



Rapport de Stage de Master 2 ATIAM

Conception et programmation d'un synthétiseur sonore pour la restitution des vibrations tactiles d'un outil de fraisage chirurgical

STAGE EFFECTUÉ AU CEA
LABORATOIRE DES INTERFACES SENSORIELLES ET AMBIANTES (LISA)

15 AVRIL AU 31 AOÛT 2010

CHARLES HUDIN

ENCADRÉ PAR
SYLVAIN BOUCHIGNY

Remerciements

Je souhaite remercier Sylvain Bouchigny pour m'avoir permis de participer à ce projet en me proposant ce sujet de stage. Merci pour son encadrement et sa disponibilité.

Merci également à Moustapha Hafez, directeur du LISA, pour son accueil chaleureux au sein de son laboratoire.

Merci enfin à l'ensemble des permanents, doctorants et stagiaires, pour la bienveillance et la bonne humeur qui règne dans ce laboratoire.

Table des matières

1	Contexte du stage	4
1.1	Presentation CEA et du LISA	4
1.2	Réalité Virtuelle pour l'apprentissage du geste chirurgical	4
1.3	Plateforme SKILLS	5
1.3.1	Généralités	5
1.3.2	La poignée vibrante	5
1.4	Ostéotomie d'Epker	5
2	Sens Tactile	8
2.1	Perception tactile	8
2.2	Apport du tactile en réalité virtuelle	10
2.2.1	Interaction entre le sens tactile et l'audition	10
2.2.2	Interaction entre le sens tactile et l'haptique	10
3	Acquisition et Analyse des signaux	12
3.1	Acquisition des données	12
3.1.1	Dispositif expérimental	12
3.1.2	Synchronisation	12
3.2	Étude du signal et choix du type de synthèse	13
3.3	Analyse	15
3.3.1	Transformée de Fourier à court terme	15
3.3.2	Détection de la fréquence fondamentale	16
3.3.3	Séparation des parties harmonique et bruit	17
4	Contrôle et synthèse	19
4.1	Contrôle	19
4.1.1	Boucle d'asservissement fréquence	19
4.1.2	Modélisation du bruit	22
4.1.3	Dépendance Force/Amplitude/Bruit/Fréquence	23
4.2	Mécanique du fraisage	24
4.2.1	Présentation du modèle	24
4.2.2	Fraisage radial	26
4.2.3	Fraisage axial	28
4.3	Schéma global de la synthèse	30
4.3.1	Éléments pour une synthèse sonore et perspectives	31

Introduction

Ce mémoire décrit le travail réalisé au cours de 4 mois et demi de stage de master 2 dans le Laboratoire des Interfaces Sensorielles et Ambiantes du CEA. L'objet de ce stage est la conception d'une synthèse temps réel destinée à reproduire les vibrations générées par le fraisage d'os lors d'une opération chirurgicale nommée ostéotomie d'Epker. Cette synthèse est ensuite implémentée sur une plateforme de réalité virtuelle devant permettre la formation de chirurgiens à la pratique de cette opération. Plusieurs enregistrements réalisés avant le stage en laboratoire d'anatomie servent de support à l'analyse et à la synthèse de ces vibrations. La plateforme d'apprentissage, baptisée SKILLS, est présentée avec l'ostéotomie d'Epker dans une première partie introductive. La deuxième partie s'intéresse à la perception tactile des vibrations et en présente les intérêts dans des applications de réalité virtuelle. Les enregistrements sont traités et analysés en vue de la synthèse dans une troisième partie. Enfin, la dernière partie décrit la méthode utilisée pour le contrôle, la synthèse et l'implémentation des vibrations.

Chapitre 1

Contexte du stage

1.1 Présentation CEA et du LISA

Le Commissariat à l’Energie Atomique et aux énergies Alternatives est une institution publique de recherche dont la mission d’origine est le développement de l’énergie nucléaire dans les domaines scientifique, industriel et de défense. Son champ de compétences s’étend désormais aux énergies dites alternatives, aux technologies de l’information, aux sciences de la vie et à la santé. Parmi les nombreuses divisions du CEA, la Direction de la Recherche Technologique (DRT) a pour objectif le transfert de technologies de la recherche vers l’industrie, en mêlant recherche amont, recherche appliquée et valorisation industrielle. Au sein de cette division, et intégré au Département Intelligence ambiante et systèmes interactifs (DIASI) se trouve le Laboratoire des Interfaces Sensorielles et Ambiantes (LISA).

Les domaines de recherche du LISA recouvrent le développement d’actionneurs et capteurs de force et de déplacement, la conception d’interfaces haptiques innovantes et leur intégration dans les contextes de la réalité virtuelle, des télécommunications et de la micro-manipulation. Il compte environ 10 ingénieurs de recherche permanents et plusieurs doctorants.

1.2 Réalité Virtuelle pour l’apprentissage du geste chirurgical

La pratique de la chirurgie implique la réalisation de gestes précis spécifiques à chaque opération. Leur apprentissage se fait par l’observation de chirurgiens expérimentés et éventuellement par un entraînement sur cadavre. Idéalement, chaque sous tâche de l’opération est ainsi répétée un grand nombre de fois avant d’être pratiquée sur un patient. Pour rester précis, ce geste devra ensuite être exercé régulièrement. Cependant, les phases nécessaires à l’acquisition du savoir faire sont souvent gênées par une visibilité insuffisante au cours d’une opération ou par le faible nombre de cadavres disponibles pour l’entraînement. De plus, l’observation ne permet pas d’évaluer le ressenti gestuel du médecin. La réalité virtuelle permet de s’affranchir de certaines limites liées à un apprentissage classique en autorisant la répétition d’une même sous-tâche ou la simulation de divers scénarios opératoires. L’utilisation de plateformes de réalité virtuelle peut alors s’insérer dans l’apprentissage du geste chirurgical et améliorer les performances des chirurgiens lors d’opérations réelles[1],[2].

Plusieurs simulateurs ont ainsi été développés pour différentes opérations de chirurgie osseuse [3], [4], [5] et dentaire[6] ou pour l’entraînement à la palpation d’organes[7]. Les progrès scientifiques en informatique et interfaces homme-machine ont permis une amélioration significative

des performances de ces simulateurs[8] qui permettent désormais la prise en charge de plusieurs modalités sensorielles

La sophistication croissante de telles plateformes ne garantit toutefois pas leur utilité et une attention particulière doit être portée sur leur contenu et sur les exercices d'apprentissage qu'elles proposent[9].

1.3 Plateforme SKILLS

1.3.1 Généralités

SKILLS est un projet européen (www.skills-ip.eu) dont l'objectif est le développement d'outils permettant la capture, la compréhension et la transmission d'un geste technique par le biais de plateformes de réalité virtuelle multimodales.

Différents champs d'applications tels que le sport, les loisirs, l'industrie ou la médecine sont ainsi explorés par les différentes équipes participantes[10].

Dans ce cadre, le LISA développe une plateforme destinée à la formation à une opération chirurgicale de la mâchoire, l'ostéotomie d'Epker. Cette plateforme intègre un grand nombre de modalités permettant un degré d'immersion sensorielle unique ainsi qu'un logiciel de simulation dédié à la réalisation d'exercices spécialement conçus pour aider à l'apprentissage du geste technique chirurgical.

Le travail de recherche consiste donc à développer, en collaboration avec plusieurs chirurgiens experts, des interfaces homme-machine adaptés à cette opération, à créer le contenu de la simulation et à évaluer l'apport d'une telle plateforme dans la formation du chirurgien.

Cette plateforme, détaillée en figure 1.1 se présente sous la forme d'une cabine transportable intégrant l'ensemble des fonctionnalités (interfaces, ordinateurs et contrôleurs) et dont la hauteur peut s'adapter aux besoins de l'utilisateur. Le retour d'effort est assuré sur 6 degrés de liberté par deux bras robotisés spécialement conçus pour cette application. Les efforts et débattements admissibles correspondent à ceux enregistrés lors de performances de chirurgiens experts. Le bras droit se termine par une poignée permettant la restitution de vibrations tactiles. Un écran 3D et un système de suivi de la tête permettent l'affichage stéréoscopique de la scène d'opération. Enfin, deux enceintes situées de part et d'autre des bras assurent la restitution du son. Un système de suivi de la tenue du chirurgien est réalisé en parallèle par un scanner pour s'assurer de sa bonne posture.

1.3.2 La poignée vibrante

La poignée par laquelle sont restituées les vibrations (figure 1.2) a fait l'objet d'une conception spécifique aux besoins de la plateforme par les ingénieurs du LISA. Le corps de la poignée est constitué de 12 lames en magnésium mises en flexion radiale par un actionneur piézo-électrique placé sur l'axe de la poignée. Cette conception permet une déformation radiale statique jusqu'à $100 \mu m$ et une réponse en fréquence relativement plate sur la plage 0-1000 Hz. Le schéma de la poignée est présenté figure 1.2 avec une représentation des déformations obtenues en simulation.

1.4 Ostéotomie d'Epker

L'ostéotomie d'Epker est une opération de la mâchoire inférieure pratiquée sur des patients atteints de prognathie (mâchoire trop en avant) ou de retrognathie (mâchoire trop en arrière).

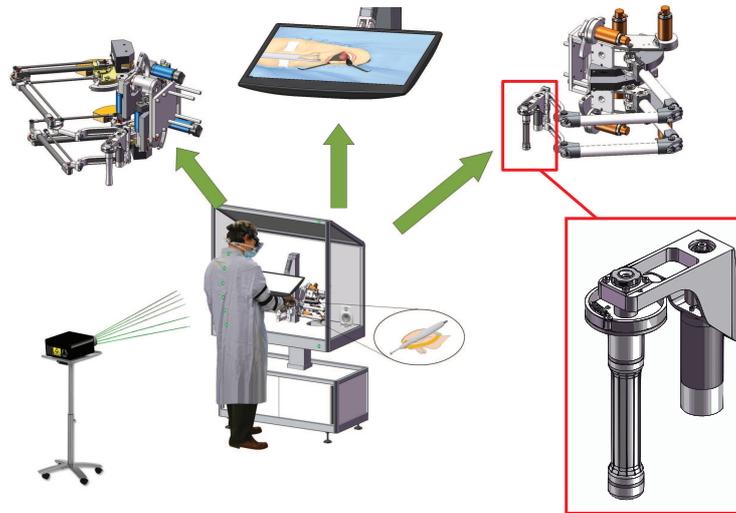


FIGURE 1.1 – Plateforme SKILLS. De gauche à droite et de haut en bas : robot d’architecture hybride pour le rendu des efforts main gauche, écran stéréoscopique pour la vision du champ opératoire, robot pour le retour d’effort main droite, scanner pour le monitoring de la posture du chirurgien, la plateforme en usage, poignée vibrante fixée sur le robot main droite.

Cette opération consiste à séparer (cliver) la partie haute de la mâchoire portant l’articulation, de la partie basse portant l’arcade dentaire. Ces deux parties sont ensuite replacées correctement l’une par rapport à l’autre et maintenues par des vis.

Le principal risque de cette opération est l’endommagement du nerf alvéolaire inférieur qui circule à l’intérieur de la mâchoire, ce qui entraînerait une perte partielle ou totale de la sensibilité de la lèvre inférieure. La première étape critique de l’opération consiste donc à repérer l’épine de Spix, pointe saillante sur la partie interne de la mâchoire inférieure, par laquelle entre le nerf alvéolaire. Ce repérage se fait à l’aide d’une sonde, la rugine, avec laquelle le chirurgien explore la mâchoire jusqu’à accrocher l’épine de Spix. Ce repérage est indispensable pour cliver la mâchoire au bon endroit sans endommager le nerf. Le clivage est ensuite réalisé à l’aide d’une fraise avec laquelle le chirurgien coupe quatre traits d’ostéotomie (figure 1.3) dans la partie superficielle de



FIGURE 1.2 – Poignée vibrante et déformation sous la contrainte d’un actionneur piezo-electrique.

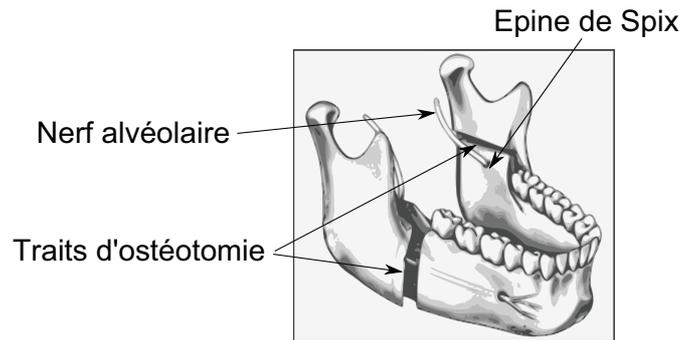


FIGURE 1.3 – Traits d'ostéotomie - Séparation de la partie avant et arrière de la mandibule inférieure

l'os. Cette partie externe très dure, l'os cortical, entoure une partie plus fragile, l'os spongieux, qui contient le nerf alvéolaire inférieur. Le chirurgien doit donc maintenir un effort suffisant pour fraiser l'os cortical tout en retenant son geste au moment du passage cortical/spongieux.

Ces deux phases critiques de l'opération, recherche de l'épine de Spix et fraisage des traits d'ostéotomie, doivent être réalisées par l'intérieur de la bouche et sous la gencive qui a été préalablement incisée et décollée. Le chirurgien a alors une vision très limitée de la zone sur laquelle il intervient. Il ne peut alors se fier qu'aux sons et au retour d'effort. En comparant les performances de chirurgiens novices et expérimentés privés ou non du son de fraisage, une étude [11] montrée que l'utilisation du son à bon escient était caractéristique des chirurgiens expérimentés. L'interprétation du son et du ressenti gestuel fait ainsi pleinement partie de l'apprentissage.

Le besoin d'interaction multimodale et la difficulté d'enseignement de ce geste chirurgical ont fait de l'ostéotomie d'Epker un cas d'étude intéressant dans le cadre du projet SKILLS.

Chapitre 2

Sens Tactile

La synthèse de vibrations pour un retour tactile nécessite tout d'abord la compréhension des mécanismes intervenants dans le sens du toucher. Cette partie commence donc par une brève description de ce sens avant de s'interroger sur l'utilité du tactile dans un contexte de réalité virtuelle via son interaction avec l'haptique et l'audition.

2.1 Perception tactile

Le sens du toucher est un sens très riche qui fait intervenir différents mécanismes et recouvre la sensibilité à différents stimuli. Nous nous limiterons ici à la seule sensibilité cutanée de la main à la pression et aux vibrations. Il existe quatre types de mécano-récepteurs impliqués dans la sensibilité mécanique cutanée, que l'on catégorise selon deux critères. Les terminaisons nerveuses ayant un champ récepteur étendu sont dites de type 1. Elles sont sensibles aux déformations globales de la peau comme l'étirement. A l'inverse, les terminaisons de type 2 traitent les déformations locales. L'autre critère de classification est le temps d'adaptation. Les récepteurs à adaptation lente sont sensibles à des stimuli de faible fréquence et notamment aux stimuli statiques alors que les récepteurs à adaptation rapide (FA) apportent la sensibilité aux plus hautes fréquences. Les récepteurs correspondants et leurs caractéristiques sont résumés dans le tableau 2.1.

Mecanorécepteur	Corpuscule de Meisner	Corpuscule de Pacini	Disque de Merkel	Corpuscule de Ruffini
Sensation	Déformation locale	Vibrations	Pression	Force ponctuelle
Vitesse d'adaptation	Rapide	Rapide	Lent	Lent
Résolution spatiale	Mauvaise	Mauvaise	Bonne	Moyenne
Surface du champ récepteur	13 mm ²	101 mm ²	11 mm ²	59 mm ²
Fréquences d'excitation	10-200 Hz	70-1000 Hz	0.4-100 Hz	0.4-100 Hz
Maximum de sensibilité	40 Hz	250 Hz	50 Hz	50 Hz

TABLE 2.1 – Caractéristiques des mécanorécepteurs impliqués dans la sensation tactile

La combinaison des réponses des différents récepteurs à une stimulation vibratoire se traduit

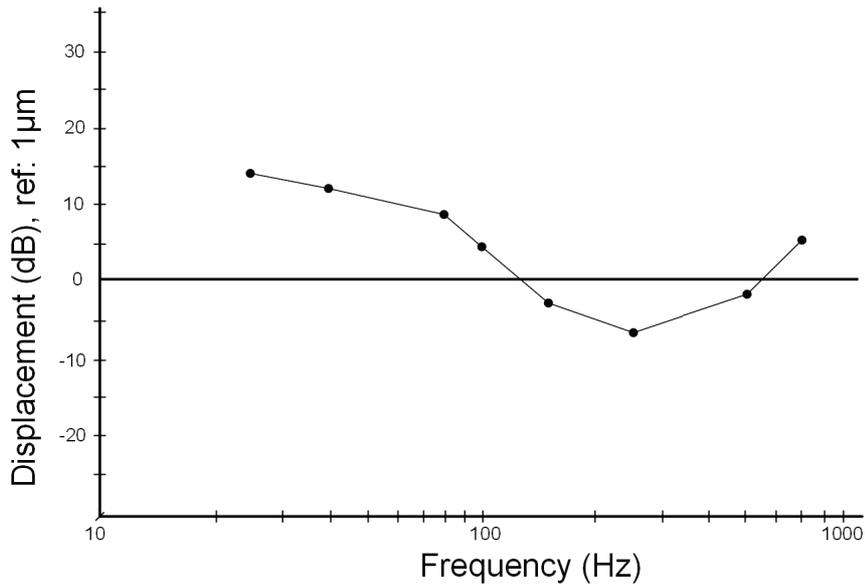


FIGURE 2.1 – Seuil de détection des vibrations pour un stimulus exercé sur la pulpe du majeur et une surface de contact de 0.005 cm^2 , d'après[13]

par un seuil de détection des vibrations évoluant sur une plage de fréquence de 0 à 1000 Hz environ avec un maximum de sensibilité autour de 250 Hz. Par ailleurs l'emploi d'une échelle logarithmique est justifié par l'étude de Craig[12], qui a montré que la fraction de Weber reste constante lorsque l'amplitude des vibrations augmente.

La perception des vibrations aux hautes fréquences est due principalement aux Corpuscules de Pacini. La taille importante de leur champ récepteur explique que les vibrations hautes fréquences soient mal localisées [14] et leur adaptation rapide les rend insensibles aux basses fréquences et notamment aux déformations statiques. La pression de contact entre le doigt et une surface vibrant à une fréquence élevée n'a donc pas d'influence sur la perception de ces vibrations. La direction des vibrations, parallèles ou perpendiculaires à la peau, a en revanche une légère influence sur le seuil de détection. Ce seuil est ainsi plus bas de 15% à 30% dans le cas d'une vibration parallèle à la peau[15]. La perception des vibrations est également affectée par la localisation et l'étendue du stimulus. La répartition des Corpuscules de Pacini sur la surface de la main est moins dense et plus uniforme que les autres récepteurs. On en compte ainsi environ 350 sur chaque doigt, et 800 sur la paume. La détection d'un stimulus vibratoire dépend du franchissement d'un seuil d'activation dans la population des Corpuscules de Pacini. Une vibration de plus grande amplitude se propage plus loin dans la peau, excitant ainsi plus de récepteurs, d'où une plus grande amplitude perçue. De même, un stimulus réparti excite un plus grand nombre de récepteurs, abaissant ainsi l'amplitude nécessaire pour être détecté. La valeur de seuil de détection peut donc varier selon la répartition du stimulus, notamment dans le cas de la préhension d'une poignée vibrante. On pourra néanmoins garder comme ordre de grandeur pour la synthèse des vibrations une plage fréquentielle allant de 0 à 1 kHz et une amplitude de l'ordre du μm .

2.2 Apport du tactile en réalité virtuelle

Notre expérience du mode réel est multimodale et plusieurs sens sont en général utilisés pour réaliser une tâche particulière. La plupart des plateformes de réalité virtuelle incluent désormais vision, audition et retour d'effort. Les principales innovations dans ce domaine ont ainsi porté sur le rendu visuel et stéréoscopique, la spatialisation du son ou les bras à retour d'effort. Encore très peu de plateforme incluent cependant le retour tactile. Pourtant, nous allons voir dans cette partie que le tactile permet non seulement une meilleure immersion mais améliore les performances dans la réalisation de certaines tâches.

2.2.1 Interaction entre le sens tactile et l'audition

Les indices sonore et tactile jouent un rôle important dans la perception de la texture, mais aussi de la dimension ou de la masse d'un objet [16]. L'interaction entre ces deux sens est d'autant plus forte que sons et vibrations ont pour origine les mêmes phénomènes mécaniques et sont de nature proche. On a ainsi montré que la modification de la fréquence d'un son peut modifier la perception de la rugosité [17] ou de la fréquence de stimuli tactiles [18]. Cette interaction n'intervient cependant que lorsque les stimuli sont temporellement cohérents. Bien qu'un phénomène d'adaptation existe [19], la perception d'une asynchronie entre stimulus tactile et auditif apparaît pour un décalage autour de 80ms. La localisation de ces stimuli n'a en revanche pas d'influence notable sur la perception de ce décalage [20].

La restitution sonore étant plus aisée que la restitution tactile, les informations liées au contact dans des applications de réalité virtuelle sont en général apportées par le son uniquement [21]. Si cette information peut s'avérer suffisante pour discriminer la surface en contact, certaines vibrations non audibles apportent également de précieuses informations pour améliorer la précision d'un geste.

2.2.2 Interaction entre le sens tactile et l'haptique

L'haptique, qui désigne la science du toucher, recouvre à la fois la perception des mouvements de son corps dans l'espace (kinesthésique) et la perception cutanée. Ces deux mécanismes sont intimement liés et interviennent à différents degrés dans l'interaction avec notre environnement. [14] distingue ainsi quatre types d'interactions regroupés en un même continuum sensorimoteur. L'exploration tactile passive désigne la perception du contact entre la main immobile et un objet en mouvement ou non. Ce type d'interaction renseigne sur la texture grossière d'un objet ou sur sa conductivité thermique. La perception cutanée est alors la seule impliquée. L'extraction de données plus précises se fait par exploration tactile active lorsque la main peut se déplacer à la surface de l'objet, ce qui implique l'intégration des données kinesthésiques. La préhension de l'objet permet d'en évaluer le poids. Bien qu'essentiellement motrice, la précision et la rapidité d'exécution de cette tâche repose sur l'utilisation des fonctions tactiles. Enfin, les autres mouvements n'impliquant pas de contact sont uniquement moteurs.

La sensation tactile intervient donc dans de nombreuses tâches motrices. L'absence de cette information est très handicapante dans la vie réelle [22] et limite le spectre des interactions possibles en réalité virtuelle.

Les vibrations générées par l'interaction avec l'objet constituent une partie importante de l'information tactile. L'impact avec un objet nous permet d'évaluer sa rigidité. L'écrasement à l'impact étant très faible, cette évaluation se base essentiellement sur les vibrations engendrées. La restitution des seules vibrations d'impact peut même suffire à distinguer différents matériaux.

Pour des raisons matérielles et de contrôle, les bras haptiques à retour d'efforts sont encore incapables de restituer des contacts rigides entre objets. Malgré les efforts de recherche dans ce sens, ces interfaces sont limitées au rendu de forces à basses fréquences de l'ordre de la dizaine de Hertz. Les vibrations aux plus hautes fréquences doivent donc être restituées par des dispositifs dédiés. [23] relève également deux types de tâches en réalité virtuelle où le retour d'informations vibratoires est particulièrement pertinent et permet une réelle amélioration des performances : les vibrations jouent ainsi un rôle prépondérant dans la reconnaissance de textures et permettent une amélioration du temps de réaction lorsqu'il s'agit de retenir le geste après le perçage d'un trou dans une paroi rigide.

Appliqué à la plateforme SKILLS, le signal vibratoire permet le rendu de l'ensemble des modalités tactiles ressenties par le chirurgien au cours des différentes phases de l'ostéotomie d'Epker. Ces modalités sont particulièrement importantes lors du fraisage de l'os et pendant la phase de recherche de la position du nerf alvéolaire où le chirurgien est amené à distinguer sans retour visuel les textures de l'os, du périoste et des outils métalliques. Dans le processus de formation, la minimisation des mouvements brusques et la qualité du fraisage ont été identifiés comme étant des points essentiels, signature fiable de l'expertise du chirurgien. Le présent stage s'est donc orienté principalement vers la simulation des vibrations mises en jeu lors du fraisage d'un os.

Par ailleurs, l'usage des vibrations permettra à terme de pouvoir étudier sur la plateforme elle-même l'importance de cette modalité dans le processus global d'apprentissage et d'identifier les cas où le chirurgien utilise de fait les variations des vibrations lorsqu'il doit contrôler finement sa force. Le moteur sonore sera également utilisé pour étudier l'importance de la multimodalité dans l'apprentissage d'un geste et d'initier une recherche sur la possibilité de jouer avec l'ordre de présentation des modalités, présentée ensemble ou séparément au cours du protocole pédagogique, afin d'optimiser la vitesse d'acquisition du geste. Cette option est rendu possible grâce à l'interface elle-même qui, contrairement à la réalité, permet d'éteindre ou d'allumer à volonté les stimuli sensoriels présentés au chirurgien. On peut également envisager d'amplifier au cours des exercices certaines fréquences afin d'attirer l'attention de l'étudiant sur des variations pertinentes et lui permettre d'identifier les stimuli importants lors des changements de régime de la fraise. Ainsi, la question de la variation du spectre sonore dans les phases transitoires de l'opération a été analysé et est présenté au paragraphe 4.2.

Chapitre 3

Acquisition et Analyse des signaux

3.1 Acquisition des données

3.1.1 Dispositif expérimental

La conception de la plateforme s'appuie sur des données enregistrées pendant plusieurs opérations pratiquées par des chirurgiens experts. La synthèse vibratoire présentée dans ce rapport utilise ainsi les enregistrements pris lors de trois ostéotomies d'Epker réalisées sur des cadavres par trois chirurgiens des CHU de Nantes, Amiens et Rouen.

Le son a été enregistré à l'aide d'un micro directionnel orienté vers la mâchoire opérée, tandis qu'un micro omnidirectionnel captait le son d'ambiance. L'acquisition s'est faite via une carte son et le logiciel audacity à une fréquence de 192 kHz. Deux accéléromètres à trois degrés de liberté ont été fixés sur la fraiseuse et les outils pour enregistrer les vibrations à 3 kHz grâce à une carte d'acquisition reliée au logiciel Matlab. La même carte d'acquisition a servi à l'enregistrement à 3 kHz des forces et moments exercés par les chirurgiens sur les outils. Un dispositif ART a permis le suivi de la position de l'outil dans l'espace en fournissant une mesure à une fréquence de 60 Hz. Enfin, la scène a été filmée par deux caméras et un électromyogramme (EMG) a mesuré les efforts au niveau des muscles du chirurgien. Ces données EMG, trop difficiles à exploiter, ont toutefois été ignorées.

Une première phase de traitement de ces données a permis de ramener les différentes mesures dans le repère de l'outil ou de la table d'opération et de soustraire le poids de l'outil aux mesures d'accéléromètres et de forces.

Bien que la synthèse du son ne soit pas l'objet de ce rapport, il est étudié en même temps que les vibrations à la recherche d'indices annonciateurs d'évènements tels que le passage cortical/spongieux. Une signature présente mais peu audible pourraient ensuite être transposée dans le domaine tactile pour aider le chirurgien à le repérer et faciliter son apprentissage.

3.1.2 Synchronisation

La variété de moyens d'acquisition a empêché une synchronisation de tous les enregistrements pendant l'opération. On dispose ainsi des vibrations, efforts et positions d'une part et du son d'autre part, les deux pouvant être décalé de quelques secondes. Un premier travail a ainsi consisté à synchroniser le son et les vibrations. Le son enregistré par le micro directionnel a plusieurs sources. L'écoute de l'enregistrement permet en effet de distinguer le son de fraisage, mais aussi celui généré par l'aspiration des produits du fraisage, les paroles du chirurgien et d'autres bruits environnants. Dans les phases de fraisage seul, le signal sonore est cependant

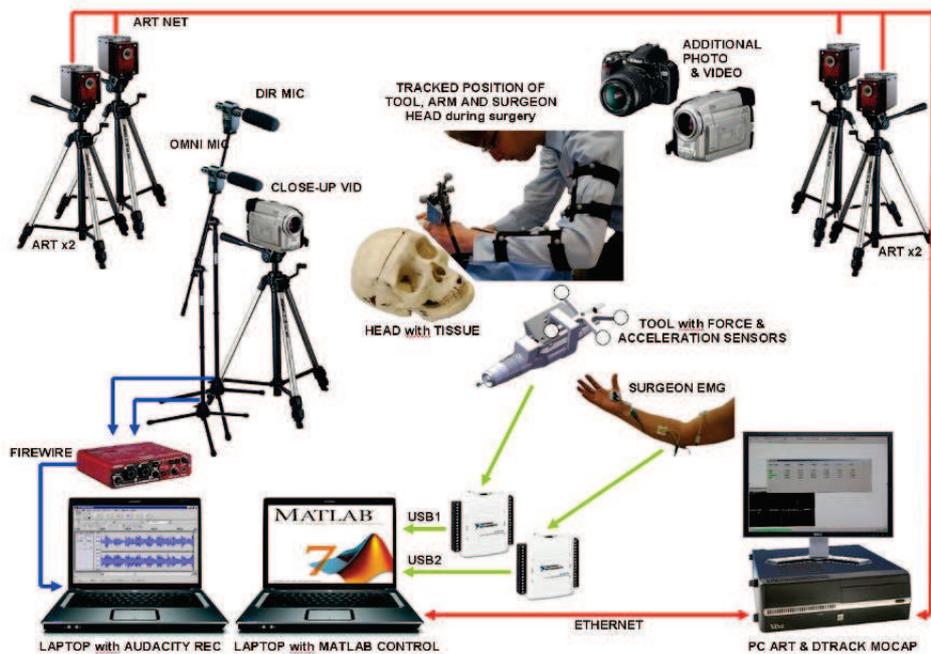


FIGURE 3.1 – Dispositif d'acquisition

très proche de celui des accéléromètres comme on le voit sur la figure 3.2. Le contenu fréquentiel des différentes directions d'accéléromètres étant très semblables, on en choisit un indifféremment parmi les six. La synchronisation a donc consisté à sous-échantillonner les signaux audio à la même fréquence que les signaux d'accéléromètres (3000 Hz) puis à repérer les passages de fraisage seul. On cherche ensuite sur cette plage le décalage temporel permettant un maximum de corrélation entre signaux sonore et vibratoire. Le décalage temporel obtenu est enfin appliqué sur le signal sonore à 48 kHz. Le son ainsi décalé est alors synchronisé avec les vibrations mais aussi les efforts et déplacements enregistrés.

$$C(u) = \sum_n Son(n+u).Vib(n) \quad (3.1)$$

$$Son_{synchro}(n) = Son(n+n_0), C(n_0) = max(C)$$

3.2 Étude du signal et choix du type de synthèse

Puisque les signaux enregistrés par les accéléromètres ont des caractéristiques très proches du son, les mêmes méthodes d'analyse synthèse peuvent être employées. On ne trouve d'ailleurs pas dans la littérature de synthèse spécifique aux vibrations. Deux modèles différents ont été proposés pour la synthèse du son généré par le fraisage de l'os. La première, développée par Pablo F. Hoffmann [24] pour la plateforme SKILLS repose sur l'addition-recouvrement de sinusoïdes fenêtrées de longueur fixe. Les fréquences des sinusoïdes sont extraites du son d'origine par un algorithme Matching-Pursuit et associées à une valeur d'effort exercé par le chirurgien sur la fraise. La méthode utilisée par [3] repose sur une synthèse additive de quelques partiels dont l'amplitude est modulée par l'effort du chirurgien. La hauteur du son est augmentée légèrement lorsque la fraise approche de la partie spongieuse de l'os.

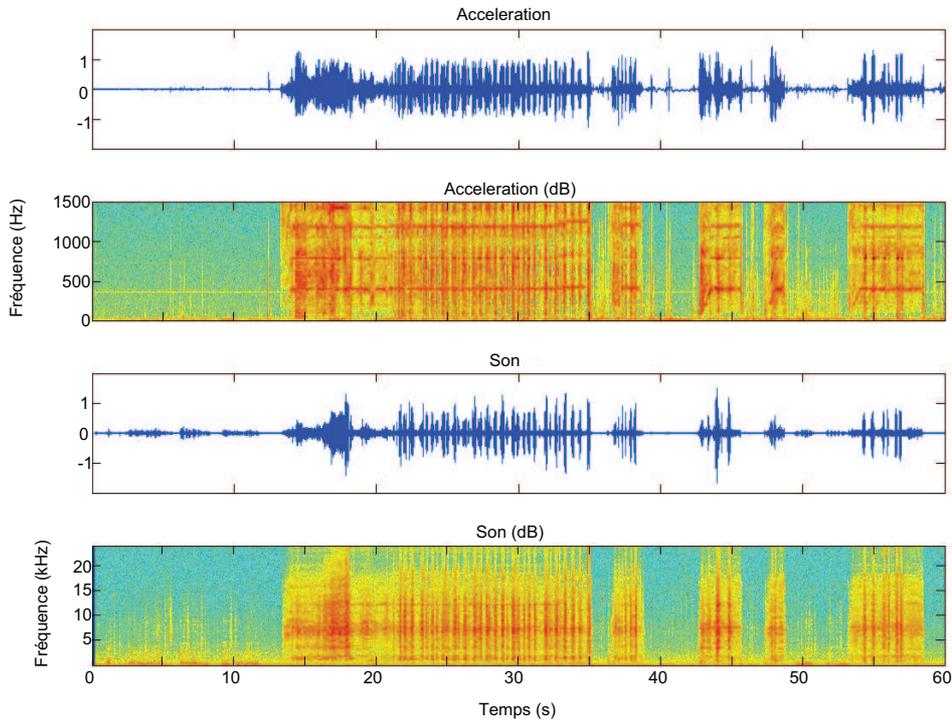


FIGURE 3.2 – Allure temporelle et spectrale des signaux sonore et vibratoire

Son et vibrations sont générés par une fraiseuse tournant à une vitesse de l'ordre de 24000 tours/min. On voit ainsi apparaître sur le spectrogramme une fréquence fondamentale autour de $f = \frac{24000}{60} = 400\text{Hz}$ et ses harmoniques. Ce signal est également très bruité dans les phases de contact de la fraise avec l'os. Le spectrogramme, agrandi en figure 3.3, fait également apparaître une diminution de la fréquence fondamentale lorsque l'effort appliqué est grand. Enfin, l'allumage et l'extinction de la fraiseuse se traduisent pas une augmentation et une diminution progressive de la fréquence des partiels.

La présence marquée de partiels et le caractère entretenu du signal le rendent bien adapté à une synthèse additive. Cette synthèse repose sur la modélisation d'un son par un nombre fini K de sinusoides de fréquences f_k et d'amplitudes A_k variables, générées chacune par un oscillateur. Une enveloppe temporelle peut en plus moduler la forme globale du signal dans le temps. Ce modèle peut être amélioré par l'addition d'un bruit résiduel b [25] ou de formes d'ondes élémentaires [26]. Le signal synthétisé a finalement la forme (3.2) avec $\omega_k = 2\pi \frac{f_k}{F_e}$ la pulsation réduite du partiel k .

$$x(n) = \sum_{k=1}^K A_k(n) \sin(\omega_k n) + b(n) \quad (3.2)$$

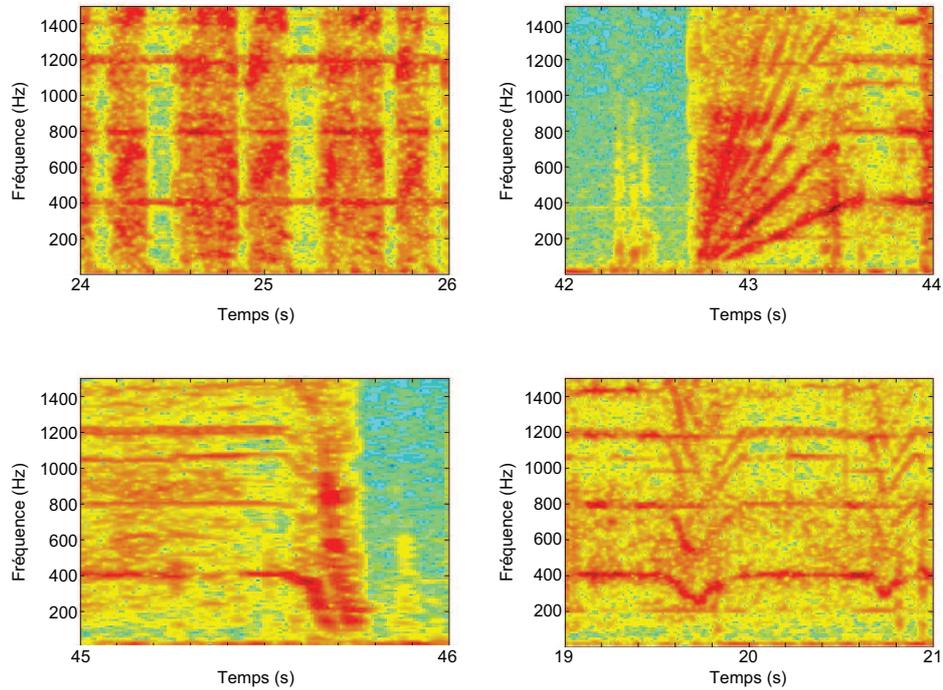


FIGURE 3.3 – Détails du spectrogramme des signaux d’accéléromètre. En haut à gauche : Bruit généré par le contact avec l’os, En haut à droite, Allumage de la fraise, En bas à gauche : Extinction de la fraise, En bas à droite : Chute de la fréquence fondamentale due à un pic d’effort.

3.3 Analyse

Plusieurs méthodes [27], [25] et [26] sont ainsi proposées pour l’analyse de signaux en vue de leur synthèse additive. Ces méthodes, sensiblement identiques, sont basées sur l’analyse par Transformée de Fourier à Court Terme (TFCT) du signal.

3.3.1 Transformée de Fourier à court terme

La TFCT d’un signal permet d’observer les variations de son spectre au cours du temps. Elle est obtenue à un instant n donné en calculant la Transformée de Fourier Discrète (TFD) d’une portion de signal de longueur L centrée sur le temps n et multipliée par une fenêtre de même longueur. Le choix de cette fenêtre et de la longueur L détermine la résolution fréquentielle de la TFCT. La largeur du lobe principal de la transformée de fourrier de la fenêtre détermine l’écart minimal qui doit exister entre deux fréquences pour que celles ci soient distinguées. Ainsi, pour une fenêtre de hamming de longueur L , deux fréquences ne pourront être distinguées que si elles sont distinctes de $\Delta f > 4 \frac{F_c}{L}$. Le zero-padding (ajout de zeros symétriquement de part et d’autre du signal) permet d’améliorer la résolution de la TFD par interpolation mais n’améliore pas sa précision. Une meilleure précision fréquentielle ne peut donc être obtenue qu’en augmentant la longueur L de la fenêtre. Cette augmentation dégrade cependant la résolution temporelle de la

TFCT en fournissant un spectre calculé une durée $\Delta t = \frac{L}{F_e}$. Les fenêtres temporelles d'analyses peuvent se recouvrir partiellement d'un facteur $0 < \tau < 1$. La TFCT est alors échantillonnée temporellement à une fréquence $F_t = \frac{F_e}{L(1-\tau)}$. Le choix de la longueur L d'analyse résulte donc d'un compromis entre résolution temporelle et fréquentielle.

La résolution choisie doit permettre de distinguer les différents partiels et leurs variations de fréquence dans le temps. On choisit ainsi une longueur $L = 256$ échantillons pour l'analyse des signaux d'accéléromètre. Le son étant échantillonné à 48 kHz, on garde le même rapport longueur de fenêtre/fréquence d'échantillonnage en prenant $L = 256 \frac{48}{3} = 4096$. On obtient ainsi les spectrogrammes tracés dans ce rapport à partir desquels est réalisée l'analyse.

3.3.2 Détection de la fréquence fondamentale

Dans le processus d'analyse synthèse décrit par [25] et [26], l'étape suivant la TFCT est la détection des pics spectraux dans chaque trame temporelle de la TFCT qui sont ensuite appareillés pour former des trajets de partiels. Chaque partial, dont la fréquence peut évoluer et qui peut apparaître ou s'éteindre au cours du temps, est ensuite synthétisé par un oscillateur. Le signal que l'on veut analyser ici est cependant très bruité. La plupart des pics spectraux sont très localisés dans le temps et correspondent à ce qui sera modélisé comme du bruit. De plus, les partiels qui nous intéressent sont des harmoniques de la fréquence fondamentale. Les autres partiels, d'amplitude plus faible n'apparaissent pas toujours dans les enregistrements et sont le plus souvent masqués par le bruit. Enfin, le son étant entretenu, les harmoniques apparaissent et s'éteignent en même temps que la fréquence fondamentale. Dans ce cas, on préfère donc suivre les variations de la fréquence fondamentale, les autres partiels intéressants se trouvant à des fréquences multiples.

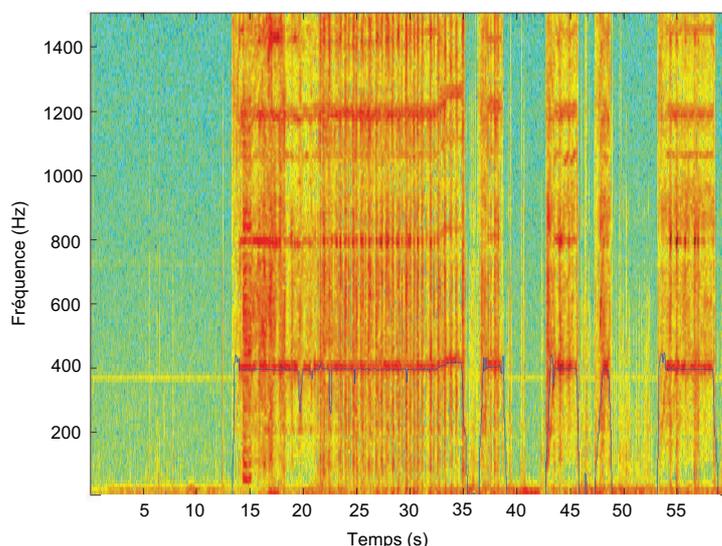


FIGURE 3.4 – Résultat de la détection de la fréquence fondamentale (bleu) par produit spectral

Plusieurs techniques, temporelles ou spectrales, existent pour détecter la fréquence fondamentale d'un signal [28]. On a choisi ici la méthode du produit spectral pour sa simplicité et sa fiabilité. Il consiste à multiplier les spectres obtenus par compression d'un facteur h du spectre d'origine (3.3). Pour un signal échantillonné à la fréquence F_e , on évite le repliement de spectre

dût à la compression en ne considérant pas dans le produit spectral les fréquences supérieures à $f = \frac{2F_e}{2H}$. La précision dF de la fréquence fondamentale ainsi détectée est liée au nombre de point N_{fft} de la TFD par $dF = \frac{F_e}{N_{fft}}$. Chaque harmonique vient ainsi renforcer le pic correspondant à la fréquence fondamentale qui se détache ainsi nettement du reste du spectre comme on le voit sur la figure 3.5. Les multiples et fractions de la fréquence fondamentale sont également renforcée mais dans une moindre mesure. Il arrive cependant que la fréquence fondamentale trouvée soit en réalité l'un de ces multiples. On les évite ici en cherchant le maximum de produit spectral dans une plage de $\pm 50\text{Hz}$ autour de la fréquence fondamentale trouvée dans la trame temporelle précédente. On obtient ainsi le résultat de la figure 3.4.

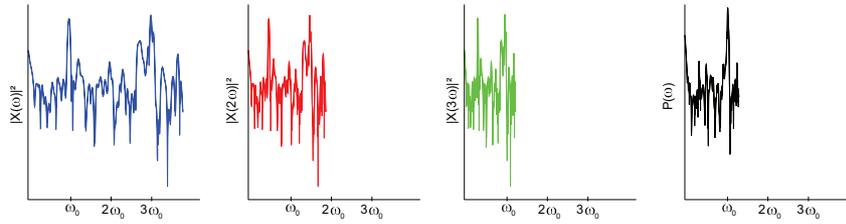


FIGURE 3.5 – Spectres obtenus par compression de l'original (bleu) par un facteur $h = 2$ (rouge) et $h = 3$ (vert) et produit spectral résultant (noir)

$$P(\omega) = \prod_{h=1}^H |X(h\omega)|^2 \quad (3.3)$$

$$P(\omega_0) = \max_{\omega} P(\omega) \quad (3.4)$$

3.3.3 Séparation des parties harmonique et bruit

Après avoir déterminé la fréquence fondamentale, on relève dans la TFCT les amplitudes complexes de la fondamentale $A_i(n) = X(n, f_i(n))$ et de ses harmonique $f_i(n) = (i + 1)f_0(n)$ dans chaque trame temporelle. Le signal harmonique est ensuite obtenu par TFCT inverse (figure 3.6). Le résidu est enfin obtenu en soustrayant dans le domaine temporel le signal harmonique au signal d'origine.

A la fin du processus d'analyse, schématisé en 3.8, les composantes harmoniques et bruit du signal ont été séparées et vont pouvoir être contrôlés et synthétisés différemment.

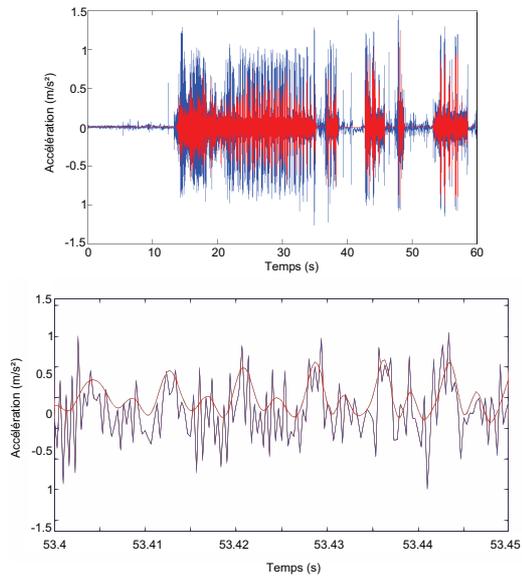


FIGURE 3.6 – Signal original (bleu) et sa partie harmonique (rouge)

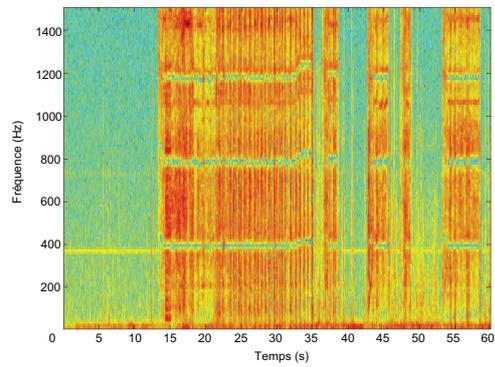


FIGURE 3.7 – Signal obtenu après soustraction de la partie harmonique

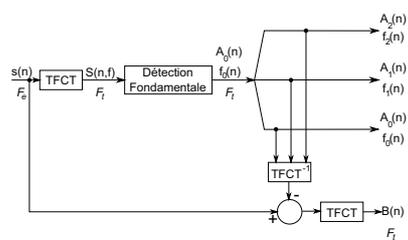


FIGURE 3.8 – Diagramme du processus d'extraction des paramètres de synthèse

Chapitre 4

Contrôle et synthèse

Les paramètres permettant une synthèse additive des vibrations générées lors du fraisage ont été extraits. Il s'agit désormais de les relier à des grandeurs physiques permettant de les contrôler puis d'implémenter un algorithme de synthèse des vibrations.

4.1 Contrôle

Plusieurs paramètres peuvent avoir une influence sur les vibrations générées par le fraisage. Il s'agit principalement de la position et de l'orientation de l'outil par rapport à l'os et des forces et moments exercés par le chirurgien. Lors de l'utilisation de la plateforme, ces paramètres nous sont fournis par le bras à retour d'effort via l'ordinateur de contrôle. La principale difficulté de la synthèse additive, et de la synthèse par modèle de signaux en général, est que ses paramètres ne sont pas directement reliés aux grandeurs physiques de contrôle. On peut néanmoins s'inspirer de considérations physiques pour établir ce lien.

4.1.1 Boucle d'asservissement fréquence

Le signal à synthétiser est harmonique. Il suffit donc d'établir un modèle pour la variation de la fréquence fondamentale pour déterminer les fréquences instantanées de tous les partiels. Cette fondamentale correspond à la vitesse de rotation de la fraise dont on peut modéliser les variations à partir des lois de la dynamique et du contrôle des systèmes.

La fraiseuse peut être modélisée comme un axe en rotation ayant une certaine inertie et sur lequel s'exercent un couple moteur et un couple résistant. Son mouvement de rotation est ainsi décrit par l'équation fondamentale de la dynamique (4.1) où J est l'inertie de l'axe en rotation, ω_0 sa vitesse angulaire et C_m et C_r les couples moteurs et résistants.

$$C_m - C_r = J \frac{d\omega_0}{dt} \quad (4.1)$$

Lors du fraisage, le chirurgien a la possibilité de choisir la vitesse de rotation de la fraise. Cette vitesse est asservie par une boucle de rétroaction permettant de la maintenir la plus proche possible de sa valeur de consigne malgré les efforts engendrés par le fraisage. Un modèle simple d'asservissement consiste à imposer un couple moteur proportionnel à la différence ω_e entre la vitesse de rotation de consigne ω_c et la vitesse réelle (4.2).

$$C_m = K(\omega_c - \omega_0) = K\omega_e \quad (4.2)$$

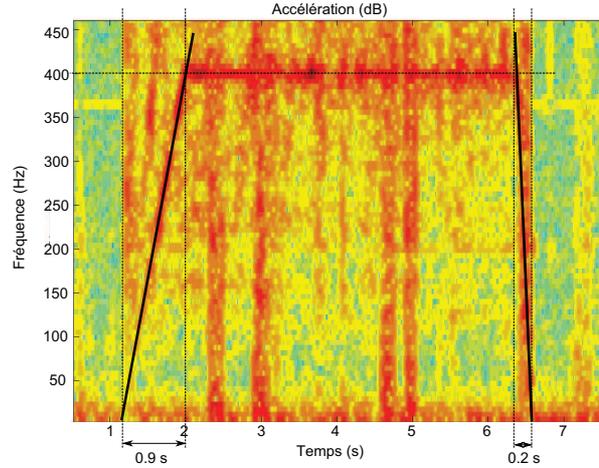


FIGURE 4.1 – Temps d'allumage et d'extinction de la fraise

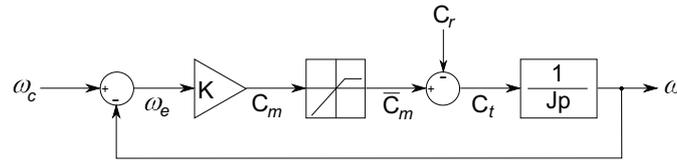


FIGURE 4.2 – Asservissement de la vitesse de rotation de la fraise

Le couple que peut fournir le moteur n'est cependant pas illimité et un phénomène de saturation apparaît lorsque le couple moteur demandé est trop élevé. Le couple moteur réel \bar{C}_m est ainsi obtenu par la relation (4.3).

$$\bar{C}_m = \begin{cases} C_{max} & \text{si } C_m > C_{max} \\ C_m & \text{si } C_m \leq C_{max} \end{cases} \quad (4.3)$$

La figure 4.2 schématise cet asservissement en utilisant le formalisme de Laplace. Ce mécanisme peut expliquer le son plus aigu décrit par les chirurgiens au moment du passage os cortical/ os spongieux. En effet, l'os spongieux étant beaucoup moins dense que l'os cortical, l'entrée dans cette zone de la mâchoire se traduit par une chute du couple résistant généré par le fraisage, ce qui entraîne, grâce à l'asservissement, une hausse de la fréquence de rotation de la fraise.

Cette boucle doit ensuite être discrétisée pour pouvoir être implémentée. La dérivée est approximée au premier ordre par l'expression (4.4) où F_b est la fréquence de calcul de la boucle.

$$\frac{d\omega_0}{dt} = (\omega_0(n+1) - \omega_0(n))F_b \quad (4.4)$$

Finalement, la vitesse de rotation ω_0 est calculé par incrémentation par la boucle 4.5.

$$\begin{aligned} \omega_e &= \omega_c - \omega_0(n) \\ \bar{C}_m &= \min(C_{max}, K\omega_e) \\ \omega_0(n+1) &= \omega_0(n) + \frac{\bar{C}_m - C_t}{JF_b} \end{aligned} \quad (4.5)$$

Les paramètres K , J et C_{max} doivent ensuite être identifiés à partir des enregistrements. Au démarrage de la fraise, la différence ω_e entre la valeur consigne ω_c et la vitesse de rotation ω_0 de la fraise est suffisamment grande pour que le couple moteur ait atteint son seuil, ce qui se voit à l'accélération constante de la fraise. Il n'y a par ailleurs pas encore contact avec l'os d'où un couple résistant C_r nul. ω suit donc l'équation 4.6. $\frac{C_{max}}{J}$ correspond donc à la pente suivie par ω à l'allumage.

$$\frac{d\omega_0}{dt} = \frac{C_{max}}{J} \quad (4.6)$$

A l'inverse, à l'extinction de la fraise on a $\omega_c = 0$, le couple moteur n'est plus saturé et en l'absence de contact avec l'os on a à nouveau $C_r = 0$. La fréquence de rotation ω suit donc l'équation 4.7 de constante de temps $\tau = \frac{K}{J}$.

$$J \frac{d\omega_0}{dt} = K\omega_0 \quad (4.7)$$

Par identification, on obtient donc deux relations définissant C_{max} et K par rapport à J . On pourra donc faire varier la sensibilité de ω_0 par rapport au couple résistant sans faire varier les temps caractéristiques en jouant sur l'inertie J de l'axe. En pratique, le couple résistant C_r n'est pas calculé lors de la simulation. Il est cependant très corrélé à l'effort exercé sur la fraise. On remplace ainsi C_r par la norme de l'effort multiplié par une constante K_2 que l'on pourra prendre de l'ordre de grandeur du rayon de la fraise, soit $K_2 = 2mm$. On peut ensuite tester cette boucle en faisant varier la valeur de consigne ω_c et en lui appliquant des efforts tirés des mesures réelles. L'allure ainsi obtenue est alors proche de la valeur de fréquence fondamentale réelle obtenue avec les mêmes efforts en figure 3.4.

$$\begin{aligned} \frac{C_{max}}{J} &= \frac{400}{0.9} \simeq 450s^{-2} \\ \frac{K}{J} &= 0.2s \end{aligned} \quad (4.8)$$

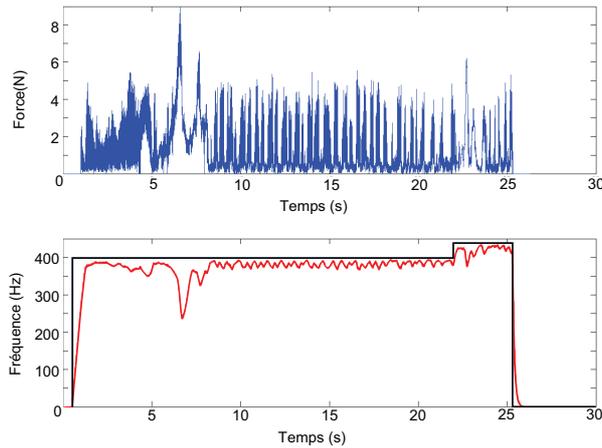


FIGURE 4.3 – Variations de la fréquence fondamentale $f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}$ calculée par la boucle (rouge) autour de la fréquence de consigne (noir) $f_c = \frac{\omega_c}{2\pi}$ avec $J = 4.10^{-2}kg.m^2$ en fonction de l'effort exercé (bleu).

On dispose donc d'une boucle simple et facilement contrôlable permettant de restituer des variations réalistes de la fréquence fondamentale.

4.1.2 Modélisation du bruit

Dans le signal que l'on veut synthétiser, la partie stochastique est une partie importante véhiculant notamment l'information de contact entre la fraise et l'os.

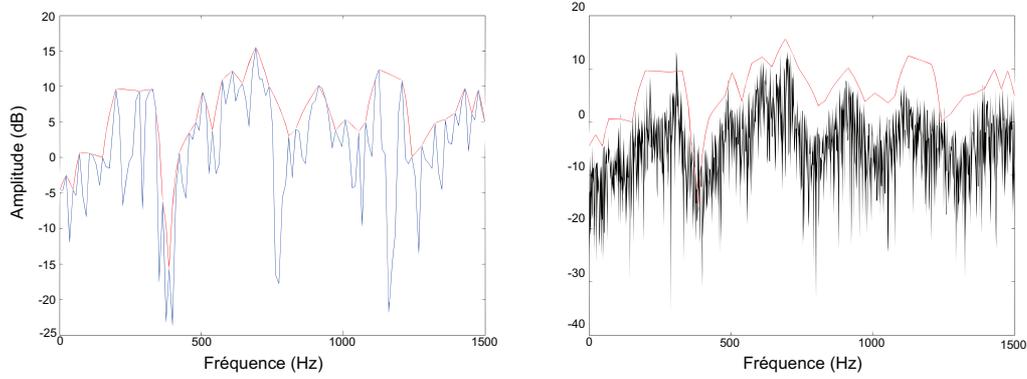


FIGURE 4.4 – Spectre du bruit (bleu), approximation par segments de droite (rouge) et spectre obtenu par un processus Autoregressif d'ordre 24 (noir)

Le bruit synthétisé doit présenter une répartition de l'énergie dans son spectre proche du bruit d'origine. L'amplitude précise et la phase ne sont en revanche pas utile. On ne garde donc dans la TFCT que la composante d'amplitude du bruit, que l'on approxime par des segments de droite passant par les maximum pour obtenir $B(\omega)$. Lors de la synthèse, ce bruit est généré par un processus autorégressif. Le bruit à chaque instant est ainsi défini par l'équation récurrente (4.9) où $W(n)$ est un bruit blanc gaussien de variance σ^2 . Les coefficients a_j du filtre sont calculés par les équations de Yule-Walker (4.10) où R_{bb} désigne l'autocovariance du signal définie comme la transformée de fourrier inverse de la densité spectrale de puissance $S_b(\omega) = |B(\omega)|^2$. L'ordre p de ce processus est déterminé empiriquement pour permettre un compromis précision/temps de calcul acceptable. On choisit ici $p = 24$.

$$b(n) = - \sum_{j=1}^p a_j b(n-j) + W(n) \quad (4.9)$$

$$\begin{bmatrix} R_{bb}(0) & R_{bb}(1) & \dots & R_{bb}(p-1) \\ R_{bb}^*(-1) & \ddots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & R_{bb}(1) \\ R_{bb}^*(p-1) & \dots & R_{bb}^*(1) & R_{bb}(0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ a_1 \\ \vdots \\ a_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma^2 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

Le contenu spectral varie très peu avec l'effort exercé par le chirurgien mais est affecté principalement par le contact ou non avec l'os. On sélectionne donc deux spectres représentatifs des états fraise en contact avec l'os et fraise sans contact pour lesquels on calcule les coefficients a_i et σ . Selon les cas, le bruit sera filtré au cours de la simulation avec un l'un ou l'autre de ces jeux de coefficients.

4.1.3 Dépendance Force/Amplitude/Bruit/Fréquence

A partir des amplitudes des harmoniques relevées dans le chapitre 2 on peut, sur des périodes où leurs fréquences varient peu, tracer l'évolution de l'amplitude d'une harmonique en fonction de la force exercée. Comme pour la boucle d'asservissement, on considère ici la norme de l'effort sans distinction de sa direction. La courbe ainsi tracée est ensuite moyennée localement. Chaque harmonique est ainsi analysée pour différentes performances réalisées par différents chirurgiens. Une courbe représentative est enfin sélectionnée pour chaque harmonique.

La puissance mécanique délivrée à l'instant n par la fraise vaut $P_m(n) = C(n)\omega_0(n)$ avec $C(n)$ le couple fourni et ω_0 la vitesse de rotation. Si une portion de cette puissance est dissipée sous forme de vibrations, alors la puissance du signal $P_s(n) = |X(n, f)|^2$ est proportionnelle à la puissance de la fraise. En reprenant l'approximation faite pour la boucle d'asservissement d'un couple C proportionnel à l'effort F . On obtient finalement $|X(n, f)| \propto \sqrt{F\omega}$. On choisit donc une fonction racine à ajuster sur la courbe expérimentale.

On obtient ainsi une relation directe (4.11) entre effort exercé F et amplitude d'harmonique A_k .

$$\begin{aligned} A_0(n) &= 0.1\sqrt{F(n)} \\ A_1(n) &= 0.05\sqrt{F(n)} \\ A_2(n) &= 0.003\sqrt{F(n)} \end{aligned} \quad (4.11)$$

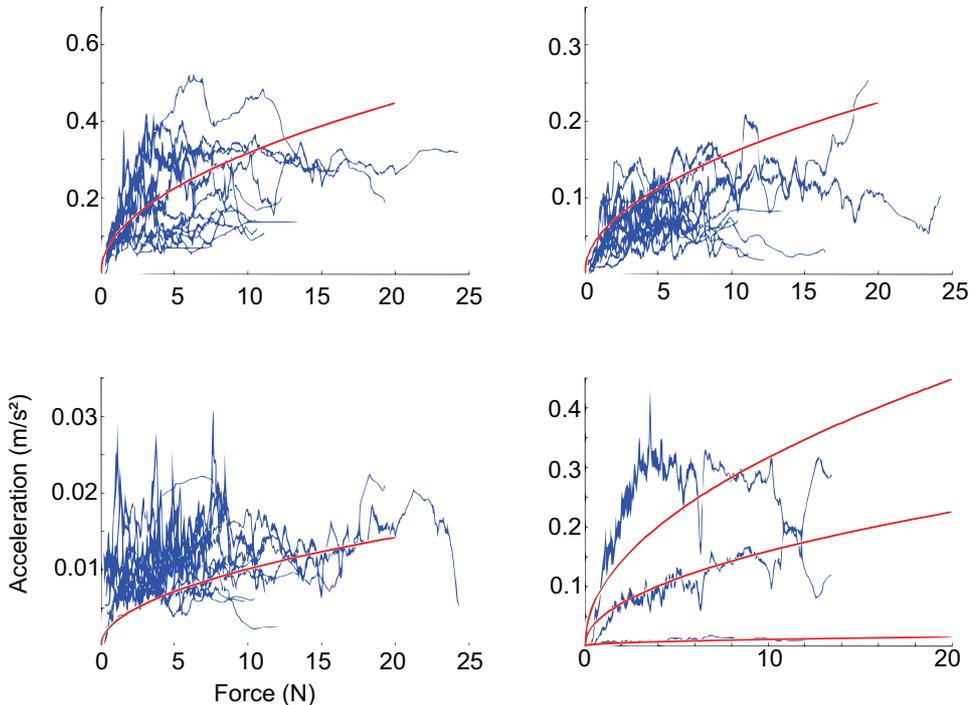


FIGURE 4.5 – Amplitudes relevées de la fréquence fondamentale et de ses deux premières harmoniques

Il n'est pas possible d'isoler des portions de signal à ω variable et force constante. L'ensemble

du signal synthétisé est donc multiplié par une enveloppe temporelle $E(n) \propto \sqrt{\omega}$. Comme la relation précédente entre A_k et F a été établie pour des fréquences autour de 400Hz, on choisit comme constante $\frac{1}{\sqrt{2\pi 400}}$

$$E(n) = \sqrt{\frac{\omega}{2\pi 400}} \quad (4.12)$$

4.2 Mécanique du fraisage

Si la modélisation physique de la mécanique interne de la fraiseuse semble trop complexe, l'étude de la mécanique du fraisage de l'os peut fournir plusieurs enseignements sur les paramètres influant sur les vibrations.

4.2.1 Présentation du modèle

Plusieurs modèles mécaniques de fraisage par une fraise à bout sphériques ont été établis pour des applications industrielles afin de prédire les efforts de coupe ou l'état de surface de la pièce usinée[29]. Ces modèles ont ensuite été adaptés dans le cas du fraisage chirurgical pour permettre un retour d'effort réaliste lors de l'utilisation de fraises boules [30], [31]. Ces modèles n'ont été utilisés que pour prédire la composante continue de l'effort, la seule pouvant être reproduite par les bras haptiques. On peut cependant les utiliser pour la prédiction des vibrations engendrées par le fraisage.

Une fraise est composée de plusieurs arrêtes coupantes en rotation autour d'un axe. L'enlèvement de matière génère le long de chaque arrête des efforts radiaux, normaux et tangentiels décrits en figure(4.6). Un modèle simplifié de fraisage considère que ces efforts sont chacun proportionnels à l'aire du copeau enlevé. Ce coefficient de proportionnalité, appelé pression spécifique de coupe, dépend de la géométrie de l'outil et du matériau fraisé. On parle alors de couple outil-matière. Les efforts de coupe sur une arrête j dans le repère sphérique s'expriment donc sous la forme de l'équation(4.13) où K_r , K_t et K_a sont les pressions spécifiques de coupe dans les directions radiales, tangentiels et axiales, t est l'épaisseur du copeau et R le rayon de la fraise. Les arrêtes étant régulièrement espacées, la position angulaire d'une arrête j au temps t vaut $\theta_j = -w_0 t + \frac{2j\pi}{N_d}$, $j = 1 \dots N_d$ avec N_d le nombre de dents et w_0 la vitesse angulaire de la fraise.

$$\begin{bmatrix} df_r \\ df_t \\ df_a \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_r \\ K_t \\ K_a \end{bmatrix} t(\eta, \theta_j) R d\eta \quad (4.13)$$

On trouve dans [30] des valeurs respectives de $230N.mm^{-2}$, $40N.mm^{-2}$ et $20N.mm^{-2}$ pour K_t , K_r et K_a . L'épaisseur t du copeau y est également définie par l'expression(4.14). $a_a = \frac{U_a}{N_d w}$ et $a_r = \frac{U_r}{N_d w}$ représentent l'avance axiale et radiale par dent avec U_h et U_v la vitesse d'avance de l'outil en $m.s^{-1}$. A chaque révolution de fraise, chaque dent enlève donc a_h mm de matière (ou a_r selon la direction d'avance).

$$t(\eta, \theta_j) = \cos(\eta)a_a + \cos(\theta_j) \sin(\eta)a_r \quad (4.14)$$

Un changement de repère Γ permet de passer du repère sphérique $\langle \vec{e}_r, \vec{e}_\theta, \vec{e}_\eta \rangle$ au repère de l'outil $\langle \vec{x}, \vec{y}, \vec{z} \rangle$. Si l'enlèvement de matière se fait sur un domaine $\eta \in H$, $\theta \in \Theta$, alors l'effort exprimé dans le repère de l'outil pour une fraise comportant une arrête coupante s'exprime :

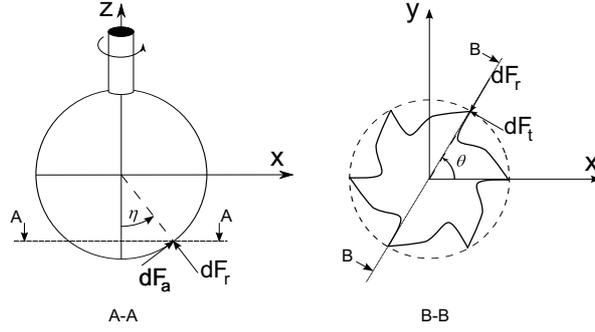


FIGURE 4.6 – Définition des efforts et repères de l'outil, d'après [30]

$$\begin{bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{bmatrix} = \begin{cases} \int_H \Gamma(\eta, \theta_j) \begin{bmatrix} K_t \\ K_r \\ K_a \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} t(\eta, \theta_j) R d\eta & , \theta_j \in \Theta \\ & , \theta_j \notin \Theta \end{cases} \quad (4.15)$$

Le contenu harmonique est ensuite obtenu dans chaque direction par une transformée de Fourier.

$$F_x(k) = \frac{1}{T} \int_0^T f_x(\theta) e^{-\frac{2i\pi k\theta}{T}} d\theta = \frac{1}{2\pi} \int_{\Theta} f_x(\theta) e^{-ik\theta} d\theta \quad (4.16)$$

Chaque arrête génère le même profil d'effort décalé de $\frac{2\pi}{N_d}$ radians. Ce déphasage se traduit dans le domaine de Fourier par une modulation du spectre. On obtient ainsi la formule suivante dans le cas d'une fraise possédant N_d arrêtes coupantes régulièrement réparties.

$$\hat{F}_x(k) = \sum_{j=1}^{N_d} F_x(k) e^{\frac{i2\pi k j}{N_d}} = \begin{cases} N_d F_x(k) & \text{si } k = pN_d, p \in \mathbb{Z} \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (4.17)$$

Seules les harmoniques de rangs multiples du nombre d'arrêtes sont donc présentes. Les fraises utilisées en chirurgie ont au moins 6 arrêtes. Pour une fréquence de rotation de 400 tours/s, soit $f_0 = 400\text{Hz}$, la première harmonique due au fraisage apparaît donc à 2400Hz, ce qui est trop aigu pour être perçu tactilement mais peut être entendu. Toutefois, l'os n'est ni homogène ni isotrope et les valeurs de pressions spécifiques de coupe varient au cours d'une révolution de fraise selon son orientation par rapport aux fibres de l'os. On comprend néanmoins que la plupart des harmoniques de f_0 présentes dans le son et les vibrations ne sont pas liées au fraisage lui-même mais plutôt à la mécanique interne de la fraiseuse. En particulier, aucune des harmoniques générées par le fraisage n'est perçue tactilement.

Pour des applications haptiques, le volume de copeau généré est calculé à partir de l'intersection entre l'outil virtuel et le volume de matière discrétisé sous forme de voxels. Les simulations existantes se concentrent sur la restitution de la composante continue de l'effort et sont réalisées à une fréquence de 1 kHz. Cette fréquence de calcul est trop faible pour permettre de restituer des composantes autres que continues et la contrainte du temps réel limite la fréquence possible de ce calcul. On peut toutefois utiliser ce modèle en dehors de la simulation pour calculer le contenu harmonique de cas simples.

4.2.2 Fraisage radial

On se place ici dans le cas 2D d'un fraisage radial tel qu'il est schématisé sur la figure 4.7 avec une fraise cylindrique d'épaisseur $h = 1mm$.

A partir de l'équation (4.13), on obtient dans ce cas l'expression (4.18). Θ désigne le domaine d'enlèvement de matière, représenté par un trait rouge sur les schémas de la figure 4.7.

$$\begin{bmatrix} f_t \\ f_r \end{bmatrix} = \begin{cases} a_r \begin{bmatrix} K_t \\ K_r \end{bmatrix} \cos(\theta_j) & , \theta_j \in \Theta \\ \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} & , \theta_j \notin \Theta \end{cases} \quad (4.18)$$

Un changement de repère nous ramène ensuite dans le repère de l'outil.

$$\begin{bmatrix} f_x \\ f_y \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} \sin(\theta_j) & \cos(\theta_j) \\ -\cos(\theta_j) & \sin(\theta_j) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_r \\ f_t \end{bmatrix} \quad (4.19)$$

L'implémentation de ce modèle d'enlèvement de matière sous matlab permet de visualiser l'évolution temporelle des efforts selon les axes x et y en fonction de la pénétration de la fraise dans la matière. La résolution de l'équation 4.16 sous mathematica permet d'accéder au contenu harmonique sous forme analytique. On remarque ainsi qu'alors qu'elles sont présentes à l'entrée dans la matière, les harmoniques du fraisage disparaissent lorsque la fraise est entièrement immergée puis réapparaissent brutalement à la sortie. Les variations brusques de l'enveloppe temporelle proviennent de l'évolution du nombre de dents en prise selon l'avancement de la fraise dans l'os. A l'entrée de la fraise dans l'os, il y a à chaque instant au maximum une arrête en cours d'enlèvement de matière. A partir de $[-\frac{\pi}{6}; \frac{\pi}{6}] \subset \Theta$, soit $x > R(1 - \cos \frac{\pi}{6}) \simeq 0.27mm$, une ou deux arrêtes sont incluses dans Θ à chaque instant.

Le fraisage de l'os par le chirurgien est cependant principalement perpendiculaire à la surface avec une avance axiale. Le cas d'un contact radial entre la fraise et la matière existe toutefois lors du contact avec les outils en métal proche de la fraise utilisés pour maintenir la bouche du patient ouverte. On pourrait donc dans la synthèse amplifier le son dans les bandes de fréquences situées autour de $f = pN_d f_0$ lorsque la fraise touche l'un de ces objets.

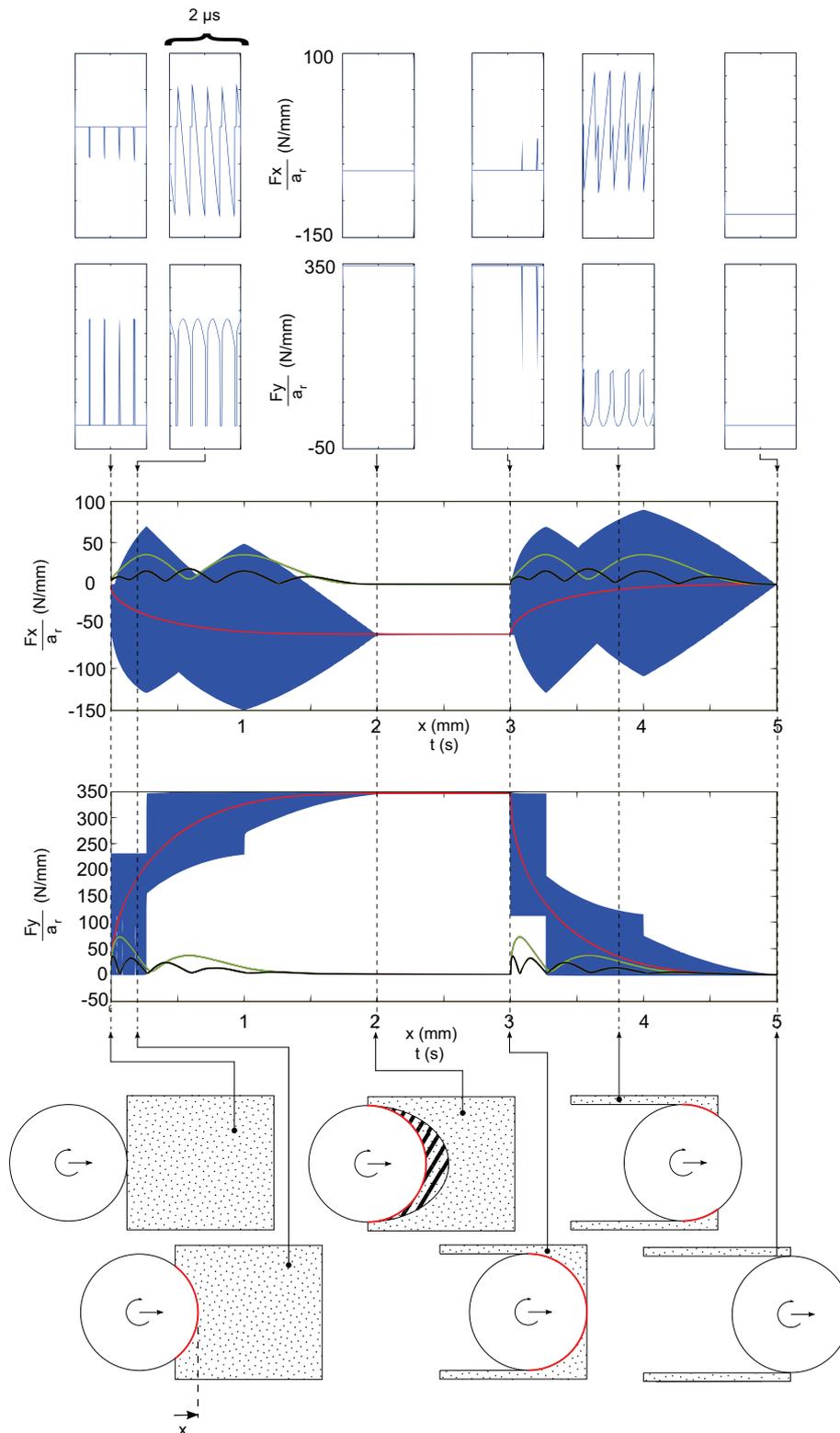


FIGURE 4.7 – Évolution de l'effort de fraisage (bleu), de sa composante continue (rouge) et de l'amplitude des harmoniques correspondantes à $6f_0$ (vert) et $12f_0$ (noir) avec $f_0 = 400\text{Hz}$. la fréquence de rotation de la fraise, une avance radiale $U_r = 1\text{mm/s}$, une fraise à 6 arrêtes de rayon $R = 2\text{mm}$ et un os cortical d'épaisseur $e = 3\text{mm}$

4.2.3 Fraisage axial

Lorsque l'avance est purement axiale ($a_r = 0, a_a \neq 0$), si le contact fraise/os se fait sur toute sa périphérie ($\Theta = 2\pi$), alors les forces générées dans les trois directions sont constante pendant une révolution de fraise. Il n'y a donc, selon ce modèle, pas d'harmonique présente. Les harmoniques n'apparaissent donc que si la fraise n'est pas perpendiculaire à l'os, comme illustré en figure (4.8). On se place donc désormais dans le cas 3D d'un fraisage axial de l'os simplifié avec Θ constant $= [-\frac{\pi}{2}; \frac{\pi}{2}]$. Dans les directions x et y, l'amplitude des harmoniques est proportionnelle à la composante continue de l'effort. Leur amplitude chute donc brutalement à la sortie de l'os. L'effort axial z ne possède en revanche aucune harmonique. Les principales composantes harmoniques se situent ainsi dans la direction x.

$$\begin{bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{bmatrix} = R a_a \int_{\eta_1}^{\eta_2} \Gamma(\eta, \theta) \begin{bmatrix} f_t \\ f_r \\ f_a \end{bmatrix} \cos(\eta) d\eta, \quad \theta \in \left[-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}\right] \quad (4.20)$$

$$\Gamma(\eta, \theta) \begin{bmatrix} \sin(\theta) & -\sin(\eta) \cos(\theta) & \cos(\eta) \cos(\theta) \\ \cos(\theta) & \sin(\eta) \sin(\theta) & -\cos(\eta) \sin(\theta) \\ 0 & \cos(\eta) & \sin(\eta) \end{bmatrix} \quad (4.21)$$

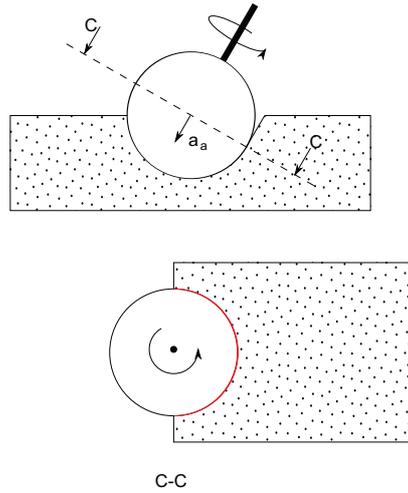


FIGURE 4.8 – Modification de Θ avec l'inclinaison de la fraise

On peut donc traduire dans la synthèse le passage cortical/spongieux par une chute de l'amplitude des harmoniques multiples du nombre de dents de la fraise. Comme on a pu le voir, les fréquences en jeu ne sont pertinentes pour l'interaction tactile que pour des vitesses de rotation faible de la fraise (autour de 200 Hz). Ces fréquences sont parfois utilisées par les chirurgiens et il conviendrait donc d'intégrer ces variations dans le modèle. Toutefois, les algorithmes de collisions du logiciel de simulation 3D permettant d'identifier la sortie de la fraise de l'os cortical n'étaient pas disponibles au moment du stage, ne permettant pas d'intégrer correctement cette fonctionnalité. L'étude est cependant intéressante pour les versions futures de l'algorithme et pour le développement du moteur audio; ce phénomène transitoire étant comme nous l'avons vu particulièrement important pour la conception des exercices de formation.

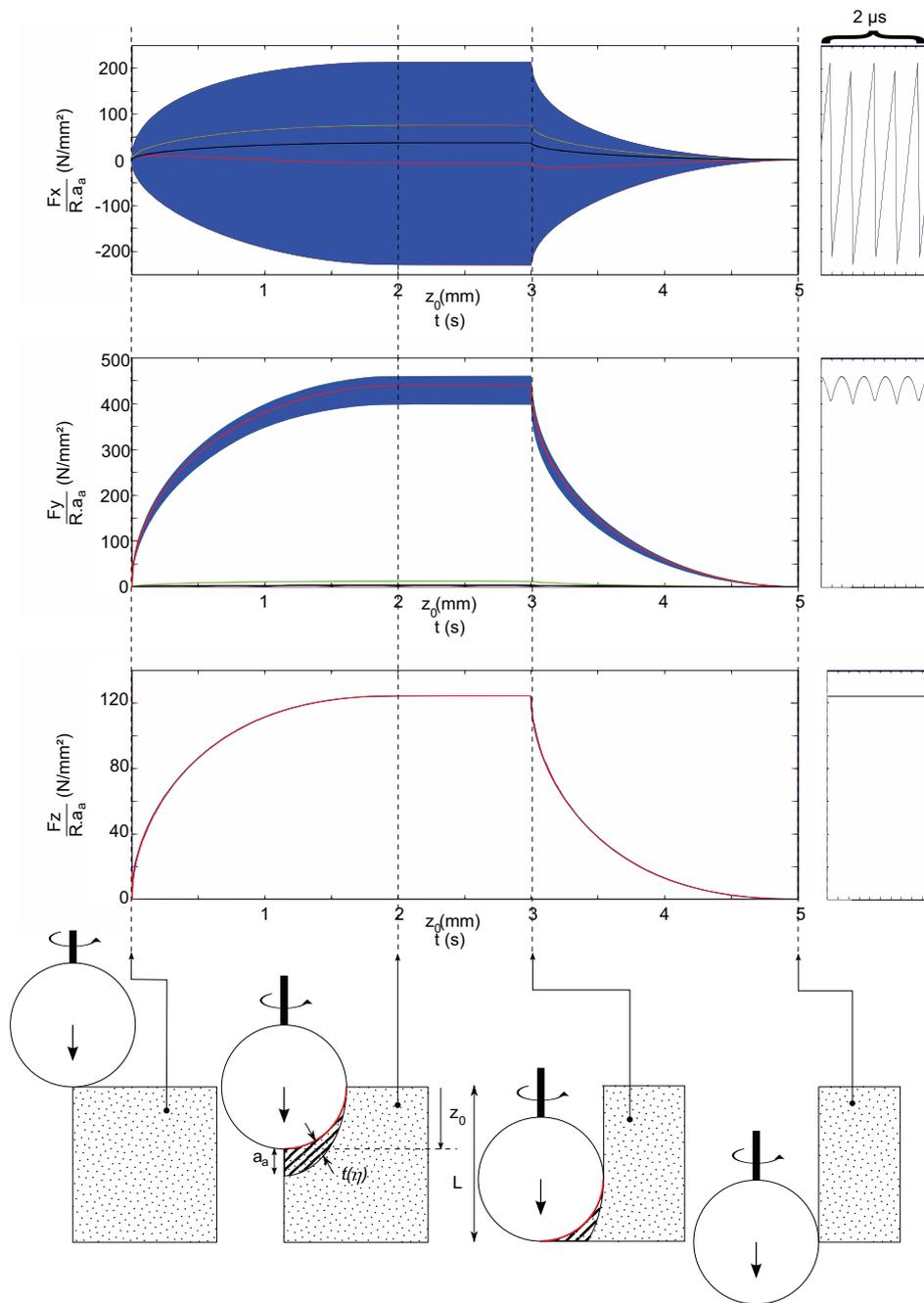


FIGURE 4.9 – Évolution de l'effort de fraisage (bleu), de sa composante continue (rouge) et de l'amplitude des harmoniques correspondantes à $6f_0$ (vert) et $12f_0$ (noir) avec $f_0 = 400\text{Hz}$ la fréquence de rotation de la fraise, une avance axiale $U_a = 1\text{mm/s}$, une fraise à 6 arrêtes de rayon $R = 2\text{mm}$ et un os cortical d'épaisseur $e = 3\text{mm}$

<p>Pour $n=1$ à 256</p> $\omega_e = \omega_c - \omega_0(n - 1)$ <p>Si $K\omega_e < C_{max}$</p> $C_m = C_{max}$ <p>Sinon $C_m = C_{max}$</p> $C_t = K_2 F(n)$ $\omega_0(n) = \omega_0(n - 1) + \frac{C_m - C_t}{Jf_e}$ <p>Pour $i = 1$ à 3</p> $\Phi_i(n) = \Phi_i(n - 1) + \frac{\omega_0(n)}{f_e}$ $A_i(n) = k_i \sqrt{F(n)}$ $E(n) = \sqrt{\frac{\omega_0(n)}{2\pi 400}}$ <p>Si contact</p> $b(n) = \sum_{i=1}^{24} a_i^1 b(n - i) + w$ <p>Sinon</p> $b(n) = \sum_{i=1}^{24} a_i^2 b(n - i) + w$ $v(n) = E(n) \left[\sum_{i=1}^3 A_i(n) \sin \Phi_i(n) + b(n) \right]$

TABLE 4.1 – Résumé du code permettant la synthèse des vibrations

4.3 Schéma global de la synthèse

La synthèse a été réalisée dans sa phase de conception à l'aide du logiciel Matlab afin de bénéficier d'un environnement adapté à l'étude des sons. Par ailleurs, la partie logiciel de la plateforme est assurée par XDE, un code écrit en C++ et développé au CEA pour des applications de réalité virtuelle. Ce logiciel gère à la fois la simulation physique, le contrôle du bras haptique, l'affichage et la restitution sonore et vibratoire. Chacune de ces modalités est traitée par une boucle dédiée et synchronisée avec la boucle principale comme décrit en figure(4.10). Les vibrations sont donc synthétisées dans la même boucle que le son à une fréquence de 44100 Hz et générées par trame de 256 échantillons. Le code complet utilisé pour générer les vibrations a donc été traduit en C++ et intégré dans la boucle sonore du logiciel XDE. L'algorithme est résumé dans l'encadré 4.3 avec des indices $(n - i)$ pris modulo 256. Les tests ont été effectués directement sur un exercice de fraisage déjà implémenté sur la plateforme.

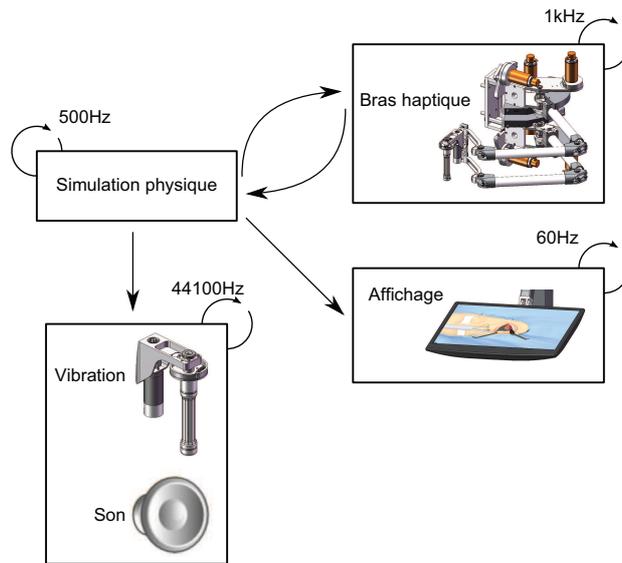


FIGURE 4.10 – Architecture de la partie logiciel

4.3.1 Éléments pour une synthèse sonore et perspectives

On a vu que le son généré lors du fraisage avait des caractéristiques proches des vibrations que l'on a synthétisées. Il contient notamment un grand nombre de fréquences harmoniques de la fréquence de rotation de la fraise. La boucle utilisée pour le calcul de la fréquence fondamentale pourra ainsi être réutilisée pour la synthèse sonore. Le grand nombre d'harmoniques présentes dans le son nécessitera cependant probablement une autre approche que la synthèse additive, trop coûteuse en temps de calcul pour un grand nombre de fréquence. [32] propose par exemple une méthode par fft inverse pour la synthèse et le contrôle de sons contenant un grand nombre d'harmoniques. Une autre approche possible est la synthèse soustractive. Cette approche consiste à filtrer une forme d'onde simple, contenant un grand nombre d'harmoniques, pour obtenir la répartition d'énergie dans le spectre souhaitée en fonction de l'effort. Comme pour la synthèse additive, une enveloppe temporelle et un bruit résiduel peuvent y être ajoutés. Enfin, un filtrage passe bande ou coupe bande peut servir à ajouter ou retirer de l'énergie dans certaines bandes de fréquences lors du contact avec des objets métalliques ou du passage cortical/spongieux.

Conclusion

Après analyse d'enregistrements, un algorithme de synthèse additive a été développé pour restituer des vibrations réalistes lors du fraisage de l'os. Cette synthèse repose sur une boucle d'asservissement définissant la fréquence fondamentale à partir de laquelle est calculée la fréquence instantanée de ses harmoniques. Des considérations énergétiques ont permis une modélisation de la variation de l'amplitude de ces harmoniques et de l'enveloppe du signal en fonction de la vitesse de rotation de la fraise et de l'effort exercé. Enfin, un modèle mécanique du fraisage de l'os a permis d'étudier les variations d'amplitudes des partiels générés par l'action des arrêtes de la fraise lors des phases d'entrée et de sortie de l'os. Il permettra d'affiner le modèle lorsque ces phases seront implémenter dans le logiciel de simulation haptique et permet dès à présent de tirer des conclusions pouvant être utiles à une synthèse sonore. Si le résultat obtenu, testé pendant le stage, semble suffisamment réaliste, la pertinence des choix de modélisation qui ont été fait devront être validés lors de l'évaluation de la plateforme par des chirurgiens experts.

Bibliographie

- [1] N.E. Seymour, A.G. Gallagher, S.A. Roman, M.K. O'Brien, V.K. Bansal, D.K. Andersen, and R.M. Satava. Virtual reality training improves operating room performance : results of a randomized, double-blinded study. *Annals of Surgery*, 236(4) :458, 2002.
- [2] C. Sewell, N.H. Blevins, S. Peddamatham, and H.Z. Tan. The effect of virtual haptic training on real surgical drilling proficiency. In *EuroHaptics Conference, 2007 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2007. Second Joint*, pages 601–603, 2007.
- [3] D. Morris, C. Sewell, N. Blevins, F. Barbagli, and K. Salisbury. A collaborative virtual environment for the simulation of temporal bone surgery. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2004*, pages 319–327, 2004.
- [4] D. Schlenzka, T. Laine, and T. Lund. Computer-assisted spine surgery. *European Spine Journal*, 9(7) :57–64, 2000.
- [5] A. Sourin, O. Sourina, and H.T. Sen. Virtual orthopedic surgery training. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 20(3) :6–9, 2000.
- [6] L. Kim, Y. Hwang, S.H. Park, and S. Ha. Dental training system using multi-modal interface. *Computer-Aided Design and Applications*, 2(5) :591–598, 2005.
- [7] R. Riener, M. Frey, T. Proll, F. Regenfelder, and R. Burgkart. Phantom-based multimodal interactions for medical education and training : The Munich Knee Joint Simulator. *IEEE Transactions on Information technology in Biomedicine*, 8(2) :208–216, 2004.
- [8] R. Robb. Virtual reality in medicine : A personal perspective. *Journal of visualization*, 5(4) :317–326, 2002.
- [9] R. Kneebone. Simulation in surgical training : educational issues and practical implications. *Medical education*, 37(3) :267–277, 2003.
- [10] A. Baca and P. Kornfeind. Rapid feedback systems for elite sports training. *IEEE Pervasive Computing*, pages 70–76, 2006.
- [11] M. Praamsma, H. Carnahan, D. Backstein, C.J.H. Veillette, D. Gonzalez, and A. Dubrowski. Drilling sounds are used by surgeons and intermediate residents, but not novice orthopedic trainees, to guide drilling motions. *Canadian journal of surgery*, 51(6) :442, 2008.
- [12] JC Craig. Difference threshold for intensity of tactile stimuli. *Perception & Psychophysics*, 11(2) :150–152, 1972.
- [13] RT Verrillo. Vibrotactile thresholds measured at the finger. *Perception & Psychophysics*, 9(4) :329–339, 1971.
- [14] L.A. Jones and S.J. Lederman. *Human hand function*. Oxford University Press, USA, 2006.
- [15] AJ Brisben, SS Hsiao, and KO Johnson. Detection of vibration transmitted through an object grasped in the hand. *Journal of Neurophysiology*, 81(4) :1548, 1999.

- [16] F. Avanzini, D. Rocchesso, and S. Serafin. Friction sounds for sensory substitution. In *Proceedings of the International Conference on Auditory Display*, volume 4, pages 1–8. Citeseer, 2004.
- [17] S. Guest, C. Catmur, D. Lloyd, and C. Spence. Audiotactile interactions in roughness perception. *Experimental Brain Research*, 146(2) :161–171, 2002.
- [18] J.P. Bresciani, M.O. Ernst, K. Drewing, G. Bouyer, V. Maury, and A. Kheddar. Feeling what you hear : auditory signals can modulate tactile tap perception. *Experimental Brain Research*, 162(2) :172–180, 2005.
- [19] J. Navarra, S. Soto-Faraco, and C. Spence. Adaptation to audiotactile asynchrony. *Neuroscience letters*, 413(1) :72–76, 2007.
- [20] M. Zampini, T. Brown, D.I. Shore, A. Maravita, B. Roder, and C. Spence. Audiotactile temporal order judgments. *Acta psychologica*, 118(3) :277–291, 2005.
- [21] D. DiFilippo and D.K. Pai. Contact interaction with integrated audio and haptics. In *Proceedings of the International Conference on Auditory Display (ICAD)*. Citeseer, 2000.
- [22] G. Robles-De-La-Torre. The importance of the sense of touch in virtual and real environments. *IEEE MULTIMEDIA*, 13(3) :24, 2006.
- [23] D.A. Kontarinis and R.D. Howe. Tactile display of vibratory information in teleoperation and virtual environments. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 4(4) :387–402, 1995.
- [24] P.F. Hoffmann, F. Gosselin, and F. Taha. Analysis of the drilling sound component from expert performance in a maxillo-facial surgery.
- [25] X. Serra. Musical sound modeling with sinusoids plus noise. *Musical signal processing*, pages 497–510, 1997.
- [26] X. Rodet. Musical sound signals analysis/synthesis : Sinusoidal+ residual and elementary waveform models. *Applied Signal Processing*, 4 :131–141, 1997.
- [27] J.O. Smith and X. Serra. PARSHL : an analysis/synthesis program for non-harmonic sounds based on a sinusoidal representation. In *Proc. Int. Computer Music Conf*, pages 290–297. Citeseer, 1987.
- [28] P. De La Cuadra, A. Master, and C. Sapp. Efficient pitch detection techniques for interactive music. In *Proceedings of the 2001 International Computer Music Conference*. Citeseer, 2001.
- [29] M. Yang and H. Park. The prediction of cutting force in ball-end milling. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 31(1) :45–54, 1991.
- [30] M. Moghaddam, A. Nahvi, M. Arbabtafti, and M. Mahvash. A physically realistic voxel-based method for haptic simulation of bone machining. *Haptics : Perception, Devices and Scenarios*, pages 651–660, 2008.
- [31] X. He and Y. Chen. Bone drilling simulation based on six degree-of-freedom haptic rendering. In *Proceedings of EuroHaptics*, pages 147–152, 2006.
- [32] A. Freed, X. Rodet, and P. Depalle. Synthesis and control of hundreds of sinusoidal partials on a desktop computer without custom hardware. In *Proceedings of the International Computer Music Conference*, pages 98–98. INTERNATIONAL COMPUTER MUSIC ASSOCIATION, 1993.