

# 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

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



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

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

# 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 ?

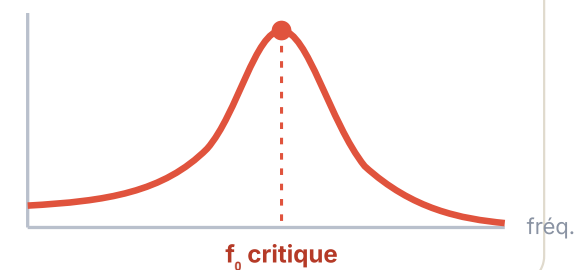
## ● L'IMAGE PHYSIQUE QU'ON DÉFEND

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**.

**CHOC**  
accélération

ondes · rotation

déformation selon la fréquence



△ **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.

# Deux nombres commandent tout : la rigidité $E$ et la viscosité $\mu$

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

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

## ● CONTRAINTE, DÉFORMATION, RIGIDITÉ

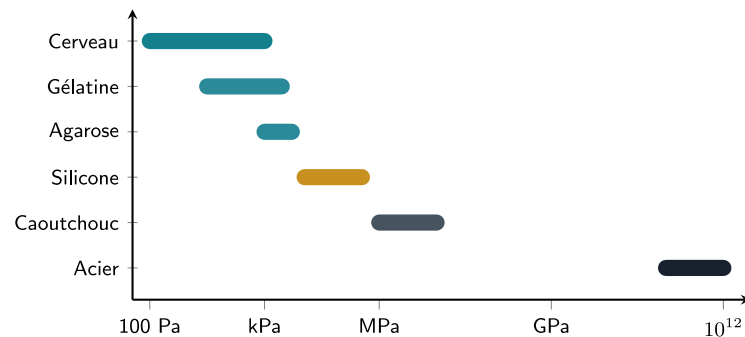
$$\sigma = \frac{F}{A}, \quad \varepsilon = \frac{\Delta h}{h_0}, \quad E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

## ● LE CŒUR DU MODÈLE — OSCILLATEUR AMORTI FORCÉ

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

masse  $m$  · raideur  $k$  (la rigidité  $E$ ) · amortissement  $c$  (la viscosité  $\mu$ )

## ● 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) :  $k \sim 4000\text{--}6800$  N·m<sup>-1</sup>,  $\mu \sim 12,6\text{--}20$  Pa·s.

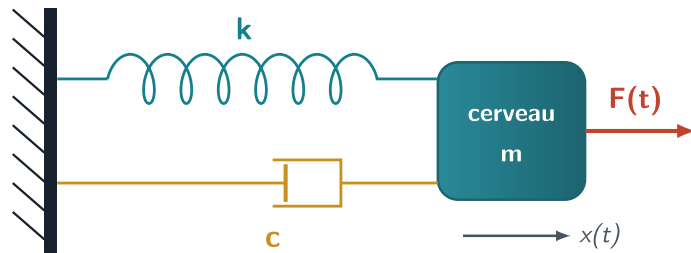
# Le protocole qu'on a conçu : trois matériaux, puis l'effet de la rotation

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

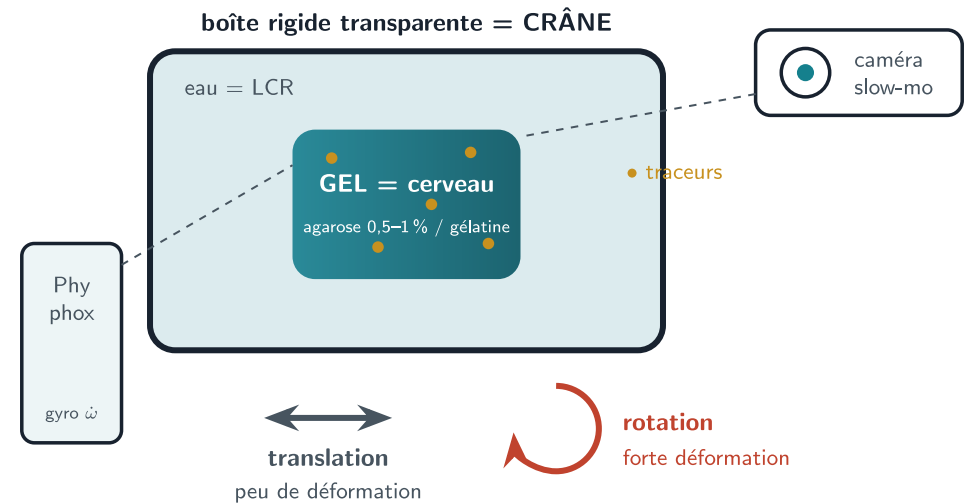
MATÉRIAU	REPRÉSENTE	ON MESURE
<b>Fluide newtonien</b> glycérine / sirop	la viscosité pure (étalon)	$\mu$ — chute de bille (Stokes)
<b>Fluide complexe</b> slime	flue <i>et</i> résiste	viscoélasticité, $\tau$
<b>Gel « cerveau »</b> agarose / gélatine	notre cerveau modèle	$E$ — compression · $\mu$ — chute 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**.

## 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  $\dot{\omega}$ , tracking vidéo pour la déformation.

**⚠ seul le gel a été tenté ; il s'est effondré (diapo 5).**

# 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** ( $E, \mu$ ) — donc rien n'était maîtrisé. C'est exactement ce que notre professeure nous avait dit : *caractériser la matière avant de modéliser*.

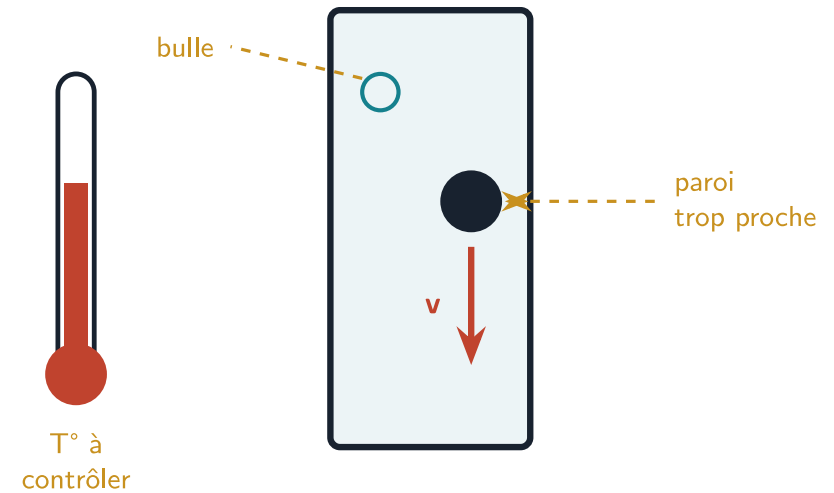
- 1 **Suivre la déformation** d'un gel transparent : nos traceurs sont **bruités** sur la vidéo.
- 2 **Viscoélasticité** : le module dépend de la **vitesse** de sollicitation → mesurer vite *et* lentement.
- 3 **Loi de Stokes** valable seulement à petit Reynolds, et sensible à la  $T^\circ$ , aux parois,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



# 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  $\mu$  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.

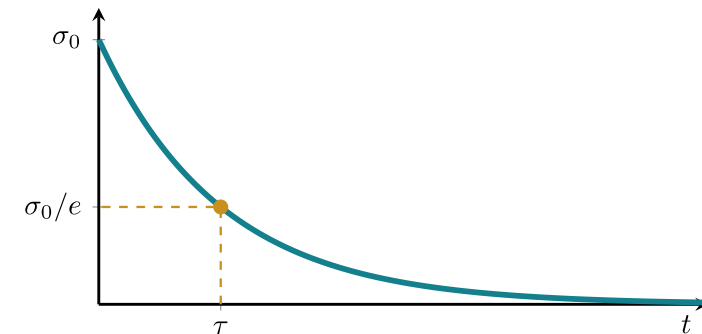
- 1 **Tracking vidéo** slow-motion + traitement **Python** — pour quantifier la déformation malgré le gel transparent.
- 2 **Double mesure** rapide + lente — fluage & relaxation  $\sigma(t) = \sigma_0 e^{-t/\tau}$ ,  $\tau$  = temps de relaxation.
- 3 **Calibration** — compression →  $E = \sigma/\varepsilon$  (pente initiale) ; chute de bille →  $\mu$ , à  $T^\circ$  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

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

## ● RELAXATION DES CONTRAINTES

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



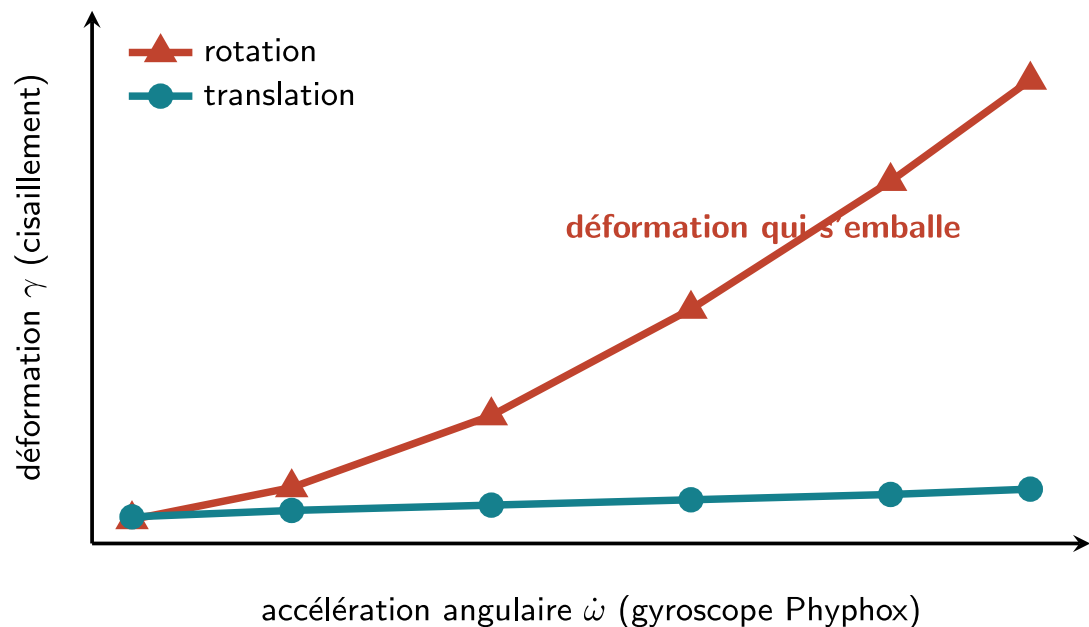
La contrainte qui retombe exponentiellement donne le temps caractéristique  $\tau$  — donc l'amortissement  $c$ .

# 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 $\Gamma$ : ROTATION VS TRANSLATION

CE QUE PRÉDIT NOTRE MODÈLE

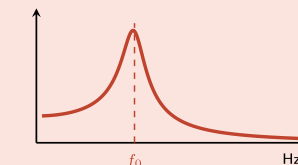


**Prédiction du modèle, pas une mesure.** Notre expérience n'a pas pu aboutir (le gel s'est effondré, diapo 5) : nous n'avons pas de points. Voici ce que la physique prévoit — à sévérité comparable, la **rotation** déforme nettement plus que la translation.

## ● 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

△ NOTRE ESTIMATION

$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{6000}{1,4}} \approx 10$  Hz, avec  $k \sim 6000$  N·m<sup>-1</sup> 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 ( $k, E, \mu$ ) · Physics / APS (vulgarisation). *La courbe d'amplification en fréquence est théorique (modèle), non mesurée, non sourcée.*