



HAL
open science

Simulation d'un localisateur d'apex en préclinique : la bioimpédance au service de la pédagogie

Victoria Puloc'H

► To cite this version:

Victoria Puloc'H. Simulation d'un localisateur d'apex en préclinique : la bioimpédance au service de la pédagogie. Médecine humaine et pathologie. 2024. dumas-04893565

HAL Id: dumas-04893565

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04893565v1>

Submitted on 17 Jan 2025

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

THÈSE

POUR OBTENIR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et publiquement soutenue devant

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales
(Doyen : Monsieur le Professeur Georges LEONETTI)

École de Médecine Dentaire
(Directeur : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

SIMULATION D'UN LOCALISATEUR D'APEX EN PRÉCLINIQUE : LA BIOIMPÉDANCE AU SERVICE DE LA PÉDAGOGIE.

Présentée par

PULOC'H Victoria

Née le 12/04/2000

À Quimper (29)

Promotion
Raymond SANGIUOLO

Thèse soutenue le : **07 mai 2024**

Devant le jury composé de

Président : Professeur BUKIET Frédéric

Assesseurs : Docteur GUIVARC'H Maud

Docteur GIRAUD Thomas

Docteur BALLESTER Benoît

Invité : Docteur SILVESTRI Frédéric

THÈSE

POUR OBTENIR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et publiquement soutenue devant

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales
(Doyen : Monsieur le Professeur Georges LEONETTI)

École de Médecine Dentaire
(Directeur : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

SIMULATION D'UN LOCALISATEUR D'APEX EN PRÉCLINIQUE : LA BIOIMPÉDANCE AU SERVICE DE LA PÉDAGOGIE.

Présentée par

PULOC'H Victoria

Née le 12/04/2000

À Quimper (29)

Thèse soutenue le : **07 mai 2024**

Devant le jury composé de

Président : Professeur BUKIET Frédéric

Assesseurs : Docteur GUIVARC'H Maud

Docteur GIRAUD Thomas

Docteur BALLESTER Benoît

Invité : Docteur SILVESTRI Frédéric

ADMINISTRATION

Doyens Honoraires

Professeur	Raymond SANGIUOLO ⁺
Professeur	Henry ZATTARA
Professeur	André SALVADORI
Professeur	Jacques DEJOU

Directeur

Professeur	Bruno FOTI
------------	------------

Directeurs adjoints

Professeur	Michel RUQUET
Professeur	Anne RASKIN

Chargés de missions

Formation Initiale

Professeur	Michel RUQUET
------------	---------------

Recherche

Professeur	Anne RASKIN
------------	-------------

Formation Continue

Professeur	Frédéric BUKIET
------------	-----------------

Relations Internationales

Professeur	Hervé TASSERY
------------	---------------

Internat et Diplômes d'études spécialisées

Professeur	Virginie MONNET-CORTI
------------	-----------------------

Affaires générales

Docteur	Alain TOSELLO
---------	---------------

Responsable Administrative

Madame	Katia LEONI
--------	-------------

PROMOTIONS :

2019 Raymond SANGIUOLO

2020 Gaston BERGER

2021 Joseph MIGOZZI

2022 Jérôme GALLION

2023 Serge DIBART

LISTE DES ENSEIGNANTS

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS – PRATICIENS HOSPITALIERS

BUKIET Frédéric (58-01)
ESCLASSAN Rémi (58-01)
FOTI Bruno (56-02)
LE GALL Michel (56-01)
MONNET-CORTI Virginie (57-01)
PHILIP-ALLIEZ Camille (56-01)
RASKIN Anne (58-01)
RUQUET Michel (58-01)
TARDIEU Corinne (56-01)
TARDIVO Delphine (56-02)
TASSERY Hervé (58-01)
TERRER Elodie (58-01)

PROFESSEUR DES UNIVERSITÉS

ABOUT Imad (65)

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITÉS – PRATICIENS HOSPITALIERS

ABOUDHARAM Gérard (58-01)	GUIVARC'H Maud (58-01)
ANTEZACK Angeline (57-01)	JACQUOT Bruno (58-01)
BALLESTER Benoît (58-01)	LAN Romain (56-02)
BELLONI Didier (57-01)	LAURENT Michel (58-01)
BLANCHET Isabelle (56-01)	MENSE Chloé (58-01)
BOHAR Jacques (56-01)	NOIRRIT-ESCLASSAN Emmanuelle (56-01)
CAMOIN Ariane (56-01)	POMMEL Ludovic (58-01)
CAMPANA Fabrice (57-01)	PRECKEL Bernard-Éric (58-01)
CASAZZA Estelle (58-01)	RÉ Jean-Philippe (58-01)
CATHERINE Jean-Hugues (57-01)	ROCHE-POGGI Philippe (57-01)
GAUBERT Jacques (56-01)	SILVESTRI Frédéric (58-01)
GIRAUD Thomas (58-01)	STEPHAN Grégory (58-01)
GIRAUDEAU Anne (58-01)	TOSELLO Alain (58-01)

PRATICIENS HOSPITALIERS UNIVERSITAIRES

MANSUY Charlotte (58-01)

PILLIOL Virginie (58-01)

BOREL Guillaume (56-02)

BRINCAT Arthur (57-01)

ONGHENA Tom (56-01)

PASCHEL Laura (58-01)

PRINCE Fanny (58-01)

RANCHAIN Théo (57-01)

RAYNAUD Camille (58-01)

REYNAL Florence (56-01)

ROMAO Vincent (57-01)

ROOSEN Amandine (58-01)

ROUSCOFF Eva (56-01)

SADOWSKI Camille (57-01)

STALLA Martin (58-01)

TERRER Jérémy (58-01)

VEILLARD Pierre (56-01)

BROS Agnès (56-01)

CHAMAYOU Chloé (56-01)

DUPRAT Florence (56-01)

FERRE Enzo (58-01)

FOUQUES Agathe (56-01)

HAMMOUTENE Stéphane (57-01)

LAFONT Jacinthe (57-01)

OHANESSIAN Romain (57-01)

CHEFFE DE CLINIQUE DES UNIVERSITÉS ASSOCIÉE

BROTONS Adèle (56-01)

Intitulés des sections CNU :

56^{ème} section : Développement, croissance et prévention

56-01 Odontologie pédiatrique et orthopédie dento-faciale

56-02 : Prévention – Epidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale

57^{ème} section : Chirurgie orale, Parodontologie, Biologie Orale

57-01 : Chirurgie orale – Parodontologie – Biologie orale

58^{ème} section : Réhabilitation orale

58-01 : Dentisterie restauratrice – Endodontie – Prothèses – Fonction-Dysfonction – Imagerie – Biomatériaux

L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation auprès du ou des titulaires des droits. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers.

Remerciements au Jury

A notre Président du Jury, Monsieur le Professeur Frédéric BUKIET,

Vous nous faites l'honneur d'accepter de présider ce jury.
Nous vous remercions de votre pédagogie, de votre savoir
et de votre motivation à nous apprendre l'excellence.

Notre internat sera marqué par votre passion, votre patience et votre enseignement.
Merci de nous avoir partagé et transmis votre passion, de nous avoir poussée vers le haut, de
nous avoir protégée, et de nous avoir donné tant d'affection, chaque jour un peu plus.

Merci de tant donner pour que l'on gagne en confiance, que l'on s'épanouisse
dans notre métier et que nous soyons heureux dans notre vie future.
Veuillez trouver dans ce travail, l'expression de notre reconnaissance
et la marque de notre profond respect.

A Madame le Docteur Maud GUIVARC'H,

Vous nous faites l'honneur d'avoir accepté de faire partie de ce jury.
Nous vous remercions de votre gentillesse, votre passion et votre implication.

Votre passion pour la dentisterie et votre dévouement
envers vos étudiants ont été une source constante d'inspiration pour moi.

En envisageant le concours de l'internat, je me suis rendue compte
que ma principale motivation était, depuis ma 2^{ème} année, de devenir votre interne.
Votre gentillesse, votre bienveillance, votre bonne humeur permanente et votre engagement
envers l'excellence m'ont incité à viser toujours plus haut dans mes études.

C'est avec enthousiasme et détermination que je m'appête à finir cet internat,
avec l'espoir de poursuivre mon apprentissage auprès de vous.

Notre internat sera indéfiniment marqué par vos empreintes.

En espérant de tout cœur, après ces 7 années, vous avoir rendue fière.

Veuillez recevoir de ce travail tous nos remerciements et sincère respect
ainsi que la marque mon affection la plus sincère dont vous connaissez le poids.

A Monsieur le Docteur Thomas GIRAUD,

Vous nous faites l'honneur d'avoir accepté de faire partie de ce jury.
Nous vous remercions pour vos qualités d'enseignement, de pédagogie
et de vos précieux conseils au cours de notre internat,
tout particulièrement dans la réalisation des provisoires.

Vous avez été un soutien important durant notre cursus universitaire et notre exercice hospitalier.

Veuillez trouver dans ce travail la marque de notre respect et amitié.

A Monsieur le Docteur Benoît BALLESTER,

Vous nous faites l'honneur et le plaisir d'avoir dirigé ce travail de thèse.
Nous vous remercions pour votre accompagnement et disponibilité
qui nous ont permis la réussite de ce travail. Vous avez été un guide
durant toutes ces années d'études et votre présence au quotidien à nos côtés est précieux.
Votre engagement constant, votre motivation inébranlable et votre dévouement
à l'hôpital ont considérablement amélioré notre apprentissage.
Votre détermination à créer un environnement d'apprentissage stimulant, enrichissant
et d'améliorer la formation continue au quotidien inspire l'ensemble de vos étudiants.
Ce travail n'aurait pu aboutir sans vos connaissances cliniques, numériques, et informatiques.
Nous vous remercions pour vos précieux conseils et votre transmission de la rigueur.
Nous sommes convaincus que votre influence continuera à façonner des générations
d'étudiants à venir. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de mon immense respect.

A Monsieur le Docteur Frédéric SILVESTRI,

Vous nous faites l'honneur d'avoir accepté notre invitation.
Nous vous remercions pour votre confiance, votre gentillesse
et pour le savoir que vous nous transmettez.
Nous vous remercions pour toute l'attention que vous nous avez portée
durant ces dernières années, tous les précieux conseils reçus
et de nous avoir guidée vers Six-Fours...
Vous nous avez énormément manqué cette dernière année.
Notre avenir sera marqué par votre engagement et votre volonté de nous faire grandir.
Veuillez trouver dans ce travail l'expression
de mes sincères remerciements et de ma profonde amitié,

Remerciements Personnels

A ma famille,

A Alexandre, mon âme sœur,
A celui qui m'a toujours soutenue depuis le début de ces études, à celui qui joue le rôle de meilleur ami, confident, ancien co-interne, et conjoint.
J'ai grandi à tes côtés et je suis fière de t'avoir eu comme modèle. Merci de si bien t'occuper de moi, et de notre crevette préférée Lizzy.
Notre avenir commence là où notre internat se termine.
J'espère à jamais être comblée de ton amour,
Je t'aime éperdument.

A mes parents,
Merci de votre soutien tout au long de ces longues études, des concours pour rentrer au lycée, au concours de l'internat. Des moments de joie, des moments de pleurs, des moments de doute mais toujours les bons mots qui ont su me faire grandir et murir pour accéder à la place où je suis aujourd'hui.
Merci de m'avoir donné l'occasion de découvrir le monde dès mon enfance, à travers tous nos voyages.
J'apprendrai à mes enfants les mêmes valeurs de la famille.
En devenant docteur, j'espère vous avoir rendu fiers, je vous aime.

A Meghann et Geoffrey,
Vous êtes les piliers de ma vie, vous m'avez éduquée de la plus belle des manières.
J'espère que la distance importante qui nous sépare aujourd'hui sera insignifiante dans les prochaines années. Je vous souhaite de vous épanouir dans vos vies, tout en gardant un œil sur votre petite sœur adorée.
Merci d'avoir fait de moi une vraie princesse depuis ma naissance.
(Oui Geoffrey, promis un jour tu auras ta Porsche rouge que je t'ai promis quand j'avais 5 ans)
Je vous aime énormément.

A Philippe,
Mon frère de cœur depuis ma naissance. Je suis tellement fière de te voir t'épanouir dans ce monde de la dentisterie qui me fascine tant. Merci pour l'amour que tu me portes, même si, entre nous, m'enfermer dans un bac à linge à 3 ans, ce n'était pas ta meilleure idée...

A mes grands-mères,
Merci pour votre amour si tendre, j'espère avoir l'occasion de plus souvent venir en Bretagne les prochaines années.
Je vous aime très fort, vous me manquez.

A mon Tonton Erwan et Marie,
Merci pour tout l'amour que vous me donnez, merci d'être là aujourd'hui pour ce moment si précieux dans ma vie.
Merci Tonton de tout faire pour me rendre heureuse depuis ma naissance, merci de m'emmener aux Glénans à chacun de mes passages en Bretagne et de m'offrir les plus belles langoustines à Noël !
J'ai toujours sur moi le porte-clés Pingouin que tu m'as offert il y a 15 ans à Océanopolis, pour t'avoir à mes côtés à chaque instant.
Merci d'être le meilleur tonton, je t'aime.

A Éric et Lydie,
D'où pourrait venir mon amour pour la dentisterie à part de vous ?
Merci d'avoir fait le déplacement pour me soutenir aujourd'hui, votre présence compte énormément pour moi.
J'espère avoir l'occasion de vous montrer les avancées en endodontie et vous partager mon quotidien de sauveuse de dent avant qu'Eric ne pose ses implants !

A Christophe et Virginie,
Merci de cet accueil si chaleureux dans votre famille.
A toutes nos parties de Unos et de contrées endiablées, même si je suis sûre que du côté des Clemençon, ça triche à chaque partie...
Merci pour tous les fous rires, toutes les bouteilles de Champagne et tous les cris au Lobo 77.
J'espère bientôt faire partie de votre famille.
Je vous aime énormément.

A Adrien et Sophie,
Mes meilleurs amis,
A ceux qui étaient là dans les plus beaux moments, et qui ont partagé mes larmes durant les plus difficiles.
A toutes les soirées et journées passées ensemble de la rue Rocher Brun à La Fare, avec 5 déménagements à notre compteur, de quoi se reconverter.
J'espère que notre amitié restera la même jusqu'à la fin et que nos enfants grandiront ensemble.
Je vous aime tellement.

A Pierre,
Je tenais à t'adresser un immense merci pour tout ce que tu as fait pour moi. Si je suis là aujourd'hui, c'est indéniablement grâce à toi. T'en auras eu des rôles auprès de moi, d'ancien binôme, à prof, à ami.
Les actes en A (qui méritaient des D) resteront gravés dans ma mémoire, comme l'hypochlorite sur la chemise de Monsieur B., éternellement.
Merci d'avoir été un exemple, un soutien et un ami inestimable. J'espère sincèrement que notre histoire et notre complicité ne fait que commencer et que tu continueras à m'enseigner à faire des perforations...
Encore une fois, merci du fond du cœur.

A mes chers co-internes,
A Nicolas, mon binôme, mon double dans cette aventure ! Merci d'avoir toujours été là pour moi, merci surtout d'avoir fait toutes les conneries avant moi. Merci de rendre si belles toutes mes journées, merci de me faire tant rire à chaque fois que tu casses quelque chose dans le 228. Et surtout, merci de sécher mes larmes après chaque instrument fracturé, chaque perforation, et surtout chaque soin qui se termine en avulsion.
Je t'aime énormément, même si je ne suis pas sur la photo dans le box, et même si tu bois des verres sans moi avec MA prof préférée. Merci de m'offrir un davier chaque début de semaine pour me redonner confiance.
Tu seras sans aucun doute un endodontiste d'exception.
Je n'aurai jamais pu rêver mieux que de t'avoir à mes côtés chaque jour, je t'aime.

A Déborah, la plus mature du groupe, notre soleil. Merci pour tous tes précieux conseils pour survivre à cet internat. J'ai hâte de t'adresser mes patients, par contre il faut absolument que je t'apprenne à faire un test au froid !!

A Angéline, la plus marseillaise d'entre nous avec tous tes contacts ! Bravo à toi de gérer les patients de Clémenceon surtout Monsieur B., il en faut du courage ! Merci de me faire rire au quotidien et d'être présente quand les larmes coulent. L'internat a fait de toi une femme incroyable.

A Cassandra, ma Calédonienne préférée même si j'attends toujours l'invitation. Merci pour toutes les soirées et surtout tous les chats qu'on découvre chez toi ! Mais surtout merci pour ton caramel au beurre salé qui me régale à chaque garde !!

A Margaux, cette copine depuis la 2^{ème} année. Malgré tous les cas foireux que tu m'adresses, je continue à t'aimer et te supporter. Tu m'as fait aimer le Gorgonzola alors je te pardonne tous tes faux tests au froid positifs.

Hâte que l'ADP reprenne pour squatter chez toi et embêter Charlotte.

Ne changez pas, restez si drôles et si attachantes.

A Mathias, notre interne de 1^{ère} année préféré, ce rayon de soleil qui n'a toujours pas changé d'accent un an plus tard. Merci d'être toujours de bonne humeur, même après avoir vu Monsieur C., ce qui est un exploit. Reste le même mais prends l'accent marseillais par pitié.

A Clara, ma co-interne si spéciale.

Il y a 2 ans, on révisait comme des folles, pour atteindre notre rêve et nous voilà toutes les deux internes à Marseille.

Je n'aurai jamais tenu la 5^{ème} année sans toi. Merci d'avoir été une amie si précieuse ces dernières années, merci d'avoir toujours été là. Je suis si fière de t'avoir comme co-interne.

En revanche t'as intérêt de soigner mes enfants gratuitement !

Je t'aime très fort.

Aux Docteurs Boutin et Winteler,

Merci pour votre accueil si chaleureux, pour votre bienveillance au quotidien et toutes les opportunités que vous nous offrez à Alexandre et moi. Vos conseils sont précieux à nos yeux.

On espère vous rendre fiers dans les prochaines années.

Au Docteur Estelle Casazza,

Je tiens à vous exprimer ma profonde gratitude pour avoir été un soutien moral et psychologique indéfectible tout au long de la préparation du concours de l'internat. Votre présence et vos encouragements ont été des éléments cruciaux qui ont contribué à ma réussite.

Vous avez su créer un environnement bienveillant où je me suis sentie soutenue, comprise et encouragée. Vos conseils avisés, vos encouragements constants et votre disponibilité ont été essentiels dans les moments difficiles et je vous en suis profondément reconnaissante.

Merci pour votre engagement, votre empathie et votre dévouement.

C'est un privilège d'avoir eu une enseignante aussi exceptionnelle.

Au Docteur Chloé Mense,

Je tiens à exprimer ma sincère gratitude pour l'impact que vous avez eu sur ma formation en prothèse. Grâce à votre enseignement passionné, j'ai découvert la prothèse maxillo-faciale.

Votre enthousiasme et votre passion pour la prothèse ont rendu les cours captivants et stimulants.

Au-delà de l'aspect hospitalier, je tiens à souligner la précieuse connexion que nous avons créée. Les ragots avec Silvester dans le 127 y sont pour quelque chose sans aucun doute.

Votre générosité, tant sur le plan hospitalier que personnel, a laissé une empreinte indélébile dans ma vie d'interne. Merci pour votre dévouement, votre passion et votre capacité à rendre l'apprentissage aussi enrichissant qu'agréable.

Au Docteur Virginie Pilliol,

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude pour la formidable expérience que j'ai eue en travaillant avec vous dans le service et aux urgences.

Votre expertise, votre calme et votre capacité à résoudre les situations avec brio ont été une source d'inspiration constante. Votre motivation à poursuivre vos rêves est impressionnante.

En collaborant à vos côtés, j'ai pu constater l'engagement passionné que vous mettez dans votre travail et dans la réalisation de vos objectifs.

Merci pour votre disponibilité permanente, pour votre mentorat, votre inspiration constante et les moments de légèreté que vous avez apportés.

Au Professeur Rémi Esclassan,

Je tiens à exprimer notre profonde gratitude pour votre soutien indéfectible, votre motivation constante et votre protection bienveillante. Votre engagement envers notre succès, votre capacité à nous pousser toujours plus haut et votre soutien inébranlable sont précieux.

Nous sommes réellement reconnaissants de pouvoir compter sur vous. Vous avez insufflé une nouvelle vie à notre internat.

Je dédie cette thèse à mes deux grands-pères,
J'espère que vous êtes fiers de moi depuis les étoiles.

Table des matières

I.	INTRODUCTION	1
II.	BIOIMPEDANCE : DEFINITION, CONCEPTS FONDAMENTAUX ET USAGES	2
A.	DEFINITION.....	2
B.	CONCEPTS FONDAMENTAUX DE LA BIOIMPEDANCE	3
1.	<i>Propriétés électriques des cellules</i>	3
2.	<i>La bioimpédance à l'échelle des tissus biologiques</i>	4
C.	UTILISATION DE LA BIOIMPEDANCE DANS LE DOMAINE DE LA SANTE	5
1.	<i>Domaine de la cardiologie : la cardiographie d'impédance</i>	5
2.	<i>Domaine de la nutrition</i>	7
3.	<i>Domaine de la néphrologie</i>	8
4.	<i>Domaine de l'hématologie</i>	9
5.	<i>Domaine odontologie : Le localisateur d'apex électronique</i>	10
III.	REVUE SYSTEMATIQUE DE LA LITTERATURE SUR LES LOCALISATEURS D'APEX ELECTRONIQUES	11
A.	INTRODUCTION	11
B.	MATERIEL ET METHODES.....	12
C.	RESULTATS.....	15
D.	DISCUSSION.....	19
1.	<i>LAE et ses générations</i>	19
2.	<i>LAE dans le cas d'apex ouverts</i>	21
3.	<i>LAE et environnement simulé</i>	21
E.	CONCLUSION	22
IV.	SIMULATION D'UN LOCALISATEUR D'APEX EN PRECLINIQUE	24
A.	ENSEIGNEMENT DE L'ENDODONTIE EN PRECLINIQUE : LES TRAVAUX PRATIQUES AU CŒUR DE NOTRE FORMATION MARSEILLAISE	24
B.	DEFINITION DU CAHIER DES CHARGES	27
1.	<i>Génération du courant alternatif</i>	27
2.	<i>Mesure de l'impédance</i>	28
3.	<i>Affichage/Signalement</i>	28
C.	IMPLICATION DU CAHIER DES CHARGES SUR LES CHOIX TECHNIQUES	29
D.	PHASES DE CONSTRUCTION ET D'EXPERIMENTATIONS	30
1.	<i>Conception du prototype de LAE</i>	33
2.	<i>Test et validation</i>	37
3.	<i>Montage final</i>	41
4.	<i>Développements futurs</i>	41
V.	CONCLUSION	45
	BIBLIOGRAPHIE	I
	ANNEXES	A
	<u>LISTE DES TABLEAUX</u>	D
	<u>TABLE DES ILLUSTRATIONS</u>	D

I. Introduction

Au sein de la dentisterie moderne, les avancées technologiques ont profondément transformé les méthodes de diagnostic, de traitement et d'enseignement. Parmi ces évolutions, les localisateurs d'apex se révèlent être des outils essentiels, révolutionnant l'approche des traitements endodontiques et offrant une nouvelle dimension aux travaux pratiques en formation dentaire.

Le traitement endodontique est une procédure complexe visant à traiter les affections de la pulpe dentaire. La précision de la localisation de l'apex dentaire, le point apical de la racine dentaire, est d'une importance cruciale pour assurer le succès de ces traitements. Traditionnellement, cette localisation s'effectuait par des méthodes radiographiques et tactiles, nécessitant un haut niveau d'expérience et de compétence clinique. Cependant, avec l'émergence des localisateurs d'apex, les praticiens et les étudiants en dentisterie sont désormais dotés d'outils précis, fiables et non invasifs pour guider ces procédures délicates.

Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéresserons dans un premier temps à la bioimpédance fondamentale, son concept et son application dans le domaine de la santé.

Dans une deuxième partie, nous réaliserons une revue systématique de la littérature sur les localisateurs d'apex.

Enfin, nous nous attarderons sur la conception et la mise en œuvre d'un localisateur d'apex spécifiquement dédié aux travaux pratiques dans la formation dentaire.

Notre objectif est de combler le fossé entre la théorie enseignée en salle de classe et la pratique clinique, en offrant aux étudiants une plateforme immersive et interactive pour perfectionner leurs compétences en localisation d'apex. En combinant les principes de l'ingénierie électronique avec les besoins pédagogiques en odontologie, notre travail aspire à fournir un outil novateur qui permettra aux futurs dentistes de développer des compétences pratiques essentielles tout en renforçant leur compréhension des concepts endodontiques fondamentaux.

Cette thèse explorera en profondeur les différentes étapes du processus de création d'un localisateur d'apex pour les travaux pratiques. De la conception initiale à la réalisation pratique, en passant par les tests et l'optimisation, chaque aspect du développement de cet outil sera minutieusement étudié. De plus, nous analyserons l'impact potentiel d'une telle innovation sur l'apprentissage des étudiants en dentisterie, en évaluant les avantages pédagogiques et cliniques qui en découlent.

À travers cette étude, nous aspirons à ouvrir de nouvelles perspectives pour l'éducation en odontologie, en exploitant les avancées technologiques pour améliorer la formation des futurs professionnels de la santé bucco-dentaire. En alliant la précision de l'électronique moderne aux exigences spécifiques de la dentisterie, notre thèse se propose de contribuer de manière significative à l'amélioration continue de la qualité des soins dentaires et à l'essor de la formation dentaire moderne.

II. Bioimpédance : définition, concepts fondamentaux et usages

A. Définition

L'impédance électrique d'un matériau correspond à son aptitude à s'opposer au passage d'un courant électrique alternatif sinusoïdal. Elle est généralement notée Z et s'exprime en Ohms (Ω). L'impédance tient compte de la résistance électrique mais également de la réactance, qui correspond à la composante qui s'oppose au courant alternatif en raison de la présence de composants capacitifs et inductifs dans un circuit (1).

L'impédance peut être notée comme suit :

$$Z = R + jX$$

Avec :

- R : La résistance du circuit mesurée en Ohms.
- jX : La réactance totale du circuit mesurée en Ohms, représentée par un nombre complexe.

La réactance inductive X_L et la réactance capacitive X_C contribuent à la réactance totale comme suit :

$$X = X_L - X_C = \omega L - \frac{1}{\omega C}$$

Avec :

- L : L'inductance en Henry.
- C : La capacitance en Farad
- ω : La fréquence angulaire du courant (2π fois la fréquence du courant en Hertz).

On peut noter que la réactance capacitive est inversement proportionnelle à la fréquence du courant. Par ailleurs, dans le cas d'un circuit se comportant comme une résistance idéale, l'impédance est égale à la résistance du circuit. Cette propriété peut être utilisée pour étalonner certains impédancemètres en mesurant une résistance connue à l'avance.

La mesure de l'impédance est couramment utilisée sur des tissus biologiques dans le domaine de la santé, de la nutrition, du sport et de la recherche. On parle alors de bioimpédance. La mesure directe de la bioimpédance permet notamment d'estimer divers paramètres physiologiques, tels que la composition corporelle, la quantité de graisse corporelle, la masse musculaire, et d'autres informations sur la santé et la condition physique.

Parmi les autres techniques basées sur la bioimpédance, on peut notamment citer la spectroscopie par bioimpédance. Celle-ci compare la réponse électrique d'un milieu biologique à une excitation électrique extérieure variant dans le temps (2). Cette technique, non invasive, permet de mesurer des variations de structure et de composition des tissus biologiques liées à des changements engendrés par des processus physiologiques ou pathologiques. Elle permet de déterminer l'état physiologique de tissus ex-vivo ou directement sur des organes biologiques par leur caractérisation électromagnétique (3). On admet ainsi une caractérisation électrique du vivant via des mesures non invasives, faciles à mettre en œuvre (électrodes) et en temps réel.

B. Concepts fondamentaux de la bioimpédance

1. Propriétés électriques des cellules

Les propriétés électriques des cellules résultent de leur structure membranaire constituée d'une double couche phospholipidique et de protéines membranaires spécialisées dans le transport d'ions (Figure 1) (4). Cette membrane sépare le milieu intracellulaire (constitué du cytoplasme, des organites cellulaires et du noyau cellulaire) du milieu extracellulaire, également appelé espace interstitiel. Ces deux milieux contiennent des électrolytes pouvant conduire le courant électrique (5).

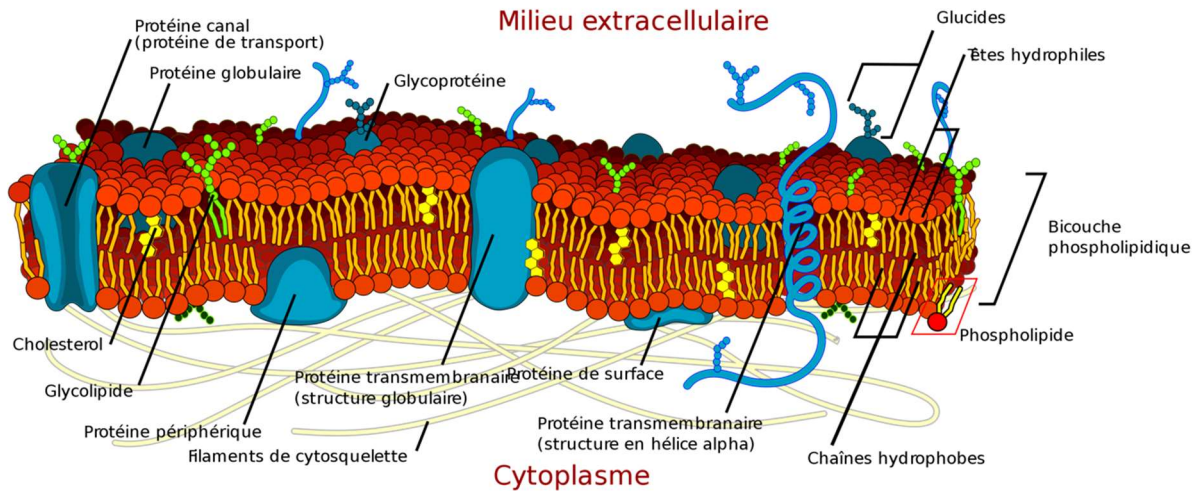


Figure 1 : Schéma d'une membrane cellulaire avec la disposition des protéines membranaires permettant la communication vers le monde extérieur (5)

Sous l'influence d'une tension électrique, les ions de charge opposée ont tendance à s'accumuler de part et d'autre de la membrane phospholipidique semi-perméable. Cette situation crée une différence de potentiel électrique transmembranaire, et la membrane agit donc comme un condensateur biologique.

Ce condensateur biologique est schématisé sur la Figure 2 (6).

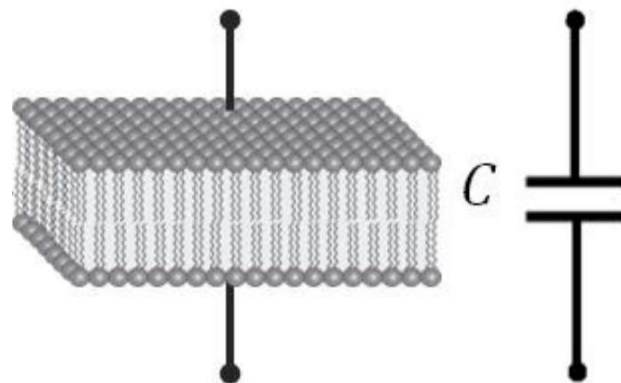


Figure 2 : Schéma modélisant un condensateur biologique (6)

Cependant, dans le cas d'un courant alternatif variant à haute fréquence, les charges n'ont plus le temps de s'accumuler sur chaque face et le courant alternatif traverse donc la membrane cellulaire. Comme vu précédemment, la réactance capacitive d'un condensateur est en effet inversement proportionnelle à la fréquence du courant : plus la fréquence augmente, plus l'impédance diminue.

2. La bioimpédance à l'échelle des tissus biologiques

Dans un tissu vivant, la bioimpédance tient compte de la conductivité électrique des cellules ainsi que des structures intercellulaires telles que les vaisseaux sanguins, le liquide interstitiel et d'autres composants du tissu (Figure 3). Comme la conduction électrique est directement dépendante de la nature et de la structure du milieu (4), la bioimpédance à l'échelle du tissu est une mesure complexe qui peut refléter l'hydratation ou les processus biologiques survenant dans ce tissu.

A l'échelle microscopique, la conductivité est due à la nature électrolytique des milieux intra et extracellulaires. La conductivité ionique de ces milieux dépend de la concentration, la charge et la mobilité de tous les ions libres présents en solution. Les ions les plus importants qui contribuent à l'intensité du courant ionique dans les tissus vivants sont les ions K^+ , Na^+ et Ca^{2+} . De plus, les processus biologiques tels que la régulation de l'activité des canaux ioniques et la perméabilité membranaire peuvent également influencer la conductivité ionique dans les tissus vivants (Figure 4). La viscosité et la température sont également des facteurs importants qui influent sur la conductivité ionique des tissus.

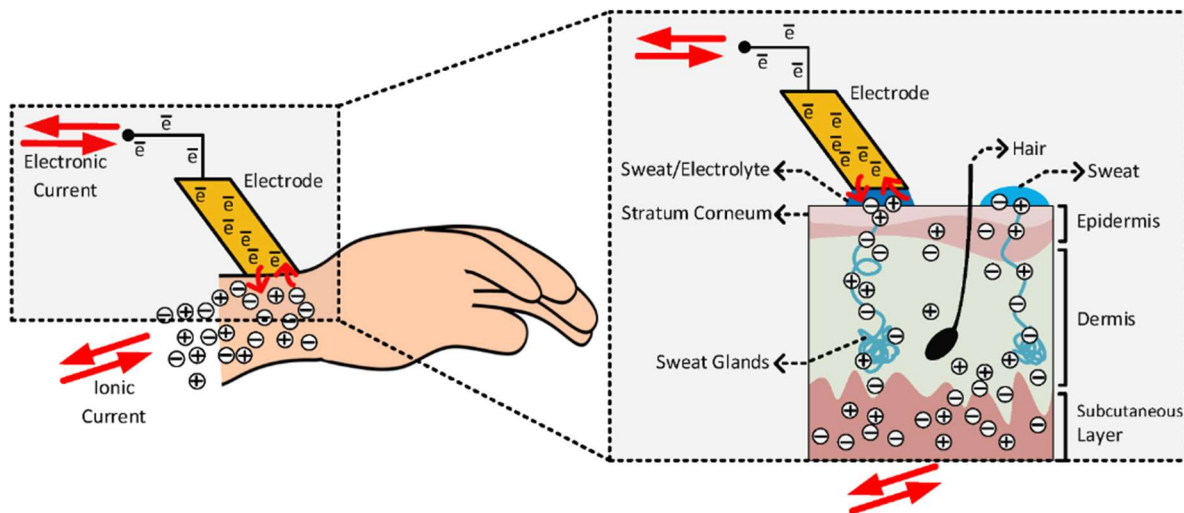


Figure 3 : Relation électronique entre le corps et les électrodes (7)

Dans le cas d'un milieu homogène et isotrope, l'impédance est une fonction de la conductivité et de la permittivité. Elle dépend de facteurs géométriques déterminés par le facteur de cellule (k).

$$Z = k \frac{1}{\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_r}$$

Avec :

k = facteur de cellule (m^{-1}),

σ = conductivité électrique (S/m),

j = symbole imaginaire,

ω = pulsation angulaire (rad/s),

ϵ_0 = permittivité du vide,

ϵ_r = permittivité relative du milieu.

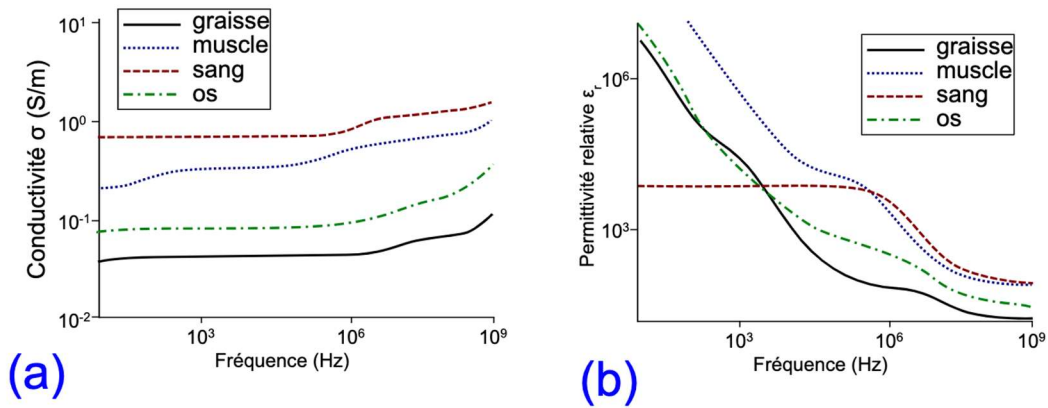


Figure 4 : Courbes de conductivité et de permittivité relative en fonction de la fréquence pour le sang, la graisse, le muscle (moyenne entre la direction parallèle et perpendiculaire aux fibres musculaires) et l'os, avec A : conductivité ($\sim 1/Z$) / fréquence et B : permittivité relative / fréquence (8)

C. Utilisation de la bioimpédance dans le domaine de la santé

La caractérisation électromagnétique des milieux biologiques, basée sur la bioimpédance, en utilisant des techniques de mesure par le biais des microélectrodes, est en train de devenir un outil de diagnostic important pour l'étude des changements électrophysiologiques et biophysiques. Des diagnostics dans des contextes d'infections virales (9), la détection de cancer (10), et le contrôle qualité des médicaments (11) sont ainsi possibles grâce à l'avènement de la bioimpédance.

La bioimpédance se retrouve désormais dans les différents services de santé avec, pour objectif, de moderniser notre approche et de se mettre au service de la santé.

1. Domaine de la cardiologie : la cardiographie d'impédance

Dans le domaine de la cardiologie, l'impédance représente un concept fondamental, particulièrement en ce qui concerne l'évaluation de la fonction cardiaque. L'impédance cardiaque désigne la résistance que le cœur oppose au passage d'un courant électrique alternatif. Cette résistance est soumise à l'influence de divers facteurs : la morphologie et la composition cardiaque, ainsi que le débit sanguin pulsé à chaque contraction.

En 1967, la Nasa débute un travail de recherche sur la cardiographie d'impédance (12). Un cardiographe à impédance à quatre électrodes a ainsi été développé pour répondre à un besoin en médecine clinique et en laboratoire de recherche. L'objectif est d'obtenir une méthode simple non invasive pour évaluer divers paramètres de la fonction cardiaque sans pénétrer dans la peau (Figure 5).

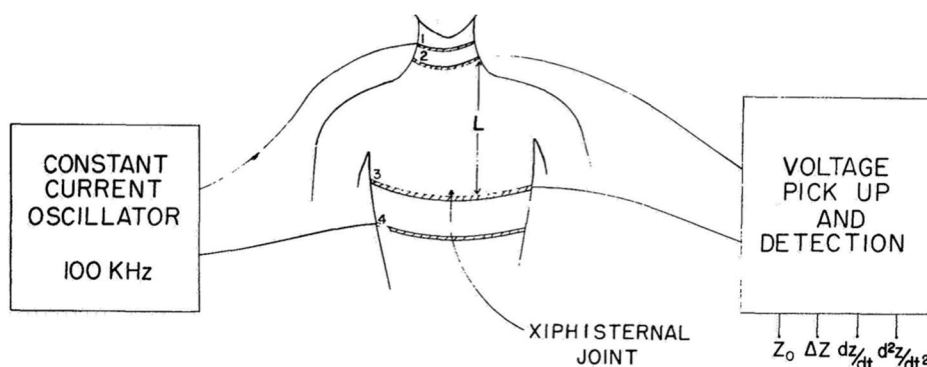


Figure 5 : Cardiographe d'impédance- schéma des principaux éléments du cardiographe réalisé par la Nasa en 1967 (13)

La cardiographie d'impédance réside dans sa capacité à fournir des informations cruciales sur la santé cardiaque d'un individu. Les fluctuations de l'impédance cardiaque servent ainsi de marqueurs pour évaluer la réactivité du cœur à divers stimuli, tels que l'exercice physique, le stress, ou encore des pathologies cardiaques spécifiques.

Dans un contexte clinique, la mesure de l'impédance cardiaque trouve des applications diverses, telles que la surveillance des patients souffrant d'insuffisance cardiaque, la détection précoce de dysfonctionnements cardiaques, et le suivi de l'efficacité des interventions thérapeutiques. De plus, les avancées technologiques ont permis l'intégration de capteurs d'impédance dans des dispositifs médicaux, tels que les implants de surveillance cardiaque, fournissant ainsi des informations en temps réel sur l'état physiologique du cœur. La cardiographie par impédance est donc un outil non invasif de surveillance hémodynamique continue.

L'apparition de nouveaux moniteurs dans les années 2000, plus performants, ont permis d'élargir le champ d'application des astronautes aux patients civils.

Les variations de volume et de vitesse du sang dans l'aorte entraînent des variations de la bioimpédance thoracique, laquelle peut être mesurée et affichée sous forme de tracé ICG (14)(Figure 6).

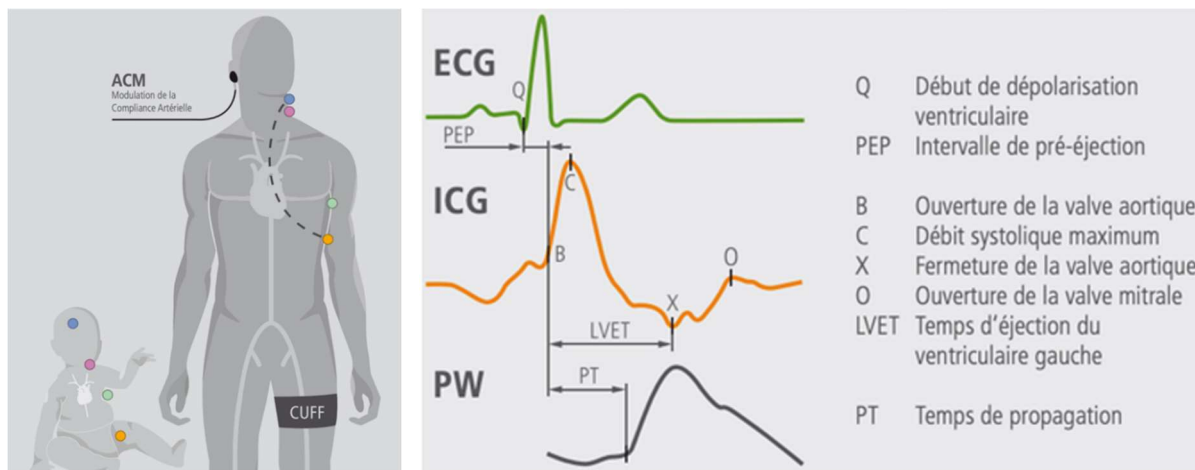


Figure 6 : Cardiographie d'impédance, schéma de la société Imedex PhysioFlow (14)

L'ouverture de la valve aortique, lorsque le sang est éjecté dans l'aorte, est indiquée par le point B sur la courbe ICG. Un brassard à tension est positionné sur le haut de la cuisse afin de mesurer l'arrivée de l'onde de pouls (PW) et de définir son temps de propagation (PT). En prenant en compte la distance entre la valve aortique et le brassard à tension, il est possible de calculer la vitesse de l'onde de pouls aortique (PWVao) en vue d'évaluer la compliance artérielle ainsi que le degré de risque cardiovasculaire (15).

Utilisant de nouvelles techniques de filtrage et d'analyse des signaux, la précision de ces nouvelles techniques est comparable aux techniques invasives. Sa reproductibilité et sa sensibilité clinique semblent être excellentes (16).

Néanmoins, le calcul du débit cardiaque par la méthode de la bioimpédance électrique présente diverses limites en termes de validité. Ces limitations peuvent être classées en deux catégories principales (17) :

- Les difficultés liées à l'acquisition du signal, engendrées par les mouvements spontanés du patient, les interférences avec des dispositifs électriques comme le bistouri, les arythmies cardiaques, ou encore la ventilation mécanique.

- Les situations physiologiques ou physiopathologiques où la modélisation physique du système n'est plus applicable, notamment en cas de modifications de l'impédance thoracique de base (comme lors de grossesse, d'obésité, de présence de gaz ou de liquide dans les plèvres, d'insuffisance cardiaque chronique avec œdème pulmonaire) ou en présence d'une sténose aortique sévère.

2. Domaine de la nutrition

La Haute Autorité de Santé (HAS) et la Fédération Française de Nutrition (FFN) ont publié leurs recommandations de bonnes pratiques pour le diagnostic de dénutrition chez l'adulte et l'enfant en novembre 2019 (18). Selon ces recommandations, la dénutrition représente l'état d'« un organisme en état de déséquilibre nutritionnel, caractérisé par un bilan énergétique et/ou protéique négatif ». L'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) souligne que « les personnes souffrant de dénutrition, et les enfants en particulier, sont beaucoup plus susceptibles de tomber malades et de mourir ». De plus, la British Association for Parenteral and Enteral Nutrition déclare que « Le coût de la dénutrition représente plus du double de celui de l'obésité » (19). La dénutrition est donc un problème de santé publique majeur qu'il faut diagnostiquer de manière précoce.

Les critères phénotypiques de la dénutrition sont caractérisés par : une perte de poids, faible indice de masse corporelle (IMC), ou une réduction quantifiée de la masse et de la fonction musculaire (20). Les critères étiologiques sont quant à eux : réduction de la prise alimentaire, malabsorption/ maldigestion, situation d'agression. Pour les adultes et les enfants, il suffit qu'au moins un critère phénotypique et un critère étiologique soient remplis dans des proportions différentes selon l'âge pour diagnostiquer une dénutrition sans y quantifier pour autant la sévérité. D'autres critères sont pris en compte pour évaluer la sévérité de la dénutrition.

La mesure de la composition corporelle par bioimpédance va permettre de quantifier la masse musculaire et va donc aider à identifier les critères phénotypiques de la dénutrition en quelques secondes, et ce de manière non-invasive (21).

Le principe physique repose sur l'envoi d'un courant alternatif léger et indolore à travers le corps via huit électrodes. La mesure de l'impédance dans chaque partie du corps permet de fournir le volume d'eau corporel total. En fonction de l'impédance mesurée et d'autres variables comme le poids, la taille, l'âge et le sexe (qui peuvent être entrés dans l'appareil), des algorithmes sont utilisés pour estimer la composition corporelle, y compris la masse grasse et la masse maigre. Ces algorithmes sont basés sur des modèles statistiques développés à partir de données de référence.

Ainsi, cette impédance est ensuite utilisée pour estimer la répartition des composants biochimiques du corps, y compris l'eau, les protéines, les minéraux et la graisse. Cette méthode fournit donc des informations détaillées sur la composition corporelle, permettant une évaluation plus approfondie de la santé et de la condition physique (22).

La société InBody par exemple, pionnier dans les technologies de bioimpédance avancée, fournit une feuille de résultats sur lesquels tous les critères phénotypiques permettant de détecter la dénutrition sont détaillés : évolution du poids, IMC, indice de masse musculaire, indice de masse non grasse (Figure 7) (23).

La bioimpédance est un moyen de mesurer les paramètres de poids.

Les patients atteints de maladies rénales peuvent présenter des déséquilibres hydro-électrolytiques et des fluctuations de l'hydratation corporelle. La bioimpédance est utilisée pour surveiller de manière précise les changements dans la distribution de l'eau dans le corps, permettant ainsi aux cliniciens de détecter les états d'hydratation anormaux tels que la déshydratation ou la surhydratation (26).

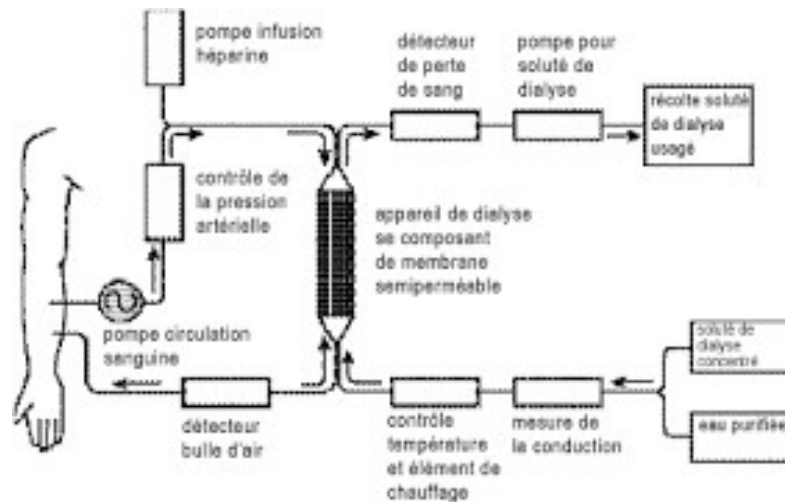


Figure 8 : Circuit extracorporel représentant une hémodialyse(26)

4. Domaine de l'hématologie

Selon l'Institut National du Cancer, l'hématologie est la « spécialité médicale consacrée aux maladies du sang et des organes qui fabriquent les cellules du sang » (27).

Un analyseur d'hématologie est un dispositif instrumental conçu pour réaliser une numération formule sanguine exhaustive. Son objectif principal est de procéder à une analyse qualitative et quantitative des éléments figurés du sang, notamment les érythrocytes, les leucocytes et les thrombocytes.

Il représente l'un des examens de laboratoire les plus couramment sollicités et s'inscrit dans le cadre des investigations fondamentales pour l'orientation diagnostique des patients. En effet, il permet d'obtenir une vision globale de la composition cellulaire sanguine, ce qui en fait un outil précieux pour la détection et l'évaluation de diverses conditions pathologiques telles que l'anémie, les infections, les dysfonctionnements de la coagulation, entre autres (28).

Ces dernières décennies, les laboratoires ont progressivement adopté des équipements automatisés de pointe, améliorant ainsi la rapidité et la précision des analyses biologiques. Ces avancées technologiques ont entraîné une réduction significative des délais d'analyse, une précision accrue et une diminution notable des erreurs de mesure.

Deux principales catégories d'analyseurs sont identifiées : les systèmes automatiques et semi-automatiques. La différenciation entre les deux réside dans le niveau d'automatisation du processus d'analyse ainsi que dans la manipulation des échantillons au sein de l'appareil.

Deux méthodes principales sont utilisées pour compter et identifier les cellules sanguines (27):

- La détection optique : Dans cette méthode, les cellules sanguines dévient la lumière émise, permettant ainsi leur distinction les unes des autres en fonction de leur taille et de leur contenu.
- L'impédance : Cette méthode repose sur la détermination du nombre et du volume des cellules sanguines en analysant les variations de conductivité électrique et de tension. Pour cette procédure, le sang stabilisé au moyen d'EDTA, qui empêche la coagulation en liant les ions calcium, est dilué avec une solution isotonique à l'intérieur de l'appareil. Ensuite, il est aspiré à travers un orifice capillaire ou micro-orifice de comptage. Cet orifice est constitué de deux électrodes traversées par un courant continu, générant ainsi des impulsions électriques proportionnelles au volume des cellules sanguines qui le traversent (29).

Les cellules traversent individuellement un champ électrique où leur passage entraîne, en fonction de leur dimension, une variation de résistance électrique, générant ainsi une impulsion électrique proportionnelle à leur taille (Figure 9)(30).

Ces données électriques sont converties en histogrammes, représentant la distribution du volume (Figure 10)(31).

Cette méthode par l'impédance, permet donc de distinguer et de quantifier les cellules de plus grande taille par rapport à celles de taille plus réduite.

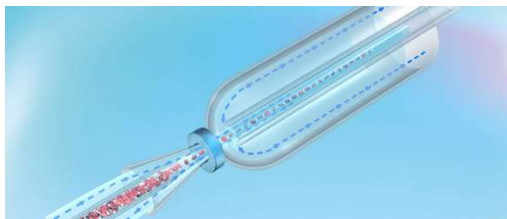


Figure 9 : Cellules cheminant dans un champ de tension électrique (29)

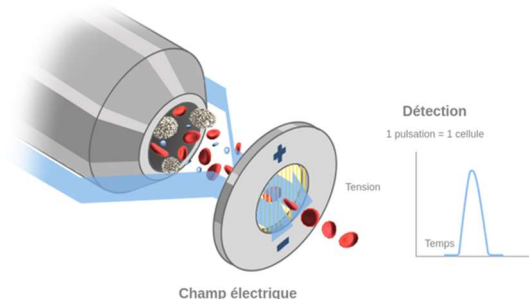


Figure 10 : Distribution du volume convertie en histogramme (31)

5. Domaine odontologie : Le localisateur d'apex électronique

Enfin, c'est dans le domaine de l'odontologie que nous finissons, et tout particulièrement dans celui de l'endodontie.

La réalisation d'une revue systématique de la littérature permet de dépeindre le fonctionnement, les indications, les avantages ainsi que l'utilisation de ces localisateurs d'apex, révolution de la fin du 20^{ème} siècle dans le domaine de l'endodontie.

III. Revue systématique de la littérature sur les localisateurs d'apex électroniques

A. Introduction

Selon la HAS, « le traitement endodontique a pour objectif de traiter les maladies de la pulpe et du périapex et ainsi de transformer une dent pathologique en une entité saine, asymptomatique et fonctionnelle sur l'arcade » (32). Ce dernier a pour objectif de mettre en forme de manière mécanique et physico-chimique l'endodonte afin d'éviter ou diminuer drastiquement la charge microbienne intracanaulaire. Une fois la mise en forme réalisée, l'espace canalaire est obturé à l'aide de Gutta-Percha et d'un ciment biocompatible associé.

Afin de pouvoir réaliser la préparation et l'obturation complète des différents canaux sans manque ou lésion du péri-apex, la détermination de la longueur de travail doit être mesurée avec soin. Initialement déterminée radiographiquement à l'aide d'un instrument positionné dans le canal, cette méthode pose des problématiques relatives à l'irradiation du patient, à l'interprétation des résultats et aux erreurs d'asepsie liées à la nécessaire manipulation du champ opératoire.

De nos jours, l'utilisation d'un localisateur d'apex électronique (LAE) propose une alternative moins irradiante (conformément au principe ALADA - *As Low As Diagnostically Acceptable*) (33), plus rapide, plus fiable et plus reproductible pour la détermination de la longueur de travail (34). Les LAE fonctionnent avec un courant qui circule en circuit fermé, grâce à une électrode labiale placée sous le champ opératoire et une deuxième électrode accrochée à l'instrument placé dans le canal (35,36). Lorsque la pointe de l'instrument est située exactement au niveau de la constriction apicale, l'appareil de mesure indique le « zéro » (37). Le stop en silicone présent sur le manche de l'instrument est alors placé au contact d'un repère coronaire, stable et reproductible. Puis, la distance séparant la pointe de l'instrument et le stop en silicone est mesurée pour déterminer la longueur de travail.

Afin d'assurer le bon fonctionnement du LAE, des précautions doivent être prises (37).

Tout élément pouvant dévier la circulation du courant électrique va engendrer des erreurs. Il est ainsi important d'éviter tout contact de l'instrument intracanaulaire avec un élément métallique (cavité d'accès à travers couronne métallique, amalgame). De plus, l'électrode labiale ne doit également pas être en contact avec des éléments métalliques.

La présence de solution d'irrigation en abondance dans les canaux et la chambre pulpaire lors de la détermination des longueurs de travail peut créer des ponts électrolytiques qui peuvent également constituer une source d'erreur de mesure. Il est ainsi impératif de sécher les canaux des dents pluriradiculées avant utilisation des dernières générations de LAE.

Par ailleurs, la localisation du foramen apical étant déterminée par un courant électrique calibré, il faut que le LAE soit chargé.

Pour finir, l'unique valeur fiable correspond à celle de la constriction apicale matérialisée par le « 0 » ou la dernière barre de l'appareil. En cas de dépassement au-delà de cette constriction, l'appareil reporte un « Over ». Toutes les autres valeurs numériques présentées à l'écran sont non significatives. L'erreur commune est d'assimiler ces valeurs numériques à des mesures en millimètres avant d'atteindre la constriction apicale.

Historiquement, c'est Custer LE (38) en 1918 puis Sunada I (39) en 1961 qui ouvrent la voie du développement des LAE. Selon ce dernier, la résistance électrique entre le parodonte et la muqueuse buccale a presque toujours la même valeur, indépendamment de l'âge du patient, de la forme des dents ou du diamètre des canaux. Il réalise donc une expérimentation sur

36 patients (63 dents) avec un ohmmètre en courant continu et détermine une valeur de 6.5 kΩ entre la muqueuse buccale et le parodonte lorsque les limes endodontiques atteignent l'apex. Ce premier LAE utilisait un courant continu, et la loi d'Ohm ($U = R.I$) pour déterminer la résistance en imposant une tension connue et en mesurant le courant (ou l'inverse).

Malheureusement, les premiers LAE n'étaient pas très fiables, notamment lorsque l'instrument endodontique entrainait en contact avec des tissus pulpaire, des exsudats, des solutions d'irrigation ou du sang dans le canal. Dès lors de multiples générations de LAE ont vu le jour pour combler les défauts des générations précédentes. C'est Mc Donald NJ en 1992 (40) qui propose de classer les LAE en différentes générations en fonction de trois critères principaux :

- Type de flux de courant,
- L'opposition au flux de courant,
- Nombre de fréquences utilisées.

L'objectif principal de cette partie a été de réaliser une revue systématique de la littérature afin de pouvoir rendre compte de l'évolution, du fonctionnement et de la fiabilité, depuis les années 90 jusqu'à nos jours, des différentes générations de LAE.

L'objectif secondaire sera de déterminer les éléments essentiels pour pouvoir réaliser un LAE destiné à un environnement de simulation pré-clinique (travaux pratiques).

B. Matériel et méthodes

Afin de réaliser cette revue de la littérature, la base de données bibliographique PubMed a été utilisée afin de relever tous les articles pertinents, à la date du 24 juillet 2023.

Les mots clés sélectionnés pour réaliser la recherche peuvent être classés en deux catégories, l'une pour les mots liés à « impédance » et l'autre pour les mots liés à « endodontie ». Les termes de recherche utilisés sont présentés dans la Figure 11.

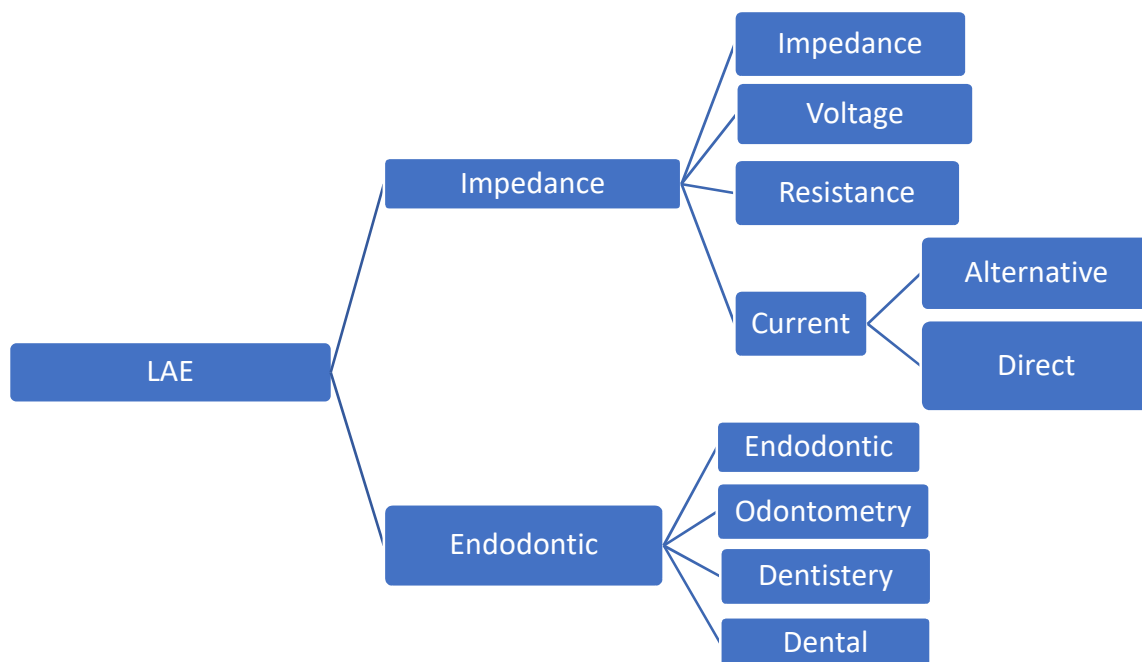


Figure 11 : Identification des mots-clés

Afin de tenir compte des déclinaisons des mots clefs (ex : version au pluriels), des jokers (« * ») ont été utilisés. Concernant le mot clef "apex locator*" le filtre [TIAB] a permis de faire ressortir uniquement les articles présentant le mot clef dans leur titre ou leur résumé, limitant ainsi le bruit et assurant la pertinence des articles retournés vis-à-vis du sujet.

L'équation de recherche utilisée sur PubMed est présentée dans la Tableau 1.

<i>Moteur de recherche</i>	<i>Equation de recherche</i>
PubMed	"apex locator*" [TIAB] AND ("impedance" OR "voltage" OR "resistance" OR ("alternat*" OR "direct") AND "current")) AND ("endodontic*" OR "odontometry" OR "dentistry" OR "dental")

Tableau 1 : Equation de recherche sur PubMed

Les critères d'inclusion suivants ont été établis pour la sélection des articles :

- Les articles devaient traiter des LAE et rentrer dans le détail de leur fonctionnement.
- Les articles devaient être écrits en anglais.

Les articles d'opinion et les publications de type commentaire, lettre ou chapitre de livre ont été exclus.

Pour conduire cette revue de la littérature, les directives PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) ont été utilisées (41).

Les articles ont dans un premier temps été sélectionnés sur la base de leur titre et de leur résumé. Puis les articles retenus ont été évalués par une lecture du texte intégral par deux examinateurs (Dr B. Ballester et V. Puloc'h). Les références de tous les articles ont été analysées afin de trouver de nouveaux articles d'intérêts.

Le processus de sélection des articles est illustré Figure 12 : le Tableau 2 présente la liste de contrôle PRISMA relative au matériel et méthode de cette revue.

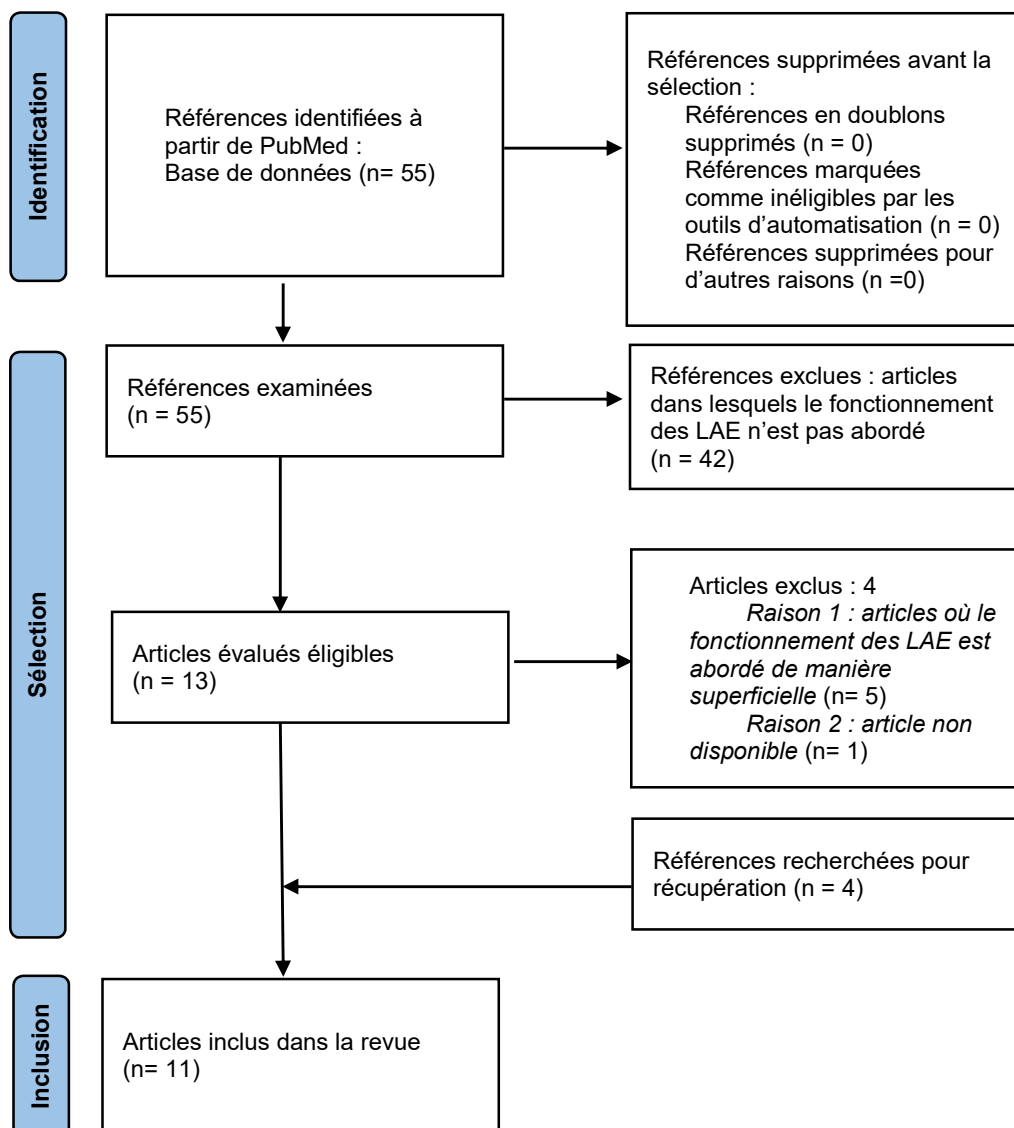


Figure 12 : Flow-chart PRISMA 2020 (41)

Méthodes	Items	Critères de contrôle
Protocole et enregistrement	5	Recherche bibliographique réalisée le 23 juillet 2023 sur PubMed. Sélection des articles selon le protocole PRISMA. Aucun enregistrement réalisé.
Critères d'éligibilité	6	Seules les publications en anglais traitant des localisateurs d'apex électroniques et rentrant dans le détail de leur fonctionnement étaient éligibles.
Sources d'information	7	Seule la base de données bibliographiques MEDLINE a été interrogée le 23 juillet 2023 via Pubmed. Aucune autre source n'a été utilisée.
Recherche	8	PubMed, recherches sur le Web : <i>https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/advanced/</i> Requête : "apex locator*" [TIAB] AND ("impedance" OR "voltage" OR "resistance" OR (("alternat*" OR "direct") AND "current")) AND ("endodontic*" OR "odontometry" OR "dentistry" OR "dental")
Sélection des études	9	Processus de sélection réalisée indépendamment par deux évaluateurs selon les recommandations PRISMA.
Extraction des données	10	Non applicable.
Données	11	Non applicable.
Risque de biais inhérent à chacune des études	12	Non applicable.
Quantification des résultats	13	Pas de quantification des résultats.
Synthèse des résultats	14	Non applicable.
Risque de biais transversaux aux études	15	Non applicable.
Analyses complémentaires	16	Aucune.

Tableau 2 : Liste de contrôle PRISMA relative au matériel et méthode de cette revue.

Cette revue de la littérature ne comporte pas de méta-analyse, du fait de l'hétérogénéité des articles.

C. Résultats

Au terme du processus de sélection, onze articles ont été retenus. Ces derniers ont été classés (voir Tableau 3) en fonction du type étude, de leur date de publication, du nombre de dents étudiées avec dans certains cas la précision de l'anatomie canalaire ainsi que la marque du LAE. La mention NR précise l'absence d'informations complémentaires renseignées.

Bibliographie	Type d'étude	Date	Nombre dents	Type de dents	Marque du LAE ou ohm-impédance-mètre	Génération des LAE
Sunada I (42)	Article princeps	1962	63 dents	Mono et pluriradiculées	<i>Ohmmètre</i>	« 1 »
Kobayashi C (43)	Etude ex-vivo	1994	NR	NR	<i>4192A LF</i>	« 2 »
Meredith N (44)	Article	1997	20 canaux	Mono et pluriradiculées	<i>Endoguyd Sybron</i>	2
Kim DW (45)	Etude ex-vivo	2000	NR	NR	<i>Prototype personnel</i>	3
Nam KC (46)	Etude clinique & étude ex-vivo	2002	31 canaux	NR	<i>Prototype personnel, Root ZX</i>	3, 3
Lee SJ (47)	Etude clinique & étude ex-vivo	2002	31 canaux 25 dents	NR	<i>Prototype personnel</i>	3
Kim E (36)	Revue de la littérature	2004	/	/	Root ZX, Endex, Apit, Newly designed, Neosono Ultima EZ, AFA apex finder	3
Gordon MPJ (48)	Revue de la littérature	2004	/	/	/	/
Nekoofar MH (49)	Article	2006	/	/	/	/
Jan J (17)	Etude ex-vivo	2009	14 dents	Mono et pluriradiculées	<i>QuadTech 1920</i>	« 2 »
Kim PJ (51)	Revue systématique de la littérature	2015	/	/	/	/

Tableau 3 : Synthèse des articles inclus

Les différentes études dépeignent une évolution dans le mode de fonctionnement des LAE.

En 1942, Suzuki a mené une étude sur la conductivité électrique à travers les dents de canidés, révélant une résistance électrique constante et mesurable de 6500Ω entre le ligament parodontal et la muqueuse orale. Cette constatation a conduit Suzuki à suggérer la possibilité d'estimer la longueur de travail d'un canal radiculaire en utilisant un courant électrique. Sur la base de ces travaux, Sunada I (42) a mené en 1962 des expériences *ex vivo* et *in vivo* afin de valider la possibilité de réaliser un LAE sur des dents humaines. Lorsque l'extrémité de la lime endodontique atteint le ligament parodontal à travers la constriction apicale (ou lors d'une perforation), la résistance électrique est de 6500Ω , indépendamment de l'âge du patient et du type de dent. Le premier LAE correspond donc à une simple mesure de résistance en courant continu via un ohmmètre.

Les modèles de LAE commerciaux basés sur ces travaux mesuraient cependant la résistance en courant alternatif. En effet, l'utilisation du courant continu provoquait une instabilité des mesures, et une polarisation de la pointe de la lime qui pouvait fausser les mesures (48). Parmi ces LAE de première génération, on peut notamment citer le Root Canal Meter (Onuki Medical Co., Tokyo, Japon) et le Dentometer (Dahlin Electromedicine, Copenhague, Danemark) (48).

L'utilisation d'un courant alternatif introduit cependant certaines difficultés. En effet, certaines erreurs de mesure peuvent apparaître du fait de la composante capacitive des canaux dentaires. L'étude de Meredith N et Gulabivala K (44) montre que les canaux dentaires et la muqueuse orale ont des caractéristiques électriques complexes pouvant être schématisées par le schéma ci-après (Figure 13).

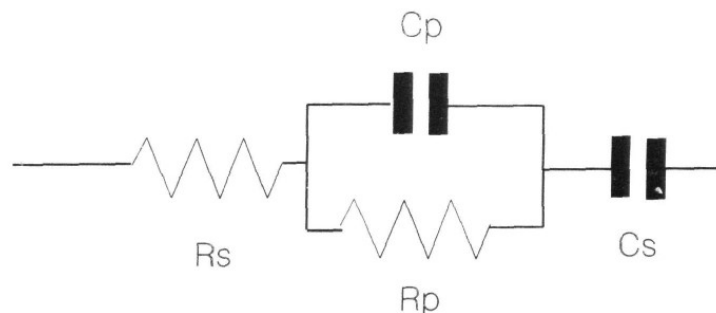


Figure 13 : Circuit équivalent proposé pour les caractéristiques électriques complexes du canal radiculaire et de la muqueuse buccale (44).

Dans les LAE de deuxième génération, certaines modifications ont donc été apportées pour améliorer leur précision. Ces derniers se basent sur une mesure de l'impédance électrique via un courant alternatif monofréquentiel. Malgré cette classification, les LAE de deuxième génération regroupent des LAE relativement différents.

Est par exemple classé dans cette génération le Sono-Explorer développé en 1971 par Inoue N (48). Ce dernier ne réalise pas à proprement parler une mesure de l'impédance, mais rend audible le signal électrique qui passe entre les électrodes. La lime endodontique est considérée à l'apex de la racine quand le signal sonore est identique à celui produit lorsque la lime est positionnée au niveau du sulcus de la même dent. Est également classé dans cette catégorie l'Endocater. Basé sur une fréquence de 400 Hz, il nécessite l'utilisation de limes endodontiques avec un traitement de surface isolant à base de Téflon (excepté au niveau de la pointe) afin de diminuer la composante capacitive de ces dernières (36,48,49).

Malgré ces évolutions, les LAE de premières et deuxièmes générations donnaient parfois une lecture trop courte en présence de fluides conducteurs et étaient difficilement utilisables sur des racines avec une pulpe vitale (43).

En 1994, Kobayashi C et Suda H (43) introduisent la mesure du quotient de deux impédances mesurées à différentes fréquences. Leurs travaux ont permis de lever les principaux défauts des LAE et le développement du LAE à étalonnage automatique Root ZX (48). Cet appareil mesure simultanément les impédances à 400 Hz et 8 kHz avec un courant de 50mVp-p, puis calcule le quotient entre les deux mesures. A l'approche du foramen apical, le quotient entre l'impédance mesurée à haute fréquence et celle mesurée à basse fréquence chute drastiquement. Il convient alors de déterminer des valeurs seuils au-dessous desquelles on considère que l'instrument a atteint puis dépassé l'apex (voir Figure 14a). Pour le ROOT ZX, le foramen apical est localisé lorsque le quotient est égal à 0,67 (43).

Ces résultats sont en adéquation avec l'étude de Jan J et Krizaj D, qui vise à déterminer les paramètres de mesure optimaux pour cette méthode du quotient d'impédance (17). L'étude de Kim PJ *et al.*, qui réalisent une analyse de corrélation sur les mesures d'impédance rapportées dans des études antérieures, montrent que les trois zones de la courbe sont suffisamment différentes pour pouvoir déterminer la position de la zone apicale (Figure 14b).

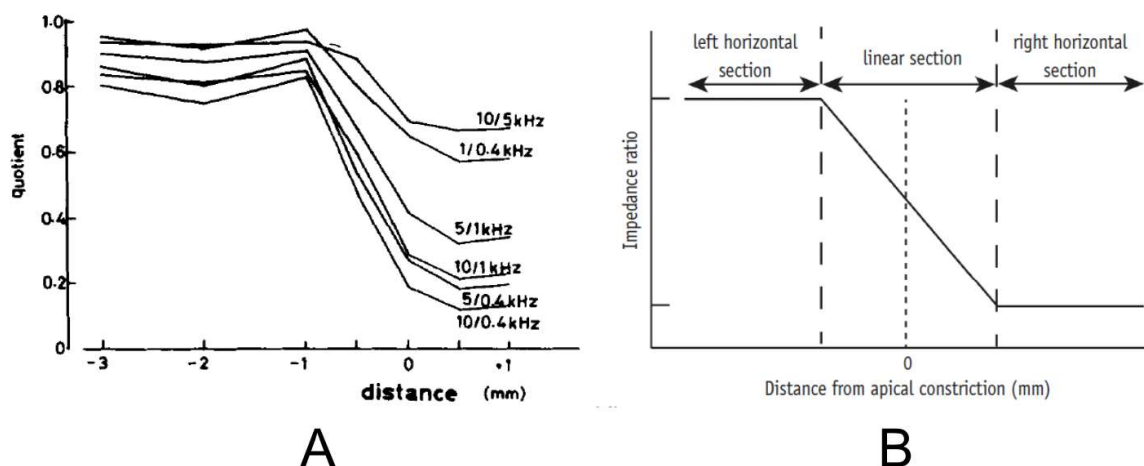


Figure 14 : A : Evolution de différents quotients d'impédance (43) ; B : Schématisation de l'évolution du quotient d'impédance en fonction de la distance avec le foramen apical (51)

Le principal avantage des LAE multifréquences est de rendre les mesures moins sensibles aux différents types d'électrolytes (pus, sang, NaOCl, ...) qui peuvent être en présence dans le canal (46). Ces LAE sont dits de troisième génération.

Ce procédé de calcul du quotient entre deux impédances a été repris par Kim DW *et al.* en 2000 (45). Selon ces derniers, l'utilisation des fréquences 500 kHz et 10 kHz permettrait une meilleure précision. Par ailleurs les auteurs ont mis au point une technique de compensation afin de mieux neutraliser l'impact des différents électrolytes basée sur la différence de tension mesurée à basse et haute fréquence et une table de compensation. Cette méthode de compensation est également présentée dans le papier de Nam KC (46) et Lee SJ (47).

Le diagramme fonctionnel du LAE de Kim DW *et al.*, similaire à celui de Kobayashi C et Suda H en dehors du bloc de compensation, est présenté ci-après (Figure 15).

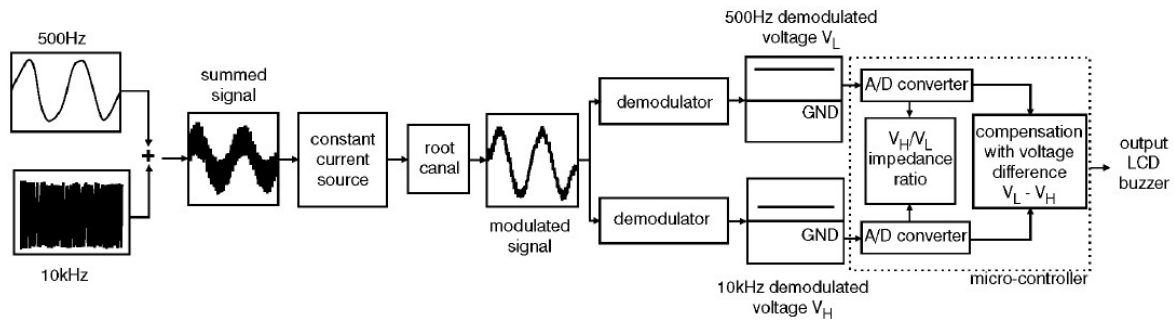


Figure 15 : Diagramme fonctionnel d'un LAE de 3^{ème} génération (46).

Enfin les LAE de quatrième génération mesurent la capacité et la résistance séparément et les compare à une base de données pour détecter le foramen apical (48). Des études ont montré que ces LAE étaient aussi précis que le Root ZX mais qu'ils étaient plus faciles à utiliser pour un débutant dans les canaux pré-élargis. Ces études se sont basées sur le LAE Bingo1020 commercialisé par Dentsply sous le nom de Ray-Pex 4 (48).

D. Discussion

1. LAE et ses générations

Lors de notre revue de la littérature, nous avons pu retracer le mode de fonctionnement des quatre premières générations de LAE sur les six existantes.

Comme précisé précédemment, Mc Donald NJ en 1992 (40) classe les LAE en fonction de trois critères principaux :

- Type de flux de courant,
- L'opposition au flux de courant,
- Nombre de fréquences utilisées.

Nasiri K et Wrbas KT en 2022, réalisent au travers d'une revue systématique avec méta-analyse, un rappel des différentes générations de LAE et une évaluation de la performance des LAE de la 3^{ème} à la 6^{ème} génération. Pour ces auteurs, la première et la deuxième génération sont obsolètes. Elles ne sont d'ailleurs plus fabriquées ni utilisées. Concernant les autres générations, les auteurs ne relèvent pas de différence significative de performance dans la détermination de la longueur de travail.

Une synthèse des générations de LAE avec des exemples de modèle est disponible dans le Tableau 4 ci-après

Génération	Caractéristiques	Exemple de marques sur le marché
1 ^{ère}	Basée sur la mesure de la résistance en courant continu ou alternatif. Appareils avérés peu fiables par rapport aux radiographies, de nombreuses lectures apparaissant être plus longues ou plus courtes que la longueur de travail cliniquement acceptée. Cette génération est contre-indiquée chez les patients porteurs d'un pacemaker.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Root Canal Meter (Onuki medical Co. Japon) ▪ Endodontic Meter S II (Onuki medical Co. Japon) ▪ Dentometer (Dahin Electro medicine, Danemark) ▪ Endo Radar (Electronica Liarre, Italie)
2 ^{ème}	Basée sur la mesure de l' impédance . Un inconvénient majeur de ces appareils réside dans l'imprécision due aux matériaux électroconducteurs : le canal doit ainsi être exempt de matériaux électroconducteurs pour obtenir une lecture précise, soit une élimination des solutions d'irrigation en intracanalaires (52).	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Sono-Explorer (Hayashi Dental Supply, Japon) ▪ Endo Analyzer (Analytic/ Endo, Orange, USA)
3 ^{ème}	Basée sur la mesure du quotient (ratio) de deux impédances mesurées simultanément. Ces LAE utilisent plusieurs fréquences pour déterminer la position de la lime par rapport à l'apex du canal.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Endex/Apit –Endex (Osada, Japon) ▪ Justy II (Yoshida Co., Japon) ▪ Apex Finder AFA Model 7005 (EIE Analytic Endodontics, USA). ▪ Propex (Dentsply-Maillefer, Suisse)
4 ^{ème}	Basée sur une mesure de la résistance et de la capacitance de manière indépendante . Ses mesures sont comparées à une base de données pour déterminer la position de la lime par rapport à l'apex du canal. Un inconvénient important des dispositifs est qu'ils doivent fonctionner dans des canaux relativement secs ou partiellement secs.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ ROOT ZX II (Morita, Kyoto, Japon) ▪ PROPEX II (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suisse) ▪ Bingo 1020 (Forum Engineering Technologies)
5 ^{ème}	Basée sur la mesure RMS (Root Mean Square) de paramètre(s) du signal électrique (53). Un avantage majeur de cette génération est d'éliminer la nécessité de sécher et d'humidifier le canal. Les localisateurs d'apex adaptatifs définissent en continu l'humidité du canal et s'adaptent immédiatement au canal sec ou humide. De cette façon, il peut être utilisé dans des canaux secs ou humides, des canaux avec du sang ou des exsudats.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ E-magic Finder series ▪ Propex Pixi (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suisse) ▪ Raypex 5 (VDW, Allemagne)
6 ^{ème}	Également appelé LAE adaptatifs , les avancées de cette génération permettent une amélioration des mesures dans des contextes de perforation, ou de résorption apicale.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Raypex 6 (VDW, Allemagne)

Tableau 4 : Tableau des différentes générations selon Nasiri et Wrbas (54)

Bien que l'ensemble de ces appareils (toutes générations confondues) soient couramment appelés LAE, Nekoofar MH *et al.* (49) trouvent cette dénomination inappropriée. Ces auteurs préconisent l'utilisation des termes "localisateur électronique de foramen apical" ou "dispositif électronique de mesure de la longueur du canal radiculaire" (ERCLMD - *Electronic Root Canal Length Measurement Devices*). Bien que ce dernier terme soit retrouvé dans la littérature scientifique il semble peu utilisé avec 14 publications retrouvées sur PubMed entre 2002 et 2024 (contre 223 articles avec le terme "*electronic apex locator*" sur la même période).

Selon les appareils, la localisation du foramen apical est signalée par un avertissement sonore et/ou un affichage visuel via une lumière clignotante ou indicateur de progression gradué. Dans le cas d'indicateur gradué, les graduations ne correspondent pas à une progression en millimètre de la lime vers l'apex.

2. LAE dans le cas d'apex ouverts

Dans les cinq études sélectionnées, les tests sont réalisés sur des dents naturelles, avec absence de précision dans la majorité des cas sur la morphologie radiculaire et le stade de maturité. Se pose donc la question de la fiabilité des LAE dans le cas particulier des apex ouverts retrouvés notamment sur les dents immatures ou en présence de phénomène de résorption apicale. En 2012, Kim YJ et Chandler NP (55) rédigent une revue sur la détermination de la longueur de travail face à des dents aux apex ouverts ou immatures : il en ressort la nécessité d'avoir une définition claire de ce qui comprend un apex "ouvert" (immaturité, résorptions, résections, etc...), ainsi que des recherches supplémentaires concernant la meilleure technique de localisation de l'apex anatomique.

Cliniquement, du fait de leurs limites, l'utilisation des LAE et des radiographies doit parfois être complétée par d'autres méthodes pour le traitement des apex très larges. Aucune étude à long terme n'a été menée à ce jour pour évaluer les techniques complémentaires. De plus, des études supplémentaires sont nécessaires pour montrer la précision des méthodes d'estimation de longueur de travail dans les cas de résorption apicale, situation dans laquelle le praticien est aussi confronté à des apex dits larges.

Récemment, Srivastava S *et al.* en 2022 (56) ajoutent que la méthode la plus reproductible et fiable dans les situations d'apex larges, semble être la mesure de la longueur de travail via l'étude des coupes du CBCT. La comparaison de deux LAE (ROOT ZX Mini et i Root), en comparaison à la mesure au CBCT, démontre des résultats différents de manière statistiquement significative avec un des deux LAE (i ROOT). Pour les auteurs, le CBCT permet une mesure précise et fiable de la longueur de travail.

Ainsi, l'absence de précision dans les études sélectionnées concernant le stade de maturité, la présence ou non de résorption, de résection ou encore l'estimation du diamètre apical, peut influencer les résultats concernant la précision et la reproductibilité des LAE étudiés.

3. LAE et environnement simulé

Les LAE peuvent être utilisés *ex vivo* dans un environnement simulant les conditions cliniques. On peut notamment citer l'étude de Ozdemir en 2022 (57), qui les utilise dans un milieu doublement artificiel : des dents en résine vont être créées et mises en place dans un moule à alginate maintenu humide via une solution saline, simulant les tissus périapicaux (Figure 16).

Le résultat de son étude, comparant la précision et la reproductibilité des mesures de longueur de travail via un localisateur apex de 3^{ème} génération dans un milieu naturel contre un milieu doublement artificiel, conclut à une absence de différence statistiquement significative. Ainsi, les modèles artificiels semblent être une méthode pour le calibrage des localisateurs d'apex, mais se trouvent être également de possibles outils pédagogiques afin de former les futurs cliniciens à leurs utilisations.

Recréer un milieu artificiel permet également de tester de nouveaux localisateurs d'apex en s'affranchissant des impératifs éthiques émanant des essais cliniques sur l'Homme.



Figure 16 : Milieu doublement artificiel dents en résine et alginate (57)

Concernant la simulation préclinique, il est également possible de s'affranchir des difficultés liées à la présence de différents électrolytes dans le canal. Ainsi, un LAE de 2^{ème} génération pourrait être suffisant dans ces conditions.

Le diagramme fonctionnel d'un tel LAE est présenté ci-après (Figure 17)

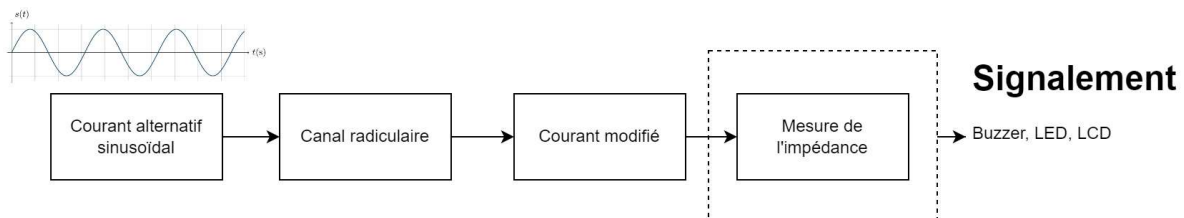


Figure 17 : diagramme fonctionnel d'un LAE de deuxième génération

E. Conclusion

Au terme de la lecture de ces articles, nous avons pu mettre en évidence l'évolution des différentes générations de localisateurs d'apex au cours du 21^{ème} siècle.

Les nombreux avantages de ces derniers, principalement en termes de précision et de diminution d'irradiation selon le principe *ALADA* (33), ont conduit à leur essor.

Les différentes générations tendent à améliorer le fonctionnement et la reproductibilité des mesures dans la majorité des situations cliniques, jusqu'à s'intégrer dans les moteurs endodontiques de mise en forme.

Utilisés sur des dents naturelles, les LAE peuvent néanmoins être utilisés dans d'autres milieux cliniques artificiels dans un but pédagogique, ou scientifique, afin de calibrer ces derniers en laboratoire.

Dans un contexte à visée pédagogique, sur dents artificielles, l'absence de multiples électrolytes pouvant altérer le signal permet de s'affranchir de localisateur d'apex de génération supérieure à la deuxième. De ce fait, le mode de fonctionnement sera basé sur le principe de l'impédance (2ème génération). Ainsi, en écartant les LAE de générations supérieures à la deuxième, le fonctionnement repose sur des principes basés uniquement sur des mesures sans analyse de données complémentaires. La possibilité de simulation d'un de ces LAE est ainsi rendue plus accessible tant financièrement, qu'électroniquement.

La plupart des LAE disponibles actuellement sur le marché présentent une fiabilité équivalente. Le choix se fera donc sur d'autres critères tels que le prix, la facilité de lecture, la présence d'un signal auditif, la stabilité sur le plan de travail, etc...

IV. Simulation d'un localisateur d'apex en préclinique

Comme nous l'avons vu, l'intérêt clinique des LAE a été démontré. Peu d'études s'intéressent néanmoins à l'intérêt de ces derniers dans la phase pédagogique préclinique.

Dans le but d'enrichir la formation, le projet de concevoir un localisateur d'apex à vocation d'utilisation uniquement en préclinique, sur modèles artificiels, a été étudié.

A. Enseignement de l'endodontie en préclinique : les travaux pratiques au cœur de notre formation marseillaise

Les travaux pratiques d'endodontie sont au cœur de la formation préclinique à l'école de médecine dentaire de Marseille. Au nombre de 12h de séances de travaux pratiques par étudiants par an en 2^{ème} et 3^{ème} année, les objectifs sont multiples :

- Se familiariser avec l'anatomie endodontique des dents mono- et pluri-radiculées,
- Apprendre à réaliser des cavités d'accès sur dents mono- et pluri-radiculées,
- Se familiariser avec la mise en forme endodontique mécanisée,
- Se familiariser avec les techniques d'obturation endodontique par thermocompaction.

Le choix des dents utilisées pour les séances de travaux pratiques sont des dents artificielles composées de résine transparente ou opaque, et depuis peu, des dents artificielles créées par impression 3D en résine photosensible (Figure 18).



Figure 18 : Dents artificielles en résine

L'objectif des travaux pratiques est de familiariser l'étudiant aux techniques employées en clinique pour assurer au mieux les actes de soins sur les patients.

L'une des controverses majeures dans le traitement canalaire concerne la limite apicale de l'instrumentation et de l'obturation. Déterminer la longueur de travail nécessite des connaissances théoriques afin de connaître les différents termes-clés employés dans la littérature et ne pas les confondre.

Les travaux de Kuttler en 1955 (58) donne une représentation schématique idéale de la zone apicale : c'est le **concept apical de Kuttler** (Figure 20).

Ce dernier met en évidence trois zones distinctes schématiquement (Figure 19), après avoir réalisé une étude sous microscope optique de l'anatomie de la zone apicale des racines afin d'améliorer les techniques endodontiques :

- La constriction apicale (également appelée foramen mineur ou diamètre apical mineur) : correspond à la zone de plus faible diamètre du canal en direction apicale. Cette constriction est délimitée en apical par la jonction cémento-dentinaire.
- La jonction cémento-dentinaire (JCD) : constitue un repère histologique entre le ciment en surface et la dentine en profondeur. Il s'agit d'un repère purement histologique non détectable cliniquement.
- Le foramen apical majeur : correspond à l'orifice de sortie sur la surface externe.

La constriction apicale correspond à la zone la plus étroite du canal dans la région apicale : elle constitue le rétrécissement maximal du canal radiculaire, qui représente une barrière naturelle à ne pas franchir en direction apicale lors d'une préparation canalaire mécanique (59).



Figure 20 : Concept apical de Kuttler (61)

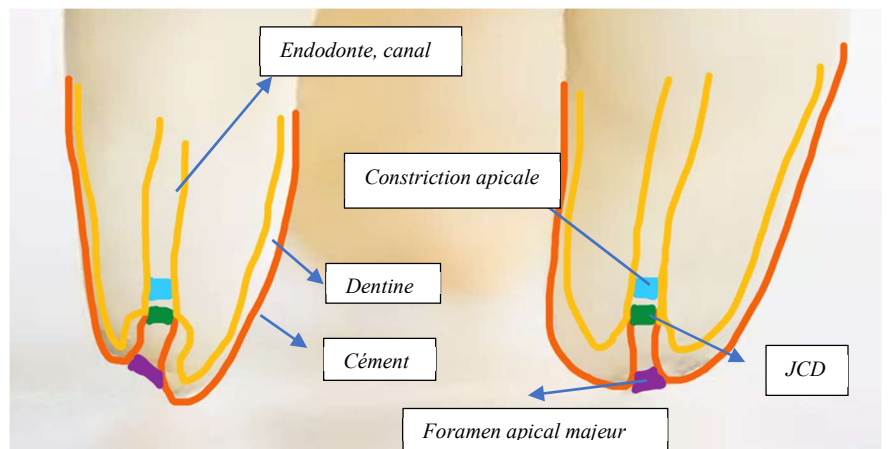


Figure 19 : Concept apical de Kuttler (61), visualisation de la constriction apicale, la jonction cémento-dentinaire et le foramen apical majeur

La constriction apicale ou foramen mineur ne coïncide donc pas avec l'apex anatomique de la dent également appelé vertex (Figure 21), ce dernier étant fréquemment dévié de l'axe canalaire et plus souvent retrouvé distalement (60,61).

Il est retrouvé dans la littérature une variation de la position de la constriction apicale en fonction de l'âge, des pathologies existantes ou d'anciens traitements. Cette variabilité anatomique est décrite par Ricucci en 1998 (62).

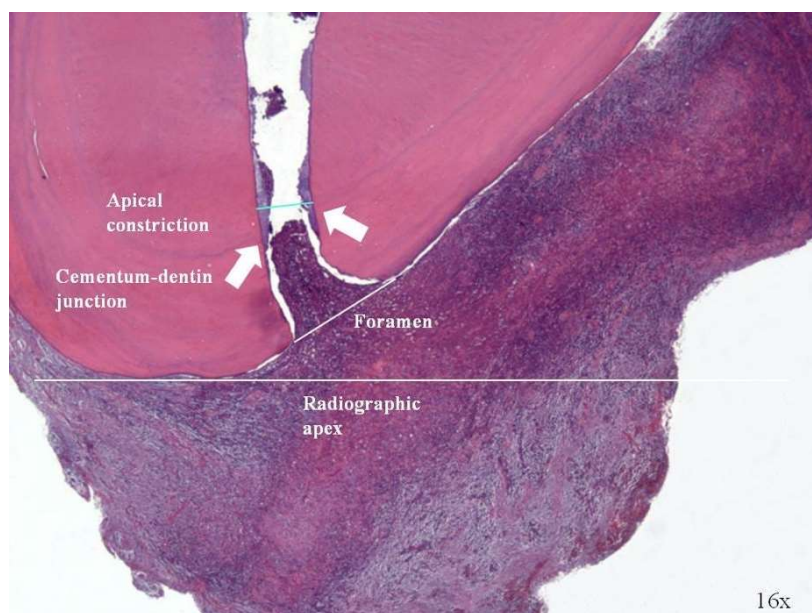


Figure 21 : Coupe histologique au microscope électronique à balayage de la zone apicale (63).

Une fois ces notions théoriques acquises, il est important au cours des travaux pratiques d'enseigner aux étudiants le bon moment pour déterminer sa longueur de travail.

De nouvelles notions sont essentielles afin d'éviter toute confusion.

L'estimation de la longueur de travail diffère de la *détermination* de cette dernière.

L'estimation de la longueur de travail se fait en amont du soin, via une radiographie rétroalvéolaire avec angulateur ou via la lecture des coupes CBCT dans les 3 sens de l'espace, afin d'estimer les probables complexités, mais également d'anticiper l'instrumentation nécessaire au soin.

Le soin doit ensuite se faire de manière graduelle avec une préparation corono-apicale via la réalisation de la cavité accès, la mise en forme du 1/3 coronaire, l'ouverture du 1/3 moyen, le contrôle de la perméabilité apicale pour enfin déterminer la longueur de travail et préparer le 1/3 apical.

L'intérêt est de diminuer les contraintes coronaires en amont et de limiter le risque d'extrusion de débris (micro-organismes, smear layer, débris tissus pulpaire nécrotiques) dans le péri-apex. Par ailleurs, un contrôle de la longueur de travail choisie est nécessaire avant ajustage du maître cône et obturation, manuellement, à l'aide du dernier instrument de mise en forme.

Différentes techniques de détermination des longueurs de travail ont été décrites.

Tout d'abord, la détermination par le sens tactile en « sentant » le passage de la lime K manuelle au-delà de la constriction apicale lors de l'effraction de cette dernière.

Cette méthode apparaît aujourd'hui non fiable, non suffisante, opérateur dépendante, et anatomiquement dépendante (64).

Des articles citent la technique de la pointe de papier avec du sang (65). L'objectif est d'insérer une pointe de papier stérile de manière brève profondément dans le canal puis de la ressortir afin de mesurer du repère coronaire à la première marque de sang. Cette mesure sera la longueur de travail.

Cette méthode apparaît non fiable et non suffisante. De plus, les exsudats et fluides fréquemment présents dans les canaux peuvent biaiser la marque de sang, et il peut exister une dépose de fibre de cellulose des pointes de papier dans le périapex.

Une technique semble être la plus fréquemment utilisée encore à l'heure actuelle (66) : la détermination de la LT radiographiquement. L'objectif cette fois-ci est de mettre en place une lime en intracanaire à la LT estimée et de prendre un cliché rétroalvéolaire. Les limites de cette méthode sont liées à l'imprécision des clichés 2D et de leurs interprétations (64).

Cette méthode est non suffisante, dépendante de la qualité de la radiographie, de son angulation, avec des risques de superpositions et augmente le risque de contamination per-opérateur (67).

De plus, il est important de noter que l'instrument utilisé ne doit pas avoir de diamètre inférieur à 10/100 à la pointe, avec le risque de le confondre avec les trabécules osseuses (68,69).

Comme nous l'avons vu, une dernière méthode a vu le jour ces dernières années, le localisateur d'apex électronique (70). Ce dernier est un dispositif indispensable, précis et fiable, de plus en plus utilisé, avec néanmoins une courbe d'apprentissage. Il a pour avantage de limiter le nombre de radiographies per opérateur et de diminuer le risque de contamination au cours du soin.

A ce jour, la détermination de la longueur de travail en travaux pratiques au cours de la mise en forme se fait via l'utilisation de la méthode radiologique.

Une lime K est amenée à la longueur de travail estimée après mise en forme mécanisée des 2/3 coronaires de cette longueur, puis le stop en silicone est positionné sur un repère coronaire choisi.

Une radiographie rétroalévoilaire est réalisée avec la lime en place en intracanalair (Figure 22), l'étudiant, avec l'aide de ses enseignants, détermine ainsi la longueur de travail et passe à la mise en forme complète de la racine jusqu'à la longueur de travail déterminée moins 0.5 mm comme marge de « sécurité ».



Figure 22 : Radio lime en place dent artificielle au cours des travaux pratiques

Ainsi, l'utilisation des LAE n'est pas généralisée lors des travaux pratiques, ce qui est en contradiction avec les données actuelles de la science qui préconisent de diminuer l'irradiation à la fois du patient mais également du praticien. Par ailleurs, les radiographies per-opératoire lime en place contribuent à rendre le soin moins agréable pour les patients et plus long en cas d'erreur d'estimation initiale de la longueur de travail.

C'est ainsi qu'il est apparu essentiel de délivrer aux étudiants, futurs praticiens, les techniques et outils scientifiquement reconnus et utilisés en clinique.

La simulation d'un localisateur d'apex en préclinique à visée pédagogique est l'objectif de cette dernière partie.

B. Définition du cahier des charges

Le LAE doit pouvoir mesurer l'impédance entre la lime située dans le canal et une électrode située dans le milieu de simulation (alginat, sérum physiologique, ...). Une valeur seuil devra être déterminée expérimentalement pour définir quand la lime endodontique sera considérée comme étant au niveau du foramen apical.

Cet appareil se compose de trois parties principales (71) :

1. La première est la génération d'un courant alternatif,
2. La deuxième est la mesure de l'impédance,
3. La troisième est l'affichage ou le signalement.

1. Génération du courant alternatif

Un générateur de forme d'ondes devra être utilisé pour générer le courant électrique sinusoïdal.

Ce type de courant peut être obtenu par un synthème de synthèse digital directe (ou DDS pour *Digital Direct Synthesis*) qui permet de générer un signal sinusoïdal dont la fréquence est programmable.

Pour le prototype de LAE, nous avons fait le choix d'utiliser une fréquence unique de 10 kHz.

2. Mesure de l'impédance

Comme nous l'avons vu, l'impédance de tissus biologiques se compose d'une résistance et d'une réactance capacitive. Les localisateurs d'apex sont donc conçus pour situer la limite de la constriction apicale en exploitant les propriétés électriques des tissus dentaires et parodontaux. Au niveau dentaire, la dentine, le cément et l'os alvéolaire agissent comme des isolants électriques, tandis que les tissus pulpaire et les fluides associés, connectés au ligament parodontal par la constriction apicale, agissent comme des conducteurs de courant électrique (Figure 23). Le principe fondamental repose sur la diminution radicale de la résistance électrique lors de l'approche du desmodonte, à savoir le dernier millimètre apical du canal (72).

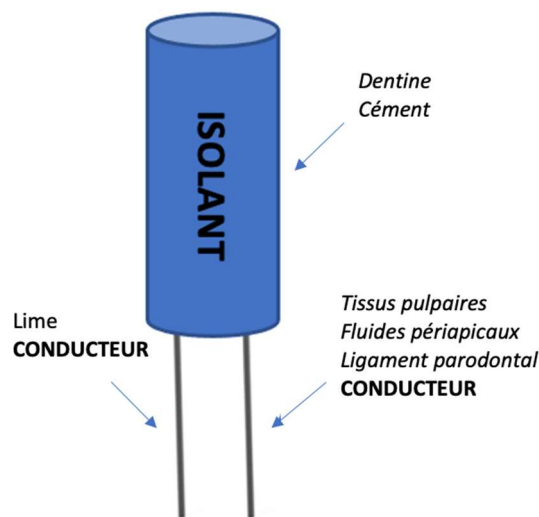


Figure 23 : Analogie d'un condensateur électrique rapporté à la cavité orale

Plusieurs techniques de mesure de l'impédance existent. On peut notamment citer des techniques basées sur l'analyse de Fourier (ex : FFT – Fast Fourier Transformation) ou les techniques de déconvolution. Selon Fairouz T et Istyaq S (73) la méthode utilisant la FFT permet une meilleure estimation de l'impédance globale par rapport à d'autres techniques (dont la déconvolution), notamment en présence de bruit.

La FFT est une adaptation optimisée d'une transformée de Fourier discrète (DFT), nécessitant moins de calculs. Elle permet de décomposer un signal complexe afin d'analyser les différentes fréquences qui le constitue. Cela permet notamment de calculer la valeur de la réactance capacitive via le déphasage observé en sortie par rapport au signal envoyé en entrée.

3. Affichage/Signalement

Matérialiser le signal est nécessaire pour informer l'étudiant et le praticien de sa progression dans le canal.

Les résultats peuvent être affichés sur un écran LCD graphique ou exprimés via un son. L'avantage du son est l'ergonomie de travail pour l'étudiant, avec une attention visuelle focalisée sur la dent et non sur un écran. De plus, matérialiser le signalement avec un indicateur audible permet de limiter les erreurs liées à la lecture d'un écran LCD.

Un écran LCD présente quelques contraintes pour un étudiant. Côté technique, les angles de visualisation différents au cours du soin peuvent être une limite à leur utilisation, tout comme les réglages des contrastes et des luminosités. Côté pratique, une courbe d'apprentissage est nécessaire afin de déterminer la situation de la constriction apicale sur un écran LCD - par lecture de graphique, de cases, de valeurs numériques, etc...

C. Implication du cahier des charges sur les choix techniques

Les éléments relatifs à la génération du courant alternatif et son traitement nous ont conduit à considérer l'utilisation de la puce AD5933 de Analog Devices. Il est conçu pour mesurer avec précision des impédances électriques, ce qui en fait un composant populaire dans des applications telles que l'analyse d'impédance, la mesure de conductivité, la spectroscopie d'impédance et d'autres domaines de la mesure de signaux électriques (74).

L'AD5933 est capable de générer un courant électrique alternatif sinusoïdal de fréquence programmable (via un système DDS) et de mesurer la réponse d'un élément soumis à ce courant (comme un capteur, une cellule électrochimique, ou un matériau conducteur). En utilisant ces mesures, l'AD5933 peut déterminer l'impédance de l'élément testé.

Cette puce est capable de mesurer des impédances allant de 1 k Ω à environ 10 M Ω sur une plage de fréquences comprises entre 1 kHz et 100 kHz. Elle utilise une transformée de Fourier discrète de 1024 points pour le calcul de l'impédance (75).

On peut également noter que ce composant est utilisé dans de nombreuses autres études expérimentales dans le domaine de la bio-impédance, ce qui conforte notre choix (76,77).

Néanmoins, l'AD5933 doit être calibré avant toute mesure de l'impédance. C'est le principal inconvénient de cette puce. Pour cela, on doit utiliser une résistance dont la valeur doit être connue et proche de l'impédance à mesurer. Dans notre cas, nous utiliserons une résistance de 6.8 k Ω (Figure 24) afin d'être proches de la valeur déterminée par Sunada I (42).

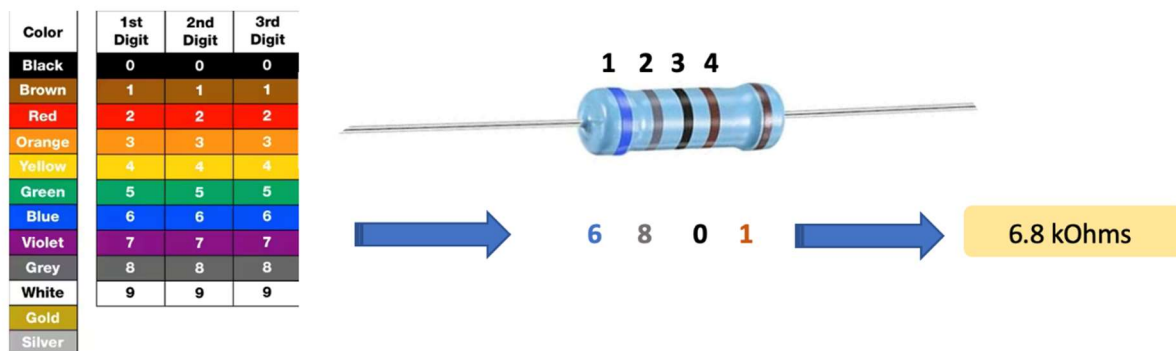


Figure 24 : Résistance de calibration

L'AD5933 est équipé d'une interface de communication I2C (Inter-Integrated Circuit) qui permet de configurer le dispositif et de récupérer les données de mesure. Afin d'utiliser cette interface de communication, nous utiliserons une plateforme de prototypage open-source basée sur le microcontrôleur ATmega328P : l'Arduino.

Arduino est une marque de cartes de prototypage open-source sur lesquelles se trouve un microcontrôleur (d'architecture Atmel AVR comme l'Atmega328p) afin de permettre à des utilisateurs de créer des objets électroniques (78). Arduino bénéficie d'une communauté en ligne active et engagée ; ainsi il est possible de trouver de nombreuses ressources, tutoriels, forums de discussion et projets open source. Arduino utilise un langage de programmation simplifié basé sur C/C++. Il est ainsi plus facile à apprendre que certains langages de programmation embarquée plus complexes, ce qui en fait un bon choix pour les débutants. Il offre une bibliothèque standard qui facilite la programmation de tâches courantes, telles que la manipulation des entrées/sorties, la communication série, la gestion du temps, etc.

Arduino est, de ce fait, idéal pour les projets éducatifs et les prototypes rapides, collant à notre projet de LAE.

La programmation d'une carte Arduino peut être réalisée depuis l'environnement de développement intégré (IDE - Integrated Development Environment) fourni par le fabricant : Arduino IDE (79). Pour notre projet, la version 2.2.1 a été utilisée.

Le programme informatique que doit exécuter le microcontrôleur sera rédigé dans l'IDE. Ce dernier permettra de le compiler (générer une version binaire exécutable du programme) puis de le téléverser dans la mémoire du microcontrôleur connecté par USB (Figure 25). Une fois le téléversement réalisé, le microcontrôleur redémarre et exécute en boucle le programme.

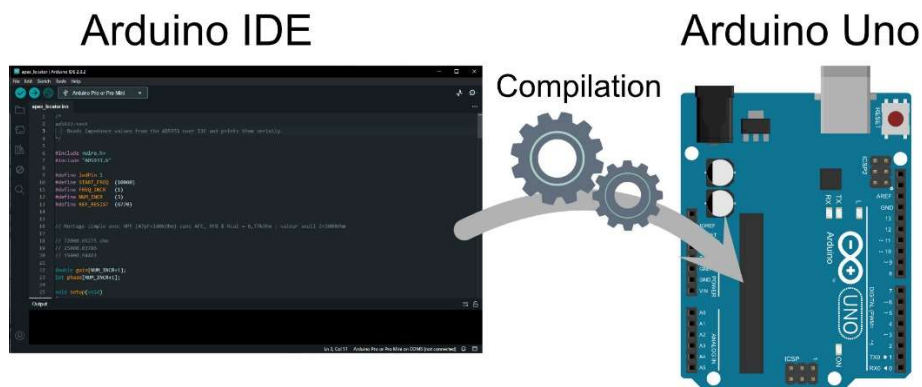


Figure 25 : Compilation du programme en code informatique et téléversement dans le microcontrôleur.

Afin de créer rapidement un prototype, une platine d'expérimentation sera utilisée.

D. Phases de construction et d'expérimentations

La phase d'expérimentation a pour objectif de créer un localisateur d'apex à visée pédagogique utilisable uniquement dans les conditions spécifiques de simulation préclinique.



Figure 26 : Frise chronologique retraçant les étapes clés de la création du prototype




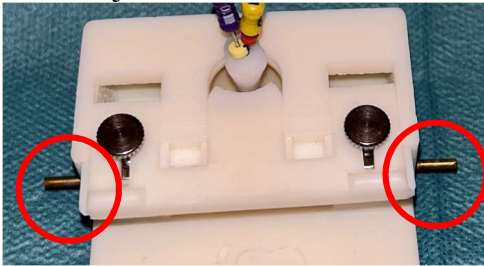

Avant de débuter dans la création d'un prototype, une vue d'ensemble des étapes est nécessaire en amont afin de définir les objectifs à réaliser (Figure 26).

- 1- Conception du Circuit : Le circuit doit être capable de détecter les changements d'impédance lorsque la pointe de la lime atteint la constriction apicale.
- 2- Calibration : Il est nécessaire de mettre en place un processus de calibration pour garantir que le localisateur d'apex donne des mesures précises, fiables, reproductibles et pouvoir ajuster les paramètres de mesures.
- 3- Tests et Validation : Effectuer des tests approfondis du localisateur d'apex pour vérifier son fonctionnement, sa précision et sa sécurité.

Une fois le prototype testé et validé, des développements futurs seront nécessaires pour une utilisation par des étudiants dans un contexte pré-clinique. On peut notamment citer :

- Boîtier et Ergonomie : Concevoir un boîtier pour abriter le circuit électronique et les composants. Le boîtier devra être ergonomique, facile à nettoyer et à manipuler en environnement de TP.
- Conformité Réglementaire : Le dispositif devra respecter toutes les réglementations et normes en vigueur européenne et nationale pour garantir la sécurité des étudiants lors de son utilisation. Il devra être validé par l'école de médecine dentaire afin de s'intégrer comme outil pédagogique lors des séances de travaux pratiques.
- Documentation et Instructions : Il faudra fournir une documentation complète sur l'utilisation, l'entretien et la désinfection du localisateur d'apex.

Le matériel nécessaire pour réaliser et tester le localisateur d'apex est synthétisé dans le Tableau 5 :

Simulation	Matériel
Électrode intrabuccale	Electrode intrabuccale 
Electrode intracanaulaire	Clip 
Dent	Dent artificielle imprimée 3D résine
Fluides périapicaux	NaCl 0.9% 
Simulation de la muqueuse jugale	Tube de jonc 
Instrument conducteur intra canalaire	Limes K10 avec stop silicone 






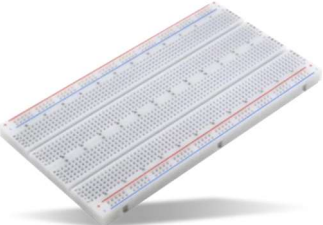


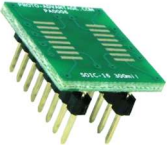
Simulation	Matériel
Buzzer	
Connecteurs	Fils mâles-mâles « jumper » 
	Fils mono-brins 
Résistances	
LED	
Source d'alimentation 5V	Via câble USB
Platine d'expérimentation (« Breadboard »)	
Carte de prototypage Arduino UNO (microcontrôleur ATmega328P)	
Analyseur d'impédance AD5933	
Adaptateur SOP16 pour l'AD5933	

Tableau 5 : Liste du matériel nécessaire à la simulation d'un LAE

1. Conception du prototype de LAE

Tous les composants nécessaires à sa conception ont été mentionnés et détaillés dans la partie précédente. De ce fait, cette partie développera les branchements et les programmations nécessaires à l'aboutissement du projet final.

Les schémas de montage présentés dans cette section seront réalisés avec le logiciel Fritzing (80)(version 1.0.2).

(a) Gestion d'une diode électroluminescente

Une diode électroluminescente (LED) verte sera utilisée dans le circuit pour indiquer si le localisateur d'apex est allumé. Une LED représente un dispositif semi-conducteur convertissant l'électricité en lumière. De petite taille, hautement efficaces et durables, les LEDs sont couramment employées dans diverses applications telles que l'éclairage, les panneaux d'affichage et les indicateurs lumineux. Afin d'éviter que la LED grille, il est nécessaire de monter une petite résistance en série afin de réduire le courant qui va traverser la LED.

La Figure 27 présente le montage de la LED avec une résistance en série de 220 Ω . La broche numérique (digitale) numéro 2 de la carte Arduino est connectée à une des pattes de la résistance. La deuxième patte de la résistance est connectée à l'anode (borne +) de la LED. La cathode (borne -) de LED est reliée à la terre (GND) de l'Arduino.

Le code présenté en Figure 28 est ensuite téléversé dans l'Arduino.

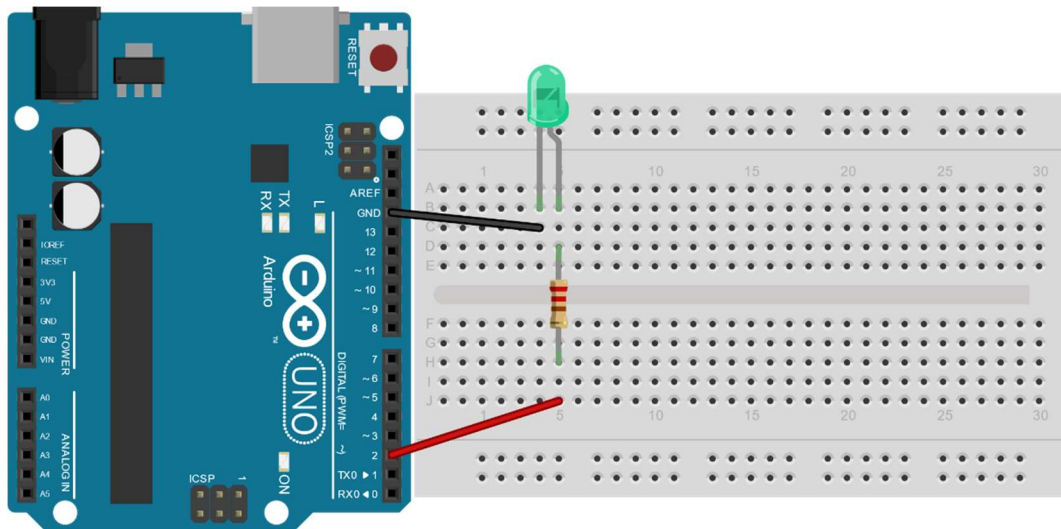


Figure 27 : LED connectée au micro-contrôleur Arduino Uno

```
// Initialisation
void setup() {
  // Règle la borne numérique numéro 1 de la carte Arduino en mode sortie
  pinMode(2, OUTPUT);
  // Le courant est envoyé sur la borne 1, la LED s'allume
  digitalWrite(2, HIGH);
  // Autre actions...
}
```

Figure 28 : Code permettant d'allumer une LED

(b) Gestion du signalement via un buzzer

L'indicateur sonore est essentiel pour améliorer l'ergonomie au cours du soin. Ce dernier permet au praticien de se focaliser sur la progression de lime endodontique dans le canal, sans rechercher des informations sur un écran.

Pour matérialiser le passage de la lime au-delà de la constriction apicale dans notre simulation, ce dernier sera réalisé à l'aide d'un indicateur sonore. Pour cela, un buzzer sera utilisé. Le buzzer est un composant qui repose principalement sur une lamelle sensible à l'effet piézoélectrique. La piézoélectricité désigne la capacité de certains minéraux à se déformer lorsqu'ils sont exposés à un champ électrique (ou de générer de l'électricité lorsqu'ils sont déformés)(81).

L'objectif est de créer 2 effets sonores différents :

- Un lorsque le LAE est allumé,
- Un autre lors du passage de la lime au-delà de la constriction apicale avec la signalisation du « over »

La mise en place du buzzer sur la platine d'expérimentation nécessite de brancher une des bornes du buzzer à une broche numérique numéro 9 de l'Arduino et l'autre au GND de l'Arduino (Figure 29).

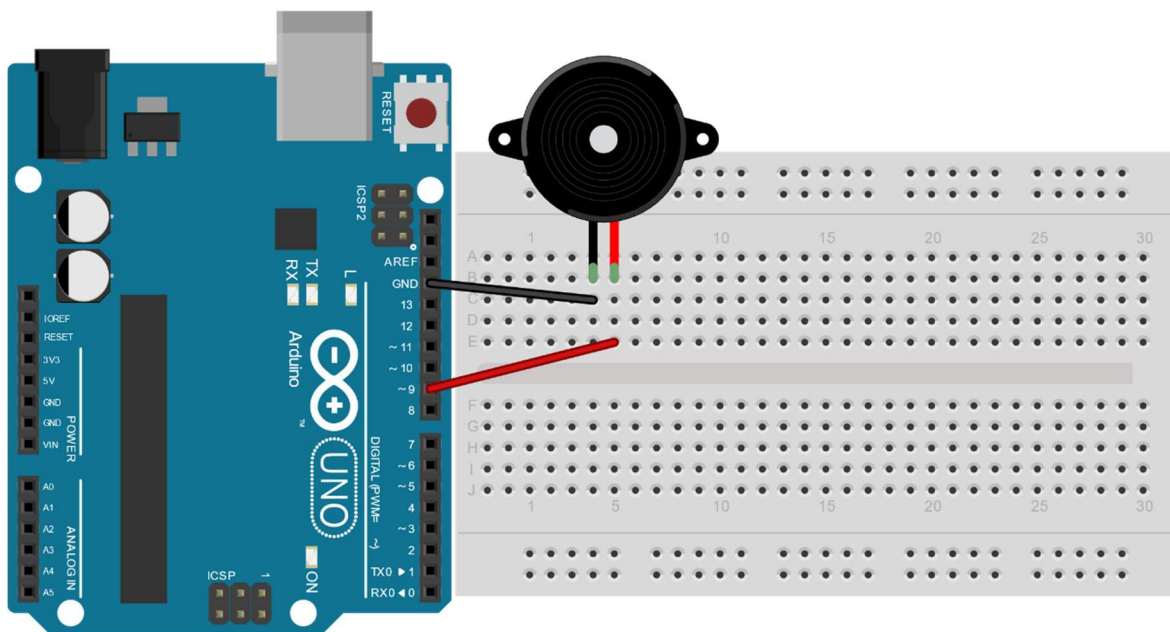


Figure 29 : Schéma du montage du buzzer.

Pour utiliser le buzzer, il faut utiliser la fonction `tone()`. Cette fonction permet de générer une onde carrée de la fréquence spécifiée sur la broche choisie (autre que 3 et 11). Une durée peut également être spécifiée, sinon l'onde continue jusqu'à un appel à `noTone()`.

La Figure 30 présente la fréquence en Hz des différentes notes avec leurs octaves.

Note	Fréquence en Hz par octave										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Do	Inaudible	32.703	65.406	130.81	261.63	523.25	1046.5	2093	4186	8372	16704
Do#	Inaudible	34.648	69.296	138.59	277.18	554.37	1108.7	2217.5	4434.9	8869.8	17739
Ré	Inaudible	36.708	73.416	146.83	293.66	587.33	1174.7	2349.3	4698.6	9397.3	18795
Ré#	Inaudible	38.891	77.782	155.56	311.13	622.25	1244.5	2489	4978	9956.1	19912
Mi	20.602	41.204	82.407	164.81	329.63	659.26	1318.5	2637	5274	10548	Inaudible
Fa	21.827	43.654	87.307	174.61	349.22	698.46	1396.9	2793.8	5587.7	11175	Inaudible
Fa#	23.125	46.249	92.499	185	369.99	739.99	1480	2960	5919.9	11840	Inaudible
Sol	24.5	48.999	97.999	196	392	783.99	1568	3136	6271.9	12544	Inaudible
Sol#	25.957	51.913	103.83	207.65	415.3	830.61	1661.2	3322.4	6644.9	13290	Inaudible
La	27.5	55	110	220	440	880	1760	3520	7040	14080	Inaudible
La#	29.135	58.27	116.54	233.08	466.16	932.33	1864.7	3729.3	7458.6	14917	Inaudible
Si	30.868	61.735	123.47	246.94	493.88	987.77	1975.5	3951.1	7902.1	15804	Inaudible

Figure 30 : Tableau des fréquences sonores

Le code Figure 31 présente le code utilisé pour programmer le buzzer via l'Arduino.

```
// Signalement du démarrage via le buzzer
tone(9, 659, 50);
delay(60);
tone(9, 659, 50);
delay(60);
tone(9, 1318, 70);
```

Figure 31 : Code utilisé pour programmer le buzzer sur Arduino Uno

(c) Montage et calibration de l'AD5933

Afin de pouvoir utiliser l'AD5933, nous l'avons connecté à l'Arduino et aux différents composants nécessaires selon les recommandations issues de la fiche technique (*datasheet*) et du forum communautaire du fabricant (77,82).

Le schéma du montage est présenté Figure 32. Le détail des pâtes de la puce est disponible dans la Figure 33.

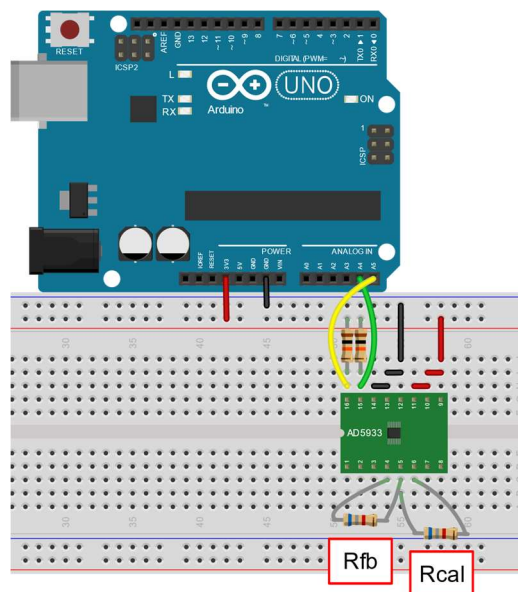


Figure 32 : Schéma de câblage de l'AD5933 à l'Arduino. Rfb : feedback resistor; Rcal : résistance de calibration

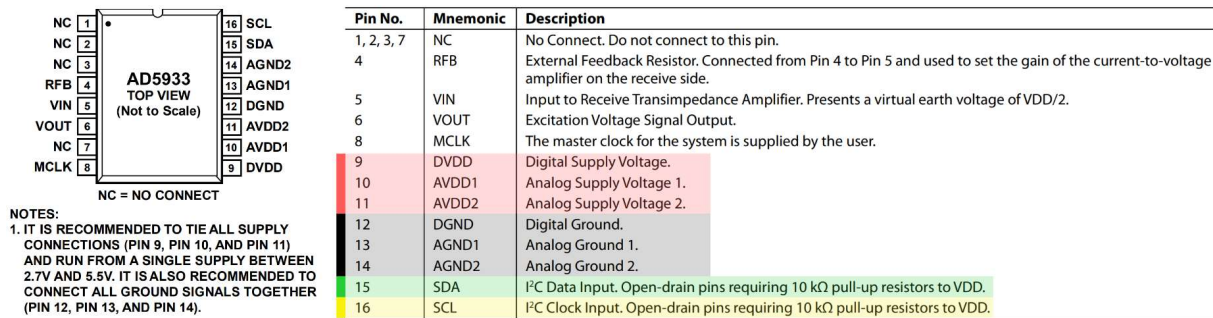


Figure 33 : Sorties de l'AD5933(83)

Une fois le montage réalisé, un test de communication entre l'Arduino et la puce a été réalisé. Pour cela, nous avons utilisé la bibliothèque *wire* (permettant de communiquer avec les périphériques I2C) et une bibliothèque open-source spécifique : *AD5933 Arduino Library* (84). Cette dernière permet de configurer la puce, définir les conditions de mesure de l'impédance, de récupérer les résultats des mesures ou la température de la puce.

Afin de valider la bonne communication avec la puce, nous avons mesuré le courant électrique généré en sortie au niveau de la broche 9 après avoir, via le programme de l'Arduino, demandé une fréquence de sortie de 10 kHz. La mesure a été réalisée via un oscilloscope (Siglent SDS1202X-E), le signal mesuré était de 9.93 kHz, soit une différence de 0.7% (Figure 34).

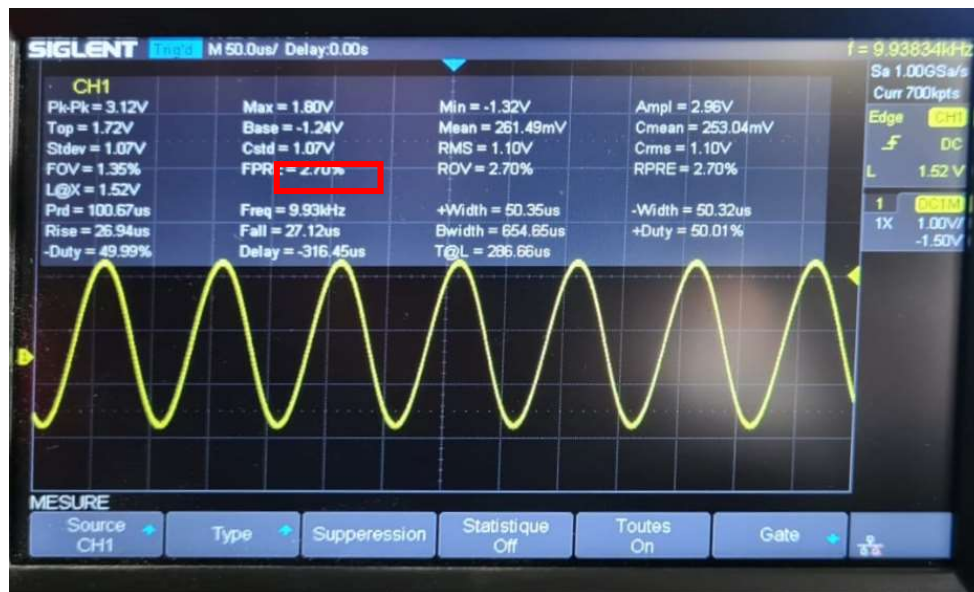


Figure 34 : Evaluation du courant électrique généré par l'AD5933

Une fois la communication entre l'Arduino et l'AD5933 validée, il a été nécessaire de calibrer l'AD5933. Comme nous l'avons vu, il s'agit d'une étape importante pour s'assurer de la précision des mesures d'impédance. A cet effet, nous avons choisi d'utiliser une résistance de 6.8 k Ω d'une précision de 1% et mesurée 6770 Ω à l'aide d'un ohmmètre.

Le code permettant de calibrer l'AD5933 est présenté Figure 35.

```

#include <Wire.h>           // Bibliothèque pour la communication I2C
#include "AD5933.h"        // Bibliothèque pour l'AD5933

// Définition des constantes
#define START_FREQ (10000) // Fréquence du courant
#define NUM_INCR (3)       // Nombre de mesure de l'impédance
#define REF_RESIST (6770)  // Valeur de la résistance de calibration ( $\Omega$ )

double gain[NUM_INCR+1];
int phase[NUM_INCR+1];

void setup(void)
{
  // Début de la communication I2C
  Wire.begin();

  [...]

  // Calibration de l'AD5933
  if (AD5933::calibrate(gain, phase, REF_RESIST, NUM_INCR+1))
    Serial.println("Calibrated!");
  else
    Serial.println("Calibration failed...");
}

```

Figure 35 : Code pour calibration de l'AD5933 sur Arduino

2. Test et validation

Avant de mettre en circulation le localisateur d'apex, le prototype doit être testé en amont. Pour se faire, il nous faut (Tableau 6) :

- Des modèles de dents artificielles utilisés en travaux pratiques.
- Un support de simulation.
- Un LAE commercial.
- Le prototype de LAE.
- De la solution saline NaCl 0.9%

La solution saline comme milieu d'expérience permettra de comparer notre simulateur à un LAE du commerce. Par ailleurs, en utilisant une solution saline standardisée, il est possible d'assurer la cohérence des résultats entre différentes expériences et différents opérateurs.

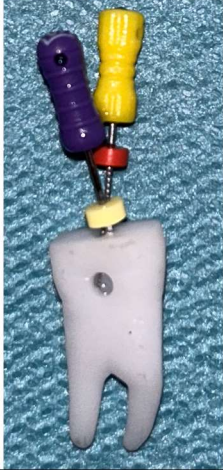
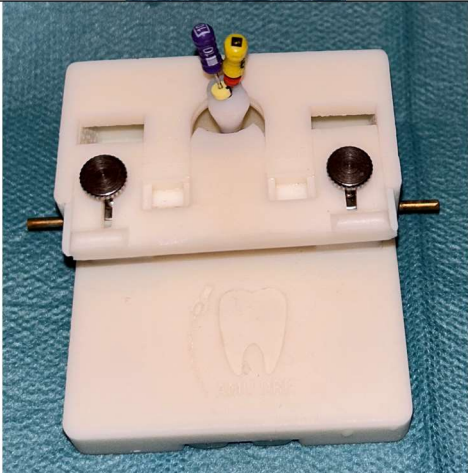
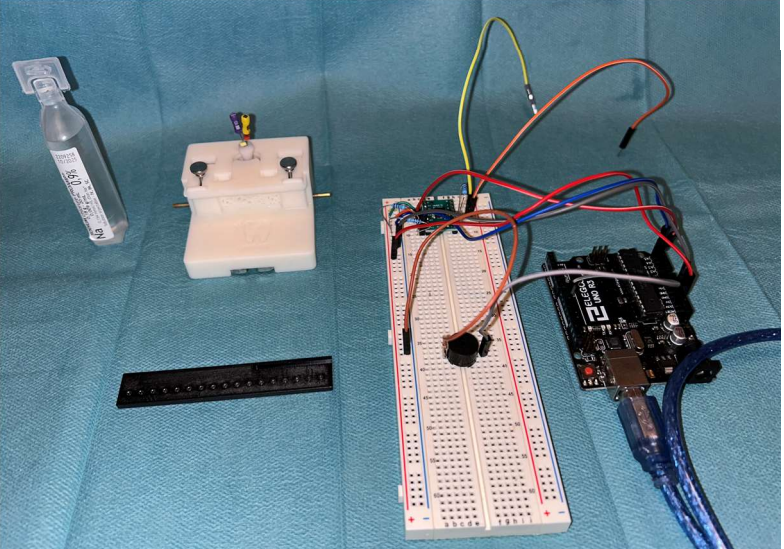
<p>Dent artificielle en résine polymérisable imprimée en 3D</p>	
<p>Un support de simulation développé à l'Ecole de Médecine Dentaire de Marseille</p>	
<p>Localisateur d'apex</p>	
<p>Solution saline NaCl 0.9%</p>	

Tableau 6 : Matériel pour le test et la validation du prototype de LAE

Le support de simulation pour l'endodontie comprend deux électrodes permettant la connexion au localisateur d'apex via une barre en jonc. Une branche du localisateur d'apex est connectée à la lime, et une autre branche est connectée à la sortie de la boîte via la barre de jonc.

De manière empirique, nous avons défini une valeur d'impédance seuil de 5000Ω en deçà de laquelle la lime est considérée comme étant en position de « over » (Figure 36). En deçà de ce seuil, le dispositif est paramétré de manière à déclencher une indication sonore, manifestée par un buzzer (Figure 37).


```

// Calcul de l'impédance
double magnitude = sqrt(pow(real[i], 2) + pow(imag[i], 2));
double impedance = 1/(magnitude*gain[i]);
Serial.print(" |Z|=");
Serial.println(impedance);

// Activation du buzzer ssi impedance < 5000
if(impedance < 5000){
    tone(9, 1138, 50);
}

```

Figure 36: Code indiquant l'activation du buzzer en cas d'impédance < 5000

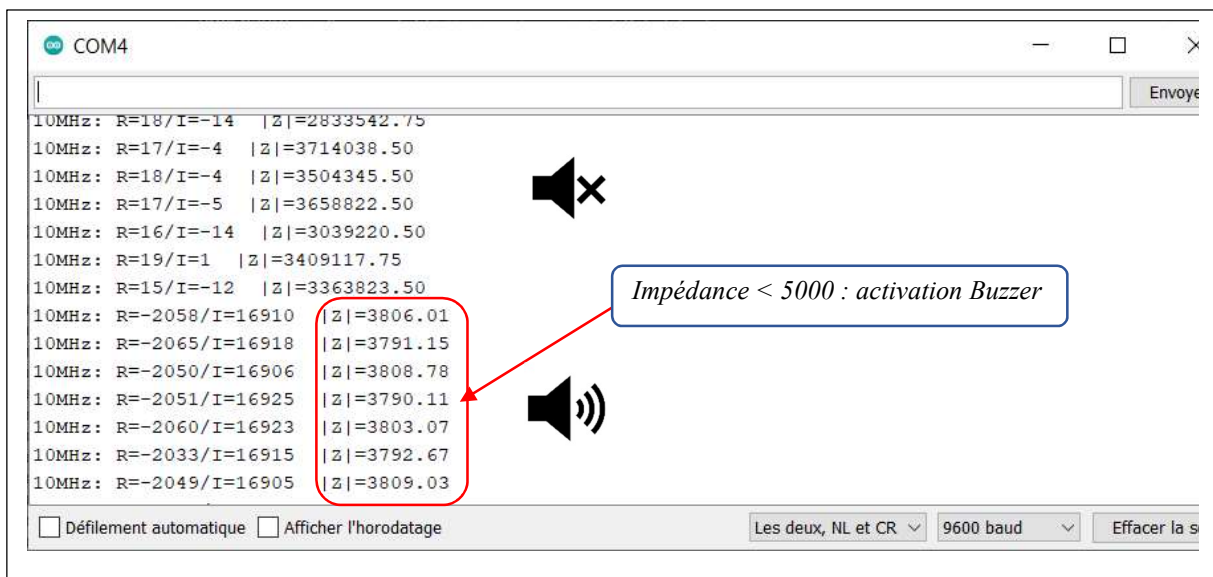


Figure 37 : Moniteur série de l'Arduino lors de la progression de la lime endodontique

L'objectif est alors de réaliser des tests afin d'évaluer la validité intrinsèque de notre code et sa reproductibilité. Deux prototypes ont été réalisés. Deux opérateurs ont été nécessaires (Dr B. Ballester et interne V. Puloc'h) pour obtenir une validité interopérateurs. Les modèles de dents utilisés par les étudiants au cours des travaux pratiques sont des dents mono et pluriradiculées : les tests doivent avoir lieu sur ces différents modèles. Afin d'assurer une reproductibilité intra et interopérateurs, toute la portion coronaire des dents sera fraisée afin d'obtenir un plateau facilitant l'indication du repère coronaire avec le stop silicone. La mesure de contrôle sera celle obtenue avec un localisateur d'apex du commerce calibré et chargé.

Les valeurs obtenues sont reportées sur le Tableau 7 ci-dessous :

Dent artificielle	Canal	Diamètre apical	Opérateur 1 : BB	LAE 1	Opérateur 2 : VP	LAE 2
Canine maxillaire		Apex non préparé	17	17	17	17
		25/100	17	17	17	17
		35/100	17	17	17	17
Prémolaire maxillaire	Vestibulaire	Apex non préparé	18	18	18	18
		25/100	18	18	18.2	18
		35/100	18	18	18	18
	Palatin	Apex non préparé	17	17	17	17
		25/100	17	17	17.5	17
		35/100	17	17	17	17

Tableau 7 : Tableau regroupant les valeurs de résistances mesurées par les 2 opérateurs

Après analyse et confrontation des résultats, il apparaît que la mesure de la résistance au passage de la constriction apicale concorde avec la localisation de la constriction apicale par le LAE pour les deux opérateurs.

Sur 36 mesures, seules 2 ne coïncident pas avec les mesures des LAE avec un différentiel inférieur à 0.5 mm. Ces deux mesures ont été réalisées par le même opérateur.

L'approximation réside dans la lecture de la réglette endodontique qui présente des graduations tous les millimètres (Figure 38).

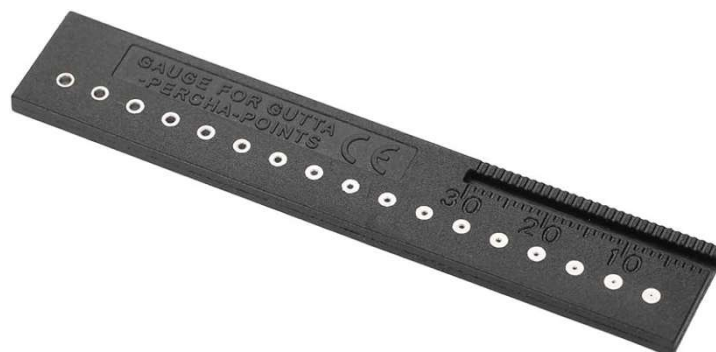


Figure 38 : Réglette endodontique

3. Montage final

La Figure 39 présente le montage final réalisé. L'intégralité du code source utilisé pour programmer l'Arduino est disponible en Annexe I.

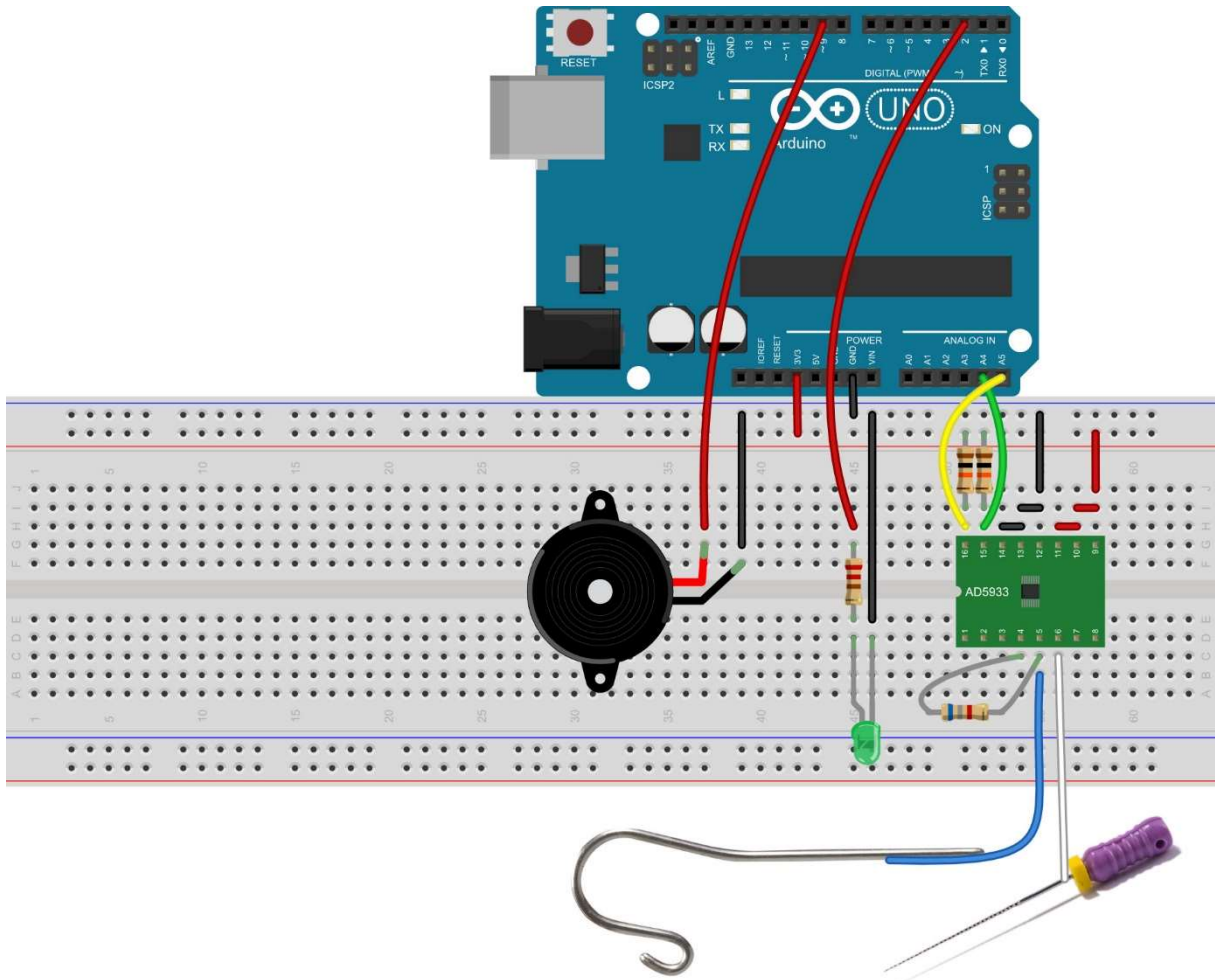


Figure 39 : Montage final du prototype.

4. Développements futurs

(a) Alimentation par batterie

Le choix de la batterie est important. Cette dernière doit pouvoir être rechargeable et maintenir une tension stable durant toute son utilisation et pendant la décharge.

Une première batterie indiquée est en Lithium-ion du fait de son poids léger, sa large gamme de taille/forme et sa capacité de recharge.

La batterie qui semble néanmoins la plus indiquée est celle au lithium fer phosphate (LiFePO₄ ou LFP). Cette dernière, plus coûteuse, présente une longévité supérieure. Elle est plus fréquemment utilisée pour les équipements médicaux électroniques en raison de sa stabilité (85).

La tension d'une cellule LifePO₄ est de 3,3 volts nominal.

(b) Création du circuit imprimé

La création d'un circuit imprimé nécessite des connaissances poussées en électronique (86). Un PCB (Printed Circuit Board) est une plaque plane fabriquée à partir d'un matériau isolant avec des traces conductrices et des composants électroniques montés dessus. Les PCB sont utilisés pour créer des connexions électriques entre les différents composants d'un circuit électronique.

La conception d'un PCB implique des logiciels de CAO (Conception Assistée par Ordinateur) spécifiques, dans lesquels est dessiné le schéma électrique, puis sont placés les composants et tracées les connexions.

Une fois la conception terminée, le fichier est envoyé à un fabricant de PCB, qui produit le circuit imprimé physique. Les PCB sont ainsi essentiels pour l'assemblage et le bon fonctionnement du LAE en permettant une disposition précise des composants et une interconnexion fiable et sécurisée entre eux.

(c) Boîtier du LAE

A ce jour, le simulateur ne possède pas de boîtier.

Ce dernier est néanmoins essentiel afin de garantir une protection du LAE et d'augmenter sa durabilité. Cette protection assurera une longévité des composants et permettra un stockage plus facile à l'abri de la lumière.

Dans un contexte universitaire, et a fortiori dans une salle de travaux pratiques, le LAE sera confronté à des risques d'éclaboussures, de chutes, d'usure quotidienne.

Ce boîtier pourra être conçu à l'aide d'impression 3D via de la résine photopolymérisable.

Ce boîtier comprendra un numéro unique à chaque LAE, permettant d'organiser une traçabilité.

(d) Conformités réglementaires

L'utilisation de ce prototype, par des étudiants en odontologie, impose que ce dernier réponde à de nombreuses normes afin de garantir la sécurité des étudiants et la qualité des enseignements.

Que ça soit à l'échelle européenne, nationale, ou locale, de nombreuses règles s'appliquent à notre LAE.

- Normes européennes

Le 25 mars 1957 marque la réunion de six nations européennes à Rome, où elles scellent l'accord du Traité de Rome instituant la Communauté économique européenne (CEE), qui deviendra l'Union Européenne quelques années plus tard. Leur objectif : établir une "union sans cesse plus étroite entre les peuples européens" et progressivement instaurer un marché intérieur où biens, services, capitaux et travailleurs circulent librement. La Commission européenne nouvellement formée est chargée de concevoir les règlements et directives nécessaires pour faciliter cette libre circulation (87).

Ainsi, en mai 1985, la CEE propose La Nouvelle Approche (88) qui est approuvée par les États membres. Cette approche repose sur une meilleure complémentarité des rôles entre les autorités publiques, chargées de définir les exigences fondamentales pour la mise sur le marché des produits, et les organismes de normalisation, responsables de proposer les moyens pour atteindre ces objectifs.

« Actuellement, l'Europe ne détient que 10% du marché mondial des composants électroniques et dépend largement des fournisseurs de pays tiers. » (89).

De ce fait, la production des composants électriques doit être encadrée et normée, deux comités en sont responsables :

- Comité européen de normalisation CEN (90),
- Comité européen de normalisation électrotechnique (CENELEC)(91) ,

Les normes élaborées par le CEN et le CENELEC sont basées sur les meilleures pratiques techniques et scientifiques disponibles. Elles visent à assurer la qualité, la sécurité et la compatibilité des produits dans toute l'Europe.

- **Réglementation française**

La réglementation française se basant sur les normes européennes, il en ressort deux directives s'adressant à notre LAE :

- La directive relative aux piles et accumulateurs ainsi qu'aux déchets de piles et d'accumulateurs et abrogeant la directive 91/157/CEE (92).
- La directive relative à l'harmonisation des législations des États membres concernant la mise à disposition sur le marché du matériel électrique destiné à être employé dans certaines limites de tension (93).

- **Réglementation relative aux dispositifs médicaux (DM) :**

C'est aux fabricants du DM de déterminer la classe de ce dernier selon la classification de l'ANSM. La nouvelle réglementation européenne sur les dispositifs médicaux a été renforcée le 26 mai 2021 par l'ANSM.

N'ayant qu'un usage préclinique, un tel LAE ne peut pas être évalué comme étant un dispositif médical (94).

- **Accord de l'école de médecine dentaire**

(e) Documentations et instructions

L'entretien approprié d'un localisateur d'apex est crucial pour assurer son bon fonctionnement et sa durabilité.

Il est ainsi apparu essentiel de réaliser une fiche de bonne pratique à transmettre aux étudiants mais également à toute personne pouvant se retrouver en contact avec l'appareil (Tableau 8).

Voici quelques règles et bonnes pratiques à suivre pour entretenir votre localisateur d'apex. Merci de les respecter afin d'assurer son fonctionnement.	
Nettoyage régulier	Évitez que la saleté, la poussière ou les débris ne s'accumulent sur la surface du localisateur d'apex. Utilisez un chiffon doux et sec pour essuyer régulièrement l'appareil et éliminer toute trace de contamination.
Éviter l'humidité	Protégez le localisateur d'apex de l'humidité excessive. Évitez de le placer dans des environnements humides ou de le nettoyer avec des liquides. Si vous utilisez un champ opératoire, veillez à protéger l'appareil de toute exposition à l'humidité.
Utilisation conforme	Utilisez le localisateur d'apex conformément aux instructions du fabricant et aux recommandations du manuel d'utilisation. Évitez toute utilisation abusive ou toute tentative de réparation par vous-même.
Étalonnage régulier	Suivez les procédures d'étalonnages recommandées par le fabricant. L'étalonnage régulier garantit que le localisateur d'apex fournit des mesures précises et fiables.
Stockage approprié	Lorsque vous ne l'utilisez pas, éteignez-le et rangez le localisateur d'apex dans un endroit propre, sec, à l'abri de la lumière et de la chaleur et sûr. Utilisez une housse de protection ou un étui approprié pour le protéger des chocs et des dommages.
Éviter les chutes	Évitez les chutes et les impacts brusques qui pourraient endommager les composants internes du localisateur d'apex. Utilisez une manipulation douce et évitez de le laisser tomber.
Vérification de la batterie	Assurez-vous de vérifier régulièrement l'état de la batterie et de le charger dès que cette dernière est faible. Veillez ne pas le charger à proximité d'une zone humide et ne pas tordre le chargeur.
Formation continue	Les utilisateurs du localisateur d'apex doivent être correctement formés à son utilisation et comprendre ses fonctionnalités. Une utilisation incorrecte peut entraîner des erreurs de mesure.
Maintenance professionnelle	Si le localisateur d'apex nécessite une maintenance ou des réparations, confiez ces tâches à des professionnels qualifiés. Au moindre doute, informez vos enseignants.
Traçabilité des étudiants	A chaque utilisation, récupérez l'appareil auprès de vos enseignants et inscrivez votre nom + numéro de paillasse/numéro de fantôme sur la fiche de traçabilité.
En suivant ces règles et bonnes pratiques, vous pouvez prolonger la durée de vie de votre localisateur d'apex et garantir des mesures précises et fiables lors de vos traitements endodontiques.	

Tableau 8 : Fiche technique et d'entretien du localisateur d'apex

V. Conclusion

L'objectif de la réalisation d'un simulateur de LAE en préclinique est de rendre les travaux pratiques des étudiants en odontologie les plus proches des situations cliniques auxquelles ils feront face en rentrant en temps qu'externe dans leur CHU.

La courbe d'apprentissage d'utilisation d'un LAE étant longue, et nécessitant des connaissances théoriques sur l'anatomie apicale, se familiariser avec ces derniers dès le début de la formation s'avère être un avantage pour la pratique future.

A ce jour, dans de nombreuses facultés d'odontologie en France, le plateau technique des travaux pratiques en endodontie peut être amélioré.

L'apport d'un LAE, fonctionnant sur des dents artificielles, peut grandement contribuer à favoriser l'excellence de la formation.

Néanmoins, équiper une faculté de LAE en quantité suffisante représente un budget conséquent non négligeable.

Avec un coût de fabrication revenant à moins de 100 € par simulateur, doter les facultés de simulateurs de LAE semble alors être une alternative économique.

C'est pourquoi la liste des composants, leurs références, ainsi que le schéma du circuit et le code de programmation sont exposés dans cette thèse.

Pour autant, les étapes de programmation, de réalisation du circuit électronique et des tests de validation doivent être réalisés en amont, avant toute utilisation par un étudiant, et prennent un temps notable.

L'innovation technologique a révolutionné la dentisterie, ouvrant de nouvelles opportunités pour les chirurgiens-dentistes. Les LAE ont transformé les traitements endodontiques en les rendant plus précis, rapides et prévisibles. Cependant, il faut souligner que malgré leurs avantages évidents, une bonne compréhension de leur fonctionnement, une formation adéquate et une courbe d'apprentissage sont nécessaires pour en tirer pleinement parti.

Les LAE illustrent comment la science, la technologie et la pratique clinique peuvent améliorer les soins bucco-dentaires et la qualité de vie des patients.

En conclusion de cette thèse sur la simulation d'un localisateur d'apex en pré-clinique pour les étudiants en odontologie, il est évident que combiner l'électronique avec les besoins pédagogiques offre des opportunités pour former de futurs praticiens de manière plus pertinente. La conception de cet outil a nécessité un équilibre entre la précision technologique et l'apprentissage clinique.

L'objectif de cette thèse réside dans son impact sur l'avenir de la formation en odontologie. L'intégration de la technologie dans l'apprentissage montre qu'elle peut améliorer les résultats pédagogiques tout en répondant aux besoins pratiques des étudiants. Ce localisateur d'apex répond ainsi aux défis de l'enseignement en endodontie.

Par ailleurs, ce travail marque le début d'un chemin continu d'amélioration. La conception du localisateur doit évoluer en fonction des retours des étudiants et de leurs enseignants. De futures améliorations pourraient inclure des fonctionnalités avancées ou une meilleure intégration dans la formation continue.

En fin de compte, cette thèse témoigne de l'engagement envers l'innovation éducative et l'amélioration constante dans le monde de la dentisterie. En alliant technologie et éducation, nous espérons avoir contribué significativement à former de futurs chirurgiens-dentistes compétents, améliorant ainsi la qualité des soins dentaires pour tous.

Une dernière interrogation s'offre à nous, le principal mot clé utilisé tout au long de ce travail "Localisateur d'apex électronique" semble, au terme de cette thèse, erroné. En effet, cet outil ne détermine pas la localisation de la constriction apicale mais informe le praticien du passage de la lime au-delà cette dernière, créant un circuit terminé avec la pointe de la lime au contact des tissus parodontaux périapicaux (95). De ce fait, un terme électroniquement approprié devrait être "Localisateur électronique parodontal périapical".

Alors que cette thèse se termine, elle ouvre la voie à une exploration continue des possibilités offertes par les localisateurs d'apex et autres avancées technologiques, offrant un aperçu passionnant de l'avenir prometteur de la dentisterie moderne.

Bibliographie

1. Khalil SF, Mohktar MS, Ibrahim F. The Theory and Fundamentals of Bioimpedance Analysis in Clinical Status Monitoring and Diagnosis of Diseases. *Sensors*. juin 2014; 14(6):10895.
2. Grimnes S, Martinsen OG. Cole electrical impedance model--a critique and an alternative. *IEEE Trans Biomed Eng*. janv 2005;52(1):132-5.
3. Faes TJ, van der Meij HA, de Munck JC, Heethaar RM. The electric resistivity of human tissues (100 Hz-10 MHz): a meta-analysis of review studies. *Physiol Meas*. nov 1999;20(4):R1-10.
4. Ibrahim M. Mesure de bioimpédance électrique par capteurs interdigités.
5. AquaPortail [Internet]. [cité 23 mars 2024]. Membrane cytoplasmique : définition illustrée et explications. Disponible sur: <https://www.aquaportail.com/dictionnaire/definition/2727/membrane-cytoplasmique>
6. Castellvi Q. Les Mesures de Bio-impédance pour l'Electroporation. 2014;
7. Polachan K, Chatterjee B, Weigand S, Sen S. Human Body-Electrode Interfaces for Wide-Frequency Sensing and Communication: A Review. *Nanomater Basel Switz*. 23 août 2021;11(8):2152.
8. Grasland-Mongrain P. L'impédance électrique du corps humain [Internet]. Pol Grasland-Mongrain; 2014 [cité 23 mars 2024]. Disponible sur: <http://polgm.free.fr/petitescuriesdu net/index.php?post%2F2014%2F04%2FL-imp%C3%A9dance-%C3%A9lectrique-du-corps-humain>
9. McCoy MH, Wang E. Use of electric cell-substrate impedance sensing as a tool for quantifying cytopathic effect in influenza A virus infected MDCK cells in real-time. *J Virol Methods*. déc 2005;130(1-2):157-61.
10. Aberg P, Nicander I, Hansson J, Geladi P, Holmgren U, Ollmar S. Skin cancer identification using multifrequency electrical impedance--a potential screening tool. *IEEE Trans Biomed Eng*. déc 2004;51(12):2097-102.
11. Choi EH, Lee SH, Ahn SK, Hwang SM. The pretreatment effect of chemical skin penetration enhancers in transdermal drug delivery using iontophoresis. *Skin Pharmacol Appl Skin Physiol*. 1999;12(6):326-35.
12. On FJ. Mechanical impedance analysis for lumped parameter multi-degree of freedom/multi- dimensional systems [Internet]. 1967 mai [cité 16 avr 2024]. Report No.: NASA-TN-D-3865. Disponible sur: <https://ntrs.nasa.gov/citations/19670016465>
13. Kubicek et Witsoe - Development and evaluation of an impedance cardiog.pdf [Internet]. [cité 23 mars 2024]. Disponible sur: <https://ntrs.nasa.gov/api/citations/19690007358/downloads/19690007358.pdf>
14. Impedance cardiography as tool for continuous hemodynamic monitoring during cesarean section: randomized, prospective double blind study - ICH GCP [Internet]. [cité 23 mars 2024]. Disponible sur: <https://ichgcp.net/fr/clinical-trials-registry/publications/26674-impedance-cardiography-as-tool-for-continuous-hemodynamic-monitoring-during-cesarean-section>
15. Guinot PG, Bernard E, Deleporte K, Petiot S, Dupont H, Lorne E. Mini-fluid challenge can predict arterial pressure response to volume expansion in spontaneously breathing patients under spinal anaesthesia. *Anaesth Crit Care Pain Med*. déc 2015;34(6):333-7.
16. Santos JF, Parreira L, Madeira J, Fonseca N, Soares LN, Inês L. Non invasive hemodynamic monitorization for AV interval optimization in patients with ventricular resynchronization therapy. *Rev Port Cardiol Orgao Of Soc Port Cardiol Port J Cardiol Off J Port Soc Cardiol*. sept 2003;22(9):1091-8.

17. Tavernier et al. - Monitoring du débit cardiaque en anesthésie quel.pdf [Internet]. [cité 23 mars 2024]. Disponible sur: https://sofia.medicalistes.fr/spip/IMG/pdf/Monitorage_du_debit_cardiaque_en_anesthesie-Quelles_techniques_elles_limites.pdf
18. Alexandre P. Haute Autorité de santé. 2019;
19. Elia M, Smith RM. Improving nutritional care and treatment Perspectives and Recommendations from Population Groups, Patients and Carers.
20. Lukaski HC, Kyle UG, Kondrup J. Assessment of adult malnutrition and prognosis with bioelectrical impedance analysis: phase angle and impedance ratio. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care*. sept 2017;20(5):330-9.
21. Thibault R, Abbasoglu O, Ioannou E, Meija L, Ottens-Oussoren K, Pichard C, et al. ESPEN guideline on hospital nutrition. *Clin Nutr Edinb Scotl*. déc 2021;40(12):5684-709.
22. Guerville F. Composition corporelle estimée par bio-impédancemétrie spectroscopique au cours de la maladie rénale chronique stade 3 à 5.
23. Feuille de résultats InBody 770 – InBody [Internet]. 2023 [cité 23 mars 2024]. Disponible sur: <https://inbodyfrance.fr/feuille-resultats-inbody-770/>
24. Tian N, Yang X, Guo Q, Zhou Q, Yi C, Lin J, et al. Bioimpedance Guided Fluid Management in Peritoneal Dialysis: A Randomized Controlled Trial. *Clin J Am Soc Nephrol CJASN*. 7 mai 2020;15(5):685-94.
25. Diabète | OPS/OMS | Organisation panaméricaine de la santé [Internet]. 2023 [cité 23 mars 2024]. Disponible sur: <https://www.paho.org/fr/sujets/diabete>
26. Cridlig et al. - Doctorat de l'Université de Lorraine.pdf [Internet]. [cité 23 mars 2024]. Disponible sur: https://docnum.univ-lorraine.fr/public/DDOC_T_2013_0040_CRIDLIG.pdf
27. Définition hématologie [Internet]. [cité 23 mars 2024]. Disponible sur: <https://www.e-cancer.fr/Dictionnaire/H/hematologie>
28. Kalstein. Analyseur d'hématologie vs. biochimie [Internet]. Kalstein. 2021 [cité 23 mars 2024]. Disponible sur: <https://www.kalstein.fr/analyseur-dhematologie-vs-biochimie/>
29. Cheaytani R. Guides d'achat MedicalExpo. 2019 [cité 23 mars 2024]. Bien choisir un analyseur d'hématologie. Disponible sur: <https://guide.medicaexpo.com/fr/bien-choisir-un-analyseur-dhematologie/>
30. Zelmer KLC, Bauer N, Moritz A. Evaluation of the scil vCell 5, a novel laser- and impedance-based point-of-care hematology analyzer, for use in dogs and cats. *J Vet Diagn Investig Off Publ Am Assoc Vet Lab Diagn Inc*. mai 2022;34(3):504-17.
31. Sysmex. Impédance et focalisation hydrodynamique [Internet]. Disponible sur: <https://www.sysmex.fr/academie/centre-dexpertise/technologie-sysmex/impedance-et-focalisation-hydrodynamique.html>
32. has_textecourt_traitement_endodontique.pdf [Internet]. [cité 23 mars 2024]. Disponible sur: http://psa.auvergne.free.fr/news1_45/telechargement/has_textecourt_traitement_endodontique.pdf
33. Jaju PP, Jaju SP. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. *Imaging Sci Dent*. déc 2015;45(4):263-5.
34. Kim E, Lee SJ. Electronic apex locator. *Dent Clin North Am*. janv 2004;48(1):35-54.
35. Rambo MVH, Gamba HR, Borba GB, Maia JM, Ramos CAS. In vivo assessment of the impedance ratio method used in electronic foramen locators. *Biomed Eng Online*. 6 sept 2010;9:46.
36. Kim E, Lee SJ. Electronic apex locator. *Dent Clin North Am*. janv 2004;48(1):35-54.
37. Simon S, Machtou P, Adams N, Tomson P, Lumley P. Apical Limit and Working Length in Endodontics. *Dent Update*. 2 avr 2009;36(3):146-53.
38. Custer LE. Exact Method of Locating the Apical Foramen*Read before the Michigan State Dental Society, April 8-12, 1918, and reprinted from *Journal N. D. A.*, August, 1918. *Dent Regist*. sept 1918;72(9):420-5.

39. New Method for Measuring the Length of the Root Canal - Imao Sunada, 1962 [Internet]. [cité 2 avr 2024]. Disponible sur: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/00220345620410020801>
40. McDonald NJ. The electronic determination of working length. *Dent Clin North Am.* avr 1992;36(2):293-307.
41. Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, Boutron I, Hoffmann TC, Mulrow CD, et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ.* 29 mars 2021;372:n71.
42. Sunada I. New Method for Measuring the Length of the Root Canal. *J Dent Res.* mars 1962;41(2):375-87.
43. Kobayashi C, Suda H. New electronic canal measuring device based on the ratio method. *J Endod.* mars 1994;20(3):111-4.
44. Meredith N, Gulabivala K. Electrical impedance measurements of root canal length. *Dent Traumatol.* juin 1997;13(3):126-31.
45. Kim DW, Nam KC, Lee SJ. Development of a frequency-dependent-type apex locator with automatic compensation. *Crit Rev Biomed Eng.* 2000;28(3-4):473-9.
46. Nam KC, Kim SC, Lee SJ, Kim YJ, Kim NG, Kim DW. Root canal length measurement in teeth with electrolyte compensation. *Med Biol Eng Comput.* mars 2002;40(2):200-4.
47. Lee SJ, Nam KC, Kim YJ, Kim DW. Clinical accuracy of a new apex locator with an automatic compensation circuit. *J Endod.* oct 2002;28(10):706-9.
48. Gordon MPJ, Chandler NP. Electronic apex locators. *Int Endod J.* juill 2004;37(7):425-37.
49. Nekoofar MH, Ghandi MM, Hayes SJ, Dummer PMH. The fundamental operating principles of electronic root canal length measurement devices. *Int Endod J.* août 2006;39(8):595-609.
50. Jan J, Križaj D. Accuracy of root canal length determination with the impedance ratio method. *Int Endod J.* sept 2009;42(9):819-26.
51. Kim PJ, Kim HG, Cho BH. Evaluation of electrical impedance ratio measurements in accuracy of electronic apex locators. *Restor Dent Endod.* 2015;40(2):113.
52. Eldarrat A, High A, Kale G. Influence of sodium chloride content in electrolyte solution on electrochemical impedance measurements of human dentin. *Dent Res J.* 2017;14(1):25.
53. Langaliya AK, Patel N, Chaudhari E, Kothari A, Patel S, Rathod P. Comparative Evaluation of Different Apex Locators as a Diagnostic Tool to Detect Root Perforations: An In Vitro Study. *J Pharm Bioallied Sci.* févr 2024;16(Suppl 1):S828-30.
54. Nasiri K, Wrbas KT. Accuracy of different generations of apex locators in determining working length; a systematic review and meta-analysis. *Saudi Dent J.* janv 2022;34(1):11-20.
55. Kim YJA, Chandler NP. Determination of working length for teeth with wide or immature apices: a review. *Int Endod J.* juin 2013;46(6):483-91.
56. Srivastava S, Alharbi HM, Soliman M, Eldwakhly E, Abdelhafeez MM. Influence of Open Apex on Working Length Determination Using Cone-Beam Computed Tomography and Apex Locators: A Comparative In Vitro Study. *BioMed Res Int.* 2022;2022:3811983.
57. Özdemir O. An Effective Artificial Testing Model to Reliability Experiments for Electronic Apex Locator Devices Used in Endodontic Practice. *Niger J Clin Pract.* déc 2022;25(12):1973.
58. Kuttler Y. Microscopic investigation of root apices. *J Am Dent Assoc* 1939. mai 1955;50(5):544-52.
59. Masson E. EM-Consulte. [cité 1 août 2023]. Choix de la limite apicale et de la longueur de travail. Disponible sur: <https://www.em-consulte.com/article/237747/choix-de-la-limite-apicale-et-de-la-longueur-de-tr>

60. Gutierrez JH, Aguayo P. Apical foraminal openings in human teeth. Number and location. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* juin 1995;79(6):769-77.
61. Versiani MA, Ahmed HMA, Sousa-Neto MD de, De-Deus G, Dummer PMH. Unusual Deviation of the Main Foramen from the Root Apex. *Braz Dent J.* oct 2016;27:589-91.
62. Ricucci. Apical limit of root canal instrumentation and obturation, part 1. Literature review. *Int Endod J.* 1998;31(6):384-93.
63. Mark A. Controversial Working Length \Aspects in Endodontics (Ricucci) [Internet]. Medium. 2019 [cité 9 avr 2024]. Disponible sur: <https://medium.com/@ashleymarkdmd/controversial-working-length-aspects-in-endodontics-ricucci-ae502fec92e4>
64. Osei-Bonsu F, Ampofo PC, Nyako EA, Hewlett SA, Buckman VA, Konadu AB, et al. Accuracy of the electronic apex locator, tactile, and radiographic methods in working length determination. *J Conserv Dent JCD.* 2023;26(3):311-5.
65. Brown DWP. Paper points revisited: risk of cellulose fibre shedding during canal length confirmation. *Int Endod J.* juin 2017;50(6):620-6.
66. Yousuf W, Khan M, Mehdi H. Endodontic Procedural Errors: Frequency, Type of Error, and the Most Frequently Treated Tooth. *Int J Dent.* 2015;2015:673914.
67. Niazi SA, Vincer L, Mannocci F. Glove Contamination during Endodontic Treatment Is One of the Sources of Nosocomial Endodontic Propionibacterium acnes Infections. *J Endod.* août 2016;42(8):1202-11.
68. Vandenberghe B, Bud M, Sutanto A, Jacobs R. The use of high-resolution digital imaging technology for small diameter K-file length determination in endodontics. *Clin Oral Investig.* avr 2010;14(2):223-31.
69. Piepenbring M, Potter B, Weller R, Loushine R. Measurement of Endodontic File Lengths: A Density Profile Plot Analysis. *J Endod.* oct 2000;26(10):615-8.
70. Martins JNR, Marques D, Mata A, Caramês J. Clinical efficacy of electronic apex locators: systematic review. *J Endod.* juin 2014;40(6):759-77.
71. [PRINCIPAL] Study on the Design and Construction of Electronic Apex Locator.pdf.
72. Nekoofar MH, Ghandi MM, Hayes SJ, Dummer PMH. The fundamental operating principles of electronic root canal length measurement devices. *Int Endod J.* août 2006;39(8):595-609.
73. Fairouz T, Istyaq S. Performance Evaluation of Complex Electrical Bio-impedance from V/I Four-electrode Measurements. 2011;5(9).
74. AD5933 Impedance-Digital Converter - ADI | DigiKey [Internet]. [cité 13 août 2023]. Disponible sur: <https://www.digikey.fr/fr/ptm/a/analog-devices/data-converters-ad5933-impedance-digital-converter/tutorial>
75. AD5933 Impedance-Digital Converter - ADI | DigiKey [Internet]. [cité 13 août 2023]. Disponible sur: <https://www.digikey.fr/fr/ptm/a/analog-devices/data-converters-ad5933-impedance-digital-converter/tutorial>
76. Muñoz JD, Mosquera VH, Rengifo CF. A low-cost, portable, two-dimensional bioimpedance distribution estimation system based on the AD5933 impedance converter. *HardwareX.* avr 2022;11:e00274.
77. ad5933.pdf [Internet]. [cité 16 avr 2024]. Disponible sur: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad5933.pdf>
78. Arduino. In: Wikipédia [Internet]. 2023 [cité 16 avr 2024]. Disponible sur: <https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Arduino&oldid=210869540>
79. Bisták P. Arduino Support for Personalized Learning of Control Theory Basics. *IFAC-Pap.* 2019;52(27):217-21.
80. Welcome to Fritzing [Internet]. [cité 16 avr 2024]. Disponible sur: <https://fritzing.org/>
81. Mishra R. Analysis of Piezoelectric Buzzers as Vibration Energy Harvesters. In 2016.

82. Arduino Forum [Internet]. 2023 [cité 16 avr 2024]. Arduino Forum. Disponible sur: <https://forum.arduino.cc/>
83. szhang23. Instructables. [cité 16 avr 2024]. Determining Body Composition Using Arduino. Disponible sur: <https://www.instructables.com/Determining-Body-Composition-using-Arduino/>
84. Meli M. mjmeli/arduino-ad5933 [Internet]. 2024 [cité 3 avr 2024]. Disponible sur: <https://github.com/mjmeli/arduino-ad5933>
85. Accumulateur lithium-fer-phosphate. In: Wikipédia [Internet]. 2024 [cité 16 avr 2024]. Disponible sur: https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Accumulateur_lithium-fer-phosphate&oldid=212843804
86. Khrustalev D, Tirzhanov A, Khrustaleva A, Mustafin M, Yedrissov A. A new approach to designing easily recyclable printed circuit boards. *Sci Rep.* 23 déc 2022;12(1):22199.
87. Département des Politiques Européennes [Internet]. [cité 9 avr 2024]. Les Traités de Rome. Disponible sur: <http://www.affarieuropei.gov.it/fr/reglementation/les-traites-de-rome/>
88. Harmonisation technique et normalisation: une nouvelle approche [Internet]. [cité 9 avr 2024]. Disponible sur: <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/FR/TXT/PDF/?uri=CELEX:51985DC0019&qid=1523450842262&from=EN>
89. Cissé A, Guédon L. La normalisation pour soutenir les objectifs de développement durable. 2022
90. CEN-CENELEC [Internet]. [cité 8 avr 2024]. About CEN. Disponible sur: <https://www.cencenelec.eu/about-cen/>
91. CEN-CENELEC [Internet]. [cité 8 avr 2024]. About CENELEC. Disponible sur: <https://www.cencenelec.eu/about-cenelec/>
92. Directives du Parlement Européen relative aux piles et accumulateurs ainsi qu'aux déchets de piles et d'accumulateurs [Internet]. [cité 17 avr 2024]. Disponible sur: <https://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=CONSLEG:2006L0066:20081205:FR:PDF>
93. Directive relative à l'harmonisation des législations des États membres concernant la mise à disposition sur le marché du matériel électrique destiné à être employé dans certaines limites de tension [Internet]. [cité 17 avr 2024]. Disponible sur: <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/FR/TXT/PDF/?uri=CELEX:32014L0035>
94. Directive 93/42/CEE du Conseil du 14 juin 1993 relative aux dispositifs médicaux [Internet]. oct 11, 2007. Disponible sur: <http://data.europa.eu/eli/dir/1993/42/2007-10-11/fra>
95. Lauper R, Lutz F, Barbakow F. An in vivo comparison of gradient and absolute impedance electronic apex locators. *J Endod.* mai 1996;22(5):260-3.

Annexes

Annexe 1

```
/*
Code du prototype de localisateur d'apex électronique
majoritairement basé sur le code suivant :
https://github.com/mjmeli/arduino-ad5933/blob/master/examples/ad5933-test/ad5933-test.ino
*/

// Importation des bibliothèques
#include <Wire.h> // Bibliothèque pour la communication I2C
#include "AD5933.h" // Bibliothèque pour l'AD5933

// Définition des constantes
#define LED_PIN 2
#define START_FREQ 10000 // Fréquence du courant
#define FREQ_INCR 1 //
#define NUM_INCR 3 // Nombre de mesures de l'impédance successives
#define REF_RESIST 6770 // Valeur de la résistance de calibration ( $\Omega$ )
#define VALEUR_SEUIL 5000 // Valeur seuil de l'impédance

// Variables
double gain[NUM_INCR+1];
int phase[NUM_INCR+1];

// Initialisation
void setup(void)
{
    // Début de la communication I2C
    Wire.begin();

    // Début de la communication série
    Serial.begin(9600);
    Serial.println("AD5933 Test Started!");

    // Configuration initiale de l'AD5933
    if (!(AD5933::reset() &&
        AD5933::setInternalClock(true) &&
        AD5933::setStartFrequency(START_FREQ) &&
        AD5933::setIncrementFrequency(FREQ_INCR) &&
        AD5933::setNumberIncrements(NUM_INCR) &&
        AD5933::setPGAGain(PGA_GAIN_X1)))
    {
        Serial.println("FAILED in initialization!");
    }
}
```

```

        while (true) ;
    }

    // Calibration de l'AD5933
    if (AD5933::calibrate(gain, phase, REF_RESIST, NUM_INCR+1))
        Serial.println("Calibrated!");
    else
        Serial.println("Calibration failed...");

    // Règle la borne numérique de la carte Arduino en mode sortie
    pinMode(LED_PIN, OUTPUT);
    // Le courant est envoyé sur la borne, la LED s'allume
    digitalWrite(LED_PIN, HIGH);
    // Signalement du démarrage via le buzzer
    tone(9, 659, 50);
    delay(60);
    tone(9, 659, 50);
    delay(60);
    tone(9, 1318, 70);
}

// Boucle principale du programme
void loop(void)
{
    // Mesure de l'impédance en boucle
    frequencySweepEasy();

    // Délai d'attente
    delay(200);
}

// Effectue un balayage de fréquence complet en une seule fois et
// stocke les données dans des tableaux pour les traiter par la suite.
void frequencySweepEasy() {
    // Variables pour stocker les données mesurées
    int real[NUM_INCR+1], imag[NUM_INCR+1];

    // Mesure des données
    if (AD5933::frequencySweep(real, imag, NUM_INCR+1)) {

        int cfreq = START_FREQ/1000;
        for (int i = 0; i < NUM_INCR+1; i++, cfreq += FREQ_INCR/1000) {
            // Affichage des données
            Serial.print(cfreq);
            Serial.print("MHz");
            Serial.print(": R=");
            Serial.print(real[i]);
            Serial.print("/I=");
            Serial.print(imag[i]);
        }
    }
}

```

```

// Calcul de l'impédance
double magnitude = sqrt(pow(real[i], 2) + pow(imag[i], 2));
double impedance = 1/(magnitude*gain[i]);
Serial.print(" |Z|=");
Serial.println(impedance);

// La lime est-elle au niveau du foramen apical ?
if(impedance < VALEUR_SEUIL){
    // Emission d'un son sur le buzzer d'une durée de 50ms
    tone(9, 1138, 50);
}

}
} else {
    Serial.println("Failed...");
}
}

// Permet d'écrire un nombre décimal dans le moniteur série
void printDouble(double val, unsigned int precision) {

    Serial.print (int(val));
    Serial.print(".");

    unsigned int frac;
    if(val >= 0)
        frac = (val - int(val)) * precision;
    else
        frac = (int(val)- val ) * precision;
    int frac1 = frac;
    while(frac1 /= 10 )
        precision /= 10;
    precision /= 10;
    while(precision /= 10)
        Serial.print("0");

    Serial.println(frac,DEC);
}

```

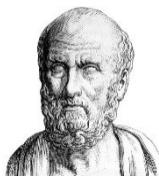
Liste des tableaux

Tableau 1 : Equation de recherche sur PubMed.....	13
Tableau 2 : Liste de contrôle PRISMA relative au matériel et méthode de cette revue.	15
Tableau 3 : Synthèse des articles inclus	16
Tableau 4 : Tableau des différentes générations selon Nasiri et Wrbas	20
Tableau 5 : Liste du matériel nécessaire à la simulation d'un LAE.....	32
Tableau 6 : Matériel pour le test et la validation du prototype de LAE.....	38
Tableau 7 : Tableau regroupant les valeurs de résistances mesurées par les 2 opérateurs.....	40
Tableau 8 : Fiche technique et d'entretien du localisateur d'apex	44

Table des illustrations

Figure 1 : Schéma d'une membrane cellulaire avec la disposition des protéines membranaires permettant la communication vers le monde extérieur	3
Figure 2 : Schéma modélisant un condensateur biologique	3
Figure 3 : Relation électronique entre le corps et les électrodes	4
Figure 4 : Courbes de conductivité et de permittivité relative en fonction de la fréquence pour le sang, la graisse, le muscle et l'os.....	5
Figure 5 : Cardiographe d'impédance- schéma des principaux éléments du cardiographe réalisé par la Nasa en 1967	5
Figure 6 : Cardiographie d'impédance, schéma de la société Imedex PhysioFlow	6
Figure 7 : Feuilles de résultats avec critères phénotypiques- Société InBody	8
Figure 8 : Circuit extracorporel représentant une hémodialyse	9
Figure 9 : Cellules cheminant dans un champ de tension électrique	10
Figure 10 : Distribution du volume convertie en histogramme	10
Figure 11 : Identification des mots-clés	12
Figure 12 : Flow-chart PRISMA 2020	14
Figure 13 : Circuit équivalent proposé pour les caractéristiques électriques complexes du canal radiculaire et de la muqueuse buccale	17
Figure 14 : Evolution de différents quotients d'impédance ; Schématisation de l'évolution du quotient d'impédance en fonction de la distance avec le foramen apical	18
Figure 15 : Diagramme fonctionnel d'un LAE de 3ème génération.....	19
Figure 16 : Milieu doublement artificiel dents en résine et alginate	22
Figure 17 : diagramme fonctionnel d'un LAE de deuxième génération.....	22
Figure 18 : Dents artificielles en résine.....	24
Figure 19 : Concept apical de Kuttler , visualisation de la constriction apicale, la jonction cémento-dentinaire et le foramen apical majeur	25
Figure 20 : Concept apical de Kuttler	25
Figure 21 : Coupe histologique au microscope électronique à balayage de la zone apicale....	25
Figure 22 : Radio lime en place dent artificielle au cours des travaux pratiques.....	27
Figure 23 : Analogie d'un condensateur électrique rapporté à la cavité orale.....	28
Figure 24 : Résistance de calibration	29
Figure 25 : Compilation du programme en code informatique et téléversement dans le microcontrôleur.	30
Figure 26 : Frise chronologique retraçant les étapes clés de la création du prototype.....	30
Figure 27 : LED connectée au micro-contrôleur Arduino Uno.....	33
Figure 28 : Code permettant d'allumer une LED.....	33

Figure 29 : Schéma du montage du buzzer.	34
Figure 30 : Tableau des fréquences sonores.....	35
Figure 31 : Code utilisé pour programmer le buzzer sur Arduino Uno	35
Figure 32 : Schéma de câblage de l'AD5933 à l'Arduino.	35
Figure 33 : Sorties de l'AD5933	36
Figure 34 : Evaluation du courant électrique généré par l'AD5933	36
Figure 35 : Code pour calibration de l'AD5933 sur Arduino	37
Figure 36: Code indiquant l'activation du buzzer en cas d'impédance < 5000	39
Figure 37 : Moniteur série de l'Arduino lors de la progression de la lime endodontique.....	39
Figure 38 : Réglette endodontique	40
Figure 39 : Montage final du prototype.	41



SERMENT MEDICAL

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'HIPPOCRATE.

Je promets et je jure, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admise dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

J'informerai mes patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des connaissances pour forcer les consciences.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

Respectueuse et reconnaissante envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois déshonorée et méprisée de mes confrères si j'y manque.

PULOC'H Victoria – Simulation d'un localisateur d'apex en préclinique : la bioimpédance au service de la pédagogie.

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix-Marseille Université : 2024.

Rubrique de classement : Endodontie

Résumé :

L'objectif de ce travail est de répondre à la problématique de la simulation de la détermination de la longueur de travail au cours de la formation préclinique.

A travers une revue systématique de littérature (PubMed) rendant compte de l'évolution, du fonctionnement et de la fiabilité des différentes générations de localisateurs d'apex électronique (LAE), un prototype de LAE a été proposé.

En s'affranchissant de la présence de différents électrolytes dans le canal sur un modèle artificiel, un LAE de 2^{ème} génération peut être suffisant dans un milieu artificiel. Ainsi le prototype repose sur le principe de l'impédance.

La conception du circuit électronique réalisée, un calibrage est nécessaire afin de procéder aux tests avant validation et utilisation aux cours des travaux pratiques.

La conception du localisateur doit évoluer en fonction des retours des étudiants et de leurs enseignants. De futures améliorations pourraient inclure des fonctionnalités avancées ou une meilleure intégration dans la formation continue.

Mots-clés : Impédance, endodontie, localisateur d'apex, pédagogie.

PULOC'H Victoria – Simulation of a preclinical apex locator: bioimpedance for educational purposes.

Abstract:

The aim of this work is to address the problem of simulating the determination of working length during preclinical training. Through a systematic literature review (PubMed) reporting on the evolution, operation and reliability of different generations of electronic apex locators (EALs), a prototype EAL was proposed. By eliminating the need for different electrolytes in the canal on an artificial model, a 2nd generation EAL can be sufficient in an artificial environment. The prototype is based on the impedance principle. Once the electronic circuit has been designed, it needs to be calibrated so that it can be tested before being validated and used in practical work. The design of the locator needs to evolve in response to feedback from students and their teachers. Future improvements could include advanced functionalities or better integration into continuing education.

Keywords: Impedance, endodontic, electronic apex locator, education.