



HAL
open science

Flaws growth modelling in zirconia acetabular cups of hip prostheses under microseparation. Modélisation de la croissance de défauts dans des cupules de prothèses de hanche en zircone soumises au phénomène de décoaptation

Jérôme Hausselle, Sylvain Drapier, Jean Geringer, Michel Dursapt, Jacques Stolarz, Bernard Forest

► **To cite this version:**

Jérôme Hausselle, Sylvain Drapier, Jean Geringer, Michel Dursapt, Jacques Stolarz, et al.. Flaws growth modelling in zirconia acetabular cups of hip prostheses under microseparation. Modélisation de la croissance de défauts dans des cupules de prothèses de hanche en zircone soumises au phénomène de décoaptation. *Mechanics & Industry*, 2008, 9 (2), pp.153-158. 10.1051/meca:2008020 . hal-00410116

HAL Id: hal-00410116

<https://hal.science/hal-00410116v1>

Submitted on 17 Aug 2009

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Modélisation de la croissance de défauts dans des cupules de prothèses de hanche en zircone soumises au phénomène de décoaptation

Flaws growth modelling in zirconia acetabular cups of hip prostheses under microseparation

Jérôme Hausselle¹, Sylvain Drapier², Jean Geringer³, Michel Dursapt⁴,
Jacques Stolarz⁵, Bernard Forest⁶

¹ Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, Centre Ingénierie et Santé, UMR CNRS 5146, 158 cours Fauriel, F-42023 Saint-Etienne Cedex 2. Tel. : 04 77 42 01 95. E-mail : hausselle@emse.fr

² Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, Centre Science des Matériaux et des Structures, LTDS, UMR CNRS 5513, 158 cours Fauriel, F-42023 Saint-Etienne Cedex 2. Tel. : 04 77 42 00 79. E-mail : drapier@emse.fr

³ Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, Centre Ingénierie et Santé, UMR CNRS 5146, 158 cours Fauriel, F-42023 Saint-Etienne Cedex 2. Tel. : 04 77 42 66 88. E-mail : geringer@emse.fr

⁴ Ecole Nationale d'Ingénieurs de Saint-Etienne, LTDS, UMR CNRS 5513, 58 rue Jean Parot, F-42023 Saint-Etienne. Tel. : 04.77.43.84.42. E-mail : michel.dursapt@enise.fr

⁵ Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, Centre Science des Matériaux et des Structures, UMR CNRS 5146, 158 cours Fauriel, F-42023 Saint-Etienne Cedex 2. Tel. : 04 77 42 02 70. E-mail : stolarz@emse.fr

⁶ Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, Centre Ingénierie et Santé, UMR CNRS 5146, 158 cours Fauriel, F-42023 Saint-Etienne Cedex 2. Tel. : 04 77 42 02 29. E-mail : forest@emse.fr

Correspondant : Jérôme Hausselle

Résumé

Les prothèses de hanche en biocéramiques sont résistantes à l'usure mais, du fait de leur fragilité intrinsèque, sont susceptibles de se rompre. Le phénomène de décoaptation, séparation de faible amplitude de la tête et de la cupule, a été mis en évidence lors de la marche, et le choc mécanique en résultant peut fortement augmenter les risques de rupture. Un modèle par éléments finis a été développé et les résultats ont été exploités afin de simuler l'évolution de la probabilité de rupture de cupules en zircone au cours du temps. Les résultats s'accordent bien avec l'expérience, même si des améliorations sont nécessaires afin de prendre en compte l'érosion des surfaces de contact.

**Mots-clés - biocéramiques \ biomécanique \ chocs \ modélisation
\ prothèses de hanche \ rupture \ stochastique.**

Abstract

Ceramic hip prostheses are very reliable with respect to wear, however, there has been evidence of brittleness problems. Microseparation is likely to occur between the head and the cup during human gait and the mechanical shocks transmitted to these elements are believed to enhance the risk of potential failure of the prosthesis. A finite element model has been developed and, based on its results, fracture probabilities for zirconia cups have been simulated over time. The results show good agreement with experimental work, nevertheless, additional work is needed to take into account the wear occurring at the surface of the elements.

**Keywords - bioceramics \ biomechanics \ shocks \ modelization \
hip prostheses \ fracture \ stochastic.**

1 Introduction

Les biocéramiques, dont la zircone, ont été introduites dans les années 1970 pour leur excellente résistance à l'usure par frottement [1]. Le seul désavantage de ces matériaux est leur caractère fragile pouvant entraîner des ruptures brutales [2], ainsi, le taux de rupture actuel des prothèses en biocéramiques est de l'ordre de 0,01 % [3]. Le fait que nombre de ces ruptures aient été observées chez des patients en surcharge pondérale étaye la thèse que ces dernières puissent être causées par des chocs mécaniques répétés. Il a été démontré que, lors de la déambulation, l'impact entre le talon et le sol est transmis à l'articulation de la hanche via les os [4]. Durant des tâches de descentes d'escaliers, le pic de force est typiquement de l'ordre de 1,5 fois le maximum de force enregistré classiquement, soit environ six fois le poids du corps [4, 5, 6].

Le phénomène de décoaptation est lui aussi susceptible d'influencer grandement la durée de vie des prothèses. Il a en effet été démontré que, lors d'une déficience des muscles ou des ligaments de la hanche, la tête et la cupule peuvent se séparer lors de la phase de balancement de la jambe. Cette microséparation, de 1 à 3 mm selon les tâches considérées [7], implique que la tête vient impacter la cupule au niveau de son chanfrein, générant de fortes concentrations de contraintes et créant un site privilégié d'amorçages de fissures (Fig. 1).

Le but de notre étude est de simuler les contraintes mécaniques agissant sur les cupules de prothèses de hanche lors de la décoaptation et d'estimer l'évolution de la probabilité de rupture au cours du temps. Ce travail s'inscrit dans la compréhension des mécanismes de dégradation par chocs des prothèses de hanche en biocéramiques.

2 Modèles développés

La méthode dans sa version explicite consiste à simuler un choc, dans une approche statique équivalente, avec Abaqus® et à exporter les contraintes calculées dans un programme Matlab® simulant la croissance de défauts au cours du temps.

2.1 Modèle éléments finis

Le modèle représente l'ensemble cône-tête-cupule (Fig. 2.a) tel qu'il a été testé *in vitro* sur une machine de chocs [8]. Les zones critiques ont été maillées plus finement, à savoir les chanfreins au fond de l'alésage de la tête et au bord de la cupule, ainsi que les surfaces de contact potentielles entre la tête et la cupule (Fig. 2.b). Le demi-ensemble précédent a été modélisé sous Abaqus®, l'ensemble complet étant obtenu par symétrie par rapport au plan (yz) (Fig. 2.a). Les éléments de la prothèse sont inclinés de 45° par rapport à la

verticale, ce qui correspond à la position de la prothèse *in vivo*. La cupule est supposée parfaitement encastree et le cône est lui-aussi supposé parfaitement encastree dans la tête. Le maillage du demi-assemblage de diamètre 28 mm est composé de 8 500 nœuds, ce qui correspond à environ 25 000 degrés de liberté. Les différents matériaux ont été supposés parfaitement élastiques. La représentation statique équivalente d'un choc a été réalisée par application d'une force au centre du cône (Fig. 2.a), variant linéairement de 0 à 9 kN en 11 ms, ce qui correspond aux essais réalisés avec la machine de chocs [8]. Cette simulation a été conduite pour des têtes et cupules de diamètres 28 mm, en supposant que l'écart de sphéricité entre ces deux éléments était nul, ainsi que le coefficient de frottement.

2.2 Modèle de croissance des défauts

Le principe du calcul de croissance des défauts consiste à exporter les résultats des calculs par éléments finis d'Abaqus®, en termes de contraintes de tension dans la cupule, d'interpoler ces valeurs sur un maillage plus fin, d'introduire des défauts de localisation et de taille aléatoires, et enfin de simuler la croissance de ces défauts au cours du temps. Cinq hypothèses simplificatrices fondamentales ont été faites pour ces simulations.

- Les contraintes de tension maximales sont constantes. Ceci signifie que l'usure de la surface de contact au cours des chocs n'est pas prise en compte.
- L'introduction de défauts, aussi microscopiques soient-ils, ne modifie pas la répartition et les valeurs des contraintes de tension calculées par Abaqus®.
- Les défauts sont supposés sphériques, ainsi, leur orientation par rapport à la contrainte de tension n'est pas à prendre en compte.
- Les défauts ne coalescent pas entre eux, ceci signifie que chaque défaut sera traité indépendamment des autres.
- Les défauts sont supposés déjà présents et la génération potentielle de nouveaux défauts n'est pas prise en compte.

Comme déjà explicité précédemment, la contrainte utilisée pour représenter l'influence du chargement sur la croissance des porosités est la première contrainte principale positive (σ), représentant la contrainte de tension. En effet, cette dernière est la plus critique pour les matériaux fragiles que sont les céramiques. La première étape consiste à déterminer en chaque nœud du maillage éléments finis la valeur maximale de cette contrainte de tension au cours d'un choc. Cette valeur sera celle utilisée lors du calcul du facteur d'intensité de contraintes pour chaque choc :

$$K_I = Y \sigma \sqrt{\pi a} \quad (1)$$

avec Y une constante tenant compte de la géométrie du défaut et de sa localisation, et que nous considérerons dans cette étude égale à l'unité puisque les défauts sont supposés sphériques, σ la contrainte de tension, et a la dimension maximale du défaut, c'est-à-dire le rayon pour une porosité. Le calcul de croissance des défauts implanté sous Matlab® est basé sur les courbes expérimentales reliant la vitesse de croissance d'un défaut (v) au facteur d'intensité de contraintes (K_I) auquel il est soumis [1, 9] :

$$v = A K_I^m \quad (2)$$

avec m et A des constantes caractéristiques du matériau. Pour une zircone yttrée **soumise** à un chargement cyclique, $m = 20$, et, d'après les courbes expérimentales [10], nous avons calculé $A = 1,2 \cdot 10^{-18}$. Le facteur d'intensité de contraintes seuil K_{I0} est la valeur limite en-dessous de laquelle le défaut considéré ne se propage pas, tandis que le facteur d'intensité critique K_{Ic} est la valeur limite correspondant à une taille de défaut critique provoquant la rupture rapide du matériau. Sous sollicitations statiques, K_{Ic} vaut environ $5,5 \text{ MPa}\sqrt{m}$ [1], par conséquent, nous avons fixé K_{I0} à $2,7 \text{ MPa}\sqrt{m}$ [9] (Fig. 3.a).

L'algorithme mis en place (Fig. 3.b) débute par la définition de Nc configurations, une configuration étant l'association d'une cupule et d'un défaut de taille et d'emplacement définis de façon aléatoire. Un des noeuds est ensuite choisi aléatoirement et le défaut est associé à la contrainte correspondante. Pour chacun des N chocs et pour chacune des Nc configurations, le K_I est calculé et, dans le cas où K_I est supérieur à K_{I0} , la nouvelle taille du défaut considéré est déterminée, à l'aide de la vitesse de croissance v et de la durée du choc Δt (Fig. 3.a). Le K_I correspondant est alors calculé et comparé à K_{Ic} . Si K_I est supérieur à K_{Ic} , le compteur de ruptures potentielles nF est incrémenté et l'algorithme est appliqué à la configuration suivante. Une fois que toutes les configurations ont été testées, la probabilité de rupture p lors du choc considéré est évaluée, en utilisant l'équation développée par Todinov [11, 12] :

$$p = 1 - \exp[-\lambda V F] \quad (3)$$

avec λ la densité volumique constante de défauts, V le volume de matériau considéré, et F la probabilité conditionnelle individuelle d'aboutir à la rupture à partir d'un unique défaut [11]. Cette dernière probabilité est qualifiée de conditionnelle car elle représente la probabilité qu'un défaut conduise à la rupture, sous l'hypothèse que ce défaut soit présent dans le volume considéré. Cette probabilité F est calculée à partir du résultat de notre simulation de Monte Carlo :

$$F = \frac{nF}{Nc} \quad (4)$$

avec nF le nombre de ruptures obtenues et Nc le nombre de configurations testées. La densité volumique de défauts λ est quant à elle calculée à partir de la porosité mesurée du matériau considéré et du volume moyen des défauts simulés.

3 Résultats et discussion

3.1 Calculs par éléments finis

Les simulations ont été effectuées pour une force d'impact de 9 kN, et des valeurs de décoaptation de 0, 0,7, 1,0, 1,3, 1,6 et 1,9 mm. Un programme Matlab® a été développé dans le but de représenter dans un plan projeté des cartes de contraintes en surface, ceci afin de pouvoir comparer rapidement les valeurs et les localisations des contraintes en surface lors de différentes simulations (Fig. 4.a et c).

Les résultats montrent que, sans décoaptation, les contraintes sont relativement faibles, tandis que la moindre décoaptation engendre une forte augmentation des contraintes en surface de la cupule (Fig. 4.b), et plus particulièrement en bordure du chanfrein, ce qui correspond aux zones les plus érodées obtenues expérimentalement [8, 13]. De plus, le fait d'introduire une décoaptation modifie radicalement la cinématique de l'assemblage. En effet, la tête vient tout d'abord impacter le bord supérieur de la cupule, au niveau du chanfrein, puis elle rebondit et impacte le bord inférieur, et ainsi de suite jusqu'à la fin de la simulation. Ce phénomène de rebonds a lieu lors des essais expérimentaux sur la machine de chocs puisque nous avons obtenu deux bandes d'usure : une au niveau de la partie supérieure, et une autre au niveau de la partie inférieure [8].

Il semble qu'une décoaptation comprise entre 1,0 et 1,3 mm soit la plus défavorable, c'est-à-dire celle qui engendre les contraintes les plus importantes (Fig. 5). Ces contraintes dépendent de deux paramètres, d'une part la vitesse acquise par la tête lors du premier rebond, qui dépend de la valeur de décoaptation initiale, et d'autre part le nombre de rebonds que la tête effectue durant les 11 ms de la simulation. Ainsi, bien que la vitesse acquise par la tête avant le premier rebond soit supérieure pour des décoaptations élevées, la tête n'a pas le temps de rebondir plusieurs fois. Or, pour des décoaptations de 1,0 et 1,3 mm par exemple, le maximum de contraintes est obtenu lors des rebonds ultérieurs, et non lors du premier. Ceci pourrait expliquer l'existence de valeurs de décoaptation particulièrement défavorables concernant la dégradation de la prothèse.

3.2 Simulation de la croissance de défauts

3.2.1 Choix des paramètres

Etant donné que les tailles et positions des défauts sont déterminées aléatoirement, des simulations préliminaires ont été réalisées dans le but de déterminer le nombre optimal Nc de configurations à définir, afin d'obtenir une dispersion acceptable des résultats. Une centaine de simulations a été réalisée pour différents nombres de configurations et Nc a été choisi égal à 10^5 , ce qui assure une bonne répétabilité, tout en conservant des temps de calcul raisonnables.

3.2.2 Résultats obtenus

La validation de ce modèle de croissance de défauts a été effectuée à partir de la simulation pour une cupule orientée à 45° , une force de 9 kN, et une décoaptation de 1,3 mm, ce qui correspond aux paramètres des premiers résultats expérimentaux obtenus. Le nombre de chocs critique est défini comme étant le nombre de chocs au bout duquel au moins un défaut atteint la taille critique conduisant à la rupture ($nF = 1$). En ce qui concerne la configuration décrite ci-dessus, la taille minimale d'initiation de la croissance est de $19 \mu\text{m}$. De tels défauts n'existent pas en volume dans les biocéramiques, néanmoins les défauts de surface dus à l'érosion peuvent atteindre quelques dizaines de microns [8].

Le nombre critique de chocs varie d'environ 10^5 pour une taille initiale de défauts de $19 \mu\text{m}$, à $5 \cdot 10^2$ pour une taille de $35 \mu\text{m}$ (Fig. 5). Si, dans une première approximation, nous supposons que le nombre de chocs critique représente la durée de vie théorique de la cupule, ces durées de vie sont du même ordre de grandeur que celles obtenues expérimentalement. De plus, les comparaisons de ces durées de vie permettent de déterminer que les défauts critiques ont des tailles théoriques approximativement comprises entre 24 et $27 \mu\text{m}$ (Fig. 5). Or, ces tailles correspondent aux tailles de défauts observées au niveau des surfaces de rupture obtenues expérimentalement. Ainsi, malgré les hypothèses simplificatrices utilisées, ce modèle est compatible avec les résultats expérimentaux.

Des probabilités de rupture ont ensuite été calculées pour des décoaptations de 1,3 et 1,9 mm et des porosités de 0,1 et 0,8 % en volume (Fig. 6). Il est à noter que le rôle de la porosité est prépondérant, puisque cette valeur influence la densité volumique de défaut et donc la probabilité de rupture. Ces premiers résultats montrent que, pour une porosité de 0,8 % en volume, qui est celle de la zircone testée au laboratoire, et pour des défauts de taille inférieure à $30 \mu\text{m}$, la probabilité de rupture est proche de 1,0 ou supérieure à 0,9, pour des décoaptations de 1,3 et 1,9 mm respectivement (Fig. 6). Ainsi, l'approximation de la durée de vie par le nombre critique de chocs est valable pour des défauts de tailles inférieures à $30 \mu\text{m}$, associés à une porosité de cet ordre. Néanmoins,

les durées de vie calculées à l'aide de ce modèle ont tendance à sous-estimer les durées de vie réelles, puisque les défauts simulés sont supposés déjà présents dans le matériau. Il serait donc nécessaire de prendre en compte leur durée de formation au cours des chocs.

4 Conclusion et perspectives

L'algorithme de croissance des défauts mis en place, combiné aux simulations par éléments finis, a permis de calculer des probabilités de rupture de cupules sollicitées en chocs compatibles avec les résultats expérimentaux. Néanmoins, les tailles minimales de défauts susceptibles de croître lors des simulations sont trop importantes comparativement aux tailles des porosités rencontrées dans la zircone. Ceci montre, en accord avec les observations expérimentales, que ce sont les défauts de surface qui sont responsables des ruptures. Par conséquent, les travaux futurs devraient permettre de simuler plus finement les mécanismes de dégradation en surface, afin de prendre en compte le temps de formation de ces défauts de surface. Des simulations seront ensuite réalisées avec divers matériaux et design de prothèses, en particulier pour différentes valeurs du rayon du chanfrein définissant le bord de la cupule. Il serait de plus intéressant de modéliser la dégradation des propriétés mécaniques due à la croissance des défauts.

Remerciements

Les auteurs souhaitent remercier HTI Technologies pour la fourniture des prothèses en zircone testées sur la machine de chocs, ainsi que la Région Rhône-Alpes pour le financement de ces travaux.

Références

- [1] A. De Aza, J. Chevalier, G. Fantozzi, M. Schehl, R. Torrecillas, Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses, *Biomaterials* 23 (2002) 937-945
- [2] S. Hsu, M. Shen, Wear prediction of ceramics, *Wear* 256 (2004) 867-878
- [3] B. Weisse, M. Zahner, W. Weber, W. Rieger, Improvement of the reliability of ceramic hip joint implants, *Journal of Biomechanics* 36 (2003) 1633-1639
- [4] B. Jobard, Contribution à l'étude des impacts transmis à l'articulation de la hanche humaine, Thèse de doctorat, Université Lyon I, 2003
- [5] G. Bergmann, F. Graichen, A. Rollmann, Hip joint loading during walking and running, measured in two patients, *Journal of Biomechanics* 26 (1993) 969-990
- [6] M. Heller, G. Bergmann, G. Deuretzbacher, L. Dürselen, M. Polh, L. Claes, N. Haas, G. Duda, Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing, *Journal of Biomechanics* 34 (2001) 883-893
- [7] D. Dennis, R. Komistek, E. Northcut, J. Ochoa, A. Ritchie, *In vivo* determination of hip joint separation and the forces generated due to impact loading conditions, *Journal of Biomechanics* 34 (2001) 623-629
- [8] J. Hausselle, J. Stolarz, M. Dursapt, B. Forest, Shock induced damages on hip prostheses. Proceedings of the 20th European Conference on Biomaterials (European Society of Biomaterials), 27 septembre - 1er octobre, Nantes, France, 2006.
- [9] J. Chevalier, C. Olagnon, G. Fantozzi, Crack propagation and fatigue in zirconia-based composites, *Composites* 30 (1999) 525-530
- [10] J. Chevalier, C. Olagnon, G. Fantozzi, H. Gros, Creep Behaviour of Alumina, Zirconia and Zirconia-Toughened Alumina, *Journal of the European Ceramics Society* 17 (1997) 859-864
- [11] M.T. Todinov, Probability of fracture initiated by defects, *Materials Science and Engineering A* 27 (2000) 39-47
- [12] M.T. Todinov, Equations and a fast algorithm for determining the probability of failure initiated by flaws, *International Journal of Solids and Structures* 43 (2006) 5182-5195
- [13] W. Walter, G. Insley, K. Walter, M. Tuke, Edge loading in third generation alumina ceramic-on-ceramic bearings, *The Journal of Arthroplasty* 19 (2004) 402-413

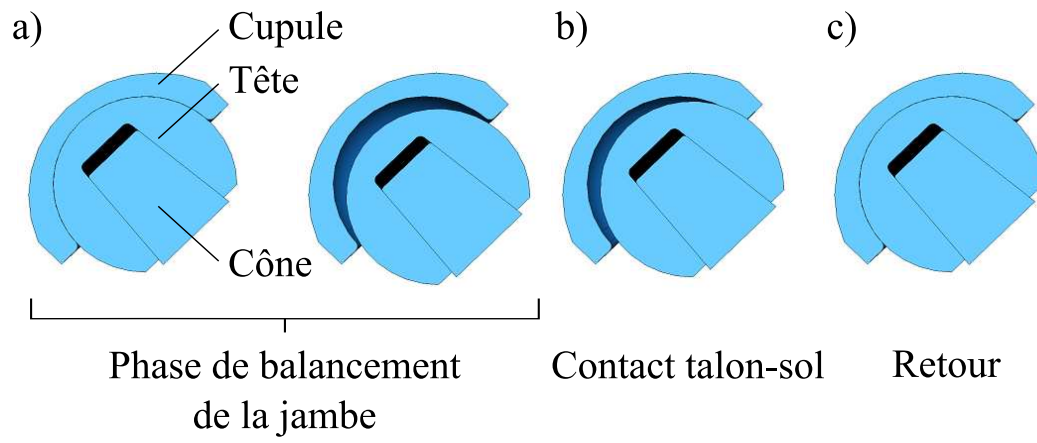


Figure 1 – Phénomène de décoaptation. a) Décollement de la tête pendant la phase de balancement de la jambe. b) Impact de la tête sur le bord supérieur de la cupule. c) Relogement de la tête dans la cupule en fin de cycle [7].

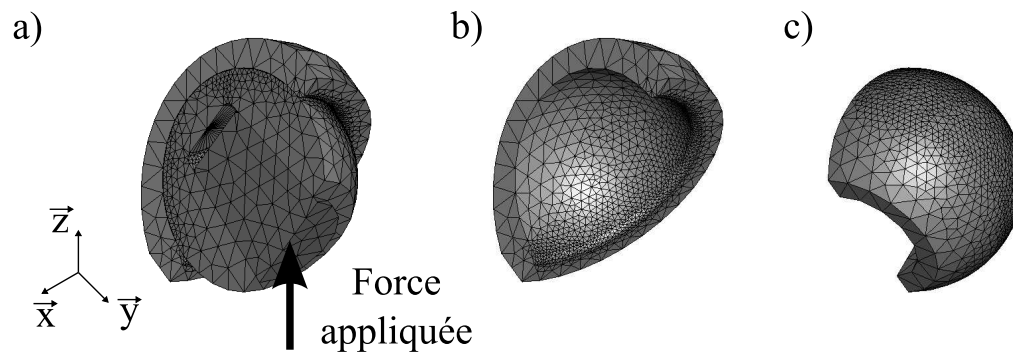


Figure 2 – a) Maillage de l'ensemble cône-tête-cupule. b) Maillage de la cupule. c) Maillage de la surface extérieure de la tête.

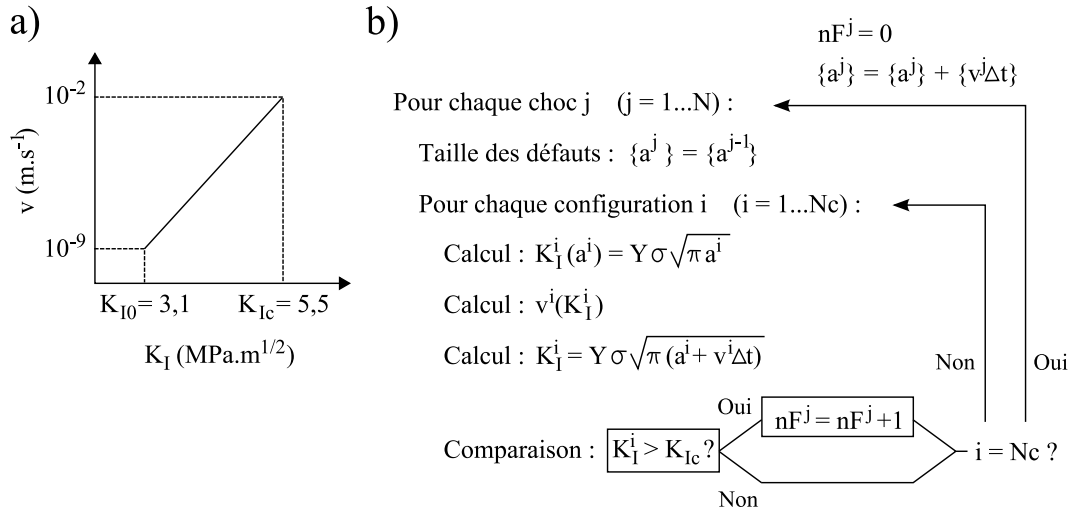


Figure 3 – a) Allure de la courbe reliant la vitesse de croissance des défauts v au facteur d'intensité de contraintes K_I . b) Algorithme de simulation calculant le nombre de ruptures potentielles nF pour chaque choc.

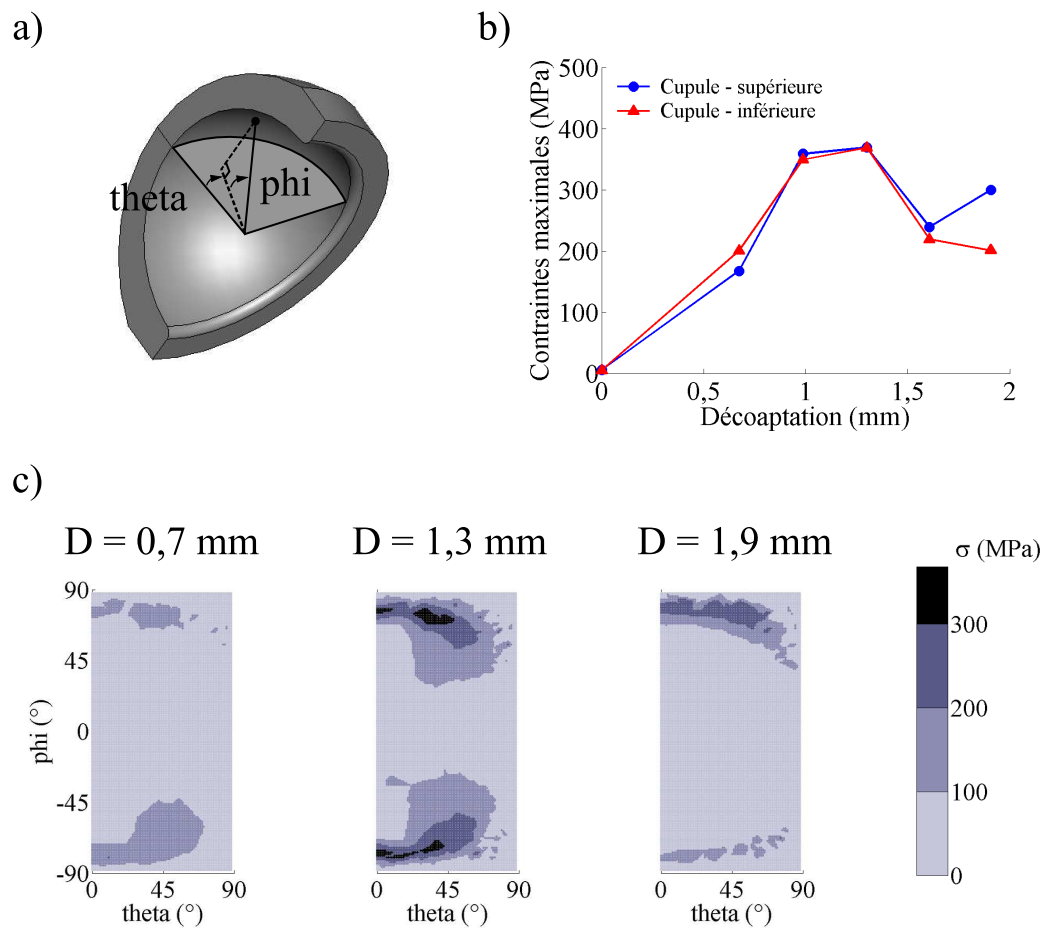


Figure 4 – Transformation des coordonnées et interpolation surfacique. a) Définition des angles permettant de balayer la surface de la cupule. b) Contraintes maximales dans les parties supérieures et inférieures de la cupule en fonction de la décoaptation. c) Cartes de contraintes en surface pour des valeurs de décoaptation D de 0,7, 1,3, et 1,9 mm.

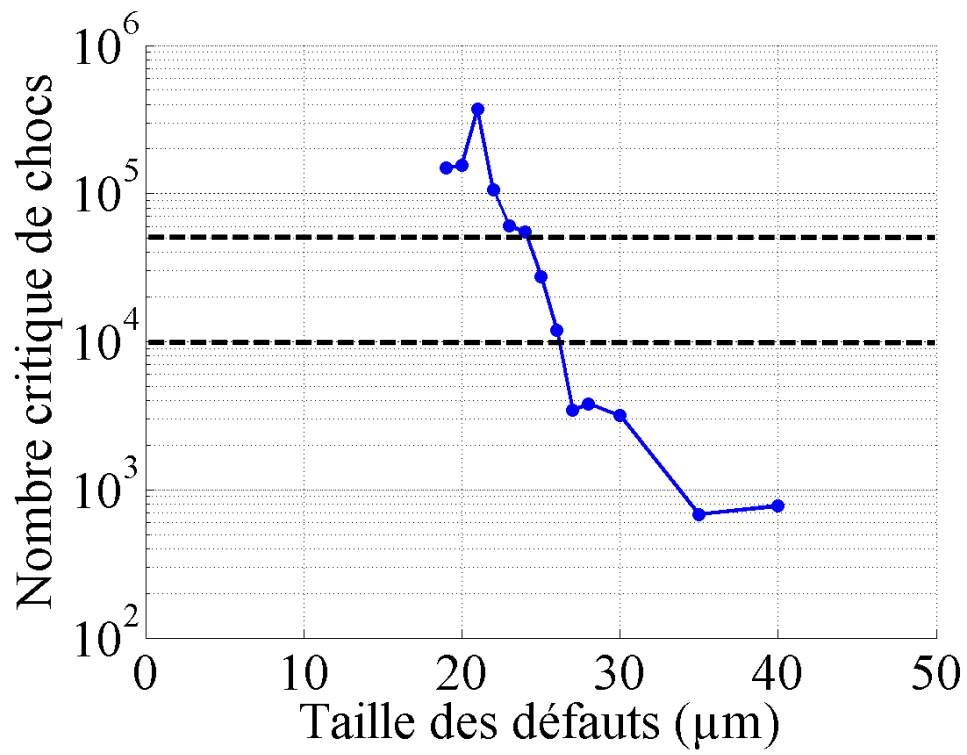


Figure 5 – Nombre critique de chocs pour une cupule orientée à 45° , une décoaptation de 1,3 mm et une force de 9 kN. Les deux lignes horizontales en pointillés représentent les extrema des durées de vie obtenues expérimentalement.

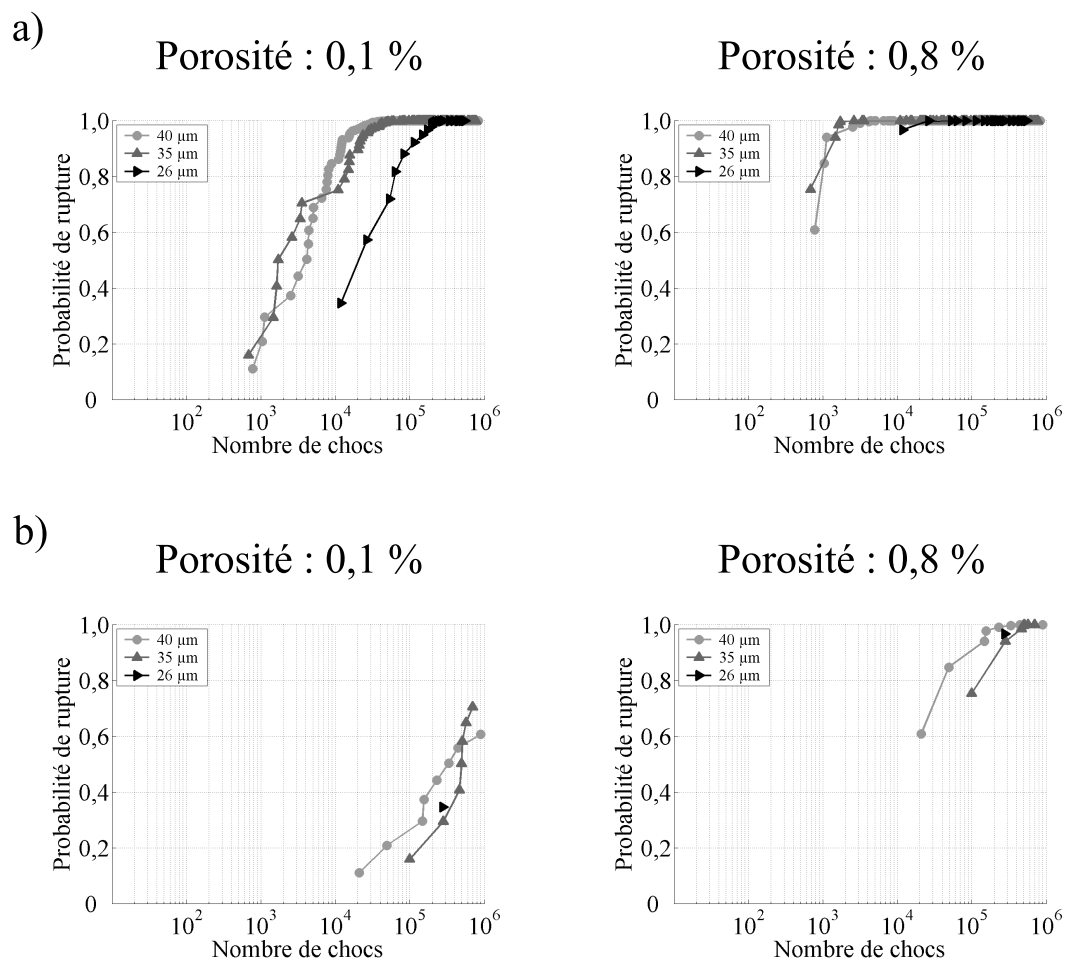


Figure 6 – Evolution de la probabilité de rupture au cours des chocs, en fonction de la taille des défauts et de la porosité. a) Pour une décoaptation de 1,3 mm et des tailles de défauts de 26, 35 et 40 μm . b) Pour une décoaptation de 1,9 mm et des tailles de défauts de 26, 35 et 40 μm .