

Usinage d'un modèle reconstruit de l'articulation du genou et d'une prothèse totale de genou sur mesure sur un centre d'usinage quatre axes.

H. Bouaroudj^a, Y. Benabid^a, A. Aoussat^b, T. Chettibi^c

^a Laboratoire Systèmes Mécaniques, EMP, BP 17, BEB, Alger, Algérie

^b Laboratoire CPI, Arts & Métiers ParisTech, 151 Bd de l'hôpital Paris, France

^c Laboratoire Mécanique des Structures, EMP, BP 17, BEB, Alger, Algérie

Résumé :

La fabrication des éléments constituant une prothèse totale de genou (PTG) sur mesure est un travail très difficile en raison des courbures inégales et des formes gauches qui sont nécessaires pour imiter la forme complexe du genou. En outre, la PTG modulaire de genou doit offrir différentes tailles de composants selon l'âge du patient, ce qui complique d'avantage la fabrication de ces prothèses. Par ailleurs, les composants de la PTG sont à réaliser à partir de matériaux différents et le processus de fabrication doit être adapté afin d'assurer la qualité désirée (la géométrie, les propriétés internes, les tolérances et la finition extérieure). L'objectif de ce travail est de répondre à ces exigences en se basant sur des modèles reconstruits des éléments osseux de l'articulation de genou des patients pour la conception d'une PTG sur mesure en faisant appel à différentes démarches et méthodologies dans des environnements de CAO et FAO. Des stratégies d'usinages sont adoptées dans ce travail pour le choix d'une méthode de réalisation optimisée des PTG sur mesure.

Mots clés : Prothèse sur mesure, articulation genou, usinage quatre axes.

Abstract

The manufacturing process of the elements constituting tailored total knee prosthesis (TKP) is a very difficult task because of the free form curves and surfaces which are necessary to imitate the complex shape of the knee joint. Moreover, a modular TKP must offer various components sizes according to the age of the patient. This makes the manufacturing process of these prostheses more complex. In addition, the components of the TKP are to be achieved using different materials; hence the manufacturing process must be adapted in order to ensure the desired quality (geometry, internal properties, tolerances and external completion). The objective of this work is to answer these requirements by using rebuilt models of the knee articulation bone elements in order to develop appropriate machining strategies in CAD and CAM environments leading to optimized achievement of tailored prosthesis.

Keywords: Tailored prosthesis, knee joint, four axes machining.

1. Introduction

Les chiffres d'affaire dans le secteur de technologies médicales ne cessent d'augmenter d'un pays à un autre (plus de 17,8 milliards d'euros en Allemagne pour l'année 2010 [1]). Certaines technologies sont orientées vers des produits clés telle que les prothèses. Ces dernières sont nécessaires pour le fonctionnement de certaines articulations (épaule, hanche, genou, ...) endommagées chez les individus souffrant de l'arthrose. En outre, le développement des biomatériaux a donné une progression remarquable en termes de qualité de réalisation et de durée de vie chez les patients. Par ailleurs, la maîtrise des processus de fabrication et leur modélisation permet aujourd'hui d'améliorer significativement la qualité de ces prothèses [2].

L'usinage des implants en général et des prothèses de genou en particulier connaît une évolution permanente due aux nouvelles technologies mais également aux réglementations et aux normes qui imposent des validations de plus en plus strictes. La précision de l'usinage constitue une priorité absolue afin que les géométries complexes correspondent exactement aux données de référence [4] (modèle CAO généralement reconstruit) et que tous les composants de la prothèse s'assemblent parfaitement. La qualité de la forme usinée et celle du modèle CAO reconstruit dépendent étroitement des processus adoptés (processus de conception et de fabrication) les résultats nécessitent l'intégration de contraintes de retour pour chaque processus. En effet, les opérations de génération de trajectoires d'outil et de fabrication doivent assurer la réalisation d'un produit fidèle au modèle CAO [6]. Pour cela, une attention particulière doit être donnée au processus FAO qui a pour objectif de générer un code CNC permettant la réalisation de la forme considérée à l'aide de différents outils (hémisphérique, torique, ...) et d'assurer les meilleures performances en termes de qualité et de productivité.

Dans ce travail, nous nous intéressons à l'étude du processus CFAO (conception et fabrication assistée par ordinateur) d'un prototype didactique d'une articulation de genou endommagée et d'un prototype de prothèse totale de genou sur mesure. L'étude proposée s'appuie dans une première étape sur les techniques de reverse engineering pour déterminer le modèle CAO (sous SolidWorks) de l'articulation. Dans une deuxième étape, l'utilisation des outils de manipulation des surfaces (sous SurfCam) permet l'intégration de différentes contraintes (position, géométrique, ...) et à la description des trajectoires optimales d'usinage. La dernière étape est réservée à la vérification et à la discussion des résultats obtenus.

2. Méthode

L'articulation et la prothèse totale de genou (PTG)

Afin de fabriquer une PTG sur mesure, il faut respecter l'anatomie de l'articulation du genou qui est une grosse articulation superficielle reliant la cuisse à la jambe. Elle est composée de deux éléments indissociables anatomiquement et fonctionnellement [7] à savoir le fémur et le tibia contenus dans la même capsule articulaire (Fig. 1). Parmi les modèles de PTG existants, on retrouve les prothèses totales tricompartmentaires (Fig. 2) qui se caractérisent par une réduction significative des contraintes internes (moins contraintes) vis-à-vis des usures osseuses et ligamentaires.



Figure 1. L'articulation du genou



Figure 2. Prothèse postéro-conservée [8].

Le modèle CAO de l'articulation du genou

Plusieurs techniques peuvent être utilisées pour reproduire la forme géométrique d'un objet. Parmi ces méthodes, on retrouve les techniques de Reverse Engineering (RE) où l'objectif est de convertir un ensemble de données discrètes en un modèle continu [9]. Dans notre étude, la phase de modélisation CAO est réalisée

d'une façon semi-automatique à l'aide du module Scan_To_3D du logiciel SolidWorks à partir d'un nuage de points obtenu par segmentation des images DICOM. Cette partie est faite en deux étapes principales. Elles sont détaillées dans la figure 3.

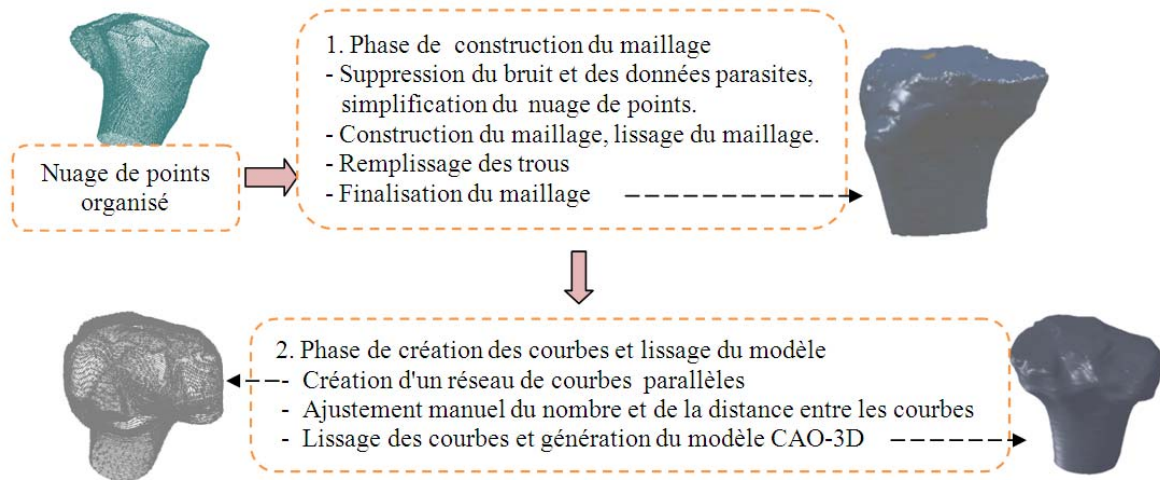


Figure 3. Phases de la modélisation CAO des éléments de l'articulation du genou.

Le modèle CAO de la prothèse totale du genou

Après avoir créé le modèle 3D de l'articulation de genou, les modèles graphiques des implants prothétiques du genou sont élaborés sur la base des surfaces des éléments de l'articulation. Ces implants servent comme éléments de substitution des parties osseuses altérées. En général, on compte les éléments suivants: l'implant fémoral, l'insert tibial, le plateau tibial et dans certains cas si la rotule est usée, l'implant patellaire. Cependant, la complexité de réalisation diffère d'un élément à un autre, et en général, c'est la conception de l'implant fémoral qui va guider la réalisation des autres éléments. Dans notre cas, la mise en œuvre du modèle CAO de cet implant clé a été faite à l'aide du logiciel SolidWorks comme suit. Nous avons d'abord rapporté les différentes grandeurs esquissées sur le modèle CAO du fémur (Fig. 4). Dans cette configuration, l'épaisseur de l'os à couper est bien déterminée. En effet, cette épaisseur permet :

- à la coupe de toucher aux deux condyles, ainsi donner des faces de coupe, parallèles de part et d'autre des deux condyles.
- de situer l'implant esquissé à l'intérieur du modèle CAO du fémur.
- une coupe optimale de la matière osseuse du fémur

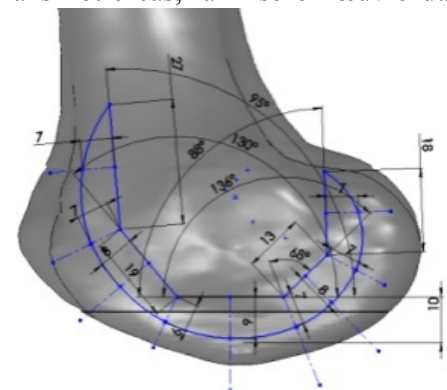


Figure 4. Esquisse de l'implant Fémoral

Génération de trajectoires d'usinage

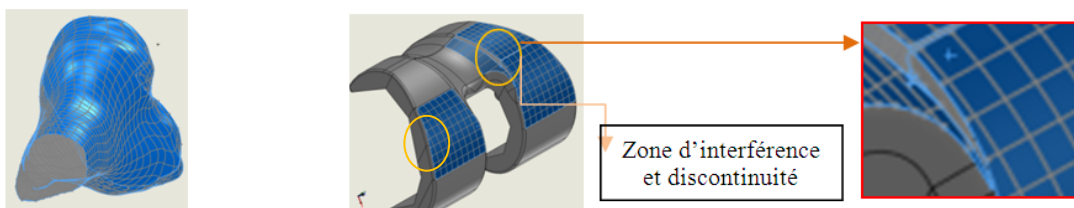


Figure 5. Courbes parallèles sur des surfaces gauches (découpage en carreaux)

Grâce au modèle CAO reconstruit, la détermination et le calcul des surfaces d'intersection facilitent la génération de trajectoire d'usinage. Le trajet de l'outil est déterminé par le déplacement d'un point actif (sur

le bout, sur le flanc) dans des plans parallèles suivant une direction d'usinage, en admettant une démarche de découpage de la surface à usiner en carreaux (Fig. 5).

Gestion des interférences entre l'outil et la pièce

En général, la mise en œuvre de surfaces complexes peut être faite soit en usinage en bout d'outil, soit en usinage par le flanc de l'outil. Afin d'assurer une pièce fidèle au modèle conceptuel et d'optimiser les trajectoires d'usinage, et en conséquence faciliter le comportement de l'outil, la construction d'une surface d'usinage est nécessaire. Le nombre de passes est calculé en imposant le pas de balayage pour chaque opération. La surface d'usinage est une surface qui contient l'ensemble des caractéristiques géométriques nécessaires au pilotage de l'outil, telle que la surface enveloppe du mouvement de l'outil donne la forme attendue [6, 10]. Le long de chaque trajectoire de l'outil, la direction, l'orientation et la vitesse d'avance de l'outil sont instantanément changées, ce changement produit des crêtes sur la surface usinée qu'il faut maîtriser. La direction optimale de l'usinage est définie à partir du chemin iso-plan (cartésien) où la trajectoire est générée par l'intersection de la surface d'usinage d'une part, et les plans parallèles, d'autre part [12] (Fig. 6).

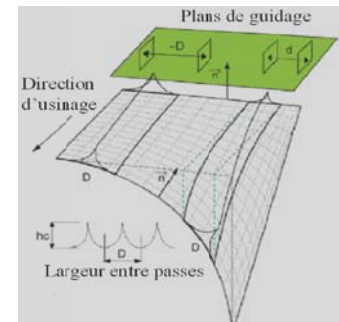


Figure 6. Influence de la largeur de passe sur la hauteur de crête [13].

3. Résultats et discussion

La géométrie à usiner et le nombre d'axes employés

La géométrie de l'implant fémoral ainsi que celle des éléments osseux de l'articulation du genou sont complexes, de ce fait leur usinage nécessite l'utilisation de machines multi-axes. Dans ce travail, l'approche proposée consiste à utiliser des techniques et des stratégies d'usinage pour réaliser la forme géométrique de l'insert fémoral ainsi que les éléments d'un prototype de l'articulation du genou (fémur et tibia) sur une machine d'usinage 04 axes. La machine en question est un centre d'usinage à commande numérique de type GVC 750, alors que le matériau utilisé est l'aluminium "AU4G". Les standards d'échange entre les environnements SolidWorks et Surfcam Velocity permettent de transférer les données numériques relatives aux modèles CAO des pièces à réaliser.

La génération des programmes d'usinage est effectuée en plusieurs étapes. Le processus d'usinage doit être divisé au moins en trois opérations : ébauche, semi-finition et finition, voir parfois super-finition. Les opérations de reprise sont bien évidemment incluses dans la semi-finition et la finition. Chacune de ces opérations doit être réalisée avec des outils de coupe spécifiques et optimisés en fonction de l'opération. On décrit, dans ce paragraphe, la stratégie adoptée pour les trois étapes de l'usinage des pièces, et les critères de choix par rapport aux autres stratégies. En fonction du directeur de commande numérique utilisé, les trajets peuvent être exprimés sous forme de segments de droite, d'arcs de cercle ou de NURBS. La plupart des systèmes FAO n'adopte pas l'ébauche en multi-axes continu pour de multiples raisons entre autres : la forme d'outil utilisé dans ce contexte notamment des fraises toriques ou cylindriques, les calculs fastidieux des trajectoires et la difficulté de prévoir les collisions outil-machine dans le cas de d'épénçage de l'outil. On était alors contraint d'utiliser une stratégie d'ébauche en trois axes avec un montage quatre axes positionné (Fig. 7), ceci nous a permis d'accéder à toutes les zones en contre dépouille de la pièce et éviter donc, le renversement de la pièce et de changer ainsi le référentiel induisant forcément des défauts de décalage.

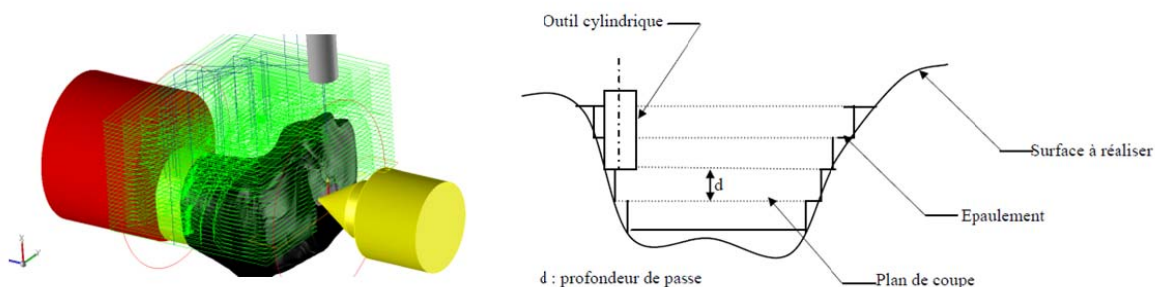


Figure 7. Trajectoire d'ébauche en Z

L'ébauche en Z a été adoptée pour l'usinage des deux faces avec une fraise cylindrique. La matière résiduelle après l'ébauche va considérablement influencer la qualité de l'usinage en finition, une surépaisseur importante peut baisser de la qualité de l'opération de finition et conduire à l'usure de l'outil. Souvent une opération de demi-finition est nécessaire pour palier à ce problème. Pour la finition, l'usinage 4 axes en bout (Fig. 8) adopté repose sur les mêmes méthodes de calculs que l'usinage 3 axes plan parallèle, avec un dépinçage d'un angle prédéfini de l'axe de l'outil par rapport à la normale de la surface.

Angle Inclinaison Outil

Permet de définir un angle d'inclinaison vers l'avant ou l'arrière par rapport à la position normale à la surface le long de la trajectoire du parcours (Fig. 9). La définition d'une valeur positive donne un angle d'inclinaison vers l'avant, une valeur négative entraîne une inclinaison vers l'arrière. Ceci permet d'obtenir de meilleures conditions de coupe.

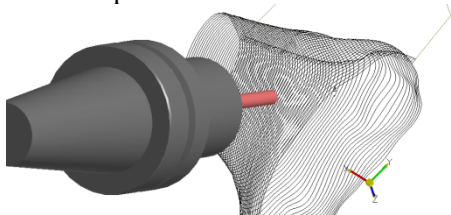


Figure 8. Trajectoire de finition en bout quatre 4 axes.

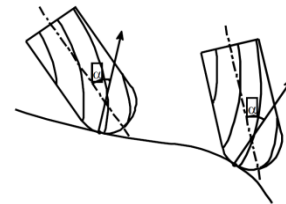


Figure 9. Inclinaison de l'outil d'un angle α

Simulation de l'usinage

La figure 10 donne un aperçu sur les opérations d'ébauche et finition d'usinage du tibia et l'implant fémoral.

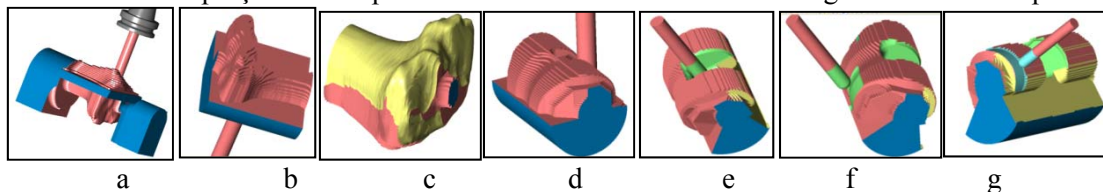
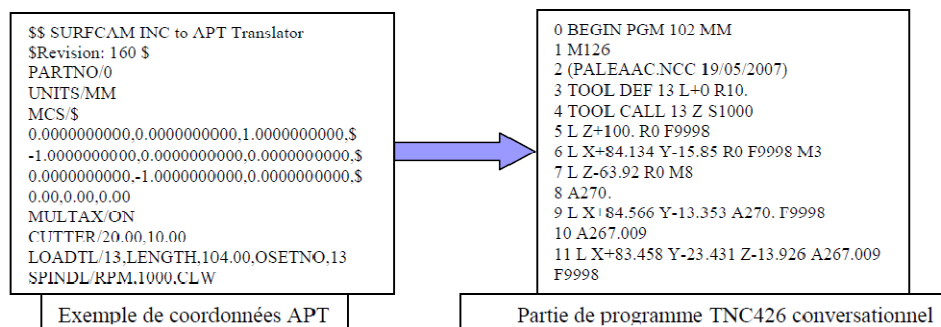


Figure 10. Simulation d'usinage du tibia. **a)** Ebauche de la partie inférieure. **b)** Ebauche de la partie supérieure. Et **c)** opération de finition. **d)** Opération d'ébauche. **e), f)** et **g)** Opération de finition.

Adaptation du programme au centre d'usinage : action du post-processeur développé

L'avant dernière étape du processus de génération de la trajectoire d'usinage est la transformation de la trajectoire dans le repère de la machine et la traduction du programme dans le langage de la commande numérique TNC 426. Le problème de l'adaptation du programme d'usinage à la machine-outil aborde le problème de la relation entre le système de FAO, le post-processeur et la commande numérique. Un programme d'usinage généré par le système de FAO et transformé par le post-processeur doit être traité par le directeur de commande numérique. Généralement, les systèmes de FAO calculent la trajectoire d'outil dans un format neutre APT [14]. Ce choix permet de bien séparer le calcul de la trajectoire et l'adaptation à la machine-outil. Un post-processeur (TNC 426 emp) a été développé, dans le but de générer les programmes d'usinage en 4 axes.



Réalisation pratique

L'outil hémisphérique est l'outil le plus utilisé de part la simplicité de sa géométrie qui le rend mathématiquement plus facile à positionner pour l'usinage. Pour l'ébauche, les paramètres adoptés pour

l'usinage en ébauche pour les deux paquets sont les suivants : Les trajectoires sont générées en zigzag selon la direction Y et par couches, pour un outil cylindrique de diamètre égal à 12 mm, le pas longitudinal est de 3 mm, le pas transversal est de 3 mm et la profondeur de passe est de 2 mm. Pour la finition : les trajectoires de finition pour un pas de 0.2×0.2 mm, en utilisant un outil hémisphérique de diamètre 6 mm. La figure 9 illustre les pièces réalisées.

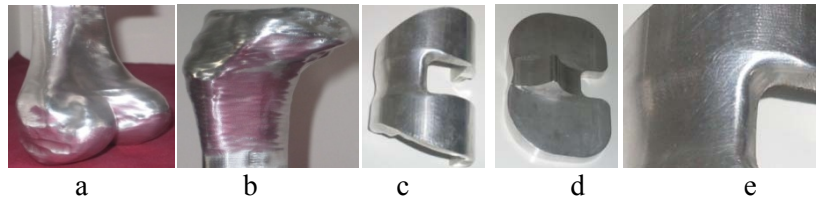


Figure 9. Prototypes : a) fémur, b) tibia, c) implant fémoral, d) plateau tibial, e) l'usinage d'interférence

4. Conclusion

Faciliter la réalisation du modèle CAO d'une PTG sur mesure, reconstruit à partir d'images médicales, ouvre les portes pour les chirurgiens orthopédistes pour améliorer l'état de chaque patient. Dans cet article, on a présenté une approche d'intégration de la conception et de la fabrication assistée par ordinateur dans le processus de prototypage rapide d'un produit orthopédique. Les techniques de reconstruction du modèle CAO de l'articulation et les outils de conception de la prothèse permettent d'améliorer le produit industriellement et d'améliorer le comportement du patient cliniquement. Cependant, les pièces constituant cette PTG sont souvent caractérisées par des formes gauches d'où la nécessité d'utiliser l'usinage multiaxes. Dans ce travail, nous avons expliqué les différentes étapes à entreprendre relativement à un centre d'usinage 4-axes. Les résultats obtenus montrent bien la faisabilité de l'idée de prothèses sur mesure en associant judicieusement des outils de reverse engineering, de CAO et de CFAO.

Références bibliographiques

- [1] le salon AMB 2010, 21/07/2010
- [2] K. Subburaj, B. Ravi and M.G. Agarwal, "Tumour Knee Replacement Planning in a 3D Graphics System", ICBME 2008, Proceedings 23, pp. 906–910, 2009
- [3] R. Radharamanan and Ha Van Vo, "CAD/CAM and Robotics Applications in Laboratory-Learning Environment", School of Engineering, Mercer University, Macon, GA 31207-0001, USA
- [4] DeviceMed France, « Les avantages du fraisage à grande vitesse (HSC) » Janvier/Février 2010, PP 44-45
- [5] Martin von Walterskirchen et Scot Orgish, « opportunités de sous-traitance pour les implants orthopédiques », DECO MAGAZINE 04-06, pp 27-31
- [6] Christophe Tournier, « Contribution à la conception des formes complexes : la surface d'usinage en fraisage 5 axes isocrête », thèse de doctorat de l'Ecole Normale Supérieure de CACHAN, 2001.
- [7] Groupe d'Etude en Orthopédie Pédiatrique. "Document de travail à l'intention des étudiants en deuxième cycle d'études médicales". Collège Hospitalier et Universitaire de Chirurgie Pédiatrique, 1996.
- [8] G. Gacon et J. Hummer. "Les prothèses tricompartimentaires de genou de première intention: Techniques opératoires, problèmes et solutions". Springer-Verlag France, Paris, 2006.
- [9] M. Makki, C. Tournier, F. Thiébaud, C. Lartigue, « Reverse Engineering et copiage rapide de nuages de points numérisés », 18^{ème} CFM, Grenoble, 27-31 août 2007.
- [10] Yann Landon, Michel Mousseigne, Johanna Senatore & Walter Rubio, « Etude du comportement dynamique des outils toriques en usinage 5 axes », 18^{ème} CFM, Grenoble, 27-31 août 2007
- [11] C. Tournier, « Contribution à la conception des formes complexes : la surface d'usinage en fraisage 5 axes isocrètes ». Thèse de doctorat, Ecole Normale Supérieure de Cachan, 2001
- [12] L. L. Li and Y. F. Zhang, "An Integrated Approach Towards Process Planning for 5-axis Milling of Sculptured Surfaces Based on Cutter Accessibility Map", CAD & A, Vol. 3, Nos. 1-4, 2006, pp 249-258
- [13] Atta-Ur-Rehman Hashmi, "statistical comparison of customized and traditional knee implants using finite element analysis", Wichita State University, 2001.
- [14] C.-H. Chang and M. Melkanoff, "NC Machine Programming and Software Design", Prentice-Hall, 1989.