



HAL
open science

Quelle est la meilleure méthode de localisation du centre de la hanche en chirurgie orthopédique assistée par ordinateur pour calculer l'angle HKA ? Étude comparative in silico et in vitro de quatre méthodes

Guillaume Dardenne, Zoheir Dib, Nicolas Poirier, Hoel Letissier, Christan Lefèvre,
Eric Stindel

► To cite this version:

Guillaume Dardenne, Zoheir Dib, Nicolas Poirier, Hoel Letissier, Christan Lefèvre, et al.. Quelle est la meilleure méthode de localisation du centre de la hanche en chirurgie orthopédique assistée par ordinateur pour calculer l'angle HKA ? Étude comparative in silico et in vitro de quatre méthodes. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*, 2019, 105, pp.31 - 37. <10.1016/j.rcot.2018.12.001>. <hal-03486484>

HAL Id: hal-03486484

<https://hal.science/hal-03486484v1>

Submitted on 20 Dec 2021

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.



Distributed under a Creative Commons CC BY-NC 4.0 - Attribution - Non-commercial use - International License

Mémoire original

Quelle est la meilleure méthode de localisation du centre hanche en chirurgie orthopédique assistée par ordinateur pour calculer l'angle HKA ? Etude comparative in-silico et in-vitro de quatre méthodes

What is the best hip center location method to compute the HKA angle in computer assisted orthopedic surgery? In-silico and in-vitro comparison of four methods

G. Dardenne ^{a,b,*}, Z. Dib ^{a,c}, N. Poirier ^{b,c}, H. Letissier ^{a,b,c}, C. Lefèvre ^{a,b,c}, E. Stindel ^{a,b,c}

^a LaTIM (Inserm, UMR 1101, SFR IBSAM), UFR Médecine, 22 avenue Camille Desmoulins CS 93837, 29238 Brest Cedex 3, France

^b CHU de Brest, 2 avenue Foch, 29609 Brest cedex, France

^c Université de Bretagne Occidentale, UBL, 3 rue des Archives CS 93837, 29238 Brest, France

* **CORRESPONDANT** : Guillaume DARDENNE, LATIM, UFR Médecine - 22, avenue Camille Desmoulins C.S. 93837, 29238 BREST Cedex 3 - FRANCE

Tél : 00 33 6 87 15 09 35,

Fax : 00 33 2 98 01 81 24

Mail : guillaume.dardenne@chu-brest.fr

Ne pas utiliser, pour citation, la référence française de cet article, mais celle de l'article original paru dans *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, en utilisant le DOI ci-dessus.

RESUME

Contexte:

En Chirurgie Orthopédique Assistée par Ordinateur, le centre hanche (CH) peut être déterminé en calculant le centre de rotation du fémur par rapport au pelvis. Plusieurs méthodes peuvent être utilisées pour calculer le CH : Gamage, Halvorsen, du Pivot et du point le moins mobile (ou « Least Moving Point », LMP). A notre connaissance, aucune étude n'a comparé ces quatre méthodes. Aussi nous avons mené des expériences in-silico et in-vitro afin de vérifier si ces différentes méthodes fournissaient une précision et une reproductibilité équivalentes pour la localisation du CH et l'estimation de l'angle HKA.

Hypothèse :

Ces quatre méthodes donnent une précision et une reproductibilité similaires.

Patients et Méthodes :

L'expérience in-silico a permis d'évaluer de manière indépendante l'influence de quatre paramètres (bruit de la caméra, bruit acétabulaire, amplitude du mouvement et nombre de tours) sur la précision. La précision et la reproductibilité des quatre méthodes ainsi que l'impact sur le calcul de l'angle HKA ont été évalués par une expérience in-vitro sur six membres cadavériques.

Résultats :

Concernant l'expérience in-silico, les différences selon les méthodes étaient toutes significatives ($p < 0,0002$). La méthode du pivot était la méthode la plus précise pour les bruits acétabulaire et de caméra, le nombre de tour et l'amplitude du mouvement. Pour les méthodes LMP, du Pivot, de

Gamage et d'Halvorsen, l'erreur pouvait atteindre respectivement $23,07 \pm 8,40$ (2,10–54,67) mm, $1,98 \pm 0,81$ (0,15–4,89) mm, $28,18 \pm 3,42$ (18,57–37,60) mm et $2,84 \pm 1,46$ (0,11–9,44) mm selon le bruit de la caméra; $1,65 \pm 0,72$ (0,13–4,80) mm, $0,52 \pm 0,22$ (0,05–1,23) mm, $3,02 \pm 0,57$ (0,60–4,78) mm et $0,61 \pm 0,27$ (0,04–1,82) mm selon l'amplitude du mouvement; $0,50 \pm 0,20$ (0,05–1,34) mm, $0,18 \pm 0,08$ (0,01–0,44) mm, $0,36 \pm 0,14$ (0,03–0,80) mm et $0,21 \pm 0,09$ (0,01–0,55) mm selon le nombre de tours; et $11,30 \pm 5,77$ (0,56–37,87) mm, $2,78 \pm 1,47$ (0,10–8,77) mm, $88,08 \pm 8,85$ (60,59–117,79) mm et $24,33 \pm 9,82$ (1,40–66,17) mm en fonction du bruit acétabulaire.

Concernant l'expérience in-vitro, les différences étaient non-significatives entre d'une part les méthodes du Pivot et LMP ($p > 0,98$), et d'autre part, les méthodes de Gamage et Halvorsen ($p > 0,65$). Pour les méthodes LMP, du Pivot, de Gamage et d'Halvorsen, la reproductibilité était respectivement de $8,2 \pm 4,6$ (3,3–23,6) mm, $7,3 \pm 3,6$ (3,4–14,1) mm, $33,6 \pm 19,1$ (4,7–111,4) mm et $35,0 \pm 25,0$ (4,7–132,5) mm. De même, la précision était de $13,5 \pm 8,2$ (3,2–40,7) mm, $12,3 \pm 6,4$ (3,2–23,6) mm, $47,0 \pm 33,3$ (6,2–176,6) mm et $40,3 \pm 27,8$ (6,1–130,3) mm. Les méthodes LMP et du Pivot étaient donc plus précises et reproductibles que les méthodes de Gamage et Halvorsen. L'erreur au niveau de l'angle HKA était de $1,1 \pm 0,9^\circ$ (0,1–3,7) et $0,9 \pm 0,8^\circ$ (0,0–2,5) pour les méthodes LMP et du Pivot, et de $3,2 \pm 2,7^\circ$ (0,0–12,7) et $3,8 \pm 3,5^\circ$ (0,0–13,3) pour les méthodes de Gamage et d'Halvorsen.

Discussion :

Cette étude a permis de mettre en évidence les différences entre les quatre méthodes de localisation du CH en chirurgie naviguée, et montre que la méthode du Pivot est la plus précise et reproductible, rejetant ainsi notre hypothèse.

NIVEAU DE PREUVE : III, étude prospective comparative in-silico et in-vitro

MOTS-CLES : Centre Hanche, HKA, Chirurgie Orthopédique Assistée par Ordinateur

1. Introduction

Le Centre Hanche (CH) est un paramètre essentiel en chirurgie orthopédique largement utilisé dans nombre de procédures principalement associées au contrôle ou à la correction de l'axe du membre inférieur [1–6]. En Chirurgie Orthopédique Assistée par Ordinateur (ou chirurgie naviguée), deux approches peuvent être envisagées pour déterminer le centre hanche : (1) les approches anatomiques qui nécessitent un accès direct à la tête fémorale du patient et qui considèrent le CH comme étant le centre morphologique de la tête fémorale ; et les approches fonctionnelles qui sont non-invasives et qui estiment la position du CH en calculant le centre de rotation du fémur par rapport au pelvis. Plusieurs approches fonctionnelles ont été décrites dans la littérature. Elles sont divisées en deux catégories [7] : (1) les méthodes d'ajustement de sphère qui considèrent le CH comme étant le centre d'une sphère décrite par les positions du corps rigide fémorale au cours d'un mouvement de circumduction ; et (2) les techniques de transformation de coordonnées qui se basent sur des hypothèses biomécaniques pour estimer la position d'un point représentant le CH [3,7–12]. Plusieurs méthodes d'ajustement de sphère ont été proposées dans la littérature [9,13,14] mais seulement deux, les plus précises et robustes, sont aujourd'hui utilisées: les méthodes décrites par Gamage et Lasenby [15] et Halvorsen et al. [16]. Concernant les techniques de transformation de coordonnées, deux méthodes sont aujourd'hui principalement utilisées: la méthode du pivot [12] qui considère le CH comme étant un point fixe par rapport au corps-rigide fémoral, et la méthode du point le moins mobile ou « Least-Moving-Point » (LMP) [3,10] qui définit le CH comme étant le point qui bouge le moins lors d'un mouvement de circumduction.

Plusieurs études ont été menées pour évaluer ces approches fonctionnelles. Elles étaient basées soit sur des expériences in-silico (par simulations mathématiques ou sur bancs mécaniques)

[3,5,7,9,14,15], soit sur des expériences in-vitro (sur spécimens cadavériques) [1,6,8,17]. Les expériences in-silico permettent l'évaluation des algorithmes dans un environnement contrôlé où plusieurs paramètres peuvent être simulés afin d'évaluer de manière indépendante leurs impacts sur les résultats. Certaines études n'évaluent qu'une méthode [3,7,9,14], d'autres comparent plusieurs approches [7] mais avec un nombre limité de paramètres. Bien que nécessaire, ces évaluations in-silico ne sont néanmoins pas suffisantes [1,7]. Les expériences in-vitro sont plus proches des conditions réelles. Plusieurs études ont été réalisées sur spécimens cadavres [1,8,17], mais elles n'ont cependant évalué qu'une [17] ou deux méthodes [1] et n'ont pas analysé l'impact de l'erreur de localisation du centre hanche sur le calcul de l'angle HKA.

A notre connaissance, aucune étude n'a réellement évalué et comparé ces quatre méthodes. Aussi nous avons mené une étude in-silico et in-vitro afin de vérifier si ces différentes méthodes fournissaient une précision et une reproductibilité équivalentes pour la localisation du CH et l'estimation de l'angle HKA. Notre hypothèse était que ces quatre méthodes donnent une précision et une reproductibilité similaires.

2. Matériels et méthodes

2.1 Matériels et données

L'expérience in-silico a été réalisée par l'intermédiaire d'un logiciel que nous avons développé pour cette étude et qui permet de générer les données nécessaires pour le calcul du CH en simulant les positions du corps rigide fémoral durant un mouvement de circumduction autour d'un CH donné : □□□□□□□□□□. Ces données peuvent être calculées suivant quatre paramètres :

1. *L'amplitude du mouvement de circumduction.*

2. Le *nombre de tours* du mouvement de circumduction.
3. Le *bruit de la caméra* qui représente un bruit associé au système de localisation et qui est simulé par un bruit Gaussien (ayant une distribution Gaussienne) appliqué sur les positions et orientations du corps-rigide fémoral.
4. Le *bruit acétabulaire* qui représente, dans une unique variable, la non-sphéricité de la tête fémorale ou le mouvement du bassin durant l'acquisition et qui est simulé par un bruit Gaussien appliqué à la position $\square\square\square\square\square\square\square\square$.

L'expérience in-vitro a été réalisée sur six membres inférieurs cadavériques. Chaque spécimen a été au préalable vérifié par un expert afin d'éviter toutes anomalies morphologiques, au niveau des condyles et des malléoles, pouvant conduire à des imprécisions, non liées à la localisation du CH, dans le calcul de l'angle HKA.

2.2 Méthodes

Concernant l'expérience in-silico, quatre tests ont été définis afin d'évaluer de manière indépendante l'influence des quatre paramètres sur la précision de la localisation du CH :

- Test 1 : Influence du bruit de la caméra ;
- Test 2 : Influence de l'amplitude du mouvement ;
- Test 3 : Influence du nombre de tours ;
- Test 4 : Influence du bruit acétabulaire.

Les valeurs pour chaque paramètre suivant les tests sont présentées dans le tableau 1. Tous ces tests ont été réalisés 1 000 fois.

L'expérience in-vitro reposait quant à elle sur un système de navigation composé :

- D'une caméra optique Accutrack 250 de la société AtracsysTM (Puidoux, Suisse) qui possède une précision RMS estimée à 0,3 mm.
- Un ordinateur ayant un processeur Intel® CoreTM 2 Duo 2,53GHz avec 4 Go RAM.
- Deux corps-rigides : un fixé sur le tibia, l'autre sur le fémur.
- Un palpeur.

Les corps-rigides fémoral et tibial étaient respectivement fixés sur la diaphyse du fémur et sur la partie proximale du tibia. Un logiciel de navigation a été développé pour cette étude et installé sur le système de navigation. Ce logiciel comportait quatre étapes :

1. *Acquisition du mouvement de circumduction* : Le système de navigation enregistrerait 500 positions du corps-rigide fémoral durant le mouvement.
2. *Acquisition du centre genou* : les positions des condyles médial et latéral étaient acquis par le palpeur. Le centre genou était défini comme étant le milieu des deux condyles.
3. *Acquisition du centre cheville* : les positions des malléoles médial et latéral étaient acquis par le palpeur. Le centre cheville était défini comme étant le milieu des deux malléoles.
4. *Acquisition du centre hanche anatomique* : 1 000 points étaient acquis sur la tête fémorale par le palpeur.

Toutes ces étapes ont été réalisées cinq fois par membre. L'acquisition du CH anatomique, CH_{anat} , était réalisé après luxation de la hanche. CH_{anat} correspond au centre de la sphère ajustée aux points palpés de l'étape 4. Le référentiel anatomique du membre inférieur ($\square, \vec{\square}, \vec{\square}, \vec{\square}$)_{Membre Inférieur} est défini de la manière suivante :

- L'origine O est placé au niveau du centre genou ;
- Le vecteur \vec{n}_t représente la normale au plan transverse et est orientée selon le vecteur passant du centre genou vers le centre hanche.
- Le vecteur \vec{n}_s représente la normale au plan sagittal et est orienté selon le vecteur passant du condyle médial vers le condyle latéral.
- Le vecteur unitaire \vec{n}_f représente la normale au plan frontal et est défini comme le produit vectoriel de \vec{n}_t et \vec{n}_s .

2.3 Méthodes d'évaluation

Les erreurs de localisation des CH dans l'expérience in-silico étaient définies comme étant la distance entre O et les quatre CH provenant des quatre algorithmes étudiés.

Deux études ont été menées dans le cadre de l'expérience in-vitro :

Etude 1 – Reproductibilité et précision du CH :

Les CHs ayant été acquis cinq fois par cadavre, la reproductibilité a été évaluée en calculant pour chaque membre cadavérique la dispersion de ces CHs acquis par rapport au CH moyen pour une méthode donnée. De même, la précision a été évaluée en calculant, pour chaque membre cadavérique, la distance entre les CHs acquis et le CH anatomique moyen.

Etude 2 – Impact sur l'angle HKA :

Les quatre angles HKA, HKA_{Gamage} , $HKA_{Halvorsen}$, HKA_{Pivot} , HKA_{LMP} ont été calculés et correspondent aux angles, sur le plan frontal, entre les centres genou et cheville, et les

quatre CHs obtenus suivant les quatre méthodes. L'erreur est définie comme étant la différence entre ces angles HKA et l'angle HKA obtenu avec le CH anatomique moyen.

2.3 Analyse statistique

Afin d'obtenir une puissance statistique minimum de 80% au risque alpha de 5% il était nécessaire d'avoir un effectif d'au moins 30 mesures par groupe pour l'expérience in-vitro. Une analyse de variance (ANOVA) à un facteur contrôlé ainsi qu'un test post-hoc de Tukey ont été réalisés pour étudier les différences. Le seuil de significativité était fixé à 5%.

3. Résultats

3.1 Reproductibilité et précision de la localisation du CH

Concernant l'expérience in-silico, les résultats des tests sont présentés ci-dessous pour respectivement les méthodes LMP, Pivot, Gamage et Halvorsen. Les différences étaient toutes significatives.

- *Test 1 – Bruit de la caméra :*

L'erreur était de $0,49 \pm 0,20$ (0,05–1,54) mm, $0,18 \pm 0,08$ (0,02–0,50) mm, $0,36 \pm 0,15$ (0,04–0,90) mm et $0,21 \pm 0,09$ (0,01–0,60) mm pour un petit bruit, et atteignait $23,07 \pm 8,40$ (2,10–54,67) mm, $1,98 \pm 0,81$ (0,15–4,89) mm, $28,18 \pm 3,42$ (18,57–37,60) mm et $2,84 \pm 1,46$ (0,11–9,44) mm pour un bruit élevé (figure 1).

- *Test 2 – Amplitude du mouvement :*

L'erreur était de $1,65 \pm 0,72$ (0,13–4,80) mm, $0,52 \pm 0,22$ (0,05–1,23) mm, $3,02 \pm 0,57$ (0,60–4,78) mm et $0,61 \pm 0,27$ (0,04–1,82) mm pour une petite amplitude (figure 2). L'erreur

était moins importante en présence d'une amplitude plus élevée avec $0,18 \pm 0,08$ (0,01–0,53) mm, $0,09 \pm 0,04$ (0,01–0,28) mm, $0,11 \pm 0,05$ (0,01–0,35) mm et $0,11 \pm 0,05$ (0,01–0,33) mm (figure 2).

- *Test 3 – Nombre de tours :*

L'erreur était de $0,50 \pm 0,20$ (0,05–1,34) mm, $0,18 \pm 0,08$ (0,01–0,44) mm, $0,36 \pm 0,14$ (0,03–0,80) mm et $0,21 \pm 0,09$ (0,01–0,55) mm pour un tour, et était de $0,27 \pm 0,07$ (0,07–0,54) mm, $0,08 \pm 0,35$ (0,00–0,21) mm, $0,32 \pm 0,07$ (0,10–0,54) mm et $0,10 \pm 0,04$ (0,01–0,25) mm pour cinq tours (figure 3).

- *Test 4 – Bruit acétabulaire :*

L'erreur était de $1,36 \pm 0,79$ (0,05–5,42) mm, $0,54 \pm 0,27$ (0,01–1,62) mm, $4,74 \pm 0,59$ (2,82–6,58) mm et $0,62 \pm 0,28$ (0,04–1,76) mm pour un petit bruit acétabulaire (figure 4).

L'erreur atteignait $11,30 \pm 5,77$ (0,56–37,87) mm, $2,78 \pm 1,47$ (0,10–8,77) mm, $88,08 \pm 8,85$ (60,59–117,79) mm et $24,33 \pm 9,82$ (1,40–66,17) mm en présence d'un grand bruit acétabulaire (figure 4).

Concernant l'expérience in-vitro, la variation maximale observée du centre hanche anatomique était de 0,83 mm. Les figures 5 et 6 montrent la reproductibilité et la précision pour les méthodes LMP, Pivot, Gamage et Halvorsen. La reproductibilité était respectivement de $8,2 \pm 4,6$ (3,3–23,6) mm, $7,3 \pm 3,6$ (3,4–14,1) mm, $33,6 \pm 19,1$ (4,7–111,4) mm et $35,0 \pm 25,0$ (4,7–132,5) mm. De même, la précision était respectivement de $13,5 \pm 8,2$ (3,2–40,7) mm, $12,3 \pm 6,4$ (3,2–23,6) mm, $47,0 \pm 33,3$ (6,2–176,6) mm et $40,3 \pm 27,8$ (6,1–130,3) mm. Les différences étaient non-significatives entre les méthodes LMP et Pivot d'une part, et les méthodes de Gamage et Halvorsen d'autre part (Figures 5, 6).

3.2 Erreur sur l'estimation de l'angle HKA

La figure 7 montre les erreurs sur le calcul des angles HKA, respectivement de $1,1 \pm 0,9^\circ$ (0,1–3,7), $0,9 \pm 0,8^\circ$ (0,0–2,5), $3,2 \pm 2,7^\circ$ (0,0–12,7) et $3,8 \pm 3,5^\circ$ (0,0–13,3) pour les méthodes LMP, pivot, Gamage et Halvorsen. De même, les différences étaient non-significatives entre les méthodes LMP et Pivot d'une part, et les méthodes de Gamage et Halvorsen d'autre part (tableau 2).

4. Discussion

Aucune étude dans la littérature n'a réellement évalué et comparé plusieurs méthodes permettant de localiser le CH en chirurgie naviguée. Nous avons identifié quatre méthodes, les plus utilisées : LMP, Pivot, Gamage et Halvorsen, et avons mené une étude in-silico et in-vitro afin de vérifier si ces différentes méthodes fournissaient une précision et une reproductibilité équivalentes.

L'étude in-silico nous a permis d'évaluer l'influence de quatre paramètres, de manière indépendante, sur la précision des quatre algorithmes. Tout comme dans la littérature [3,7,8], nous pouvons observer que les méthodes sont très influencées par les bruits inhérents aux conditions d'acquisition. Nous avons évalué l'influence de deux types de bruits : le bruit de la caméra qui simule les imprécisions liées au matériel, et le bruit acétabulaire qui permet de reproduire un mouvement du bassin ou une non-sphéricité de la tête fémorale. Les méthodes LMP ou Gamage sont très impactées par ces deux bruits. La méthode Halvorsen est plus précise face au bruit de la caméra mais reste très impactée par le bruit acétabulaire. La méthode du pivot est la méthode la plus précise face à ces deux types de bruits. Nous avons également évalué l'influence de l'amplitude du mouvement ou du nombre de tours. Il est ainsi recommandé de

réaliser au moins trois tours et d'avoir une amplitude minimum de 30°. Les deux méthodes LMP et Gamage sont les plus impactées par ces deux paramètres. La méthode du Pivot reste la méthode la plus précise.

L'étude in-vitro a été réalisée afin d'évaluer et comparer les quatre méthodes dans des conditions proches de l'environnement clinique. L'expérience a été réalisée sur six membres cadavériques. Cinq acquisitions par membre ont été réalisées. La reproductibilité et la précision des quatre méthodes ainsi que l'erreur sur la mesure de l'angle HKA ont été évaluées par rapport à une référence : le CH anatomique. La reproductibilité maximale observée pour la détermination de ce CH anatomique était inférieure à 1 mm ce qui est suffisamment reproductible pour pouvoir considérer cette définition comme référence. Nous observons que la reproductibilité et la précision pour les méthodes LMP ou du Pivot sont bien plus élevées que pour les méthodes de Gamage et d'Halvorsen. De même, les méthodes LMP et Pivot sont bien plus précises que les méthodes de Gamage et Halvorsen pour le calcul de l'angle HKA.

Par le biais de ces deux expériences, cette étude a permis de mettre en évidence les différences au niveau des résultats de quatre méthodes de localisation du CH en chirurgie naviguée. Le bruit acétabulaire est le paramètre qui dégrade le plus ces résultats. Cela signifie que toute anomalie au niveau de la hanche (tête fémorale non-sphérique qui perturbe le mouvement de circumduction, coxarthrose qui rigidifie l'articulation et provoque des mouvements parasites du bassin, ...) peut avoir un impact significatif sur la précision. Aucun des cadavres ne présentait de telles anomalies. Cependant, nous avons montré, par le biais de l'expérience in-silico, que la méthode du Pivot était la plus précise face à ce paramètre. De même, le nombre de mesures réalisé au niveau de l'expérience in-vitro ne nous permet pas de distinguer les deux méthodes les plus précises, à

savoir les méthodes LMP et du Pivot. Mais là encore, l'expérience in-silico montre très clairement la supériorité de la méthode du Pivot.

Conflits d'intérêts : Aucun des auteurs ne déclare de conflit en relation ou en dehors de ce travail.

Financement : Ce travail a bénéficié d'une aide de l'État gérée par l'Agence Nationale de la Recherche au titre du programme d'Investissements d'avenir portant la référence ANR-17-RHUS-0010

Contributions des auteurs : Guillaume Dardenne a été concepteur de l'étude, l'acquisition ainsi que l'analyse et l'interprétation des données, a fait les statistiques et l'expérimentation et rédigé l'article. Zoheir Dib a participé à la conception de l'étude, l'acquisition ainsi que l'analyse et l'interprétation des données, a fait les statistiques et l'expérimentation et la rédaction de l'article. Nicolas Poirier a participé à l'acquisition ainsi que l'analyse et l'interprétation des données, à l'expérimentation et l'analyse statistique, et à la rédaction de l'article. Chafiaa Hamitouche a participé à l'analyse et l'interprétation des données, à l'analyse statistique et l'expérimentation et a révisé l'article. Christian Lefevre a participé à l'analyse et l'interprétation des données et des statistiques, a participé à l'expérimentation et à la révision de l'article. Eric Stindel a été concepteur de de l'étude et a participé à l'analyse et l'interprétation des données, à l'expérimentation et à l'analyse statistique, a rédigé et révisé l'article.

REFERENCES

- [1] Dib Z, Dardenne G, Poirier N, Huet P-Y, Lefevre C, Stindel E. Detection of the hip center in computer-assisted surgery: An in vitro assessment study. *IRBM* 2013;34:319–21. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1959031813000985>.
- [2] Joskowicz L, Hazan EJ. Computer Aided Orthopaedic Surgery: Incremental shift or paradigm change? *Med Image Anal* 2016;33:84–90.
- [3] Stindel E, Gil D, Briard JL, Merloz P, Dé F, Dubrana R, et al. Detection of the center of the hip joint in computer-assisted surgery: An evaluation study of the Surgetics algorithm. *Comput Aided Surg* 2005;10:133–9.
- [4] Desseaux A, Graf P, Dubrana F, Marino R, Clavé A. Radiographic outcomes in the coronal plane with iASSISTTM versus optical navigation for total knee arthroplasty: A preliminary case-control study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2016;102:363–8.
- [5] Schlatterer B, Linares J-M, Chabrand P, Sprauel J-M, Argenson J-N. Influence of the optical system and anatomic points on computer-assisted total knee arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2014;100:395–402.
- [6] de Thomasson E, Gouzy S, Cloerec F, Geais L. Is determination of the hip rotation center during computer-assisted surgery influenced by the pinless femoral sensor attachment method? An in vitro preliminary study comparing osseous pin fixation. *Orthop Traumatol Surg Res* 2016;102:375–8.
- [7] Ehrig RM, Taylor WR, Duda GN, Heller MO. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J Biomech* 2006;39:2798–809.

- [8] Lopomo N, Sun L, Zaffagnini S, Giordano G, Safran MR. Evaluation of formal methods in hip joint center assessment: An in vitro analysis. *Clin Biomech* 2010;25:206–12.
- [9] Piazza SJ, Erdemir A, Okita N, Cavanagh PR. Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *J Biomech* 2004;37:349–56.
- [10] Marin F, Mannel H, Claes L, Dürselen L. Accurate Determination of a Joint Rotation Center Based on the Minimal Amplitude Point Method Accurate Determination of a Joint Rotation Center Based on the Minimal Amplitude Point Method. *Comput Aided Surg* 2003;8:30–4.
- [11] Schwartz MH, Rozumalski A. A new method for estimating joint parameters from motion data. *J Biomech* 2005;38:107–16.
- [12] Siston RA, Delp SL. Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center. *J Biomech* 2006;39:125–30.
- [13] Cappozzo A. Gait analysis methodology. *Hum Mov Sci* 1984;3:27–50. [14] Halvorsen K, Lesser M, Lundberg A. A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation. *J Biomech* 1999;32:1221–7.
- [15] Gamage SSHU, Lasenby J. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *J Biomech* 2002;35:87–93.
- [16] Halvorsen K. Bias compensated least squares estimate of the center of rotation. *J Biomech* 2003;36:999–1008.
- [17] Picard F, Leitner F, Gregori A, Martin P. A Cadaveric Study to Assess the Accuracy of Computer-Assisted Surgery in Locating the Hip Center During Total Knee Arthroplasty. *J*

Arthroplasty 2007;22:590–5.

LEGENDES DES FIGURES

Figure 1 : Test in-silico 1 – Erreur de localisation du CH en fonction du bruit de la caméra. R et T en abscisse, sont exprimés respectivement en degrés et en millimètres, et représentent les bruits appliqués au niveau de l'orientation et de la position du corps rigide.

Figure 2 : Test in-silico 2 – Erreur de localisation du CH en fonction de l'amplitude du mouvement exprimée en degrés en abscisse

Figure 3 : Test in-silico 3 – Erreur de localisation du CH en fonction du nombre de tours exprimés en abscisse

Figure 4 : Test in-silico 4 – Erreur de localisation du CH en fonction du bruit acétabulaire exprimé en mm

Figure 5 : Reproductibilité des centres hanches estimés par les méthodes LMP, Pivot, Gamage et Halvorsen. (*) et (*n.s*) indiquent que les différences sont respectivement significatives ($p < 0,05$) et non-significatives ($p > 0,05$).

Figure 6 : Précision des centres hanches estimés par les méthodes LMP, Pivot, Gamage et Halvorsen. La précision correspond à la distance entre ces centres hanches estimés et le centre hanche anatomique. (*) et (*n.s*) indiquent que les différences sont respectivement significatives ($p < 0.05$) et non-significatives ($p > 0.05$).

Figure 7 : Erreur sur les estimations des angles HKA suivant les quatre méthodes : LMP, Pivot, Gamage et Halvorsen. (*) et (*n.s*) indiquent que les différences sont respectivement significatives ($p < 0.05$) ou non-significatives ($p > 0.05$)

Tableau 1 : Valeurs des paramètres pour les tests in-silico (ET : Ecart type du bruit Gaussien,
Trans. : Translation, Rot. : Rotation, Incr. : Incrément)

Tests	Test 1 : Bruit de la caméra	Test 3 : Amplitude du mouvement	Test 4 : Nombre de tours	Test 5 : Bruit acétabulaire
Amplitude du mouvement (°)	30	10 – 70 Incr. : 10	30	30
Nombre de tours	1	1	1 – 5 Incr. : 1	1
Bruit de la caméra (ET en ° pour la rotation, ET en mm pour la translation)	Rot. : 0,1 – 1 Incr. : 0,1	Rot. : 0,1	Rot. : 0,1	Rot. : 0
	Trans. : 0,5 – 5 Incr. : 0,5	Trans. : 0,5	Trans. : 0,5	Trans. : 0
Bruit acétabulaire (ET en mm)	Non	Non	Non	1 – 10 Incr. : 1
Nombre d'expériences	1 000	1 000	1 000	1 000

Tableau 2 : Test post-hoc de Tukey pour l'estimation de l'angle HKA : résultats des valeurs de p pour les quatre méthodes de calcul du CH

Méthodes	LMP	Pivot	Gamage	Halvorsen
LMP		0,9866	0,0031	0,0001
Pivot			0,0010	0,0000
Gamage				0,7413
Halvorsen				













