

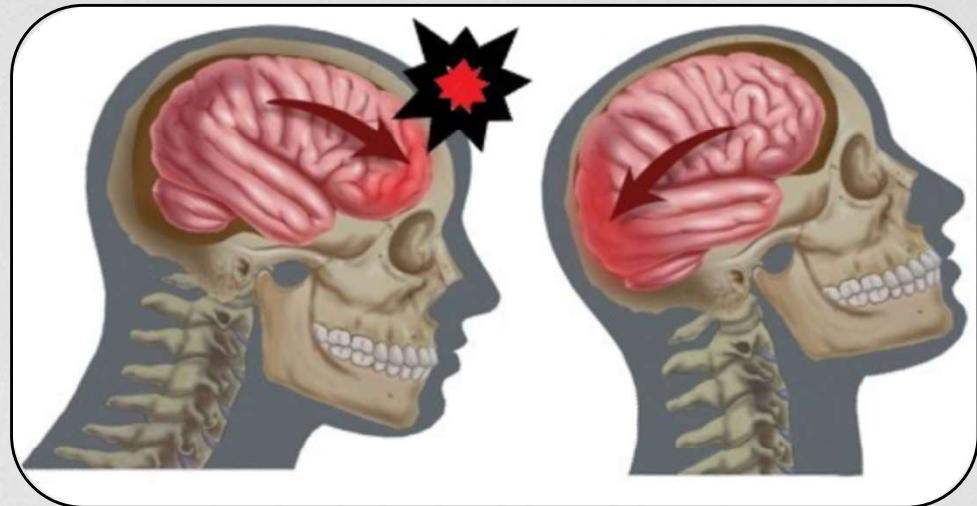
Analyse dynamique d'un impact produisant une commotion cérébrale

Simulation et expériences sur la modélisation du
rachis cervical et du crâne

Jameson Prat
51161

Qu'est-ce qu'une commotion?

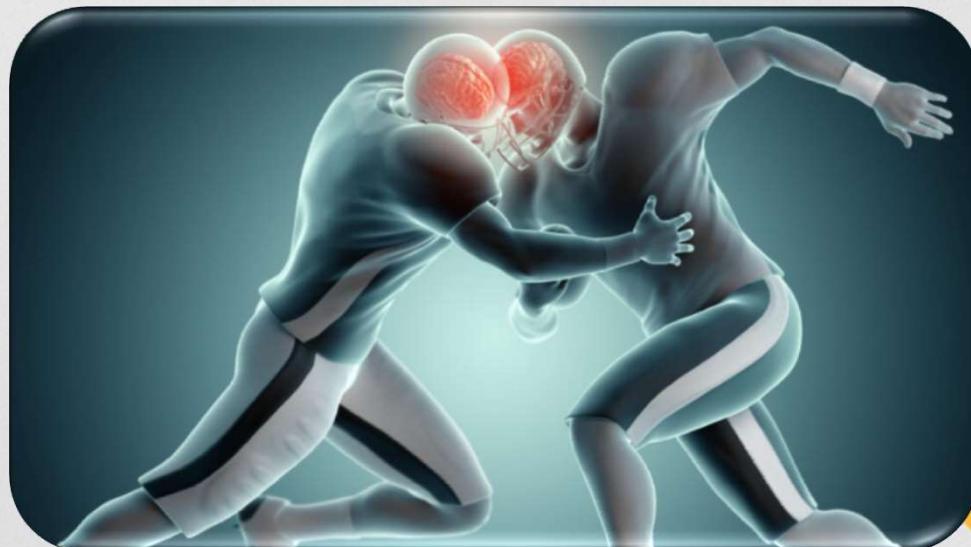
- Définition : Commotion cérébrale, un traumatisme crânien léger.
- Causes : Provoquée par des forces d'inertie.
- Symptômes courants : Maux de tête, confusion.
- Durée de récupération : Généralement quelques semaines.



<https://infocommotionsport.com/2021/01/01/better-than-poutine/>

Dans quelles circonstances ?

- Boxe
- Sport de conduite
- Rugby
- Equitation



quebec.huffingtonpost.ca

Objectif de l'étude

objectif : Améliorer la prévention des commotions cérébrales

Modélisation du mouvement cervical

Problème :

Comprendre le mouvement de la tête et du rachis cervical lors d'un impact pour analyser les mécanismes des commotions cérébrales.

Solution :

- Type de mouvement : Inclinaison latérale (simplification par des liaisons pivot entre les vertèbres)
- Modélisation des muscles par des ressorts/élastiques.
- Crane et vertèbres modélisé comme des solides indéformables.

Processus :

- Assemblage des segments
- simulation des mouvements
- évaluation de la réponse à un impact

Limitations :

- Simplification de la complexité anatomique et mécanique réelle du rachis cervical.

Simulation choc latéral

construction du model

Modèle numérique(valeurs réelle)

Outils Utilisés :

- Python
- Pygame : visualisation de la simulation
- Pymunk : simulation de la dynamique corporelle et des collisions.

Modèle réel(valeurs adaptées)

Outils Utilisés :

- Logiciel de pointage
 - Modèle construit a partir des hypothèse simplificatrices.
- Chaque expériences est répétée 3 fois

Mesures expérimentales

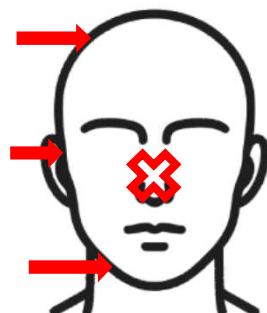
Comparaison de trois coups de poing:

- 1ere coup: haut de la tête
- 2eme coup: milieu de la tête
- 3eme coup: menton

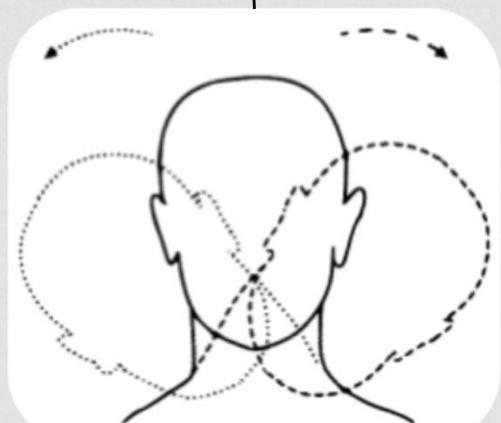
Grandeur mesurée:

- Position (norme)
- vitesse
- Accélération
- Force ressentie ($F=m*a$)

Position des chocs



Inclinaison latérale



<https://pastel.hal.science/tel-03166824/document>

Ordres de grandeur des éléments:

Modèle vertebres cervicales Modèle des muscles cervicaux

- Masse d'une vertebre :
50 grammes
- Liaison équivalente entre chaque vertebres:
liaisons pivots, avec des contraintes de rotation
- Débatement angulaire entre chaque vertebre:
crane-C1 et C1-C2 : 20°
C2 à C7 : 40°
- Dimensions
boule de rayon de 1cm

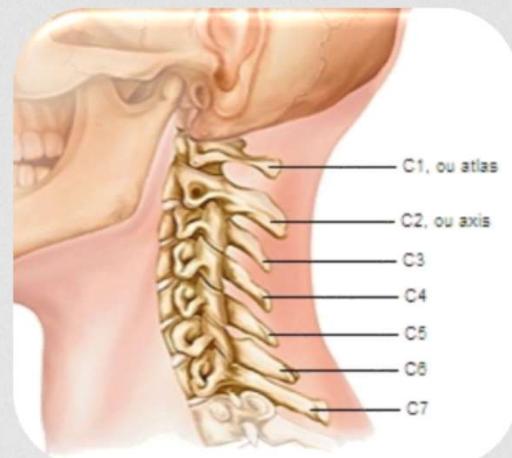
- Modélisation avec des ressorts:
raideur: 5000 N/m amortissement : 100N.s/m

Modèle du poing

- Masse: 15 kg
- Vitesse: 10m/s
- Le poing est représenté par une boule de rayon 4cm

Modèle du crane

- Masse d'un crane :
5kg
- Dimensions:
hauteur: 25cm
largeur: 15cm
- Hypothèse:
on considère le crane comme un unique os indéformable.
Les mesures de positions du crane serons prise au niveau de l'emplacement du cerveau.



Sources:

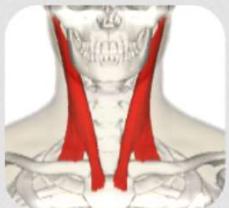
<https://www.frontiersin.org/journals/physiology/articles/10.3389/fphys.2022.1015154/full>,
<https://www.mdpi.com/1424-8220/21/24/8394>
<https://osteopatheversailles78.com/torticolis/>

Simulation:

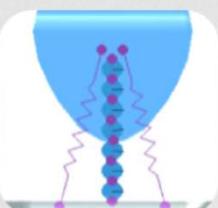
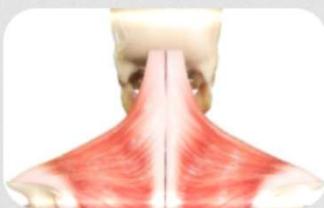
Modélisation informatique des organes du rachis cervical

Muscles impliqués dans le mouvement d'inclinaison latérale:

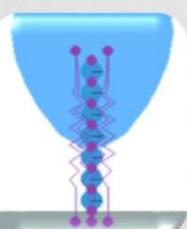
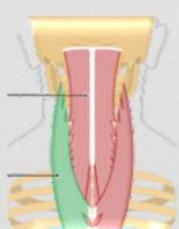
-Muscles sternocléidomastoïdiens



-Muscles trapèze



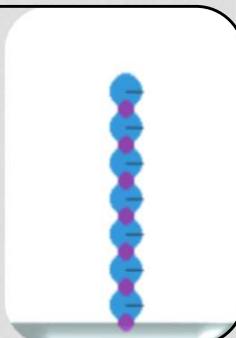
-Muscles plenius



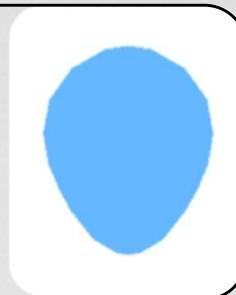
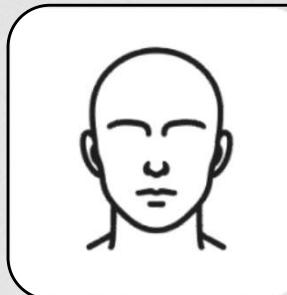
-Muscles scalène



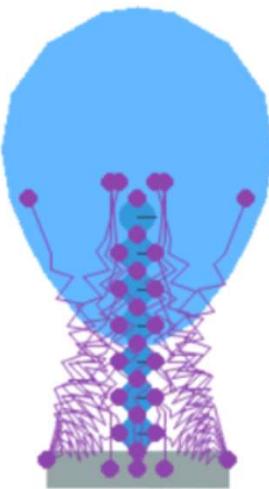
Vertèbres cervicales



tête



Modèle final



Sources:

https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Sternomastoid_muscle_frontal2.png,

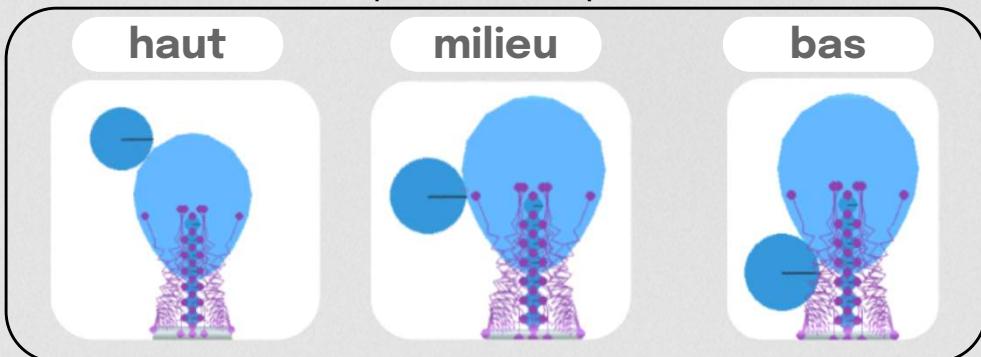
<https://www.istockphoto.com/fr/portfolio/magicmine?mediatype=photography>

<https://www.getbodysmart.com/neck-muscles/splenius-cervicis-muscle/>

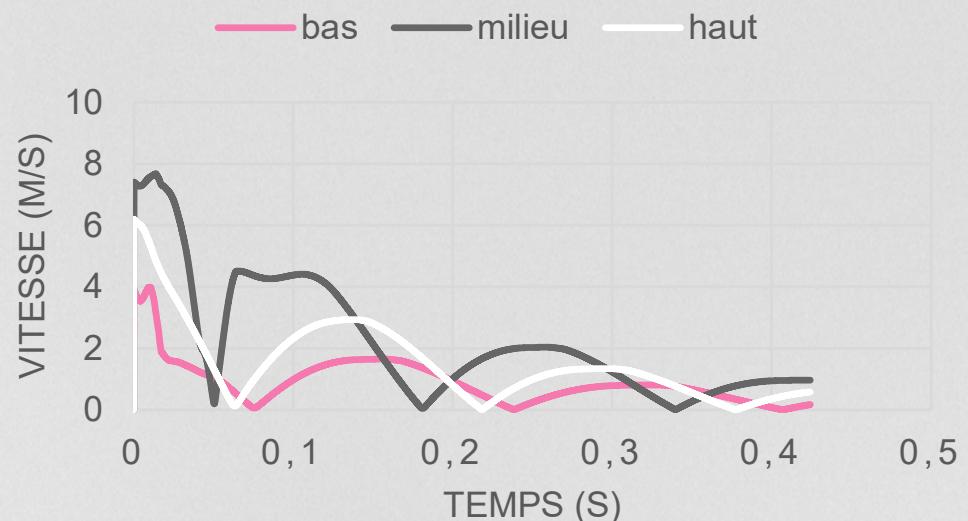
<https://www.sportsmassageandyogafarnham.co.uk/the-scalene-muscles-and-your-neck/>

Simulation:

Modélisation des points d'impact



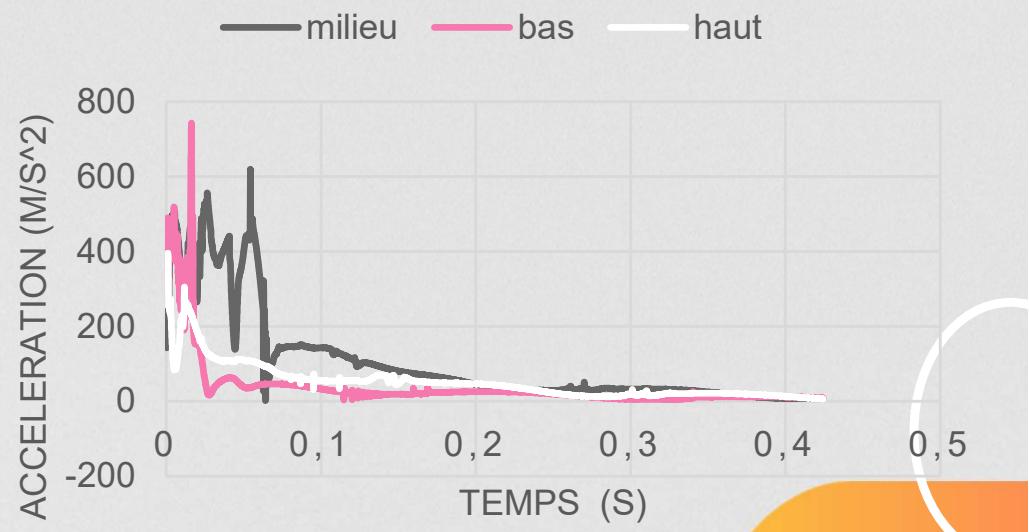
NORME DE LA VITESSE



TRAJECTOIRE



NORME ACCÉLÉRATION

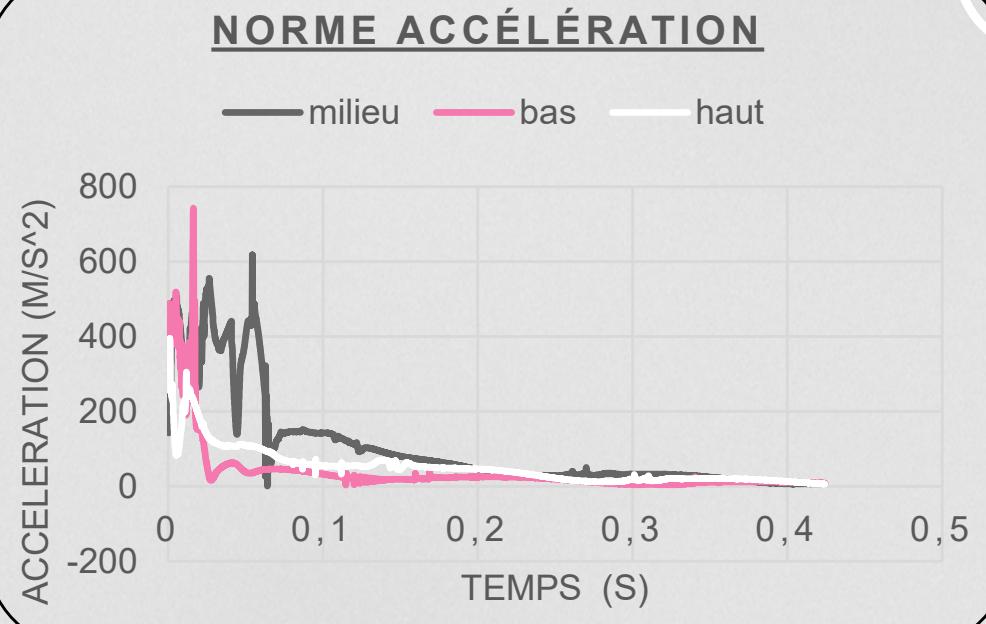


Conclusion de la simulation

Observations Clés :

- **Variabilité des Impacts** : Différences significatives dans les trajectoires, vitesses, et accélérations selon le point d'impact (haut, milieu, bas).
- **Trajectoires** : l'amplitude des mouvements varient avec le site d'impact.
- **Accélérations** : Pics extrêmes pour les impacts hauts, risque accru de blessure due à des accélérations plus fortes.

Zoom sur les pics d'accélérations

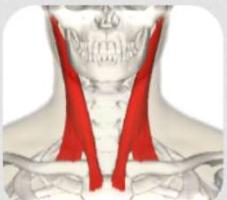


Experimentation:

Modélisation réelle des organes du rachis cervical

Muscles impliqués dans le mouvement d'inclinaison latérale:

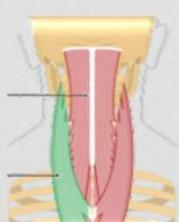
-Muscles sternocléidomastoïdiens



-Muscles trapèze



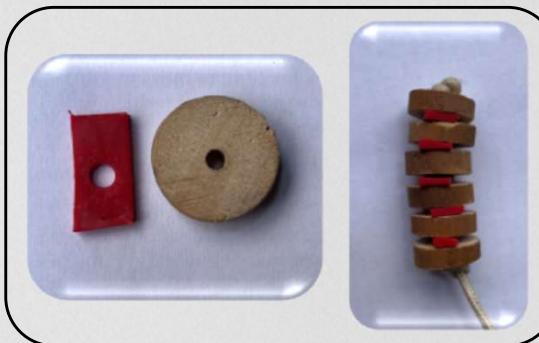
-Muscles plenius



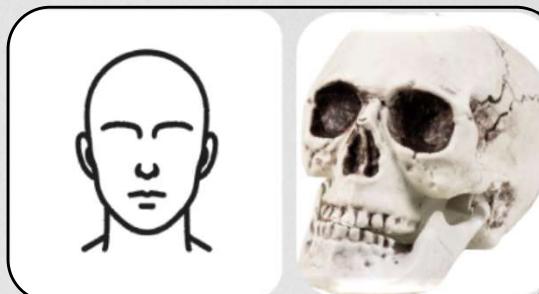
-Muscles scalène



Vertèbres cervicales



tête



Modèle final



Sources:

https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Sternomastoid_muscle_frontal2.png,

<https://www.istockphoto.com/fr/portfolio/magicmine?mediatype=photography>

<https://www.getbodysmart.com/neck-muscles/splenius-cervicis-muscle/>

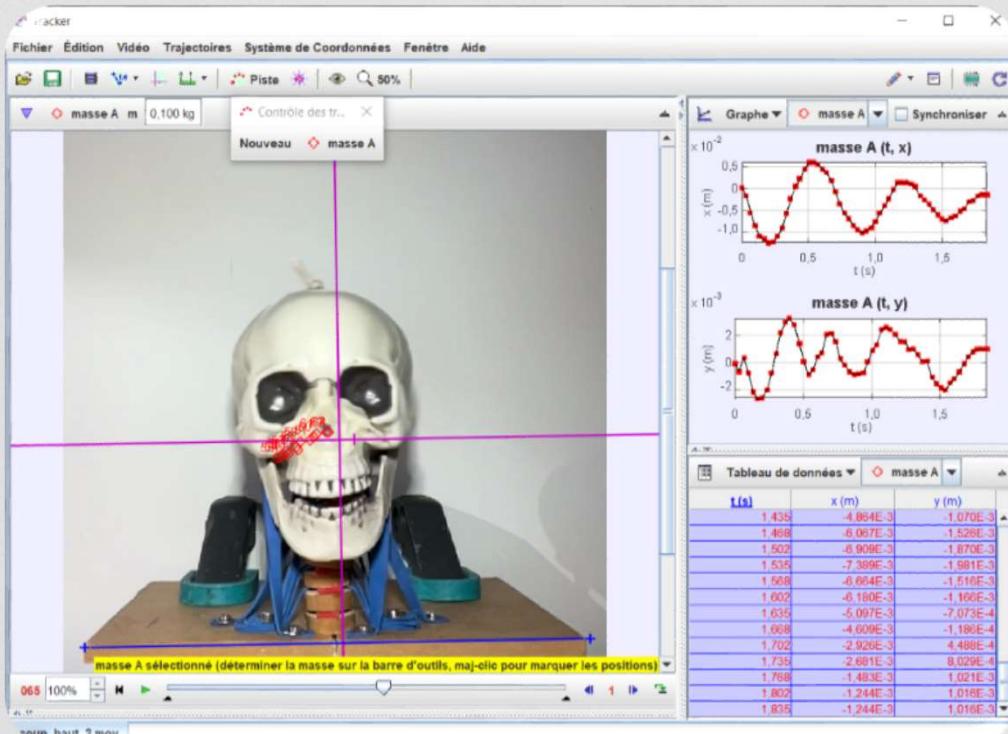
<https://www.sportsmassageandyogafarnham.co.uk/the-scalene-muscles-and-your-neck/>

Expérimentation:

Modélisation des points d'impact



Utilisation du logiciel Tracker:



Approximation vitesse du maillet



Maillet lâché
a 45° pour
avoir une
vitesse
constante

Vitesse calculée:

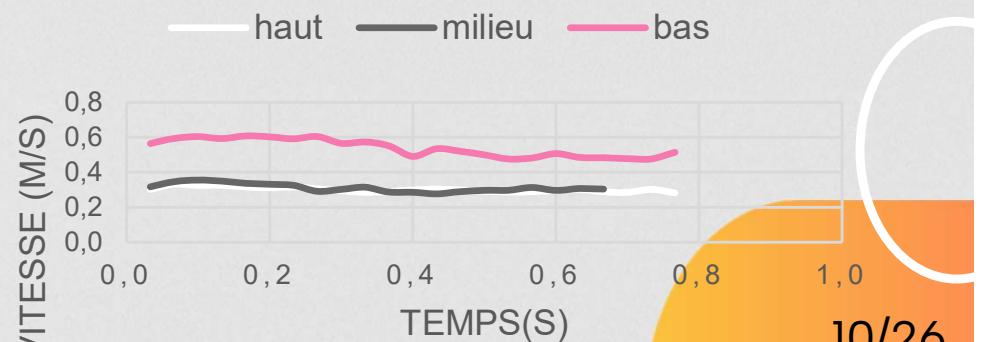
0,2 m/s

Moyenne des vitesses mesurée:

- haut: 0,3 m/s
- milieu: 0,31 m/s
- bas: 0,51 m/s



MOYENNE DE LA VITESSE DU MARTEAU



Expérimentation (avec modifications):

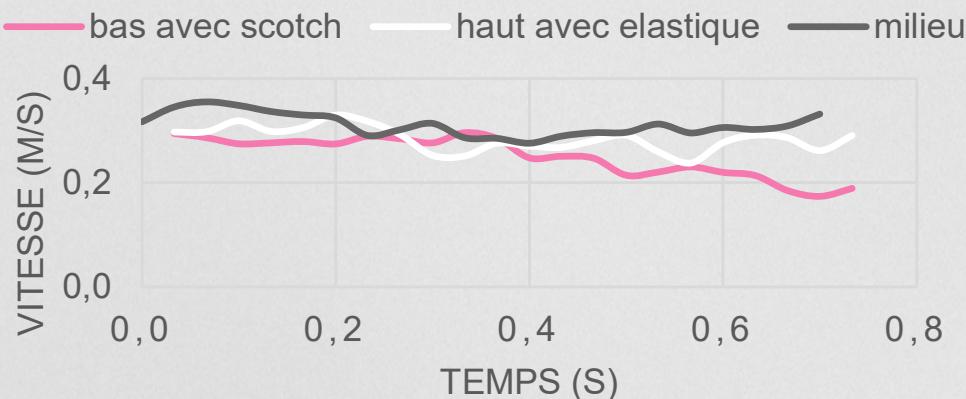
En haut: placement d'élastique sur le crane pour augmenter le coefficient de frottement



En bas: scotcher la mâchoire au model, diminution de l'angle de lâché du maillet

Les expériences sont répétées 5 fois

VITESSE MOYENNE DU MAILLET



Vitesse calculée:

0,2 m/s

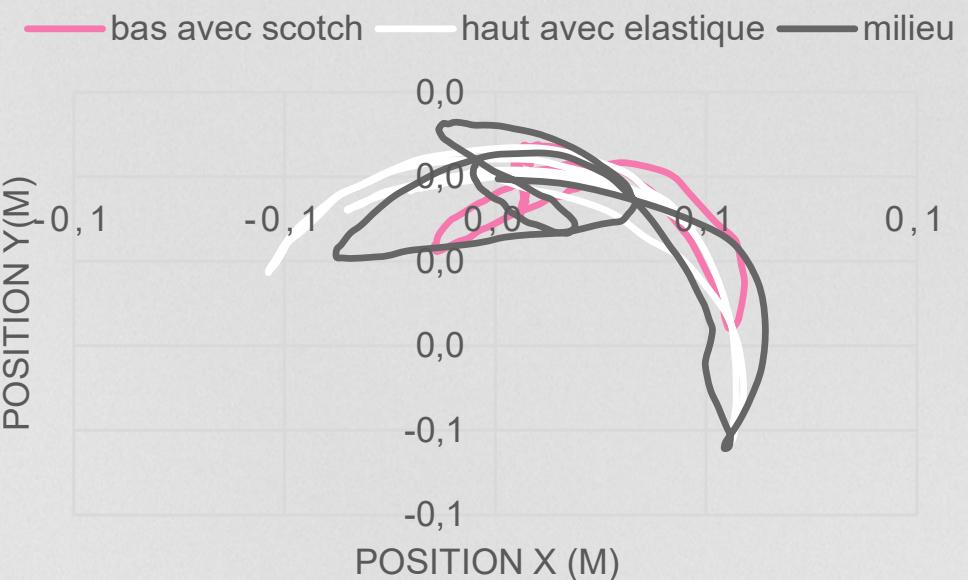
Moyenne des vitesses mesurée:

-haut: 0,28 m/s

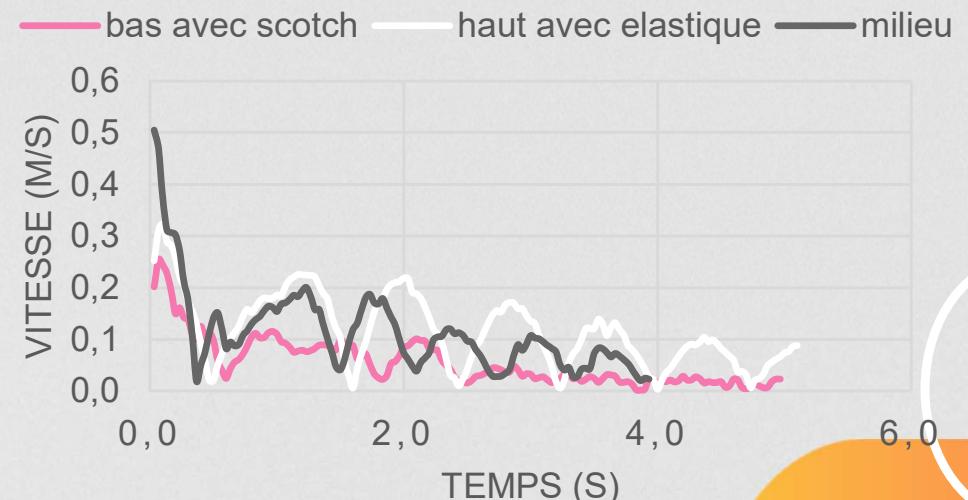
-milieu: 0,31 m/s

-bas: 0,21 m/s

MOYENNE DE LA POSITION



MOYENNE DE LA VITESSE

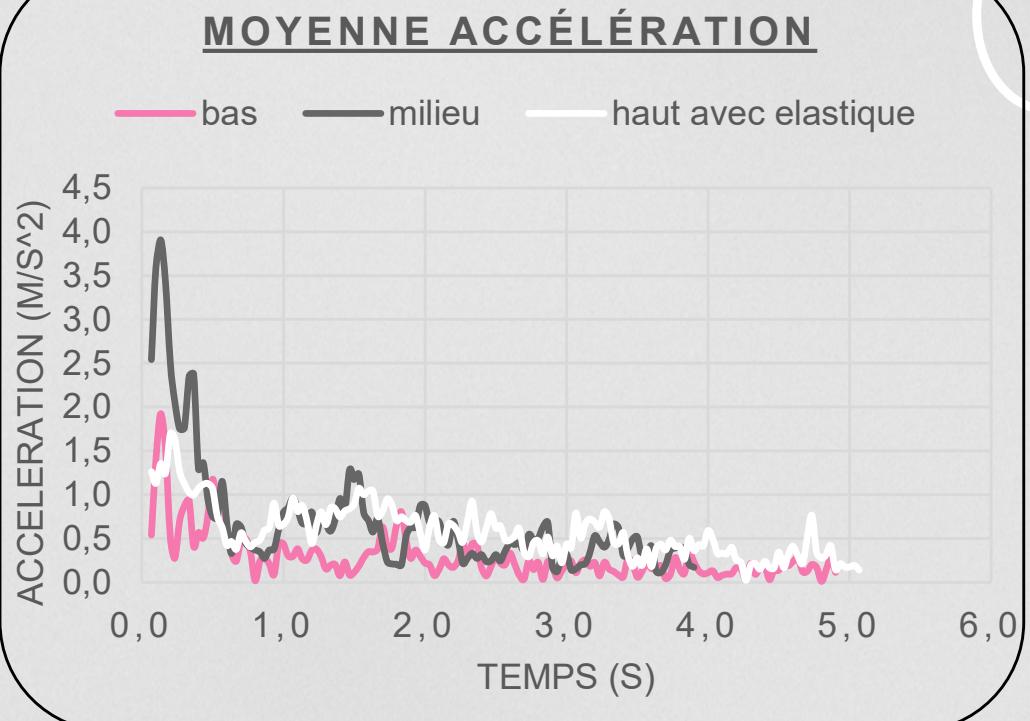


Conclusion de la manipulation:

Observations Clés :

- **Variabilité des Impacts** : Différences significatives dans les trajectoires, vitesses, et accélérations selon le point d'impact (haut, milieu, bas).
- **Trajectoires** : l'amplitude des mouvements varient avec le site d'impact.
- **Accélérations** : Pics extrêmes pour les impacts milieu, risque accru de blessure due à des accélérations plus fortes.

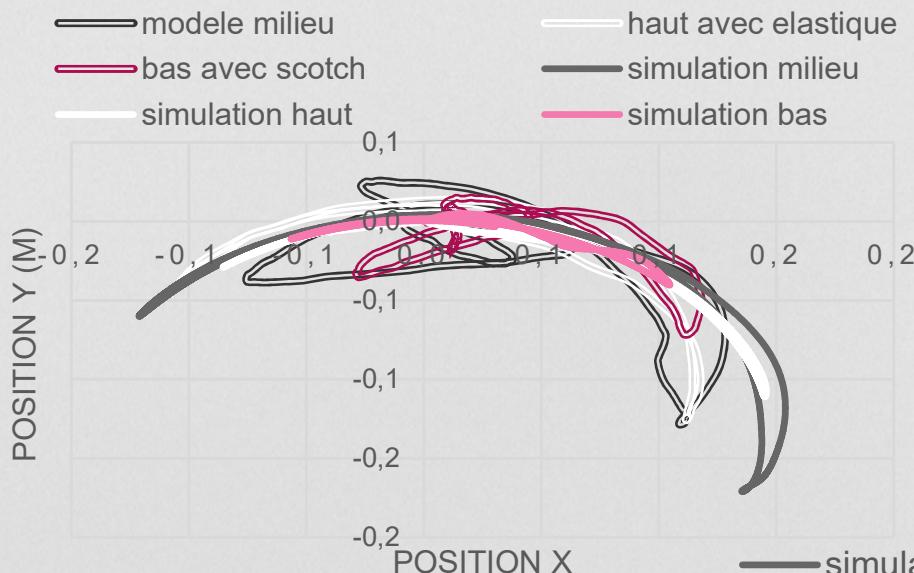
Zoom sur les pics d'accélérations



Conclusion

Comparaison des deux modèles en position

COMPARAISON DES POSITIONS



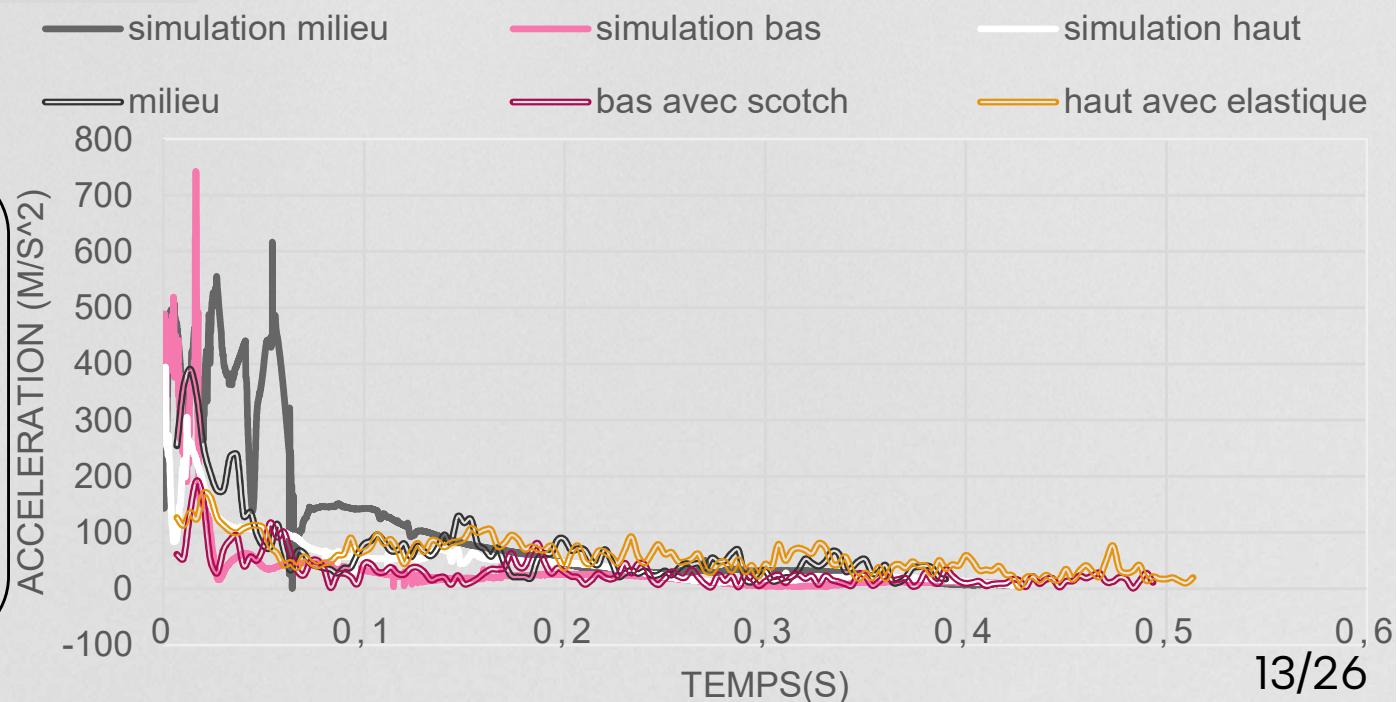
La simulation et le modèle ne mesurent pas l'accélération avec les mêmes ordres de grandeurs.

Changement des ordres de grandeur de la simulation pour pouvoir comparer les tendances des courbes.

Conclusion

Les tendances d'amplitudes des mouvements sont similaire entre la simulation et la manipulation

MOYENNE ACCÉLÉRATION



Conclusion par rapport aux commotions cérébrales

Comparaison des résultats de simulation avec un article de boxe

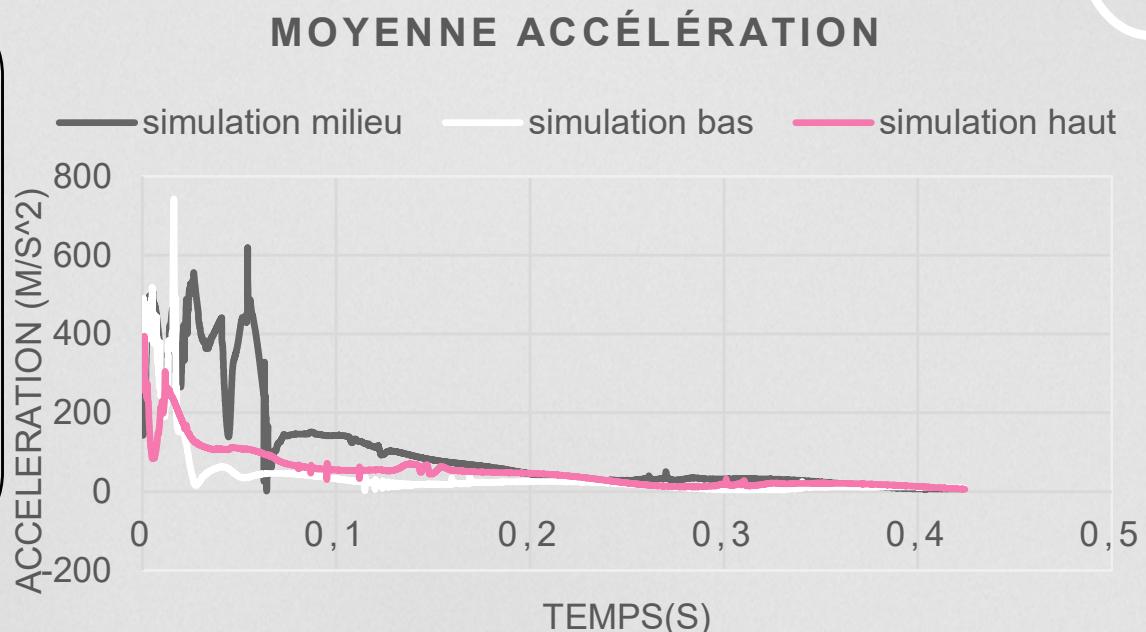
Accélération Translationnelle Maximale :

- Accélération Moyenne : 58 g
- Écart Type : 13 g

$$58g = 568 \text{ m/s}^2$$

Les valeurs indiquées montrent que les impacts latéraux en boxe peuvent générer des accélérations suffisantes pour provoquer des commotions cérébrales.

Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face T J Walilko, D C Viano, C A Bir



- **Validation des Modèles :** Les simulations présentent des accélérations comparables aux données expérimentales, renforçant la validité des modèles utilisés pour évaluer les risques de commotions cérébrales.
- **Risques d'Impact :** Les résultats des simulations d'impacts faibles, moyens et élevés montrent que les coups dans les sports de contact peuvent atteindre, voire dépasser, les seuils critiques d'accélération, augmentant ainsi le risque de blessures.

Ouverture :

Complexité du problème et pertinence de l'étude

Impact de la Masse et de la Vitesse du Coup

- gravité des blessures.
- Les coups plus lourds et plus rapides, génèrent des forces et des accélérations plus élevées, augmentant ainsi le risque de commotions cérébrales.
- importance de ces variables dans la prévention et la gestion des blessures dans les sports de contact.



Football Helmet Sensors – Shockbox

\$179.99

The Shockbox Football Helmet Sensor is designed to be attached inside of a football helmet. The sensor provides an immediate wireless transmission to your Smartphone, via Bluetooth® that the player has experienced a head impact that could result in a concussion. This takes the guess work away from determining when to take a player off the field and seek medical advice.

Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face T J Walilko, D C Viano, C A Bir
<https://news.stanford.edu/stories/2015/01/measure-concussion-forces-010615>, <https://gridiron-tech.com/product/football-helmet-sensors/>

•Forces Multiples :

Accélérations linéaires
Accélérations rotationnelles

•Dommages Internes :

Mouvements de torsion
Lésions axonales diffuses

•Équipement de Protection :

Casques améliorés
Atténuation des forces

•Modélisation :

Simulation réaliste
Prédiction des blessures

•Technologie :

Capteurs en temps réel
Détection rapide des impacts

•Personnalisation :

Interventions adaptées
Réhabilitation spécifique

Merci

Avez-vous des questions ?

CRÉDITS : Ce modèle de présentation a été créé par
[Slidesgo](#), comprenant des icônes de [Flaticon](#), des
infographies et des images de [Freepik](#) et du contenu par
[Swetha Tandri](#)

Initialisation de l'environnement

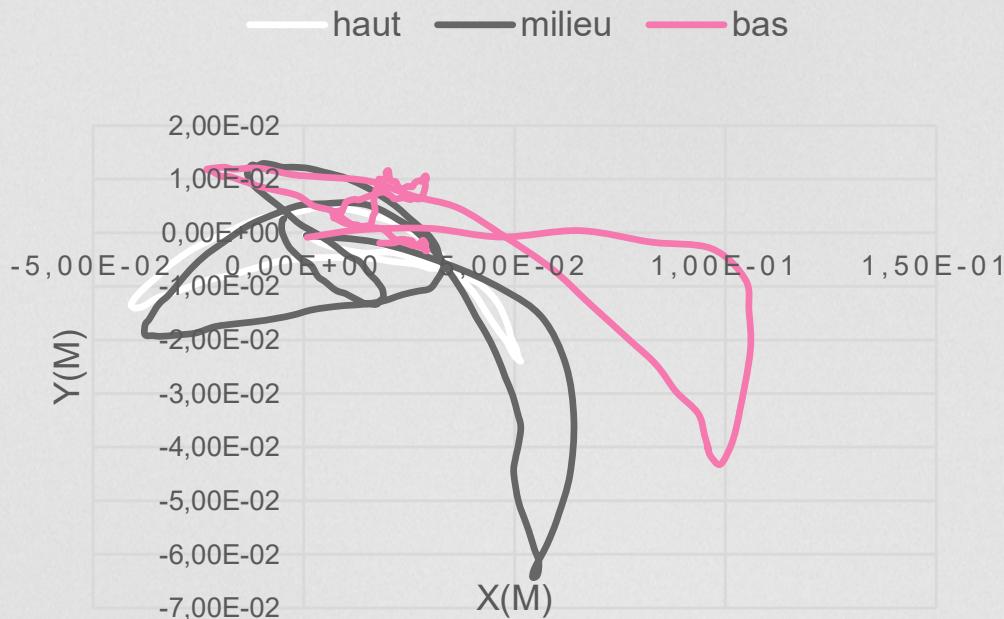
Définition de l'échelle

- 1cm vaut 10 pixels
- Définition de l'accélération de pesanteur
 $9,81 \text{ m/s}^2 \rightarrow 9810 \text{ pixel/s}^2$
- Vitesse 1m/s $\rightarrow 1000 \text{ pixels/s}$
- Masse en kg
- raideur des ressorts en N/m
- Amortissement des ressorts en N.s/m

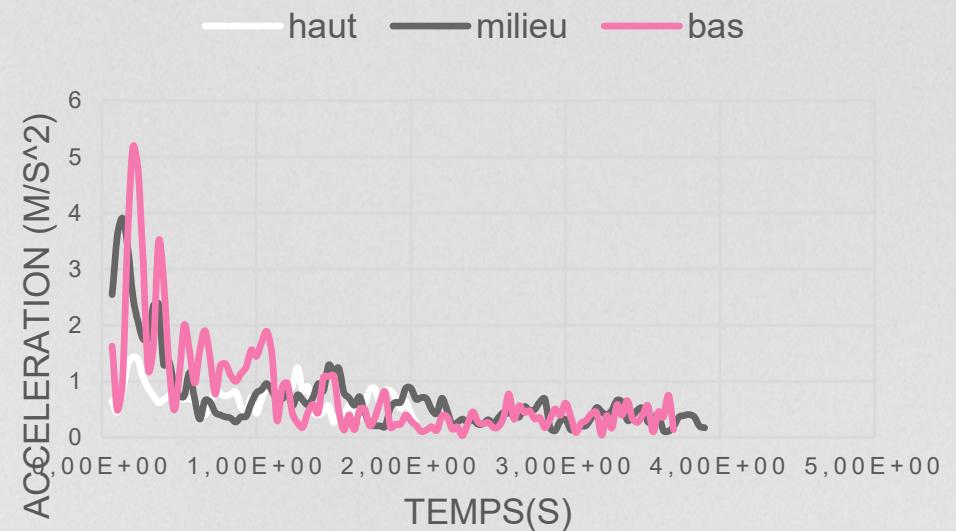
```
def setup_space():
    space = pymunk.Space()
    space.gravity = (0, 9810)
    return space
```

Expérimentation (avec défauts):

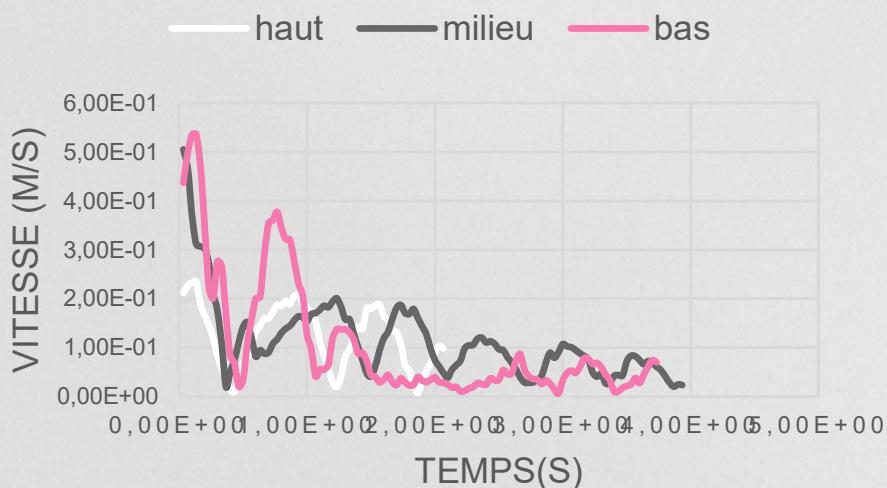
MOYENNE DE LA POSITION



MOYENNE DE L'ACCÉLÉRATION



MOYENNE DE LA VITESSE



En haut : le crane est en plastique lisse, le maillet a plutôt tendance à glisser sur le crane.

En bas : le fil est plus long, pour un même angle de lâchage on obtient une vitesse plus grande.

Modèle vertebres cervicales

```
def add_vertebre(space, position, fixed=False):
    mass = 0.05
    radius = 10
    moment = pymunk.moment_for_circle(mass, 0, radius)
    body_type = pymunk.Body.STATIC if fixed else pymunk.Body.DYNAMIC
    body = pymunk.Body(mass, moment, body_type=body_type)
    body.position = position
    shape = pymunk.Circle(body, radius)
    shape.filter = pymunk.ShapeFilter(categories=0x02, mask=0x00)
    space.add(body, shape)
    return body
```

4 usages

```
def add_joint(space, body1, body2, min_angle, max_angle, anchor1, anchor2):

    joint = pymunk.PinJoint(body1, body2, anchor1, anchor2)
    space.add(joint)
    # Convertir degrés à radians pour les contraintes
    min_angle_rad = math.radians(min_angle)
    max_angle_rad = math.radians(max_angle)
    rotary_limit = pymunk.RotaryLimitJoint(body1, body2, min_angle_rad, max_angle_rad)
    space.add(rotary_limit)
```

Modèle des muscles cervicaux

```
def add_muscle(space, body1, body2, rest_length, raideur, amortissement, position1, position2):
    muscle = pymunk.DampedSpring(body1, body2, position1, position2, rest_length, raideur, amortissement)
    space.add(muscle)
```

Modèle du crane

```
def add_crane(space, position, color):
    #definition de la masse
    masse = 5
    #definition de la forme du crane en respectant l'echelle 1cm -> 10 pixels
    vertices = [(0, -76), (-20, -73), (-50, -56), (-70, -28), (-75, 0), (-70, 30), (-65, 50), (-50, 70), (-20, 73), (0, 76), (20, 73), (50, 56), (70, 28), (75, 0), (70, -30), (65, -50), (50, -70), (20, -73), (0, -76)]
    #calcule du moment d'inertie
    moment = pymunk.moment_for_poly(masse, vertices)

    #creation du crane
    body = pymunk.Body(masse, moment, body_type=pymunk.Body.DYNAMIC)
    body.position = position
    shape = pymunk.Poly(body, vertices)

    #definition des interactions
    shape.filter = pymunk.ShapeFilter(categories=0x01, mask=0x04)

    # friction pour des interactions réalistes
    shape.friction = 0.5
    shape.color = color
    space.add(body, shape)
    return body
```

Modèle du poing

```
def add_projectile(space, position):
    mass = 15
    radius = 40
    moment = pymunk.moment_for_circle(mass, 0, radius)
    body = pymunk.Body(mass, moment, pymunk.Body.DYNAMIC)
    body.position = position
    shape = pymunk.Circle(body, radius)
    shape.filter = pymunk.ShapeFilter(categories=0x04, mask=0x01)
    shape.friction = 0.5
    space.add(body, shape)
    return body
```

```
def launch_projectile( projectile, position, velocity):
    projectile.position = position
    projectile.velocity = velocity
    projectile.angle = 0
```

Calcul de l'inertie (exemple d'un cercle):

```
def moment_for_circle(
    mass: float,
    inner_radius: float,
    outer_radius: float,
    offset: Tuple[float, float] = (0, 0),
) -> float:
    """Calculate the moment of inertia for a hollow circle

    (A solid circle has an inner radius of 0)
    """
    assert len(offset) == 2

    return cp.cpMomentForCircle(mass, inner_radius, outer_radius, offset)
```

```
from . import _chipmunk_cffi
```

```
cp = _chipmunk_cffi.lib
```

```
from ._chipmunk import ffi, lib
```

extension de python (binaire)

Main programme

```
def main():
    pygame.init()
    screen = pygame.display.set_mode((600, 600))
    clock = pygame.time.Clock()
    space = setup_space()
    draw_options = pymunk.pygame_util.DrawOptions(screen)

    epaules = add_rectangle(space, (300, 470), (100, 20))

    crane = add_crane(space, (300, 290), pygame.Color('SteelBlue1'))

    vertebres = [add_vertebre(space, (300, 450 - i * 20)) for i in range(7)]

    add_joint(space, crane, vertebres[6], -10, 10, (0, 30), (0, -10)) # Occiput-C1
    add_joint(space, vertebres[5], vertebres[6], -10, 10, (0, -10), (0, 10))
    for i in range(len(vertebres) - 2):
        add_joint(space, vertebres[i], vertebres[i + 1], -15, 15, (0, -10), (0, 10)) #angle limits de base
    add_joint(space, epaules, vertebres[0], -20, 20, (0, -10), (0, 10))
```

```
raideur = 5000
amortissement = 100
#### Muscles sternocléidomastoidiens
add_muscle(space, crane, epaules, 161.5, raideur, amortissement, (-60, 30), (0, 0))
add_muscle(space, crane, epaules, 161.5, raideur, amortissement, (60, 30), (0, 0))

### muscles plenius
add_muscle(space, crane, epaules, 159, raideur, amortissement, (-15, 21), (-15, 0))

projectile = add_projectile(space, (190, 310)) #1 milieu
#projectile = add_projectile(space, (210, 222)) #2 haut
# projectile = add_projectile(space, (230, 400)) #3 bas
launch_projectile(projectile, (230, 400), (10000, 0))
data_log = []
```

Main programme

```
current_time = 0
deltaT = 1 / 10000.0
running = True

while running:
    for event in pygame.event.get():
        if event.type == pygame.QUIT:
            running = False

    x = ((crane.position.x)-300)/1000
    y = -((crane.position.y)-460)/1000
    norme = math.sqrt((x**2)+(y**2))

    data_log.append([current_time, x, y, norme])
    current_time += deltaT

    screen.fill((255, 255, 255))
    space.step(deltaT)
    space.debug_draw(draw_options)
    pygame.display.flip()
    clock.tick(1000)
```

```
# Sauvegarde des informations

with open('head_movement_data.csv', 'w', newline='') as f:
    writer = csv.writer(f)
    writer.writerow(['Time (s)', 'Position_X', 'Position_Y', 'norme'])
    writer.writerows(data_log)

pygame.quit()
```

Calcul de la vitesse du maillet:

Modélisation grâce au pendule

Principe Fondamental de la Dynamique : $m\vec{\gamma} = \sum_i \vec{F}_i = \vec{P} + \vec{F}$

En projetant cette égalité sur le repère $(\vec{u}_r, \vec{u}_\theta)$:

- sur $\vec{u}_r \quad m\gamma_r = mg \cos \theta - T \quad (1)$
- sur $\vec{u}_\theta \quad m\gamma_\theta = -mg \sin \theta \quad (2)$

Les expressions γ_r et g_q s'expriment à partir de $\overrightarrow{OM} = l \vec{u}_r$, d'où :

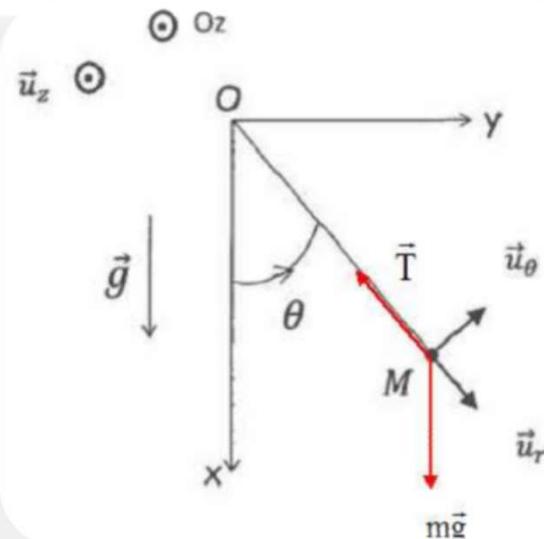
- $\frac{d\overrightarrow{OM}}{dt} = l \frac{d\vec{u}_r}{dt} = l \frac{du_r}{d\theta} \cdot \frac{d\theta}{dt} = l \dot{\theta} \vec{u}_\theta$
- $\frac{d^2\overrightarrow{OM}}{dt^2} = l \ddot{\theta} \vec{u}_\theta + l \dot{\theta} \frac{du_\theta}{d\theta} \cdot \frac{d\theta}{dt} = l \ddot{\theta} \vec{u}_\theta - l \dot{\theta}^2 \vec{u}_r = \gamma_\theta \vec{u}_\theta + \gamma_r \vec{u}_r$

L'équation (2) conduit, dans le cas des petites oscillations, $\sin \theta \approx \theta$, à l'équation différentielle : $ml \ddot{\theta} = -mg \sin \theta \approx -mg\theta$

$$\ddot{\theta} + \frac{g}{l} \theta = 0$$

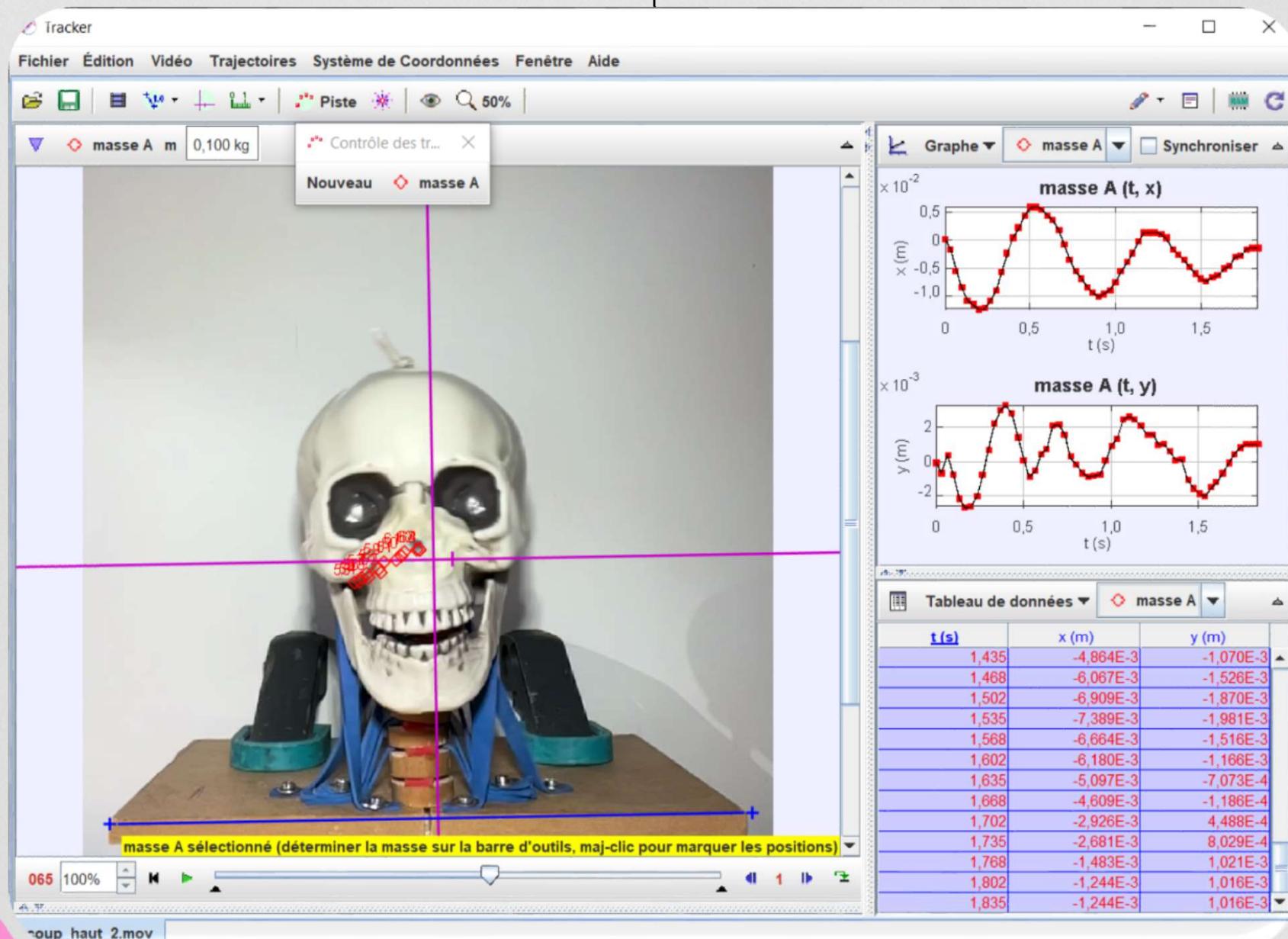
Solution : d'où : $\theta = \theta_0 \sin\left(\sqrt{\frac{g}{l}}t + \frac{\pi}{2}\right) = \theta_0 \cos \omega_0 t$ avec $\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}}$

Conditions initiales: $\theta_0=45^\circ$ $l=80\text{cm}$



Présentation de Tracker:

Utilisation de l'application



Déroulement d'un essai:

Exemple d'un choc haut

