

École polytechnique de Louvain

Conception et prototypage d'un dispositif de mesure des forces mandibulaires pour le diagnostic et la rééducation

Auteur : **Karolina FIRSZT**
Promoteurs : **Benoît HERMAN, Laurent PITANCE**
Lecteur : **Paul FISETTE**
Année académique 2023–2024
Master [120] : ingénieur civil mécanicien

Remerciements

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à mes promoteurs, Benoît Herman et Laurent Pitance, pour m'avoir donné l'opportunité de travailler sur ce projet enrichissant. J'ai beaucoup appris, tant sur le plan professionnel que personnel. J'en tire de grande leçon pour l'avenir.

Je remercie également Simon De Jaeger pour son soutien constant et ses précieux conseils, ainsi que Pauline André pour son aide et ses suggestions éclairées.

Je souhaite aussi remercier mes amis, dont le soutien infailible m'a été d'une grande aide tout au long de ce parcours.

Je tiens à préciser que j'ai utilisé ChatGPT comme outil d'assistance pour ce mémoire, notamment pour la reformulation de certaines phrases et la correction orthographique. Cet outil m'a aidé à améliorer la clarté et la cohérence de mon travail.

Préface

La mesure des forces mandibulaires joue un rôle crucial dans de nombreux domaines médicaux, notamment en dentisterie, chirurgie maxillo-faciale, et en physiothérapie. La mandibule, en tant qu'os mobile de la mâchoire inférieure, joue un rôle central dans des fonctions vitales telles que la mastication, la déglutition, et la parole, ce qui en fait l'un des os les plus sollicités du corps humain. Les forces exercées par la mandibule peuvent varier considérablement selon l'individu, le sexe, l'âge, la santé bucco-dentaire, et la force musculaire. Comprendre et mesurer ces forces est fondamental pour diagnostiquer et traiter une variété de pathologies, allant des troubles temporomandibulaires aux dysfonctions de l'occlusion dentaire.

Les désordres temporomandibulaires (DTM) constituent un groupe complexe de conditions affectant l'articulation temporo-mandibulaire (ATM), les muscles masticateurs, et les structures associées. Ces désordres se manifestent par des douleurs chroniques, des dysfonctionnements de la mâchoire, et des bruits articulaires. Les DTM sont courants, touchant environ 5 à 12 % de la population, avec une prévalence plus élevée chez les femmes et les personnes âgées. Il est bien connu que, dans le cas des DTM, de nombreuses personnes présentent des symptômes ou des signes, mais peu d'entre elles consultent un professionnel pour obtenir un diagnostic. La mesure précise des forces mandibulaires est donc essentielle pour le diagnostic et la prise en charge de ces conditions, permettant d'adapter les traitements et les interventions de rééducation.

Au fil des années, de nombreux dispositifs ont été développés pour mesurer les forces mandibulaires. Cependant, ces dispositifs présentent souvent des limitations, notamment en termes de précision, de confort pour le patient, ou d'adaptabilité aux différentes situations cliniques. Par exemple, les dynamomètres traditionnels, bien qu'efficaces pour mesurer les forces de morsure, peuvent être encombrants et peu pratiques pour une utilisation régulière en clinique. De plus, jusqu'à présent, aucun dispositif n'a été conçu pour étudier l'ensemble des mouvements possibles de la mandibule; les dispositifs existants se concentrent généralement sur un mouvement spécifique à la fois.

Face à ces défis, il est nécessaire de concevoir de nouveaux dispositifs qui non seulement surmontent les limitations existantes, mais qui apportent également des innovations en matière de portabilité, d'ergonomie, et de précision. Un dispositif de mesure des forces mandibulaires qui pourrait être facilement intégré dans le quotidien des professionnels de santé, tout en offrant

des mesures fiables et reproductibles, représenterait une avancée significative pour le diagnostic et la rééducation des patients souffrant de troubles mandibulaires.

Ce mémoire se propose donc de répondre à cette problématique en développant un prototype capable de mesurer de manière précise et non invasive les forces mandibulaires. Cette étude s'inscrit dans un contexte où la demande pour des dispositifs médicaux à la fois performants et accessibles est en constante augmentation, en raison du vieillissement de la population et de l'augmentation des pathologies liées à l'articulation temporo-mandibulaire.

Contents

1	Contexte clinique	7
1.1	Ostéologie du crâne	7
1.2	Myologie	10
1.2.1	Muscles élévateur de la mandibule	10
1.2.2	Muscles abaisseur de la mandibule	12
1.2.3	Les muscles de propulsion de la mandibule	12
1.3	Anatomie de l'ATM	13
1.4	Biomécanique des mouvements mandibulaires	14
1.5	DTM	17
1.5.1	Concept historique	17
1.6	Symptôme prédictif	19
1.7	Prévalence	20
1.8	Méthodes de diagnostic et de rééducation actuelles	21
2	Etat de l'art	23
2.1	Dispositifs existants pour la mesure de fermeture	23
2.1.1	Transducteurs à jauge de contrainte	25
2.1.2	Transducteurs piézoélectriques	25
2.1.3	Transducteurs de pression	26
2.1.4	Dispositifs commercialisés et études associées	26
2.2	Dispositifs existants pour la mesure d'ouverture	31
2.3	Dispositifs existants pour la mesure mouvements de diduction	32
2.4	Dispositifs existants pour la mesure mouvements de diduction	32
3	Démarche de conception	33
3.1	Objectifs et description des besoins	33
3.2	Cahier des charges	35
3.3	Analyse fonctionnelle	37
3.4	Graphe morphologique	39
3.5	Concept variants	44
3.6	Evaluation chart	45
4	Design détaillé	47
4.1	V0 du prototype	47
4.1.1	Discussion	50
4.2	V1	52
4.2.1	Discussion	52
4.3	V2	54
4.3.1	Discussion	55

4.4	V3	55
4.4.1	Discussion	57
4.5	V4 Version finale	59
4.5.1	Chariot du capteur	60
4.5.2	Attache au casque	63
4.6	Pistes d'améliorations	64
5	Conclusion	66

1 Contexte clinique

Pour comprendre les enjeux liés à la mesure des forces mandibulaires ainsi que les pathologies, causes et conséquences des désordres temporo-mandibulaires (DTM), il est essentiel de se familiariser avec l'anatomie de la tête, en particulier celle de la mandibule, des os du crâne et de la région temporo-mandibulaire.

1.1 Ostéologie du crâne

Sur la figure ci-dessous, on peut apercevoir deux vues des différents os composant le crâne. L'accent sera mis sur les os en lien avec les mécanismes mandibulaires.

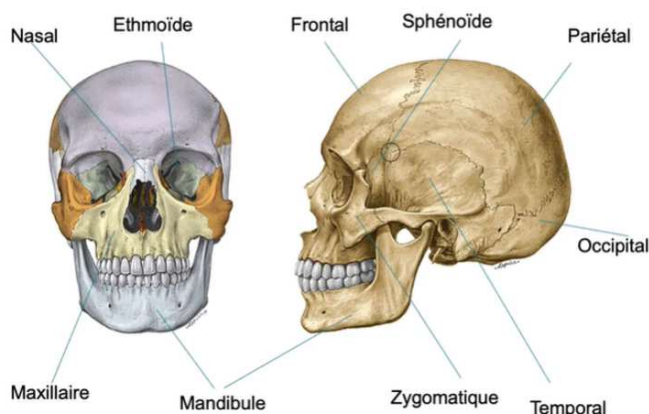


Figure 1: Vue frontale (à gauche) et sagittale (à droite) des os du crâne [29]

- L'os maxillaire (en jaune), soit la mâchoire supérieure, est l'os le plus volumineux de la face. Il est fondamental dans la structure et la fonction du visage, contribuant au palais dur, au support des dents supérieures, à la formation des cavités nasale et orbitale, ainsi qu'à l'apparence générale du visage. Les muscles ptérygoïdiens, latéral et médial, dont l'utilité est particulièrement importante pour les mouvements latéraux et de propulsion de la mandibule, s'insèrent sur cet os [12]. Son importance dans ces divers rôles en fait un élément central de l'anatomie faciale.
- L'os temporal, composant essentiel du crâne, est situé de chaque côté de celui-ci, juste au-dessus de la mâchoire. Il s'agit d'un os pair et

symétrique dans le squelette humain, qui joue plusieurs rôles importants dans la structure et la fonction du crâne. Il assure des fonctions de protection pour les structures auditives et pour le cerveau en formant les parois latérales du crâne, protégeant ainsi les lobes temporaux contre les impacts externes. Il sert également de point d'attache pour le muscle temporal, impliqué dans la mastication, ainsi que dans l'élévation et la rétropulsion de la mandibule [6]. L'os temporal est doté de la fosse temporale, une dépression profonde située sur sa face latérale. La fosse temporale joue aussi un rôle dans la formation de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) en permettant la connexion entre le condyle de la mandibule et l'os temporal.

- La mandibule, ou mâchoire inférieure, est un os en forme de U qui constitue la partie inférieure du crâne. Il s'agit d'un os pair et suspendu, et c'est le seul os mobile du crâne. La mandibule joue un rôle essentiel dans diverses activités quotidiennes telles que la mastication, la parole et la déglutition. Elle participe à la formation des sons en permettant la modulation de la bouche et contribue à l'articulation des phonèmes en coopération avec les lèvres, la langue et le palais dur. Lors de la déglutition, elle aide à sceller hermétiquement la bouche. La mandibule joue également un rôle crucial dans l'esthétique faciale, la protection des structures internes, et elle sert de support pour les dents inférieures. Elle accueille les insertions des muscles masséter, un puissant muscle responsable de l'élévation de la mandibule, ainsi que celles du muscle temporal et des muscles ptérygoïdiens médial et latéral précédemment mentionnés.

La structure de la mandibule est représentée à la figure 2, sur laquelle on peut distinguer :

- **Corps de la Mandibule** : Il constitue la partie principale, horizontale et centrale de l'os. En forme de fer à cheval, il est épais et robuste, fournissant le support nécessaire pour les dents inférieures (incisives, canines, prémolaires et molaires). La partie supérieure du corps de la mandibule présente une crête alvéolaire qui abrite les alvéoles dentaires, où les racines des dents sont solidement ancrées. Cette région est cruciale pour la stabilité et la fonctionnalité de la dentition inférieure.
- **Rameaux de la Mandibule** : Les rameaux de la mandibule sont deux branches verticales qui s'étendent vers le haut à partir des extrémités postérieures du corps de la mandibule. Ces rameaux

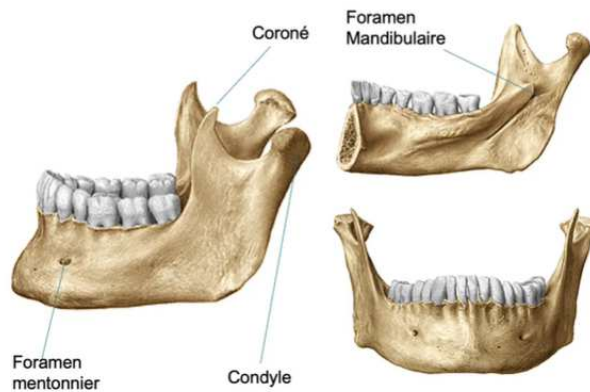


Figure 2: Vue latérale de la mandibule à gauche, vue médiane et frontale à droite [29]

forment les côtés de la mandibule et jouent un rôle essentiel dans les mouvements de la mâchoire. Les rameaux se divisent en deux processus importants : le processus condyloïde et le processus coronoïde.

- **Processus Condyloïde** : Le processus condyloïde est l'extrémité arrondie postérieure du rameau de la mandibule. Il s'articule avec la fosse temporale de l'os temporal pour former l'articulation temporo-mandibulaire (ATM). Cette articulation permet à la mandibule de se mouvoir en rotation et en translation, offrant ainsi une large gamme de mouvements essentiels pour la mastication et la parole.
- **Processus Coronoïde** : La mandibule est également composée d'une apophyse, une projection osseuse triangulaire sur la mandibule nommée le coroné. Située à l'avant du condyle, au niveau du rameau de la mandibule, le processus coronoïde sert de point d'attache pour l'insertion du muscle temporal, qui est crucial pour l'élévation et la rétraction de la mandibule. Ce muscle est essentiel pour les mouvements de fermeture de la mâchoire, jouant un rôle complémentaire au processus condyloïde.
- **Foramen mandibulaire** : Il est également possible de voir sur la figure 2 en haut à droite sur la vue médiane, le foramen mandibulaire. Cette ouverture importante située sur la face interne du rameau de la mandibule sert de passage des nerfs et des vaisseaux sanguins. Il accueille la troisième branche du nerf trijumeau, la branche mandibulaire, qui est un nerf sensitif et mo-

teur. C'est à cet endroit que le dentiste réalise l'anesthésie de Spix, une technique d'anesthésie locale utilisée principalement en dentisterie pour engourdir la région du menton, des lèvres inférieures, et des dents antérieures de la mandibule [29]. Cette technique est particulièrement utile pour les procédures dentaires telles que les extractions dentaires, les restaurations dentaires, et les traitements endodontiques dans les dents mandibulaires antérieures.

1.2 Myologie

Les muscles de la mastication sont les muscles principaux utilisés lors de l'ouverture et de la fermeture buccale et servent à bouger la mandibule lors des mouvements latéraux, mais aussi pour la propulsion et rétropropulsion de celle-ci. Ces muscles qui sont rattachés à la mandibules vont se subdiviser en trois grandes familles afin d'effectuer des mouvements mandibulaires spécifiques. Ces muscles sont aussi en rapports étroits avec l'ATM [3].

1.2.1 Muscles élévateur de la mandibule

Les muscles élévateur de la mandibule, servent à serrer les dents, et à fermer la bouche. Ils regroupent :

- **Le masséter** : C'est un muscle court et puissant. Il est situé sur les côtés de la mâchoire inférieure, à la hauteur des joues (figure 3). Il se compose de deux faisceaux musculaires. Un faisceau superficiel légèrement oblique et un faisceau profond et vertical. Le masseter s'insère sur sa partie inférieure sur la mandibule sur son l'angle et en partie sur la branche montante. Il s'insère sur sa partie supérieure sur le maxillaire et l'os zygomatique [29]. C'est un muscle facile à palper en extra et intra buccale. Lorsque le muscle masséter se contracte, il soulève la mandibule, fermant ainsi la bouche. C'est le muscle principal utilisé pour mordre, mâcher et serrer les dents. Il contribue également aux mouvements latéraux de la mandibule nécessaires pour broyer les aliments. Une bonne fonction du masséter est importante pour une mastication efficace et pour éviter les douleurs et les troubles de la mâchoire.
- **Le ptérygoïdien médial** : Il est situé à l'intérieur de la mandibule, il se trouve en profondeur par rapport au muscle masséter et au muscle temporal. Il se termine sur la face médiale de la branche et de l'angle de la mandibule, en dessous du foramen mandibulaire. Comme le muscle

masséter, le muscle ptérygoïdien médial contribue à la fermeture de la bouche en élevant la mandibule ainsi qu'aux mouvements latéraux de celle-ci [6]. Ces insertions supérieures sont sur l'os sphénoïde et sur l'os palatin, l'os palatin se trouve à l'arrière de la cavité nasale et constitue une partie du palais dur, des cavités nasales et d'une petite portion de l'orbite, ainsi que sur le maxillaire. Il s'insère en inférieur sur la médiale de la mandibule. Il possède les mêmes directions que le masséter et est également représenté à la figure 3 [28].

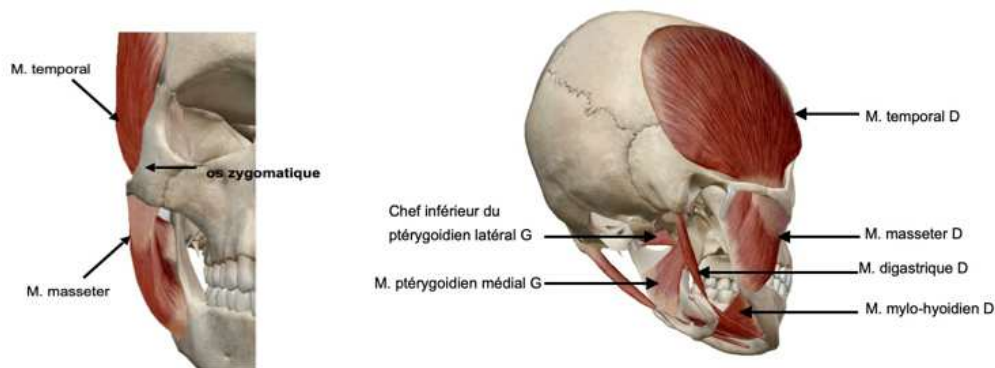


Figure 3: À droite, vue de face d'un héli-crane droit pour visualiser les muscles temporaux et masséter. À gauche, Vue latéro-postérieure droite des muscles temporal droit, masséter droit, ptérygoïdien médial gauche, chef inférieur du ptérygoïdien latéral gauche, des digastriques, du mylo-hyoïdien droit. [6].

- Le temporal** : Le muscle temporal est l'un des principaux muscles de la mastication. Il est situé sur le côté de la tête et possède une forme d'éventail. Il possède une large insertion supérieure sur l'entièreté de la fosse de l'os temporal et les fibres du muscles temporal convergent vers le coronée, où s'effectue l'insertion inférieure du muscle. Le muscle possède au sein de lui même différentes directions de fibres. Ce muscle peut également être palpé en extra-oral [29]. Le muscle temporal est principalement responsable de l'élévation de la mandibule, permettant ainsi la fermeture de la bouche, ainsi que de la rétropropulsion [6]. Les fibres postérieures du muscle temporal aident à rétracter la mandibule, tirant la mâchoire vers l'arrière. Il travaille en synergie avec le masséter et les ptérygoïdiens, pour réaliser les mouvements complexes nécessaires à la mastication et à la déglutition. Il est représenté sur l'image de droite de la figure 3.

1.2.2 Muscles abaisseur de la mandibule

Les muscles abaisseur de la mandibule, servent à ouvrir la bouche. Ils sont moins puissants comparés aux élévateurs car ils sont assistés par la gravité. Il existe deux groupes de muscles abaisseurs de la mandibule : les supra-hyoïdiens (digastrique, mylo-hyoïdien et géniohyoïdien), qui agissent directement sur la mandibule, et les infra-hyoïdiens (thyro-hyoïdien et omohyoïdien), qui abaissent l'os hyoïde, ce qui entraîne indirectement l'abaissement de la mandibule [6]. Ils sont représentés à la figure 4 :

- **Le digastrique** : Le muscle digastrique est un muscle du cou, il est constitué de deux parties, une antérieure qui est activée lors de l'abaissement de la mandibule contre la résistance des autres muscles masticateurs, et une partie postérieure. Ces parties sont reliées par un tendon intermédiaire. Il participe aussi lors du processus de la déglutition et de la parole.
- **Les génio-hyoïdiens et mylo-hyoïdiens** : Ces muscles sont des muscles du plancher buccal. Il participe lors des mouvements de la mastication, la déglutition et les mouvements de la langue [29].

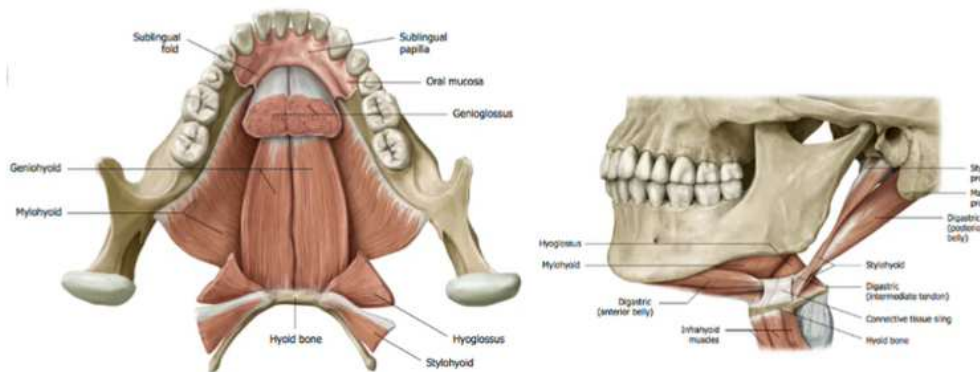


Figure 4: Vues illustrants les muscles abaisseur de la mandibule [28]

1.2.3 Les muscles de propulsion de la mandibule

- **Le ptérygoïdien latéral** : Il joue un rôle crucial pour les mouvements latéraux et de protrusion. La contraction bilatérale du muscle va provoquer une avancée du condyle bilatéral ce qui résulte en une propulsion mandibulaire. Lorsque la contraction du muscle est unilatérale, ceci provoque un mouvement latéral de la mandibule. Ce mouvement de

latéralité se nomme la diduction. Pour déplacer la mandibule vers la droite, c'est la contraction du muscle gauche qu'il faut effectuer. Le muscle ptérygoidien latéral participe activement et indirectement à l'ouverture buccale même si l'on notifie également une légère activation des fibres du muscle masseter [29] [6].

1.3 Anatomie de l'ATM

L'articulation temporo-mandibulaire (ATM) est un joint biomécanique essentiel qui unit la mandibule, par l'intermédiaire du condyle mandibulaire, à l'os temporal via la fosse temporale et l'éminence temporale. Cette articulation complexe permet une large gamme de mouvements indispensables pour la mastication, la parole et d'autres fonctions orales. L'articulation permet à la mandibule différents mouvements dans les trois dimensions : abaissement ou élévation, propulsion ou rétropropulsion et enfin transversalement pour la diduction [6]. Entre ces deux structures articulaires se trouve un disque fibrocartilagineux, également appelé ménisque, qui agit comme un coussinet entre les surfaces osseuses, stabilisant ainsi l'articulation. Il est représenté à la figure 5. L'ATM permet à la mandibule d'effectuer des mouvements de rotation du condyle par rapport au disque et de translation de ce disque par rapport à l'os temporal, ces deux mouvements étant essentiels lors de l'ouverture et de la fermeture de la bouche [29]. L'importance fonctionnelle et la complexité anatomique de l'ATM la rendent également sujette à des dysfonctions. L'innervation de l'ATM, assurée par le nerf mandibulaire, peut entraîner des douleurs et des spasmes musculaires en cas de dysfonctionnement [3].

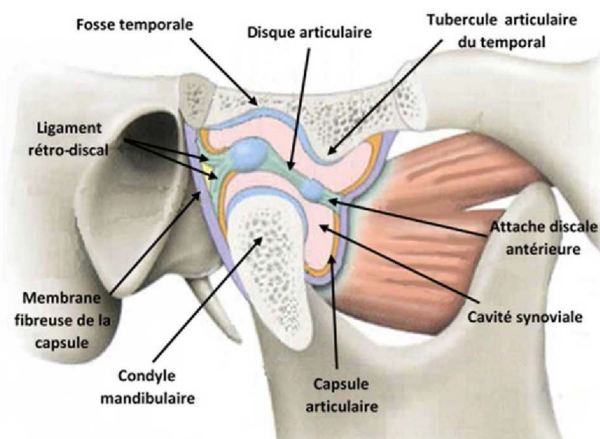


Figure 5: Vue sagittale de l'articulation temporo-mandibulaire [6]

1.4 Biomécanique des mouvements mandibulaires

La mandibule est capable d'effectuer 6 mouvements dans l'espace. Ces mouvements sont essentiellement effectués au niveau de l'ATM où siègent des combinaisons de mouvement de rotation et de translation comme mentionné précédemment. Les 6 principaux mécanismes mandibulaires sont :

- **L'ouverture buccale**

L'ouverture buccale est un mécanisme complexe qui combine des rotations et des translations de la mandibule, orchestrées par l'action synergique des muscles abaisseurs et propulseurs. Ce processus se déroule en deux phases distinctes [8]. Les rotations du condyle sont assurés par les muscles abaisseurs de la mandibule, et les translation mandibulaires sont assurés par le ptérygoidien latéral [29]. Le mécanisme de l'ouverture buccale peut être schématisé par la figure 6 ci-dessous.

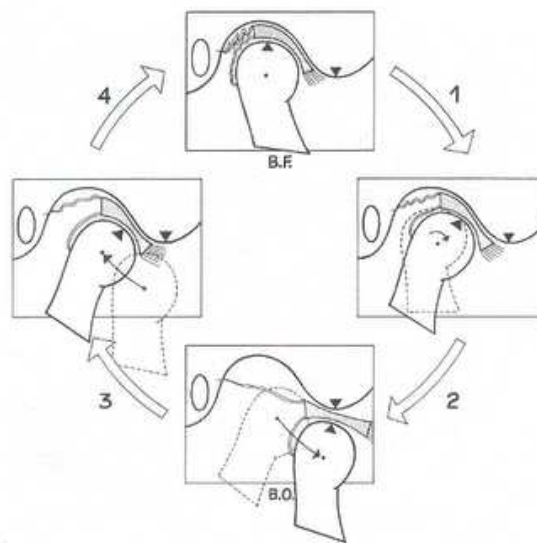


Figure 6: Biomécanique de l'ouverture buccale [28]

- **PHASE 1** Lorsque la bouche est fermée (B.F.) et les dents en contact, la mandibule est en position d'intercuspidie maximale, ceci est l'état initiale. Le condyle est alors positionné dans la fosse temporale, avec la partie postérieure du disque alignée. Sous l'influence de la contraction des muscles abaisseurs, la mandibule

pivote autour d'un axe horizontal passant par les deux condyles mandibulaires, permettant ainsi l'abaissement initial de la mâchoire. Le faisceau supérieur du muscle ptérygoïdien latéral se relâche tandis que le faisceau inférieur commence à se contracter, ce qui initie le mouvement de rotation [8] [29].

- **PHASE 2** À partir d'une ouverture de 20 mm et jusqu'à plus de 40 mm [8], le mouvement passe à la phase de translation mandibulaire. Sous l'influence de la contraction du faisceau inférieur du muscle ptérygoïdien latéral et de la mise en tension du ligament latéral, le complexe condylo-discal glisse vers l'avant le long du versant postérieur de l'éminence temporale. Ce mouvement combine une légère rotation du condyle dans le compartiment inférieur avec une translation dans le compartiment supérieur, ce qui permet d'ouvrir la bouche plus largement. À la fin de cette phase (B.O.), le condyle, le disque, et l'éminence temporale sont alignés.

Lorsque le patient ne présente pas de pathologies, le disque suit le mouvement du condyle et n'effectue pas de bruit tout au long du mouvement [3] [29].

- **La fermeture buccale**

Le mécanisme de fermeture de la bouche associe les muscles élévateurs de la mandibule, qui fonctionnent simultanément pour accomplir ce mouvement en deux phases successives, similaires à celles du mécanisme d'ouverture, mais en sens inverse. La fermeture buccale, qui correspond à l'élévation de la mandibule, débute en position bouche ouverte.

- **Phase 1** : Cette première phase est initiée par la contraction des fibres antérieures du muscle temporal, provoquant une élévation de la mandibule par un mouvement de rotation. Ce mouvement est symétrique et inverse de celui de l'ouverture buccale.
- **Phase 2** : Ensuite, la contraction des muscles rétropulseurs, incluant les fibres postérieures du muscle temporal, les fibres profondes du masséter, et le ventre postérieur du digastrique, intervient pour compléter la fermeture. Cette phase inclut une translation de la mandibule, ramenant le condyle dans sa position initiale dans la fosse temporale [8].

- **La propulsion mandibulaire**

La propulsion mandibulaire est réalisée par la contraction bilatérale des muscles ptérygoïdiens latéraux, ce qui entraîne l'avancée des condyles mandibulaires et, par conséquent, la propulsion de la mandibule. Ce mouvement de glissement, d'une amplitude d'environ 6 à 8 mm, s'étend de l'occlusion maximale (OM) à la position de protrusion maximale. Il nécessite un glissement de la mandibule le long de l'éminence temporale et des incisives supérieures, permettant ainsi de désengrener les arcades dentaires [8].

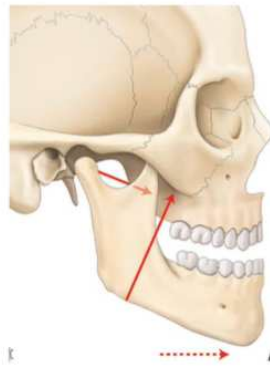


Figure 7: Propulsion mandibulaire [29].

- **La rétropropulsion mandibulaire**

La rétrusion mandibulaire, également appelée rétropropulsion, est un mouvement qui se réalise principalement par la contraction des fibres postérieures du muscle temporal, soutenue par les fibres postérieures du masséter et, dans certains cas, par le muscle ptérygoïdien médial. Ce mouvement inverse de la propulsion peut se produire à partir de la position de propulsion maximale ou, de manière plus limitée, à partir de l'occlusion maximale (OIM). Dans ce dernier cas, l'amplitude du mouvement est réduite à 1 à 2 mm [8].

- **La diduction à droite**

La diduction est un mouvement de rotation alternée de la mâchoire autour de chaque condyle, entraînant la mandibule à se déplacer latéralement par rapport au plan sagittal médian avec une amplitude de 7 à 9 mm [8]. Ce mouvement de latéralisation est provoqué par la contraction

du muscle ptérygoïdien du côté opposé au déplacement : par exemple, la contraction du ptérygoïdien gauche entraîne l'avancée du condyle droit, déplaçant ainsi la mandibule vers la droite. Ce mouvement est représenté à la figure 8.



Figure 8: Diduction droite [29]

- **La diduction gauche**

Le mouvement latéral vers la gauche fonctionne de la même manière que la diduction vers la droite, à la différence près que c'est le côté droit qui se contracte pour avancer le condyle mandibulaire gauche, entraînant ainsi la mandibule vers la gauche.

1.5 DTM

Lorsque l'articulation temporomandibulaire ne fonctionne plus correctement, cela peut provoquer un déséquilibre de l'appareil manducateur. Celui-ci est essentiel aux fonctions comme la mastication, déglutition, respiration, phonation. Ce dysfonctionnement peut ensuite entraîner l'apparition d'une pathologie [7].

1.5.1 Concept historique

Les troubles ou désordres temporo-mandibulaires (DTM), également appelés dysfonctionnement de l'appareil manducateur (DAM), désignent les pathologies cliniques liées à un dysfonctionnement de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM). L'évolution des concepts étiologiques des DTM a connu des changements significatifs au cours des dernières décennies. La première approche majeure a été proposée par le Dr James Costen, un médecin otorhinolaryngologiste, qui a suggéré que les symptômes de type ORL (vertiges, acouphènes, etc.) étaient une conséquence directe d'une dysharmonie occlusale, telle que

des anomalies d'alignement des dents ou des contacts dentaires inadéquats [7] [15] [28]. Les premières théories se concentraient donc principalement sur des notions biomécaniques et occlusales pour expliquer les DTM.

Avec le développement de la gnathologie, une branche de la dentisterie axée sur l'étude de la fonction et des dysfonctionnements de l'appareil manducateur, l'idée selon laquelle l'occlusion dentaire était un facteur clé a été renforcée. La Société Gnathologique de Californie a ainsi promu la gnathologie comme théorie occlusale optimale, avec des chercheurs comme McCollum, Stallard et Stuart qui ont travaillé à harmoniser l'occlusion avec la fonction de la mâchoire pour améliorer les résultats dentaires, y compris dans la gestion des troubles de l'ATM [15]. Les traitements proposés à cette époque visaient principalement à corriger ces dysharmonies occlusales par des interventions dentaires telles que l'ajustement de l'occlusion ou la chirurgie [7].

Un changement de perspective s'est opéré autour des années 1980, lorsque des chercheurs tels que Daniel Laskin et Greene ont suggéré que les DTM étaient des conditions complexes, influencées par des facteurs psychosociaux, neurophysiologiques et comportementaux. Ils ont démontré, à travers des études cliniques, que les traitements occlusaux n'étaient pas supérieurs aux autres types de traitements, remettant ainsi en question l'approche strictement biomécanique au profit d'un paradigme biopsychosocial [7].

Également entre 2006 et 2012, une étude à suivi sur une longue période tout une population atteinte de DTM et une population saine afin de redéfinir les facteurs de risques [7]. Cette étude s'appelle l'étude OPPERA (Orofacial Pain Prospective Evaluation and Risk Assessment) il a été proposé que le développement et l'expression clinique des DTM reposent sur un modèle heuristique structuré autour de deux phénotypes intermédiaires : la détresse psychologique et l'amplification de la douleur, lesquels sont eux-mêmes influencés par des facteurs génétiques et des expositions environnementales. L'objectif de cette étude est de concevoir et d'évaluer un modèle multivariable capable d'identifier les facteurs déclencheurs de l'apparition et de la persistance d'un DTM [7]. Le modèle utilisé se est représenté à la figure 9 suivante.

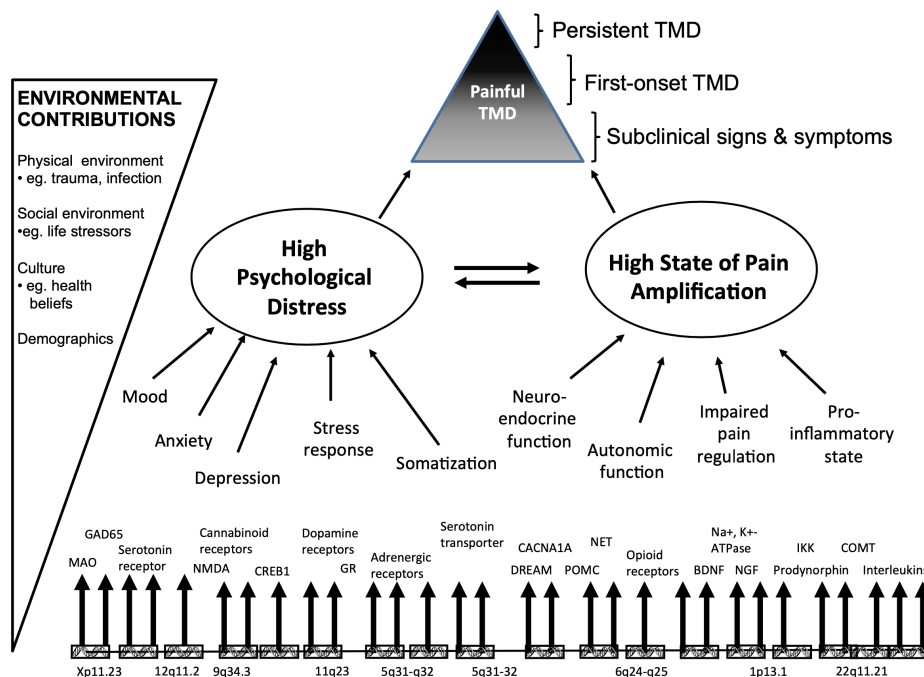


Figure 9: Modèle heuristique et postulat des chercheurs de l'étude OPPERA [7]

1.6 Symptôme prédictif

Les 3 grands symptômes prédominants de cette pathologie sont :

- La douleur ou sensibilité.
- Le bruit
- Perturbation de la dynamique mandibulaire

La douleur est ce qui motive habituellement la consultation du patient. La douleur est le symptôme le plus fréquent (85% des désordres temporo-mandibulaires se limitent à la seule présence d'une douleur [7]), généralement localisée aux muscles masticateurs et/ou aux articulations temporo-mandibulaires, région de oreille externe, épaule, cou. Elle s'aggrave lors des mouvements de la mandibule et des fonctions stomatognathiques [7]. Ce sont les douleurs orofacial les plus fréquentes en dehors des douleurs dentaires (odontogène) [28] et elle représente également la troisième douleur chronique la plus répandue dans le monde, après les céphalées de tension et les douleurs dorsales [7].

Le bruit, perçu au niveau de l'articulation temporo-mandibulaire, peut être audible et se manifester par des craquements, des claquements ou des crépitements lors de l'ouverture et de la fermeture de la bouche, des mouvements de latéralité de la mandibule, ou pendant la mastication. Ce bruit est dû à des anomalies du mouvement du disque articulaire [28].

Les mouvements de la mandibule peuvent être perturbés en cas de blocage de l'articulation, ce qui peut entraîner une déviation de la mâchoire lors de l'ouverture ou de la fermeture de la bouche. Il est également possible de rencontrer une limitation de l'amplitude de l'ouverture ou de la fermeture de la bouche [28].

Ces symptômes entraînent une diminution de la qualité de vie du patient, provoquant des difficultés fonctionnelles telles que des douleurs ou une gêne lors de la mastication, une réduction de la mobilité mandibulaire, et des problèmes de communication. Une sensation de déséquilibre dans l'occlusion dentaire peut également être présente [28].

1.7 Prévalence

La prévalence est un indicateur épidémiologique qui quantifie la proportion d'une population atteinte d'une maladie ou d'une condition particulière à un moment précis ou sur une période spécifique. Elle est généralement exprimée en pourcentage ou en proportion. La prévalence des désordres DTM varie largement en fonction des critères de diagnostic appliqués, des groupes de population concernés, et des techniques de collecte des données.

Une revue systématique et une méta-analyse, englobant 21 études sur la prévalence des DTM confirmée par des examinateurs, ont révélé des estimations variant de 4,6 % à 31 % chez les adultes [33]. Les études s'accordent à dire que la prévalence des DTM dans la population générale varie entre 5 % et 12 % selon les critères utilisés pour le diagnostic [24].

Les facteurs de variation des DTM :

- Genre : Les DTM sont plus fréquents chez les femmes, avec une prévalence environ deux fois plus élevée que chez les hommes. Cette différence de prévalence pourrait être liée à des facteurs hormonaux, biomécaniques, ou psychosociaux [25].
- Âge : La prévalence des DTM est plus élevée chez les adultes jeunes

et d'âge moyen (20-40 ans), et elle tend à diminuer chez les personnes âgées [33].

- **Facteurs psychosociaux** : Le stress, l'anxiété, et la dépression sont associés à une prévalence accrue des DTM, suggérant que ces troubles peuvent avoir une composante psychosomatique importante [33].

1.8 Méthodes de diagnostic et de rééducation actuelles

Les méthodes de diagnostics actuelle des DTM sont variées. Les principales sont listées ci-dessous.

- **Anamnèse et examen clinique** Le diagnostic des DTM débute par une anamnèse détaillée, où le clinicien recueille des informations sur les antécédents médicaux et dentaires, les symptômes tels que la douleur, les bruits articulaires et les limitations de mouvement, ainsi que les habitudes comme le bruxisme et les facteurs psychosociaux comme le stress. L'examen physique comprend la palpation des muscles masticateurs et de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM), l'évaluation des mouvements de la mâchoire (ouverture, fermeture, mouvements latéraux et en avant), et l'écoute des bruits articulaires tels que les claquements et crépitements [25].
- **Imagerie médicale** Les techniques d'imagerie, comme l'IRM, le scanner (CT), et les radiographies conventionnelles, sont des outils standard utilisés pour évaluer les structures osseuses et les tissus mous associés aux DTM [25].
- **Tests fonctionnels et questionnaires** Des outils standardisés comme l'échelle visuelle analogique (EVA) pour la douleur, le Jaw Function Limitation Scale (JFLS), et d'autres questionnaires spécifiques aux DTM sont utilisés pour évaluer l'intensité des symptômes, l'impact fonctionnel, et la qualité de vie du patient [5] [30]. Les RDC/TMD comprennent également une série de questionnaires auto-administrés qui évaluent l'impact des DTM sur les fonctions quotidiennes et la qualité de vie, intégrant des aspects psychosociaux comme l'anxiété et la dépression [28].

Voici quelques exemple de méthodes de rééducation pour prendre en charge les DTM :

- **Thérapie physique et interventions comportementales** La thérapie physique (exercices, thérapie manuelle) et les interventions comportementales (biofeedback, gestion du stress) sont des approches de rééducation couramment utilisées pour traiter les DTM [25]. Le biofeedback par exemple une technique qui aide les patients à prendre conscience et à contrôler les mouvements involontaires ou la tension musculaire, notamment pour réduire le bruxisme [5].
- **Orthèses occlusales** Les gouttières ou les plaques stabilisatrices sont des traitements standard pour les DTM, surtout dans les cas de bruxisme ou de dysfonctionnement articulaire [25].
- **Pharmacothérapie et interventions chirurgicales** Les anti-inflammatoires non stéroïdiens ou AINS, les relaxants musculaires, les antidépresseurs et anxiolytiques ainsi que les interventions chirurgicales comme l'arthro-centèse et l'arthroscopie, sont des traitements couramment utilisés dans la gestion des DTM [25].

Des méthodes actuelles de diagnostic et de rééducation des désordres temporo-mandibulaires (DTM) offrent une gamme complète d'approches permettant d'évaluer précisément les symptômes et d'adapter les traitements aux besoins spécifiques de chaque patient. Si les interventions pharmacologiques et chirurgicales jouent un rôle crucial dans la gestion des cas sévères, il est souvent préférable de privilégier des méthodes non invasives, notamment la thérapie physique et les interventions comportementales, pour prévenir la progression des symptômes et éviter des traitements plus lourds.

Dans ce contexte, ce mémoire se concentrera particulièrement sur les traitements physiques, et plus spécifiquement sur le renforcement musculaire, comme stratégie de prévention. En renforçant les muscles impliqués dans la fonction mandibulaire, il est possible de réduire le risque de dysfonctionnements graves en améliorant la stabilité musculaire et articulaire [10], limitant ainsi la nécessité de recours à des interventions chirurgicales ou à des médicaments lourds. Cette approche proactive vise non seulement à soulager les symptômes existants, mais aussi à améliorer la résilience des structures musculo-squelettiques de la mâchoire, offrant une solution durable et moins invasive pour les patients souffrant de DTM.

2 Etat de l'art

Dans ce chapitre, nous allons examiner en détail les dispositifs de mesure des forces des mécanismes mandibulaires existants. Cependant, à ce jour, aucun dispositif ne permet de mesurer de manière exhaustive les forces des six degrés de liberté de la mandibule en une seule opération, permettant ainsi de quantifier les forces générées par les muscles lors des principaux mécanismes mandibulaires : l'ouverture et la fermeture buccale, les mouvements de latéralité gauche et droite ainsi que le propulsion et rétropropulsion.

Ce chapitre sera structuré de manière à examiner les dispositifs existants en fonction de ces mouvements spécifiques de la mandibule. Pour chaque type de mouvement, nous analyserons les technologies actuelles, leurs avantages, leurs limitations, et leur efficacité dans l'application clinique. Cette approche nous permettra de mieux comprendre les lacunes actuelles dans la mesure complète des forces mandibulaires et d'identifier les opportunités pour des innovations futures.

2.1 Dispositifs existants pour la mesure de fermeture

L'étude des forces mandibulaires remonte à plusieurs siècles, avec Giovanni Alfonso Borelli, souvent considéré comme le père de la biomécanique, qui fut parmi les premiers à explorer les principes des forces appliquées par la mâchoire humaine [27] [18]. Le scientifique passait une boucle de corde au-dessus des molaires de la mâchoire ouverte, sous le menton du patient, et y attachait ensuite différents poids, ceci est représenté à la figure 10.

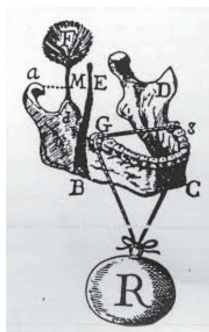


Figure 10: Borelli's gnathodynamometer [18]

Ses travaux ont jeté les bases théoriques de la compréhension des mouvements musculaires et des forces exercées par les os, incluant la mâchoire. Ce

n'est cependant qu'à la fin du XIXe siècle que des dispositifs rudimentaires furent développés pour quantifier ces forces de manière empirique. L'une des premières méthodes innovantes consistait à comparer la force nécessaire pour écraser des noix à celle générée par la morsure humaine, fournissant ainsi une estimation indirecte de la puissance de la mâchoire [32].

Par la suite, les premiers instruments de mesure de la force de fermeture, appelés gnathodynamomètres, ont vu le jour. Le gnathodynamomètre est un dynamomètre classique adapté pour être utilisé au niveau de la mâchoire. Le préfixe "gnatho" (qui signifie "mâchoire" en grec). L'objectif de cet instrument est de mesurer la force maximale de fermeture et l'efficacité masticatoire des incisives et des molaires [18]. Les premières versions de gnathodynamomètres étaient des dispositifs utilisant des systèmes de ressorts et des barres en métal se pliant sous l'effet de la morsure, agissant comme des ressorts mécaniques pour enregistrer la force exercée, comme le gnathodynamomètre de Haber's (à gauche sur la figure 11). Tandis que les versions plus récentes utilisent des jauges de contrainte ou des capteurs électroniques pour mesurer la force (à droite sur la figure 11) [27] [18].

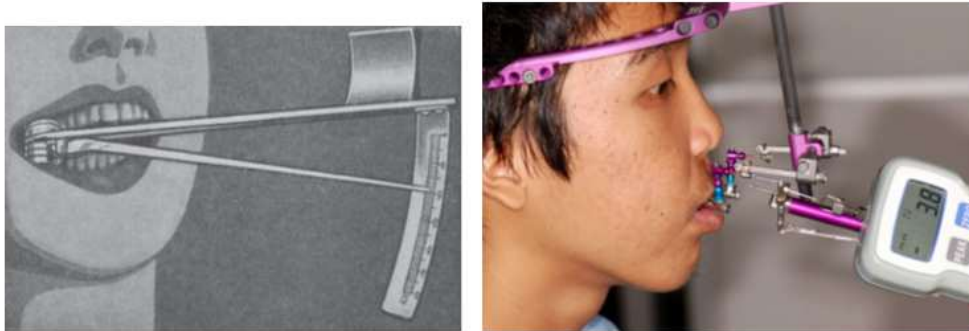


Figure 11: Vue de gauche : Haber's gnathodynamometer in use on the right-hand side of the mouth [18]. Vue de droite : Measurement of the central incisor's masticatory force of a patient with prognathism as per Suzuki [18]

Les dispositifs de mesure de la force de morsure peuvent être mécaniques, électriques, ou une combinaison des deux. De nos jours, la plupart des dispositifs utilisent des transducteurs, qui est un dispositif transformant une magnitude physique en un signal électrique [11]. Dans le domaine d'application de l'étude de la force de fermeture, le transducteur convertira la force physique appliquée (par exemple, la pression exercée par les dents) en un signal élec-

trique. Il existe trois grands types de transducteurs.

2.1.1 Transducteurs à jauge de contrainte

Les transducteurs à jauge de contrainte (strain-gauge) utilisent une plaque métallique qui se déforme sous l'effet d'une force. Fixés à la surface du composant, ils détectent les déformations causées par la charge sur la machine. Cette déformation modifie la résistance électrique de la jauge, changeant ainsi le voltage, qui est ensuite ajusté pour mesurer la force appliquée.

Les études ayant utilisés ce type de capteur rapporte que mordre sur les surfaces dures des transducteurs peut être inconfortable, et il y a une crainte de casser les dents ou les restaurations dentaires, ce qui peut empêcher les sujets d'exercer leur véritable force maximale. Il sont également encombrant et impose une ouverture buccale minimale qui peut déjà influencer la force générée [35]. En effet, une ouverture accrue de la mâchoire peut entraîner une diminution de la force de morsure [16] [17].

2.1.2 Transducteurs piézoélectriques

Les transducteurs piezoélectriques peuvent être utilisés comme capteurs de force ou accéléromètres [9]. Leur principes principes est qu'ils utilisent des cristaux (comme le quartz ou le topaze) qui sous l'action d'une force, produit un déplacement des atomes (chargés positivement ou négativement) à l'intérieur du crystal produisant ainsi un courant électrique proportionnel à cette force. Dans ce type de capteurs, le cristal piézoélectrique est inséré dans un boîtier rigide, lequel est posé sur la structure dont on souhaite connaître force mécanique appliquée (voir figure 12) [9]. Cette petite charge doit être amplifiée pour être mesurée. Ce dispositif complet est appelé transducteur piézoélectrique [35]. Différents objets du quotidien utilise le phénomène de piézoélectricité comme notamment les briquets ainsi que des montres qui sont composé de quartz.

Les transducteurs piézoélectriques offrent l'avantage d'être fabriqués en feuilles minces de moins de 2 mm, permettant de mesurer les forces oclusales avec une ouverture buccale plus réduite que les transducteurs à jauge de contrainte. Leur forme peut également être adaptée. Cependant, certaines études ont rapporté des mesures incorrectes avec ces capteurs [35].

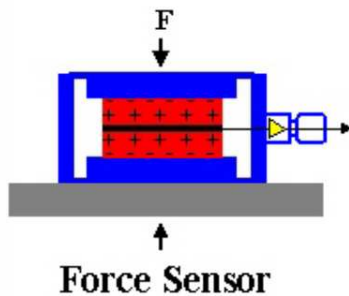


Figure 12: Principe de fonctionnement d'un capteur de force piézoélectrique [9]

2.1.3 Transducteurs de pression

Les transducteurs de pression se composent d'une chambre remplie de fluide ou d'air. Lorsqu'ils sont soumis à une force, la pression à l'intérieur de la chambre augmente. Cette augmentation de pression peut être transmise à un manomètre pour la mesurer. En fonction du contenu de la chambre, les transducteurs de pression peuvent être de deux types : pneumatiques (où l'air est le milieu) et hydrauliques (où le liquide est le milieu). Après l'utilisation de ce type de capteur dans des études visant à mesurer la force de fermeture, les auteurs rapportent que ce genre de système a pour principal avantage d'être confortable pour permettre au patient de surmonter sa peur de mordre sur quelque chose de dur et de se blesser [35].

2.1.4 Dispositifs commercialisés et études associées

Cette section va passer en revue les principaux dispositifs qui ont été commercialisés pour la mesure de la force de fermeture largement utilisés en clinique et en recherche, offrant des solutions variées pour évaluer la force de morsure.

GM10 (Nagano Keiki, Japan)

Le GM10 est une jauge de pression hydraulique avec un élément de morsure en vinyle recouvert d'un tube en polyéthylène épais [31]. La figure 13 représente le dispositif ainsi que ces dimensions. Ce dispositif permet une lecture directe de la force en Newtons, il pèse environ 70g et il mesure des plages de force allant de 0 à 1000 N avec une précision de l'ordre de 0.1% [35]. Cet ordre de précision en fait un dispositif extrêmement précis pour la mesure de force.

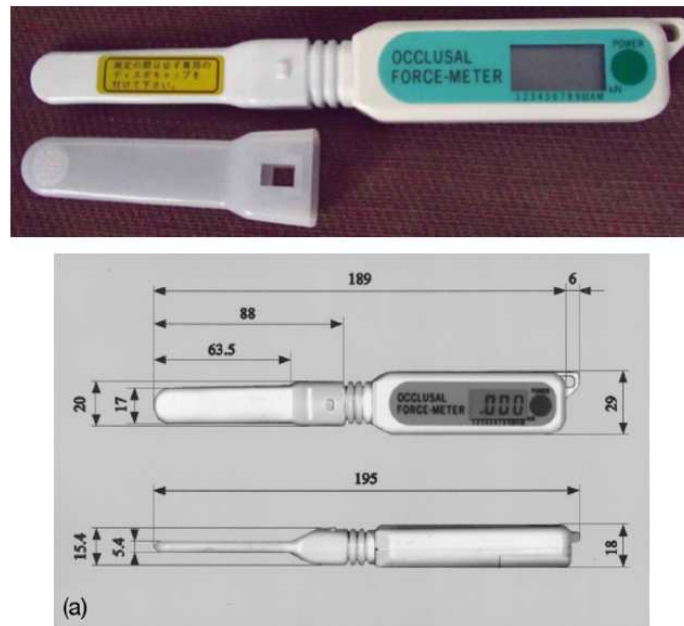


Figure 13: Vue du haut : Transducteur de force GM10 [31] : Vue du bas : les dimensions du GM10 [14]

Il a dès lors été utilisé dans de nombreuses études afin de mesurer la force de fermeture. L'étude [14] a utilisé le dispositif GM10 de Nagano Keiki pour mesurer la force de morsure chez des enfants japonais âgés de 3 à 17 ans. Les mesures de force de morsure relevées varient selon l'âge et le sexe des enfants. Par exemple, les valeurs moyennes de force de morsure mesurées dans le groupe des 15-17 ans étaient de 545.3 chez les garçons et de 395.2 N chez les filles. La force maximale mesurée chez certains individus a dépassé les 1000 N (maximum de 1157.2 N pour le groupe de 12-14ans). La force de morsure a été mesurée bilatéralement. Cette étude conclut que le dispositif est fiable et permet des mesures précises et répétables, cela est aussi confirmé par l'étude [34].

L'étude [13] a évalué l'impact de l'entraînement des muscles masticateurs sur la force de morsure maximale et l'endurance musculaire chez les jeunes adultes en bonne santé. L'étude compare les effets de deux types d'entraînement (continu et intermittent) pour déterminer lequel est le plus efficace pour renforcer les muscles masticateurs et améliorer la capacité fonctionnelle de la mâchoire. Les forces mesurées au cours de l'étude ont montré des valeurs de force de morsure maximales moyennes variant de 745 N à 862 N dans le groupe d'entraînement continu (CTG) et de 709 N à 817 N

dans le groupe d'entraînement intermittent (ITG). Ces mesures ont été effectuées à différents intervalles tout au long de la période d'entraînement de 4 mois. Cette étude décrit le GM10 est un instrument précis pour mesurer la force de morsure maximale, avec des résultats cohérents et fiables à travers différentes sessions de mesure il est également jugé confortable pour les participants. L'article conclut que l'entraînement des muscles masticateurs, qu'il soit continu ou intermittent, a un effet significatif sur l'augmentation de la force de morsure maximale et l'endurance musculaire. Ces gains en force et en endurance sont observés après plusieurs mois d'entraînement, mais ils diminuent progressivement lorsque l'entraînement est interrompu. De plus, l'étude n'a observé aucun signe de troubles temporo-mandibulaires (TMD) associés à cet entraînement, ce qui suggère que ces exercices sont sûrs pour des individus sans problèmes de mâchoire préexistants. Les résultats indiquent que pour maintenir les bénéfices acquis, il est nécessaire de continuer les exercices de manière régulière.

L'étude [20] explore la force de morsure maximale chez des patients avec et sans implants dentaires en utilisant le GM10. L'étude vise à évaluer les différences de force de morsure entre ces deux groupes ainsi que l'influence du sexe, de l'âge, et du bruxisme sur la force de morsure. L'étude n'a pas trouvé de différence significative dans la force de morsure maximale entre les patients avec implants dentaires et ceux sans implants, bien qu'une tendance montre que le groupe sans implants pourrait avoir une force de morsure plus élevée. Une différence significative a été observée entre les sexes, les hommes montrant des forces de morsure maximales plus élevées que les femmes, indépendamment de la présence d'implants. Le transducteur de force occlusale numérique GM10 a été jugé outil précis et fiable et utile pour évaluer les forces masticatoires. La force de morsure moyenne dans le groupe implant était de $236,1 \pm 162,3$ N tandis que dans le groupe sans implant, elle était de $275,7 \pm 186,2$ N.

Il est possible de conclure que ce dispositif de mesure de force présente de nombreux avantages. La précision et la répétabilité de ce dispositif de mesure de la force occlusale sont vérifiées. Il est portable et facile à utiliser. Son embout en vinyle est considéré comme confortable, procurant ainsi un sentiment de sécurité qui encourage à mordre avec force. La mesure numérique est directement affichée en Newtons, et enfin, la force peut être mesurée de manière unilatérale ou bilatérale.

T Scan system (Tekscan, Inc., South Boston, MA)



Figure 14: Détail des trois composants du T-Scan de Tekscan [31]

Le système T-Scan, développé par Tekscan. Tekscan est une entreprise spécialisée dans le développement de capteurs et de systèmes de mesure de pression et de force, utilisés dans diverses applications médicales, industrielles, et de recherche pour fournir des données précises sur la répartition des pressions et des forces. Le T-Scan est un système comprenant un manche appelé Novus Recording Handpiece, relié à un ordinateur via USB. Il utilise un capteur ultra-fin de 100 micromètres d'épaisseur, maintenu par une fourchette en plastique, capable de supporter jusqu'à 24 utilisations [31], ce dispositif est représenté à la figure 14. Ce capteur enregistre les contacts occlusaux en temps réel, il mesure et affiche la distribution des forces occlusales par dent, hémisphère ou quadrant, indiquant le pourcentage de force relative à chaque dent par rapport à la force maximale exercée. L'outil utilisé dans le plus grand nombre d'études était le T-Scan de Tekscan. [31]. Il est possible de retrouver le prix de certain composant sur le site Tekscan, le capteur ultra-fin ainsi que ces supports sont estimés autour de 290euro.

L'étude [19] a étudié deux patients adultes atteints d'atrophie musculaire spinale (SMA) de type 2 utilise ce dispositif et conclu que le dispositif permet un repositionnement fiable du capteur sans avoir besoin de blocs de morsure personnalisés, ce qui est un avantage pour les patients atteints de SMA avec des anomalies dentaires ou squelettiques.

Flexiforce (Tekscan, South Boston, MA, USA)

Le capteur piézorésistif était une bande de plastique mince de 10 mm de large, 150 mm de long, et 0,2 mm d'épaisseur, avec la partie piézorésistive située à l'extrémité du capteur. Ce matériau fonctionne comme une résistance variable, dont la résistance diminue lorsque la force appliquée augmente. Ils peuvent mesurer des forces allant jusqu'à 4500 N. Ils sont peu coûteux et faciles à utiliser. [35]

Dans l'étude [19] mentionnée précédemment, les forces maximales de morsure mesurées étaient 35,7 N et 63,4 N, ce qui est nettement inférieur à la force de morsure typique d'une adulte en bonne santé, qui se situe autour de 300 N. Ce capteur garantit une séparation minimale de la mâchoire lors de la mesure, ce qui est crucial pour les patients ayant une ouverture buccale limitée.

L'étude [21] vise à proposer une méthode contemporaine pour déterminer la valeur de la force intrinsèque des muscles élévateurs de la mâchoire de manière non invasive, en combinant les données d'imagerie par résonance magnétique (IRM), les mesures de la force de morsure et les simulations d'analyse par éléments finis en 3D. L'objectif est d'améliorer la précision des modèles biomécaniques spécifiques aux patients pour des implants reconstructifs et des prothèses de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM). La plage de force maximale mesurées est de 342 N à 474 N. La force maximale a été mesurée aux prémolaires de manière bilatérale, l'essai comprenait 5 tentatives et la valeur la plus haute était enregistrée. Cet article conclut que la capacité intrinsèque des muscles varie considérablement entre les sujets. Cette variation souligne l'importance de personnaliser les modèles biomécaniques pour chaque patient, plutôt que de s'appuyer sur des valeurs standardisées. Les résultats montrent que l'utilisation de valeurs standard pour la force intrinsèque des muscles pourrait entraîner des erreurs significatives dans la conception des implants, soit par surévaluation, soit par sous-évaluation, ce qui pourrait affecter la durée de vie et l'efficacité des implants.

Le FlexiForce présente plusieurs limitations, notamment une précision réduite aux extrêmes de sa plage de mesure, une non-linéarité sous des forces extrêmes, et une sensibilité aux conditions environnementales telles que la température et l'humidité. De plus, sa capacité à capturer des variations rapides de force est restreinte, et il peut se déformer sous des charges excessives, ce qui impacte la fiabilité des mesures.

FS R No. 151 (Interlink Electronics Inc., Camarillo, CA, USA)

Prescale system (GC Co. Ltd, Japan)

2.2 Dispositifs existants pour la mesure d'ouverture

L'étude [4] a utilisé un dispositif extra-oral ajustable pour mesurer les forces maximales d'ouverture de la mâchoire chez des participants en bonne santé. Le dispositif, composé de capuchons rigides pour le crâne et le menton reliés à une cellule de charge de 1000 N, enregistrait la force générée lors de l'ouverture forcée de la bouche. Le protocole de test comprenait 7 essais, chacun entrecoupé de pauses de 10 secondes, où les participants devaient ouvrir la bouche avec force. Les valeurs maximales de force enregistrées au cours des essais étaient ensuite analysées. Les résultats ont montré que la force médiane d'ouverture était de 41,16 N pour les femmes et de 79,00 N pour les hommes, avec des valeurs plus élevées chez les hommes. Cependant, ces forces étaient faiblement associées aux paramètres biologiques et anthropométriques comme le sexe, l'âge, la taille, le poids et l'IMC. L'étude suggère que la force musculaire et les dimensions faciales pourraient être des facteurs plus déterminants dans la variation des forces d'ouverture de la mâchoire.

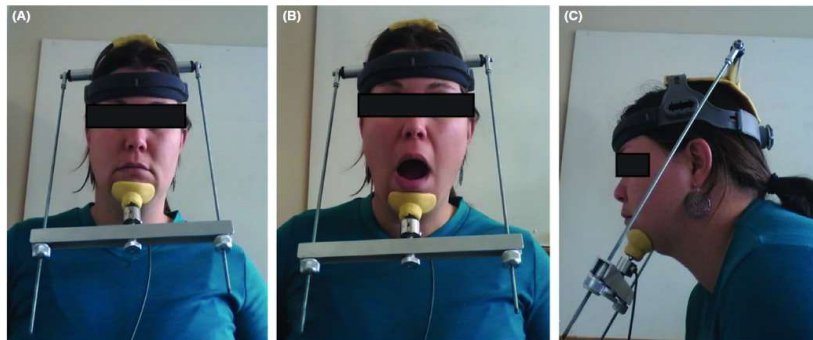


Figure 15: Extra-oral device connected to a load cell used to measure jaw-opening forces. (A) In centric occlusion. (B) During opening. (C) Side view [4]

L'étude [26] a utilisé un dynamomètre portatif (MicroFet2) pour évaluer la force isométrique des muscles de la mâchoire et de la colonne cervicale chez de jeunes adultes en bonne santé. Le dynamomètre a été positionné sur différentes parties de la tête pour mesurer les forces d'ouverture de la mâchoire et de déviation latérale. Les sujets devaient exercer une contraction maximale contre la résistance appliquée par l'examineur. La force moyenne d'ouverture de la mâchoire était de 54,21 N, tandis que les forces de déviation latérale droite et gauche étaient respectivement de 46,92 N et 48,62 N. L'étude a révélé des corrélations significatives entre la force d'ouverture

de la mâchoire et celle des fléchisseurs cervicaux, ainsi qu'entre les forces de déviation latérale de la mâchoire et celles de flexion latérale cervicale, soulignant l'importance de la relation fonctionnelle entre les muscles masticateurs et cervicaux pour la réhabilitation

L'étude [36] avait pour objectif de mesurer les forces maximales d'ouverture de la mâchoire, ainsi que les schémas d'ouverture et la dépense énergétique associée à ces mouvements chez des adultes en bonne santé.

2.3 Dispositifs existants pour la mesure mouvements de diduction

La seule littérature en lien avec l'étude de ce mouvement est l'étude [26]. Les valeurs trouvées y sont mentionnées précédemment.

2.4 Dispositifs existants pour la mesure mouvements de diduction

Aucun dispositif n'a été conçu pour étudier ce mouvement. De plus, la littérature ne comporte aucun document ou article permettant d'étayer cette section.

3 Démarche de conception

La conception d'une machine est quelque chose d'assez complexe à réaliser. Le processus de conception suivi sera similaire à celui présenté lors du cours de 'Project in Mechanical Design II - LMECA2840'. Tout d'abord, il faudra identifier les objectifs à atteindre pour résoudre la problématique abordée dans ce mémoire. À partir de ces objectifs, un cahier des charges pourra être établi afin de définir les besoins liés à la conception du prototype, répondant ainsi aux exigences du clinicien Laurent Pitance. Avant de penser à une quelconque solution, il est essentiel de réfléchir à tous les besoins spécifiques que le premier prototype devra satisfaire, ainsi qu'aux contraintes avec lesquelles il faudra composer. Ensuite, plusieurs solutions sont développées afin de pouvoir les comparer entre elles à l'aide de critères d'évaluation définis en amont avec Laurent Pitance. Cela permet de choisir la solution qui répond le mieux aux besoins pour la conception d'une première version du prototype.

3.1 Objectifs et description des besoins

L'objectif de ce mémoire est de concevoir un dispositif de mesure des forces mandibulaires pour le diagnostic et la rééducation par renforcement musculaire afin de soigner des patients atteints de désordre temporomandibulaire. Il est essentiel de distinguer dès le départ trois scénarios dans le développement du dispositif. Le premier concerne le dispositif final à usage clinique, c'est-à-dire le produit qui sera validé et utilisé en milieu clinique. Le deuxième découle du premier et correspond au développement du prototype, qui constitue la première version du dispositif final. Le troisième scénario porte sur le développement d'une version simplifiée du dispositif clinique, destinée à être utilisée à domicile par les patients dans le cadre de la rééducation. Ce mémoire se concentrera principalement sur le second cas, c'est-à-dire l'élaboration d'une première version du dispositif clinique, tout en définissant dès à présent les objectifs et contraintes du produit final.

Pour démarrer la conception, un graphique des objectifs peut être produit. En identifiant quelques mots-clés liés au problème, sans être exhaustif, cela permet de créer un premier fil conducteur. Ce graphique des objectifs, représenté à la figure 16, a été conçu avec Xmind, il reprend globalement les objectifs des trois scénarios mentionnés précédemment.

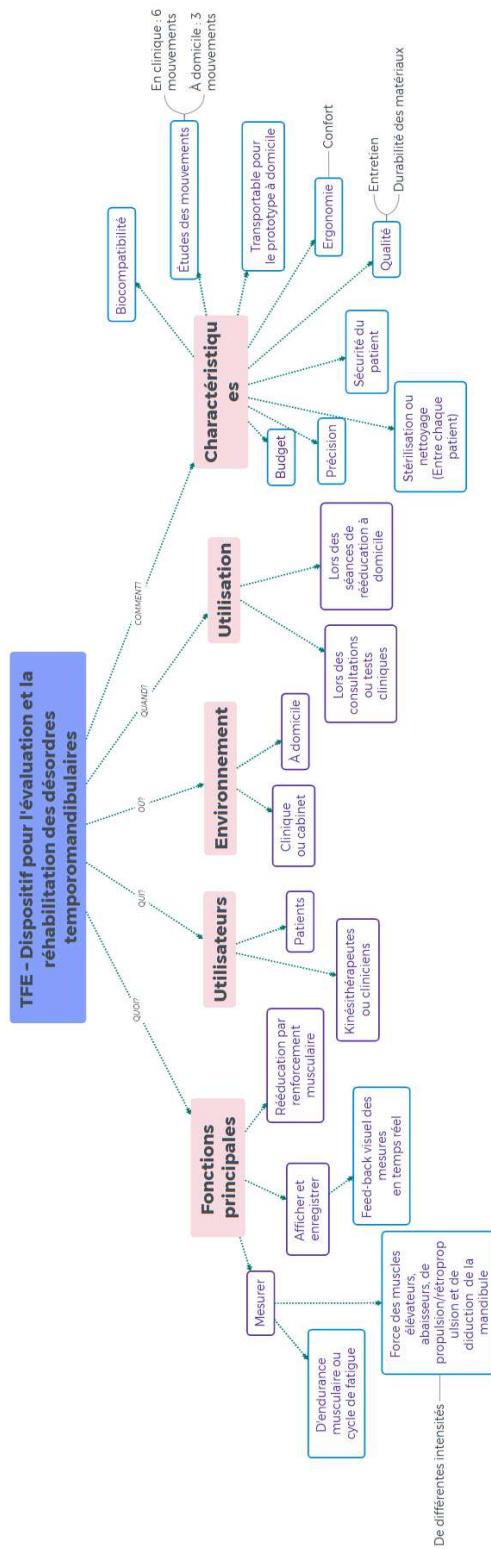


Figure 16: Graphique des objectifs

Suite à une première réunion avec Laurent Pittance, accompagnée de Benoit Herman, les objectifs globaux du mémoire ont été discutés. Dans un premier temps, les objectifs principaux du dispositif clinique et du prototype seront : mesurer les forces générées lors de mouvements mandibulaires spécifiques, enregistrer et afficher ces mesures afin de pouvoir utiliser les données comme référentiel lors de séances d'exercices ou d'études cliniques. Egalement faire des mesures au cours du temps pour évaluer la fatigue et l'endurance musculaire. Dans un second temps, le dispositif conçu pour usage à domicile se concentrera sur la partie rééducation. Avant d'explorer le développement du dispositif conçu pour un usage à domicile, il est nécessaire de mener une première phase expérimentale avec un dispositif disponible exclusivement en clinique. Celui-ci sera initialement utilisé sur des patients hospitalisés ou sur ceux se rendant régulièrement à la clinique pour effectuer des exercices de rééducation sous la supervision d'un clinicien. Ces tests préliminaires permettront de recueillir des données afin d'évaluer si la rééducation par renforcement musculaire, réalisée à l'aide de ce dispositif, a un impact réel sur les troubles temporomandibulaires. En analysant ces données, il sera possible de déterminer si les troubles disparaissent ou s'atténuent avec le temps et si la force musculaire évolue de manière à réduire les douleurs lors de la mastication. Ces analyses permettront également d'évaluer l'évolution de la capacité de force, contribuant ainsi potentiellement à l'amélioration des conditions de vie des patients atteints de ces troubles. L'obtention de résultats favorables et la démonstration d'une véritable amélioration des symptômes, rendront pertinent le développement d'un dispositif simplifié, conçu pour être utilisé par le patient à domicile. Pour la suite de ce chapitre, le cas du dispositif destiné à un usage à domicile ne sera plus abordé.

3.2 Cahier des charges

Suite à l'énoncé de ces premiers objectifs, il est possible d'identifier les fonctions principales et les contraintes associées que le système doit satisfaire. Comme mentionné ci-dessous, le dispositif servira à mesurer des forces, ce qui constitue la fonction principale (FP1) à laquelle il doit répondre. Ces mesures de forces seront statiques. Cette mesure de force sera effectuée pour les six mouvements possibles de la mandibule : l'ouverture et la fermeture de la bouche, les mouvements de latéralité gauche et droite, ainsi que la propulsion et la rétropropulsion de la mandibule. Pour chaque mouvement, il sera nécessaire de mesurer à la fois la force maximale volontaire de contraction (FMVC) et une force correspondant à un certain pourcentage de cette valeur maximale. Il est donc important d'identifier la plage des forces maximales pour chaque mouvement afin de déterminer les forces maximales globales

que le ou les capteurs de force devront mesurer. Laurent Pitance a souligné l'intérêt de pouvoir mesurer les forces de fermeture à différentes ouvertures buccales. Il est donc indispensable que le dispositif puisse ajuster et maintenir une ouverture buccale spécifique. Le dispositif doit ensuite permettre d'enregistrer (FP2) ces mesures de forces, qui seront prises par les différents capteurs de force constituant la solution choisie. Permettant ainsi d'évaluer s'il y a une évolution de la force musculaire pour chaque patient. Cette fonction sera aussi nécessaire afin de pouvoir évaluer l'endurance musculaire au cours du temps lors de test de cycle de fatigue. De nombreux patients se plaignent de myalgies qui surviennent lors de longues périodes de mastication. Ils ressentent une impression de fatigue et doivent parfois interrompre leur repas. Enfin, le dispositif devra être équipé d'un élément permettant d'afficher (FP3) et de fournir un retour visuel sur les mesures effectuées en cours de route. Cela permettra au patient d'avoir un référentiel visuel concernant l'intensité de la force qu'il doit appliquer lors de test pour des études cliniques ou lors de séances d'exercices réalisés en consultation.

À ces fonctions s'ajoutent des contraintes que le dispositif doit prendre en compte pour garantir un fonctionnement optimal. La plus importante est que, comme un humain est l'activateur du dispositif, celui-ci ne doit pas le mettre en danger (C1). Étant donné que le dispositif est situé près d'organes vitaux tels que les yeux, ou qu'il pourrait comporter une partie intra-orale, il est primordial de mentionner cette contrainte en premier. Si une partie intra-orale est nécessaire, la question du nettoyage ou de la stérilisation se pose. Le dispositif doit être ergonomique pour faciliter son utilisation et confortable pour assurer le bien-être de l'utilisateur pendant les tests (C2). Les tests en clinique sont estimés à une durée d'environ une heure. S'il est prévu que le dispositif soit portable, il faudra minimiser sa masse pour garantir l'absence de gêne ou d'inconfort durant cette durée. Étant donné que le dispositif sera utilisé sur différents patients ayant des morphologies crâniennes variées, il doit être réglable et ajustable pour chaque patient (C3). Il ne doit pas contraindre les mouvements (C4); bien que les mesures soient statiques, il ne doit pas empêcher d'effectuer un mouvement spécifique lorsque l'on en effectue un autre. Le budget n'est pas une contrainte pour le dispositif à usage clinique. Le composant le plus coûteux du prototype sera les capteurs de force, ainsi que son électronique et le système d'acquisition. Il est donc nécessaire d'investir dans des capteurs de qualité qui offrent une bonne résolution afin de garantir des données fiables. Un critère important lié au budget est la précision des capteurs utilisés pour effectuer les mesures (C5), afin de garantir la validité des études menées avec ce dispositif, comme mentionné précédemment. Cependant, pour la version destinée à un usage domestique,

il est crucial de réfléchir au coût final pour les patients, qui pourraient devoir louer le dispositif, par exemple en pharmacie. Il doit donc rester accessible.

Ces fonctions ainsi que les contraintes sont regroupées et présentées dans le cahier des charges disponible en annexe.

3.3 Analyse fonctionnelle

Après avoir identifié les fonctions principales que doit remplir le dispositif clinique, une analyse fonctionnelle regroupant ces fonctions peut être réalisée. L'objectif principal est de décrire le rôle et le comportement qu'aura le dispositif en condition réelle. L'analyse fonctionnelle sera ici représentée par un logigramme (voir figure 17), conçu avec Xmind, qui servira de représentation graphique pour illustrer, étape par étape, le déroulement de l'utilisation du dispositif. On y retrouve les fonctions principales que devra effectuer le prototype.

Le logigramme peut être décomposé en étapes comme suit : l'installation du dispositif, la prise de mesure et le retrait du dispositif.

Premièrement, la phase d'installation concerne l'arrivée du patient en salle de consultation ou autre, ainsi que l'installation du prototype sur celui-ci. Cette étape comprend le réglage du prototype afin qu'il soit correctement ajusté à la morphologie crânienne du patient qui effectuera le test. Le montage et le réglage du prototype seront effectués par un clinicien, un praticien, ou toute autre personne du domaine clinique formée à l'utilisation du prototype. Il est également possible que le protocole de la prise de mesure soit expliqué au patient avant l'installation du prototype. Une fois le prototype ajusté et alimenté, et que le patient est prêt à suivre les instructions du clinicien, la seconde étape peut commencer.

Deuxièmement, la phase de prise de mesures peut être comparée aux protocoles utilisés dans les articles scientifiques suivants [mettre la référence]. Il est d'abord nécessaire de décider quel mouvement mandibulaire sera effectué. Chaque test se concentrera sur un seul mouvement à la fois ; une fois la prise de mesures terminée pour ce mouvement, on passera aux suivants. Il sera demandé au patient d'effectuer une contraction volontaire maximale d'une certaine durée (généralement environ 4 secondes, par exemple) afin de mesurer la force maximale obtenue lors de la contraction. Cette action sera répétée plusieurs fois, par exemple trois fois, afin de sélectionner la valeur maximale parmi tous les essais ou d'en faire la moyenne, ce qui permettra

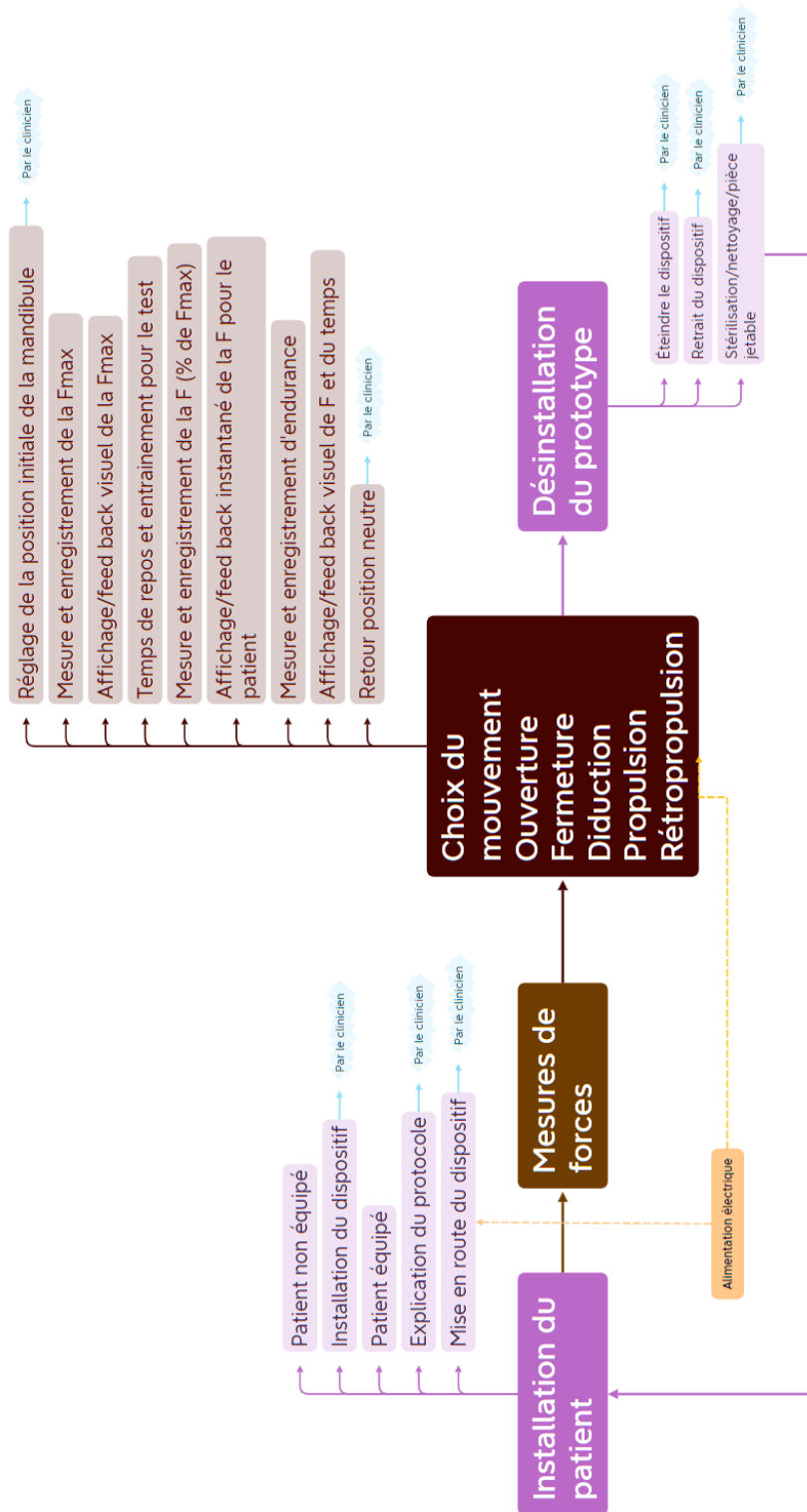


Figure 17: Logigramme

d'obtenir une valeur représentative de la force maximale pour le mouvement étudié. Cette valeur sera enregistrée et utilisée comme référence pour le reste du test et pour suivre l'évolution de la force maximale au fil du temps dans le cadre d'un traitement à long terme. Ensuite, cette valeur sera affichée sur l'écran comme repère visuel, et un pourcentage de cette force sera déterminé pour que le patient puisse s'efforcer d'atteindre ce pourcentage, en ayant un repère visuel pour vérifier s'il atteint bien l'objectif fixé.

Le test se poursuit ensuite avec des exercices qui demandent au patient de contracter volontairement les muscles pendant une durée déterminée (par exemple 4 secondes [23]) pour atteindre ce pourcentage, en répétant le processus avec des temps de pause entre chaque essai. Les mesures de force sont enregistrées, ce qui permet de renforcer les muscles associés au mouvement étudié. Alternativement, le test peut se concentrer sur l'endurance de ces muscles. Le protocole pourrait consister, par exemple, à contracter volontairement les muscles pour atteindre le pourcentage souhaité et maintenir cette contraction jusqu'à ce qu'une diminution de la force soit observée. Le test d'endurance peut se terminer lorsque cette diminution de force dépasse un seuil prédéfini (par exemple, une réduction de plus de 10 % par rapport au repère visuel) [23]. Ces mesures d'endurance sont enregistrées en continu et affichées en temps réel. Une fois le protocole complet pour un mouvement, l'ensemble du processus peut être répété pour le mouvement suivant.

À ce stade, il est encore difficile de déterminer si la force maximale de chaque mouvement doit être enregistrée en amont, un jour différent, afin d'éviter une pré-fatigue susceptible d'influencer la phase de prise de mesures, comme illustré dans cette étude. Il est également important de savoir si enchaîner tous les mouvements les uns après les autres n'a pas un effet néfaste sur les derniers mouvements effectués.

3.4 Graphe morphologique

La création d'un graphe morphologique est un outil de conception utile pour explorer et générer une gamme de solutions potentielles de design, facilitant et orientant ainsi le développement du prototype. Il permet d'identifier des ensembles de solutions pour les fonctions précédemment identifiées, de les combiner ces solutions entre elles afin de créer différents variants de dispositifs. Ces variants seront ensuite comparés afin de choisir la meilleure solution répondant le mieux aux besoins du dispositif. Le graphe morphologique du dispositif est représenté au tableau suivant.

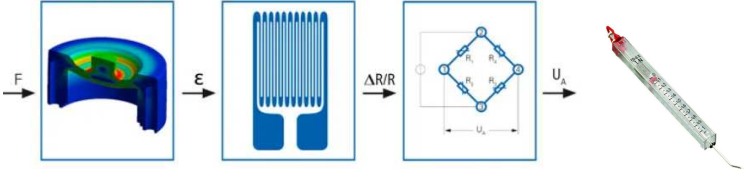
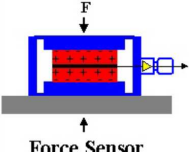



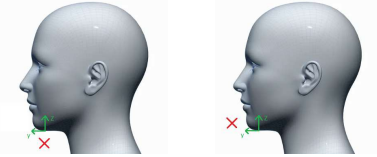
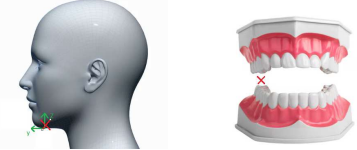
Mesure de force normale	<p style="text-align: center;">Capteur de force Strain gauge Dynamomètre</p>  <p style="text-align: center;">Capteur de force capacité (piézo)</p> 
Nombre de capteurs	<p style="text-align: center;">Capteur 3 axes en (T/C) Capteur 5 dir + C pour ferm</p>  <p style="text-align: center;">Capteur XY + Z Capteur XY + Z- + Z+</p>  <p style="text-align: center;">Capteur T/C par axes Un capteur par mouvement</p> 
Localisation des capteurs	<p style="text-align: center;">Sous le menton Devant le menton</p>  <p style="text-align: center;">Sur le côté de la mâchoire Entre les dents</p> 

Table 1: Tableau morphologique






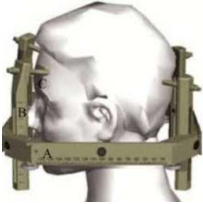
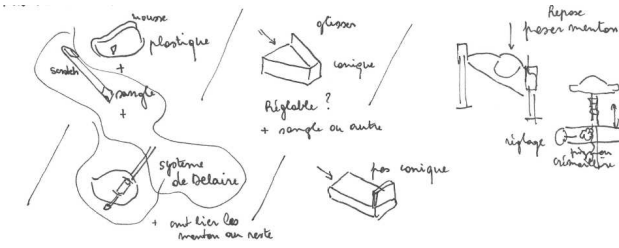

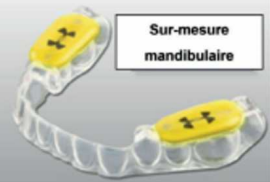

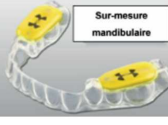
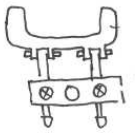
<p>Ancrage au crane</p>	<div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;"> <p>Casque de vélo</p>  <p>Casque de ski</p>  <p>Harnais</p>  </div> <div style="text-align: center;"> <p>Casque de chantier</p>  <p>Sangle</p>  <p>Casque avec clame réglable</p>  </div> </div>
<p>Ancrage au menton</p>	<p style="text-align: center;">Mentonnière</p> 
<p>Ancrage aux dents</p>	<div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;"> <p>Mordu en gouttière (m+i)</p>  </div> <div style="text-align: center;"> <p>Mordu en gouttière (i)</p>  </div> </div> <div style="display: flex; justify-content: space-around; margin-top: 10px;"> <div style="text-align: center;">  <p>Sur-mesure maxillaire</p> </div> <div style="text-align: center;">  <p>Sur-mesure mandibulaire</p> </div> </div> <p style="text-align: center; margin-top: 10px;">Plaque métal + mousse élastomère</p> 

Table 2: Tableau morphologique



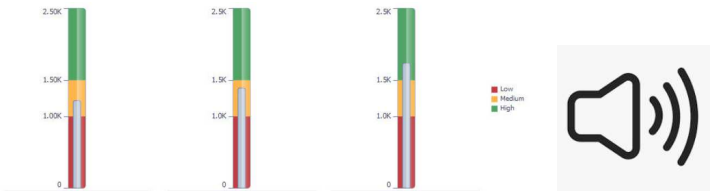

Position du patient	<p style="text-align: center;"> Debout Assis Couché </p> 
Configuration	<p style="text-align: center;"> Portable Fixe </p> 
Feedback	<p style="text-align: center;"> Visuel Sonore </p>  <p style="text-align: center;"> Vibration </p> 

Table 3: Tableau morphologique

Mesure de force normale

Il est essentiel de déterminer le mode de mesure de la force et de choisir l'instrument le plus approprié pour obtenir des valeurs précises. Cette décision peut être influencée par l'espace de travail ou l'environnement. Par exemple, pour un dispositif intra-oral, il est crucial de considérer l'espace réduit à l'intérieur de la bouche. De même, pour un dispositif portable, la masse reste un critère important à prendre en compte. Une discussion plus complète sera réalisée pour la défense.

Nombre de capteurs de force

L'augmentation du nombre de capteurs dans un système complexifie la conception et l'implémentation. Le système doit analyser six mouvements distincts, chacun avec des directions et des intensités variées. Il est essentiel de connaître les plages de mesure des forces pour chaque mouvement afin de déterminer le nombre approprié de capteurs. Il est donc crucial de choisir la solution qui fournira les mesures les plus précises et fiables.

Localisation des capteurs de force

Afin de mesurer les différentes forces générées lors des mouvements mandibulaires, il est nécessaire d'établir des points de référence fixes, ou des points d'ancrage stables, qui serviront à capter et quantifier ces forces, et à déterminer les zones de la tête où elles seront mesurées. Cela définit également la position du ou des capteurs dans le système du dispositif, qui recevra les forces concernées.

Ancrage au crâne

Pour mesurer les forces durant certains mouvements mandibulaires, il est nécessaire d'établir un point d'appui au niveau du crâne, qui permettra de capter les efforts générés lors de l'ouverture de la bouche. Le confort doit être pris en compte pour éviter de provoquer des douleurs ou des gênes.

Ancrage au menton

Le point d'appui au niveau du menton doit également être pris en compte lors de la mesure de l'ouverture de la bouche. L'ancrage au menton présente des limitations, il ne faut pas contraindre le mouvement de la mâchoire. Par conséquent, la solution la plus viable consiste à utiliser une mentonnière qui

permettra de reprendre les efforts générés lors des mouvements de latéralité, de propulsion et d'ouverture.

Ancrage aux dents

Pour mesurer les efforts générés lors de la fermeture de la bouche ou de la rétropropulsion de la mandibule, il est nécessaire d'établir des points d'appui. Pour la rétropropulsion, le point d'appui doit être situé sur les dents inférieures. Pour la fermeture de la bouche, il est nécessaire d'avoir des points d'appui à la fois sur les dents inférieures et supérieures.

Position du patient

La position du patient lors des tests est à prendre en compte, et plus précisément celle de l'orientation de la tête, peut avoir une grande influence sur la force exercée par les muscles lors des mouvements mandibulaires.[]

Configuration

Le prototype peut être conçu avec des caractéristiques de mobilité, permettant de le déplacer facilement, ou de fixité, en étant attaché de manière stationnaire à un emplacement spécifique.

Ajustement

Feedback au patient

Pour fournir un retour d'information au patient, plusieurs modalités peuvent être envisagées. Un feedback visuel peut être donné par des affichages ou des voyants lumineux montrant des informations en temps réel. Un graphe ou une interface informatique peut visualiser les données sous forme de courbes ou de tableaux, permettant au patient de suivre ses progrès. Un feedback sonore peut inclure des signaux sonores comme des bips ou des alertes vocales. Un feedback tactile peut utiliser des vibrations pour indiquer des changements ou des objectifs atteints.

3.5 Concept variants

À développer pour la défense.

3.6 Evaluation chart

Après avoir brièvement exploré les différentes options de design pour le dispositif, élaborées à partir des combinaisons des sous-solutions fonctionnelles, il est crucial d'évaluer chaque solution selon des critères préalablement discutés et définis avec Laurent Pitance. Ces critères permettent de déterminer quelle solution répond le mieux aux exigences et aux contraintes du projet. Chaque critère reçoit un poids relatif en fonction de son importance, ce qui permet de calculer un score pour chaque solution en multipliant la valeur de chaque critère par son poids relatif. La solution optimale sera alors celle qui obtient le score le plus élevé.

La précision est cruciale pour un dispositif de mesure des forces mandibulaires, car les données obtenues sont utilisées pour diagnostiquer des pathologies, évaluer la progression des traitements et adapter les protocoles de rééducation. Une précision élevée garantit que les forces mesurées reflètent fidèlement la réalité, permettant ainsi de prendre des décisions cliniques basées sur des données fiables. Une moindre précision pourrait entraîner des erreurs de diagnostic, compromettre l'efficacité du traitement et, en fin de compte, affecter la santé du patient.

La fiabilité du dispositif est essentielle, car elle assure que les mesures sont constantes et reproductibles dans le temps, quelles que soient les conditions d'utilisation. Un dispositif fiable permet de suivre les progrès des patients avec confiance, sans craindre que les variations dans les mesures soient dues à des erreurs instrumentales plutôt qu'à des changements réels dans la condition du patient. Cette constance est indispensable pour établir des tendances précises et pour garantir que les résultats des tests sont comparables d'une séance à l'autre.

La sécurité est primordiale, car le dispositif est utilisé directement sur le patient, souvent à proximité des organes vitaux comme les yeux ou dans des zones sensibles telles que la cavité buccale. Un dispositif sécurisé minimise le risque de blessures accidentelles, d'inconfort ou de complications. En rééducation, où l'appareil peut être utilisé fréquemment, il est particulièrement important que le patient ne soit jamais mis en danger. La sécurité du dispositif renforce la confiance des patients et des praticiens, rendant son adoption plus probable en pratique clinique.

L'ergonomie du dispositif est cruciale pour le confort du patient et l'efficacité des mesures. Un appareil bien conçu, qui s'adapte aisément aux différentes

morphologies crâniennes et ne provoque pas d'inconfort, augmente la tolérance du patient et permet des mesures plus fiables. Une bonne ergonomie réduit le risque de fausses données causées par des mouvements involontaires du patient dus à l'inconfort ou à la douleur, et permet des sessions de test plus longues si nécessaire, sans perturber les résultats.

La facilité d'utilisation du dispositif est importante pour assurer que les praticiens peuvent l'utiliser efficacement, sans nécessiter une formation intensive ou un temps d'installation long. Un appareil facile à utiliser réduit les risques d'erreurs humaines, comme une mauvaise calibration ou un mauvais positionnement, qui pourraient altérer les résultats. Cela est particulièrement important dans un contexte clinique où le temps est précieux et où plusieurs patients doivent être traités efficacement au cours de la journée.

Ces critères, pris ensemble, forment la base d'un dispositif de mesure des forces mandibulaires qui est non seulement techniquement compétent mais aussi adapté à un usage clinique régulier, favorisant des diagnostics précis et des traitements efficaces.

Un résumé de ces critères ainsi que leur poids relatif est présenté dans le tableau 4 ci-dessous. Ce tableau servira à évaluer chaque solutions et obtenir le score de celle-ci.

Critères	Poids	Solutions			
		I	II	III	IV
Précision	3				
Fiabilité	3				
Sécurité	2				
Ergonomie	2				
Facilité d'utilisation	1				
Score					

Table 4: Critères d'évaluation ou critères de performance

La comparaison et l'évaluation des variants sera faite pour la défense.

4 Design détaillé

Le design d'un prototype représente une étape cruciale dans le processus de développement d'un produit, servant de pont entre l'idée initiale et sa réalisation concrète. Il permet non seulement de visualiser et de tester les concepts avant leur mise en œuvre finale, mais aussi d'identifier rapidement les éventuelles failles et d'apporter les ajustements nécessaires.

Ce chapitre a pour objectif de retracer l'évolution de la conception du prototype à travers ses différentes itérations, en mettant en lumière les améliorations successives apportées à chaque version. Il inclura également une description technique détaillée de la première version du prototype, permettant de comprendre les choix initiaux ainsi que les défis rencontrés au début du processus de développement. L'objectif est de créer une version tangible qui reflète fidèlement les spécifications du projet, tout en offrant une base solide pour les itérations futures.

4.1 V0 du prototype

En s'appuyant sur le graphe morphologique et ses différentes sous-solutions, la solution développée intégrera les éléments suivants :

- Nombre de capteur : Un capteur 3 axes en traction/compression
- Localisation du capteur : Sous le menton
- Ancrage au crâne : Sangle
- Ancrage au menton : Mentonnière
- Ancrage aux dents : Mordu en gouttière uniquement sur incisive
- Position du patient : Assis
- Position de la tête : Pas soutenue
- Configuration : Portable
- Feedback au patient : Visuel

La justification du choix de ces sous-solutions peut se faire de la manière suivante :

Nombre de capteur

Le choix s'est orienté vers l'utilisation d'un capteur unique capable de mesurer les forces dans les trois dimensions. Cette solution permet d'éliminer l'influence des efforts parasites susceptibles de perturber le capteur et de fausser les mesures. De plus, un capteur triaxial est déjà disponible au sein de l'institut IMMC, ce qui évite l'acquisition d'un nouvel équipement, réduisant ainsi les coûts et les délais potentiels liés à l'achat et à la livraison. L'acquisition d'un nouveau capteur apparaît superflue pour cette première version du prototype, dont l'objectif principal est de vérifier le bon fonctionnement mécanique du dispositif, d'identifier les premières faiblesses et de proposer des améliorations pour les itérations futures. Le capteur utilisé sera le capteur 3 axes de chez ATI. La datasheet se trouve en annexe

Localisation

Le choix s'est porté sur une position sous le menton, bien que les mouvements d'ouverture et de fermeture ne soient pas parfaitement linéaires. Cette configuration permet néanmoins de placer le capteur directement dans l'axe de la force générée lors de ces mouvements. L'axe Z sera dédié au suivi du mouvement de fermeture et d'ouverture, l'axe Y sera associé au mouvement de diduction, et enfin, l'axe X sera lié aux mouvements de propulsion et de rétropropulsion.

Ancrage au crâne

les sangles peuvent être une solution viable si elles sont bien conçues en tenant compte des aspects de confort, stabilité, et ajustabilité. Cependant, il est important de noter que les sangles ne permettent pas d'intégrer de manière fixe des composants supplémentaires, ce qui pourrait limiter leur utilité si le prototype nécessite une fixation rigide ou une intégration spécifique. Par conséquent, il pourrait être pertinent d'explorer d'autres options de fixation, comme des structures rigides ou semi-rigides, en fonction des besoins spécifiques du prototype et des exigences de maintien ou d'intégration.

Ancrage au menton

Le choix de la mentonnière s'impose de lui-même, car il n'existe pas d'autres solutions viables pour assurer la transmission des efforts au capteur lors des mouvements d'ouverture, de diduction et de propulsion. Cependant, plusieurs aspects restent à discuter et à optimiser, notamment la forme de la mentonnière, les matériaux utilisés, et le système d'attache au capteur. Il sera crucial de sélectionner une forme ergonomique qui s'adapte confort-

ablement à la morphologie du menton pour éviter toute gêne ou irritation. Enfin, le mécanisme d'attache entre la mentonnière et le capteur devra être solidement conçu pour garantir une transmission fidèle des forces mesurées, sans compromis sur la précision ou la stabilité du système.

Ancrage aux dents

Le choix s'est porté sur l'utilisation d'une gouttière occlusale qui sera portée sur la partie inférieure de la mâchoire. Cette fixation permettra de capter les forces générées lors de la rétropropulsion de la mandibule et pourrait également enregistrer celles de la fermeture. Cependant, après discussion avec Laurent Pitance, il a été convenu que la mesure de la force de fermeture aux incisives, bien qu'elle ait déjà été réalisée [1] [21], ne constitue pas une valeur représentative des véritables forces pouvant être exercées lors de la fermeture de la bouche. De plus, il existe peu d'études ayant mesuré cette force aux incisives, ce qui rend difficile toute comparaison avec les forces mesurées aux molaires ou prémolaires.

Position du patient

Le choix s'est avéré logique après avoir discuté de la durée des tests, qui est d'environ une heure. Il est préférable que le patient soit assis pour éviter une fatigue inutile, surtout en tenant compte du poids du prototype.

Position de la tête

La tête ne doit pas être soutenue afin d'éviter toute courbure de la nuque, car cela pourrait influencer les forces de fermeture et d'ouverture. Il est crucial de maintenir une posture naturelle pour garantir que les mesures des forces soient représentatives des conditions physiologiques normales. De plus, un mauvais alignement de la tête pourrait introduire des biais dans les données recueillies, compromettant ainsi la validité des résultats obtenus [22].

Configuration

Afin que la tête ne soit pas soutenue, il est préférable d'opter pour un prototype qui sera porté par le patient. Cela permettra de maintenir le cou libre et non contraint, évitant ainsi toute influence sur les mesures de force.

Feedback

Un retour visuel a déjà été mentionné par Laurent Pitance, sous la forme d'un graphique à barres agissant comme une jauge pour indiquer au patient s'il atteint bien l'intensité de force décidée par le praticien.

Après avoir regroupé toutes ces sous-solutions et esquissé chaque partie, la première version complète du prototype est illustrée à la figure 18.

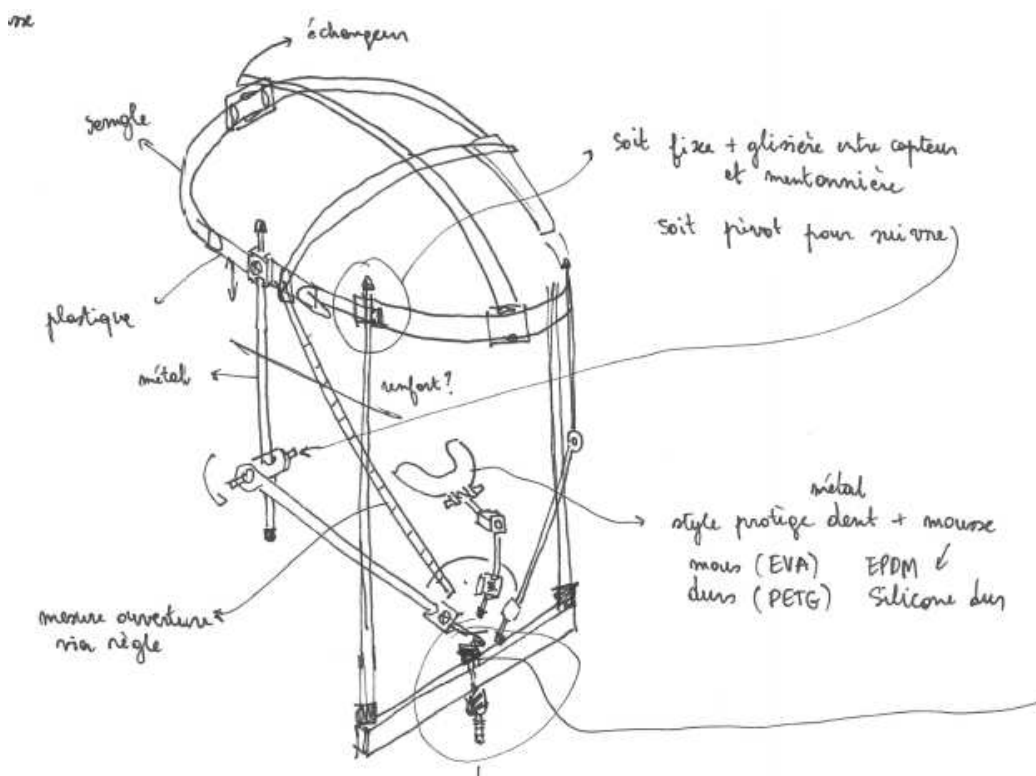


Figure 18: Version initiale du prototype

4.1.1 Discussion

Cette version représente une première synthèse des sous-solutions combinées, inspirée de divers concepts identifiés dans la littérature. La partie suspendue à l'avant est destinée à accueillir le capteur, une idée reprise des dispositifs utilisés dans l'étude de la mesure de force de l'ouverture [4]. Elle se compose d'une large structure transversale qui constitue une base solide pour fixer le capteur et le relier au crâne. Le capteur peut être monté sur cette base et ajusté en hauteur grâce à une vis de positionnement verticale.

Concernant les sangles, l'ajout de pièces en plastique a été envisagé pour

créer des points de fixation rigides. Ces pièces en plastique intégreront des éléments de réglage permettant d'ajuster la mentonnière verticalement le long de l'axe Z. Ces réglages sont effectués au moyen de glissières ajustables, fixées par des vis de serrage pour maintenir la position. Pour l'ajustement en X du prototype, l'inspiration provient du masque de protraction ou masque de Delaire (voir figure 19). De petits cylindres métalliques accueillent la tige en métal reliée à la mentonnière, offrant également des possibilités de réglage via des vis de serrage.

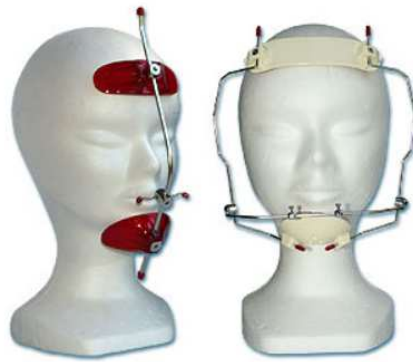


Figure 19: Différentes version du masque de Delaire [2]

La mentonnière elle-même est issue de ce concept, avec l'ajout d'un mordu pour les incisives. Ce dernier comprend également des dispositifs de réglage permettant une adaptation individuelle pour chaque utilisateur du prototype. Enfin, la figure présente une grande barre graduée, destinée à régler et fixer l'ouverture de la bouche si nécessaire.

Dans cette première version, il est déjà possible d'identifier certaines lacunes.

- Les barres constituant la structure d'un masque de Delaire ne sont pas suffisamment rigides et ne sont pas conçues pour supporter des charges lourdes, au risque de se déformer. Il est donc nécessaire de repenser la rigidité transversale et longitudinale du système en explorant d'autres concepts structuraux ou en intégrant des éléments de triangulation pour renforcer la stabilité.
- Les sangles ne fournissent pas une structure rigide avec des points de fixation permettant un ancrage solide et stable. Cette sous-solution doit donc être remplacée.

- Les éléments de réglage manquent de précision, ce qui pourrait compromettre la fiabilité des ajustements. Il est donc recommandé de les remplacer par des composants offrant une plus grande exactitude et une meilleure stabilité.

4.2 V1

Après avoir pris en compte les modifications à apporter suite à la discussion des faiblesses du premier prototype, une première itération a été réalisée. Le résultat est présenté à la figure 20.

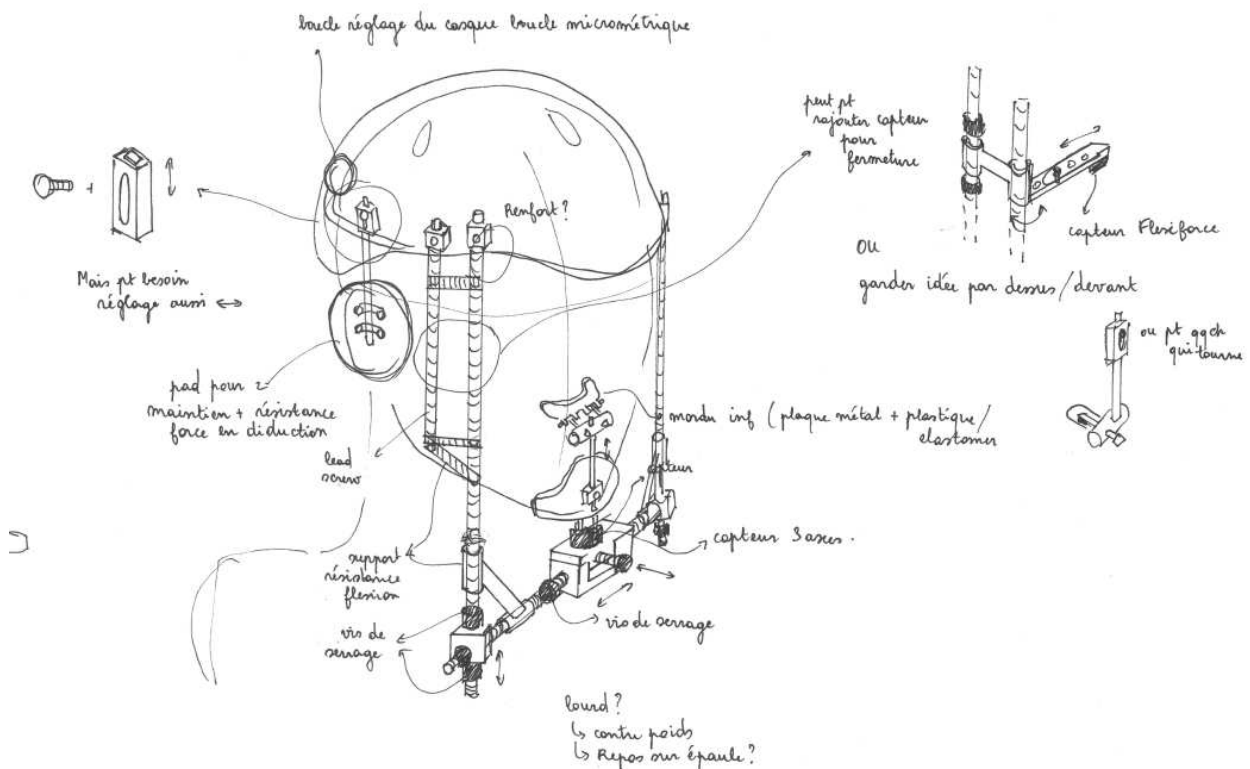


Figure 20: Première itération sur le prototype

4.2.1 Discussion

Les modifications suivantes ont été apportées :

- Les sangles ont été remplacées par un casque de vélo, offrant ainsi une structure rigide permettant une fixation sécurisée, notamment par l'utilisation de vis. Ce choix améliore la stabilité du système.

- Les barres verticales supportant le système de capteurs ont été remplacées par des vis de positionnement, permettant un réglage fin dans l'axe Z. Cette modification offre une plage de réglage plus précise, améliorant ainsi l'ajustement et l'alignement du capteur pour une performance optimale.
- Des pads latéraux ont été ajoutés pour améliorer le maintien et le confort lorsque le prototype est porté. Cette modification vise à stabiliser le dispositif tout en réduisant les points de pression, offrant ainsi une meilleure ergonomie pour l'utilisateur lors des tests prolongés.
- Des éléments de triangulation ont été intégrés pour renforcer la rigidité du système à la fois latéralement et longitudinalement. Cette amélioration structurelle vise à accroître la stabilité globale du dispositif, minimisant ainsi les déformations sous charge.
- Comme discuté précédemment, la gouttière des incisives ne pouvant pas reprendre les efforts de fermeture, il a été décidé que le prototype considérerait d'emblée que le mouvement de fermeture se ferait indépendamment des autres mouvements. Par conséquent, un capteur différent du capteur triaxial sera utilisé, adapté spécifiquement à la mesure du mouvement de fermeture. Cette approche permettra de mieux isoler et quantifier les forces en jeu, tout en optimisant la précision des mesures pour chaque type de mouvement.
- Le réglage en X et Y est assuré par un chariot similaire aux guides linéaires utilisés pour les tables de fraisage horizontal. Ce système permet un ajustement précis grâce à des vis de positionnement, offrant ainsi un contrôle fin.

Dans cette première itération, il est possible d'identifier certaines lacunes.

- Les vis de positionnement en Z ont été dédoublées, ce qui signifie que le réglage en Z n'est pas synchronisé. Cela peut entraîner des phénomènes de coincement si les deux vis ne sont pas ajustées simultanément. Cette configuration nécessite une attention particulière lors des ajustements pour éviter des désalignements ou des contraintes indésirables dans le système.
- Les pads ont été jugés peu utiles et ont donc été écartés du design.
- Il manque un système de guidage au système de positionnement du capteur.

- Étant donné que le mouvement de la mandibule n'est pas entièrement linéaire mais inclut une composante en arc de cercle, il est nécessaire d'ajouter des pivots aux extrémités de la base du capteur.

4.3 V2

Après avoir pris en compte les modifications à apporter suite à la discussion des faiblesses de la première itération, une deuxième itération a été réalisée. Le résultat est présenté à la figure 23.

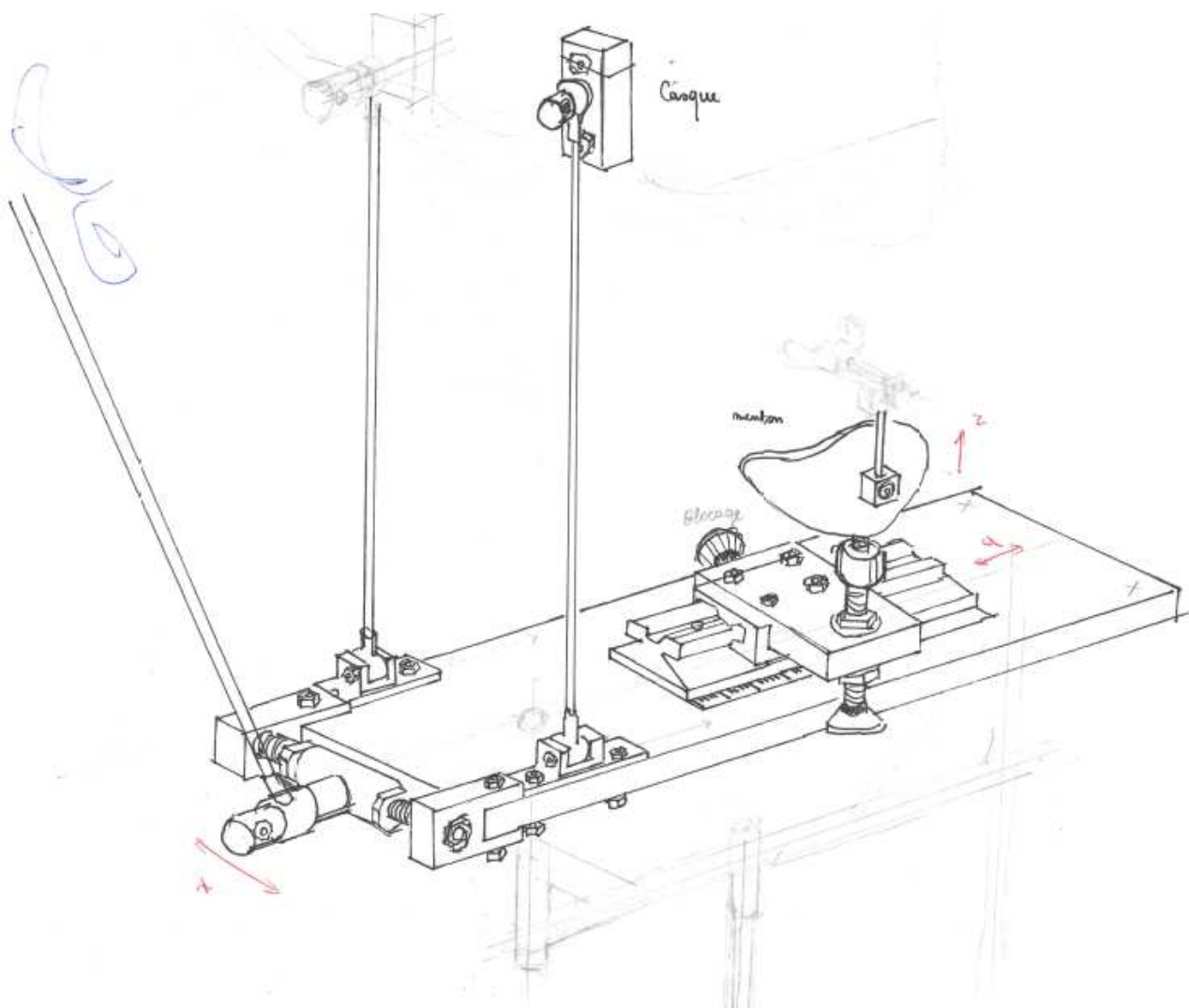


Figure 21: Deuxième itération sur le prototype

4.3.1 Discussion

Les modifications suivantes ont été apportées :

- Des pivots composés d'axes maintenus par des circlips ont été ajoutés à la base sur laquelle le capteur sera fixé, ainsi qu'au niveau du casque. Cette modification permet une articulation plus fluide.
- Le réglage en X a été dédoublé et est désormais assuré par des vis de positionnement.
- La conception revient à une base de forme rectangulaire afin d'y ajouter un chariot destiné aux réglages en Y et Z. Ce chariot est composé d'un rail assurant le guidage, solidement fixé à la base, et équipé d'un bouton de blocage mécanique pour sécuriser la position une fois le réglage effectué. Le réglage en Z est quant à lui réalisé localement par une vis de positionnement verticale, permettant un ajustement précis de la hauteur.

Dans cette deuxième itération, il est possible d'identifier certaines lacunes.

- Le chariot est équipé d'un système de guidage, mais il ne dispose pas de système de positionnement.
- Le montage du capteur et de la mentonnière présente un problème de rigidité en raison de la configuration en porte-à-faux. De plus, dans cette configuration, lorsque la vis est actionnée, l'ensemble capteur et mentonnière risque de tourner avec la vis.
- Le réglage en X, étant dédoublé, présente également un risque potentiel de coincement s'il n'est pas correctement synchronisé. Cette configuration nécessite une attention particulière lors des ajustements pour éviter des désalignements ou des contraintes indésirables dans le système.

4.4 V3

Après avoir pris en compte les modifications à apporter suite à la discussion des faiblesses de la deuxième itération, une troisième itération a été réalisée. Le résultat est présenté à la figure 23 à la page suivante. Après avoir esquissé les concepts principaux, les pièces ont été modélisées et assemblées à l'aide du logiciel SolidWorks.

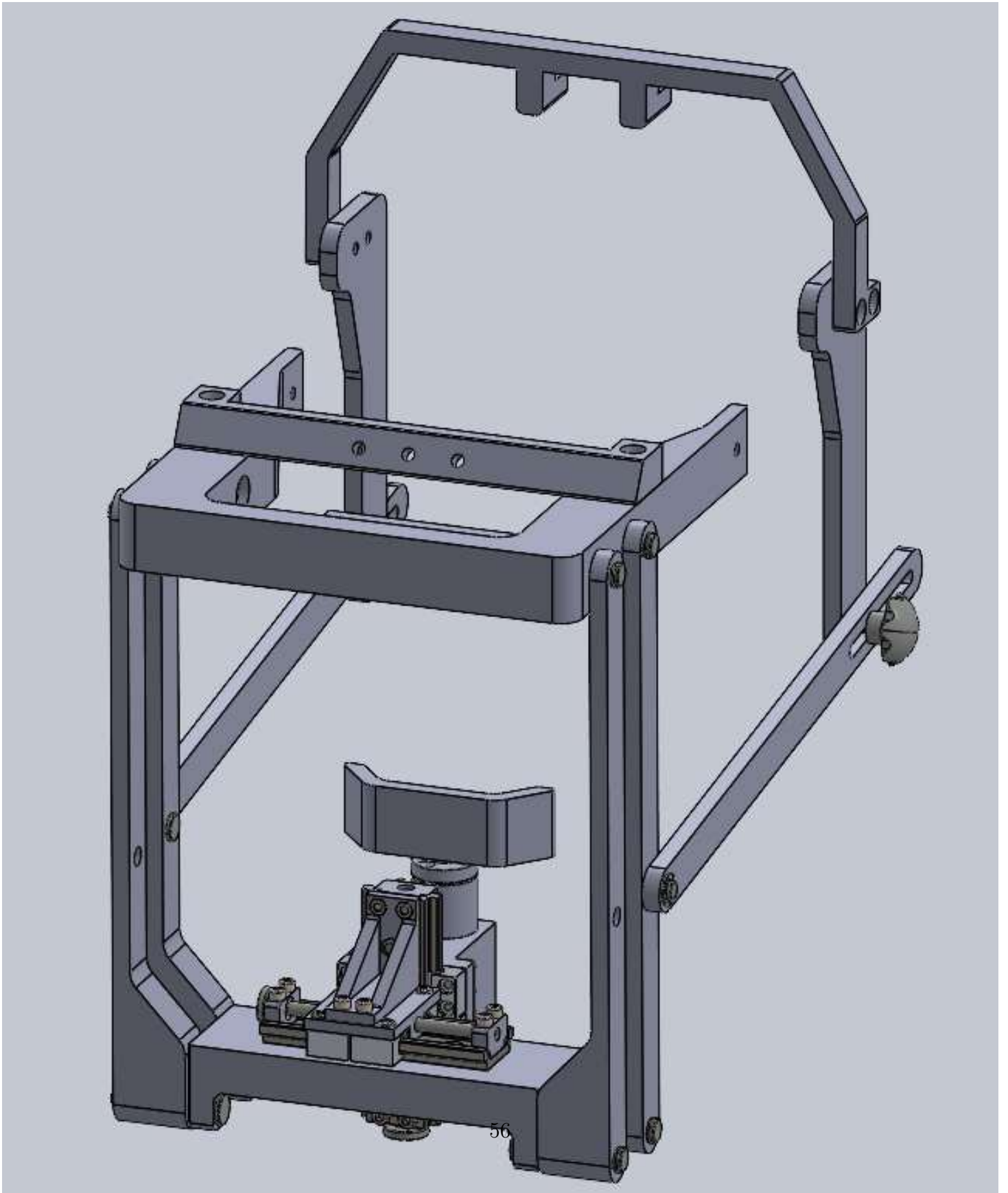


Figure 22: Vue dimétrique de la troisième itération sur le prototype

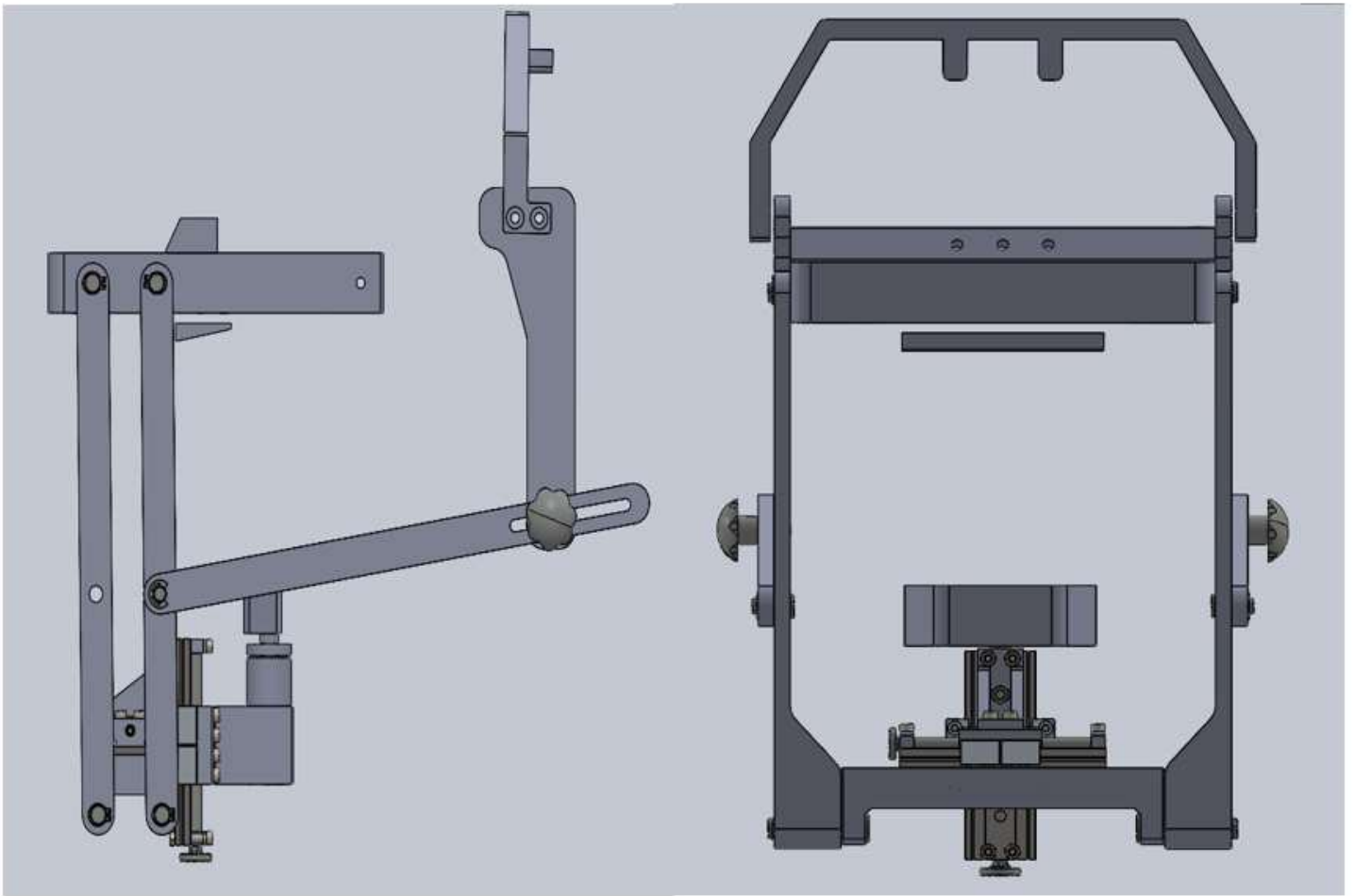


Figure 23: Vue de coté et vue frontale de la troisième itération sur le prototype

4.4.1 Discussion

Les modifications suivantes ont été apportées :

- Les points d'attache au casque ont été définis.
- Le réglage en X est simplifié en utilisant une bielle plate équipée d'un trou oblong et d'une vis de serrage.
- Le système supportant la base sur laquelle se fixe le rail a été dédoublé pour augmenter la rigidité de l'ensemble. Les supports ont été élargis à leur base afin de renforcer la triangulation transversale, assurant ainsi une stabilité accrue du système.

- Le chariot utilisé pour le réglage en Y est constitué d'un système de guidage et d'un système de positionnement par vis. Ce mécanisme a été dédoublé pour permettre également le réglage en Z. Ce chariot sera détaillé dans la version finale présentée dans la section suivante.

Dans cette troisième itération, il est possible d'identifier certaines lacunes.

- Le principal problème persistant concerne l'attache au casque. En effet, en raison de la forme complexe et non plane du casque, les attaches prévues risquent de ne pas être optimales. Cela pourrait compromettre la stabilité et l'efficacité du montage.

4.5 V4 Version finale

La figure 24 présente la version finale du prototype.

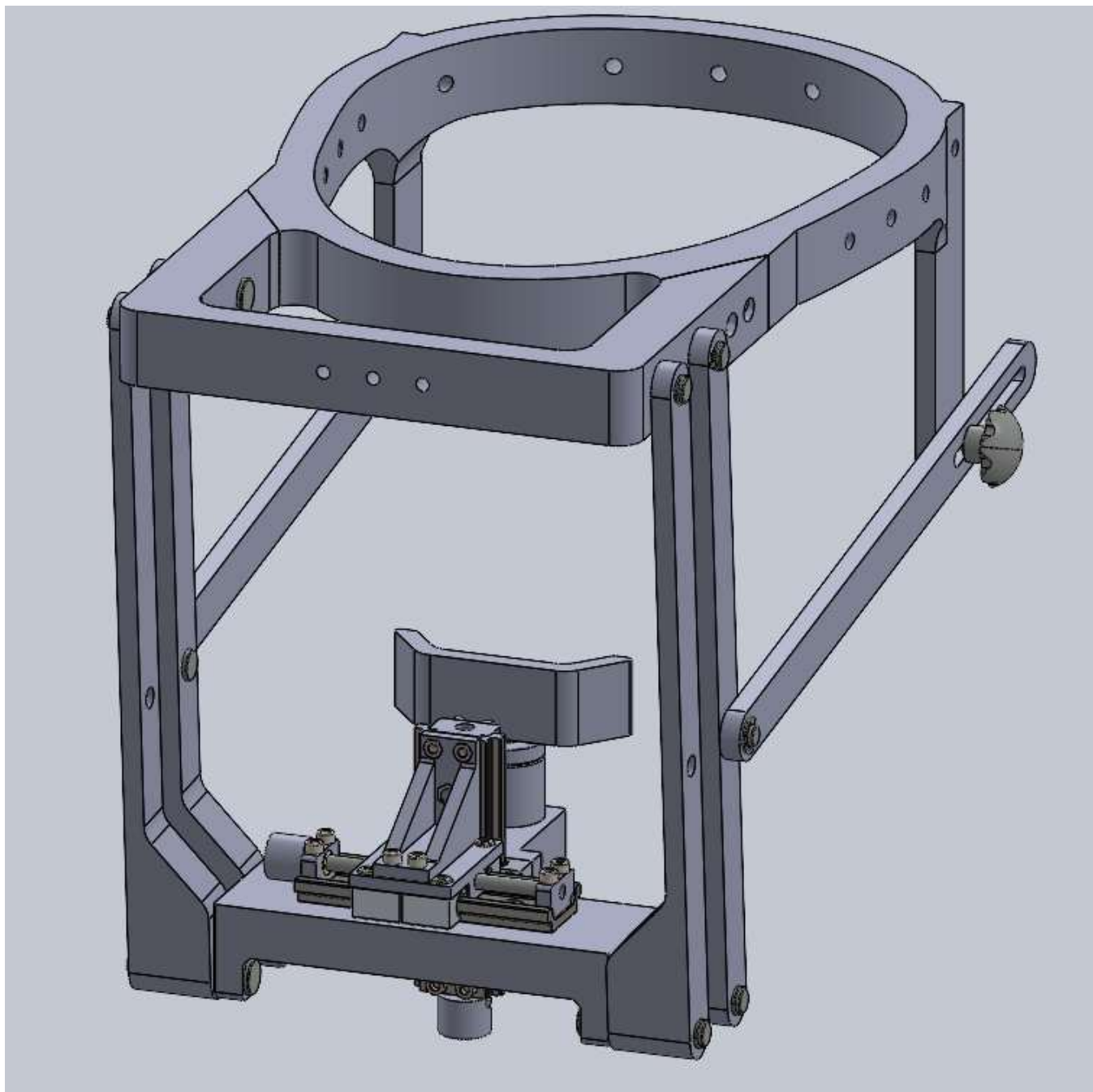


Figure 24: Version final du prototype

Ces composantes vont être détaillé dans les sections suivantes.

4.5.1 Chariot du capteur

Les deux chariots constituant les réglages en y et en z sont représentés à la figure 25 suivante.

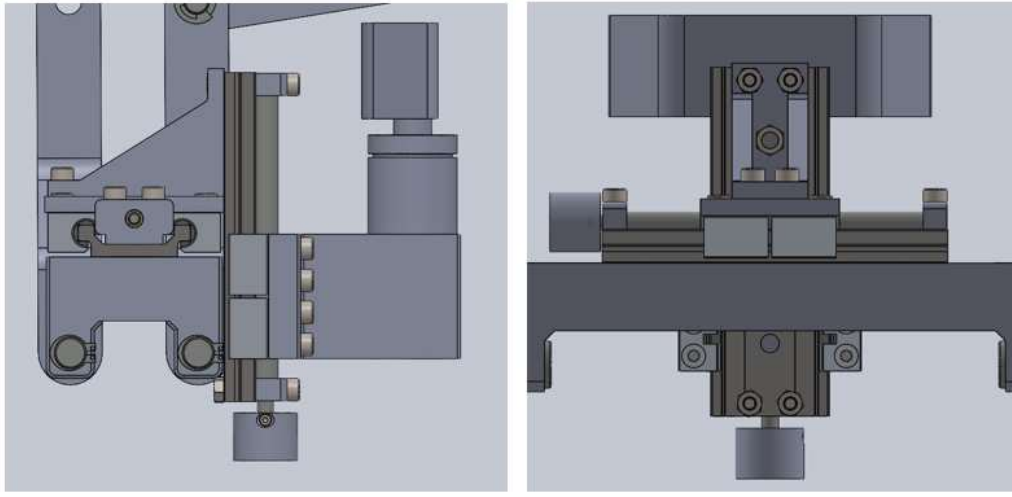


Figure 25: Vue frontale et latérale du chariot portant le capteur

Pour mieux comprendre les composants constituant ce chariot, Il faut examiner le système de positionnement utilisé pour le réglage en Y. Une coupe a été effectuée et est représentée à la figure 26.

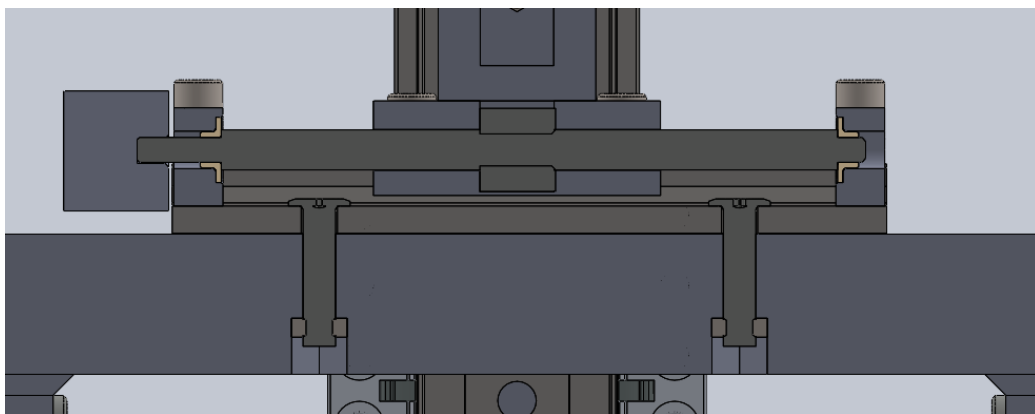


Figure 26: Coupe effectuée sur le système de réglage en Y

Pour positionner le chariot et effectuer le réglage latéral, une vis de positionnement a été utilisée. Il s'agit d'une vis non métrique M6, fournie initialement avec son écrou. L'ensemble a été acheté chez MISUMI. L'écrou, à l'origine cylindrique avec une collerette, a été modifié par usinage pour retirer la collerette et créer des méplats, permettant ainsi son insertion dans le support imprimé en 3D (PLA). Ce support est conçu pour déplacer l'ensemble du système de réglage en Z, relié au réglage en Y par le biais d'une équerre. La vis est montée sur des paliers lisses provenant de chez IGUS. Ces paliers sont installés dans des logements spécialement modélisés selon leurs dimensions. Les logements sont fixés au rail et à la base à l'aide de vis M4. Le rail et les coussinets associés proviennent également de chez IGUS. Le positionnement

Pour le réglage en Z, le principe reste le même. Il s'agit de la même vis que précédemment, mais en M8, commandée avec son écrou. L'écrou a été usiné de la même manière, avec des méplats créés pour s'insérer dans la pièce en PLA qui supporte le système du capteur. La vis est également montée sur des paliers lisses provenant de chez IGUS, pour lesquels des logements spécifiques ont été créés. De plus, la molette a été adaptée pour assurer une compatibilité avec ce nouvel assemblage.

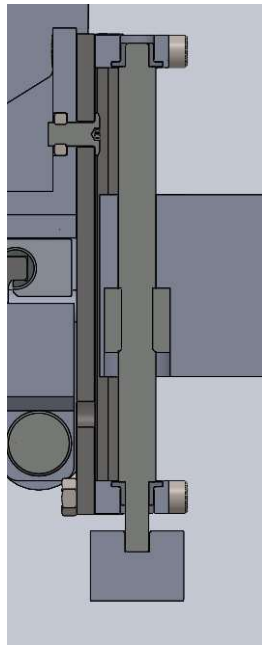


Figure 27: Coupe effectuée sur le système de réglage en Y

Problèmes rencontrés lors du montage

Lors de l'usinage de l'écrou, l'enlèvement de matière pour créer les méplats a été trop prononcé d'un côté, nécessitant une adaptation de la pièce dans laquelle il devait s'insérer. De plus, après l'usinage, il est apparu que l'écrou avait probablement été légèrement comprimé, ce qui a entraîné une friction excessive entre l'écrou et la vis, rendant le fonctionnement de l'ensemble difficile et empêchant un mouvement fluide. Les techniciens ont tenté de refaire le taraudage de l'écrou, mais comme ce dernier n'était ni métrique ni identifiable, cette opération s'est avérée impossible. En conséquence, un produit lubrifiant a été appliqué pour faciliter le glissement et améliorer le fonctionnement du système. Cependant, une friction importante persiste dans le système, affectant toujours son fonctionnement optimal.

La molette achetée chez MISUMI, initialement prévue pour faire tourner la vis, présentait un taraudage incompatible avec le filetage de la vis, également achetée chez MISUMI. Lors de la commande de la vis, la spécification de la longueur d'usinage du filetage a été correctement réalisée, mais je n'avais pas remarqué que le pas de filetage imposé était de 0,5, alors que le pas du taraud de la molette était de 1. En conséquence, une molette adaptée a dû être fabriquée.

Également lors du montage, une mauvaise manipulation du prototype a fissuré l'équerre, celle-ci devra être renforcée.

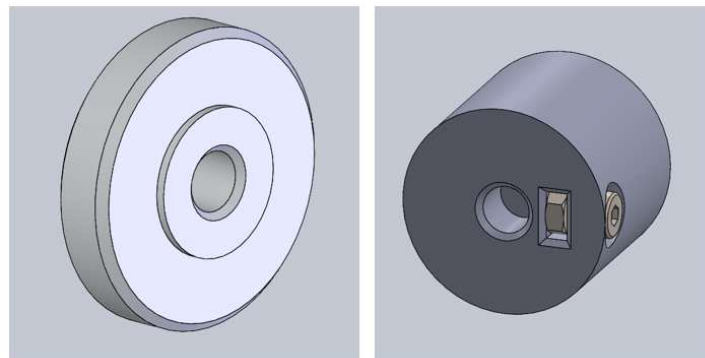


Figure 28: À droite, la molette prévue initialement. À gauche la molette adaptée

Aucun problème n'a été détecté lors du montage du système de positionnement en Z.

4.5.2 Attache au casque

Étant donné la forme particulière du casque, à laquelle il a fallu s'adapter, la pièce centrale destinée à s'y attacher a été conçue en prenant les dimensions du casque à l'aide d'une équerre et d'un feutre sur une table (voir figure 29). Ces points ont ensuite été représentés spatialement en utilisant leurs coordonnées (x, y) . Ces coordonnées ont été utilisées pour créer une esquisse dans SolidWorks, permettant ainsi de définir la forme de la pièce à l'aide de la fonction spline. Ensuite, les pièces composant les attaches arrière au casque, ainsi que la pièce supportant l'ensemble du système du capteur de l'itération précédente, ont été ajoutées à ce cerceau entourant le casque et fixé par des vis M5.

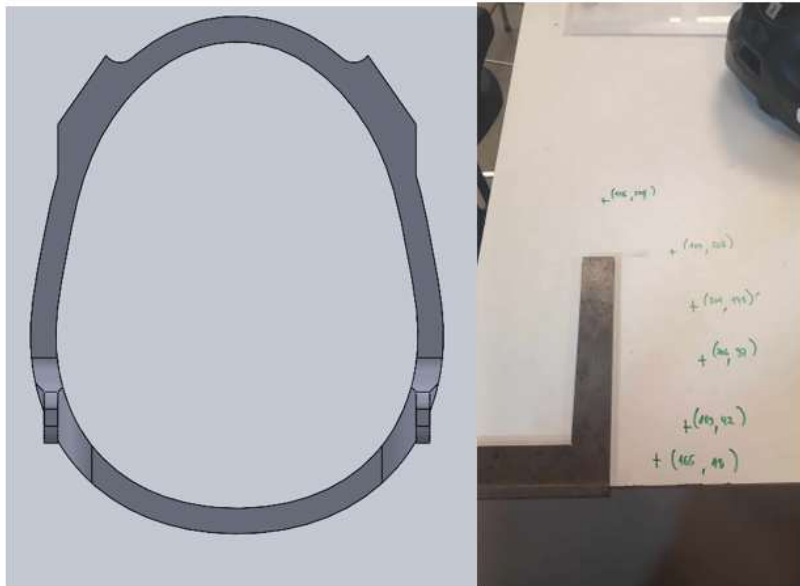


Figure 29: Coordonnées des différents points constituant la face latérale du casque

Le casque a été percé en plaçant le cerceau sur celui-ci à l'aide de serre-joints (voir figure 30) pour s'assurer de percer aux bons endroits. Le cerceau a ensuite été fixé au casque à l'aide de vis M6, avec la tête de vis orientée vers l'intérieur du casque, et d'écrous pour garantir un serrage optimal.



Figure 30: Montage pour le perçage

Problèmes rencontrés lors du montage

Aucun pour cette partie

4.6 Pistes d'améliorations

La principale piste d'amélioration à entreprendre en priorité est la réduction de la masse totale du prototype, qui est actuellement d'environ 1,7 kg. En effet, lorsque celui-ci est porté, la masse à l'avant provoque un basculement du prototype, car le casque n'est pas suffisamment serré. Même avec un serrage plus fort, il est essentiel de réduire la masse. Cela peut être réalisé par un dimensionnement optimal des composants constituant le prototype.

De plus, la mentonnière n'est pas adaptée pour épouser correctement la forme du menton. Bien qu'elle soit capable de résister aux forces d'ouverture et de propulsion, elle n'est pas efficace pour les mouvements de latéralité. Des ajustements doivent être apportés, notamment en ajoutant un élément en mousse pour améliorer le confort et éviter le contact direct avec la pièce en plastique.

La question de la fermeture n'a pas encore été abordée. Le développement d'une solution pour cette partie sera réalisé pour la défense.

Aucun test n'a été réalisé sur le prototype pour vérifier sa résistance aux efforts demandés. Cette partie sera également développée pour la défense.

5 Conclusion

Le présent mémoire a exploré la conception et le prototypage d'un dispositif de mesure des forces mandibulaires, un enjeu crucial dans le diagnostic et la rééducation des patients souffrant de désordres temporo-mandibulaires (DTM). Face aux limitations des dispositifs actuels, la démarche a été motivée par la nécessité de développer un outil à la fois précis, ergonomique, et adapté aux diverses situations cliniques.

Les recherches entreprises ont permis de définir les critères essentiels pour un tel dispositif, en tenant compte des besoins des professionnels de santé et des patients. L'analyse approfondie des dispositifs existants a mis en évidence les défis techniques, notamment en matière de précision, de confort, et d'adaptabilité. À partir de ces constats, une première version du dispositif a été conçue afin de tester si la réalisation d'un tel dispositif était réalisable.

L'approche adoptée, basée sur une analyse rigoureuse des besoins cliniques et des contraintes techniques, a permis de poser les bases d'un dispositif innovant. Ce prototype, bien qu'encore en phase de développement, permet d'avoir une première vision de la problématique de ce sujet.

À terme, l'objectif est de finaliser ce dispositif pour qu'il puisse être intégré dans la pratique clinique quotidienne, améliorant ainsi la qualité de vie des patients tout en offrant aux cliniciens un outil fiable pour le suivi et l'évaluation des traitements. Ce mémoire constitue donc une première étape dans le développement d'un dispositif innovant, en réponse à une demande croissante pour des solutions médicales performantes et accessibles.

References

- [1] J. P. Ahlberg, O. A. Kovero, K. A. Hurmerinta, I. Zepa, M. J. Nissinen, and M. H. Könönen. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of tmd, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *CRANIO®*, 21(4):248–252, 2003.
- [2] Azur Orthodontics. Extra-oral en orthodontie. <https://www.azur-orthodontics.fr/extra-oral-orthodontie.html>, 2024. Consulté le: 19 août 2024.
- [3] Christophe Bonnefoy, Luc Chikhani, and Jacques Dichamp. Anatomie descriptive et fonctionnelle de l’articulation temporo-mandibulaire. *AOS*, 265:4–18, 2013.
- [4] P. A. Brunton, C. Loch, J. N. Waddell, H. J. Bodansky, R. Hall, and A. Gray. Estimation of jaw-opening forces in adults. *Orthod Craniofac Res*, 21:57–62, 2017.
- [5] Reny de Leeuw and Gary D. Klasser. *Orofacial Pain: Guidelines for Assessment, Diagnosis, and Management*. Quintessence Publishing, 2018.
- [6] Pia Dernaucourt. *La mastication : De la théorie aux applications pédagogiques*. Thèse de doctorat, Université de Lille, Faculté de Chirurgie Dentaire, Lille, France, 2024.
- [7] Samy Djennaoui. Désordres temporo-mandibulaires : apport des études oppera. *Sciences du Vivant*, 2021.
- [8] I.M. Dr Benazzouz. Anatomie-physiologie : les muscles masticateurs. Cours d’Occlusodontie, Université Salah Boubnider Constantine 3, Faculté de Médecine, 2022. Accédé en août 2024.
- [9] Stéphane Durand and Hervé Lissek. La transduction piézoélectrique. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, pages ZE01–ZE05, 2017.
- [10] Cláudia M Felício, Cintia L P Ferreira, Aline P M Medeiros, Maura A M R Da Silva, and Maria L S De Oliveira. Effect of orofacial myofunctional therapy on temporomandibular disorders and mandibular mobility. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(5):610–619, 2010.
- [11] PCE Instruments France. Les transducteurs, 2024. Consulté le 18 août 2024.

- [12] Jean-François Gaudy and Thierry Gorce. Os maxillaire : morphologie et sinus maxillaire. In *Titre complet du livre*, pages 4–13. Éditeur, 2011.
- [13] Tailun He, Dimitrios Stavropoulos, Catharina Hagberg, Magnus Hakeberg, and Bengt Mohlin. Effects of masticatory muscle training on maximum bite force and muscular endurance. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3-4):863–869, 2013.
- [14] Tetsuya Kamegai, Toshiyoshi Tatsuki, Hiroyuki Nagano, Haruki Mitsuhashi, Joe Kumeta, Yoshihito Tatsuki, and Daisuke Inaba. A determination of bite force in northern japanese children. *European Journal of Orthodontics*, 27(1):53–57, 2005.
- [15] Sanjivan Kandasamy and Charles S Greene. The evolution of temporomandibular disorders: A shift from experience to evidence. *Journal of oral pathology & medicine*, 49(6):461–469, 2020.
- [16] Duygu Koc, Arife Dogan, and Bulent Bek. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *European journal of dentistry*, 4(2):223–232, 2010.
- [17] Duygu Koc, Arife Dogan, Bulent Bek, and Meryem Yucel. Effects of increasing the jaw opening on the maximum bite force and electromyographic activities of jaw muscles. *Journal of Dental Sciences*, 7(1):14–19, 2012.
- [18] Desislava Konstantinova and Mariana Dimova. Historical review of gnathodynamometric methods used for the assessment of masticatory function. *Journal of IMAB*, 22(3):1226–1229, 2016.
- [19] Teresa Kruse, Helmar C. Lehmann, Bert Braumann, Gereon R. Fink, and Gilbert Wunderlich. The maximum bite force for treatment evaluation in severely affected adult sma patients—protocol for a longitudinal study. *Frontiers in Neurology*, 11:139, 2020.
- [20] Shifra Levartovsky, Gitit Peleg, Shlomo Matalon, Igor Tsesis, and Eyal Rosen. Maximal bite force measured via digital bite force transducer in subjects with or without dental implants—a pilot study. *Applied Sciences*, 12(3):1544, 2022.
- [21] Bram B. J. Merema, Jelbrich J. Sieswerda, Frederik K. L. Spijkervet, Joep Kraeima, and Max J. H. Witjes. A contemporary approach to non-invasive 3d determination of individual masticatory muscle forces: A proof of concept. *Journal of Personalized Medicine*, 12:1273, 2022.

- [22] Andrew Mitchell, Luke Heales, Julia Treleaven, Brendan Too, Ryan Tyrrell, and Alana Dinsdale. Pain-free bite force in a healthy population: Within-session test–retest reliability in different sitting positions. *Journal of Oral Rehabilitation*, 00:1–10, 2024.
- [23] Maria Isabel Barragán Nuñez, Dyanne Medina Flores, Giancarlo De La Torre Canales, Henrique Müller de Quevedo, Paulo Rodrigues Conti, Yuri Martins Costa, and Leonardo Rigoldi Bonjardim. Influence of awake bruxism behaviors on fatigue of the masticatory muscles in healthy young adults. *Braz. Oral Res.*, 37:e080, 2023.
- [24] National Institute of Dental and Craniofacial Research. Prevalence of tmjd and its signs and symptoms. <https://www.nidcr.nih.gov/research/data-statistics/facial-pain/prevalence>, n.d. Retrieved August 17, 2024, from <https://www.nidcr.nih.gov/research/data-statistics/facial-pain/prevalence>.
- [25] Jeffrey P Okeson. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*. Mosby, 2012.
- [26] Roxana Ramona Onofrei and Elena Amaricai. Assessment of jaw muscles and cervical spine muscles isometric force using a hand-held dynamometer in young adults. *Balneo and PRM Research Journal*, 14:553, 2023.
- [27] Gursel Ortug. A new device for measuring mastication force (gnathodynamometer). *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*, 184(4):393–396, 2002.
- [28] Laurent Pitance. 2 facteurs de risque des dtms. YouTube video, 2021. Consulté le 19 août 2024.
- [29] Laurent Pitance. 3 dtm rappels anatomiques et biomécaniques. YouTube video, 2021. Consulté le 19 août 2024.
- [30] Laurent Pitance. 5 dtm classification - suite. YouTube video, 2021. Consulté le 19 août 2024.
- [31] Antoine Robertson. Protocoles expérimentaux pour la mesure des contraintes occlusales en recherche, 2023. Disponible en ligne sur <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04053757>.
- [32] John D Rugh and William K Solberg. The measurement of human oral forces. *Behavior Research Methods & Instrumentation*, 4(3):125–127, 1972.

- [33] Gary D Slade, Richard Ohrbach, Joel D Greenspan, Roger B Fillingim, Eric Bair, Alan E Sanders, Ronald Dubner, Luda Diatchenko, Christine B Meloto, Shad B Smith, et al. Prevalence of temporomandibular disorder pain. *The journal of pain*, 17(10):1045–1061, 2016.
- [34] Emi Tanaka, Satomi Shigemitsu, Mika Ohira, Akira Ohtsuka, Shohei Hamanaka, and Shuji Miyawaki. Accuracy and repeatability of the gm10 occlusal force-meter. *Journal of Oral Rehabilitation*, 42(12):907–913, 2015.
- [35] Tarun Prakash Verma, Kanteshwari Irana Gouda Kumathalli, Vinay Jain, and Rajesh Kumar. Bite force recording devices - a review. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 11(9):ZE01–ZE05, 2017.
- [36] X. Xu, M. Shum, A. Ting, L. Mei, and G. Guan. Estimation of jaw-opening forces, energy expenditure and jaw-opening patterns in adults. *Archives of Oral Biology*, 117:104836, 2020.

UNIVERSITÉ CATHOLIQUE DE LOUVAIN
École polytechnique de Louvain

Rue Archimède, 1 bte L6.11.01, 1348 Louvain-la-Neuve, Belgique | www.uclouvain.be/epl