservation de l'énergie, stimule les fonctions digestives, ralentit le rythme cardiaque et restaure un état de calme physiologique [15].

Ces deux systèmes, bien qu'opposés dans leurs effets immédiats, agissent en interaction constante pour assurer un équilibre adaptatif. Leur coordination garantit la stabilité du milieu intérieur et la réactivité face aux demandes de l'environnement, constituant un déterminant majeur de la santé physiologique et psychologique [16].

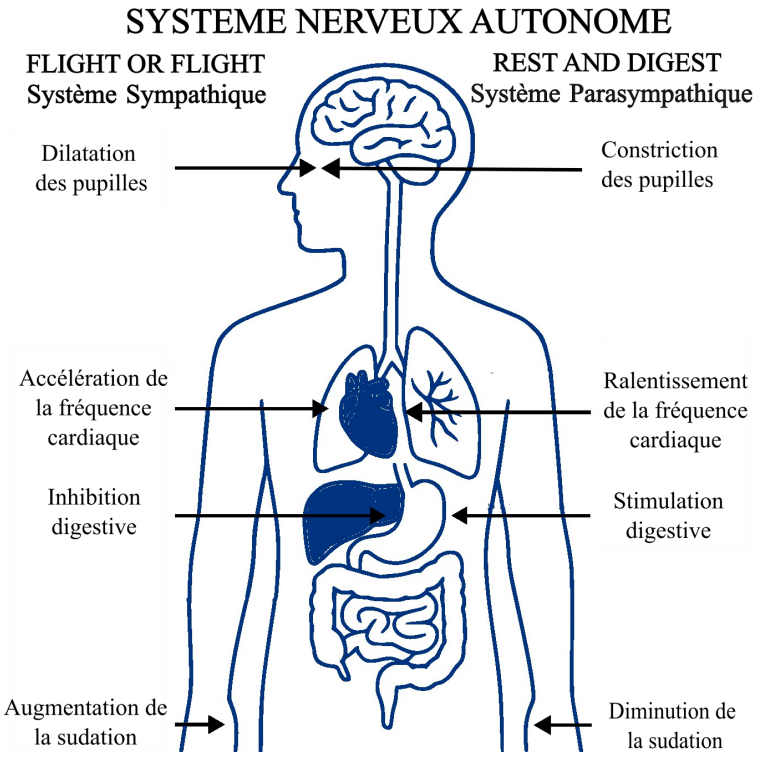

FIGURE 1.1 – Action des branches sympathique et parasympathique du système nerveux autonome.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

1.2.2 Méthodes d'analyse de l'activité du SNA : variabilité de la fréquence cardiaque (VFC), pupillométrie et activité électrodermale (EDA)

L'activité du système nerveux autonome (SNA), en raison de sa nature essentiellement involontaire, demeure difficilement observable de manière directe. C'est pourquoi des méthodes indirectes, mais fiables, ont été développées afin d'en quantifier les réponses fonctionnelles. Parmi celles-ci, la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC), la pupillométrie et l'activité électrodermale (EDA) constituent les outils principaux, permettant d'évaluer, de manière non invasive, l'équilibre dynamique entre les branches sympathique et parasympathique du SNA. Ces techniques bénéficient aujourd'hui d'une large diffusion, tant dans les recherches fondamentales en neurosciences et psychologie expérimentale, que dans les applications cliniques visant à mieux comprendre et diagnostiquer divers états pathologiques.

1.2.2.1 Variabilité de la fréquence cardiaque (VFC)

La variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) désigne la fluctuation temporelle entre les intervalles successifs entre deux battements cardiaques, généralement mesurée via un électrocardiogramme (ECG) ou, plus récemment, à l'aide de capteurs photopléthysmographiques. Cette variabilité traduit la modulation fine du rythme cardiaque exercée par le système nerveux autonome et constitue un indicateur fiable et non invasif de l'équilibre entre les influences sympathiques et parasympathiques [17]. L'activité parasympathique, essentiellement médiée par le nerf vague, se manifeste par un ralentissement du rythme cardiaque et des variations rapides et dynamiques des intervalles de temps entre la détection de deux battements cardiaques (intervalle RR). À l'inverse, l'activation du système sympathique favorise une accélération du rythme et en diminue la variabilité. Ainsi, l'analyse de la VFC offre une évaluation robuste du rapport d'activité sympathovagal, et par extension de l'état d'homéostasie physiologique du système nerveux autonome [18]. La figure 1.2 illustre l'un des indicateurs de la variabilité de la fréquence cardiaque, le SDNN, qui représente l'écart-type des intervalles RR successifs.

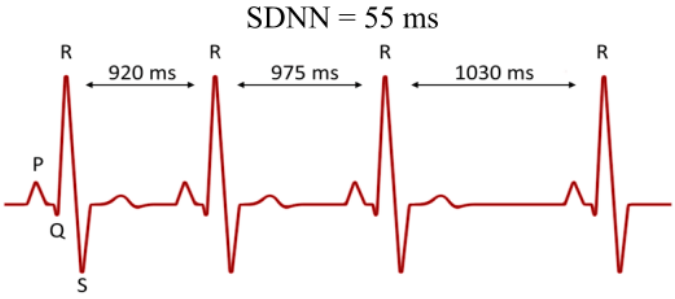

FIGURE 1.2 – Illustration de l'indicateur SDNN de la variabilité de la fréquence cardiaque.[1]

1. https://cdn.prod.website-files.com

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

L'analyse de la VFC trouve des applications multiples dans l'évaluation du stress psychologique et physiologique, fournissant des indicateurs quantitatifs pour le suivi de la récupération après un effort physique ou une exposition prolongée à des situations stressantes [19, 20]. Elle permet également d'identifier des états pathologiques tels que la fatigue chronique, le syndrome d'épuisement professionnel (burn-out) ou divers troubles anxieux [21]. Par ailleurs, la VFC est largement exploitée dans les domaines de la recherche sur le sommeil, l'étude de la charge mentale cognitive et émotionnelle, ainsi que dans l'évaluation du risque cardiovasculaire, où elle renseigne sur la modulation autonome et la résilience physiologique [22].

De nombreux facteurs rendent l'interprétation et la comparaison de la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) particulièrement complexes. Cette mesure est très sensible aux artefacts de mouvement, aux battements ectopiques ainsi qu'aux erreurs de détection [23]. Un mauvais placement des électrodes ou des capteurs optiques peut également altérer la qualité du signal et compromettre la fiabilité des données obtenues [24]. Par ailleurs, plusieurs facteurs externes tels que le tabagisme, la consommation de caféine ou d'alcool peuvent influencer de manière significative les valeurs de VFC [25, 20, 26]. Enfin, une importante variabilité interindividuelle est observée, rendant peu pertinentes les comparaisons directes entre individus [27]. Deux personnes en bonne santé peuvent présenter des profils de VFC très différents, ce qui limite la reproductibilité et la généralisation des résultats.

1.2.2.2 Pupillométrie

La pupillométrie correspond à la mesure des variations du diamètre pupillaire. Ces variations traduisent l'activité du système nerveux autonome, en particulier l'équilibre dynamique entre la branche sympathique (responsable de la dilatation) et la branche parasympathique (impliquée dans la constriction de la pupille) [28]. La mesure est généralement réalisée à l'aide de dispositifs optiques infrarouges, tels que des *eyetrackers*, des lunettes intelligentes ou des caméras spécialisées. Ces systèmes permettent un enregistrement continu ou ponctuel du diamètre pupillaire, souvent en réponse à des stimuli visuels ou cognitifs, tels que des flashs lumineux ou des tâches mentales complexes. Les paramètres les plus couramment analysés incluent le diamètre moyen de la pupille, la latence de la réponse, l'amplitude de la dilatation ainsi que les dynamiques d'évolution du diamètre [29]. Ces éléments fournissent des informations précieuses sur le tonus autonome de l'individu.

La pupillométrie est aujourd'hui utilisée dans de nombreux domaines scientifiques pour explorer le fonctionnement du système nerveux autonome. Elle est notamment pertinente dans l'évaluation du stress aigu, de la charge mentale et des états de vigilance. Une augmentation du diamètre pupillaire est généralement observée en situation de demande cognitive élevée, ce qui en fait un indicateur fiable de l'activation sympathique [30]. En recherche psychophysiologique, la pupillométrie permet de quantifier l'effort mental, de suivre l'évolution de la charge cognitive dans le temps ou encore de détecter les réponses émotionnelles induites par des stimuli. Cette sensibilité explique sa large utilisation dans les neurosciences, l'ergonomie et la psychologie expérimentale [31]. Par ailleurs, des altérations de la réponse pupillaire ont été observées dans plusieurs troubles neurodéveloppementaux et psychiatriques, notamment les troubles du spectre

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

autistique, la dépression, l'anxiété ou encore le trouble du déficit de l'attention avec ou sans hyperactivité (TDAH). Ces observations suggèrent un lien entre la régulation autonome et les manifestations cliniques de ces pathologies [29, 32]. Enfin, la pupillométrie s'avère utile pour évaluer l'état de vigilance, en particulier dans des contextes de somnolence ou de fatigue. L'évolution du diamètre pupillaire au cours du temps permet de détecter les fluctuations d'éveil, ce qui présente un intérêt pour les applications liées à la sécurité dans les domaines du transport, du travail de nuit ou de l'aviation [33].

Il demeure difficile de disposer de systèmes de pupillométrie véritablement portables et non intrusifs offrant une qualité de mesure comparable à celle des dispositifs de laboratoire. Les études de validation sur lunettes d'oculométrie montrent en particulier une dégradation de la précision lorsque les mouvements de tête/corps augmentent, même avec des modèles récents [34]. Les solutions embarquées (lunettes ou casques avec oculométrie intégrée) existent, mais leur déploiement hors environnement contrôlé reste contraint par le coût, l'encombrement, les besoins d'alignement optique et la sensibilité aux conditions lumineuses. En pratique, une grande partie des études demeure réalisée en contexte clinique ou de laboratoire, où l'éclairage et la position du sujet peuvent être stabilisés.

La pupillométrie présente plusieurs limites importantes. La taille de la pupille est en effet très sensible aux variations de la luminosité ambiante, ce qui peut provoquer des fluctuations significatives indépendamment des processus cognitifs ou émotionnels étudiés [35]. Cette sensibilité complique donc l'interprétation des changements pupillaires liés à l'activité psychologique. De plus, la taille de la pupille et sa réactivité peuvent varier considérablement d'un individu à un autre, en fonction notamment de la fatigue, de l'âge, de la santé oculaire ou du sexe [36]. Ces variations compliquent la comparaison des mesures tant entre sujets qu'au sein d'un même sujet à différents moments. Par ailleurs, les mouvements oculaires et les clignements entraînent fréquemment des artefacts et des interruptions dans les données, rendant leur traitement plus complexe [28]. Enfin, la latence variable de la réponse pupillaire après un stimulus complique l'analyse temporelle fine des événements étudiés [31].

1.2.2.3 Activité électrodermale (EDA)

Physiologie des glandes sudoripares

Le corps humain possède différentes glandes sudoripares réparties sur l'ensemble de la surface cutanée. Deux types sont principalement présents : les glandes eccrines et les glandes apocrines (Figure 1.3). Actives dès la naissance, les glandes eccrines jouent un rôle essentiel dans la régulation thermique [37], mais aussi dans certaines réponses émotionnelles [2]. À l'inverse, les glandes apocrines deviennent fonctionnelles à la puberté. Ces glandes sont associées aux follicules pileux et leur sécrétion, plus visqueuse et riche en protéines et lipides intervenant en réponse à des stimuli émotionnels ou hormonaux, contribuant notamment aux odeurs corporelles [38].

Bien que les glandes apocrines participent également à la sudation émotionnelle, c'est la sueur eccrine, plus aqueuse, qui est principalement impliquée dans les réponses rapides et mesurables du système nerveux autonome [1, 6]. Cette distinction explique pourquoi les glandes eccrines sont privilégiées dans les recherches psychophysiologiques, notamment celles portant sur la conductivité électrique de la peau [2].

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

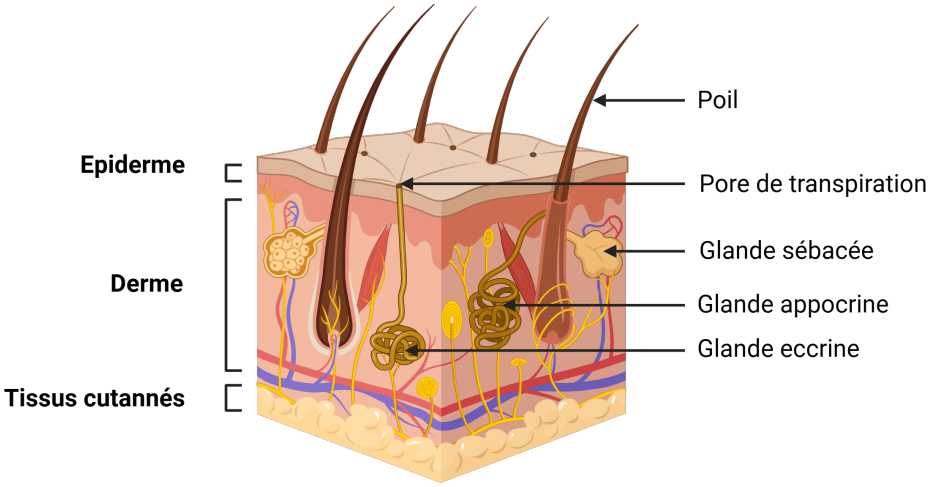

FIGURE 1.3 – Coupe schématique de la peau humaine représentant les couches tissulaires (épiderme, derme, tissus cutanés) et les structures annexes (glande sébacée, glande sudoripare eccrine et son canal excréteur).[2]

La densité des glandes eccrines varie selon les régions corporelles. Ces glandes sont particulièrement abondantes au niveau des paumes (environ 620 glandes/cm²), des plantes des pieds (environ 430 glandes/cm²) et du front (environ 180 glandes/cm²), mais plus clairsemées sur le tronc et les membres [39].

Sur le plan histologique, les glandes eccrines se composent de deux parties fonctionnelles : une portion sécrétrice, située dans le derme profond, et un canal excréteur qui traverse le derme puis l'épiderme pour déboucher à la surface cutanée [39]. La portion sécrétrice contient trois types cellulaires : les cellules claires, qui assurent la sécrétion d'eau et d'électrolytes, les cellules foncées, impliquées dans la production de glycoprotéines, et les cellules myoépithéliales, dont les propriétés contractiles favorisent l'expulsion du fluide vers la surface cutanée [38].

Mécanisme de sécrétion

La sécrétion de la sueur par les glandes eccrines débute par l'activation du système nerveux autonome et plus précisément de sa branche sympathique. Contrairement à la plupart des organes activés par le système sympathique via la noradrénaline, les glandes eccrines sont une exception : leur activation repose sur la libération d'acétylcholine. Ce neurotransmetteur agit sur des récepteurs muscariniques situés à la surface des cellules des glandes eccrines, déclenchant ainsi le processus de sudation [2, 40].

Ce mécanisme peut être activé dans différents contextes :

- **Thermorégulation :** en réponse à une élévation de la température corporelle.
- **Facteurs émotionnels :** tels que le stress, l'anxiété, la peur ou même la douleur, impliquant la sudation émotionnelle [38].

2. Illustration réalisée avec BioRender — `https://www.biorender.com/`.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Le processus de sécrétion se déroule en deux étapes successives :

- **La sécrétion initiale :** la sueur est initialement produite dans la portion sécrétrice tubulaire, profondément ancrée dans le derme. Cette phase implique une sécrétion active d'un fluide plasmatique iso-osmotique, majoritairement composé d'eau, d'ions sodium (Na^+) et chlorure (Cl^-), mais également de faibles concentrations de potassium (K^+), de lactate, d'urée, d'acides aminés et de petites quantités de métabolites liposolubles [38]. Les cellules myoépithéliales, entourant cette portion, exercent une contraction régulée qui favorise le transfert du fluide vers le canal excréteur [38, 39, 41].
- **La modification dans le canal excréteur :** au cours de son trajet dans le canal, la sueur subit une réabsorption partielle des ions Na^+ et Cl^-. Cette réabsorption permet d'ajuster la composition ionique finale de la sueur. En conditions normales, cela rend la sueur hypotonique par rapport au plasma, c'est-à-dire moins concentrée en électrolytes [41, 42]. Toutefois, lorsque la production de sueur est très élevée (par exemple lors d'un stress intense ou d'un effort physique important), le débit sudoral augmente. Le passage rapide de la sueur dans le canal excréteur limite le temps disponible pour la réabsorption des électrolytes, rendant alors la sueur plus salée [2, 43]. Cette augmentation de la concentration ionique a un impact direct sur la conductivité électrique de la peau, qui devient plus élevée.

Composition et rôle électrodermal de la sueur

Au-delà de ses fonctions thermorégulatrices, la sueur eccrine joue un rôle fondamental dans la conductivité électrique de la peau, paramètre clé dans l'analyse de l'activité électrodermale. La sueur contient des électrolytes dissous, qui, une fois à la surface cutanée, augmentent la conductivité électrique du *stratum corneum* en favorisant la dissociation ionique. Cela diminue la résistance cutanée et facilite le passage d'un courant électrique [2, 42].

C'est cette propriété électrolytique qui est exploitée dans les enregistrements de conductance cutanée (*skin conductance level* ou *skin conductance response*), où les variations mesurées reflètent l'intensité de l'activation sympathique. Une sudation accrue, qu'elle résulte d'un besoin de thermorégulation ou d'une réaction émotionnelle, se traduit donc par une élévation mesurable de la conductance cutanée. Ce signal physiologique est devenu un marqueur standard dans l'étude des états d'alerte, d'émotion et d'attention [1, 2, 6].

En somme, le rôle de la sueur eccrine dans l'activité électrodermale est à la fois quantitatif, par le volume de sueur sécrété, et qualitatif, par sa composition ionique qui influence directement la conductivité de la peau [2, 42].

Bases électrophysiologiques de l'EDA

L'activité électrodermale (EDA) désigne les variations des propriétés électrophysiologiques de la peau, principalement sa conductance et sa résistance électrique, en réponse à l'activation du système nerveux autonome, et plus spécifiquement de sa branche sympathique cholinergique [2, 6, 44].

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

La quantification de l'EDA repose sur deux approches méthodologiques principales (Figure 1.4) :

- **La méthode exosomatique**, aujourd'hui la plus largement utilisée, repose sur l'application d'un courant électrique de faible intensité, généralement continu (DC), entre deux électrodes fixées à la surface cutanée. Cette technique permet de mesurer soit la résistance électrique (exprimée en ohms), soit sa réciproque, la conductance cutanée (exprimée en microsiemens). Elle se distingue par sa grande sensibilité, sa stabilité temporelle et sa compatibilité avec les enregistrements dynamiques en temps réel, ce qui en fait la méthode de référence en laboratoire comme en contexte appliqué [2, 45].
- **La méthode endosomatique**, plus ancienne, consiste à enregistrer le potentiel électrique spontané généré par la peau, sans injection de courant externe. Cette mesure de la différence de potentiel naturelle entre deux points cutanés est influencée par les phénomènes électrochimiques locaux, notamment la sudation. Cependant, en raison de sa faible robustesse expérimentale, de sa sensibilité accrue aux artefacts et de sa stabilité réduite dans le temps, elle est aujourd'hui peu exploitée dans les protocoles expérimentaux [2, 6].

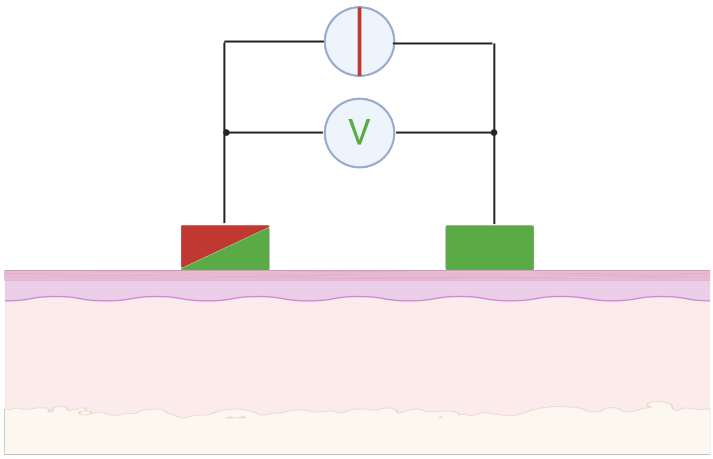

FIGURE 1.4 – Méthodes de mesure EDA à deux électrodes : exosomatique (en rouge, injection de courant continu ou alternatif et estimation de l'impédance $Z(f)$ à partir de la mesure de la différence de potentiel) et endosomatique (en vert, mesure du potentiel cutané sans injection).[3]

3. Illustration réalisée avec BioRender — `https://www.biorender.com/`.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Composition de l'activité électrodermale

L'activité électrodermale est classiquement décrite comme constituée de deux composantes physiologiques distinctes : une composante tonique, appelée *Skin Conductance Level (SCL)* et une composante phasique, désignée sous le terme de *Skin Conductance Response (SCR)* (Figure 1.5) [2, 6, 45]. La composante tonique correspond au niveau de base de la conductance cutanée, mesuré de manière continue, qui reflète l'état général d'activation du système nerveux autonome, en particulier de sa branche sympathique. Ce niveau varie lentement dans le temps, sur des échelles de plusieurs secondes à plusieurs minutes et est influencé par différents facteurs tels que la vigilance, la température cutanée, l'état de fatigue ou encore le stress chronique [2, 6]. Le SCL constitue ainsi un indicateur global de l'état physiologique du sujet et sert de référence pour détecter les variations plus rapides associées à la composante phasique. La composante phasique, quant à elle, représente les variations transitoires de la conductance cutanée survenant en réponse à un stimulus externe (par exemple un son, une image ou une tâche cognitive) ou interne, comme une émotion ou une pensée [6, 46]. Ces variations, appelées *Skin Conductance Response (SCR)*, se manifestent par une augmentation rapide de la conductance, apparaissant typiquement entre 1 et 5 secondes après le stimulus, suivie d'un retour progressif vers le niveau tonique [2, 6]. Les SCR sont couramment utilisées pour quantifier l'intensité des réactions émotionnelles ou cognitives d'un individu face à un événement donné. Des réponses dites non spécifiques (*non-specific SCRs*) peuvent également être observées, correspondant à des variations phasiques apparaissant en l'absence de stimulus clairement identifiable et reflétant une activation spontanée du système sympathique [6, 47].

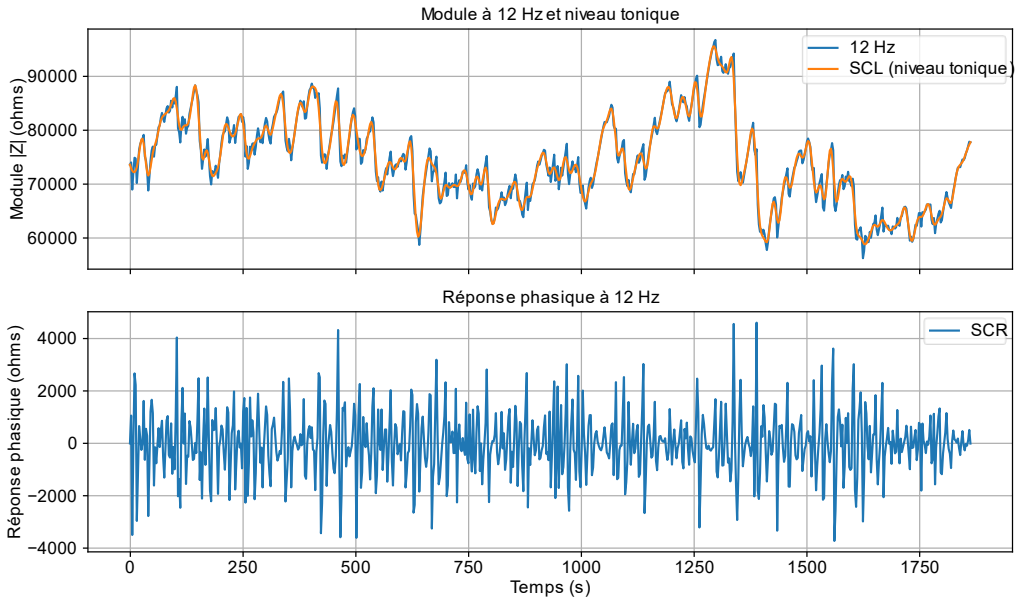

FIGURE 1.5 – Décomposition tonique et phasique de la conductance cutanée. Le premier graphique illustre le niveau tonique à 12 Hz (SCL), qui évolue lentement au cours du temps. Le deuxième graphique représente les réponses phasiques (SCR) présentes sur le signal à 12 Hz.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Pour séparer la composante tonique du signal de conductance $G(t)$, un filtre passe-bas de Butterworth d'ordre 2 est appliqué. Le niveau tonique est donc défini par :

$$\mathrm{SCL}(t) = \mathrm{LP}_{f_c}\{G(t)\}, \tag{1.1}$$

où $\mathrm{LP}_{f_c}\{\cdot\}$ désigne l'application d'un filtre passe-bas de fréquence de coupure f_c. En pratique, une fréquence de coupure comprise entre 0,5 et 1 Hz est couramment retenue. Cette plage permet de conserver les variations lentes du SCL tout en rejetant l'essentiel des variations rapides associées à la composante phasique dans le signal résiduel [5, 48]. Une fréquence de coupure trop élevée laisse passer une fraction non négligeable des composantes phasiques dans $\mathrm{SCL}(t)$ et augmente la part de bruit, ce qui dégrade la séparation entre SCL et SCR. À l'inverse, une fréquence de coupure trop basse conduit à un $\mathrm{SCL}(t)$ excessivement lissé, avec atténuation des variations lentes et l'introduction d'un retard de phase plus marqué.

Une fois la composante tonique déterminée, la partie phasique est donc obtenue par soustraction du niveau tonique au signal brut :

$$\mathrm{SCR}(t) = G(t) - \mathrm{SCL}(t). \tag{1.2}$$

Le niveau phasique, noté $\mathrm{SCR}(t)$, correspond ainsi à la composante rapide du signal de conductance, associée aux réponses phasiques, après retrait du niveau tonique.

Pour quantifier plus précisément la composante phasique de l'activité électrodermale, plusieurs paramètres sont classiquement utilisés. Ces derniers permettent de décrire la forme, l'intensité et la dynamique temporelle des réponses observées. Parmi les principaux paramètres étudiés (Figure 1.6) :

- **L'amplitude**, qui correspond à la différence de conductance entre le niveau de base (juste avant le début de la réponse) et le pic de la SCR. Ce paramètre reflète l'intensité de l'activation sympathique induite par le stimulus [2, 46].
- **Le temps de latence**, défini comme l'intervalle entre l'apparition du stimulus et le début de la variation de conductance, traduisant d'un délai de réaction du système nerveux autonome [6, 47].
- **Le temps de montée (*rise time*)**, soit le temps nécessaire pour atteindre le pic de la réponse après le début de l'élévation de conductance, renseignant sur la rapidité du processus physiologique engagé [2].
- **Le temps de demi-récupération (*half-recovery time*)**, qui représente la durée nécessaire pour que la conductance redescende à la moitié de l'amplitude maximale après le pic. Ce paramètre est associé à la phase de retour à l'état de repos [47].

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

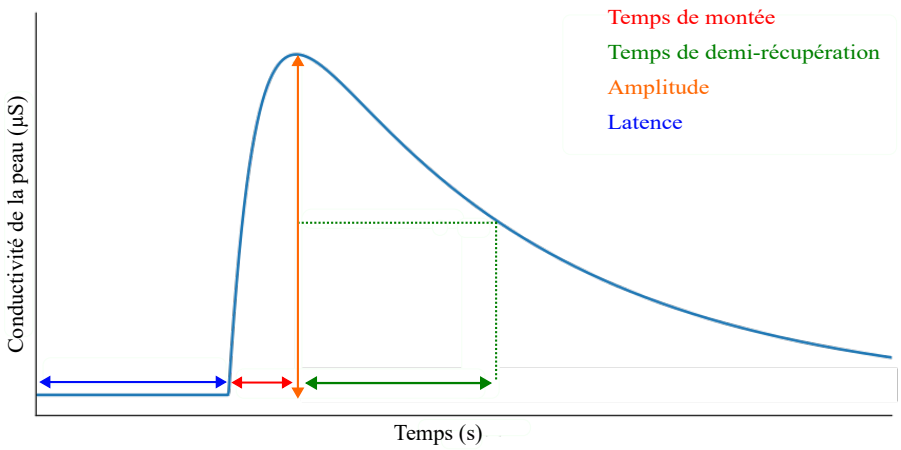

FIGURE 1.6 – Paramètres temporels d'une réponse phasique de conductance cutanée. La courbe illustre une SCR isolée avec ses paramètres de quantifications : amplitude, latence, temps de montée et temps de demi-récupération.

Ces indicateurs sont largement utilisés dans les protocoles expérimentaux, notamment pour comparer les réponses entre différentes conditions, populations ou types de stimuli [46]. L'activité électrodermale est toutefois fortement influencée par divers facteurs physiologiques et environnementaux, susceptibles de modifier l'amplitude, la fréquence d'apparition ou la dynamique des réponses, ce qui complexifie leur interprétation [2]. Parmi les plus fréquents :

- **La température ambiante**, qui affecte la thermorégulation et, par conséquent, l'activité sudorale [2, 7].
- **L'état d'hydratation de la peau**, qui influence directement sa conductivité [47].
- **L'âge**, qui peut entraîner une diminution de la densité ou de la réactivité des glandes sudoripares [2].
- **La prise de médicaments**, en particulier ceux agissant sur le système nerveux autonome (bêtabloquants, antidépresseurs, anticholinergiques) [45].
- **Le niveau de stress chronique**, la condition physique ou l'état émotionnel, qui peuvent altérer le niveau tonique de la conductance [2, 46].

L'ensemble de ces paramètres introduit une variabilité inter- et intra-individuelle importante, rendant parfois difficile la comparaison ou la généralisation des résultats. Ces contraintes justifient l'exploration de méthodes complémentaires, comme la spectroscopie d'impédance, offrant une approche plus robuste et plus facilement modélisable de la réponse électrique cutanée [2, 7].

Mesure de l'activité électrodermale par méthode exosomatique

La mesure de l'activité électrodermale par méthode exosomatique repose sur l'évaluation de la conductivité électrique de la peau, généralement exprimée en termes de conductance G (en siemens, S) ou de résistance R (en ohms, Ω). Cette évaluation s'effectue par l'injection d'un signal électrique entre deux électrodes cutanées et l'enregistrement du courant ou de la tension résultante, en fonction du mode de mesure utilisé. Deux types d'excitation sont principalement employés : le courant continu (DC) et le courant alternatif (AC), chacun présentant des avantages et des limitations spécifiques [2, 49, 50].

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

La mesure en courant continu consiste à appliquer une tension constante, généralement comprise entre 0,5 V et 1 V, entre deux électrodes placées à la surface de la peau. Le courant traversant les tissus est alors mesuré, ce qui permet, par application de la loi d'Ohm (G = I/U), de calculer directement la conductance cutanée. Cette méthode est simple à mettre en œuvre et constitue la norme dans de nombreux dispositifs commerciaux [2, 45, 49, 50]. Cependant, l'utilisation prolongée d'un courant unidirectionnel entraîne des effets indésirables à l'interface électrode-peau, notamment une polarisation électrochimique progressive. Cette polarisation provoque une dérive du signal, des décalages de ligne de base et des perturbations du milieu électrolytique local, réduisant la stabilité des mesures, en particulier lors d'enregistrements de longue durée [49, 50, 51].

À l'inverse, la mesure en courant alternatif repose sur l'injection d'un courant sinusoïdal de faible amplitude, généralement de basse fréquence (de l'ordre de 10 Hz à 100 Hz dans les systèmes EDA standards) et sur la mesure de la réponse en tension. L'alternance de la polarité limite les phénomènes de polarisation électrochimique, ce qui améliore la stabilité des enregistrements [49, 51]. De plus, cette approche permet d'accéder à l'impédance complexe $Z(f)$ du tissu, exprimée selon :

$$Z(f) = R(f) + jX(f) \tag{1.3}$$

où :

- **R** est la composante résistive, **X** la réactance.
- **f** la fréquence du signal.

La composante réactive (X) contient des informations sur les propriétés capacitives des tissus et de l'interface [9, 50]. La mesure fréquentielle associée permet une description plus fine du comportement électrique cutané, notamment via l'utilisation de modèles équivalents tels que le modèle de Cole [7, 10], et constitue la base des approches plus avancées de spectroscopie d'impédance. En contrepartie, la mise en œuvre d'un tel dispositif requiert une instrumentation plus complexe, intégrant des générateurs sinusoïdaux stables, des circuits de détection synchrone (lock-in amplifiers) et des algorithmes de traitement du signal spécifiques [2, 50].

Ce compromis entre simplicité d'usage (DC) et richesse de l'information (AC) constitue un point clé dans le choix des modalités de mesure, selon les objectifs expérimentaux et les contraintes d'acquisition [49, 50, 51].

Configuration d'électrodes : deux, trois ou quatre électrodes

Dans le domaine de la mesure de l'activité électrodermale et plus précisément dans la mesure de la conductivité de la peau, le choix du montage est un facteur essentiel qui conditionne la précision des données, leur stabilité, ainsi que l'interprétabilité des phénomènes physiologiques sous-jacents. Trois éléments sont à considérer : la configuration du circuit de mesure (nombre d'électrodes), leur positionnement anatomique et la nature des électrodes elles-mêmes.

La configuration à deux électrodes (Figure 1.7 (a)) est la plus largement utilisée dans les dispositifs commerciaux et les études en contexte appliqué. Dans ce montage dit bipolaire, les deux électrodes assurent à la fois l'injection du courant et la mesure de la

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

tension. Ce schéma est simple, peu coûteux et compatible avec des systèmes embarqués. Néanmoins, l'impédance mesurée combine à la fois la contribution des tissus biologiques et celle des interfaces électrode-peau, dont les propriétés électrochimiques varient avec l'humidité, la température, la pression de contact ou le temps. Ces effets parasitent la mesure et compliquent la modélisation électrique du système [50, 52].

La configuration à trois électrodes (Figure 1.7 (c)) ajoute une électrode de référence, généralement reliée à la masse du système ou utilisée pour stabiliser le potentiel commun. Bien qu'elle puisse améliorer le rejet des interférences électromagnétiques et les problèmes de polarité flottante, notamment dans des systèmes multicanaux ou couplés à d'autres signaux physiologiques (ECG, électroencéphalogramme (EEG)), elle ne corrige pas l'effet de l'impédance de contact [50, 53].

La configuration à quatre électrodes (Figure 1.7 (b)) est la plus précise, notamment pour les mesures d'impédance spectroscopiques. Deux électrodes sont dédiées à l'injection du courant (I+/I−), tandis que deux autres, positionnées entre elles, sont exclusivement utilisées pour mesurer la différence de potentiel (V+/V−). Cette séparation fonctionnelle permet de supprimer la contribution des interfaces électrode-peau dans le calcul de l'impédance, offrant une mesure fidèle des propriétés tissulaires sous-cutanées sur une large gamme fréquentielle [50].

Dans le cadre spécifique de l'activité électrodermale, la topologie de mesure conditionne aussi la sensibilité aux phénomènes physiologiques recherchés. Les variations d'EDA usuelles proviennent majoritairement de modifications de conductivité dans les couches superficielles, en particulier le *stratum corneum* et l'épiderme, sous l'effet de la sécrétion sudorale eccrine. À quatre électrodes, la séparation injection/mesure vise à éliminer la contribution des interfaces électrode–peau pour accéder aux propriétés volumétriques tissulaires. Cette configuration, optimale pour la mesure des tissus cutanées (fidélité, linéarité), tend cependant à atténuer la part d'interface (et la couche cornée) qui constitue une composante majeure de la variation de conductivité observée lors des réponses EDA. De plus, la profondeur apparente de mesure est augmentée par rapport à la méthode bipolaire, ce qui diminue les signatures liées à la sudation.

À l'inverse, la configuration à deux électrodes, bien que plus sensible aux impédances de contact et aux artefacts, capte directement les variations au niveau de l'interface et du *stratum corneum*, et donc les modulations rapides associées aux SCR ainsi que les changements lents de SCL. De ce fait, cette configuration est privilégiée dans la plupart des dispositifs EDA et des études appliquées, à condition d'encadrer la mesure (type d'électrodes, pression, localisation, contrôle de l'humidité/température) pour limiter les confusions. La configuration à trois électrodes peut améliorer la stabilité du potentiel commun et le rejet de certaines interférences, mais ne supprime pas l'impédance d'interface et n'accroît pas la sélectivité vis-à-vis des couches superficielles par rapport au bipolaire.

En résumé, pour des objectifs EDA centrés sur la détection et la quantification des variations de conductivité induites par la sudation, le montage à deux électrodes est privilégié, l'interface électrode–peau restant incluse dans la mesure et l'information de surface demeurant accessible. À l'inverse, le montage à quatre électrodes, plus précis en spectroscopie d'impédance, minimise la contribution de surface liée à l'interface et atténue la composante porteuse de la réponse électrodermale.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

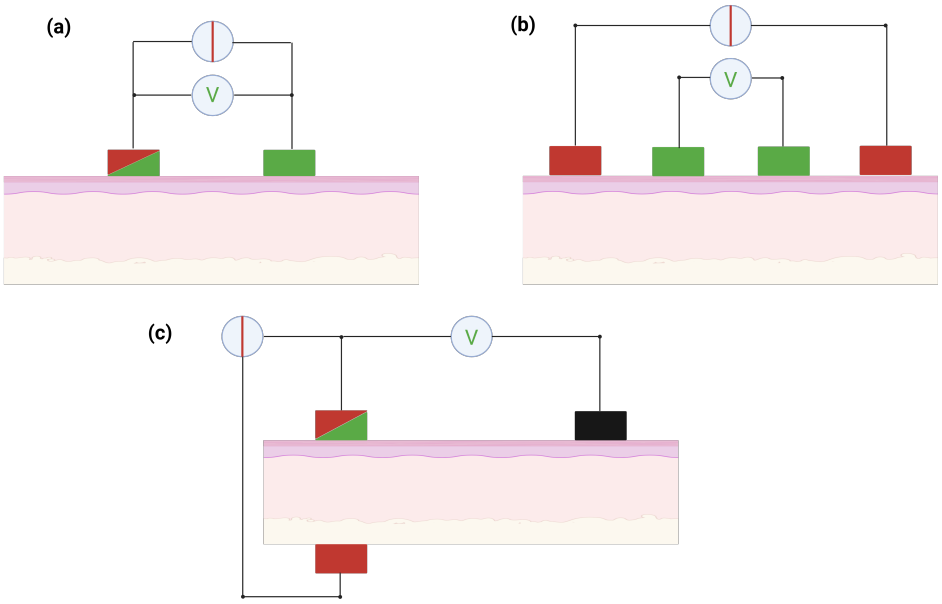

FIGURE 1.7 – Configurations d'électrodes pour la mesure de la conductivité de la peau : (a) Montage à deux électrodes. (b) Montage à quatre électrodes. (c) Montage à trois électrodes. [4]

1.2.2.3.1 *Positionnement des électrodes*

Le site de mesure influence fortement les caractéristiques du signal EDA. L'intensité et la sensibilité des réponses varient selon la densité locale en glandes sudoripares eccrines, qui sont directement innervées par la branche sympathique du système nerveux autonome.

Les phalanges distales des doigts (index et majeur) sont les sites les plus utilisés en raison de leur haute densité sudorale et de leur forte réactivité physiologique. Elles permettent d'obtenir des signaux de grande amplitude, avec un bon rapport signal/bruit et sont particulièrement adaptées aux études centrées sur les réactions émotionnelles ou cognitives [3]. Les paumes des mains et la plante des pieds présentent des caractéristiques similaires mais sont plus difficiles à instrumenter dans des conditions expérimentales standards (Figure 1.8).

4. Illustration réalisée avec BioRender — `https://www.biorender.com/`.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

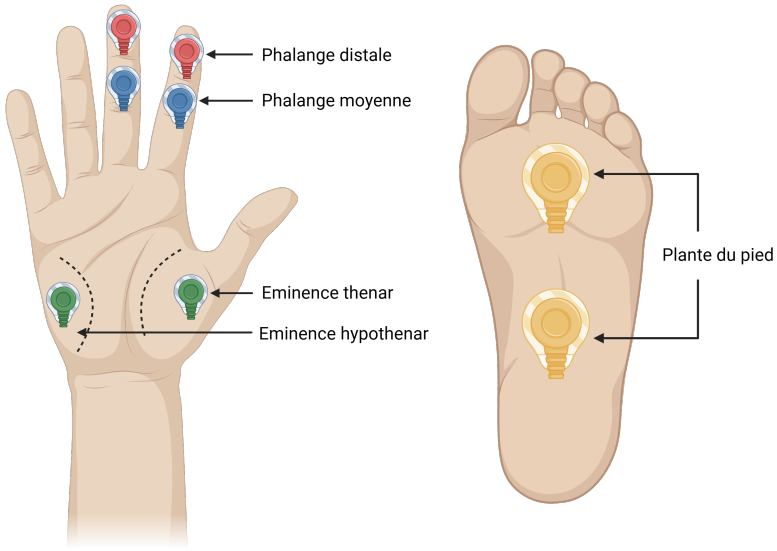

FIGURE 1.8 – Positionnement des électrodes EDA. Schéma de la main : phalanges distales (index et majeur) et éminences thénar/hypothénar. Schéma du pied : plante du pied.[5]

D'autres sites, comme l'avant-bras ou le poignet, sont parfois utilisés, en particulier lorsque l'objectif est de caractériser l'impédance cutanée globale plutôt que la réponse sudorale. Ces zones sont moins réactives mais offrent une meilleure stabilité mécanique, notamment dans des protocoles longs ou ambulatoires. Elles sont donc particulièrement adaptées à l'analyse structurelle de la peau via des techniques de spectroscopie multi-fréquentielle [5].

Les différentes électrodes : Ag/AgCl, gel, sèche, textile

Le matériau et la structure des électrodes conditionnent les performances de mesure, notamment la stabilité à long terme, la répétabilité et la sensibilité aux artéfacts mécaniques.

Les électrodes Ag/AgCl (Figure 1.9 (A)) sont préconisées pour l'EDA. Elles offrent un bon équilibre entre faible polarisation, stabilité électrochimique et compatibilité cutanée. Leur potentiel d'électrode stable permet d'obtenir des mesures fiables, en particulier lorsqu'elles sont associées à un gel électrolytique assurant une bonne humidification de l'interface [2].

Les électrodes pré-gélifiées (Figure 1.9 (C)) sont couramment utilisées dans les systèmes commerciaux. Ces électrodes garantissent un bon contact initial mais perdent en efficacité au fil du temps, en raison du dessèchement du gel. Ce dessèchement provoque une élévation progressive de l'impédance de contact, réduisant la fiabilité du signal dans les sessions longues [2].

Les électrodes sèches (Figure 1.9 (B)), qui ne nécessitent aucun gel, sont souvent intégrées à des dispositifs portables. Ces électrodes sont réutilisables et pratiques, mais plus sensibles aux micro-mouvements et aux variations de pression, ce qui peut générer des artéfacts notables [54].

5. Illustration réalisée avec BioRender — `https://www.biorender.com/`.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Enfin, les électrodes textiles (Figure 1.9 (D)) ont émergé comme solution pour les dispositifs embarqués. Ces électrodes sont intégrables dans des vêtements ou des accessoires (bracelets, patchs), et facilitent l'enregistrement en condition réelle. Toutefois, leur impédance est instable et leur reproductibilité limitée par les variations d'humidité, de pression ou de pli du tissu. Leur usage reste donc réservé à des contextes exploratoires ou à des dispositifs de monitoring peu sensibles aux fluctuations de signal [55, 56, 57, 58, 59].

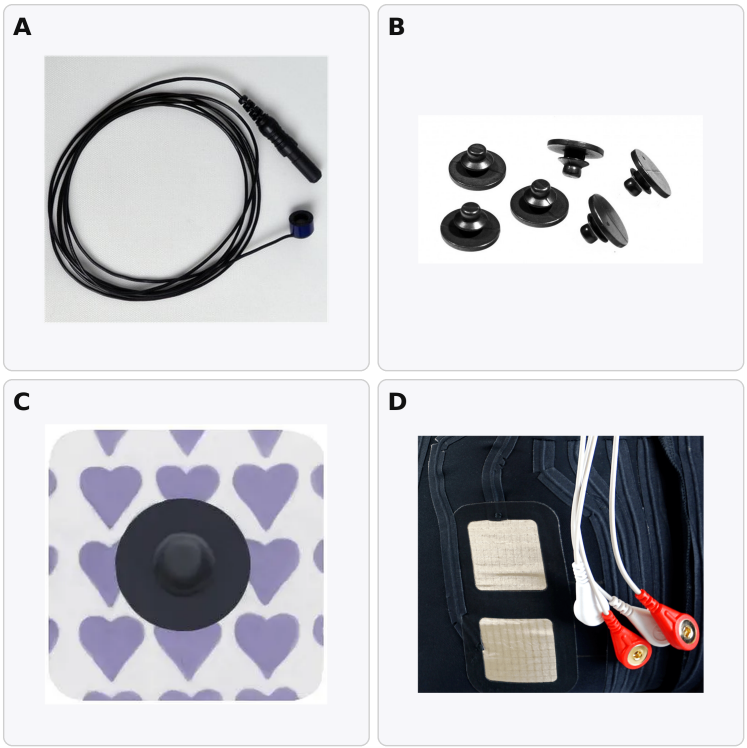

FIGURE 1.9 – Différents types d'électrodes disponibles : (A) Ag/AgCl[1]. (B) Sèche[2]. (C) Hydrogel[3]. (D) Textile[4].

Appareils de mesures disponibles

Plusieurs systèmes d'acquisition spécialisés permettent aujourd'hui de mesurer l'activité électrodermale (EDA) avec une précision élevée et une adaptabilité variable selon le contexte expérimental ou les contraintes de mobilité (Figure 1.10). Ces systèmes se distinguent principalement par la méthode de mesure employée, l'architecture matérielle et le degré d'intégration logicielle.

Le BioPac EDA100C (ou les modules MP36R/MP160) constitue une référence pour l'EDA en contexte de laboratoire. Le module réalise une mesure exosomatique à tension constante ($\approx 0{,}5\,\text{V}$ DC) pour enregistrer en continu la conductance cutanée. Côté instrumentation, le système s'utilise classiquement avec des électrodes Ag/AgCl jetables, pré-gélifiées ou associées à un gel isotonique. Couplé au logiciel *AcqKnowledge*, le système propose une analyse détaillée des composantes tonique (SCL) et phasique (SCR)

1. https://encrypted-tbn2.gstatic.com/
2. https://www.biopac.com/
3. https://www.conmed.com/en/
4. https://elitacwearables.com/

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

et permet la synchronisation avec d'autres signaux physiologiques (ECG, EMG, EEG), ce qui en fait un choix adapté aux protocoles exigeant une haute fidélité et un contrôle précis des conditions expérimentales [2].

Le PowerLab avec kit EDA (ADInstruments) est une plateforme modulaire couplée à un système d'amplification et d'acquisition haute résolution. La mesure est exosomatique en tension alternative constante (AC, ~22 mV_{rms} à 75 Hz), ce qui limite la polarisation des électrodes et favorise la stabilité du signal. Côté capteurs, le kit s'emploie soit avec des électrodes digitales sèches bipolaires (sangles/bagues pour doigts), soit avec des électrodes Ag/AgCl reliées par cordon adapté, l'usage d'un gel isotonique étant recommandé pour optimiser le contact. L'ensemble permet d'enregistrer l'EDA en parallèle d'autres signaux physiologiques au sein de *PowerLab*, ce qui facilite les protocoles d'apprentissage associatif ou de conditionnement classique [60].

L'Empatica E4 est un bracelet de recherche multi-capteurs (EDA, PPG, température cutanée, accéléromètre) pensé pour l'usage quotidien. La mesure EDA est exosomatique à tension constante : une faible tension est appliquée et le courant résultant est mesuré pour estimer la conductance, avec un échantillonnage de l'ordre de quelques hertz (typiquement ~4 Hz) pour un suivi continu. Côté capteurs, l'EDA s'appuie sur deux électrodes métalliques placées sur la face interne du poignet, intégrées au bracelet et remplaçables. La connectivité *Bluetooth* permet la transmission en temps réel et la synchronisation avec les autres signaux, ce qui le rend adapté à des enregistrements en conditions naturelles (mobilité, vie quotidienne) pour l'étude du stress et de l'état du système nerveux autonome [61, 62].

Le Shimmer3 GSR+ (Shimmer) est un module portable destiné à l'enregistrement de l'EDA en mobilité. La mesure est exosomatique à tension constante faible : une tension est appliquée et le courant résultant est mesuré afin d'estimer en continu la conductance cutanée. Le capteur s'utilise avec deux électrodes Ag/AgCl (doigts/paume), pré-gélifiées jetables ou réutilisables avec gel isotonique, connectées via un bouton poussoir (`snap`) vers l'entrée protégée du module. Le GSR+ transmet les données en *Bluetooth* et/ou les enregistre sur carte mémoire, et peut être synchronisé avec d'autres capteurs Shimmer (PPG/ECG/IMU) pour des protocoles combinant EDA et variables physiologiques en conditions réelles [63].

Le BioNomadix EDA (BioPac) est un module sans fil destiné à l'enregistrement de l'EDA en contexte mobile ou semi-ambulatoire, avec intégration directe dans l'écosystème BIOPAC (récepteurs BioNomadix, MP36R/MP160, *AcqKnowledge*). La mesure est exosomatique à tension constante (faible tension appliquée, courant mesuré) pour estimer en continu la conductance cutanée. Le capteur s'utilise classiquement avec des électrodes Ag/AgCl pour EDA, jetables pré-gélifiées ou avec gel isotonique, reliées par un cordon EDA (bouton poussoir côté électrode, fiches protégées côté module). Les données peuvent être synchronisées avec d'autres canaux BioNomadix (ECG/EMG/PPG/IMU), ce qui en fait une option adaptée aux protocoles nécessitant une instrumentation légère tout en conservant la compatibilité avec les analyses SCL/SCR sous *AcqKnowledge* [47].

Enfin, **le biosignalsplux EDA Sensor** est un capteur portable destiné à l'enregistrement de la conductance cutanée dans l'écosystème *biosignalsplux* (hub sans fil et logiciel *OpenSignals*). La mesure est exosomatique à courant continu/constant. Le capteur s'utilise avec deux électrodes cutanées (généralement Ag/AgCl), soit pré-gélifiées je-

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

tables, soit réutilisables (bagues/straps doigts) via cordons vers l'entrée du module. L'ensemble permet un streaming *Bluetooth* et la synchronisation avec d'autres voies (PPG/ECG/EMG/IMU) au sein de la même plateforme pour des enregistrements en conditions naturelles [5].

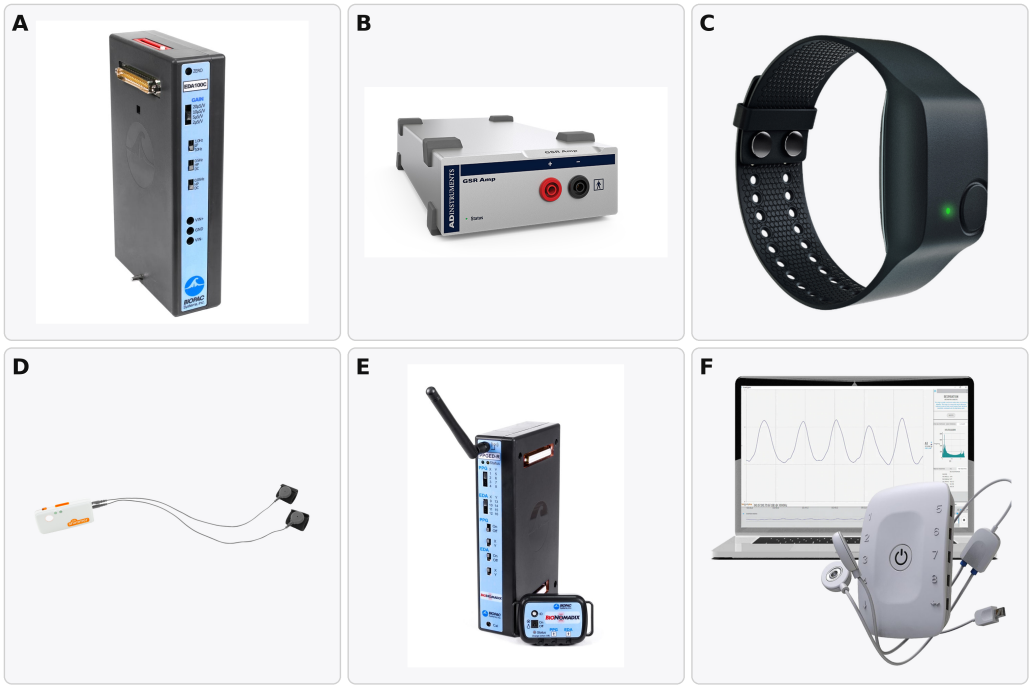

FIGURE 1.10 – Dispositifs EDA. (A) BioPac EDA100C / MP36R-MP160[1]. (B) PowerLab avec module EDA (ADInstruments)[2]. (C) Empatica E4[3]. (D) Shimmer3 GSR+[4]. (E) BioNomadix EDA (BioPac)[1]. (F) Biosignalsplux EDA Sensor[5].

Limites et défis actuels de la mesure de l'EDA

Malgré l'intérêt marqué pour l'EDA, attesté par la diversité des dispositifs disponibles, la mesure demeure hétérogène : les systèmes reposent sur des méthodes d'excitation différentes (tension/courant, DC/AC), emploient des électrodes de nature et de taille variables, et imposent des configurations de pose distinctes. Cette variété, si elle élargit les usages, complique la comparabilité des enregistrements et la standardisation des protocoles. Ces contraintes concernent à la fois la nature du signal, les conditions d'acquisition, la stabilité des enregistrements dans le temps et leur interprétation. Garantir la fiabilité et la validité des données nécessite ainsi de prendre en compte un ensemble de défis spécifiques [5].

Interface électrode/peau : l'interface constitue le maillon critique entre l'activité physiologique et sa transduction électrique. En dissocier l'influence de la conductance cutanée proprement dite reste difficile. Toute variation de contact, mécanique (pression, micro-mouvements), biologique (état cutané, hydratation, sudation) ou environnementale (température, humidité), modifie l'impédance d'interface et se répercute immédiatement sur le signal. Selon le type d'électrode, cette interface évolue elle-même au cours

1. https://www.biopac.com/
2. https://www.adinstruments.com/
3. https://www.empatica.com/
4. https://www.shimmersensing.com/
5. https://www.pluxbiosignals.com/

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

du temps : (i) **les électrodes à gel fluide** diffusent et modifient l'hydratation locale ; (ii) **les gels solides** se dessèchent progressivement ; (iii) **les électrodes sèches** créent une occlusion qui favorise l'accumulation de sueur, améliorant le contact tout en changeant fortement l'impédance de contact. Ces instabilités ajoutent du bruit, altèrent la dynamique des réponses et compliquent l'interprétation, notamment lors d'enregistrements prolongés ou en conditions de terrain. Par ailleurs, la méthode de mesure (excitation en tension ou en courant, DC/AC, configuration 2/3/4 électrodes) influe sur la polarisation d'électrode, la profondeur apparente de mesure et la part relative interface/tissu, pouvant ainsi modifier la mesure elle-même. L'extraction (filtrage/séparation) ou la modélisation explicite de cette composante apparaît donc indispensable pour obtenir une représentation fidèle de l'activité électrodermale [5].

Limitation liée à la fréquence unique : la plupart des systèmes EDA mesurent la conductance cutanée en courant continu ou à très basse fréquence (< 100 Hz). Cette approche, simple et robuste, réduit toutefois la richesse d'analyse. À une seule fréquence, la caractérisation séparée des différentes composantes électriques de la peau devient difficile, et le signal se montre particulièrement sensible aux variations d'impédance de surface (pression, film sudoral, dessiccation), ce qui augmente les artefacts et complique l'interprétation, surtout en conditions écologiques [2, 5].

Incapacité à distinguer les contributions des couches cutanées : le signal EDA reflète essentiellement l'activité des glandes sudoripares de l'épiderme, mais est également modulé par les propriétés électriques du derme. Les dispositifs standards ne permettent pas de dissocier ces contributions, ce qui limite la précision lors de la mise en relation des variations de l'EDA avec des processus physiologiques spécifiques. Des approches multifréquentielles (spectroscopie d'impédance) ou des méthodes d'imagerie bioélectrique pourraient, à terme, améliorer la résolution et aider à séparer ces effets [7, 64].

Sensibilité aux conditions environnementales : l'EDA est fortement dépendant de son contexte de mesure. Les variations de température ambiante et d'humidité relative, les courants d'air, ainsi que les mouvements du participant (marche, changements de posture, gestes) peuvent altérer la qualité du signal. Ces facteurs introduisent des artefacts qui ne reflètent pas l'activité du système nerveux autonome, mais des influences externes. Cette vulnérabilité réduit la portabilité de la méthode et interroge la pertinence des données collectées hors de contextes strictement contrôlés [2, 65].

Difficulté d'interprétation en conditions écologiques : en milieu naturel (interactions sociales, environnements professionnels ou urbains), l'EDA est soumise à de multiples stimuli contextuels, souvent non contrôlés ou non identifiables. De plus, la réponse électrodermale reflète une activation générale du système nerveux autonome, sans spécificité émotionnelle : une même variation de conductance peut traduire du stress, de l'attention, de l'intérêt, une émotion positive ou négative. Dans les études de terrain, une interprétation fiable suppose donc d'associer l'EDA à des mesures complémentaires (fréquence cardiaque, respiration) ainsi qu'à des informations contextuelles [5, 6].

Traitement du signal : filtrage et modélisation

Le traitement du signal EDA constitue un défi méthodologique à part entière. Le signal brut est souvent bruité, entaché d'artefacts et superpose des composantes lentes (toniques) et rapides (phasiques). Des techniques de filtrage sont nécessaires pour atténuer le bruit et les dérives, mais elles peuvent également altérer l'information utile.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

La séparation des composantes tonique et phasique par des outils mathématiques (déconvolution, modélisation de la réponse impulsionnelle, régularisation) constitue une étape de traitement déterminante pour la suite de l'analyse. Elle conditionne la qualité de l'extraction d'indicateurs (amplitude, latence, temps de montée/demi-vie des SCR, stabilité du SCL) et, plus largement, la robustesse des comparaisons entre conditions [47, 8]. Ces choix de traitement influencent directement la qualité des indicateurs extraits (nombre de réponses, amplitude, latence) et conditionnent l'interprétation physiologique globale.

Dans l'ensemble, l'usage de l'EDA est contraint par des limites techniques, physiologiques et contextuelles qui doivent être explicitement prises en compte [2, 6]. Des capteurs plus stables, des protocoles standardisés intégrant les principales sources de variabilité, ainsi que des chaînes de traitement plus robustes, sont indispensables pour renforcer la fiabilité et la validité des mesures en contexte clinique comme technologique [5]. L'association de l'EDA avec d'autres modalités (fréquence cardiaque, respiration, accélération, contexte) demeure également un levier important pour lever les ambiguïtés d'interprétation [6].

Afin de dépasser notamment la contrainte des mesures à fréquence unique, l'analyse fréquentielle de la peau par spectroscopie d'impédance offre une caractérisation plus fine de ses propriétés bioélectriques [7, 64]. La section suivante en introduit les principes fondamentaux.

1.3 Spectroscopie de bioimpédance

1.3.1 Introduction générale à la spectroscopie d'impédance

La spectroscopie d'impédance bioélectrique (SIB) constitue une approche prometteuse pour compléter et dépasser les limitations des mesures classiques de l'activité électrodermale (EDA), dans le cadre de l'analyse des propriétés électrophysiologiques de la peau [7, 9]. Elle se distingue des dispositifs traditionnels par sa capacité à explorer les tissus cutanés sur un spectre de fréquences, offrant ainsi une lecture plus riche et plus fine des dynamiques physiologiques sous-jacentes [66, 67].

Le recours à la spectroscopie d'impédance dans ce contexte découle directement des limitations méthodologiques identifiées dans les approches conventionnelles de l'EDA. En effet, la mesure classique à fréquence unique, généralement réalisée en courant continu ou à très basse fréquence, ne permet ni de dissocier les contributions respectives des différentes couches cutanées (épiderme, derme), ni de s'affranchir des perturbations induites par l'interface électrode/peau [68]. Elle reste en outre vulnérable aux variations environnementales, à l'instabilité du contact et à la faible spécificité fonctionnelle du signal recueilli (stress, attention, émotion) [2, 64].

Dans cette perspective, la spectroscopie d'impédance présente plusieurs atouts. D'abord, la mesure multifréquentielle permet, au sein d'une même acquisition, de différencier les contributions liées à l'interface et aux couches superficielles de la peau, et d'examiner la variation de la réponse en fonction de la fréquence [7]. Toutefois, dans la bande inférieure au kilohertz et en configuration bipolaire (2 électrodes), la sensibilité demeure principalement superficielle (*stratum corneum*/épiderme). Un accès « en profondeur »

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

comparable à ce qu'on peut obtenir avec la bio-impédance à 4 électrodes large bande (jusqu'à plusieurs MHz) n'est pas visé ici.

De plus, peu de dispositifs sont aujourd'hui capables de réaliser une spectroscopie multifréquentielle en continu. La mesure continue est définie comme la répétition rapide de spectres ou l'application d'une excitation multisinus produisant, pour chaque fréquence, une série temporelle $\{Re\{Z_k(t)\}, Im\{Z_k(t)\}\}$. Un suivi temporel fin des variations physiologiques en quasi temps réel est alors rendu possible. En laboratoire, des implémentations sont disponibles, notamment avec l'analyseur d'impédance MFIA et l'ISX-3 de Sciospec, au moyen desquels des acquisitions spectrales répétées en continu peuvent être réalisées.

Par ailleurs, le recours à une modélisation biophysique devient possible, pouvant ainsi intégrer des paramètres tels que la permittivité, la conductivité complexe ou encore la répartition des résistances intra- et extracellulaires [7].

Ainsi, l'intégration de la spectroscopie d'impédance dans l'étude de la conductivité cutanée apparaît comme une approche méthodologiquement pertinente à la condition qu'elle puisse être réalisée en continu, à une cadence suffisante pour extraire les indicateurs des réponses phasiques, et sur une plage de fréquences pertinente, c'est-à-dire là où se manifestent effectivement les phénomènes d'intérêt [50]. Cette section se propose d'en exposer les fondements, les modalités de mise en œuvre, ainsi que les perspectives qu'elle ouvre pour l'analyse des régulations physiologiques du système nerveux autonome.

1.3.2 Fondements physiques et bioélectriques

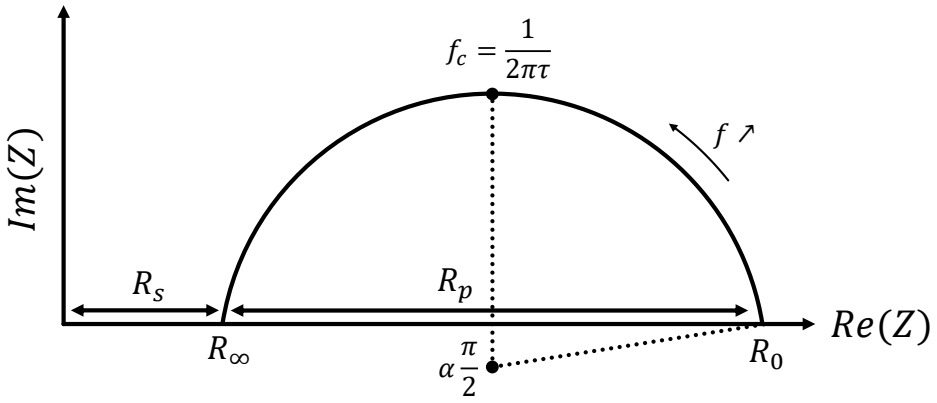

FIGURE 1.11 – Diagramme de Nyquist en bio-impédance cutanée, utilisé pour l'analyse des phénomènes de la peau et de la contribution des différentes couches tissulaires (modèle de Cole/élément à phase constante (CPE)).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Concernant la bio-impédance cutanée, les spectres multifréquentiels donnent, en représentation de Nyquist, un arc de cercle aplati caractéristique (Figure 1.11). Ce comportement dispersif est décrit de manière classique par le cadre de Cole, qui relie la limite haute fréquence R_∞, la limite basse fréquence R_0 et une fréquence de coupure associée. Le paramètre α contrôle l'abaissement de l'arc par rapport à des éléments résistifs et capacitifs idéaux ($0 \leq \alpha \leq 1$). Pour relier ce tracé à un schéma simple, l'arc de Nyquist est représenté par un circuit équivalent (Figure 1.12) rendant compte d'une relaxation dominante de la peau sur la bande de fréquences étudiée.

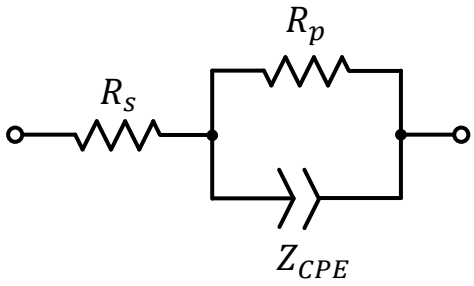

FIGURE 1.12 – Modèle électrique simplifié de la peau : R_s en série avec une branche parallèle $R_p \parallel Z_{\mathrm{CPE}}$.

Sur le plan électrique, la peau est représentée par un circuit équivalent de type Cole composé d'une résistance série R_s et d'une branche parallèle $R_p \parallel Z_{\mathrm{CPE}}(Q_{\mathrm{CPE}}, \alpha)$ (Figure 1.12). La résistance R_s rassemble la contribution en haute fréquence et correspond à la limite R_∞. La résistance R_p complète la limite basse fréquence, de sorte que

$$R_0 = R_s + R_p \tag{1.4}$$

L'élément à phase constante (CPE) est caractérisé par une pseudo-capacitance Q_{CPE} et un paramètre de dispersion α compris entre 0 et 1 [50, 69].

Afin de distinguer clairement un condensateur pur d'un élément à phase constante (CPE), le cas idéal est d'abord considéré. Un condensateur pur de capacité C_p présente une impédance donnée par :

$$Z_C(\omega) = \frac{1}{\mathrm{j}\omega C_p} \tag{1.5}$$

avec C_p exprimée en farads. La branche parallèle $R_p \parallel C_p$ s'écrit alors

$$Z(\omega) = \frac{R_p}{1 + \mathrm{j}\omega R_p C_p} \tag{1.6}$$

ce qui correspond à une forme de Cole avec un exposant égal à 1. La pulsation caractéristique associée à cette branche est

$$\omega_{c,R_p \parallel C_p} = \frac{1}{R_p C_p} \tag{1.7}$$

et la fréquence correspondante vaut

$$f_{c,R_p \parallel C_p} = \frac{1}{2\pi R_p C_p} \tag{1.8}$$

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Dans de nombreux cas expérimentaux, les arcs observés en Nyquist sont aplatis et ne correspondent pas à ce comportement RC idéal. Un élément à phase constante (CPE) est alors introduit pour décrire cette dispersion. L'impédance d'un CPE s'écrit

$$Z_{\mathrm{CPE}}(\omega) = \frac{1}{Q_{\mathrm{CPE}}\,(\mathrm{j}\omega)^{\alpha}} \qquad 0 < \alpha \leq 1, \tag{1.9}$$

où Q_{CPE} désigne le paramètre du CPE et $0 < \alpha \leq 1$ l'exposant de dispersion. Ce paramètre a pour dimension

$$[Q_{\mathrm{CPE}}] = \mathrm{F}^{\alpha}\,\Omega^{\alpha-1} \tag{1.10}$$

équivalente à $\mathrm{F\,s}^{\alpha-1}$ ou $\mathrm{S\,s}^{\alpha}$. Le cas particulier $\alpha = 1$ donne

$$Z_{\mathrm{CPE}}(\omega) = \frac{1}{\mathrm{j}\omega Q_{\mathrm{CPE}}} \tag{1.11}$$

avec une identification directe $Q_{\mathrm{CPE}} = C_p$ et une interprétation en termes de capacité idéale. Pour $0 < \alpha < 1$, Q_{CPE} constitue une pseudo-capacitance associée au CPE et ne peut plus être assimilée à une capacité simple en farads.

Le cas $\alpha = 1$ conduit à $Q_{\mathrm{CPE}} = C_p$, sans dépendance fréquentielle. Pour $0 < \alpha < 1$, la capacité équivalente dépend explicitement de la fréquence, ce qui traduit le caractère dispersif du CPE.

Dans le cas d'une branche parallèle $R_p \parallel$ CPE, l'admittance prend la forme

$$Y(\omega) = \frac{1}{Z(\omega)} = \frac{1}{R_p} + Q_{\mathrm{CPE}}(\mathrm{j}\omega)^{\alpha} \tag{1.12}$$

et l'impédance correspondante se réécrit sous la forme de Cole

$$Z(\omega) = \frac{R_p}{1 + (\mathrm{j}\omega\tau)^{\alpha}} \tag{1.13}$$

avec la relation de définition

$$\tau^{\alpha} = R_p\,Q_{\mathrm{CPE}} \tag{1.14}$$

La quantité τ constitue une constante de temps généralisée, de dimension temporelle $[\tau] = \mathrm{s}$. La fréquence angulaire caractéristique de la branche $R_p \parallel$ CPE est alors donnée par

$$\omega_{c,R_p\parallel\mathrm{CPE}} = \frac{1}{\tau} = \left(\frac{1}{R_p\,Q_{\mathrm{CPE}}}\right)^{1/\alpha} \tag{1.15}$$

et la fréquence correspondante s'écrit

$$f_{c,R_p\parallel\mathrm{CPE}} = \frac{1}{2\pi}\left(\frac{1}{R_p\,Q_{\mathrm{CPE}}}\right)^{1/\alpha}. \tag{1.16}$$

Avec la résistance R_∞ en série, le modèle de Cole complet s'écrit sous la forme

$$Z(\omega) = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + (\mathrm{j}\omega\tau)^{\alpha}} \tag{1.17}$$

où R_∞ représente la limite haute fréquence et R_0 la limite basse fréquence. Dans le cas

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

du circuit série R_s suivi de la branche parallèle $R_p \parallel \text{CPE}$, les identifications

$$R_\infty = R_s, \qquad R_0 = R_s + R_p, \qquad \tau^\alpha = R_p Q_{\text{CPE}} \tag{1.18}$$

sont obtenues. Le paramètre α contrôle la forme de l'arc en Nyquist. Lorsque $\alpha = 1$, le comportement RC idéal est retrouvé, l'arc est semi-circulaire et le CPE se réduit à un condensateur pur C_p avec

$$\tau = R_p C_p \qquad \text{et} \qquad f_{c,R_p \parallel C_p} = \frac{1}{2\pi\tau} \tag{1.19}$$

Pour $0 < \alpha < 1$, l'arc est abaissé, comme classiquement observé dans les tissus biologiques [69, 50], et la pseudo-capacitance Q_{CPE} rend compte d'une distribution de constantes de temps plus large qu'un simple RC.

Lorsque un seul arc ne suffit pas à décrire la dispersion, plusieurs constantes de temps sont introduites en ajoutant des branches $R_{p,i} \parallel Z_{\text{CPE},i}$ en série avec R_s, chacune caractérisée par (τ_i, α_i). Cette extension conduit à des arcs plus ou moins superposés en représentation de Nyquist, ce qui est utile pour distinguer des contributions associées à la couche cornée, à l'épiderme et à des composantes liées à l'activité sudorale (Figure 1.13) [9, 68]. Dans la suite, l'expression « deux constantes de temps » est utilisée de façon opérationnelle comme synonyme de « deux relaxations ».

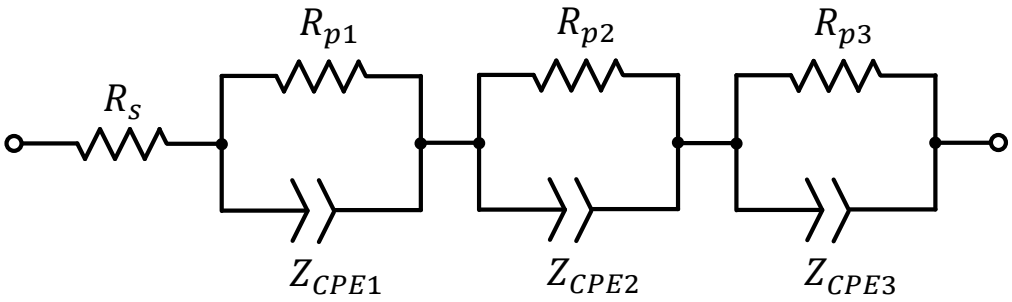

FIGURE 1.13 – Modèle à constantes de temps multiples. R_s en série avec trois branches parallèles $(R_{p1} \parallel Z_{\text{CPE1}})$, $(R_{p2} \parallel Z_{\text{CPE2}})$ et $(R_{p3} \parallel Z_{\text{CPE3}})$. Chaque branche représente une relaxation distincte dans un cadre Cole/CPE.

Aux basses fréquences, l'impédance capacitive des membranes demeure élevée, de sorte que le courant circule majoritairement dans les espaces extracellulaires. Lorsque la fréquence augmente, la réactance membranaire diminue et un chemin capacitif s'ouvre à travers les membranes, ce qui autorise une contribution croissante des compartiments intracellulaires. Aux très hautes fréquences, l'effet barrière des membranes devient négligeable et la conduction tend à refléter l'ensemble des milieux.

Cette dépendance fréquentielle fonde la spectroscopie d'impédance, qui mesure la réponse électrique sur une large plage de fréquences pour caractériser différemment les structures du tissu [66, 67]. Appliquée à la peau, elle permet de distinguer les contributions de l'épiderme et du derme et de détecter des altérations physiologiques telles que la sudation, l'hydratation ou l'inflammation [50, 70]. Le signal d'impédance offre ainsi une lecture plus riche que les mesures EDA classiques, souvent limitées à une composante résistive à basse fréquence (notamment sous quelques centaines de hertz, souvent $< 200\,\text{Hz}$).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Cette modélisation reste phénoménologique : l'objectif n'est pas de reproduire fidèlement l'anatomie, mais de capturer les propriétés globales de conductivité et de dispersion observées dans la configuration réellement employée en EDA. Elle constitue le cadre retenu dans ce travail pour l'ajustement des courbes expérimentales et l'extraction de paramètres interprétables sur le plan physiologique [50].

1.3.3 Configurations et interface

Dans la spectroscopie d'impédance appliquée aux tissus biologiques, le montage de référence est le montage à quatre électrodes. La séparation des voies d'injection de courant et de mesure de la tension limite l'influence de l'interface électrode–peau et stabilise la lecture sur l'ensemble de la bande de fréquences, ce qui améliore la fidélité des estimations d'impédance et la comparabilité inter-fréquences. À l'inverse, les configurations à deux électrodes intègrent, dans la grandeur mesurée, la contribution des interfaces de contact, dont les propriétés électrochimiques et mécaniques varient avec la pression, l'hydratation, la température et le temps. La configuration à trois électrodes peut stabiliser le potentiel commun, mais ne supprime pas l'effet d'impédance de contact. Un rappel des montages à 2/3/4 électrodes et de leurs implications instrumentales est présenté à la section 1.2.2.3.

Dans le présent travail, les mesures de spectroscopie sont néanmoins réalisées en configuration bipolaire à deux électrodes, sur des sites de l'EDA (phalanges distales des doigts). Ce choix vise à rester fidèle au cadre expérimental de l'EDA, à modéliser la peau dans la configuration réellement utilisée en pratique et à conserver la comparabilité avec les mesures classiques de conductance cutanée. L'objectif n'est pas de substituer le montage à quatre électrodes, mais d'exploiter une mesure multifréquentielle en deux électrodes pour extraire, autant que possible, les phénomènes effectivement présents dans les enregistrements EDA : contribution de l'interface électrode–peau, propriétés électriques des tissus sous-jacents et rôle des structures cutanées de conduction (couche cornée, canaux sudoripares). D'autant que, dans ce contexte, un montage à quatre électrodes tendrait vraisemblablement à masquer l'activité sudorale, essentiellement lisible via les variations d'hydratation du *stratum corneum*, couche la plus résistive et la plus affectée électriquement par la sécrétion de sueur.

1.3.4 Paramètres fréquentiels et profondeur d'analyse

La fréquence du courant injecté influence la profondeur apparente de la mesure. Aux basses fréquences, l'interface électrode–peau et le *stratum corneum* présentent une impédance élevée qui confine le courant dans des trajets superficiels et localisés, notamment via les canaux sudoripares, ce qui réduit le volume effectivement sondé. Lorsque la fréquence augmente, la réactance membranaire diminue, un chemin capacitif s'ouvre vers les couches viables et la contribution de l'épiderme puis du derme croît. À très haute fréquence, la composante capacitive devient secondaire et l'impédance tend vers sa limite haute fréquence dictée par les conductivités tissulaires et la géométrie [9, 50, 66, 67, 69].

Dans le modèle utilisé (Cole avec CPE) (sous-section 1.3.2), cette sélection par la fréquence se retrouve directement dans les paramètres. La limite basse fréquence R_0 capte surtout les contributions de surface et de l'interface, tandis que la limite haute fréquence

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

R_∞ reflète principalement les chemins profonds, peu dépendants des membranes. La constante de temps τ décrit la transition entre ces régimes. Un décalage de τ vers des fréquences plus élevées indique par exemple un frein capacitif moindre (peau plus hydratée, voies de conduction plus ouvertes). Un arc « abaissé » plus marqué ($\alpha < 1$) traduit une distribution plus large de constantes de temps, typique de milieux tissulaires hétérogènes. Si un seul arc ne suffit pas, l'ajout d'un second sous-circuit permet de séparer, de façon opérationnelle, une composante de surface (interface et couche cornée, très sensible à la sudation sous quelques centaines de hertz) d'une composante plus profonde (épiderme et derme) [50, 68, 71].

Une large plage de fréquences doit être balayée afin de couvrir les zones de transition et d'obtenir des estimations stables de R_0, R_∞, τ et α. La qualité de l'ajustement est améliorée lorsque des points de mesure plus rapprochés sont placés dans les zones où l'impédance varie le plus. Pour le suivi temporel, quelques fréquences représentatives, basse, intermédiaire et haute, peuvent être retenues, afin de suivre séparément l'évolution globale des contributions de surface et des contributions plus profondes, sans attribuer ces effets à des structures particulières. En configuration deux électrodes sur les doigts, cette lecture reste valable. Elle doit être interprétée en tenant compte de la prédominance de l'interface aux très basses fréquences et de l'augmentation relative de la contribution des couches sous-jacentes lorsque la fréquence s'élève [50, 71].

1.3.5 Panorama des instruments et ouverture

La spectroscopie d'impédance électrique est largement utilisée pour caractériser les propriétés électrophysiologiques des tissus, en particulier cutanés. Des instruments commerciaux dédiés sont proposés, notamment le MFIA de Zurich Instruments et l'ISX-3 de Sciospec (Figure 1.14), avec des bandes de fréquences étendues, une précision élevée et des logiciels complets qui facilitent l'acquisition et l'analyse en contexte de laboratoire.



Figure 1.14 – Dispositifs commerciaux de spectroscopie d'impédance : (A) MFIA (Zurich Instruments)[1] et (B) ISX-3 (Sciospec)[2].

1. https://www.zhinst.com/
2. https://www.sciospec.com/

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Des limites importantes sont toutefois à souligner. D'abord, ces analyseurs restent coûteux et encombrants (achat, maintenance, pilotage par ordinateur), avec un usage typiquement sur table, peu compatible avec des protocoles ambulatoires. Ensuite, la spectroscopie à large bande impose des temps passés sur chaque point de fréquence élevés aux basses fréquences : pour garantir une estimation stable, chaque point nécessite l'intégration de plusieurs périodes d'excitation. En pratique, à 1 Hz, quelques secondes sont déjà nécessaires par point, à 0,1 Hz, plus d'une minute et, en dessous, plusieurs minutes. Un balayage incluant des points sous le hertz peut ainsi durer plusieurs dizaines de minutes, voire des heures. Dans ces conditions, une mesure réellement continue et rapide sur large bande est difficile à maintenir sur de longues durées, d'autant que s'ajoutent des contraintes d'environnement (température, stabilité de l'interface). Enfin, la portabilité demeure réduite (alimentation secteur, câblage, PC), ce qui complique l'intégration dans des protocoles portés.

Ces contraintes ont motivé le développement d'un capteur multifréquentiel dédié, focalisé sur la fenêtre utile à l'EDA et conçu pour une acquisition continue à cadence suffisante pour suivre les réponses phasiques, tout en maîtrisant la charge instrumentale.

Dans ce cadre, un capteur de spectroscopie d'impédance multifréquentielle en temps réel a été développé dans l'équipe. L'enregistrement est réalisé en continu sur plusieurs fréquences, avec plusieurs mesures par seconde. L'objectif est d'obtenir un outil compact, non invasif, fiable et reproductible, utilisable en conditions embarquées ou sur le terrain lorsque les systèmes standards ne peuvent pas être employés. Le chapitre suivant décrit la conception du capteur et la validation effectuée sur un modèle électrique de fantôme électronique et en conditions in vivo chez l'humain.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

CHAPITRE 2

Validation du capteur de spectroscopie de bioimpédance

2.1 Conception du capteur de spectroscopie de bioimpédance

L'étude de l'état du système nerveux autonome et de ses fluctuations rapides requiert des mesures continues, spécifiques et compatibles avec des conditions réelles d'enregistrement. Or, les instruments spectroscopiques de laboratoire, précis mais peu portables, restent coûteux et contraignants pour des acquisitions sur de longues durées. Cependant, les approches mono-fréquence, plus simples, n'exploitent pas la dépendance fréquentielle de la conductivité de la peau dans le cadre de l'étude des variations issues de l'activité du système sympathique. Ce chapitre présente le développement d'un capteur multifréquentiel continu, compact et léger, conçu pour suivre en temps réel l'impédance cutanée $Z(f)$ sur seize fréquences ($\approx$ 12 à 726 Hz) en configuration bipolaire avec électrodes Ag/AgCl et pour fournir un flux de données directement exploitable (parties réelle/imaginaire $Re(Z)/Im(Z)$, module $|Z|$, phase $\angle Z$) [72].

Après une description technique de l'architecture électronique et du fonctionnement du capteur, le chapitre détaille sa validation expérimentale. Cette validation est d'abord conduite sur des fantômes électroniques, à l'aide de circuits passifs dimensionnés sur des ordres de grandeur des paramètres cutanés, afin d'évaluer la justesse, la reproductibilité et l'accord aux références (analyses de corrélation et Bland–Altman, erreurs par fréquence, ajustement de modèles équivalents). La validation est ensuite conduite in vivo sur des sujets au repos, par comparaison au dispositif de référence ISX-3 (Sciospec) pour la même fréquence et sur le même site d'enregistrement. Ensuite, les corrections instrumentales mises en œuvre sont présentées, ainsi que leur effet quantifié sur les mesures et sur l'estimation paramétrique (modèle de type Cole). Enfin, un test est mené sur un circuit à relaxation unique, dont les valeurs sont ajustées avec un logiciel de fitting (ZView, Scribner) pour vérifier leur concordance avec celles du circuit statique. L'exercice est ensuite répété avec des circuits à deux puis trois relaxations afin d'apprécier la capacité à exploiter les mesures issues du capteur afin de retrouver les valeurs cibles lorsque la complexité augmente. Cette démarche pose les bases méthodologiques et les performances attendues pour les analyses et modélisations des chapitres suivants.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

2.1.1 Description technique

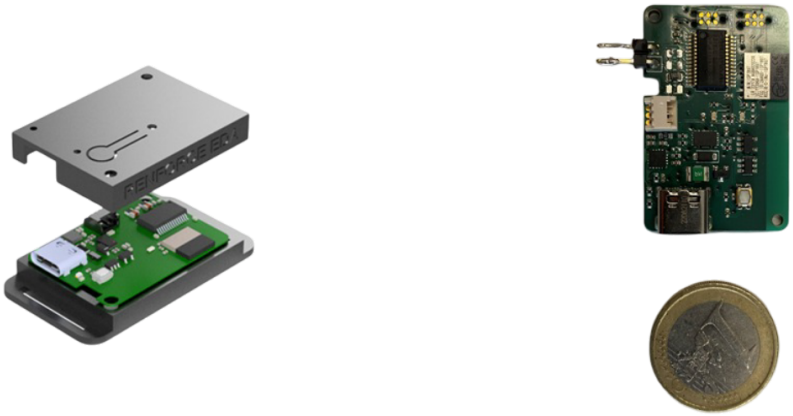

FIGURE 2.1 – Capteur de spectroscopie d'impédance continue « RENFORCE » créé par l'équipe Dispositifs pour la Santé et l'Environnement (DSE).

Le capteur utilisé dans ce travail (Figure 2.1) conçu et fabriqué au préalable des travaux de cette thèse au sein de l'équipe DSE, pour permettre la mesure en temps réel de l'impédance de la peau sur plusieurs fréquences simultanément, dans un format portable et compact [72]. L'objectif a été de proposer une solution simple, légère et intégrable, en réponse aux limites des systèmes commerciaux existants. Le dispositif a été développé pour être porté au poignet, autour d'un circuit imprimé de 3,65 × 2,60 cm, alimenté par une batterie Li-Po de 150 mAh. Une gestion d'alimentation dédiée, un interrupteur marche-arrêt et des indicateurs lumineux ont été intégrés afin de faciliter l'usage en conditions expérimentales. La mesure a été réalisée avec deux électrodes positionnées sur les phalanges distales de l'index et du majeur, selon une configuration bipolaire proche des dispositifs usuels.

Le fonctionnement repose sur l'injection d'un signal multisinusoïdal contenant 16 fréquences (Table 2.1) comprises entre 10 Hz et 1000 Hz. Contrairement aux systèmes à balayage fréquentiel classique, toutes les fréquences ont été injectées simultanément. Le spectre complet a ainsi pu être reconstruit à raison de 8 échantillons par seconde et par fréquence, ce qui a permis de suivre en continu les variations d'impédance, sans interruption de mesure, avec une résolution temporelle élevée. La plage fréquentielle a été choisie pour rester adaptée à l'analyse de l'activité électrodermale en configuration bipolaire. Les basses fréquences sont reconnues comme particulièrement sensibles aux variations de conductivité de la couche cornée et à l'activité sudorale, tandis que les hautes fréquences reflètent davantage des contributions capacitatives internes [50]. Au-delà de 1 kHz, l'intérêt attendu dans ce contexte a été jugé limité, tandis que l'exposition au bruit électromagnétique et la complexité électronique augmenteraient.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

TABLE 2.1 – Liste des 16 fréquences composant le signal généré (en Hz).

f_1	f_2	f_3	f_4	f_5	f_6	f_7	f_8
12	28	32	36	44	68	84	108

f_9	f_{10}	f_{11}	f_{12}	f_{13}	f_{14}	f_{15}	f_{16}
136	196	256	324	400	484	576	726

L'architecture électronique du système portable s'est principalement appuyée sur deux circuits intégrés complémentaires. Un PSoC Infineon CY8C4A45PVI-481 (Figure 2.2) a été utilisé comme coprocesseur analogique programmable. Il a assuré la génération du signal multisinusoïdal et le conditionnement analogique des signaux de tension et de courant avant leur échantillonnage. Un microcontrôleur nRF52840 (Figure 2.3) a assuré l'acquisition synchrone, le traitement numérique, le calcul de l'impédance complexe et la transmission des données via une liaison Bluetooth Low Energy. Ce composant intègre un processeur ARM Cortex-M4 32 bits avec unité en virgule flottante cadencée à 64 MHz, ainsi qu'un émetteur-récepteur 2,4 GHz, ce qui a permis de concilier capacités de calcul et faible consommation.

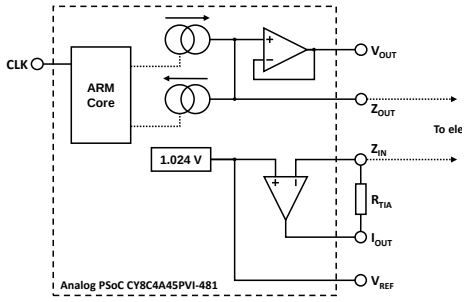

FIGURE 2.2 – Schéma de conception électronique PSoC Infineon CY8C4A45PVI-481.

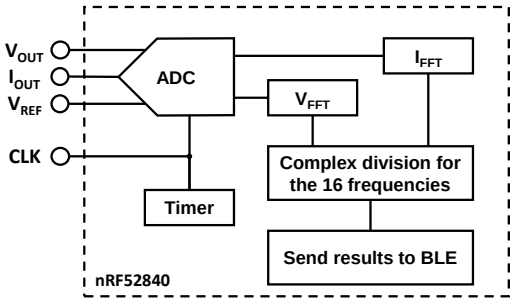

FIGURE 2.3 – Schéma de conception électronique du microcontrôleur nRF52840.

La génération du courant d'excitation a été réalisée dans le PSoC au moyen de deux sources de courant commandées par logiciel de type IDAC, l'une fournissant le courant vers les électrodes (courant sortant) et l'autre assurant le retour du courant depuis les électrodes (courant entrant). Les deux éléments ont été utilisés pour former les alternances positives et négatives du signal injecté. La gamme 0 à 4,76 μA a été retenue afin de maintenir une densité de courant inférieure à 10 μA·cm^{-2}, valeur couramment recommandée pour limiter l'apparition de non-linéarités électriques au niveau de la peau [50]. Ces sources ont été pilotées par une valeur numérique non signée sur 7 bits, ce qui a permis de former, en combinant les deux voies, un convertisseur numérique–analogique de courant équivalent à une commande signée sur 8 bits, avec une amplitude maximale de 9,52 μA. Le microprogramme du PSoC a embarqué une table d'onde précalculée et un mécanisme d'interruption sur broche a été utilisé pour mettre à jour les valeurs des sources de courant. Le recours à une horloge externe a ainsi permis de contrôler précisément le taux de mise à jour du signal, en cohérence avec l'acquisition synchrone réalisée par le nRF52840.

La sélection des 16 fréquences a été réalisée à partir de mesures d'impédance préalables

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

effectuées avec une instrumentation de référence. Une distribution régulière sur la bande 10–1000 Hz a été recherchée, tout en imposant deux contraintes liées au calcul fréquentiel. Les fréquences ont été choisies comme des multiples de deux afin d'être centrées sur les indices fréquentiels de la FFT, dont la largeur de *bin* est de 2 Hz pour une fenêtre de 2048 points échantillonnée à 4096 Hz. Elles ont aussi été choisies de sorte qu'aucune fréquence ne soit un multiple d'une autre, afin d'éviter qu'en présence de non-linéarités, des harmoniques puissent se superposer à d'autres composantes du signal injecté. Le signal multisinusoïdal n'a pas été généré par une simple somme de cosinus en phase, car cette configuration conduit à un facteur de crête défavorable après normalisation et réduit l'amplitude utile de chaque fréquence. Une procédure de sélection par phases aléatoires a été utilisée sous Matlab. Un ensemble de 100 000 signaux de 4096 points, construits avec amplitudes égales et phases tirées aléatoirement, a été généré puis normalisé par la valeur absolue maximale de chaque signal. Une FFT a été calculée pour chaque candidat et le signal maximisant l'amplitude normalisée de chacune des 16 composantes a été retenu. Cette approche a permis d'augmenter l'amplitude normalisée par fréquence, typiquement de 0,0625 n.u. (normalized unit) dans le cas défavorable d'une somme de cosinus en phase, à environ 0,136 n.u. avec la sélection par phases. Pour une amplitude maximale injectée de 4,76 μA, une amplitude d'environ 0,647 μA par fréquence a été obtenue, au lieu d'environ 0,297 μA avec une somme simple de cosinus, ce qui a amélioré le rapport signal sur bruit pour l'estimation fréquentielle.

Le conditionnement analogique des signaux a été structuré pour mesurer simultanément la tension aux bornes des électrodes et le courant réellement injecté. Même si le courant théorique est connu à partir de la commande des IDAC et de la table d'onde, une mesure directe du courant a été conservée afin de prendre en compte les effets de charge et les écarts liés au montage. Une chaîne de mesure a été formée dans le PSoC en combinant les blocs analogiques programmables et des composants externes. Le courant a été converti en tension au moyen d'un amplificateur transimpédance basé sur un amplificateur opérationnel intégré, associé à une résistance de gain R_{TIA} de 220 kΩ. En parallèle, la tension aux bornes des électrodes a été tamponnée par un suiveur de tension afin de limiter l'influence de l'étage d'acquisition. La tension mesurée a été référencée à une tension interne V_{REF} de 1,024 V, afin de rester compatible avec l'acquisition et d'assurer une polarisation stable. Les signaux conditionnés, correspondant à la tension V_{OUT}, au courant converti I_{OUT} et à la référence V_{REF}, ont été appliqués aux entrées analogiques du nRF52840.

Le traitement du signal a été réalisé en temps réel grâce à un échantillonnage synchrone de la tension et du courant à 4096 Hz. Une horloge à 4096 Hz a été générée par un timer interne du nRF52840 pour piloter la mise à jour du signal d'excitation dans le PSoC. Un mécanisme matériel de type PPI (Peripheral Programmable Interconnect) a été utilisé pour déclencher l'acquisition des deux voies ADC de manière strictement synchrone avec cette horloge. Des fenêtres glissantes de 2048 points ont été mises à jour toutes les 512 valeurs, ce qui correspond à une durée de fenêtre de 0,5 s et à un pas de 0,125 s. Une FFT a été calculée sur chacune des deux fenêtres, en s'appuyant sur l'unité matérielle de calcul flottant et sur la bibliothèque CMSIS-DSP afin de réduire le temps de calcul. Les valeurs complexes de tension et de courant correspondant aux 16 bins d'intérêt ont ensuite été extraites, puis l'impédance complexe a été calculée par division

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

complexe, $Z(f_k) = V(f_k)/I(f_k)$. Un gain numérique a été appliqué pour compenser le gain de l'amplificateur transimpédance. Les parties réelle et imaginaire de l'impédance ont été stockées au format flottant simple précision puis transmises par Bluetooth Low Energy vers l'hôte, ce qui a permis une mise à jour effective de 8 valeurs par seconde et par fréquence, en continuité avec les paramètres d'acquisition.

Un logiciel de pilotage a été développé pour assurer la connexion Bluetooth, le démarrage et l'arrêt de l'acquisition, la visualisation en temps réel et l'enregistrement des données. Les spectres ont été affichés en temps réel sous forme d'un arc dans le plan de Nyquist, ainsi que sous forme de tracés fréquentiels de type Bode. En complément, une courbe du module de l'impédance a été affichée en fonction du temps pour chacune des fréquences, selon équation 2.1. Une fréquence a pu être sélectionnée pour un suivi détaillé des variations rapides. À la fin de la session, un fichier CSV a été généré en enregistrant, pour chaque instant et chaque fréquence, les parties réelle et imaginaire de l'impédance, ce qui a permis une exploitation ultérieure sous forme de séries temporelles multifréquentielles.

$$|Z_k(t)| = \sqrt{\left(Re\{Z_k(t)\}\right)^2 + \left(Im\{Z_k(t)\}\right)^2} \tag{2.1}$$

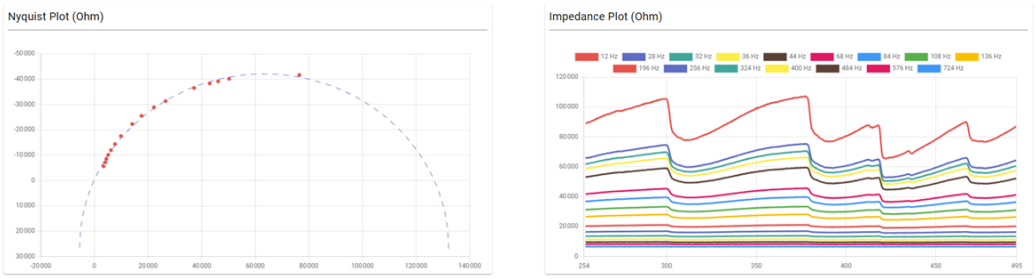

FIGURE 2.4 – Visualisation en temps réel des mesures multi-fréquences. À gauche, diagramme de Nyquist pour les 16 fréquences. À droite, impédance $|Z|$ en fonction du temps pour ces 16 fréquences (Ω).

2.1.2 Avantages techniques

Le capteur présente plusieurs avantages techniques liés à sa capacitéà réaliser une spectroscopie multifréquentielle continue, à sa compacité et à l'enregistrement en temps réel des données. Un bénéfice majeur est la maîtrise partielle de la polarisation d'électrode, favorisée par l'emploi d'électrodes Ag/AgCl à hydrogel, par des courants d'excitation très faibles ($< 10\ \mu$A) et par un traitement fréquentiel synchrone intégré dans l'électronique. En effet, une atténuation des charges d'interface et des dérives associées est recherchée, afin de limiter leur impact lors d'enregistrements prolongés ou en situation de mouvement. L'objectif est de favoriser des signaux plus réguliers et exploitables.

La mesure sur plusieurs fréquences simultanées offre un avantage clé : elle permet de cibler différents phénomènes en fonction de leur sensibilité fréquentielle. À basse fréquence, l'impédance est fortement influencée par l'activité des glandes sudoripares

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

et par les couches superficielles de la peau, telles que le *stratum corneum* ou l'interface électrode-peau. Bien que les couches cutanées ne soient pas directement identifiables, l'analyse des constantes de temps et de la dispersion permet d'estimer leurs contributions relatives. Le capteur possède donc une capacité théorique à distinguer les différentes couches cutanées selon leur comportement électrique propre.

Enfin, la spectroscopie d'impédance, grâce à des spectres multifréquentiels choisis sur la bande utile à l'EDA, offre un cadre propice à la modélisation : les réponses mesurées à plusieurs fréquences permettent d'ajuster des modèles électriques (Cole/CPE) et d'estimer leurs paramètres (R_∞, R_0, τ, α). Par rapport à une mesure monofréquence ponctuelle, cette approche permettra en outre le suivi temporel de ces paramètres.

Formulée comme hypothèse, une telle modélisation, combinée à une acquisition multifréquentielle continue, pourrait aider à séparer des contributions physiologiques distinctes. Par exemple, l'activité des glandes sudoripares, normalement plus marquée aux basses fréquences, pourrait être distinguée d'autres phénomènes comme une conduction plus profonde ou des effets d'interface électrode–peau. L'accès à une représentation spectrale complète, mise à jour en continu, serait ainsi particulièrement adapté à l'étude des phénomènes bioélectriques dynamiques de la peau.

2.2 Validation du capteur

Cette section présente la validation du capteur selon une progression en quatre étapes. D'abord, une validation sur fantôme électronique est conduite à partir de onze circuits passifs, choisit arbitrairement, dont les paramètres (R_s, R_p et C_p) sont connus. Les mesures du capteur sont comparées aux valeurs théoriques issues des composants, avec une évaluation par courbes de corrélation, diagrammes de Bland–Altman, erreurs par fréquence et erreurs sur les paramètres de Cole. Ensuite, une validation in vivo est réalisée sur une cohorte de septs sujets au repos, en comparant le capteur étudié à un instrument de référence Sciospec ISX-3 durant un protocole de trente minutes, puis en examinant l'accord par corrélation, Bland–Altman et erreurs sur chaque fréquence ainsi que sur les paramètres de Cole. Les écarts systématiques mis en évidence sur fantôme électronique et in vivo conduisent à l'application de corrections instrumentales, suivie d'une nouvelle campagne de mesures sur le fantôme électronique pour les onze circuits, afin d'apprécier l'amélioration des erreurs fréquentielles et des paramètres estimés. Enfin, la capacité d'ajustement à différentes topologies de modèles Cole est examinée sur trois circuits passifs analysés avec une, deux puis trois constantes de temps. Les paramètres (R_s, R_p et C_p) obtenus par le logiciel *ZView* sont confrontés aux valeurs de références des circuits pour juger de la cohérence paramétrique et de l'efficacité du capteur.

2.2.1 Validation sur fantôme électronique

Matériels et méthodes

L'objectif de cette étape est de vérifier la justesse et la reproductibilité des mesures sur des impédances connues, dans un cadre contrôlé. Onzes circuits passifs ont été élaborés pour reproduire les ordres de grandeur observés en EDA, puis les mesures du dispositif ont été confrontées aux valeurs théoriques calculées à partir des composants utilisés.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Le montage choisi reproduit, entre 10 et 1000 Hz, une dispersion simple de type arc de Cole, en cohérence avec la plage de fonctionnement du capteur et avec les ordres de grandeur observés sur peau. L'objectif n'est pas de représenter l'anatomie, mais de fournir des étalons électriques stables avec une référence théorique explicite à chaque fréquence, ce qui permet une comparaison directe aux mesures issues du capteur.

Pour dimensionner ces circuits, des spectres d'impédance cutanée ont d'abord été acquis sur plusieurs volontaires avec le dispositif MFIA de Zurich Instruments, en configuration deux électrodes sur l'avant-bras. Les données ont été ajustées dans le logiciel ZView (Scribner) avec un modèle simple à une constante de temps, afin d'estimer un triplet (R_s, R_p, C_p) représentatif des plages usuelles observées en EDA.

Dans ce cadre passif, l'élément à phase constante (CPE), non réalisable tel quel en électronique, est remplacé par un condensateur idéal. Le modèle de Cole se réduit alors à une résistance série R_s suivie d'une branche parallèle $R_p \parallel C_p$ (Figure 2.5).

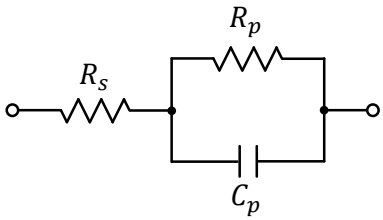

FIGURE 2.5 – Modèle électrique simplifié de la peau : R_s en série avec une branche parallèle $R_p \parallel Cp$.

L'impédance équivalente s'écrit :

$$Z(\omega) = R_s + \frac{R_p}{1 + j\,\omega\,R_p C_p} \tag{2.2}$$

Ces relations permettent une comparaison directe entre les paramètres de Cole (R_0, R_∞, α, τ) les paramètres de circuit (R_s, R_p, C_p), et les valeurs de composants employées, dans un contexte où l'arc de Nyquist attendu est semi-circulaire ($\alpha = 1$).

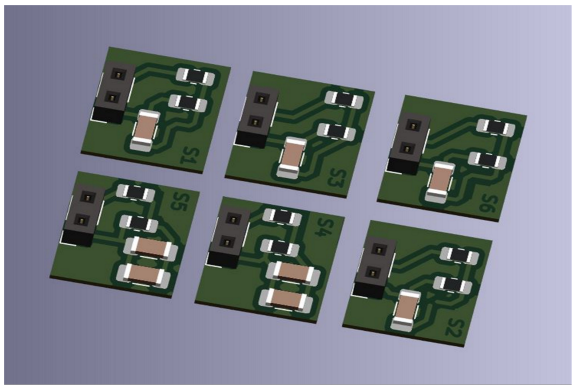

FIGURE 2.6 – Modèles 3D des circuits de test distincts.

Ces paramètres ont servi de base à la réalisation de onze circuits de test distincts. Les

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

composants choisis étaient des résistances films 1 % et des condensateurs C0G/NP0 1 %, montés sur de petites cartes fraisées pour limiter les capacités parasites (Figure 2.6). Les valeurs réelles de chaque composant ont été mesurées, avant assemblage, à l'aide d'un appareil de mesure, le U1732C LCR-mètre (Keysight) et consignées pour le calcul des références théoriques (Table 2.2).

	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11
R_s (Ω)	1501	1501	1501	1501	1502	2104	1502	2433	2404	2614	2322
R_p (Ω)	68084	86674	105170	86734	86721	45344	68104	64987	88858	105241	86724
C_p (nF)	99,3	100,4	99,17	46,86	150,17	151,01	47,19	180,50	146,4	94,21	99,01

TABLE 2.2 – Valeurs des composants pour 11 circuits de test mesurés avec U1732C.

Les mesures ont été réalisées avec le dispositif développé en configuration deux électrodes, sur les seize fréquences du signal multisinusoïdal réparties entre 10 et 1000 Hz. Les mesures du capteur ont été comparées à ces références fréquence par fréquence.

Résultats

Des courbes de coefficient de corrélation Pearson [73] ont été tracées en séparant la partie réelle et la partie imaginaire afin d'évaluer l'alignement direct entre valeurs mesurées et valeurs calculées. Des diagrammes de Bland-Altman [74] ont ensuite été produits pour apprécier l'accord entre méthodes et repérer d'éventuels biais, avec des limites d'accord fixées à ± 1,96 fois l'intervalle interquartile [IQR]. L'IQR a été utilisé à la place de l'écart type afin de fournir une estimation robuste des limites dans le cas d'un échantillon dont la distribution n'est pas gaussienne. Des échelles logarithmiques ont été utilisées sur les axes pour une répartition plus lisible des points sur l'ensemble des circuits C1 à C11 et des seize fréquences.

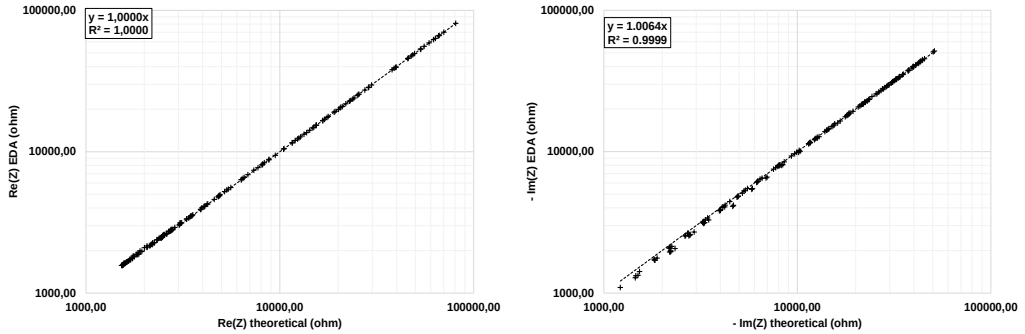

FIGURE 2.7 – Corrélation fantôme électronique sur 11 circuits passifs entre valeurs théoriques et mesures EDA.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

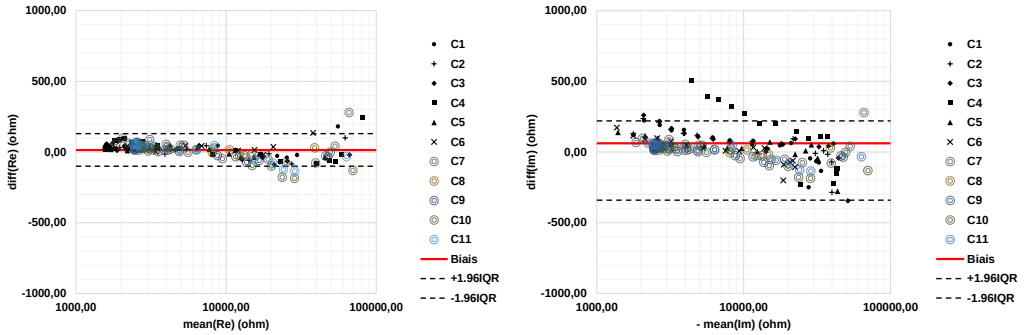

FIGURE 2.8 – Analyse de Bland-Altman entre valeurs théoriques et mesures EDA : différence vs moyenne pour $Re(Z)$ (haut) et $-Im(Z)$ (bas). Ligne centrale : biais. Bandes : limites d'accord ±1,96 IQR. Points regroupés par circuit (S1-S11). Axe des moyennes en échelle logarithmique.

Les courbes de corrélation (Figure 2.7) indiquent un fort accord, avec des nuages de points proches de la droite d'identité pour la partie réelle comme pour la partie imaginaire. Les diagrammes de Bland–Altman (Figure 2.8) confirment cet accord global et mettent en évidence un léger biais, estimé à 14 Ω pour la partie réelle (IC95% = [110 ; −130] Ω) et à 62 Ω pour la partie imaginaire (IC95% = [−340 ; 220] Ω).

Les erreurs moyennes par fréquence, issues du tableau récapitulatif, restent typiquement faibles pour la partie réelle, de l'ordre de 1 % à 3 % sur l'ensemble de la bande. Pour la partie imaginaire, des erreurs relatives faibles sont observées aux basses et moyennes fréquences puis une augmentation est notée aux fréquences les plus élevées, avec des valeurs pouvant atteindre environ 10 %. Cette hausse est attribuée en premier lieu aux limites de mesure du capteur à haute fréquence, où le rapport signal-bruit et la précision de phase sont plus sensibles (Table 2.3).

Un ajustement par le logiciel ZView a été réalisé sur les mêmes mesures afin d'estimer R_s, R_p et C_p et de comparer ces paramètres aux valeurs des composants mesurées au LCR-mètre. Les erreurs moyennes rapportées montrent une différence absolue d'environ 60 Ω pour R_s (soit ~ 3,4 %), d'environ 307 Ω pour R_p (soit ~ 0,1 %), et d'environ 0,7 nF pour C_p (soit ~ 0,4 %) (Table 2.4).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

TABLE 2.3 – Erreurs de mesure (Re et Im) sur les circuits statiques de référence.

	Partie réelle		Partie imaginaire	
	Absolue (Ω)	Relative (%)	Absolue (Ω)	Relative (%)
f_1	180,3109	0,3246	-249,1930	0,9046
f_2	-21,4074	0,0721	-132,7328	0,3958
f_3	-40,2345	0,1584	-74,1002	0,2280
f_4	-28,5588	0,1304	-65,1357	0,2089
f_5	-22,0269	0,1323	-45,6851	0,1613
f_6	45,1122	0,5134	63,2516	0,3005
f_7	29,2974	0,4536	47,0673	0,2661
f_8	14,9143	0,3250	2,7955	0,0197
f_9	25,9243	0,7446	55,4474	0,4846
f_{10}	19,6898	0,7974	81,9689	1,0169
f_{11}	41,1863	1,9879	102,9523	1,6583
f_{12}	73,9427	3,9786	113,4799	2,3062
f_{13}	19,6290	1,1307	156,0892	3,9091
f_{14}	23,3088	1,4027	153,9405	4,6597
f_{15}	40,6003	2,5147	190,5789	6,8606
f_{16}	56,9158	3,6185	222,8311	10,0765

TABLE 2.4 – Erreurs d'ajustement des valeurs des composants sur les circuits de test statiques.

	Absolue	Relative
R_s	60 Ω	3,4 %
R_p	307 Ω	0,1 %
C_p	0,7 nF	0,40 %

Dans l'ensemble, un niveau de confiance robuste est établi grâce à la validation sur fantômes électroniques, fondée sur des impédances connues et stables. Les modules et les phases restitués suivent de près les valeurs attendues du montage $R_s + (R_p \parallel C_p)$ sur la plage 10–1000 Hz. Ce résultat doit toutefois être nuancé par le profil d'erreur observé. La partie réelle demeure précise sur l'essentiel de la bande, le plus souvent sous 1 %, avec une élévation notable aux plus hautes fréquences pouvant atteindre 3,6 %. À l'inverse, la partie imaginaire présente une augmentation systématique de l'erreur à partir de f_{10} (196 Hz), pour culminer autour de 10 % à 726 Hz. Les trois dernières fréquences affichent ainsi des erreurs supérieures à 4 %, ce qui réduit la fiabilité de la mesure dans ce domaine. Ces tendances se retrouvent dans les erreurs d'ajustement, avec une erreur relative sur R_s qui atteint 3,4 %.

La résolution multifréquentielle se révèle exploitable pour des comparaisons quantitatives et justifie le passage à l'évaluation in vivo, où l'accord avec un instrument de référence et le comportement en conditions réelles sont examinés sur des volontaires

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

selon un protocole dédié.

2.2.2 Validation in vivo

L'objectif est d'évaluer, sur peau humaine, l'accord entre le capteur multifréquentiel et un instrument de référence ISX-3 (Sciospec), dans des conditions proches d'un enregistrement EDA. Dans le but d'assurer la comparabilité entre dispositifs, les variations spontanées liées au système nerveux autonome sont limitées en recherchant un signal stable, sans réponse électrodermale, pendant tout le protocole de mesure. Sept volontaires sains ont été inclus. Les mesures ont été réalisées en configuration bipolaire sur les phalanges distales de la main non dominante afin de limiter au maximum les artefacts de mouvement, avec des électrodes Ag/AgCl pré-gélifiées de type Softrace Medium (ConMed, réf. 2330-003). Le même site cutané a été conservé pour les deux instruments afin de limiter les effets liés aux écarts de repositionnement des électrodes.

Matériels et méthodes

L'enregistrement simultané sur un même site EDA avec le capteur étudié et l'instrumentation de référence a été impossible en raison d'interactions entre les mesures. Bien qu'isolés électriquement, les deux systèmes injectent chacun un courant qui génère une différence de potentiel entre les deux électrodes. La superposition de ces différences de potentiel est visible par les deux instruments, ce qui introduit un couplage indésirable et compromet la validité d'une comparaison sur un même site. Les mesures ont donc été réalisées successivement, en alternant les dispositifs sur la même zone cutanée. Afin d'obtenir des données comparables malgré ces commutations et la durée d'acquisition de plusieurs secondes du système de référence, un protocole au repos a été mis en place pour stabiliser l'état du système nerveux autonome, maintenir une conductivité stable et limiter des réponses électrodermales. Les sessions ont été conduites en début d'après-midi pour favoriser la somnolence post-prandiale. Les participants étaient allongés, immobiles, yeux fermés, dans une pièce calme et faiblement éclairée. Aucun stimulus visuel ou auditif n'était présenté pendant l'enregistrement. Les câbles d'électrodes, acheminés en conséquence, permettaient un raccordement déporté afin de limiter les bruits liés aux manipulations au voisinage du patient. Cette configuration visait à réduire l'activité sympathique et à limiter les réponses EDA transitoires pendant les commutations entre dispositifs de mesure.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Le déroulé temporel a suivi une alternance standardisée sur trente minutes. Une mesure de référence a été effectuée à $t = 0$ min avec l'ISX-3. L'acquisition a ensuite été effectué en continu jusqu'à $t = 10$ min. Une seconde mesure ISX-3 a été réalisée à $t = 10$ min, puis l'enregistrement du capteur a repris jusqu'à $t = 20$ min. Une troisième mesure ISX-3 a été effectuée à $t = 20$ min avant un dernier segment continu au capteur jusqu'à la fin du protocole. Les commutations ont été réalisées sans déplacer les électrodes ni modifier la pression d'appui. Les temps de bascule ont été réduits au strict minimum. Le recours à un état de repos stable était nécessaire car l'ISX-3 met environ 85 s pour acquérir un spectre complet, ce qui expose à l'apparition de réponses phasiques pendant la fenêtre d'acquisition (Figure 2.9).

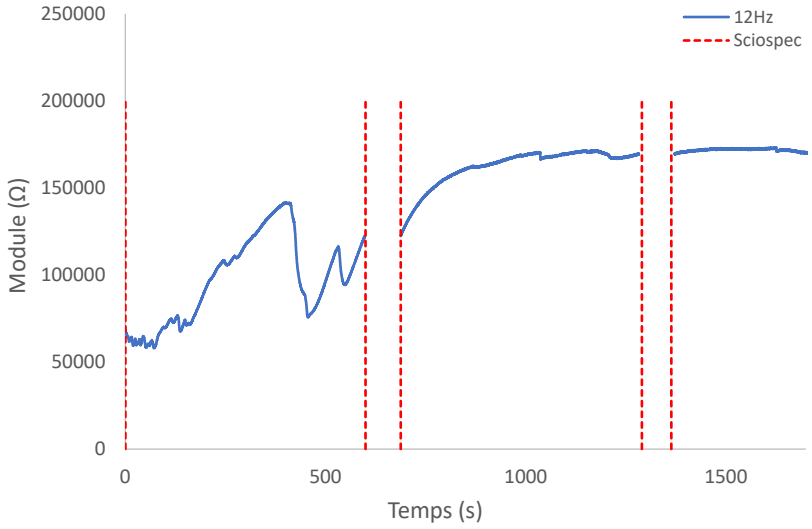

Figure 2.9 – Courbes du module à 12 Hz acquises par le capteur RENFORCE, avec indication des zones d'acquisition de l'instrumentation de référence Sciospec ISX-3.

Les deux dispositifs ont été réglés sur la même liste de seize fréquences réparties entre 10 et 1000 Hz. Le capteur a enregistré ces seize fréquences en continu avec huit estimations par seconde et par fréquence. L'ISX-3 a fourni, aux temps définis, un spectre de référence sur la même bande. Pour la comparaison, les estimations du capteur ont été extraites dans une courte fenêtre centrée sur chaque mesure ISX-3 puis moyennées fréquence par fréquence. Les parties réelle et imaginaire de l'impédance ont été considérées ainsi que le module et la phase. Des écarts absolus et relatifs ont été calculés pour chaque fréquence. L'accord a ensuite été apprécié par régression linéaire et coefficient de détermination sur les nuages de points, tandis que des diagrammes de Bland–Altman ont permis d'estimer le biais et les limites d'accord. Enfin, les segments continus fournis par le capteur ont servi à vérifier l'absence de dérive marquée entre deux points de référence.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Résultats

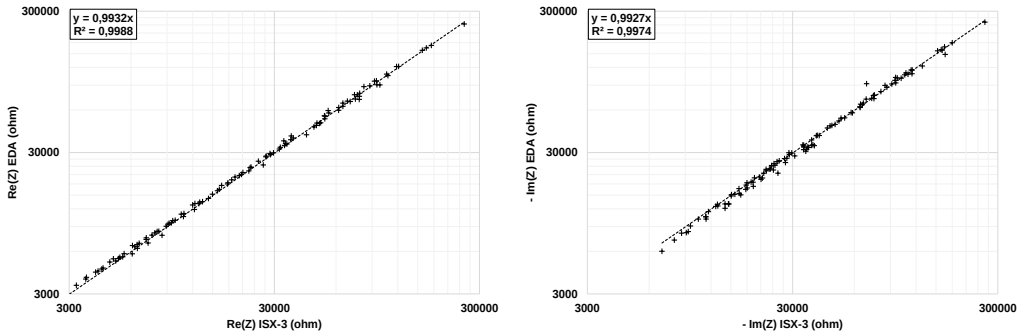

FIGURE 2.10 – Corrélation in vivo sur 7 sujets entre le capteur et le dispositif ISX-3 de Sciospec.

Les corrélations (Figure 2.10) montrent un alignement entre les deux instruments proche de l'identité pour la partie réelle comme pour la partie imaginaire, avec des pentes proches de 0,99 et des coefficients de détermination supérieurs à 0,99.

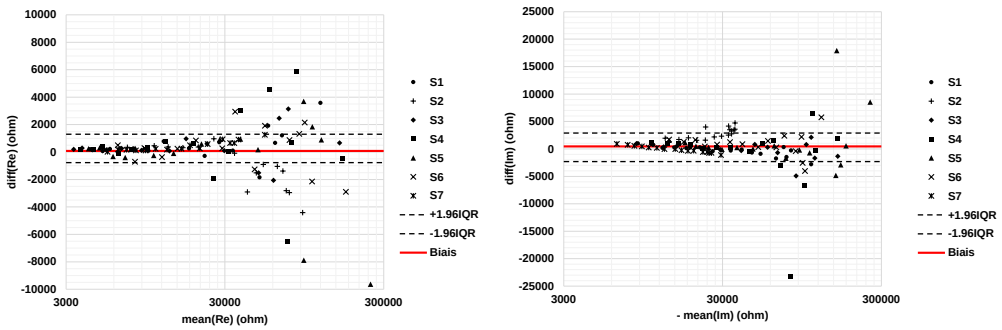

FIGURE 2.11 – Analyse de Bland-Altman entre mesure EDA et mesures ISX-3 de Sciospec : différence vs moyenne pour $Re(Z)$ (haut) et $-Im(Z)$ (bas). Ligne centrale : biais. Bandes : limites d'accord ±1,45 IQR. Points regroupés par sujet (S1-S7). Axe des moyennes en échelle logarithmique.

Les diagrammes de Bland–Altman (Figure 2.11) attestent d'un bon accord global, les différences étant centrées autour d'un biais globalement faible : +85,64 Ω pour la partie réelle (IC95% = $[-770; +1300]$ Ω) et +462,71 Ω pour la partie imaginaire (IC95% = $[-2300; +2900]$ Ω). Des écarts plus marqués apparaissent à certaines fréquences, en particulier autour de 44 Hz, où la variabilité accrue de l'ISX-3 est imputable à l'interférence secteur à 50 Hz. Un cas de dispersion plus élevée a été observé chez un sujet présentant une activité EDA notable pendant l'une des acquisitions de référence, ce qui illustre la difficulté d'obtenir deux enregistrements strictement identiques en condition in vivo malgré le protocole de repos proposé.

La synthèse des différences par fréquence (Table 2.5) met en évidence des différences relatives pour la partie réelle généralement comprises entre 1,6 % et 5,7 % selon la fréquence. Pour la partie imaginaire, des différences relatives de l'ordre de 1,7 % à 11,6 % sont observées, avec une tendance à l'augmentation aux fréquences les plus hautes. Cette tendance est cohérente avec le biais systématique déjà mis en évidence sur des fantômes électroniques, affectant la partie imaginaire aux hautes fréquences et s'explique par des non-idéalités électroniques ou par des choix de mise en œuvre numérique dans le traitement par FFT.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

TABLE 2.5 – Différences de mesure ($Re(Z)$ et $Im(Z)$) entre le capteur portable et l'ISX-3 lors de l'évaluation in vivo.

	Partie réelle		Partie imaginaire	
	Absolue (Ω)	Relative (%)	Absolue (Ω)	Relative (%)
f_1	-1696	2,3	2131	4,6
f_2	991	3,2	327	3,0
f_3	803	2,2	621	3,8
f_4	-331	3,5	-793	3,6
f_5	-843	4,1	-1164	9,8
f_6	712	2,5	39	3,2
f_7	-26	2,2	618	2,3
f_8	31	5,2	570	2,5
f_9	290	1,6	320	1,7
f_{10}	512	3,5	396	1,8
f_{11}	183	2,3	639	2,3
f_{12}	139	2,7	436	2,1
f_{13}	100	3,4	608	3,4
f_{14}	74	5,7	905	5,4
f_{15}	242	4,6	1071	7,8
f_{16}	189	4,4	1332	11,6

Sur tissus vivants, les données ont été ajustéees à l'aide du modèle de Cole à 1C. L'écart moyen entre instruments est estimé à 4,05 % sur R_s, 0,46 % sur R_p et 0,4 % sur Q_{CPE}. L'impact sur R_p et Q_{CPE} demeure limité, mais plus marqué sur R_s. Ces résultats confirment les conclusions obtenues sur l'analyse des circuits fantômes et orientent les améliorations futures vers la réduction des capacités et résistances parasites, ainsi que vers un affinage des calculs numériques (Table 2.6).

TABLE 2.6 – Différences d'ajustement des valeurs des composants entre le capteur et l'instrumentation de référence ISX-3.

	Absolue	Relative
R_s	69,55 Ω	4,05 %
R_p	369,91 Ω	0,46 %
Q_{CPE}	0.36 $\text{F}^{\alpha}\,\Omega^{\alpha-1}$	0,40 %

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Dans ces conditions de repos et de faible EDA, le capteur reproduit de manière proche les mesures de l'ISX-3 sur la plage 10–1000 Hz. L'accord élevé constaté sur les parties réelle et imaginaire et la différence moyenne modérée confortent l'usage du capteur pour des suivis continus multifréquentiels en situation réelle, sous réserve des précautions évoquées pour les fréquences les plus élevées. Cette validation in vivo complète la validation sur fantômes électroniques et établit la base méthodologique pour les études suivantes.

2.2.3 Application des corrections

La prise en compte des erreurs de mesure mises en évidence lors de la première évaluation sur fantômes électroniques a conduit à une investigation de l'électronique du capteur afin d'en identifier l'origine et de proposer une correction. Les erreurs ont été analysées sur les parties réelle et imaginaire, à la fois en conditions contrôlées sur fantômes électroniques par comparaison aux valeurs théoriques, et en conditions *in vivo* par comparaison à une instrumentation de référence. Une augmentation de l'erreur a été observée aux hautes fréquences, en particulier sur la partie imaginaire, avec des valeurs atteignant environ 11% à 726 Hz. À partir de ce constat, il a été vérifié si cette dérive se traduisait également dans la capacité du modèle à ajuster les circuits tests. Après ajustement des données issues des fantômes, une erreur de même nature et de même tendance a été retrouvée, ce qui a suggéré que le biais observé provenait majoritairement de la chaîne de mesure plutôt que du seul modèle d'ajustement.

Une première correction a alors été testée sous la forme d'une compensation statique. Le biais moyen observé sur les données brutes a été estimé pour chaque fréquence, puis soustrait aux mesures complexes avant analyse. Cette correction a été appliquée sous la forme d'un offset complexe moyen $\overline{\varepsilon_k}$ à chaque fréquence f_k, selon

$$Z_{k,\mathrm{corr}}(t) = Z_{k,\mathrm{mes}}(t) - \overline{\varepsilon_k}. \tag{2.3}$$

L'impact a été évalué sur l'ajustement des fantômes électroniques. Une amélioration marginale a été observée, avec une diminution de l'erreur d'environ 1% aux hautes fréquences et un gain limité aux basses fréquences (Figure 2.12 et 2.13).

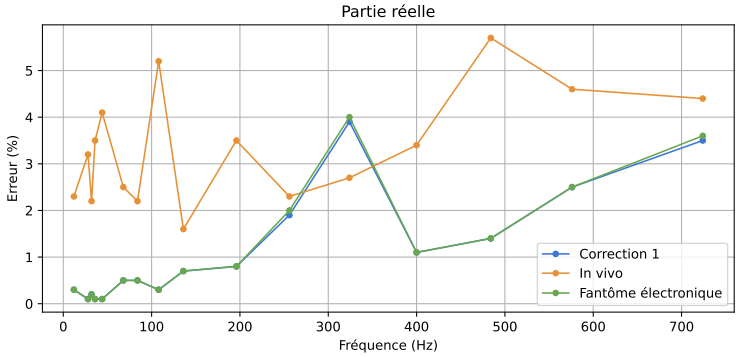

FIGURE 2.12 – Évolution des erreurs relatives en fonction de la fréquence pour les composantes réelle de l'impédance. Les mesures réalisées sur fantôme électronique (vert) et in vivo (orange) sont comparées à une estimation après correction (bleu).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

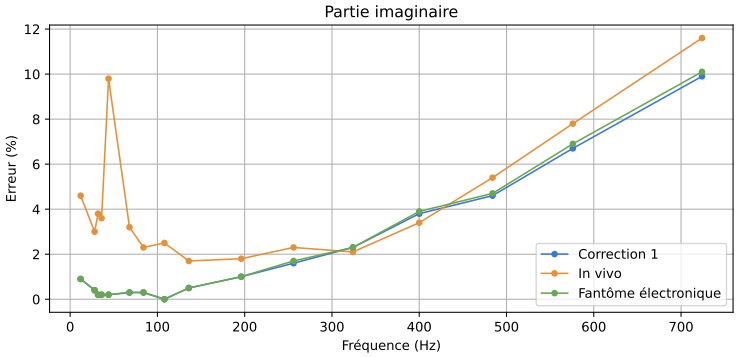

FIGURE 2.13 – Évolution des erreurs relatives en fonction de la fréquence pour les composantes imaginaire de l'impédance. Les mesures réalisées sur fantôme électronique (vert) et in vivo (orange) sont comparées à une estimation après correction (bleu).

À partir de cette étape, une analyse plus fine des erreurs en fonction de la fréquence a mis en évidence une augmentation approximativement linéaire en particulier sur la partie imaginaire, évoquant un comportement de type inductif. Afin d'évaluer cette hypothèse au niveau de l'ajustement, un terme inductif a été introduit en amont du modèle de Cole, sous la forme d'une inductance L en série (Figure 2.14). L'ajustement des fantômes électroniques avec ce modèle enrichi a conduit à une réduction plus nette de l'erreur aux hautes fréquences, de l'ordre de 5%. Toutefois, la valeur d'inductance estimée a atteint environ 1 Henry, ce qui a été jugé non plausible au regard des ordres de grandeur attendus et des contraintes de réalisation. Cette observation a orienté l'analyse vers un effet équivalent induit par l'acquisition et la synchronisation, plutôt que vers un phénomène électrique réellement présent dans le circuit mesuré.

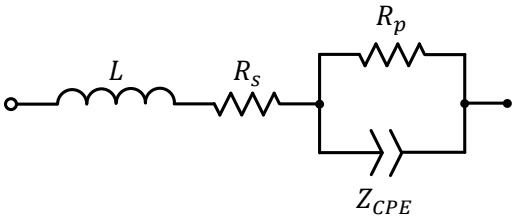

FIGURE 2.14 – Modèle d'ajustement des fantômes électroniques avec inductance série L ajoutée en amont du modèle de Cole.

L'investigation de la chaîne d'acquisition a ensuite mis en évidence deux contributions majeures. D'une part, l'acquisition de la tension et du courant n'était pas strictement simultanée. D'autre part, un décalage existait entre la mise à jour du signal d'excitation par le PSoC et l'instant d'échantillonnage du nRF52840. Le décalage de déclenchement a été optimisé expérimentalement par essais successifs afin de minimiser l'erreur de base, puis fixé à 140 μs. Le retard résiduel entre l'acquisition du courant et celle de la tension a ensuite été modélisé par un retard pur Δt, et compensé dans le logiciel embarqué par

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

une correction de phase appliquée à chaque fréquence, selon

$$Z_{k,\mathrm{corr}}(t) = Z_{k,\mathrm{est}}(t)\,\mathrm{e}^{-j\,2\pi f_k\,\Delta t} \tag{2.4}$$

La valeur de Δt a été déterminée par minimisation expérimentale de l'erreur et fixée à $\Delta t = 28\ \mu$s, valeur cohérente avec le temps d'acquisition théorique d'un échantillon de l'ADC. Afin d'en quantifier l'effet en conditions contrôlées, les onze circuits tests déjà utilisés ont été remesurés en spectroscopie multifréquentielle. Les jeux de données corrigés ont été analysés et comparés aux enregistrements antérieurs sans correction avec les mêmes indicateurs, incluant les parties réelle et imaginaire, les erreurs absolues et relatives par fréquence, l'accord par régression linéaire et Bland–Altman, ainsi que l'estimation de R_s, R_p et C_p du modèle $R_s + \left(R_p \parallel C_p\right)$. Cette étape a permis de quantifier l'impact des corrections appliquées à la source sur un banc inchangé.

Résultats

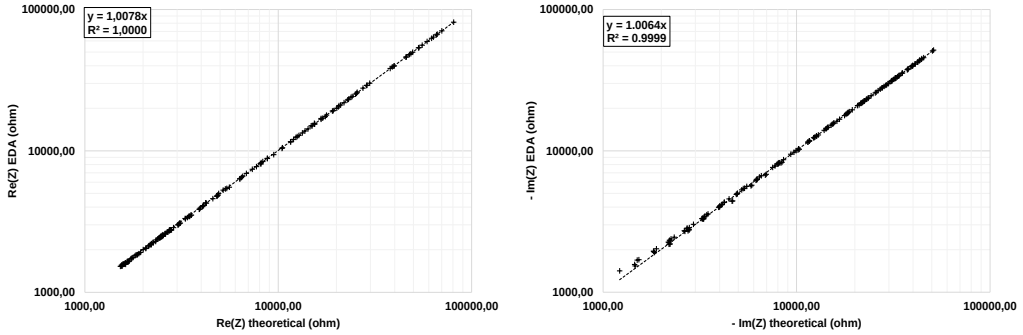

FIGURE 2.15 – Courbes de corrélation regroupant les 11 circuits tests en partie réelle et imaginaire après application de la correction.

Les deux graphiques montrent un accord élevé après application des corrections. Les courbes de corrélation (Figure 2.15) (seize fréquences, 10–1000 Hz, circuits C_1 à C_{11}) présentent un nuage serré au voisinage de la droite d'identité, pour $Re(Z)$ comme pour $Im(Z)$. Les régressions linéaires donnent des pentes de 1,0078 ($R^2 = 1{,}0000$) pour la partie réelle et 1,0064 ($R^2 = 0{,}9999$) pour la partie imaginaire, ce qui traduit un alignement quasi parfait sur l'ensemble de la bande (axes en échelle logarithmique).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

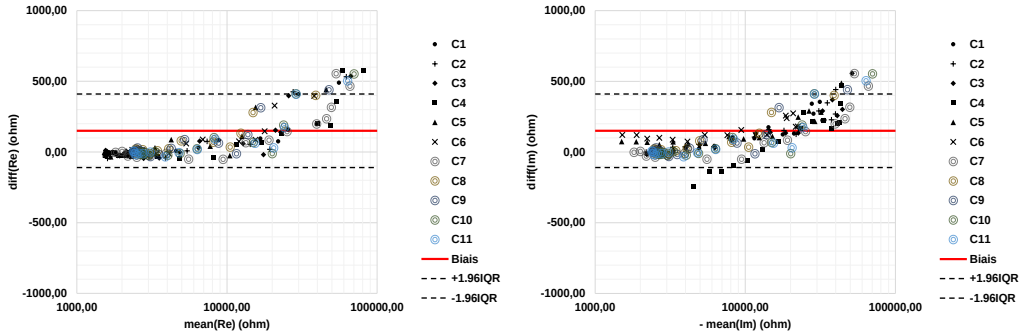

FIGURE 2.16 – Analyse de Bland-Altman entre valeurs théoriques et mesures EDA avec application de la correction d'erreur : différence vs moyenne pour $Re(Z)$ (haut) et $-Im(Z)$ (bas). Ligne centrale : biais. Bandes : limites d'accord ±1,96 IQR. Points regroupés par circuit (S1-S11). Axe des moyennes en échelle logarithmique.

Les diagrammes de Bland–Altman (Figure 2.12) confirment cet accord. Les différences sont centrées autour d'un biais faible pour les deux composantes, avec une majorité de points à l'intérieur des limites ±1,96 × IQR. Pour la partie réelle, le biais est de 79,33 Ω (IC95% = [−110; +410] Ω). Pour la partie imaginaire, le biais est de 144,93 Ω (IC95% = [−110; +410] Ω). Une dispersion un peu plus marquée est observée pour des valeurs moyennes élevées, sans tendance systématique commune à tous les circuits. L'ensemble soutient la stabilité du fonctionnement du capteur corrigé et la cohérence des mesures multi-fréquences sur 10–1000 Hz. La comparaison détaillée avec les résultats antérieurs, avant application des corrections, sera présentée dans la discussion.

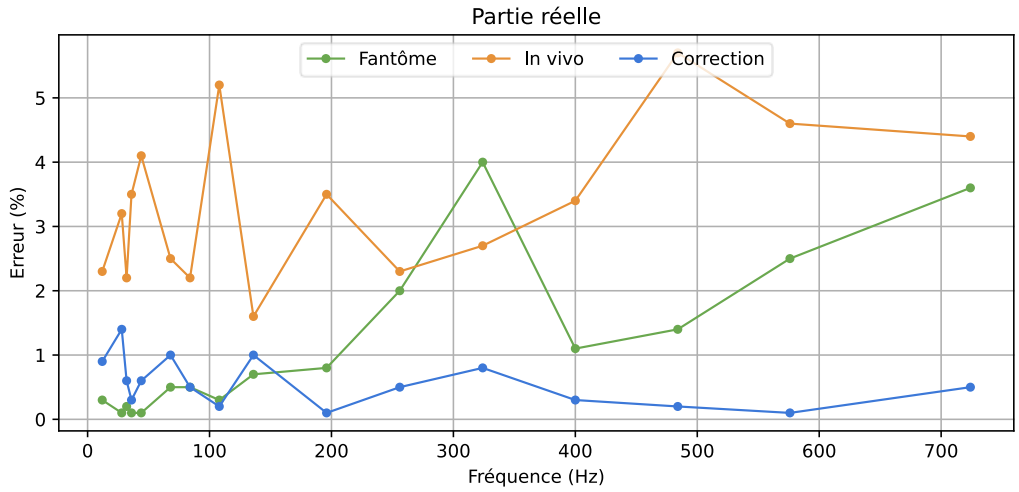

FIGURE 2.17 – Évolution des erreurs relatives en fonction de la fréquence, aprés application de la correction, pour les composantes réelle de l'impédance. Les mesures réalisées sur fantôme électronique (vert) et in vivo (orange) sont comparées à une estimation après correction (bleu).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

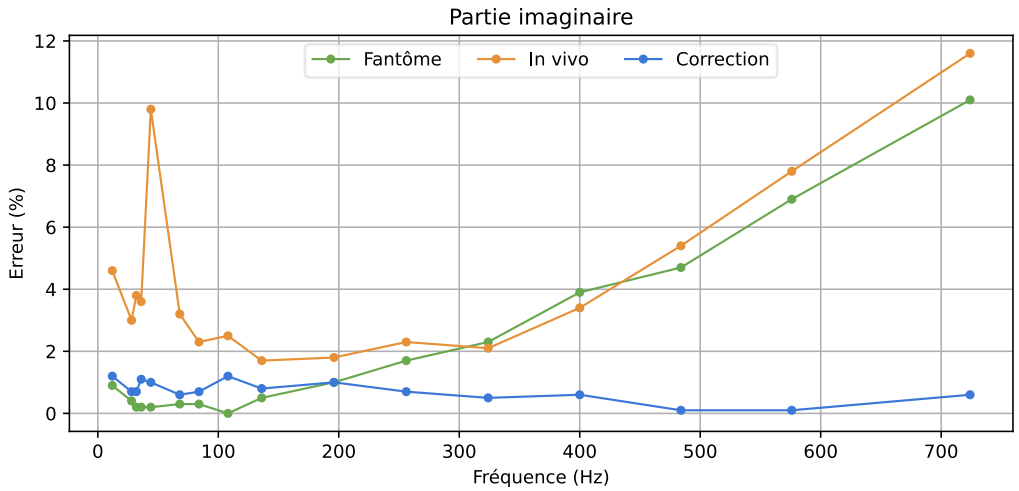

FIGURE 2.18 – Évolution des erreurs relatives en fonction de la fréquence, aprés application de la correction, pour les composantes imaginaire de l'impédance. Les mesures réalisées sur fantôme électronique (vert) et in vivo (orange) sont comparées à une estimation après correction (bleu).

Après application des corrections (Figure 2.17 et 2.18), les erreurs par fréquence restent faibles sur la bande 10–1000 Hz. Pour la partie réelle, 15 fréquences sur 16 sont inférieures à 1 %, avec un maximum de 1,38 % (f_2). Pour la partie imaginaire, 12 fréquences sur 16 sont inférieures à 1 %, avec quelques dépassements limités autour de 1–1,24 % (f_1, f_4, f_8, f_{10}). Les différences exprimées en ohms sont de signe variable et centrées près de zéro, avec des amplitudes typiquement de quelques dizaines d'ohms selon la fréquence (extrêmes observés : $\approx +490\,\Omega$ pour $Re(Z)$ $\approx -355\,\Omega$ pour (Im)). L'ensemble montre un niveau d'erreur relatif généralement inférieur à 1 %, avec des écarts maximum limités et sans tendance systématique.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Table 2.7 – Erreurs de mesure (Re et Im) concernant les 16 fréquences après correction.

	Partie réelle		Partie imaginaire	
	Absolue (Ω)	Relative (%)	Absolue (Ω)	Relative (%)
f_1	489,8470	0,8819	-340,8802	1,2374
f_2	408,7317	1,3764	-224,9014	0,6706
f_3	159,0452	0,6260	-222,9858	0,6861
f_4	74,8867	0,3420	-354,5677	1,1370
f_5	94,2800	0,5662	-270,5969	0,9555
f_6	83,8933	0,9547	-129,5068	0,6153
f_7	30,3174	0,4694	-124,3943	0,7032
f_8	8,0434	0,1753	-174,3147	1,2304
f_9	-34,2487	0,9837	-96,1397	0,8402
f_{10}	-1,7198	0,0696	-82,1433	1,0190
f_{11}	-10,1094	0,4879	-41,2725	0,6648
f_{12}	-15,2040	0,8181	-25,4612	0,5174
f_{13}	-6,0400	0,3479	-24,2697	0,6078
f_{14}	-3,3524	0,2017	2,9467	0,0892
f_{15}	-1,8755	0,1162	-3,8693	0,1393
f_{16}	7,9085	0,5028	12,9904	0,5874

Sur les circuits statiques, l'ajustement du modèle $R_s + (R_p \parallel C_p)$ après application des corrections conduit à des erreurs relatives proches de 1 % pour R_s (1,20 %) et R_p (1,13 %), et inférieures à 0,5 % pour C_p (0,45 %) (Table 2.8). Les écarts absolus associés sont de $-23{,}45\ \Omega$ pour R_s, $+898{,}82\ \Omega$ pour R_p et $-2{,}96 \times 10^{-10}$ F pour C_p. Les signes traduisent le sens des écarts, tandis que leurs amplitudes demeurent faibles au regard des valeurs de référence des composants. L'ensemble indique, après corrections, un ajustement cohérent des paramètres sur ce banc. La comparaison détaillée avec les résultats antérieurs, avant application des corrections, sera présentée dans la discussion.

Table 2.8 – Erreurs d'ajustement des valeurs des composants sur les circuits de test statiques après application des corrections d'erreurs.

	Absolue Ω	Relative
R_s	-23,45 Ω	1,20 %
R_p	898,82 Ω	1,13 %
C_p	-0,29 nF	0,45 %

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

2.2.4 Validation de la précision de la modélisation sur circuits passifs statiques

Cette sous-partie vise à vérifier la capacité d'ajustement sur des circuits passifs statiques à composants connus (R_s, R_p, C_p) (voir sous-section 2.2.1). Les mesures sont réalisées sur la même bande fréquentielle et dans des conditions d'acquisition identiques. Les spectres obtenus sont ensuite ajustés avec *ZView* (Scribner) (voir figure 2.19), en imposant un modèle de Cole cohérent avec la topologie assemblée. Un, deux et trois sous-circuits correspondent respectivement à une, deux et trois constantes de temps.

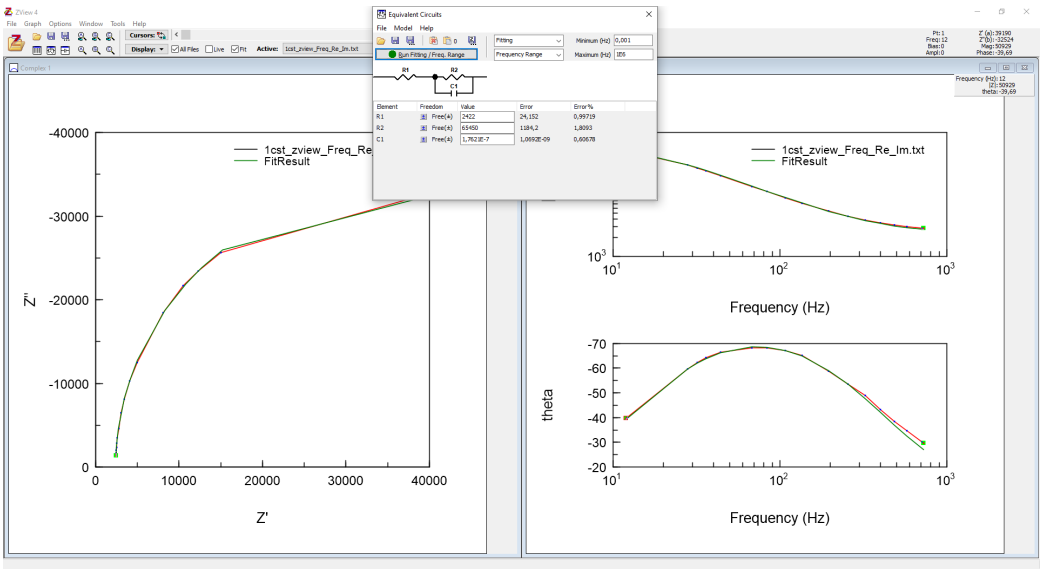

FIGURE 2.19 – Interface ZView montrant l'ajustement 1C (R_s, R_p, C_p) sur un spectre mesuré.

Pour chaque configuration, les paramètres (R_s, R_p, C_p) identifiés par ajustement sont comparés aux valeurs nominales des composants des circuits choisis (C1/C2/C3). Les erreurs absolues et relatives sont calculées afin d'évaluer la justesse de l'estimation. Le protocole est répété successivement pour une, deux puis trois constantes de temps, ce qui permet d'apprécier la tenue de la précision lorsque la complexité du modèle augmente.

$$\text{C1} : (R_s = 2{,}43\ \text{k}\Omega,\ R_p = 64{,}9\ \text{k}\Omega,\ C_p = 180\ \text{nF}),$$
$$\text{C2} : (R_s = 1{,}50\ \text{k}\Omega,\ R_p = 68{,}0\ \text{k}\Omega,\ C_p = 47\ \text{nF}),$$
$$\text{C3} : (R_s = 2{,}32\ \text{k}\Omega,\ R_p = 86{,}6\ \text{k}\Omega,\ C_p = 99\ \text{nF}).$$

Résultats

Ajustement à 1 constante de temps

Dans le cas RC idéal ($\alpha = 1$), le circuit à une constante de temps ($\tau = R_p C_p$) a été ajusté sur le spectre mesuré. Les paramètres estimés reproduisent fidèlement les valeurs de référence du montage statique. La résistance série est estimée à 2,422 kΩ pour une référence à 2,43 kΩ, soit un écart de −8 Ω et une erreur relative de 0,33 %. La résistance parallèle est estimée à 65,45 kΩ pour une référence à 64,90 kΩ, soit un écart de +550 Ω et une erreur relative de 0,85 %. La capacité est retrouvée à 176 nF pour une référence à 180 nF, soit un écart de −4 nF et une erreur relative de 2,22 %.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Ces résultats indiquent une bonne concordance globale entre mesure et modélisation dans la configuration à une constante de temps. L'erreur la plus faible observée sur R_s, R_p reste inférieure à 1 %, et C_p présente l'écart relatif le plus élevé tout en demeurant contenu. L'ensemble confirme que, pour $\alpha = 1$, la modélisation $R_s - \left(R_p \parallel C_p\right)$ permet de restituer correctement les paramètres du circuit statique (Table 2.9).

TABLE 2.9 – Paramètres estimés vs. référence (circuit 1C) et erreurs associées.

Paramètre	Référence	Estimé	Écart absolu	Erreur relative
R_s	2,43 kΩ	2,422 kΩ	−8,00 Ω	0,33 %
R_p	64,90 kΩ	65,45 kΩ	+550,00 Ω	0,85 %
C_p	180,00 nF	176,00 nF	−4,00 nF	2,22 %

Ajustement à 2 constantes de temps

Dans la configuration à deux constantes de temps ($\alpha = 1$), le spectre mesuré a été ajusté avec deux ensembles en série constitués chacun d'une résistance en parallèle avec un condensateur, identiquement au circuit électronique formé. La résistance série est retrouvée à 3,929 kΩ pour une référence à 3,93 kΩ, soit un écart de −1 Ω et une erreur relative de 0,03 %. Pour la première relaxation, R_{p1} est évaluée à 70,00 kΩ contre 68,00 kΩ (écart +2,00 kΩ, 2,94 %) et C_{p1} à 46,00 nF contre 47,00 nF (écart −1,00 nF, 2,13 %). Pour la seconde relaxation, R_{p2} est estimée à 63,99 kΩ pour 64,90 kΩ (écart −0,91 kΩ, 1,40 %) et C_{p2} à 187,00 nF pour 180,00 nF (écart +7,00 nF, 3,89 %).

L'ensemble indique une restitution très précise de R_s et des écarts faibles sur R_p et C_p, avec l'erreur la plus élevée observée sur C_{p2}. Par rapport au cas à une constante de temps, la précision se maintient pour R_s et demeure de l'ordre de quelques pour cent pour les paramètres des deux relaxations, ce qui reste cohérent avec une modélisation R-C idéale à deux constantes de temps sur la bande considérée (Table 2.10).

TABLE 2.10 – Paramètres estimés vs. référence (circuit 2C) et erreurs associées.

Paramètre	Référence	Estimé	Écart (estimé–réf.)	Erreur relative
R_s	3,93 kΩ	3,929 kΩ	−0,001 kΩ (−1 Ω)	0,03 %
R_{p1}	68,00 kΩ	70,00 kΩ	+2,00 kΩ	2,94 %
C_{p1}	47,00 nF	46,00 nF	−1,00 nF	2,13 %
R_{p2}	64,90 kΩ	63,99 kΩ	−0,91 kΩ	1,40 %
C_{p2}	180,00 nF	187,00 nF	+7,00 nF	3,89 %

Ajustement à 3 constantes de temps

Dans la configuration à trois constantes de temps ($\alpha = 1$), l'ajustement du spectre mesuré estimé $R_s = 6{,}229$ kΩ pour une référence à 6,25 kΩ, soit un écart de −21 Ω correspondant à 0,34 %. En revanche, des écarts importants apparaissent sur les relaxations. Pour la première, $R_{p1} = 57{,}782$ kΩ contre 68,00 kΩ (−15,03 %) et $C_{p1} = 69{,}39$ nF contre 47,00 nF (+47,64 %). Pour la deuxième, $R_{p2} = 24{,}252$ kΩ au lieu de 64,90 kΩ (−62,63 %) et $C_{p2} = 109{,}00$ nF au lieu de 180,00 nF (−39,44 %). Pour la troisième, $R_{p3} = 139{,}390$ kΩ contre 86,60 kΩ (+60,96 %) et $C_{p3} = 73{,}66$ nF contre 99,00 nF (−25,60 %) (Table 2.11).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Malgré un tracé ajusté visuellement satisfaisant, ces pourcentages révèlent un sur-ajustement. Des compensations entre $R_{p,i}$ et $C_{p,i}$ permettent de suivre la courbe alors que l'identification individuelle des paramètres devient peu fiable. Cette limite d'identifiabilité sera discutée au regard des résultats obtenus en 1C et 2C.

Table 2.11 – Paramètres estimés vs. référence (circuit 3C) et erreurs associées.

Paramètre	Référence	Estimé	Écart (estimé–réf.)	Erreur relative
R_s	6,25 kΩ	6,229 kΩ	−21,00 Ω	0,34 %
R_{p1}	68,00 kΩ	57,782 kΩ	−10,218 kΩ	15,03 %
C_{p1}	47,00 nF	69,39 nF	+22,39 nF	47,64 %
R_{p2}	64,90 kΩ	24,252 kΩ	−40,648 kΩ	62,63 %
C_{p2}	180,00 nF	109,00 nF	−71,00 nF	39,44 %
R_{p3}	86,60 kΩ	139,390 kΩ	+52,790 kΩ	60,96 %
C_{p3}	99,00 nF	73,66 nF	−25,34 nF	25,60 %

2.2.5 Discussion

Onze circuits statiques ont été construits à partir de mesures d'impédance réalisées sur l'avant-bras de onze volontaires (analyse à l'aide du dispositif MFIA), puis modélisés par des réseaux $R-C$ équivalents. Ces circuits ont servi de banc de référence pour tester le capteur de spectroscopie d'impédance multifréquentielle et comparer ses mesures à des valeurs théoriques connues. Une validation in vivo a ensuite été conduite sur une cohorte de sujets selon un protocole au repos, afin d'examiner l'accord en conditions réelles. Des écarts systématiques ayant été observés lors des premières validations, une correction a été intégrée directement dans la chaîne d'acquisition du capteur. Les onze circuits ont ensuite été mesurés à nouveau sur l'ensemble des fantômes électroniques, et les résultats ont été comparés aux mêmes références théoriques.

Après correction, les courbes de corrélation $Re(Z)$ et $Im(Z)$ présentent un alignement très serré au voisinage de l'identité sur 10–1000 Hz, avec des régressions de pente 1,0078 (R^2 = 1,0000) pour la partie réelle et 1,0064 (R^2 = 0,9999) pour la partie imaginaire. Les diagrammes de Bland–Altman montrent un biais faible avec des limites d'accord resserrées, sans dérive visible en fonction de la moyenne, avec des points pour la plupart, se situant à l'intérieur des bornes ($\pm 1{,}96 \times$ IQR). Pour la partie réelle, le biais est de 79,33 Ω (IC95 % : −410; 110 Ω). Pour la partie imaginaire, le biais atteint 144,93 Ω (IC95 % : −410; 110 Ω). Avant correction, l'accord était déjà globalement satisfaisant mais moins serré, avec une dispersion plus marquée aux hautes valeurs et des limites d'accord plus larges. L'amélioration observée après correction se traduit par des nuages de points plus compacts et un centrage plus proche de zéro.

Les erreurs par fréquence illustrent le même gain. Avant correction, l'erreur relative concernant la partie réelle restait généralement sous 1 % aux basses et moyennes fréquences, puis augmentait aux hautes fréquences pour atteindre 2,51 % à f_{15} et 3,62 % à f_{16}. La partie imaginaire montrait une hausse progressive au-delà de f_{10}, jusqu'à 10,08 % à f_{16}. Après correction, la partie réelle demeure inférieure à 1 % pour 15 fréquences sur 16, avec un maximum de 1,38 % à f_2. La partie imaginaire reste inférieure à 1 % sur 12

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

fréquences sur 16, avec des dépassements ponctuels modestes autour de 1,02–1,24 % (f_1, f_4, f_8, f_{10}). Le cas le plus défavorable aux hautes fréquences passe ainsi d'environ 10 % à 0,59 % sur $Im(Z)$ à f_{16}, et de 3,62 % à 0,50 % sur $Re(Z)$ à f_{16}. Ces tendances montrent une réduction nette des écarts relatifs sur toute la bande, avec un effet particulièrement marqué aux hautes fréquences.

Pour renforcer l'analyse, avant correction, les erreurs relatives atteignaient 3,4 % sur R_s (écart absolu 60 Ω), 0,1 % sur R_p (307 Ω) et 0,5 % sur C_p (0,7nF). Après correction, elles sont respectivement de 1,20 %, 1,13 % et 0,45 %, avec des écarts absolus de −23,45 Ω, +898,82 Ω et $-2{,}96 \times 10^{-10}$ F. L'amélioration est nette pour R_s. La performance se dégrade légèrement pour R_p et, dans une moindre mesure, pour C_p, tout en restant dans des marges jugées acceptables au regard des usages visés. Avant correction, la hausse des erreurs fréquentielles aux hautes fréquences se répercutait sur ces estimations et rendait les ajustements moins stables. L'activation des corrections embarquées a, au contraire, stabilisé l'estimation paramétrique en limitant la contribution des écarts systématiques observés sur $Re(Z)$ et $Im(Z)$.

Dans le prolongement de ces résultats globaux, l'analyse par modèles équivalents à une, deux et trois constantes de temps précise l'impact de la complexité sur l'identifiabilité des paramètres. Pour le modèle à une constante de temps (1C), l'accord entre estimation et référence est élevé, avec des erreurs relatives de 0,33 % sur R_s, 0,85 % sur R_p et 2,22 % sur C_p, ce qui traduit une identifiabilité robuste sur 10–1000 Hz. En résumé, lorsque les deux sous-circuits sont assemblés et ajustés conjointement (2C), les erreurs augmentent par rapport aux ajustements 1C réalisés séparément : R_{p1} passe d'environ 0,85 % à 2,94 %, R_{p2} de 0,60 % à 1,40 %, C_{p2} de 2,85 % à 3,89 %, tandis que C_{p1} reste du même ordre (~ 2,2 % contre 2,13 %). Cette dégradation modérée traduit la difficulté d'identifier simultanément deux relaxations à partir d'un seul spectre. Pour le modèle à trois constantes de temps (3C), le tracé ajusté est visuellement satisfaisant, mais les paramètres s'écartent fortement des références, avec des erreurs de −15,03 % et +47,64 % pour (R_{p1}, C_{p1}), +62,63 % et −39,34 % pour (R_{p2}, C_{p2}), et −60,96 % et +25,60 % pour (R_{p3}, C_{p3}). Ce contraste entre accord spectral et justesse des paramètres met en évidence des compensations entre $R_{p,i}$ et $C_{p,i}$ lorsque trois relaxations sont imposées, limitant l'identifiabilité individuelle. L'ensemble confirme la fiabilité des configurations à une et deux constantes de temps pour des comparaisons quantitatives sur composants connus, et appelle à la prudence en 3C, où un sur-ajustement peut masquer des valeurs aberrantes malgré un bon accord visuel. Dans cette continuité, le chapitre suivant décrit la conception d'un algorithme d'ajustement automatique permettant d'ajuster l'ensemble des spectres de mesure acquis à l'aide du capteur et de sélectionner, pour chaque cas, un modèle à une, deux ou trois constantes de temps.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

CHAPITRE 3

Développement et validation d'un outil d'analyse basé sur le modèle de Cole

L'analyse des spectres d'impédance produits par le capteur RENFORCE nécessite un outil d'ajustement automatisé, capable de traiter de grands volumes de données de façon fiable et reproductible. En enregistrement continu, huit estimations par seconde et par fréquence sont générées. Sur trente minutes, cela représente environ 14 400 spectres. À cette échelle, un traitement manuel serait très long et ne permettrait pas d'assurer une traçabilité homogène ni une comparabilité robuste entre sessions et entre sujets.

Des logiciels établis tels que ZView (Scribner) [1] permettent l'ajustement paramétrique en mode manuel et en mode automatique. En mode automatique, la nécessité d'avoir un spectre par fichier est indispensable pour le bon fonctionnement du logiciel. Pour cela, un enregistrement continu doit être segmenté en fichiers unitaires contenant chacun un seul spectre et la grille fréquentielle attendue. Un test a donc été réalisé pour quantifier cet effort : un fichier CSV comprenant l'acquisition d'un signal d'activité electrodermale a été lissé par moyenne glissante de 480 points puis décimé par 16, segmenté en 960 fichiers, puis analysé dans ZView en mode automatique avec des modèles à une, deux et trois constantes de temps. Le temps d'analyse de ces 960 spectres a été de 8 min 30 s par configuration, auquel s'ajoutent les temps d'opérations de préparation et d'entrées/sorties liées à la segmentation et au chargement. Ce flux devient rapidement limitant pour des acquisitions plus longues.

Dans ce contexte, un outil dédié a été développé par mes soins, afin d'optimiser le temps de traitement de l'ensemble des spectres. Ce chapitre présente d'abord la conception d'un algorithme d'ajustement automatisé fondé sur la modèle de Cole [10], implémenté avec les bibliothèques Python : `ImpedanceFitter` et `lmfit`. Une adaptation spécifique a été développée pour le traitement de séries longues, fonctionnalité absente des versions d'origine : l'initialisation de l'ajustement est propagée d'un spectre au suivant afin

1. Logiciel d'ajustement de courbes — `https://www.scribner.com/`.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

de stabiliser la convergence et de réduire le temps de calcul. Le nombre de constantes de temps est fixé à une, deux ou trois selon le cas, ce qui permet de définir des modèles personnalisés et d'obtenir des estimations stables de R_0, R_∞, τ et α. Dans cette première partie, des données ont été acquises sur une cohorte de sujets volontaires, et le capteur a été positionné sur la main non dominante afin de limiter les perturbations liées au mouvement.

Une version remaniée de l'outil est ensuite présentée. Les résultats initiaux et les limites d'`ImpedanceFitter` ont conduit à une réécriture complète en s'appuyant uniquement sur la flexibilité de la librairie `lmfit`. Plusieurs étages de pré-traitement et de post-analyse ont été intégrés afin d'accélérer l'analyse des données brutes du capteur. Des réglages de décimation et de moyennage peuvent être appliqués. Le modèle de Cole à une, deux ou trois constantes de temps peut être sélectionné explicitement. Enfin, différents schémas de pondération permettent de privilégier des zones fréquentielles ciblées ou de conserver un traitement non pondéré. L'initialisation des paramètres est préconfigurée et reste modifiable par l'utilisateur afin d'adapter l'ajustement au contexte de mesure. Cette nouvelle version a été éprouvée sur un fantôme électronique constitué d'un, de deux, puis de trois circuits passifs en série, afin de déterminer, selon le nombre de constantes de temps, la pondération la plus adaptée à la restitution des valeurs de référence. La pondération déterminée pour chaque modèle a ensuite été vérifiée et validée in vivo sur une cohorte élargie de dix sujets, avec le même protocole d'acquisition que dans le chapitre précédent. La discussion finale met en évidence l'efficacité de l'approche et le gain opérationnel obtenus pour l'analyse de séquences prolongées.

3.1 Création d'un algorithme d'automatisation d'ajustement de courbe : Version 1

3.1.1 Matériels et fonctionnement de l'algorithme

L'implémentation de l'algorithme d'ajustement a été adaptée au format des fichiers générés par le capteur RENFORCE, de sorte que les données soient importées directement. Les spectres sont représentés dans le plan de Nyquist et interprétés dans le cadre de Cole-CPE : le tracé caractéristique (arc de cercle) est décrit par les paramètres R_0, R_∞, τ et α (Figure 1.11). Cette représentation admet un circuit équivalent où une résistance série R_s est associée à une ou plusieurs branches parallèles de type $R_p \parallel Z_{CPE}$, chaque branche correspondant à une constante de temps (relaxation). La présence de plusieurs arcs se traduit alors comme la superposition de plusieurs constantes de temps (Figure 1.13) et informe sur le nombre de phénomènes à considérer (voir sous-section 1.3.2).

Dans la première version, les modèles 1C, 2C et 3C étaient gérés par des scripts distincts, de sorte que le nombre de constantes de temps était fixé en amont de l'analyse. Les paramètres initiaux R_0, R_∞, τ et α étaient préremplis à partir de séries de référence ajustées avec *ZView*. Pour établir ces références, des spectres provenant de plusieurs sujets ont été analysés : les paramètres extraits ont été d'abord moyennés pour chaque sujet, puis agrégés par modèle, afin de constituer, pour 1C, 2C et 3C, un jeu de valeurs initiales. Ces valeurs servent de point de départ et restent modifiables. Une fois l'initialisation

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

validée, l'ajustement des courbes est réalisé par une méthode non linéaire de moindres carrés au moyen d'`ImpedanceFitter`, qui s'appuie sur la bibliothèque `lmfit` pour l'optimisation des paramètres (Figure 3.1).

Le traitement débute par l'ajustement du premier spectre de la série. Des relances locales automatiques, proches des conditions initiales, sont effectuées afin d'obtenir un premier jeu de paramètres stables. Un retour visuel est fourni sous la forme d'un tracé complexe (parties réelle et imaginaire) et d'un graphique des erreurs par fréquence, ce qui permet de vérifier l'adéquation du modèle et la cohérence des valeurs (Figure 3.1). Une fois ce premier spectre validé, l'analyse est propagée à l'ensemble du fichier en réutilisant, pour chaque spectre, les paramètres estimés au pas précédent comme point de départ. Cette stratégie exploite la proximité temporelle des spectres acquis à huit estimations par seconde, améliore la robustesse et accélère la convergence.

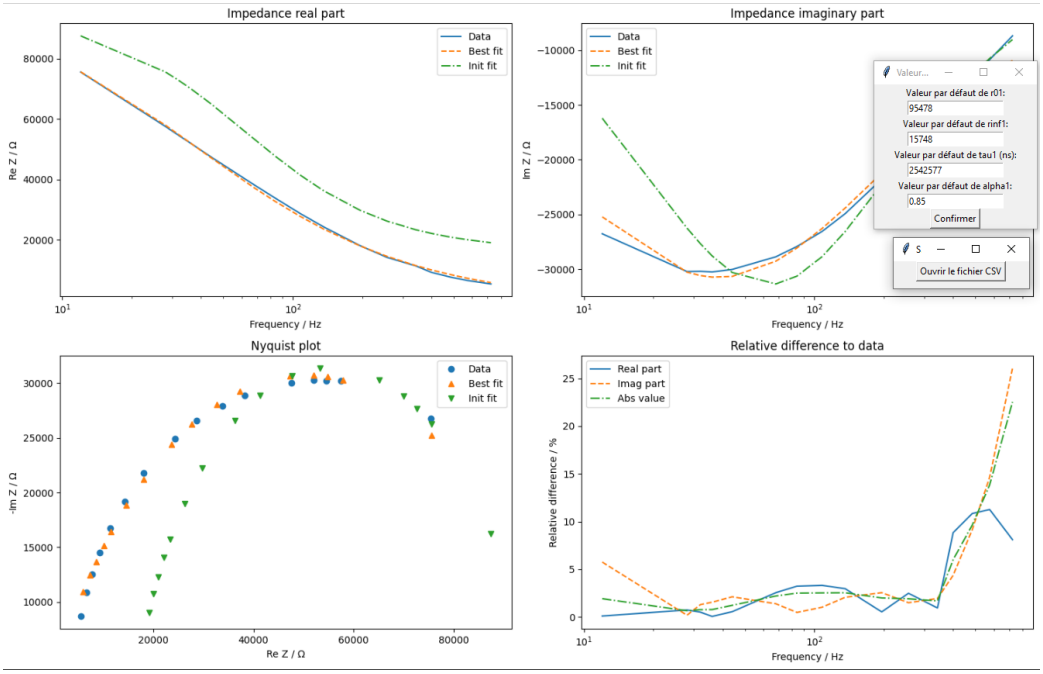

FIGURE 3.1 – Interface de la version 1 de l'algorithme représentant l'initialisation des valeurs et les courbes restituées.

En sortie, plusieurs niveaux d'information sont produits. Les séries temporelles des paramètres de Cole R_0, R_∞, τ et α sont fournies avec leurs indicateurs de qualité. Les grandeurs dérivées R_s et R_p sont restituées pour faciliter la lecture, avec $R_s = R_\infty$ et $R_p = R_0 - R_\infty$. Des erreurs d'ajustement absolues et relatives sont calculées fréquence par fréquence sur l'ensemble de la session. Un graphique représente, pour chaque fréquence, le pourcentage d'erreur moyen calculé sur tous les spectres du fichier. Des fichiers excel sont exportés pour l'analyse statistique et la visualisation, incluant la partie réelle, imaginaire, les erreurs moyennes calculées sur l'ensemble des données, ansi que les paramètres de Cole estimés pour la configuration retenue (1C, 2C, 3C).

L'algorithme fournit un traitement complet pour les 960 spectres en quelques secondes (15 s en 1C, 20 s en 2C, 25 s en 3C), avec des estimations homogènes d'un spectre à l'autre et un export des résultats dans différents fichiers Excel.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

3.1.2 Protocole d'acquistion et analyse des données de la conductivité de la peau

Un protocole a été mis en place afin d'enregistrer, en conditions dites « normales », l'évolution temporelle de la conductivité cutanée à partir de spectres d'impédance. Sept volontaires sains ont été inclus. Les mesures ont été réalisées pendant trente minutes dans une pièce calme. Les participants étaient assis et invités à rester aussi immobiles que possible. Afin d'éviter un biais d'échantillonnage, des épisodes de réponse et des phases de détente ont été intégrés à la session pour ne pas se limiter à des segments calmes. La parole, les échanges et le visionnage d'un film étaient autorisés afin de se rapprocher de conditions de vie courante. Les mouvements étaient limités pour réduire les artéfacts mécaniques et électriques. L'objectif était de générer des signaux EDA variés, tant pour la composante tonique (dérives lentes, paliers, fluctuations) que pour la composante phasique (réponses de faible à forte amplitude, isolées ou rapprochées), afin d'éprouver la robustesse de l'analyse dans un contexte réaliste mais contrôlé.

Le capteur a été positionné sur la main non dominante afin de limiter les artefacts de mouvement. Deux électrodes Ag/AgCl pré-gélifiées de type Softrace Medium (ConMed, réf. 2330-003) ont été placées sur les phalanges distales. L'acquisition a été conduite en continu à raison de huit spectres par seconde, sur seize fréquences fixes. (Table 2.1)

Les données ont été exportées au format CSV, chaque ligne correspondant à un spectre. Le fichier contient, pour chaque spectre, un horodatage, les parties réelle et imaginaire de l'impédance pour chacune des 16 fréquences. À raison de 8 spectres par seconde, une session de 30 minutes représente $30 \times 60 \times 8 = 14\,400$ spectres.

L'ensemble des enregistrements a été traité avec l'outil d'analyse développé, fondé sur un ajustement de type Cole (partie réelle et imaginaire) appliqué à chaque spectre. Les fichiers issus du capteur ont été importés directement. Les paramètres R_0, R_∞, τ et α ont été estimés de manière continue, puis restitués sous forme de séries temporelles, avec le bilan d'erreurs d'ajustement par fréquence moyennées sur l'ensemble des 7 sujets. Les détails de mise en œuvre et de configuration sont décrits dans la section dédiée à l'outil d'analyse (voir section 3.1).

3.1.3 Résultats

Modèle à une constante de temps.

L'ajustement d'une seule constante de temps sur un spectre représentatif met en évidence un décalage net entre partie réelle et imaginaire aux différentes fréquences, à l'exemple du spectre illustré sur la Figure 3.2. Sur l'ensemble des spectres, le taux d'erreur reste élevé, surtout aux hautes fréquences, avec des valeurs s'échelonnant d'environ 1 % à 15 % selon la fréquence (Figure 3.3). Cette performance suggère qu'un seul phénomène dispersif ne suffit pas à décrire la réponse cutanée multi-fréquentielle.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

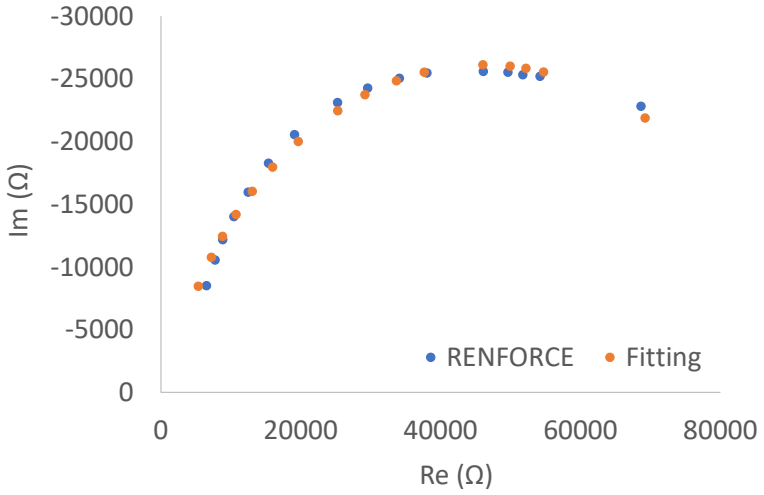

FIGURE 3.2 – Diagramme de Nyquist représentant les données obtenues par le capteur RENFORCE et les données obtenues par l'algorithme après fitting pour 1 constante de temps pour un spectre d'un sujet sur l'entièreté du signal.

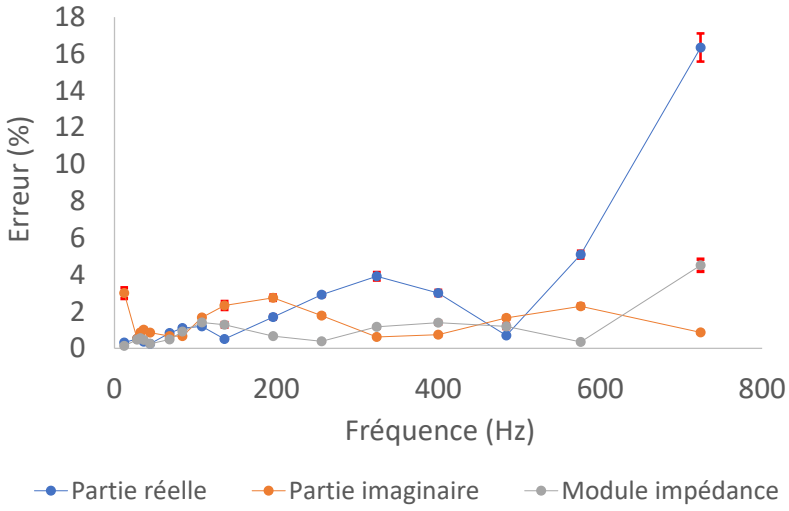

FIGURE 3.3 – Erreurs moyennes pour $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$ sur 16 fréquences, moyennées sur 7 sujets (modèle 1C).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Les paramètres du modèle de Cole à une constante de temps (1C) ont été estimés automatiquement avec `ImpedanceFitter` exploitant de manière sous-jacente la bibliothèque `lmfit`. Les valeurs correspondantes sont présentées en Table 3.1 et, pour chaque sujet, proviennent d'un spectre obtenu sur l'ensemble de l'enregistrement. Pour chaque participant, le paramètre R_s est négatif, ce qui constitue une incohérence physique et indique que le modèle 1C ne suffit pas à décrire la réponse. La valeur du paramètre α apparaît également faible. En revanche, R_p et τ restent d'ordres de grandeur compatibles avec les valeurs attendues.

Cette situation s'accompagne d'un taux d'erreur moyen d'environ 18 % à 726 Hz, où l'écart modèle/données est maximal. Ce pic décale l'arc ajusté dans le plan de Nyquist et pousse l'estimation vers des valeurs réelles négatives, ce qui explique l'obtention d'un $R_s < 0$. Un réajustement avec deux constantes de temps pourrait réduire l'erreur et permettre de retrouver des paramètres physiquement cohérents.

TABLE 3.1 – Valeurs des paramètres de Cole obtenues par l'algorithme pour une constante de temps concernant un spectre pour chaque sujet (S1 à S7).

Paramètre	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7
R_s	−7 731 Ω	−11 850 Ω	−3 420 Ω	−9 960 Ω	−1 275 Ω	−4 264 Ω	−5 380 Ω
R_p	79 779 Ω	128 400 Ω	73 524 Ω	91 217 Ω	85 054 Ω	115 824 Ω	102 363 Ω
α	0,45	0,62	0,58	0,41	0,77	0,50	0,69
τ	2,7 ms	3,1 ms	2,5 ms	3,0 ms	2,2 ms	3,4 ms	2,8 ms

Modèle à deux constantes de temps.

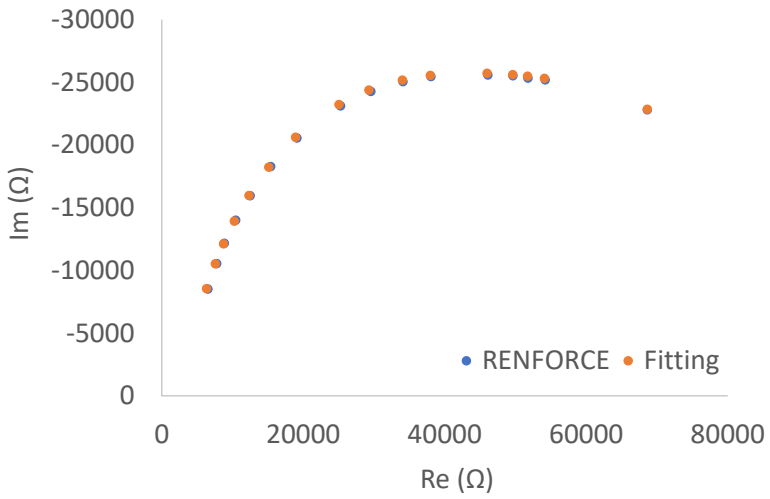

FIGURE 3.4 – Diagramme de Nyquist représentant les données obtenues par le capteur RENFORCE et celles obtenues par l'algorithme après fitting pour 2 constantes de temps pour un spectre d'un sujet sur l'entièreté du signal.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

L'ajout d'une seconde constante de temps améliore très significativement l'adéquation sur l'ensemble de la bande. Sur le diagramme de Nyquist (Figure 3.4), la trajectoire ajustée recouvre le nuage expérimental, notamment dans la zone de courbure, ce qui traduit un meilleur accord entre données et modèle. Sur la moyenne du signal, les erreurs relatives par fréquence se situent entre 0,2 % et 1,6 %, avec un maximum observé aux hautes fréquences (Figure 3.5).

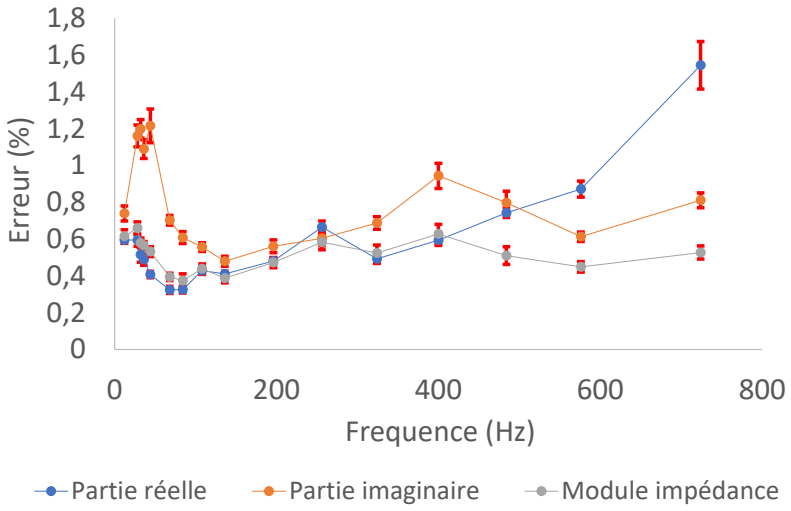

FIGURE 3.5 – Erreurs moyennes pour $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$ sur 16 fréquences, moyennées sur 7 sujets (modèle 2C).

Sur un spectre représentatif de l'ensemble de l'enregistrement pour les sept sujets, la baisse des écarts observée sur la partie réelle, la partie imaginaire et le module s'accompagne de paramètres physiquement recevables : $R_s > 0$, $R_{p1} > 0$, $R_{p2} > 0$, $0 < \alpha_1, \alpha_2 < 1$, et τ_1, τ_2 de l'ordre de la milliseconde. Dans les sept cas, les paramètres R_s, R_{p1} et R_{p2} sont positifs. L'ensemble décrit un spectre plus cohérent et confirme la pertinence du modèle à deux constantes de temps pour ces données (voir Table 3.2).

TABLE 3.2 – Valeurs des paramètres de Cole obtenues par l'algorithme pour deux constantes de temps concernant un spectre pour chaque sujet (S1 à S7).

Paramètre	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7
R_s	105 Ω	312 Ω	890 Ω	1 210 Ω	640 Ω	1 050 Ω	480 Ω
R_{p1}	22 433 Ω	27 580 Ω	33 100 Ω	24 900 Ω	28 750 Ω	21 800 Ω	35 700 Ω
α_1	0,91	0,95	0,88	0,84	0,97	0,90	0,86
τ_1	1,02 ms	1,44 ms	1,63 ms	1,30 ms	1,78 ms	1,56 ms	1,12 ms
R_{p2}	56 506 Ω	62 900 Ω	71 400 Ω	78 200 Ω	53 100 Ω	58 700 Ω	64 300 Ω
α_2	0,67	0,72	0,63	0,74	0,61	0,75	0,70
τ_2	7,02 ms	6,48 ms	6,92 ms	6,33 ms	6,25 ms	7,05 ms	6,80 ms

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Modèle à trois constantes de temps.

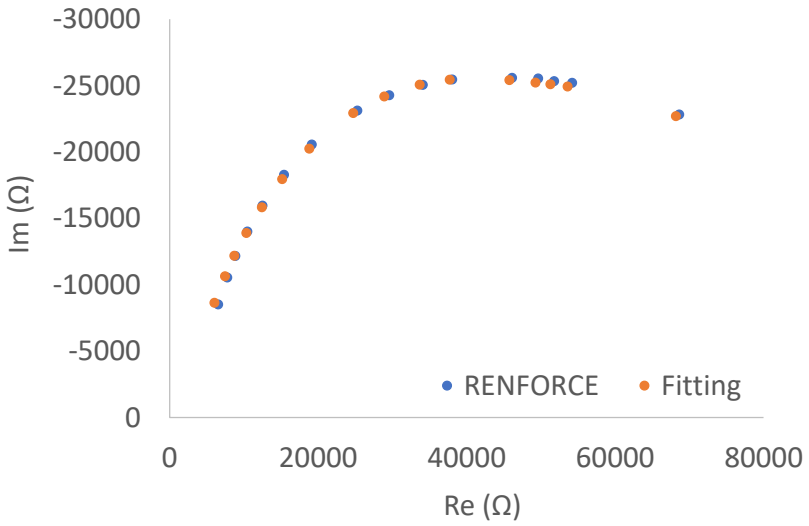

FIGURE 3.6 – Diagramme de Nyquist représentant les données obtenues par le capteur RENFORCE et les données obtenues par l'algorithme après fitting pour 3 constantes de temps pour un spectre d'un sujet sur l'entièreté du signal.

L'ajout d'une troisième constante a été testé afin d'évaluer son impact sur l'ajustemenet et sur la réduction des pourcentages d'erreur, notamment aux extrémités de bande. L'objectif est d'examiner le gain éventuel apporté par cette complexité supplémentaire et de vérifier la stabilité des paramètres. Sur le diagramme de Nyquist (Figure 3.6), aucune amélioration visible n'a été observée par rapport au modèle à deux constantes de temps : la courbe ajustée recouvre les données de façon similaire, y compris dans la zone de courbure. Les erreurs demeurent faibles aux basses fréquences (environ 0,5 % sur la partie réelle, la partie imaginaire et le module). Aux hautes fréquences, une hausse est observée sur la partie réelle, jusqu'à environs 4 %, tandis que la partie imaginaire et le module sont autour de 1–1,3 % (Figure 3.7). À l'échelle d'un fichier complet, ces niveaux restent modérés, mais l'ajout d'une troisième constante n'apporte pas de gain en termes d'ajustement du modèle et s'accompagne d'une augmentation de l'erreur sur $Re(Z)$ aux hautes fréquences.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

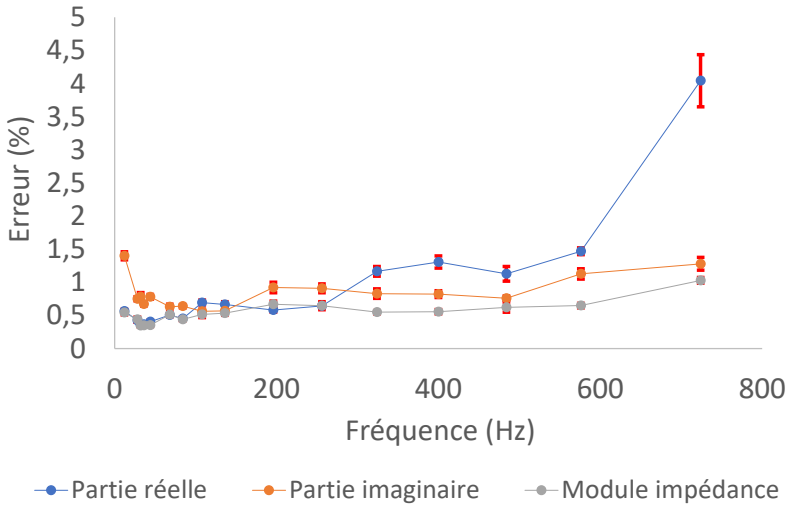

FIGURE 3.7 – Erreurs moyennes pour $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$ sur 16 fréquences, moyennées sur 7 sujets (modèle 3C).

Ce qui avait été mis en évidence sur les circuits fantômes est confirmé par les observations in vivo, conformément à ce qui était attendu. Avec le modèle à trois constantes de temps, un accord spectral visuellement correct ne garantit pas l'identifiabilité des paramètres. Sur les circuits fantômes déjà, malgré une valeur de $\alpha = 1$ et une référence connue, R_s était bien restituée (écart $\approx 0{,}34$ %), alors que de fortes erreurs apparaissaient sur les relaxations, avec des compensations croisées entre $R_{p,i}$ et $Q_{CPE,i}$ (par exemple R_{p2} à $-62{,}6$ % et R_{p3} à $+61{,}0$ %, tandis que Q_{CPE1} était à $+47{,}6$ % et Q_{CPE2} à $-39{,}4$ %). Cette situation signait un sur-ajustement et une identifiabilité limitée des branches (Voir section 2.2.4).

Concernant les données in vivo, le même phénomène se manifeste de façon plus marquée. R_s reste positif et cohérent, mais R_{p1} et R_{p2} deviennent négatifs, ce qui est non recevable physiquement. Les exposants α_1 et α_2 se situent entre 0,71 et 0,86. Cet intervalle est cohérent avec un comportement capacitif non idéal et demeure physiquement plausible pour la peau. La troisième branche présente un couple (R_{p3}, τ_3) extrême, avec R_{p3} très élevé et τ_3 très court, suggérant une branche faiblement identifiée, partiellement en bord de bande fréquentielle. L'ensemble converge vers la même conclusion que sur fantômes : à bande limitée et en présence de CPE, le modèle 3C introduit des degrés de liberté redondants qui permettent de suivre la courbe au prix de paramètres non fiables. Un ordre inférieur doit donc être privilégié, le 1C ou le 2C offrant une description paramétrique recevable et plus stable.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

TABLE 3.3 – Valeurs des paramètres de Cole obtenues par l'algorithme pour trois constantes de temps concernant un spectre pour chaque sujet (S1 à S7).

Paramètres	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7
R_s	62 912 Ω	45 826 Ω	84 105 Ω	61 232 Ω	75 387 Ω	50 647 Ω	82 156 Ω
R_{p1}	−286 375 Ω	−295 402 Ω	−190 218 Ω	−230 884 Ω	−303 945 Ω	−198 620 Ω	−251 315 Ω
α_1	0,82	0,86	0,75	0,80	0,83	0,79	0,85
τ_1	3,4 ms	3,9 ms	3,1 ms	3,5 ms	3,7 ms	3,2 ms	3,8 ms
R_{p2}	−307 417 Ω	−361 154 Ω	−273 512 Ω	−312 401 Ω	−369 213 Ω	−280 905 Ω	−344 658 Ω
α_2	0,73	0,71	0,78	0,74	0,76	0,72	0,77
τ_2	4,2 ms	4,5 ms	3,9 ms	4,2 ms	4,4 ms	4,1 ms	4,0 ms
R_{p3}	659 430 Ω	721 150 Ω	548 512 Ω	614 832 Ω	704 415 Ω	651 785 Ω	570 973 Ω
α_3	0,77	0,85	0,71	0,78	0,82	0,75	0,86
τ_3	0,3 ms	0,9 ms	0,1 ms	0,5 ms	0,7 ms	0,3 ms	0,2 ms

3.1.4 Conclusion et améliorations proposées

Conclusion

Sur l'ensemble des essais, le modèle à deux constantes de temps apparaît comme le plus adapté. L'adéquation visuelle est satisfaisante sur le diagramme de Nyquist, la courbe ajustée recouvrant les données et les erreurs relatives par fréquence restent faibles (environ 0,2 % à 1,6 % au maximum). Les paramètres estimés sont physiquement recevables.

À l'inverse, in vivo, le modèle à une constante de temps présente des écarts élevés ($\approx 30\,\%$) et peut conduire à un R_s négatif, non plausible d'un point de vue physique. Le modèle à trois constantes de temps n'apporte pas d'amélioration visible par rapport à deux constantes. Les erreurs demeurent faibles aux basses fréquences mais atteignent environs 4 % sur $Re(Z)$ aux hautes fréquences, avec des R_p parfois négatifs. Ce résultat doit être relativisé au regard des circuits fantômes en R-C idéal ($\alpha = 1$), où le modèle 1C restitue correctement les paramètres de référence, avec des erreurs d'environ 0,33 % sur R_s, 0,85 % sur R_p et 2,22 % sur C_p. Le tracé ajusté reproduit fidèlement la courbe mesurée, comme lors des tests réalisés avec *ZView* sur le fantôme électronique (voir Section 2.2.4). Ce décalage entre l'accord spectral et la fiabilité paramétrique peut provenir de l'outil d'ajustement, des réglages d'initialisation ou d'une bande fréquentielle insuffisante pour séparer correctement trois constantes de temps. À ce stade, la méthode à deux constantes de temps est jugée la plus adaptée en raison d'un ajustement plus précis et d'une vraisemblance physique supérieure. Pour l'instant, cette approche constitue notre choix privilégié.

Améliorations proposées

Des limites apparaissent lorsque la complexité du modèle augmente. Le modèle à une constante restitue des paramètres cohérents mais ne capture pas toute la dispersion. Le modèle à deux constantes améliore l'accord tout en préservant des paramètres physiquement recevables. Avec trois constantes, l'accord spectral demeure correct mais l'identifiabilité se dégrade (valeurs non physiques, sensibilité à l'initialisation). Cette fragilité est renforcée par une pondération uniforme qui privilégie la zone médiane et sous-exploite les fréquences les plus informatives. La séparation des constantes de

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

temps peut également être limitée par la bande fréquentielle disponible sur le capteur.

Ces limites motivent une amélioration de l'algorithme afin de renforcer la stabilité paramétrique sans dégrader l'accord spectral. L'objectif est d'exploiter davantage l'information portée par les extrémités de bande, de guider l'optimisation par des pondérations adaptées et des initialisations contrôlées, et de réduire les écarts de paramètres tout en conservant des valeurs physiquement recevables. En conséquence, le code a été enrichi afin d'intégrer plusieurs schémas de pondération et de permettre l'évaluation de leur impact sur des spectres ajustés aux données expérimentales : (i) renforcement des hautes fréquences, (ii) renforcement des modules importants, (iii) renforcement des modules faibles, (iv) absence de pondération. Chaque schéma sera d'abord évalué sur des fantômes électroniques, à partir de circuits passifs représentant une, deux ou trois constantes de temps (résistance en parallèle d'une capacité, de valeurs connues), puis vérifié in vivo sur une cohorte de sujets afin d'identifier l'approche la plus pertinente.

3.2 Création d'un algorithme d'automatisation d'ajustement de courbe : Version 2

Cette section présente l'enrichissement de l'algorithme par l'ajout de paramètres réglables : décimation et moyennage des spectres, sélection du modèle de Cole (1C, 2C ou 3C), schémas de pondération et initialisation des paramètres adaptée au nombre de constantes. Dans la version précédente, la décimation et le moyennage étaient appliqués en amont dans le code, sans retour visuel, rendant leur efficacité difficile à apprécier. Le choix du modèle de Cole était réparti entre des scripts distincts (1C, 2C, 3C). Une pondération uniforme était imposée, aucun schéma alternatif n'était disponible, et l'initialisation n'était pas éditable de façon interactive, de sorte que le premier ajustement nécessitait des reprises manuelles avec relancement du script.

Dans la version actuelle, la sélection du modèle est effectuée instantanément dans l'interface, des schémas de pondération peuvent être choisis et appliqués immédiatement, l'initialisation des paramètres est rendue modifiable, un ajustement automatique est lancé à partir des valeurs définies, avec visualisation immédiate du résultat. L'objectif du nouvel algorithme est d'identifier la pondération la plus pertinente afin de réduire l'erreur d'ajustement, de stabiliser les paramètres et d'en préserver la recevabilité physique. L'évaluation sera à nouveau conduite en deux étapes complémentaires : d'abord sur fantôme électronique constitué de circuits passifs configurés en une, deux ou trois constantes de temps, puis in vivo sur une cohorte de sujets volontaires, selon un protocole d'acquisition identique. Le schéma retenu sera celui offrant le meilleur compromis entre accord spectral et stabilité des paramètres, pour chaque configuration (1C, 2C, 3C).

3.2.1 Matériels et fonctionnement de l'algorithme

L'outil d'analyse (Figure 3.8) enrichi a été mis en place afin d'en faciliter l'usage tout en conservant des réglages flexibles. Les fichiers issus du capteur sont importés directement, puis un prétraitement est appliqué avant l'estimation : une moyenne glissante sur 480 points est utilisée pour réduire le bruit et stabiliser le tracé (sans altérer la tendance du spectre), et une décimation par 16 diminue la charge de calcul tout en préservant la

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

dynamique utile. La méthode d'ajustement et la pondération des écarts sont ensuite sélectionnées en fonction des données, le nombre de constantes de temps est défini, et des paramètres de Cole initiaux sont proposés automatiquement puis affinés si nécessaire. L'objectif est de maintenir un contrôle précis sur les options d'analyse tout en accélérant le flux de travail. Ce prétraitement stabilise les estimations sur de longues séquences mais atténue les composantes phasiques. Dans ce contexte, l'étude vise l'évaluation des performances d'ajustement sur l'activité électrodermale, sans recherche fine de la séparation phasique/tonique.

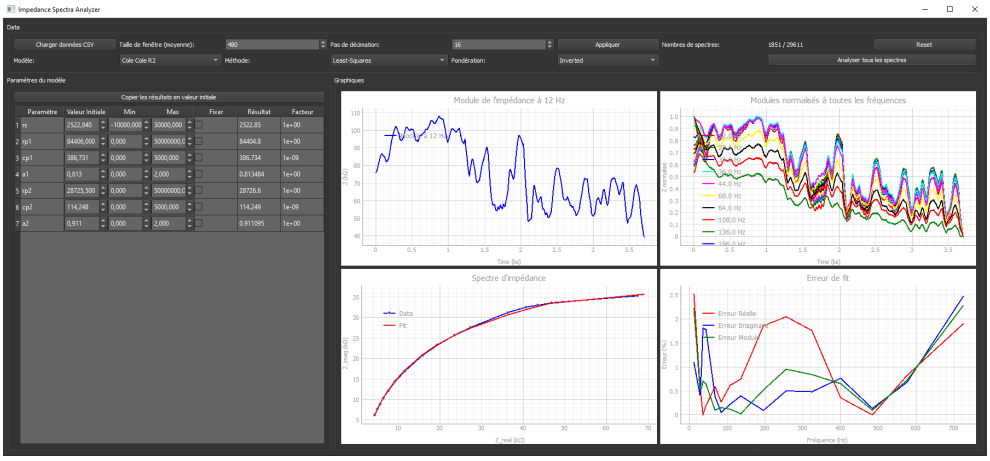

FIGURE 3.8 – Interface du logiciel : fenêtre d'initialisation des différents réglages (lissage, décimation, pondération, paramètres de Cole).

L'ajustement des courbes est réalisé par la méthode des moindres carrés, en minimisant l'écart entre l'impédance mesurée et l'impédance prédite par le modèle, sur les parties réelle et imaginaire. Pour chaque fréquence f_k, une impédance mesurée $Z_{\text{mes}}(f_k)$ et une impédance modélisée $Z_{\text{mod}}(f_k;\theta)$ sont considérées, où θ regroupe les paramètres du modèle. Le résidu est défini par

$$r_k(\theta) = Z_{\text{mes}}(f_k) - Z_{\text{mod}}(f_k;\theta) \tag{3.1}$$

et le critère de minimisation est construit comme une somme des carrés afin d'éviter que des erreurs positives et négatives puissent se compenser. Un poids w_k est associé à chaque fréquence afin de moduler son influence dans l'ajustement. Le critère s'écrit alors

$$S(\theta) = \sum_k |w_k\, r_k(\theta)|^2 \tag{3.2}$$

et l'estimation des paramètres est obtenue par

$$\hat{\theta} = \arg\min_{\theta} S(\theta). \tag{3.3}$$

Dans cette version de l'outil, plusieurs schémas de pondération ont été implémentés afin d'augmenter ou de réduire l'importance relative de certaines fréquences pendant l'ajustement. Sans pondération, toutes les fréquences contribuent de manière identique.

$$w_k = 1 \tag{3.4}$$

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Une pondération fréquentielle attribue un poids proportionnel à la fréquence, ce qui accentue l'influence des hautes fréquences.

$$w_k = f_k \tag{3.5}$$

Une pondération inverse utilise un poids inversement proportionnel au module de l'impédance mesurée, ce qui renforce l'influence des fréquences où $|Z|$ est faible.

$$w_k = \frac{1}{|Z_{\text{mes}}(f_k)|} \tag{3.6}$$

Enfin, une pondération proportionnelle utilise un poids proportionnel au module de l'impédance mesurée. Ce choix met davantage l'accent sur les basses fréquences, où $|Z|$ est plus élevé.

$$w_k = |Z_{\text{mes}}(f_k)| \tag{3.7}$$

Les paramètres initiaux de Cole sont définis par défaut en fonction du modèle choisi (1C, 2C, 3C). Pour le premier spectre d'une séquence continue, ces valeurs sont ajustées manuellement dans l'interface. Pour les spectres suivants, l'initialisation reprend automatiquement le meilleur ajustement précédent, assurant la continuité et accélérant la convergence. Les estimations $(R_s, R_p, Q_{CPE}, \alpha)$ ou (R_s, R_p, C_p, α) selon α sont produites pour chaque constante, avec le rappel $R_\infty = R_s$ et $R_0 = R_s + \sum R_p$. Les séries temporelles des paramètres sont restituées et des indicateurs (erreurs, évolution temporelle des paramètres de Cole) signalent les ajustements instables.

L'analyse porte sur tous les spectres d'une session. Des erreurs absolues et relatives sont calculées par fréquence, séparément pour $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$, puis moyennées sur l'ensemble du fichier (erreur moyenne par fréquence). Des tracés de Nyquist superposent données et courbe ajustée pour le contrôle visuel (Figure 3.9).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

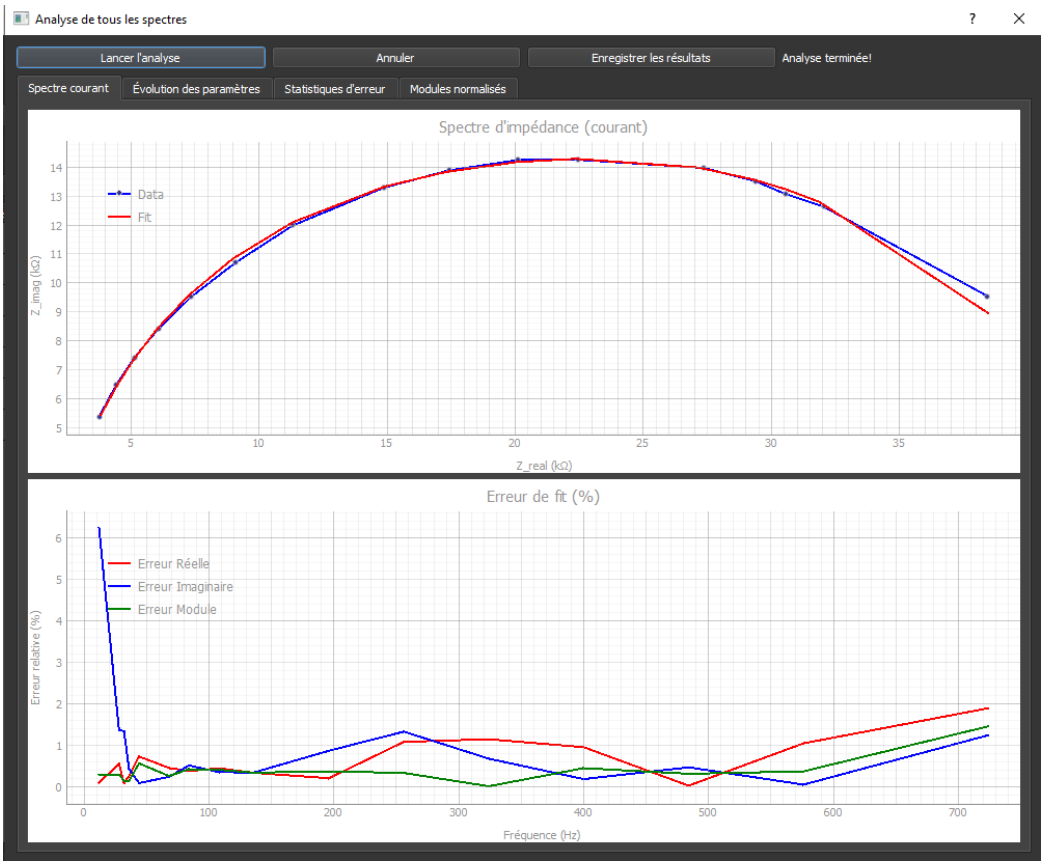

FIGURE 3.9 – Fenêtre de lancement du fitting, affichant en direct l'arc de Nyquist et les erreurs associées à chaque fréquence.

3.2.2 Méthode de vérification : fantôme électronique/in vivo

Vérification sur fantômes électroniques

L'évaluation sur les fantômes électroniques a été conduite de façon systématique afin d'identifier, pour chaque modèle de Cole (1C, 2C, 3C), le schéma de pondération le plus adapté. Des circuits passifs statiques représentatifs ont été retenus : un montage à une constante de temps (circuit C1), un montage à deux constantes obtenu par la mise en série de deux sous-circuits (C1 et C2), puis un montage à trois constantes par la mise en série de trois sous-circuits (C1, C2 et C3). Les configurations correspondantes sont présentées ci-dessous.

$$\begin{aligned}
&\text{C1} : (R_s = 2{,}43\ \text{k}\Omega,\ R_p = 64{,}9\ \text{k}\Omega,\ C_p = 180\ \text{nF}),\\
&\text{C2} : (R_s = 1{,}50\ \text{k}\Omega,\ R_p = 68{,}0\ \text{k}\Omega,\ C_p = 47\ \text{nF}),\\
&\text{C3} : (R_s = 2{,}32\ \text{k}\Omega,\ R_p = 86{,}6\ \text{k}\Omega,\ C_p = 99\ \text{nF}).
\end{aligned}$$

Chaque circuit est traité successivement avec les quatre schémas de pondération comme expliqué précedemment (sous-section 3.2.1). Pour chaque combinaison circuit × pondération, l'ajustement est réalisé sur le couple réel et imaginaire $(Re(Z), Im(Z))$ avec contrôle en Nyquist. Les erreurs absolues et relatives par fréquence sont calculées séparément pour $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$, puis moyennées sur l'ensemble du fichier (erreur moyenne par fréquence). Les paramètres de Cole (R_s, R_p, C_p, α) sont relevés et les ré-

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

sultats non physiques sont signalées. La pondération retenue pour un modèle donné est celle qui présente la plus faible erreur moyenne au long de l'ensemble de la mesure tout en conservant des paramètres stables et recevables. En cas d'égalité d'erreur, l'option affichant la dispersion la plus faible des erreurs est privilégiée. Une synthèse finale (tableau récapitulatif et exemple Nyquist) est produite pour chaque modèle, et la pondération ainsi sélectionnée sert ensuite de référence pour la vérification sur cohorte.

Vérification in vivo

La méthode retenue pour chaque configuration, c'est-à-dire la pondération jugée optimale sur les fantômes électroniques en 1C, 2C et 3C, a été vérifiée sur une cohorte de dix sujets sains au repos. Les enregistrements ont été réalisés selon le protocole décrit précédemment, étendu de sept à dix participants (voir section 3.1.2). Pour rappel, les mesures ont été réalisées pendant trente minutes dans une pièce calme. Les participants étaient assis et invités à rester aussi immobiles que possible afin de limiter les mouvements susceptibles de perturber les données, tout en étant autorisés à parler ou échanger pour se rapprocher de conditions de vie courante. Le capteur a été positionné sur la main non dominante afin de réduire les artefacts de mouvement. Deux électrodes Ag/AgCl *Softrace Medium* (ConMed, réf. 2330-003) ont été placées sur les phalanges distales. L'acquisition a été conduite en continu à 8 spectres par seconde, sur seize fréquences simultanées (de 12 à 724 Hz). Les fichiers `CSV` contiennent, pour chaque spectre, un horodatage ainsi que les parties réelle et imaginaire pour chacune des fréquences.

Avant l'ajustement, un lissage par fenêtre de moyennage de 480 spectres est appliqué ($\approx$ 60 s à 8 spectres/s). Une décimation par 16 est ensuite effectuée, ce qui conduit à un taux effectif d'environ 0,5 spectre/s (un spectre toutes les 2 s). L'objectif n'est pas d'analyser finement les signaux, mais de valider la performance de l'ajustement. Le moyennage permet de s'affranchir du bruit inhérent à l'instrumentation, et la décimation réduit le nombre de spectres à traiter tout en préservant la tendance du signal. Ces réglages ont été conservés identiques pour tous les sujets.

Pour chaque sujet, des courbes d'erreur par fréquence sont établies pour $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$, et les séries temporelles des paramètres de Cole ($R_s, R_p, Q_{CPE}, \alpha$) sont produites. Ces éléments permettent d'identifier, sur données réelles, la combinaison « pondération + modèle » la plus adaptée, en continuité avec les résultats obtenus sur les fantômes électroniques.

3.2.3 Résultats

Fantôme électronique

Modèle à une constante de temps

Sur un circuit statique à une constante de temps C1 ($R_s = 2{,}43$ kΩ, $R_p = 64{,}9$ kΩ, $C_p = 180$ nF), l'ajustement a été réalisé selon les quatre schémas de pondération. Les séries d'erreurs, tracées pour $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$, restent globalement inférieures ou égales à 3,5 % et descendent fréquemment en dessous de 0,5 % (Figure 3.10). **L'ordre de performance qui se dégage, commun aux trois métriques, est le suivant : *sans pondération* (erreurs les plus faibles), *pondération proportionnelle*, *pondération inversée*, puis *pondération fréquentielle*.**

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Sur les paramètres de Cole (Figure 3.11), un circuit statique doit conduire à $\alpha = 1$. Ici, des valeurs moyennes d'environ 0,985 (pondération inversée) et 0,972 (pondération fréquentielle) ont été obtenues. Ces écarts indiquent que ces deux pondérations ne conviennent pas dans ce contexte et sont écartées. Avec les deux autres schémas (sans pondération et proportionnelle), aucune anomalie n'est relevée : α reste proche de 1, les séries sont stables et la hiérarchie observée sur les erreurs est confirmée, **la méthode sans pondération étant la plus performante, suivie de la proportionnelle.**

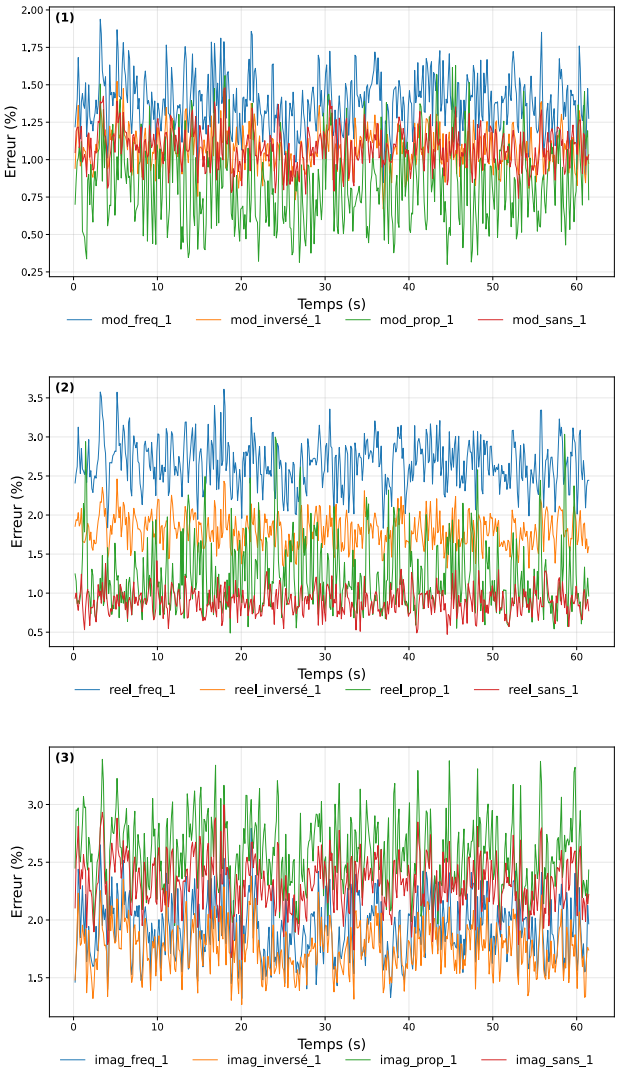

FIGURE 3.10 – Évolution temporelle de l'erreur pour (1) le module $|Z|$, (2) la partie réelle $Re(Z)$, et (3) la partie imaginaire $Im(Z)$ pour chaque schéma de pondération (circuit fantôme à une constante de temps).

Les valeurs de référence, les estimations et les écarts absolus et relatifs sont récapitulés dans la Table 3.4. Les écarts restent faibles : R_s diffère de $-23\ \Omega$ (0,95 %), R_p de $+940\ \Omega$ (1,45 %), C_p de +2,2 nF (1,22 %). L'ensemble des écarts demeurent inférieur ou égal à 1,5 %, ce qui confirme la cohérence de l'identification sur le circuit 1C. La méthode sans pondération est retenue comme option principale, et la pondération proportionnelle est conservée comme alternative.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

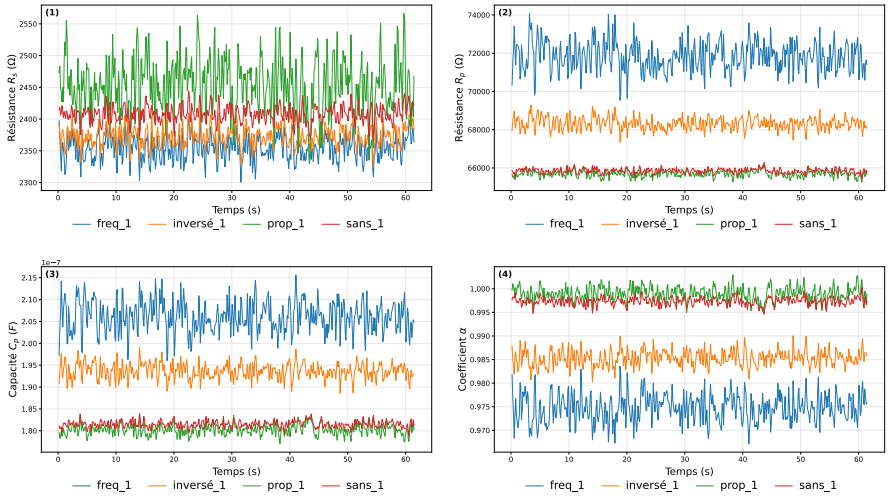

FIGURE 3.11 – Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour les quatres pondérations : (1) résistance série R_s, (2) résistance parallèle R_p, (3) capacité C_p et (4) exposant α. R_s et R_p en ohms (Ω), C_p en farads (F), α sans unité (circuit fantôme à une constante de temps).

TABLE 3.4 – Moyennes des paramètres estimés vs. référence (circuit 1C) et erreurs associées (sans pondération).

Paramètre	Référence	Estimé	Écart absolu	Erreur relative
R_s	2,43 kΩ	2,41 kΩ	−23 Ω	0,95 %
R_p	64,90 kΩ	65,84 kΩ	+940 Ω	1,45 %
C_p	180,00 nF	182,20 nF	+2,20 nF	1,22 %

Modèle à deux constantes de temps

Sur un circuit statique à deux constantes de temps, constitué du circuit de référence à une constante de temps C1 ($R_s = 2{,}43$ kΩ, $R_p = 64{,}9$ kΩ, $C_p = 180$ nF) auquel a été ajouté un second jeu de paramètres en série C2 ($R_s = 1{,}50$ kΩ, $R_p = 68{,}0$ kΩ, $C_p = 47$ nF), l'ajustement a été réalisé selon les quatre schémas de pondération. De la même façon, les séries d'erreurs, établies pour $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$, demeurent globalement inférieures ou égales à 3,5 % et descendent fréquemment sous 0,5 % (Figure 3.12). **L'ordre de performance qui se dégage, commun aux trois métriques, est le suivant : *pondération inversée* (erreurs les plus faibles), puis *sans pondération*, ensuite *pondération fréquentielle* et enfin *pondération proportionnelle*.**

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

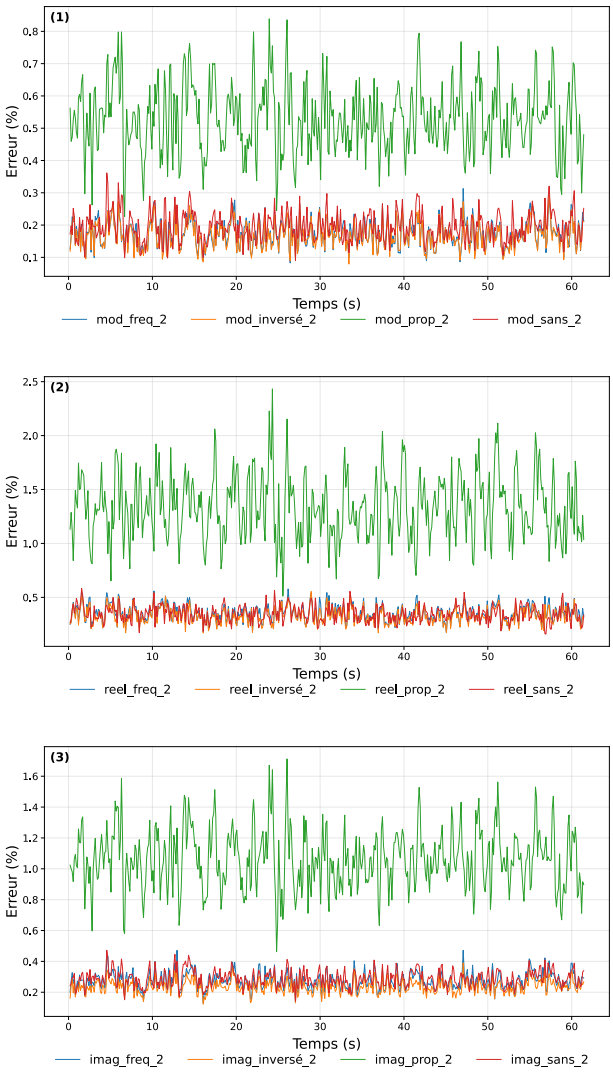

FIGURE 3.12 – Évolution temporelle de l'erreur pour (1) le module $|Z|$, (2) la partie réelle $Re(Z)$ et (3) la partie imaginaire $Im(Z)$, pour chaque schéma de pondération (circuits fantômes à deux constantes de temps).

A nouveau, sur un circuit statique, α est théoriquement égal à 1. Dans la configuration à deux constantes de temps, une valeur moyenne $\alpha \approx 1{,}15$ est obtenue avec la pondération proportionnelle, ce qui ne convient pas et conduit à l'écarter. Avec les trois autres schémas (inversée, sans pondération, fréquentielle), α reste proche de 1 à l'erreur de mesure près, les séries sont stables et aucun paramètre non physique n'est observé (aucune résistance négative) (Figure 3.13). **La hiérarchie des erreurs n'est pas conservée en comparaison au modèle à 1C, la pondération inversée étant la plus performante, suivie de l'absence de pondération, puis de la pondération fréquentielle, la proportionnelle restant la moins adaptée.**

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

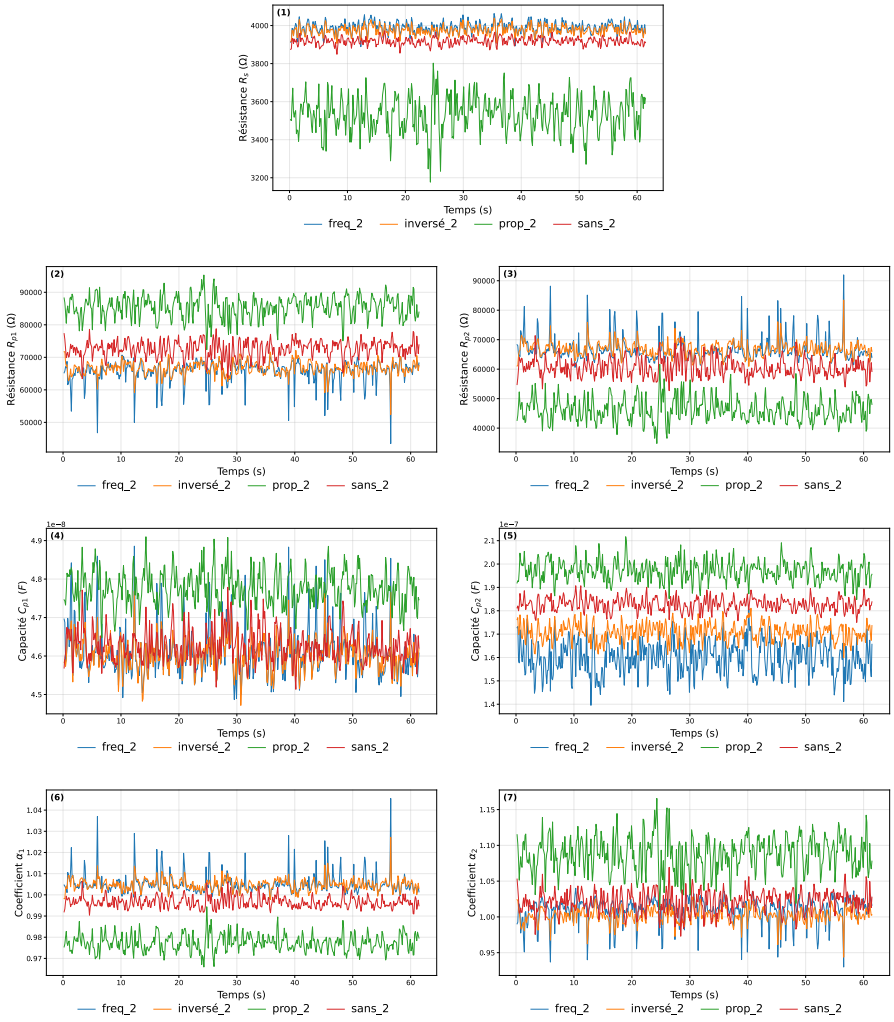

FIGURE 3.13 – Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour les quatre pondérations : (1) résistance série R_s, (2,3) résistance parallèle R_p, (4,5) capacité C_p et (6,7) exposant α. R_s et R_p en ohms (Ω), C_p en farads (F), α sans unité (circuits fantômes à deux constantes de temps).

Les valeurs de référence, les estimations et les écarts absolus et relatifs sont récapitulés dans la Table 3.5. Les écarts obtenus sont les suivants : R_s diffère de +46 Ω (1,17 %), R_{p1} de −1,5 kΩ (2,21%), C_{p1} de −1 nF (2,13 %), R_{p2} de +2,0 kΩ (3,08 %) et C_{p2} de −9 nF (5,00 %). Les erreurs relatives demeurent contenues pour l'ensemble des paramètres, à l'exception de C_{p2} qui atteint 5,00 %. La cohérence de l'identification sur le circuit 2C est néanmoins confirmée et l'ordre des pondérations est retenue, la pondération inversée étant le choix principal et l'absence de pondération comme alternative.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Table 3.5 – Moyennes des paramètres estimés vs. référence (circuit 2C) et erreurs associées (pondération inversée).

Paramètre	Référence	Estimé	Écart (estimé–réf.)	Erreur relative
R_s	3,93 kΩ	3,97 kΩ	+46,00 Ω	1,17 %
R_{p1}	68,00 kΩ	66,50 kΩ	−1,50 kΩ	2,21 %
C_{p1}	47,00 nF	46,00 nF	−1,00 nF	2,13 %
R_{p2}	64,90 kΩ	66,90 kΩ	+2,00 kΩ	3,08 %
C_{p2}	180,00 nF	171,00 nF	−9,00 nF	5,00 %

Modèle à trois constantes de temps

L'évaluation est menée à trois constantes de temps à partir du circuit C1 ($R_s = 2{,}43$ kΩ, $R_p = 64{,}9$ kΩ, $C_p = 180$ nF), auquel est ajouté en série le circuit C2 ($R_s = 1{,}50$ kΩ, $R_p = 68{,}0$ kΩ, $C_p = 47$ nF), puis une troisième composante C3 ($R_s = 2{,}32$ kΩ, $R_p = 86{,}6$ kΩ, $C_p = 100$ nF). Les quatre pondérations ont été testées dans les mêmes conditions. Les erreurs pour $\mathrm{Re}(Z)$, $\mathrm{Im}(Z)$ et $|Z|$ restent inférieures ou égales à 2,5 % sur la bande étudiée, avec des minima autour de 0,1 % selon la fréquence (Figure 3.14). **L'ordre de performance observé est le suivant : inversée (meilleure), puis fréquentielle, ensuite sans pondération, et enfin proportionnelle.** Cependant, ce classement doit être relativisé : les différences d'erreur entre pondérations, toutes fréquences confondues, restent faibles.

Sur un circuit statique, les paramètres doivent rester stables et $\alpha = 1$. Or, sur les séries de Cole à trois constantes $\left(R_s, R_{p1}, R_{p2}, R_{p3}, C_{p1}, C_{p2}, C_{p3}, \alpha_1, \alpha_2, \alpha_3\right)$, des fluctuations notables sont observées selon la pondération. Les coefficients α dépassent fréquemment 1, en particulier, α_1 atteint environs 1,8 sans pondération, et α_2 atteint environs 1,8 avec la pondération proportionnelle. À l'inverse, la pondération fréquentielle produit des trajectoires nettement plus régulières pour l'ensemble des paramètres $\left(R_s, R_{p1}, R_{p2}, R_{p3}, C_{p1}, C_{p2}, C_{p3}, \alpha_1, \alpha_2, \alpha_3\right)$. La variabilité résiduelle selon la fréquence reste faible, et α demeure au plus près de 1 parmi les options testées (Figure 3.15). **Compte tenu des écarts d'erreur globaux faibles entre pondérations et de la stabilité supérieure des paramètres, la pondération fréquentielle est retenue pour le modèle 3C, au détriment de de la pondération inverse.**

Les valeurs de référence, les estimations et les écarts absolus/relatifs sont récapitulés dans la Table 3.6. Les écarts obtenus sont les suivants : R_s diffère de +150 Ω (2,40 %), R_{p1} de −46,04 kΩ (67,71 %), C_{p1} de +22,5 nF (47,87 %), R_{p2} de −13,90 kΩ (21,42 %), C_{p2} de −21 nF (11,67 %), R_{p3} de −7,82 kΩ (9,03 %) et C_{p3} de +15 nF (15,00 %). Malgré une erreur modérée sur R_s, l'ampleur des écarts sur plusieurs paires $R_p - C_p$, en particulier R_{p1} et C_{p1} montre que l'identification ne retrouve pas les trois constantes de temps des circuits électroniques fantômes.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Par ailleurs, la pertinence physique des paramètres apparaît très limitée, des valeurs non recevables étant observées (notamment des résistances parallèles négatives). À titre d'hypothèse, un sur-ajustement pourrait être en cause : des degrés de liberté supplémentaires seraient mobilisés pour capter des fluctuations et des non-idéalités plutôt que l'information physique. Le nombre restreint de points par spectre fourni par le capteur (16 fréquences) pourrait également y contribuer, cette densité pouvant être insuffisante pour contraindre de manière robuste trois dispersions indépendantes. S'ensuivent des paramètres instables, sensibles aux choix de pondération et d'initialisation. En l'état, la configuration 3C n'est pas retenue.

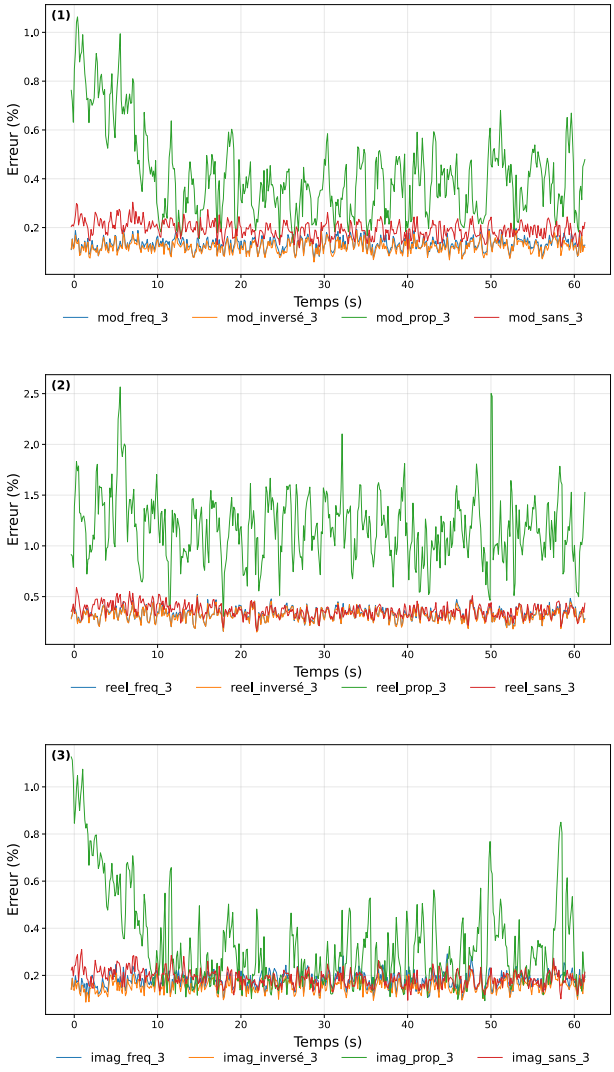

FIGURE 3.14 – Évolution temporelle de l'erreur pour (1) le module $|Z|$, (2) la partie réelle $Re(Z)$ et (3) la partie imaginaire $Im(Z)$, pour chaque schéma de pondération (circuits fantômes à trois constantes de temps).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés



FIGURE 3.15 – Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour les quatre pondérations : (1) résistance série R_s, (2,3,4), résistance parallèle R_p, (5,6,7) capacité C_p et (8,9,10) exposant α. R_s et R_p en ohms (Ω), C_p en farads (F), α sans unité (circuits fantômes à trois constantes de temps).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Table 3.6 – Moyennes des paramètres estimés vs. référence (circuit 3C) et erreurs associées (pondération fréquentielle).

Paramètre	Référence	Estimé	Écart (estimé–réf.)	Erreur relative
R_s	6,25 kΩ	6,40 kΩ	+150,00 Ω	2,40 %
R_{p1}	68,00 kΩ	21,96 kΩ	−46,04 kΩ	67,71 %
C_{p1}	47,00 nF	69,50 nF	+22,50 nF	47,87 %
R_{p2}	64,90 kΩ	51,00 kΩ	−13,90 kΩ	21,42 %
C_{p2}	180,00 nF	159,00 nF	−21,00 nF	11,67 %
R_{p3}	86,60 kΩ	78,78 kΩ	−7,82 kΩ	9,03 %
C_{p3}	100,00 nF	115,00 nF	+15,00 nF	15,00 %

Discussion

L'algorithme a été évalué sur des circuits statiques afin d'identifier, pour chaque modèle (1C, 2C, 3C), la pondération la plus adaptée. Les erreurs ont été suivies dans le temps et les paramètres de Cole examinés en termes de stabilité des séries, de proximité de α avec 1 et d'absence de valeurs non recevables. Pour le modèle à une constante de temps, la méthode sans pondération a fourni les meilleurs résultats, avec des erreurs inférieures ou égales à 3,5 %, $\alpha \approx 1$ et des paramètres cohérents, la constante de temps étant correctement retrouvée. Pour le modèle à deux constantes de temps, la pondération inversée s'est révélée la plus adaptée, avec des erreurs inférieures ou égales à 2,5 % et des séries stables, les deux constantes étant restituées. Pour le modèle à trois constantes de temps, la pondération fréquentielle a donné les erreurs les plus faibles (jusqu'à ≈ 2,5 %), mais des fluctuations notables des paramètres ont été observées et les trois constantes n'ont pas été retrouvées de manière fiable, ce qui semble indiquer un sur-ajustement dans un échantillonnage limité à 16 fréquences. Par rapport à la première version de l'algorithme, des erreurs importantes persistent et la reconstruction du circuit n'est pas obtenue, mais des valeurs aberrantes, telles que des R_p négatifs, ne sont plus observées.

En conséquence, la méthode sans pondération est retenue pour le modèle 1C, la pondération inversée pour le modèle 2C, tandis que le modèle 3C n'est pas retenu en l'état. Les autres schémas de pondération peuvent néanmoins être mobilisés dans des cas spécifiques : un renforcement des basses fréquences favorise l'estimation de R_0, tandis qu'un accent sur les hautes fréquences met en avant les composantes rapides R_∞. La vérification in vivo constituera l'étape suivante afin d'évaluer, sur données réelles, si la dynamique observée requiert une ou deux constantes de temps et de confirmer l'abandon de la configuration à trois constantes de temps.

In vivo

Pour l'évaluation in vivo, les mesures ont été obtenues sur une cohorte de dix sujets selon le protocole d'acquisition décrit en section 3.2.2. Les données brutes ont été prétraitées puis analysées avec l'algorithme décrit précédemment (section 3.2.3), en appliquant pour chaque configuration du modèle de Cole à une, deux ou trois constantes de temps, le schéma de pondération retenu lors de la vérification sur les fantômes électroniques. Un moyenne glissante de 480 points, puis une décimation de 16 points

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

ont été appliquées afin d'assurer la comparabilité des séries. Les résultats présentés ci-dessous restituent, en fonction du temps, les erreurs absolues et relatives par fréquence pour $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$, ainsi que les séries temporelles des paramètres de Cole $\left(R_s, R_{p,i}, Q_{CPE,i}, \alpha_i\right)$. Cette présentation permet d'apprécier la stabilité des ajustements dans le temps, de vérifier l'absence d'estimations non physiques et d'évaluer la cohérence avec les pondérations établies sur fantôme électronique.

Ajustement à l'aide d'un modèle de Cole à une constante de temps

Pour le modèle à une constante de temps, l'analyse a été réalisée sans pondération, schéma retenu comme le plus performant lors des tests préalables. Sur l'ensemble des dix sujets, les erreurs sur $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$ restent le plus souvent inférieures à 7 %. Chez le sujet 1, des pics brefs apparaissent, jusqu'à environs 23 % sur la partie imaginaire. Ces pics coïncident avec un saut de Q_{CPE} au même instant. Les autres paramètres restent stables et recevables (Figure 3.16). Aucune anomalie n'est observée sur la conductivité à 12 Hz aprés vérification aux mêmes instants. L'interprétation retenue est celle d'une erreur ponctuelle sur Q_{CPE} plutôt que d'une variation physiologique.

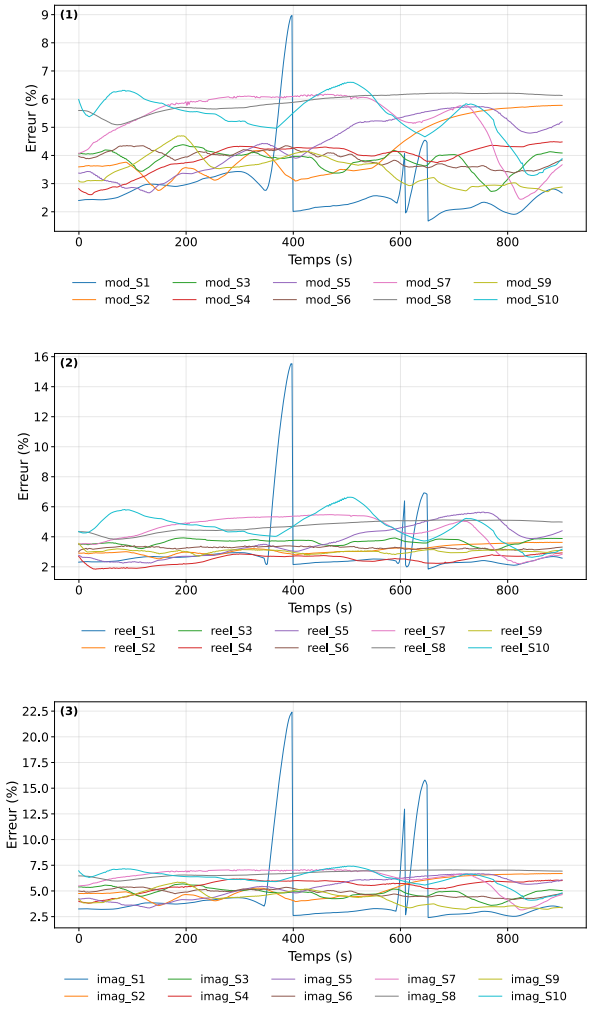

FIGURE 3.16 – Évolution temporelle de l'erreur pour (1) le module $|Z|$, (2) la partie réelle $Re(Z)$ et (3) la partie imaginaire $Im(Z)$ sans pondération à une constante de temps (10 sujets).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

L'examen des paramètres de Cole montre que, pour R_s, la valeur estimée devient négative chez la plupart des sujets, à l'exception des sujets 4 et 9. Cette estimation n'est pas physiquement recevable et indique une limite du modèle à une constante en conditions in vivo, ou encore des contraintes d'estimation insuffisantes sur R_s.

Chez le sujet 1, quatre sauts nets sont observés sur Q_{CPE}. Ils coïncident avec les pics d'erreur décrits précédemment. Les autres paramètres restent globalement stables et dans des plages plausibles. En résumé, les anomalies relevées concernent surtout R_s négatif pour plusieurs sujets et les sauts de Q_{CPE} chez le sujet 1, ce qui renforce l'idée que l'approche 1C est limitée pour l'analyse in vivo avec ce jeu de données (Figure 3.17).

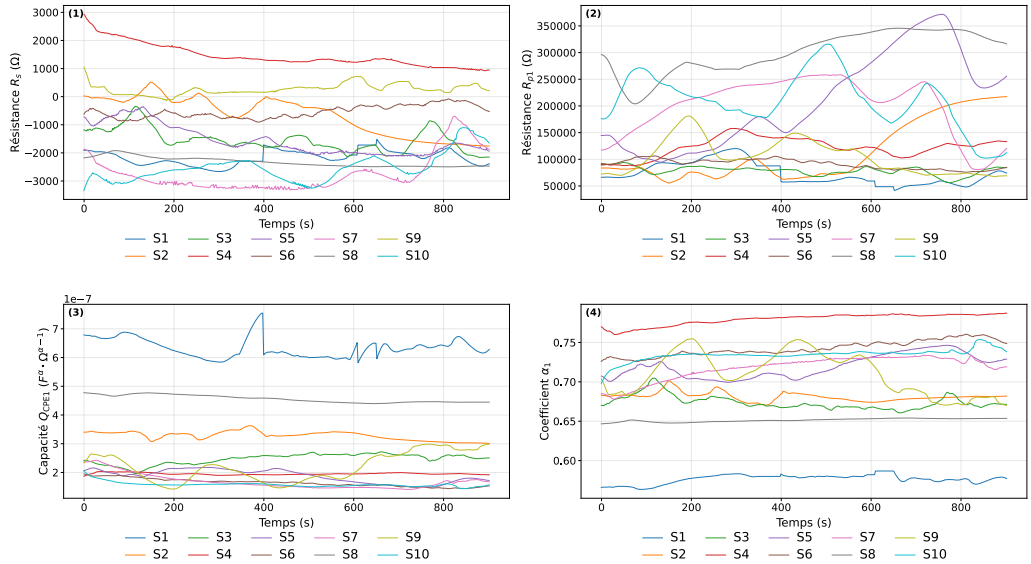

FIGURE 3.17 – Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour les 10 sujets : (1) résistance série R_s, (2) résistance parallèle R_p, (3) capacité Q_{CPE} et (4) exposant α. R_s et R_p en ohms (Ω), Q_{CPE} en $\mathrm{F}^{\alpha}.\Omega^{\alpha-1}$, α sans unité (sans pondération).

Ajustement à l'aide d'un modèle de Cole à deux constantes de temps

Pour le modèle à deux constantes de temps, l'analyse a été réalisée en utilisant la pondération inversée, schéma retenu comme le plus performant lors des tests préalables. Sur l'ensemble des dix sujets, les erreurs restent faibles. Pour neuf sujets, elles demeurent inférieures ou égales à 2,5 % pour $Re(Z)$ et inférieures ou égales à 1,5 % pour $|Z|$ et $Im(Z)$ (voir Figure 3.18). Un seul sujet dépasse légèrement ces seuils, avec des erreurs proches de 3 % sur les trois composantes, ce qui reste acceptable (Figure 3.18). Aucun saut bref d'erreur n'est observé, à l'inverse de la condition à une constante. L'ensemble confirme une amélioration de la stabilité temporelle et de la qualité d'ajustement en 2C.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

En condition in vivo avec le modèle à deux constantes, les paramètres de Cole restent dans des plages cohérentes : aucune résistance négative n'est observée et les coefficients α_1, α_2 se maintiennent dans l'intervalle attendu $[0, 1]$. Pour neuf sujets sur dix, R_s, R_{p1}, R_{p2}, Q_{CPE1}, Q_{CPE2} et α_1, α_2 se situent dans des ordres de grandeur comparables. Un sujet présente des valeurs globalement plus élevées, illustrant une variabilité inter-sujets sans sortie de domaine physique (Figure 3.19). En s'appuyant sur les erreurs présentées précédemment (≈ 2,5 % sur $Re(Z)$ et ≈ 1,5 % sur $|Z|$ et $Im(Z)$) et des paramètres de Cole stables attestent qu'un ajustement robuste est obtenu avec la méthode à deux constantes de temps.

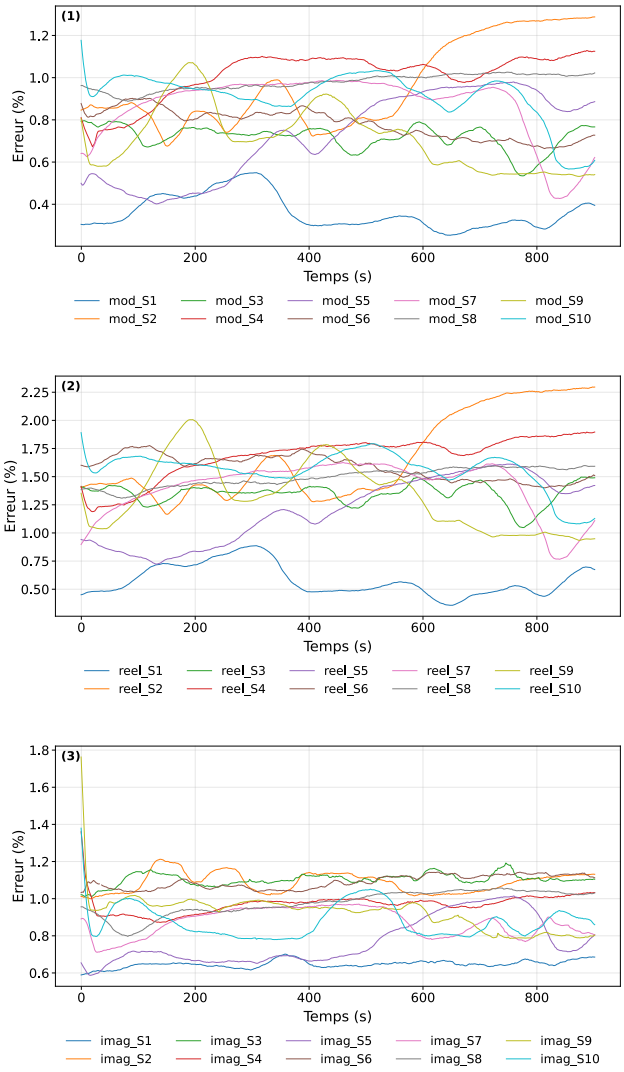

FIGURE 3.18 – Évolution temporelle de l'erreur pour (1) le module $|Z|$, (2) la partie réelle $Re(Z)$ et (3) la partie imaginaire $Im(Z)$ avec le schéma de pondération inversé à deux constantes de temps (10 sujets).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

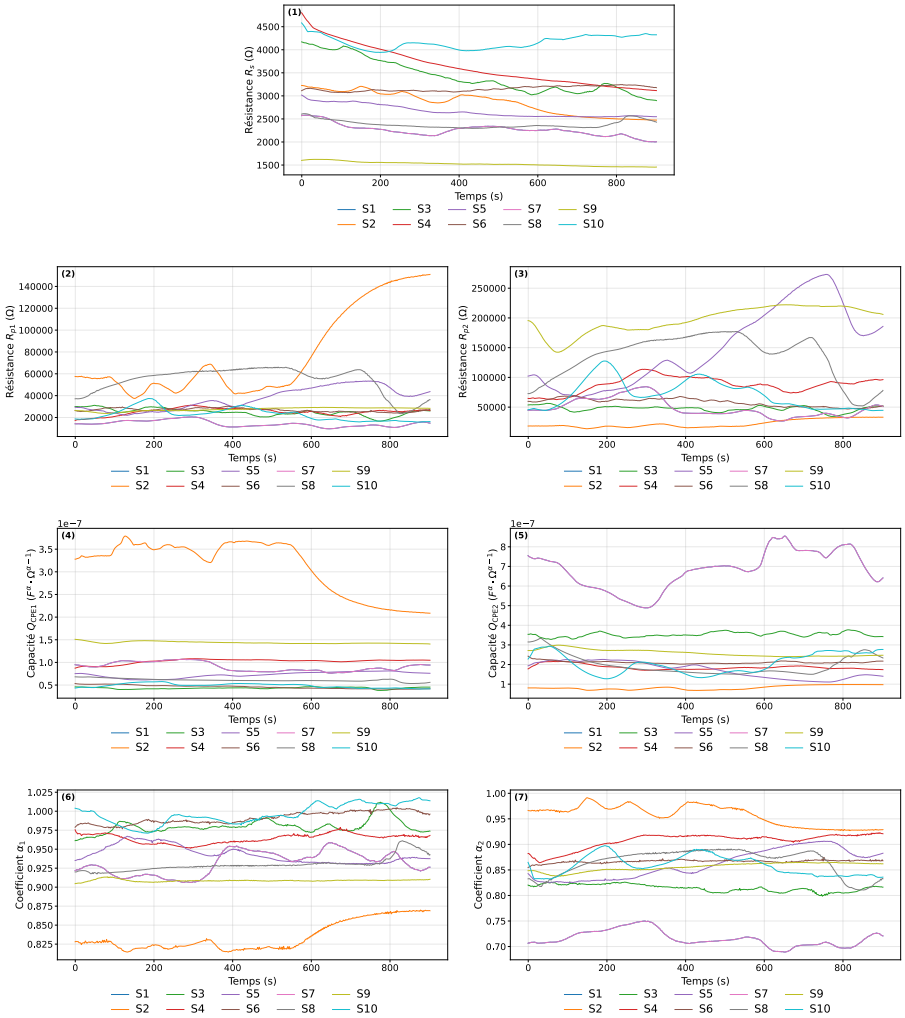

FIGURE 3.19 – Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour 10 sujets (deux constantes de temps) : (1) résistance série R_s, (2,3) résistance parallèle R_p, (4,5) capacité Q_{CPE}, et (6,7) exposant α. R_s et R_p en ohms (Ω), Q_{CPE} en $\text{F}^{\alpha}.\Omega^{\alpha-1}$, α sans unité (pondération inversée).

Modèle à trois constantes de temps

Pour le modèle à trois constantes de temps, l'analyse a été réalisée en utilisant la pondération fréquentielle, schéma retenu comme le plus performant lors des tests préalables. En condition in vivo, les erreurs moyennes par fréquence restent plus faibles : ≈ 1,6 % sur $Re(Z)$ et ≈ 1,0 % sur $|Z|$ et $Im(Z)$, sans pics brefs, avec des séries temporelles stables sur l'ensemble des sujets (voir Figure 3.20). Par comparaison au modèle à deux constantes (≈ 2,5 % sur $Re(Z)$ et ≈ 1,5 % sur $|Z|$ et $Im(Z)$), une amélioration est observée sur les trois composantes. L'ensemble confirme une baisse supplémentaire des erreurs en 3C.

L'examen des paramètres (Figure 3.21) met toutefois en évidence une variabilité marquée en début d'enregistrement (0–50 s). Les résistances et pseudo-capacitances restent positives. Des valeurs de α supérieures à 1 sont observées sur certains sujets. Le phénomène touche α_1, α_2 et α_3, avec une occurrence majoritaire pour α_2. Ces écarts indiquent une sensibilité accrue du modèle à trois constantes et une identifiabilité plus difficile des constantes lorsque le signal est encore en phase de stabilisation. En dehors de

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

la phase initiale, les séries se stabilisent, mais des valeurs non-physiques persiste sur α_2, supérieur à 1 pour la majorité des sujets. Malgré des erreurs faibles, la validité de ce profil demeure à confirmer, comme l'indiquent les essais sur les circuits fantômes ayant mis en évidence un sur-ajustement du modèle à trois constantes. Les paramètres deviennent alors peu interprétables et la baisse d'erreur ne garantit pas une meilleure validité physiologique.

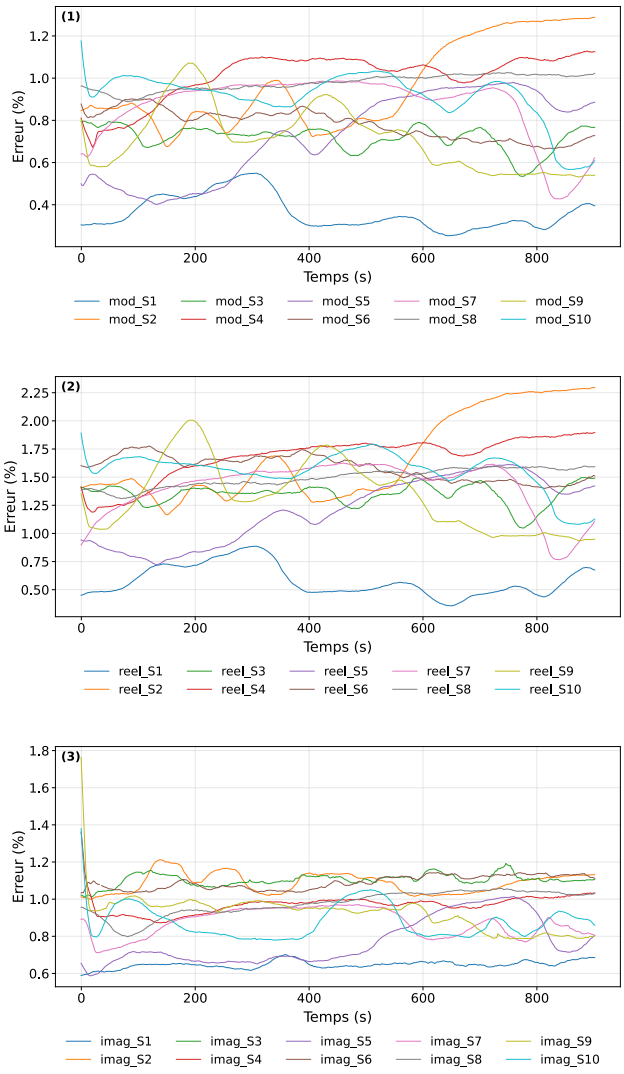

FIGURE 3.20 – Évolution temporelle de l'erreur pour (1) le module $|Z|$, (2) la partie réelle $Re(Z)$ et (3) la partie imaginaire $Im(Z)$ avec la pondération fréquentielle à trois constantes de temps (10 sujets).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

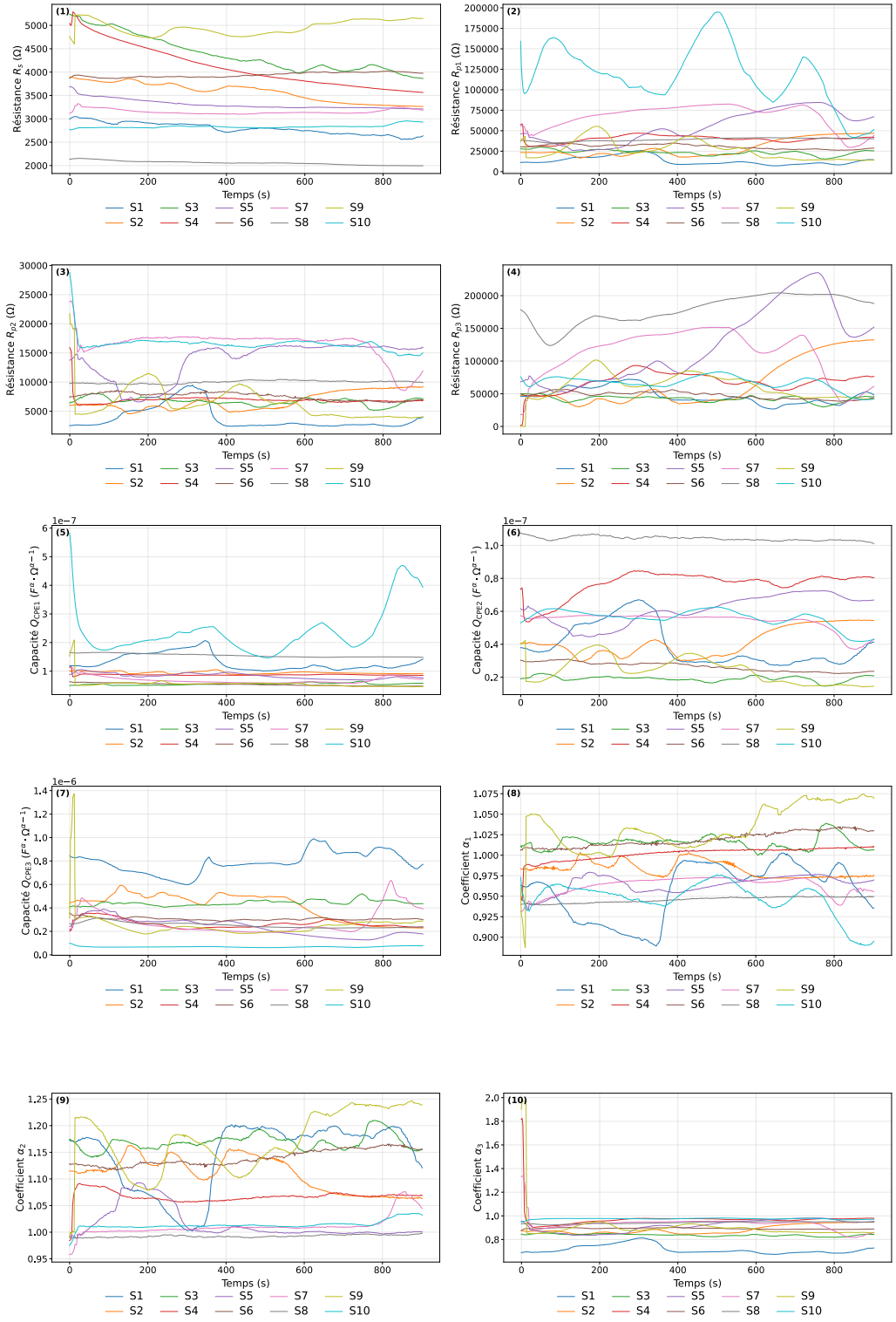

FIGURE 3.21 – Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour les trois pondérations : (1) résistance série R_s, (2,3,4) résistance parallèle R_p, (5,6,7) capacité Q_{CPE} et (8,9,10) exposant α. R_s et R_p en ohms (Ω), Q_{CPE} en $\mathrm{F}^{\alpha}.\Omega^{\alpha-1}$, α sans unité (pondération fréquentielle).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

3.3 Discussion et conclusion

Dans ce chapitre, l'objectif était d'exploiter un algorithme d'ajustement fondé sur le modèle de Cole afin d'identifier, pour un même jeu de données, la configuration la plus adaptée en termes de nombre de constantes de temps et de schéma de pondération. Une première version a été élaborée puis testée sur sept sujets, ce qui a permis de dégager des critères simples d'évaluation (accord visuel en Nyquist, erreurs moyennes par fréquence). L'algorithme a ensuite été amélioré (pondérations fréquentielles, sélection 1C/2C/3C, initialisation adaptée), en précisant que le lissage par fenêtre moyenne et la décimation n'ont été réalisés que pour l'analyse in vivo du fait de la durée d'acquisition, tandis que la méthode sur les fantômes électroniques a été conservée sans ces prétraitements.

Les vérifications sur les fantômes électroniques ont consisté en la réalisation de circuits passifs reproduisant le comportement visé. Ces montages ont servi d'étalons contrôlés pour évaluer la chaîne mesure/ajustement, sans constituer en eux-mêmes une validation du modèle. À une constante de temps, des erreurs faibles et des paramètres recevables ont été obtenus, avec une préférence pour l'absence de pondération. À deux constantes, la pondération inversée s'est avérée la plus performante. À trois constantes, une baisse supplémentaire des erreurs a été observée, au prix d'une identifiabilité plus délicate lorsque les degrés de liberté augmentent.

Les enregistrements in vivo ont été réalisés sous protocole standard. Les mêmes réglages de lissage et de décimation ont été appliqués à toutes les sessions afin de stabiliser les séries temporelles et de réduire le bruit sans altérer la forme des spectres. Avec le modèle à une constante de temps, des pics d'erreur brefs ont été observés chez certains sujets, jusqu'à environ 23 % sur la partie imaginaire, coïncidant avec des sauts de Q_{CPE}. Des observations non physiques ont été relevées, notamment un R_s négatif chez plusieurs sujets, ce qui limite l'usage du modèle 1C en conditions réelles. Avec le modèle à deux constantes de temps, les erreurs moyennes par fréquence sont restées faibles ($\approx 2{,}5\,\%$ sur $Re(Z)$, $\approx 1{,}5\,\%$ sur $|Z|$ et $Im(Z)$), sans sauts brefs, et les paramètres ont été stables et recevables ($\alpha \in [0,1]$, pas de résistance négative). Avec le modèle à trois constantes de temps, une baisse supplémentaire des erreurs a été constatée ($\approx 1{,}6\,\%$ sur $Re(Z)$, $\approx 1{,}0\,\%$ sur $|Z|$ et $Im(Z)$), mais une variabilité marquée des paramètres est apparue au début des enregistrements, avec des $\alpha > 1$ fréquents, en particulier pour la seconde relaxation.

Au regard de ces éléments, la configuration à deux constantes, associée à la pondération inversée identifiée sur les fantômes électroniques, constitue le meilleur compromis entre précision d'ajustement, stabilité temporelle et interprétabilité des paramètres. La configuration à trois constantes abaisse encore les erreurs, mais le profil observé, avec variabilité initiale et $\alpha > 1$ répétés, suggère un sur-ajustement du modèle lié à l'augmentation des degrés de liberté et à la sensibilité à l'initialisation des paramètres. Dans ce cadre, la méthode à deux constantes est retenue pour l'analyse in vivo et la discussion physiologique des résultats.

Au-delà de la diminution des erreurs d'ajustement, l'interprétation du meilleur ajustement à deux constantes de temps en conditions in vivo mérite d'être examinée. Le modèle 1C apparaît trop restrictif au regard de la structure et du comportement des tissus, alors que le circuit fantôme à 1C est correctement restitué. Le modèle 2C s'avère

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

particulièrement adapté aux données in vivo, sans permettre toutefois de présumer de la signification physiologique précise des deux constantes. Au vu des ordres de grandeur observés, notamment des résistances parallèles élevées, une implication dominante des couches les plus superficielles de la peau est plausible, le *stratum corneum* présentant généralement la conductivité la plus faible. Ce constat est compatible avec la littérature qui rapporte la superposition possible de plusieurs dispersions au sein du *stratum corneum* [9]. À l'inverse, le modèle 3C ne peut pas être interprété de façon fiable avec le capteur employé, les tests sur les circuits fantômes ayant déjà mis en évidence l'incapacité à exploiter un modèle d'une complexité supérieure dans la bande disponible.

Sur le plan opérationnel, le temps de traitement a été quantifié. Sous *ZView*, l'ensemble des spectres est traité en environ 8 min 30 s par configuration, alors que l'algorithme développé traite des séries équivalentes en ~ 15 s à 1C, ~ 20 s à 2C et ~ 25 s à 3C. Cette rapidité, additionnée à la meilleure précision observée en 2C avec pondération inversée, ouvre la voie à l'analyse de protocoles plus longs sur un plus grand nombre de sujets, avec une exploration plus fine de la possibilité de distinguer plusieurs phénomènes.

La configuration optimale ayant été établie, le chapitre suivant propose une analyse approfondie des signaux, en examinant la dépendance fréquentielle de la réponse électrodermale et en explorant la contribution de l'activité du système nerveux sympathique en comparaison aux variations observées sur des sites appauvris en glandes eccrines, ainsi que la composante EDA propre, au moyen d'une comparaison de sites d'enregistrement (biceps *versus* site palmaire EDA).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

CHAPITRE 4

Analyse de la spectroscopie d'impédance appliquée à l'étude de l'activité électrodermale

4.1 Introduction

En psychophysiologie, l'EDA est habituellement interprétée comme un indicateur de l'activité sudomotrice, tandis que la contribution de l'interface électrode–peau est traitée comme une source d'erreur à réduire plutôt que comme une composante analysée. Dans la plupart des dispositifs, la mesure est réalisée à fréquence unique, propre à l'appareil, ce qui ne permet pas de distinguer la contribution potentielle des différents milieux traversés par le courant d'excitation. En effet, en configuration bipolaire, la mesure regroupe en série les impédances des couches tissulaires traversées ainsi que celle de l'électrode et du contact électrode peau. Le signal enregistré résulte ainsi d'un mélange entre la réponse électrodermale et des effets d'interface, auquel peuvent s'ajouter d'autres composantes sous-jacentes. Cette situation complique l'interprétation et peut conduire à des conclusions inexactes sur les variations de conductivité mesurées. Elle justifie le recours à des approches multifréquentielles et à des contrôles méthodologiques destinés à dissocier les contributions.

Pour améliorer l'interprétation, une séparation entre l'interface électrode-peau et l'activité électrodermale peut être recherchée par comparaison entre un site pauvre en glandes sudoripares et le site de référence riche en activité électrodermale, ici la main, en identifiant des points communs entre les deux. L'hypothèse est qu'une corrélation par fréquence et/ou des paramètres issus du modèle de Cole $(R_s, R_p, Q_{CPE}, \alpha)$ entre sites permettrait d'isoler la composante d'interface. Si cette hypothèse est validée, la soustraction de la composante d'interface du signal du site de référence conduirait à une observation plus spécifique du phénomène électrodermal. Cette démarche vise à limiter l'ambiguïté des mesures monofréquence et à renforcer la fiabilité de l'analyse multifréquentielle.

Le présent chapitre comporte trois parties. La première consiste à valider, in vivo, l'interprétation à deux constantes de temps. L'interprétation à deux constantes de temps

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

retenue précédemment est réévaluée en supposant que le montage bipolaire aux doigts introduit deux interfaces électrode–peau. À cette fin, un protocole d'acquisition a été mené selon deux configurations d'acquisitions simultanées. Dans la première, deux électrodes ont été positionnées sur les phalanges distales de la main dominante et les données ont été enregistrées à l'aide d'un capteur RENFORCE. Dans la deuxième configuration, un second capteur a été positionné sur la main dominante avec une électrode placée sur la phalange distale du majeur, tandis que l'électrode de retour a été remplacée par une contre-électrode de défibrillation de grande surface, positionnée au niveau du flanc de la main dominante, afin de minimiser l'effet de l'interface. Cette configuration est dite à « une électrode » car seule l'électrode placée sur la main joue un rôle significatif dans la variation de la conductivité de la peau mesurée (Figure 4.1).

L'usage d'une électrode de défibrillation comme contre-électrode a pour objectif de rendre celle-ci « transparente » du point de vue du signal mesuré (absence de glandes sudoripares sur le site de l'électrode et impédance de l'interface électrode-peau négligeable). Les données issues de la configuration avec contre-électrode sont analysées par l'algorithme au moyen des modèles définis au chapitre 3. Si l'ajustement à deux constantes de temps demeure pertinent dans cette configuration supposée réduire fortement l'interface d'une des deux électrodes, l'observation sera attribuée à deux phénomènes distincts plutôt qu'à deux interfaces.

La deuxième partie traite de la dépendance fréquentielle du signal de conductivité de la peau. Les données ont été acquises à l'aide d'un capteur RENFORCE, avec deux électrodes placées sur les phalangesdistales de la main non dominante, et un deuxième capteur positionné sur le biceps homolatéral (Figure 4.1). Les signaux ont été traités en séparant la composante phasique, représentant les réponses électrodermales pour la main non dominante, et la composante tonique pour les deux sites, correspondant au niveau de base. À partir de ces données, des courbes de variation relative, normalisées et brutes ont été tracées pour chaque fréquence et pour chaque sujet, afin d'observer la dépendance fréquentielle de ces deux composantes principales exploitées dans l'étude de l'activité électrodermale.

Enfin, la troisième partie concerne l'identification de l'interface électrode-peau. Le même protocole d'acquisition simultané entre un site riche en activité électrodermale (main non dominante) et un site pauvre en glandes sudoripares (biceps) a été exploité (Figure 4.1). L'étude s'appuie sur les données de la seconde partie, où la séparation tonique/phasique a été réalisée sur ces deux sites. L'ensemble des spectres ont été ajustés à un modèle à deux constantes de temps grâce à l'outil de modélisation développé au cours de la thèse, à l'aide de l'algorithme décrit précédemment, selon la méthode à deux constantes de temps ($2C$) avec pondération inversée, afin d'estimer les paramètres de Cole ($R_s, R_p, Q_{CPE}, \alpha$). De plus, les constantes de temps (τ) et les fréquences caractéristiques (f_c) ont été calculées à partir de ces paramètres. À partir des paramètres de Cole et des composantes toniques, pour chaque fréquence, des matrices de corrélation ont été établies afin d'identifier des métriques communes aux deux sites, susceptibles d'éclairer la contribution de l'interface électrode-peau. Cette approche vise à établir la concordance inter-sites aux fréquences où l'activité électrodermale devient peu observable et à isoler plus finement la part liée à l'interface.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

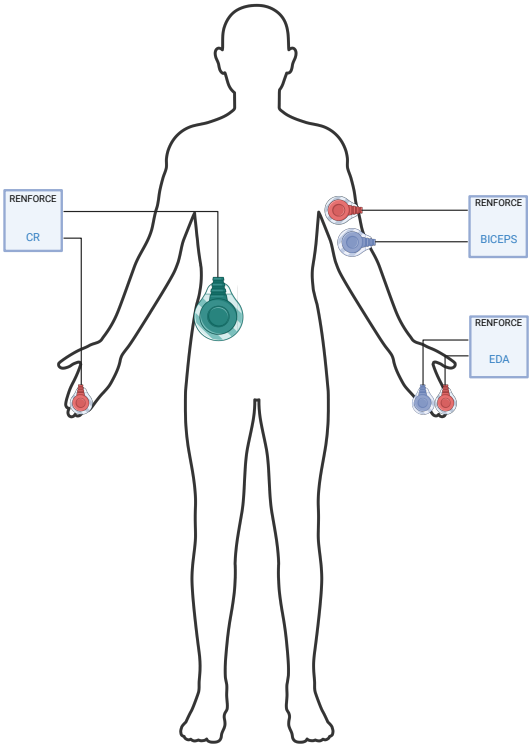

FIGURE 4.1 – Représentation du positionnement des électrodes de référence (CR), de mesure électrodermale (EDA) et du biceps. [1]

4.2 Protocole d'acquisition

Pour la réalisation de ces trois études, un protocole unique de collecte des données a été conçu à l'aide de trois capteurs RENFORCE réalisant des acquisitions simultanées sur trois sites distincts. Ce protocole d'une durée d'une heure, a été appliqué avec l'approbation d'un comité d'éthique de la recherche (CER-UdL n° 2024-11-014-002). Aucune phase de relaxation ni stimulation destinée à provoquer une réponse n'a été introduite. Une première série de mesure a été réalisée auprès de 10 sujets, comprenant les configurations biceps, main non dominante et contre-électrode de grande surface. Le protocole a ensuite été prolongé à 20 sujets supplémentaires en se limitant aux sites biceps et main non dominante.

Dans ce protocole, une position assise, immobile, est maintenue pendant une heure afin de limiter les artéfacts de mouvement. La lecture, l'écoute de musique ou le visionnage d'un film sont autorisés afin de faire apparaître à la fois des épisodes de réponses phasiques et des phases de relaxation et de réduire le biais d'échantillonnage lié à des situations uniformes. L'enregistrement est réalisé simultanément par trois capteurs de spectroscopie d'impédance multifréquentielle sur trois montages bipolaires à deux électrodes.

Sur le biceps de la main non dominante, deux électrodes Ag/AgCl ConMed *Softrace Medium* (réf. 2330-003) sont posées à 5 cm d'intervalle, limitant ainsi les couplages locaux liés à des contacts trop proches. Les électrodes sont maintenues par un sparadrap afin

1. Illustration réalisée avec BioRender — `https://www.biorender.com/`.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

de conserver un contact cutané stable et homogène pendant toute la durée du protocole. Le biceps, classiquement pauvre en activité sudorale, sert de témoin majoritairement représentatif de l'interface électrode–peau.

Sur les phalanges distales de la main non dominante, site de référence pour l'activité électrodermale, deux électrodes Ag/AgCl ConMed *Softrace Medium* (réf. 2330-003) sont positionnées puis fixées par sparadrap, afin d'optimiser la stabilité du contact électrode–peau et de limiter les couplages locaux, selon la même logique que pour le biceps.

Un montage avec contre-électrode est également mis en place. Une électrode Ag/AgCl ConMed *Softrace Medium* (réf. 2330-003) est posée sur le majeur de la main dominante, avec maintien par sparadrap. Une contre-électrode de défibrillation adulte Schiller *patchs FRED® PA-1* est positionnée sur l'abdomen latéral, homolatéral à la main dominante, afin de minimiser l'interface au point de retour grâce à sa grande surface et à la faible densité de glandes sudoripares dans cette zone. L'influence d'une éventuelle activité électrodermale au point de retour et la polarisation d'électrode s'en trouvent réduites.

Placés sur une table, les trois capteurs sont immobilisés avec du ruban adhésif afin d'écarter tout déplacement perturbant la mesure. Les câbles blindés sont fixés et espacés pour limiter les artefacts mécaniques et les couplages locaux. La pose des électrodes est réalisée site après site, pour une durée d'installation d'environ 2 minutes. Un démarrage simultané des acquisitions est effectué afin d'obtenir des enregistrements synchronisés, d'aligner l'instant t_0 entre dispositifs et de prendre en compte l'adaptation initiale de l'interface électrode-peau. L'objectif est d'enregistrer simultanément les trois configurations dans des conditions proches de la vie courante, tout en appliquant un protocole standardisé et répétable, sans exigence particulière quant à la présence ou non de réponses électrodermales.

4.3 Etude de la validité des modèles d'ajustement à une et deux constantes de temps sur la configuration « une électrode ».

4.3.1 Méthode d'analyse

Les données collectées dans le cadre du protocole décrit dans la section 4.2 à l'aide de la configuration « une électrode » ont été traitées selon l'algorithme décrit au chapitre 3. Un lissage est d'abord réalisé par une fenêtre de 480 spectres, soit 60 s à 8 spectres/s. Une décimation par 16 est ensuite appliquée, ce qui donne un rythme effectif proche de 0,5 spectre/s, soit un spectre toutes les 2 s. Cette étape ne vise pas l'analyse fine des variations, mais la vérification de la qualité d'ajustement. Le lissage atténue le bruit instrumental et la décimation limite la quantité de spectres à traiter tout en conservant la tendance générale. Les mêmes paramètres sont utilisés pour l'ensemble des sujets. Sur ces séries réduites, la méthode à deux constantes de temps (2C) avec une pondération inversée est retenue comme configuration de référence. À des fins de contrôle, une modélisation à une constante (1C) est également appliquée afin d'apprécier la plausibilité de deux phénomènes distincts. En cohérence avec les observations sur les fantômes électroniques et in vivo, la méthode à trois constantes (3C) n'est pas retenue dans ce protocole (voir chapitre 3).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Pour chaque sujet, des courbes représentant l'erreur moyenne d'ajustement sur l'ensemble des fréquences en fonction du temps ont été tracées pour la partie réelle $Re(Z)$, la partie imaginaire $Im(Z)$ et le module $|Z|$ de l'impédance. Les paramètres de Cole correspondant aux constantes du modèle ont été restitués sous forme de séries temporelles sur l'ensemble des dix sujets, afin de contrôler l'absence d'anomalies et de documenter la stabilité des ajustements.

4.3.2 Résultats

Ajustement à l'aide d'un modèle de Cole à une constante de temps

Les courbes d'erreur sur $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$, issues de l'ajustement des données à un modèle de Cole à une constante de temps, présentent, chez certains sujets, des pics brefs pouvant atteindre environ 20%, typiques d'un ajustement défaillant à ces instants. En dehors de ces épisodes, l'erreur moyenne demeure toutefois élevée, de l'ordre d'environ 6% pour chacune des trois composantes, ce qui confirme une inadéquation globale du modèle 1C à la dynamique observée sous contre-électrode, identiquement aux résultats obtenus au chapitre 3 avec une configuration à deux électrodes (Figure 4.2).

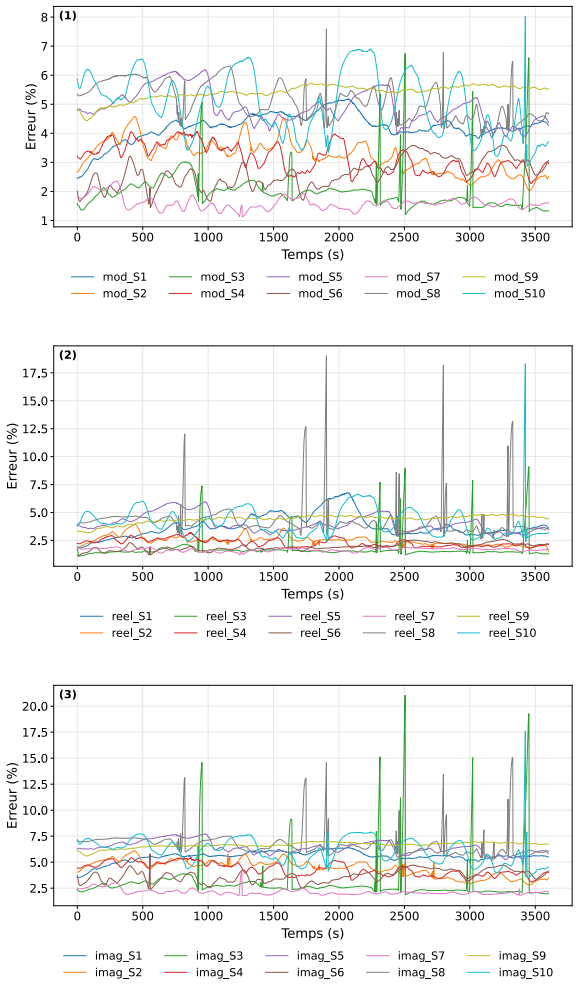

FIGURE 4.2 – Évolution temporelle de l'erreur, (1) pour le module, (2) pour la partie réelle $Re(Z)$ et (3) pour la partie imaginaire $Im(Z)$ sans pondération à une constante de temps (10 sujets).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Concernant les paramètre de Cole, le paramètre R_s apparaît négatif chez plusieurs sujets, ce qui est non physique et invalide l'interprétation résistive aux hautes fréquences. À l'inverse, R_p, Q_{CPE} et α restent, dans l'ensemble, cohérents (avec $\alpha < 1$, conforme au cadre Cole/CPE), mais leur stabilité ne compense pas l'estimation non recevable sur R_s (Figure 4.3).

Même avec une interface de retour minimisée par la grande contre-électrode, le modèle 1C ne parvient pas à expliquer proprement les données : des pics d'erreur ainsi qu'un niveau moyen d'erreur élevé et une non-physicité de R_s sont observés. Ces éléments indiquent qu'une seule relaxation ne suffit pas à rendre compte de la réponse mesurée et motivent l'usage d'un modèle à deux constantes de temps (2C) pour capturer les deux phénomènes de relaxation effectivement présents.

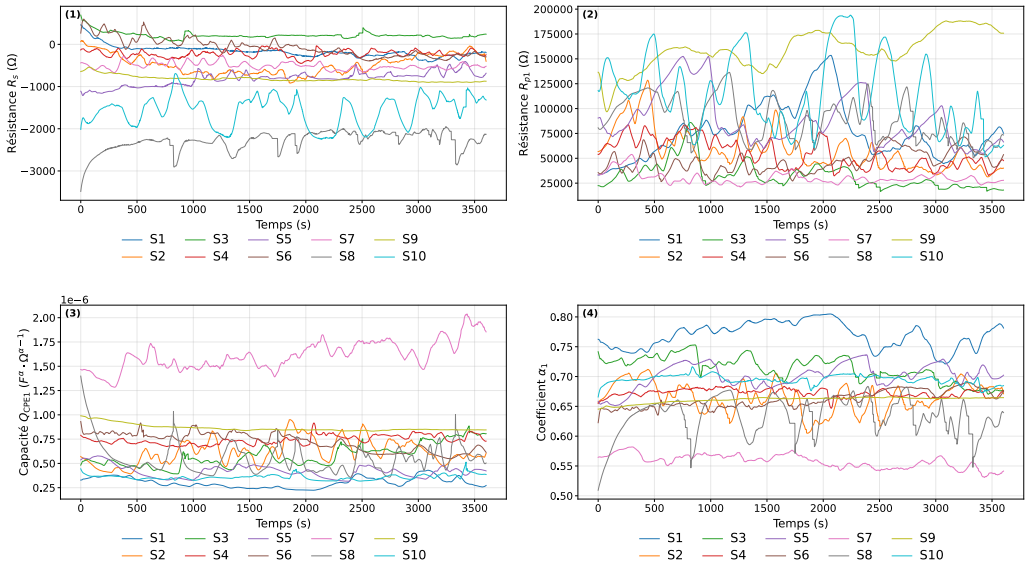

FIGURE 4.3 – Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour 10 sujets (une constante de temps (sans pondération)) : (1) résistance série R_s, (2) résistance parallèle R_p, (3) pseudo-capacité Q_{CPE} et (4) coefficient α. R_s et R_p en ohms (Ω), Q_{CPE} en $\text{F}^{\alpha}.\Omega^{\alpha-1}$, α sans unité.

Ajustement à l'aide d'un modèle de Cole à deux constantes de temps

Sur l'ensemble des dix sujets, les erreurs en modèle à deux constantes de temps restent faibles et stables. L'erreur moyenne, sur l'ensemble des fréquences, se situe autour de 2 % sur $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$, sans pics transitoires ni dérives temporelles visibles sur la durée d'enregistrement (Figure 4.4). Cette stabilité se retrouve d'un sujet à l'autre et traduit une adéquation soutenue de l'ajustement. Les paramètres de Cole demeurent dans des plages cohérentes et physiquement plausibles. R_s reste positif et les résistances R_{p1} et R_{p2}, ainsi que les pseudo-capacitances Q_{CPE1} et Q_{CPE2}, ont des ordres de grandeur comparables entre sujets, sans valeurs extrêmes. Les exposants α_1 et α_2 se maintiennent dans l'intervalle attendu $[0, 1]$, à l'exception d'un cas isolé avec $\alpha_1 \approx 1{,}01$, très proche de la borne supérieure (Figure 4.5).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

L'ensemble de ces observations confirme l'avantage du modèle 2C par rapport au modèle 1C, avec une meilleure adéquation aux données, l'absence d'estimations non physiques et des paramètres interprétables. Ces résultats sont davantage compatibles avec deux phénomènes de relaxation distincts qu'avec un artefact d'interface unique.

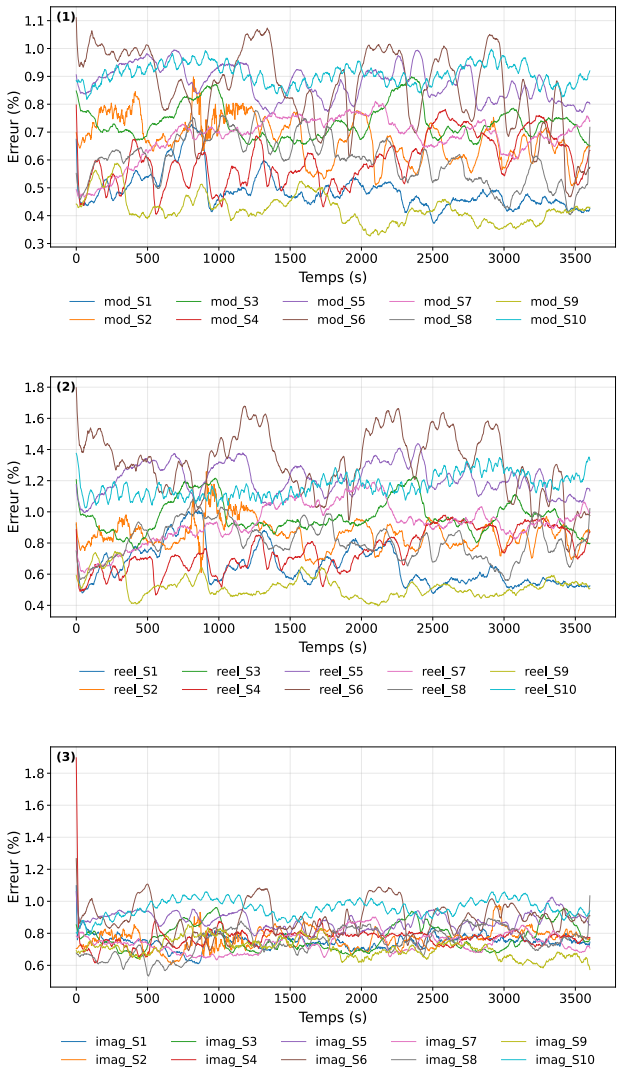

FIGURE 4.4 – Évolution temporelle de l'erreur, (1) pour le module $|Z|$, (2) la partie réelle $Re(Z)$ et (3) la partie imaginaire $Im(Z)$ à l'aide de la pondération inversée à deux constantes de temps (10 sujets).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

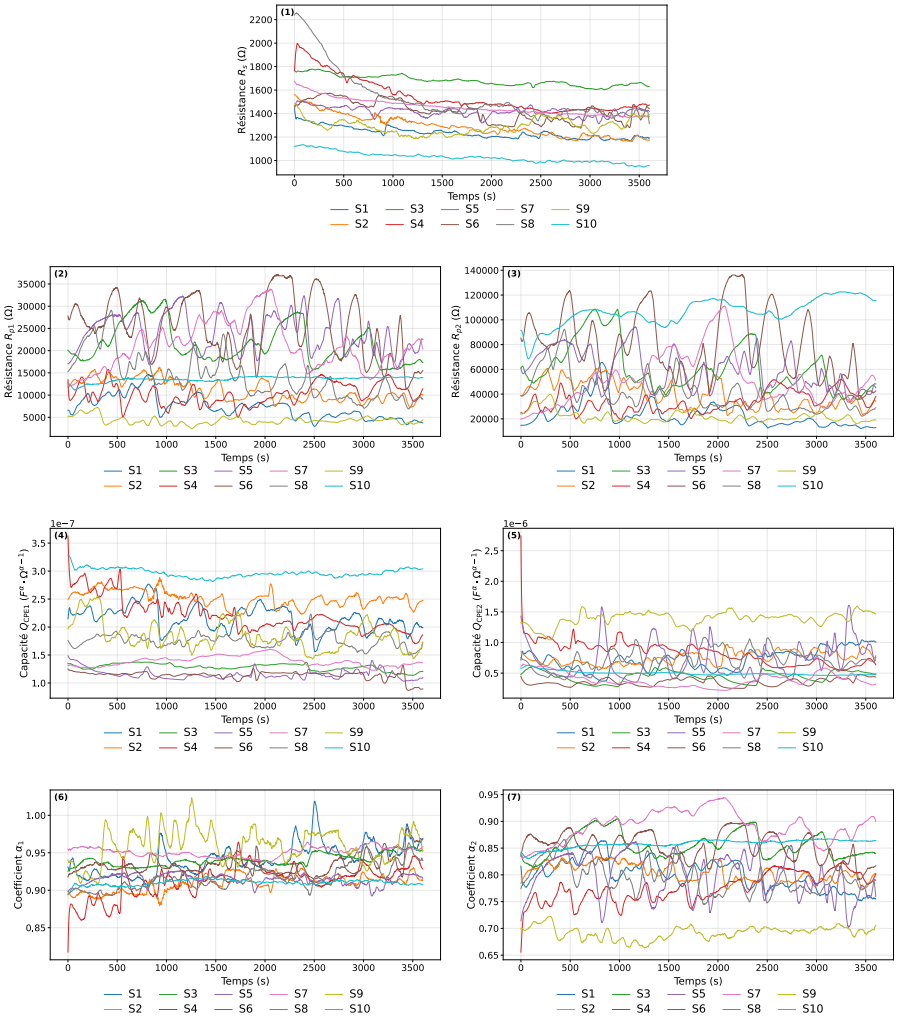

FIGURE 4.5 – Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour 10 sujets (deux constantes de temps (pondération inversée)) : (1) résistance série R_s, (2,3) résistance parallèle R_p, (4,5) capacité Q_{CPE} et (6,7) coefficient α. R_s et R_p en ohms (Ω), Q_{CPE} en $\text{F}^{\alpha}.\Omega^{\alpha-1}$, α sans unité.

4.3.3 Validation de la concordance des signaux EDA entre contre-électrode et phalanges distales de la main non dominante

Cette section vise à vérifier la concordance entre le site de référence EDA (phalanges distales de la main non dominante) et la configuration avec contre-électrode, sur la base d'acquisitions simultanées d'une heure réalisées chez dix sujets selon les montages décrits précédemment. L'analyse est conduite à partir des séries temporelles reconstruites pour chaque fréquence, le module $|Z_k(t)|$ étant calculé point par point, puis comparées entre sites au moyen d'une matrice de corrélation. Des corrélations fortes entre fréquences, stables dans le temps, indiqueraient que les deux enregistrements captent une dynamique électrodermale de même nature, malgré la réduction de l'interface au point de retour par la contre-électrode de grande surface. Cette démarche s'inscrit dans la littérature qui met en évidence des corrélations élevées entre mains et entre sites distaux lorsque les artefacts de mouvement sont maîtrisés, tout en rappelant que des asymétries latérales peuvent subsister selon la tâche et la latéralité [75, 76,

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

77]. En lien avec les résultats de la section précédente sous contre-électrode, où un ajustement à deux constantes de temps demeure pertinent malgré la diminution de l'impédance d'interface (voir section 4.3), l'obtention de corrélations élevées entre les deux sites validerait l'observation de deux phénomènes de relaxation distincts plutôt que l'hypothèse de deux interfaces électrode-peau indépendantes.

Méthode

Les analyses proposées dans ce travail s'appuient sur les deux configurations du protocole décrit en section 4.2 : site de référence aux phalanges distales de la main non dominante et configuration avec contre-électrode sur la main dominante. Les séries correspondantes ont été traitées à l'aide de l'algorithme Python présenté au chapitre 3. Pour chaque sujet et pour chacune des 16 fréquences, une matrice de corrélation a été établie entre les séries temporelles du module $|Z_k(t)|$ mesurées aux deux sites. Le coefficient de Pearson r a été retenu afin de quantifier la dépendance linéaire entre signaux synchrones, avec $r \in [-1, 1]$ indiquant respectivement une anticorrélation, l'absence de corrélation ou une corrélation forte. En complément, des courbes normalisées du module ont été tracées pour chaque fréquence et pour chaque sujet, après un lissage léger par moyenne glissante sur 10 points afin d'atténuer le bruit sans altérer les réponses électrodermales. Ces représentations visuelles permettent d'apprécier la concordance des dynamiques observées entre les deux montages et d'illustrer les corrélations mises en évidence par la matrice. Les résultats sont présentés ci-dessous.

Résultats

La lecture des matrices met en évidence une concordance élevée entre montages jusqu'à environ 256 Hz pour l'ensemble des sujets. Au-delà, deux situations se distinguent. Chez les sujets 1, 3 et 8, la corrélation demeure forte jusqu'aux fréquences les plus élevées. Chez les sujets 2, 4, 5, 6, 7, 9 et 10, la corrélation décroît nettement sur les trois à quatre dernières fréquences, avec des coefficients parfois proches de zéro. Cependant, chez les sujets 1, 3 et 7, une corrélation élevée est observée à la plus haute fréquence, autour de 724 Hz, entre la contre-électrode et le site EDA (Table 4.1) (Voir Annexe A).

TABLE 4.1 – Représentation des coefficients de corrélation inter-sites par sujet à fréquence identique.

Sujet	12	28	32	36	44	68	84	108	136	196	256	324	400	484	576	724
S1	0,95	0,95	0,95	0,95	0,95	0,95	0,94	0,93	0,92	0,90	0,86	0,81	0,74	0,81	0,77	0,87
S2	0,96	0,96	0,96	0,96	0,96	0,96	0,96	0,96	0,95	0,95	0,95	0,92	0,87	0,83	0,70	0,70
S3	0,90	0,90	0,89	0,89	0,89	0,89	0,89	0,89	0,88	0,88	0,89	0,89	0,88	0,89	0,84	0,89
S4	0,96	0,96	0,96	0,96	0,96	0,96	0,96	0,96	0,95	0,94	0,90	0,85	0,78	0,65	0,55	0,37
S5	0,96	0,96	0,96	0,96	0,96	0,95	0,95	0,94	0,94	0,90	0,89	0,84	0,70	0,74	0,69	0,70
S6	0,86	0,82	0,81	0,80	0,76	0,73	0,71	0,66	0,51	0,31	0,20	0,03	-0,06	-0,03	0,01	0,15
S7	0,95	0,95	0,95	0,95	0,94	0,94	0,94	0,93	0,92	0,89	0,84	0,75	0,58	0,50	0,35	0,17
S8	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,97	0,95	0,85	0,88
S9	0,95	0,95	0,94	0,94	0,94	0,93	0,92	0,90	0,88	0,82	0,73	0,58	0,34	0,05	-0,22	-0,53
S10	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,97	0,97	0,95	0,92	0,74	0,68	0,41	0,68
Moyenne	**0,95**	**0,94**	**0,94**	**0,94**	**0,93**	**0,93**	**0,92**	**0,91**	**0,89**	**0,85**	**0,82**	**0,76**	**0,65**	**0,61**	**0,50**	**0,49**

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

L'examen des séries normalisées du module montre que, pour les sujets 6 et 10, le niveau de bruit élevé intrinsèque à l'instrument de mesure lors des mesures de très hautes conductivités/faibles impédances prend le dessus et masque la dynamique utile, ce qui explique une corrélation faible malgré une tendance de fond similaire aux basses fréquences. Néanmoins, les courbes ne suivent plus toujours la même tendance qu'aux basses fréquences, signe d'une atténuation des réponses électrodermales à haute fréquence. L'ensemble suggère que la dégradation de la corrélation aux plus hautes fréquences relève soit d'une limitation du rapport signal-bruit liée à la contre-électrode, soit d'une diminution intrinsèque de la composante électrodermale avec la fréquence. Lorsque le bruit reste contenu (cas 1, 2, 3, 8), la concordance inter-sites persiste et indique une même nature de signal (Figure 4.6) (Voir Annexe A).

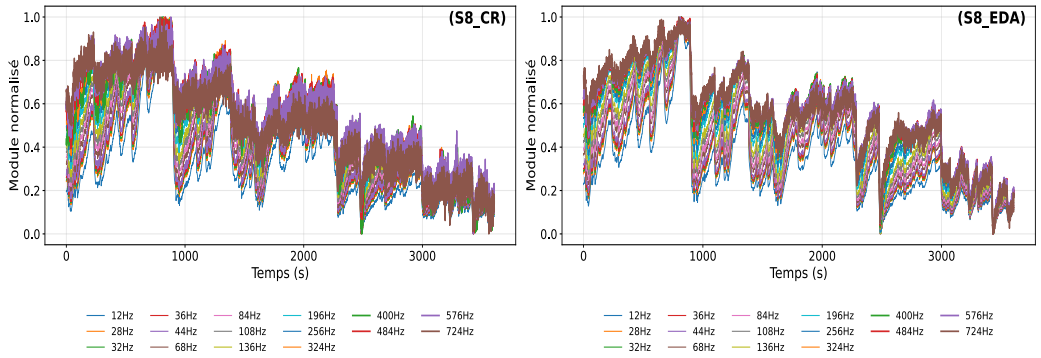

FIGURE 4.6 – Courbes normalisées (0–1) du module de Z comparant le site de référence d'activité électrodermale (phalanges distales, main non dominante, (S8_EDA)) et la configuration avec contre-électrode (S8_CR), pour les 16 fréquences du sujet 8.

4.3.4 Discussion

L'introduction d'une contre-électrode de grande surface avait pour objectif de réduire au minimum l'interface côté retour afin de vérifier que les résultats à « deux constantes de temps » observés aux doigts ne provenaient pas simplement des deux interfaces induites par la configuration bipolaire. Autrement dit, si une des interfaces est fortement atténuée et que la structure à deux constantes persiste, l'hypothèse la plus solide est celle de deux phénomènes réellement présents dans le signal. Sur les séries temporelles d'erreur d'ajustement au modèle à une constante de temps, des pics brefs apparaissent chez certains sujets, jusqu'à environs 20 %. En dehors de ces épisodes, le niveau moyen reste élevé, autour d'environs 6 % sur $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$. Ce niveau d'erreur traduit une difficulté d'interprétation avec un modèle à une seule constante de temps, malgré la réduction de l'impédance d'interface par la contre-électrode. Ce niveau d'erreur peut être comparé à celui obtenu in vivo au chapitre 2 en configuration bipolaire avec un modèle à une constante de temps. Dans cette configuration, les erreurs sur Re(Z), Im(Z) et $|Z|$ restaient le plus souvent inférieures à 7 %, avec, chez un sujet, des pics brefs atteignant environ 23 % sur la partie imaginaire, coïncidant avec un saut de Q_{CPE} au même instant, tandis que les autres paramètres demeuraient stables et recevables (Figure 3.16). Dans les données présentées ici, des pics brefs apparaissent également chez certains sujets, jusqu'à environ 20 %. En dehors de ces épisodes, le niveau moyen d'erreur reste toutefois élevé, autour de 6 % sur Re(Z), Im(Z) et $|Z|$. L'ensemble de

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

ces résultats confirme qu'un modèle à une seule constante de temps reste difficile à interpréter, même lorsque l'impédance d'interface est réduite par l'ajout d'une contre-électrode. Les paramètres de Cole confirment cette limitation du modèle avec un R_s négatif : R_s devient négatif chez plusieurs sujets (estimation non physique, qui invalide la lecture haute fréquence). À l'inverse, R_p, Q_{CPE} et $\alpha < 1$ restent globalement recevables, mais la non-physicité de R_s suffit à conclure que le cadre 1C ne capture pas correctement la réalité électrique.

En 2C, les erreurs se maintiennent autour d'environs 2 % sur les trois composantes, sans pics ni dérives. Les paramètres restent interprétables : $R_s > 0$, R_{p1} et R_{p2} ainsi que Q_{CPE1} et Q_{CPE2} conservent des ordres de grandeur attendus, et les exposants α_1, α_2 se situent dans la plage usuelle, à l'exception d'un $\alpha_1 \approx 1{,}01$ chez un seul sujet. Pour s'assurer que la configuration avec contre-électrode reflète bien la même dynamique électrodermale que la mesure de référence, une analyse de corrélation a été conduite entre la main non dominante (phalanges distales) et la contre-électrode. Les matrices de corrélation montrent, pour l'ensemble des sujets, une concordance élevée jusqu'à 256 Hz. Au-delà, la corrélation demeure forte chez les sujets 2, 5 et 8, tandis qu'elle décroît nettement chez les sujets 1, 3, 4, 6, 7, 9 et 10 sur les trois à quatre dernières fréquences. Une corrélation élevée est néanmoins observée à la plus haute fréquence (724 Hz) chez les sujets 1, 3 et 10, indiquant que la concordance peut se maintenir jusque dans la bande la plus haute.

L'examen des séries normalisées du module suggère que, lorsque la corrélation chute au-delà de 256 Hz (notamment chez 1 et 6, ponctuellement 8), un niveau de bruit plus marqué, lié à des valeurs d'impédances très faibles, sur la contre-électrode masque la dynamique utile, alors que, lorsque le bruit reste contenu (2, 5, 8), la concordance persiste. Dans l'ensemble, ces résultats confirment que la configuration avec contre-électrode reproduit la même nature de signal que la mesure de référence et que l'explication « deux arcs = deux interfaces » est écartée. La baisse nette des erreurs en 2C, l'absence d'estimations non physiques, la cohérence des paramètres et la concordance inter-sites valident l'interprétation d'au moins deux phénomènes de relaxation distincts.

4.4 Analyse de la dépendance fréquentielle des niveaux toniques et phasiques sur les sites palmaire et biceps.

Cette section vise à préciser, sur des données in vivo, la plage fréquentielle pertinente pour l'analyse de l'activité électrodermale. De nombreux dispositifs du commerce fonctionnent à une fréquence unique, propre à chaque appareil. Un tel choix de fréquence risque de limiter la comparabilité des mesures si l'information liée à l'activité sudomotrice dépend de la fréquence, et de conduire à analyser des signaux dépourvus d'information électrodermale lorsque la fréquence retenue est trop élevée. En pratique, ces dispositifs dédiés à l'EDA n'explorent toutefois pas les fréquences les plus élevées et se limitent à une bande relativement basse, réduisant ainsi ce risque. L'objectif est d'évaluer, au site de référence des phalanges distales, si les variations du niveau tonique et des paramètres phasiques (amplitude des réponses) dépendent de la fréquence de mesure. En parallèle, l'étude du biceps, classiquement pauvre en activité sudorale, sert à confirmer l'absence de réponses électrodermales et à caractériser une signature d'inter-

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

face électrode–peau exploitable par la suite. L'approche retient, dans un premier temps, la séparation sur le site électrodermal de la composante phasique (SCR), assimilée aux réponses, et de la composante tonique (SCL), assimilée au niveau de base. Les réponses SCR sont quantifiées par la variation relative moyenne de l'amplitude des réponses en fonction de la fréquence, sujet par sujet, afin d'évaluer une éventuelle dépendance du paramètre sur la plage de fréquences mesurées. Le niveau tonique est étudié à partir de courbes normalisées et de variations relatives pour apprécier une tendance à une dépendance de la variation du niveau de base de la conductivité de la peau en fonction de la fréquence de mesure. Dans un second temps, le même protocole est transposé au biceps pour valider l'absence de réponses électrodermales et observer une contribution majoritairement liée à l'interface. Cette base permettra, dans la section suivante, d'examiner un lien entre mesures EDA et biceps en vue d'isoler la composante d'interface.

4.4.1 Matériels et méthodes

Cette analyse est conduite sur le site EDA de référence, à partir des données obtenues selon le protocole décrit en section 4.2 sur le site EDA de référence et sur le biceps homolatéral. Pour chacune des 16 fréquences f_k et à chaque instant t, le module de l'impédance est calculé à partir des parties réelle $Re\{Z_k(t)\}$ et imaginaire $Im\{Z_k(t)\}$ issues du capteur.

À partir du module, le signal est scindé en deux composantes : la composante phasique (SCR), reflétant l'activité du système nerveux autonome, et la composante tonique (SCL), représentant le niveau de base (voir section 1.2.2.3). Le niveau tonique SCL est extrait au moyen d'un filtre passe-bas de Butterworth d'ordre 2, avec une fréquence de coupure f_c de 1 Hz afin d'isoler la dynamique lente tout en préservant les réponses phasiques. Ce choix s'appuie sur l'usage courant d'un passe-bas Butterworth à ≈0,5 Hz dans la littérature EDA [48] et sur des mises en œuvre à 1 Hz pour atténuer le bruit et les artéfacts de mouvement, tandis que des coupures plus basses (par exemple 0,1 Hz) sont parfois retenues pour cibler une SCL très lente.

La composante phasique SCR est ensuite obtenue par soustraction du niveau tonique au module, de façon à récupérer les variations rapides :

$$\mathrm{SCR}_k(t) = |Z_k(t)| - \mathrm{SCL}_k(t). \tag{4.1}$$

La série phasique est lissée par moyenne glissante de 25 points (compromis retenu après essais, pour réduire le bruit sans atténuer les réponses rapides), puis normalisée par sujet. La variation relative est calculée par rapport au niveau tonique de référence $\mathrm{SCL}_k(t_0)$ (et non par rapport à la phasique, centrée autour de zéro), afin d'éviter des amplifications artificielles et de quantifier correctement l'ampleur des réponses. À partir des courbes de variation relative, les réponses phasiques sont détectées, leurs amplitudes relatives (en pourcentage) sont extraites pour chaque réponse, puis moyennées par fréquence sur l'ensemble de la série temporelle, par sujet.

La composante tonique SCL est traitée séparément pour la lecture de tendance lente : une moyenne glissante de 480 points est appliquée, puis une décimation par 16 est réalisée, uniquement pour décrire l'évolution du niveau de base sans recherche de

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

réponses phasiques. Comme pour la composante phasique, une normalisation par sujet est effectuée et la variation relative est calculée pour chacune des 16 fréquences comme l'écart en pourcentage entre chaque point et la valeur initiale t_0 :

$$\Delta \mathrm{SCL}_k(t) = 100 \times \frac{\mathrm{SCL}_k(t) - \mathrm{SCL}_k(t_0)}{\mathrm{SCL}_k(t_0)} \ [\%]. \tag{4.2}$$

Au terme du traitement, des séries SCR et SCL prêtes à l'analyse sont disponibles pour chaque fréquence. Pour la composante phasique SCR, l'amplitude moyenne des variations relatives a été calculée pour chaque sujet et pour chacune des 16 fréquences.

Pour la composante tonique SCL, les séries normalisées ont été représentées par sujet sur un graphique unique regroupant les 16 fréquences normalisées. Les variations relatives (%) ont également été tracées par fréquence et par sujet. Enfin, pour les trois fréquences présentant les plus faibles variations, les plages de variation (borne basse/-borne haute) ont été illustrées afin de souligner leur contraste avec les autres fréquences.

4.4.2 Résultats de l'analyse sur les signaux obtenus au niveau des phalanges distales de la main non-dominante

La figure 4.7 présente, pour chaque sujet et pour chacune des 16 fréquences, la moyenne des amplitudes des réponses phasiques en variation relative. Une décroissance nette des amplitudes est observée lorsque la fréquence augmente, avec une stabilisation visible au-delà d'environ 300 Hz. Aux hautes fréquences, la détection de faibles variations résulte à la fois de réponses probablement faibles et d'un bruit plus présent, que l'algorithme identifie néanmoins comme variations résiduelles. À l'inverse, les réponses les plus marquées se situent majoritairement en dessous de 100 Hz si l'on considère l'ensemble des sujets, tandis que les amplitudes convergent vers des niveaux faibles à partir des fréquences intermédiaires et élevées. Cette cartographie amplitude-fréquence suggère ainsi une atténuation progressive du niveau visible de l'activité électrodermale avec la fréquence, suivie d'une quasi-stabilisation aux plus hautes fréquences.

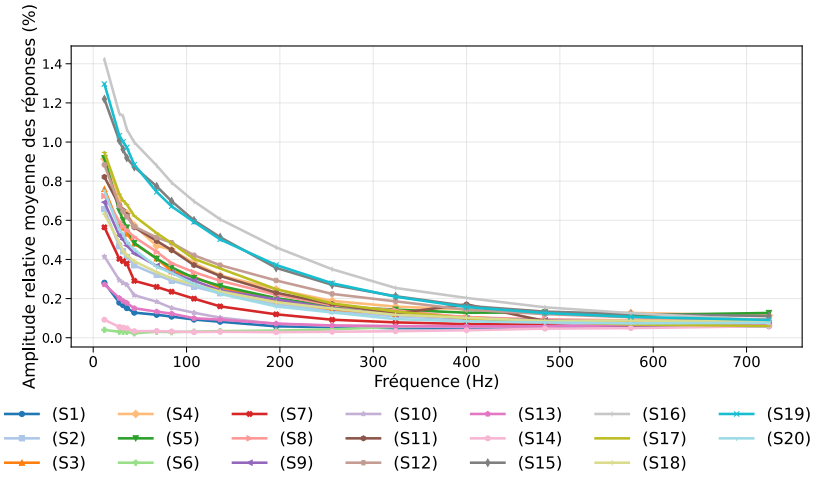

FIGURE 4.7 – Représentation graphique de la moyenne des amplitudes des réponses phasiques en variation relative (%) pour chaque fréquence [12 à 726 Hz] pour l'ensemble des 20 sujets, concernant les mesures obtenues sur le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Les courbes normalisées du niveau tonique (SCL, 0–1), rappelées comme le niveau de base du signal représenté pour un sujet des 20 participants par la figure 4.8, et pour l'ensemble des sujets en Annexe B, mettent en évidence deux profils. Un premier groupe réunit S1, S4, S5, S10, S14 et S19, avec une diminution nette du niveau tonique aux hautes fréquences, particulièrement sur les trois dernières (484 Hz, 576 Hz et 724 Hz) où l'amplitude se réduit fortement, certaines réponses disparaissant même. Pour S10, l'effet est surtout visible à 724 Hz. Un second groupe rassemble S2, S3, S6, S7, S8, S9, S11, S12, S13, S15, S16, S17, S18 et S20, pour lesquels l'ensemble des fréquences évolue de façon parallèle sans détachement marqué, avec une amplitude qui décroît progressivement lorsque la fréquence augmente. Dans les deux cas, la dépendance fréquentielle du niveau tonique reste lisible et une atténuation générale est observée lorsque la fréquence s'élève (Figure 4.8).

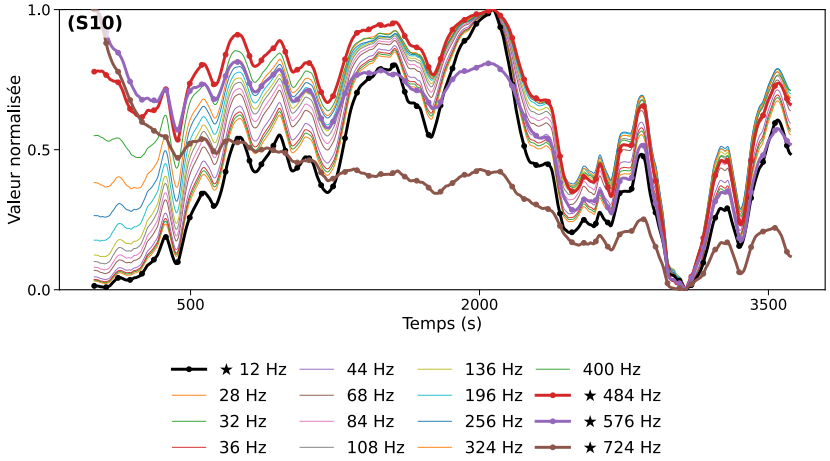

FIGURE 4.8 – Exemple de représentation des courbes normalisées du niveau tonique (SCL, [0-1]) pour l'ensemble des fréquences du sujet 10 obtenues sur le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante).

Sur les séries temporelles en variation relative (%) (représenté pour un sujet parmi les 20 participants sur la Figure 4.9 et en Annexe B pour la totalité des sujets), présente une organisation cohérente avec l'observation précédente. À l'exception de S15 et S19, les trois dernières fréquences (484 Hz, 576 Hz et 724 Hz) présentent, pour la majorité des sujets, des variations inférieures à 20 %, souvent proches de 10 %, tandis que des variations comprises entre 40 % et 110 % sont observées aux basses fréquences. S15 et S19 se caractérisent par des variations proches de 50 % sur l'ensemble de la bande, sans différenciation nette entre basses et hautes fréquences. Avec l'augmentation de la fréquence, une diminution systématique de la variation relative est constatée, ce qui indique de faibles amplitudes de fluctuation aux hautes fréquences, alors qu'une dynamique marquée persiste aux basses fréquences. Même lorsque les fréquences évoluent de façon parallèle dans les courbes normalisées du niveau de base, une dynamique très limitée aux hautes fréquences est mise en évidence pour 18 sujets sur 20, en contraste avec les excursions importantes observées aux fréquences basses (Figure 4.9).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

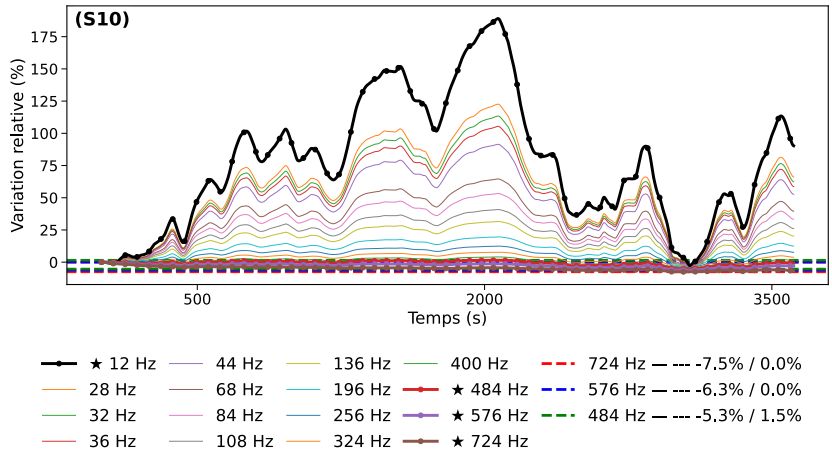

FIGURE 4.9 – Courbes représentant les variations relatives du niveau tonique (SCL, %) pour l'ensemble des fréquences du sujet 10 sur le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante).

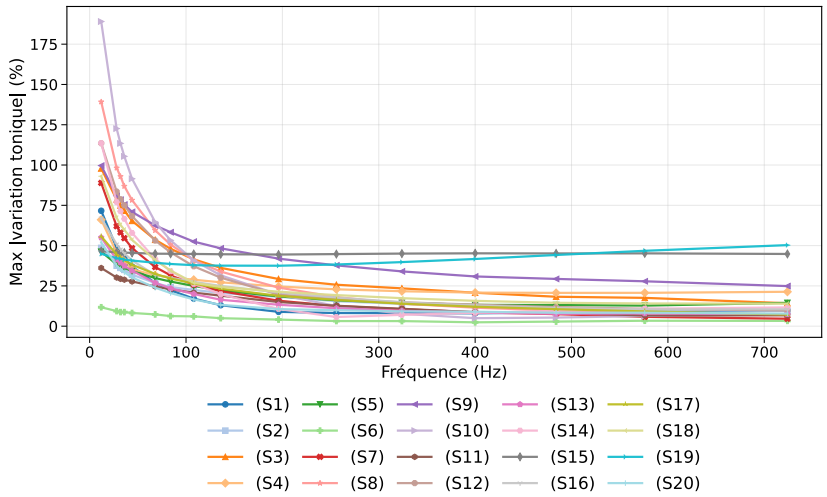

FIGURE 4.10 – Représentation graphique de la valeur maximal des amplitudes du niveau tonique en variation relative (%) pour chaque fréquence [12 à 726 Hz] pour l'ensemble des 20 sujets obtenue sur le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante).

La courbe du maximum absolu de variation tonique par fréquence (Figure 4.10) confirme le tableau d'ensemble. À 12 Hz, dix sujets présentent un maximum supérieur à 60 %, tandis que les autres se situent en dessous. Des valeurs élevées sont observées aux plus basses fréquences, avec des maxima d'environ 190 % pour S10, 140 % pour S8 et 110 % pour S14, les autres sujets se situant le plus souvent entre 40 % et 80 % . Une chute rapide apparaît ensuite entre 44 Hz et 150 à 200 Hz, la plupart des séries passant alors sous 30 à 40 %, certaines déjà sous 20 % comme S1 et S6. Au-delà de 300 à 400 Hz, un plateau bas s'installe, avec des niveaux typiquement inférieurs à 25 % pour la majorité des sujets. La dispersion inter-sujets, marquée aux basses fréquences, se réduit progressivement avec l'augmentation de la fréquence, et les dernières fréquences présentent des valeurs faibles et resserrées pour l'ensemble de la cohorte. Un point d'inflexion individuel se situe le plus souvent entre 100 à 200 Hz, précédant le tassement observé au-delà de 300 Hz. Comme l'indique l'analyse des variations relatives, S15 et S19 se distinguent par une stabilité sur toute la bande, les fréquences évoluant de manière parallèle avec

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

des amplitudes comparables, ce qui explique l'absence de décroissance marquée dans leurs courbes. L'ensemble est cohérent avec les courbes normalisées et les variations temporelles, qui indiquent une dynamique prononcée aux basses fréquences et une mobilité limitée aux hautes fréquences.

Conclusion et perspectives

Au vu de l'ensemble des résultats, une dépendance fréquentielle nette est mise en évidence. Sur les réponses phasiques, les amplitudes diminuent lorsque la fréquence augmente, puis se stabilisent au-delà d'environ 300 Hz. Les réponses les plus marquées se situent majoritairement en dessous de 100 Hz. Sur le niveau tonique normalisé, deux profils sont observés, mais la même tendance générale apparaît. Les hautes fréquences convergent vers des niveaux faibles, avec une atténuation prononcée des trois dernières fréquences autour de 484, 576 et 724 Hz pour de nombreux sujets. L'analyse des variations temporelles confirme cette lecture. Pour 18 sujets sur 20, les trois dernières fréquences présentent des variations inférieures à 20 % souvent proches de 10 % alors que les basses fréquences conservent des excursions élevées. Les sujets 15 et 19 se distinguent par une stabilité globale, avec des amplitudes proches entre basses et hautes fréquences, en cohérence avec leurs courbes normalisées.

Dans ce contexte, l'information électrodermale se concentre aux basses fréquences et décroît nettement avec l'augmentation de la fréquence. En pratique, l'observation de l'activité électrodermale gagne à être analysée en priorité en dessous de 100 à 150 Hz, où les réponses sont les plus visibles à l'échelle de la cohorte. Au-delà d'environ 300 Hz, les signaux deviennent faiblement informatifs dans la plupart des cas. Sur la composante tonique, des variations de signe opposé sont fréquemment observées entre la SCL à 12 Hz et à 724 Hz chez un même sujet. Une augmentation progressive du niveau tonique à 12 Hz peut ainsi s'accompagner d'une diminution à 724 Hz, ou l'inverse, conduisant à des profils inversés entre basses et hautes fréquences. Dans ce contexte, une même séquence peut être interprétée comme une augmentation ou une diminution du niveau tonique selon la fréquence utilisée pour l'analyse, avec un impact potentiel sur l'interprétation psychophysiologique. Cette conclusion porte uniquement sur la limite fréquentielle d'observation dans ce jeu de données et ne présume pas de l'origine physiologique des composantes.

En perspective, une tendance temporelle est observée sur les sujets S1, S2, S3, S4, S5, S7, S8, S10, S11, S12, S14, S16, S17, S18 et S19. Sur les trois dernières fréquences, une diminution ou une augmentation progressive et nette des variations apparaît jusqu'à environ 1000 s, puis une stabilisation du signal est constatée. Ce comportement pourrait traduire un phénomène lent sous-jacent, comme une évolution de l'interface électrode-peau ou un autre processus d'adaptation tissulaire ou externe. Une investigation dédiée serait pertinente, avec un protocole contrôlé pour isoler ces effets et vérifier leur reproductibilité.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

4.4.3 Résultats de l'analyse sur les signaux obtenus au niveau du biceps homolatéral

Sur le biceps, seule la composante tonique (SCL) a été investiguée. Ce site est classiquement pauvre en glandes sudoripares et l'enregistrement y reflète majoritairement l'interface électrode–peau. Aucune réponse phasique (SCR) reproductible n'a été mise en évidence, l'interprétation d'une SCR sur ce site conduirait donc essentiellement à analyser du bruit. L'analyse a ainsi été limitée au niveau tonique normalisé et à ses variations temporelles représentées par un des 20 sujets sur la Figure 4.11 et 4.12 et sur l'ensemble des sujets en Annexe C.

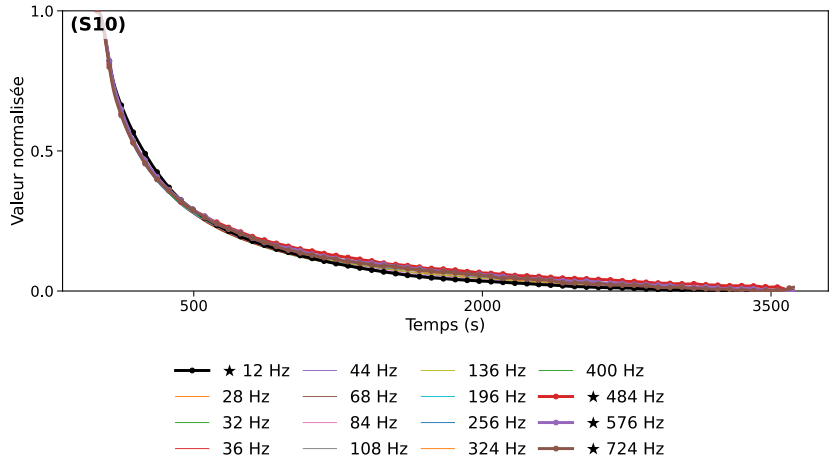

FIGURE 4.11 – Courbes normalisées du niveau tonique (SCL, 0–1) pour l'ensemble des fréquences du sujet 10 obtenues sur le biceps.

Une décroissance progressive suivie d'une stabilisation en fin d'enregistrement est observée sur l'ensemble des vingt sujets. Des oscillations plus marquées caractérisent S6 et S7, semblants provenir d'un bruit résiduel sur ce site. Un comportement singulier apparaît chez S8 et S9 à 12 Hz, avec une évolution initialement ascendante alors que les autres fréquences décroissent vers la stabilisation. Chez S11, la trace à 12 Hz diminue d'abord puis remonte, tandis que les autres fréquences poursuivent la décroissance jusqu'à stabilisation. Des variations faibles mais suivant une tendance décroissante sont relevées chez S13, S15 et S19. Pour les autres sujets, à savoir S1, S2, S3, S4, S5, S10, S12, S14, S16, S17, S18 et S20, une décroissance régulière suivie d'une stabilisation est retrouvée à toutes les fréquences. Dans l'ensemble, une organisation temporelle cohérente est mise en évidence, avec une atténuation progressive des traces et un état stable en fin d'enregistrement (Figure 4.11).

Les variations relatives du biceps sont représentées pour un sujet sur l'ensemble des participants sur la Figure 4.12 et pour la totalité des sujets en Annexe C. Sur le biceps, ces variations confirment une organisation temporelle dominée par une décroissance suivie d'une stabilisation. Pour la majorité des sujets (S1, S2, S3, S4, S5, S10, S12, S14, S15, S16, S17, S18, S19, S20), une diminution progressive vers un palier est observée à l'échelle des fréquences, avec des amplitudes qui se réduisent typiquement de 25 à 50 %. Des comportements spécifiques sont néanmoins relevés : à 12 Hz, des variations prononcées sont observées chez S13 et S15. Sur l'ensemble des sujets, le niveau tonique

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

présente globalement une décroissance progressive suivie d'une stabilisation, plus marquée aux hautes fréquences. Quelques profils s'écartent de ce schéma. Chez S13, la tendance reste majoritairement décroissante avant de se stabiliser, tandis que chez S15 et S20 une remontée tardive apparaît aux basses fréquences, les hautes restant stables. Chez S19, une diminution est observée jusqu'à environ 500 s, puis une stabilisation légèrement oscillante est constatée sur l'ensemble des fréquences, plus marquée aux basses fréquences. Des variations d'amplitude plus faibles sont relevées chez S6, S7 et S11, avec des oscillations limitées, de l'ordre de quelques pour cent. Enfin, chez certains sujets, comme S8, S9 et S11, une légère remontée à 12 Hz est notée alors que les autres fréquences restent proches de la décroissance globale. L'ensemble reste représentatif d'une dynamique qui s'atténue progressivement avec le temps et la fréquence, avant d'atteindre un régime stable sans oscillations marquées. Ce profil est cohérent avec une contribution majoritairement liée à l'interface électrode–peau, sans réponse électrodermale détectable.

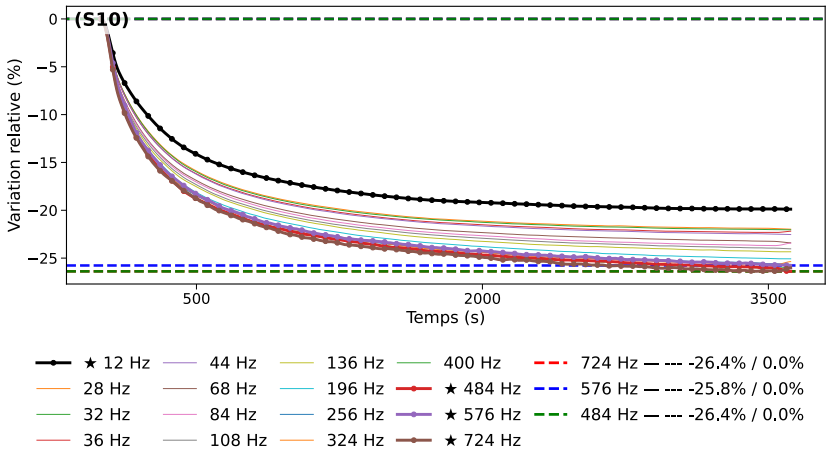

FIGURE 4.12 – Courbes représentant les variations relatives du niveau tonique (SCL, %) pour l'ensemble des fréquences du sujet 10 obtenues sur le biceps.

Conclusion

En conclusion, l'analyse du biceps met en évidence un comportement homogène dominé par la composante tonique. Aucune réponse phasique n'a été identifiée. Les séries normalisées et les variations relatives montrent, pour la majorité des sujets, une décroissance progressive des amplitudes suivie d'une stabilisation. Des singularités limitées apparaissent à 12 Hz pour S8, S9 et S11, sans remise en cause de la tendance générale à la stabilisation. Une remontée tardive aux basses fréquences a été notée chez S14, S15 et S20, tandis que les hautes fréquences autour de 484 Hz, 576 Hz et 724 Hz demeurent stables. Globalement, les amplitudes se réduisent typiquement de 25 à 50 % avant d'atteindre un palier et les plus hautes fréquences restent faiblement mobiles. L'ensemble confirme qu'au biceps, site pauvre en glandes sudoripares, le signal observé est majoritairement lié à l'interface électrode–peau. L'interprétation d'une composante phasique conduirait ici à analyser du bruit. Ce site peut ainsi servir de référence pratique pour caractériser l'interface dans les analyses ultérieures.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

4.4.4 Conclusion et perspective d'étude

La dépendance fréquentielle a été examinée sur le site électrodermal de référence (phalanges distales) et sur le biceps, afin d'identifier les bandes où l'information électrodermale est observable et celles où elle devient faible. Sur le site électrodermal, les réponses phasiques montrent une décroissance nette des amplitudes avec la fréquence, des réponses marquées étant observées principalement en dessous de 100 Hz, puis une stabilisation au-delà d'environ 300 Hz. Le niveau tonique normalisé présente deux groupes mais converge, dans les deux cas, vers des niveaux bas aux hautes fréquences. Les analyses temporelles confirment une variation faible des hautes fréquences (variations souvent inférieures à 20 % sur les trois dernières fréquences), tandis que les basses fréquences conservent des variations plus importantes. Les maxima de variation tonique renforcent ce constat, avec un plateau bas installé au-delà de 300 Hz pour la majorité des sujets. L'ensemble indique donc que l'information utile pour l'activité électrodermale se concentre aux fréquences basses et décroît à mesure que la fréquence augmente.

Sur le biceps, seule la composante tonique a été étudiée. Ce site, pauvre en glandes sudoripares, ne présente pas de réponses phasiques reproductibles et reflète majoritairement l'interface électrode-peau. Une décroissance suivie d'une stabilisation est observée à l'échelle de la cohorte, avec des hautes fréquences globalement stables. Cette organisation temporelle, associée à des amplitudes réduites, confirme l'absence d'activité électrodermale détectable sur ce site.

Sur le plan pratique, ces résultats soutiennent que l'observation de l'activité électrodermale doit être privilégiée en dessous d'environ 100 à 150 Hz, où les réponses sont les plus visibles à l'échelle des sujets, tandis qu'au-delà d'environ 300 Hz les signaux deviennent, dans la plupart des cas, faiblement informatifs pour l'EDA.

En perspective, un lien direct entre le biceps et les fréquences élevées des doigts mérite d'être investigué. L'hypothèse à tester est la suivante : si les hautes fréquences au niveau des doigts contiennent peu d'EDA et reflètent surtout l'interface, une corrélation soutenue devrait être observée entre ces fréquences et le signal du biceps. Une analyse de corrélation inter-sites par fréquence à l'aide des informations du niveau tonique, complétée par une lecture temporelle, permettrait d'objectiver ce recouvrement. Si cette concordance se confirme, une estimation de la contribution d'interface pourrait être détectée et être soustraite du signal de l'activité électrodermale.

La corrélation entre le biceps et les doigts sera analysée et approfondie dans la section suivante, en parallèle de l'étude de la décroissance du niveau tonique, afin d'isoler plus finement la composante électrodermale.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

4.5 Exploration des signaux : interface électrode/peau, sudation des glandes, phénomènes sous-jacents

Cette section est consacrée à la comparaison des signaux acquis sur le site de l'activité électrodermale (phalanges de la main non dominante) et sur le biceps homolatéral. L'objectif principal est d'évaluer dans quelle mesure les deux sites évoluent de manière concordante, à partir du niveau tonique normalisé (SCL) et de paramètres dérivés du modèle de Cole, afin de mettre en évidence d'éventuels indices de séparation entre phénomènes électrodermaux et contribution d'interface électrode–peau.

Dans un premier temps, la concordance temporelle des niveaux toniques mesurés aux doigts et au biceps est examinée, de manière à apprécier la similarité globale des profils enregistrés sur les deux sites. Dans un second temps, l'analyse est étendu aux paramètres issus de l'ajustement par le modèle de Cole, en comparant leurs variations entre doigts et biceps. Enfin, une dernière partie étudie le lien entre les paramètres de Cole extraits sur la main et le niveau tonique mesuré au biceps. L'ensemble vise à déterminer quelles métriques suivent de près le signal de référence au biceps et lesquelles reflètent plus spécifiquement l'activité électrodermale enregistrée aux doigts.

4.5.1 Corrélation entre sites : site électrodermal et biceps

Matériels et méthodes

Les données exploitées proviennent du protocole d'acquisition décrit en section 4.2. Le traitement suit la procédure détaillée en sous-section 4.4.1. Pour rappel, la composante tonique a été obtenue après lissage par fenêtre de moyennage de 480 points puis décimation par 16, afin de réduire le bruit et de limiter le nombre de spectres à traiter.

Pour les deux sites, une première matrice de corrélation a été établie entre les niveaux toniques de même fréquence. Le coefficient de corrélation de Pearson r a été retenu pour quantifier la dépendance linéaire entre deux séries synchrones ($r \in [-1, 1]$). Le calcul est effectué après recentrage des séries, à pas de temps identiques.

L'ensemble des données a ensuite été analysé avec l'algorithme d'ajustement présenté en chapitre 3. L'ajustement a été réalisé avec le modèle à deux constantes de temps et la pondération inversée. Pour chaque spectre et chaque fréquence, les paramètres de Cole (α, Q_{CPE}, R_p) ont été estimés, en complément de R_s. Les constantes de temps τ, les résistances R_0 et les fréquences de coupure f_c ont été déduites et représentées en fonction du temps.

Après ce traitement, une deuxième matrice de corrélation a été construite pour chaque sujet en confrontant, les séries synchrones des paramètres de Cole estimés sur la main et sur le biceps. Les coefficients sont calculés avec le r de Pearson sur des séries préalablement recentrées et normalisées. L'objectif est d'identifier des similarités fortes entre métriques inter-sites susceptibles d'informer sur la contribution de l'interface électrode–peau.

En complément, une troisième analyse de corrélation a été réalisée entre le niveau tonique du biceps (site sans réponse phasique et majoritairement représentatif de l'interface électrode–peau) et les métriques extraites sur la main non dominante. Des matrices ont été établies pour relier, fréquence par fréquence, le SCL du biceps aux

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

paramètres de Cole estimés sur la main. L'évaluation repose sur le même coefficient de corrélation de Pearson r, appliqué à des séries synchrones préalablement recentrées. L'objectif est d'identifier des covariations robustes susceptibles d'éclairer la part d'interface dans le signal mesuré aux doigts.

Pour clarifier l'ensemble des croisements étudiés, le tableau 4.2 récapitule les combinaisons de corrélation considérées.

TABLE 4.2 – Récapitulatif des corrélations calculées entre sites et métriques.

Corrélation	Site 1	Site 2
SCL normalisé	Main non dominante (f_1–f_{16})	Biceps (f_1–f_{16})
Paramètres de Cole	Main non dominante	Biceps
Paramètres de Cole → SCL	Main non dominante (paramètres de Cole)	Biceps (SCL normalisé)

4.5.2 Résultats

Corrélation niveau tonique (EDA-Biceps)

Une lecture d'ensemble des matrices de corrélation EDA-biceps (Annexe D) met en évidence des profils récurrents et quelques cas particuliers. La comparaison porte sur des séries normalisées du niveau tonique, calculées pour chaque fréquence et pour chaque sujet. Un premier groupe présente des corrélations positives qui augmentent nettement avec la fréquence de l'EDA. Ce profil est observé chez S1, S5, S10, S11, S16, S18 et S19. Des niveaux élevés sont atteints aux fréquences EDA les plus hautes, avec des coefficients souvent proches de 0,8 à 0,95. L'influence de la fréquence du biceps reste secondaire du fait de leurs similarités, à l'exception de S19 où un renforcement conjoint apparaît le long des deux axes. Un second groupe montre des corrélations positives modérées et très homogènes, peu sensibles aux fréquences. S2, S4 et S12 illustrent ce comportement avec des coefficients stables autour de 0,3 à 0,6. Un troisième ensemble révèle une anticorrélation aux hautes fréquences de l'EDA. S3 et S17 présentent des coefficients négatifs marqués dès le milieu de bande, avec des valeurs proches de −0,7 à −0,85 autour de 724 Hz. S7 décroît progressivement jusqu'à des valeurs négatives à la fréquence la plus élevée. S6 passe d'une corrélation négative à positive lorsque la fréquence de l'EDA augmente, avec un retour à des valeurs positives en fin de bande.

Des profils pour lesquels la dynamique semble principalement déterminée par le signal du biceps sont observés chez S8 et S9. Chez S8, la corrélation est négative quand la fréquence du biceps est basse puis devient progressivement positive lorsque la fréquence du biceps augmente, avec des valeurs pouvant dépasser 0,4 à 0,5 aux fréquences du biceps les plus élevées. Chez S9, le gradient est inverse. Des corrélations fortes et positives sont observées pour des fréquences biceps basses, puis une diminution continue conduit à l'anticorrélation quand la fréquence du biceps augmente, y compris pour des fréquences de l'EDA élevées. S15 se distingue par des corrélations fortes et homogènes sur l'ensemble de la matrice, avec un niveau élevé quelle que soit la paire de fréquences. S13 et S14 montrent des corrélations faibles et parfois inverses aux basses fréquences, suivies d'une augmentation progressive vers les hautes fréquences, avec un maximum autour de 724 Hz et des coefficients compris typiquement entre 0,3 et 0,7, ce qui reste

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

inférieur aux sujets du premier groupe. S20 ne présente pas de corrélation marquée entre biceps et EDA sur l'ensemble de la matrice (Voir Table 4.3).

TABLE 4.3 – Coefficients de corrélation inter-sites par sujet et par fréquence (en Hz).

Sujet	12	28	32	36	44	68	84	108	136	196	256	324	400	484	576	724
S1	0,07	0,04	0,03	0,03	0,02	0,01	0,01	0,01	0,02	0,05	0,13	0,26	0,45	0,63	0,82	0,96
S2	0,62	0,61	0,61	0,61	0,61	0,60	0,60	0,60	0,59	0,59	0,58	0,57	0,56	0,52	0,51	0,49
S3	0,14	0,11	0,10	0,10	0,09	0,06	0,04	0,00	-0,04	-0,14	-0,26	0,39	-0,53	-0,65	-0,76	-0,85
S4	0,54	0,50	0,50	0,49	0,49	0,48	0,50	0,53	0,52	0,56	0,60	0,61	0,61	0,58	0,54	0,45
S5	0,51	0,48	0,48	0,48	0,48	0,49	0,49	0,51	0,52	0,57	0,60	0,66	0,71	0,78	0,81	0,88
S6	0,18	0,16	0,15	0,14	0,13	0,12	0,10	0,10	0,08	0,07	0,05	0,02	-0,01	-0,05	-0,07	-0,09
S7	0,54	0,52	0,52	0,51	0,50	0,49	0,49	0,49	0,48	0,45	0,41	0,34	0,26	0,18	0,12	0,06
S8	0,53	0,51	0,51	0,51	0,50	0,50	0,50	0,49	0,49	0,47	0,45	0,42	0,39	0,35	0,32	0,30
S9	0,55	0,49	0,47	0,45	0,42	0,36	0,29	0,21	0,11	-0,02	-0,17	-0,32	-0,46	-0,59	-0,71	-0,80
S10	0,58	0,59	0,59	0,58	0,57	0,54	0,53	0,51	0,49	0,44	0,39	0,31	0,24	0,17	0,11	0,06
S11	0,52	0,53	0,53	0,53	0,52	0,50	0,50	0,49	0,47	0,43	0,39	0,33	0,27	0,23	0,19	0,17
S12	0,34	0,32	0,32	0,32	0,32	0,32	0,32	0,32	0,32	0,31	0,28	0,27	0,25	0,25	0,23	0,23
S13	-0,16	-0,25	-0,25	0,26	-0,27	-0,28	-0,28	-0,28	-0,28	-0,28	-0,27	-0,25	-0,21	-0,15	-0,02	0,33
S14	-0,38	-0,40	-0,40	-0,40	-0,41	-0,42	-0,42	-0,43	-0,42	-0,40	-0,36	-0,26	-0,07	0,13	0,37	0,64
S15	0,71	0,82	0,83	0,84	0,84	0,85	0,86	0,87	0,89	0,91	0,92	0,93	0,92	0,93	0,91	0,92
S16	0,20	0,25	0,27	0,28	0,29	0,30	0,30	0,32	0,33	0,34	0,35	0,37	0,39	0,44	0,49	0,56
S17	0,23	0,20	0,20	0,19	0,18	0,19	0,19	0,21	0,23	0,26	0,29	0,32	0,63	0,67	0,71	0,77
S18	0,47	0,46	0,47	0,46	0,46	0,49	0,49	0,51	0,53	0,56	0,60	0,63	0,72	0,73	0,82	0,86
S19	0,25	0,32	0,33	0,34	0,37	0,41	0,46	0,50	0,54	0,62	0,66	0,72	0,75	0,73	0,82	0,86
S20	-0,03	-0,02	-0,02	-0,02	-0,01	-0,01	0,00	0,01	0,01	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,03	-0,02
Moyenne	**0,14**	**0,13**	**0,13**	**0,13**	**0,14**	**0,15**	**0,15**	**0,16**	**0,16**	**0,17**	**0,17**	**0,19**	**0,21**	**0,25**	**0,30**	**0,36**

Corrélation paramètres de Cole (EDA-Biceps)

Dans cette seconde analyse comparative, l'objectif est, pour chaque sujet, d'examiner les corrélations entre les paramètres de Cole estimés sur la main non dominante et sur le biceps. Les séries ont été synchronisées, lissées et normalisées. La lecture se fait par paires de paramètres entre sites, sans inférence physiologique. Les paramètres considérés incluent α_1, α_2, Q_{CPE1}, Q_{CPE2}, R_{p1}, R_{p2}, R_s, ainsi que R_{01}, R_{02}, τ_1, τ_2, f_{c1} et f_{c2}. Les données sont illustrées sur l'exemple de deux sujets (S5 et S20) en Figure 4.13, et l'ensemble des matrices pour les 20 sujets est présenté en Annexe E.

Dans l'ensemble, la résistance série R_s, extrapolation par le modèle d'une mesure à fréquence infinie, présente fréquemment une corrélation positive marquée entre sites, avec des valeurs élevées pour une part importante des sujets (notamment S1, S4, S5, S6, S8, S10, S12, S13, S14, S15, S16, S18 et S19). Pour la majorité de la cohorte, R_s apparaît ainsi comme le paramètre le plus robustement corrélé entre main et biceps, ce qui en fait un candidat privilégié pour décrire la contribution de l'interface électrode–peau sur le site électrodermal, même si certains sujets présentent des corrélations faibles ou proches de zéro (Voir Table 4.4). Les résistances dérivées R_{01} et R_{02} tendent souvent à suivre un schéma similaire, avec des corrélations positives intermédiaires à élevées pour plusieurs sujets, suggérant qu'une partie de la composante résistive globale est partagée entre les deux emplacements.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

TABLE 4.4 – Coefficients de corrélation concernant les paramètres de Cole ($Rs(EDA)$-$Rs(Biceps)$) pour l'ensemble des sujets.

S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10
0,81	-0,01	0,07	0,54	0,95	0,94	0,04	0,58	-0,03	0,80

S11	S12	S13	S14	S15	S16	S17	S18	S19	S20
-0,16	0,55	0,87	0,76	0,85	0,90	0,20	0,54	0,89	0,17

Les constantes de temps τ_1 et τ_2 présentent, pour de nombreux sujets, des corrélations positives de niveau intermédiaire avec leurs homologues du biceps, indiquant que la dynamique lente modélisée par ces paramètres reste en partie commune aux deux sites, tout en montrant une variabilité inter-sujets plus marquée que R_s. Les fréquences caractéristiques f_{c1} et f_{c2} montrent des corrélations plus hétérogènes, parfois positives, parfois négatives, avec néanmoins des motifs fréquents de relation de signe opposé avec certains Q_{CPE}, en accord avec le rôle conjoint de ces paramètres dans la description de la répartition fréquentielle. Les exposants α_1 et α_2 apparaissent comme les paramètres les plus instables, avec des corrélations de signe et d'amplitude très variables selon les sujets.

Des organisations « en blocs » sont observées chez plusieurs sujets, en particulier S4, S5, S6, S8, S11, S14, S17, S18 et S19, où plusieurs paramètres résistifs et dynamiques évoluent de concert entre sites, par exemple R_s, R_{01}, R_{02} et les constantes de temps τ, tandis que certaines fréquences caractéristiques f_c évoluent à l'inverse des Q_{CPE}. Des corrélations modérées et relativement homogènes sont relevées chez S12 et S13, avec un niveau notablement élevé pour R_s chez S13. Des profils plus mixtes apparaissent chez d'autres sujets (par exemple S2, S3, S7, S9, S10, S17 et S20), avec des inversions de signe selon les paires de paramètres ou un couplage limité à un sous-ensemble de métriques.

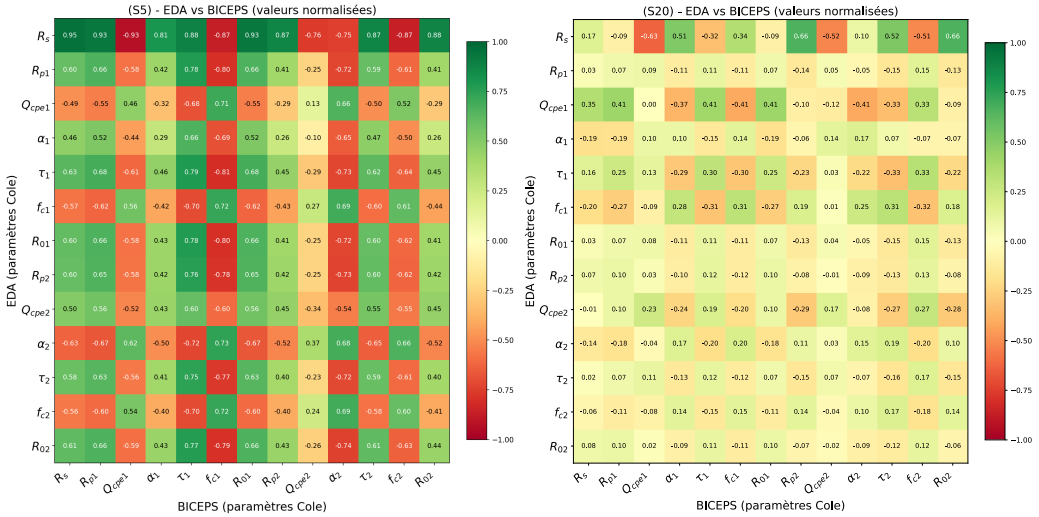

FIGURE 4.13 – Exemple de matrices de corrélation inter-sites pour deux sujets (S5 et S20) parmi les 20 participants, illustrant les coefficients de corrélation entre les paramètres de Cole estimés sur la main et sur le biceps.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Corrélation paramètres de Cole du signal (EDA) et niveau tonique de chaque fréquence (Biceps)

Cette analyse corrèle, pour chaque sujet, les paramètres de Cole estimés sur la main non dominante avec le niveau tonique mesuré au biceps, fréquence par fréquence. Les séries ont été synchronisées, lissées et normalisées. La lecture reste descriptive, par profils de corrélation entre sites. Les données sont illustrées sur l'exemple de deux sujets (S5 et S20) en Figure 4.14, et l'ensemble des matrices pour les 20 sujets est présenté en Annexe F.

Un premier profil montre que R_s suit clairement le niveau tonique du biceps sur l'ensemble des seize fréquences. Ce comportement est observé chez S1, S4, S5, S6, S8, S10, S11, S13, S14, S15, S16, S18 et S19. Ce groupe recouvre en grande partie celui identifié dans l'analyse précédente, où R_s main et R_s biceps présentaient des corrélations inter-sites élevées (Voir Table 4.5). Ce recoupement est cohérent avec l'hypothèse d'une composante résistive commune, d'origine majoritairement d'interface, partagée entre le R_s estimé aux doigts et le niveau tonique mesuré au bras. Dans ce cadre, des corrélations positives des constantes de temps τ_1 et τ_2 et des corrélations le plus souvent négatives de f_{c1} et f_{c2} apparaissent fréquemment, en cohérence avec la relation entre f_c et τ. Les résistances globales R_{01} et R_{02} présentent également, pour plusieurs de ces sujets, des corrélations de module intermédiaire, en accord avec leur contribution résistive commune aux deux sites. Des nuances existent toutefois. S13 est dominé par R_s, avec des corrélations faibles à modérées sur la plupart des autres paramètres. S6 et S10 présentent un motif inversé pour τ et f_c malgré un R_s élevé, avec des τ plutôt négatifs et des f_c plutôt positifs, mais d'amplitude plus modérée que les corrélations observées sur R_s.

TABLE 4.5 – Coefficients de corrélation concernant les paramètres de Cole (R_s(EDA) – $SCL_{724\,Hz}$(Biceps)) pour l'ensemble des sujets.

S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10
0,83	0,08	0,11	0,79	0,92	0,95	-0,13	0,85	0,07	0,96

S11	S12	S13	S14	S15	S16	S17	S18	S19	S20
0,62	0,46	0,91	0,77	0,80	0,90	0,29	0,43	0,79	0,30

Au-delà de R_s, plusieurs paramètres présentent des corrélations structurées entre sites. Des blocs cohérents sont observés chez S2, S3, S4, S5, S11, S15, S17, S18 et S19, avec des τ_1,τ_2, Q_{CPE2} et, dans certains cas, R_0 souvent positifs, et des f_c et α_2 plutôt négatifs. Ce schéma « miroir », avec (τ, Q_{CPE2}, R_0) positifs face à (f_c, α_2) négatifs, se retrouve chez S2, S3, S4, S5, S7, S11, S14, S15, S16, S17, S18 et S19, avec des amplitudes de corrélation variables selon les sujets. S7 illustre une version modérée de ce motif, avec un R_s faible à légèrement négatif mais des τ et un Q_{CPE2} positifs.

Des profils marqués par la fréquence du biceps sont mis en évidence. Chez S8, une tendance nette apparaît, avec des corrélations qui basculent du négatif vers le positif quand la fréquence du biceps augmente, ce qui se traduit par une montée de R_s, R_{p1}, R_0 et des τ, tandis que f_c et α_2 diminuent. Chez S9, le gradient est inverse, avec des

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

corrélations plutôt positives aux basses fréquences du biceps puis une décroissance vers le neutre ou le négatif aux hautes fréquences, tandis que Q_{CPE1} et Q_{CPE2} progressent vers le positif. Des matrices de corrélation peu contrastées ou très spécifiques sont enfin observées chez S12 et S20. S12 présente des niveaux modérés et stables, avec R_s, R_p, Q_{CPE2}, R_0 et τ faiblement à modérément positifs, et f_c, α_2 faiblement négatifs. S20 montre une structure plus faible, avec un R_s qui décroît avec la fréquence, un Q_{CPE1}, un R_0 et un τ_1 qui augmentent légèrement, la majorité des autres coefficients restant proches de zéro.

Pris ensemble avec l'analyse précédente, ces résultats suggèrent que R_s constitue, parmi les paramètres de Cole estimés aux doigts, le candidat le plus robuste pour suivre la contribution d'interface électrode–peau, en particulier pour les sujets chez lesquels R_s corrèle à la fois avec R_s du biceps et avec le niveau tonique du biceps sur l'ensemble des fréquences. Ce lien reste toutefois imparfait et hétérogène entre sujets, et ne permet pas à ce stade de proposer une estimation individuelle directe de l'interface à partir seule de R_s. Néanmoins, une part de l'information d'interface semble accessible via ce paramètre dans les spectres d'impédance enregistrés sur le site électrodermal.

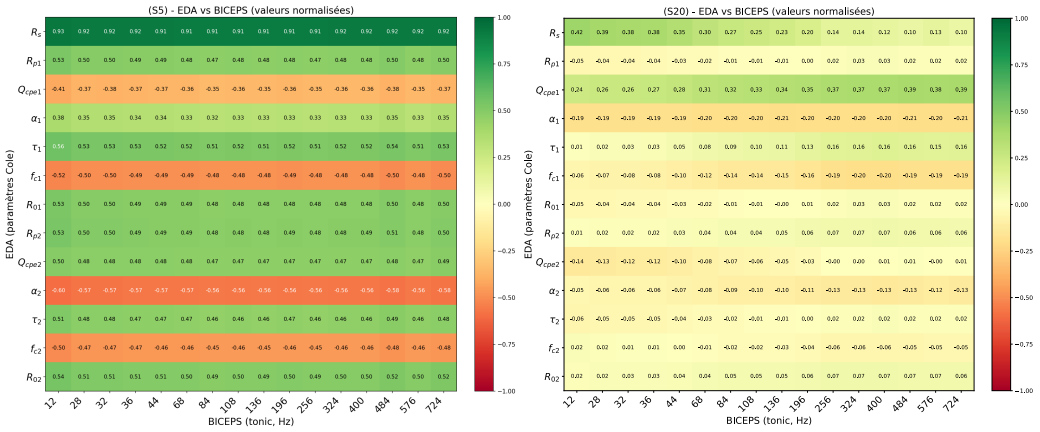

FIGURE 4.14 – Exemple de matrices de corrélation inter-sites pour deux sujets (S5 et S20) parmi les 20 participants, illustrant les coefficients de corrélation entre paramètres de Cole estimés sur la main et niveau tonique sur le biceps.

4.5.3 Conclusion

Dans la première analyse, les matrices de corrélation construites à partir du niveau tonique (SCL) mettent en évidence des profils inter-sites variés. Pour une large part des sujets, des corrélations robustes sont observées, avec le plus souvent une augmentation progressive des coefficients lorsque la fréquence de l'EDA augmente, traduisant une concordance plus marquée aux fréquences élevées. D'autres sujets présentent des profils plus homogènes, avec des niveaux de corrélation modérés et relativement stables sur l'ensemble de la bande fréquentielle. Chez quelques participants, des anticorrélations apparaissent aux fréquences de l'EDA les plus hautes, parfois avec une bascule du négatif vers le positif en fin de bande. Deux sujets se distinguent par un comportement lié à la fréquence du biceps, l'un passant d'un profil plutôt négatif à plutôt positif lorsque la fréquence du biceps augmente, l'autre suivant la tendance inverse. À côté de ces cas, un sujet montre une concordance forte et uniforme sur toute la matrice, deux sujets présentent des corrélations faibles mais croissantes en s'approchant de la fréquence

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

la plus élevée, et un sujet ne présente pas de relation marquée. Cette première lecture décrit ainsi un SCL souvent concordant entre main et biceps, dont l'intensité des corrélations dépend principalement de la fréquence de l'EDA et, plus ponctuellement, de la fréquence du biceps.

La seconde analyse porte sur les paramètres de Cole estimés aux doigts et au biceps. Des corrélations répétées sont retrouvées entre sites pour plusieurs de ces paramètres. Le paramètre R_s apparaît le plus souvent comme le plus fortement lié entre main et biceps, et constitue le paramètre le plus stable. Les constantes de temps τ_1 et τ_2 montrent également, pour de nombreux sujets, des évolutions concordantes entre sites. Les fréquences caractéristiques f_{c1} et f_{c2} présentent des corrélations plus hétérogènes, tandis que les paramètres Q_{CPE2} et α_2 affichent des comportements plus variables, avec des coefficients souvent plus faibles. Chez plusieurs sujets, les paramètres de Cole présentent des corrélations regroupées autour de R_s, alors que chez d'autres sujets les niveaux de corrélation restent faibles ou hétérogènes, sans organisation claire. Cette seconde lecture précise ainsi quels paramètres de Cole contribuent le plus à la concordance inter-sites, avec un rôle particulier de R_s et, dans une moindre mesure, des constantes de temps.

La troisième analyse met en relation les paramètres de Cole estimés aux doigts et le niveau tonique mesuré au biceps. Un motif majoritaire se dégage : les corrélations entre R_s de la main et SCL du biceps augmentent généralement en fonction de l'augmentation de la fréquence. De plus, les constantes de temps τ_1 et τ_2 tendent souvent à suivre la même tendance. Les autres paramètres (f_{c1}, f_{c2}, Q_{CPE2}, α_2) présentent des corrélations plus faibles et plus dispersées selon les sujets. Certains sujets s'écartent toutefois de ce schéma, avec comme exemple deux sujets où les constantes de temps et les fréquences caractéristiques ne suivent pas la tendance principale malgré des corrélations entre le paramètre R_s avec le SCL biceps élevées, deux sujets où les corrélations évoluent fortement avec la fréquence du biceps jusqu'à changer de signe aux fréquences les plus hautes, et un sujet où la corrélation du paramètre R_s avec le SCL du biceps domine largement tandis que les autres paramètres restent peu informatifs. Dans l'ensemble, cette troisième lecture met en évidence un couplage entre SCL au bras et paramètres de Cole obtenus sur les doigts, principalement porté par R_s.

Les trois analyses ne convergent pas vers une concordance globale des signaux entre sites, mais mettent en évidence quelques points de cohérence. La concordance entre le niveau tonique (SCL) palmaire et celui mesuré au biceps reste limitée et dépendante de la fréquence, avec des différences marquées entre basses et hautes fréquences. À l'inverse, le paramètre R_s ressort de manière plus régulière dans les deux analyses utilisant le modèle de Cole, avec des corrélations élevées entre main et biceps et avec le niveau tonique du biceps, en particulier aux fréquences les plus élevées. Ce comportement confirme le résultat obtenu sur les modules d'impédance, où la meilleure concordance entre sites apparaissait déjà en haute fréquence, et suggère que R_s capte une partie de la composante commune lorsque la contribution électrodermale devient faible. Dans ce cadre, le fait que les réponses phasiques disparaissent aux hautes fréquences et que le niveau tonique à haute fréquence ne corrèle plus avec celui à basse fréquence renforce l'hypothèse selon laquelle une fraction de R_s reflète l'interface électrode–peau. L'étude comparative main–biceps indique toutefois que cette interface n'est pas strictement identique entre sites, ce qui se traduit par des profils parfois différents et des corrélations

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

variables selon les sujets et les paramètres. Une activité électrodermale importante, avec de nombreuses réponses phasiques, peut contribuer à faire évoluer le niveau tonique global et, par conséquent, à moduler en partie le paramètre de Cole (R_s). L'ensemble de ces éléments ne permet pas encore de proposer une estimation simple et systématique de l'interface, mais met en avant un petit groupe de fréquences et de paramètres de Cole, en particulier R_s, qui pourra servir de point de départ à des travaux ultérieurs visant à mieux isoler la contribution de l'interface électrode–peau.

4.6 Discussion

Les objectifs de ce chapitre étaient de vérifier la validité des modèles d'ajustements considérés, préciser la dépendance fréquentielle des composantes de l'activité électrodermale sur des enregistrements in vivo, et enfin investiguer la part mesurée attribuable à l'activité électrodermale et celle liée à l'interface électrode-peau. Trois études complémentaires ont été menées pour tenter d'apporter des réponses à chacun de ces trois objectifs : (i) la validité comparative des modèles à une et deux constantes de temps dans une configuration à contre-électrode de grande surface ; (ii) la dépendance fréquentielle des composantes phasique et tonique sur le site de référence et la lecture du niveau tonique sur le biceps ; (iii) la recherche de métriques communes entre sites par corrélations multifréquences et par paramètres de Cole, en vue d'identifier une signature de l'interface électrode-peau.

Dans la configuration à contre-électrode, l'ajustement à une constante de temps a présenté des limites récurrentes avec des erreurs moyennes élevées et des estimations non recevables sur R_s. À l'inverse, l'ajustement à deux constantes a montré des erreurs faibles et stables sur $\mathrm{Re}(Z)$, $-\mathrm{Im}(Z)$ et $|Z|$, avec des paramètres de Cole réalistes et des séries temporelles sans dérive marquée. Les courbes normalisées ont mis en évidence, aux plus hautes fréquences, un bruit prononcé côté contre-électrode qui masque la tendance du signal et réduit mécaniquement les corrélations entre montages, alors que la dynamique sous-jacente demeure similaire. Une concordance temporelle élevée est conservée jusqu'à environ 256 Hz lorsque le rapport signal-bruit reste favorable démontrant ainsi la ressemblance des signaux entre eux. L'ensemble soutient que la structure à deux constantes correspond à deux phénomènes de relaxation et non à la somme de deux interfaces, y compris lorsque l'interface de retour est fortement atténuée. L'hypothèse « deux arcs = deux interfaces » est ainsi écartée au profit de deux phénomènes distincts présents dans le signal mesuré.

Sur le site de référence, une dépendance fréquentielle nette est observée. Les amplitudes des réponses phasiques diminuent lorsque la fréquence augmente, puis se stabilisent au-delà d'environ 300 Hz. À ces fréquences, les variations phasiques deviennent du même ordre de grandeur que le bruit de mesure et ne peuvent plus être distinguées de manière fiable. Dans ce jeu de données, l'extinction éventuelle de la composante phasique ne peut donc pas être démontrée de façon formelle, la limite venant du bruit aux hautes fréquences. Néanmoins, une diminution progressive des réponses phasiques à mesure que la fréquence augmente, jusqu'à un niveau proche de zéro, reste toutefois une hypothèse plausible, qui ne pourrait être confirmée qu'avec une séparation plus fine entre signal et bruit. Concernant les amplitudes des SCR, les plus élevées sont systématiquement en basse fréquence, avec au sein de chaque sujet une amplitude la

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

plus élevée observée à 12 Hz. Le niveau tonique normalisé présente deux profils mais converge, dans les deux cas, vers des niveaux faibles aux plus hautes fréquences. La courbe des maxima des niveaux toniques par fréquence montre un plateau bas au-delà de 300 à 400 Hz. Ces résultats semblent indiquer que l'observation utile pour l'EDA doit être privilégiée en dessous d'environ 100 à 150 Hz, les bandes plus hautes devenant faiblement informatives dans ce jeu de données. Sur le biceps, aucune réponse phasique reproductible n'a été mise en évidence et une décroissance puis une stabilisation toniques ont été observées, ce qui est cohérent avec une contribution majoritairement liée à l'interface électrode-peau.

Étant donné que les signaux obtenus sur le biceps sont essentiellement représentatifs de l'interface électrode–peau, tandis que ceux collectés sur les phalanges la combinent avec les variations liées à l'activité sudomotrice, des corrélations inter-sites ont été employées dans le but d'éclairer la part d'interface. Les matrices du niveau tonique (SCL main–biceps) ont mis en évidence des corrélations qui se renforcent souvent aux hautes fréquences, ce qui suggère qu'une proportion croissante du signal devient commune aux deux sites à mesure que la fréquence augmente. Les paramètres de Cole viennent préciser ces observations et apportent un éclairage complémentaire sur le lien entre main et biceps. Certaines métriques montrent des corrélations inter-sites marquées, en particulier R_s. Ce comportement suggère qu'une partie de l'information liée à l'interface électrode–peau reste présente dans les spectres mesurés aux phalanges, bien que le signal y soit majoritairement soumis à l'activité sudomotrice. Le paramètre R_s a démontré une corrélation forte entre EDA et biceps chez une grande partie des participants, ce qui en fait un candidat prioritaire pour représenter une composante commune d'interface. Enfin, la corrélation « paramètres de Cole à la main » versus « SCL au biceps » a confirmé que R_s suit clairement le tonique biceps sur de nombreux sujets, avec des paramètres (τ, Q_{CPE}) souvent positifs et des comportements plus nuancés d'un participant à l'autre. Pris ensemble, ces éléments désignent des métriques communes susceptibles d'isoler la composante d'interface et d'en préparer l'estimation puis la soustraction sur le site de référence, tout en rappelant que ce schéma n'est pas strictement universel et que certains profils individuels s'en écartent.

Plusieurs limites et perspectives se dégagent. Les acquisitions ont été réalisées en condition standard sur une heure, sans protocole spécifique de stimulation ni phases explicitement consacrées à l'absence de réponse électrodermale, ce qui laisse l'ouverture à des explorations futures sur des protocoles contrôlés, alternant périodes stables et séquences avec SCR clairement identifiables. Une adaptation initiale a été observée sur certaines séries avec une tendance à la stabilisation autour de 1000 s concernant les variations relatives du niveau tonique, qui mériterait d'être étudiée plus en détail pour distinguer ce qui relève de la stabilisation de l'électrode, de l'hydratation locale ou d'une véritable évolution du tonus sympathique. La variabilité entre sujets et le bruit important aux hautes fréquences justifient des vérifications supplémentaires de reproductibilité, par des acquisitions répétées et éventuellement par une augmentation du nombre de participants.

Les différences de structure et de propriétés électriques entre phalanges et biceps constituent une autre source de limite. La conductivité de base, l'épaisseur de la peau, la présence de poils, le temps nécessaire à l'absorption du gel ou à la stabilisation du contact électrode–peau peuvent différer sensiblement entre les deux sites. Pour certains

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

sujets, une constitution de peau particulière ou une dynamique locale d'adaptation des électrodes pourrait modifier la part d'interface observée et contribuer à l'absence de corrélations nettes. Dans ce contexte, l'usage du biceps comme site de référence apparaît pertinent pour approcher expérimentalement l'interface, mais ne garantit pas que cette interface soit strictement identique à celle des phalanges. Ce point limite la généralisation directe des résultats et demande des études complémentaires sur d'autres sites pauvres en glandes eccrines mais plus proches des doigts en termes de conductivité et d'épaisseur, ou pour des comparaisons multi-sites chez les mêmes sujets.

Les résultats obtenus suggèrent néanmoins plusieurs directions claires. L'analyse fréquentielle indique que les fréquences basses, en dessous d'environ 100–150 Hz, concentrent la majeure partie de l'information utile pour l'EDA. À l'inverse, les bandes plus hautes deviennent rapidement faiblement informatives et largement influencées par l'interface. Le comportement observé en configuration à contre-électrode et sur les enregistrements in vivo appuie l'adoption du modèle à deux constantes de temps pour décrire les spectres sur la bande étudiée. Les corrélations SCL main–biceps aux hautes fréquences, associées aux liens répétés entre le paramètre de Cole R_s et le niveau tonique du biceps, désignent R_s comme une piste solide pour approcher l'information liée à l'interface électrode–peau à partir des mesures réalisées aux phalanges. Cette interprétation reste toutefois dépendante du sujet et ne permet pas encore une estimation individuelle directe de l'interface. Les étapes suivantes consisteront à formaliser une estimation robuste de la contribution d'interface à partir des métriques communes, à tester sa soustraction sur le site de référence et à évaluer le gain d'interprétation sur les composantes électrodermales ainsi isolées. Ce chapitre, à caractère exploratoire, ouvre ainsi des pistes concrètes pour une modélisation plus précise de l'interface électrode–peau et pour une intégration ultérieure de ces corrections dans des analyses EDA multifréquentielles.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

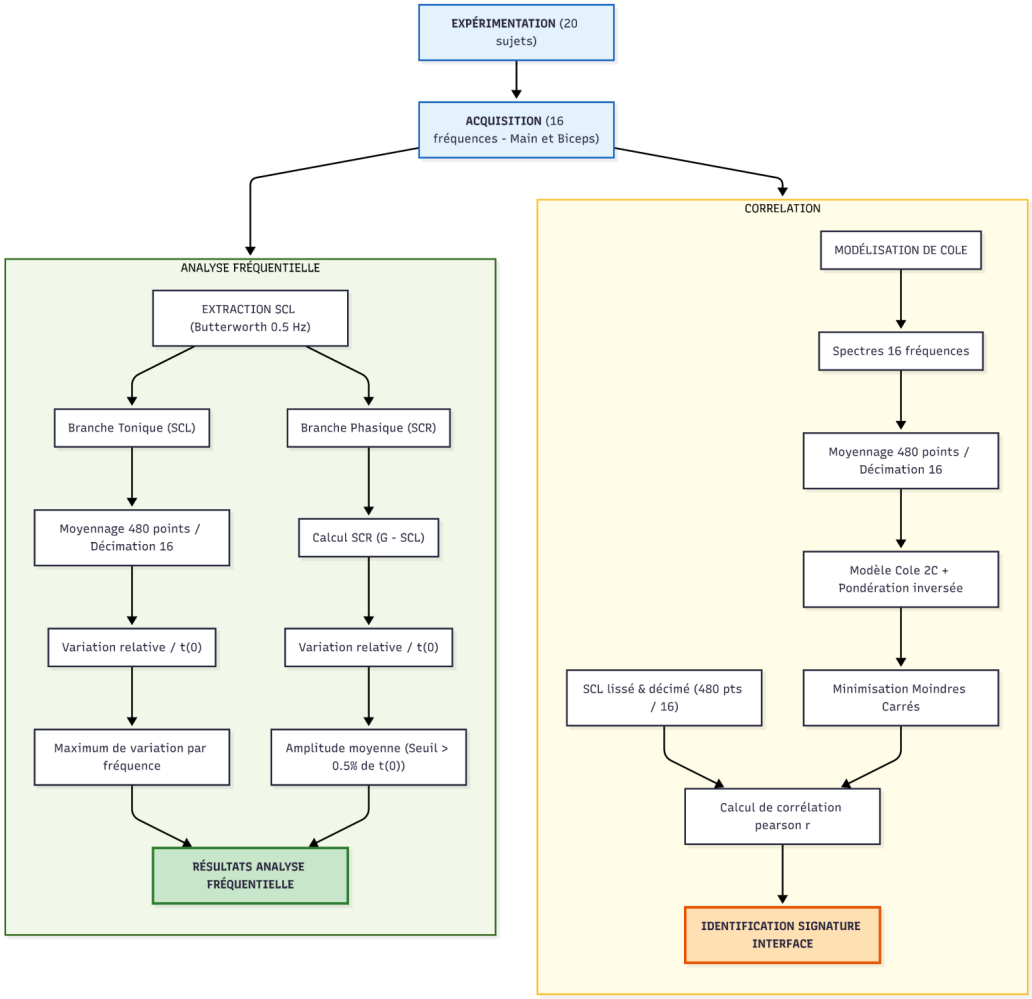

FIGURE 4.15 – Schéma global de l'étude, de l'acquisition multifréquentielle au traitement (SCL/SCR, Cole) et aux analyses de corrélation.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

CHAPITRE 5

Discussion et conclusion

Cette thèse se place dans un contexte où l'activité électrodermale est largement utilisée comme marqueur de l'activation du système nerveux autonome, alors que le signal effectivement mesuré reste le résultat d'un compromis entre simplicité instrumentale et complexité physiologique. La plupart des dispositifs actuels utilisent une seule fréquence d'excitation, en configuration à deux électrodes, et produisent une mesure de conductance ou d'impédance globale qui combine, sans distinction réelle, les contributions de l'interface électrode–peau, des couches superficielles et profondes de la peau, ainsi que des variations liées à la sudation. La littérature décrit cette situation [2, 50], mais propose principalement des approches monofréquence et des modèles appliqués basés sur les observations. Le travail présenté ici visait à dissocier les contributions de l'interface et de la composante électrodermale, et à introduire une approche multifréquentielle et multi-sites, en associant un capteur dédié, un outil d'analyse paramétrique et des protocoles in vivo ciblés, afin de mieux comprendre la nature du signal d'EDA mesuré en surface entre interface et composante électrodermale.

La première étape a consisté à évaluer un instrument capable de fournir des mesures fiables et continues sur une bande de fréquences adaptée à la peau. Le dispositif conçu au laboratoire injecte un signal multisinusoïdal sur 16 fréquences entre 10 Hz et 1000 Hz, puis estime en continu la partie réelle et la partie imaginaire de l'impédance à chacune des fréquences. La validation effectuée d'abord sur des circuits passifs puis sur peau humaine visait à garantir la fiabilité des mesures avant toute interprétation physiologique. Cette étape s'est avérée nécessaire, car elle a mis en évidence les limitations de la version initiale du capteur et a permis, par un processus itératif, son amélioration continue tout au long des travaux de la thèse. Les résultats finaux montrent un accord satisfaisant avec les valeurs théoriques sur des fantômes de type R_s en série avec une branche parallèle R_p–C_p, ainsi qu'une concordance élevée avec un analyseur de laboratoire sur la peau au repos. Les erreurs relatives restent faibles sur la majeure partie de la bande, et des corrections instrumentales ciblant les décalages temporels ont permis de limiter les dérives observées aux hautes fréquences.

Cette validation fixe cependant un cadre précis. La bande 10 à 1000 Hz et les 16 fréquences disponibles représentent un compromis nécessaire pour conserver un dispositif portable, peu intrusif et capable de suivre en continu des variations d'impédance. Ce

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

choix délimite une zone de mesure de bonne qualité, mais en laisse une plus fragile : aux plus hautes fréquences, notamment au-delà de quelques centaines de hertz, les erreurs relatives augmentent sur la partie imaginaire, ce qui réduit la confiance des interprétations dans ce domaine. La densité fréquentielle reste limitée à 16 points, ce qui restreint l'information exploitable pour reconstruire des arcs de Nyquist complexes. Une partie de la discussion sur les modèles doit ainsi être replacée dans le contexte de cette contrainte instrumentale.

Sur cette base, un second volet du travail a porté sur la mise au point d'un outil d'analyse automatique permettant de modéliser chaque spectre par un modèle paramétrique. Le modèle de Cole a été retenu, en raison de son usage courant en bio-impédance et de sa capacité à représenter des arcs de Nyquist abaissés par un paramètre d'exposant. L'algorithme développé ajuste ce modèle sur chaque spectre à l'aide d'une optimisation non linéaire pondérée, avec une pondération fréquentielle optimisée sur des fantômes électroniques puis réutilisée sur la peau. Cette étape place tous les spectres dans un espace de paramètres commun, ce qui facilite la comparaison entre sujets, sites et conditions, mais ne constitue pas pour autant une description biophysique complète de la peau.

Les variantes à une, deux et trois constantes de temps ont été testées de manière systématique. La version à une seule constante de temps se révèle trop restrictive pour la bande considérée, les erreurs d'ajustement restent significatives avec certains paramètres dérivant vers des valeurs non physiques, comme une résistance série négative pour certains spectres. Le modèle à deux constantes de temps, en revanche, réduit les erreurs d'ajustement à des niveaux faibles, fournit des paramètres relativement stables au cours du temps et reproduit correctement la forme des diagrammes de Nyquist sur fantômes électroniques comme sur la peau. L'ajout d'une troisième constante de temps n'améliore pas les performances d'ajustement et met en évidence des problèmes d'identifiabilité, avec des paramètres fortement corrélés qui convergent souvent vers les limites fixées.

Cette difficulté à utiliser un modèle à trois constantes de temps ne démontre pas pour autant que la description des données d'impédance sous la forme de structures électriques se limite à un nombre de deux. Une explication plausible repose d'abord sur des limites instrumentales : la bande de fréquences 10 à 1000 Hz utilisée pourrait ne pas couvrir l'ensemble des fréquences de coupure associées aux différents phénomènes cutanés, et le nombre limité de fréquences mesurées par le capteur pourrait également constituer une source de limitation. Une constante de temps très lente peut produire un arc dont seule la partie haute fréquence se projette dans la fenêtre de mesure, avec une forme très proche d'une simple résistance série. À l'autre extrémité, une constante de temps très rapide pourrait se manifester principalement au-delà de 1 kHz, de sorte que seule une partie atténuée de sa réponse serait visible dans la bande explorée. La densité fréquentielle limitée ne favorise pas la séparation de phénomènes dont les constantes de temps sont proches. Dans ce contexte, la bande restreinte et la proximité de certaines constantes de temps peuvent conduire à une superposition de plusieurs phénomènes dans le spectre, qui sont alors décrits, en pratique, par un nombre réduit de constantes de temps. Le modèle à deux constantes de temps exploité dans la thèse représente ainsi un compromis entre complexité et information disponible, plutôt qu'une traduction directe d'un nombre exact de mécanismes.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Le recours au modèle de Cole constitue lui-même un choix parmi d'autres possibilités de modélisation. De nombreux travaux en bio-impédance utilisent des modèles de type Cole ou de type Schwan [10, 69], dans lesquels la réponse électrique du tissu est décrite par une ou plusieurs relaxations caractérisées par une constante de temps et un comportement dispersif. D'autres approches historiques, comme les modèles de Fricke [78], représentent les tissus par des réseaux *RC* inspirés de la structure cellule–membrane–milieu. Des méthodes plus récentes, de type *DRT* (Distribution of Relaxation Times) [79, 80], décrivent le milieu non plus à l'aide de quelques constantes de temps, mais à l'aide d'une distribution continue de temps de relaxation, équivalente à un grand nombre de petites branches *RC* réparties sur un large éventail de τ. Ces approches peuvent, en principe, rendre compte de manière plus fine de la forme des spectres, mais nécessitent davantage de paramètres, une bande de fréquence plus large et un nombre de points en fréquence plus élevé. Le choix de se limiter au modèle de Cole, dans une version à une, deux et trois constantes de temps, répondait à un objectif de robustesse et d'automatisation sur de grandes quantités de données. Les résultats obtenus ne permettent pas de conclure que ce modèle serait unique ou optimal au sens physiologique. Une prolongation logique de ce travail consisterait à appliquer et comparer différentes approches de modélisation sur les mêmes données, issues à la fois du capteur in vivo et de mesures sur circuits fantômes.

La question de l'interprétation des constantes de temps identifiées reste centrale. Le modèle à deux constantes de temps ajuste systématiquement mieux les spectres mesurés que la variante à une seule constante. Une lecture naïve consisterait à associer directement chaque arc à une structure distincte, par exemple une interface électrode–peau d'un côté et un réseau de glandes sudoripares de l'autre. Les résultats invitent à une vision plus nuancée. La configuration à deux électrodes appliquées sur la main combine en série les interfaces aux deux électrodes et les tissus sous-jacents. Les arcs observés reflètent donc un mélange de contributions provenant de l'interface, du *stratum corneum* et des couches plus profondes.

Les valeurs des paramètres donnent des indices supplémentaires. Les résistances parallèles associées aux deux branches se situent dans des gammes élevées, typiquement au-delà de plusieurs dizaines de kΩ pour la majorité des sujets. La littérature décrit au contraire des couches profondes (derme, hypoderme, muscle) nettement plus conductrices, avec une résistivité beaucoup plus faible que celle du *stratum corneum*, qui présente une conductivité limitée en raison de sa faible teneur en eau et de sa structure hydrophobe [81]. Plusieurs travaux montrent que, en configuration bipolaire, la majeure partie de l'impédance mesurée à basse fréquence est portée par les couches les plus externes, le *stratum corneum* dominant largement la réponse globale, tandis que la contribution de la peau viable et des tissus sous-cutanés reste faible dans cette gamme de fréquences [50, 82]. L'association d'un R_p élevé aux deux branches, dans la bande 10 à 800 Hz, suggère donc une contribution prépondérante de l'interface et des couches superficielles, plutôt qu'une exploration détaillée des tissus profonds. Les travaux consacrés spécifiquement à l'impédance du *stratum corneum* décrivent par ailleurs des comportements complexes, avec plusieurs régimes de réponse et des contributions multiples au sein de cette couche, en fonction de l'hydratation, de l'état de la barrière cutanée ou de la structure locale [83]. Des études issues du groupe de Grimnes et Martinsen indiquent que la peau en configuration de surface peut présenter plu-

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

sieurs relaxations déjà au niveau du *stratum corneum* [84]. Dans ce contexte, les deux constantes de temps mises en évidence par le modèle de Cole peuvent être interprétées, avec prudence, comme des relaxations principalement liées à l'interface et au *stratum corneum*, plutôt que comme un accès direct aux propriétés électriques des tissus plus profonds. La configuration « une électrode », dans laquelle une grande électrode de retour est utilisée pour réduire l'impact de l'interface opposée, apporte un élément supplémentaire. Les spectres obtenus dans cette configuration restent mal décrits par un modèle à une constante de temps et conservent un second arc visible avec le modèle à deux constantes. La seconde constante de temps ne semble donc pas issue uniquement de la seconde interface, même si cette interface contribue encore à la mesure. La branche supplémentaire représente plutôt l'effet combiné de plusieurs phénomènes tissulaires et d'interface, condensés dans un arc de cercle dans la bande accessible.

L'analyse multi-sites poursuit le même objectif de clarification en s'appuyant sur des différences de physiologie locale. La main présente une densité importante de glandes eccrines directement impliquées dans l'EDA. Le biceps, utilisé comme second site, contient nettement moins de glandes sudoripares actives dans les mêmes conditions. Le choix de ce site résulte lui-même d'un compromis : en effet des essais préliminaires avaient ciblé le front, dont la conductivité et l'épaisseur cutanée se rapprochent davantage de celles des doigts. Ce site présente cependant une activité thermorégulatrice eccrine très marquée. Lors des périodes de chaleur estivale, des variations de température ambiante ont induit des changements importants de sudation au niveau du front, avec des dérives lentes du signal difficiles à dissocier des effets recherchés. Le biceps offre une alternative plus stable du point de vue thermorégulateur, avec peu de glandes eccrines engagées dans les mêmes conditions, au prix de différences de conductivité, d'épaisseur cutanée et de structure tissulaire par rapport aux doigts. Les spectres mesurés au biceps ne constituent donc pas une pure mesure de l'interface, mais un mélange où la contribution d'interface prend un poids plus important et où l'EDA joue un rôle plus limité. La répartition des points dans les diagrammes de Nyquist va dans ce sens, avec des points fréquemment décalés vers la gauche du demi-cercle, des valeurs de partie imaginaire relativement élevées et un comportement global plus capacitif, compatible avec une contribution d'interface dominante. Ces différences de conductivité, d'épaisseur et de structure peuvent aussi expliquer certaines corrélations plus faibles ou absentes entre main et biceps pour certains sujets. Une absence de corrélation forte ne traduit donc pas nécessairement l'absence de composante d'interface commune, mais peut refléter le fait que cette composante s'exprime différemment selon le site, l'épaisseur de la peau, le temps nécessaire à la stabilisation de l'électrode ou l'absorption du gel conducteur.

Les résultats obtenus avec ces deux sites montrent une organisation claire de l'information en fréquence. Sur la main, les réponses phasiques associées à des événements électrodermaux se situent majoritairement dans le bas de la bande. Leur amplitude relative décroît rapidement avec la fréquence, jusqu'à devenir faible au-delà de quelques centaines de hertz. Dans la partie haute de la bande, les réponses observées se rapprochent du niveau de bruit, au point que de petites variations phasiques demeurent difficiles à distinguer de la variabilité instrumentale. Un filtrage ou une réduction de bruit plus avancés pourraient probablement faire apparaître certaines réponses résiduelles, mais la tendance globale suggère qu'une poursuite de la fréquence au-delà

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

de la bande actuelle conduirait à des amplitudes de plus en plus proches de zéro. La composante tonique présente également des variations plus importantes aux basses fréquences et tend à se stabiliser dans la partie haute. Une différence nette se dessine entre les fréquences basses, par exemple autour de 12 Hz, et les fréquences hautes comme 724 Hz. Les niveaux toniques à 724 Hz montrent des variations faibles et des profils qui se rapprochent du comportement observé au biceps, alors que la fréquence 12 Hz conserve une dynamique plus marquée et une évolution différente.

L'analyse des niveaux toniques multi-fréquences avant tout ajustement par le modèle de Cole renforce cette observation. En corrélant les séries de SCL entre la main et le biceps, fréquence par fréquence, plusieurs profils sont apparus. Pour un sous-groupe de sujets, les corrélations restent modestes aux basses fréquences puis augmentent progressivement avec la fréquence, jusqu'à atteindre des valeurs élevées aux fréquences les plus hautes. Cette augmentation de la similarité SCL(main)–SCL(biceps) lorsque la fréquence augmente suggère qu'une part croissante du signal mesuré sur la main devient commune au biceps, donc compatible avec une composante d'interface dominante aux hautes fréquences. D'autres sujets présentent des corrélations plus homogènes ou des profils plus complexes, mais la tendance générale reste cohérente avec une convergence main–biceps dans la partie haute de la bande. Sur le biceps, aucune réponse phasique reproductible n'apparaît dans les conditions étudiées, et les variations du tonique suivent une décroissance avec la fréquence puis un plateau. Les spectres mesurés sur ce site et la forme de leurs diagrammes de Nyquist renforcent le rôle de ce site comme référence principalement interfaciale.

L'exploitation des paramètres du modèle de Cole dans ce cadre multifréquentiel et multi-sites apporte un niveau d'analyse supplémentaire. Les corrélations observées entre les paramètres ajustés aux doigts et au biceps, ainsi qu'entre ces paramètres et le niveau tonique mesuré au biceps, ont montré qu'une partie de la dynamique des paramètres sur la main suivait étroitement une composante présente aussi sur le site de référence. La résistance série R_s constitue un exemple particulièrement marqué : pour une part importante des sujets, R_s mesuré sur la main corrèle fortement avec R_s au biceps et avec le niveau tonique de ce site sur une large partie de la bande de fréquences. Cette cohérence inter-sites, beaucoup plus nette que pour d'autres paramètres, place R_s parmi les candidats les plus probables pour représenter une composante primaire liée à l'interface électrode–peau et aux couches superficielles. Une séparation ultérieure en composantes tonique et phasique, appliquée à R_s, pourrait confirmer cette hypothèse, par exemple en montrant une composante phasique faible ou quasi absente et un profil tonique très proche de celui observé sur le biceps. Un tel résultat rapprocherait encore davantage R_s du comportement d'un site principalement lié à l'interface électrode-peau et renforcerait son rôle potentiel comme indicateur de l'interface dans un schéma de correction du signal EDA. D'autres paramètres, en particulier certaines constantes de temps, suivent le même schéma de corrélation, alors que d'autres se révèlent moins stables. Cette observation renforce l'idée qu'une partie du modèle capture une composante commune interprétable comme interface et couches superficielles, superposée à la composante plus spécifiquement électrodermale.

Les analyses proposées dans ces travaux sont principalement descriptives. Les corrélations identifiées indiquent des directions de recherche, sans constituer encore un modèle de séparation explicite entre interface et EDA. Une perspective constitera entre

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

autres à traiter les séries temporelles des paramètres du modèle. Une décomposition en composantes toniques et phasiques, appliquée par exemple à R_s, aux résistances parallèles et aux constantes de temps, permettrait d'évaluer quelles branches du modèle présentent des réponses rapides synchrones des SCR, et lesquelles restent associées à des variations lentes communes au biceps. La mise en relation de ces composantes avec des protocoles contrôlés, sollicitant ou non l'EDA, offrirait une compréhension plus fine de la contribution de chaque branche.

Des méthodes de traitement du signal plus avancées pourraient également être mobilisées pour mieux caractériser les liens entre main et biceps. Des analyses de cohérence spectrale ou de cohérence en ondelettes, appliquées aux séries multi-fréquences, permettraient de quantifier la part de dynamique commune entre les deux sites sur différentes échelles de temps et de fréquence. Des analyses en composantes principales appliquées aux signaux ou aux paramètres de modèle pourraient faire émerger des directions principales de variation communes aux deux sites, alors que des approches de corrélation canonique chercheraient des combinaisons linéaires de variables à la main et au biceps maximisant leur dépendance mutuelle. Des méthodes de type analyse en composantes indépendantes ou *joint ICA* pourraient séparer des composantes partagées entre les deux sites de composantes plus spécifiques à la main. Des modèles de régression multivariée ou de type PLS, prenant les séries multi-fréquences du biceps comme variables explicatives et celles de la main comme variables à prédire, permettraient d'estimer explicitement la part du signal de la main qui peut être reconstruite à partir du biceps et d'interpréter cette part comme une estimation de la composante d'interface. L'ensemble de ces techniques vise à dépasser la corrélation simple pour isoler, dans un cadre plus structuré, les dimensions principalement portées par l'interface par rapport à celles qui restent spécifiques à l'activité électrodermale.

De plus, les protocoles utilisés dans ce travail de thèse sont restés centrés sur des situations de type repos ou activité modérée, avec des réponses EDA parfois présentes mais rarement calibrées, et la variabilité entre participants ajoute une dimension supplémentaire. Certains sujets présentent des niveaux moyens de conductance cutanée autour de quelques µS, d'autres atteignent plusieurs dizaines de µS, avec des amplitudes de réponses très différentes. Cette hétérogénéité affecte à la fois les mesures brutes et les paramètres du modèle. Des protocoles futurs pourraient tirer parti de cette diversité inter-sujets en tenant explicitement compte du niveau de conductance de base. Des groupes de sujets présentant des niveaux toniques faibles, intermédiaires ou élevés pourraient être comparés, afin d'examiner si des similitudes ou des différences apparaissent entre groupes et au sein des groupes, aussi bien sur l'amplitude des réponses que sur le niveau tonique et la répartition des réponses aux différentes fréquences.

L'ajout de signaux physiologiques complémentaires représente une autre perspective importante. Des mesures de flux sanguin local, par photopléthysmographie, ainsi que des mesures de fréquence cardiaque ou de variabilité de la fréquence cardiaque fourniraient des repères indépendants sur l'état du système nerveux autonome. Des protocoles alternant des périodes volontairement stables, sans stimulation, et des séquences avec des réponses électrodermales bien identifiées fourniraient un terrain d'observation particulièrement riche pour analyser comment les différents paramètres, aux différentes fréquences, réagissent ou restent inchangés. La comparaison de ces réactions en fonction de la conductivité de base de la peau, du site de mesure et du type d'électrode,

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

permettrait de mieux caractériser les conditions de validité des modèles proposés.

Le choix du type d'électrode représente un levier direct sur l'interface électrode–peau. Les résultats présentés reposent sur un seul modèle d'électrode de surface. Des travaux futurs pourraient introduire des électrodes gélifiées, sèches ou textiles et comparer, sur les mêmes protocoles, l'évolution des paramètres de Cole et de la répartition fréquentielle des réponses lorsque les propriétés d'interface sont modifiées de manière contrôlée. Une électrode plus polarisable serait par exemple attendue comme modifiant principalement les paramètres de Cole associés à la branche d'interface, sans affecter de la même façon les réponses phasiques mesurées sur la main. L'observation de différences systématiques entre types d'électrodes aiderait à attribuer plus clairement certaines branches du modèle à l'interface électrode–peau et d'autres à des phénomènes plus directement liés à la sudation.

En résumé, le travail réalisé montre qu'un capteur multifréquentiel associé à un modèle de Cole à deux constantes de temps permet de décrire de manière robuste les spectres d'impédance cutanée dans la bande 10 à 1000 Hz et d'explorer la répartition fréquentielle de l'EDA. Les résultats mettent également en évidence que le choix d'une fréquence unique d'analyse peut modifier l'interprétation du niveau tonique : des différences notables d'amplitude et de profil apparaissent entre fréquences basses et hautes, alors que les réponses phasiques restent globalement détectables de manière cohérente sur les fréquences les plus basses, avant de devenir difficilement distinguables du bruit au-delà de quelques centaines de hertz. La démarche met en évidence les apports de cette approche en termes de cartographie fréquentielle, de mise en évidence d'une composante commune entre sites, et de caractérisation de la structure temporelle du signal, mais souligne aussi les limites liées à la bande restreinte, à la densité fréquentielle limitée, au choix d'un modèle unique, et à l'absence de mesures physiologiques indépendantes. Ces limites dessinent un espace de travail pour les développements futurs, qui pourront viser une meilleure séparation des composantes d'interface et d'EDA, une comparaison plus large des modèles, une intégration plus poussée d'autres signaux physiologiques et une validation en conditions de stimulation contrôlée.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Bibliographie

[1] H. D. Critchley. “Electrodermal responses: what happens in the brain.” *The Neuroscientist : a review journal bringing neurobiology, neurology and psychiatry*, vol. 8 2, 2002, 132–42p.

[2] W. Boucsein. “Electrodermal activity, 2nd ed.” 2012.

[3] H. D. Critchley, R. Elliott, C. Mathias, and R. J. Dolan. “Neural Activity Relating to Generation and Representation of Galvanic Skin Conductance Responses: A Functional Magnetic Resonance Imaging Study.” *The Journal of Neuroscience*, vol. 20, 2000, pp. 3033–3040.

[4] W. Boucsein, D. C. Fowles, S. Grimnes, G. Ben-Shakhar, W. T. Roth, M. E. Dawson, and D. L. Filion. “Publication recommendations for electrodermal measurements.” *Psychophysiology*, vol. 49 8, 1981, pp. 1017–34.

[5] H. F. Posada-Quintero and K. H. Chon. “Innovations in Electrodermal Activity Data Collection and Signal Processing: A Systematic Review.” *Sensors (Basel, Switzerland)*, vol. 20, 2020.

[6] M. E. Dawson, A. M. Schell, and D. L. Filion. “The electrodermal system.” 2007.

[7] Ø. G. Martinsen and S. Grimnes. “Bioimpedance and Bioelectricity Basics.” 2000.

[8] A. Greco, G. Valenza, and E. P. Scilingo. “Advances in Electrodermal Activity Processing with Applications for Mental Health.” *Cambridge International Law Journal*. 2016.

[9] T. Yamamoto and Y. Yamamoto. “Electrical properties of the epidermal stratum corneum.” *Medical & biological engineering*, vol. 14 2, 1973, pp. 151–8.

[10] K. S. Cole. “PERMEABILITY AND IMPERMEABILITY OF CELL MEMBRANES FOR IONS.” *Cold Spring Harbor Symposia on Quantitative Biology*, vol. 8, 1940, pp. 110–122.

[11] M. F. Bear, B. W. Connors, and M. A. Paradiso. “Neuroscience: Exploring the Brain.” 1996.

[12] E. E. Benarroch. “The central autonomic network: functional organization, dysfunction, and perspective.” *Mayo Clinic proceedings*, vol. 68 10, 1993, pp. 988–1001.

[13] A. D. Loewy and K. M. Spyer. “Central regulation of autonomic functions.” 1990.

[14] C. B. Saper. “The central autonomic nervous system: conscious visceral perception and autonomic pattern generation.” *Annual review of neuroscience*, vol. 25, 2002, pp. 433–69.

[15] G. G. Berntson, J. T. Cacioppo, and K. S. Quigley. “Autonomic determinism: the modes of autonomic control, the doctrine of autonomic space, and the laws of autonomic constraint.” *Psychological review*, vol. 98 4, 1991, pp. 459–87.

[16] J. F. Thayer and R. D. Lane. “A model of neurovisceral integration in emotion regulation and dysregulation.” *Journal of affective disorders*, vol. 61 3, 2000, pp. 201–16.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

[17] F. Shaffer and J. P. Ginsberg. “An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms.” *Frontiers in Public Health*, vol. 5, 2017.

[18] G. A. R. del Paso, W. A. Langewitz, L. J. M. Mulder, A. M. van Roon, and S. Duschek. “The utility of low frequency heart rate variability as an index of sympathetic cardiac tone: a review with emphasis on a reanalysis of previous studies.” *Psychophysiology*, vol. 50 5, 2013, pp. 477–87.

[19] H.-G. Kim, E. J. Cheon, D. S. Bai, Y. H. Lee, and B.-H. Koo. “Stress and Heart Rate Variability: A Meta-Analysis and Review of the Literature.” *Psychiatry Investigation*, vol. 15, 2018, pp. 235–245.

[20] J. R. Carter and C. A. Ray. “Sympathetic neural responses to mental stress: responders, nonresponders and sex differences.” *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology*, vol. 296 3, 2009, H847–53.

[21] J. F. Thayer, S. S. Yamamoto, and J. F. Brosschot. “The relationship of autonomic imbalance, heart rate variability and cardiovascular disease risk factors.” *International journal of cardiology*, vol. 141, no. 2, 2010, pp. 122–131.

[22] M. Malik, J. T. Bigger, A. J. Camm, R. E. Kleiger, A. Malliani, A. J. Moss, and P. J. Schwartz. “Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use.” *European Heart Journal*, vol. 17, 1996, pp. 354–381.

[23] G. G. Berntson, J. T. Bigger, D. L. Eckberg, P. Grossman, P. G. Kaufmann, M. Malik, H. N. Nagaraja, S. W. Porges, J. P. Saul, P. H. Stone, and M. W. V. D. MOLEN. “Heart rate variability: origins, methods, and interpretive caveats.” *Psychophysiology*, vol. 34 6, 1997, pp. 623–48.

[24] S. Ismail, U. Akram, and I. Siddiqi. “Heart rate tracking in photoplethysmography signals affected by motion artifacts: a review.” *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, vol. 2021, 2021, pp. 1–27.

[25] J. Hayano, M. Yamada, M. Yamada, Y. Sakakibara, Y. Sakakibara, T. Fujinami, T. Fujinami, K. Yokoyama, K. Yokoyama, Y. Watanabe, Y. Watanabe, K. Takata, and K. Takata. “Short- and long-term effects of cigarette smoking on heart rate variability.” *The American journal of cardiology*, vol. 65 1, 1990, pp. 84–8.

[26] D. S. Quintana, T. Elvsåshagen, N. Zak, L. B. Norbom, P. Ø. Pedersen, S. H. Quraishi, A. Bjørnerud, U. F. Malt, I. R. Groote, T. Kaufmann, O. A. Andreassen, and L. T. Westlye. “Guidelines for Reporting Articles on Psychiatry and Heart rate variability (GRAPH): recommendations to advance research communication.” *Translational Psychiatry*, vol. 6, 2016.

[27] M. Ambrosecchia, M. Ardizzi, E. C. Russo, F. Ditaranto, M. Speciale, P. Vinai, P. Todisco, S. Maestro, and V. Gallese. “Interoception and Autonomic Correlates during Social Interactions. Implications for Anorexia.” *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 11, 2017.

[28] S. Mathôt. “Pupillometry: Psychology, Physiology, and Function.” *Journal of Cognition*, vol. 1, 2018.

[29] S. Graur and G. J. Siegle. “Pupillary Motility: Bringing Neuroscience to the Psychiatry Clinic of the Future.” *Current Neurology and Neuroscience Reports*, vol. 13, 2013, pp. 1–9.

[30] P. van der Wel and H. van Steenbergen. “Pupil dilation as an index of effort in cognitive control tasks: A review.” *Psychonomic Bulletin & Review*, vol. 25, 2018, pp. 2005–2015.

[31] C.-A. Wang and D. P. Munoz. “A circuit for pupil orienting responses: implications for cognitive modulation of pupil size.” *Current Opinion in Neurobiology*, vol. 33, 2015, pp. 134–140.

[32] L. de Vries, I. Fouquaet, B. Boets, G. Naulaers, and J. Steyaert. “Autism spectrum disorder and pupillometry: A systematic review and meta-analysis.” *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 120, 2020, pp. 479–508.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

[33] T. Piquado, D. M. Isaacowitz, and A. Wingfield. "Pupillometry as a measure of cognitive effort in younger and older adults." *Psychophysiology*, vol. 47 3, 2010, pp. 560–9.

[34] I. T. Hooge, D. C. Niehorster, R. S. Hessels, J. S. Benjamins, and M. Nyström. "How robust are wearable eye trackers to slow and fast head and body movements?" *Behavior Research Methods*, vol. 55, no. 8, 2023, pp. 4128–4142.

[35] J. K. Beatty and B. Lucero-Wagoner. "The pupillary system." 2000.

[36] P. Bitsios, R. J. Prettyman, and E. Szabadi. "Changes in autonomic function with age: a study of pupillary kinetics in healthy young and old people." *Age and ageing*, vol. 25 6, 1996, pp. 432–8.

[37] M. N. Sawka, S. N. Cheuvront, and R. Kenefick. "High skin temperature and hypohydration impair aerobic performance." *Experimental Physiology*, vol. 97, 2012.

[38] K. T. Sato, W. H. Kang, K. Saga, and K. T. Sato. "Biology of sweat glands and their disorders. I. Normal sweat gland function." *Journal of the American Academy of Dermatology*, vol. 20 4, 1989, pp. 537–63.

[39] K. Wilke, A. Martin, L. Terstegen, and S. D. Biel. "A short history of sweat gland biology." *International Journal of Cosmetic Science*, vol. 29, 2007.

[40] M. Shibasaki and C. G. Crandall. "Mechanisms and controllers of eccrine sweating in humans." *Frontiers in bioscience*, vol. 2, 2010, pp. 685–96.

[41] K. T. Sato and F. Sato. "Individual variations in structure and function of human eccrine sweat gland." *The American journal of physiology*, vol. 245 2, 1983, R203–8.

[42] L. B. Baker and A. S. Wolfe. "Physiological mechanisms determining eccrine sweat composition." *European Journal of Applied Physiology*, vol. 120, 2020, pp. 719–752.

[43] N. A. S. Taylor, C. A. Machado-Moreira, A. van den Heuvel, and J. N. Caldwell. "Hands and feet: physiological insulators, radiators and evaporators." *European Journal of Applied Physiology*, vol. 114, 2014, pp. 2037–2060.

[44] M. J. Christie. "Electrodermal Activity in the 1980s: A Review 1." *Journal of the Royal Society of Medicine*, vol. 74, 1981, pp. 616–622.

[45] D. C. Fowles, M. J. Christie, R. Edelberg, W. W. Grings, D. T. Lykken, and P. H. Venables. "Publication recommendations for electrodermal measurements." *Psychophysiology*, vol. 18, no. 3, 1981, pp. 232–239.

[46] J. J. Braithwaite, D. G. Watson, R. Jones, and M. Rowe. "A guide for analysing electrodermal activity (EDA) & skin conductance responses (SCRs) for psychological experiments." *Psychophysiology*, vol. 49, no. 1, 2013, pp. 1017–1034.

[47] M. Benedek and C. Kaernbach. "A continuous measure of phasic electrodermal activity." *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 190, 2010, pp. 80–91.

[48] D. Van Der Mee, M. Gevonden, J. H. Westerink, and E. De Geus. "Validity of electrodermal activity-based measures of sympathetic nervous system activity from a wrist-worn device." *International Journal of Psychophysiology*, vol. 168, 2021, pp. 52–64.

[49] S. for Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures, W. Boucsein, D. C. Fowles, S. Grimnes, G. Ben-Shakhar, W. T. Roth, M. E. Dawson, and D. L. Filion. "Publication recommendations for electrodermal measurements." *Psychophysiology*, vol. 49, no. 8, 2012, pp. 1017–1034.

[50] O. G. Martinsen and A. Heiskanen. *Bioimpedance and bioelectricity basics*. Elsevier, 2023.

[51] F. Schaefer and W. Boucsein. "Comparison of electrodermal constant voltage and constant current recording techniques using the phase angle between alternating voltage and current." *Psychophysiology*, vol. 37, no. 1, 2000, pp. 85–91.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

[52] E. McAdams, J. Jossinet, A. Lackermeier, and F. Risacher. “Factors affecting electrode-gel-skin interface impedance in electrical impedance tomography.” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 34, 1996, pp. 397–408.

[53] L. A. Geddes and L. E. Baker. “The specific resistance of biological material—a compendium of data for the biomedical engineer and physiologist.” *Medical and biological engineering*, vol. 5, no. 3, 1967, pp. 271–293.

[54] M.-Z. Poh, N. C. Swenson, and R. W. Picard. “A wearable sensor for unobtrusive, long-term assessment of electrodermal activity.” *IEEE transactions on Biomedical engineering*, vol. 57, no. 5, 2010, pp. 1243–1252.

[55] A. Lanata, G. Valenza, and E. P. Scilingo. “A novel EDA glove based on textile-integrated electrodes for affective computing.” *Medical & biological engineering & computing*, vol. 50, no. 11, 2012, pp. 1163–1172.

[56] P. A. Haddad, A. Servati, S. Soltanian, F. Ko, and P. Servati. “Breathable dry silver/silver chloride electronic textile electrodes for electrodermal activity monitoring.” *Biosensors*, vol. 8, no. 3, 2018, p. 79.

[57] M. Janka, J. Kujala, T. Helminen, A. Kylliäinen, and J. Virkki. “Development, fabrication and evaluation of textile electrodes for EDA measurements.” *2022 IEEE 10th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*. IEEE. 2022, pp. 1–5.

[58] G. Acar, O. Ozturk, A. J. Golparvar, T. A. Elboshra, K. Böhringer, and M. K. Yapici. “Wearable and flexible textile electrodes for biopotential signal monitoring: A review.” *Electronics*, vol. 8, no. 5, 2019, p. 479.

[59] G. Cesarelli, L. Donisi, A. Coccia, F. Amitrano, G. D’Addio, and C. Ricciardi. “The E-textile for biomedical applications: A systematic review of literature.” *Diagnostics*, vol. 11, no. 12, 2021, p. 2263.

[60] A. Nechyporenko, M. Frohme, Y. Strelchuk, V. Omelchenko, V. Gargin, L. Ishchenko, and V. Alekseeva. “Galvanic Skin Response and Photoplethysmography for Stress Recognition Using Machine Learning and Wearable Sensors.” *Applied Sciences*, vol. 14, no. 24, 2024, p. 11997.

[61] C. McCarthy, N. Pradhan, C. Redpath, and A. Adler. “Validation of the Empatica E4 wristband.” *2016 IEEE EMBS international student conference (ISC)*. IEEE. 2016, pp. 1–4.

[62] Y. S. Can, N. Chalabianloo, D. Ekiz, and C. Ersoy. “Continuous stress detection using wearable sensors in real life: Algorithmic programming contest case study.” *Sensors*, vol. 19, no. 8, 2019, p. 1849.

[63] V. Ronca, A. C. Martinez-Levy, A. Vozzi, A. Giorgi, P. Aricò, R. Capotorto, G. Borghini, F. Babiloni, and G. Di Flumeri. “Wearable technologies for electrodermal and cardiac activity measurements: a comparison between fitbit sense, empatica E4 and shimmer GSR3+.” *Sensors*, vol. 23, no. 13, 2023, p. 5847.

[64] H. F. Posada-Quintero, J. P. Florian, A. D. Orjuela-Cañón, T. Aljama-Corrales, S. Charleston-Villalobos, and K. H. Chon. “Power spectral density analysis of electrodermal activity for sympathetic function assessment.” *Annals of biomedical engineering*, vol. 44, no. 10, 2016, pp. 3124–3135.

[65] D. S. Bari, H. Y. Aldosky, C. Tronstad, and Ø. G. Martinsen. “Disturbances in electrodermal activity recordings due to different noises in the environment.” *Sensors*, vol. 24, no. 16, 2024, p. 5434.

[66] C. Gabriel, S. Gabriel, and Y. Corthout. “The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey.” *Physics in medicine & biology*, vol. 41, no. 11, 1996, p. 2231.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

[67] S. Gabriel, R. Lau, and C. Gabriel. "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz." *Physics in medicine & biology*, vol. 41, no. 11, 1996, p. 2251.

[68] S. Grimnes. "Pathways of ionic flow through human skin in vivo." *Acta dermato-venereologica*, vol. 64, no. 2, 1984, pp. 93–98.

[69] H. P. Schwan. "Electrical properties of tissue and cell suspensions." *Advances in biological and medical physics*. Vol. 5. Elsevier, 1957, pp. 147–209.

[70] Ø. Martinsen, S. Grimnes, and J. Karlsen. "Electrical methods for skin moisture assessment." *Skin Pharmacology and Physiology*, vol. 8, no. 5, 1995, pp. 237–245.

[71] J. R. Macdonald, W. B. Johnson, I. Raistrick, D. Franceschetti, N. Wagner, M. McKubre, D. Macdonald, B. Sayers, N. Bonanos, B. Steele, et al. *Impedance spectroscopy: theory, experiment, and applications*. John Wiley & Sons, 2018.

[72] B. Massot, E. Desmazure, A. Montalibet, E. McAdams, and C. Gehin. "A Portable Device Performing Continuous Impedance Spectroscopy for Skin Conductivity." *IEEE Sensors Journal*, vol. 24, no. 24, 2024, pp. 41125–41135. DOI: 10.1109/JSEN.2024.3485187.

[73] K. Pearson. "VII. Note on regression and inheritance in the case of two parents." *proceedings of the royal society of London*, vol. 58, no. 347-352, 1895, pp. 240–242.

[74] J. M. Bland and D. Altman. "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement." *The lancet*, vol. 327, no. 8476, 1986, pp. 307–310.

[75] M.-B. Hossain, Y. Kong, H. F. Posada-Quintero, and K. H. Chon. "Comparison of electrodermal activity from multiple body locations based on standard EDA indices' quality and robustness against motion artifact." *Sensors*, vol. 22, no. 9, 2022, p. 3177.

[76] K. Kasos, Z. Kekecs, L. Csirmaz, S. Zimonyi, F. Vikor, E. Kasos, A. Veres, E. Kotyuk, and A. Szekely. "Bilateral comparison of traditional and alternate electrodermal measurement sites." *Psychophysiology*, vol. 57, no. 11, 2020, e13645.

[77] A. Bjørhei, F. T. Pedersen, S. Muhammad, C. Tronstad, H. Kalvøy, S. Wojniusz, O. Pabst, and S. Sütterlin. "An investigation on bilateral asymmetry in electrodermal activity." *Frontiers in behavioral neuroscience*, vol. 13, 2019, p. 88.

[78] H. Fricke. "Relation of the permittivity of biological cell suspensions to fractional cell volume." *Nature*, vol. 172, no. 4381, 1953, pp. 731–732.

[79] M. A. Danzer. "Generalized distribution of relaxation times analysis for the characterization of impedance spectra." *Batteries*, vol. 5, no. 3, 2019, p. 53.

[80] E. Ivers-Tiffée and A. Weber. "Evaluation of electrochemical impedance spectra by the distribution of relaxation times." *Journal of the Ceramic Society of Japan*, vol. 125, no. 4, 2017, pp. 193–201.

[81] F. Lu, C. Wang, R. Zhao, L. Du, Z. Fang, X. Guo, and Z. Zhao. "Review of stratum corneum impedance measurement in non-invasive penetration application." *Biosensors*, vol. 8, no. 2, 2018, p. 31.

[82] Ø. G. Martinsen, S. Grimnes, and E. Haug. "Measuring depth depends on frequency in electrical skin impedance measurements." *Skin research and technology*, vol. 5, no. 3, 1999, pp. 179–181.

[83] C. Tronstad, G. K. Johnsen, S. Grimnes, and Ø. G. Martinsen. "A study on electrode gels for skin conductance measurements." *Physiological measurement*, vol. 31, no. 10, 2010, p. 1395.

[84] Ø. G. Martinsen and S. Grimnes. "Facts and myths about electrical measurement of stratum corneum hydration state." *Dermatology*, vol. 202, no. 2, 2001, pp. 87–89.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Liste des figures

1.1 Action des branches sympathique et parasympathique du système nerveux autonome. 24
1.2 Illustration de l'indicateur SDNN de la variabilité de la fréquence cardiaque.[1] 25
1.3 Coupe schématique de la peau humaine représentant les couches tissulaires (épiderme, derme, tissus cutanés) et les structures annexes (glande sébacée, glande sudoripare eccrine et son canal excréteur).[2] 28
1.4 Méthodes de mesure EDA à deux électrodes : exosomatique (en rouge, injection de courant continu ou alternatif et estimation de l'impédance $Z(f)$ à partir de la mesure de la différence de potentiel) et endosomatique (en vert, mesure du potentiel cutané sans injection).[3] 30
1.5 Décomposition tonique et phasique de la conductance cutanée. Le premier graphique illustre le niveau tonique à 12 Hz (SCL), qui évolue lentement au cours du temps. Le deuxième graphique représente les réponses phasiques (SCR) présentes sur le signal à 12 Hz. 31
1.6 Paramètres temporels d'une réponse phasique de conductance cutanée. La courbe illustre une SCR isolée avec ses paramètres de quantifications : amplitude, latence, temps de montée et temps de demi-récupération. 33
1.7 Configurations d'électrodes pour la mesure de la conductivité de la peau : (a) Montage à deux électrodes. (b) Montage à quatre électrodes. (c) Montage à trois électrodes.[4] 36
1.8 Positionnement des électrodes EDA. Schéma de la main : phalanges distales (index et majeur) et éminences thénar/hypothénar. Schéma du pied : plante du pied.[5] 37
1.9 Différents types d'électrodes disponibles : (A) Ag/AgCl[1]. (B) Sèche[2]. (C) Hydrogel[3]. (D) Textile[4]. 38
1.10 Dispositifs EDA. (A) BioPac EDA100C / MP36R-MP160[1]. (B) PowerLab avec module EDA (ADInstruments)[2]. (C) Empatica E4[3]. (D) Shimmer3 GSR+[4]. (E) BioNomadix EDA (BioPac)[1]. (F) Biosignalsplux EDA Sensor[5]. 40
1.11 Diagramme de Nyquist en bio-impédance cutanée, utilisé pour l'analyse des phénomènes de la peau et de la contribution des différentes couches tissulaires (modèle de Cole/élément à phase constante (CPE)). 43

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

1.12 Modèle électrique simplifié de la peau : R_s en série avec une branche parallèle $R_p \parallel Z_{\text{CPE}}$. 44
1.13 Modèle à constantes de temps multiples. R_s en série avec trois branches parallèles ($R_{p1} \parallel Z_{\text{CPE1}}$), ($R_{p2} \parallel Z_{\text{CPE2}}$) et ($R_{p3} \parallel Z_{\text{CPE3}}$). Chaque branche représente une relaxation distincte dans un cadre Cole/CPE. 46
1.14 Dispositifs commerciaux de spectroscopie d'impédance : (A) MFIA (Zurich Instruments)[1] et (B) ISX-3 (Sciospec)[2]. 48

2.1 Capteur de spectroscopie d'impédance continue « RENFORCE » créé par l'équipe Dispositifs pour la Santé et l'Environnement (DSE). 52
2.2 Schéma de conception électronique PSoC Infineon CY8C4A45PVI-481. . . . 53
2.3 Schéma de conception électronique du microcontrôleur nRF52840. 53
2.4 Visualisation en temps réel des mesures multi-fréquences. À gauche, diagramme de Nyquist pour les 16 fréquences. À droite, impédance $|Z|$ en fonction du temps pour ces 16 fréquences (Ω). 55
2.5 Modèle électrique simplifié de la peau : R_s en série avec une branche parallèle $R_p \parallel Cp$. 57
2.6 Modèles 3D des circuits de test distincts. 57
2.7 Corrélation fantôme électronique sur 11 circuits passifs entre valeurs théoriques et mesures EDA. 58
2.8 Analyse de Bland-Altman entre valeurs théoriques et mesures EDA : différence vs moyenne pour $Re(Z)$ (haut) et $-Im(Z)$ (bas). Ligne centrale : biais. Bandes : limites d'accord ±1,96 IQR. Points regroupés par circuit (S1-S11). Axe des moyennes en échelle logarithmique. 59
2.9 Courbes du module à 12 Hz acquises par le capteur RENFORCE, avec indication des zones d'acquisition de l'instrumentation de référence Sciospec ISX-3. 62
2.10 Corrélation in vivo sur 7 sujets entre le capteur et le dispositif ISX-3 de Sciospec. 63
2.11 Analyse de Bland-Altman entre mesure EDA et mesures ISX-3 de Sciospec : différence vs moyenne pour $Re(Z)$ (haut) et $-Im(Z)$ (bas). Ligne centrale : biais. Bandes : limites d'accord ±1,45 IQR. Points regroupés par sujet (S1-S7). Axe des moyennes en échelle logarithmique. 63
2.12 Évolution des erreurs relatives en fonction de la fréquence pour les composantes réelle de l'impédance. Les mesures réalisées sur fantôme électronique (vert) et in vivo (orange) sont comparées à une estimation après correction (bleu). 65
2.13 Évolution des erreurs relatives en fonction de la fréquence pour les composantes imaginaire de l'impédance. Les mesures réalisées sur fantôme électronique (vert) et in vivo (orange) sont comparées à une estimation après correction (bleu). 66
2.14 Modèle d'ajustement des fantômes électroniques avec inductance série L ajoutée en amont du modèle de Cole. 66
2.15 Courbes de corrélation regroupant les 11 circuits tests en partie réelle et imaginaire après application de la correction. 67

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

2.16 Analyse de Bland-Altman entre valeurs théoriques et mesures EDA avec application de la correction d'erreur : différence vs moyenne pour $Re(Z)$ (haut) et $-Im(Z)$ (bas). Ligne centrale : biais. Bandes : limites d'accord ±1,96 IQR. Points regroupés par circuit (S1-S11). Axe des moyennes en échelle logarithmique. 68
2.17 Évolution des erreurs relatives en fonction de la fréquence, aprés application de la correction, pour les composantes réelle de l'impédance. Les mesures réalisées sur fantôme électronique (vert) et in vivo (orange) sont comparées à une estimation après correction (bleu). 68
2.18 Évolution des erreurs relatives en fonction de la fréquence, aprés application de la correction, pour les composantes imaginaire de l'impédance. Les mesures réalisées sur fantôme électronique (vert) et in vivo (orange) sont comparées à une estimation après correction (bleu). 69
2.19 Interface ZView montrant l'ajustement 1C (R_s, R_p, C_p) sur un spectre mesuré. 71

3.1 Interface de la version 1 de l'algorithme représentant l'initialisation des valeurs et les courbes restituées. 77
3.2 Diagramme de Nyquist représentant les données obtenues par le capteur RENFORCE et les données obtenues par l'algorithme après fitting pour 1 constante de temps pour un spectre d'un sujet sur l'entièreté du signal. . . . 79
3.3 Erreurs moyennes pour $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$ sur 16 fréquences, moyennées sur 7 sujets (modèle 1C). 79
3.4 Diagramme de Nyquist représentant les données obtenues par le capteur RENFORCE et celles obtenues par l'algorithme après fitting pour 2 constantes de temps pour un spectre d'un sujet sur l'entièreté du signal. 80
3.5 Erreurs moyennes pour $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$ sur 16 fréquences, moyennées sur 7 sujets (modèle 2C). 81
3.6 Diagramme de Nyquist représentant les données obtenues par le capteur RENFORCE et les données obtenues par l'algorithme après fitting pour 3 constantes de temps pour un spectre d'un sujet sur l'entièreté du signal. . . . 82
3.7 Erreurs moyennes pour $Re(Z)$, $Im(Z)$ et $|Z|$ sur 16 fréquences, moyennées sur 7 sujets (modèle 3C). 83
3.8 Interface du logiciel : fenêtre d'initialisation des différents réglages (lissage, décimation, pondération, paramètres de Cole). 86
3.9 Fenêtre de lancement du fitting, affichant en direct l'arc de Nyquist et les erreurs associées à chaque fréquence. 88
3.10 Évolution temporelle de l'erreur pour (1) le module $|Z|$, (2) la partie réelle $Re(Z)$, et (3) la partie imaginaire $Im(Z)$ pour chaque schéma de pondération (circuit fantôme à une constante de temps). 90
3.11 Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour les quatres pondérations : (1) résistance série R_s, (2) résistance parallèle R_p, (3) capacité C_p et (4) exposant α. R_s et R_p en ohms (Ω), C_p en farads (F), α sans unité (circuit fantôme à une constante de temps). 91
3.12 Évolution temporelle de l'erreur pour (1) le module $|Z|$, (2) la partie réelle $Re(Z)$ et (3) la partie imaginaire $Im(Z)$, pour chaque schéma de pondération (circuits fantômes à deux constantes de temps). 92

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

3.13 Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour les quatre pondérations : (1) résistance série R_s, (2,3) résistance parallèle R_p, (4,5) capacité C_p et (6,7) exposant α. R_s et R_p en ohms (Ω), C_p en farads (F), α sans unité (circuits fantômes à deux constantes de temps). 93
3.14 Évolution temporelle de l'erreur pour (1) le module $|Z|$, (2) la partie réelle $Re(Z)$ et (3) la partie imaginaire $Im(Z)$, pour chaque schéma de pondération (circuits fantômes à trois constantes de temps). 95
3.15 Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour les quatre pondérations : (1) résistance série R_s, (2,3,4), résistance parallèle R_p, (5,6,7) capacité C_p et (8,9,10) exposant α. R_s et R_p en ohms (Ω), C_p en farads (F), α sans unité (circuits fantômes à trois constantes de temps). 96
3.16 Évolution temporelle de l'erreur pour (1) le module $|Z|$, (2) la partie réelle $Re(Z)$ et (3) la partie imaginaire $Im(Z)$ sans pondération à une constante de temps (10 sujets). 98
3.17 Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour les 10 sujets : (1) résistance série R_s, (2) résistance parallèle R_p, (3) capacité Q_{CPE} et (4) exposant α. R_s et R_p en ohms (Ω), Q_{CPE} en $F^{\alpha}.\Omega^{\alpha-1}$, α sans unité (sans pondération). 99
3.18 Évolution temporelle de l'erreur pour (1) le module $|Z|$, (2) la partie réelle $Re(Z)$ et (3) la partie imaginaire $Im(Z)$ avec le schéma de pondération inversé à deux constantes de temps (10 sujets). 100
3.19 Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour 10 sujets (deux constantes de temps) : (1) résistance série R_s, (2,3) résistance parallèle R_p, (4,5) capacité Q_{CPE}, et (6,7) exposant α. R_s et R_p en ohms (Ω), Q_{CPE} en $F^{\alpha}.\Omega^{\alpha-1}$, α sans unité (pondération inversée). 101
3.20 Évolution temporelle de l'erreur pour (1) le module $|Z|$, (2) la partie réelle $Re(Z)$ et (3) la partie imaginaire $Im(Z)$ avec la pondération fréquentielle à trois constantes de temps (10 sujets). 102
3.21 Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour les trois pondérations : (1) résistance série R_s, (2,3,4) résistance parallèle R_p, (5,6,7) capacité Q_{CPE} et (8,9,10) exposant α. R_s et R_p en ohms (Ω), Q_{CPE} en $F^{\alpha}.\Omega^{\alpha-1}$, α sans unité (pondération fréquentielle). 103

4.1 Représentation du positionnement des électrodes de référence (CR), de mesure électrodermale (EDA) et du biceps.[6] 109
4.2 Évolution temporelle de l'erreur, (1) pour le module, (2) pour la partie réelle $Re(Z)$ et (3) pour la partie imaginaire $Im(Z)$ sans pondération à une constante de temps (10 sujets). 111
4.3 Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour 10 sujets (une constante de temps (sans pondération)) : (1) résistance série R_s, (2) résistance parallèle R_p, (3) pseudo-capacité Q_{CPE} et (4) coefficient α. R_s et R_p en ohms (Ω), Q_{CPE} en $F^{\alpha}.\Omega^{\alpha-1}$, α sans unité. 112
4.4 Évolution temporelle de l'erreur, (1) pour le module $|Z|$, (2) la partie réelle $Re(Z)$ et (3) la partie imaginaire $Im(Z)$ à l'aide de la pondération inversée à deux constantes de temps (10 sujets). 113

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

4.5 Évolution temporelle des paramètres du modèle de Cole au cours du temps pour 10 sujets (deux constantes de temps (pondération inversée)) : (1) résistance série R_s, (2,3) résistance parallèle R_p, (4,5) capacité Q_{CPE} et (6,7) coefficient α. R_s et R_p en ohms (Ω), Q_{CPE} en $\mathrm{F}^{\alpha}.\Omega^{\alpha-1}$, α sans unité. 114
4.6 Courbes normalisées (0–1) du module de Z comparant le site de référence d'activité électrodermale (phalanges distales, main non dominante, (S8_EDA)) et la configuration avec contre-électrode (S8_CR), pour les 16 fréquences du sujet 8. 116
4.7 Représentation graphique de la moyenne des amplitudes des réponses phasiques en variation relative (%) pour chaque fréquence [12 à 726 Hz] pour l'ensemble des 20 sujets, concernant les mesures obtenues sur le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante). 119
4.8 Exemple de représentation des courbes normalisées du niveau tonique (SCL, [0-1]) pour l'ensemble des fréquences du sujet 10 obtenues sur le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante). 120
4.9 Courbes représentant les variations relatives du niveau tonique (SCL, %) pour l'ensemble des fréquences du sujet 10 sur le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante). 121
4.10 Représentation graphique de la valeur maximal des amplitudes du niveau tonique en variation relative (%) pour chaque fréquence [12 à 726 Hz] pour l'ensemble des 20 sujets obtenue sur le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante). 121
4.11 Courbes normalisées du niveau tonique (SCL, 0–1) pour l'ensemble des fréquences du sujet 10 obtenues sur le biceps. 123
4.12 Courbes représentant les variations relatives du niveau tonique (SCL, %) pour l'ensemble des fréquences du sujet 10 obtenues sur le biceps. 124
4.13 Exemple de matrices de corrélation inter-sites pour deux sujets (S5 et S20) parmi les 20 participants, illustrant les coefficients de corrélation entre les paramètres de Cole estimés sur la main et sur le biceps. 129
4.14 Exemple de matrices de corrélation inter-sites pour deux sujets (S5 et S20) parmi les 20 participants, illustrant les coefficients de corrélation entre paramètres de Cole estimés sur la main et niveau tonique sur le biceps. 131
4.15 Schéma global de l'étude, de l'acquisition multifréquentielle au traitement (SCL/SCR, Cole) et aux analyses de corrélation. 136

A.1 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante) et la configuration avec contre-électrode (CR), calculée sur les modules d'impédance aux 16 fréquences, pour les sujets S1 à S4. 166
A.2 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante) et la configuration avec contre-électrode (CR), calculée sur les modules d'impédance aux 16 fréquences, pour les sujets S5 à S10. 167
A.3 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) pour S1 à S6 entre le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante) et la configuration avec contre-électrode (CR), calculée sur les modules d'impédance aux 16 fréquences. 168

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

A.3 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) pour S7 à S10 entre le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante) et la configuration avec contre-électrode (CR), calculée sur les modules d'impédance aux 16 fréquences. 169

B.1 Courbes normalisées du niveau tonique (SCL, [0–1]), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S1 à S12, pour les configurations de mesure A et B concernant les mesures obtenues sur le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante). 172
B.1 Courbes normalisées du niveau tonique (SCL, [0–1]), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S13 à S20, pour les configurations de mesure C et D concernant les mesures obtenues sur le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante). 173
B.2 Courbes représentant les variations relatives du niveau tonique (SCL, %), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S1 à S12, pour les configurations de mesure A et B concernant le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante). 174
B.3 Courbes représentant les variations relatives du niveau tonique (SCL, %), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S13 à S20, pour les configurations de mesure C et D concernant le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante). 175

C.1 Courbes normalisées du niveau tonique (SCL, 0–1), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S1 à S12, concernant les mesures obtenues sur le biceps. 178
C.1 Courbes normalisées du niveau tonique (SCL, 0–1), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S13 à S20, concernant les mesures obtenues sur le biceps. 179
C.2 Courbes représentant les variations relatives du niveau tonique (SCL, %), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S1 à S12, concernant les mesures obtenues sur le biceps. 180
C.2 Courbes représentant les variations relatives du niveau tonique (SCL, %), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S13 à S20, concernant les mesures obtenues sur le biceps. 181

D.1 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur le niveau tonique pour les sujets S1 à S4. 184
D.2 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur le niveau tonique pour les sujets S5 à S10. 185
D.3 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur le niveau tonique pour les sujets S11 à S16. 186
D.4 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur le niveau tonique pour les sujets S17 à S20. 187

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

E.1 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur les paramètres de Cole pour les sujets S1 à S4. 190
E.2 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur les paramètres de Cole pour les sujets S5 à S10. 191
E.3 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur les paramètres de Cole pour les sujets S11 à S16. 192
E.4 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur les paramètres de Cole pour les sujets S17 à S20. 193

F.1 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre les paramètres de Cole du site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le niveau tonique du biceps, concernant les sujets S1 à S4. 196
F.2 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre les paramètres de Cole du site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le niveau tonique du biceps, concernant les sujets S5 à S10. 197
F.3 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre les paramètres de Cole du site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le niveau tonique du biceps, concernant les sujets S11 à S16. 198
F.4 Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre les paramètres de Cole du site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le niveau tonique du biceps, concernant les sujets S17 à S20. 199

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Liste des tableaux

2.1 Liste des 16 fréquences composant le signal généré (en Hz). 53
2.2 Valeurs des composants pour 11 circuits de test mesurés avec U1732C. 58
2.3 Erreurs de mesure (Re et Im) sur les circuits statiques de référence. 60
2.4 Erreurs d'ajustement des valeurs des composants sur les circuits de test statiques. 60
2.5 Différences de mesure ($Re(Z)$ et $Im(Z)$) entre le capteur portable et l'ISX-3 lors de l'évaluation in vivo. 64
2.6 Différences d'ajustement des valeurs des composants entre le capteur et l'instrumentation de référence ISX-3. 64
2.7 Erreurs de mesure (Re et Im) concernant les 16 fréquences après correction. 70
2.8 Erreurs d'ajustement des valeurs des composants sur les circuits de test statiques après application des corrections d'erreurs. 70
2.9 Paramètres estimés vs. référence (circuit 1C) et erreurs associées. 72
2.10 Paramètres estimés vs. référence (circuit 2C) et erreurs associées. 72
2.11 Paramètres estimés vs. référence (circuit 3C) et erreurs associées. 73

3.1 Valeurs des paramètres de Cole obtenues par l'algorithme pour une constante de temps concernant un spectre pour chaque sujet (S1 à S7). 80
3.2 Valeurs des paramètres de Cole obtenues par l'algorithme pour deux constantes de temps concernant un spectre pour chaque sujet (S1 à S7). 81
3.3 Valeurs des paramètres de Cole obtenues par l'algorithme pour trois constantes de temps concernant un spectre pour chaque sujet (S1 à S7). 84
3.4 Moyennes des paramètres estimés vs. référence (circuit 1C) et erreurs associées (sans pondération). 91
3.5 Moyennes des paramètres estimés vs. référence (circuit 2C) et erreurs associées (pondération inversée). 94
3.6 Moyennes des paramètres estimés vs. référence (circuit 3C) et erreurs associées (pondération fréquentielle). 97

4.1 Représentation des coefficients de corrélation inter-sites par sujet à fréquence identique. 115
4.2 Récapitulatif des corrélations calculées entre sites et métriques. 127
4.3 Coefficients de corrélation inter-sites par sujet et par fréquence (en Hz). . . . 128

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

4.4 Coefficients de corrélation concernant les paramètres de Cole ($Rs(EDA)$-$Rs(Biceps)$) pour l'ensemble des sujets. 129
4.5 Coefficients de corrélation concernant les paramètres de Cole (R_s(EDA) – $\mathrm{SCL}_{724\,\mathrm{Hz}}$(Biceps)) pour l'ensemble des sujets. 130

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Publications

Revues internationales

1. Massot, B., Desmazure, E., Montalibet, A., McAdams, E., & Gehin, C. (2024). A portable device performing continuous impedance spectroscopy for skin conductivity. *IEEE Sensors Journal*, *24*(24), 41125–41135. https://doi.org/10.1109/JSEN.2024.3485187. ⟨10.1109/JSEN.2024.3485187⟩. ⟨hal-04788347⟩
2. Jacquesson, T., Comte, A., Aubert, M., Des Ligneris, M., Desmazure, E., Goichot, L., … & Cotton, F. (2025). Fiber orientation distribution for detecting skull base tumor histopathology : Technical note and retrospective 81-case series. *Journal of Neurosurgery*, *1*(aop), 1–8.

Conférences internationales avec comité de lecture

1. Desmazure, E., Massot, B., Montalibet, A., & Gehin, C. (s.d.). Evaluating time-constant models in electrodermal activity using continuous multi-frequency impedance spectroscopy, *18th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies*, SCITPRESS - Science and Technology Publications, Feb.2025. ⟨10.5220/0013151400003911⟩. ⟨hal-05385392⟩

Conférences nationales

1. Desmazure, E., Massot, B., Gehin, C., & Montalibet, A. (2024, juin). Évaluation d'un dispositif de spectroscopie d'impédance temps réel pour la mesure de l'activité électrodermale, *Conférence des RITS*, Juin 2024. ⟨hal-05018693⟩

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Annexes

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

ANNEXE A

Site de référence de l'activité électrodermale (EDA) et configuration avec mise en place d'une contre-électrode (CR)

Cette annexe présente, pour dix sujets, les matrices de corrélation (coefficient de Pearson) entre le site de référence de l'activité électrodermale (phalanges distales de la main non dominante) et la configuration avec contre-électrode, calculées sur les modules d'impédance aux seize fréquences du protocole. Ces matrices ont pour objectif de vérifier dans quelle mesure le signal mesuré avec la contre-électrode reste comparable à celui observé sur le site de référence. Des courbes normalisées (0–1) sont également fournies afin d'apporter une information complémentaire sur l'évolution temporelle des signaux, elles mettent en évidence une perte de corrélation aux hautes fréquences, liée à un bruit plus prononcé et observé de manière récurrente sur l'ensemble des sujets.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

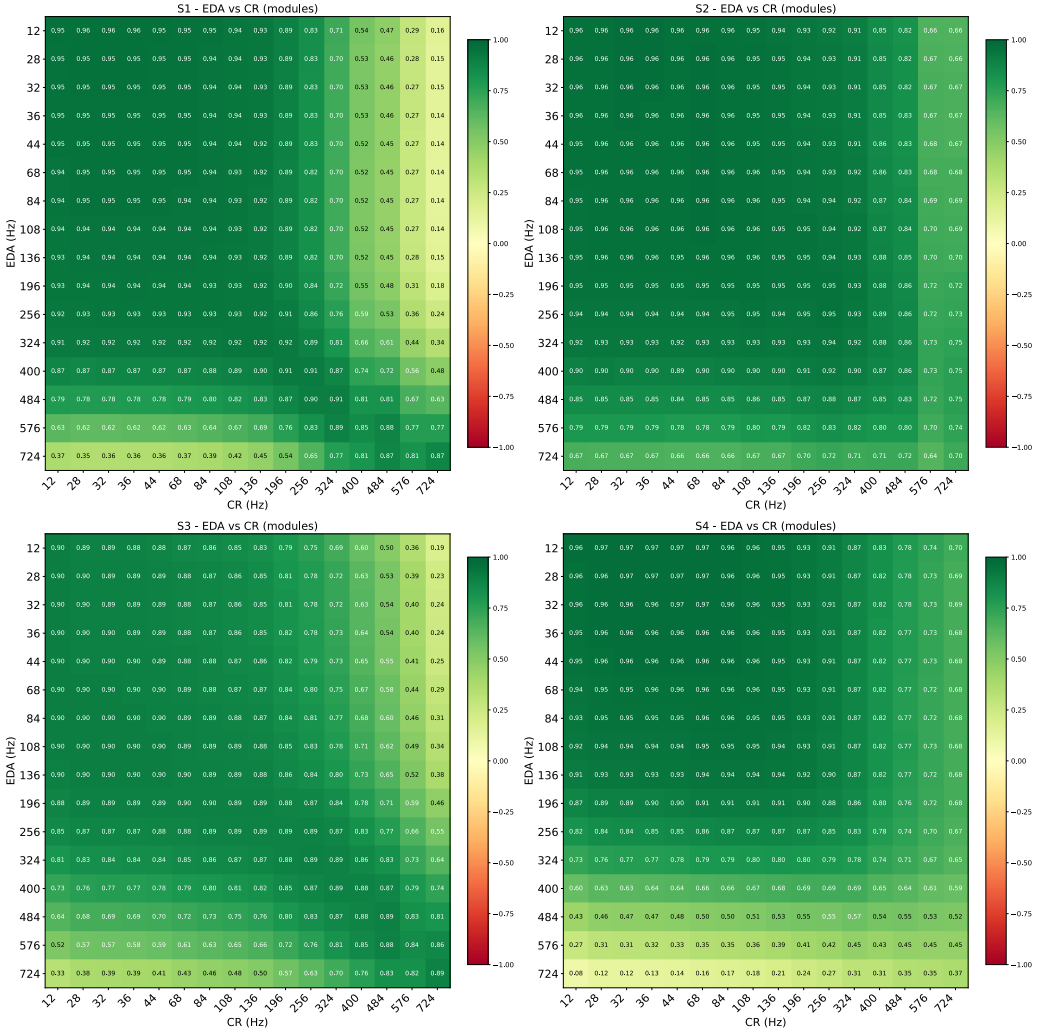

FIGURE A.1 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante) et la configuration avec contre-électrode (CR), calculée sur les modules d'impédance aux 16 fréquences, pour les sujets S1 à S4.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

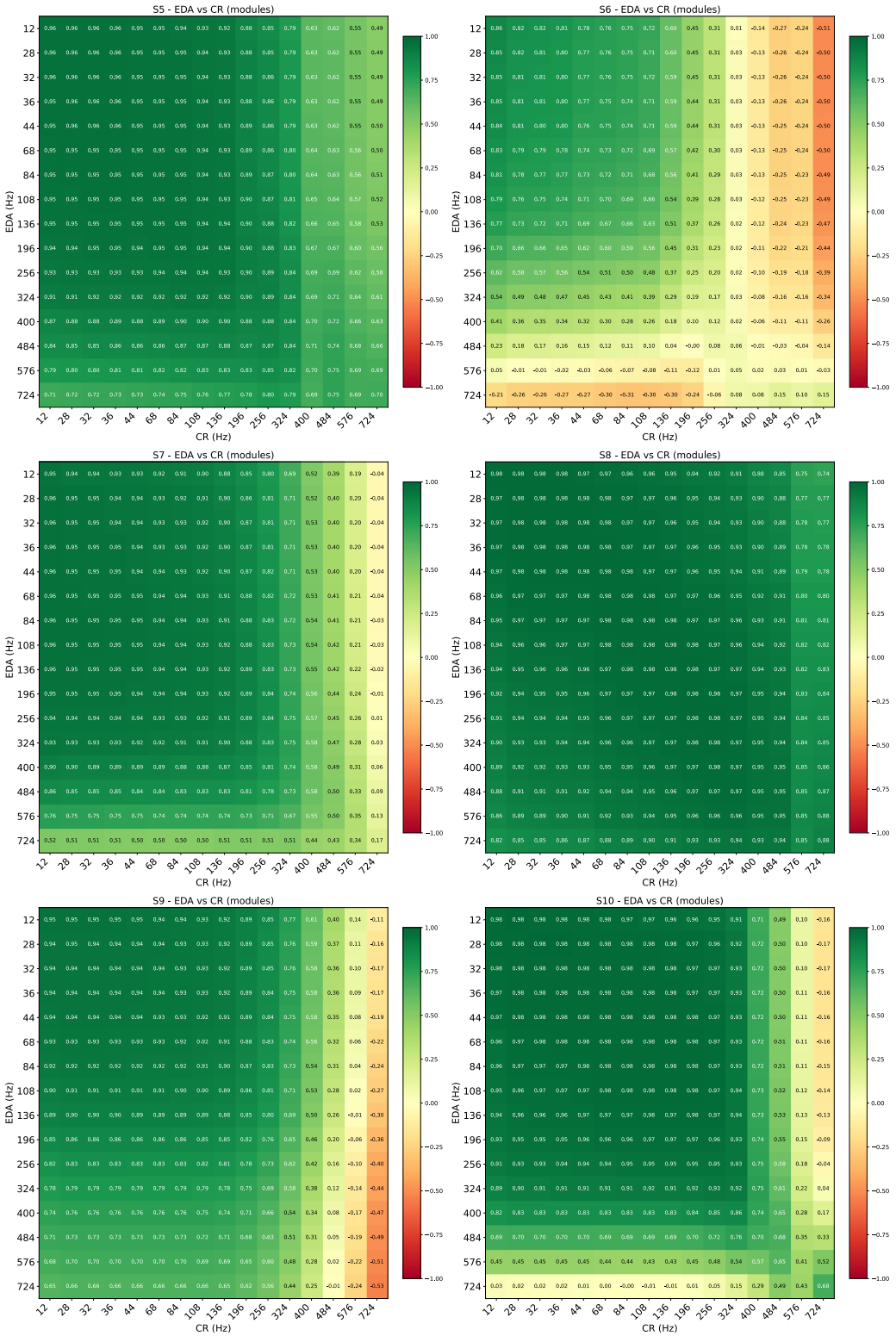

FIGURE A.2 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante) et la configuration avec contre-électrode (CR), calculée sur les modules d'impédance aux 16 fréquences, pour les sujets S5 à S10.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

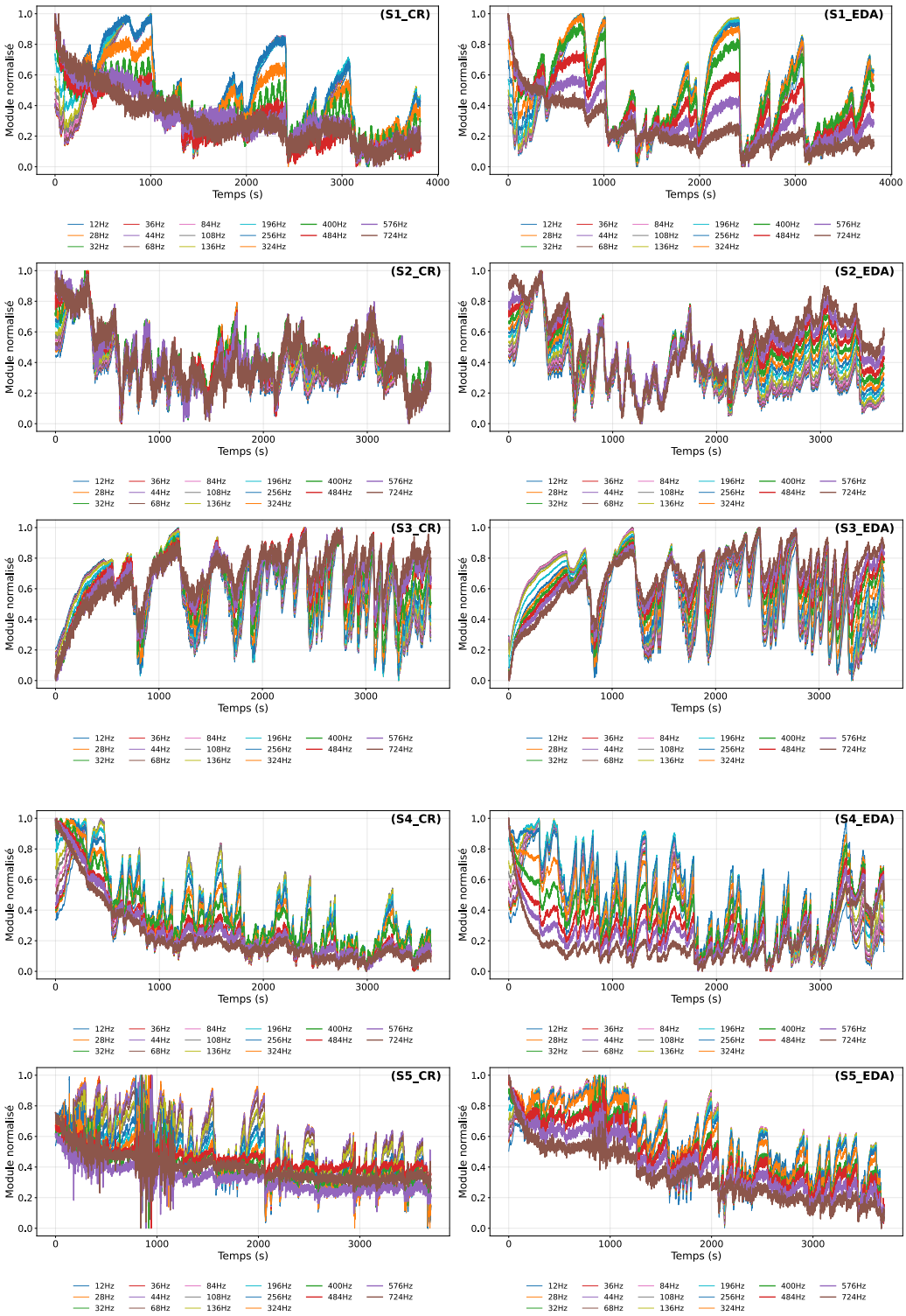

FIGURE A.3 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) pour S1 à S6 entre le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante) et la configuration avec contre-électrode (CR), calculée sur les modules d'impédance aux 16 fréquences.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

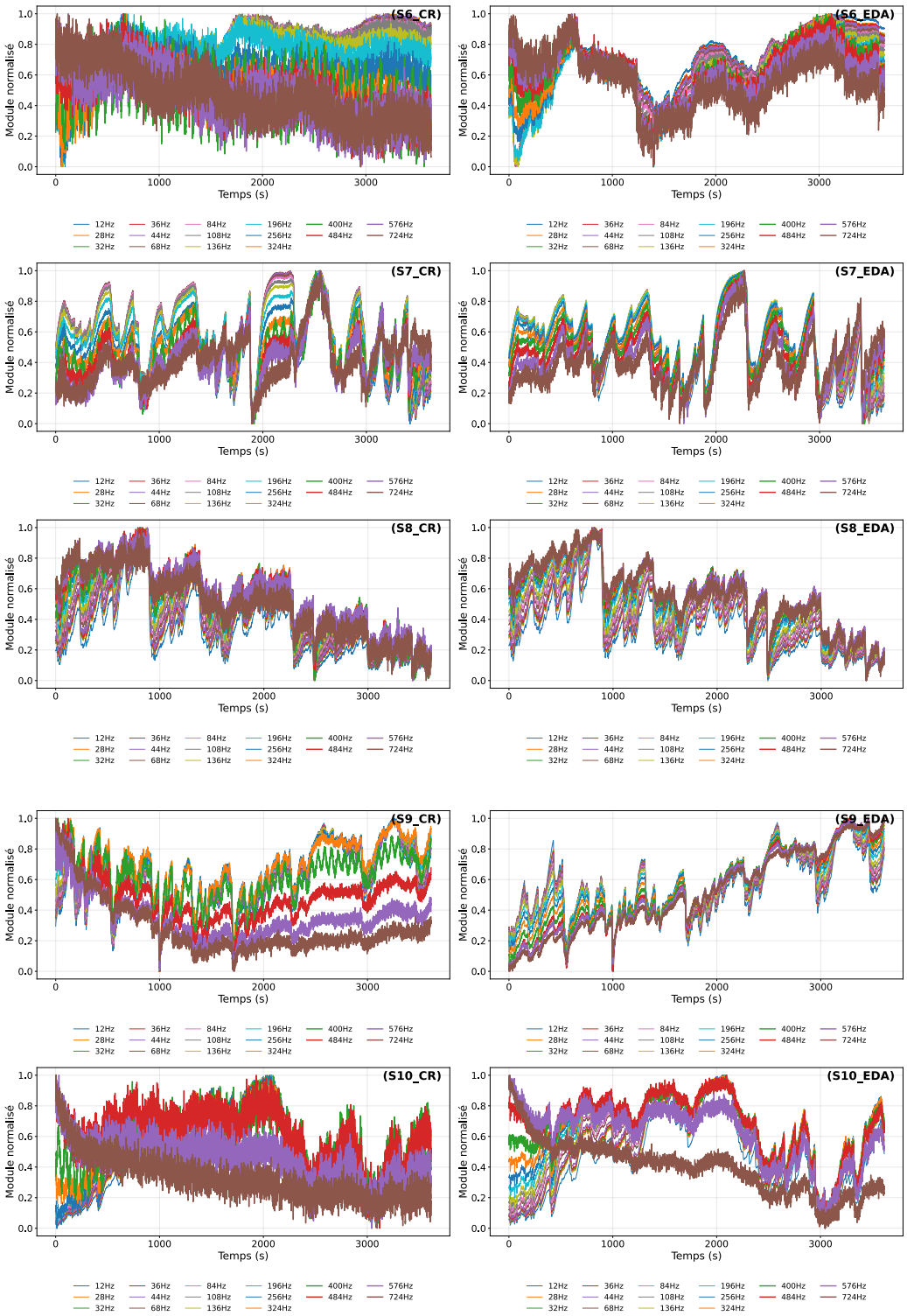

FIGURE A.3 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) pour S7 à S10 entre le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante) et la configuration avec contre-électrode (CR), calculée sur les modules d'impédance aux 16 fréquences.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

ANNEXE B

Site de référence de l'activité électrodermale (EDA)

Cette annexe rassemble, pour les vingt sujets du protocole, les courbes normalisées du niveau tonique (SCL, ramené sur [0–1]) ainsi que les variations relatives du SCL, pour l'ensemble des fréquences mesuré sur le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante). Les courbes normalisées permettent de comparer, au sein d'un même sujet, les profils temporels entre fréquences, tandis que les variations relatives, exprimées en pourcentage, quantifient l'amplitude des fluctuations dans le temps pour chaque fréquence.

Ces représentations visent à mettre en évidence une fréquence limitante pour l'observation de l'activité électrodermale. Pour plusieurs sujets, les fréquences les plus élevées (au-delà d'environ 484 Hz) s'accompagnent d'une dynamique du SCL de plus en plus faible à mesure que la fréquence augmente, avec des courbes de niveau tonique normalisé qui varient peu dans le temps et des variations relatives nettement réduites. L'ensemble suggère, aux hautes fréquences, une diminution progressive de l'information électrodermale réellement exploitable sur cette portion de bande.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

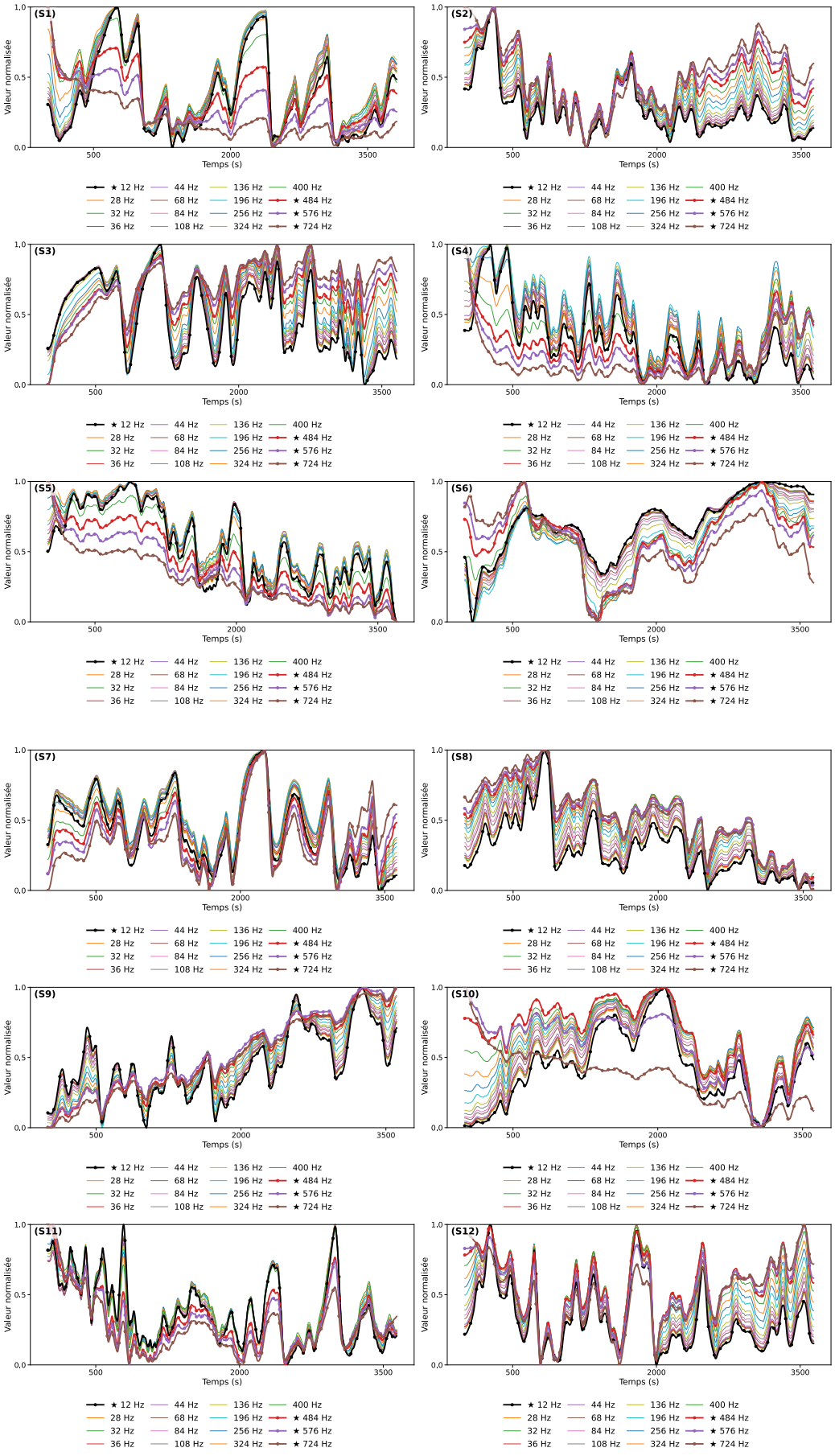

FIGURE B.1 – Courbes normalisées du niveau tonique (SCL, [0–1]), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S1 à S12, pour les configurations de mesure A et B concernant les mesures obtenues sur le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

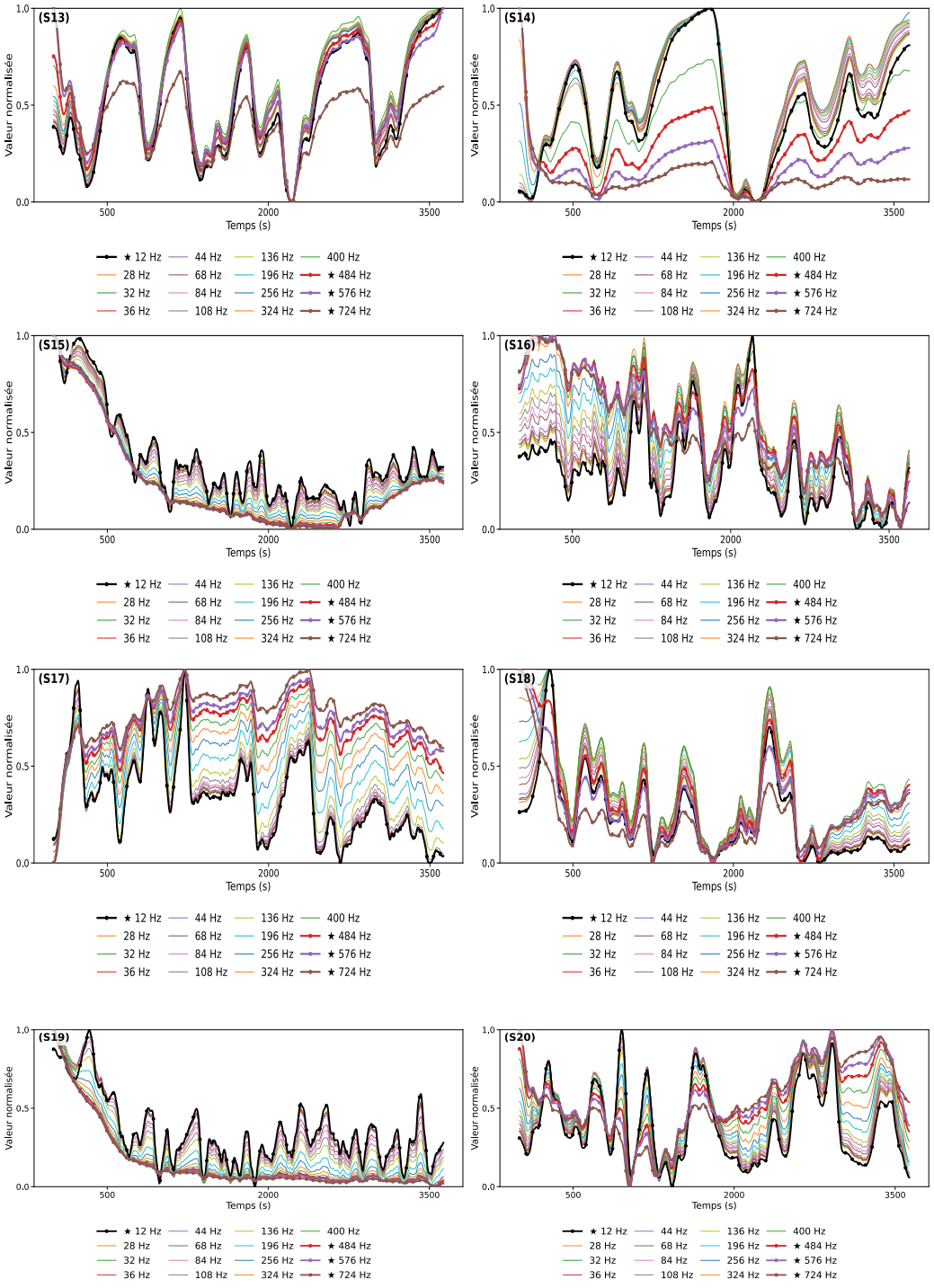

FIGURE B.1 – Courbes normalisées du niveau tonique (SCL, [0–1]), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S13 à S20, pour les configurations de mesure C et D concernant les mesures obtenues sur le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

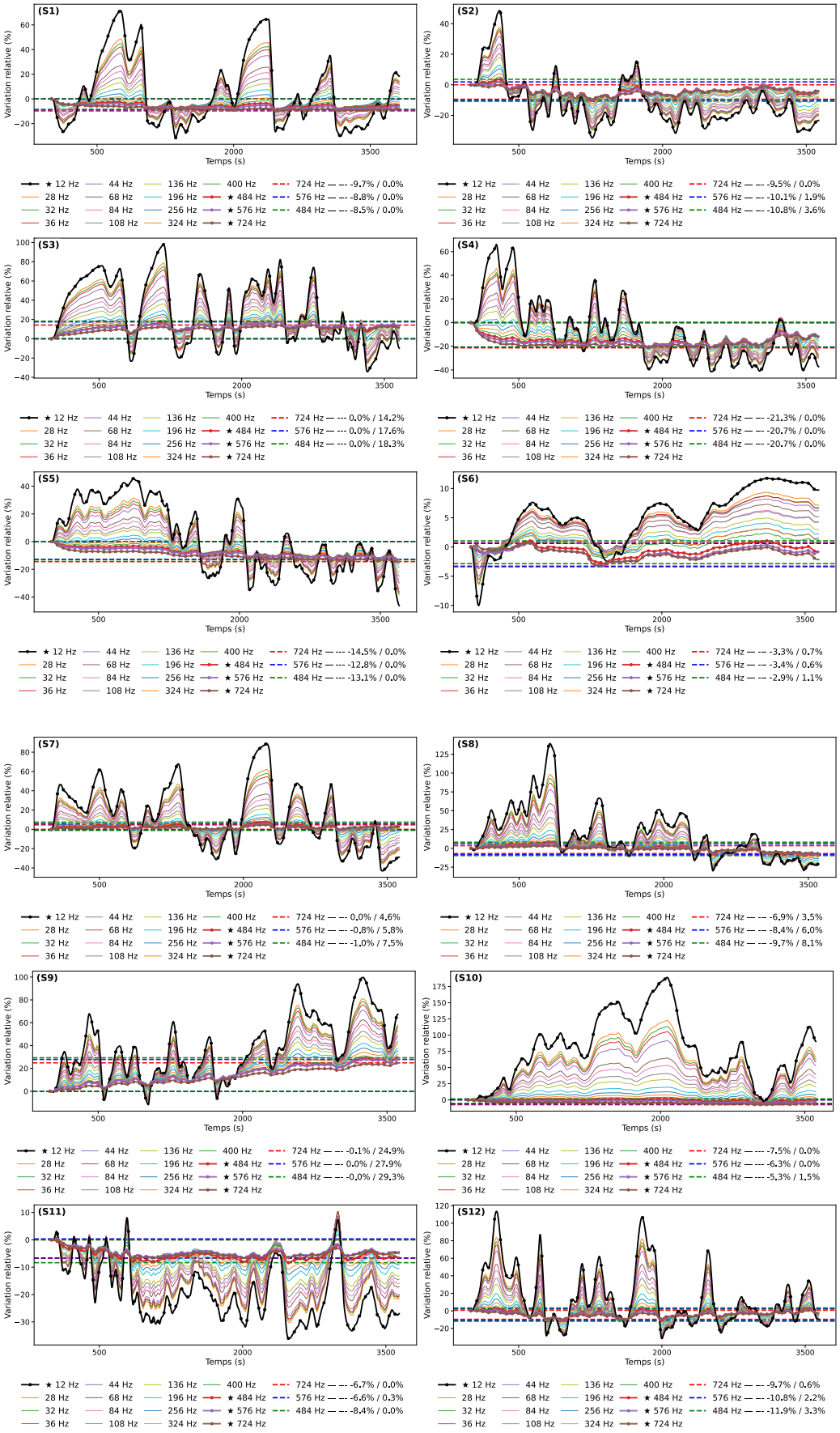

FIGURE B.2 – Courbes représentant les variations relatives du niveau tonique (SCL, %), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S1 à S12, pour les configurations de mesure A et B concernant le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

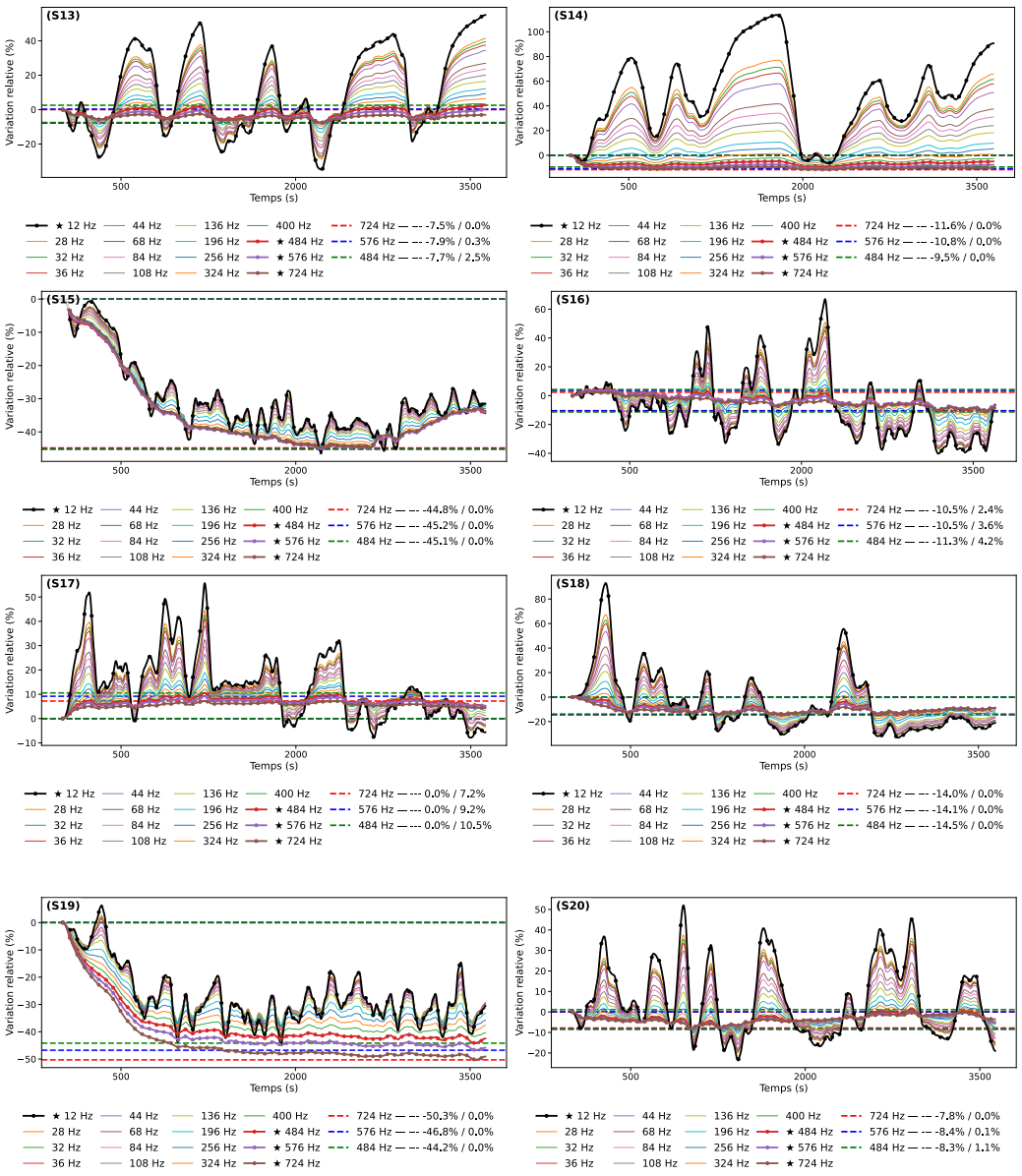

FIGURE B.3 – Courbes représentant les variations relatives du niveau tonique (SCL, %), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S13 à S20, pour les configurations de mesure C et D concernant le site de référence de l'activité électrodermale (main non dominante).

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

ANNEXE C

Site du biceps

Cette annexe rassemble, pour les vingt sujets du protocole, les courbes normalisées du niveau tonique (SCL, ramené sur [0–1]) ainsi que les variations relatives du SCL pour l'ensemble des fréquences mesuré sur le site du biceps homolatéral, considéré comme un site pauvre en glandes sudoripares. Les mêmes fréquences que sur le site palmaire sont utilisées et les signaux sont traités de manière identique afin de permettre une comparaison directe des comportements toniques entre les deux sites.

Sur ce site, les profils diffèrent nettement de ceux observés aux doigts. Les niveaux toniques normalisés présentent, chez la majorité des sujets, une décroissance progressive suivie d'une stabilisation, avec des fluctuations globalement faibles sur l'ensemble de la bande. L'ensemble suggère un signal principalement dominé par l'interface électrode–peau, avec une contribution électrodermale très limitée, en contraste avec les profils obtenus sur le site palmaire.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

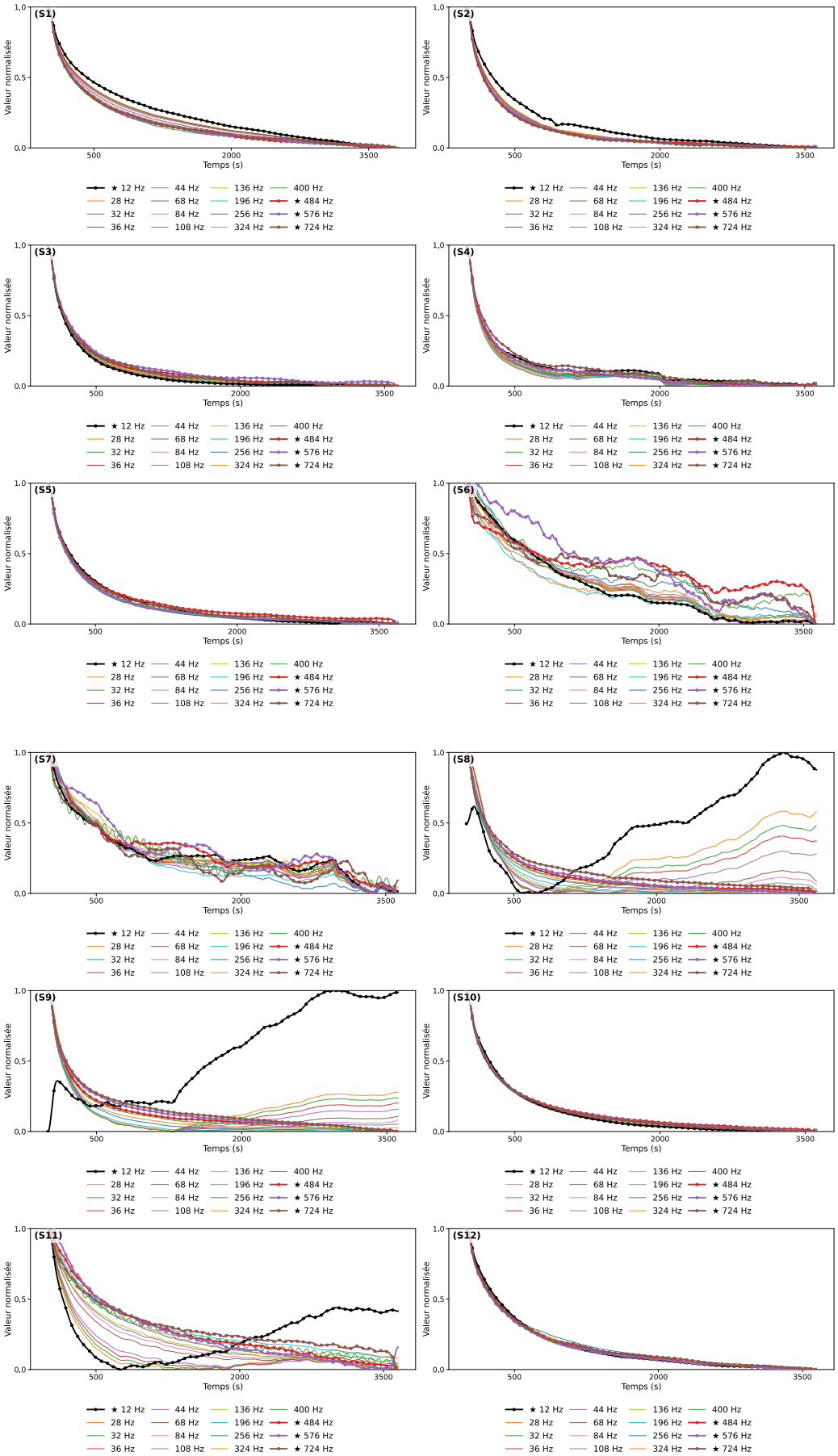

FIGURE C.1 – Courbes normalisées du niveau tonique (SCL, 0–1), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S1 à S12, concernant les mesures obtenues sur le biceps.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

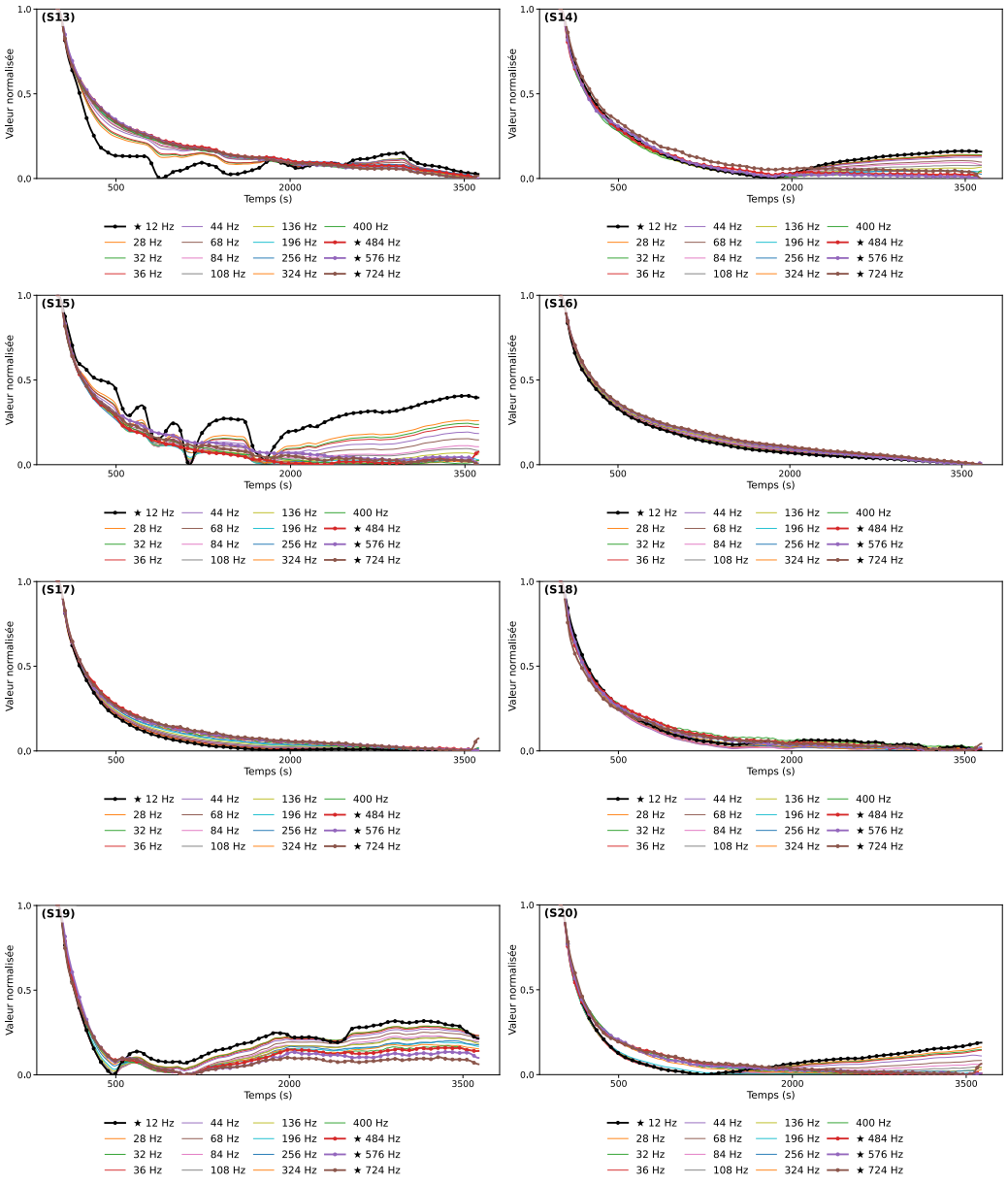

FIGURE C.1 – Courbes normalisées du niveau tonique (SCL, 0–1), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S13 à S20, concernant les mesures obtenues sur le biceps.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

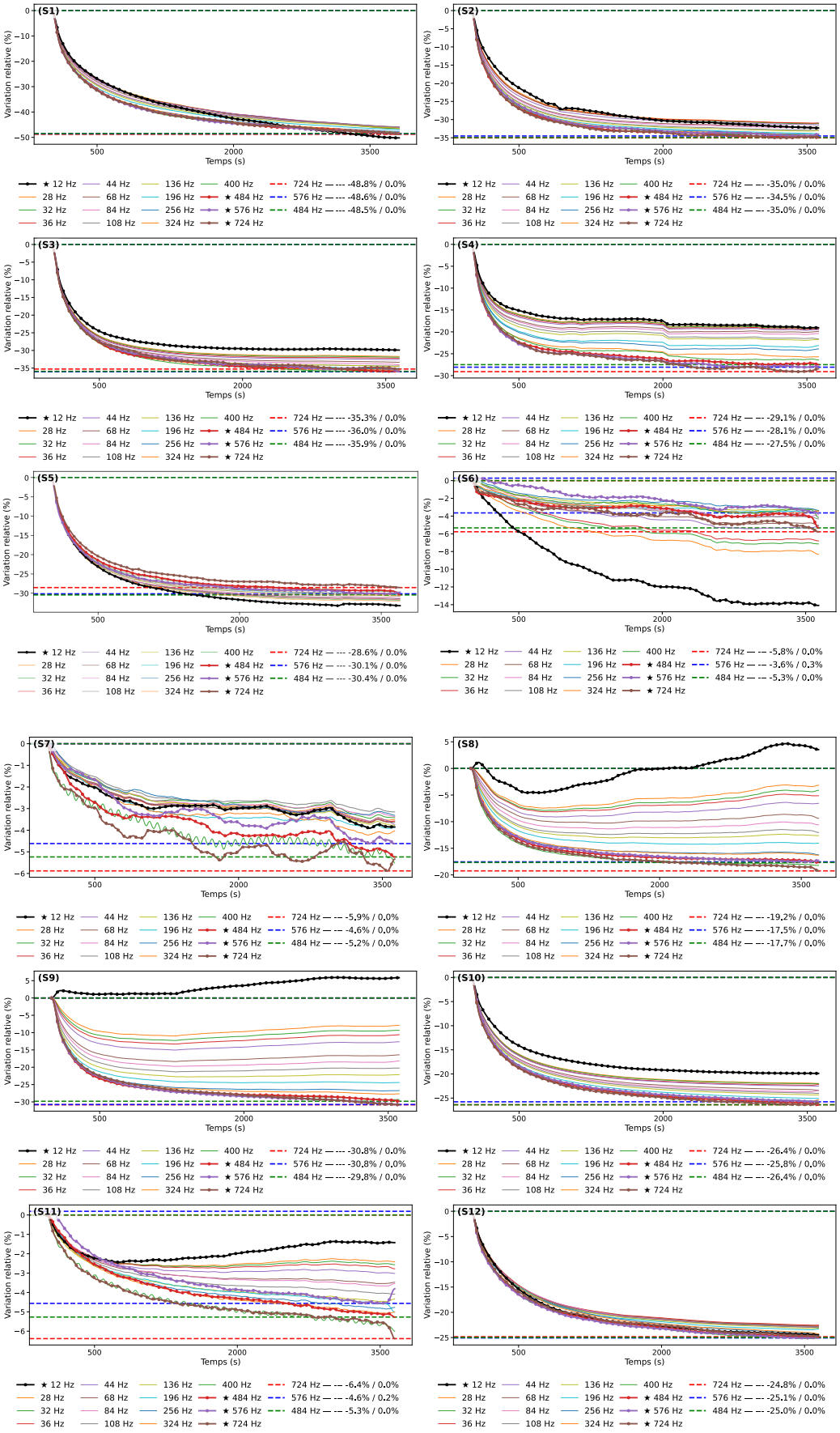

FIGURE C.2 – Courbes représentant les variations relatives du niveau tonique (SCL, %), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S1 à S12, concernant les mesures obtenues sur le biceps.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

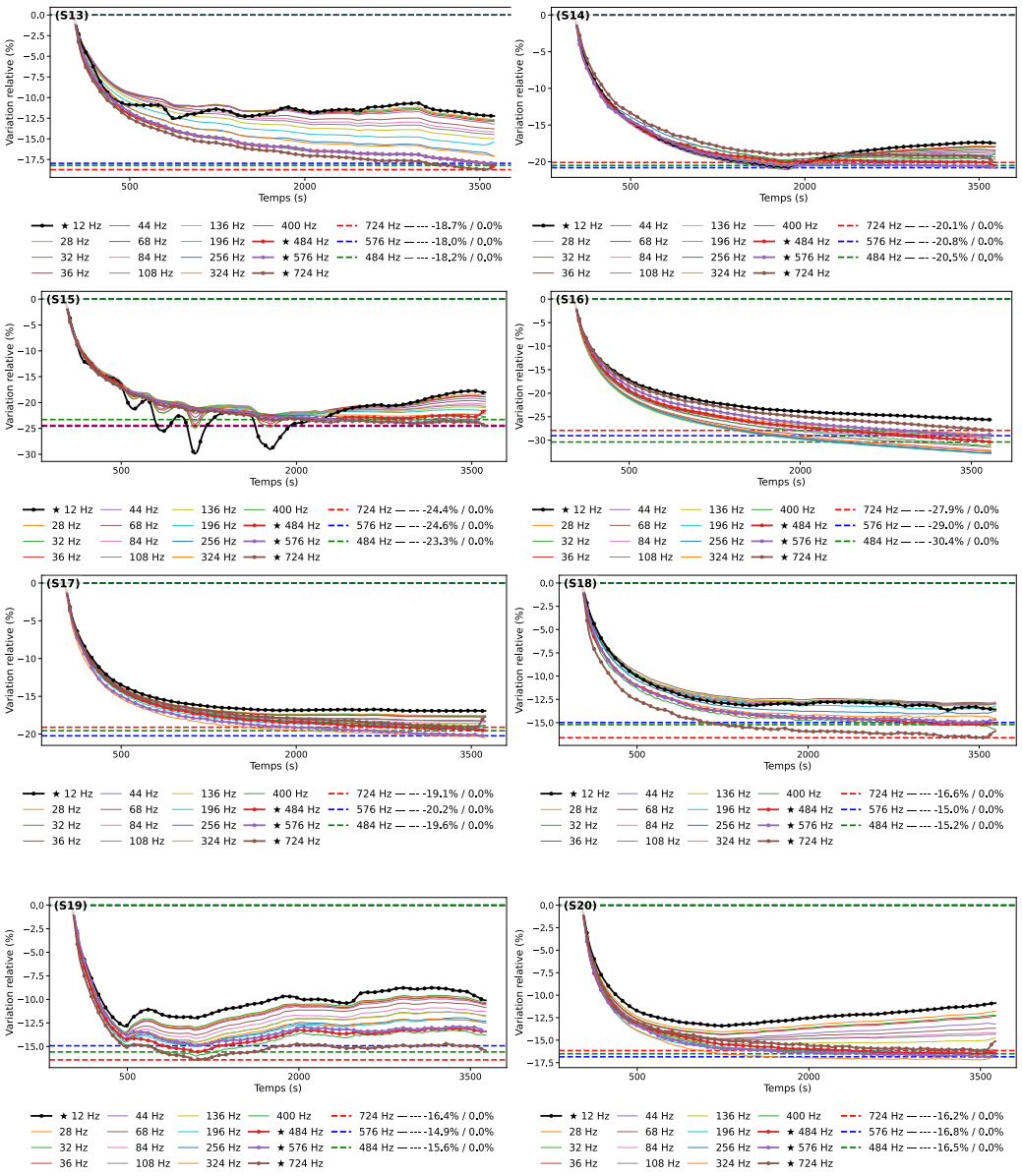

FIGURE C.2 – Courbes représentant les variations relatives du niveau tonique (SCL, %), pour l'ensemble des fréquences chez les sujets S13 à S20, concernant les mesures obtenues sur le biceps.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

ANNEXE D

Site EDA et biceps : matrice de corrélation des niveaux toniques

Cette annexe présente, pour les vingt sujets du protocole, les matrices de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence de l'activité électrodermale (phalanges distales de la main non dominante) et le biceps, calculées sur le niveau tonique pour l'ensemble des fréquences. Ces représentations visent à quantifier le lien temporel entre les niveaux toniques mesurés aux doigts et au bras et à examiner comment cette concordance dépend de la fréquence.

Les matrices obtenues mettent en évidence des profils contrastés selon les sujets. Pour une partie importante de la cohorte, les coefficients augmentent globalement lorsque la fréquence EDA s'élève, avec des corrélations plus marquées aux fréquences les plus hautes. D'autres sujets présentent des niveaux plus homogènes et modérés sur l'ensemble de la bande. Quelques matrices restent peu structurées, avec des corrélations proches de zéro. L'ensemble suggère que la concordance entre sites peut être nette dans certains cas, mais demeure fortement dépendante de la fréquence et de la variabilité inter-individuelle.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

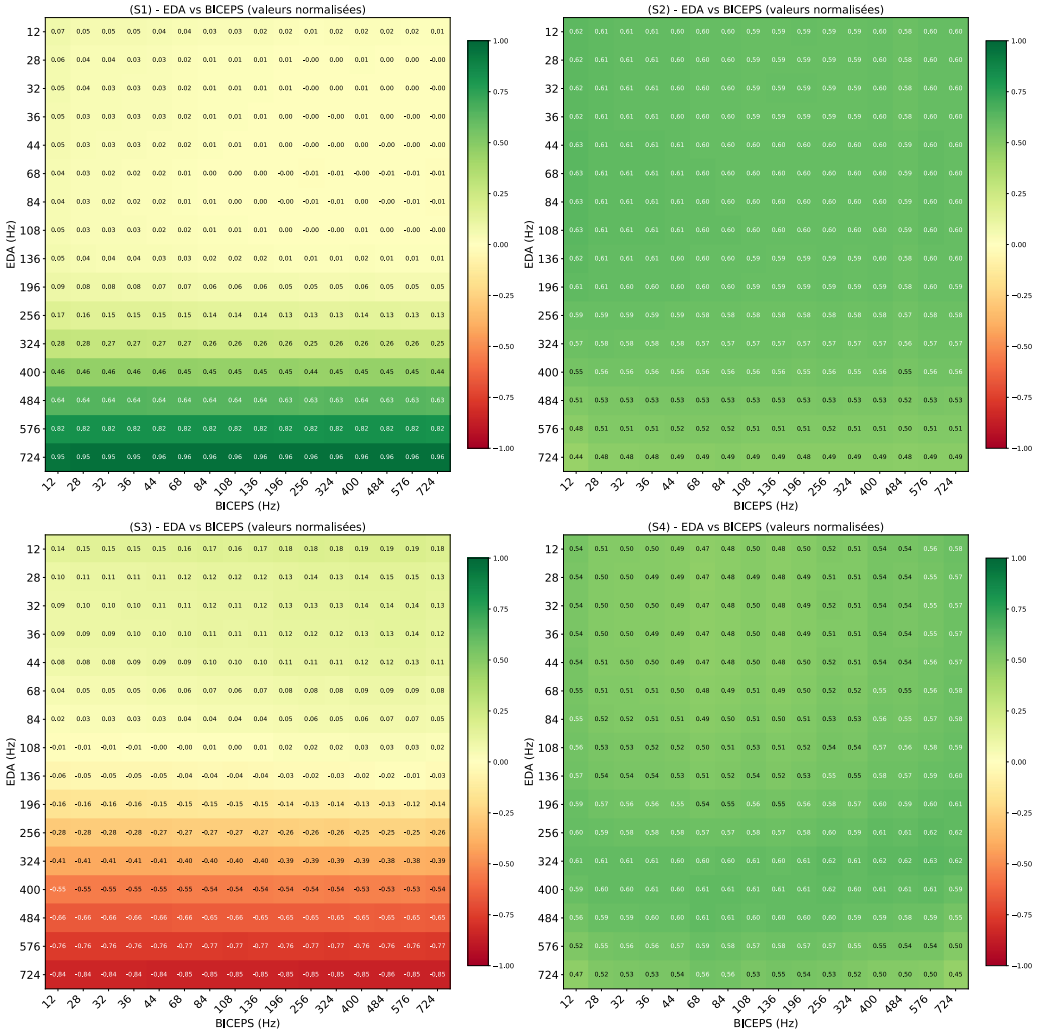

FIGURE D.1 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur le niveau tonique pour les sujets S1 à S4.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

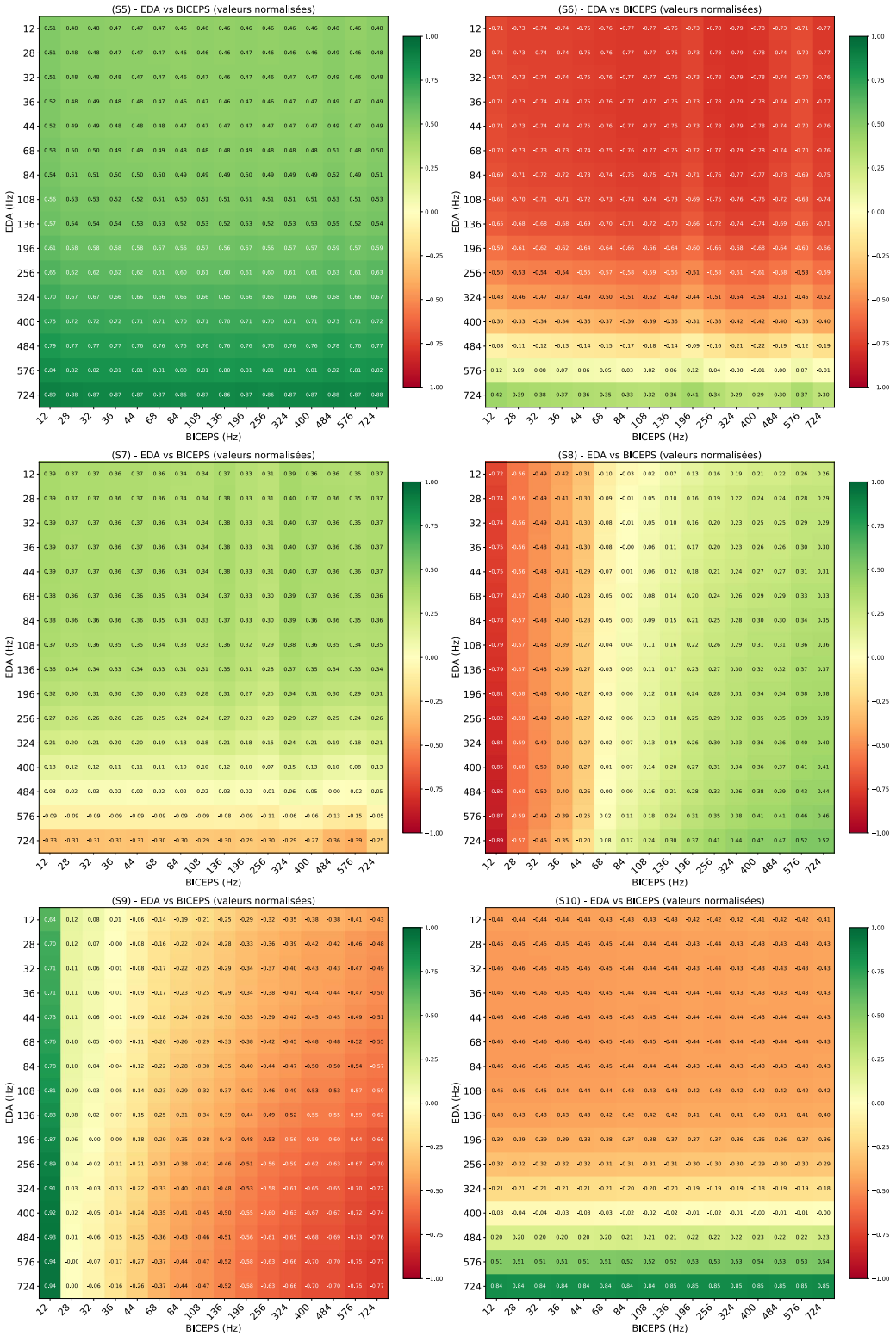

FIGURE D.2 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur le niveau tonique pour les sujets S5 à S10.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

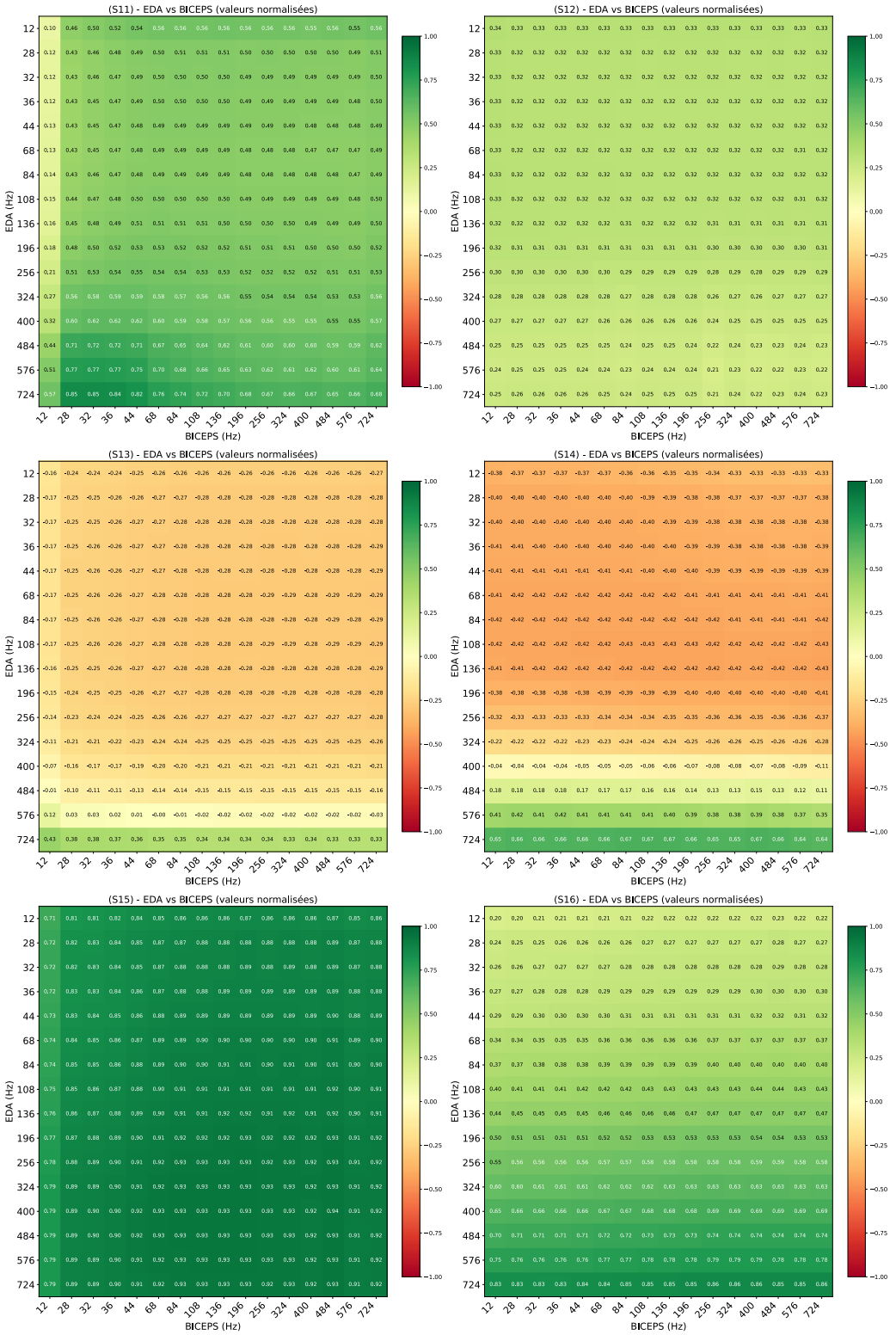

FIGURE D.3 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur le niveau tonique pour les sujets S11 à S16.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

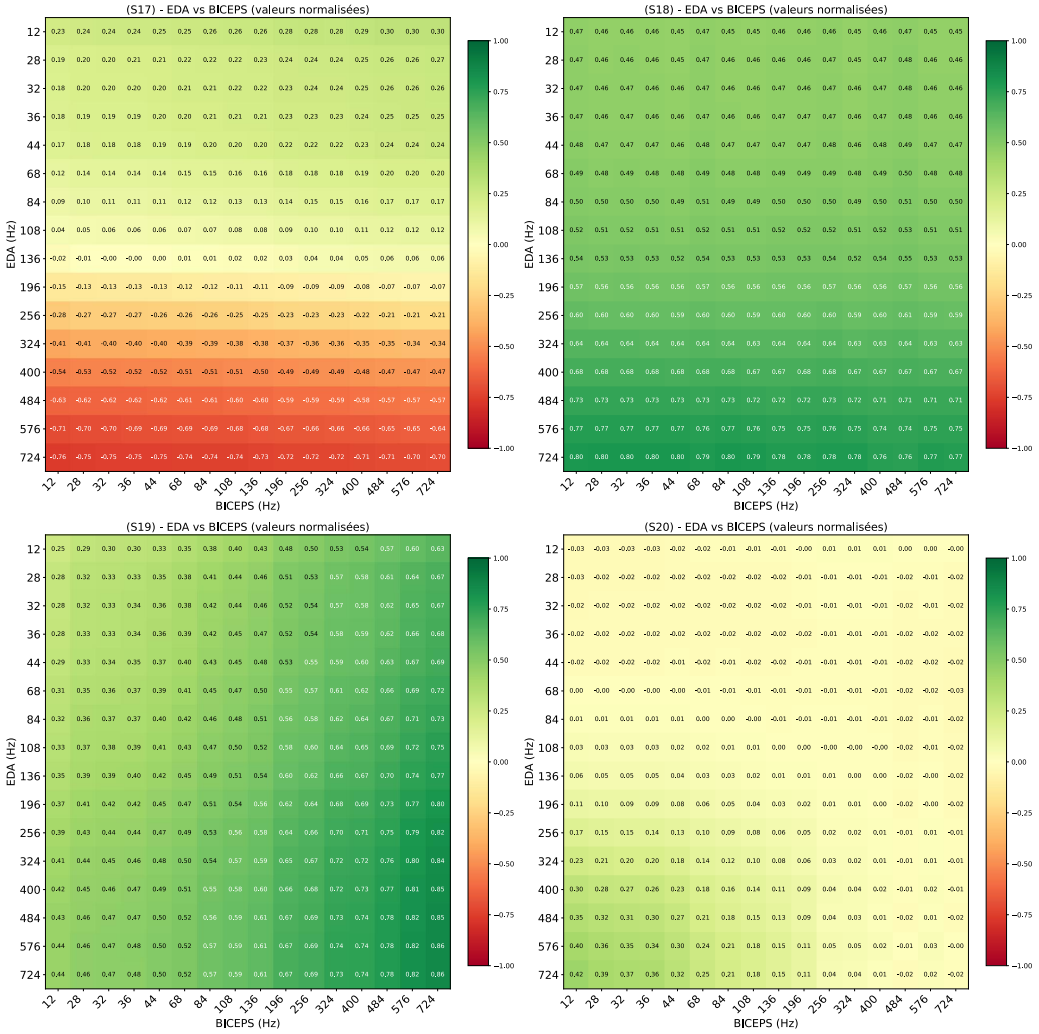

FIGURE D.4 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur le niveau tonique pour les sujets S17 à S20.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

ANNEXE E

Site EDA et biceps : matrice de corrélation des paramètres de Cole

Cette annexe présente, pour les vingt sujets du protocole, les matrices de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales de la main non dominante) et le biceps, calculées sur les paramètres de Cole estimés à partir des spectres d'impédance. Les matrices sont construites séparément pour chaque sujet et pour l'ensemble des paramètres de Cole, afin d'identifier les paramètres qui présentent des comportements communs entre les deux sites.

Les résultats mettent en évidence, chez plusieurs sujets, des corrélations récurrentes pour certains paramètres, en particulier pour le paramètre R_s, qui présente des tendances similaires entre doigts et biceps dans une majorité de cas. D'autres sujets montrent des organisations plus hétérogènes, avec des corrélations plus faibles ou limitées à un sous-ensemble de paramètres. L'ensemble fournit une lecture synthétique du degré de ressemblance entre sites pour chaque métrique de Cole et complète l'analyse de la contribution potentielle de l'interface électrode–peau.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

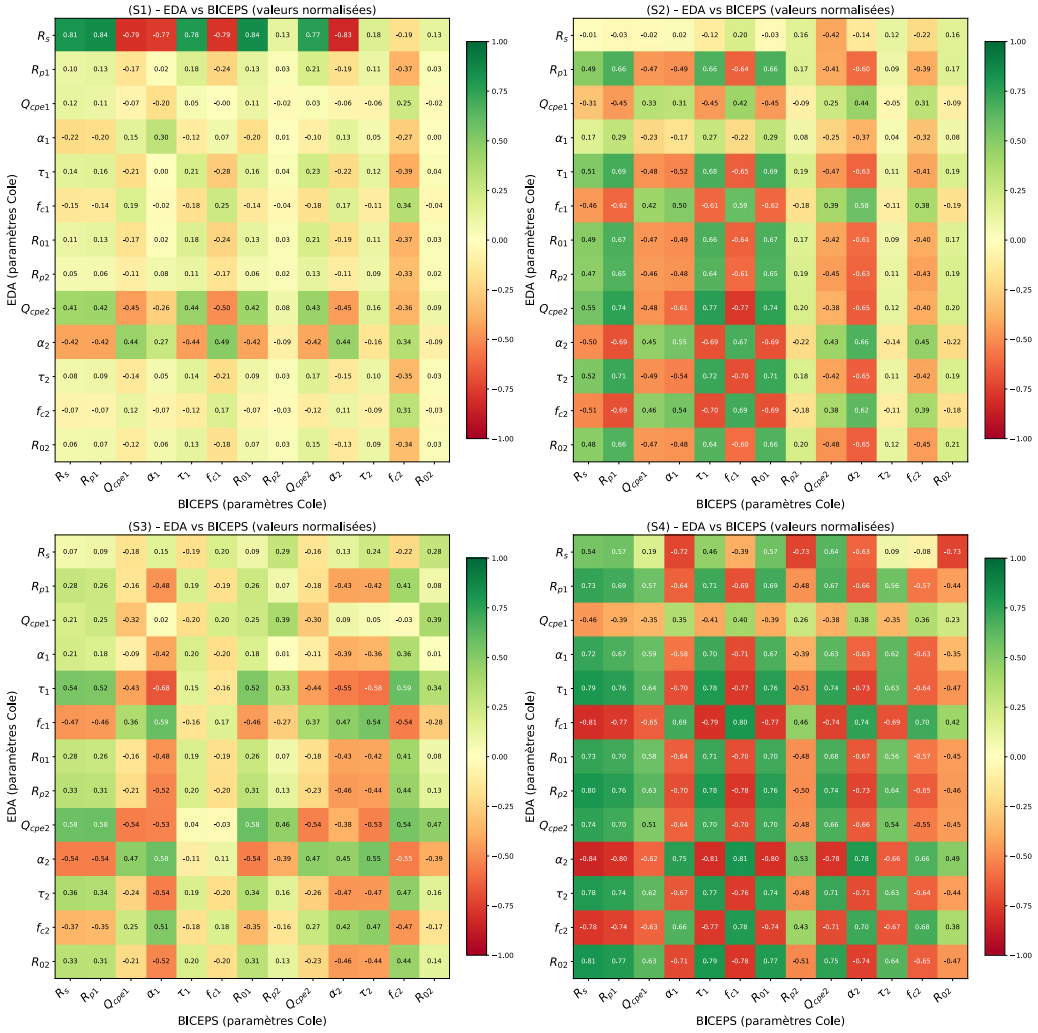

FIGURE E.1 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur les paramètres de Cole pour les sujets S1 à S4.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés



FIGURE E.2 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur les paramètres de Cole pour les sujets S5 à S10.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés



FIGURE E.3 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur les paramètres de Cole pour les sujets S11 à S16.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

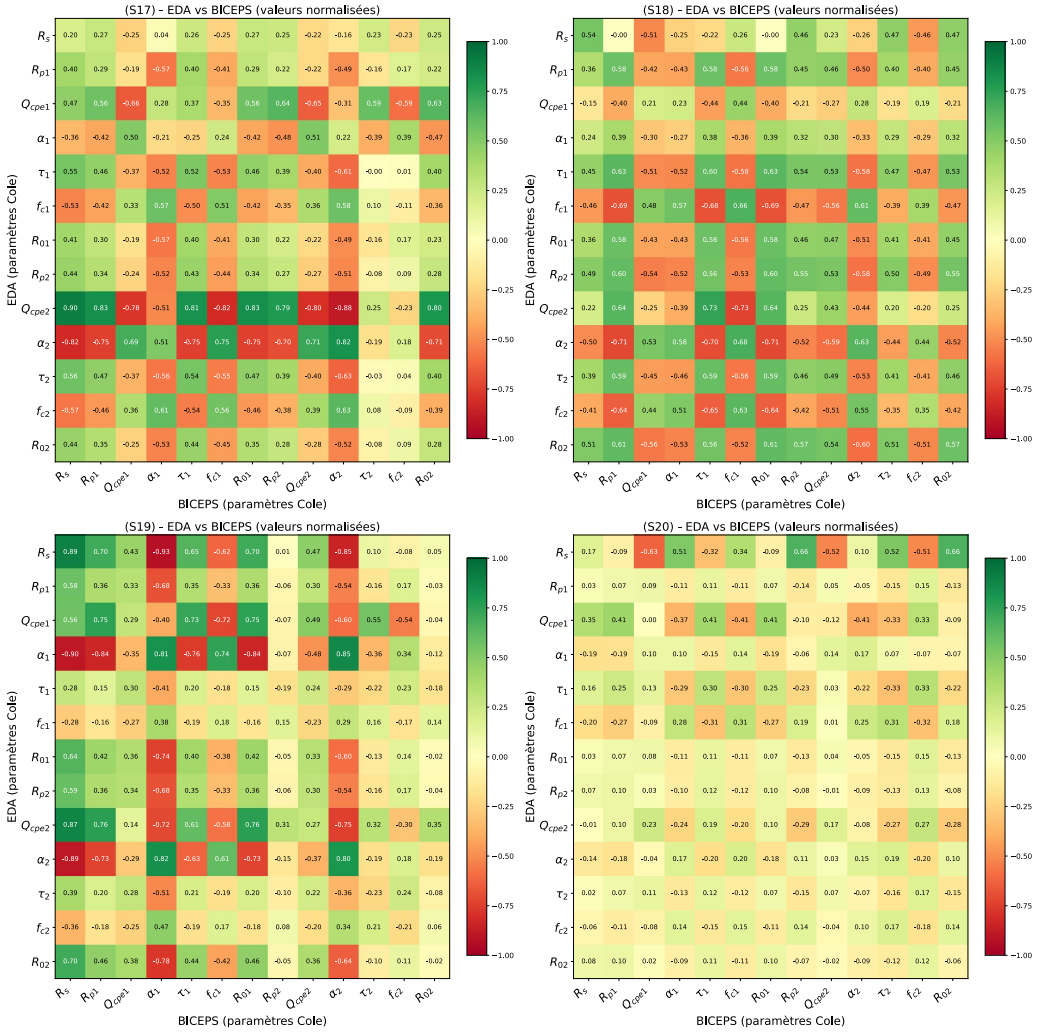

FIGURE E.4 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre le site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le biceps, calculée sur les paramètres de Cole pour les sujets S17 à S20.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

ANNEXE F

Site EDA et biceps : matrice de corrélation des paramètres de Cole (EDA) et niveau tonique (biceps)

Cette annexe présente, pour les vingt sujets du protocole, les matrices de corrélation (coefficients de Pearson) entre les paramètres de Cole estimés sur le site de référence électrodermal (phalanges distales de la main non dominante) et le niveau tonique mesuré au biceps. Les matrices sont établies séparément pour chaque sujet, en confrontant, fréquence par fréquence, les séries temporelles des paramètres de Cole aux doigts et le SCL du biceps, afin d'identifier les paramètres de Cole qui suivent le plus étroitement le comportement tonique brachial.

Les corrélations observées mettent en avant le paramètre R_s, qui présente, dans de nombreux cas, un lien marqué avec le niveau tonique du biceps, en particulier aux fréquences les plus élevées. La fréquence la plus haute du protocole (724 Hz) montre fréquemment une corrélation forte entre R_s estimé aux doigts et le SCL du biceps renforçant l'hypothèse selon laquelle R_s capture une part de la composante commune aux deux sites, compatible avec une contribution d'interface électrode–peau.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

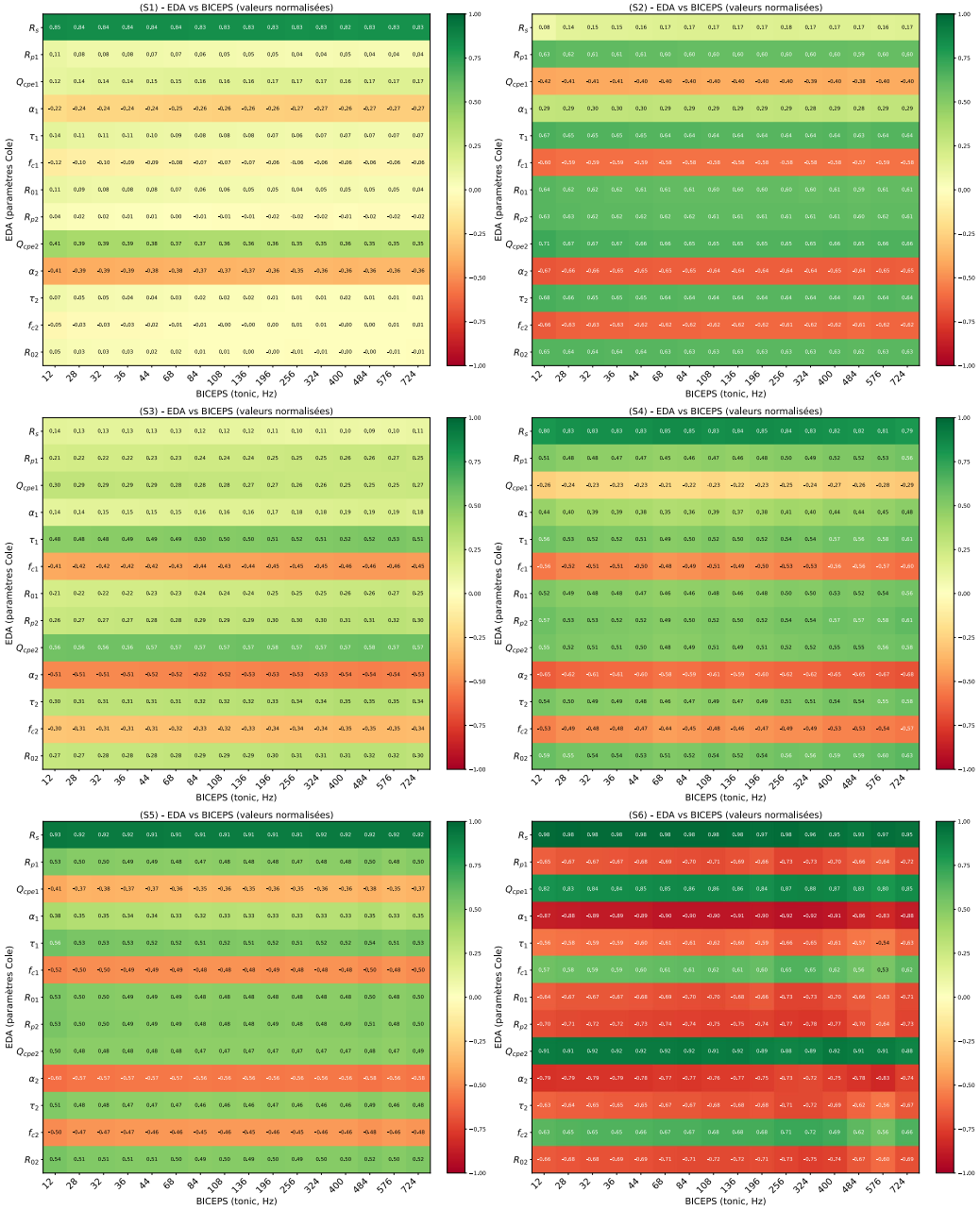

FIGURE F.1 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre les paramètres de Cole du site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le niveau tonique du biceps, concernant les sujets S1 à S4.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

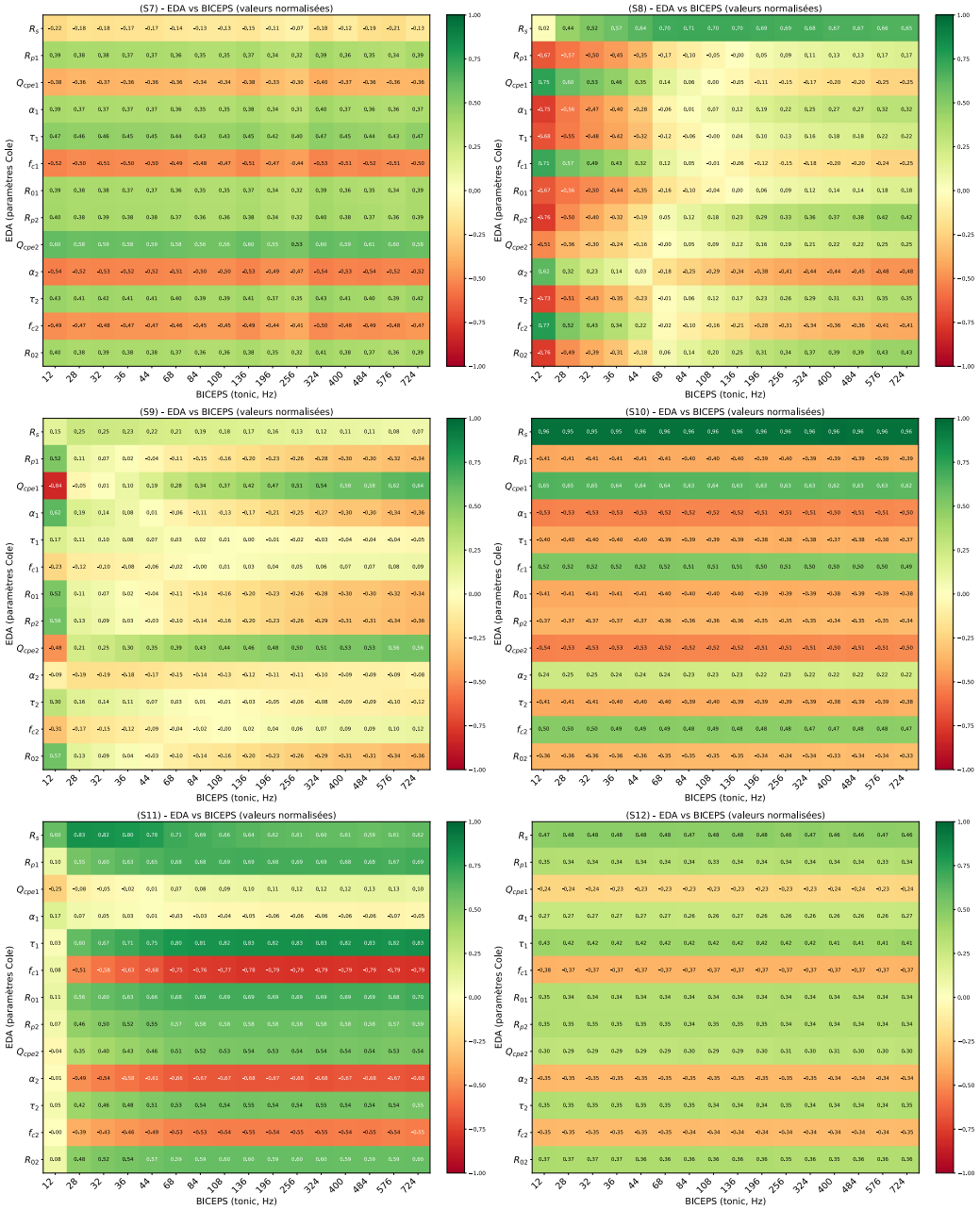

FIGURE F.2 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre les paramètres de Cole du site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le niveau tonique du biceps, concernant les sujets S5 à S10.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

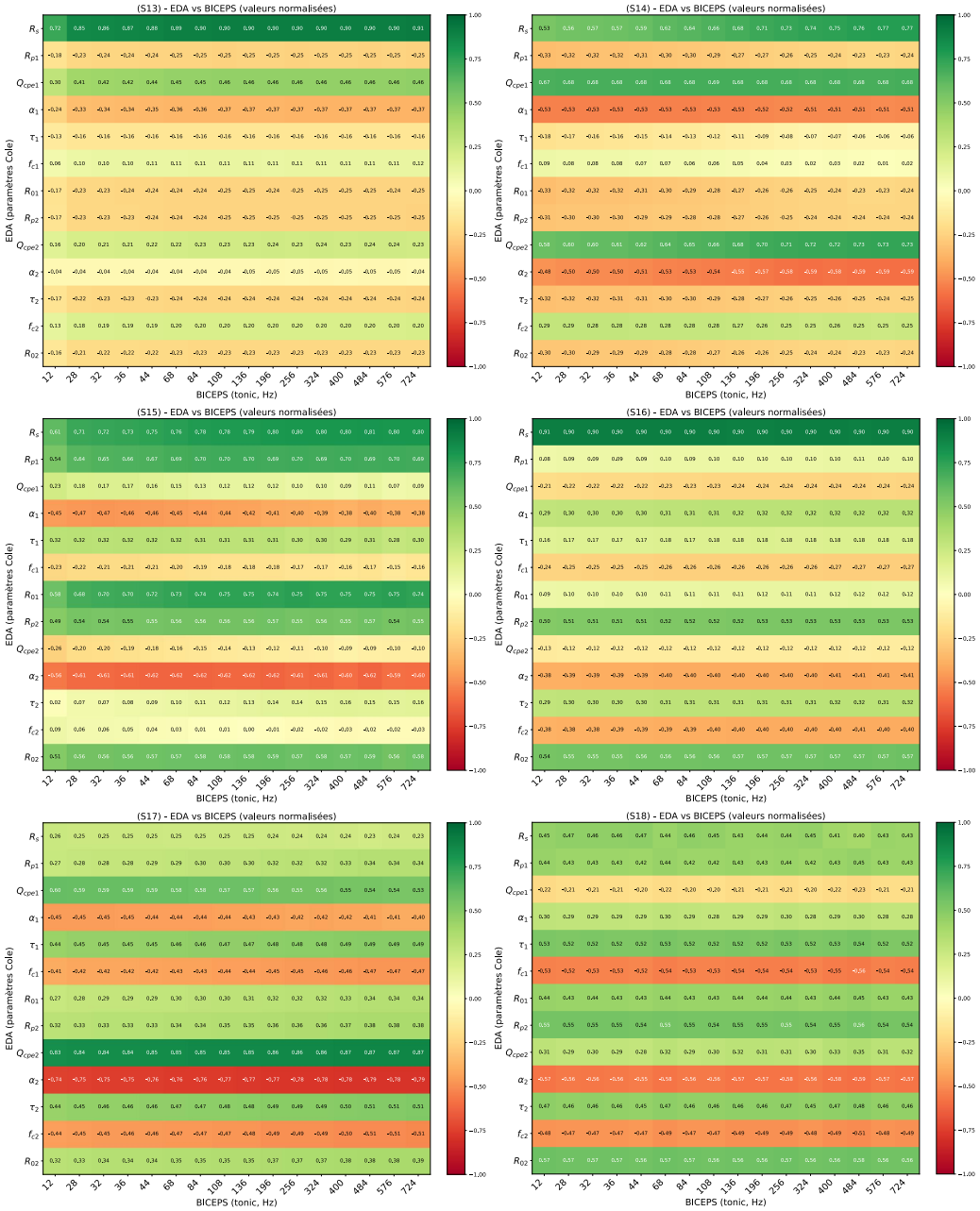

FIGURE F.3 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre les paramètres de Cole du site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le niveau tonique du biceps, concernant les sujets S11 à S16.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

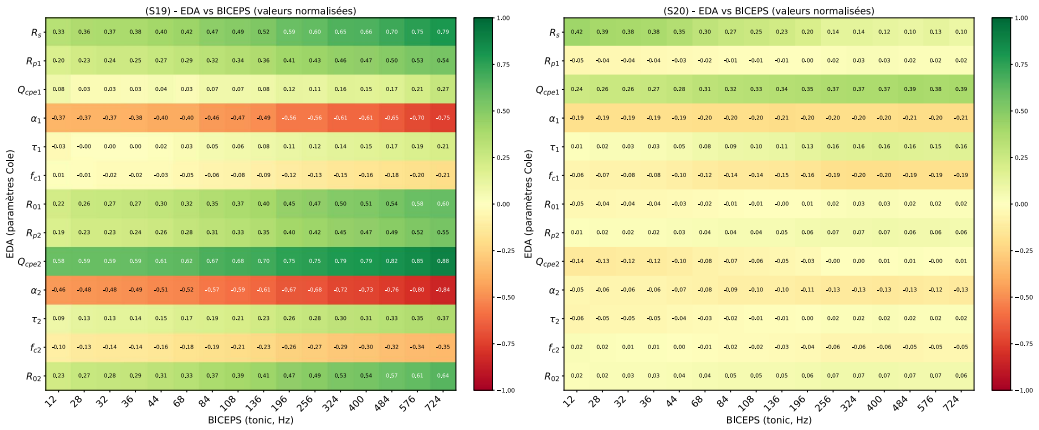

FIGURE F.4 – Matrice de corrélation (coefficients de Pearson) entre les paramètres de Cole du site de référence électrodermal (phalanges distales, main non dominante) et le niveau tonique du biceps, concernant les sujets S17 à S20.

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

FOLIO ADMINISTRATIF

THESE DE L'INSA LYON, MEMBRE DE L'UNIVERSITE DE LYON

NOM : **Desmazure** DATE de SOUTENANCE : **06/02/2026**

Prénoms : **Emeric**

TITRE : **Modélisation et méthodologie pour la mesure et l'analyse de la conductivité de la peau**

NATURE : **Doctorat** Numéro d'ordre : **2026ISAL0005**

École Doctorale : **Électronique, Électrotechnique et Automatique de Lyon**

Spécialité : **Génie électrique**

RÉSUMÉ :

L'activité électrodermale (EDA) constitue une mesure reflétant l'activation de la branche sympa- thique du système nerveux autonome et est couramment utilisée comme un indicateur d'état psychophysiologique. La stimulation des glandes sudoripares eccrines palmaires, induite par l'activation du système nerveux sympathique, accroît la sudation locale et élève la conductivité cutanée. Dans les dispositifs actuels, la mesure est réalisée par injection d'un courant continu ou alternatif, à fréquence fixe. Néanmoins, une lecture à fréquence unique ne permet pas de distinguer de façon fiable les différents phénomènes à l'origine des variations de conductivité tels que l'interface électrode–peau, la sudation et les tissus sous-cutanés. Afin de dépasser ces limites, un capteur de spectroscopie d'impédance multi fréquentielle et continue a été déve- loppé au sein du laboratoire. Ce nouveau dispositif ouvre ainsi la voie à l'étude de la dépendance fréquentielle des indicateurs de l'EDA ainsi qu'à la modélisation des propriétés électriques de la peau pour accroître la spécificité des composantes observées dans le signal. Le premier objectif de cette thèse porte sur la validation du fonctionnement du capteur au travers d'étapes successives. Des essais ont d'abord été conduits sur des circuits statiques re- présentatifs de la peau, avec comparaison des mesures aux valeurs théoriques et estimation, pour chaque fréquence, des erreurs associées. L'évaluation a ensuite été menée in vivo sur une cohorte de sujets, au cours d'un protocole au repos visant à réduire l'activité électrodermale, avec comparaison à un dispositif de référence. Le deuxième objectif concerne la conception d'un algorithme d'ajustement automatique capable de traiter un grand nombre de spectres acquis en continu. L'ajustement est initialisé selon le modèle de Cole, avec des paramètres de départ adaptés au nombre de constantes de temps, et des schémas de pondération modulables. En condition sur fantômes électroniques, des modèles basés à une, deux et trois cellules de Cole sont comparées afin d'identifier, pour chaque modèle, la pondération minimisant l'er- reur et maximisant la stabilité des paramètres de Cole. Cette sélection est ensuite vérifiée sur une cohorte de sujets, de manière à retenir la méthode la plus robuste pour l'analyse in vivo. L'objectif final s'appuie sur un capteur validé et sur la méthode d'analyse la plus adaptée : les phénomènes présents sont d'abord étudiés par séparation, sur les seize fréquences acquises, des composantes tonique et phasique de l'EDA, avec pour but de déterminer, sur l'ensemble des sujets, la dépendance fréquentielle intra- et interindividuelle de ces deux composantes. Deux enregistrements synchronisés sont ensuite exploités, l'un sur un site riche en réponses EDA (main), l'autre sur un site témoin à faible densité sudorale (biceps). Les modules d'impé- dance et les paramètres de Cole sont comparés entre sites afin d'identifier l'impact de l'interface électrode-peau sur la qualité des indicateurs de l'EDA, dans la perspective future d'élaborer de nouvelles méthodes de traitement pour s'affranchir des perturbations qu'elle engendre.

MOTS-CLÉS : **Activité électrodermale, Bioimpédance, Capteurs, Instrumentation, Système nerveux autonome, Traitement de données**

Laboratoire(s) de recherche : **Institut des Nanotechnologies de Lyon**

Directeur de thèse : **Bertrand Massot**

Président du Jury : **Noëlle Lewis**

Composition du Jury :

Sylvain Feruglio, Olivier Meste, Noëlle Lewis, Claudine Gehin, Bertrand Massot

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés

Thèse accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2026ISAL0005/these.pdf © [E. Desmazure], [2025], INSA Lyon, tous droits réservés