



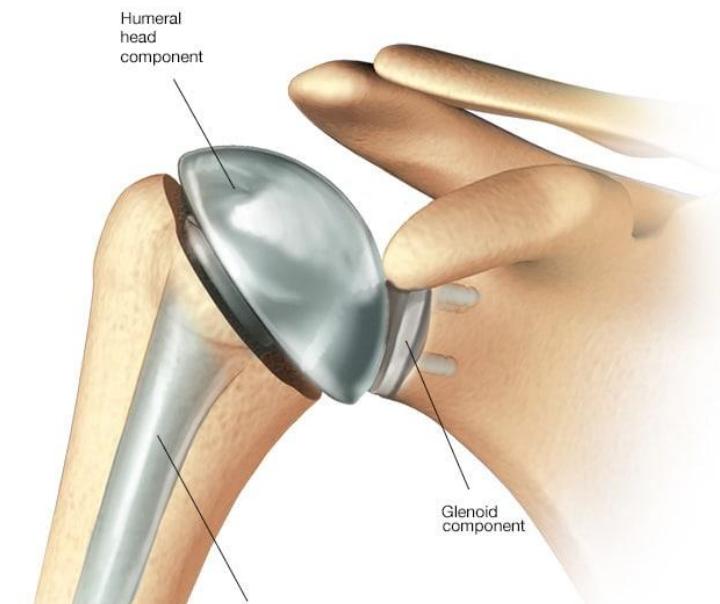
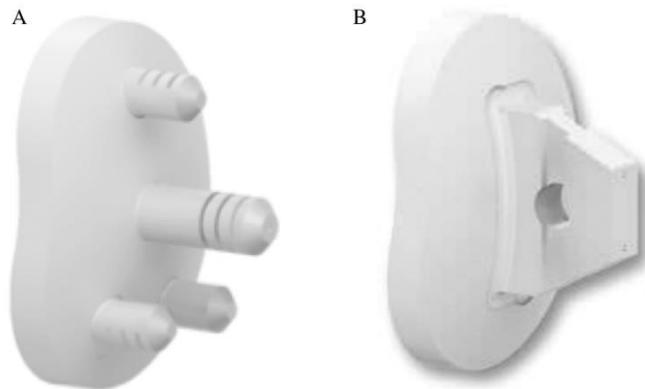
Cas d'étude – Conception d'un composant glénoïdien de prothèse totale d'épaule

Louis Labesse, Thibault Halperin, Alexandre Jeanne,
Clément Dumeril, Nicodème Emery, Ilan Brusky

Sommaire

- **Introduction et Contexte médical**
- **État de l'Art**
 - Quille
 - Plots (orientation, nombre, géométrie, ciment)
 - Nature du contact (escalier, arrondis)
- **Réflexions et propositions**
 - Géométrie, plots ou quilles

Introduction



© MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED.

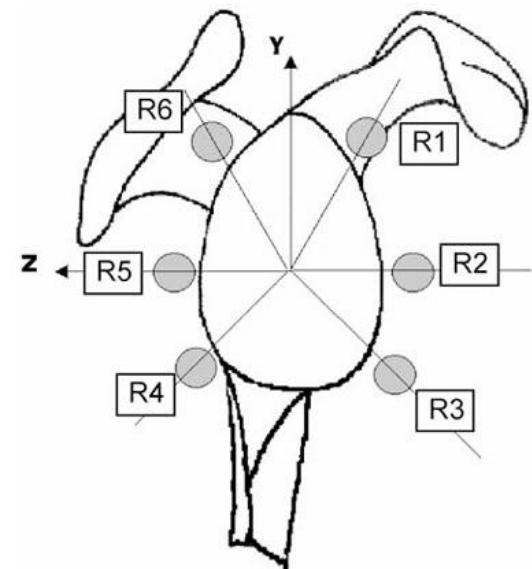
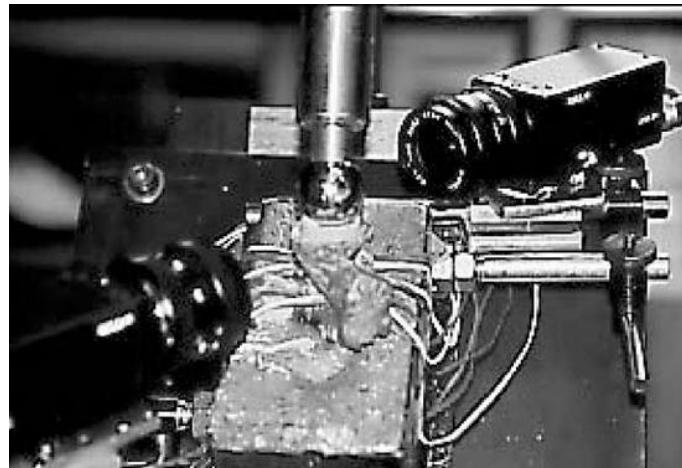
Ref : shoulderwisconsin.com, Ramsaysantecom

Etat de l'art : Implants à plots

Implants à plots

Analyse in vitro des prothèses glénoïdales

- Etudier le comportement de glénoïdes **intactes** et **implantées** dans une variété de situations
- Mesurer simultanément les **contraintes** autour du glénoïde en même temps que le **déplacement** de la prothèse pour une même charge
- Inclure un grand nombre de spécimens (10 paires)



Implants à plots

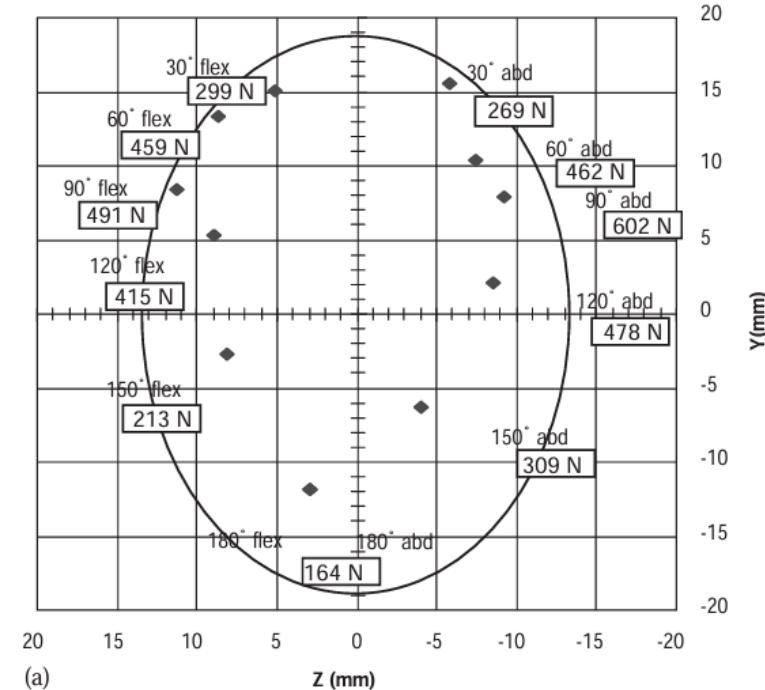
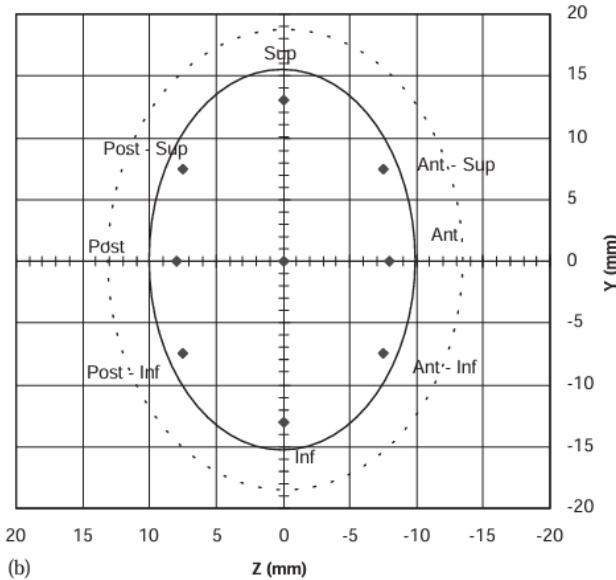
Analyse in vitro des prothèses glénoïdales

Glénoïdes intactes :

- Mouvement de 0° à 180° en abduction et flexion, intensité variable

Glénoïdes intactes et implantées:

- 9 points d'application, intensité fixe



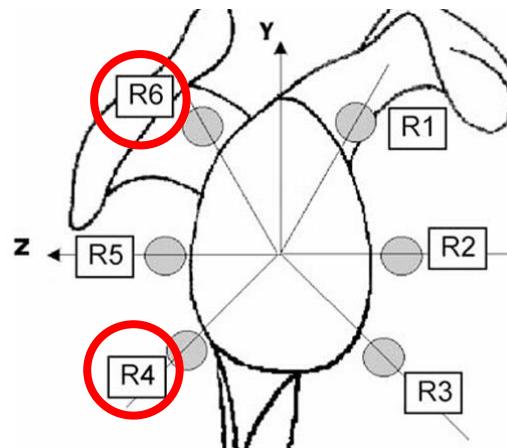
Implants à plots

Analyse in vitro des prothèses glénoïdales

Résultats:

- Tendances :Globalement, **contraintes augmentent** après implantation

	Plots
Contraintes Dominantes	Postero-sup (R6)
Déplacements	Rocking horse



- Amplitudes proches de la limite de la détection ($\sim 0,1\text{mm}$)
- Contraintes plus élevées chez les femmes

Implants à plots

Wahab 2016, Wahab 2017

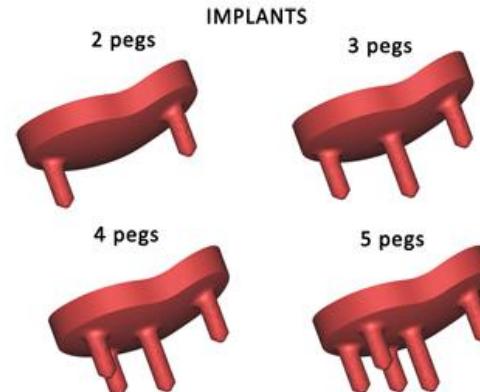
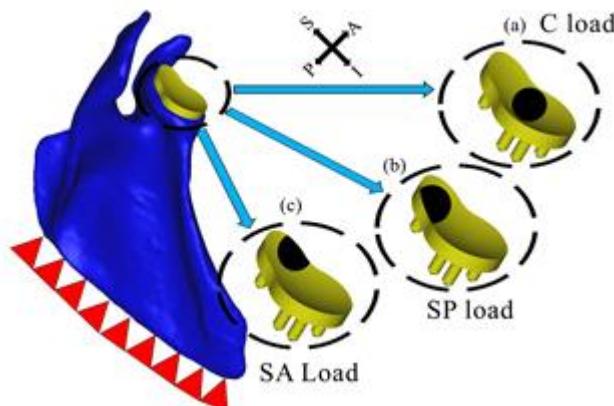
Paramètres étudiés :

- Micromouvements ($<20\mu\text{m}$)
- Volume de contrainte critique ($<5\text{ MPa}$)
- Volume d'os

Nombres de plot : 2 à 5:

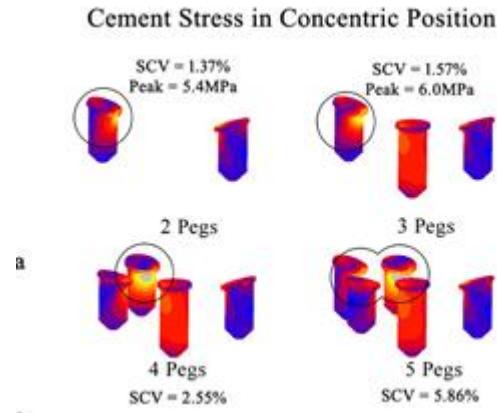
1. Contrainte

- D'après Wahab 2016, une augmentation du nombre de plots (de 2 → 5) induit une diminution de contrainte ($\approx 11 \text{ MPa} \rightarrow 6 \text{ MPa}$)
- D'après Wahab 2017, le point de sollicitation nuance ce propos



- En revanche, plus il y a de plots, plus la surface cimentée augmente.
- Résultat : le volume de ciment soumis à des contraintes $> 5 \text{ MPa}$ (**SCV**). Cela augmente le risque de **microfissures dans le ciment** et donc d'**ostéolyse**.

Implants à plots



2. Micromouvements :

- Aucune variation critique, on reste dans l'interface de tolérance

3. Perte d'os :

- Ajouter des plots = **plus de trous à percer** → plus de tissu osseux retiré.
- Cela affaiblit l'os support.

Implants à plots

Wahab 2016

Rôle du peg central à ailettes (partially cemented)

1. Conception :

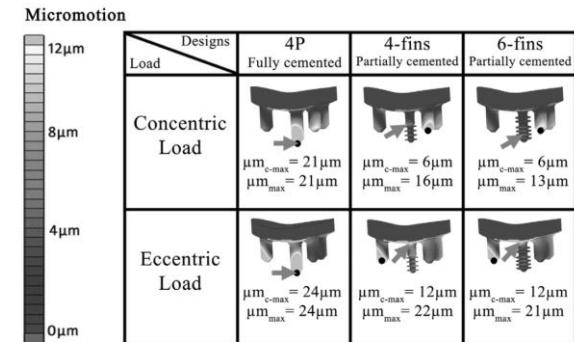
- Le plot central n'est pas cimenté.
- Il possède des ailettes radiales (4 ou 6) qui augmentent la surface de contact avec l'os.

2. Avantage mécanique :

- Les ailettes réduisent les micromouvements :
 - Fully cemented 4 plots $\approx 21\text{--}25 \mu\text{m}$
 - Partially cemented avec ailettes $\approx 6\text{--}12 \mu\text{m}$
- Tous les cas avec ailettes restent $< 20 \mu\text{m}$, ce qui est le seuil favorable à l'ostéo-intégration.

3. Avantage clinique :

- Pas de ciment au centre \rightarrow moins de risque d'ostéolyse et de nécrose thermique.
- Les ailettes permettent une ostéo-intégration (l'os repousse et se fixe biologiquement).
- 4 ailettes = 6 ailettes : pas de différence significative \rightarrow inutile de complexifier.



Plots (orientation, nombre, ciment)

Fixation par plots vs quille : quel effet sur le descellement ?

Résultats :

- Cycles à rupture différents (8 000–14 905) selon design.
- Rupture toujours en inférieur, initiation à l'interface PE-PMMA.
- La résistance interface PE-PMMA est faible (0,8–3,35 MPa), limite critique.

Analyse :

- Multiplier les plots, varier leur orientation ou leur nombre ne change pas le site d'initiation.
- Les plots ne font que modifier la vitesse de propagation du descellement.

Lien avec problématique : Les plots améliorent l'ancrage global, mais ne suffisent pas pour éviter le descellement primaire. Il faut traiter l'interface et la géométrie locale avant tout.

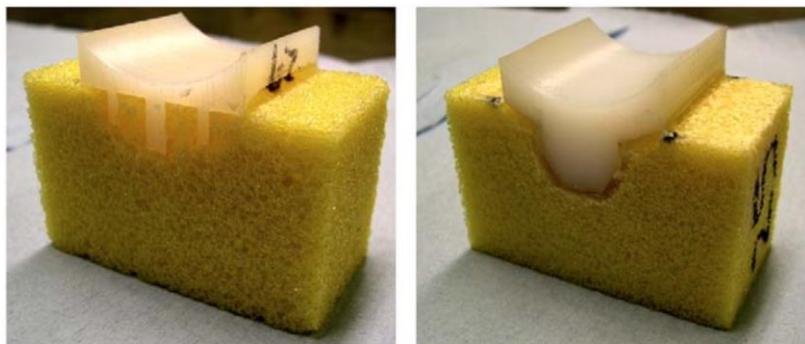


Fig. 1. Cemented 2D-specimen in bone substitute; flat-back peg (left) and curved-back keel (right).

Table 1
Material properties used in the FE model.

Material	Young's Modulus, GPa	Poisson's Ratio
UHMWPE implant ^a	0.6	0.4
PMMA bone cement ^b	2.2	0.3
PU bone substitute ^c	0.0475	0.3

^a White polyethylene rod from manufacturer's data sheet (RS, 2004).

^b (Lewis et al., 1997).

^c Cellular rigid polyurethane foam 12.5 pcf (Sawbones product catalogue, 2009).

Implants à plots

Etude MEF de différents designs à plots

- Modèles solidworks, variations paramétriques, 344 différents
- Lois de comportement sur UHMWPE et l'os, isotrope linéaire élastique $E1=1\text{GPa}$, $v1=0,46$
- $E2=300\text{Mpa}$ $v2=0,30$
- Os : Condition "tied"
- Charges max 1000N, surfaces réduites ($78,5\text{mm}^2$) (central, sup, inf, post)
- Maillage validé par étude de convergence
- Paramètres validant indirectement la cohérence des modèles : Volume d'os réséqué, Déplacements centraux, Contraintes de Von Mises dans le PE, Déplacements relatifs

	Avantages	Inconvénients
Plots en périphérie	meilleure préservation osseuse, meilleure résistance au rocking horse, meilleure stabilité.	+ de contraintes locales dans le polyéthylène, risque de casse sous charges extrêmes, implantation chirurgicale plus complexe.
Plots centraux	Contraintes plus basses sous charges excentrées, donc moins de risque de fracture du PE.	Enlève plus d'os. Risque de perforer la voûte glénoïdienne. Perte de stock osseux. Provoque rocking-horse et descellement.
Nb de plots (2-3)	Insertions plus simples	Os trop sollicité et moins de stabilité
Nb de plot (5-6)	+ répartition des contraintes os préservé	Plots trop fins: risque de casse

Implants à plots

	Avantages	Inconvénients
Grands plots Ø et L	Ancrage profond, +rigide	Risque de perforation
Petits plots Ø et L	Os préservé, ancrage cortical suffisant	Risque rupture au col du plot
Plot central en plus	Réduit les déplacements centraux ($\approx -5\%$). Améliore la stabilité primaire.	Réintroduit un “défaut central” (perte osseuse).
Grande épaisseur du composant (7mm)	+ rigide donc déplacements centraux réduits ($\sim -7\%$). Stabilité meilleure contre rocking-horse	+ de déplacements absolus en périphérie. Risque de “overstuffing” (suralimentation de l’articulation). Usure potentielle plus importante si matériau pas renforcé.
Petite épaisseur du composant (4mm)	+ compliant donc réduit certains mouvements parasites. Moins de problème d’encombrement articulaire.	Déplacements centraux plus élevés. Moins résistant mécaniquement (fatigue, usure).
Symétrique	Contraintes mieux réparties.	
Asymétrique		Certaines zones surchargées \rightarrow contrainte > 19 MPa \rightarrow risque de fracture au col des plots.

Implants à plots

Anglin 2000,

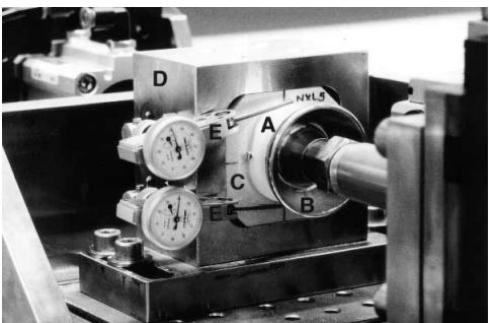
1. Plots (Pegs)

Surface et rugosité : les plots lisses se sont décollés dès le premier cycle ; après sablage ($R_a = 4\text{--}6 \mu\text{m}$), ils ont résisté à plus de 250 000 cycles.

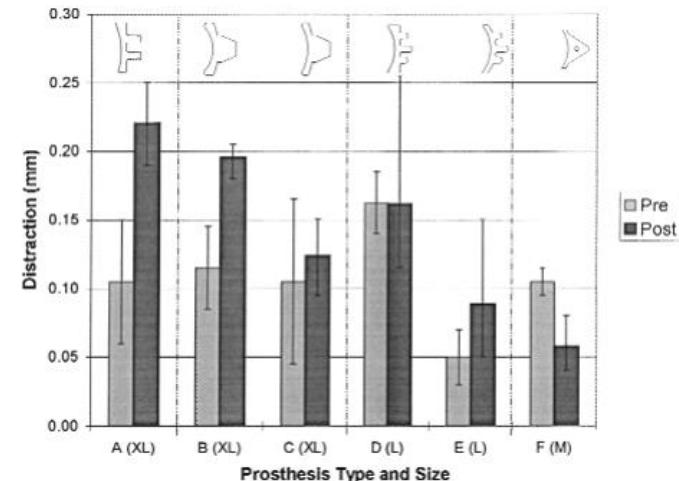
Comparaison plots/keel : la résistance à l'arrachement est meilleure avec des plots texturés, surtout avec macrostructure (filetage hélicoïdal).

Effet sur la distraction : plots sur surface plane (type D) montrent environ le double de distraction post-cyclage par rapport aux plots sur surface courbe (type E).

Effet bord franc : les plots sur backing plat entraînent des concentrations de contraintes (angle de développement), déformations permanentes dans le substitut osseux.



Dispositif de test des plots : mesure des déplacements de distraction/compression sous charges cycliques.



- Plus la barre post-cyclage est haute → plus l'implant se décolle → plus gros risque de loosening.
- Les backs plats et les implants très contraints montrent les pires performances.
- Les backs courbes et implants non contraints ont les meilleures performances.

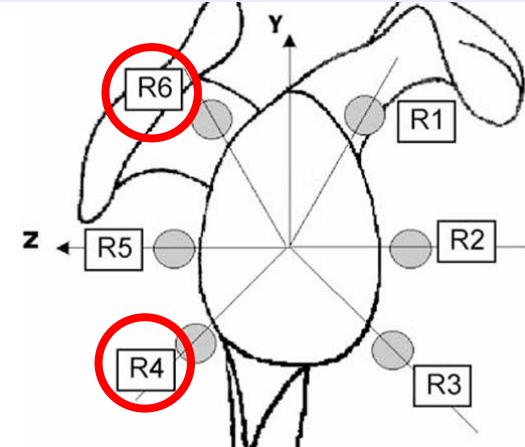
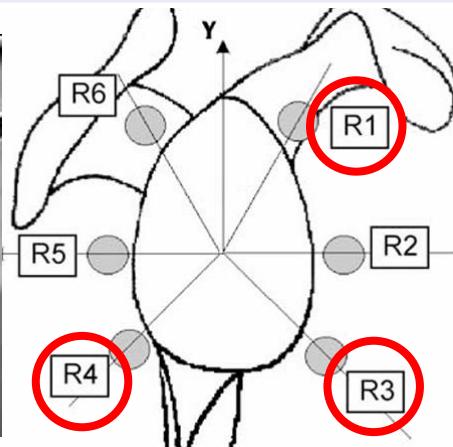
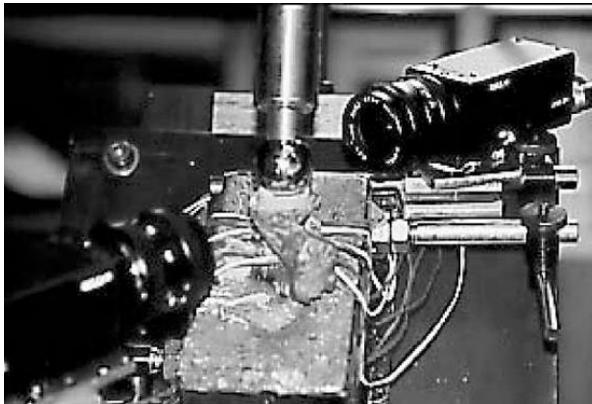
Etat de l'art : Implants à Quille

Analyse in vitro des prothèses glénoïdales

Résultats:

- Tendances :Globalement, **contraintes augmentent** après implantation

	Quille	Plots
Contraintes Dominantes	Antero-sup (R1)	Postero-sup (R6)
Déplacements		Rocking horse



- Amplitudes proches de la limite de la détection ($\sim 0,1\text{mm}$)
- Contraintes plus élevées chez les femmes

Implants à quille

Anglin, 2000

1. Quille (Keel)

Expérience :

Prothèses B et C : fixation par **quille cimentée**.

Test de fatigue dynamique (100 000 cycles, 750 N, 2 Hz, bain chauffé à 37 °C).

Mesures : **distractions/compressions** aux bords sup. et inf. (jauges), avant/après cyclage.

Résultats :

Prothèse B (fortement constrainte) : stabilité instantanée élevée, mais **charges excentrées** plus fortes au bord → **distractions post-cyclage plus importantes** (rocking-horse accentué).

Prothèse C (moins constrainte) : post-cyclage = distraction plus faible, malgré une translation plus grande → meilleure stabilité mécanique.

La quille transmet efficacement les charges en compression, mais les implants trop contraints génèrent des pics de traction/compression défavorables.

À retenir :

Plus un implant est **constraint**, plus il transmet de fortes tractions et compressions → risque de loosening.

Les quilles **peu constraintes** assurent un meilleur équilibre entre stabilité et réduction des contraintes.

Table I Glenoid prosthesis details

Characteristic	A	B	C	D	E	F
Size	XL	XL	XL	L	L	1-size (M)
Vertical translation (\pm mm)	9.98	1.77	5.25	3.84	3.84	1.23
Resultant load (N, mean \pm SD)	787 \pm 8	943 \pm 6	821 \pm 4	869 \pm 16	875 \pm 4	878 \pm 4
Average moment (nm)	18.4	18.6	16.1	17.3	17.4	14.3
Conformity (humeral/glenoid radius)	0.46	0.98	0.73	0.88	0.88	1.00
Enclosed angle (°) (constraint)	Sup:25, Inf:18	Sup:45, Inf:45	Sup:33, Inf:33	Sup:40, Inf:40	Sup:43, Inf:43	Sup:40, Inf:40
Backing shape	Flat	Curved	Curved	Flat	Curved	Curved
Fixation method	2 Pegs	Keel	Keel	4 Pegs	4 Pegs	Keel
Quantity tested	2	3	3	3	3	2

Table I (détail des implants testés, B et C = keel).

Légende : « Prothèses à quille : B (forte constrainte, sup/inf 45°), C (faible constrainte, sup/inf 33°). »

Implants à quille

Maurel, 2005

- Implant testé = glène cimentée à quille (**Pelopss, UHMWPE 1020**) implantée dans une scapula cadavérique (homme, 81 ans).

• Expérimental :

- 9 points de charge appliqués (500 N via bille Ø28 mm), perpendiculairement à la surface articulaire.
- Mesures : **6 rosettes** périphériques (contraintes principales) + **4 billes CCD** (déplacements implant).

• Simulation EF :

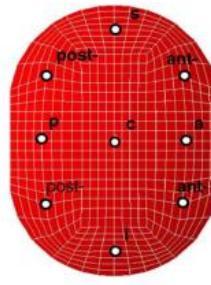
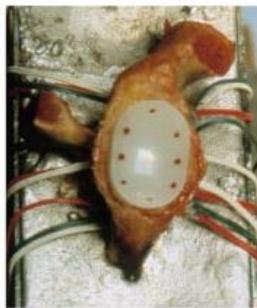
- Géométrie issue d'un **CT-scan (1 mm d'épaisseur, 0,35 mm de résolution)**.
- **Segmentation** : os cortical/spongieux, ciment, implant.
- **Maillage** :
 - Spongieux = hexaèdres 3D, partitionné en 16 zones, anisotropie introduite ($E_x \neq E_y \neq E_z$).
 - Cortical = testé en coques (épaisseur 0,6–2,4 mm) ou solides, isotrope ou transverse isotrope ($E_y = 16\ 000\ MPa$; $E_x = E_z = 8\ 000\ MPa$).
 - Ciment = $E = 2000\ MPa$; Implant = $E = 700\ MPa$.
 - Contact implant/os + bille/implant = **surface-to-surface, frottement nul**.
- **Conditions aux limites** : scapula encastrée dans un bloc métallique (comme *in vitro*).
- **Convergence imposée** : déplacement <0,05 mm, force <1 N.

Résultats principaux : Modèle A (spongieux anisotrope partitionné + cortical en coque de 2,4 mm) = meilleur compromis :

- ≈70 % des contraintes avec erreur <150 μdef .
- ≈67 % des déplacements avec erreur <0,1 mm.
- Simulation montre que la **quille transmet les charges en profondeur**, surtout dans les zones corticales inférieures et postérieures.
- Mais le modèle est jugé **trop rigide en partie inférieure** → déformations sous-estimées.

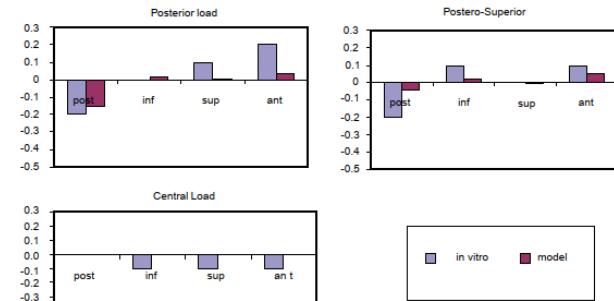
Micromouvements :

- Déplacements expérimentaux très faibles (<0,1 mm) → cohérents avec le modèle.
- Les pics de contrainte localisés surtout en **supérieur/postérieur** sont bien reproduits → zones critiques du loosening confirmées.
- La simulation montre l'importance de la **modélisation du cortical** : une faible variation d'épaisseur ou de module change fortement la répartition des contraintes.



18

schéma des conditions limites, rosettes et points de charge.



déplacements mesurés vs simulés aux 4 billes implantaires.

Quille (comparaison succincte)

Quille vs plots : amélioration structurelle, mais pas la clé

Résultats comparatifs :

- Les implants à quille et à plots présentent des cycles à rupture différents.
- Mais le mécanisme de rupture reste identique : initiation en inférieur à l'interface PE-PMMA.

Analyse :

- La quille apporte une stabilité macroscopique (réduction des translations, meilleure tenue globale).
- Cependant, elle ne supprime pas la traction locale en inférieur, qui reste le point faible.

Lien avec problématique :

- La quille seule n'empêche pas le descellement.
- Son intérêt est surtout de retarder la propagation après initiation.
- Elle doit être combinée à une optimisation du contact et de l'interface.

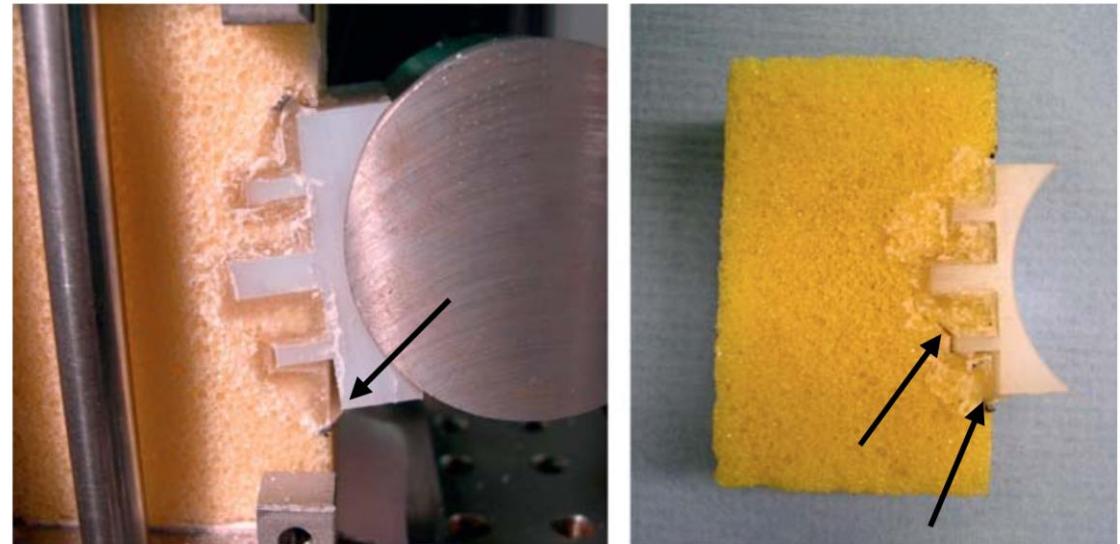


Fig. 4. In all cases failure (indicated by arrows) was observed in the implant/cement interface and initiated in the inferior part of the fixation. In the figure, inferior is the lower part of the fixation and superior is the upper part of the fixation.

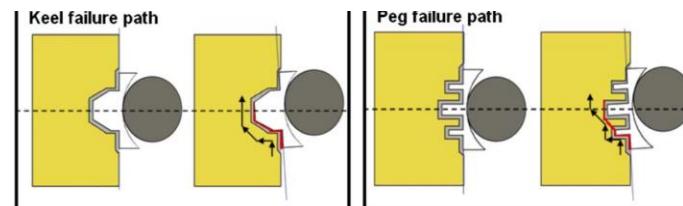


Fig. 5. Failure pathway in keeled (left) and pegged glenoids (right). A similar failure path was observed for all design configurations. In the figure, inferior is the lower part of the fixation and superior is the upper part of the fixation.

Etat de l'art : Nature du contact glénoïdien

Nature du contact glénoïdien

Anglin 2000

Phénomène du “rocking-horse” :

Charges excentrées sup/inf simulées par le banc biaxial.

100 000 cycles, 750 N, 2 Hz, bain 37 °C \approx 25 activités de forte charge/jour pendant 10 ans.

Résultats principaux :

Critère critique = distraction post-cyclage (soulèvement du bord).

Les mesures statiques (pré-cyclage, compression) ne prédisent pas le loosening.

Implants contraints = fortes tractions/compressions \rightarrow risque élevé.

Implants moins contraints = moins de distraction mais plus d'instabilité clinique.

Dos plat vs dos courbe :

Dos plat \rightarrow cisaillement, concentrations de contraintes, entaille le support osseux \rightarrow migration et fissures.

Dos courbe \rightarrow charge transmise surtout en compression, cisaillement réduit \rightarrow meilleure durabilité.

Micromouvements :

Avant cyclage : valeurs négligeables (\approx 0,04 mm).

Après cyclage : distraction significative, révélatrice du décollement futur.

Conclusion mécanique :

Combinaison optimale : dos courbe + surface rugueuse + contrainte modérée \rightarrow limite les micromouvements, réduit le risque de loosening.

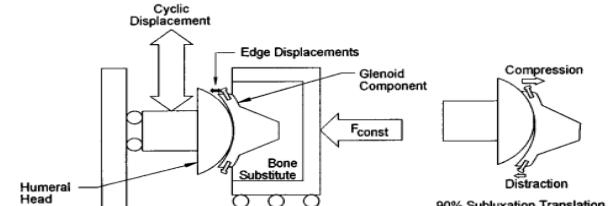
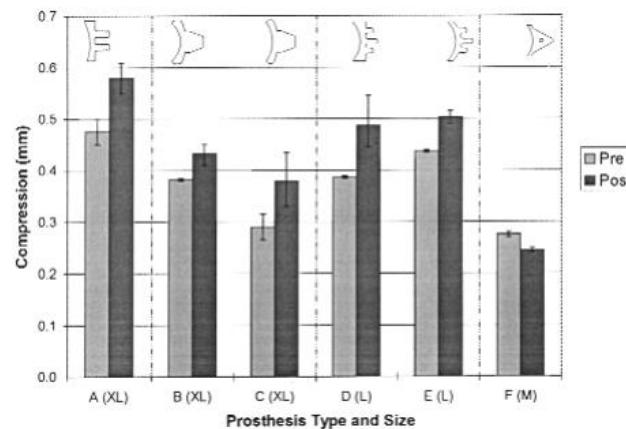


Schéma banc de test



Nature du contact (géométrie, arêtes, dos plat vs courbe)

La géométrie du dos et des bords : source principale de contraintes

Observations :

- L'initiation est due à la traction en inférieur, aggravée par l'effet d'entaille des arêtes vives.
- Le dos courbe répartit mieux les contraintes que le dos plat, mais n'élimine pas l'initiation.
- Arêtes inférieures vives = concentrateurs de contraintes → fissuration plus rapide.

Analyse :

- L'écrasement supérieur et la traction inférieure créent un rocking-horse qui sollicite fortement le bord inférieur.
- La géométrie globale (plat/courbe) influence la répartition mais pas le mécanisme.

Lien avec problématique :

- Arrondir/chanfreiner le bord inférieur = levier prioritaire pour réduire la concentration de contraintes.
- Intégrer un dos légèrement convexe permet de lisser les pics, mais il faut coupler ça à une amélioration de l'interface.

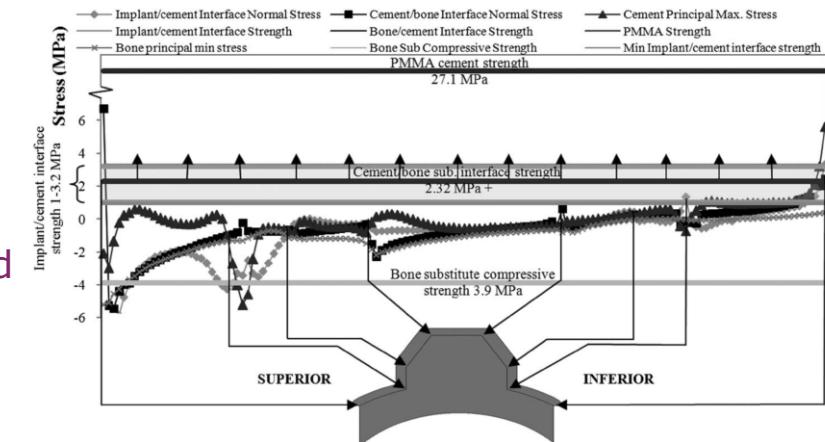


Fig. 6. Plot of the predicted stresses in the fixation of the curve-back keel specimen. The plotted stresses are at: the two interfaces; in the bulk PMMA bone cement and in PU bone substitute. The strengths of the two interfaces, of the cement and of the PU bone substitute are also shown. The implant/cement interface strength is only known within a range and this range is indicated by the hatched area. Only a minimum value of the cement/bone-substitute strength is known (2.32 MPa) and the arrows indicate that the strength is likely to be higher than 2.32 MPa.

Nature du contact glénoïdien

Maurel 2005

Expérience :

Simulation du contact huméral–glénoïde par application de **9 charges de 500 N** en différents points (supérieur, antéro-supérieur, antérieur, antéro-inférieur, inférieur, postéro-inférieur, postérieur, postéro-supérieur, centre).

Application via bille métallique Ø28 mm, perpendiculairement à l'implant.

Milieu expérimental : scapula encastrée dans un bloc, mesures réalisées :

6 rosettes périphériques (R1-R6) → contraintes principales,

4 billes métalliques CCD → déplacements globaux de l'implant.

Simulation EF :

Géométrie issue du CT-scan de la scapula implantée.

Lien avec l'interface gléno-humérale :

Même si la tête humérale n'est pas modélisée, l'étude reproduit **l'effet de ses différentes positions de charge**.

Cela permet de comprendre **comment les forces humérales se traduisent en contraintes locales au rebord glénoïdien**, et donc d'évaluer le risque de loosening à l'interface.

Résultats principaux :

Déplacements implantaire (Fig. 4) :

Concordance correcte dans ≈67 % des cas (écart <0,1 mm).

Montre que le modèle reproduit bien les micro-translations globales de l'implant.

Contraintes périphériques (Fig. 3) :

70 % des contraintes avec erreur <150 µdef.

Localisation correcte des zones critiques (supérieur et postérieur → pics de traction).

Validation multiparamétrique (Figs. 5 & 6) :

Certains modèles (ex. modèle B) → bons en déplacements pour une charge centrale, mais mauvais en contraintes pour une charge postérieure.

D'autres (ex. modèle C) → bons en déplacements mais mauvais en contraintes.

→ **Un seul critère (déplacement ou contrainte) ne suffit pas pour valider un modèle.**

Conclusion : le modèle EF reproduit **qualitativement la mécanique de l'interface os-ciment**, mais reste trop rigide en partie inférieure et nécessite une personnalisation plus fine des propriétés du cortical.

Interprétation mécanique :

Le loosening s'initie par des **pics de traction au rebord supérieur/postérieur**, cohérents avec les observations cliniques.

Les déplacements globaux faibles (<0,1 mm) masquent parfois des contraintes locales élevées → d'où la nécessité d'une validation multiparamétrique.

Le modèle souligne que ce n'est pas uniquement la stabilité globale (déplacements) qui compte, mais surtout la **répartition locale des contraintes au contact glénoïde-huméral**.

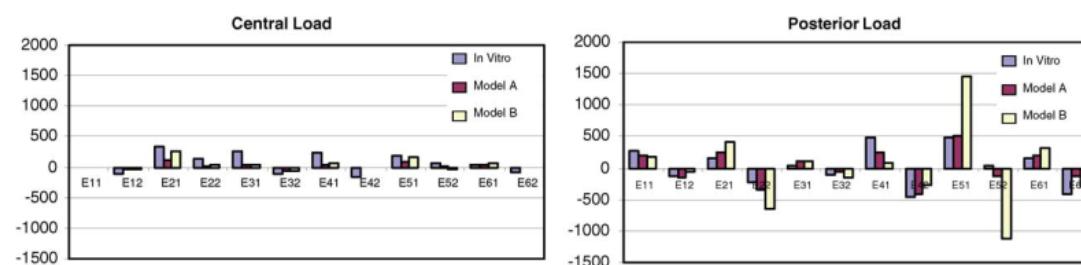


Figure 5 comparaison de l'strain

Nature du contact glénoidien

Liftoff resistance of augmented glenoid components during cyclic fatigue loading in the posterior-superior direction. (2013)

Joseph P. Iannotti, MD, PhDa,, Kyle E. Lappin, BS, MBA, Conrad L. Klotz, BS, MBA, Erik W. Reber, MSb, Steve W. Swopeb*

Problème de liftoff

- Le liftoff antérieur correspond au décollage de l'implant du support osseux sous une charge excentrée postéro-supérieure.
- C'est un mécanisme clé de perte de stabilité et de descellement progressif.
- Les géométries du dos de l'implant influencent directement ce liftoff.



Liftoff antérieur causé par une charge compressive postérieure

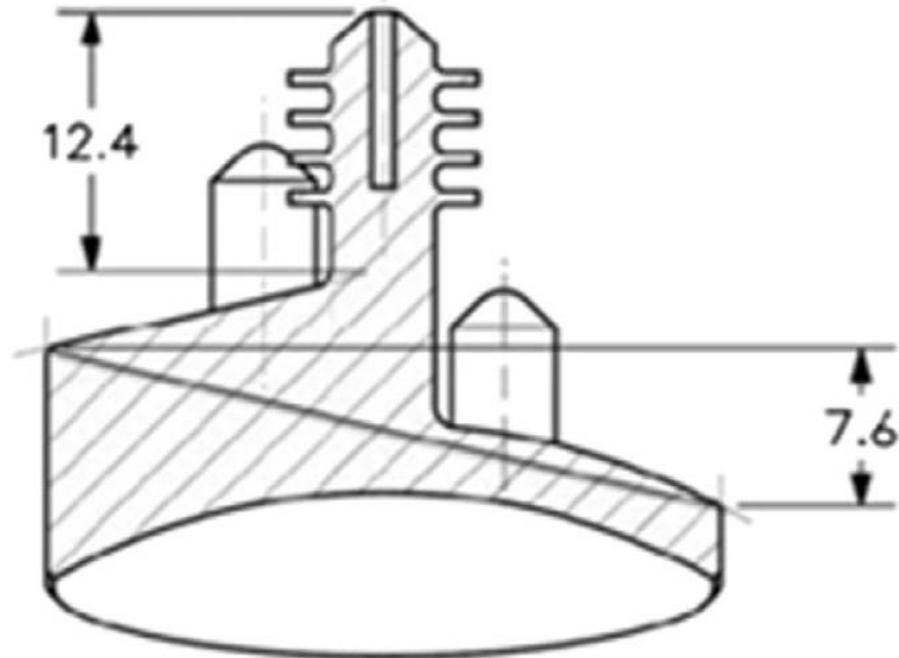
Nature du contact glénoidien

Liftoff resistance of augmented glenoid components during cyclic fatigue loading in the posterior-superior direction. (2013)

Joseph P. Iannotti, MD, PhDa,* Kyle E. Lappin, BS, MBAb, Conrad L. Klotz, BS, MBAb,
Erik W. Reber, MSb, Steve W. Swopeb

Design stepped

- Implant avec un dos en escalier corrigé en rétroversion.
- L'appui postérieur du step crée un point de résistance qui limite le basculement.
- Objectif : réduire le liftoff tout en maintenant une bonne correction de la perte osseuse.



Vue de coupe du glénoïde avec un design « stepped »

Nature du contact glénoidien

Liftoff resistance of augmented glenoid components during cyclic fatigue loading in the posterior-superior direction. (2013)

Joseph P. Iannotti, MD, PhDa,* Kyle E. Lappin, BS, MBA, Conrad L. Klotz, BS, MBA, Erik W. Reber, MSb, Steve W. Swopeb

Résultats comparatifs (vs arrondi/plat)

- Le stepped montre un liftoff initial et final plus faible que les designs arrondis ou plats.
- Cette différence est significative, surtout en conditions de fixation périphérique.
- Les formes arrondies et plates sont plus sensibles au décollage sous charges répétées.

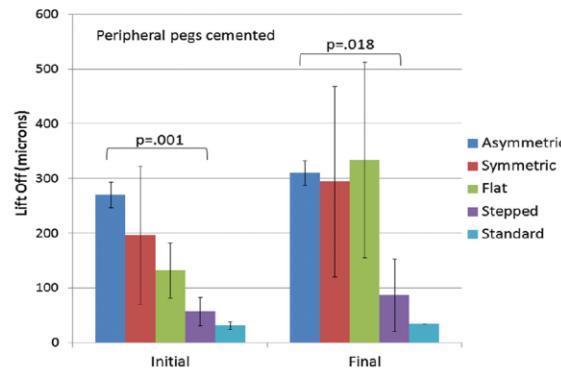


Figure 4 Results of peripheral peg-cemented condition.

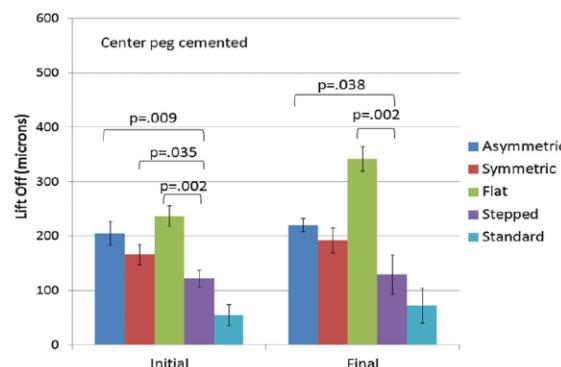


Figure 5 Results of center peg-cemented condition.

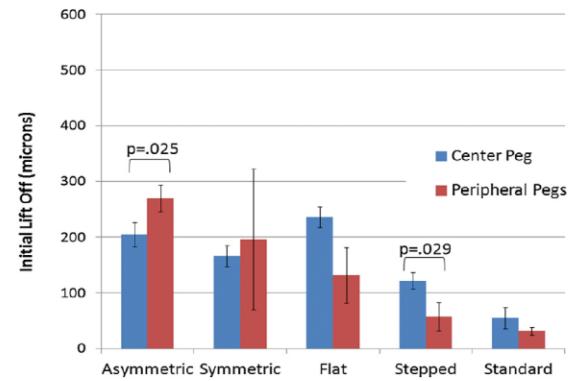


Figure 6 Initial liftoff comparison within same design.

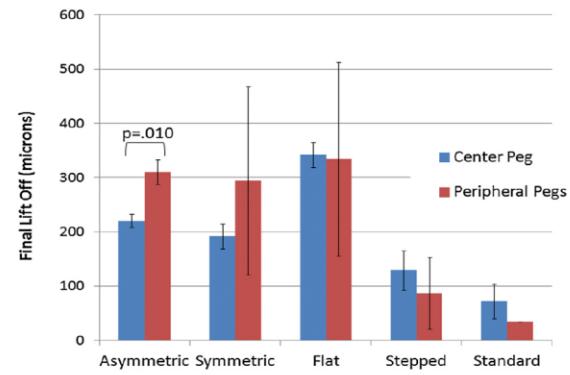


Figure 7 Final liftoff comparison within same design.

Réflexions et propositions

Réflexions et propositions - Géométrie, plots ou quilles.

Comment repenser la conception glénoïdienne pour réduire le descellement ?

Priorité 1 : Interface PE-PMMA

- Augmenter l'adhésion par rugosité contrôlée ou traitement de surface.
- Éviter les concentrations de contraintes locales au niveau du ciment.

Priorité 2 : Géométrie du contact

- Arrondir/chanfreiner le bord inférieur pour limiter l'effet d'entaille.
- Adapter le dos (légère convexité) pour répartir les contraintes
- Ne pas précontraindre la prothèse.

Priorité 3 : Systèmes de fixation (plots/quille)

- Utiliser plots avec micro-textures ou rainures pour créer un interlock ciment-implant.
- Quille utile pour stabilité globale, mais insuffisante seule → à combiner.

Synthèse : Le descellement ne se résout pas par un choix exclusif (plots vs quille), mais par une **approche combinée** : renforcer l'interface + adoucir la géométrie + stabiliser par plots/quille adaptés.

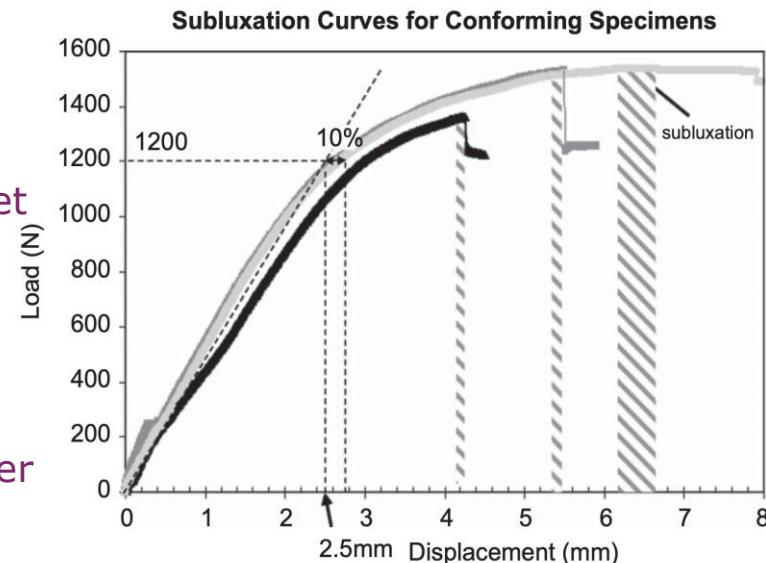


Fig. 3. Subluxation curve of three conforming specimens with loading point derived at the linear section of the curve (dotted). Note: displacement range (shaded) at point of subluxation.

Réflexions et propositions - Géométrie, plots ou quilles.

Comment repenser la conception glénoïdienne pour réduire le descellement ?

Architecture d'implant

Dos & interface ciment

- Dos **courbe**, contact **compressif** (anti-rocking).
- Congés périphériques **R = 1–2 mm** (éviter entaillage).
- Backside **rugueux** (R_a 4–6 μm) + macro-ancrages.
- Mantle ciment **1,5–2 mm** uniforme.

Plots (4 au total)

- $\emptyset \approx 5$ mm, $L \approx 10$ mm (périphériques), $L \approx 14$ mm (central/maitre).
- Surface **stries / cannelures / trous traversants**.
- **2 plots vissés (à ailettes)** orientés.
- Douilles métalliques (Ti-6Al-4V) pour vis → ancrage stable.
- **2 plots cimentés** → fixation mixte robuste.
- Répartition planimétrique : **rectangle étiré ou T inversé**.

Surface articulaire

- **Contrainte modérée** : angle 35–40° sup/inf.
- **Conformité modérée** : $R_{\text{tête}} / R_{\text{glène}} \approx 0,8–0,95$.
- Pas de **lèvre haute** (limite soulèvement).

Réflexions et propositions - Géométrie, matériau.

Comment repenser la conception glénoïdienne pour réduire le descellement ?

Pas assez de déformation -> Augmentation des contraintes, risques de rupture et rocking horse

(ref: Wahab 2017, Anglin 2000)

Trop de déformation de l'implant-> risque de descellement

(ref: Wahab 2017, Maurel 2002)

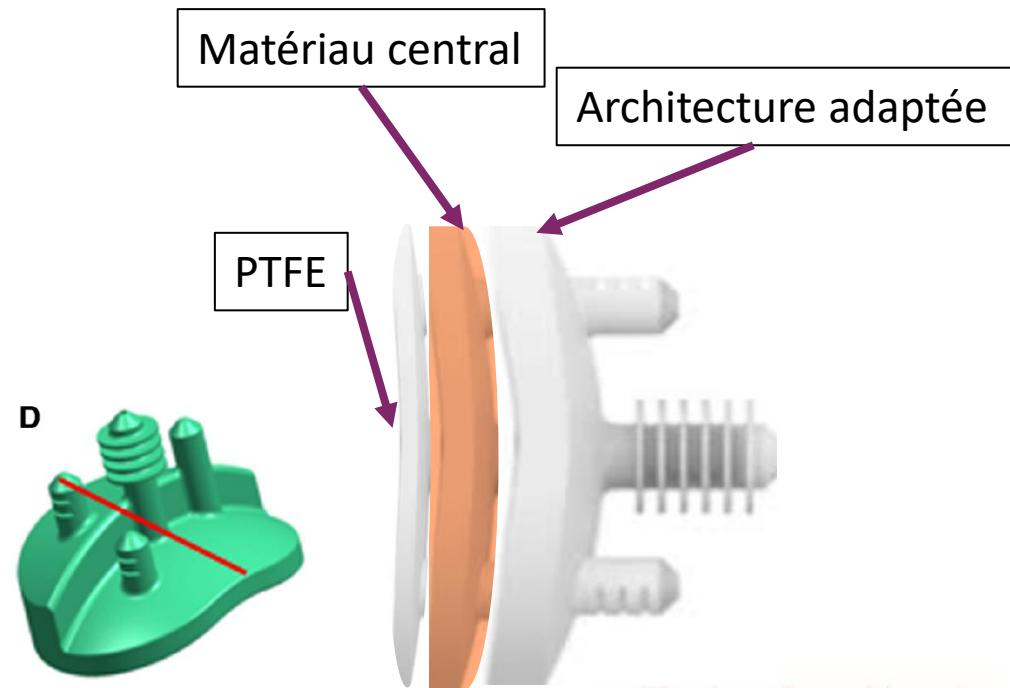
Matériau central:

- Polymère auxétiques (SMP) : déformable

Structures en (PPE)

- Polymères gonflants

(PAAm)



Références

- [1] - Ramsay santé:
https://www.ramsaysante.fr/sites/default/files/styles/608x/public/ORTHO-prothese%20epaule_0.jpg.webp?itok=W9No5O8j
- [2] - C. Anglin, Urs P. Wyss, D. R. Pichora, Mechanical testing of shoulder prostheses, 2000
- [3] - J.P. Iannotti, K.E. Lappin, C. L. Klotz, E.W. Reber, S.W. Swope, Liftoff resistance of augmented glenoid components, 2013
- [4] - Junaid Sarah, Gupta Sanjay, Sanghavi Sanjay, Anglin Carolyn, Roger Emery, Amis Andrew, Hansen Ulrich, Failure mechanism of the all-polyethylene glenoid implant, 2010
- [5] - N. Maurel, A. Diop, J. Grimberg, S. Elise, In vitro biomechanical analysis of glenoids, 2002
- [6] - A.H.A. Wahab, M.R.A. Kadir, T.K. Zaman, M.N. Harun, Number of Pegs with or without fins, 2016
- [7] - A.H.A. Wahab, M.R.A. Kadir, T. Kamarul, M.N. Harun, A. Syahrom, Finite element study of number of pegs influence in glenoid implants
- [8] - D.M. Geraldès, U. Hansen, A. Amis, Parametric analysis of glenoid implant design and fixation type 2017 Journal of Orthopaedic Research, 2017
- [9] - N. Maurel, A. Diop, J. Grimberg 3D finite element model of an implanted scapula importance of a multiparametric validation using experimental data, 2005
- [10] - N. Bonnevialle1, J. Berhouet, P. Pôtel, J. H. Müller, Shoulder Friends Institute , A. Godenèche, Mechanical behavior of hybrid glenoid components compared to all PE components A finite element analysis, 2002
- [11] -
https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Fwww.shoulderwisconsin.com%2Fpdfs%2Fshoulder-arthroplasty-using-peg-vs-keel-glenoid-jses.pdf&psig=AOvVaw13BqrEeVx7CBieGfGu_NIX&ust=1759355340691000&source=images&cd=vfe&opi=89978449&ved=0CBUQjRxqFwoTCKixvfm7gZADFQAAAAAdA AAAABAL



Détermination des modes de fabrication et du matériau de la prothèse

*Louis Labesse, Ilan Bruski, Nicodeme Emery, Clément Dumeril,
Alexandre Jeanne, Thibault*

Nature de la prothèse :

Le test au rhéomètre a permis de mettre en évidence une absence totale d'écoulement et donc une forte réticulation. De plus le test du spectrogramme a permis de souligner des liaisons CH ainsi qu'une forte présence d'élément oxygène attestant d'une oxydation. Enfin le DSC a permis de conclure sur un taux de cristallinité d'environ 50%.

On a donc un polyéthylène fortement réticulé et oxydé ce qui laisse penser à du UHMWPE qui aurait subit une oxydation lors d'une radiation.

Procédé d'obtention.

On a probablement effectué un frittage auquel on a ajouté une irradiation pour améliorer la tenue en usure du matériau. En effet ce procédé permet de délivrer des hautes pressions, idéal pour un composant aussi visqueux que celui en présence.

Compte Rendu

**Modélisation par éléments
finis d'un implant
glénoïdien**

Louis Labesse

SOMMAIRE

I) Introduction	3
II) Utilisation du logiciel ABAQUS	3
1) Module part.....	3
2) Module Property	3
3) Module Assembly	4
4) Module Step	4
5) Module Load	4
III) Protocole, Simulations et Résultats	5
IV) Conclusion.....	7
V) Annexes	9

I) Introduction

Dans ce compte rendu je vais réaliser plusieurs simulations sur un implant glénoïdal à l'aide du logiciel ABAQUS. L'objectif de ce travail est de réaliser des simulations en faisant varier des paramètres, tels que la taille des maillages pour des maillages quadratiques et linéaires afin d'étudier leur convergence. Pour cela je vais observer à chaque fois le déplacement selon une direction précise, et le comparer à une valeur expérimentale à retrouver donnée dans l'énoncé.

Je pourrai d'abord aboutir à des études de convergence de maillages. Puis je vais pouvoir comparer plusieurs paramètres entre eux, les étudier et interpréter des résultats. Je pourrais également essayer de voir les limites du projet, et les interpréter à l'aide de mes connaissances.

II) Utilisation du logiciel ABAQUS

1) Module part

Tout d'abord je m'intéresse au module Part, dans lequel on spécifie la géométrie de la pièce. Pour créer une géométrie on commence par nommer et dimensionner un sketch afin de l'extruder, mais ici on importe directement le fichier Catia de l'implant.

2) Module Property

Dans ce module nous spécifions les propriétés du matériau utilisé : « ZotraxResinBasic ».

D'après les données fournies par le fournisseur de la résine :

Mechanical Properties	Metric	Imperial
Tensile Strength	36 - 52 MPa	5220 - 7540 psi
Tensile Modulus	1.779 - 2.385 GPa	258 - 346 ksi
Elongation at Break	11 - 20%	11 - 20%
Flexural Strength	59 - 70 MPa	8560 - 10200 psi
Flexural Modulus	1.882 - 2.385 GPa	273 - 346 ksi
Izod Impact, Notched	44 - 49 J/m	0.824 - 0.918 ft-lb/in
Other Properties	Metric	Imperial
Viscosity	150 - 200 mPa·s	0.00313 - 0.00418 lbf·s/ft ²
Density	1.05 - 1.13 g	0.00232 - 0.00249 lb
Shrinkage	3.72 - 4.24%	3.72 - 4.24%
Shore Hardness (D)	88	88
Glass Transition Temperature	100° C	212° F
Hot Deformation Temperature	80° C	176° F

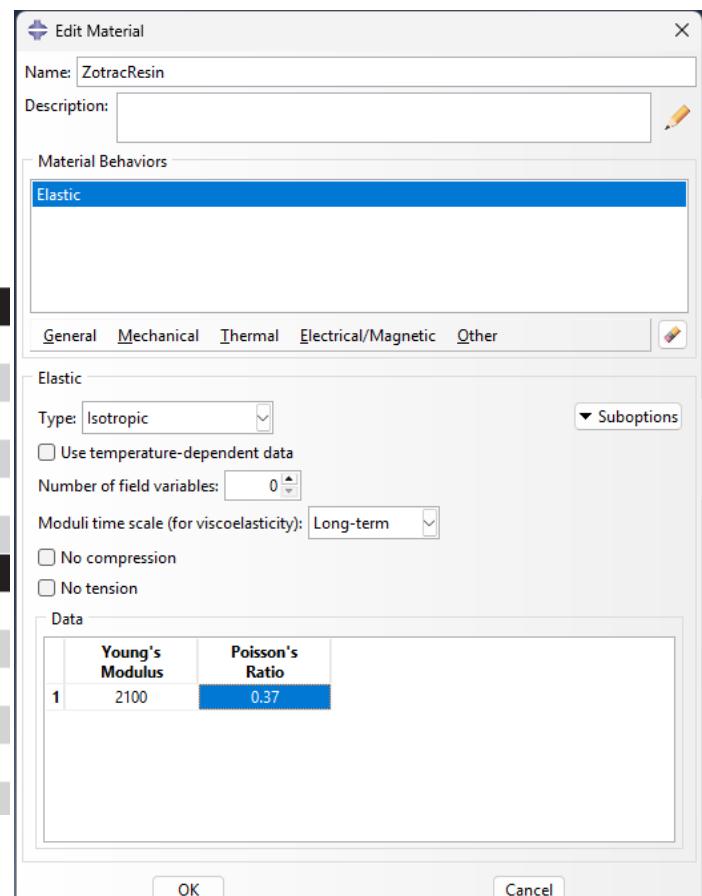
On prend un module d'élasticité moyen de 2.1 GPa.

Le module de poisson n'étant pas donné, on identifie d'après les sites mentionnés ci-dessous, que le module de poisson d'une résine d'impression 3D est usuellement entre 0.35 et 0.9. On prendra alors la valeur moyenne de 0.37.

Sources :

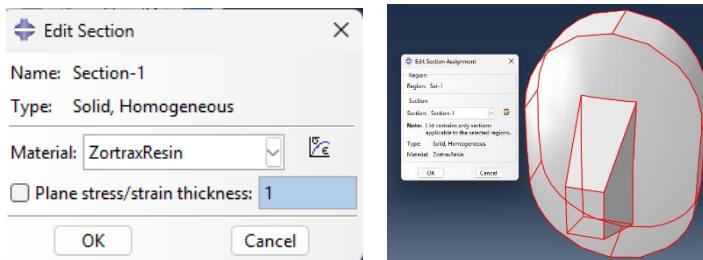
[Polymers elastic modulus and Poisson ratio | Sonelastic® Ratio de Poisson | ISNCA](#)

<http://bing.com/ck/a?!&p=e3ac71f672830601fb897dfdd2316db63f9cc96d333e55493195903694fa9a88JmltdHM9MTc2MjkwNTYwMA&ptn=3&ver=2&hsh=4&fcid=2e97b434-6a61-6ac7-1146->



[a2966b516b64&u=a1aHR0cHM6Ly93d3cueWlueWFuZ3BvbHltZXJzY2hpbmEuY29tL2Jsb2cvd2hhdC1pcy10aGUtcG9pc3Nvbi1zLXJhdGlvLW9mLXNvbGlkLWFjcnlsaWMtcmVzaW5zLTEyODMzNzAuaHRtbA&ntb=1](#)

Par la suite, je créé une section pour assigner le matériau : ZortraxResin.



Dans ce module, j'ai créé une instance afin d'imposer par la suite des chargements et des conditions limites. Je créé alors un assemblage d'une seule pièce pour définir les futures interactions ;

4) Module Step

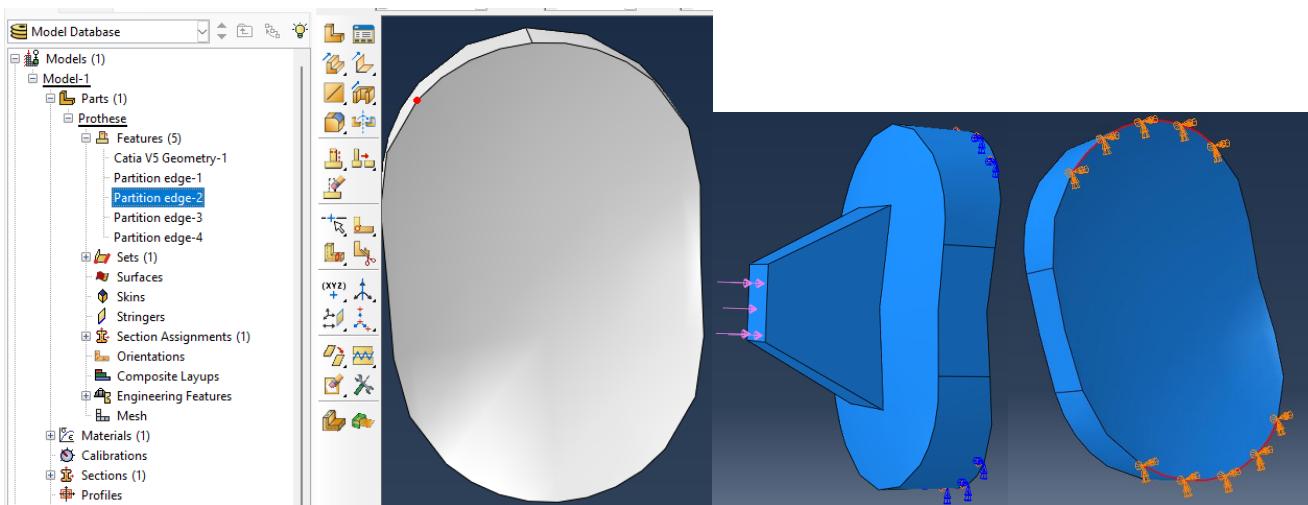
Dans ce module on définit le type de calcul. Je créé un « step » pour créer une étape de calcul mécanique statique.

5) Module Load

Je définis ici la charge et les conditions limites.

Pour la charge, j'ai sélectionné une force de pression s'appliquant sur toute la surface inférieure de la quille.

Pour les conditions limites, on suppose que lors de l'essai de compression, les arrêtes aux extrêmes de l'implant (voir schéma) seront comprimées contre le plan de la presse en dessous de l'implant. Cependant une seule petite partie de ces arêtes seront en contact avec le plan : J'ai alors pris l'initiative de partitionner l'arête pour n'appliquer les conditions limites uniquement sur une partie. Celles-ci pourront se déplacer selon Y et Z mais pas X. On choisit alors :



La taille de la partition a été choisie à 0.8 fois (donc 0.2 fois la taille de l'arête). Cette valeur a été prise arbitrairement et sera un paramètre variable pour nos simulations.

III) Protocole, simulations et raisonnement

1) Protocole

L'entièreté des simulations ont pour objectifs d'aboutir à un résultat de déplacement selon l'axe X d'une valeur proche de 0,228mm.

Je ferai varier les paramètres suivants : le type de maillage (quadratique ou non), la taille du maillage (2-0.25) et la valeur du paramètre de longueur d'arête sur laquelle s'applique la condition limite qui a été prise arbitrairement lors de la partie II)5).

Une fois l'arête parfaite trouvée, le type de maillage le plus adapté ainsi que la résolution du maillage la plus optimisée, je procèderai à modifier d'autres paramètres afin de lancer une simulation finale pour s'approcher au plus du résultat.

Toutes les courbes finales présentant les différentes convergences seront tracées dans la partie suivante pour interpréter.

2) Simulations et raisonnement

Ainsi on commence avec un maillage linéaire (qui est sûr de converger), on garde la taille d'arête de condition limite et on fait varier la taille du maillage

Type de maillage	Taille du maillage	Déplacement max U1	Param de l'arête CL	Annexe	Ecart e
Linéaire	2	0.129	0.8	1	0.43
Linéaire	1.5	0.150	0.8	2	0.34
Linéaire	1	0.176	0.8	3	0.23
Linéaire	0.5	0.205	0.8	4	0.12
Linéaire	0.3	0.220	0.8	5	0.03
Linéaire	0.25	0.226	0.8	6	0.008
Linéaire	0.2	Maillage trop faible	0.8		

Une fois qu'on a obtenu le message d'erreur, je sais qu'on s'arrêtera à un maillage minimum de taille 0.25.

On teste alors en changeant la valeur de l'arête à 0.5 en testant directement avec la plus petite taille de maille.

Linéaire	0.25	0.136	0.5	7	0.4
----------	------	-------	-----	---	-----

Cette condition limite ne fait pas converger. Je décide alors de faire augmenter successivement cette taille d'arête pour chercher à se rapprocher le plus possible de la valeur finale.

Type de maillage	Taille de maillage	U1 maximal	Paramètre d'arête	Annexe	Ecart
Linéaire	0.25	0.164	0.6	8	0.28
Linéaire	0.25	0.193	0.7	9	0.15
Linéaire	0.25	0.226	0.8	6	0.008
Linéaire	0.25	0.247	0.85	10	0.08
Linéaire	0.25	0.278	0.9	11	0.22
Linéaire	0.25	0.232	0.82	12	0.02
Linéaire	0.25	0.23	0.81	13	0.008

On remarque que la valeur la plus convenable (par pur coïncidence) de taille d'arête est de 0.8. Malgré cette valeur surprenante (puisque c'est celle choisie arbitrairement au départ), j'atteste qu'aucune tentative de falsification de résultats n'a été réalisée pour 100% des simulations, 100% de ce compte rendu est authentique.

Je garderai cette valeur pour le reste des expériences. Au-delà, l'écart entre les valeurs diverge. Ensuite je vais simuler avec un maillage quadratique.

Type de maillage	Taille de maillage	U1 maximal	Paramètre d'arête	Annexe	Ecart
Quadratique	2	0.209	0.8	14	0.08
Quadratique	1.5	0.218	0.8	15	0.04
Quadratique	1	0.228	0.8	16	0
Quadratique	0.5	0.244	0.8	17	0.7
Quadratique	0.3	Maillage trop faible	0.8		
Quadratique	0.4	Maillage trop faible	0.8		

Le type de maillage quadratique aboutit à un écart parfait de 0, mais diverge, et les simulations sont avortées pour des maillages inférieurs à 0.5. Le maillage quadratique semble fiable uniquement sur un intervalle donné. Pour cette raison, dans la suite de mes expériences je garderai un maillage de 0.25 de type linéaire et une valeur d'arête de 0.8.

Je m'attaquerai aux modules de Young Et coefficients de poissons pour faire converger plus l'écart vers 0, dans le but de retrouver des valeurs les plus proches possibles des valeurs expérimentales.

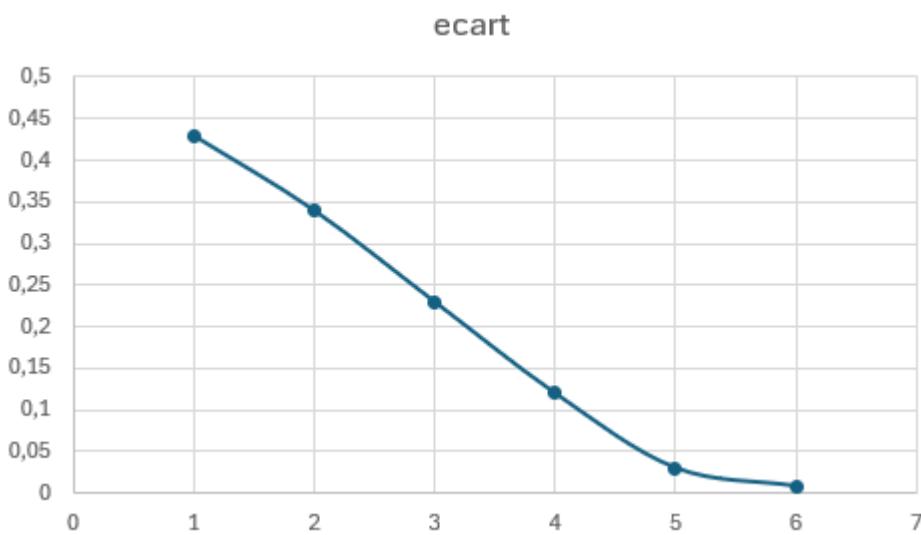
Maillage et taille	Module de Young	Module de Poisson	U1 maximal	Annexe	Ecart
Linéaire, 0.25	2100	0.37	0.226	6	0.008
Linéaire, 0.25	2200	0.37	0.220	18	0.03
Linéaire, 0.25	2000	0.37	0.242	19	0.06

Maillage et taille	Module de Young	Module de Poisson	U1 maximal	Annexe	Ecart
Linéaire, 0.25	2100	0.37	0.226	6	0.008
Linéaire, 0.25	2100	0.38	0.230	20	0.008
Linéaire, 0.25	2100	0.36	0.229	21	0.004

Par soucis de temps je ne réaliserais pas plus d'incrémentations sur ces paramètres. La valeur exacte du module de Young devrait se situer entre 2100 et 2200. De même le coefficient de Poisson devrait se situer entre 0.36 et 0.39, proche de 0.38

IV) Interprétations

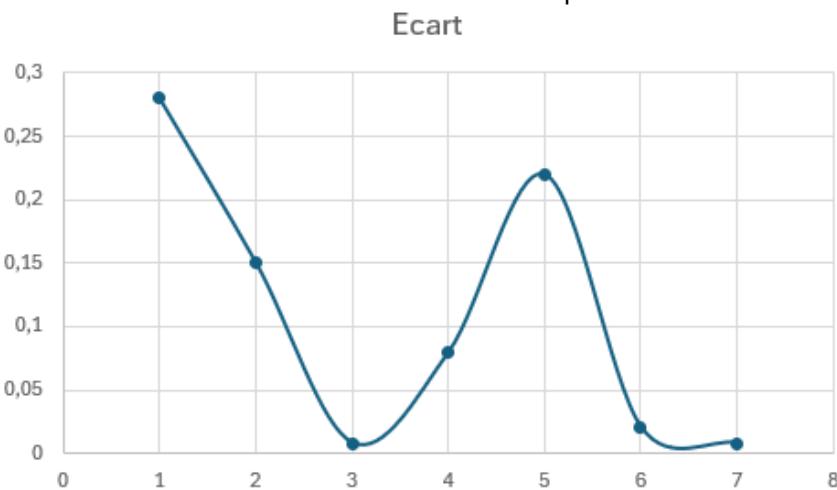
Je trace la courbe présentant l'écart entre la valeur à trouver et simulée en fonction des simulations.



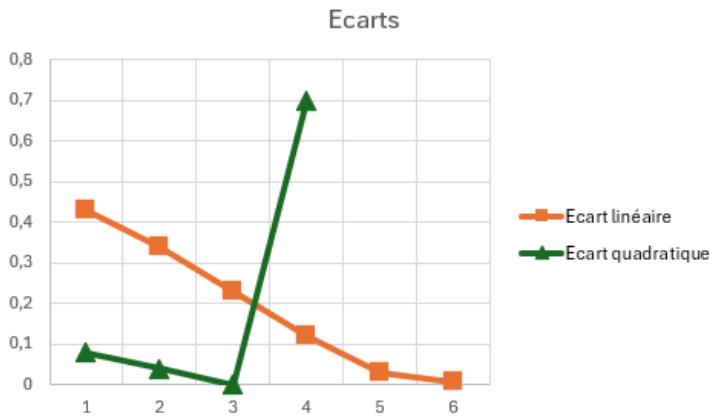
Pour la première vague de simulations la courbe ci-dessus présente une convergence du maillage pour un modèle linéaire et des maillages de plus en plus petits. Cela est très convenable puisqu'en théorie, un modèle linéaire converge. J'observe d'ailleurs que la convergence est lente, il faut attendre un maillage de taille 0.3 pour s'approcher du résultat ce qui n'est pas très optimisé en termes de temps de calcul. Par ailleurs on trouve un maillage de taille minimale de 0.25.

Pour l'expérience en faisant varier la taille du paramètre d'arête où s'applique la condition limite, on trouve qu'une arête grande est très éloignée du résultat, ce qui s'explique par le fait qu'expérimentalement seulement une petite partie de l'arête de l'implant est en contact avec le plateau de la presse.

La courbe d'évolution de l'écart en fonction du paramètre de l'arête est donnée ci-dessous :



Quant aux expériences sur un maillage quadratique les résultats sont cohérents :



On observe que le maillage converge beaucoup plus rapidement et de manière plus précise... jusqu'à une certaine valeur. Cela fait sens car la fonction interpolation linéaire est certes moins rapide mais converge toujours. Cependant, la fonction interpolation quadratique réalise une approximation, qui risque d'être faussée lorsque le maillage est trop petit et que le déplacement U est important, ce qui fait que les points sont trop rapprochés entre eux mais la fonction interpolation approxime des valeurs très grandes, ce qui fausse sa courbure et fait diverger le maillage.

De plus une simulation d'un maillage quadratique devient est plus rapidement aborté car nécessite plus de calculs.

Les modules de Young et de Poisson ont été à première vue bien choisis. Cependant je réfléchirai dans la conclusion à la cohérence des résultats.

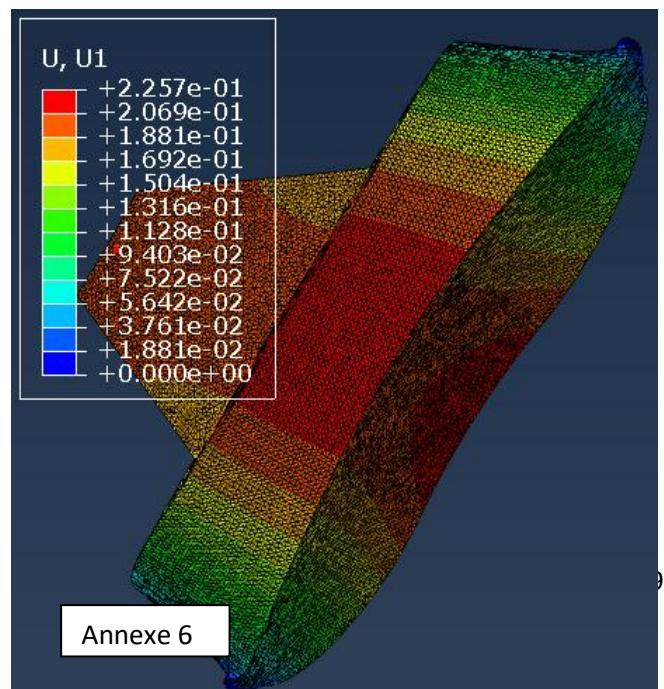
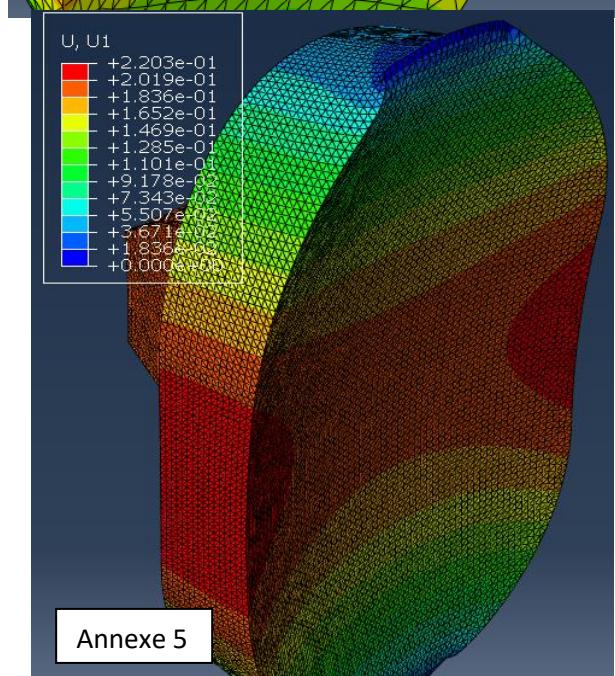
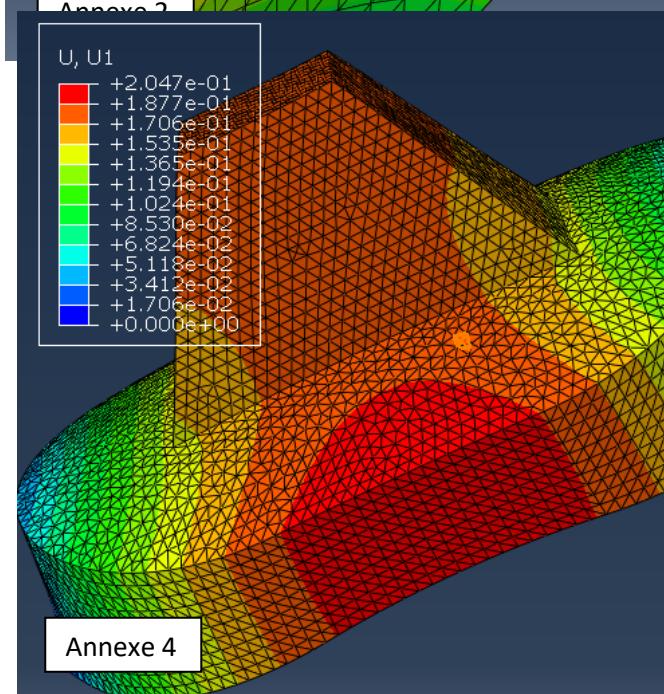
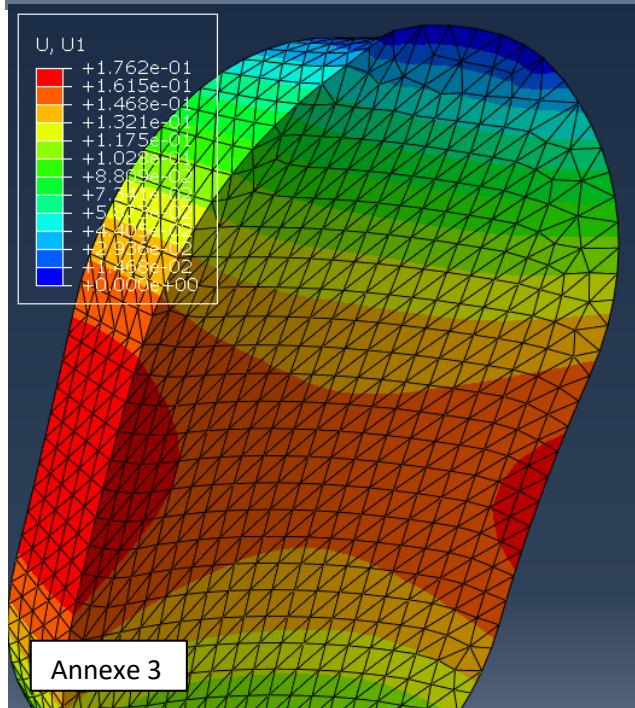
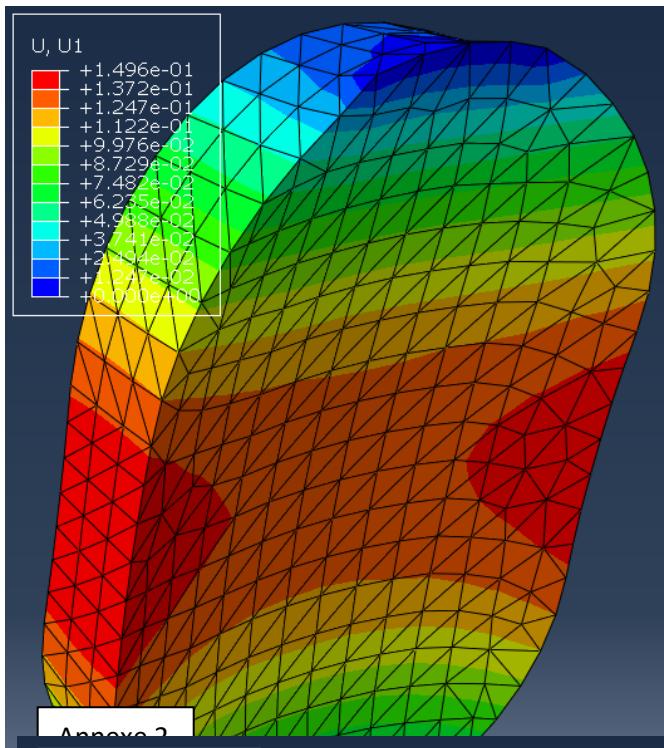
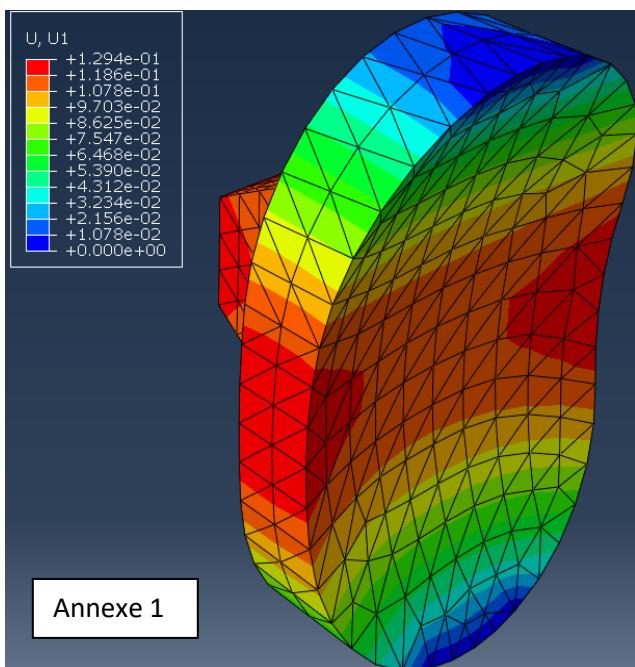
V) Conclusion

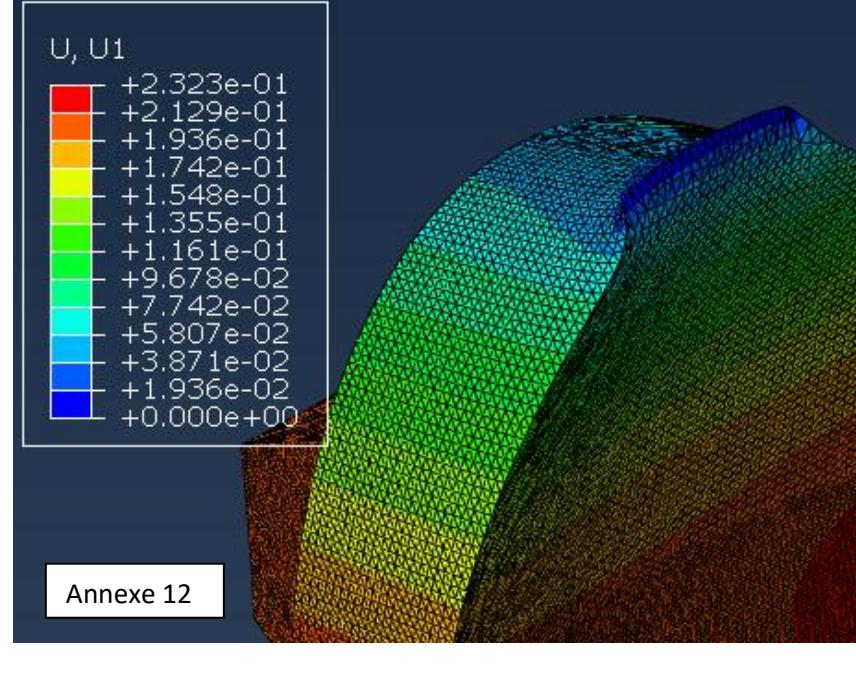
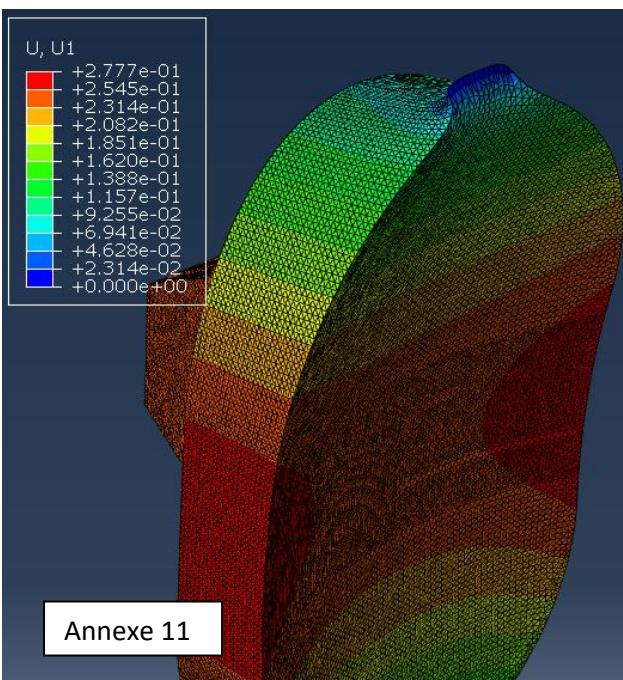
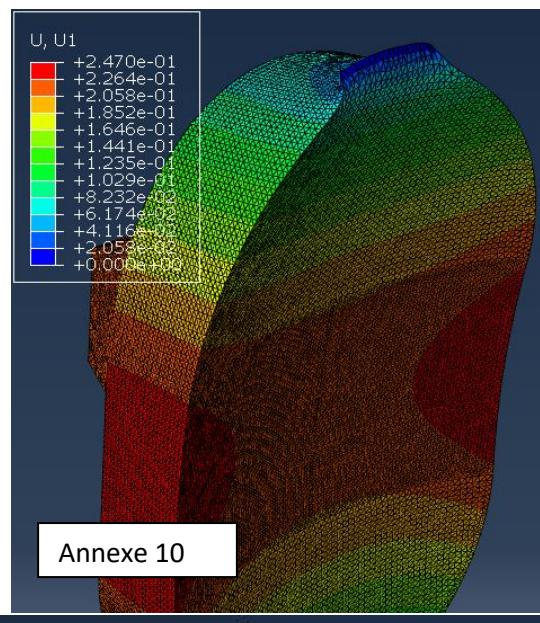
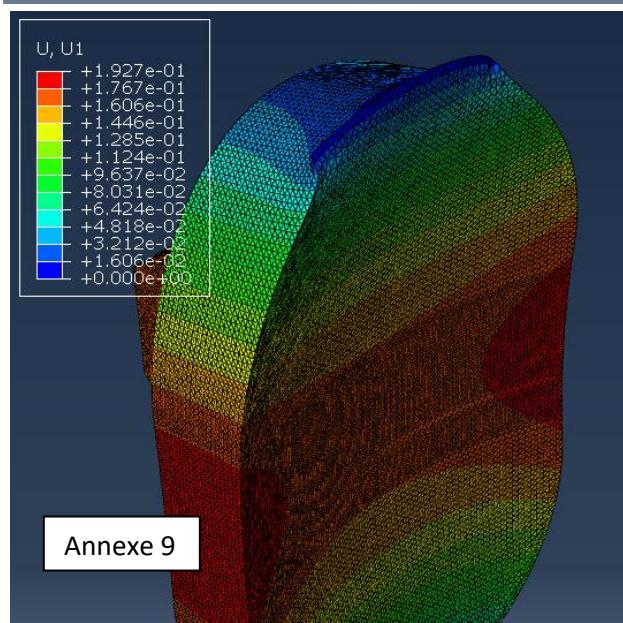
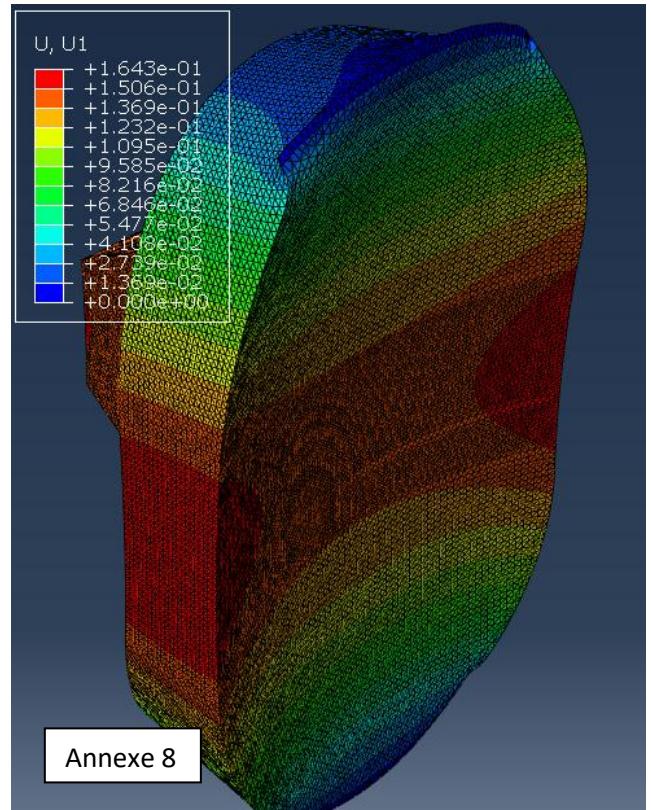
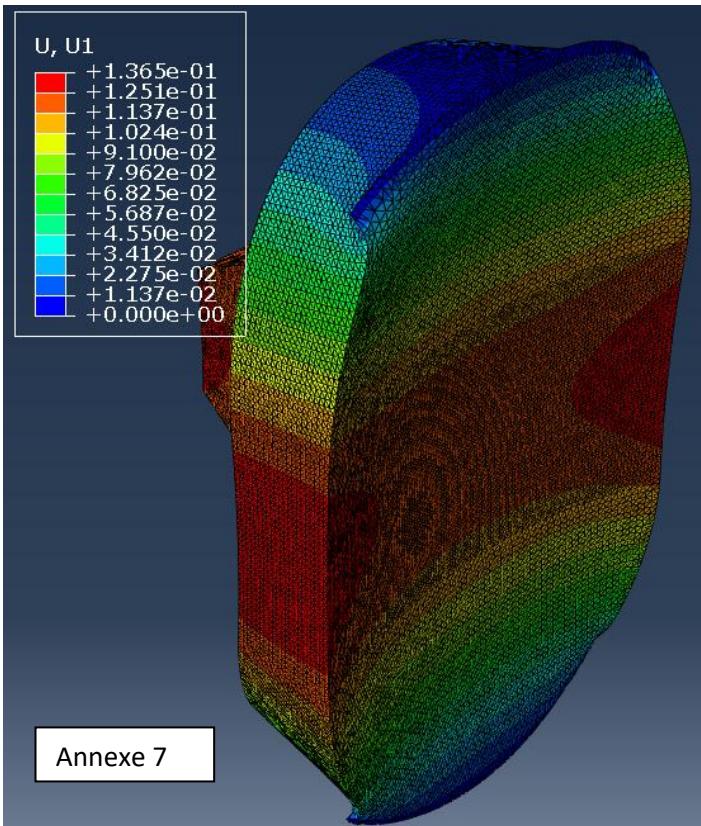
Pour conclure, à l'aide de toutes mes simulations j'ai observé que l'on obtient une valeur optimale pour une maille linéaire de taille 0.25 et de paramètre d'arête de 0.8. Il pourrait être envisageable de prendre un maillage quadratique de taille 1 et de même paramètre d'arête, car celui-ci converge beaucoup plus rapidement et prends beaucoup moins de temps à être simulé qu'un maillage de taille 0.25. Mais le maillage étant divergent pour des valeurs inférieures à 1, il est préférable de faire plus confiance au maillage linéaire ou de faire des résultats de maillages linéaires avant celui quadratique.

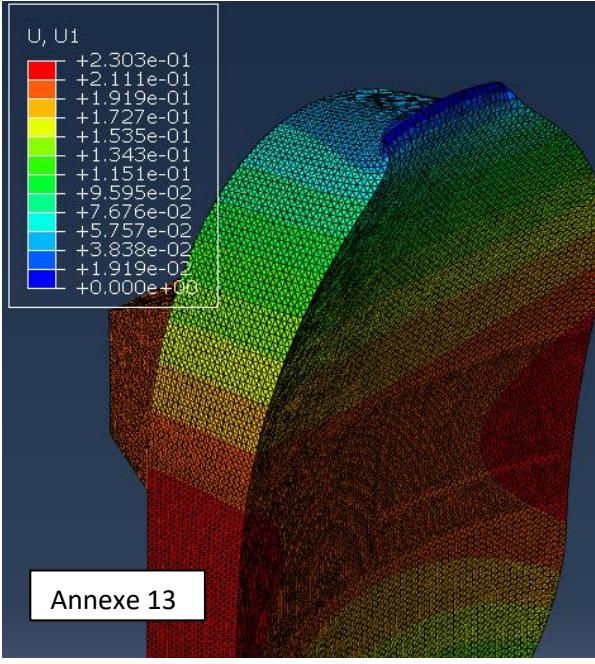
Malgré des résultats plutôt satisfaisant, l'ensemble du protocole et des simulations reste à prendre avec du recul. **En effet la procédure méthodique de fixer un à un des paramètres peut les lier sans que je m'en rende compte et fausser la suite des résultats.** Cependant le temps accordé à ce travail n'a pas permis d'explorer tous les paramètres individuellement. Donc ce protocole était à mon avis le plus adapté pour observer la variation des paramètres et leurs conséquences.

De nombreux paramètres restent à explorer de manière plus précise, qui n'ont pas pu être traités ici par manque de temps. Parmi eux on a le module de Young et le coefficient de poisson. Ceux-ci ont été choisis à l'aide de ressources internet sans avoir pu prendre le temps d'être vérifiées avant.

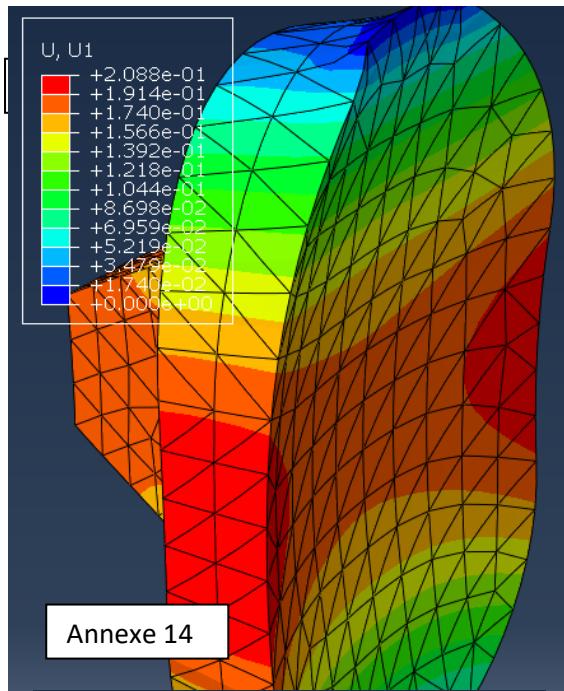
VI) Annexes



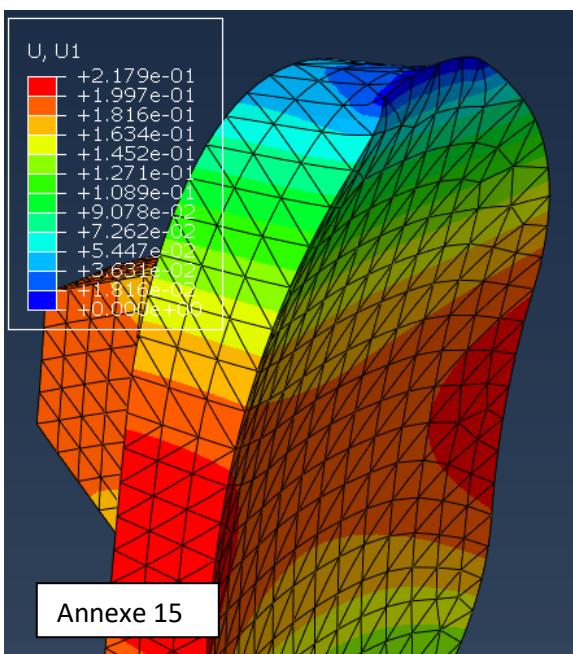




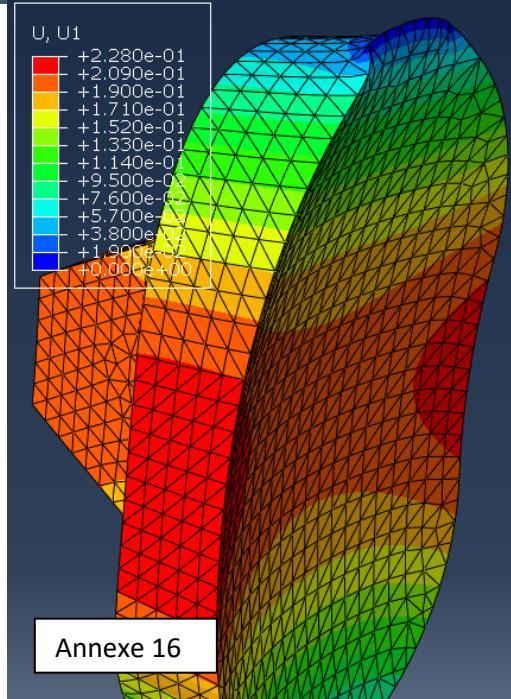
Annexe 13



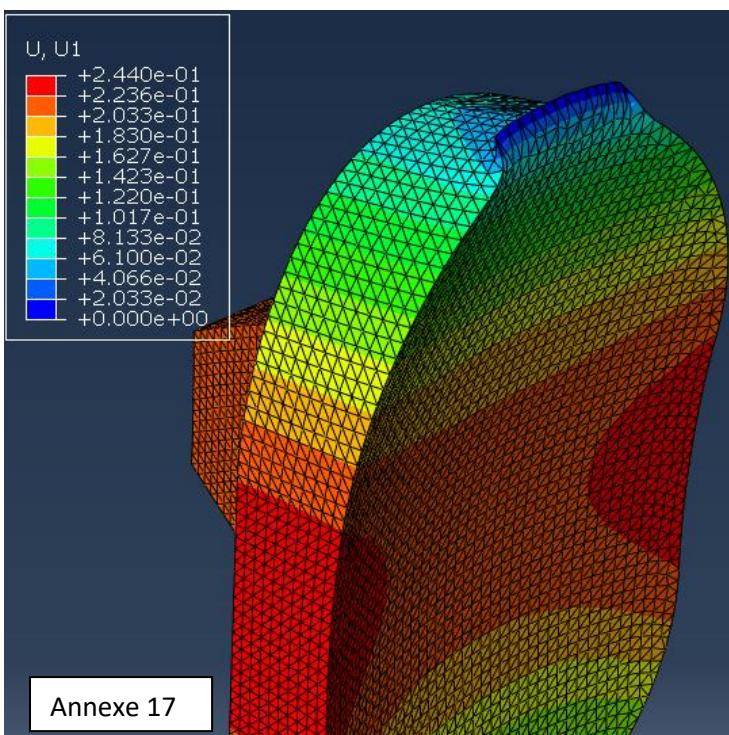
Annexe 14



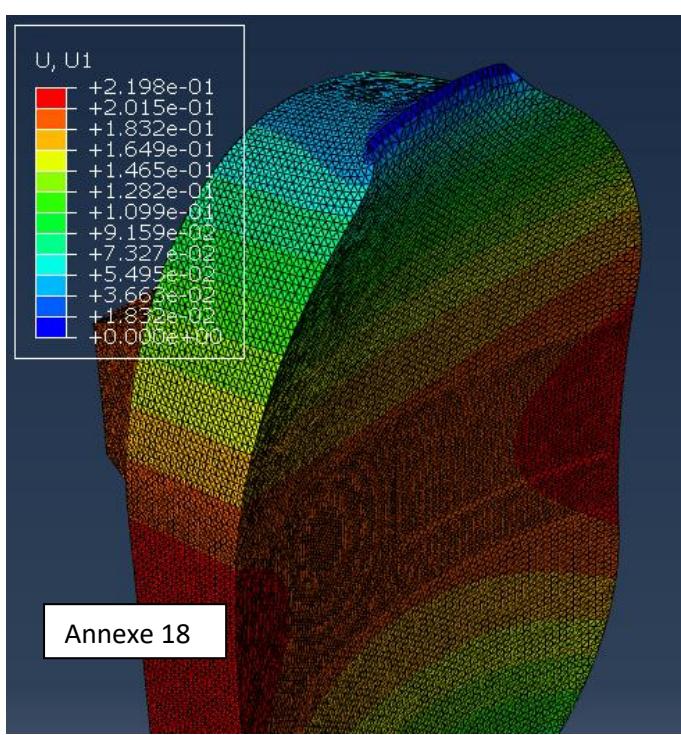
Annexe 15



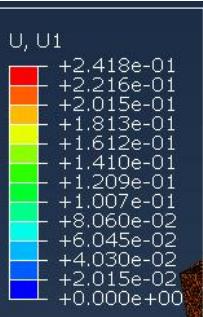
Annexe 16



Annexe 17



Annexe 18



Annexe 19



Annexe 20



Annexe 21

S



Contact Louis Labesse

—
Mail louis.labesse@ensam.eu
Téléphone +33789760416

Expérience sur la prothèse glénoïdienne

—

Clément

Ilan

Thibault

Alexandre

Louis

Nicodème

SOMMAIRE

Table des matières

I.	Introduction	3
II.	Protocole expérimental	3
a)	Mise en position de l'implant par rapport à la presse	3
b)	Application de l'effort	3
III.	Essai : descellement.....	4
a)	Mesure de l'implant	4
b)	Fraisage du bloc.....	4
c)	Mise et maintient en position de l'implant sur le bloc	4
d)	Application de la charge.....	Erreur ! Signet non défini.
e)	Mise en position du socle.....	5
IV.	Résultats et discussion	6
V.	Conclusion	13
VI.	Bibliographie	13

I. Introduction

L'objectif de ce TP est d'expérimenter un descellement d'un implant glénoïdal. Ce TP se situe après avoir réalisé un état de l'art, un modèle CAO sous CatiaV5 aboutissant à une simulation MEF, d'un essai de compression.

Les expériences seront faites après un premier essai de compression d'une prothèse, préalablement réalisé par Dr. Nathalie Maurel aboutissant à des résultats exploités lors de la simulation MEF utilisant un matériau polymère « Zortrax ».

L'implant est imprimé en 3D donc il est trivial que le matériau sera différent (normalement du PE UHD, mais ici du polypropylène, un matériau non biocompatible mais cela n'aura pas d'importance car l'objectif est par la suite de comparer nos résultats après avec une dernière simulation MEF prenant en compte et caractérisant la liaison avec le ciment et le bloc de mousse.

II. Protocole expérimental

a) Mise en position de l'implant par rapport à la presse

L'objectif de cette expérience est d'observer un descellement de l'implant par rapport à un bloc de mousse imitant l'os de l'omoplate. Donc on commencera par encastrer l'implant à ce bloc, en retirant de la matière pour créer une empreinte afin de verser un ciment et d'encastrer l'implant.

Ensuite, on se concentrera sur l'application de l'effort lors de l'essai de compression. Pour simuler un descellement on se situera suffisamment éloigner du centre de l'implant, en faisant attention d'éviter un glissement de la pièce ou que la pièce se délamine. On choisira un point d'application à 5 mm du bord perpendiculaire sans se mettre trop au bord, le matériau étant du polypropylène imprimé, peut casser au bord.

L'effort ponctuel devra être normal à la surface locale, on devra alors incliner l'implant par rapport à la machine, de 22° ($\arcsin(10/27)$)

b) Application de l'effort

L'effort ponctuel est appliqué en réalisant un contact sphère – plan sur l'implant.

De plus l'effort ne doit pas être purement statique car en pratique l'implant ne se descelle pas en une fois : on doit faire des cycles. Expérimentalement on combinera les 2 pour les comparer.

D'après les articles de Maurel [1] , Anglin [2], Junaid [3], Ianotti [4] :

- On effectue un premier essai statique de 0 à 750N, pour lequel on observe le comportement du système, noter la valeur du déplacement.
- On réalise un essai cyclique de 0 à 750N
- On réeffectue un essai statique allant jusqu'à 1000N pour observer l'influence des cycles.
- Une nouvelle fois un essai cyclique allant jusqu'à 1000N

- Un nouvel essai statique allant jusqu'à 1250N.

Et ainsi de suite jusqu'à observer une rupture.

Simultanément on utilisera des caméras et un pointage pour avoir des mesures de déformations de l'implant et de la mousse.

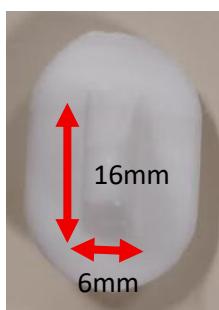
III. Essai : descellement

FAIRE ENSEMBLE DE PROTOCOLE + BIBLIO pour cet essai

a) Mesure de l'implant

Matériau : polypropylène Dimensions : 16 x 6 mm

Quantité de ciment cf. Juned : 1mm



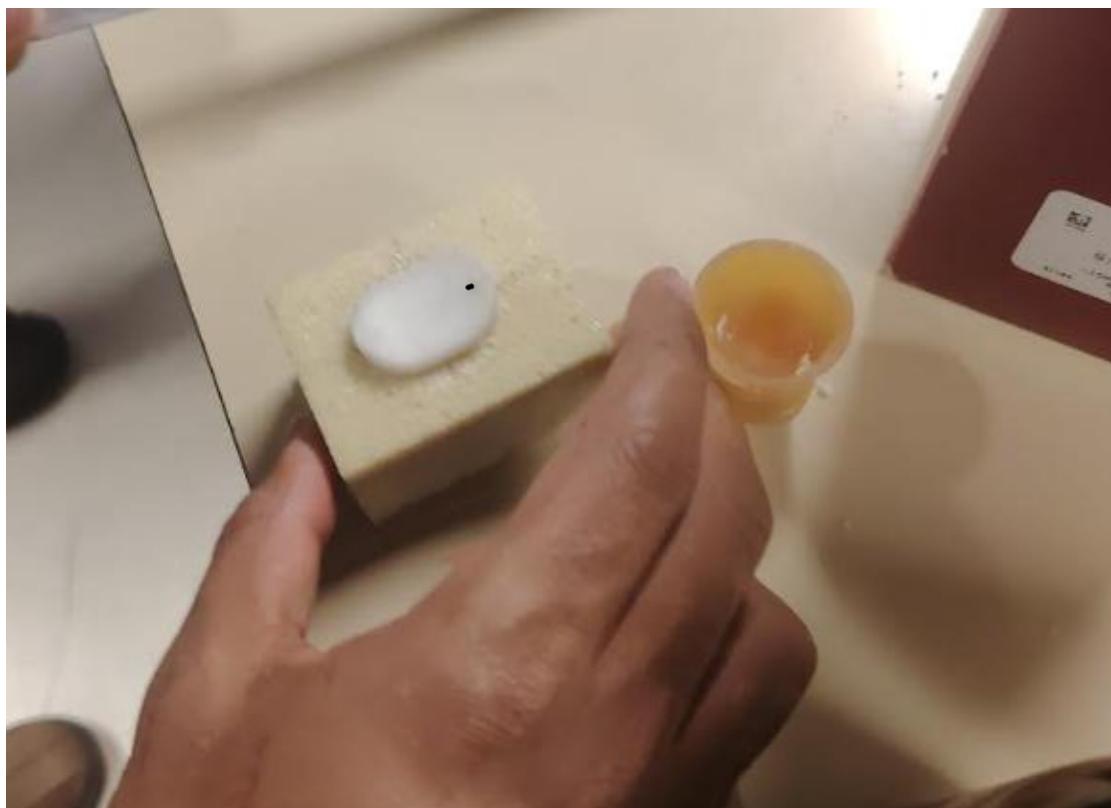
b) Fraisage du bloc

On s'intéresse à la liaison entre le bloc à l'implant. Pour cela il faut retirer de la matière sur le bloc mousseux pour insérer l'implant. On dimensionne d'abord la pièce pour déterminer où percer. Puis on fraise la pièce avec une perceuse colonne pour préparer une surface à creuser.



c) Mise et maintien en position de l'implant sur le bloc

Ensuite, on utilise une curette pour former le trou accueillant la prothèse, pour verser ensuite un ciment chirurgical (PMMA), formé à partir d'une poudre et d'un liquide, qui polymérise lorsque mélangés et versé dans le creux. Ciment : Unifast Trad.



d) Mise en position du socle

On ajuste le socle en le translatant de manière à aligner le pointeur et la marque.

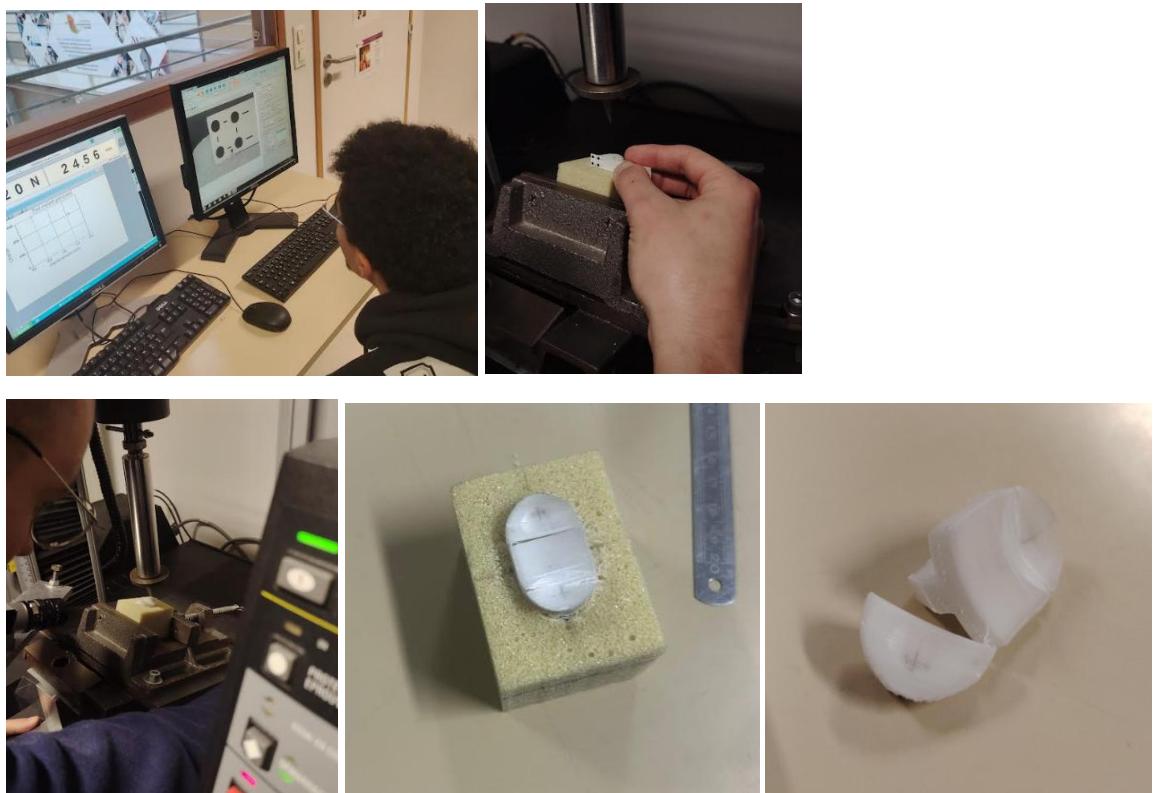


On ajoute ensuite la boule nécessaire à l'application de l'effort

e) Expérimentations

Essais cycliques : 120 mm/mn et 500 cycles

On a réalisé 4 essais statiques et 2 essais cycliques avant d'observer une rupture pour un cycle à 1000N. Pour conclure notre expérience nous avons effectué un dernier essai à 1200N en statique qui n'a pas provoqué de descellement.

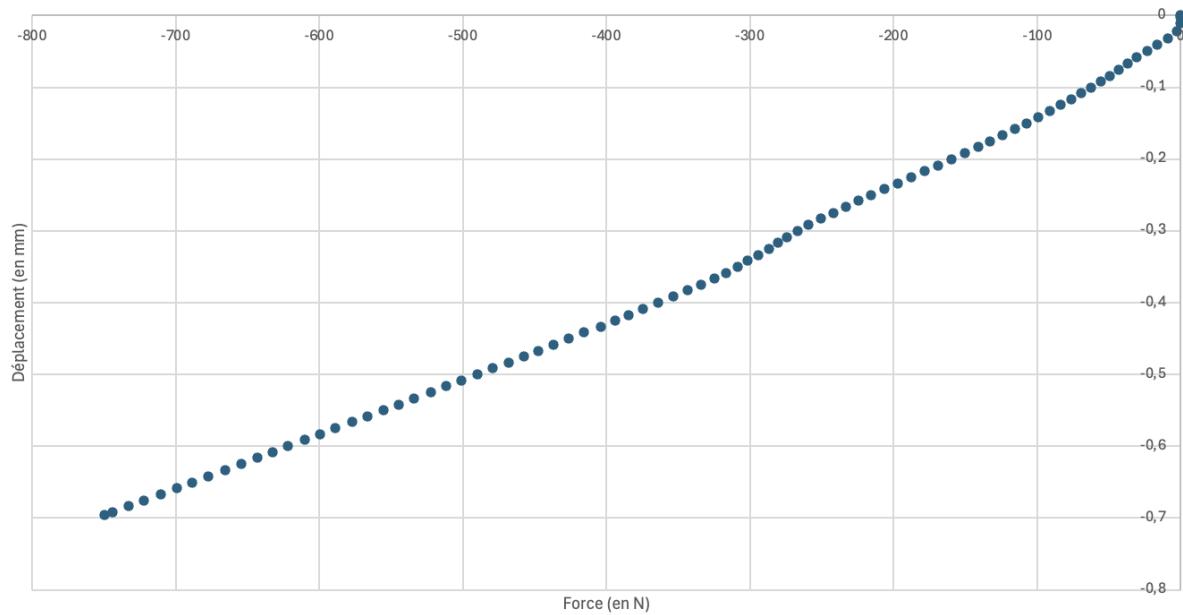


IV. Résultats et discussion

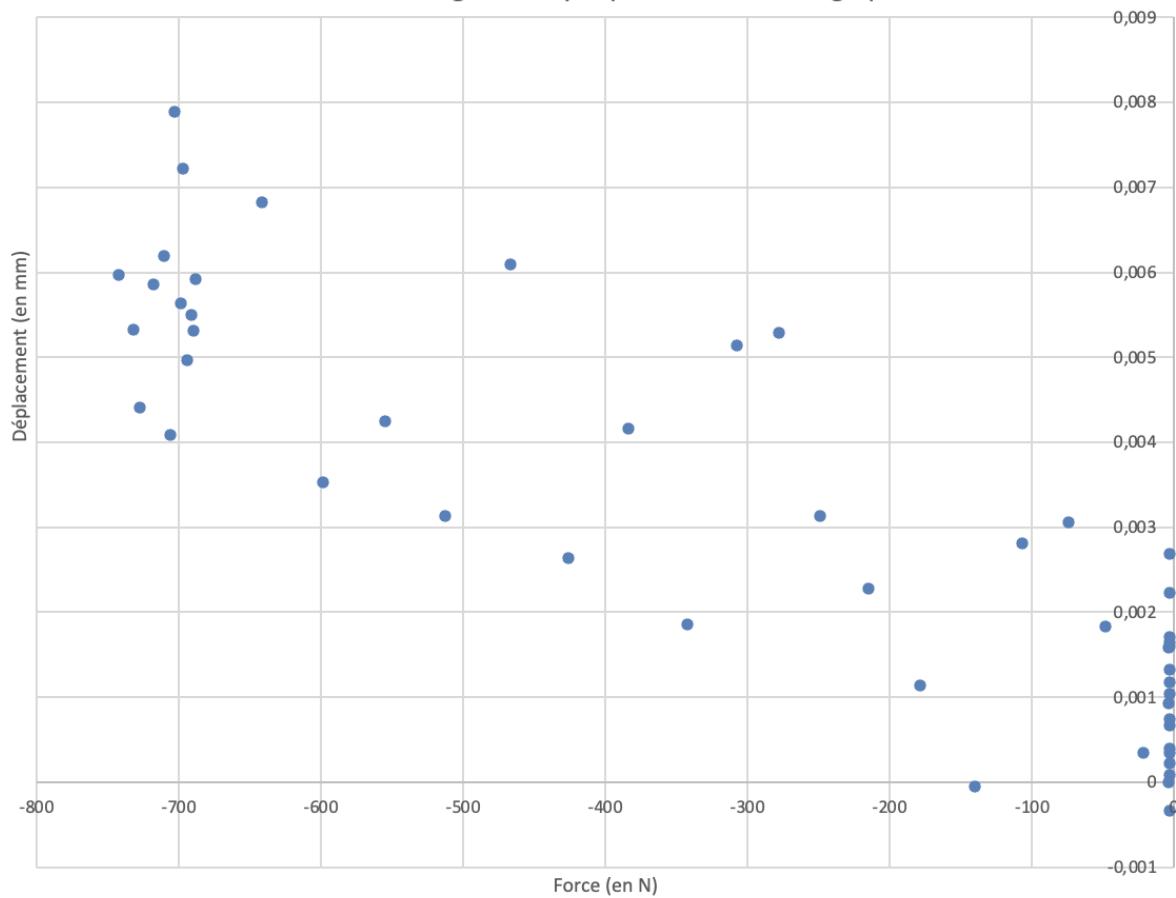
a) Résultats

Premier essai de déscellement a 750N

Tracé du déplacement en fonction de la force pour un chargement de 750N avant le cycle avec le capteur système

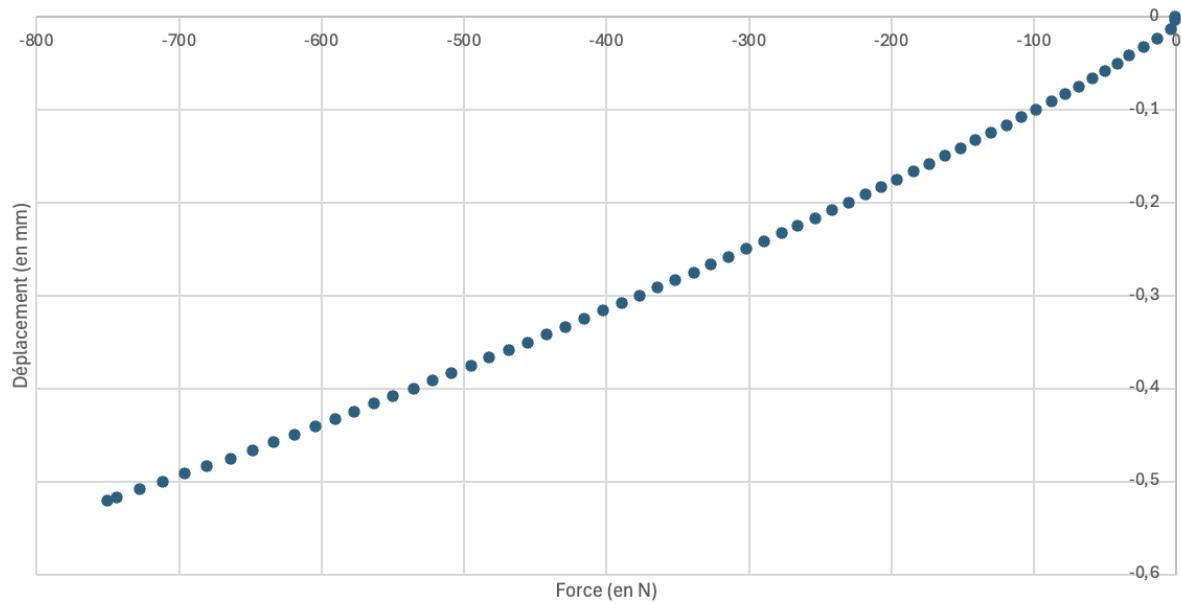


Déplacement en fonction de la force pour un chargement statique de 750N
avant le chargement cyclique avec le caméragraphe

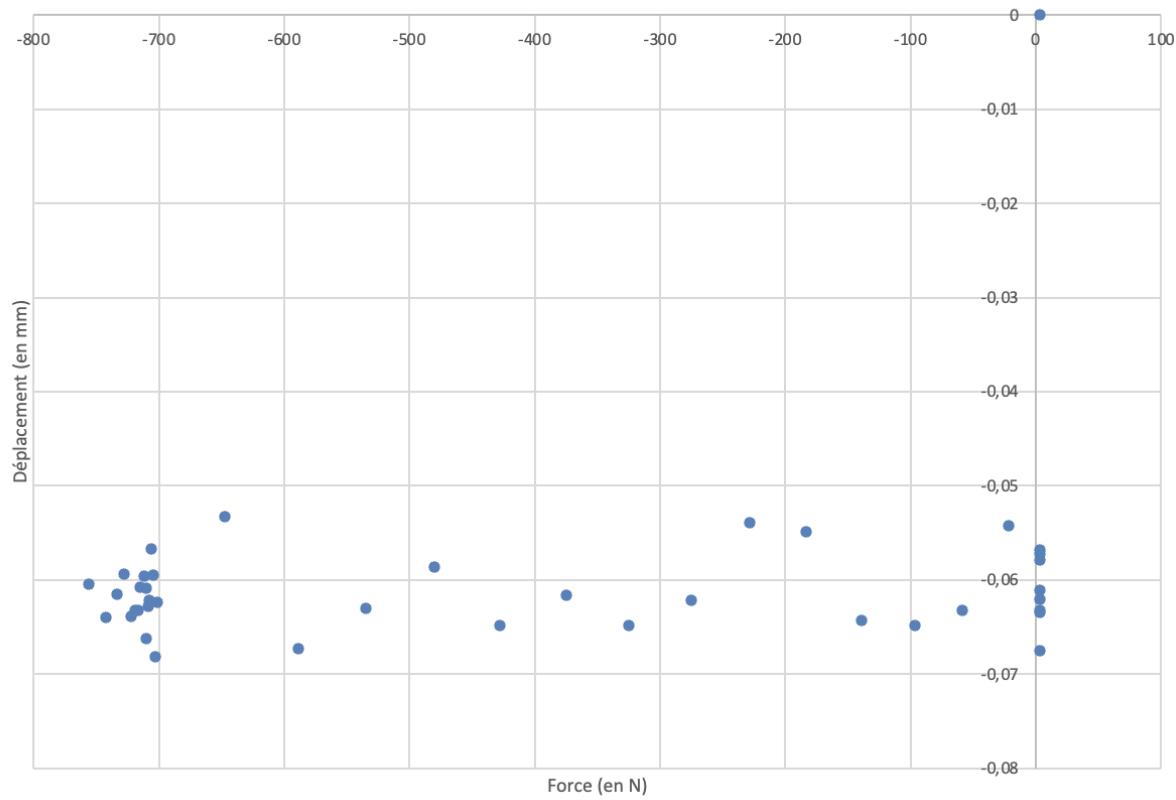


Le déplacement étant inférieur à 0,02 soit la taille d'un pixel il s'agit juste de bruit.

Déplacement en fonction de la force pour un chargement de 750N cyclique avec le capteur système

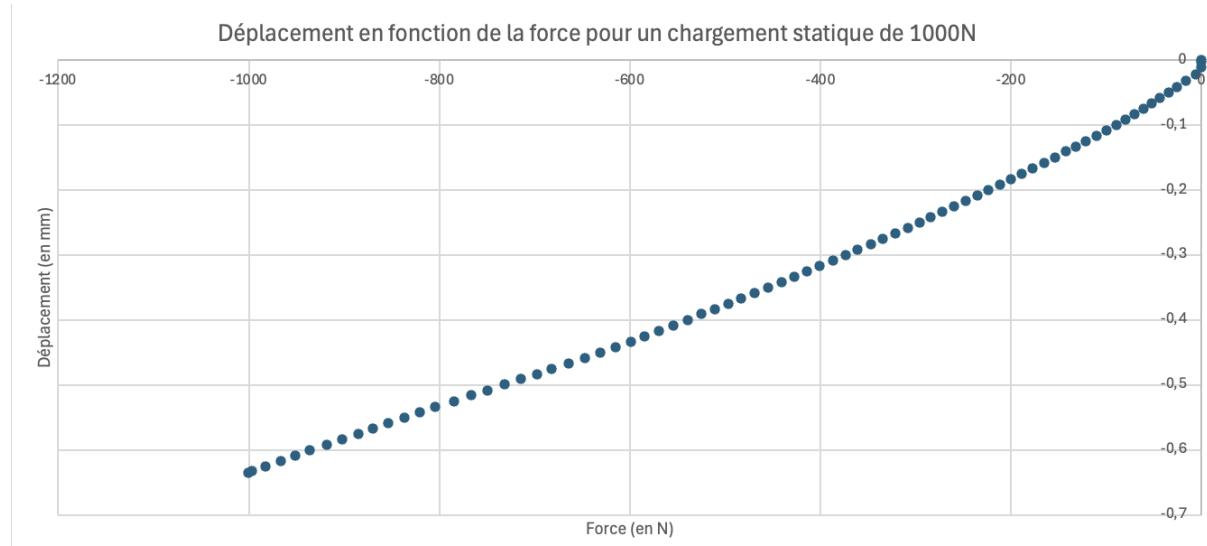


Déplacement en fonction de la force pour un chargement de 750 N après le cycle avec le camérascophe

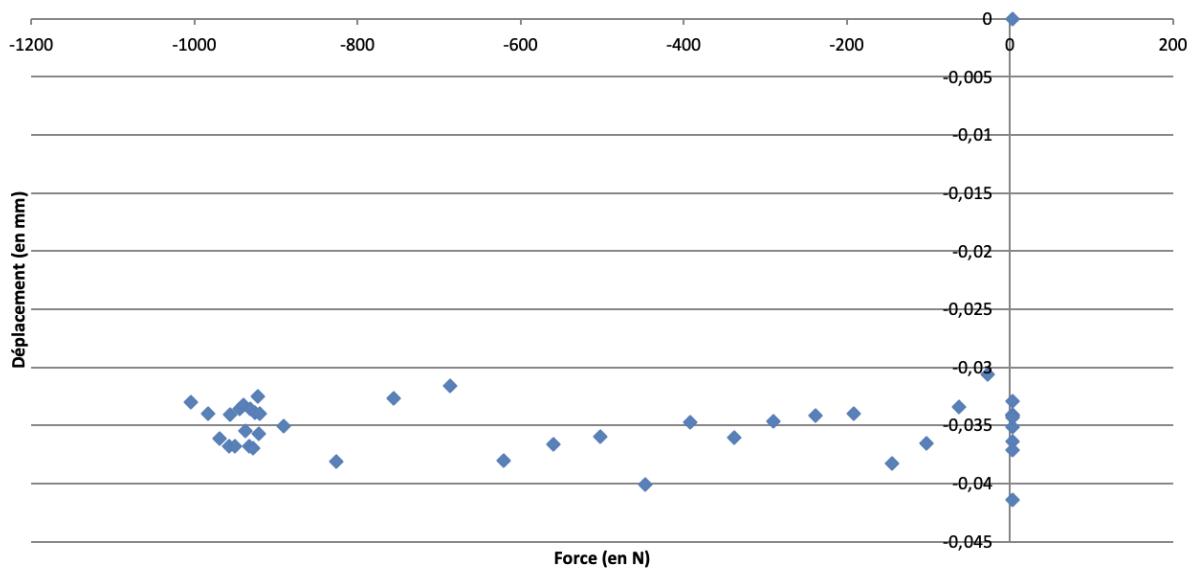


Après les tests cycliques on recommence en statiques pour voir s'il y a une différence : On remarque un déplacement constant de la force qui semble s'apparenter davantage à un bruit constant qu'à une réelle évolution sous chargement.

On passe à un essai de déscellement à 1000N :

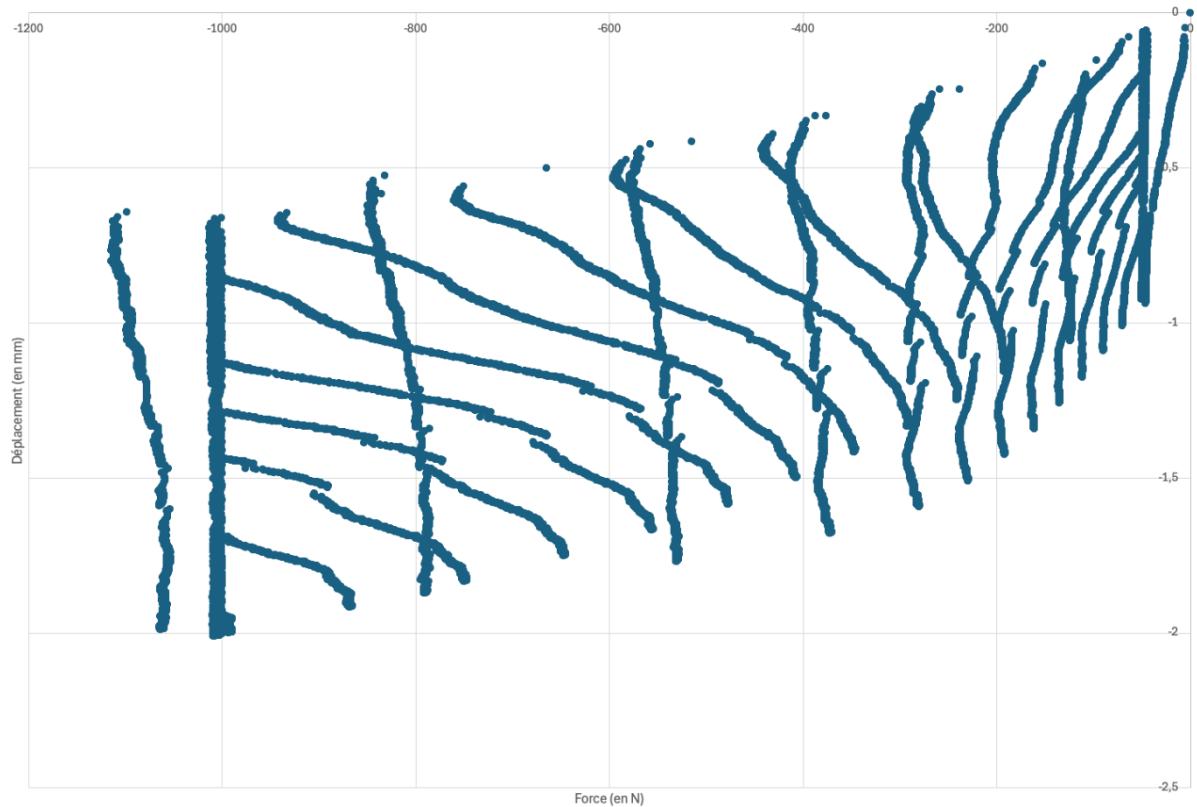


Déplacement en fonction de la force pour un chargement statique de 1000N avant cycle avec le camérapgraphe



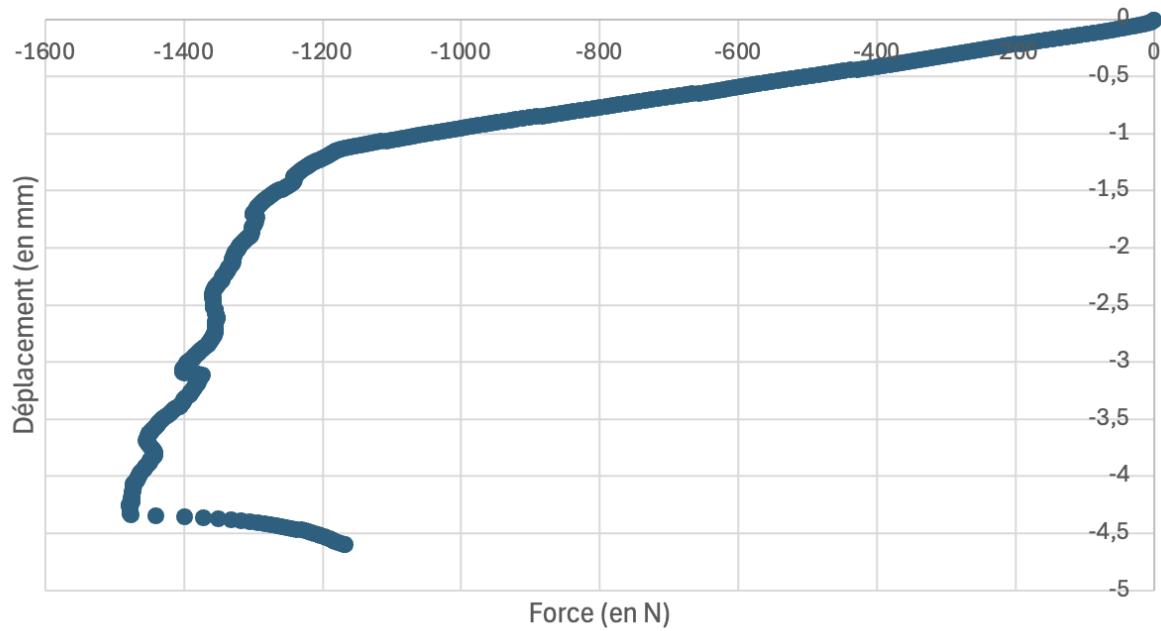
Pas d'évolution supérieur à 0,02mm, pas de déscellement que du bruit.

Déplacement en fonction de la force pour un chargement cyclique de 1000N avec le capteur système

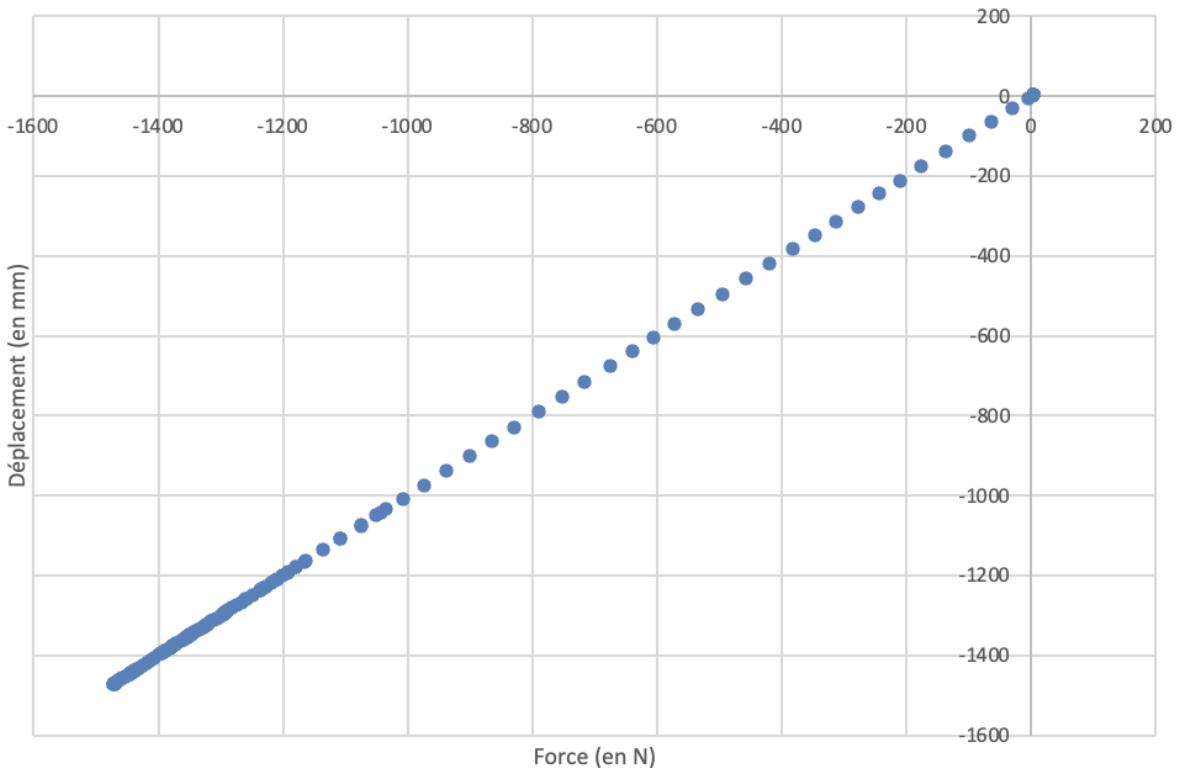


Lors de cette essai la prothèse a céder sous rupture.

Déplacement en fonction de la force pour un chargement de 1000N après le cycle avec le capteur système



Déplacement en fonction de la force pour un chargement de 1500 après le cycle avec le camérascophe



Essai destructif

b) Discussion

Après l'essai destructif final, notre prothèse ressemble à cela :



Nous pouvons donc clairement constater que la prothèse a cédée. Il peut y avoir plusieurs hypothèses pour cela :

- La première est que nous avions mis une trop grande quantité de ciment empêchant complètement la prothèse de se mouvoir menant à la destruction de la prothèse pendant l'essai cycliques a 1000N.
- Les premiers essais ont affaissé la mousse, mais l'essai final destructif montre que le problème ne vient pas de l'usure des premiers essais puisque qu'en changeant de côté on a aussi la destruction de la prothèse avant tout descellement.
- Finalement l'impression de la prothèse c'est mal passé est à l'intérieur on n'est pas rempli à 100% ce qui nous donne une faiblesse structurelle. En effet à l'œil nu on aperçoit des interstices...



V. Conclusion

Ainsi nous n'avons pas pu observer de déscellement, cela peut venir des hypothèses citées ci-dessus. Cela peut aussi venir du fait que le nombre de cycles n'était pas assez conséquent à 750N. De plus, peut être que de monter directement à 1000N était un peu ambitieux mais restait en accord avec la bibliographie.

VI. Bibliographie

- [1] - N. Maurel, A. Diop, J. Grimberg, S. Elise, In vitro biomechanical analysis of glenoids, 2002
- [2] - C. Anglin, Urs P. Wyss, D. R. Pichora, Mechanical testing of shoulder prostheses, 2000
- [3] - J.P. Iannotti, K.E. Lappin, C. L. Klotz, E.W. Reber, S.W. Swope, Liftoff resistance of augmented glenoid components, 2013
- [4] - Junaid Sarah, Gupta Sanjay, Sanghavi Sanjay, Anglin Carolyn, Roger Emery, Amis Andrew, Hansen Ulrich, Failure mechanism of the all-polyethylene glenoid implant, 2010



Contact

—

Mail

Téléphone

Adresse