

Résonance et rotation dans le cerveau : *pourquoi un choc à la tête est-il dangereux ?*

Biomécanique de la commotion cérébrale — un cerveau **mou** dans une boîte **rigide**.

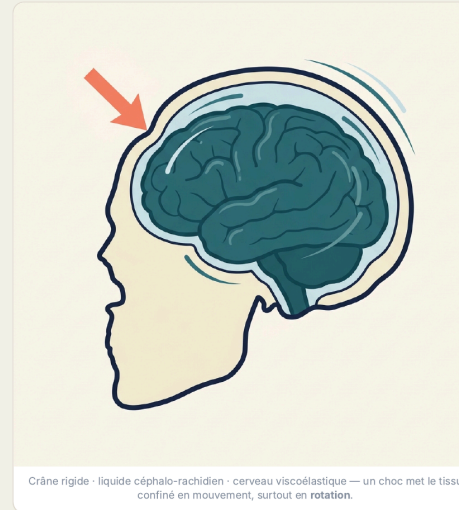
Chaque année, la commotion liée au sport touche des millions de personnes — et pourtant on comprend encore mal, *physiquement*, comment le coup blesse. Notre point de départ : **ce n'est pas l'impact qui abîme le cerveau, c'est son mouvement à l'intérieur du crâne.**

1,6–3,8 M

commotions liées au sport / an aux États-Unis (CDC, 2003)

0,1–10 kPa

module d'Young du cerveau : $\sim 10^7$ × plus mou que l'acier



Crâne rigide · liquide céphalo-rachidien · cerveau viscoélastique — un choc met le tissu confiné en mouvement, surtout en **rotation**.

Présentation Guidée · **Thylane Sérié** · Sarah Plotkine · Louna Bouffim — Lycée Saint Louis · 2026

choc → le cerveau bouge dans sa boîte → la rotation déforme le plus → un milieu mou amplifie → danger maximal

BIBLIOGRAPHIE Rowson S. et al. (2012), *Ann. Biomed. Eng.* · CDC (2003), épidémiologie de la commotion.

01 TITRE & CONTEXTE

À DIRE On ouvre sur le chiffre humain avant toute équation : des millions de commotions par an, et un mécanisme mal expliqué. Puis notre vraie accroche : on a longtemps cru que c'était le choc direct qui blessait — mais le crâne protège bien ; ce qui blesse, c'est que le cerveau, très mou, **bouge à l'intérieur** quand la tête est secouée. Tout part de là : *quel mouvement, à quel régime, déforme le plus ?* Un ordre de grandeur qui surprend le jury : le cerveau a un module d'Young $E \sim 0,1$ à 10 kPa — environ dix millions de fois plus mou que l'acier, autour de la gélatine ; c'est ce qui rend un substitut en gel crédible.

Transition → *Si c'est le mouvement interne qui blesse, la vraie question n'est pas « à quelle force ? » mais « à quel type de mouvement, à quelle fréquence ? »*

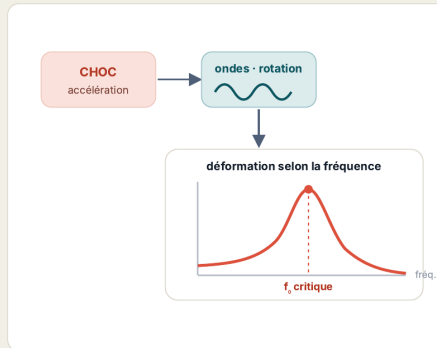
Ce n'est pas l'impact qui blesse — c'est la vibration et la rotation

choc → le cerveau bouge dans sa boîte → la rotation déforme le plus → un milieu mou amplifie → danger maximal

Existe-t-il, pour un modèle simplifié du cerveau, des sollicitations — une certaine **rotation**, une certaine **fréquence** — qui **amplifient les déformations internes** lors d'un choc ?

● L'IMAGE PHYSIQUE QU'ON DÉFEND

Le cerveau se comporte comme un **milieu viscoélastique** — ni tout à fait solide, ni tout à fait liquide — enfermé dans une **cavité rigide**, le crâne, et baignant dans le liquide céphalo-rachidien. Quand la tête est secouée, ce milieu mou subit des ondes et des vibrations internes. Deux choses décident de la gravité : le **type de mouvement** — la rotation déforme bien plus que la translation — et le **régime** — un milieu aussi mou a des sollicitations qu'il **amplifie**.



△ **hypothèse à tester** La valeur « ~30 Hz » circule dans les sources ; notre calcul d'ordre de grandeur donne plutôt ~10-30 Hz (diapo 7). On la présente comme une hypothèse à tester, pas un fait acquis.

BIBLIOGRAPHIE Rowson S. et al. (2012) — rotation vs translation, critère de risque · notes de cadrage du sujet.

02 PROBLÉMATIQUE

À DIRE On part de l'image qu'on a construite : le cerveau est **viscoélastique** — ni tout à fait solide, ni tout à fait liquide — enfermé dans le crâne rigide et baignant dans le liquide céphalo-rachidien. Secoué, ce milieu mou subit ondes et vibrations. Deux choses décident de la gravité : le **type de mouvement** — et là, littérature et expérience pointent la **rotation**, bien plus déformante que la translation — et le **régime** : un milieu aussi mou amplifie certaines sollicitations. On présente le ~30 Hz parfois cité comme une **hypothèse à tester**, pas comme un fait ; notre estimation d'ordre de grandeur donne plutôt ~10-30 Hz selon k et m (diapo 7).

Transition → Pour répondre, il faut d'abord les bons outils : comment décrit-on un matériau mou qu'on secoue ?

Deux nombres commandent tout : la rigidité E et la viscosité μ

choc → le cerveau bouge dans sa boîte → la rotation déforme le plus → un milieu mou amplifie → danger maximal

Mécanique	translation / rotation, Newton, moment cinétique, couple
Milieux continus	contrainte σ , déformation ε , matériau mou
Viscoélasticité	un milieu qui flue et relaxe · E , μ , c
Vibrations / ondes	oscillations amorties, fréquence propre, résonance
Fluides	interaction liquide / solide (LCR), loi de Stokes
Maths appl.	$x(t)$, dérivées, régression linéaire

● CONTRAINTE, DÉFORMATION, RIGIDITÉ

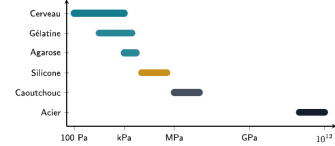
$$\sigma = \frac{F}{A}, \quad \varepsilon = \frac{\Delta h}{h_0}, \quad E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

● LE CŒUR DU MODÈLE — OSCILLATEUR AMORTI FORCÉ

$$m \ddot{x} + c \dot{x} + kx = F(t) \quad f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}}$$

masse m · raideur k (la rigidité E) · amortissement c (la viscosité μ)

● MODULE D'YOUNG — ÉCHELLE LOG (PA)



Cerveau, gélatine et agarose tombent dans le même domaine : un bon substitut.

● TISSU CÉRÉBRAL — VALEURS PUBLIÉES

▲ UNITÉ À RECONTRÔLER

- Matière blanche $E \approx 1,9$ kPa, ~39 % plus rigide que la matière grise ($E \approx 1,4$ kPa) — quasi-statique.
- Modules **dynamiques** (20–650 Hz) : $k \sim 4000$ – 6800 N·m⁻³, $\mu \sim 12,6$ – 20 Pa·s.

BIBLIOGRAPHIE Galford J.E. & McElhaney J.H. (1970), *J. Biomechanics* 3, 211–221 · Chakroun, *Revue LEGFR* vol. 6, p. 67–73 (unité de E à recontrôler).

03 NOTIONS SCIENTIFIQUES

À DIRE Un matériau mou ne se résume pas à un seul nombre. Un solide a une rigidité E ; un fluide a une viscosité μ . Le cerveau a **les deux à la fois** : il se déforme comme un solide mais « coule » et « se détend » comme un fluide — c'est ça, viscoélastique. Deux nombres à mesurer, donc : E et μ . Le tableau montre pourquoi un gel est un bon substitut : le cerveau est si mou qu'une gélatine ou un gel d'agarose tombe dans le même domaine de rigidité. Des mesures publiées sur le tissu donnent E de l'ordre du **kilopascal** ; une colonne d'un de nos PDF source semble en mauvaise unité, donc on cite l'**ordre de grandeur** (~kPa) et on vérifie le chiffre exact avant de l'afficher.

Transition → Ces deux nombres, E et μ , on a voulu les mesurer nous-mêmes — pas seulement les lire. Voilà comment.

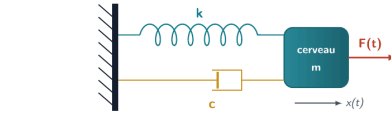
Le protocole qu'on a conçu : trois matériaux, puis l'effet de la rotation

choc → le cerveau bouge dans sa boîte → la rotation déforme le plus → un milieu mou amplifie → danger maximal

• DU PLUS SIMPLE AU PLUS PROCHE DU CERVEAU protocole envisagé

MATÉRIAU	REPRÉSENTE	ON MESURE
Fluide newtonien glycérine / sirop	la viscosité pure (étalon)	μ — chute de bille (Stokes)
Fluide complexe slime	flue et résiste	viscoélasticité, τ
Gel « cerveau » agarose / gélatine	notre cerveau modèle	E — compression · μ — chute de bille

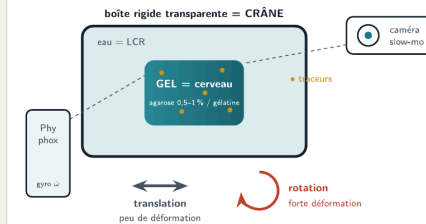
• LE MODÈLE QUI INTERPRÈTE TOUT : OSCILLATEUR AMORTI



$E \rightarrow k, \mu \rightarrow c, \text{masse de gel} \rightarrow m$ — l'oscillateur explique le pic sans refaire la simulation.

BIBLIOGRAPHIE Modèles éléments finis DHIM & SIMon - Rowson S. et al. (2012) - méthodes FE tête (DOI 10.1007/s10237-014-0562-z) - Phyphox, Tracker (instruments).

• LE GEL-CERVEAU DANS UNE BOÎTE RIGIDE : TRANSLATION VS ROTATION montage conçu



On cite les grandes simulations éléments finis (DHIM, SIMon) dont la conclusion va dans notre sens — **rotation > translation**. Le montage qu'on prévoyait : gyroscope Phyphox pour ω , tracking vidéo pour la déformation.
 ⚠ **seul le gel a été tenté ; il s'est effondré (diapo 5).**

04 SCHÉMA DE LA MANIP

À DIRE On n'a pas refait la grosse simulation par ordinateur — on la **cite**. Voilà le protocole qu'on a **conçu** (on dit franchement ce qu'on a pu tenter à la fin). La logique des trois matériaux : on commencerait par un fluide newtonien, dont la seule grandeur est μ , qu'on obtient en chronométrant la chute d'une bille (Stokes) — notre étalon. Ensuite le slime, qui montre qu'un même matériau peut couler lentement et résister vite : le pont vers le viscoélastique. Enfin le gel-cerveau, sur lequel on mesurerait E par compression et μ par chute de bille. Une fois le gel caractérisé, on le mettrait dans une boîte rigide pleine d'eau — le crâne et le LCR — pour comparer deux gestes : une **translation** pure et une **rotation**, filmées au ralenti, gyroscope Phyphox scotché sur la boîte pour l'accélération angulaire. Et on est honnêtes : de tout ce montage, on n'a tenté que le gel — et il s'est effondré. La diapo suivante raconte cet échec et ce qu'il nous a appris.

Transition → *Sur le papier c'est net. En vrai, notre premier modèle s'est littéralement effondré — et ça nous a appris l'essentiel.*

Notre premier modèle s'est effondré — et ce qu'il nous a appris

choc → le cerveau bouge dans sa boîte → la rotation déforme le plus → un milieu mou amplifie → danger maximal

● NOTRE VRAI ÉCHEC DE DÉPART

On a d'abord voulu fabriquer un cerveau en 3D avec de la **gélatine alimentaire**. En 3D, c'était très difficile : la gélatine n'a pas tenu sa forme et **s'est complètement effondrée**. La cause, comprise après coup : on avait construit le modèle **avant d'avoir mesuré les propriétés de la matière** (E, μ) — donc rien n'était maîtrisé. C'est exactement ce que notre professeure nous avait dit : *caractériser la matière avant de modéliser*.

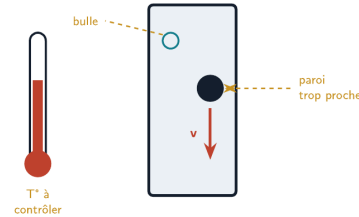
- 1 **Suivre la déformation** d'un gel transparent : nos traceurs sont **bruités** sur la vidéo.
- 2 **Viscoélasticité** : le module dépend de la **vitesse** de sollicitation → mesurer vite et lentement.
- 3 **Loi de Stokes** valable seulement à petit Reynolds, et sensible à la T^* , aux parois, aux bulles.
- 4 **Reproduire le gel** : passer de 0,5 % à 1 % d'agarose change E d'un facteur ~ 2 .
- 5 **Imposer une rotation propre** et répétable, et la distinguer d'une translation parasite.

● CONDITION DE VALIDITÉ DE STOKES

$$Re = \frac{2\rho_f r v}{\mu} < 1$$

la viscosité par chute de bille n'est juste que pour un nombre de Reynolds petit.

● CHUTE DE BILLE — LES PIÈGES



BIBLIOGRAPHIE TP viscosité / chute de bille - Chakroun, *Revue LEGFR* vol. 6 (dépendance en fréquence).

05 PROBLÈMES RENCONTRÉS

À DIRE On commence par notre vrai échec, parce qu'il est instructif. On a d'abord voulu faire un cerveau **en 3D** avec de la gélatine alimentaire : en 3D elle ne tient pas sa forme, et notre modèle **s'est complètement effondré**. En y réfléchissant, on a compris pourquoi : on l'avait fabriqué **sans avoir d'abord mesuré les propriétés de la matière** — rigidité, viscosité. Sans ces nombres, impossible de le maîtriser. C'est exactement ce que notre professeure nous avait dit : caractériser la matière *avant* de modéliser. Au-delà de ça, mesurer la déformation reste dur : le gel est transparent (on met des billes, mais le suivi vidéo bruité) ; la viscoélasticité oblige à mesurer à deux vitesses ; la loi de Stokes ne marche qu'à petit Reynolds et loin des parois ; un demi-pour-cent d'agarose en plus double presque la rigidité ; et imposer une **rotation** propre et répétable, c'est le point que la prof elle-même a signalé comme difficile. Si une mesure n'a pas pu être faite à temps, on le dit franchement — c'est plus solide qu'une fausse complétude.

Transition → À chacun de ces obstacles, on a trouvé une parade concrète.

Mesurer la matière d'abord, modéliser ensuite

choc → le cerveau bouge dans sa boîte → la rotation déforme le plus → un milieu mou amplifie → danger maximal

● LA LEÇON DE L'EFFONDREMENT, EN DEUX GESTES

la démarche qu'on propose

Caractériser la matière d'abord — mesurer E et μ de nos trois matériaux *avant* de refabriquer le cerveau (ce que la prof nous a conseillé). Et **simplifier la géométrie** — abandonner le 3D fragile pour une surface 2D ou un volume plus petit et plus plat, qui tient et qu'on peut filmer proprement. Ce sont les **corrections qu'on tire de l'échec**, pas des mesures déjà faites.

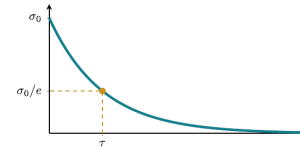
- 1 **Tracking vidéo** slow-motion + traitement **Python** — pour quantifier la déformation malgré le gel transparent.
- 2 **Double mesure** rapide + lente — fluage & relaxation $\sigma(t) = \sigma_0 e^{-t/\tau}$, τ = temps de relaxation.
- 3 **Calibration** — compression → $E = \sigma/\varepsilon$ (pente initiale) ; chute de bille → μ , à T° contrôlée.
- 4 **Mécaniser le lâcher de rotation** — un axe et un angle imposés, répétés, filmés au ralenti, pour comparer proprement à la translation.
- 5 **Modèle réduit** masse-ressort-amortisseur pour lire le pic d'amplification **sans refaire la simulation**.

● VISCOSITÉ PAR CHUTE DE BILLE

$$\mu = \frac{2r^2(\rho_0 - \rho_f)g}{9v}$$

● RELAXATION DES CONTRAINTES

$$\sigma(t) = \sigma_0 e^{-t/\tau}$$



La contrainte qui retombe exponentiellement donne le temps caractéristique τ — donc l'amortissement c .

BIBLIOGRAPHIE TP module d'Young & relaxation · Galford J.E. & McElhanev J.H. (1970).

06 SOLUTIONS APPORTÉES

À DIRE Important : cette diapo dit **ce qu'on ferait**, les corrections qu'on tire de l'échec — pas des mesures qu'on aurait réussies. La parade principale vient de l'échec lui-même : **mesurer la matière d'abord, modéliser ensuite**. On caractériserait E et μ de chaque matériau avant de refaire le cerveau, et on **simplifierait la forme** — d'un 3D qui s'effondre à quelque chose de plus plat, qui tient et se filme bien. Ensuite, à chaque problème de la diapo précédente sa parade : le bruit du suivi → film au ralenti + traitement Python ; la viscoélasticité → deux vitesses μ et la relaxation, dont la décroissance exponentielle donne un temps τ ; E et μ → compression et chute de bille, à température contrôlée ; la rotation → **mécaniser le lâcher** (un axe et un angle qu'on répète à l'identique), pour comparer rotation et translation sur la même base. Et pour interpréter le tout, on se ramène à un oscillateur simple — masse, ressort, amortisseur — qui suffit à expliquer pourquoi une fréquence donnée amplifie, sans refaire les calculs des laboratoires.

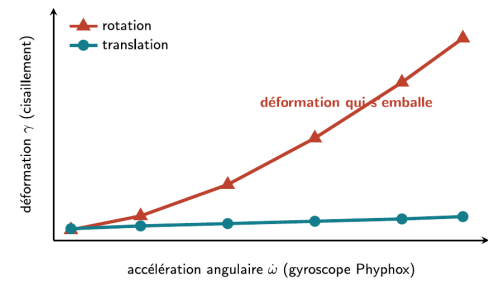
Transition → *Voilà la démarche corrigée. Reste à dire ce qu'elle prédit — la courbe qui répond à notre question de départ.*

Notre résultat-maître : la *rotation* déforme plus que la translation

choc → le cerveau bouge dans sa boîte → la rotation déforme le plus → un milieu mou amplifie → **danger maximal**

• DÉFORMATION Γ : ROTATION VS TRANSLATION

CE QUE PRÉDIT NOTRE MODÈLE

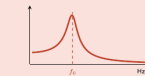


Prediction du modèle, pas une mesure. Notre expérience n'a pas pu aboutir (le gel s'est effondré, diapo 5) : nous n'avons pas de points. Voici ce que la physique prévoit — à sévérité comparable, la rotation déforme nettement plus que la translation.

• L'AMPLIFICATION EN FRÉQUENCE

THÉORIQUE — MODÈLE, NON MESURÉE

$$A(\omega) = \frac{F_0/m}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + \left(\frac{c\omega}{m}\right)^2}}$$



Tracé de l'équation, pas une donnée. Acuité $Q = \sqrt{k m}/c$: moins d'amortissement, pic plus aigu.

• ORDRE DE GRANDEUR

Δ NOTRE ESTIMATION

$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{6000}{1,4}} \approx 10$ Hz, avec $k \sim 6000$ N·m⁻¹ et $m \sim 1,4$ kg : **même ordre de grandeur** que les ~30 Hz cités. Une estimation d'ordre de grandeur tirée du modèle, pas une mesure.

On referme la boucle : derrière les **1,6–3,8 M** commotions/an, un même mécanisme — un cerveau mou qui **tourne** dans sa boîte. Seuil de lésion cité : $\epsilon_c \approx 0,18$.

BIBLIOGRAPHIE

Rowson S. et al. (2012) — rotation > translation, seuil $\epsilon_c \approx 0,18$ · Chakroun, *Revue LEGFR* vol. 6 (k, E, μ) · Physics / APS (vulgarisation). La courbe d'amplification en fréquence est théorique (modèle), non mesurée, non sourcée.

07 RÉSULTATS ATTENDUS

À DIRE On amène la courbe principale comme la réponse **que notre modèle prédit** à notre question : à mouvement égal, la **rotation** déforme le gel bien plus que la translation — exactement ce que pointe la littérature. On est francs : **notre expérience n'a pas abouti** — notre modèle de gel s'est effondré (diapo 5) et nous n'avons pas pu mesurer ni E , ni μ , ni cette courbe. Donc cette courbe n'est **pas** nos données : c'est ce que la physique **prédit**, le tracé attendu si l'on mécanisait le lâcher et trackait la déformation. La courbe en cloche de la fréquence, pareil : le tracé de notre équation — une allure théorique, pas une mesure, et surtout pas quelque chose qu'on aurait lu dans un article. On assume : « nous n'avons pas pu mesurer ; voici ce que la physique prédit, et comment on s'y prendrait. » On termine en refermant la boucle : on était partis de 1,6 à 3,8 millions de commotions par an dont on comprenait mal le mécanisme. Ce qu'on retient : un cerveau, parce qu'il est mou et confiné, se déforme surtout **en rotation** et amplifie certaines sollicitations — c'est ça, le danger invisible derrière le choc.

Clôture (en dernier) → « Derrière ces 1,6 à 3,8 millions de commotions, il y a un même mécanisme : un cerveau mou qui tourne dans sa boîte. C'est ce qu'on a voulu mesurer. »