



Science Arts & Métiers (SAM)

is an open access repository that collects the work of Arts et Métiers Institute of Technology researchers and makes it freely available over the web where possible.

This is an author-deposited version published in: <https://sam.ensam.eu>
Handle ID: <http://hdl.handle.net/10985/9944>

To cite this version :

François HENNEBELLE, Denis NAJJAR, Thierry COOREVITS, Alain IOST, Henri MIGAUD -
Nouvelle méthode d'évaluation du taux de pénétration linéaire et du volume d'usure d'explants en
polyéthylène - In: Matériaux 2006, France, 2006-11-13 - Matériaux 2006 - 2006

Any correspondence concerning this service should be sent to the repository

Administrator : archiveouverte@ensam.eu



NOUVELLE METHODE D'EVALUATION DU TAUX DE PENETRATION LINEAIRE ET DU VOLUME D'USURE D'EXPLANTS EN POLYETHYLENE

Hennebelle François¹, Najjar Denis², Coorevits Thierry¹, Iost Alain², Migaud Henri³

¹Laboratoire de Métrologie et de Mathématiques Appliquées, ENSAM, 8 Boulevard Louis XIV, 59046 Lille Cedex, France

²Laboratoire de Métallurgie Physique et Génie des Matériaux (LMPGM), CNRS UMR 8517, Equipe Caractérisation et Propriétés des Pêrisurfaces, ENSAM, 8 Boulevard Louis XIV, 59046 Lille Cedex, France

³Centre Hospitalier Régional Universitaire, Hôpital Roger Salengro, Service d'Orthopédie, 2 Avenue Oscar Lambret, 59037 Lille Cedex, France

RESUME :

Il est reconnu que l'usure des composants articulaires de prothèses totales de hanche (PTH) est un des principaux facteurs à l'origine de la limitation de la durée de vie de ces dispositifs médicaux. En pratique, les chirurgiens estiment cette usure en effectuant une mesure du taux de pénétration linéaire sur des clichés radiographiques lors du suivi médical des patients. Cette mesure est ensuite utilisée pour faire un calcul de volume d'usure à partir d'une équation analytique relative à un modèle. L'objectif de notre étude est de présenter une nouvelle méthode d'évaluation du taux de pénétration linéaire et du volume d'usure à partir de l'analyse in vitro d'explants en polyéthylène. Ne faisant appel à aucun modèle analytique, notre méthode s'appuie sur le traitement de mesures d'explants sur Machine à Mesurer Tridimensionnelle. La pertinence de notre méthode est validée par simulation.

MOTS-CLES : *Biomatériaux, Prothèses de hanche, Taux de pénétration, Volume d'usure, Polyéthylène*

INTRODUCTION :

Estimé actuellement à plus de 100000 par an, le nombre de PTH posées en France est en constante progression en raison du succès lié à cet acte chirurgical [1]. Ainsi, l'implantation d'une PTH n'est pas restée cantonnée à une population dont l'âge dépasse 70 ans mais elle se pratique aujourd'hui de façon courante sur des sujets de moins de 50 ans [1]. En pratique, il est généralement admis que l'espérance de survie de ces dispositifs médicaux est de 10 à 15 ans. Bien que la pose de prothèses de hanche soit une opération couronnée de succès, des complications se produisent encore avant ce terme et environ 8000 patients sont ainsi réopérés chaque année en France [2]. A l'exclusion des complications comme l'infection ou la luxation, les échecs cliniques actuels sont en grande majorité attribués à des réactions biologiques ostéolytiques qui engendrent une dégradation locale des propriétés de l'os pouvant conduire à un descellement aseptique de la prothèse. La génération de débris d'usure par les surfaces frottantes des composants des PTH, en particulier celle relative aux composants articulaires, est reconnue comme étant le principal facteur à l'origine du phénomène d'ostéolyse et de ses conséquences cliniques [3-11]. De plus, il est important de garder à l'esprit que le nombre de PTH posées sur des patients jeunes ne cesse de croître. Or, pour cette catégorie de patients, le risque potentiel de révisions est majoré dans la mesure où, en comparaison avec des patients âgés, leur espérance de vie est plus longue et leur niveau d'activités potentiellement plus élevé. De plus, le vieillissement d'une population qui souhaite de plus conserver une vie active ne fera qu'accentuer ce risque ainsi que la nécessité d'accroître continuellement les performances exigées et la durée de vie des composants des PTH. En résumé, le maintien de l'intégrité et l'amélioration du fonctionnement à long terme (> 20 ans) de ces dispositifs médicaux passe donc nécessairement par une meilleure compréhension des mécanismes d'endommagement des surfaces des composants des PTH.

L'objectif de la présente étude est de déterminer le taux de pénétration linéaire et d'estimer de façon précise le volume endommagé d'explants en polyéthylène ; volume qui englobe à la fois de l'usure et du fluage. Une nouvelle méthode d'évaluation de ces deux paramètres est proposée et comparée à deux méthodes couramment utilisées dans la littérature. Dans un premier temps, la pertinence de cette nouvelle méthode est évaluée à partir de l'analyse de fichiers de points simulant différents niveaux d'endommagement d'implants ; niveaux comparables à ceux mesurés cliniquement sur clichés radiographiques. Dans un second temps, des implants sont mesurés au moyen d'une Machine à Mesurer Tridimensionnelle (MMT) pour enregistrer des valeurs d'écarts par rapport à la géométrie théorique avant implantation. Ces mesures sont effectuées sur les surfaces externe et interne de chaque explant ; la surface externe servant de référence pour la construction du référentiel. Notre méthode est finalement appliquée pour estimer directement non seulement le taux de pénétration linéaire mais aussi le volume endommagé sans recours à un modèle analytique.

1. PRESENTATION DES EXPLANTS ET TECHNIQUE EXPERIMENTALE :

Les explants analysés sont au nombre de 17 et proviennent du CHRU de Lille (59) et de la Société Science et Médecine (SEM) basée à Créteil (94). Ces explants en polyéthylène se répartissent en 7 cupules à simple mobilité et 10 cupules à double mobilité. Pour ces explants, nous ne disposons d'aucune information concernant la géométrie initiale des implants provenant du CHRU contrairement à ceux fournis par la société SEM pour lesquels nous disposons des plans de définition. Deux implants neufs ont également été fournis par cette société puis mesurés afin de comparer les écarts géométriques par rapport aux tolérances de fabrication.

Les mesures ont été effectuées sur une Machine à Mesurer Tridimensionnelle TRI-MESURES type MC 15.07.06. Le logiciel de mesure utilisé est METROLOG XG V4.002. La température de la salle est réglée à une consigne de $20 \pm 0.1^\circ\text{C}$. La programmation des points de mesures et le traitement des données ont été effectués à l'aide du logiciel MATHEMATICA 5.2. Un exemple de visualisation de points théoriques programmés et du repère utilisé dans le cas d'un explant à double mobilité est illustré en figure 1.

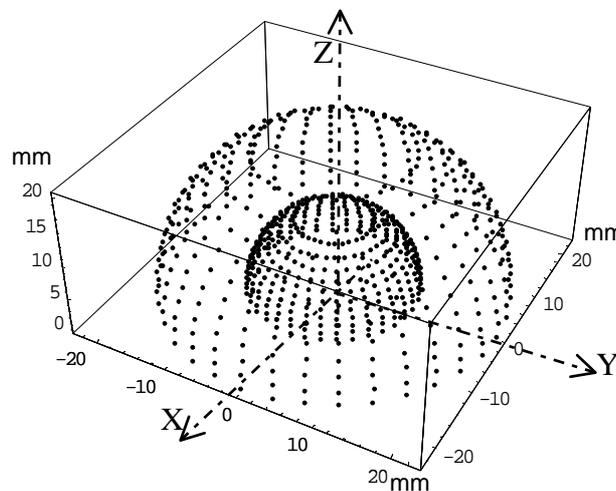


Figure 1 : Présentation des points théoriques et du repère utilisé

2. METHODE DE MESURE DES EXPLANTS :

Pour effectuer les mesures sans risquer de déformer la cupule tout en garantissant une bonne mise en position sur la machine, il a été choisi de coller la cupule sur une couronne en acier à l'aide de ciment orthopédique. Cette mise en position du montage sur la machine à mesurer permet de respecter au mieux la rigidité et la chaîne métrologique.

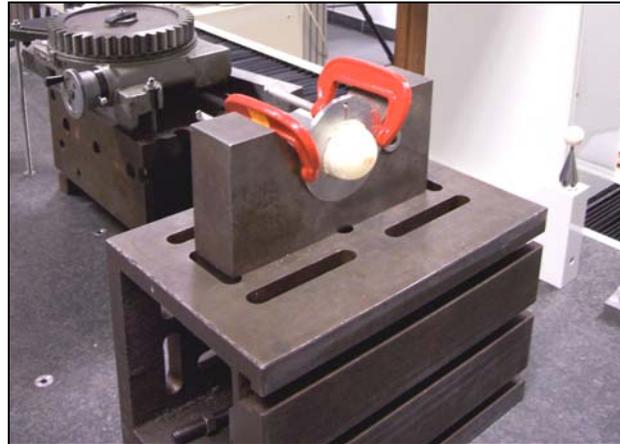


Figure II : Présentation de la mise en position d'un explant sur la Machine à Mesurer Tridimensionnelle

On suppose que la surface externe de l'explant ne subit aucun endommagement significatif par rapport à sa géométrie macroscopique initiale et aux tolérances de fabrication. Cette hypothèse a effectivement été vérifiée pour les 6 explants de la société SEM pour lesquels nous disposons des plans de définition utilisés pour la fabrication.

Le repère pièce créé consiste à mesurer :

- la surface externe de l'explant qui permet de déterminer le centre du repère,
- la face d'appui de la cupule en mesurant le plan de la couronne qui permet de déterminer la normale principale,
- un point arbitraire sur le pourtour de la cupule pour déterminer un deuxième axe et ainsi bloquer le repère en rotation.

Le troisième axe du repère est évidemment construit de telle sorte que le repère soit direct.

Les surfaces externe et interne de l'explant, ont été mesurées pour chacun des points ($X_{\text{mesuré}}$, $Y_{\text{mesuré}}$, $Z_{\text{mesuré}}$) en accostage dans la direction des normales (n_x , n_y , n_z) [figure III]. Les écarts dans la direction des normales sont exprimés et analysés par rapport aux points théoriques ($X_{\text{théorique}}$, $Y_{\text{théorique}}$, $Z_{\text{théorique}}$) [figure I]. Ces écarts ε dans la direction de la normale s'écrivent :

$$\varepsilon = (X_{\text{mesuré}} - X_{\text{théorique}})n_x + (Y_{\text{mesuré}} - Y_{\text{théorique}})n_y + (Z_{\text{mesuré}} - Z_{\text{théorique}})n_z$$

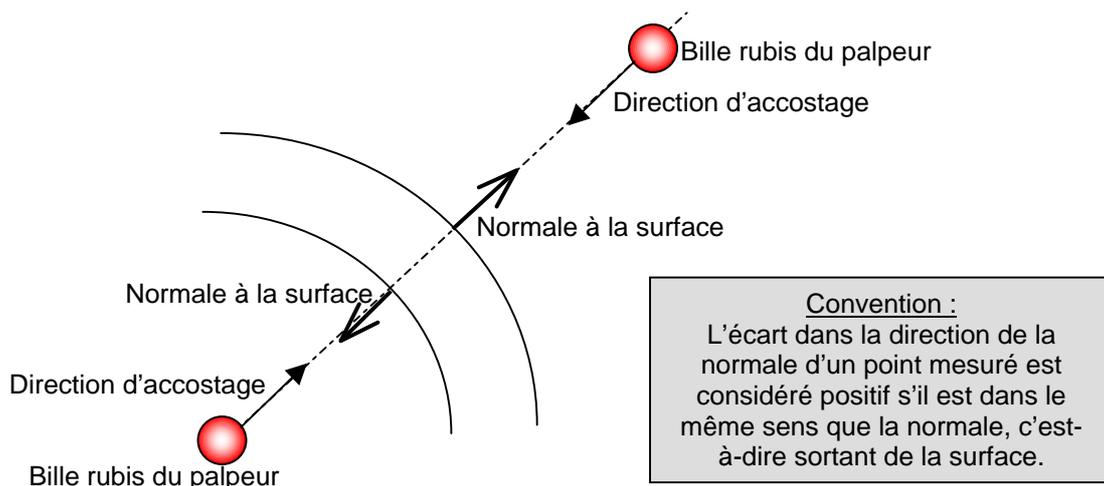


Figure III : Schéma explicatif du palpé dans la direction des normales et du signe des écarts

L'ensemble des mesures est effectué en une seule gamme programmée ; elle-même divisée en sous gammes. La répétabilité et la reproductibilité ont été évaluées en mesurant plusieurs fois un implant neuf lors de la mise au point du protocole expérimental. L'incertitude en reproductibilité sur les valeurs indiquées est estimée à une vingtaine de micromètres, essentiellement dû à la position angulaire de l'explant qui ne permet pas de palper exactement les mêmes points lors d'une remise en position complète sur le dispositif

de mesure. Sans réorientation de l'explant, cette répétabilité pour une même position est bien entendu de quelques micromètres.

La répartition des points sur les surfaces interne et externe consiste à mesurer des cercles en 36 points régulièrement répartis dans chaque plan XY. Ces divers plans sont espacés de 1 mm selon l'axe Z pour la surface interne.

3. RESULTATS DE MESURE :

Un algorithme de calcul aux moindres carrés a été utilisé pour positionner la surface externe. Cet algorithme de calcul prend en compte à la fois l'effet de la position, c'est-à-dire les décalages de la surface mesurée par rapport à la surface théorique selon les axes X, Y et Z, mais aussi l'effet d'homothétie. La méthode du calage des sphères aux moindres carrés est retenue car elle fournit une valeur stable et exempte de biais statistique systématique dans la mesure où les incertitudes ne sont pas corrélées. La surface interne est toujours de géométrie sphérique. Le défaut de forme de cette sphère est alors la distance (au sens variation de rayon) de deux sphères concentriques entre elles et concentriques à la sphère de référence déterminée aux moindres carrés, contenant la totalité des points mesurés. A partir de l'optimisation des surfaces aux moindres carrés, il est possible de donner une information sur le décalage entre les centres des surfaces interne et externe, qui peut se décomposer en un décalage radial et un décalage axial.

Il est également possible d'effectuer une visualisation de l'endommagement de l'intérieur de la cupule, en effectuant une représentation 3D des écarts réels dans la direction des normales après un recalage aux moindres carrés du repère sur le centre de la sphère externe (Figure IV). Sur cette représentation, un code couleur a été utilisé pour visualiser aisément la zone endommagée, tout en donnant un ordre de grandeur des écarts relevés par rapport à la géométrie initiale (sphère intérieure théorique).

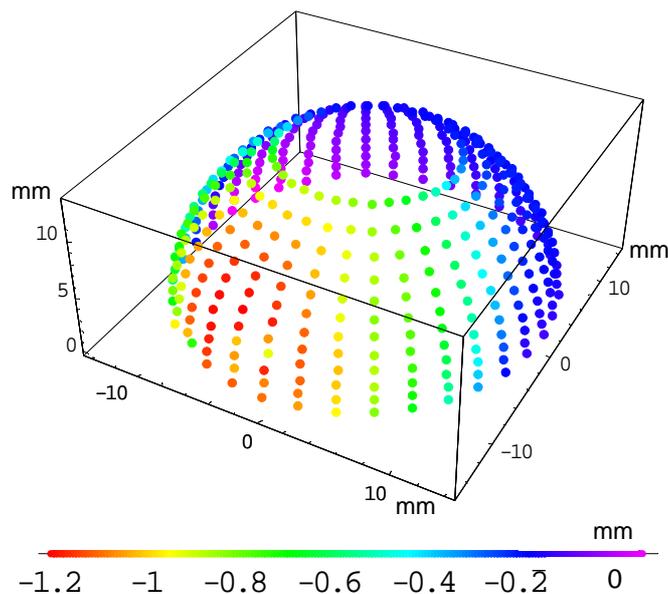


Figure IV : Visualisation 3D pour la sphère intérieure, des écarts réels dans la direction des normales après recentrage du repère sur le centre de la sphère extérieure, recalée aux moindres carrés
- Visualisation de l'endommagement

4. EVALUATION DU TAUX DE PENETRATION :

Le taux de pénétration maximum est le rapport entre la distance du point mesuré le plus éloigné de la surface théorique de référence centrée sur la sphère extérieure et le nombre d'années de fonctionnement de la prothèse.

Les chirurgiens effectuent directement les mesures de la profondeur de pénétration p sur des clichés radiographiques selon différentes méthodes tels que celle de Charnley et Cupic ou celle de Dorr [12-14]. Pour la méthode de Charnley et Cupic, le rayon externe du cotyle métallique R_c , le rayon de la tête fémorale R_f , et la distance E_{min} sont mesurés (Figure V). La profondeur de pénétration p est alors calculée en utilisant l'équation (1). Pour la méthode de Dorr, les longueurs S-S' et I-I' sont mesurées (Figure V) et la profondeur de pénétration p est calculée à l'aide de l'équation (2).

$$p = Rc - (Rf + Emin) \quad (1)$$

$$p = \frac{(S - S') - (I - I')}{2} \quad (2)$$

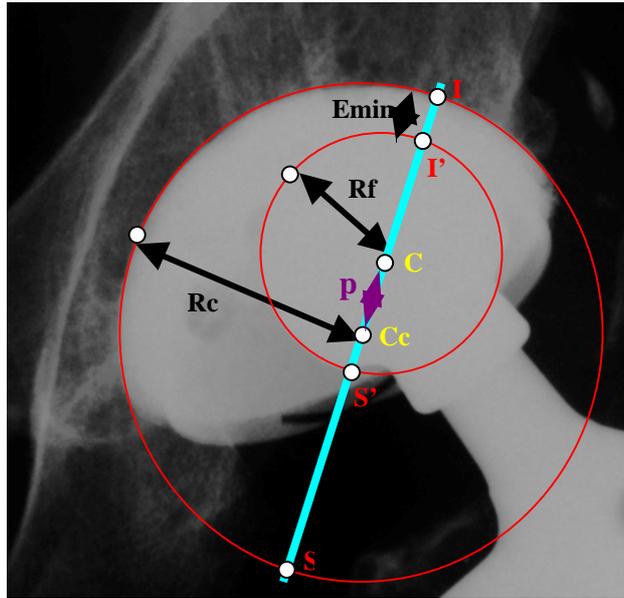


Figure V : Mesure de la profondeur de pénétration sur cliché radiographique

Notre méthode de mesure de la profondeur de pénétration, à partir de l'exploitation des fichiers de mesures issus de la Machine à Mesurer Tridimensionnelle, fournit des résultats comparables aux méthodes utilisées par les chirurgiens. En effet, comme le montre la figure V, il est possible d'identifier une relation linéaire, avec une pente voisine de 1, entre la profondeur de pénétration déterminée par notre méthode de mesure et celles déterminées par les chirurgiens selon les méthodes de Charney et Cupic ou celle de Dorr.

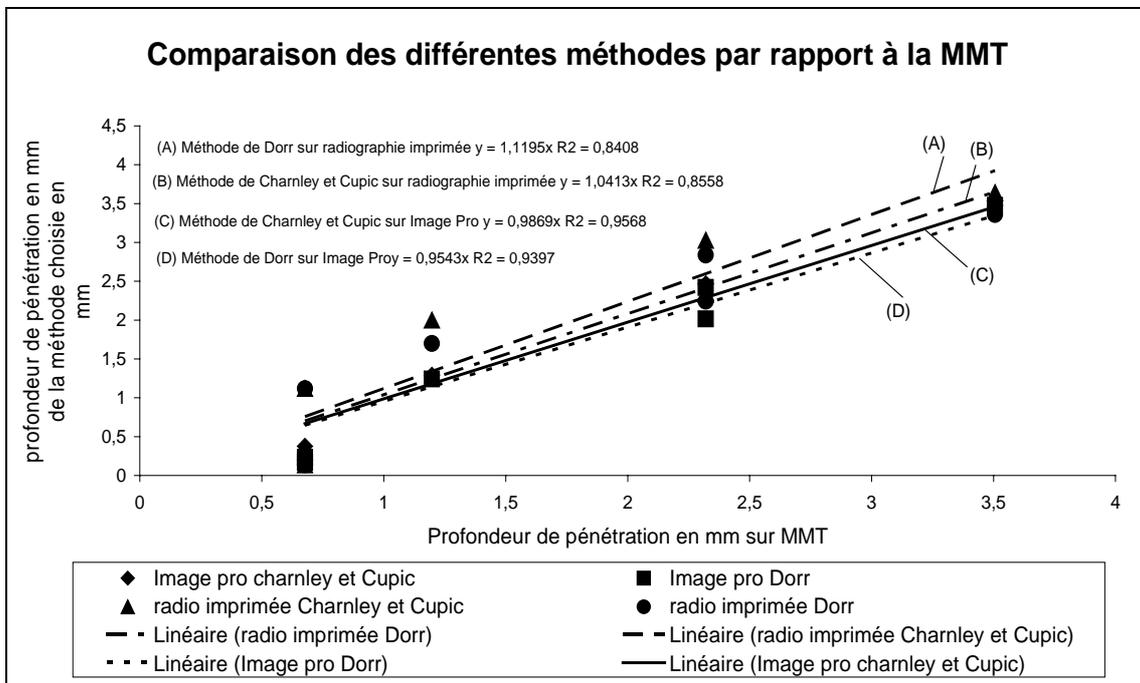


Figure V : Comparaison de notre méthode de mesure du taux de pénétration par rapport aux méthodes de Charney et Cupic ou de Dorr. Ces deux méthodes ont été effectués sur clichés radiographiques manuellement ou à l'aide d'un logiciel d'analyses d'images (Image Pro)

5. ESTIMATION DE L'USURE VOLUMIQUE :

Quelle que soit la méthode utilisée par les chirurgiens, la principale limite réside dans le fait que la mesure de profondeur de pénétration n'est pas autosuffisante pour estimer le volume endommagé qui lui est associé. Pour estimer ce dernier, ceux-ci utilisent un modèle analytique nécessitant des hypothèses sur la forme du volume endommagé.

La méthode la plus couramment utilisée, appelée méthode A (Equation 3), consiste à calculer le volume d'usure à partir de la connaissance de la profondeur de pénétration p et le rayon de la tête fémorale R_f [12-14] :

$$V_{La} = \Pi \times R_f^2 \times p \quad (3)$$

Une variante de cette méthode, appelée méthode B (Equation 4), intègre la valeur du jeu fonctionnel ($R_i - R_f$) entre la tête fémorale et l'insert en polyéthylène [12-14] :

$$V_{Lb} = \frac{\Pi \times R_f^2 \times p}{1 + \frac{(R_i - R_f)}{p}} \quad (4)$$

5.1 Estimation de l'endommagement volumique à partir des points mesurés sur la MMT :

L'estimation du volume endommagé de la surface interne de la cupule est basée sur l'exploitation des écarts mesurés dans la direction de la normale.

- Si $S_{(j,k)}$ est l'élément de surface délimité par les points k et $k+1$ du $j^{\text{ème}}$ cercle et les points k et $k+1$ du $j+1^{\text{ème}}$ cercle de la demi-sphère théorique interne de la cupule,
- Si $E_{(C,Pt)}$ est l'écart dans la direction de la normale mesuré sur le cercle C au point Pt ,
- Si $Es_{(j,k)}$ est défini comme l'écart moyen dans la direction de la normale associée à cet élément de surface $S_{(j,k)}$

Alors:

$$Es_{(j,k)} = \frac{E_{(j,k)} + E_{(j,k+1)} + E_{(j+1,k)} + E_{(j+1,k+1)}}{4} \quad (5)$$

Le volume usé associé à cette surface est obtenu en assimilant ce volume à celui d'une portion sphérique d'épaisseur Es . Ce volume est appelé $Vol_{(j,k)}$

$$Vol_{(j,k)} = \int_{R_{int}}^{R_{int} + Es_{(j,k)}} \int_{\theta_1}^{\theta_1 + \Delta\theta} \int_{\varphi_k}^{\varphi_{k+1}} r^2 dr d\theta \cos(\varphi) d\varphi \quad (6)$$

$$Vol_{(j,k)} = \frac{\Delta\theta}{3} \frac{(R_{int} - dec)}{nbreCercleInt \cdot R_{int}} ((R_{int} - Es_{(j,k)})^3 - R_{int}^3) \quad (7)$$

où
$$\Delta\theta = \frac{2\pi}{nptCercle} \quad (8)$$

$nptCercle$: le nombre de points par cercle
 R_{int} : le rayon du cercle interne
 $nbreCercleInt$: le nombre de cercles internes

Il est alors possible de définir le volume endommagé calculé selon la formule :

$$Volume_{calculé} = \sum_{j=1}^{nbreCercleInt} \sum_{k=1}^{nptCercle} Vol_{(j,k)} \quad (9)$$

5.2 Simulation :

Les points théoriques simulés sont situés sur une demi-sphère de rayon R_{int} . Les points de mesure simulés sont situés sur un demi-ellipsoïde d'équation $\frac{X^2}{(R_{int} + A)^2} + \frac{Y^2}{(R_{int} + B)^2} + \frac{Z^2}{(R_{int} + G)^2} = 1$. (10). Un décalage

entre le centre de la sphère théorique et le centre de symétrie de l'ellipsoïde a également été testé. Notre programme calcule alors le volume ($Volume_{calculé}$) en utilisant la méthode définie précédemment en

considérant les écarts dans la direction de la normale comme étant la différence entre les points théoriques simulés et les points de mesure simulés. Une comparaison entre le volume engendré par le demi-ellipsoïde

$$\left(\text{Volume}_{\text{ellipsoïde}} = \frac{2}{3} \times \pi \times A \times B \times G \quad (11) \right) \text{ et celui de la demi-sphère théorique}$$

$$\left(\text{Volume}_{\text{sphère}} = \frac{2}{3} \times \pi \times R \text{int}^3 \quad (12) \right) \text{ permet de vérifier notre estimation du volume endommagé par rapport}$$

à l'endommagement théorique programmé :

$$\text{Endommagement}_{\text{réel}} = \text{Volume}_{\text{ellipsoïde}} - \text{Volume}_{\text{sphère}} \quad (13)$$

$$\text{On définit enfin le pourcentage d'erreur } \%_{\text{erreur}} = \frac{\text{Volume}_{\text{calculé}} - \text{Endommagement}_{\text{réel}}}{\text{Endommagement}_{\text{réel}}} \times 100 \quad (14)$$

Le tableau suivant donne la valeur du pourcentage d'erreur en fonction de différentes valeurs des paramètres G et A qui simulent respectivement une pénétration linéaire purement axiale suivant Z et une autre purement radiale suivant XY.

	A	0	0,5	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5
G												
0		0	2,23	4,4	6,61	8,85	11,13	13,44	15,79	18,17	20,59	23,04
0,5		1,92	1,01	2,13	3,78	5,65	7,65	9,74	11,9	14,12	16,38	18,7
1		4,09	2,03	2,09	2,99	4,31	5,89	7,64	9,51	11,48	13,52	15,64
1,5		6,29	3,62	2,93	3,19	4	5,15	6,54	8,1	9,8	11,6	13,5
2		8,53	5,46	4,21	3,96	4,31	5,07	6,12	7,38	8,81	10,37	12,04
2,5		10,8	7,44	5,76	5,08	5,04	5,45	6,18	7,16	8,33	9,66	11,12
3		13,11	9,51	7,48	6,44	6,06	6,15	6,6	7,32	8,25	9,35	10,6
3,5		15,46	11,66	9,34	7,98	7,3	7,11	7,29	7,76	8,47	9,37	10,42
4		17,84	13,87	11,29	9,66	8,71	8,26	8,2	8,45	8,94	9,64	10,51
4,5		20,25	16,12	13,32	11,45	10,25	9,57	9,29	9,33	9,62	10,14	10,83
5		22,7	18,43	15,42	13,33	11,91	11,01	10,53	10,37	10,48	10,82	11,34
	%erreur < 5%											
	5% < %erreur < 10%											
	10% < %erreur < 20%											
	20% < %erreur < 25%											

Tableau I : Evolution du pourcentage d'erreur sur la valeur de l'usure volumique en fonction du type d'usure. Le paramètre A représente une pénétration radiale dans le plan XY et le paramètre G une pénétration axiale suivant l'axe Z

Dans ce tableau, les zones sont représentées par niveau de gris en fonction du pourcentage d'erreur. Ainsi selon le type de pénétration imposée, il est possible de connaître l'erreur commise sur le calcul du volume endommagé estimé par notre méthode. Cette erreur est due au nombre, à la répartition des points et sur l'hypothèse de construction des éléments de volume. Toutefois, pour des valeurs de pénétration inférieures à 3 mm radialement ou axialement, l'erreur commise reste inférieure à 10%. Sachant qu'en pratique, une pénétration supérieure à 2mm est jugée critique et entraîne un retrait systématique de l'implant par les chirurgiens, notre méthode fournit donc une très bonne approximation du volume endommagé.

5.3 Application de la méthode aux mesures des cupules explantées :

La figure VI présente l'évolution de l'usure volumique calculée par la méthode d'analyse des écarts sur MMT par rapport à la profondeur de pénétration linéaire mesurée. Cette figure montre clairement l'existence d'une

relation quasiment linéaire entre la profondeur de pénétration et le volume endommagé. La pente de cette droite est de 0,4 avec un coefficient de corrélation de 0,95.

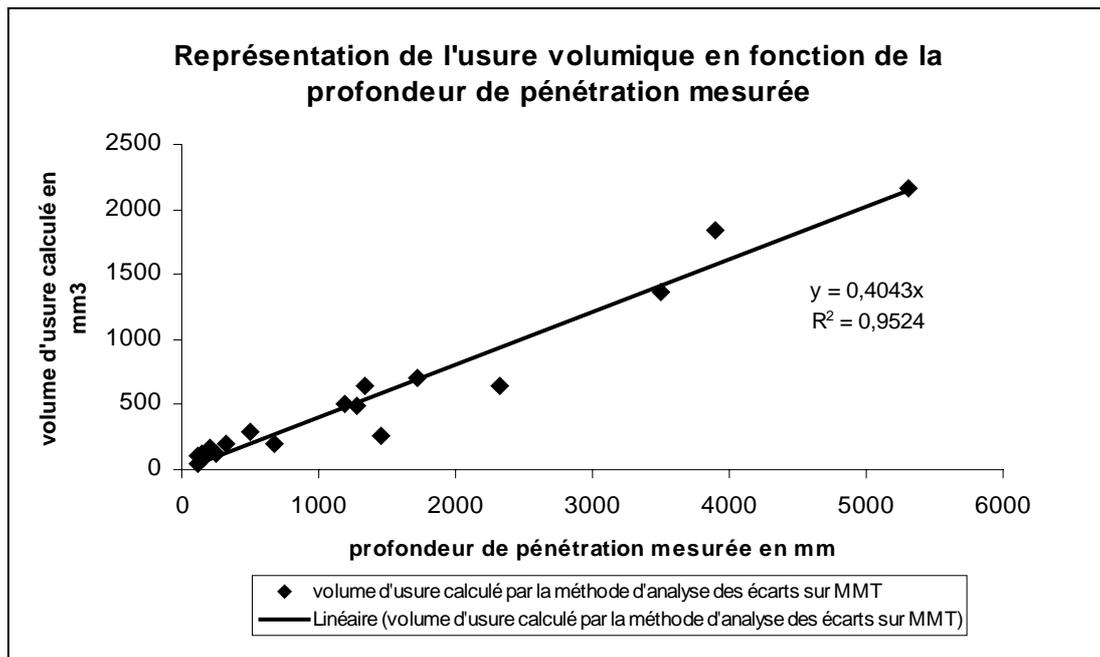


Figure VI : Représentation de l'usure volumique calculée par l'analyse des écarts sur MMT en fonction de la mesure de la profondeur de pénétration.

5.4 Comparaison des méthodes analytiques et de la méthode sur MMT :

Les résultats des méthodes A et B utilisant un modèle analytique peuvent être comparés à notre estimation de volume endommagé (Figure VII).

La figure VII permet de prouver que les méthodes analytiques A et B fournissent des résultats très similaires. De plus, cette figure montre l'existence d'une relation linéaire entre l'estimation du volume endommagé résultant de ces méthodes et celle issue de la notre. La pente de la droite reliant le calcul du volume endommagé par la méthode sur MMT par rapport aux méthodes A ou B est proche de 0,7 avec un coefficient de corrélation aux alentours de 0,94. Ceci montre que les méthodes habituellement utilisées ont tendance à surestimer le volume d'usure calculé par rapport à celui estimé par notre méthode.

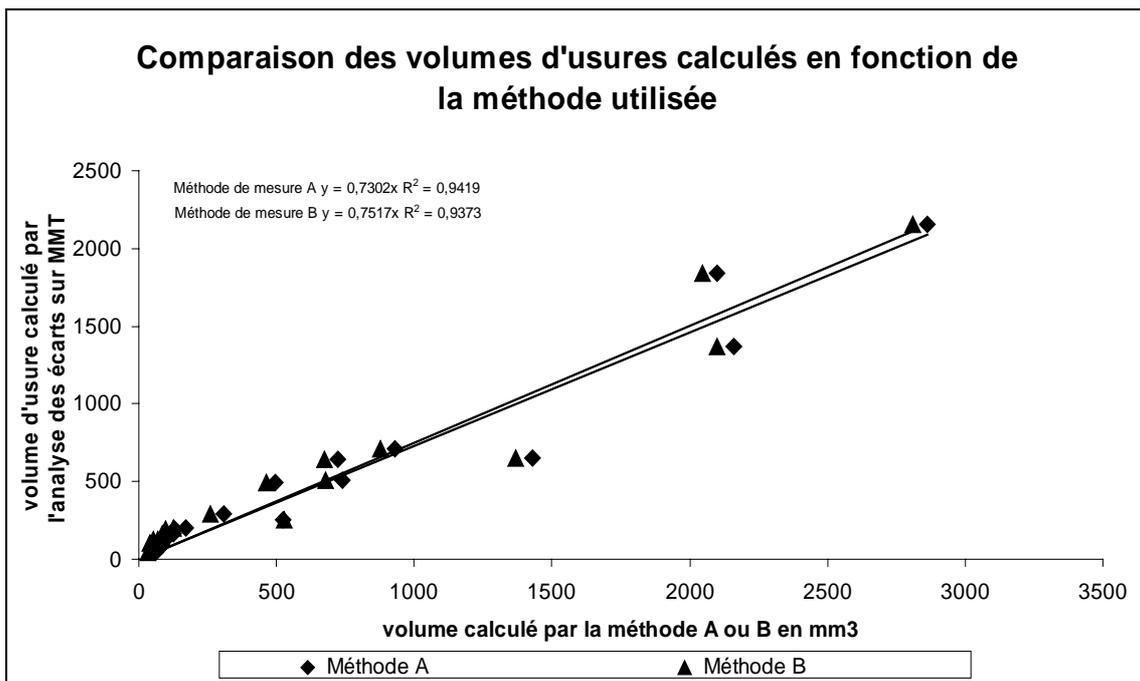


Figure VII : Comparaison du volume calculé par notre méthode et les méthodes analytiques A et B

CONCLUSION :

Cette étude présente une nouvelle méthode d'évaluation du taux de pénétration linéaire et du volume d'usure d'explants en polyéthylène, à partir du traitement de données issues d'un palpage sur Machine à Mesurer Tridimensionnelle.

Le taux de pénétration linéaire obtenu par notre méthode est en accord avec les mesures effectuées sur des clichés radiographiques. Le principal avantage de notre méthode est de fournir la valeur d'un volume endommagé (usure et fluage) sans recourir à un quelconque modèle analytique.

Nous montrons que le volume endommagé estimé par les méthodes analytiques habituellement utilisées est toujours largement supérieur à celui résultant de notre méthode. Toutefois, même si cette dernière fournit de très bons résultats dans la plage des taux de pénétration cliniques couramment mesurés par les chirurgiens, une simulation a montré que le volume endommagé était déjà surestimé de quelques pourcents. De ce fait, nous envisageons d'affiner notre stratégie de palpage dans le futur et d'effectuer de nouvelles mesures sur de nouveaux explants.

REMERCIEMENTS :

Nous remercions Monsieur Frédéric Bréard, Directeur Industriel de la société Science et Médecine (Rue des Refuzniks, Z.A. des coteaux du sud, 94006 Creteil Cedex, France), pour la fourniture d'implants neufs et d'explants, pour ses discussions scientifiques. Nous remercions aussi cette société ainsi que la Région Nord-Pas de Calais pour le support financier de cette étude.

REFERENCES :

[1] : **Prothèses totales primaires de la hanche : évaluation du choix de la prothèse et des techniques opératoires**, Rapport de l'Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé (ANAES), service évaluation des technologies, service évaluation économique, 2001 (*accessible sur Internet en format pdf*).

[2] : D. Treheux, **Frottement et usure des céramiques $Al_2O_3 - ZrO_2$ pour applications biomédicales**, Mat. Tech. Hors-Série, 17-22, (1999).

[3] : F. Langlais, **Le polyéthylène en 1997**, Cahiers d'Enseignement de la SOFCOT, Conférences d'Enseignement 1997, Elsevier, Paris, 53-69, (1997).

[4] : S. Santavirta, Y.T. Kontinnen, R. Lappalainen, A. Antilla, S.B. Goodman, M. Lind, L. Smith, M. Tagaki, E. Gomez-Barrena, L. Nordstletten, J.W. Wu, **Materials in total joint replacement**, Current Orthopaedics 12, 51-57, (1998).

[5] : C.M. McNie, D.C. Barton, E. Ingham, J.L. Tipper, J. Fischer, M.H. Stone, **The prediction of polyethylene wear rate and debris morphology produced by microasperities on femoral heads**, J. Mater. Sci. Mater. Med. 11, 163-174, (2000).

[6] : C.M. McNie, D.C. Barton, E. Ingham, J.L. Tipper, J. Fischer, M.H. Stone, **Modeling of damage to articulating surfaces by third body particles in total joint replacements**, J. Mater. Sci. Mater. Med. 11, 569-578, (2000).

[7] : J.L. Tipper, E. Ingham, J.L. Hailey, A.A. Besong, J. Fisher, B.M. Wroblewski, M.H. Stone, **Quantitative analysis of polyethylene wear debris, wear rate and head damage in retrieved Charnley hip prostheses**, J. Mater. Sci. Mater. Med. 11, 117-124, (2000).

[8] : M.A. McGee, D.H. Howie, K.Costi, D.R. Haynes, C.I. Wildenauer, M.J. Percy, J.D. McLean, **Implant retrieval studies of the wear and loosening of prosthetic joints: a review**, Wear 241, 158-165, (2000).

[9] : A. Budford, T. Goswami, **Review of wear mechanisms in hip implants : Paper I –General**, Mat. Design 25, 385-393, (2004).

[10] : J.M. Wilkinson, A.J. Hamer, I. Stockley, R. Eastell, **Polyethylene wear rate and osteolysis: critical threshold versus continuous dose-response relationship**, J. Orthop. Res. 23, 520-525, (2005).

[11] : J.H. Dumbleton, M.T. Manley, A.A. Edidin, **A literature review of the association between wear rate and osteolysis**, J. Arthrop. 17, 649-661, (2002).

[12] : R.L. Barrack, C. Lavernia, E.S. Szuszczewicz, J. Sawhney **Radiographic wear measurement in a cementless metal-backed modular Cobalt-Chromium Acetabular component**, The Journal of Arthroplasty 16, n° 7, 820-828, (2001).

[13] : R.M. Hall, **Radiographic measurement of wear in total hip arthroplasty**, Current Orthopaedics 12, 202-208, (1998).

[14] : R.M. Hall, P.S. Craig, P. Siney, A. Unsworth, B.M. Wroblewski, **Differences in the rates of penetration determined from radiographic and shadowgraphic measurements of acetabular sockets**, The Journal of Arthroplasty 13, n° 5, 570 -575, (1998).