

# Innovations en chirurgie du Rachis. Chirurgie guidée par l'image

## Innovation in Spine Surgery Image Guided Surgery

P Merloz, J Tonetti, S Ruatti

*Clinique universitaire d'orthopédie et traumatologie - CHU A. Michallon - BP 217 - 38043 Grenoble cedex 09.*

### Mots clés

- ◆ Chirurgie du rachis assistée par ordinateur
- ◆ Navigation chirurgicale
- ◆ Chirurgie orthopédique assistée par ordinateur
- ◆ Chirurgie du rachis
- ◆ Chirurgie assistée par ordinateur

### Résumé

Les premiers systèmes de navigation pour le rachis ont été introduits au milieu des années 90 pour optimiser le positionnement des vis pédiculaires. Deux technologies sont encore utilisées : La navigation à base TDM et la fluoronavigation 2D. Depuis la fin des années 2000, trois nouveaux systèmes sont utilisés de façon plus ou moins spécifique en chirurgie rachidienne.

Les amplificateurs de brillance tridimensionnels (3D), se comportent comme de véritables scanner de bloc, avec effet « CT like » et une imagerie 3D immédiatement disponible.

Les gabarits individuels servent d'aide au positionnement d'outils à condition de disposer d'un examen TDM et d'un système de prototypage rapide. Un planning informatisé permet de prévoir un trou orienté dans l'axe du pédicule autorisant alors, le passage d'un outil de forage.

Les mini robots sont du type « robot à fixation osseuse » et apparaissent comme des systèmes d'aide au positionnement d'outils. Ils fonctionnent à base TDM.

La littérature montre que les systèmes de navigation à base fluoroscopique 3D sont plus précis que les systèmes de navigation à base TDM et les systèmes de fluoronavigation 2D. En matière d'irradiation, la fluoronavigation 3D semble moins irradiante que la fluoroscopie conventionnelle. Les résultats à grande échelle pour l'utilisation du robot et des gabarits individuels ne sont pas encore connus et leur domaine d'utilisation est en cours d'étude.

### Keywords

- ◆ Computer-assisted spine surgery
- ◆ Surgical navigation
- ◆ Computer-assisted orthopaedic surgery
- ◆ Spine surgery
- ◆ Computer-assisted surgery

### Abstract

The first navigation systems for spine surgery were introduced in the mid 90's to optimize pedicle screws insertion. Both technologies are still used: CT-based navigation and 2D fluoronavigation systems. Three new technologies were introduced in the late 2000's and can be added to the orthopaedic intra-operative arsenal for spine surgery.

The 3D isocentric fluoroscope is a new type of fluoroscope, able to provide intra-operative CT-like images without the need of registration process. With templating technology, patient's CT data are used to simulate and plan preoperatively the pedicle screw trajectory on a computer workstation. A rapid prototyping technology provides templates that are intra-operatively attached to the back side of the spine at their appropriate position, thanks to the precise representation of the bony surface. Then, each drill can be carried out accurately, exactly where it has been planned. The small robots such as "Bone Mounted Robots" can be fixed directly within the operating field. With CT-based navigation technology, and a 3D - 2D registration process, they demonstrated their ability to help the surgeon to perform pedicle drilling with a high degree of accuracy in open or per cutaneous procedures.

Meta-analyses showed that 3D fluoroscopic navigation systems are more accurate than CT based and 2D fluoroscopic systems. In terms of radiation dose, 3D fluoroscopic navigation seems less radiating than conventional fluoroscopy, but this remains to be proven formally. The results for a large-scale clinical use of the bone-mounted robot and templates are not yet known and their clinical application field is being to be considered.

Comme toutes les spécialités médicales, l'Orthopédie-Traumatologie participe activement au progrès de la Médecine. Au cours de ces quarante dernières années, les patients ont pu bénéficier d'un certain nombre d'innovations qu'il s'agisse d'innovations de continuité ou d'innovations de rupture. Innover est un mot difficile qui présente la particularité d'être un verbe intransitif. On ne peut donc pas innover quelque chose. Innover est une action abstraite qui ne porte

sur rien, alors que l'on peut améliorer quelque chose. Ainsi peut-on définir l'innovation en partant de l'amélioration : une innovation est une amélioration significative et même radicale et non l'inverse. Au sens du philosophe Henri Bergson et de l'économiste autrichien Joseph Schumpeter, l'innovation repose sur le postulat suivant : l'impulsion qui pousse l'homme à innover se nourrit de la nature humaine, c'est-à-dire la caractéristique d'être toujours insatisfait.

### Correspondance :

*Clinique universitaire d'orthopédie et traumatologie - CHU A. Michallon - BP 217 - 38043 Grenoble cedex 09.  
Tel : + 33 4 76 76 55 93 - Fax : + 33 4 76 76 52 18  
E-mail : PMerloz@chu-grenoble.fr*

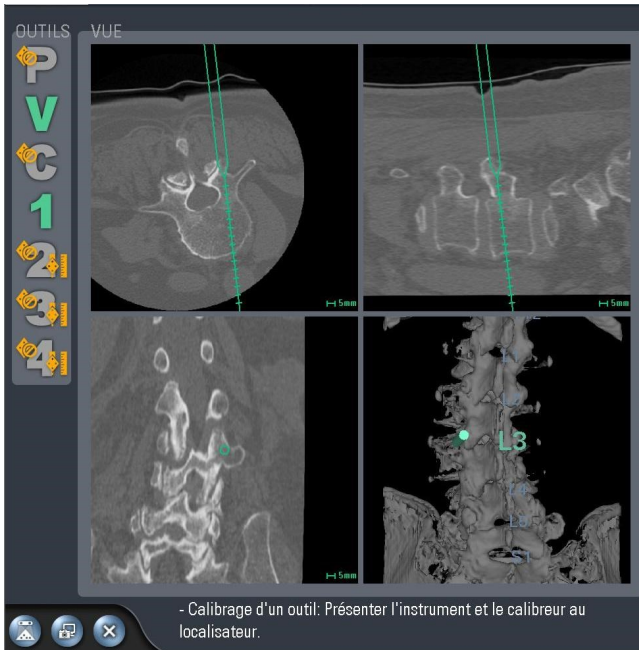


Figure 1 : Image de navigation sur la troisième vertèbre lombaire (L3), après recalage sur base TDM. L'interface utilisateur de la station de navigation permet à l'opérateur de visualiser sur le moniteur la progression de ses outils dans la vertèbre L3 en 3D et en temps réel (face + Profil + vue axiale et modèle 3D).

L'imagerie médicale (numérique) est à la base d'un certain nombre d'innovations. En effet, l'imagerie moderne (scanner, IRM) fait apparaître la troisième dimension et son caractère numérique lui permet d'être stockée facilement, transmissible (via les réseaux intra et internet), servir de support pour une modélisation et être une véritable carte pour le chirurgien en lui permettant de réaliser une planification préopératoire et/ou l'optimisation d'un geste chirurgical. En postopératoire, elle sert également de support pour contrôler et évaluer la qualité du geste en corrélation avec l'évaluation du résultat clinique. Ainsi elle apparaît être au centre d'une boucle dont la finalité est d'augmenter la qualité du service médical rendu. La chirurgie du rachis dans ses évolutions récentes a parfaitement et totalement sa place au sein de cette boucle dont le caractère est universel.

En matière de chirurgie du rachis, les deux dernières décennies ont vu la naissance d'innovations à orientation très chirurgicale. Parmi elles on peut citer les prothèses de disque intervertébral, les stratégies de réparation des lésions rachidiennes médullaires et osseuses et le développement des techniques mini-invasives, principalement percutanées.

A côté de ces innovations « chirurgicales », il existe des innovations techniques qui apportent au patient qualité et sécurité. Parmi elles on peut citer les aides à la consolidation osseuse, l'électrophysiologie per opératoire et l'imagerie médicale pré et per opératoire dans la mesure où elle a permis l'éclosion de techniques sophistiquées de navigation intra opératoire. C'est cette dernière que nous allons développer.

## Les innovations techniques

Elles suivent logiquement les deux premières innovations apparues dans la décennie 90 (navigation à base TDM et fluoronavigation 2D, (1-5)) et évitent les inconvénients respectifs de ces deux techniques (recalage pour la navigation à base TDM et imagerie 2D pour la fluoronavigation, (Fig 1 et 2)). Elles concernent les amplificateurs de brillance tridimensionnels (3D), les gabarits personnalisés de forage et les robots à fixation osseuse. Tous ces outils et techniques reposent sur une base commune d'imagerie numérique.

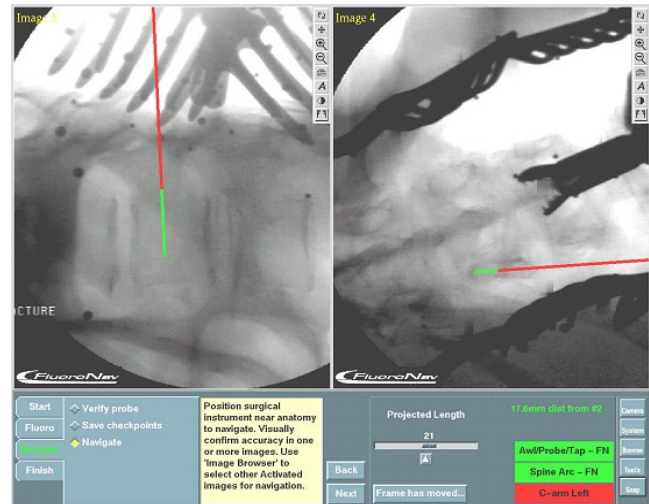


Figure 2 : Système de fluoronavigation : l'amplificateur de brillance muni de sa grille de calibrage fixée au récepteur permet d'acquérir deux images face et profil de la vertèbre opérée. Les deux images seront reformattées par l'ordinateur permettant alors une navigation en temps réel, sans recalage mais en deux dimensions seulement (vertèbre lombaire en photo).

## Navigation per opératoire en 3D avec amplificateur de brillance tridimensionnel (3D)

On utilise ici un amplificateur de brillance doté d'un « bras en C » classique, décrit aussi sous l'appellation « fluoroscope tridimensionnel 3D ». Ce qui change par rapport à un système conventionnel c'est que le « bras en C » est motorisé. Il peut donc être animé de mouvements en rotation de l'ensemble émetteur/récepteur. Cette rotation se fait généralement sur 180° autour du patient. Pendant cette rotation, les images sont émises en rafale puis captées, de façon régulière au niveau du récepteur. L'accumulation d'images sur 180° permet de formater un modèle tridimensionnel (3D) (6). Pour atteindre ce but il faut que l'appareil soit doté d'une capacité iso centrique de façon à ce que l'organe radiographié reste toujours équidistant de l'émetteur de rayons X et du récepteur. La navigation est autorisée après acquisition des images sous réserve qu'un arc de référence ait été fixé sur l'organe opéré (vertèbre) (6,7).

Les avantages d'un amplificateur de brillance tridimensionnel sont les suivants : les images peuvent être présentées en trois

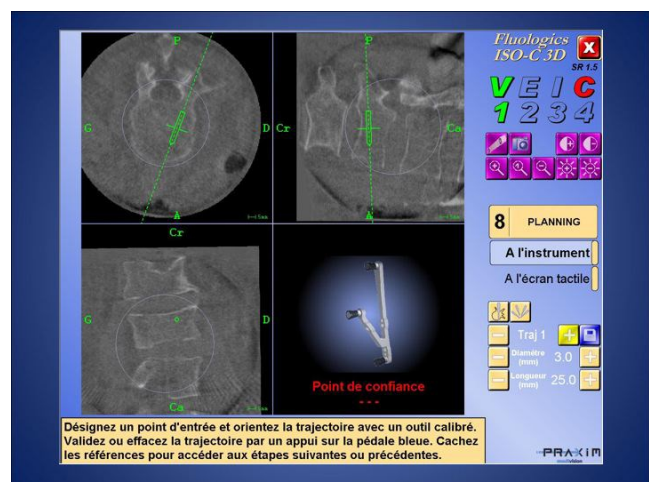


Figure 3 : Système de fluoroscopie 3D + Navigation : Les images acquises pendant la rotation du bras en « C » sont reformattées puis présentées sur les écrans du système comme les planches TDM que nous utilisons quotidiennement, c'est à dire sous un mode « pseudo 3D » (images coronales sagittales et axiales), donnant un effet « CT like ». La navigation s'effectue en temps réel directement sur les images présentées à l'écran (photo).





Figure 4 : Scanner de Bloc : Le terme ultime de la fluoroscopie 3D est représenté par le scanner de bloc. Il est utilisé ici pour des gestes de radiologie interventionnelle (image Pr. Yvan Bricault, CHU Grenoble).

dimensions avec un véritable effet « CT like ». Il n'y a pas de recalage proprement dit et le fonctionnement du système est fiable (Fig 3). De plus le système permet un contrôle peropératoire de la position des implants. Par contre, les récepteurs sont encore de taille réduite et il est difficile d'avoir des images de qualité pour de gros volumes. Les images provenant de récepteurs plans au silicium (flat detection panel) sont de bien meilleure qualité et donnent un élan très prometteur à l'utilisation de ce type d'outil (6-9). Le terme ultime des amplificateurs de brillance 3D est le véritable scanner de bloc opératoire. Certaines unités de radiologie interventionnelle en sont dotées (Fig 4). Ce scanner peut être déplacé sur un rail fixé au plancher ou au plafond de la salle (8,10). Certains scanners de bloc ont des fonctions robotisées plus ou moins sophistiquées permettant d'optimiser les conditions d'obtention des images radiographiques. Cette technologie a donné naissance au concept de salles hybrides permettant des gestes interventionnels le plus souvent percutanés et/ou mini-invasifs en radiologie et/ou en chirurgie (rachis inclus). Ce concept est progressivement en train de s'imposer comme un « standard d'équipement » des grands hôpitaux.

### Les gabarits personnalisés de forage

Ils ont été mis au point en Allemagne par l'équipe de Klaus Radermacher à Aachen au début des années 90 (11,12) et ils s'apparentent à des systèmes de navigation semi-actifs. Leur forme est déterminée à partir d'une base d'images TDM (ou IRM) de l'organe opéré (en l'occurrence de la ou des vertèbres). Grâce à une technique de prototypage rapide (fraisage ou imprimante 3D), il est construit un gabarit qui s'adapte parfaitement sur la face postérieure du rachis, au niveau de la ou des vertèbres que l'on doit instrumenter. A partir de l'examen TDM pré opératoire, une prévision permet de déterminer avec précision le trajet pédiculaire. L'une des étapes du prototypage rapide consiste à forer l'axe du pédicule dans le gabarit. Une fois que le gabarit est correctement positionné sur le rachis, l'opérateur peut introduire l'outil de forage dans les trous prévus à cet effet sur le gabarit (Fig 5). Cette technologie est fiable et son usage est facile. Par contre, tout changement de direction ou d'axe, ou de point de pénétration de l'outil de perçage est naturellement impossible (13,14).

### Les robots

Il n'y a pas à notre connaissance de robot au sens strict du terme (machine effectuant un travail autonome et indépen-

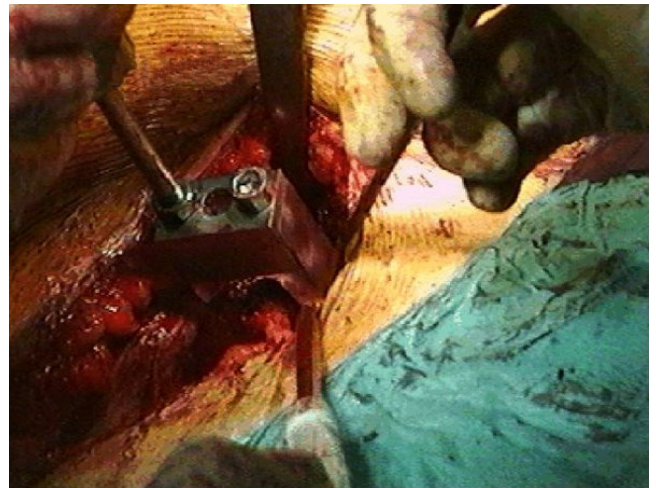


Figure 5 : Gabarits personnalisés : Les gabarits individuels servent d'aide au positionnement d'outils. Sur le plan pratique il faut disposer d'un examen TDM et d'un système de prototypage rapide. Un planning informatisé permet de percer un trou orienté dans l'axe du pédicule autorisant alors le forage (image Klaus Radermacher, Helmholtz-Institute, Biomedical Engineering, Aachen university, Allemagne).

dant du chirurgien, conformément à un planning établi en pré opératoire) en chirurgie du rachis. Les « robots rachidiens » sont représentés par le concept de « *Bone Mounted Robot* » (robot à fixation osseuse) (15,16). Ces robots miniaturisés sont en fait des positionneurs d'outils. Ils fonctionnent à base TDM et la détermination du point d'entrée et de l'axe du pédicule (ou d'une autre partie de vertèbre) se fait à partir du planning pré opératoire. La navigation est possible à partir d'un recalage entre les images scanner pré opératoires et des images de fluoroscopie 2D peropératoires (grâce à un recalage dit « 3D/2D »). L'exemple type est le système *Renaissance™*. Ce système est un positionneur d'outils créé pour la mise en place des vis pédiculaires, (mais il peut effectuer d'autres tâches sur le rachis ou sur le crâne). Il est compact, léger et se fixe directement sur le processus épineux vertébral (Fig 6). Sa géométrie hexapodale lui permet d'avoir six degrés de liberté (17-19). Les cliniciens qui l'ont utilisé soulignent sa grande précision et sa facilité d'emploi. Un des inconvénients du système est qu'il ne permet pas le contrôle direct du positionnement des implants.

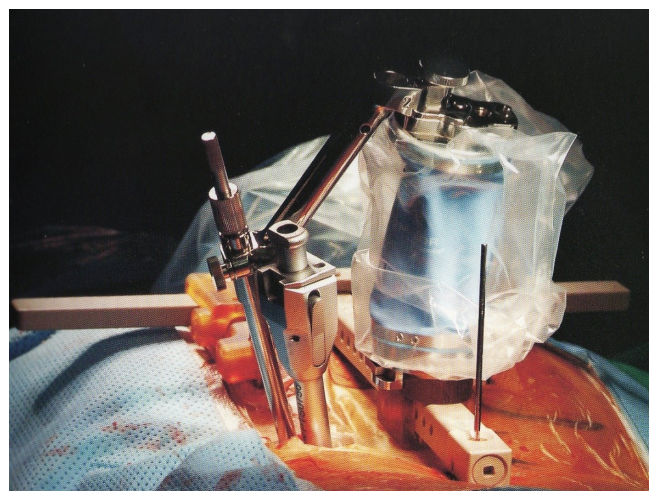


Figure 6 : Robot : Le système « Renaissance™ » est un positionneur d'outils créé initialement pour la mise en place des vis pédiculaires. Il est très compact (volume d'une grosse boîte d'allumettes) et fonctionne à base TDM. Sa géométrie hexapodale lui permet d'avoir 6 degrés de liberté.

## Intérêt, avantages, inconvénients et limites des différents systèmes

Par opposition aux innovations ou *technologies de rupture*, les *innovations de continuité* procèdent par améliorations et incréments graduels successifs des performances technologiques antérieures. Les techniques que nous venons de décrire rentrent parfaitement dans le cadre des innovations de continuité dans les domaines du produit et du procédé.

A première vue, la *navigation avec amplificateur de brillance 3D* apparaît comme un outil très intéressant car il associe les avantages de l'effet TDM et ceux de la fluoroscopie 2D. La navigation 3D fournit réellement en per opératoire des images en trois dimensions et en temps réel (6-10). La navigation fluoroscopique 3D permet de diminuer de façon significative le taux de vis mal placées puisque le taux de pénétration extra-pédiculaire atteint 2 % à 5 % dans plusieurs séries (9) alors qu'avec une chirurgie conventionnelle, il peut dépasser 20 % dans certaines séries. De plus la fluoroscopie 3D permet le contrôle per opératoire de la position des implants et leur modification éventuelle, ce qui fait que le taux théorique d'implants pédiculaires mal placés s'avère être proche de zéro. En matière de précision, la navigation fluoroscopique 3D apparaît supérieure à la chirurgie conventionnelle mais aussi à la navigation à base TDM et à la fluoroscopie naviguée 2D (9,20-22). Bien que les publications soient encore très restreintes, la navigation fluoroscopique 3D est particulièrement efficace et utile lorsqu'il y a une rotation vertébrale (cas des scolioses) car l'insertion des vis pédiculaires est plus difficile en raison de l'orientation atypique des pédicules (23,24). Il en est de même lorsque le rachis a été préalablement arthrodésé par fusion postérieure et que l'on se trouve face à une chirurgie de reprise (23,24).

La mise en œuvre récente des *systèmes robotisés* (robot à fixation osseuse) limite les publications sur leur efficacité clinique. Néanmoins, des expériences cliniques d'importance variable (17-19) permettent de dire que l'utilisation du robot avec une chirurgie à ciel ouvert ou une chirurgie percutanée et comparée à la technique conventionnelle permet d'augmenter de façon nette la précision de pose des implants pédiculaires (plus de 90 % de vis strictement intra-pédiculaires), tout en réduisant de façon significative la dose globale de rayons X administrée (25,26), ainsi que le taux de complications et de ré-interventions.

La technique des *gabarits individuels* (ou guides de perçage) pour la pose des vis pédiculaires est restée d'utilisation confidentielle jusqu'à la fin des années 2000. Elle réapparaît actuellement (notamment en Asie) de façon spectaculaire en chirurgie du rachis (14). Son utilisation reste toutefois restreinte pour des raisons de coût et d'environnement technique (machine de prototypage rapide).

Même si nous manquons actuellement de certitude, il semble que la fluoronavigation 3D apparaisse un peu moins irradiante que la fluoroscopie conventionnelle, dans la mesure où les conditions d'utilisation clinique des deux systèmes sont similaires (25,26). Dans tous les cas ces technologies nouvelles restent consommatrices de temps en peropératoire (20).

L'utilisation d'un système de navigation ne permet pas de réduire significativement les pertes sanguines lorsque l'on compare les techniques conventionnelles aux techniques naviguées. Par ailleurs, il n'y a pas de données suffisamment importantes à notre disposition pour tirer des conclusions précises en matière de supériorité des systèmes de navigation en matière de résultat fonctionnel (20).

Les systèmes que nous avons décrits ne sont pas utilisés de façon universelle. Si pour certaines équipes, elles représentent un progrès incontestable et presque incontournable (8,9,20,24), pour d'autres, elles ne remettent pas en cause la fiabilité de la technique conventionnelle de pose des vis pédiculaires (27). L'impact des nouvelles technologies en terme

d'utilisation clinique reste encore limité sauf pour la fluoroscopie naviguée 3D.

## Conclusion

La supériorité des systèmes de navigation est évidente lorsqu'ils sont utilisés pour mettre en place des implants pédiculaires dans les grandes déformations rachidiennes ou sur des segments rachidiens préalablement fusionnés. Parmi les trois systèmes de navigation couramment utilisés, les publications montrent que les systèmes de navigation à base fluoroscopique 3D sont plus précis que les systèmes de fluoronavigation 2D et que les techniques qui utilisent le recalage à base TDM. En matière d'irradiation, la fluoronavigation 3D semble moins irradiante que la fluoroscopie conventionnelle, mais surtout elle autorise un contrôle immédiat peropératoire qui fait disparaître le risque de ré-intervention pour implant mal placé. Pour l'instant, seules quelques équipes aux Etats-Unis pour le robot et en Asie pour les gabarits individuels étudient le domaine d'utilisation clinique de ces systèmes en chirurgie du rachis.

## Discussion en séance

### Question de G Casanova

Intérêt de la recherche utilisant la technologie issue de l'impression en 3D ?

### Réponse

Le prototypage rapide a été conçu initialement à partir d'une technique utilisant l'usinage de pièces. C'était assez facile à réaliser car les outils d'usinage disposaient d'une commande numérique. Depuis quelques années on a vu apparaître les techniques utilisant les imprimantes 3D. Elles sont désormais en train de s'imposer à condition que le matériau utilisé puisse être stérilisable.

### Question de J Chazal

Comment envisager la formation des internes en chirurgie dans le contexte de la navigation et de la robotisation ?

### Réponse

Il faut ne pas perdre de vue que la formation aux techniques conventionnelles est à la base des connaissances indispensables en chirurgie. Les techniques de navigation (avec amplificateur de brillance 3D, robot ou gabarits personnalisés) doivent être perçues comme une aide supplémentaire dont la finalité est d'optimiser la stratégie et la précision pré et/ou peropératoire en vue d'améliorer le résultat clinique tout en procurant sécurité pour le patient et confort pour le chirurgien. Les techniques de navigation doivent donc être enseignées parallèlement aux techniques conventionnelles.

## Références

1. Nolte LP, Visarius H, Arm E, Langlotz F, Schwarzenbach O, Zamorano L. Computer aided fixation of spinal implants. *J Image Guid Surg.* 1995;1:88-93.
2. Lavallée S, Sautot P, Troccaz J, Cinquin P, Merloz P. Computer assisted spine surgery. A technique for accurate transpedicular screw fixation using CT data and a 3D optical localizer. *J. Image Guid Surg.* 1995;1:65-73.
3. Merloz P, Tonetti J, Pittet L, Coulomb M, Lavallée S, Sautot P. Pedicle screw placement using image guided techniques. *Clin. Orthop.* 1998;354:39-48.
4. Merloz P, Tonetti J, Cinquin P, Lavallée S, Troccaz J, Pittet L. Chirurgie assistée par ordinateur : vissage automatisé des pédicules vertébraux. *Chirurgie.* 1998;123:482-90.
5. Merloz P, Troccaz J, Vouaillat H, Vasile C, Tonetti J, Eid A et al. Fluoroscopy-based navigation system in spine surgery. *Proc Inst Mech Eng (H).* 2007;221:813-20.
6. Desbat L, Fleute M, Defrise M, Liu X, Huberson C, Laouar R et al.

- Minimally invasive interventional imaging for computer-assisted orthopaedic surgery. In Troccaz J, Merloz Ph, editors. "Surgetica 2002", Computer-aided medical interventions: tools and applications, Sauramps Medical; Montpellier. 2002:288-95.
7. Wendl K, von Recum J, Wentzensen A, Grützner PA. Iso-C (3D-assisted) navigated implantation of pedicle screws in thoracic lumbar vertebrae. *Unfallchirurg*. 2003;106:907-13. (Article in German).
  8. Grützner PA, Beutler T, Wendl K, von Recum J, Wentzensen A, Nolte LP. Intraoperative three-dimensional navigation for pedicle screw placement. *Chirurg*. 2004;75:967-75. (Article in German).
  9. Mason A, Paulsen R, Babuska JM, Rajpal S, Burneikiene S, Nelson EL, Villavicencio AT. The accuracy of pedicle screw placement using intraoperative image guidance systems. *J Neurosurg Spine*. 2014;20:196-203. doi: 10.3171/2013.11.SPINE13413. Epub 2013 Dec 20.
  10. von Recum J, Wendl K, Vock B, Grützner PA, Franke J. Intraoperative 3D C-arm imaging. State of the art. *Unfallchirurg*. 2012;115:196-201. (Article in German).
  11. Radermacher K, Porthene F, Zimolong A, Eichhorn C, Staudte HW, Rau G. Image guided orthopaedic surgery using individual templates. In Troccaz J, Grimson E, Mösges M, editors. *Lecture notes in computer science*, Berlin : Springer Verlag. 1997:606-15.
  12. Radermacher K, Porthene F, Anton M, Zimolong A, Kaspers G, Rau G et al. Computer assisted orthopaedic surgery with image based individual templates. *Clin Orthop Relat Res*. 1998;:28-38.
  13. Birnbaum K, Schkommodau E, Decker N, Prescher A, Klapper U, Radermacher K. Computer-assisted orthopedic surgery with individual templates and comparison to conventional operation method. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001;26:365-70.
  14. Lu S, Xu YQ, Chen GP, Zhang YZ, Lu D, Chen YB et al. Efficacy and accuracy of a novel rapid prototyping drill template for cervical pedicle screw placement. *Comput Aided Surg*. 2011;16:240-8. doi: 10.3109/10929088.2011.605173. Epub 2011 Aug 12.
  15. Shoham M, Burman M, Zehavi E, Joskowicz L, Batkalin E, Kunicher Y. Bone mounted miniature robot for surgical procedures: concept and clinical applications. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*. 2003;19:893-901.
  16. Shoham M, Lieberman IH, Benzel EC, Togawa D, Zehavi E, Zilberstein B et al. Robotic assisted spinal surgery - from concept to clinical practice. *Computer Aided Surg*. 2007;12:105-15.
  17. Pechlivanis I, Kiriyathan G, Engelhardt M, Scholz M, Lücke S, Harders A et al. Percutaneous placement of pedicle screws in the lumbar spine using a bone mounted miniature robotic system, first experiences and accuracy of screw placement. *Spine* 2009;34:392-8.
  18. Devito DP, Kaplan L, Dietl R, Pfeiffer M, Horne D, Silberstein B et al. Clinical acceptance and accuracy assessment of spinal implants guided with SpineAssist surgical robot: retrospective study. *Spine*. 2010;35:2109-15. doi:10.1097/BRS.0b013e3181d323ab.
  19. Kantelhardt SR, Martinez R, Baerwinkel S, Burger R, Giese A, Rohde V. Perioperative course and accuracy of screw positioning in conventional, open robotic-guided and percutaneous robotic-guided, pedicle screw placement. *Eur Spine J*. 2011;20:860-8. doi:10.1007/s00586-011-1729-2.
  20. Tian NF, Huang QS, Zhou P, Zhou Y, Wu RK, Lou Y et al. Pedicle screw insertion accuracy with different assisted methods: a systematic review and meta-analysis of comparative studies. *Eur Spine J*. 2011;20:846-59. Epub 2010 Sep 23. DOI 10.1007/s00586-010-1577-5.
  21. Fu TS, Chen LH, Wong CB, Lai PL, Tsai TT, Niu CC et al. Computer assisted fluoroscopic navigation of pedicle screw insertion: an in vivo feasibility study. *Acta Orthop Scand*. 2004;75:730-5.
  22. Youkilis AS, Quint DJ, McGillicuddy JE, Papadopoulos SM. Stereotactic navigation for placement of pedicle screws in the thoracic spine. *Neurosurgery*. 2001;48:771-9.
  23. Nottmeier EW, Seemer W, Young PM. Placement of thoracolumbar pedicle screws using three-dimensional image guidance: experience in a large patient cohort. *J Neurosurg Spine*. 2009;10:33-9.
  24. Grutzner PA, Waelti H, Vock B, Hebecker A, Nolte LP, Wentzensen A. Navigation using fluoro-CT technology, concept and clinical experience in a new method for intraoperative navigation. *Eur J Trauma*. 2004;30:161-70.
  25. Slomczykowski M, Roberto M, Schneeberger P, Ozdoba C, Vock P. Radiation dose for pedicle screw insertion. Fluoroscopic method versus computer-assisted surgery. *Spine*. 1999;24:975-82.
  26. Kraus MD, Krischak G, Keppler P, Gebhard FT, Schuetz UH. Can computer-assisted surgery reduce the effective dose for spinal fusion and sacroiliac screw insertion? *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468:2419-29. Epub 2010 Jun 3.
  27. Amato V, Giannachi L, Irace C, Corona C. Accuracy of pedicle screw placement in the lumbosacral spine using conventional technique: computed tomography postoperative assessment in 102 consecutive patients. *J Neurosurg Spine*. 2010;12:306-13.