



Rapport présenté en vue de l'obtention du
MASTER 1 IEAP
BIO-INGENIERE DES TISSUS ET DES IMPLANTS

Institut des Sciences du Mouvement
413 Avenue Gaston Berger – 13100 Aix en Provence

**CONCEPTION D'UN BANC D'ESSAI POUR QUANTIFIER LA RÉPONSE INFLAMMATOIRE DES
CELLULES NEURALES PAR DES CHOCS STANDARDISÉS.**

Présenté par

MLAIKI Amina

Sous la direction de
TADRIST Loïc

Année 2020-2021

Table des matières

1. Présentation de la structure de stage et des missions confiées.....	3
2. Contexte : les traumatismes crâniens, un enjeu pour la société.....	3
2.1 État de l'art	3
2.2 Problématique	5
3. Méthode : dimensionnement d'un appareil à chocs standardisé pour des cellules neurales 5	
3.1 Présentation de l'appareil	5
3.2 Conception assistée par ordinateur : le logiciel FreeCAD.....	6
3.3 Dimensionnement des pièces mécaniques et choix des matériaux	7
4. Résultats : modèles CAO d'appareil à chocs.....	9
4.1 Modélisation du premier appareil	9
4.2 Modélisation du deuxième appareil.....	12
4.3 Modélisation finale de l'appareil	14
5. Validation du choix final de l'appareil	16
6. Perspectives : améliorations à apporter à l'appareil à chocs standardisé.....	16
7. Conclusion et avis personnel	17
Bibliographie.....	18
Annexes	19

1. Présentation de la structure de stage et des missions confiées

Dans le cadre de ma première année de master BTI, j'ai effectué mon stage du 28 mars au 21 mai 2021, à l'Institut des Sciences du Mouvement (ISM) d'Aix-en-Provence dans le département GMP (génie mécanique et productique) au sein de l'équipe CBI. L'ISM est un organisme qui se concentre sur l'étude du mouvement à partir de différentes approches scientifiques. Elle compte à son actif cinq plateformes technologiques dont celle d'Aix-en-Provence qui promeut l'innovation et le transfert de technologie dans le domaine de la (bio)mécanique [1].

Tout au long de mon stage, des missions m'ont été confiées par M. TADRIST Loïc, maître de conférence à AMU, spécialisé dans les chocs à la tête et les actionneurs bio-inspirés. Ainsi, mon stage a consisté à **la modélisation 3D d'un appareil de production de chocs standardisés et automatisés permettant de quantifier la réponse biologique des cellules neurales à un choc.**

2. Contexte : les traumatismes crâniens, un enjeu pour la société

Les lésions cérébrales traumatiques (ou TBI, acronyme anglais) constituent un réel enjeu de santé publique : il s'agit d'une des causes majeures d'invalidité et représentent la troisième cause de décès dans le monde [2]. Selon les *Centers for Disease Control and Prevention*, on estime que 2,5 millions de personnes subissent une TBI chaque année aux États-Unis, la majorité d'entre elles étant des TBI légères dues à des chutes ou des coups à la tête [3]. Depuis quelques années, la démocratisation des sports de contact tels que la boxe, le rugby ou le foot et l'essor de l'utilisation de moyens de transports comme les vélos et les trottinettes ne font qu'augmenter ces risques de chocs à la tête [2]. Il est donc nécessaire d'améliorer les connaissances autour de ces TBI afin d'offrir une meilleure prévention ainsi qu'un meilleur diagnostic et traitement de celles-ci.

2.1 État de l'art

Tout d'abord, une lésion cérébrale traumatique se définit « *comme un traumatisme cérébral lors duquel des lésions mécaniques externes endommagent les structures et les cellules du cerveau* » [4]. Elle peut être plus ou moins importante (légère, modérée ou grave) et induit des réponses inflammatoires avec une neurodégénération, c'est-à-dire une altération des cellules neurales entraînant une perte de capacité fonctionnelle, et un dysfonctionnement neuronal. D'un point de vue scientifique, une TBI est un événement intrinsèquement interdisciplinaire. En effet, elle fait intervenir à la fois un stimulus mécanique et deux réponses : la première étant mécanique, c'est-à-dire la déformation du tissu cérébral, et l'autre biologique, c'est-à-dire la mort cellulaire et l'inflammation qui accompagne les lésions [4].

Ainsi, lorsqu'un individu subit un choc léger à la tête, due à une chute ou un coup, il est possible de diagnostiquer une TBI : l'échelle (ou score) de Glasgow permet de mesurer la gravité de la pathologie cérébrale à travers une classification clinique objective. Toutefois, celle-ci présente une limite liée à la variabilité entre individus : deux patients avec la même gravité de blessure peuvent avoir des comportements différents (ouverture des yeux, réponse verbale et motrice) [5].

Ainsi afin d'améliorer le diagnostic, et donc le traitement des TBI légères, d'autres composantes peuvent intervenir : d'une part, la composante mécanique, via la quantification des accélérations subies par la tête et des déformations du tissu. Mais aussi la composante biologique, via l'identification du nombre de cellules mortes et des différents biomarqueurs liés à la lésion [4]. Parmi le plus couramment détecté, en cas de suspicion de traumatisme crânien, on retrouve le GFAP. Il s'agit d'un marqueur de la neuro-inflammation retrouvé dans les filaments des astrocytes matures et démontré comme ayant un rôle majeur dans la régénération et la plasticité synaptique [6].

De nombreux modèles, basés sur ces deux composantes, ont alors été proposés et utilisés dans le but d'élucider les mécanismes des lésions à la tête. Mais même s'ils sont capables de reproduire les déformations du cerveau suite à un choc sur le plan mécanique, **aucun d'entre eux ne permet de quantifier la réponse biologique des cellules neurales à un choc en vue d'obtenir des données statistiques**. En 2018, *Koumlis et al.*, sont les premiers à proposer un modèle expérimental de TBI visant à corréler la réponse biologique avec la mécanique du choc. Il quantifie alors l'historique de déformation de cellules gliales (80% astrocytes et 20% microglies) pendant l'application de charges répétées.

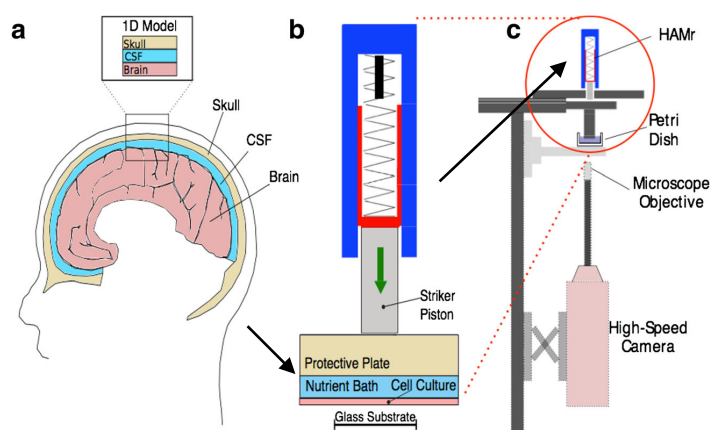


Fig 1 – Représentant le modèle HAMr extrait de l'article de Koumlis [4] : (a) Hiérarchie des couches qui composent le système « crâne/cerveau » (du plus superficiel au plus profond : la boîte crânienne, le liquide céphalo-rachidien ou CSF et le cerveau). (b) Schéma illustrant le fonctionnement du modèle HAMr sur un échantillon du système « crâne/cerveau » contenu dans une boîte de Pétri. (c) Vue latérale du dispositif expérimental avec le HAMr, la boîte de Pétri contenant les cellules gliales, l'objectif du microscope, la caméra à haute vitesse.

Pour cela il crée un modèle in vitro de TBI (Fig.1) dans lequel un impacteur mécanique hautement automatisé (HAMr) est utilisé. Celui-ci délivre 64 impulsions, de pressions contrôlées et de durées connues (30 min), sur des cultures de cellules gliales contenues dans une boîte de pétrie. La déformation cellulaire est ensuite quantifiée via une corrélation d'images numériques (DIC) et capturée sous imagerie microscopique à haute vitesse. A travers son modèle de stress d'impact HAMr, Koumlis est le premier à induire de manière reproductible une neuro-inflammation et une perte de réseau glial sur des cellules du système nerveux [4].

2.2 Problématique

Ainsi, à partir du modèle de Koumlis, **nous souhaitons créer un dispositif qui relie à la fois la dynamique de déformation de cellules (signal mécanique) et la réponse biologique de celles-ci (marqueurs de la neuro-inflammation, mort cellulaire)**. Ceci implique de créer un appareil ayant une bonne reproductibilité des événements traumatiques pour *collecter, analyser* et *quantifier* la réponse biologique des cellules neurales face à un choc.

Dans le cadre de ce stage, nous souhaitons donc **développer via la modélisation 3D, un appareil de référence (standardisé) visant à produire des chocs systématiques et automatisés** sur des cellules neurales de rats « contrôles » et atteints de la maladie d'Alzheimer.

3. Méthode : dimensionnement d'un appareil à chocs standardisé pour des cellules neurales

3.1 Présentation de l'appareil

3.1.1 Cahier des charges techniques

Avant de commencer la conception de l'appareil, celui-ci se devait de répondre à des contraintes techniques :

- Tout d'abord, l'appareil doit être **transportable** par deux personnes, son poids ne doit donc pas excéder **30 kg** et doit avoir une hauteur maximale de **800 mm**. Il doit pouvoir être placé sous **une hôte soufflante à flux laminaire**, car il contient des plaques de culture cellulaire qui nécessitent que l'environnement soit stérile. Les pièces de l'appareil doivent pouvoir s'assembler les unes aux autres via l'utilisation de vis de plusieurs diamètres et doit donc être démontable.
- Concernant les accélérations imposées par l'appareil, celles-ci doivent être comprises **entre 10 et 100 G*** et mesurables via des **accéléromètres**. Ces accélérations sont typiques de celles rencontrées lors d'un choc à la tête : à 10G la survie est garantie, au-delà, des séquelles

commencent à apparaître, comme c'est le cas pour les pilotes d'avion par exemple. Ainsi, plus on augmente les accélérations subies, plus le temps d'exposition devra être court.

- Pour notre appareil, les temps de contact imposés aux cellules neurales doivent être compris **entre 1 et 10 ms**.
- Enfin, le système **doit limiter au maximum les vibrations** : pour cela deux solutions sont possibles. La première étant de faire des pièces très lourdes et donc très stables ou, la deuxième, de mettre des amortisseurs. Or, le but de l'appareil étant d'effectuer des chocs, c'est la première solution qui a été retenue.

**Rappel : $1G = 9.81 \text{ m/s}^2$*

3.1.2 Attendu du fonctionnement de l'appareil

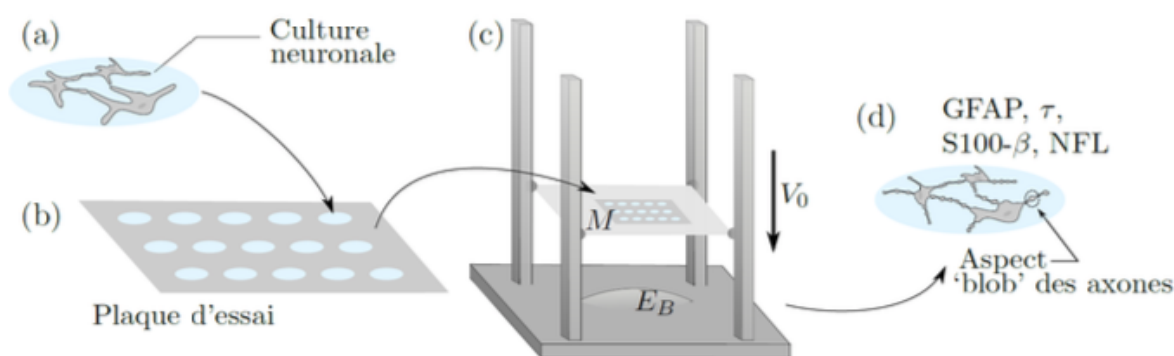


Fig 2 - Principe de fonctionnement de l'appareil (communication de L.Tadrist)

Voici une figure illustrant le principe de fonctionnement de l'appareil : on place des cellules neurales de rats (a) dans une plaque d'essai (b). Ce bac d'essai est ensuite placé dans un système (c) qui lâche la plaque sur une calotte sphérique en caoutchouc (E_B) à des vitesses d'impacts différentes (V_0). Des accéléromètres sont placés sur la plaque d'essai. **À noter que la rigidité de la calotte sphérique, appelée butoir (ou « bumper » en anglais), ainsi que la vitesse d'impact sont des paramètres ajustables de l'appareil à chocs (fixation via des vis).** Une fois le choc réalisé, la culture de cellules impactées est récupérée à la main. Elle est ensuite analysée en microscopie HCS « high content screening » (d) en vue d'obtenir des données statistiques de la structure microscopique des cellules. Pour cela, des marqueurs biologiques de type GFAP, NFL et S100-béta sont quantifiés.

3.2 Conception assistée par ordinateur : présentation du logiciel FreeCAD

Pour confectionner l'appareil, le logiciel FreeCAD.0.19 a été utilisé : il s'agit d'un logiciel de CAO disponible sur Mac et Windows qui propose des outils similaires à CATIA ou SolidWorks. La modélisation fonctionnelle (ou modélisation directe) a été choisie pour construire le système : celle-ci

permet de créer des pièces plus ou moins complexes, de les éditer ou les modifier à l'aide de fonctions. Une fonction est une opération qui modifie la géométrie d'un objet. Par exemple, il existe sur FreeCAD les fonctions « protrusion » ou « perçage d'esquisse » dans le module « part design », qui permettent de travailler directement sur la pièce [7].

Dans le logiciel FreeCAD, il est aussi possible d'importer des pièces dans divers formats (STL, STEP, SCAD etc.). Afin de confectionner l'appareil, certaines pièces ont été construites intégralement, c'est-à-dire à partir d'une esquisse en 2D, tandis que pour d'autres, plus complexes, des modèles 3D en format STEP étaient directement importés. La majorité des modèles importés étaient issus d'un agrégateur de schémas 3D nommé TracePart. Celui-ci publie, sous forme de catalogue, des modèles 3D et fichiers CAO issus de fournisseurs multiples [8].

3.3 Dimensionnement des pièces mécaniques et choix des matériaux

3.3.1 Dimensionnement du bumper : impact de Hertz

Afin d'obtenir des accélérations comprises entre 10 et 100G et des temps de contact entre 1 et 10 ms, il a fallu déterminer le bon module de Young E du bumper. Pour cela, **le modèle d'impact de Hertz** a été utilisé [9] : il établit une relation entre la force de Hertz F associée à un enfoncement δ d'une sphère déformable en contact avec un plan rigide. A partir de cette relation, on obtient l'enfoncement maximal δ_{max} et le temps de contact TC et on en déduit l'accélération maximale Acc_{max} :

<u>Force de Hertz :</u>	<u>Enfoncement max :</u>	<u>Temps de contact</u>
$F = E \cdot \sqrt{R} \cdot \delta^{\frac{3}{2}}$	$\delta_{max} = \left(\frac{5}{4} \cdot \frac{m V^2}{E \sqrt{R}} \right)^{\frac{2}{5}}$	$TC = 2.94 \frac{\delta_{max}}{v}$

<u>Déduction de l'accélération max :</u>
$m \cdot \ddot{z} = -F \Leftrightarrow m \cdot \ddot{z} = - \left(E \cdot \sqrt{R} \cdot \delta_{max}^{\frac{3}{2}} \right)$ Donc : $\ddot{z} = \frac{-(E \cdot \sqrt{R} \cdot \delta_{max}^{\frac{3}{2}})}{m}$

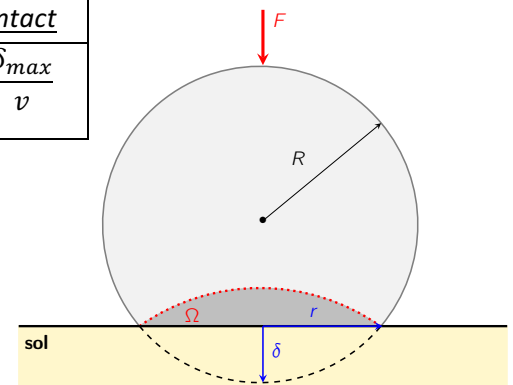


Tableau 1 - Formules de l'impact de Hertz permettant de déduire l'accélération maximale de la plaque d'essai

À noter que la vitesse d'impact de la plaque sur le bumper est approximée par la vitesse de chute libre avec $v = \sqrt{2gh}$ (avec $0 < h < 800$ mm). Le rayon de courbure du bumper (300 mm) est donné dans le cahier des charges. Les accélérations sont quant à elles négatives par convention.

Par conséquent, pour obtenir des accélérations et des temps de contact dans les bornes souhaitées, des modules de Young de 100 KPa et 100 MPa ont d'abord été testés via un programme MatLab : des accélérations respectives de 25 G et 450 G ont ainsi été obtenues. Or, le cahier des charges spécifiait que celles-ci devaient être entre 10 et 100G et les temps de contact entre 1 à 10 ms. Ainsi, après plusieurs essais de module E, c'est celui de 10 MPa (Annexe 1) qui a permis d'obtenir des résultats qui se rapprochent le plus de ceux du cahier des charges. En effet, avec un module de Young de 10 MPa, **les temps de contact varient entre 8 et 13 ms et les accélérations entre 10 et 100G** (Fig 3 et 4).

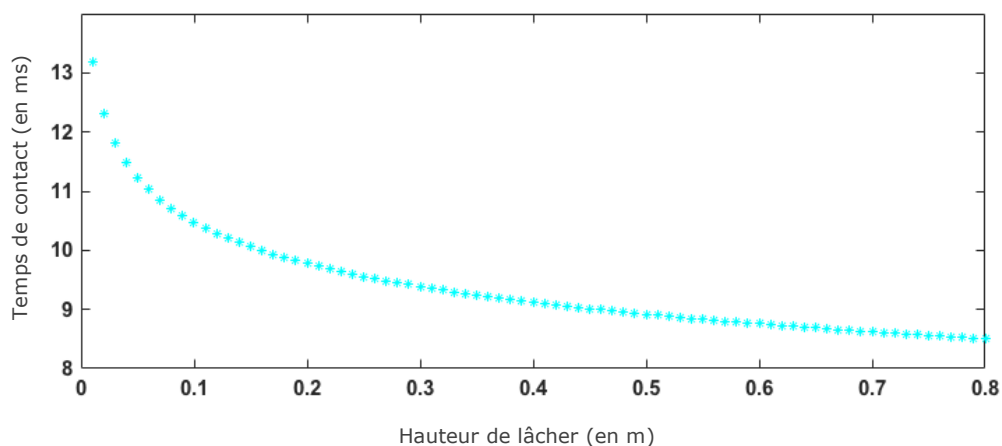


Fig 3 - Temps de contact entre la plaque et le bumper ($E = 10 \text{ Mpa}$) selon la hauteur de lâcher

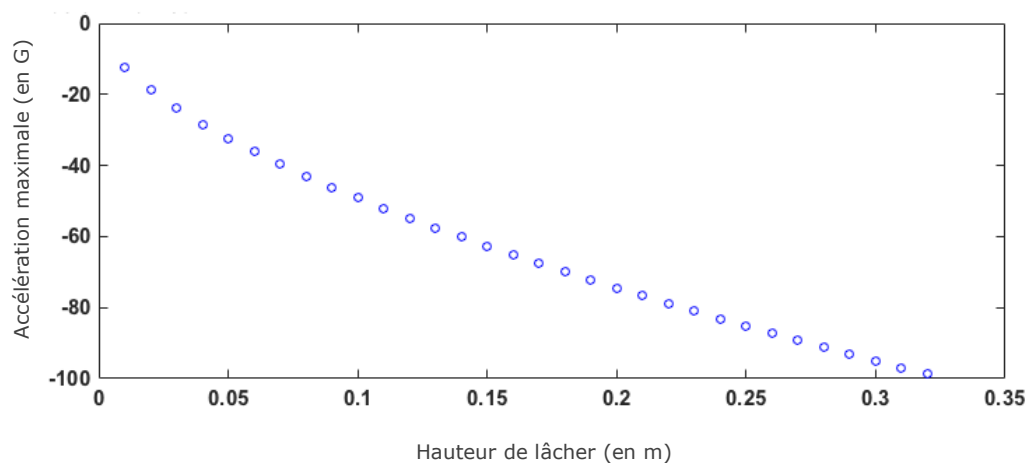


Fig 4 - Accélérations maximales subies par la plaque selon la hauteur de lâcher pour un bumper ($E = 10 \text{ Mpa}$)

3.3.2 Dimensionnement des piliers : la tangente maximale admissible

D'autre part, l'appareil à chocs à modéliser contient des piliers. Or l'implémentation, dans un dispositif, d'un système contenant des piliers creux ou pleins nécessite de connaître **la tangente maximale admissible** pour les charges appliquées. Celle-ci permet de savoir si le diamètre des piliers choisi est correct ou non selon les charges qu'on lui applique. Le but étant d'éviter de les endommager

et de conserver une durée de vie correcte. On dit alors que la tangente α est « admissible » si elle est inférieure à $6 \cdot 10^{-4}$ rad. Voici son expression [10] :

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{F \cdot L^2}{64 \cdot E \cdot I}$$

Avec : F = la force (N) ; L = la longueur du pilier (m) ; E = le module d'élasticité (Pa) et I = le moment quadratique (m^4).

A noter que : le produit $E \cdot I$ dépend du diamètre des piliers et est directement donné par le fournisseur pour les piliers creux et pleins (Annexe 2). Dans notre cas, le diamètre des piliers de départ (spécifié par le cahier des charges) était de 30 mm. Lorsqu'on fait le calcul avec une force qui vaut la plus grande accélération (100 G), une longueur des piliers de 800 mm et un produit EI de $6,87 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$ (pour les piliers creux), **on obtient une tangente de $\approx 1,69 \cdot 10^{-8}$ rad, bien inférieure à la limite**. Par conséquent un diamètre de 30 mm pour chaque pilier est admissible pour des charges comprises entre 10 et 100G.

Une fois le bumper et les piliers dimensionnés, la modélisation de l'appareil à chocs sur le logiciel a débuté : avant d'arriver à une modélisation finale, plusieurs modèles intermédiaires ont vu le jour, voici la présentation et les limites de chacun d'eux.

4. Résultats : modèles CAO d'appareil à chocs

4.1 Modélisation du premier appareil

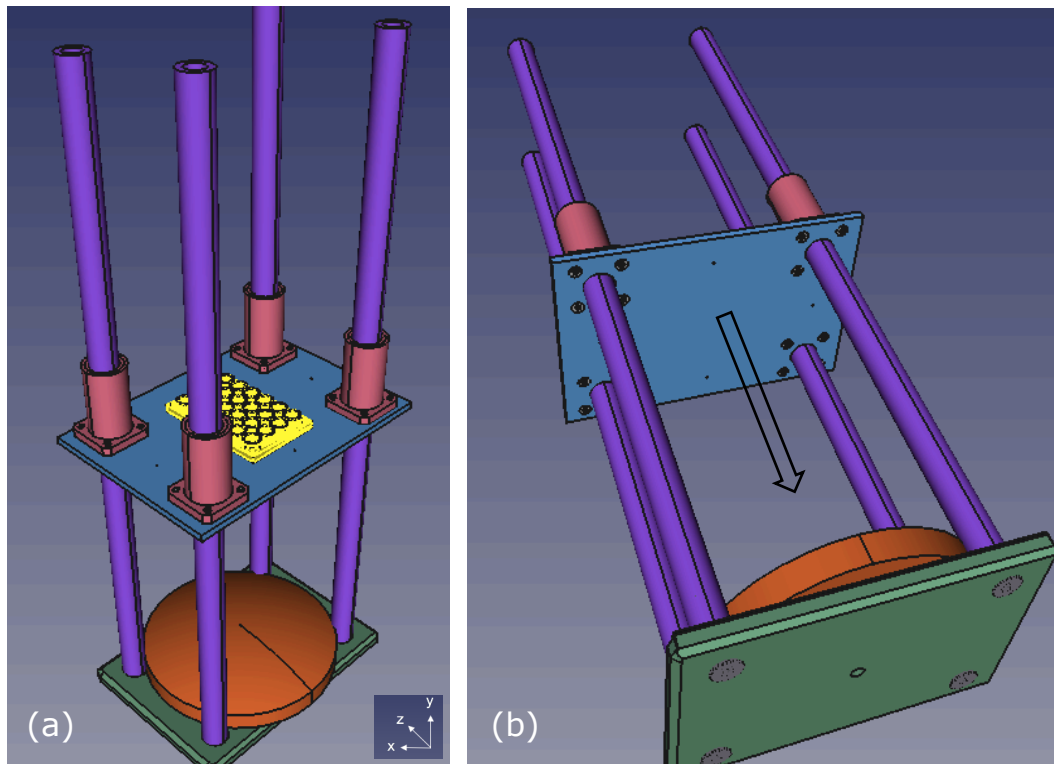


Fig 5 - 1ère modélisation numérique de l'appareil à chocs vue de face (a) et de dessous (b)

4.1.1. Description des pièces constituant l'appareil

Les figures 5a et 5b ci-dessus présentent la modélisation initiale de l'appareil à chocs dans deux vues différentes : il s'agit d'un assemblage de plusieurs pièces 3D construites à partir d'esquisse 2D présentées en annexe 3.A à 3.F :

- On a tout d'abord en vert (*annexe 3.A*) un socle qui est un rectangle de 210 x 300 mm, d'une épaisseur de 20 mm, sur lequel des perçages ont été réalisés afin de faire passer les quatre piliers violets.
- Les quatre piliers (*annexe 3.B*) de 800 mm de hauteur, qui sont percés sur toutes leurs hauteurs afin de ne pas alourdir l'appareil et fixés au socle par quatre vis M12 (12 mm de diamètre).
- En bleu, est modélisée la plaque (*annexe 3.C*) sur laquelle la culture de puits, en jaune, (*annexe 3.D*) vient se poser. Cette plaque a une épaisseur de 8 mm et est équipée de quatre accéléromètres placés aux extrémités de celle-ci. Là encore, des perçages de type « à travers tout » ont été fait pour permettre le passage des piliers.
- Afin de faire coulisser la plaque bleue le long des quatre piliers, des systèmes de douilles à billes à collerette ont été ajoutés (en rose) puis fixés à la plaque avec quatre vis M6 par système (*annexe 3.E*)
- Enfin le butoir (ou bumper) a été construit : il s'agit d'une calotte sphérique ayant un rayon de courbure de 300 mm et une hauteur de 50 mm. Sur le dessous du socle, une vis M12 a été placée afin de venir fixer le bumper au socle (*annexe 3.F*).

À noter que : dans ce premier modèle, deux pièces ont été directement importées du catalogue Tracepart, il s'agit de la plaque à puits et des douilles à billes. De plus, la structure du modèle est intégralement réalisée en acier ($\rho_{\text{oh}} = 7800 \text{ kg/m}^3$) pour limiter au maximum les vibrations, sauf le bumper ($E = 10 \text{ MPa}$) et les puits contenant la culture de cellules qui sont en caoutchouc. Ainsi au total, la structure possède un poids en acier de 22,26 kg, le bumper et les puits étant négligeables (*annexe 3.G*).

4.1.2. Assemblage : graphique des liaisons, schéma cinématique et degré d'hyperstatisme

Une fois la modélisation 3D établie, un schéma cinématique et un graphique des liaisons présentés, en figure 6, ont été réalisés :

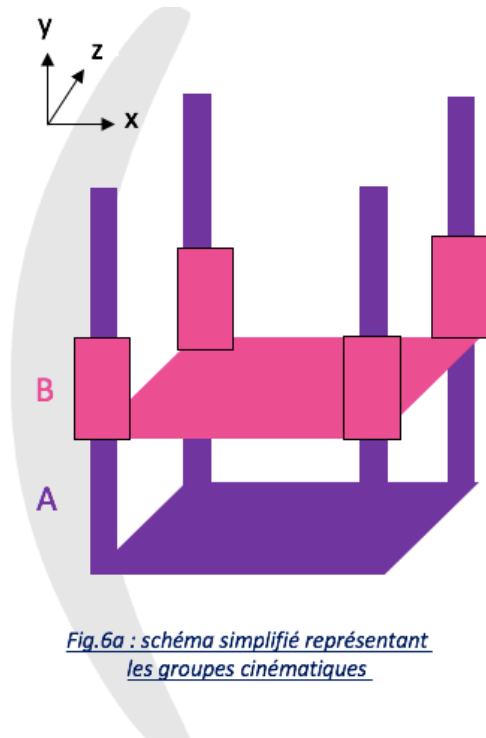


Fig.6a : schéma simplifié représentant les groupes cinématiques

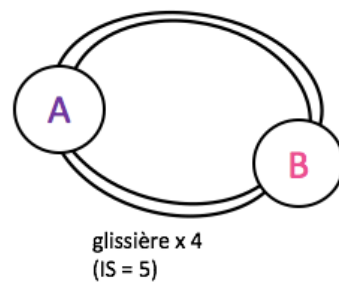


Fig.6b : graphe des liaisons



Fig.6c : schéma cinématique en 2D

On retrouve alors quatre liaisons glissières, une entre chacun des piliers et des douilles à billes à collerette. Celles-ci permettent un mouvement de translation selon un axe (ici l'axe y). Et offre un degré de liberté (1 DDL).

A partir des informations obtenues dans le graphique des liaisons, il est possible de calculer le degré d'hyperstatisme, noté h . Lorsqu'on usine une pièce, son résultat doit être conforme au dessin technique. Dans le cas des piliers, par exemple, une simple déviation de quelques microns, lors de la fabrication, les empêcheraient de coulisser dans le système de guidage. Il faut donc qu'ils soient construits le plus précisément possible.

Cependant, selon les machines que l'on a à notre disposition, le résultat de la construction de la pièce sera plus ou moins précis, impliquant une tolérance. **Pour diminuer la précision d'usinage nécessaire, il faut créer des systèmes isostatiques ($h = 0$).** Dans ce cas, il n'est pas nécessaire d'appliquer des contraintes de montage au système qui fonctionnera même s'il y a quelques petits défauts d'usinage, contrairement à un système hyperstatique ($h > 0$).

Le degré d'hyperstatisme h , nous donne alors le nombre de degré de liberté à ajouter pour obtenir un système isostatique. Ainsi, pour cette conception, on obtient **un degré d'hyperstatisme très élevé qui vaut 15 (annexe 3.H).**

4.1.3. Limites associées à ce premier appareil : hyperstatisme et arc-boutement

Cet élément constitue une première limite du modèle numérique présenté : un système qui est très hyperstatique est difficile à réaliser. Il présente des contraintes de montage qui nécessitent d'être

très précis et l'une des conséquences de cette précision est un coût d'usinage extrêmement élevé. Par ailleurs, il faut noter que même si les systèmes hyperstatiques présentent des contraintes de réalisation importantes, ils sont généralement plus robustes et plus rigides qu'un système isostatique [11]. Ainsi, l'objectif des modèles suivants sera de diminuer ce degré h afin qu'il se rapproche le plus possible de zéro.

D'autre part, l'hyperstatisme a pour conséquence un autre problème qui est l'arc boutement. Il s'agit d'un phénomène mécanique de blocage entre deux pièces. Elles se bloquent mutuellement à cause des contraintes internes (frottements, déformations, etc.). Dans notre cas, l'arc-boutement naît entre la plaque contenant les puits et les quatre piliers. Par conséquent, une deuxième configuration (Fig 7) a été imaginée pour tenter de résoudre cette difficulté.

4.2 Modélisation du deuxième appareil

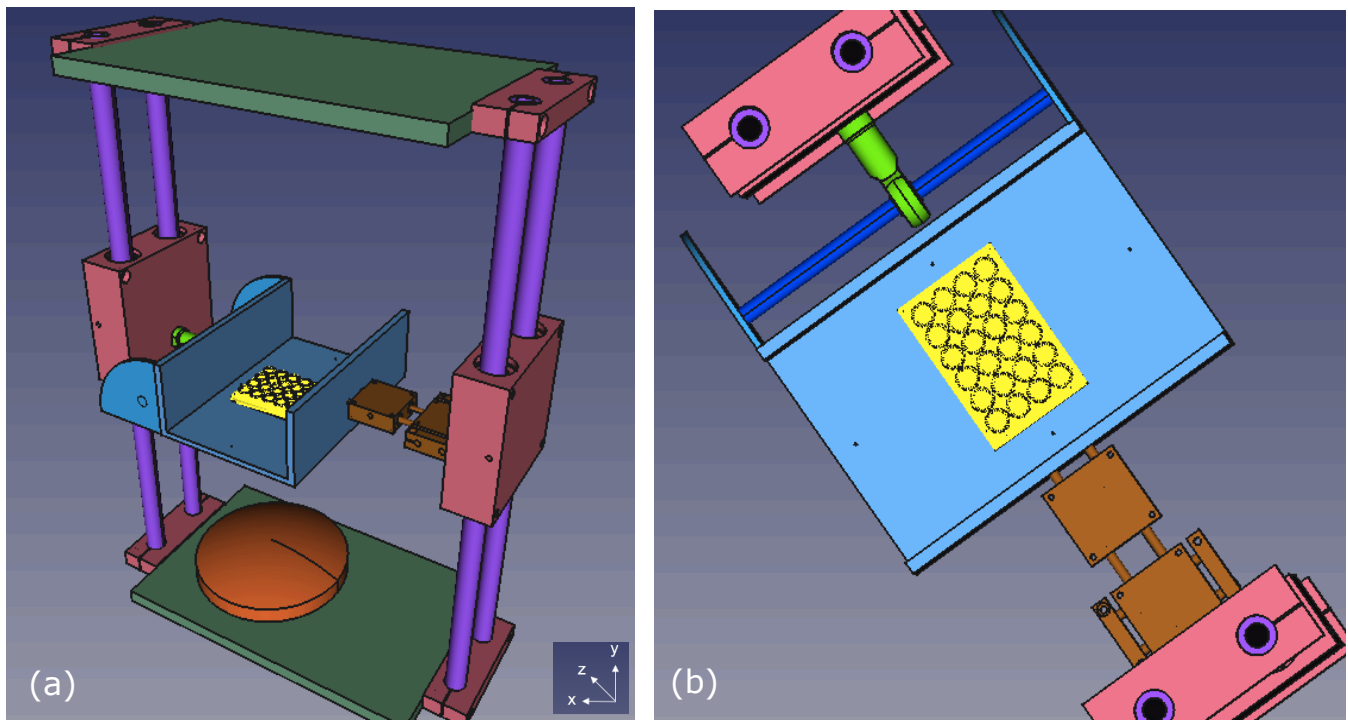


Fig 7 - 2ème modélisation numérique de l'appareil vue de face (a) et de haut (b)

4.2.1 Description des pièces constituant le modèle

On retrouve des pièces de l'appareil précédent tels que le bumper et le socle. Cependant, la différence majeure repose dans le système de guidage, modélisé sur les côtés, et le système de liaison au centre. Commençons par **le système de guidage**, celui-ci se forme de quatre pièces importées dans FreeCAD via un modèle, trouvé sur TracePart, vendu par le fournisseur français « ECMU CSR » :

- Deux supports en haut et en bas de 20 mm de hauteur (en rose)

- Une pièce centrale ou « table glissante » représentant un carré de 180 mm de côté. Elle possède deux perçages sur la face supérieure de 30 mm de diamètre chacun.
- Ces derniers permettent alors le passage de deux piliers (en violet) qui sont les mêmes que ceux présentés dans le premier modèle et fabriqués par le même fournisseur.

Sur ce deuxième modèle, on note aussi la présence d'un deuxième socle (en vert) en haut de l'appareil permettant de faire le lien entre les deux supports roses du système de guidage. Ces deux pièces (vert/rose) sont reliées par huit vis M2 au total (quatre vis en haut et quatre en bas).

Passons maintenant au centre de la pièce représentant **le système de liaison**, il se divise en deux : à gauche, une rotule qui coulisse sur une barre de 14,50 mm de diamètre. Et à droite, deux systèmes de guidage plus petits qui coulisent selon l'axe x (pour le plus proche de la plaque bleue) et l'axe y (celui du milieu). Le troisième système de guidage (le plus grand, en rose) lui est couissant selon z.

4.2.2 Limites associées à cet appareil

Bien que cette modélisation, plus complexe que la première, permette de résoudre le problème d'hyperstatisme et d'arc-boutement, elle présente quelques limites. La première étant le coût de fabrication lié au poids de l'appareil : en effet celui-ci ne doit pas excéder 30 kg or l'ajout d'un support en acier pour fixer les systèmes de guidage dans leur partie supérieure fait largement dépasser cette borne. Un autre matériau aurait pu être envisagé pour la fabrication des socles, tel que l'aluminium, mais la stabilité de l'appareil n'aurait pas été garantie.

De plus, l'autre problème lié à cette modélisation se trouve dans son système de liaison. Il permet, certes d'avoir un appareil très isostatique ($h = 0$) via ces trois liaisons glissières d'un côté en x, y et z ($IS = 5$) et la liaison linéaire annulaire de l'autre ($IS = 2$). Mais il n'y a aucun système de fixation entre les guidages (marrons) et la rotule (verte) au reste de l'appareil. Le seul moyen pour fixer ces deux pièces aurait été d'ajouter des vis de petit diamètre mais au vu des accélérations qui vont être imposées à la plaque, celle-ci n'aurait pas été assez solides.

Enfin, le même problème de fixation se pose pour les deux socles verts et les guidages roses car l'utilisation de huit vis de type M2 rendrait le système beaucoup trop fragile et dangereux à déplacer. En somme, même si cet appareil est correct d'un point de vue théorique, car isostatique, sa stabilité et sa fabrication n'est pas garantie. Ce modèle constitue donc le plus correct d'un point de vue calculatoire et mécanique mais n'est pas réalisable et usinable.

4.3 Modélisation finale de l'appareil

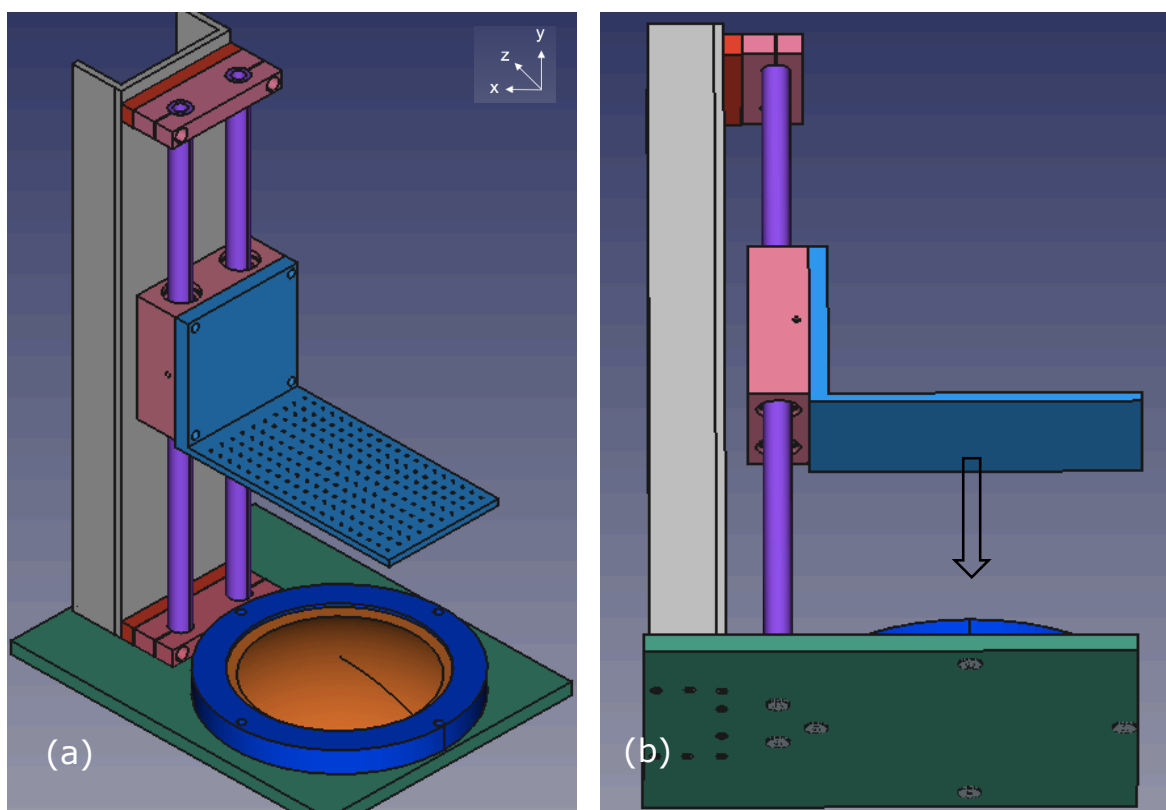


Fig 9 - Modélisation numérique finale de l'appareil vue de face (a) et de dessous (b)

Ainsi, au fil des discussions avec les ingénieurs, physiciens et mécaniciens de l'équipe, une modélisation finale de l'appareil a pu être établie. Celle-ci est présentée en figure 9.

4.3.1 Description des pièces constituant le modèle final

Cet appareil final est formé par :

- Un seul socle (vert) d'une dimension plus grande que celle des deux autres appareils (520 x 400 x 10 mm). Cette base va servir de fixation à la fois pour le bumper mais aussi pour son collier (bleu foncé) qui l'entoure. Le socle est alors évidé d'une profondeur de 5 mm afin de permettre une meilleure fixation du bumper (*annexe 4.A*).
- Le collier du bumper (bleu foncé) est fixé au socle par quatre vis M12 et vient serrer les contours du bumper lorsque celui-ci est placé afin de l'immobiliser. Son rayon intérieur mesure 152 mm avec une épaisseur de 20 mm (*annexe 4.B*).
- La forme de la plaque (bleu clair) contenant les cultures de puits a quant à elle changée. Elle contient désormais un réseau de trous taraudés de type M6. Celui-ci permet de fixer à la fois de nombreux accéléromètres et des cultures de puits de tailles multiples (*annexe 4.C*).

- Enfin, sur le socle vient aussi se fixer, via huit vis M12, une poutrelle UPN (grise) qui sert de support au système de guidage (rose). Ces deux pièces reposent sur deux écarteurs percés (rouge) qui empêchent que la table glissante (au centre) ne soit en contact directe avec l'UPN (*annexe 4.D, 4.E et 4.F*).

A noter que les piliers, identiques à ceux des deux autres appareils, sont eux aussi directement fixés au socle vert, via deux vis M12.

4.3.2 Assemblage : graphique des liaisons, schéma cinématique, degré d'hyperstatisme

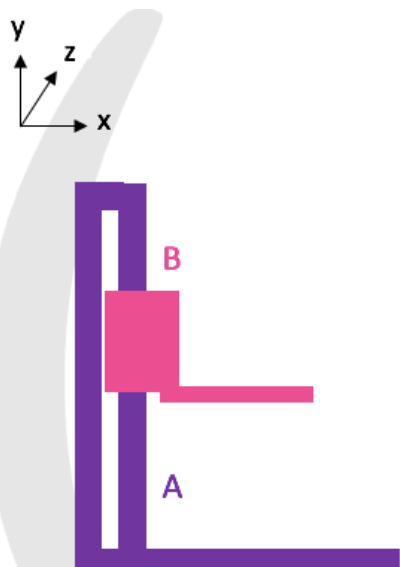


Fig.10a : schéma simplifié représentant les groupes cinématiques

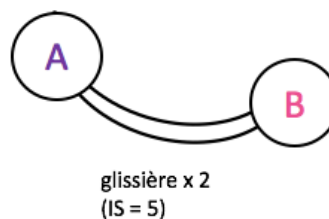


Fig.10b : graphe des liaisons



Fig.10c : schéma cinématique en 2D

Si on regarde le graphique des liaisons de ce nouvel appareil (Fig.10) on retrouve deux liaisons glissières offrant une translation selon l'axe y ($DDL = 1$). Toutes les autres liaisons étant des liaisons encastremements ($DDL = 0$). **Le degré d'hyperstatisme de ce dispositif est donc égal à 5 (*annexe 4.G*).** Cependant, pour la suite, on considérera que l'isostatisme est garantie car le système de guidage est directement construit par le fournisseur spécialisé ECMU CSR.

4.3.3 Enjeux

Ainsi, tout l'enjeu de ce nouvel appareil est de trouver une colonne en UPN qui soit à la fois usinable et qui ne soit pas trop lourde au vu de sa hauteur. Après de nombreuses recherches sur les catalogues 3D, il a été choisi de faire une colonne en UPN de 160 mm de large, en aluminium afin de garantir la sécurité des utilisateurs. Celle-ci est plaquée contre le système de guidage (en haut et en bas) qui a une dimension plus petite que ceux des précédents appareils (160 mm de cotés au lieu de

180 mm). Enfin, contrairement à l'appareil 2, sur ce type de modèle un seul système de guidage suffit. Le poids final a pu donc être considérablement diminué puisque désormais il n'y a plus de deuxième socle. Ainsi, notre appareil finalisé pèse 32,7 Kg (*annexe 4.H*).

5. Validation du choix final de l'appareil

Si on reprend les éléments du cahier des charges initial, chaque point a été respecté par ce dernier modèle d'appareil : il est bien transportable par deux personnes au vu de son poids relativement correct (environ 30 kg). Ce critère étant négociable puisque l'ensemble de l'appareil est monté puis démonté par l'utilisateur. Il peut aussi être placé sous une hôte aspirante étant donnée sa hauteur maximale de 800 mm, les vibrations sont minimales car il est essentiellement constitué d'acier qui est un matériau lourd et rigide. Enfin il respecte la fourchette d'accélération et des temps de contact imposés. Ainsi, les problèmes liés au degré d'hyperstatisme et à l'arc-boutement ayant été résolus, c'est cet appareil à chocs standardisé qui sera confectionnée dans le courant de l'été 2021 par le prestataire de service TechnoValo-Aix.

6. Perspectives : améliorations à apporter à l'appareil à chocs standardisé

Toutefois, bien que l'appareil à chocs soit usinable dans l'état, il y a tout de même des améliorations à apporter et quelques éléments manquants. Tout d'abord, le lâcher et le freinage de la plaque d'essai seront assurés respectivement par un système de goupille et un système de frein électromagnétique. Ce dernier est généralement utilisé dans les technologies ferroviaires pour permettre un freinage d'urgence et possède l'avantage d'offrir un effort de freinage constant. Il viendra alors amortir la remontée de la plaque lorsqu'elle s'est impactée sur le bumper.

De plus, des équerres viendront être placées contre la table glissante et la plaque à réseau de trous taraudés afin d'avoir une meilleure rigidité et un centre de gravité bien au milieu de zone d'impact.

D'autre part, des modifications aimeraient être apportées sur certaines pièces et paramètres de l'appareil, notamment le bumper et les vitesses d'impact V_0 : lorsqu'on regarde les deux graphiques du dimensionnement (cf p.8), on remarque qu'au plus la vitesse, proportionnelle à la hauteur, est grande, au plus le temps de contact de la plaque d'essai sur le bumper est court. Ainsi, il serait intéressant de faire varier ces vitesses d'impact, en changeant le module de Young du bumper. Le but serait d'avoir plusieurs bumper avec des modules de Young allant de 10 à 100 MPa (en caoutchouc plus ou moins durs). En vue d'obtenir des accélérations très importantes pouvant aller jusqu'à 300 G. Cette perspective explique tout d'abord le fait que les piliers soient aussi hauts (800 mm) : pour un module de Young 10 MPa une hauteur maximale de piliers de 350 mm aurait largement suffi d'après le

graphique. Et explique aussi pourquoi le bumper a été construit séparément du socle, afin que l'on puisse l'inter-changer selon le type de caoutchouc.

Enfin, si on s'intéresse à une perspective du projet dans sa globalité, il faut noter que : tout d'abord cet appareil pourrait servir à mettre en évidence, via l'analyse des marqueurs de la neuro-inflammations, des indicateurs topométriques sur les axones en vue de détecter les zones du cerveau où l'axone a été lésé lors d'un choc. Il permettrait aussi de quantifier sur une durée objective la période d'arrêt d'un sportif quand celui-ci a subi des chocs importants : aujourd'hui la médecine du sport n'est pas capable de donner un temps d'arrêt précis. Seules les analyses subjectives sont possibles et donc très variables d'un médecin à un autre. Ainsi, il serait intéressant d'utiliser cet appareil de manière à répéter des chocs sur plusieurs lignées de cellules pendant plusieurs jours consécutifs, afin de reproduire ce que pourrait subir un sportif ou toute autre personne confrontée à des chocs à la tête répétés. Avec à terme, la création de lois empiriques de la réponse aux chocs physiologiques.

7. Conclusion et avis personnel

En conclusion, grâce à ce modèle d'appareil de référence, qui produit des chocs standardisés et automatisés sur des cellules neurales de rats, les enjeux de départ semblent bien être traités : il était question de créer un dispositif qui relie à la fois la dynamique de déformation de cellules (à travers la création de signaux mécaniques) et la réponse biologique de celles-ci (à travers la collecte de marqueurs de la neuro-inflammation).

De nombreuses perspectives d'utilisation de cet appareil sont notamment envisageables sur le plan de la recherche, de la santé mais aussi du diagnostic et de la prévention liés au TBI. Ce qui démontre la pertinence de ce projet.

Enfin, d'un point de vue personnel ce stage m'a permis de découvrir une nouvelle facette la recherche dont je n'avais pas conscience et qui m'a agréablement plu : l'équipe CBI est une réelle équipe de travail, dont les chercheurs, spécialisés dans des domaines différents, communiquent beaucoup entre eux. Aussi bien pendant les réunions hebdomadaires ou lors des nombreuses réunions internes auxquelles j'ai pu participer avec des ingénieurs, physiciens ou autres spécialistes. Ainsi, de par mon sujet de stage et son équipe, j'ai eu l'impression de vivre une réelle expérience professionnelle de qualité comme cela aurait été le cas dans une start-up ou une entreprise par exemple, et c'est ce que j'ai apprécié.

Bibliographie

- [1] <https://ism.univ-amu.fr>
- [2] Humphreys, L, Wood, R, Phillips, C & Macey, S (2013) The costs of traumatic brain injury : a literature. ClinicoEconomics and outcomes research 5, 281–287.
- [3] Ghajar J (2000) Traumatic brain injury. Lancet 356:923–929.
- [4] Koumlis, S, Cheng, H, Morgan, TE, Finch, CE & Eliasson, V (2018) Glial model for traumatic brain injury : Network strain field and inflammation induced by repeated mechanical impacts in vitro. Experimental Mechanics 58 (1), 125–135.
- [5] Alexander MP (1995) Mild traumatic brain injury: Pathophysiology, natural history, and clinical management. Neurology 45:1253–1260.
- [6] Middeldorp, J., & Hol, E. (2011). GFAP in health and disease. *Progress in Neurobiology*, 93(3), 421-443.
- [7] <https://fr.wikipedia.org/wiki/FreeCAD>
- [8] <https://www.traceparts.com/fr>
- [9] TADRIST, Loïc « Contact et Impact de Hertz » [notes de cours], IUT d'Aix en Provence, Aix en Provence, 13 mai 2021
- [10] ECMU CRS Catalogue « Paliers, roulement et guidage linéaire », 2019
- [11] « Théorie des mécanismes et hyperstatisme » [notes de cours], Lycée Jules Ferry, Cannes, 13 mai 2021

Annexe 1 : programme MatLab

```
clear all
clc
close all

% Ce qui est connu :

% Vitesse d'impact de chute :
h = 0.010 : 0.01 : 0.80;           %unité = m
g = 9.81                           %unité = m/s^2
V_impact = sqrt(2*g*h)              %unité = m/s^2

%Rayon de courbure du bumper :
R = 0.30                            %unité = m (conversion de 30 cm)

% masse de la plaque (modèle 3) :
m = 8.30                            %unité = kg

%1) Module de Young :
E = 10e6                            %unité = Pa

% 1a) Détermination de l'enfoncement :
delta_m = (5*m*V_impact.^2)./(4*E*sqrt(R)) ;
delta_max = delta_m.^(2/5) ;

% 1b) Détermination du temps de contact en fonction de h :
TC = (2.94*delta_max)./V_impact ;

subplot(2,1,1)
plot(h, TC*1000, 'c*')
xlabel ('Hauteur de lâché en m')
ylabel ('Temps de contact en ms')
title ('Graphique 1 : temps de contact entre la plaque et le bumper (E = 10 MPa) selon la hauteur de lâché')

%Rappel : plus la vitesse est grande (h grande) et plus de TC est petit

% 1c) Détermination de l'accélération en fonction de h :
Force = - E * sqrt(R)*(delta_max.^(3/2));
Acc_max = Force/m ;

%visualisation des accélérations entre 10 et 100G :
vYLim = [-100, 0]

subplot(2,1,2)
plot(h, Acc_max/10, 'bo')
xlabel ('Hauteur de lâché en m')
ylabel ('Accélération en G')
ylim(vYLim)
title ('Graphique 2 : accélération max subie par la plaque selon la hauteur de lâché pour un bumper ayant un module de Young de 10 MPa')

%Rappel : on lâche la plaque du haut vers le bas donc accélération négative

%On choisit un module de Young de 10 MPa car on veut que l'appareil
%produise des accélérations comprises entre 10 et 100G (1G = 10m/s^2). On
%veut donc connaître les accélérations subies par la plaque selon la
%hauteur de lâché
```

Annexe 2 : calcul de la tangente maximale admissible (pour le modèle 3)

❖ Formules et unités :

$$tg \alpha = \frac{F \cdot L^2}{64 \cdot E \cdot I}$$

Avec : F = force (N) ; L = longueur du pilier (m) ; E = module d'élasticité (Pa) et I = moment quadratique (m^4).

❖ Données :

Diamètre	5	8	10	12	16	20	25	30	40	50	60	80
EI axe plein	0,613	4,02	9,81	20,25	63	157	383	795	2513	6135	12 723	40 212
EI axe creux				21	62	120	325	687	1 901	5 372	11 074	29 921

E - module d'élasticité = 20×10^3 daN/mm²

I - moment quadratique en mm² = $\frac{\pi \times (D^4 - d^4)}{64}$

Taille	3	4	5	6	10	12	16	20	25	30	35	40	50	60	80
tgα maximum	8,3	7	12	8	10	10	8	8	7	6	6	7	6	5	5

❖ Calcul de la tangente pour le modèle 3 « UPN et système de guidage » :

On a :

- $F = 100 \text{ (G)} \times [\text{masse de la plaque} + \text{table glissante (kg)}] = 100 \times 10 \times [8,3 + 3,2] = 11\,500 \text{ N}$
- $L = 0,8 \text{ m}$
- $E \cdot I = 6,87 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$ pour les piliers creux de 30 mm Ø (avec $1 \cdot 10^{-7} \text{ daN/mm}^2 = 1 \text{ N/m}^2$)

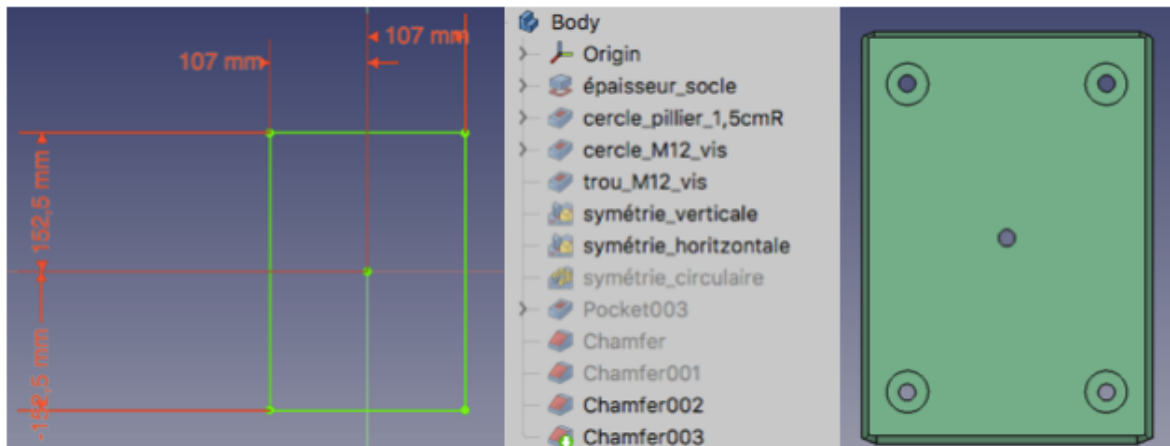
Donc :

$$tg \alpha = \frac{11\,500 \cdot (0,8)^2}{64 \cdot (6,87 \cdot 10^9)} \approx 1,69 \cdot 10^{-8} \ll 6 \cdot 10^{-4}$$

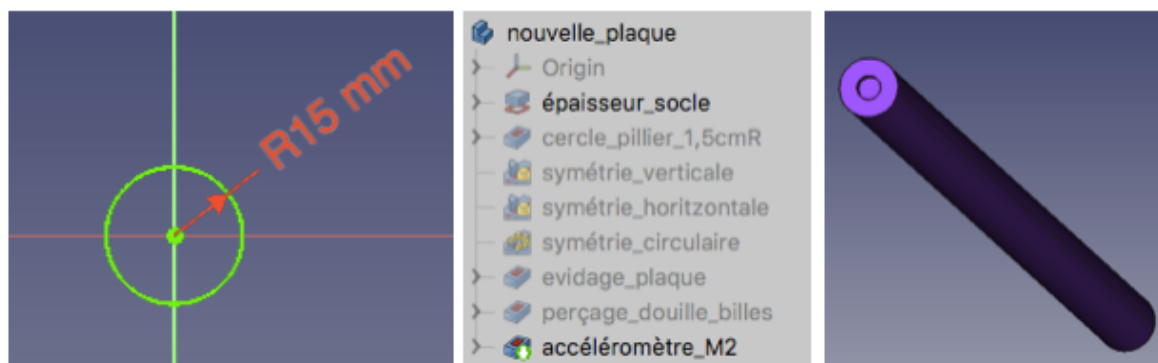
Annexe 3 : modèle n°1 (système de douille à bille)

Pour chaque pièce, à gauche est représentée l'esquisse en 2D, en gris les étapes de construction et à droite l'objet 3D.

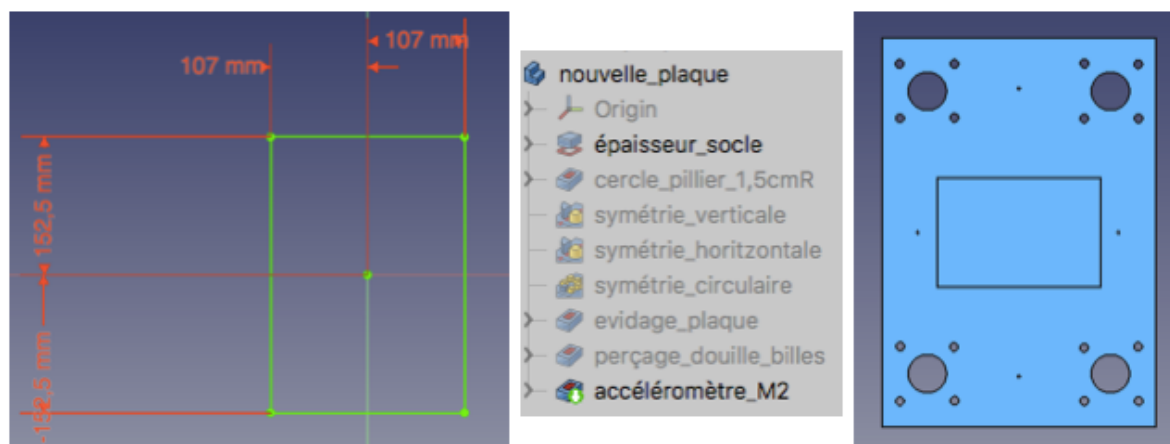
3.A Socle



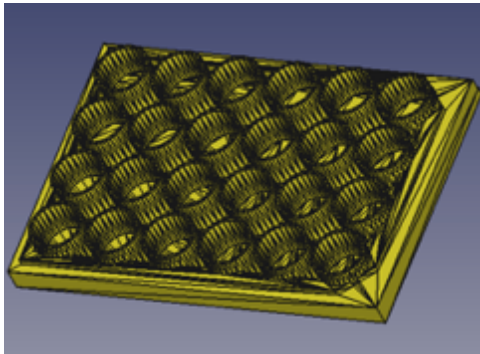
3.B Piliers



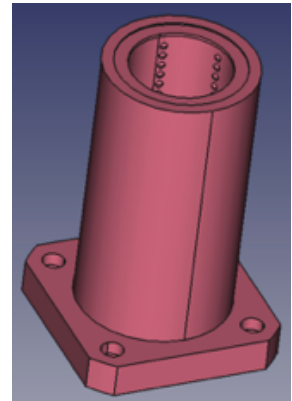
3.C Plaque évidée



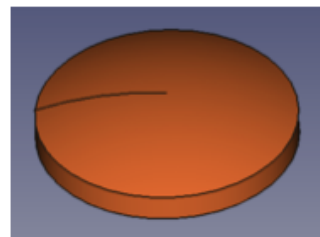
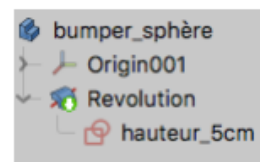
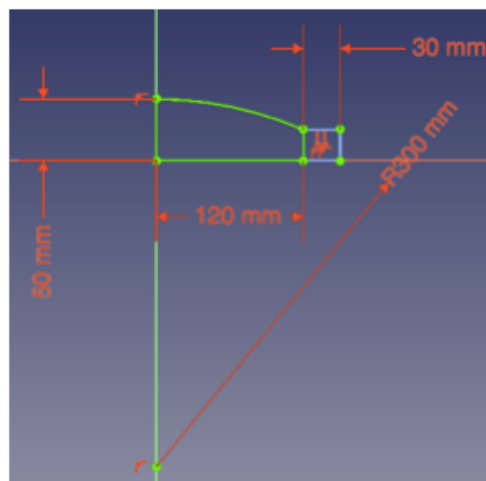
3.D Culture de cellule



3.E Douille à billes



3.F Butoir



3.G Calcul du poids de l'appareil

- 4 douilles à bille = 2,36 kg
- 4 piliers = 6,17 kg
- 1 plaque d'essais = 3,93 kg
- 1 socle = 9,8 kg

= 22,26 kg*

*(sans vis, bumper, culture de cellules)

3.H Calcul de l'hyperstatisme

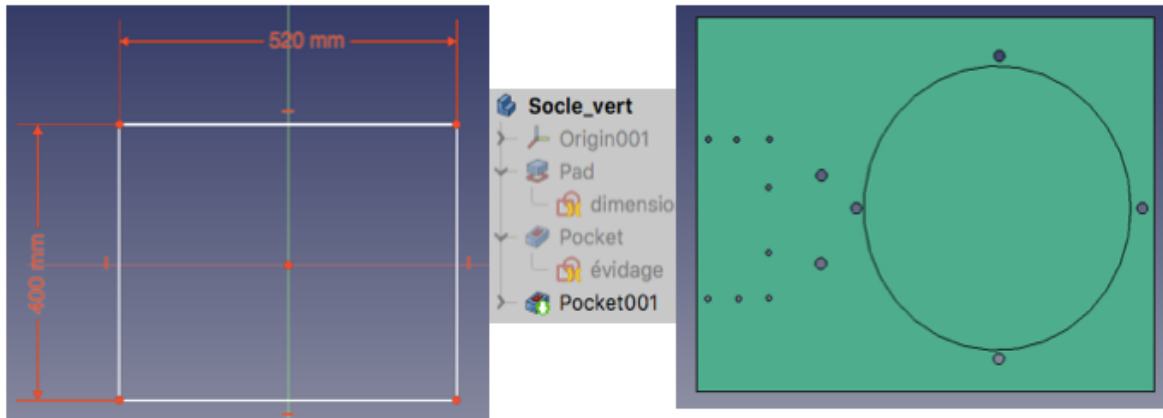
- $E_s = 6$ (2 pièces -1) = 6
- $I_s = 4$ glissières x $5\tau = 20$
- $m = E_s - I_s = 6 - 20 = -14$
- $mc = 1$
- $h = mc - m = 1 - (-14)$

$h = 15 >>> 0$

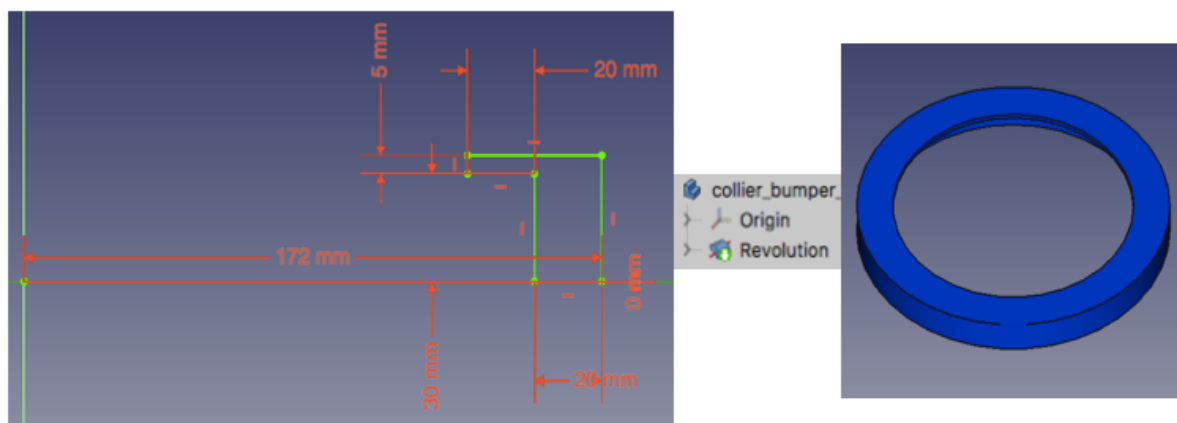
Annexe 4 : modèle n°3 (UPN + système de guidage)

Pour chaque pièce, à gauche est représentée l'esquisse en 2D, en gris les étapes de construction et à droite l'objet 3D.

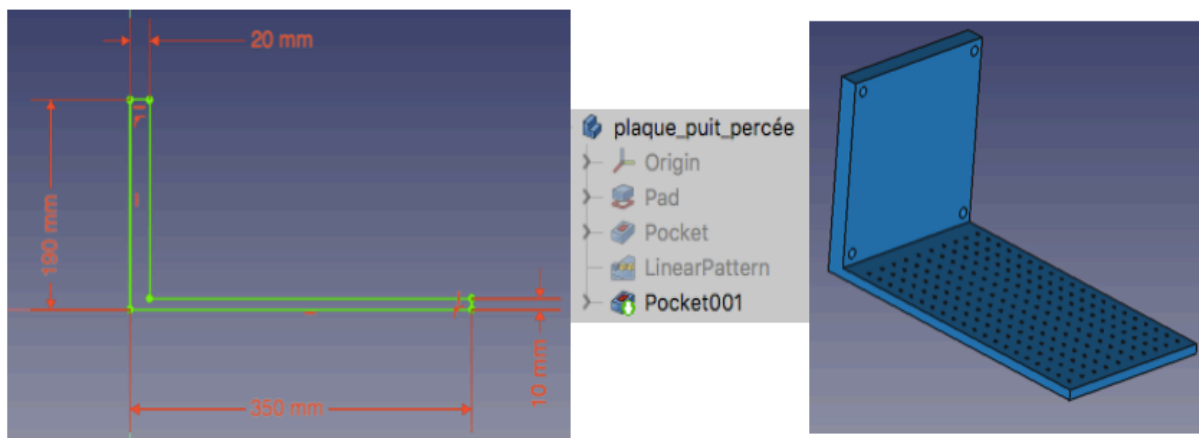
4.A Socle



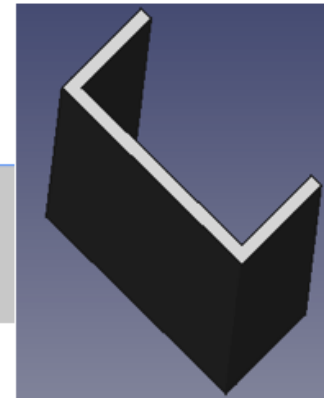
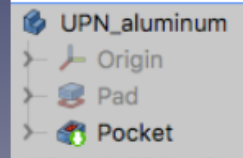
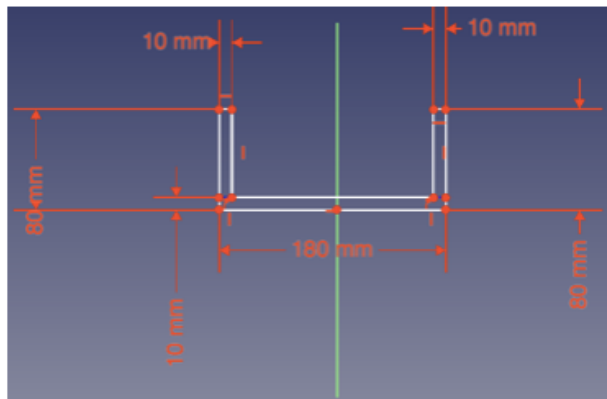
4.B Collier du bumper



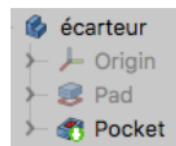
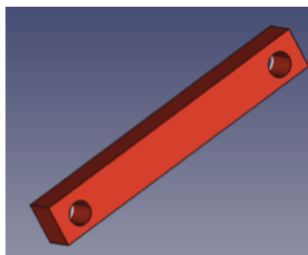
4.C Plaque avec réseau de trou taraudé



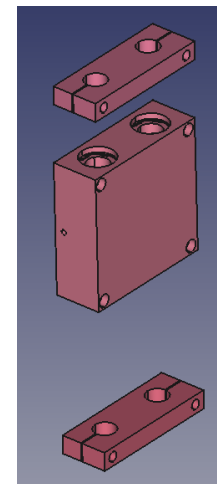
4.D Poutrelle UPN



4.E Écarteurs



4.F Système de guidage



4.F Calcul du degré d'hyperstatisme

- $E_s = 6 (2 \text{ pièces} - 1) = 6$
- $I_s = (2 \text{ glissières} \times 5 \tau) = 10$
- $m = E_s - I_s = 6 - 10 = -4$
- $h = m_c - m = 1 - (-4)$

$h = 5$ (hyperstatique)

4.G Calcul du poids de l'appareil

- 1 système de guidage = 5,2 kg
- 2 piliers = 3,09 kg
- 1 plaque d'essais = 8,3 kg
- 1 socle = 16,2 kg

= 32,7 kg*

*(sans vis, bumper, culture de cellules, UPN et écarteurs)