

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان

Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –

Faculté de TECHNOLOGIE



MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDE

Présenté pour l'obtention du **diplôme** de **MASTER**

En : GENIE BIOMEDICALE

Spécialité : TELEMEDECINE

Par : BENABDALLAH AMEL

Sujet

Les modalités d'intégration d'un capteur ultrasonore pour la contribution à l'amélioration d'une prothèse dentaire sur implant.

Soutenu publiquement, le **25 / 05 / 2016** , devant le jury composé de :

Mr	A .NEMICHE	MCB	Université de Tlemcen	Président
Mlle	N.HABIBES	MCB	Université de Tlemcen	Examinatrice
Mr	M.BENABDELLAH	Prof	Université de Tlemcen	Encadreur
Mme	S.ZIANI CHERIF	MCB	Université de Tlemcen	Co-Encadreur
Mr	M.SIFI	MCB	Université de Belabes	Invité

Année universitaire : 2015/2016

Remerciements

Au Nom de Dieu, Le Clément, Le Miséricordieux

Mes remerciements vont premièrement à dieu tout puissant pour la volonté, la santé et la patience, qu'il m'a donnée durant toutes ces années d'étude.

Je tiens à exprimer toute ma reconnaissance à mon Directeur de mémoire Mr BENABDELLAH Mohammed de qui j'ai tiré un immense profit de son savoir ; par ses conseils éclairés et sa vision objective et rationnelle de la problématique.

J'adresse mes sincères remerciements à tous les personnes, intervenants qui par leurs paroles, leurs écrits, leurs conseils et leurs critiques ont guidé mes réflexions :

En 1^{er} lieu, je remercie Professeur Georges Nassar, pour sa bienveillante disponibilité durant mon stage au sein du laboratoire DOAE.

Mes vifs remerciements vont aussi aux doctorant(e)s qui ont accepté à me rencontrer et répondre à mes questions et m'aidé durant mes recherches : Mr. Brixî Amine , N. Hbibes , N.Hamlil , S.Ziani Cherif , M.Sifi , Y.Hamoudi et le chirurgien dentiste Dr.Kadrine A.

Je remercie mes très chers parents, Mohamed et Fouzia, qui ont toujours été là pour moi, « Vous avez tout sacrifié pour vos enfants n'épargnant ni santé ni efforts. Vous m'avez donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance. Je suis redevable d'une éducation dont je suis fière », mes frères Anes, Otmane et Farouk, ma grande mère, mon oncle qui aime la science et ma cousine aussi pour leurs encouragements.

Un Merci bien particulier adressé également à mon futur Mari pour ses sacrifices, sa patience, ses encouragements, ses conseils aussi à ma belle-mère pour ses souhaits et son inquiétude.

Mes plus sincères remerciements vont aussi à la famille Niar Téma et son mari pour leur accueil chaleureux, sans oublier leurs petite Sarah la souriante.

Je remercier aussi mes amies avec qui j'ai partagé tant de moments de vie, heureux ou difficiles.

À mes deux familles, je présente mes remerciements, mon respect et ma gratitude, et tous ce qui me sont cher(e)s.

Merci

Dédicaces

*Grace à dieu tout puissant et en signe de reconnaissance à tous les
sacrifices
consentis pour ma réussite et la volonté pour mener à bien ce modeste
travail
que je dédie :*

*Aux personnes les plus chères à mon cœur et qui ont attendu avec
patience les
fruits de leur bonne éducation, à mes chers parents.*

*A celui qui veut partager sa vie avec moi, qui a émis un rayon de soleil
dans mon chemin, qui m'a encouragé et m'a soutenu tout le long de
cette année, à l'homme de ma vie.*

*A mes chers frères, qui ont été comme mes amis, mes élèves, mes
enfants aussi (le petit Omar El Farouk)*

*A ma belle-mère qui a été toujours présente, qui a partagé avec moi les
moments de bonheur et de réussite.*

*A tous les enseignant(e)s qui m'ont donné(e)s la science et l'amour de
travailler.*

TABLE DES MATIERES

Remerciements	i
Dédicaces.....	ii
Table des matières	iii
Résumé	iv
Liste des figures	v
Liste des tableaux	vi
Introduction générale	1
<i>Chapitre I : Les ultrasons en odontologie et implantologie dentaire</i>	
I. Introduction	3
II. Définition de la problématique	3
III. Histoire de l'implantologie dentaire	4
IV. Généralités sur l'implantologie	5
<i>IV.1. Les biomatériaux</i>	5
A. Odontologie	6
B. La description des dents	6
C. Forces appliquées sur la dent	7
V. l'implantologie orale	9
<i>V.1. Définition de l'implantologie</i>	9
VI. Etat de l'art	9
<i>VI.1. L'implant dentaire</i>	10
VI.2. Caractéristiques physiques des implants dentaires	12
VI.2.1. Aspects géométriques et dimensionnels	12
VI.2.2. Contraintes environnementale et facteurs d'influence	13
VIII. Le déroulement du traitement	14
VIII.1. Cas d'échec	15
IX. Conclusion	16
<i>Chapitre II : Les ondes ultrasonores et le comportement rhéologique de la matière</i>	
I. Introduction	18
<i>II. Généralités sur les ultrasons</i>	18
II.1. Bref historique des ultrasons	19
II.2. Définition et nature des ultrasons	20
II.2.1. propriétés physiques des ultrasons	21
II.3. la production et la génération des ultrasons	23
II.3.1. Effet piézoélectrique	24
II.3.2. Détection des ultrasons	24

	II.3.3. Transducteurs piézoélectriques	25
	II.3.3. les différentes méthodes d'excitation des transducteurs	
ultrasonores		25
III. Les conditions de pénétration des ultrasons		26
1. La fréquence des ultrasons		27
2. La perméabilité ou l'impédance acoustique des tissus		27
IV. Caractéristiques de l'émission acoustique		27
V. Principe et théorie sur la réflexion et la transmission des ondes		28
V.1. Phénomènes observés aux interfaces		28
V.1.1. Réflexion et transmission		28
A. Incidence normale		29
B. Incidence oblique		30
VI. L'interaction onde- matière		30
VI.1. Cas des milieux anisotropes		30
VI.2. Le comportement ultrasonore sur la matière biologique		31
VII. Conclusion		32
	<u>Chapitre III : Partie expérimentale – Technologie capteur</u>	
1ère partie : Technologie capteur et le système KrautKramer		
I. Introduction		33
II. Généralités sur le control non destructif « CND » par ultrasons		34
III. Mode opératoire		35
IV. Matériels utilisé.....		38
IV.1. Le liquide de couplage		39
IV.2. Description de l'appareil KrautKramer		39
IV.2.1. Un plus pour le KrautKramer		39
IV.2.2. Le mode opératoire de KrautKramer.....		39
IV.2.3. Les applications		41
IV.2.4. Quelques caractéristiques de l'appareil à ultrason		
KrautKramer		41
V. Caractéristiques physiques et techniques des capteurs à ultrason.....		43
V.1. Le capteur à ultrason		43
VI. Résultats et discussion		46
1. 1ère expérience sur le verre		46
2. 2ème expérience sur l'aluminium		47
3. 3ème application sur l'acier		47
4. 4ème expérience sur plexyglace		47
5. 5ème expérience sur la prothèse et l'implant dentaire		48
5.1. Biomatériaux utilisé pour l'implantologie orale		49
5.1.1. Le titane		49
5.1.2. Les céramiques		50
5.1.2.1. Les céramiques dentaires		50
5.1.2.2. Propriétés physiques des céramiques		51

1. La réflexion	51
2. Indice de réfraction	51
VII. Interprétation quantitative des signaux reçus	53
2ème partie : Modélisation et analyse numérique avec le logiciel COMSOL	
I. Présentation du logiciel COMSOL	56
II. Généralités sur la méthode des éléments finis	56
III. Comparaison entre deux modélisation sous COMSOL MULTI PHYSIQUES	56
III.1. Résultats et discussion	57
IV. Conclusion	58
Conclusion générale	61
Références bibliographiques	

Résumé

Ce projet de fin d'études m'a permis de faire un tour d'horizon sur l'utilisation des ultrasons. L'objectif de ce présent travail est le contrôle de qualité des implants et/ou des prothèses dentaires ainsi l'évaluation pour la contribution à l'amélioration des conduites à tenir dans le domaine de l'implantologie ; l'estimation de l'adhésion avec le territoire recevant l'implant se fait grâce à la technique de contrôle non destructif (CND) des matériaux avec des ondes ultrasonores (US) et le comportement rhéologique de ces derniers avec un milieu aux interfaces multiples (multilayer).

Cette méthode a été réalisée par le système ultrasonore KrautKramer USN 60 ainsi que le capteur à ultrasons d'une fréquence de 20 MHz.

Nous avons modélisé cette expérience avec un logiciel COMSOL de simulation numérique multi physique basé sur la méthode des éléments finis. Cette dernière conduit à l'analyse de grandeurs essentielles qui ne peuvent être obtenues que par les expérimentations : déplacements, déformations et contraintes, en tout point de la structure.

Mots clés : Prothèse dentaire, implant dentaire, contrôle non destructif, ultrasons, capteur à ultrasons, KrautKramer, comsol multi physiques, éléments finis.

Abstract

The objective of this final modest project of studies is the evaluation of the dental prosthesis for the following-up and the contribution to the improvement of the implantation field, the estimation of the adhesion to the territory receiving the implant thanks to the non destroying technique of control of materials with ultrasound waves and the rheological behavior of these latter with a medium of multilayer interface.

This method was achieved by the USN 60 KrautKramer ultrasound transducer system as well as the ultrasound transducer with a 20 MHz frequency.

To model this experience, we have used COMSOL software of the multi physical numerical simulation based on the finite elements method. This method leads to the analysis of the main sizes which cannot be obtained by the experiments: displacement, strains and stresses in all points of the structure.

Keywords: dental prosthesis, Dental implant, non destructive control, ultrasounds, ultrasound transducer, KrautKramer, Comsol multiphysics, finite elements

ملخص

الهدف من وراء هذا العمل النبيل هو المساهمة في تطوير مجال زراعة الاسنان وذلك باستعمال طرق متطورة وامنة، والمتمثلة في توظيف الاشعة فوق الصوتية الغاية منها دراسة وتقييم العناصر التي تكون طقم الاسنان واستخلاص مدى تفاعله وصحة تثبيته مع عظام الفك حيث استعملنا ملتقط الاشعة فوق الصوتية بمعدل تردد 20 ميغاهرتز. و لترجمة البيانات و المنحنيات المترتبة على هذه التجربة استعملنا جهاز ارسال الاشعة ما فوق الصوتية يدعى KrautKramer.

ولقد أثبتنا صحة تواجد خلل ما داخل او على سطح مادة تكون طقم الاسنان من خلال نمذجة الإشكالية وبرمجتها باستعمال COMSOL برنامج المحاكاة

الكلمات الافتتاحية: طقم الاسنان, الاشعة ما فوق الصوتية, برنامج المحاكاة , Comsol KrautKramer

Listes des figures

Figure I.1 : l'anatomie de la dent.....	6
Figure I.2 : forces appliquées excentriquement sur la face occlusale	8
Figure I.3 : les foyers dentaires peuvent engendrer de multiples pathologies à distance	8
Figure I.4 : traitement traditionnel : appareil amovible	10
Figure I.5 : prothèse dentaire en coupe	11
Figure I.6 : image radio d'une molaire sur l'implant	11
Figure I.7 : images illustrant quelques types d'implant dentaire	13
Figure I.8 : arbre d'illustration des étapes de traitement	15
Figure I.9 : cellules impliquées dans la préparation osseuse	16
Figure II.1 : Principales applications des ultrasons en fonction des fréquences et de leurs longueurs d'onde	21
Figure II.2 : Propagation de l'onde longitudinale (Compression puis raréfaction des particules du milieu traversé, se transmette de proche en proche).....	22
Figure II.3 : Caractéristique de l'onde ultrasonore. Evolution des variables acoustiques en fonction du temps	22
Figure II.4 : Représentation de l'onde ultrasonore en fonction du temps et de la distance ...	23
Figure II.5 : figure illustrant la production des ultrasons	24
Figure II.6 : L'effet piézo-électrique direct et effet inverse.....	25
Figure II.7 : Eléments constitutifs d'un transducteur ultrasonore	26
Figure II.8 : Réflexion et transmission d'une onde ultrasonore d'incidence normale sur une interface plane	28
Figure II.9 : Réflexion et transmission d'une onde ultrasonore oblique	30
Figure II.10 : La diffusion des ondes ultrasonore "Réflexion diffuse"	30
Figure III.1 : Principe du contrôle échographique	34
Figure III.2 : Fiche synoptique présente les approches scientifiques adoptées au sein de ce projet de fin d'étude	36
Figure III.3 : figure montrant l'interface de KrautKramer	42
Figure III.4 : Le capteur utilisé	42

Figure III.5 : Echelle des ondes élastiques. Les longueurs d'ondes sont données pour un solide ayant une vitesse	43
Figure III.6: Schéma illustrant la manipulation réalisée.....	46
Figure III. 7: l'aller-retour du signal ultrasonore.....	46
Figure III.8: 1er essai sur le verre avec le signal obtenu.....	47
Figure III.9: application sur l'aluminium et le signal reçu.....	47
Figure III.10: application sur l'acier et le signal reçu.....	47
Figure III.11: application sur le plexiglas et le signal reçu.....	48
Figure III.12 : signal reçu provenant d'un IMPLANT en Platine	48
Figure III.13 : signal reçu provenant d'une prothèse dentaire en Céramique	49
Figure III.14 : signal reçu provenant d'un implant dentaire en Titane	49
Figure III.15 : schéma explicatif sur les constituants de la prothèse dentaire sur pilier	51
Figure III.16 : Principe de mesure	52
Figure III.17 : La figure schématise ces trois types de représentations dans le cas d'une évaluation par sonde à ultrasons	53
Figure III.18: le passage d'un signal avant de traverser du défaut.....	54
Figure III.19: la morphologie du signal en touchant le défaut.....	54
Figure III.20: le transducteur ultrasonore face au défaut contenu dans le matériel.....	55
Figure III.21 : Modélisation sous COMSOL	58
Figure III.22 : Modélisation sous COMSOL d'un matériau défailant	59

Liste des tableaux

Tableau I.1 : les propriétés des matériaux de l'os mandibulaire (os compact, os spongieux) et des dents (email, dentine, pulpe)	7
Tableau II.1 : les longueurs d'onde des différents tissus.....	22
Tableau III.1 : Récapitulatif des principales méthodes de contrôle non destructif avec leurs champs d'application.....	35
Tableau III.2 : la norme européenne des transducteurs à ultrasons.....	45
Tableau III.3 : tableau récapitulatif de différentes mesures obtenues.....	56

Introduction

générale

I. Introduction générale

Le domaine du génie biomédical connaît un développement très rapide qui valorise ses recherches, mène des idées innovantes aux malades et applique les dernières technologies connu au champ de santé.

L'échographie ultrasonore est devenue ces dernières années un moyen d'investigation et de caractérisation de plus en plus utilisé dans des domaines tel que le génie biomédical (GBM), le contrôle non destructif(CND), etc. ...

Néanmoins son exploitation demeure assez limitée en raison de la complexité des mécanismes d'interaction des ultrasons avec différents milieux. Il faut noter cependant qu'elle est à l'origine d'une quantité d'informations potentielles assez importante en plus que l'intensité échographique.

Selon l'organisation mondiale de la santé -OMS- qui exige aux personnes d'avoir une bonne santé non seulement corporelle mais aussi bucco-dentaire.

La santé bucco-dentaire est essentielle pour l'état général et la qualité de la vie.

Elle se caractérise par l'absence de douleur buccale ou faciale, de cancer buccal ou pharyngé, d'infection ou de lésion buccale, de parodontopathie (affection touchant les gencives),et d'autres maladies et troubles qui limitent la capacité de mordre, mâcher, sourire et parler d'une personne , et donc son bien-être psychosocial, alors d'après les nouvelles statistiques dans ce vaste domaine ont mentionnées que chez 15 à 20% des adultes d'âge moyen (35-44 ans) des parodontopathies sévères, pouvant entraîner une perte de dents. Les caries et les parodontopathies sont les principales causes de la perte complète des dents naturelles qui est répandue et touche particulièrement les personnes âgées. Au total, près de 30% des personnes de 65 à 74 ans n'ont plus de dents naturelles [1].

Le Programme mondial OMS de santé bucco-dentaire a mis l'accent sur l'élaboration de politiques mondiales de promotion de la santé et de prévention des affections bucco-dentaires par le biais de l'utilisation des instruments ultrasonores qui offre un nouveau regard sur la pratique odontologique[1]. Depuis l'année 1950, en tant qu'alternative aux pièces à main rotatives.

Dans ce projet, Nous avons opté d'investir l'environnement odontologique, on s'intéresse à contribuer dans l'amélioration des prothèses dentaires posées sur l'implant avec la technique d'intégrer un capteur ultrasonore et surtout de faire l'estimation des propriétés rhéologiques du

territoire recevant l'implant pour optimiser son intégration et caractériser l'adhésion puisque la méthode ultrasonore est la plus adéquate pour le contrôle des interfaces.

Dans notre étude, cette méthode nous permettra par la suite, d'assurer que les différentes interfaces constituant la prothèse dentaire sont bien collés, pas de bulles d'air ni une niche bactérienne ainsi de garantir l'adhésion de cette dernière avec l'os le but est de visualiser les échos et d'en déduire une information spatiale sur l'objet inspecté.

Nous commencerons ce travail par une présentation générale sur la problématique mentionnée dans le premier chapitre intitulé les ultrasons en odontologie et l'implantologie dentaire ainsi que l'état de l'art de l'aspect chirurgie dentaire en implantologie.

Nous développons ensuite dans le chapitre deux la technique des ultrasons, la propagation de ces derniers dans une structure et son comportement avec milieux aux interfaces multiples (multilayer).

Au dernier chapitre, nous présentons une étude sur la partie expérimentale réalisée au sein du laboratoire au Département Opto-Acousto-Electronique à l'université de valenciennes , basé sur le contrôle non destructif qui est le plus appropriés pour déceler les défauts d'interfaces qui se trouvent sur la couronne ou la prothèse dentaire ainsi pour vérifier l'adhérence de deux milieux mis en contact.

Chapitre 1

Les ultrasons en odontologie et l'implantologie dentaire

I. Introduction

Longtemps, la perte des dents a été considérée comme une fatalité liée à l'âge. L'indentation inéluctable entraînait rapidement un préjudice fonctionnel et esthétique. Pourtant, depuis des temps éloignés, il y a eu des tentatives désordonnées de réhabilitation des arcades dentaires. Le XXe siècle sera déterminant. À l'avancée des techniques et des matériaux se joignent les possibilités de l'évaluation anatomique.

L'utilisation des instruments ultrasonores offre un nouveau regard sur la pratique odontologique. Son succès est lié à une meilleure connaissance des effets mécaniques et biologiques des vibrations, à la maîtrise de l'instrumentation par l'opérateur et aux progrès technologiques. [1]

L'OMS a relevé ce défi et en 1995, a publié son premier manuel de formation échographie.

Bientôt, cependant, l'évolution rapide et l'amélioration de l'utilisation des ultrasons.

Dans le monde entier, la croissance de la population et de son vieillissement ont eu pour conséquence un besoin croissant pour des soins bucco-dentaires.

Dans ce chapitre on entame tout ce qui a une relation avec l'implantologie et les biomatériaux qui sont mis en avant, on aborde aussi l'axe de l'odontologie qui ne cesse d'évoluer et qui permet de proposer de nouvelles solutions thérapeutiques afin de restaurer la fonction et l'esthétique. L'implantologie orale est un traitement permettant le remplacement d'une ou plusieurs dents manquantes par une ou plusieurs racines artificielles que l'on appelle implant dentaire. Ces implants permettent de réaliser une prothèse qui remplacera la (ou les) dent(s) absente(s). Les biomatériaux employés dans le domaine de l'odontologie sont nombreux et diversifiés

Enfin et à titre d'exemple, les instruments ultrasonores sont employés depuis 1950, en tant qu'alternative aux pièces à main rotatives. La technique d'utilisation consistait alors à placer les inserts perpendiculairement aux surfaces dentaires.

II. Définition de la problématique

La problématique s'articule autour de l'implantologie en apportant de bénéfice d'utiliser les ultrasons qui est une application douce afin de déceler les inconvénients des rayons X, et puisque les techniques ultrasonores ont de nombreux avantages par rapport aux autres méthodes d'exploration du corps humain : elles sont non ionisantes, non dangereuses, et faciles à mettre

en œuvre de plus elles permettaient ainsi la visualisation des cavités carieuses même si elle est dedans.

Dans ce but, nous avons opté d'investir l'environnement odontologique et surtout de faire l'estimation des propriétés rhéologiques du territoire recevant l'implant pour optimiser l'intégration de l'implant et caractériser l'adhésion.

De ce point de vue, les techniques ultrasonores appliquées à la médecine ont été développées dans les années 1950 et ont commencé à être utilisées en routine vers le début des années 1970. Ces techniques dérivent de celles qui ont été mises au point pour le radar, le sonar sous-marin et le contrôle non-destructif des matériaux. Cependant en raison de leur application particulière en milieu médical, certaines d'entre elles ont été considérablement modifiées pour rendre leur utilisation simple et efficace.

III. Histoire de l'implantologie dentaire

L'histoire de l'implantologie dentaire est longue et fastidieuse. C'est à l'occasion de **foilles archéologiques en Égypte** que l'on a retrouvé **les premières prothèses**. Elles étaient confectionnées à partir de **dents sculptées dans l'ivoire ou dans le bois** et retenues entre elles par des fils d'or. Réservées à quelques-uns, et certainement très peu fonctionnelles, ces prothèses jouaient surtout un rôle esthétique. [2]

Toutes les techniques ont été utilisées (ivoire, morceau de bois).sans beaucoup de résultats, échecs et vicissitudes étaient au rendez-vous.

Les chirurgiens-dentistes essayaient de reproduire un système d'amortissement des forces tel qu'il existe dans la bouche de manière naturelle (soutenues par un système de ligaments, les dents s'enfoncent très légèrement dans l'os des maxillaires lors de la mastication).

Au 18e siècle, **Pierre Fauchard** (1678-1761), chirurgien de formation, publie le **premier ouvrage sur la chirurgie dentaire**. Son livre, *Le chirurgien-dentiste*, lui vaut d'être considéré comme **le père de la dentisterie moderne**. Il demeure d'ailleurs une **figure emblématique de la profession**.

Officiellement, le début de **l'histoire des implants** date de 1565, lorsqu'un certain Petronius emploie une plaque en or afin d'**obturer une fissure au niveau du palais** et des dents. À partir du XIXe siècle, on utilise des plaques de caoutchouc, du plomb et des **dents en os, en ivoire ou en porcelaine**.

Il faut toutefois attendre les années 80 pour obtenir des progrès significatifs, attribuables à un

chirurgien suédois, le Pr **Bränemark**, après plusieurs études menées sur des **patients** complètement **édentés** traités à l'aide de **prothèses implantaires** en **titane**. C'est lui qui découvre l'attrance des cellules osseuses pour ce matériau. [2]

Depuis, d'autres matériaux de surface ont été développés en vue d'améliorer l'**ostéo-intégration** des **implants dentaires**, c'est-à-dire leur intégration à l'os. D'ailleurs, la technologie d'aujourd'hui offre des taux de succès atteignant 99 % pour la **mâchoire inférieure** et 98 % pour le **maxillaire**. Ces taux reconnus figurent parmi les meilleurs résultats obtenus dans le domaine médical, toutes spécialités confondues !

En résumé l'**implantologie** relève d'un **acte chirurgical dentaire** méticuleux et les membres de la **Société d'implantologie dentaire** (SID), passionnés par leur profession, sont réellement à l'avant-garde des progrès technologiques réalisés dans leur domaine.

IV. Généralité sur l'implantologie

IV.1. Les biomatériaux

Ont été développés pour préserver l'intégrité et le confort de vie des personnes souffrant de déficiences fonctionnelles graves ou victimes de blessures ou de brûlures. L'objectif de leur développement est de permettre la fabrication de dispositifs d'assistance corporelle capables de suppléer les fonctions des organes lésés. Les biomatériaux recouvrent une grande variété d'applications biomédicales puisqu'ils peuvent être à la fois des matériaux de réparation des lésions tissulaires, des matériaux implantables et être constitutifs de systèmes d'assistance extra corporelle. Ils ne se définissent donc pas par une nature particulière mais par l'usage auquel on les destine, ils regroupent aussi bien des matériaux issus du génie de l'homme (métaux, alliages métalliques, céramiques, matières plastiques) que des matériaux d'origine naturelle (collagène et cellulose), mais aussi des matériaux d'un nouveau type associant un des matériaux précités à une matrice biologique.[2]

A. Odontologie

C'est une discipline médicale qui correspond à l'étude de la médecine de l'organe dentaire (émail, dentine, pulpe dentaire) ; des maxillaires (os maxillaire, os mandibulaire), ainsi que de tous ses tissus environnants ; tels que les gencives ou les glandes salivaires et tout ce qu'il s'agit de leur pathologie, de la chirurgie, de soin ou de la thérapeutique appropriée.

On ne peut aujourd'hui, parler de dentisterie moderne, sans évoquer les implants, car ils représentent, sans aucun doute, l'une des plus belles avancées de notre discipline. [3]

B. La description des dents

Une dent est un organe blanc minéralisé implanté dans le maxillaire, Les dents permettent de mastiquer la nourriture, ce qui constitue la première étape de la digestion. En soutenant les lèvres et les joues, les dents jouent un rôle dans l'esthétique du visage et dans la prononciation des sons. Une dent est un tissu vivant, innervé et irrigué par des nerfs et des vaisseaux sanguins. La zone visible de la dent, appelé la couronne, est recouverte d'émail, qui est la substance la plus dure du corps. [4] Les nerfs et les vaisseaux sanguins atteignent le centre de la dent par l'apex et forment la pulpe qui est contenue dans la dentine, un tissu calcifié moins dur que l'émail. Chaque dent dispose d'une ou de plusieurs racines implantées dans le maxillaire, et entourées de cément, qui se lie à l'os alvéolaire grâce au ligament péri dentaire.

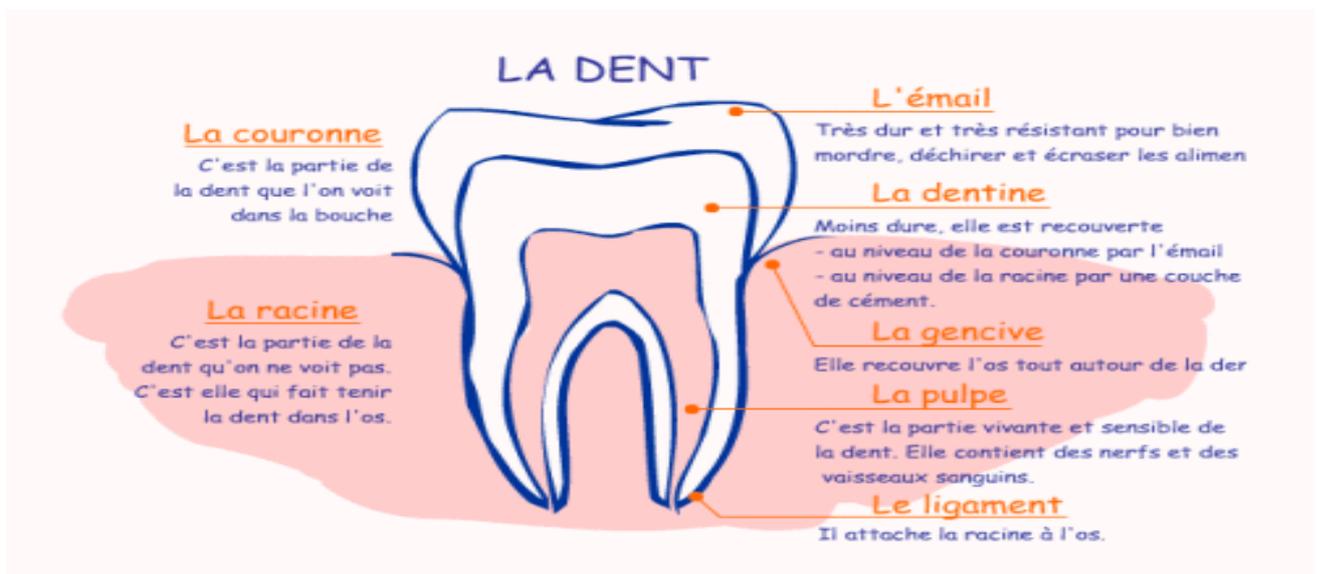


Figure I. 1: l'anatomie de la dent

Chez les êtres humains deux séries de dents se succèdent : les dents primaires (dents temporaires ou dents de lait) et les dents permanentes (dents définitives ou dents adultes). Les 20 dents primaires apparaissent entre l'âge de 6 mois et l'âge de 30 mois. L'éruption de dents permanentes, au nombre de 32, est plus étalée ; elle commence à partir de l'âge 6 ans et s'achève à 12 ans. Les dernières quatre molaires - les dents de sagesse - peuvent rester incluses, ou faire éruption au début de l'âge adulte.

Les propriétés de la dent et l'os sont présentés dans le tableau I.1 :

	Module de Young MPa	Coefficient de poisson
Email	4.8 X 10 ⁴	0.23
Dentine	1.8 X 10 ⁴	0.31
Pulpe	2 X 10 ⁴	0.45
Os spongieux	0.13 X 10 ⁴	0.30
Os compact	1.30 X 10 ⁴	0.30

Tableau I.1 : les propriétés des matériaux de l'os mandibulaire (os compact, os spongieux) et des dents (email, dentine, pulpe)

Module de Young : (ou module d'élasticité) c'est une constante qui relie la contrainte de traction et le début de formation d'un matériau élastique.

Le coefficient de Poisson caractérise la contraction de la matière perpendiculairement à la direction de l'effort appliqué, il est compris -1 et 0.5.

c. Forces appliquées sur la dent

La force appliquée doit être suffisante pour atteindre le seuil d'activation tissulaire, tout en répondant à certaines conditions mécaniques afin d'effectuer un mouvement thérapeutique qui se rapproche du déplacement physiologique. Il faut également prendre en compte la durée et le rythme d'application de la force.

Schématiquement l'effet de toutes forces appliquées sur la dent pourra être décomposé en :

- Une force verticale passant par l'axe vertical de rotation de la dent,
- Une force linguo-buccale dans le plan LB passant par le grand axe de la dent,
- Une force disto-mésiale dans le plan DM passant par le grand axe de la dent,

- Une force horizontale dans le plan horizontal passant par le point de rotation de la dent et perpendiculaire aux trois premiers.

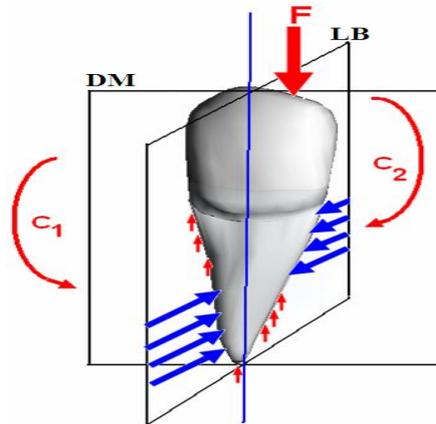


Figure I. 2: Forces appliquées excentriquement sur la face occlusale.

Chaque force s'appliquant en un point de la couronne pourra être décomposée et analysée selon un système défini d'axes et de plans, comme illustré dans la figure2 :

- Des effets de torsion dans le plan disto-mésial (C_1) et dans le plan linguo-buccal (C_2),
- Des réactions sur la racine provoquées par la charge axiale,
- Des contraintes induites selon 2 plans d'un couple dans le sens des aiguilles d'une montre,
- Des forces réactionnelles provoquées par l'application d'un couple de torsion sur la périphérie de la racine de la dent.

Des conséquences à distance parfois insoupçonnées !

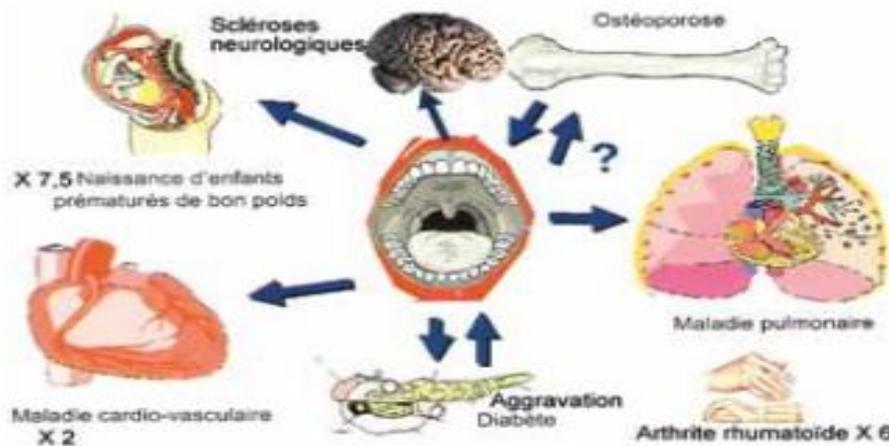


Figure I. 3: Les foyers dentaires peuvent engendrer de multiples pathologies à distance

V. L'implantologie orale

V.1. Définition de l'implantologie

L'implantologie est un domaine chirurgical de la médecine dentaire. Une science éprouvée qui repose sur 40 années d'études scientifiques, qui permet de mettre en place des implants dentaires (remplacer une seule dent manquante, de multiples dents manquantes, pour supporter un dentier ou pour restaurer une bouche entière.), qui permet d'améliorer la qualité de vie des patients totalement édentés, porteur de dentier, et souffrant d'un gros handicap concernant leur vie sociale [3].

VI. Etat de l'art

Tout le monde est à risque de perdre une dent, mais les raisons peuvent varier dépendant de l'âge d'une personne. Bien que la perte des dents soit surtout liée aux personnes âgées, les recherches montrent que 27 pour cent des personnes perdent leur première dent adulte entre les âges de 21 et 30 ans. Il existe de nombreuses raisons pour lesquelles on risque de perdre une dent. Par exemple : Mauvaise hygiène buccale, mauvaise nutrition, ...etc.

Ce phénomène peut toutefois causer plus que seulement des problèmes de santé, difficulté de parler ; de mastiquer, rigidité des mâchoires et problèmes de relaxation ; affaiblissement des autres dents puisqu'il y en a moins pour manger ; mouvement et inclinaison des autres dents et de leur perte éventuelle ; problèmes de nutrition,... etc.

La perte de dents prive les maxillaires de la stimulation masticatoire et l'os alvéolaire se résorbe rapidement.

Pour remplacer la dent, le dentiste peut avoir recours aux différentes prothèses. La technique la plus classique est le bridge, qui sert à remplacer une dent perdue. Une fausse dent et deux ailettes mécaniques sont fixées sur les dents voisines, qui servent de piliers pour former un pont, d'où le nom de bridge.



Figure I. 4: Traitement traditionnel : appareil amovible

a. Unitaire ; b. partiel ; c. complet

L'inconvénient du bridge est qu'on doit parfois mutiler des dents saines pour qu'elles servent de piliers. Ce n'est pas le cas si, en revanche, on utilise des prothèses montées sur implant. Celles-ci sont constituées de deux parties : un implant destiné à remplacer la racine d'une dent manquante, le plus souvent en titane, et une prothèse, une fausse dent en céramique, en or ou en argent.

VI.1. l'implant dentaire

Les implants sont tout simplement des racines dentaires artificielles qui permettent de redonner aux maxillaires leurs fonctions naturelles.

L'implant dentaire est une racine artificielle ancrée dans l'os de la mâchoire. Il sert à remplacer la racine d'une dent abîmée ou arrachée et à soutenir une prothèse. L'implant dentaire est l'intermédiaire entre la prothèse et l'os de la mâchoire, il transmet les forces de mastication au support osseux et joue un rôle d'amortisseur. Les implants dentaires s'intègrent à l'os maxillaire et reproduisent l'action des racines dentaires, ils remplissent donc le rôle des dents naturelles. En plus d'assurer une stabilité parfaite à la prothèse fixe ou amovible, l'implant stimule à nouveau les cellules osseuses, qui cessent alors de s'atrophier. La mâchoire peut donc maintenir son volume et son intégrité. La musculature et l'articulation retrouvent un environnement dentaire stable, ce qui favorise un retour à l'équilibre musculaire, articulaire et facial [4].

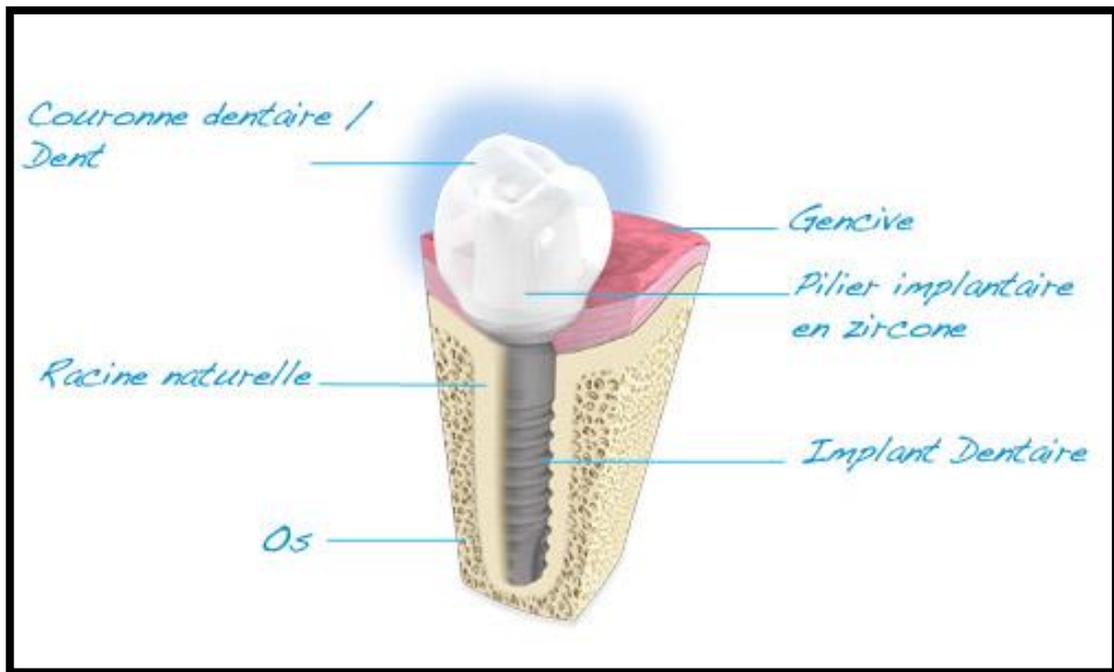


Figure I.5: Prothèse dentaire en coupe



Figure I.6: Image radio d'une molaire sur l'implant [9]

Un implant tend à répondre aux sollicitations mécaniques propres à la mastication et idéalement à avoir les mêmes caractéristiques que l'os dans lequel il va être inséré (exigences mécaniques, chimiques et biologiques).

Quatre catégories d'implants ont été identifiées :

- les implants endo-osseux.
- les implants juxta-osseux ou sous-périostes.
- les implants trans-osseux.
- les implants endodontiques.

Dans la plupart des cas, les réhabilitations prothétiques qui font appel aux techniques implantaire utilisent des implants endo-osseux à insertion axiale.

Les implants varient par leur forme (vis, cylindres, lames), la nature de leur col, l'état de surface (lisse ou rugueux), et par le système de connexion (hexagone, octogone, triangle, etc.).

En plus de cela, il faut considérer les aspects de coût des matériaux, leur disponibilité, et également les possibilités de leur mise en œuvre.

Le choix des implants est fonction du volume osseux disponible, de la qualité osseuse et des impératifs esthétiques et prothétiques [8], [9].

VI.2. caractéristiques physiques des implants dentaires

VI.2.1. Aspects géométriques et dimensionnels

On distingue 2 types d'implants dentaires :

Ceux fixés sur la mâchoire (juxta-osseux) et ceux dans la mâchoire (endo-osseux) sont de loin les plus utilisés. Les formes généralement cylindriques peuvent aussi avoir une forme de cône, disque, lame..., certains pouvant correspondre à un besoin spécifique. Leurs diamètres varient généralement entre 3 et 5mm et leur longueur entre 10 et 15mm. Cette variété correspond à la diversité des mâchoires et à celle des cas clinique rencontrés.

Le type le plus couramment utilisé est constitué d'une ou plusieurs sections, généralement comprise entre **cylindrique** et **tronc conique** et il est souvent prévu dans ses éléments de rétention spire endos ou autres accessoires. Peut être utilisé à l'appui **Couronnes** solutions prothétiques, **ponts** jusqu'aux arcs **complets**. Le matériau le plus fréquemment utilisé est le **Titane** dans sa forme pure.

Modèles plus petits (appelés ainsi **Mini implants** ou **miniscrews** ou **Implants courts**) sont également utilisés pour assurer la stabilité aux prothèses et dans certains cas où la quantité d'os minuscule ne permet pas l'inclusion d'un système traditionnel si vous optez pour une courte de l'implant.



Figure I. 7 : images illustrant quelques types d'implants dentaires [9]

VI.2.2. Résistance mécanique de l'implant dentaire

Un implant dentaire doit supporter les forces de mastications de l'ordre de 10 à 35Kg/cm² qui peuvent s'exercer dans des directions différentes, un implant dentaire ne doit pas s'altérer dans le temps, ni au contact de la salive, de la gencive ou d'autres éléments qui peuvent se trouver en bouche. Des métaux tels que le plomb, le mercure ou l'or utilisés pour d'autres soins dentaire peuvent provoquer un courant électrique dans le milieu salivaire [9].

VII. contraintes environnementale et facteurs d'influence

Dans le cas de problèmes de santé particuliers tels que le diabète, après irradiation dans la zone tête et cou, en cas de dialyse rénale, dans le cas de transplantation d'organes, d'une insuffisance cardiaque..., des examens complémentaires devront déterminer si la pose d'implants constitue une bonne solution.

Dans le cas de décalcification osseuse sévère et dans les cas où l'os de la mâchoire est trop insuffisant, des analyses complémentaires devront déterminer s'il est possible d'ajouter de l'os en prélevant du tissu osseux au niveau d'une autre partie du corps (Il est possible de remédier à une insuffisance de hauteur osseuse en comblant les manques par de l'os autogène (c'est-à-dire : prélevé dans une autre partie du corps) et/ou synthétique. La plupart du temps, il faut tenir compte d'une période d'attente ce qui permettra à l'os de se consolider et de devenir plus résistant, afin de pouvoir ensuite poser les implants dentaires. Cette procédure se déroule le plus souvent sous anesthésie locale.

Chez les personnes qui (souvent inconsciemment) grincent des dents ou qui serrent les mâchoires, il est possible de protéger les dents grâce à des techniques de training ou par le port d'une gouttière nocturne amovible.

Chez les fumeurs, il semble que les implants soient moins bien intégrés que chez les non-fumeurs.

Chez les personnes qui ont des attentes esthétiques irréalisables ou dont les exigences sont disproportionnées par rapport aux traitements implantaires [8].

VIII. Le déroulement du traitement

Le terme chirurgie pré-implantaire regroupe toutes les interventions qui sont réalisées avant la pose d'implants dentaires.

Lorsqu'une dent est manquante, l'os alvéolaire dans lequel celle-ci était fixée se résorbe progressivement. Il est donc parfois nécessaire d'intervenir pour apporter de l'os à l'endroit où seront ensuite fixés les implants.

Le chirurgien-dentiste est alors amené à réaliser des greffes d'os prélevé à distance ou, au niveau des secteurs molaires maxillaires, à apporter des fragments osseux ou du biomatériau dans le bas-fond sinusien, intervention appelée sinus lift.

Le praticien rencontre souvent dans les secteurs postérieurs, au maxillaire supérieur, là où il n'y a plus de dents depuis un certain temps, une augmentation du volume sinusien en lieu et place de la crête osseuse, l'os qui soutenait les dents.

Il existe alors différentes solutions :

- Soit la hauteur du volume osseux est au minimum de 6 mm, dans ce cas il est alors possible d'envisager de positionner des implants courts.
- Soit la hauteur du volume osseux est inférieure à 6mm : il est alors nécessaire d'augmenter ce volume osseux, pour envisager la mise en place d'implants dentaires.

Le traitement par un ou plusieurs implants dentaires s'effectue en plusieurs étapes, le chirurgien-dentiste est à l'écoute de la demande du patient. Il recueille ses antécédents médicaux et dentaires pour vérifier s'il n'y a pas de contre-indications à ce traitement, analyse

l'anatomie des mâchoires en particulier le volume osseux disponible. Un examen radiographique est également nécessaire : une radiographie panoramique des mâchoires complétée éventuellement par des clichés plus détaillés permettra de se faire une idée de la quantité d'os disponible. Si ces examens ne suffisent pas, un CT-scan sera demandé au radiologue. Ce type d'examen donne une image claire du volume osseux disponible. Il détermine ainsi la solution la plus appropriée au cas.

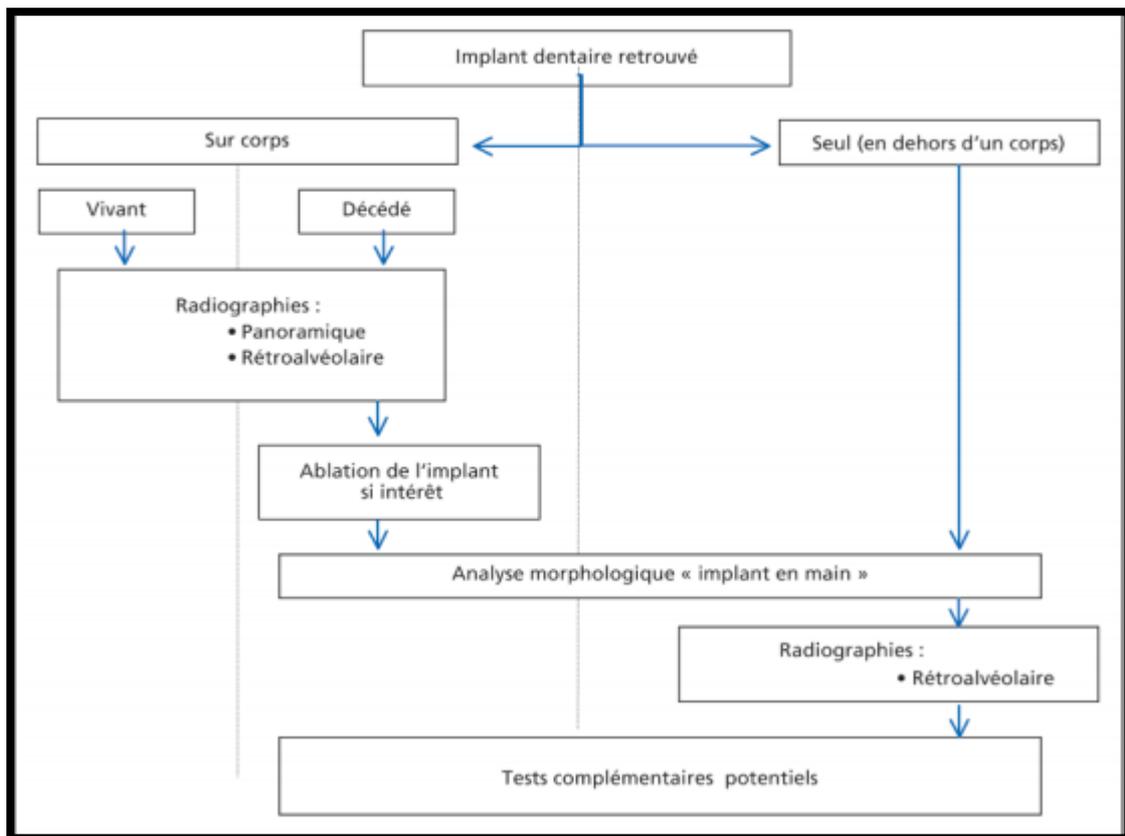


Figure I.8 : arbre d'illustration des étapes de traitement

VIII.1. Cas d'échec

On ne peut malheureusement pas garantir un taux de succès de 100 %. Quelques facteurs importants peuvent influencer négativement sur le succès du traitement par implants dentaires :

Le niveau de difficulté du traitement,

La localisation dans la bouche (mâchoire supérieure par rapport à la mâchoire inférieure, zone antérieure par rapport à la zone postérieure),

L'épaisseur de l'os.

La qualité de l'ancrage osseux de l'implant,

Le niveau de santé bucco-dentaire en général et le niveau de santé de la gencive environnante en particulier,

L'expertise avec laquelle le traitement est effectué.

L'entretien correct réalisé par le patient.

Les contrôles réguliers obligatoires chez le dentiste tout comme pour les dents naturelles.

Lorsqu'il apparaît qu'un implant ne s'est pas intégré à l'os après la période d'attente, il sera éliminé en même temps que le tissu inflammatoire. Trois mois plus tard, une radiographie de contrôle permettra de vérifier si la même zone peut entrer en ligne de compte pour la pose d'un nouvel implant. Le résultat final escompté reste tout à fait possible même dans un tel cas [9].

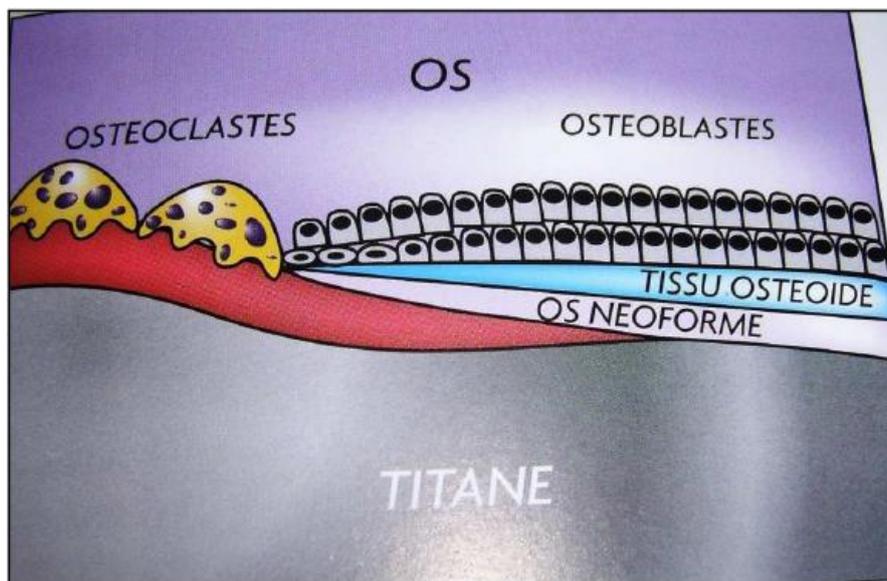


Figure I.9: Cellules impliquées dans la réparation osseuse [14]

IX. Conclusion

Les biomatériaux doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de bio-compétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale. Les matériaux les plus utilisés sont le titane.

L'implantation d'une dent s'effectue en plusieurs étapes à partir de l'analyse de l'anatomie des mâchoires jusqu'à la pose de la prothèse et avec la méthode contributive par la suite on découvre l'utilité des ultrasons pour l'estimation de l'adhésion de l'implant dentaire avec le milieu.

Partant de cet objectif, nous avons étudié l'anatomie et le comportement mécanique de la composante fondamentale de la cavité buccale.

Ensuite, nous avons expliqué le fonctionnement mécanique du système masticatoire humain. Ceci permettra, comme nous le verrons dans le prochain chapitre, de mieux aborder le concept intéressant ce projet de fin d'étude, il s'agit d'une application basée sur les ultrasons très importante dans le domaine de l'implantation dentaire.

Chapitre 2

*Les ondes ultrasonores
et le comportement
rhéologique de la matière*

I. Introduction

Face aux besoins de l'homme, et grâce à la science ; les progrès techniques ont rendu les rapports entre l'homme et son environnement beaucoup plus facile. Ces progrès ont diminué beaucoup de difficultés, élargit la gamme de fonctions et ont permis le développement rapide de la science par les nombreuses inventions dans tous les domaines.

Ce chapitre aborde un bref aperçu concernant les ultrasons, et leur intérêt dans le domaine médical. On s'intéresse par la suite à étudier l'application des ultrasons dans le domaine d'odontologie en décrivant son utilité et son bénéfice sur cet aspect médical et surtout leur bénéfices qui contribuent sur l'amélioration des prothèses dentaires.

L'objectif est de présenter les principes de base de la propagation des ultrasons dans les milieux solides anisotropes dans notre étude qui est l'os du maxillaire (mandibulaire) et l'implant dentaire (différents types d'ondes, interactions aux interfaces) et de préciser leurs modes de génération par les transducteurs ainsi préciser le comportement rhéologique de la cavité buccale et de la prothèse dentaire en générale avec les ultrasons.

II. Généralités sur les ultrasons

La technologie a fait un formidable bond en avant, grâce à la découverte de l'ultrason.

Le domaine des ondes sonores peut globalement se partager en trois zones ; le domaine des infrasons dont la fréquence des vibrations est inférieure à 20 Hz ; les sons audibles entre 20 et 20 KHz et le domaine des ultrasons au-delà de cette valeur ; qui ne sont pas décelables par l'homme car l'oreille humaine n'est plus capable de réagir mécaniquement à ces vibrations véhiculées par les milieux élastiques tels que les solides, les liquides ; et les gaz.

Les ultrasons utilisés en médecine, ont une fréquence de l'ordre de 0.8 à 20 Mégahertz.

Par définition les ultrasons sont des *ondes mécaniques*, de fréquence supérieure à la fréquence de coupure de l'oreille humaine, soit environ 20 kHz.

Au-delà du GigaHertz, le terme utilisé est hyper sons.

De manière générale, la vitesse de propagation d'une onde est d'autant plus grande que le temps de transmission de l'information d'une particule élémentaire constituant la matière à sa voisine est rapide, suivant le niveau de cohésion de la matière et la densité.

Ainsi, les vitesses de propagation d'une onde dans l'air, l'eau ou l'aluminium sont approximativement respectivement égales à 340 m/s, 1500 m/s et 6000 m/s. Selon la nature du milieu (fluide ou solide), une onde est entièrement décrite par une grandeur scalaire comme la pression ou par une grandeur vectorielle comme le déplacement particulaire. Dans ce dernier cas, l'onde est alors *une onde élastique*. Les ondes ultrasonores se propagent moins bien dans les gaz que les sons audibles, d'autant plus mal que leur fréquence est élevée. [10]

II.1. Bref historique des ultrasons

Le début des recherches sur l'emploi des ultrasons pour le diagnostic médical n'est pas aussi lointain que l'emploi de l'énergie ultrasonore à des fins médicales.

En 1942 ; Dussik en Autriche [11] envisage la possibilité de l'emploi des ultrasons pour le diagnostic et en 1947, il publie une sorte d'image ultrasonore (hyperphonogramme) de certaines tumeurs du cerveau. Bien que ces images étaient « mauvaises » devant les images ultrasonores actuelles, leur signification est historiquement très importante. Dussik obtient ces images en utilisant des faisceaux ultrasonores de fréquence 1.2 à 1.5 MHz qui atteignaient le capteur récepteur placé à l'opposé de la tête par rapport à l'émetteur.

En 1950, Ballantine et Bolt [11] publient des expériences sur la mesure de l'atténuation ultrasonore dans les tissus biologique et en 1951 font une instrumentation sur le cerveau en l'appelant ventriculographie ultrasonore.

Les techniques ultrasonores ont de nombreux avantages par rapport aux autres méthodes d'exploration du corps humain

Elles sont non ionisantes, non dangereuses, et faciles à mettre en œuvre. D'autre part, elles autorisent une visualisation en temps réel des organes comme le cœur et le sang circulant. [12]

Pour répondre aux nombreuses applications diagnostiques des ultrasons, il a été nécessaire de développer une grande variété de capteurs, les appareils d'échographie-Doppler récents possédant de 20 à 30 sondes différentes en taille, fréquence ultrasonore, et modes de balayage.

La discipline des ultrasons est en effet véritablement née au cours de la première guerre mondiale, avec l'idée de P. LANGEVIN d'utiliser la piézoélectricité pour les produire et les recevoir, dans le but de détecter les sous-marins. C'était l'ancêtre du Sonar (SOund NAvigation Ranging), et donc la naissance de l'acoustique sous-marine. On peut dire que la piézoélectricité a été la chance des ultrasons, permettant de les produire et de les observer à une échelle industrielle sur une vaste plage de puissances (émissions pouvant être inférieures au dixième

de milliWatt par centimètre carré en diagnostic médical, souvent supérieures au kiloWatt par centimètre carré pour les applications énergétiques industrielles), et de fréquences (depuis le kiloHertz en acoustique sous-marine, jusqu'au gigaHertz en microscopie acoustique). Réciproquement, les ultrasons ont été la chance de la piézoélectricité, puisque celle-ci, découverte en 1880 par les frères CURIE, ne devait rester jusque-là qu'une curiosité de laboratoire. Mais sans doute est-ce la guerre elle-même qui a été la "chance" de ces deux disciplines, puisque c'est au cours de la seconde guerre mondiale que devaient apparaître les premiers matériaux piézoélectriques susceptibles d'être véritablement produits à une échelle industrielle, les céramiques piézoélectriques, matériaux de synthèse encore utilisés aujourd'hui. Ce sont cependant des préoccupations purement civiles, puisque d'ordre médical, qui devaient conduire au produit très achevé qu'est aujourd'hui l'échographie ultrasonore, prolongement naturel du sonar, et première technique véritablement opérationnelle d'imagerie ultrasonore, après les déboires de l'holographie acoustique. L'échographie, deuxième stade de l'évolution des ultrasons après le sonar, occupe actuellement une place de choix dans le domaine médical, mais également dans le domaine du contrôle et de l'évaluation non destructifs des matériaux [13].

II.2 Définition et nature des ultrasons

Les ondes ultrasonores dites longitudinales sont des ondes de pression. Elles induisent une succession de compression et de raréfaction des particules du milieu qu'elles traversent, qui se transmet de proche en proche. Leur propagation nécessite donc un support matériel déformable [14].

Le domaine de fréquence des ultrasons s'étend de la limite des fréquences audibles (environ 16 kHz) jusqu'aux fréquences d'agitation thermique des molécules.

Ce domaine de fréquence est très large et les longueurs d'onde associées sont de l'ordre du décimètre jusqu'au nanomètre. [15]

Par ailleurs la propriété d'élasticité des ultrasons permet de fournir des indices reflétant à la fois des propriétés mécaniques et micro-architecturales de l'os et sur ça se base notre étude.

La vitesse de propagation des ultrasons dépend du milieu de propagation (solide, gaz et liquide). Ils sont véhiculés par l'air ambiant à la même vitesse du son. Cette vitesse peut se déterminer mathématiquement à l'aide de la relation :

$$V = \sqrt{\gamma R T} \quad (1)$$

Avec :

V : Vitesse du son exprimée en m/s

γ : coefficient d'élasticité du milieu, pour l'air, il est égal à 1.4

R : constante des gaz parfait, soit 281.8 J/Kg

T : température du milieu exprimée en degrés Kelvin

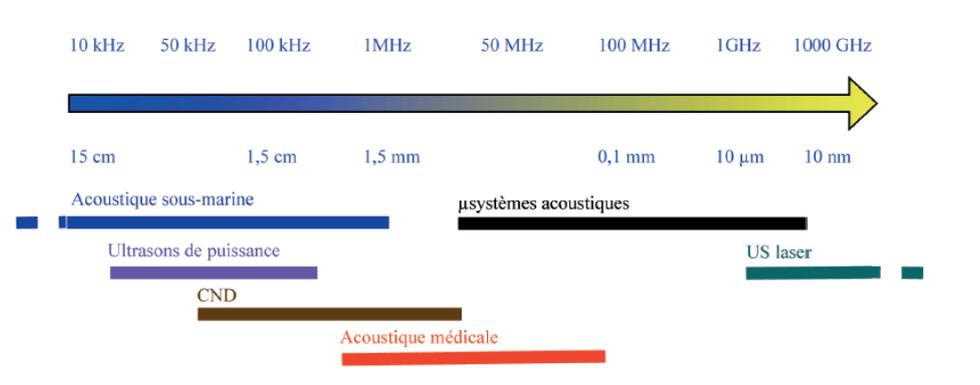


Figure II.1: Principales applications des ultrasons en fonction des fréquences et de leurs longueurs d'onde. [12]

II.2.1. Propriétés physiques des ultrasons

➤ Les sons ne se propagent pas dans le vide car :

Il n'y a pas de transport de matière

- mouvements vibratoires des particules de part et d'autre de leur position d'équilibre
- phénomènes de compression et de relaxation successifs transmis aux molécules voisines

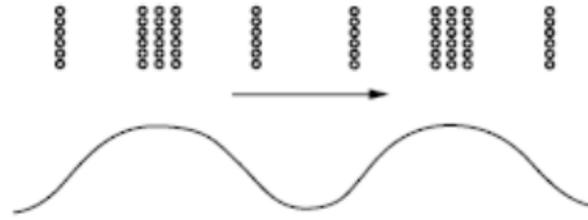


Figure II.2: Propagation de l'onde longitudinale (Compression puis raréfaction des particules du milieu traversé, se transmette de proche en proche)

- La vitesse de propagation de l'onde sonore (célérité "c" en m/s) dépend essentiellement des caractéristiques du milieu (élasticité, densité) :
- air = 330 ; eau = 1480 ; tissus mous = 1540 ; os = 4080 m/s
- nb : "c" est inversement proportionnelle à la compressibilité

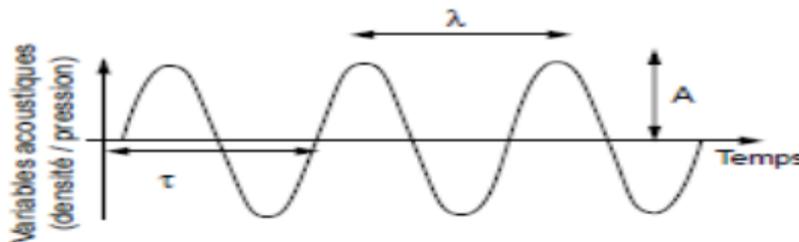


Figure II. 3: Caractéristique de l'onde ultrasonore. Evolution des variables acoustiques en fonction du temps.

- Impédance $Z = r \cdot c$: (2)
Caractérise la nature du milieu traversé (Z en kg/m².s ou rayl.)
 - Longueur d'onde ultrasonore $\lambda = c/f$ (3)
- Avec :
- C : la célérité ou la vitesse varie avec le milieu.
- F : la fréquence

Tissus	Célérité (m/s)	Fréquence (MHz)	λ (mm)
Muscle	1540	5	0.308
Muscle	1540	10	0.154
Os	4080	5	0.816

Tableau II. 1 : les longueurs d'onde des différents tissus

➤ **Réflexion et Impédance acoustique**

Selon le même principe que Snell-Descart quand une onde ultrasonore rencontre une interface séparant deux milieux d'impédance différente, une partie de cette onde est réfléchi. Le coefficient de réflexion R pour l'intensité est défini comme le rapport entre l'intensité réfléchi et l'intensité transmise. Pour une incidence normale, il est donné par l'expression suivante :

$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (4)$$

Où les Z_i sont les impédances des deux milieux séparés par l'interface, l'impédance étant égale au produit de la masse volumique par la vitesse de l'onde dans le milieu ($Z = \rho \cdot c$).

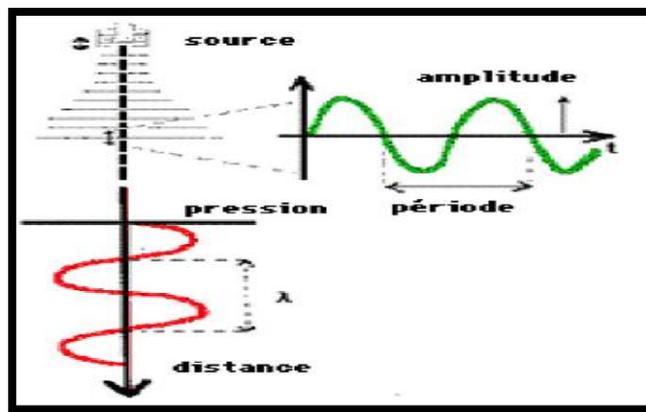


Figure II.4: Représentation de l'onde ultrasonore en fonction du temps et de la distance [4]

L'impédance acoustique est une caractéristique importante d'un milieu pour :

- la détermination de la transmission et la réflexion acoustiques à l'interface de deux matériaux ayant des impédances acoustiques différentes ;
- la conception de transducteurs ultrasonores ;
- l'évaluation de l'absorption du son dans un milieu. [16]

II.3. La production et la génération des ultrasons

Afin de générer des ultrasons, nous nous intéressons davantage à l'utilisation d'un « transducteur ultrasonore ». Celui-ci est en fait un matériau piézoélectrique qui a la propriété de créer un champ électrique si on lui applique une contrainte, et réciproquement de se déformer si on lui applique la piézoélectricité. Pour émettre et recevoir une onde ultrasonore on utilise

donc ce principe. Si un signal électrique sinusoïdal est exercé sur le transducteur, il entre alors en vibration et l'onde est générée. Lors de la phase de réception de l'onde, la vibration sur le transducteur va induire un champ électrique sur les électrodes situées de part et d'autre du transducteur permet la création des vibrations mécaniques et émet un faisceau ultrasonore synchrone

C'est ce signal que nous observons et qui, une fois interprété permet de connaître de nombreux paramètres d'un matériau comme par exemple l'épaisseur de couche, la viscosité, l'élasticité. [15]

II.3.1. Effets piézoélectriques

- **effet direct** : un effort mécanique donne naissance à un potentiel électrique
- **effet inverse** : un potentiel électrique donne naissance à un effort mécanique « Echo ».

Une différence de potentiel crée une distorsion : **émission**

La pression crée une différence de potentiel : **réception** [14]



Figure II. 5: figure illustrant la production des ultrasons [14]

II.3.2. détection des ultrasons

A l'inverse, un effet piézoélectrique indirect apparait lorsque le matériau est soumis à une différence de potentiel (ddp) qui provoque l'apparition à la surface d'une onde mécanique.

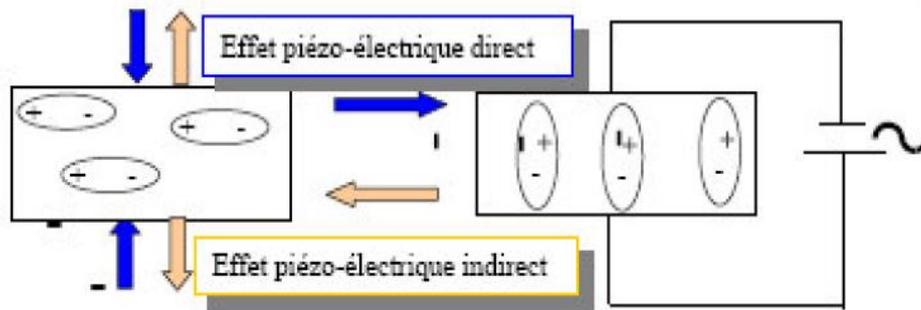


Figure II.6: L'effet piézo-électrique direct et effet inverse

La mise en jeu d'une différence de potentiel sinusoïdale de fréquence donnée permet de produire une onde ultrasonore de même fréquence.

Pour détecter des ultrasons ; il suffit d'utiliser le phénomène inverse et d'enregistrer la ddp produite.

II.3.3. Transducteur piézoélectrique

Un **transducteur** est un dispositif convertissant une grandeur physique en une autre.

Ces transducteurs ont l'avantage d'être utilisables aussi bien à l'émission qu'à la réception (phénomène réciproque), leur composant principal est un élément piézo-électrique (lame mince pour les transducteurs dans la gamme du MégaHertz et au-dessus) ; à l'émission l'élément piézo-électrique est mis en vibration par un signal électrique ; à la réception la vibration ultrasonore crée un champ électrique détecté sur des électrodes situées de part et d'autres de la lame.

Le transducteur piézoélectrique se subdivise en éléments :

- **Sonde : boîtier isolant de protection** comprenant :

La Céramique – l'Amortisseur et l'Adaptateur

- **Céramique** (cristaux de synthèse) :

- émettrice et réceptrice des US

- caractérisée par une Fréquence de résonance (F_0), fonction de son épaisseur et de la nature du matériau.

- **Amortisseur** (placé en arrière) :

- amortit les vibrations de la céramique

- absorbe le rayonnement émis en arrière

- **Adaptateur d'Impédance** : Z proche des tissus biologiques

- rôle de protection de la céramique, isole de la peau

- non conducteur

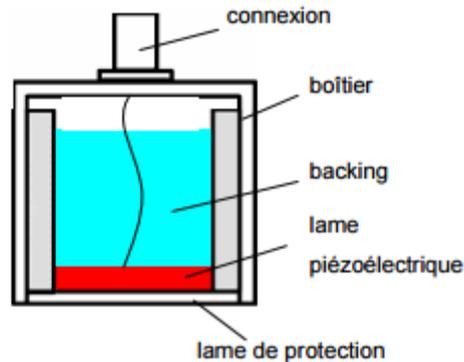


Figure II.7: Éléments constitutifs d'un transducteur ultrasonore [15]

II.3.3.1. les différentes méthodes d'excitation des transducteurs ultrasonores

Afin de générer une onde ultrasonore, il est nécessaire d'exciter électriquement le transducteur. Pour cela deux approches sont possibles :

- *Impulsionnelle* :

Par une impulsion électrique très brève (de l'ordre de $\frac{1}{f_r}$ avec f_r : la fréquence de résonance du transducteur) : l'impulsion étant très brève, elle émet un spectre fréquentiel très étendu, cependant l'énergie contenue dans la bande de fréquence du transducteur est faible. On compense ceci par une forte tension du signal électrique transmis au transducteur (quelques centaines de volt).

- *Continue* :

Par génération sinusoïdale continue ou non (découpée) : ici on génère un signal électrique sinusoïdal continu à la fréquence de résonance du transducteur. [15]

III. Les conditions de pénétration des ultrasons

La pénétration des ultrasons dans les tissus dépend de deux éléments :

1. La fréquence des ultrasons

Aux fréquences élevées, la pénétration est moins profonde. A une fréquence de 1GHz, la demi-distance (1/2) de pénétration dans les tissus (distance parcourue par le rayonnement pour

prendre la moitié de son intensité) est d'environ 5 cm contre 1,5 cm pour une fréquence de 3 GHz.

2. La perméabilité ou l'impédance acoustique des tissus

La perméabilité aux ultrasons diffère d'un milieu à un autre. Les ultrasons traversent mieux les tissus cutanés que les muscles, qui les absorbent davantage. Cette perméabilité musculaire est liée à leur structure et à leur contenu protéique. Les muscles bénéficient donc d'un réchauffement privilégié.

IV. Caractéristiques de l'émission acoustique

L'émission ultrasonore en imagerie est intermittente. Elle est produite par des impulsions électriques dont la durée détermine les caractéristiques de l'émission acoustique (de courte durée) dans une structure et à analyser les échos traduisant les ruptures d'impédance acoustique du milieu.

Une impulsion brève induit une courte vibration de l'élément piézoélectrique. Les échos réfléchis sont également brefs, ce qui permet de distinguer deux cibles proches si les échos qu'elles émettent sont décalés. Plus l'écho est bref, plus la distance résolue est petite.

La durée de l'impulsion électrique influence également la disparité des fréquences émises.

Un transducteur a une fréquence de résonance naturelle (dite fréquence centrale ou fréquence opératoire), inversement proportionnelle à l'épaisseur de l'élément piézoélectrique.

La stimulation électrique induit une émission acoustique qui n'est pas composée d'une seule fréquence mais d'une gamme de fréquences réparties de façon gaussienne de part et d'autre de la fréquence de résonance. L'étalement de la répartition gaussienne peut être modulé par la durée de stimulation électrique. Une impulsion brève produit simultanément des ondes de fréquence dispersée, donc un étalement de la gamme des fréquences émises. Avec une impulsion plus longue, les fréquences émises sont davantage regroupées autour de la fréquence centrale, affirmant le principe de Fourier.

Si les transducteurs des appareils haut de gamme actuels ont tous la capacité de gérer une large bande passante fréquentielle, ce qui est nécessaire pour l'imagerie d'harmonique, les caractéristiques de l'émission acoustique pour l'imagerie mode B peuvent être différentes d'un constructeur à l'autre. L'émission acoustique peut être soit une émission « large bande », soit une émission gaussienne plus étroite.

V. Principe et théorie sur la réflexion et la transmission des ondes (Théorie des interfaces)

V.1. Phénomènes observés aux interfaces

Une interface correspond à la limite entre deux milieux d'impédance acoustique différente. Plusieurs phénomènes sont observés aux interfaces : il s'agit de phénomènes de réflexion, de transmission et de réfraction du faisceau ultrasonore.

Au cours de sa propagation, l'onde ultrasonore traverse des milieux différents caractérisés par des impédances acoustiques différentes, certains lui permettent de se propager facilement, d'autres lui opposent une résistance.

V.1.1. Réflexion et transmission

Lorsque le faisceau d'ultrasons parvient à une interface, il peut la franchir ou être réfléchi. La fraction du faisceau qui franchit l'interface est la fraction transmise ; elle poursuit son trajet en profondeur. La fraction non transmise est réfléchie vers la source d'émission. L'angle de réflexion est toujours égal à l'angle d'incidence du faisceau, d'où le terme de réflexion spéculaire (en miroir) qui qualifie la réflexion aux interfaces. La réflexion spéculaire est angle-dépendante : pour une détection maximale du signal réfléchi, l'orientation de la sonde doit permettre d'aborder l'interface perpendiculairement : l'écho revient alors au transducteur puisque angle d'incidence et angle de réflexion sont égaux.

Réflexion et transmission s'observent pour des interfaces de grande taille par rapport à la longueur d'onde du faisceau. Si l'interface est de petite taille, l'onde ultrasonore diffuse dans tout le milieu de propagation, au lieu d'être réfléchie et transmise.

Les ondes ultrasonores sont réfléchies sur les frontières où il y a une différence dans les impédances acoustiques (Z) des matériaux de chaque côté de la frontière (interfaces). Cette différence de Z est communément appelé la rupture d'impédance.

Cette différence de Z est communément appelé la rupture d'impédance. Plus la différence d'impédance est grande, plus le pourcentage d'énergie qui sera réfléchi à l'interface de 2 milieux est grand.

Pour une interface abordée perpendiculairement, les fractions réfléchi et transmise sont liées à la variation d'impédance par les relations suivantes.

- Coefficient de réflexion R : $R = (Z_2 - Z_1 / Z_2 + Z_1)^2$
- Coefficient de transmission T : $T = (4 Z_1 Z_2) / (Z_1 + Z_2)^2$

A- Incidence normale

La situation la plus simple des phénomènes de réflexion et de transmission se produit lorsque les ondes sont d'incidence normale à la surface.

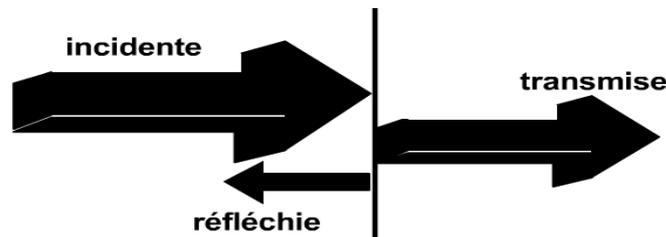


Figure II. 8: Réflexion et transmission d'une onde ultrasonore d'incidence normale sur une interface plane.

Cette situation peut être décrite mathématiquement en termes de trois ondes qui se propagent :

$$\begin{aligned}
 u_{inc} &= A_{inc} \sin(k_1 x - \omega t) \\
 u_{réfl} &= A_{réfl} \sin[-(k_1 x + \omega t)] \\
 u_{trans} &= A_{trans} \sin(k_2 x - \omega t)
 \end{aligned}
 \tag{Équation 1}$$

En prenant en considération les conditions de continuité des déplacements et des contraintes à l'interface, les amplitudes des ondes réfléchi et transmise peuvent être calculées. Ainsi, pour $x = 0$, il est nécessaire que la condition $u_{inc} + u_{réfl} = u_{trans}$ soit vérifiée.

Cela mène directement aux relations donnant les coefficients de réflexion et de transmission du déplacement :

$$R_d = A_{réfl} / A_{inc} = (Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1) \tag{Équation Erreur !}$$

Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document.-1

$$T_d = A_{trans} / A_{inc} = 2Z_1 / (Z_2 + Z_1)$$

Équation Erreur !

Il n'y a pas de texte répondant à ce style dans ce document.-1

B-Incidence oblique

Une situation plus générale des phénomènes de réflexion et de transmission des ondes sur une interface se produit lorsque l'incidence de l'onde est oblique. Un grand nombre de possibilités existent et dépend de la nature des deux milieux (solide, fluide), la nature de l'onde (de compression ou de cisaillement), et si le milieu incident est un solide.

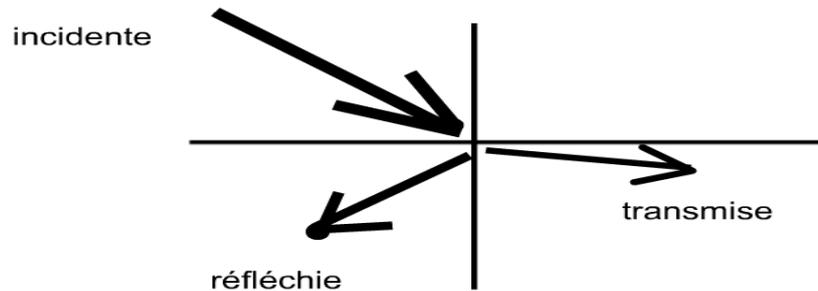


Figure II. 9: Réflexion et transmission d'une onde ultrasonore oblique.

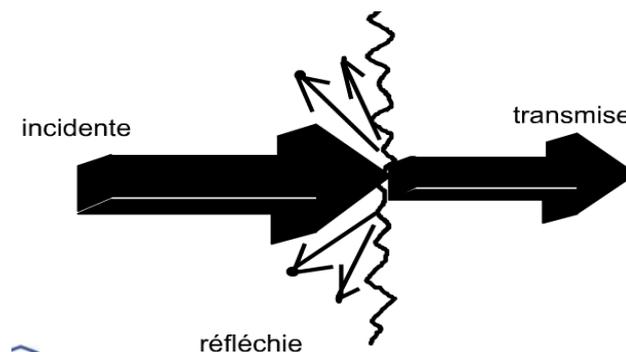


Figure II. 10: La diffusion des ondes ultrasonore "Réflexion diffuse"

VI. L'interaction onde-matière

L'os est un matériau anisotrope et viscoélastique. Il se forme et se résorbe en fonction des contraintes mécaniques qu'il subit (loi de Wolff). Sa résistance varie en fonction de la direction suivant laquelle la charge est appliquée. L'os est plus fragile en tension qu'en compression.

VI.1. Cas des milieux anisotropes

Les ondes n'étant plus purement longitudinales ou transversales, l'interaction d'une onde incidente avec une interface séparant deux milieux anisotropes génère trois ondes dans chaque milieu. Dans le cas pratique d'un contrôle dans l'eau, l'onde incidente est toujours longitudinale et génère trois ondes dans la pièce à contrôler : une onde quasi-longitudinale (QL) et deux ondes

quasi-transversales (QT1 et QT2) .Dans certaines configurations, il peut arriver que l'une ou plusieurs des trois ondes ait un coefficient de transmission nul.

VI.2. le comportement ultrasonore sur la matière biologique

Les effets des ultrasons ne sont pas encore complètement élucidés mais il est clair, cependant, qu'ils ont des effets sur les tissus organiques.

On remarque que l'énergie mécanique est convertie en énergie thermique.

Effet mécanique :

Les vibrations provoquent dans les tissus des compressions alternées à des expansions selon une périodicité correspondant à leur fréquence, ce qui cause des variations de pression. Cet effet mécanique provoque de véritables micro-massages qui peuvent aboutir à une dilacération des fibres du tissu conjonctif. Cet effet est appelé, effet fibrolytique ou scérolitique, mis à profit dans le traitement des adhérences et des cicatrices.

Effet thermique :

La mesure de la température de la peau et du tissu sous-jacent montre qu'elle augmente au niveau du territoire soumis aux vibrations ultrasonores. Elle s'accompagne évidemment d'une vasodilatation c'est à-dire d'une augmentation du calibre des vaisseaux sanguins.

Simultanément à cette augmentation de la température, se produit une modification de la perméabilité des membranes. L'effet thermique résulte perméabilité des membranes s'explique par ces mobilisations moléculaires.

Les réactions thermiques se produisent essentiellement aux sites de réflexion (C'est-à-dire aux niveaux des plans de séparation). Du fait des différences de coefficient d'absorption, des réflexions et des interférences.

La production de la chaleur dans le champ d'action des ultrasons n'est pas homogène. On compense cette absence d'homogénéité par un déplacement continu du projecteur. Il y a production de chaleur en particulier dans le tissu osseux, les cartilages, les tendons, le tissu musculaire et la peau.

Effet antalgique :

La conductibilité nerveuse peut subir un ralentissement voire une interruption momentanée. Ceci s'expliquerait par une dépolarisation de la fibre nerveuse afférente due à l'effet thermique. Par contre l'effet des ultrasons sur le système nerveux central est assez néfaste. Il apparaît que le système nerveux central est très sensible aux ultrasons, On peut observer des lésions allant jusqu'à destruction complète.

Effet destructeur :

L'application des ultrasons, non plus sur un tissu humain, mais in vitro, fait apparaître, à condition d'augmenter considérablement la puissance par cm^2 , un effet destructeur important, avec libération de bulles gazeuses dans le tissu : c'est le phénomène de cavitation.

VII. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté quelques généralités sur les ultrasons et les bases théoriques des ondes ultrasonores. On a décrit le phénomène de piézoélectricité. Les équations de propagation des ondes dans les solides sont données avec les bonnes conditions qui permettent la pénétration de ces dernières dans les tissus, on a aussi mentionné la théorie sur la réflexion et la transmission des ondes. De plus, il a été montré que les ondes ultrasonores permettent de caractériser les interfaces et permettent davantage de caractériser mécaniquement des milieux aussi bien des solides que des fluides. Par la suite on prouve que la méthode ultrasonore paraît la mieux adaptée au contrôle de l'adhésion d'une interface de par la nature élastique de l'onde qui va interagir avec la structure.

C'est la raison pour laquelle la plupart des études concernant le contrôle d'interfaces s'effectue en utilisant une onde acoustique. On va voir par la suite dans la partie expérimentale du chapitre trois ce qui a été comme théorie en mode réel et applicatif.

Chapitre 3

Partie expérimentale- Technologie capteur

1ère partie : Technologie capteur et le système KrautKramer**I. Introduction**

Depuis plusieurs dizaines d'années, les spécialistes cherchent à mettre au point un moyen non destructif permettant le contrôle de défauts d'interface dans une structure stratifiée afin de garantir une certaine qualité d'adhésion tant en production qu'en maintenance.

Parmi les techniques existantes, on peut citer la radiographie, les méthodes ultrasonores traditionnelles, la thermographie infrarouge, l'émission acoustique.

La radiographie qui est basée sur les rayons X, est presque insensible à l'état des interfaces qui n'affecte qu'une couche de quelques micromètres d'épaisseur. On déduit que la méthode ultrasonore est la plus adéquate pour le contrôle des interfaces.

Cette méthode nous permettra par la suite, de nous assurer que les différentes interfaces constituant la prothèse dentaire sont bien collées (absence de bulles d'air ou bien une niche bactérienne) ainsi nous pourrions garantir par la suite l'adhésion de cette dernière avec l'os.

Le matériel dentaire à ultrasons est utilisé depuis les années 1950, il représente une composante importante de l'arsenal thérapeutique des fournisseurs de soins buccodentaires. Le détartrage ultrasonique est très largement utilisé est aussi efficace que l'instrumentation manuelle pour éliminer le tartre. Les bains de nettoyage par ultrasons réduisent la contamination croisée des instruments et des prothèses dentaires. Alors que les localisateurs d'apex et les vitomètres électroniques ont largement contribué à l'avancement de l'endodontie clinique.

Nous nous intéressons dans ce travail au CND par ultrasons, modalité qui consiste à émettre des ondes acoustiques dans le matériau à inspecter [**Krautkramer**]

Les ondes se propageant dans le milieu et récupérées par le capteur ultrasonore, permettent dans la mesure du possible de détecter et d'identifier les défauts contenus dans la prothèse et l'implant. Le même procédé peut être appliqué pour évaluer les matériaux, c'est-à-dire pour estimer des paramètres physiques propres, tels que la vitesse des ondes ou le coefficient d'atténuation.

Le but de l'utilisateur est de visualiser les échos et d'en déduire une information spatiale sur l'objet inspecté. Nous nous intéressons ici aux discontinuités, qui présentent des transitions franches dans l'objet (surfaces, arêtes, défauts, etc.). L'analyse du signal peut cependant se

révéler difficile à l'œil nu pour plusieurs raisons : bruit, atténuation, diffraction, superposition d'échos, etc. Des techniques de traitement du signal sont alors employées pour améliorer la résolution des signaux [Zhang et Harvey 2013]. Nous nous intéressons plus précisément aux approches qui visent à résoudre le problème inverse d'estimation des distances de propagation correspondant à chaque écho.

II. Généralité sur le control non destructif « CND» par ultrasons

Parmi les différentes techniques CND exploitant les ultrasons, la méthode échographique est la plus utilisée.

Le principe général (FIGURE III.1) consiste à exciter la pièce contrôlée avec une onde ultrasonore qui au cours de sa propagation dans le matériau va interagir avec les éventuels défauts présents dans la région insonorisée et qui se traduira par la formation d'« échos ». Ces échos peuvent nous renseigner sur les localisations et éventuellement sur les caractéristiques des défauts qui en sont à l'origine.

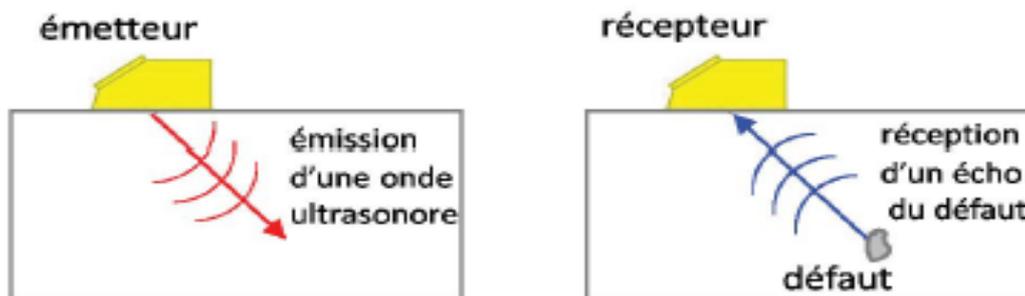


Figure III.1: Principe du contrôle échographique.

La gamme de fréquence utilisée en CND est très étendue ($\approx 100\text{kHz}$ à 50MHz). Le choix de la fréquence est issu d'un compromis entre résolution spatiale (de l'ordre de quelques longueurs d'onde) et pouvoir de pénétration [17]. En effet, plus la fréquence augmente, plus la résolution est fine mais plus l'atténuation dans le matériau sera forte. Dans les applications les plus courantes, comme exemple : le contrôle des aciers, les fréquences typiques sont de l'ordre du MHz, ce qui correspond à des longueurs d'onde de l'ordre du millimètre comme le montre la 3^{ème} expérience dans ce chapitre .C'est dans cette gamme de fréquence que nous nous placerons au cours de ce projet de fin d'étude.

Le CND a progressivement élargi son champ d'application en passant du strict domaine de la détection, de la reconnaissance et du dimensionnement de défauts localisés à celui de l'évaluation des caractéristiques intrinsèques des matériaux. La notion de défaut est définie en fonction de l'utilisation qui sera faite du produit (satisfaction finale du client). (Hellier, 2001 ; Wanin, 2001 ; Shull, 2002).

<i>Procédé CND</i>	<i>Méthode de contrôle</i>	<i>Principe physique</i>	<i>Champ d'application</i>
Onde mécanique	Emission Acoustique	« Ecoute » passive des ondes propagatives	Détection de défauts internes et de surface
	Acoustique / Ultrasons	Emission – réception d'ondes mécaniques	Détection de défauts internes et de surface. Propriétés mécaniques
Rayonnements ionisants	Radiographie	Atténuation d'un flux de rayons X ou γ	Détection de défauts Internes
	Neutronographie	Atténuation d'un flux de neutrons	Détection de défauts internes (produits contenant de l'hydrogène)

Tableau III.1 : Récapitulatif des principales méthodes de contrôle non destructif avec leurs champs d'application. [16]

En général un même appareil peut être utilisé comme émetteur et récepteur des ondes ultrasonores. On parle alors couramment de sonde, de capteur. Le dispositif le plus courant s'appuie sur le phénomène de transduction piézoélectrique qui permet de transformer un signal électrique en vibration mécanique et *vice versa*. On distingue les sondes « mono-élément » constituées d'un seul transducteur, et, les sondes « multiéléments » réseaux de transducteurs élémentaires pouvant chacun être pilotés indépendamment et qui seront détaillés par la suite.

La configuration de contrôle dans cette partie :

Emetteur et récepteur peuvent être confondus.

Les contrôles au contact pour lesquels le transducteur se trouve posé sur la pièce, le couplage étant assuré en général par un gel aqueux.

On ne s'intéressera ici qu'aux techniques de contrôle utilisant les ondes de volume. Il existe également des méthodes de contrôle exploitant des ondes de surface (ondes de Rayleigh par exemple) ou des ondes guidées (ondes de Lamb par exemple). La polarisation des ondes de volume dans un solide isotrope peut être longitudinale (déplacement particulaire dans la direction de propagation) ou bien transversale (déplacement particulaire perpendiculaire à la propagation). Dans les liquides et les gaz, qui sont des milieux n'offrant aucune résistance au cisaillement, seules les ondes de polarisation longitudinale (ondes de compression-dilatation) se propagent. Les ondes transversales et longitudinales se propagent avec des célérités différentes, notées c_T et c_L . Dans les métaux ces deux célérités vérifient approximativement $c_T \approx c_L/2$. [24]

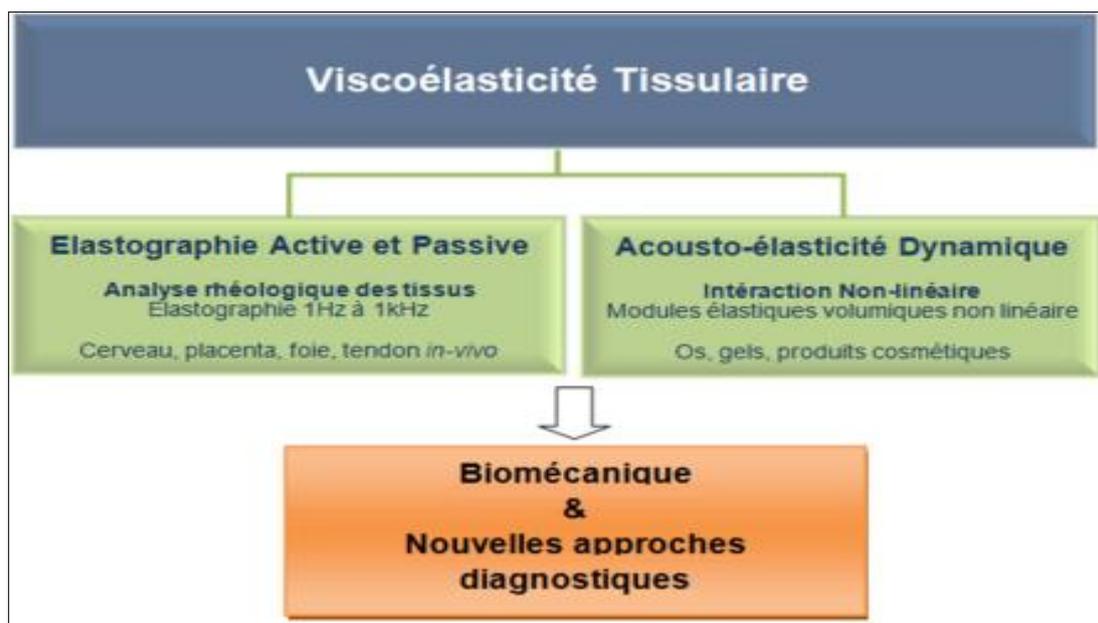


Figure III.2: Fiche synoptique présente les approches scientifiques adoptées au sein de ce projet de fin d'étude [24]

Dans notre étude on s'intéresse à la phase de Acousto-élasticité dynamique, car on a travaillé avec un capteur ultrasonore dont sa fréquence de résonance est allant tour de 20 MHz de plus on s'est concentré sur la propriété viscoélastique des différents matériaux constituant la prothèse dentaire.

Les ondes ultrasonores sont émises par des transducteurs puis transmises au milieu dans lequel elles se propagent.

III. Mode opératoire

Au premier lieu, on applique des essais sur différents matériaux avec différentes épaisseurs considéré comme des matériaux de référence ; puis on se concentre sur l'émission des ultrasons en odontologie.

En imagerie médicale, les ultrasons utilisés ont une fréquence se situant entre 2 et 10 millions d'Hertz.

On les utilise pour les échographies car, comme les ondes lumineuses lorsqu'ils rencontrent une interface entre deux milieux différents, une partie est réfléchi, l'autre est réfractée, passe dans le deuxième milieu selon la loi de Snell-Descartes.

Dans cette partie, nous avons voulu tester la réflexion et la transmission des ultrasons.

Pour cela, nous avons tout d'abord placé le transducteur ultrasonore en contact direct c'est la représentation A-Scan dans le cadre du contrôle non destructif par ultrasons (US), qui est la plus répandue.

Celle-ci présente l'amplitude du signal d'écho US en fonction de son temps de vol. Une inhomogénéité dans une cible se traduit alors par un pic sur la courbe A-Scan.

Chaque fois qu'un faisceau d'ultrasons rencontre une interface, c'est-à-dire un changement de milieu ; une partie des ultrasons est réfléchi. À chaque nouvelle interface, une nouvelle réflexion a lieu, jusqu'à extinction totale du faisceau.

On a commencé cette application sur les matériaux de références et après sur une prothèse dentaire et différents implants. Lorsque le faisceau ne rencontre aucun obstacle (autre que la résistance de l'air), aucun signal n'est détecté à la réception.

Afin d'illustrer notamment la réflexion des ultrasons exercée sur les différents matériaux et aussi sur la prothèse dentaire.

Au premier lieu, nous avons défini les épaisseurs des matériaux préalablement avec **l'instrument Heidenhain**.

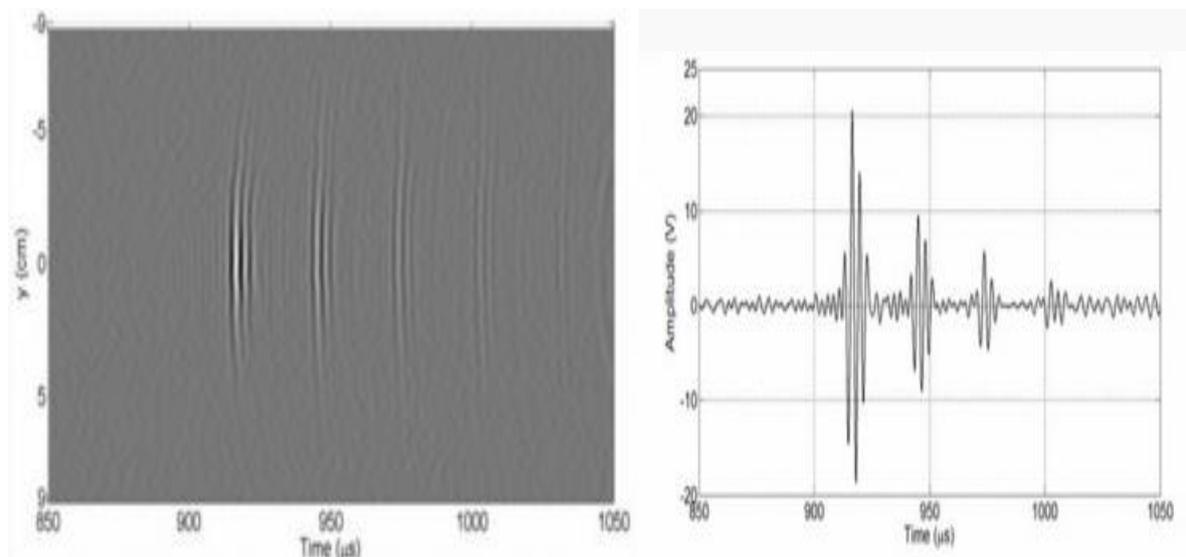
Avant l'expérience, nous n'avions pas connaissance des épaisseurs et des signaux de chaque matière.

A l'aide du capteur ultrasonore et du système d'émission et de réception des ultrasons KrautKramer, nous avons pu assurer la qualité de la prothèse dentaire et surtout voir l'effet des interfaces (réflexion et transmission).

Une partie du faisceau est réfléchi par l'interface milieu1 / milieu 2, une autre partie est transmise dans le second milieu. L'interface n'est pas toujours perpendiculaire à la direction du faisceau d'ultrasons : l'onde réfléchie ne repart pas vers la source. Si l'interface est de petite taille par rapport à la longueur d'onde, les ultrasons sont diffusés dans plusieurs directions comme notre cas.

Les ultrasons perdent de l'énergie en traversant les tissus : l'amplitude diminue au fur et à mesure que l'épaisseur traversée croit.

Le principe de la manipulation consiste à enregistrer des signaux ultrasonores à une série de points le long de la direction y, puis à localiser la position à laquelle arrive le signal le plus fort (voir les figures ci-dessous). Ensuite, le signal est traité pour obtenir la vitesse de l'onde, la dispersion de vitesse de phase et la caractéristique d'atténuation. Enfin, ces paramètres sont utilisés pour l'évaluation des structures de test.



IV. Matériels utilisés

- Un couplant est un gel ultrasons (Gel SISSEL) pour un usage externe, permet un bon contact entre le capteur et l'interface du milieu ; c'est un couplant qui permet d'assurer une bonne propagation des ondes sans dispersion, ni pertes, autrement dit sans conséquences.

IV.1. Le liquide de couplage

Le rôle du liquide de couplage est capital, il assure le couplage acoustique avec l'objet et permet son déplacement. La résolution, la pénétration et la nature des objets qui peuvent être observées dépendent du liquide de couplage utilisé. L'eau est généralement utilisé avec comme principal inconvénient sa forte absorption comparée aux autres liquides. Cette absorption est proportionnelle au carré de la fréquence, avec typiquement 200dB par millimètre d'épaisseur traversée à 1GHz.

- Système d'émission et de réception ultrasons de marque KrautKramer du model USN 60 SW (du laboratoire DOAE de l'université de Valenciennes)

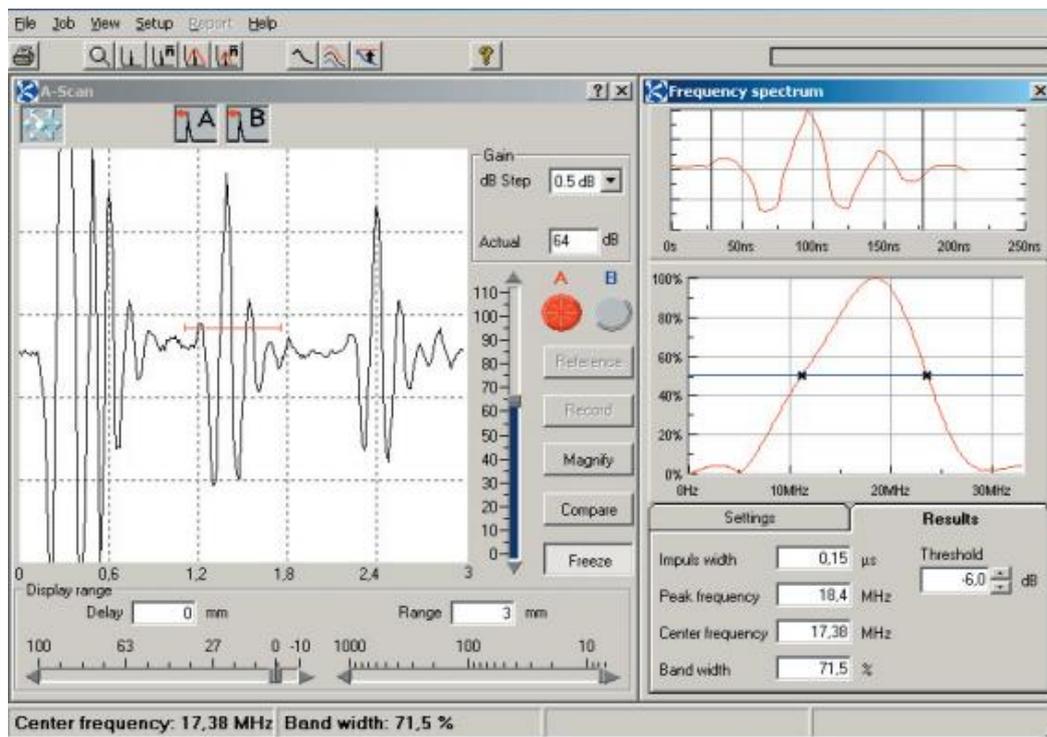
**IV.2. Description de l'appareil KrautKramer**

KRAUTKRAMER USN 60 EST un ordinateur portable pour un contrôle par ultrasons éprouvé est conçu et contrôlé suivant la norme DIN « Exigences de sécurité pour les équipements électriques de mesure, de contrôle et de laboratoire », il appartient à la série de détecteur de GE.

IV.2.1. UN PLUS pour le KrautKramer

Le logiciel FFT est un module supplémentaire pour le système de contrôle par ultrasons USLT 2000. Il s'agit d'un module en option « enfichable », ce qui facilite son installation. Ce logiciel additionnel élargit la gamme de fonctions de KrautKramer ouvrant ainsi de nouveaux champs d'applications.

En combinant la technologie informatique moderne à la méthode FFT (transformation de Fourier rapide), une méthode fondamentale de traitement des signaux, les signaux ultrasonores peuvent également être affichés et évalués en ligne selon la bande de fréquences. L'analyse du spectre est utilisée pour contrôler de manière non destructive les caractéristiques et les propriétés de réflexion des matériaux.



IV.2.2. Le mode opératoire de KrautKramer

La méthode part du principe que chaque écho ultrasonore est un produit convolutif des propriétés du transducteur acoustique, du matériau et du réflecteur, entre autre. Si le spectre de fréquences d'un transducteur acoustique est connu, ce qui peut être déterminé en utilisant le programme, la mesure du déplacement de la fréquence permet d'établir des conclusions quant au réflecteur et au matériau.

Le logiciel FFT affiche un spectre de fréquences du balayage A dans la partie droite de la fenêtre. Les paramètres d'évaluation sont indiqués sous le spectre pour le signal horaire, la durée d'impulsion ; pour le spectre de fréquence, le pic et la fréquence centrale, et la largeur de bande. [19]

IV.2.3. Les applications

Hormis le contrôle des caractéristiques du réflecteur, par exemple la distinction entre les réflecteurs à courbes plates, les réflecteurs plans et les réflecteurs cintrés, le module FFT permet aussi de contrôler les caractéristiques des matériaux.

Par exemple :

- Lors des essais réalisés sur les métaux : les propriétés métallurgiques
- Lors des essais réalisés sur les plastiques : l'accroissement de la fragilité, la consistance, les caractéristiques de matrice des matériaux composites
- Pour les applications médicales : la teneur en minéraux des os ou ostéoporose
- Pour les contrôles alimentaires : la détection de sédimentation, la gélatinisation, les impuretés, les effets de la température. [20]

IV.2.4. Quelques caractéristiques de l'appareil à ultrason KrautKramer

- ✓ Étendue de la vitesse de propagation de l'onde ultrasonore 500 - 15000 m/s
- ✓ Table des matériaux intégrée et modifiable
- ✓ Unités de mesure mm, pouces, ms
- ✓ Largeur de porte 2 largeurs de porte indépendantes, réglable sur l'ensemble de l'échelle de la base de temps maximale ; Analyse à partir de la représentation de type A Scan, fréquence d'image ; alarme de porte : arrêt, coïncidence, anti coïncidence ; alarme optique et/ou acoustique
- ✓ Puissance de l'impulsion 220 pF / 1 BF Gamme de fréquences 0,5 - 20 MHz (-3 dB) ; 4 zones de filtre Fréquence de récurrence 1-1000 Hz, réglage manuel ou automatique Étendue du gain 110 dB, réglable par incréments de 0,5/1/2/6 dB [20]
- ✓ Affichage de l'amplitude 0,5 % de la hauteur de l'écran ou 0,2 dB Numérisation d'image - représentation de type A 1024 x 1024 points d'image Mémoire d'image Représentation de type A statique, représentation de type A dynamique (Valeur crête, dynamique d'écho + signal en temps réel), Valeur moyenne de plus de 2 jusqu'à 32 émissions d'ultrasons Comparaison de l'écho Représentation du signal actuel et d'une représentation de type A enregistrée simultanément
- ✓ Mesure de la distance Peut être définie individuellement pour chaque porte au flanc de l'écho ou à la crête de l'écho dans la représentation H.F. et au point zéro du flanc de l'écho montant ou descendant - Signal d'émission et point de la surface d'exploration

dans la porte A ou B - points de la surface d'exploration : porte B - porte A (Mesurage différentiel)

L'appareil se met automatiquement à la méthode de mesure correspondante après la connexion de la sonde ; ainsi des mesures peuvent être effectuées rapidement et sans problème

Elle présente un choix de 9 groupes matière. Tous les groupes matière ne sont toutefois pas appropriés pour les différents dispositifs d'impact.



Figure III. 3: figure montrant l'interface de KrautKramer [21]

- Un capteur à ultrason avec une fréquence de 20 MHz de référence : FAC 206

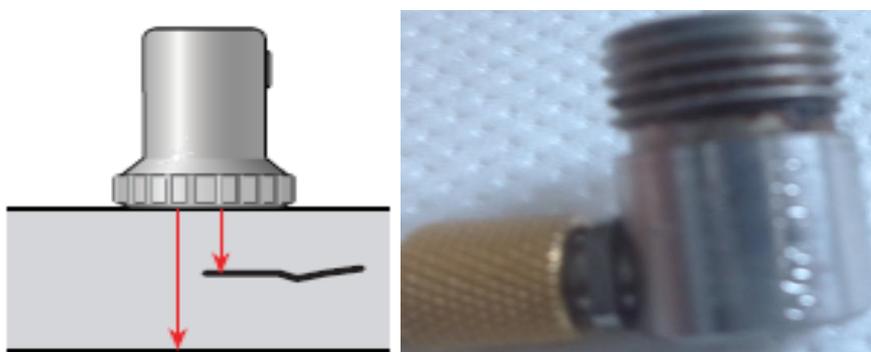


Figure III.4: Le capteur utilisé

- ✓ Son principe de fonctionnement repose comme son nom l'indique sur l'utilisation des ultrasons.

- ✓ Il peut dans certaines applications remplacer avantageusement le capteur inductif ou capacitif et il peut détecter des objets jusqu'à plusieurs mètres.
- Il est utilisé sur des pièces avec géométrie régulière et surface de contact relativement lisse
- Il Convient mieux à la pénétration de sections épaisses
- Nécessite une couche de couplant, généralement un gel, une huile ou une pate

V. Caractéristiques physiques et techniques des capteurs à ultrasons

V.1. Le capteur à ultrasons

Les capteurs ultrasons fonctionnent en mesurant le temps de retour d'une onde sonore émise par le capteur. La vitesse du son étant à peu près stable, on en déduit la distance à l'obstacle. L'élément piézoélectrique qui constitue ce capteur, peut être à la fois émetteur et récepteur. Lorsqu'il reçoit une impulsion électrique il se met à vibrer et génère une onde ultrasonore (émetteur) et lorsqu'il reçoit une onde, il se met à vibrer et génère une impulsion électrique (récepteur).

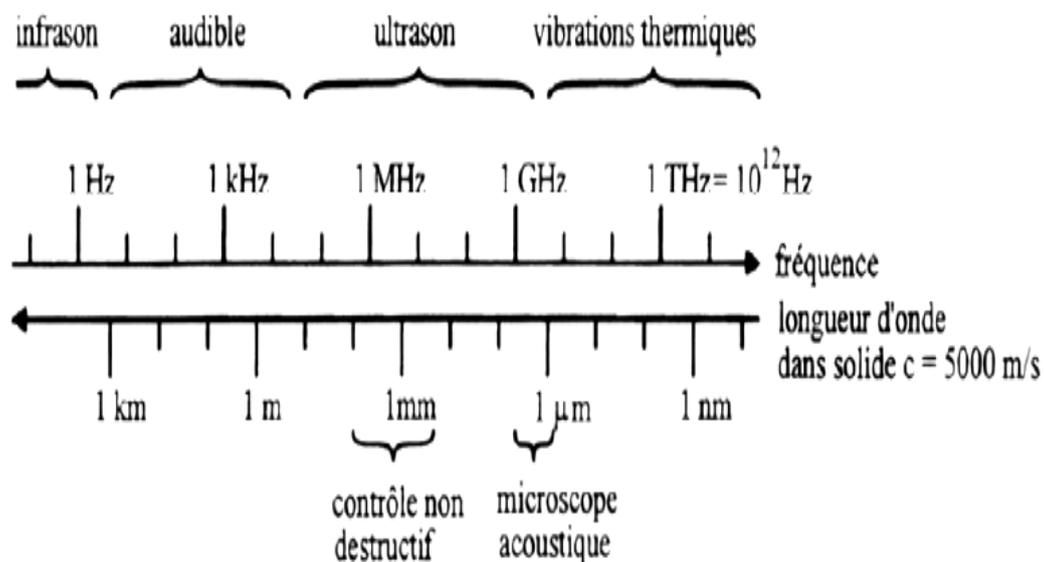
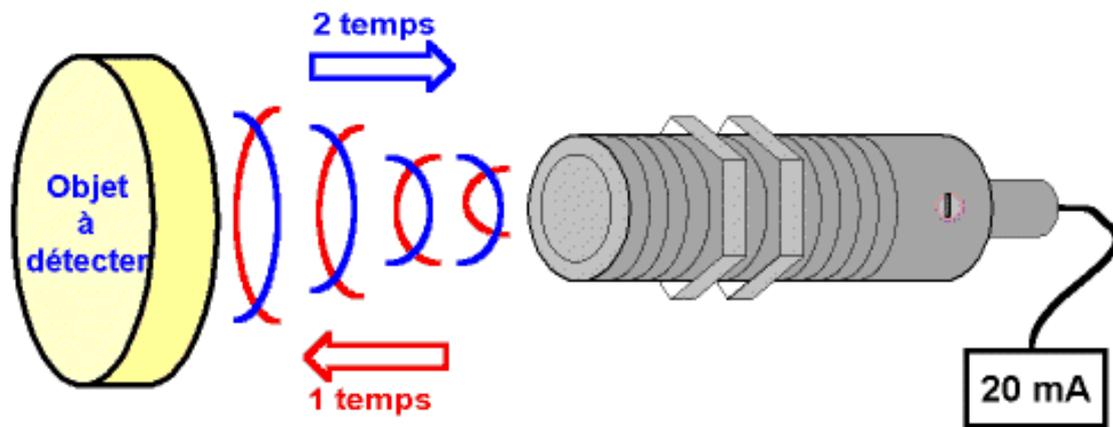


Figure III.5: Echelle des ondes élastiques. Les longueurs d'ondes sont données pour un solide ayant une vitesse [22]



Remarques

- Le capteur permet de détecter tout type de matériau sauf les objets absorbant les ondes sonores tel que la ouate, le feutre.
- Le signal est transmis grâce à la présence de l'air, il faut donc éviter les courants d'air qui détourneraient le signal de leurs destinations.
- Aucun fonctionnement possible dans le vide.
- Le signal n'est pas influencé par la poussière et les environnements brumeux

Description	Explication
Taille de l'élément D ou a x b	Diamètre D ou longueur x largeurs (a x b) de l'élément du transducteur. La taille de l'élément influence fortement la forme du faisceau sonore. De légères déviations, p. ex. une forme imparfaite, entraînent des erreurs d'évaluation considérables, même après un étalonnage réalisé par rapport à un défaut de référence.

Fréquence nominale f	Fréquence moyenne de tous les transducteurs du même type. La fréquence a une grande influence sur l'évaluation des réflecteurs, sur le faisceau sonore et sur le comportement en réflexion du transducteur. En augmentant la fréquence l'amplitude des échos, sur des réflecteurs perpendiculaires au faisceau, décroît.
Largeur de bande B	<p>Bande passante du transducteur a -6dB</p> $B = \frac{f_o - f_u}{f} * 100\%$ <p>f_o = fréquence haute, f_u = fréquence basse limitée a -6dB d'atténuation en amplitude. Avec B = 100%, un transducteur de 4MHz possède par exemple une f_o de 6 MHz et une f_u de 2 MHz. Une bande passante large signifie des impulsions courtes et donc une haute résolution et une bonne pénétration car les fréquences basses de l'impulsion sont moins atténuées que la fréquence nominale. Lorsque l'atténuation est élevée, le pouvoir de pénétration est moindre. Ceci doit être pris en compte dans l'évaluation des défauts. La largeur de bande de chaque transducteur est donc vérifiée et doit coïncider avec les caractéristiques étroites et la valeur moyenne de la famille du transducteur.</p>

Tableau III.2 : la norme européenne des transducteurs à ultrasons [26]

Un transducteur acoustique est un matériau capable de produire une vibration mécanique. Cette vibration est transmise au milieu qui est en contact avec le transducteur. Une fois que les particules en contact avec ce dernier entrent en mouvement, elles transmettent à leurs voisines ce mouvement. [26] La transmission du mouvement entre particules crée une onde de pression caractérisée par la vitesse des particules.

La figure suivante montre l'expérience réalisée :

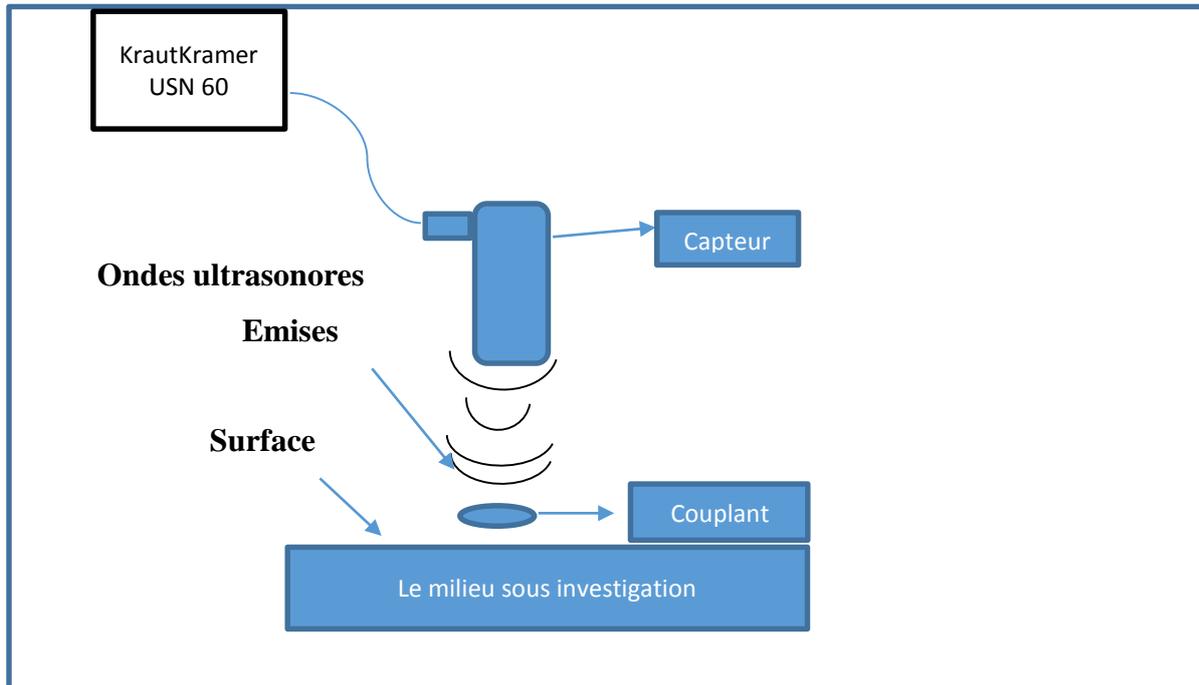


Figure III.6: Schéma illustrant la manipulation réalisée

VI. Résultats et discussion

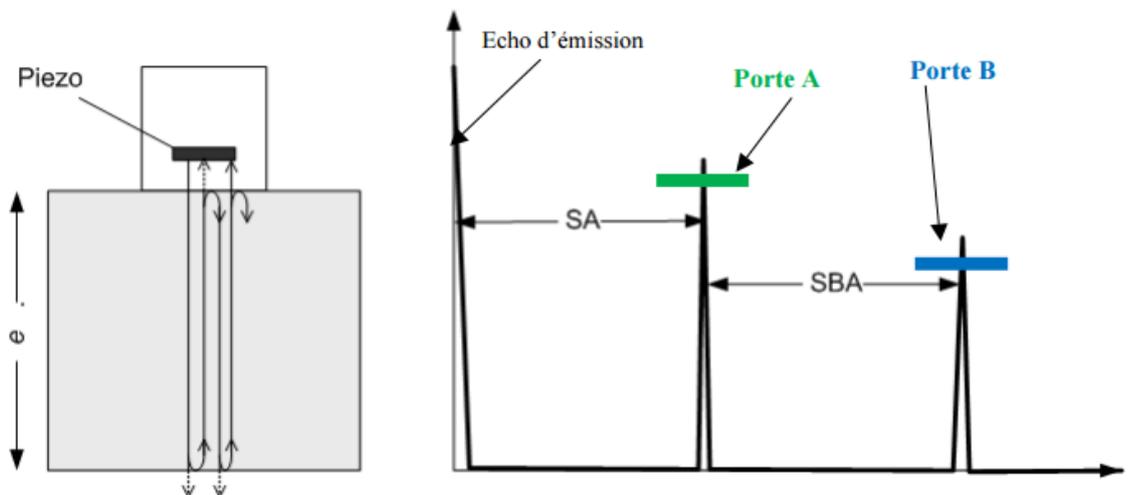


Figure III. 7: l'aller-retour du signal ultrasonore

SA : mesure dite au « premier écho »

SBA: mesure dite « entre écho »

1. 1ère Expérience sur le Verre :

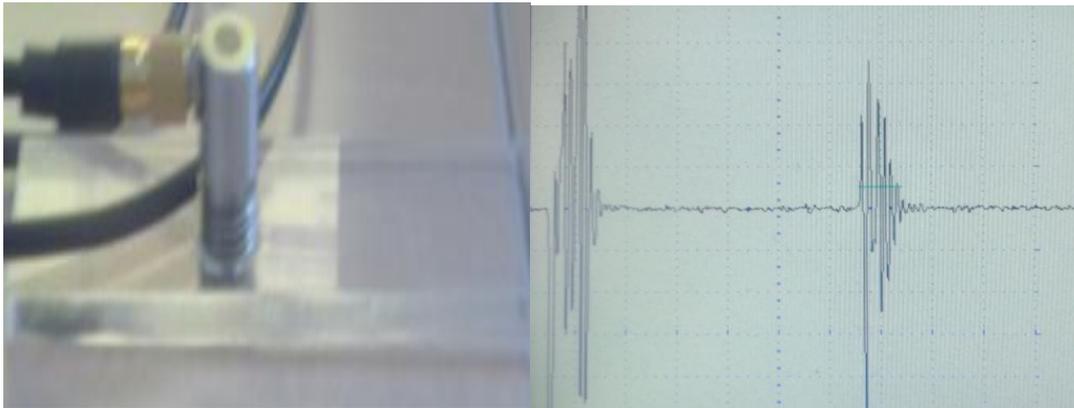


Figure III.8: 1er essai sur le verre avec le signal obtenu

2. 2ème expérience sur l'aluminium :

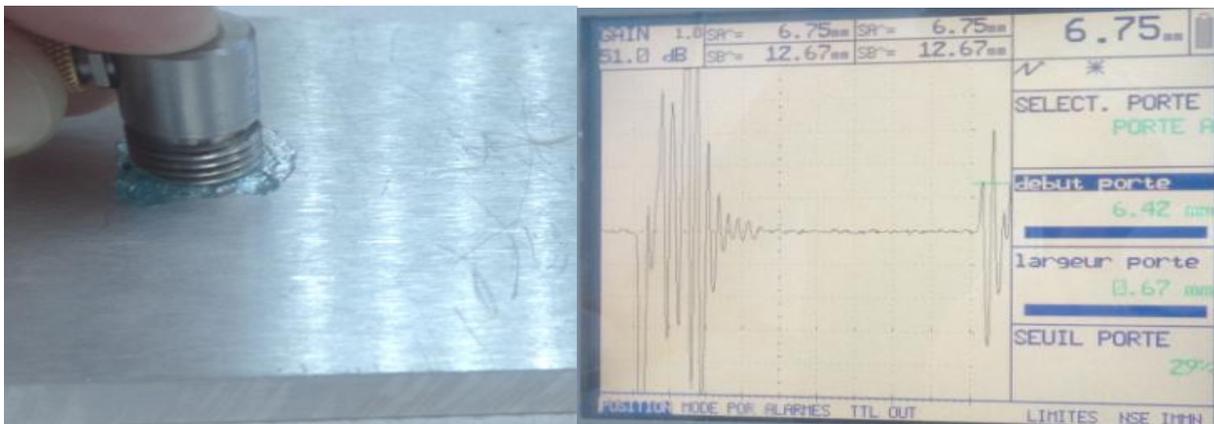


Figure III.9: application sur l'aluminium et le signal reçu

3. 3ème application sur l'acier :

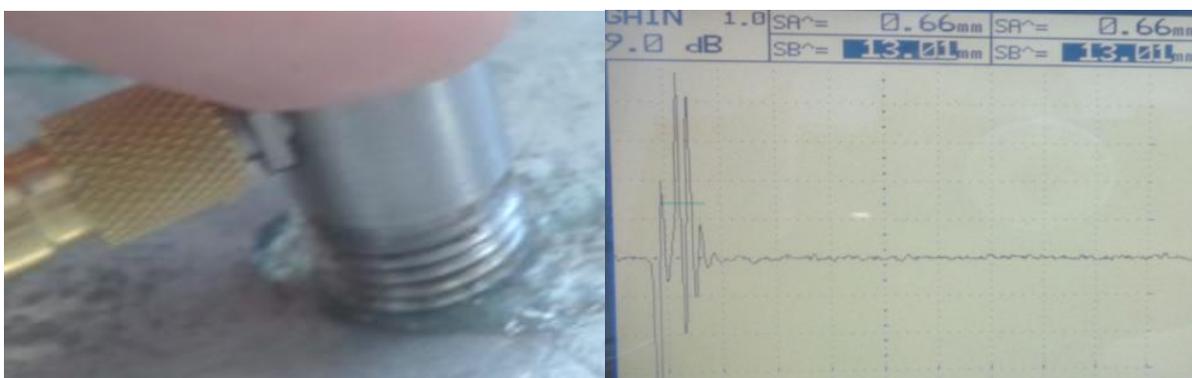


Figure III.10: application sur l'acier et le signal reçu

4. 4^{ème} expérience sur plexiglas :

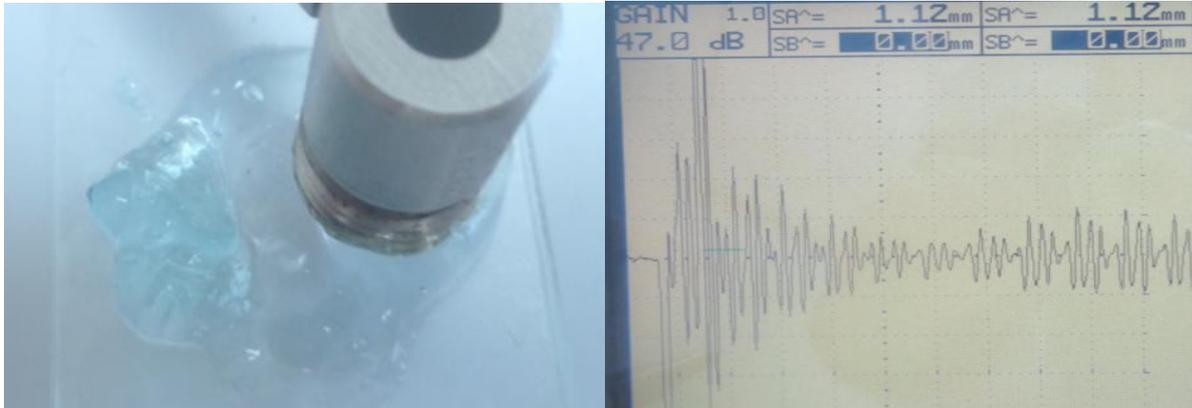


Figure III.11: application sur le plexiglas et le signal reçu

5. 5^{ème} expérience sur la prothèse et l'implant dentaire :

Plusieurs types de prothèses peuvent vous être proposés suivant les matériaux utilisés et le nombre de dents à remplacer. Certaines prothèses ont une base en résine, d'autres sont réalisées à partir d'une plaque métallique coulée. Le métal s'impose pour sa solidité ; il permet d'obtenir des plaques plus fines.

Pensez également que tous ces éléments en métal et en résine sont soumis 24 heures sur 24 dans votre bouche à des forces importantes et à une usure.



Figure III. 12: signal reçu provenant d'un IMPLANT en Platine

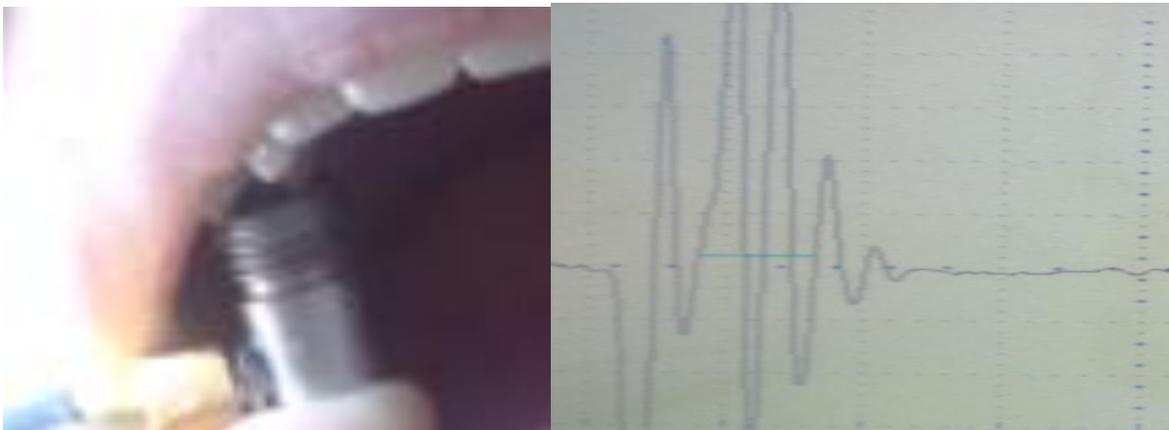


Figure III. 13: signal reçu provenant d'une prothèse dentaire en Céramique



Figure III.14: signal reçu provenant d'un implant dentaire en Titane

5.1. Biomatériaux utilisés pour l'implantologie orale

5.1.1. Le titane

Le titane est l'un des matériaux les plus abondants sur la terre (4000g/tonne) après l'aluminium, le fer et le magnésium. Le marché du titane et ses alliages s'est développé depuis les années 1950. Il existe aujourd'hui une gamme très étendue de titane « commercialement pur » et d'alliages qui permettent de mettre à profit les différentes structures et les propriétés physiques et chimiques du titane dans des utilisations variées : Énergie /chimie (25 000 tonnes) aéronautique civile et militaire (23 000 tonnes), Sports (3000 tonnes), bâtiment, lunetterie, médecine et autres applications (2 300 tonnes) deux principales raisons ont fait que l'utilisation du titane s'est développée en dentisterie : l'essor de l'implantologie est l'intérêt actuel pour les matériaux biocompatibles.

La résistance à la corrosion du titane et sa biocompatibilité sont proches de celles d'une céramique, sans toutefois présenter son caractère fragile.

Le titane est très réactif et avide d'oxygène mais aussi d'azote et de carbone ; sa coulée doit donc se faire sous vide. Pour limiter les inclusions gazeuses aléatoires lors de la coulée, il est recommandé d'éviter les angles vifs lors des préparations dentaires. L'épaisseur de titane doit impérativement être supérieure ou égale à 0,3 mm.

Le titane s'usine comme l'acier inoxydable mais avec des outils spécifiques compte tenu de sa réactivité avec les composants de l'acier à outils, de son affinité pour l'oxygène et de son

élasticité .Son usinage s'accompagne en particulier de températures élevées des arêtes et face des outils ; la lubrification de la pièce est nécessaire [20][21].

5.1.2. Les céramiques

Les céramiques se caractérisent par une température de fusion élevée et un comportement fragile, qui déterminent leurs domaines d'application. Elles incluent des oxydes, des sulfures, des borures, des nitrures, des carbures, des composés Inter métalliques.

Deux céramiques l'alumine Al_2O_3 et la Zircone ZrO_2 sont actuellement utilisées comme matériaux des têtes fémorales, dans les têtes de prothèses de hanche, ainsi qu'en odontologie pour les implants dentaires.

L'une des différences essentielles entre les métaux et les céramiques est le « caractère » fragile des céramiques. Les céramiques ne peuvent pas s'adapter à une déformation de plus de quelques micromètres. Contrairement aux métaux, les céramiques ne présentent pas de plasticité (aptitude à la déformation). Elles se caractérisent par un comportement purement élastique, avec un module de Young élevé, et ce jusqu'à ce que la contrainte à rupture soit atteinte. Bien que les céramiques présentent une rupture de type « fragile », certaines d'entre elles peuvent résister à des contraintes très élevées et on ne peut plus alors les considérer comme des matériaux fragiles [24] et [25].

5.1.2.1. Céramiques dentaires

Les céramiques présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente. Les céramiques sont mises en forme à partir d'une poudre de granulométrie adaptée qui est agglomérée. Puis une deuxième étape consiste à densifier et consolider cet agglomérat par un traitement thermique appelé frittage. Le frittage est un traitement thermique avec ou sans application de pression externe, grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens d'une évolution vers un état de compacité maximale. Actuellement, on considère que le traitement de consolidation peut être aussi une cristallisation ou une prise hydraulique [26].

5.1.2.2. Propriétés physiques des céramiques

1. La réflexion

Dans le cas d'une céramique dentaire, une partie du faisceau est absorbée en fonction de sa longueur d'onde, des porosités et de la microstructure, et une partie est réfléchiée.

La structure de la céramique présente plusieurs interfaces entre le verre et les cristaux d'indices de réfractations différents.

Les interactions sont donc multiples et complexes.

2. Indice de réfraction

Dans un matériau dense ; la vitesse de propagation dépend de la longueur d'onde, de l'indice de réfraction, c'est le phénomène de dispersion.

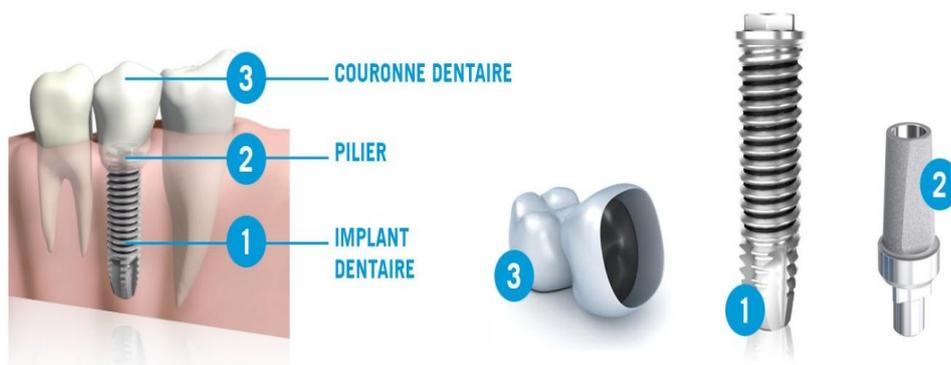


Figure III.15: schéma explicatif sur les constituants de la prothèse dentaire sur pilier

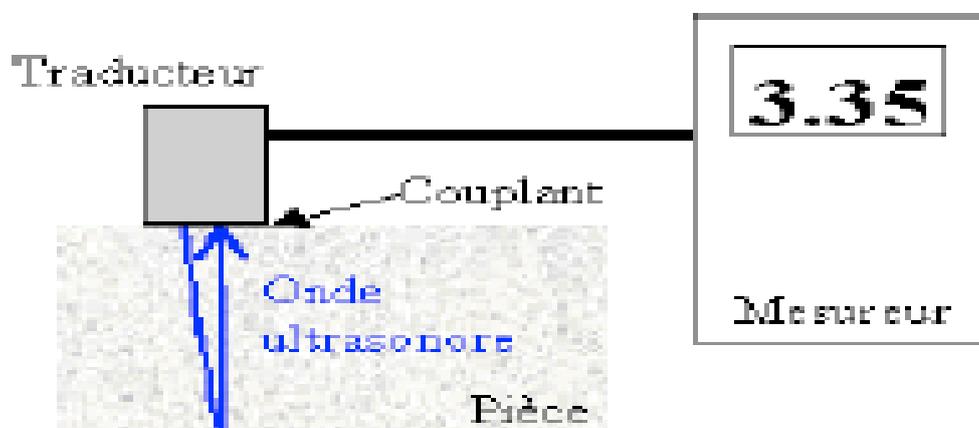


Figure III. 16: Principe de mesure

Le mode A scan il est utilisé en profondeur, il est perpendiculaire à la surface.

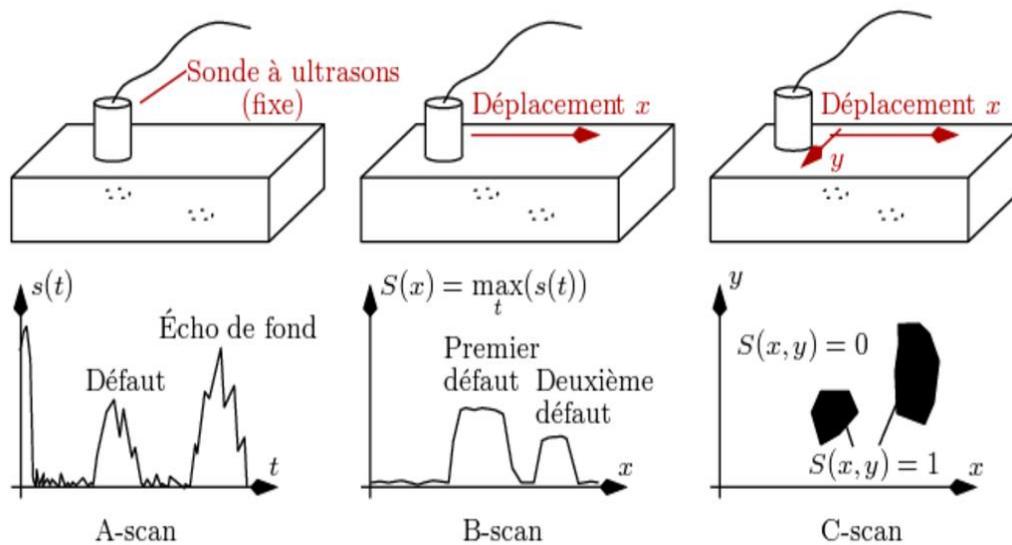


Figure III. 17: La figure schématise ces trois types de représentations dans le cas d'une évaluation par sonde à ultrasons.

Les dénominations A-scan, B-scan et C-scan (de l'anglais *to scan*, lire rapidement un document pour y trouver une information) viennent du domaine du CND par ultrasons. Avec cette technologie, il est possible de représenter l'amplitude du signal en fonction du temps à un endroit donné, afin de visualiser le phénomène d'écho propre à l'émission-réception d'ultrasons. Cela constitue la forme A-scan. [27] Un graphe de type B-scan trace la dynamique (le maximum de l'amplitude au bout d'un temps assez long) d'un signal en fonction de son abscisse le long d'une ligne. Il s'agit en quelque sorte d'une vue en coupe le long de cette ligne. Un C-scan est une image à part entière qui représente la dynamique en tout point de la surface, selon une échelle de couleurs qui peut être continue ou binaire. Ceci est par conséquent équivalent à une « vue de dessus ».

VII. Interprétation quantitative des signaux reçus :

La propriété viscoélastique des matériaux est définie par la distance entre le signal d'émission et celui de la réception « écho » exprimé en temps d'aller-retour et converti en distance en mm avec le système d'émission et de réception d'ultrasons KrautKramer.

On voit alors sur l'écran l'impulsion d'émission (signal très fort) et à sa droite (c'est-à-dire après un certain temps) un ou plusieurs échos. Toute modification de la forme de l'écho, par rapport à la forme du signal d'émission, s'explique par l'atténuation

Une morphologie spécifique du signal ultrasonore pour chaque matériel, c'est-à-dire que la propagation des ultrasons dépend du milieu traversé.

Ces expériences ont comme objectif de démontrer les différentes techniques de contrôles non destructifs, ainsi que l'examen par ultrasons des pièces contenant des défauts ou non.

On peut alors, pour un matériau donné, calibrer l'axe horizontal directement en unités (mm, cm) indiquant la profondeur où a eu lieu la réflexion.

Alors à travers les signaux, on a pu déduire que les différents matériaux sont parfaits.

Plus les ultrasons s'approfondie dans le matériel plus on remarque une atténuation du signal ce terme se rapporte à la perte d'énergie mécanique que subissent les ondes ultrasonores.

Les différents signaux obtenus (sont expliqués sur les schémas suivants) :

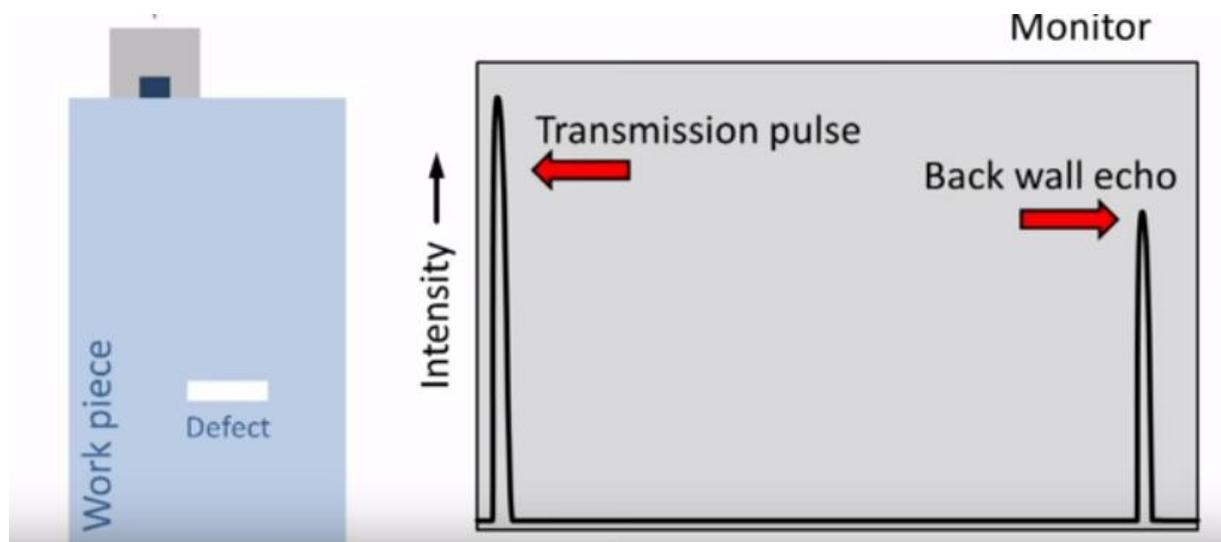


Figure III.18: le passage d'un signal avant de traverser du défaut

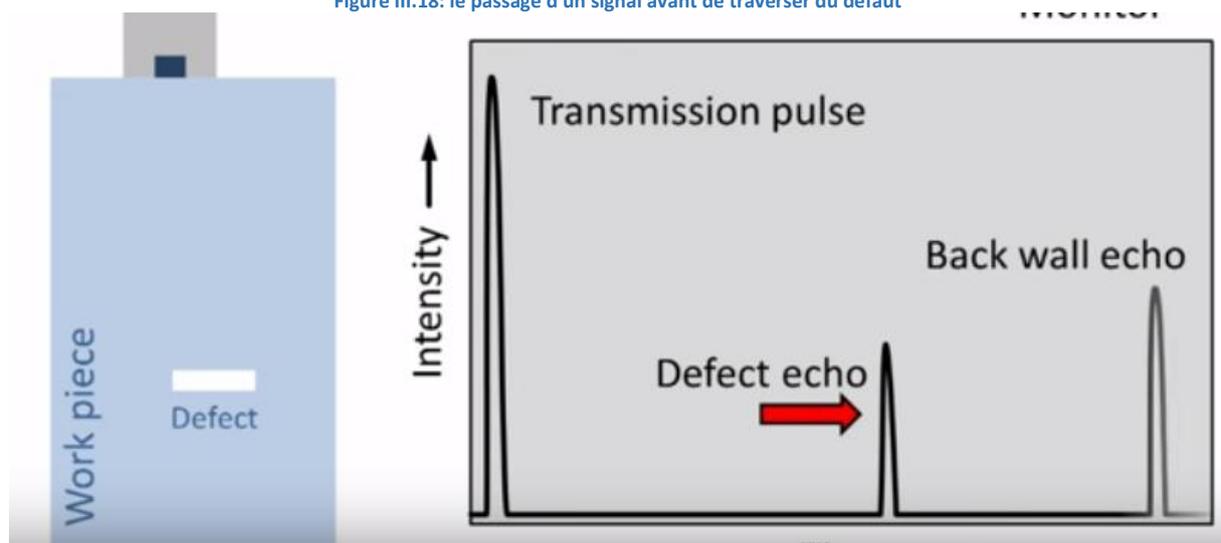


Figure III.19: la morphologie du signal en touchant le défaut

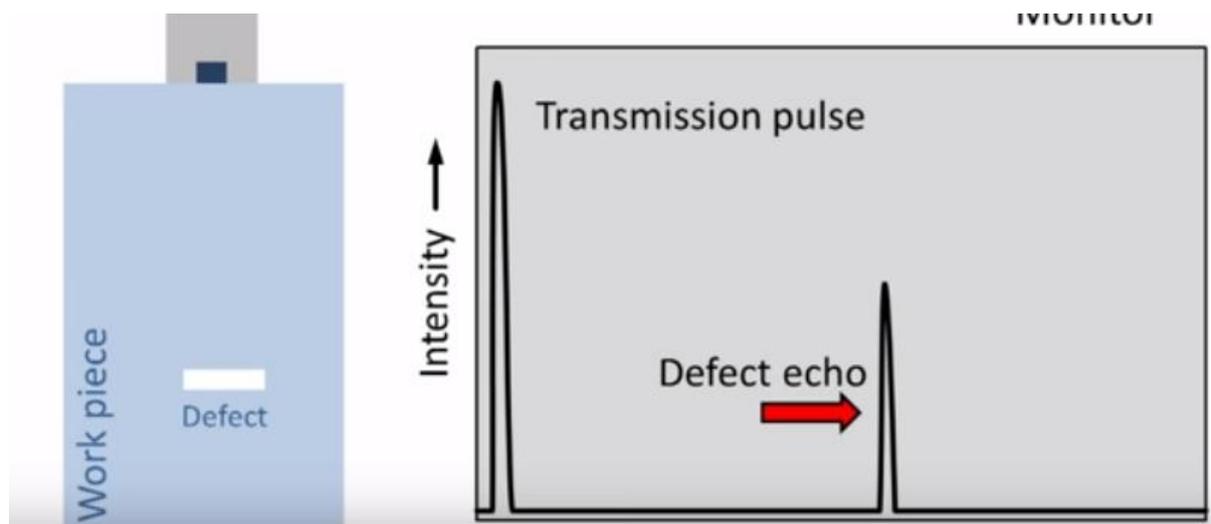


Figure III.20: le transducteur ultrasonore face au défaut contenu dans le matériel

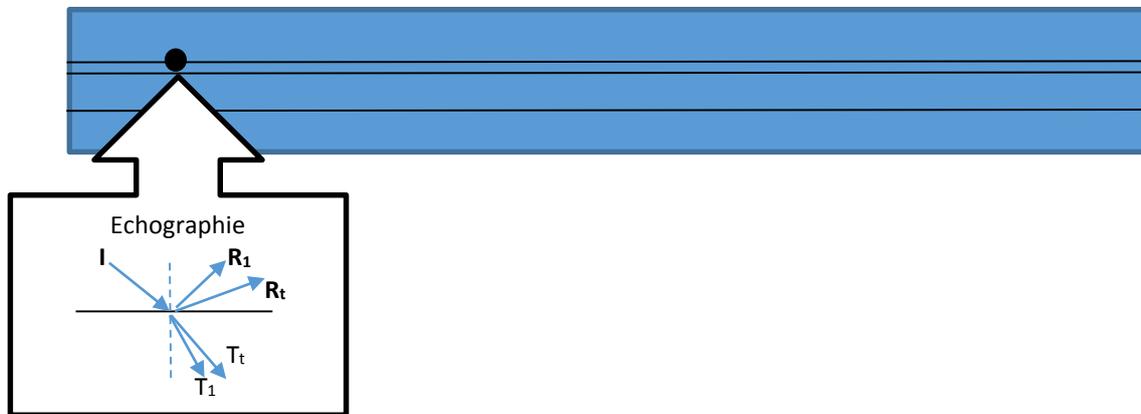
Cette figure montre la diffusion d’une onde sur un obstacle qui est en fonction de sa section, définit comme le rapport entre l’intensité de l’onde diffusée et de l’onde incidente.

Matière	Epaisseur (mm)	Vitesse longitudinale de propagation de l’onde ultrasonore dans la matière (m/s)
VERRE	4.43	5300
ALUMINIUM	6.5	6400
Acier	1.05	5900
Plexiglas (2 lame collé avec le gel ultrason)	1.12	2700
Platine	0.37	3300
Céramique dentaire	0.31 ; 1.11 à 1.40	9900
Titane	0.68	6100

Tableau III. 3 : tableau récapitulatif de différentes mesures obtenues

La figure suivante montre une Méthode ultrasonore pour le contrôle des structures multicouches et la caractérisation des interfaces.

Structure multicouche (dans notre cas les différentes couches sont : Couronne, pilier, implant)



La caractérisation et l'évaluation de l'interface constituant la prothèse dentaire est l'objectif principal de cette étude. Les prothèses dentaires servent souvent pendant une longue période de temps. Au cours de leur durée de vie, elles souffrent de divers impacts internes et externes surtout l'effet de mastication. Il est donc très important d'évaluer leur capacité à maintenir et surtout de garantir l'adhésion et le bon collage de ses différentes interfaces avec eux (montrant aussi la position, la largeur et la profondeur des défauts (s'ils se trouvent) dans l'implant).

Depuis une vingtaine d'années, la caractérisation des matériaux par acoustique ultrasonore a beaucoup progressée grâce à l'étude des phénomènes non linéaires.

Ce développement pour des applications de contrôle de santé est directement lié à la découverte que l'élasticité non linéaire d'un grand nombre de matériaux, pourtant très différents les uns des autres.

Deuxième partie : **Modélisation et analyse numérique avec le logiciel COMSOL**

I. Présentation du logiciel COMSOL

COMSOL est un logiciel de simulation numérique permet la modélisation par éléments finis, dont le point fort est de donner la possibilité de coupler les lois physiques, de la mécanique des structures.

Son avantage est de permettre de faire des études simples en utilisant les fonctions standards et automatiques.

Ce logiciel permet de simuler plusieurs applications en ingénierie.

II. Généralités sur la méthode des éléments finis

La méthode consiste à discrétiser une structure continue en un nombre fini de sous-ensembles simples constituant un maillage, et permet d'approcher la réponse mécanique de cette structure à une sollicitation.

Elle conduit à l'analyse de grandeurs essentielles qui ne peuvent être obtenues par les expérimentations : déplacements, déformations et contraintes, en tout point de la structure.

III. Comparaison entre deux modélisations sous COMSOL Multi physiques

Un outil de calcul par éléments finis est utilisé pour simuler la propagation d'ondes ultrasonores dans des structures à contrôler.

III.1. Résultats et discussion

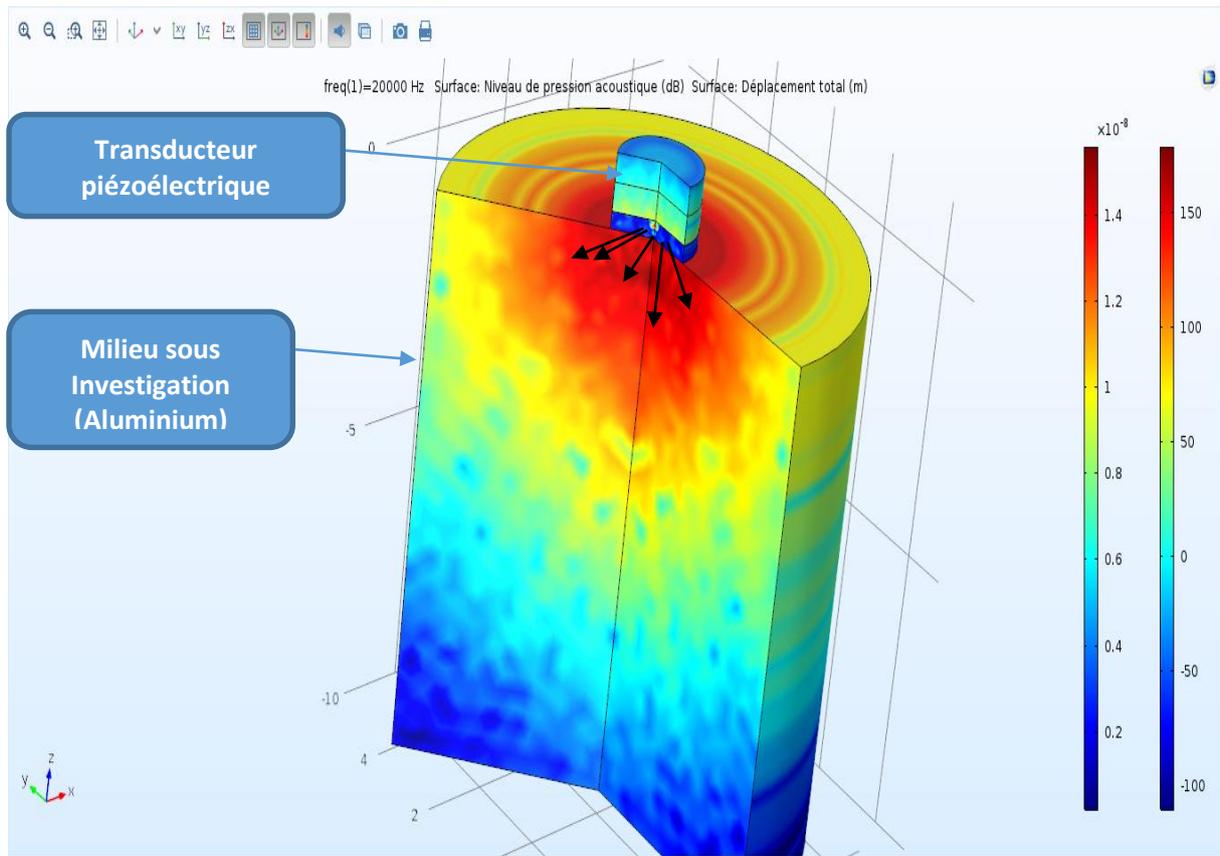


Figure III.21: Modélisation sous COMSOL

Analyse et Interprétation

La figure (III.12) montre clairement la propagation des ondes acoustiques émises du transducteur piézoélectrique construit de haut au bas :

Couche protectrice, et le matériau PZT

L'échelle de couleur de la figure 11 permet de montrer la différence de pression acoustique dans la structure, ainsi on remarque que les ondes et la pression acoustique sont maximales au niveau de l'élément PZT (couleur rouge) et après s'atténuent au fur et à mesure que l'on s'éloigne de ce dernier.

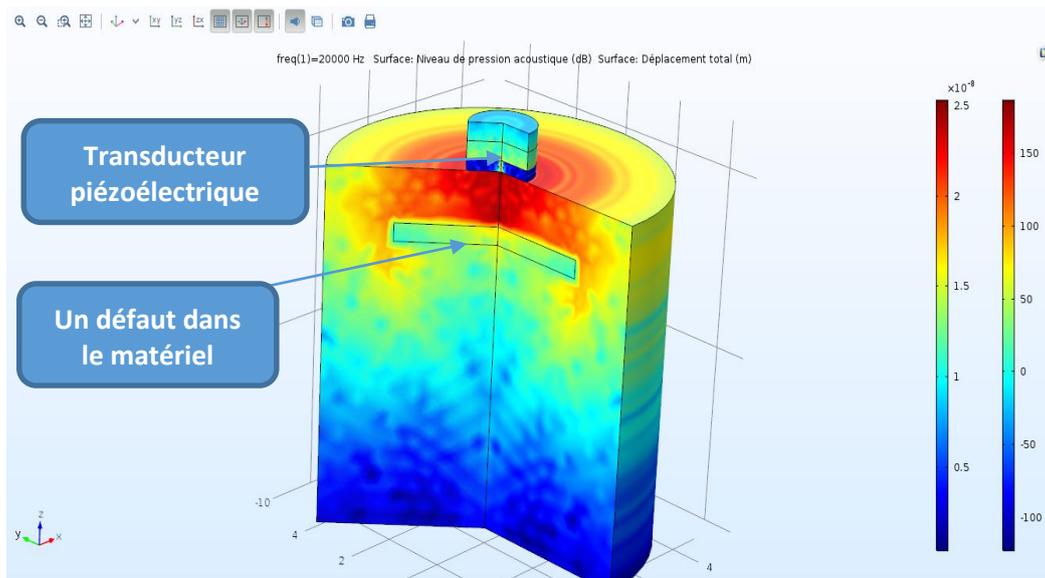


Figure III. 22: Modélisation sous COMSOL d'un matériau défaillant

Analyse et interprétation

Une onde ultrasonore est émise par le transducteur placé sur la surface du matériau à contrôler et se propage dans le matériau mais la figure 12 nous montre un blocage de la propagation de cette dernière avec une simple déviation causé par le défaut qui se situe à l'intérieur du matériau, de plus on remarque que les ondes n'ont pas atteint jusqu'au fond du matériau (couleur bleu).

IV. Conclusion

La mesure des épaisseurs des constituants de la prothèse dentaire prouve par la suite sa résistance aux vieillissements, et est-ce que les matériaux biocompatibles qui la constitue sont bien adhésif ou non et pour conclure on suivi par la suite les transformations apportées sur la prothèse si les constituants se dégradent avec le temps et de savoir s'ils sont bien collés entre eux avant l'implantation de celle-ci.

Ce n'est pas un secret, l'assurance qualité aide à réduire les couts. Mais ce n'est qu'un seul des raisons pour lesquelles le contrôle par ultrasons est devenu une technologie indispensable à l'heure actuelle.

Ses avantages sont particulièrement évidents quand il s'agit d'augmenter la durée de vie des équipements onéreux, ou une durée de vie maximum doit être atteinte avec un risque minimum de défaillance.

Jusqu'à nos jours, la technique d'émission acoustique a réussi à élargir son champ d'investigation et a permis, à partir de la compréhension des signaux reçus, de dégager de nouvelles interprétations des résultats de contrôle et ainsi d'enrichir le diagnostic du contrôle permettant la caractérisation des défauts détectés (nature, dimension, localisation plus précise). L'émission acoustique, généralement incluse dans les méthodes de contrôle non destructif, est une méthode qui se caractérise par sa grande sensibilité aux défauts d'interfaces.

Lors de la thèse de Doctorat de M. Ouaftouh en 1990, une technique d'émission acoustique a été utilisée dans le but de contrôler la qualité d'adhérence de la colle d'un assemblage constitué de deux plaques d'aluminium collées. Il a montré que cette technique n'a pas permis de déterminer le niveau d'adhérence d'un collage par l'exploitation de l'onde transversale, mais il a pu démontrer que l'onde transversale est sensible au niveau d'adhérence.

On déduit que l'utilisation des ultrasons sur les prothèses dentaires servira à assurer la qualité de fixation (collage) et suivi de l'évolution des caries et surtout le phénomène de dégradation avec l'interprétation des signaux ultrasonores reçus et voir la morphologie de ces derniers.

Autrement dit savoir la qualité de la prothèse dentaire et voir l'effet des interfaces (s'il y'a une bonne réflexion et transmission du signal émis).

Le contrôle de la matière de la prothèse et l'implant par ultrasons est principalement utilisé pour la détection de défauts dans la matière. Occasionnellement des ondes de surface permettront de retrouver des défauts sous-cutanés et en surface ce qui est bien montré en mode de modélisation avec le logiciel COMSOL, les résultats nous a montré la différence entre un matériau parfait et autre.

Ce chapitre a prouvé que les ondes ultrasonores permettent de caractériser les interfaces et permettent davantage de caractériser mécaniquement des milieux aussi bien des solides que des fluides. Elles permettent de révéler des défauts, les problèmes d'adhésion ainsi que quelques propriétés d'interface cependant aucune d'entre elle n'est capable, à l'heure actuelle de caractériser, d'une façon fiable, les interactions à l'interface.

Conclusion

générale

Conclusion générale

L'histoire des ondes ultrasonores est fascinante, elle prit naissance grâce à une étude précieuse de Langevin qui a fait ses premières expériences de propagation ultrasonore sous l'eau. C'était la naissance d'un instrument majeur par ces applications militaires et civiles: le sonar. Dans une direction différente, ces mêmes ondes ont un rôle important en électronique, intégré aussi en médecine.

Personnellement, je n'ai qu'une faible culture en ultrasons parce que mes pensées étaient limitées juste pour l'échographie, or que le projet de fin d'étude m'a permis de faire un tour d'horizon sur une méthode primordiale, nous servira dans le domaine du génie biomédical pour le contrôle de qualité des implants et/ou des prothèses dentaires « le contrôle non destructif ». Une attention toute particulière a été apportée aux principaux travaux de recherche effectués dans le domaine du contrôle non destructif par ultrason pour l'évaluation des défauts d'adhésion dans les structures collées.

Après avoir présenté quelques brefs rappels sur cette technique appliquée en odontologie, l'essentiel de notre effort sur le travail présenté dans cette étude vise à la contribution pour l'amélioration du domaine d'implantologie pour savoir par la suite la présence d'une bonne adhésion de l'implant avec le territoire qui lui reçoit, et contrôler la qualité du matériau de la couronne afin d'éviter la présence des niches bactériennes en cas d'une fissure à la surface. Tout cela a été abordé en chapitre trois et réalisé en expérience avec le système ultrasonore KrautKramer USN 60, de plus un capteur spécifique au sein du laboratoire Opto-Acousto-Electronique de l'université de valenciennes, projeté sous COMSOL Multi physiques dans le but de modéliser et concevoir cette expérience et conclure avec une comparaison entre l'expérience réelle et informatisée.

Références bibliographiques

- [1] Manual of diagnostic ultrasound, World Health Organisation ; second edition
- [2] Fauchard P. Le chirurgien-dentiste ou traité des dents. 2 Eme Ed. 1728.
- [3] Source: Thesavior.e-monsite.com – <http://www.mediafire.com>
- [4] Estelle V, docteur en chirurgie-dentaire, ed. Luigi Castelli. n°197, décembre 2009, Autisme et mercure dentaire, p.10.
- [5] Les ultrasons en odontologie conservatrice et en endodontie: Données actuelles; Marc LUGAND ; 2013
- [6] source : internet (voyagedentaire.fr). le 03/02/2016
- [7] Davarpanah M, Martinez M, Kebir M, Tecucianu JF. Manuel d'implantologie Clinique 2000, 2-8.
- [8] source : son implant dentaire et implantdent.net.). le 03/03/2016
- [9] Rangert B, Krogh PHJ , Langer B, Roekel NV. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 1995; 10: 326-334.
- [10] comportement mécanique des biomatériaux : Application aux implants dentaires, Mr.sifi miloud 2012.
- [11] L'acoustique ultrasonore et ses applications, 1ère partie, Acoustique et Techniques, n° 36, 4-11, (2004)
- [12] Les thèmes scientifiques actuels de l'acoustique et leur devenir
- [13] livre blanc.pdf « l'acoustique dans les grand secteurs d'activités»
- [14] physique des ultrasons
- [15] www.larousse.fr/encyclopedie/e/m/ultrasons/181001
- [16] Chaiky Rungsiyakull, Qing Li, Wei Li, Richard Appleyard, Michael Swain, Effect of Fully Porous-Coated (FPC) Technique on Osseointegration of Dental Implants, *Advanced Materials Research*, Vol. 32, p.189-192, 2008.
- [17] [Site internet "biodenth.be/publications/Biocontact-dents-maladies".
- [18] Slagter A, Van Der Bilt A, Bosman F. Commination of two artificial test food by dentate and edentulous subjects. J. Oral Rehab., 1992, 81-87.
- [19] Pawlak EA., Hoag Ph. M. Manuel de parodontologie clinique. Paris : édition Masson, 1987; p.80-86, 112-129.

- [20] D. Royer, E. Dieulesaint, "Ondes élastiques dans les solides", Tome 1 : Propagation libre et guidée, Masson, (1996)
- [21] J. Perdijon, "Le contrôle non destructif par ultrasons", Traité des Nouvelles Technologies, Série Mécanique, Hermes, (1993)
- [22] A. Zarembowitch, , "Les ultrasons", Que sais-je? n°21, Presses Universitaire de France, (2003) [4] P.D. Edmonds Ed., "Ultrasonics", Methods of Experimental Physics Vol 19, Academic Press,(1998)
- [23] Caractérisation acoustique et ultrasonore des produits composites
- [24] fast-fourrier-transform-brochur –english .pdf
- [25] Truhlar R.S., Morris H.F., Ochi S. ,Stability of the bone-implant complex. Results of
- [26] longitudinal testing to 60 months with the Periotest device on endosseous dental implants.
- [27] L. L. Hench, Bioactive ceramics in bioceramics: materials characteristics versus in vivo
- [28] behaviour, Ed. P. Ducheyne & J.Lemons, *Annals of NY academy of Science*, p 54, 1988.
- [29] Fabien Guillemot, Etude métallurgique d’alliage de titane pour application biomédicale, *thèse de doctorat*, Institut national des sciences appliquées de Rennes, 2000.
- [30] J.M. Poujade, C. Zerbib, D. Serre, Dental Ceramics, *EMC-Dentisterie* 1, p.101–117, 2004.
- [31] Yingying Sun, Liang Kong , Kaijin Hu, Cheng Xie, Hongzhi Zhou, Yanpu Liu et Baolin Liu, Selection of the implant transgingival height for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis, *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol.47, Issue 5, p.393-398, 2009.