

Prothèses discales cervicales

J.-M. Vital, P. Guérin, O. Gille, V. Pointillart

On admet que l'indication idéale d'une prothèse discale cervicale (PDC) est la névralgie cervicobrachiale (NCB) déficitaire ou résistant au traitement conservateur, due à une hernie discale molle touchant donc un disque encore mobile sur des clichés dynamiques. Plus rarement on retient comme indication une NCB due à une hernie dure ou ostéophytose si toutefois le disque est mobile. La myélopathie par compression discale est une indication plus discutée. Il existe un très grand nombre de PDC qui sont classifiées selon leur constitution, leur type d'ancrage, le caractère contraint ou non, leur compatibilité à l'imagerie par résonance magnétique. La technique de pose très proche de celle d'une arthrodeuse par cage intersomatique doit être d'une grande rigueur notamment en terme de centrage. La persistance de la mobilité dans le segment prothésé explique la réduction du taux d'atteintes radiologiques, cliniques ou conduisant à une reprise chirurgicale des niveaux adjacents par rapport à une fusion première. Les ossifications hétérotopiques autour de la PDC ont des causes multiples et conduisent à un taux non négligeable de fusion qui augmente avec le temps.

© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Prothèse discale cervicale ; Hernie discale cervicale ; Névralgie cervicobrachiale ; Pathologie du segment adjacent ; Ossifications hétérotopiques

Plan

■ Introduction	1
■ Historique	1
■ Biomécanique	2
Notions générales	2
Classification des prothèses	2
Présentation des principales prothèses discales cervicales	3
■ Indications et contre-indications	4
Hernie discale molle	4
Hernie discale dure ou ostéophytique	4
Myélopathie par cervicarthrose avec compression localisée	4
■ Technique	5
Installation	5
Incision	6
Abord discal	6
Dissection intersomatique	6
Curetage	7
Mise en place de la prothèse	7
Quelques situations particulières	7
Suites opératoires	8
■ Résultats	8
Résultats cliniques	8
Résultats radiologiques	8
■ Complications	9
Complications de la voie d'abord	9
Cyphose sur le segment prothésé	9
Reprise chirurgicale pour déplacement de prothèse	9
Réaction inflammatoire et dépôt de métal	9
Fracture du corps vertébral	9

Syndromes adjacents ou atteintes des segments adjacents à la prothèse	9
Ossifications hétérotopiques	10
■ Conclusion	11

■ Introduction

Les prothèses discales cervicales (PDC) sont en réalité des prothèses discales totales et mécaniques posées après une ablation complète du disque et ceci toujours par voie antérieure. Elles sont indiquées dans le traitement des hernies discales cervicales molles ou plus rarement dures par ostéophytose entraînant la compression de racines cervicales ou parfois de la moelle épinière. Il en existe un grand nombre sur le marché et il faut savoir les classer notamment selon des critères biomécaniques. Leur technique de pose, très proche de celle des cages placées en intersomatique pour obtenir une fusion, doit être très précise notamment dans le centrage. Les résultats sont équivalents sur le plan clinique à ceux de l'arthrodeuse avec un avantage radiologique de maintien très régulier de la mobilité.

■ Historique

La façon la plus simple de réaliser la chirurgie des hernies discales consiste en une discectomie pure, sans pose de matériel, le plus souvent par voie antérieure, notamment en cervical moyen et plus rarement par voie postérieure pour les niveaux bas comme C7-T1. Devant le caractère cyphosant de cette chirurgie par discectomie pure ^[1], la greffe osseuse transdiscal

décrite depuis longtemps par Smith et Robinson [2] et Cloward [3] utilisant une instrumentation spécifique a longtemps gardé sa place après le geste d'exérèse de la hernie. La greffe osseuse, le plus souvent prise sur la crête iliaque, et une stabilisation par plaque antérieure vissée, est considérée comme le gold standard de la chirurgie de la hernie discale.

À la fin des années 1990, les greffes osseuses ont été remplacées par les cages cervicales remplies d'os de crête iliaque ou d'os prélevé localement ou enfin, de substitut osseux. Fernstrom [4] est le premier chirurgien à avoir utilisé une prothèse au niveau cervical en 1962 : il pose 13 prothèses cervicales chez huit patients. Il s'agissait de billes en acier inoxydable, de 6 à 10 mm, placées au milieu du disque intervertébral. À un an, l'auteur décrit un bon résultat clinique et radiologique, mais très vite a observé une impaction de la prothèse dans les plateaux. Entre 1989 et 1991 est développée la prothèse du Frenchay Hospital de Bristol appelée prothèse Prestige®. Il s'agissait donc d'une prothèse métal sur métal, de type *ball and socket*, avec un vissage dans les corps et une crête de stabilisation. Plusieurs types de prothèses Prestige® ont par la suite été développés (Prestige® 1, 2, ST et LP). En 2001, Pointillart [5] propose une prothèse en titane vissée dans le corps vertébral inférieur avec une interface en carbone qu'il applique chez huit patients ; il observe rapidement huit fusions.

On peut dire que la véritable utilisation régulière des PDC s'est faite à partir des travaux de Vincent Bryan [6], qui dès 1993 a développé la prothèse portant son nom. La première pose a eu lieu en 2000 et a été suivie de nombreuses études multicentriques en Europe, principalement contrôlées par Goffin et Pointillart [7]. Depuis le début des années 2000, un grand nombre de prothèses discales cervicales ont été proposées avec des modèles biomécaniques et des caractéristiques que nous décrivons dans le chapitre suivant.

■ Biomécanique

Notions générales

Les PDC totales sont constituées de surfaces d'appui conçues pour tolérer des charges sans entraîner de rupture, pour réduire le frottement et générer le moins de débris possible avec une mobilité la plus longtemps conservée.

Tests d'usure et de mobilité

Des tests d'usure et de mobilité avec variation des charges et des mouvements sont proposés pour évaluer ces implants. D'après Bartels [8] ces tests ne seraient pas assez standardisés. On estime que l'application de 30 à 50 millions de cycles correspond à une durée de vie de 30 à 50 ans, avec une fréquence de mouvements cervicaux de 500 par heure. Les cycles de tests de 100 millions de cycles flexion/extension recouvriraient toute une vie.

Matériaux utilisés

Ils comprennent :

- des métaux et alliages comme :
 - les alliages d'acier inoxydable comprenant le carbone, le chrome, le fer et le nickel. Il s'agit de matériel peu coûteux, résistant à la corrosion grâce à l'oxyde de chrome à la surface du métal, moins résistant que le titane et présentant une bonne biocompatibilité,
 - le titane et les alliages de titane (avec aluminium et vanadium) sont résistants à la corrosion grâce à l'oxyde de titane et entraînent moins d'artefacts en imagerie par résonance magnétique (IRM),
 - les alliages de cobalt sont résistants à la corrosion grâce à l'oxyde de chrome et le nickel ;
- des céramiques d'utilisation plus récente avec l'alumine ou le zirconium. La résistance à la corrosion est plus importante au

même titre que la résistance à l'usure, mais ces céramiques sont plus fragiles du fait d'une faible ductilité ;

- les polyéthylènes, notamment de haut poids moléculaire comme l'UHMWPE (*ultra high molecular weight polyethylene*).

Classification des prothèses

Elle est faite selon les types d'ancrage, la surface et les couples de frottement, le caractère contraint ou non de la prothèse, la situation du centre de mouvement, et enfin la compatibilité en IRM.

Ancrage

L'ancrage, ou contact entre l'implant et les plateaux vertébraux, peut se faire par une quille, des vis, ou des macrotextures. Le revêtement de surface facilite l'auto-intégration. Il peut s'agir d'hydroxyapatite ou de phosphate tricalcique (il s'agit alors de revêtement actif), sinon il peut s'agir de titane poreux ou de chrome cobalt. Les revêtements sont déposés par projection plasma ou procédé électrochimique. D'après Lin [9], si la prothèse est contrainte, il y aura plus de stress sur les plateaux vertébraux, ce qui impose un meilleur ancrage. La prothèse de Bryan que nous décrivons en détail plus loin, très mobile, voit dans ce sens ses plateaux très peu exposés à ce stress.

Couples de frottements

Les quatre types de couples de frottements sont le :

- couple métal-polyéthylène ;
- couple métal-métal ;
- couple céramique-polyéthylène ;
- couple céramique-céramique.

Le couple métal-polyéthylène, le plus ancien utilisé en arthroplastie est un peu considéré comme couple de référence ; les débris engendrés (de polyéthylène) sont de grande taille. Le couple métal-métal et a fortiori céramique-céramique entraîne la formation de débris plus petits et moins abondants et diminue donc ainsi le risque de réaction inflammatoire.

Caractère contraint ou non de la prothèse

Il faut savoir qu'un disque normal comme le segment mobile intervertébral dont il fait partie a 6 degrés de liberté, 3 degrés en translation et 3 degrés en rotation.

On peut donc proposer trois types de prothèses :

- les *prothèses non contraintes* qui ont 6 degrés de liberté comme la prothèse de Bryan ;
- les *prothèses semi-contraintes* qui ont 5 degrés de liberté comme la prothèse Mobi C® ;
- les *prothèses contraintes* qui ont 3 degrés de liberté comme les prothèses Discocerv® ou Prodisc-C.

Les prothèses non contraintes n'ont pas besoin d'un centrage parfait, mais elles sollicitent plus les articulaires postérieures. Les prothèses contraintes imposent une stabilité excellente donc un ancrage parfait. Les prothèses semi-contraintes sont stables grâce à une translation qui, même minime, se réalise dans un noyau. La translation augmente avec le diamètre du rayon de courbure de ce noyau.

Situation du centre du mouvement ou centre moyen de rotation (Fig. 1)

Au disque cervical normal, le centre de mouvement dans la flexion extension est situé à proximité du plateau inférieur de la vertèbre sous-jacente. Il existe des prothèses avec ce centre qui est situé comme en anatomie, au-dessous du disque prothésé. À l'opposé certaines prothèses ont leur centre de rotation situé au-dessus du disque, car elles présentent un noyau à convexité inférieure (prothèses Prestige® et Discocerv® notamment).

Compatibilité avec l'IRM

Elle a été particulièrement étudiée par Sekhon [10]. Ce dernier a notamment comparé quatre types de prothèses, décrites par la

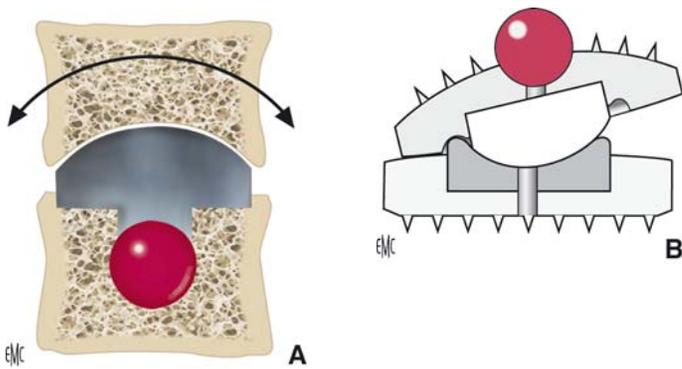


Figure 1. Centres des mouvements (ou centre moyen de rotation) dans le corps vertébral inférieur (A), et dans le corps vertébral supérieur (B), selon la convexité vers le haut ou vers le bas du noyau.

suite : la prothèse de Bryan, la prothèse Prestige[®] LP, la prothèse Prodisc-C et la prothèse (*porus coated motion*) PCM. Il démontre que, tant au niveau opéré qu'au niveau adjacent, les prothèses de Bryan et Prestige[®] LP créent moins d'artefacts que les prothèses Prodisc-C et PCM. Par ailleurs, les prothèses tout en céramique ou en céramique-polyéthylène permettent une analyse parfaite au niveau opéré, ce que ne permettent pas les prothèses métalliques, même en titane (Fig. 2).

Présentation des principales prothèses discales cervicales

La prothèse de Bryan [7, 11] a été mise au point par Bryan et Kunsher. Il s'agit d'une prothèse non contrainte, présentant deux coques en titane convexes, un manchon en polyuréthane et un noyau lui aussi en polyuréthane, avec un revêtement poreux en titane. Il faut injecter une solution saline avant l'implantation pour lubrifier ce noyau. Cette prothèse a en moyenne une mobilité de 11° en flexion-extension, de 11° en inclinaison latérale et de 2 mm en translation. Étant « déformable », on peut estimer que son centre de rotation est a priori au milieu de la prothèse. Il s'agit pour le moment de la prothèse la plus posée dans le monde, puisqu'on estime qu'il y a eu 6 000 poses en 2009. On va voir qu'elle expose aux risques de cyphose et d'enraidissement ou d'une perte de mobilité du fait probablement de sa souplesse et de son caractère non contraint.

La prothèse Prestige[®] LP est constituée de deux pièces en titane. Il s'agit d'une prothèse métal-métal. La partie sphérique et convexe est sur le plateau supérieur par rapport à la partie concave qui est sur le plateau inférieur. Il s'agit d'une prothèse semi-contrainte de type *ball and socket* permettant une légère translation antéropostérieure. Deux rails crantés ont permis de remplacer les vis initialement utilisées sur le premier modèle Prestige[®]. Des particules de titane constituent un revêtement poreux pour favoriser l'ostéo-intégration. Sa mobilité moyenne est plutôt modérée puisqu'elle est estimée à moins de 6° par Porchet [12].

La prothèse PCM est composée de deux plateaux en chrome cobalt et molybdène et d'un noyau en polyéthylène de haut poids moléculaire. Le revêtement est en titane et hydroxyapatite. Il s'agit d'une prothèse peu contrainte ; elle a été utilisée par Pimenta [13] et par Mac Afee [14] qui conseillent pour maintenir sa stabilité de ne pas enlever le ligament longitudinal dorsal. Nous allons revenir sur ce choix dans le chapitre de technique chirurgicale.

La prothèse Prodisc-C [15] est constituée de deux plateaux en chrome cobalt molybdène et d'un noyau en polyéthylène de haut poids moléculaire, avec du titane poreux sur les plateaux et deux quilles (une sur chaque plateau), qui caractérisent cette prothèse. Elle est contrainte et n'autorise pas de translation ; le centre de rotation est au-dessus du plateau supérieur de la vertèbre sous-jacente et la mobilité est de 11,5° en flexion-extension.

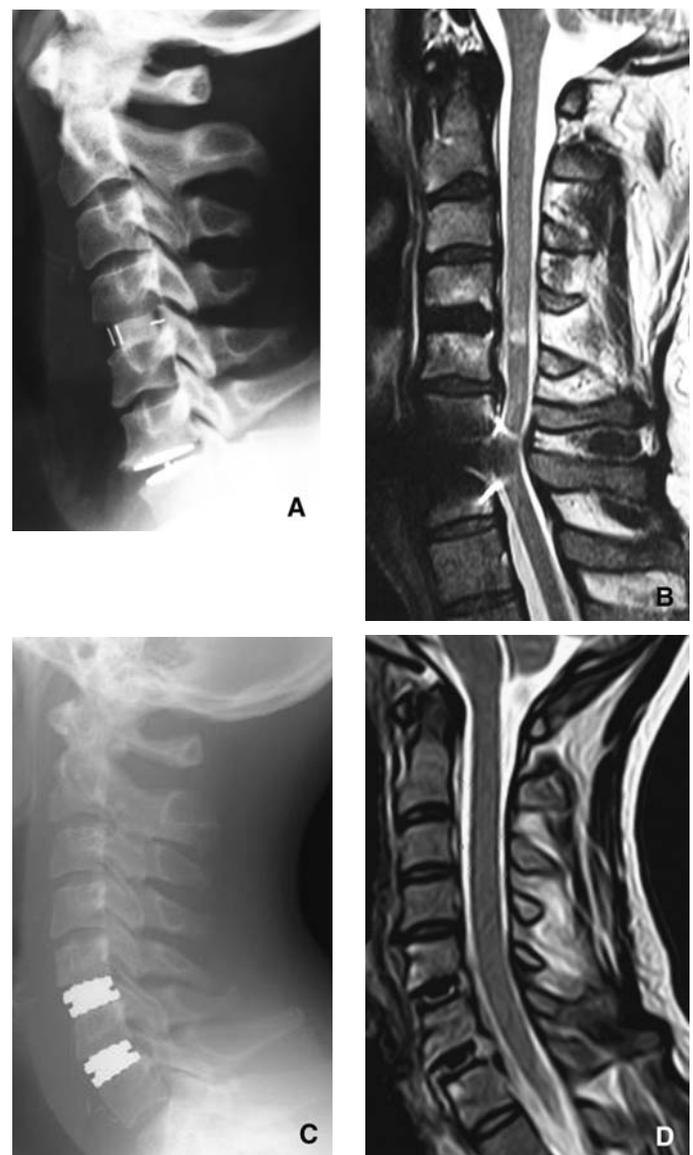


Figure 2. Compatibilité avec l'imagerie par résonance magnétique.

- A. Cage C4-C5 et prothèse en titane C6-C7.
- B. Diffraction importante en regard de la prothèse.
- C. Prothèses céramique/céramique.
- D. Compatibilité parfaite.

La prothèse Mobi C[®] [16] est semi-contrainte avec un noyau en polyéthylène mobile, entre deux plateaux en chrome cobalt. Elle a 5 degrés de liberté, 2 degrés de translation et 3 degrés de rotation ; elle autorise 10° de flexion-extension, 10° d'inclinaison et 8° de rotation.

La prothèse Discocerv[®] [17] a un noyau en céramique (zircone alumine) qui a la particularité d'avoir sa partie convexe située sur le plateau supérieur avec un centre de rotation situé en haut pour, d'après les concepteurs, retarder le contact des unci de face et mettre en distraction les articulaires ; le but final serait de diminuer les ossifications hétérotopiques. Les plateaux sont en titane avec un revêtement d'hydroxyapatite.

La prothèse Bagera[®] [18] comprend deux plateaux en titane, recouverts de diamolith, et un noyau de polyéthylène de haute densité agissant comme amortisseur.

La prothèse Cervicore[™] est une prothèse métal-métal, semi-contrainte avec deux plateaux en chrome cobalt présentant deux rails et un revêtement titane poreux. Il y aurait une variation de centre instantané de rotation selon le mouvement : il se situerait au niveau du corps vertébral inférieur en flexion-extension et au niveau du corps vertébral supérieur, en inclinaison latérale.

La prothèse Kineflex est une prothèse semi-contrainte métal-métal comprenant trois pièces en chrome cobalt molybdène, une quille centrale et un revêtement titane poreux. Seuls 250 patients ont été opérés en Afrique du Sud.

La prothèse Secure[®]-C est une prothèse semi-contrainte qui comprend un noyau en polyéthylène entre deux plateaux en métal.

La prothèse Discovery[®] est une prothèse semi-contrainte avec un noyau en polyéthylène et deux plateaux en titane qui ont six dents et un revêtement en titane poreux.

La prothèse activ[®] C est une prothèse semi-contrainte avec un noyau en polyéthylène et des plateaux en chrome cobalt avec quatre dents en haut, une quille en bas et un revêtement titane poreux.

La prothèse NeoDisc[™] est une prothèse originale puisqu'elle n'est pas totale ; c'est en réalité une prothèse de nucleus avec un corps en élastomère de silicone et une gaine en textile, du polyester. On peut estimer qu'il s'agit d'une prothèse élastomérique qui a un vrai pouvoir d'amortissement ; elle a été mise au point par Jackowski [19].

La prothèse Granvia[™] est une prothèse semi-contrainte en céramique avec un anneau amortisseur en polyéther-éthér-kétone qui a l'avantage d'être parfaitement compatible en IRM, contrairement aux prothèses métalliques même en titane.

“ Point important

Après avoir décrit ce long catalogue de prothèses cervicales qui est en perpétuel remaniement on peut estimer que la prothèse idéale pourrait être une prothèse :

- qui amortisse les contraintes axiales, ce qui est peu retrouvé dans ce panel en dehors peut-être de la prothèse NeoDisc[®] ;
- idéalement radiotransparente, tout au moins IRM compatible, ce qui est observé pour les prothèses en céramique ;
- exposée à une faible usure ;
- lordosante ;
- mobile le plus longtemps possible. Nous revenons sur ce problème de réduction progressive de mobilité dans le chapitre des complications.

■ Indications et contre-indications

Hernie discale molle

On peut estimer que la principale indication de la prothèse discale est la névralgie cervicobrachiale (NCB) causée par une hernie discale molle qui ne répond pas au traitement médical classique après six semaines ou entraînant un déficit radiculaire moteur (Fig. 3). Le traitement chirurgical de ces hernies molles peut être réalisé par une microdiscectomie qui peut conduire à un certain nombre de fusions en cyphose [20] et par des arthroèses qui ont été considérées longtemps, comme dit dans l'historique, comme le gold standard puisqu'elles évitent la cyphose. Néanmoins, Bohlman [21] a décrit un certain nombre de complications dues à la prise de greffe ou à des pseudarthroses.

La prothèse constitue donc un complément intéressant à l'acte d'ablation de la hernie qui dans notre expérience est, dans 80 % des cas opérés, rétro- ou transligamentaire.

Hernie discale dure ou ostéophytique

La deuxième indication est un peu plus discutable, puisqu'elle est appliquée à une NCB entraînée par une hernie discale dure

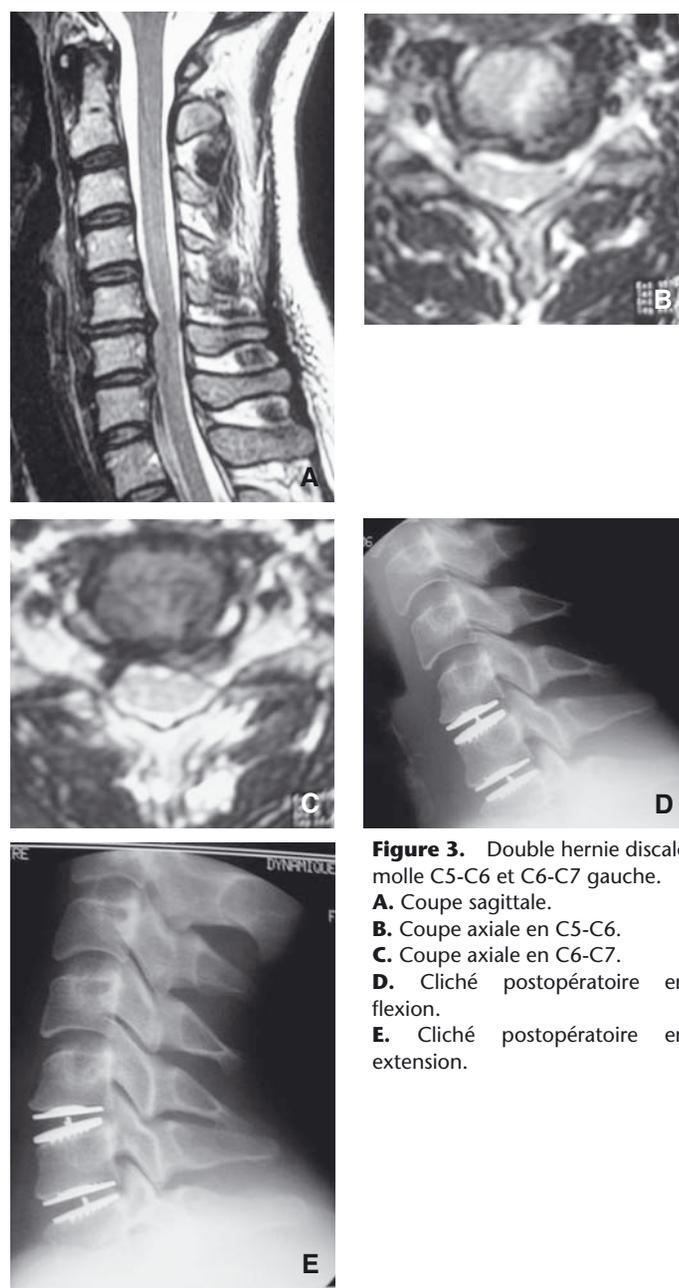


Figure 3. Double hernie discale molle C5-C6 et C6-C7 gauche.

A. Coupe sagittale.

B. Coupe axiale en C5-C6.

C. Coupe axiale en C6-C7.

D. Cliché postopératoire en flexion.

E. Cliché postopératoire en extension.

ou ostéophytique (Fig. 4). Dans ce cas là, le segment intervertébral est moins mobile et on estime que pour poser une prothèse, il faut avoir, sur les clichés dynamiques réalisés obligatoirement en préopératoire, une mobilité en flexion extension de plus de 4°.

Néanmoins, certains chirurgiens maintiennent cette indication dans les hernies discales dures avec faible mobilité, car ils pratiquent une libération transdiscale postérieure qui peut redonner la mobilité avant la pose de la prothèse. Dans ces indications pour hernie discale molle ou dure, on comprend que les segments les plus mobiles C5-C6 et C6-C7 soient les plus souvent opérés (43 % de niveaux C5-C6, 35 % de niveaux C6-C7, seulement 8 % de niveaux C4-C5, et enfin 8 % de doubles niveaux en C5-C6 et C6-C7) [16].

Myélopathie par cervicarthrose avec compression localisée

L'indication la plus discutable est celle d'une myélopathie par cervicarthrose avec compression localisée. En effet, on hésite à mettre en place un implant qui permettrait une mobilité, sachant que c'est cette même mobilité qui a entraîné la sténose

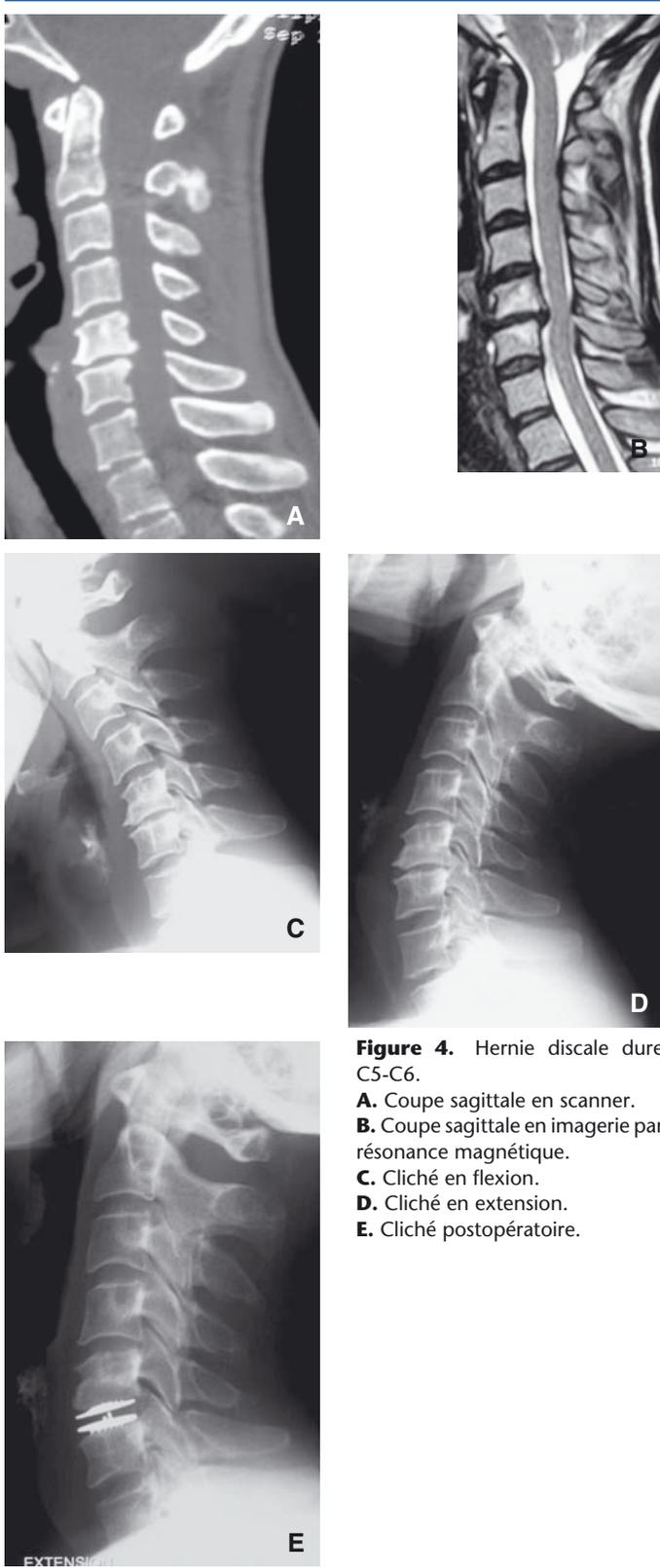


Figure 4. Hernie discale dure C5-C6.
A. Coupe sagittale en scanner.
B. Coupe sagittale en imagerie par résonance magnétique.
C. Cliché en flexion.
D. Cliché en extension.
E. Cliché postopératoire.

circconférentielle pour comprimer la moelle épinière. Le problème est surtout de définir ce qu'est une myélopathie, qui peut être purement radiologique avec un hypersignal médullaire en IRM ou clinique, avec des signes aux quatre membres à type de dysesthésies sans qu'il y ait pour les formes débutantes de syndrome pyramidal associé. De nombreux auteurs se sont intéressés à ce problème d'indication de PDC dans les myélopathies cervicarthrosiques débutantes.

Aurouer [22] sur 230 prothèses de Bryan trouve dans sa série 10 % de myélopathies avec des résultats à 4 ans qui sont satisfaisants mais il craint la récurrence de la compression.

Sekhon [23] décrit 11 cas dans ce même registre avec de bons résultats cliniques, avec néanmoins un seul mauvais cas avec une cyphose qui s'est aggravée ; il faut préciser que cet auteur utilisait une prothèse de Bryan non contrainte.

Lafuente [11] estime dans sa série de myélopathies prothèses qu'il y a simplement une hospitalisation plus longue puisque les patients sont plus âgés.

Riew [24] rapporte une série multicentrique dans laquelle ont été étudiés 199 patients qui présentaient une myélopathie ; chez 106 d'entre eux soit 53 %, il pose une prothèse et chez 93 (47 %), il réalise une arthrodèse. La prothèse n'était posée que si la compression se situait strictement en regard du disque et en l'absence de toute ossification du ligament longitudinal dorsal ; cet auteur observe les mêmes résultats cliniques dans le groupe prothèse et dans le groupe arthrodèse.

Finalement, ces résultats plutôt positifs d'utilisation de la prothèse dans les myélopathies font penser que la possibilité d'hypertrophie des tissus mous après chirurgie est faible si l'ensemble des tissus est enlevé, et en tenant compte du fait que le télescopage discal est impossible, du fait de la présence de la prothèse.

“ Point important

En conclusion, on peut retenir une indication de PDC chez un patient âgé de 18 à 60 ans, qui présente une NCB par compression radiculaire par hernie discale molle ou dure, ou une myélopathie débutante, après échec du traitement conservateur de plus de 6 semaines, en confirmant une mobilité en flexion-extension de 4° minimum sur les clichés dynamiques.

On peut estimer qu'il y a contre-indication s'il y a une arthrose trop évoluée avec une faible mobilité sur les clichés dynamiques et a priori, des lésions articulaires postérieures sévères qui sont toujours difficiles à connaître. On retient aussi comme contre-indication des antécédents d'infection, de traumatisme ayant pu entraîner hypermobilité ou déformation, d'ostéoporose ou d'ostéopénie.

La cervicalgie isolée est considérée comme une indication, comme dans les cas rares de discopathie isolée (type Modic 1).

■ Technique

Elle est assez simple car elle se rapproche finalement de très près d'une technique d'excision de hernie et de pose de cage intersomatique.

On peut avec certains modèles de prothèses faire une planification préopératoire tenant compte des dimensions du disque intervertébral opéré et des corps vertébraux, avec notamment des calques proposés dans la technique de Bryan par exemple.

Installation

Le patient est installé à plat dos, en léger proclive pour diminuer le saignement veineux épidural ; les membres supérieurs sont tirés par des bandes élastiques style Élastoplast pour bien dégager la charnière cervicothoracique sur l'amplificateur de brillance qui est le plus souvent laissé en place pendant l'intervention. Un drap roulé est placé dans le creux de la lordose cervicale.

Le repérage du niveau à opérer est essentiel : on contrôle à l'amplificateur de brillance la position d'un repère cutané métallique qui vient en regard du disque à opérer. Dans ce

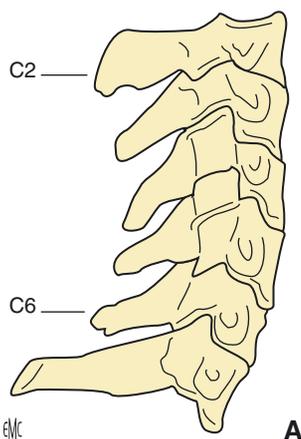


Figure 5. Installation peropératoire avec repérage précis à l'amplificateur de brillance du niveau opéré.

repérage, le comptage des vertèbres est évidemment essentiel ; on se rappelle que les épineuses des vertèbres C3, C4 et C5 sont nettement plus courtes dans le sens antéropostérieur que les épineuses de C2 et de C6 (Fig. 5).

Le choix du côté de l'abord chirurgical dépend surtout du côté dominant du chirurgien : un chirurgien droitier est plus à l'aise pour travailler du côté droit et inversement. La discussion se fait pour le niveau C7-T1 où il est plutôt préférable, quel que soit le côté dominant du chirurgien, de passer par la gauche pour éviter les tractions du nerf laryngé inférieur plus vulnérable que le gauche car moins médial.

Incision

L'incision est horizontale pour aborder un seul niveau, avec un abord qui se fait dans un pli du cou et à cheval sur le bord

antérieur du sterno-cléido-mastoldien (SCM), un tiers en dehors de ce bord antérieur et deux tiers en dedans. Pour un abord de deux et plus de deux niveaux, l'incision verticale suivant le bord antérieur du SCM est préférable.

Abord discal

Après incision du tissu cellulaire sous-cutané puis du platisma, on passe en avant du bord du SCM en avant de la carotide, avec des ligatures à faire vers C6-C7 de l'artère thyroïdienne inférieure ou vers C4-C5 parfois des branches inférieures de la carotide externe. On réalise une dissection douce à la rugine ou au bistouri électrique des muscles longs du cou droit et gauche. L'hémostase des vaisseaux osseux doit se faire de façon très soignée à la cire chirurgicale ; on met en place des rétracteurs si possible autostatiques et radiotransparents sous les longs du cou. Le ligament longitudinal antérieur et l'annulus antérieur sont incisés au bistouri mécanique. On réalise une discectomie antérieure qu'il faut poursuivre vers l'arrière grâce à un écartement intersomatique. Si le bord antéro-inférieur du corps vertébral supérieur (ou rostre) est trop recouvrant sur l'espace discal, il faut l'abraser soigneusement au rongeur ou à la pince gouge.

Le positionnement de l'écarteur intersomatique, indispensable pour progresser dans la partie postérieure de l'espace discal, doit se faire le plus près du milieu dans le sens transversal de cet espace, ceci afin de centrer au mieux la prothèse. Certains matériels ancillaires permettent de reconnaître par contact des deux uncus le milieu de cette distance transversale (Fig. 6). On peut placer une broche en regard du centre de ce repère du milieu du disque qui finalement est plus précis que celui obtenu par l'amplificateur de brillance de face comme l'a bien montré dans son étude Kouyoumdjian [25].

Dissection intersomatique

Elle se fait donc d'avant en arrière, avec des pinces à disque, des curettes qui enlèvent le cartilage des plateaux mais s'arrêtent strictement à l'os sous-chondral. Pour travailler vers l'arrière, il faut mettre en place le distracteur de Caspar avec ses deux fiches, la fiche supérieure étant placée au milieu du corps vertébral, d'après le repérage décrit précédemment. Le risque de ce distracteur de Caspar est d'entraîner une légère fermeture postérieure qui peut être contrecarrée par des distracteurs spéciaux intersomatiques s'appuyant sur les plateaux vertébraux bien en arrière (Fig. 7). Cet écarteur doit être mis en distraction douce chez les sujets porotiques afin de prévenir un déplacement des fiches dans l'os spongieux corporel ; cette situation est néanmoins exceptionnelle puisque l'ostéoporose est une contre-indication à la pose de PDC.

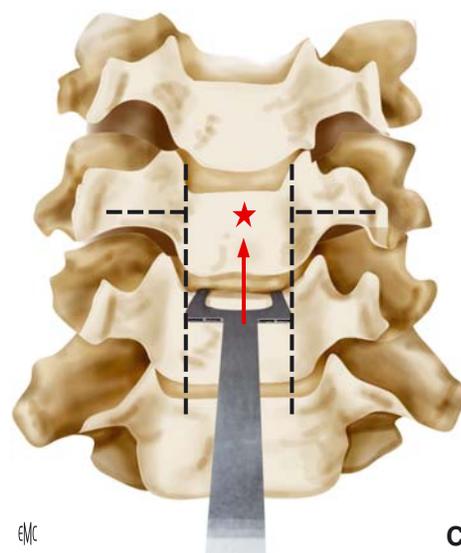
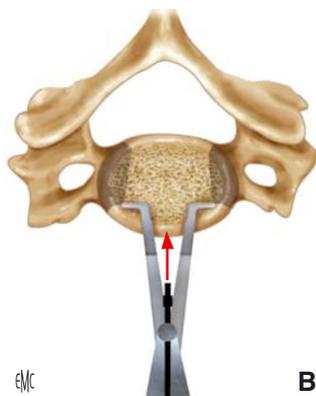
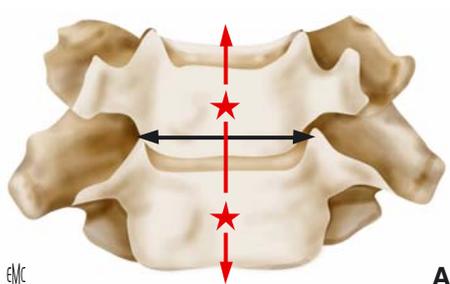


Figure 6. Centrage de la prothèse.

A. Centrage des points de l'écarteur intersomatique (astérisques) qui serviront de repère dans la suite de la procédure.

B, C. Systèmes spécifiques de deux prothèses différentes permettant ce centrage (astérisque).

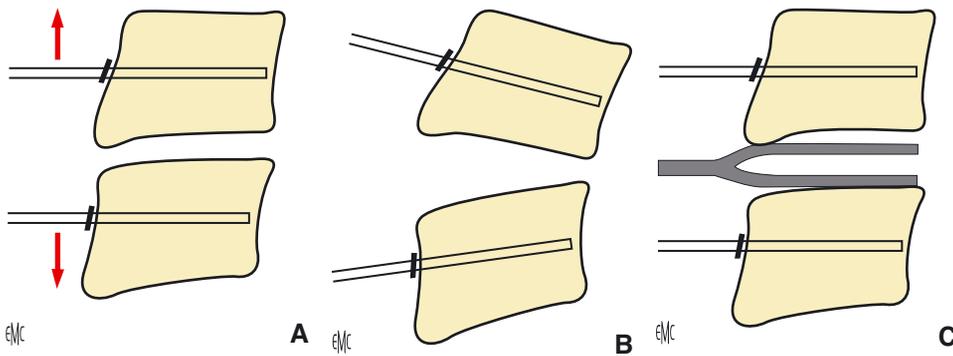


Figure 7. Ouverture de l'espace discal.
A. Installation de l'écarteur s'appuyant sur deux fiches corporelles (type Caspar).
B. La distraction entraîne une ouverture en lordose.
C. Un distracteur intersomatique s'appuyant sur les plateaux vertébraux assure l'horizontalisation de ces derniers.

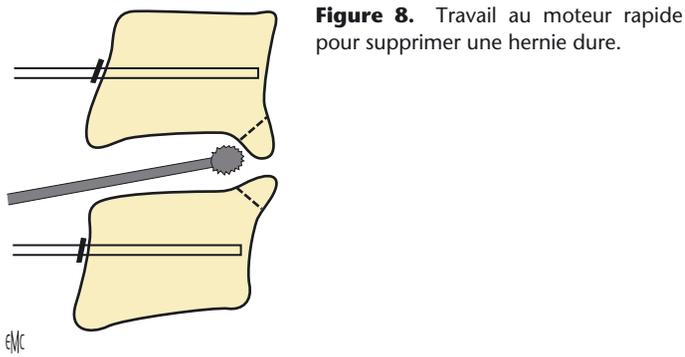


Figure 8. Travail au moteur rapide pour supprimer une hernie dure.

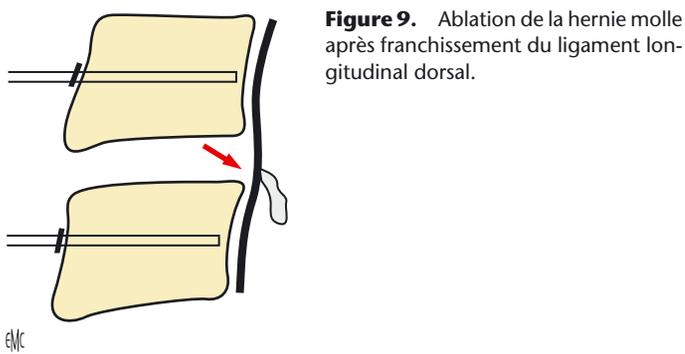


Figure 9. Ablation de la hernie molle après franchissement du ligament longitudinal dorsal.

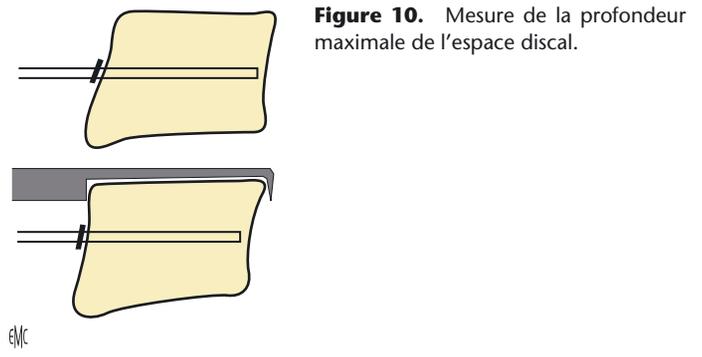


Figure 10. Mesure de la profondeur maximale de l'espace discal.

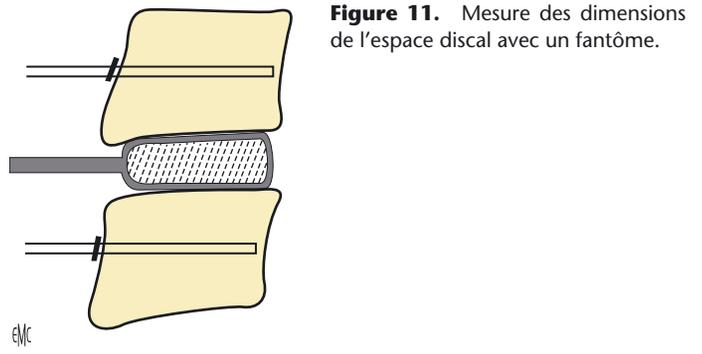


Figure 11. Mesure des dimensions de l'espace discal avec un fantôme.

Curetage

Le curetage soigneux se poursuit vers la partie postérieure des corps vertébraux. S'il existe une ostéophytose, il faut avec un moteur rapide supprimer les barres osseuses postérieures (Fig. 8). Quand le ligament longitudinal dorsal est atteint sur une hauteur suffisante de 2 millimètres, il peut être incisé : on rappelle qu'il est fait de deux faisceaux, un faisceau médian épais et un faisceau plus postérieur et plus superficiel, plus latéral. Ce ligament est ouvert au petit rongeur ou au crochet à ostéophytes (Fig. 9). Il permet de découvrir dans 80 % des cas une hernie rétro-ligamentaire latéralisée et fait s'interroger sur le choix de Mac Afee^[14] qui propose de conserver ce ligament pour éviter toute déstabilisation avant la pose de la prothèse.

Mise en place de la prothèse

On fait une mesure de la largeur (Fig. 7) et de la profondeur (Fig. 10) des plateaux vertébraux parfaitement avivés mais sans atteindre l'os sous-chondral. Des fantômes sont proposés pour chaque type de prothèse avec des hauteurs (Fig. 11), largeurs transversales et antéropostérieures variables. Classiquement, on essaie de choisir la hauteur du fantôme équivalente aux hauteurs des disques avoisinants, s'ils sont peu dégénérés. Il y a

discussion sur ce choix de hauteur car une prothèse trop haute risque de mettre en tension le système articulaire^[26] de provoquer ainsi des douleurs articulaires postopératoires et surtout d'assurer une faible mobilité tandis que des prothèses trop petites exposent à l'apparition de ponts osseux de façon précoce.

La prothèse choisie est mise en place grâce à un porte-implant idéalement transparent ; on contrôle à l'amplificateur de brillance la position antéropostérieure de cette prothèse : sa situation idéale de profil est au milieu du disque.

Un serrage vertical de l'écarteur de Caspar sur la prothèse permet de la caler au mieux et d'impacter ses plateaux dans les plateaux vertébraux (Fig. 12).

Quelques situations particulières

- En cas de prothèse à double niveau, il est plus facile de commencer par le niveau inférieur ; on peut aussi réaliser des montages hybrides, c'est-à-dire une pose de cage à un niveau en général le plus bas et le moins mobile et une prothèse au niveau sus-jacent.
- En cas de pose de prothèse dans le cadre d'un segment adjacent, c'est-à-dire chez un patient déjà opéré, il y a discussion sur le côté de l'intervention. L'abord du même côté peut exposer à des difficultés de dissection mais qui ne

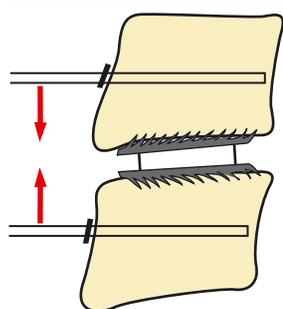


Figure 12. Prothèse mise en place et stabilisée par la compression de l'écarteur de Caspar.

en/c

sont pas obligatoires. Il faut aussi réaliser l'ablation du matériel, notamment de la plaque si elle existe, devant une greffe.

Suites opératoires

Dans les suites opératoires, le patient n'a pas obligation de porter de collier. La sortie d'hospitalisation se fait en général au deuxième jour postopératoire ; les mouvements raisonnables du cou sont autorisés et permettraient peut-être de diminuer le risque d'ossification, au même titre que la prise d'anti-inflammatoires pendant une dizaine de jours (cf. Complications).

Résultats

Ils peuvent être appréciés :

- en clinique par l'évaluation de l'échelle visuelle analogique (EVA) pour la cervicalgie et pour la NCB, par le score spécifique d'incapacité cervicale (*neck disability index* ou NDI des Anglo-Saxons) ;
- en radiologie par la mobilité postopératoire en flexion-extension et inclinaison droite et gauche, par l'équilibre sagittal notamment avec l'angle de lordose régionale mesuré entre les tangentes aux murs postérieurs de C2 et C7, l'angle de lordose locale mesuré entre les tangentes aux murs postérieurs des vertèbres entre lesquelles la prothèse a été posée et enfin l'angulation de la prothèse formée par les tangentes aux plateaux prothétiques. La recherche d'une impaction éventuelle se fait en comparant la distance des plateaux de la prothèse avec les plateaux supérieur et inférieur des vertèbres l'encadrant, en postopératoire immédiat et à distance ; celle d'une migration se fait de la même façon en prenant des mesures par rapport à un repère postérieur correspondant aux murs postérieurs des vertèbres.

Résultats cliniques

De nombreuses études randomisées réalisées aux États-Unis ont essayé de comparer l'efficacité sur le plan clinique des prothèses versus arthrodèses (prothèse de Bryan [27, 28] et prothèse Prodisc-C [29-31]).

Park [32] a comparé les résultats de la Mobi C® et des arthrodèses par cage.

Toutes ces études ont confirmé qu'après un suivi moyen de deux ans, il n'y avait pas de différence dans le résultat clinique entre les patients arthrodésés et les patients prothésés.

Les résultats cliniques sembleraient meilleurs pour les double ou triple prothèses, selon notamment Pimenta [33], avec en particulier une amélioration du score NDI de 37,6 % pour un niveau et de 52,6 % pour plusieurs niveaux.

Dans l'étude rétrospective, multicentrique de Beaurain [34] sur la Mobi C®, on note un passage de l'EVA pour la cervicalgie de 46 en préopératoire à 21 en postopératoire, de l'EVA pour la NCB du membre supérieur de 64 en préopératoire à 23 en

postopératoire ; le score NDI passe de 50 % en préopératoire à 26 % en postopératoire avec une amélioration supérieure à 15 % chez près de 70 % des patients. La même intervention serait acceptée dans cette série par 91 % des patients opérés.

Récemment Grob [35] a démontré la difficulté d'interprétation des résultats des études randomisées comparant PDC et fusion : les meilleurs résultats des PDC seraient pour lui liés à une sélection plus sévère.

Résultats radiologiques

Équilibre sagittal

Il est mesuré sur le cliché de profil par l'angle de lordose C2-C7 entre les deux droites parallèles aux murs postérieurs de C2 et de C7. Sur ce même cliché on peut vérifier si la prothèse est en lordose ou cyphose en mesurant l'angle entre les droites parallèles aux plateaux de la prothèse ou celles parallèles aux murs postérieurs des vertèbres encadrant la prothèse.

Picket [36], sur 14 prothèses de Bryan, observe une augmentation de 6° de cyphose postopératoire sur les clichés de profil standards. Aurouer [22] observe 50 % de prothèses de Bryan cyphosées. Guérin [37] observe dans sa série de Mobi C® une rééquilibration de la lordose sur les disques sus-jacents, comme déjà décrit en lombaire bas. Anakwenze [38] a comparé l'équilibre sagittal chez des sujets prothésés et des sujets arthrodésés et ne voit pas de différence entre les deux groupes.

Déplacement de la prothèse

Sur le même cliché de profil et au fil des contrôles dans le temps on s'assure de la présence ou non d'un déplacement tout à fait exceptionnel vers l'avant ou vers l'arrière de la prothèse, ou vertical (phénomène d'impaction).

Mobilité

Elle peut être appréciée sur des clichés dynamiques postopératoires en flexion-extension et inclinaison droite et gauche et de façon encore plus précise par l'utilisation d'un logiciel informatique comme le SpineView™.

On estime qu'une prothèse est mobile s'il y a un mouvement minimum de flexion-extension de 2° voire même mieux de 4°. Dans la plupart des séries cette mobilité est augmentée par rapport à l'état préopératoire, mais se réduit avec le temps comme d'ailleurs une mobilité de disque normal. Aurouer [22] dans sa thèse sur les prothèses de Bryan avec un suivi de quatre ans note que 85 % des prothèses sont mobiles, avec en moyenne 8° de mobilité en flexion-extension ; il note également que la mobilité des prothèses est supérieure en postopératoire à la mobilité préopératoire, mais quand même inférieure à celle d'un disque normal.

Dans notre travail sur la Mobi C® [16], à deux ans de suivi, 85,5 % des prothèses sont mobiles avec une flexion-extension de 8,6° malgré la présence d'ossifications (Fig. 13).

Il existe une controverse sur la mobilité postopératoire et la hauteur de la prothèse posée. Guérin [37] dans sa thèse sur la Mobi C® montre qu'il y a plus de mobilité pour les prothèses de hauteur 6 que pour les prothèses de hauteur 5 ; ces prothèses de hauteur 5 avaient une mobilité préopératoire plus faible, probablement par processus de discarthrose plus évoluée. Peng [39] a étudié 166 prothèses à un niveau. Si la hauteur postopératoire du disque prothésé est supérieure à 5 mm, il observe une amplitude de flexion extension de 10,1° alors qu'elle n'atteint que 8,3° si la hauteur postopératoire est inférieure à 5 mm. La hauteur idéale se situe entre 5 et 7 mm, pour obtenir une bonne mobilité postopératoire sans qu'il y ait de corrélation avec l'état clinique, apprécié sur l'EVA et le score NDI.

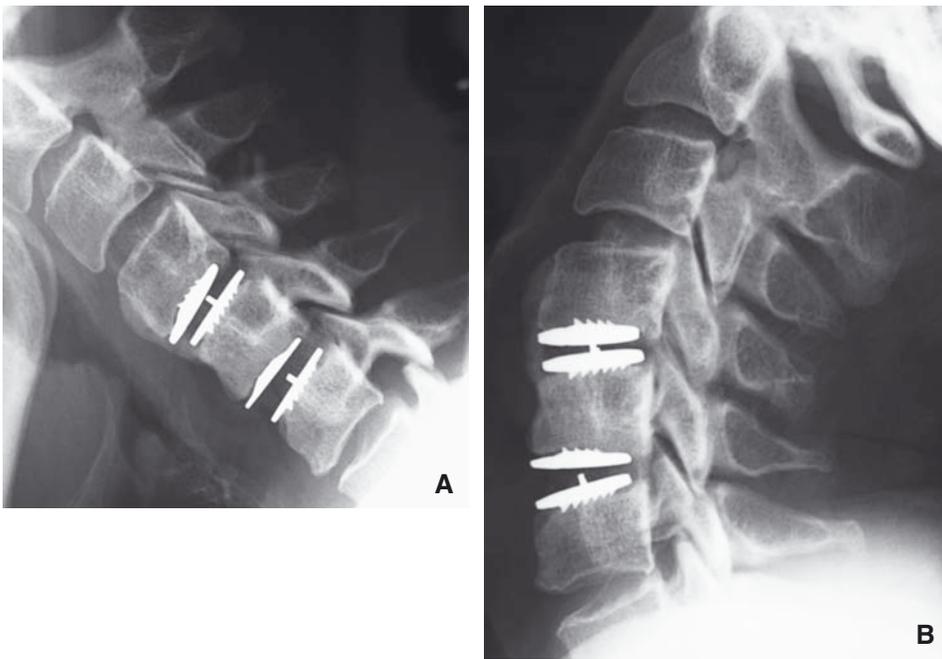


Figure 13. Mouvements de flexion-extension observés au niveau de la prothèse C4-C5 où il existe des ossifications de stade III (A, B).

■ Complications

Elles sont dominées par la possibilité de dégénérescence des segments adjacents qui a priori devrait être diminuée par rapport aux arthrodèses et par la présence d'ossifications hétérotopiques qui réduisent la mobilité de la prothèse à long terme. Il existe d'autres complications qui sont moins spécifiques, comme les complications dues à la voie d'abord, les cyphoses au niveau prothésé et les rares déplacements de prothèse.

Complications de la voie d'abord

Elles n'ont rien de spécifique par rapport à une chirurgie de décompression et arthrodèse. Il a été décrit des syndromes de Claude Bernard-Horner pour les abords du niveau C7-T1, des perforations d'œsophage compliquées d'abcès, notamment pour la pose des prothèses de Bryan dont l'ancillaire était un peu complexe, des hématomes épiduraux nécessitant des reprises chirurgicales. D'après Mac Afee [40] la dysphagie et la dysphonie, qui sont plus des aléas que des complications, seraient réduites par rapport aux greffes sur une étude prospective comparant ces complications chez 151 patients prothésés avec une prothèse PCM et 100 patients arthrodésés avec greffe et plaque.

Cyphose sur le segment prothésé

Elle a déjà été décrite, mais elle peut être considérée comme une complication si elle est sévère. Elle intéresse surtout la prothèse de Bryan, avec de nombreuses publications [41-45]. Ces auteurs estiment que cet excès de cyphose est dû soit à une mauvaise indication sur un disque trop cyphosé en préopératoire soit à un problème technique ; dans le cas de pose de prothèse de Bryan il est ainsi conseillé de l'insérer sur une ligne perpendiculaire au mur postérieur et non pas sur une ligne parallèle au plateau inférieur de la vertèbre supérieure.

Reprise chirurgicale pour déplacement de prothèse

Elle a été observée sur des prothèses le plus souvent de type Bryan en rapport avec un défaut d'intégration entre les plateaux de la prothèse et ceux creusés des vertèbres. Cette complication

a été observée dans un cas de prothèse type Mobi C[®] qui avait été posée sur un segment adjacent à une anomalie congénitale (syndrome de Klippel-Feil) : cette situation semble une contre-indication à la pose de prothèse.

Réaction inflammatoire et dépôt de métal

Ils sont en rapport avec des débris dus à l'usure ou à la corrosion [46]. Cette complication s'est traduite par une NCB apparaissant 6 mois après pose de Prodisc-C. Pour l'auteur, ce problème de débris importants est directement lié à la taille du noyau, à une anomalie de surface ou à un excès de mouvement chez le patient.

Fracture du corps vertébral

Datta [47] décrit une subite fracture du corps vertébral sur prothèse Prodisc-C en rapport avec cette technique imposant la mise en place d'un aileron et indiquée chez un patient ostéoporotique.

Syndromes adjacents ou atteintes des segments adjacents à la prothèse

Comme dans toute pathologie rachidienne opérée, il faut opposer :

- les syndromes adjacents radiologiques avec une fréquence de 40 à 90 %, le chiffre augmentant si le suivi augmente et on est alors pas très loin d'une évolution naturelle. Il peut s'agir d'ostéophytes, d'anté- ou de rétroisthésis, d'excès de mobilité sur les clichés dynamiques ;
- les syndromes adjacents cliniques ayant une fréquence de 20 à 30 % avec l'expression d'une cervicalgie ou d'une NCB associées à une expression radiologique variable ;
- les syndromes adjacents chirurgicaux qui ont une fréquence de 5 à 15 % et qui imposent devant la sévérité du tableau clinique une reprise chirurgicale.

De nombreuses études sont rétrospectives et montrent qu'il y a une réduction des syndromes adjacents, notamment cliniques et surtout chirurgicaux, mais évidemment pas une disparition totale.

Fréquence après arthrodèse

Il faut dans un premier temps rappeler les chiffres d'atteinte des niveaux adjacents dans le cas d'arthrodèses cervicales.

Hilibrand [48] sur une série avec un suivi de dix ans retrouve 25,6 % de lésions radiologiques au-dessus et au-dessous de l'arthrodèse, 18 % de radiculalgies ou de myélopathies et 2,9 % de reprise chirurgicale.

Baba [49] avec un suivi de 8,5 ans retrouve 26 % de dégradations radiologiques sus-jacentes, moitié moins (13 %) de dégradations radiologiques sous-jacentes et 16 % de reprise chirurgicale ; les mêmes chiffres sont retrouvés par Gore [50] avec un suivi de 7 ans.

Goffin [51] décrit 92 % de signes radiologiques, 36 % de détérioration clinique et 6,1 % de réinterventions. Cet auteur invoque l'augmentation de mobilité des segments adjacents en cas de fusion dans l'apparition de ces syndromes adjacents.

Récemment, Matsumo [52] réalise sur dix ans une surveillance par IRM de 201 volontaires ; il étudie la diminution de l'intensité du disque en séquence T2, la diminution de hauteur du disque, la présence de protrusion ou de sténose. Il note de façon non surprenante une augmentation de toutes ces altérations radiologiques, mais sans expression clinique obligatoirement péjorative. Tous ces phénomènes sont sur le plan mécanique expliqués par Eck [53] et Matsunaga [54] par une augmentation de la mobilité et une augmentation de la pression discale dans les disques adjacents à la fusion.

Fréquence après prothèse

Les articles d'études rétrospectives sur la reconnaissance de syndromes adjacents après prothèse sont tout aussi nombreux.

Robertson [55] compare 158 fusions et 74 prothèses cervicales et observe 17,5 % de syndromes adjacents radiologiques pour les fusions et seulement 3,4 % de syndromes adjacents pour les prothèses.

Aurouer [22] sur sa série de prothèses de Bryan revues à quatre ans retrouve sept syndromes adjacents radiologiques sur 168 patients opérés (23 %), un seul syndrome adjacent clinique sur ces mêmes 168 opérés et aucun syndrome adjacent chirurgical.

Guérin [37] dans sa thèse sur 83 prothèses Mobi C® avec un suivi de deux ans retrouve 4 % de syndromes adjacents radiologiques, 1 % de syndromes adjacents cliniques et aucun syndrome adjacent chirurgical.

Ahn [56] compare 18 Prodisc-C et 20 cages ; il observe une diminution de la mobilité des disques sus- et sous-jacents à la prothèse un mois après la pose, puis un retour à la mobilité préopératoire alors qu'il y a une augmentation de la mobilité initiale et tardive des segments adjacents aux cages. Il n'observe pas de différence entre les disques supérieurs et inférieurs ; il trouve par ailleurs que les prothèses sont plus lordosantes que les cages.

Philipps [57] a démontré que la pose de prothèses sur 126 cas de niveaux adjacents à des fusions donnait des résultats identiques à une prothèse sur un niveau non adjacent à une fusion et ce, malgré les contraintes importantes qu'on aurait pu craindre sur ces segments adjacents.

Tableau 1.

Classification des ossifications périprothétiques selon McAfee modifiée par Mehren [60].

Grade	Description
Grade 0	Pas d'HO
Grade 1	HO en avant du corps vertébral – ne dépasse pas le plan du disque intervertébral
Grade 2	HO dans l'espace discal ± diminution de la mobilité de la prothèse
Grade 3	Pont osseux mais mouvement possible de la prothèse
Grade 4	Fusion complète et prothèse immobile

HO : ossification hétérotopique.

Ossifications hétérotopiques

Elles conduisent à une fusion qui, il faut le rappeler, n'est peut-être pas très loin de l'évolution naturelle d'un disque qui s'enraidit avec le temps. Elles peuvent être antérieures, postérieures ou circonférentielles [58]. Dans sa thèse, Aurouer [22] a démontré que ces ossifications étaient plus fréquentes si on observait en préopératoire des ossifications antérieures sur les disques opérés ou des calcifications du ligament longitudinal ventral central.

Il existe les classifications de Mac Afee [59] pour les prothèses lombaires et de Mehren pour les prothèses cervicales [60] (Tableau 1, Fig. 13 à 15). Dans son article Mehren trouve 42 % de classe 2, c'est-à-dire avec des ponts incomplets, mais avec une mobilité qui peut être conservée et 8 % de classe 4 avec une fusion complète qui, encore une fois, ne sont pas forcément associés à un mauvais résultat, la prothèse se comportant finalement comme une cage. Goffin [61], sur un suivi de prothèse de Bryan à quatre ans, observe 12 % de fusions. Aurouer [22], sur la même prothèse avec un suivi plus court de deux ans, observe ces fusions ou pertes de mobilité de moins de 2° dans 10 % des cas. Sur un suivi de 8 ans non encore publié de 21 patients et 27 prothèses de Bryan opérées dans le service, on retrouve 48 % d'ossifications hétérotopiques (13 patients sur 27) ; neuf patients sur 27 (c'est-à-dire un tiers) voient leur prothèse totalement figée à ce délai de 8 ans.

Très récemment Suchomel [62], sur une série de 54 prothèses Prodisc-C suivies sur 4 ans, note 45 % de stades 3 d'ossifications et 18 % de stades 4 avec prothèses totalement immobiles ; l'auteur avoue être surpris par ce taux élevé mais note comme la plupart des autres auteurs que la qualité du résultat clinique n'est pas liée à ces ossifications. Il pense que le travail osseux, notamment pour placer les quilles spécifiques à cet implant, la chirurgie sur des disques déjà trop dégénérés, le mauvais centrage de la prothèse sont des facteurs péjoratifs. Il n'a pas proposé de façon régulière la prise d'anti-inflammatoires à ses

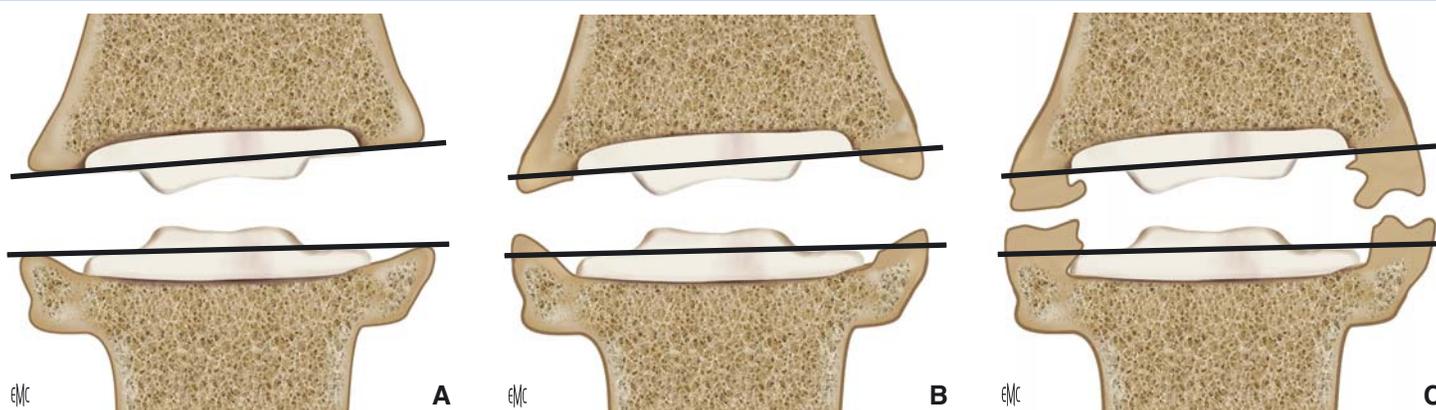


Figure 14. Classification des ossifications hétérotopiques selon Mac Afee et Mehren (A à C).

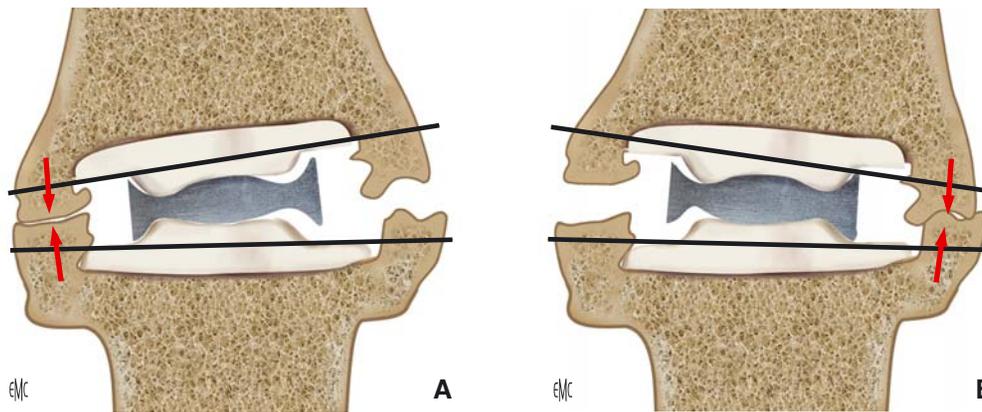


Figure 15. Possibilité de mouvements dans un stade III (A, B).

opérés. Il rappelle enfin qu'une fusion secondaire en cyphose est pire qu'une arthrodèse en bonne position en terme de risque de syndrome adjacent.

La prévention de ces ossifications et de ces pertes de mobilité est basée sur les axes suivants :

- indication plutôt sur une hernie molle, donc avec une mobilité préopératoire suffisante, sur un disque peu dégénéré [63] ;
- libération large des ostéophytes postérieurs si on fait une chirurgie pour hernie dure avec travail d'un uncus à l'autre ;
- dissection économe des longs du cou avec hémostase soigneuse de l'os à la cire ;
- utilisation d'une prothèse suffisamment haute mais pas trop pour ne pas figer le système articulaire postérieur ;
- réalisation de lavages répétés au sérum physiologique pour supprimer la poudre d'os provenant de la décompression au moteur rapide ;
- utilisation d'anti-inflammatoires pendant les 2 à 3 semaines postopératoires en se basant sur les travaux appliqués à la chirurgie prothétique de hanche [64, 65].

■ Conclusion

Les PDC constituent une alternative raisonnable à la chirurgie d'ablation de hernie discale cervicale compressive d'une racine voire de la moelle épinière. La mobilité du segment intervertébral opéré, obligatoirement requise en préopératoire, est ainsi

“ Points importants

- L'indication idéale d'une PDC est la névralgie cervicobrachiale déficitaire ou résistant au traitement conservateur, et due à une hernie discale molle touchant donc un disque encore mobile.
- Il y a controverse dans l'indication de la PDC pour une myélopathie par compression herniaire car la persistance de la mobilité pourrait entraîner une resténose ; néanmoins les séries cliniques ne confirment pas à moyen terme (5 ans) ce risque.
- Techniquement le centrage de la PDC doit être parfait pour assurer un fonctionnement correct et une mobilité prolongée et probablement une moindre usure.
- La PDC réduit le taux d'atteintes des niveaux adjacents sans les faire totalement disparaître.
- Les ossifications hétérotopiques autour de la PDC ont des causes multiples et conduisent à un taux non négligeable de fusion qui augmente avec le temps.

conservée en postopératoire avec des résultats identiques à une arthrodèse intersomatique considérée comme le gold standard. La technique de pose doit être irréprochable notamment en terme de centrage. Les ossifications périprothétiques ont des causes multiples et accélèrent l'évolution naturelle de perte de mobilité de ces PDC avec le temps, phénomène déjà bien connu pour un disque normal. Toutes les études comparatives entre prothèses et arthrodèses montrent néanmoins une réduction du taux d'altération des segments adjacents avec les prothèses. Elles ont à l'heure actuelle le défaut d'avoir un recul inférieur à 15-20 ans, délai raisonnable pour affirmer définitivement l'avantage de la PDC sur l'arthrodèse intersomatique.



■ Références

- [1] Pointillart V, Cernier A, Vital JM, Senegas J. Anterior discectomy without interbody fusion for cervical disc herniation. *Eur Spine J* 1995; **4**:45-51.
- [2] Smith GW, Robinson RA. The treatment of certain cervical spine disorders by anterior removal of the intervertebral disc and interbody fusion. *J Bone Joint Surg Am* 1958; **42**:607-23.
- [3] Cloward RB. The anterior approach for removal of ruptured cervical discs. *J Neurosurg* 1958; **15**:602-14.
- [4] Fernstrom U. Arthroplasty with intercorporeal endoprosthesis in herniated disc and in painful disc. *Acta Chir Scand* 1966; **357**: 154-9 [suppl].
- [5] Pointillart V. Cervical disc prosthesis in humans: first failure. *Spine* 2001; **26**:E90-E92.
- [6] Bryan Jr. VE. Cervical motion segment replacement. *Eur Spine J* 2002; **11**(suppl2):592-7.
- [7] Goffin J, Casey A, Kehr P, Liebig K, Lind B, Logroscino C, et al. Preliminary clinical experience with the Bryan Cervical Disc Prosthesis. *Neurosurgery* 2002; **51**:840-5.
- [8] Bartels RH, Donk RD, Pavlov P, Van Limbeek J. Comparison of biomechanical properties of cervical artificial disc prosthesis: a review. *Clin Neurol Neurosurg* 2008; **110**:963-7.
- [9] Lin CY, Kang H, Rouleau JP, Hollister SJ, La Marca F. Stress analysis of the interface between cervical vertebrae end plates and the Bryan, Prestige LP and Prodisc C cervical disc prosthesis. An in vivo image based finite element study. *Spine* 2009; **34**:1554-60.
- [10] Sekhon LH, Duggal N, Lynch JJ, Haid RW, Heller JG, Riew KD, et al. Magnetic resonance imaging clarity of the Bryan, Prodisc C, Prestige LP and PCM cervical arthroplasty devices. *Spine* 2007; **32**:673-80.
- [11] Lafuente J, Casey AT, Petzold A, Brew S. The Bryan cervical disc prosthesis as an alternative to arthrodesis in the treatment of cervical spondylosis. *J Bone Joint Surg Br* 2005; **87**:508-12.
- [12] Porchet F, Metcalf NH. Clinical outcomes with the Prestige II cervical disc: preliminary results from a prospective randomized clinical trial. *Neurosurg Focus* 2004; **17**:E6.

- [13] Pimenta L, McAfee PC, Cappuccino A, Bellera FP, Link HD. Clinical experience with the new artificial cervical PCM (Cervitech) disc. *Spine J* 2004;**4**(suppl6):315S-321S.
- [14] McAfee PC, Cunningham BW, Dmitriev A, Hu N, Woo Kim S, Cappuccino A, et al. Cervical disc replacement-porous coated motion prosthesis: a comparative biomechanical analysis showing the key role of the posterior longitudinal ligament. *Spine* 2003;**28**:S176-S185.
- [15] Bertagnoli R, Yue JJ, Pfeiffer F, Fenk-Mayer A, Lawrence JP, Kershaw T, et al. Early results after Prodisc C cervical disc replacement. *J Neurosurg Spine* 2005;**2**:403-10.
- [16] Vital JM, Guerin P, Gille O, Pointillart V, Aurouer N, Obeid I. The Mobi-C cervical disc prosthesis: indications, technique and results. *Interact Surg* 2008;**3**:181-6.
- [17] Ramadan A, Mitulescu A, Champain S. Cervical arthroplasty with Discocerv "Cervidisc Evolution": surgical procedure and clinical experience nine years after the first implantation of the first generation. *Interact Surg* 2008;**3**:187-200.
- [18] Benmekhbi M, Mortada J, Lungu D, Srour R, Vital JM. Bagera cervical disc prosthesis. *Interact Surg* 2008;**3**:201-5.
- [19] Jacowski A. Preliminary clinical experience with an elastometric cervical total disc replacement: Neodisc. *J Bone Joint Surg Br* 2006;**88**:232-3.
- [20] Dunsker SB. Anterior cervical discectomy with and without fusion. *Clin Neurosurg* 1977;**24**:516-20.
- [21] Bohlman HH, Emery SE, Goodfellow DB, Jones PK. Robinson anterior cervical discectomy and arthrodesis cervical for cervical radiculopathy. *J Bone Joint Surg Am* 1993;**75**:1298-307.
- [22] Aurouer N. La prothèse Bryan dans le traitement des lésions dégénératives cervicales. Résultats cliniques et radiographiques à court et moyen terme. À propos de 230 implants. [thèse de médecine], Bordeaux, 2006.
- [23] Sekhon LH. Cervical arthroplasty in management of spondylotic myelopathy: 18 months results. *Neurosurg Focus* 2004;**17**:E8.
- [24] Riew KD, Buchowski JM, Sasso R, Zdeblick T, Metcalf NH, Anderson PA. Cervical disc arthroplasty compared with arthrodesis for the treatment of myelopathy. *J Bone Joint Surg Am* 2008;**90**:2354-64.
- [25] Kouyoumdjian P, Gille O, Bronsard N, Vital JM. Centering of cervical disc replacements: usefulness of intraoperative antero posterior fluoroscopic guidance to center cervical disc replacements: study on 20 Discocerv (Scient'x prosthesis). *Spine* 2009;**34**:1572-7.
- [26] Liu J, Ebraheim NA, Haman SP, Sanford Jr. CG, Sairyo K, Faizan A, et al. How the increase of the cervical disc space height affects the facet joint: an anatomy study. *Spine* 2006;**31**:E350-E354.
- [27] Sasso RC, Smucker JD, Hacker RJ, Heller JG. Artificial disc versus fusion: a prospective, randomized study with 2-year follow-up on 99 patients. *Spine* 2007;**32**:2933-40.
- [28] Heller JG, Sasso RC, Papadopoulos SM, Anderson PA, Fessler RG, Hacker RJ, et al. Comparison of Bryan cervical disc arthroplasty with anterior cervical decompression and fusion: clinical and radiographic results of a randomized, controlled, clinical trial. *Spine* 2009;**34**:101-7.
- [29] Nabhan A, Ahlhelm F, Pitzten T, Steudel WI, Jung J, Shariat K, et al. Disc replacement using Pro-Disc C versus fusion: a prospective randomized and controlled radiographic and clinical study. *Eur Spine J* 2007;**16**:423-30.
- [30] Murrey D, Janssen M, Delamarter R, Goldstein J, Zigler J, Tay B, et al. Results of the prospective, randomized, controlled multicenter Food and Drug Administration investigational device exemption study of the ProDisc-C total disc replacement versus anterior discectomy and fusion for the treatment of 1 level symptomatic cervical disc disease. *Spine J* 2009;**9**:275-86.
- [31] Mummaneni PV, Burkus JK, Haid RW, Traynelis VC, Zdeblick TA. Clinical and radiographic analysis of cervical disc arthroplasty compared with allograft fusion: a randomized controlled clinical trial. *J Neurosurg Spine* 2007;**6**:198-209.
- [32] Park JH, Roh KH, Cho JY, RA YS, Rhim SC, Noh SW. Comparative analysis of cervical arthroplasty using Mobi-c and anterior cervical discectomy and fusion using the Solis cage. *J Korean Neurosurg Soc* 2008;**44**:217-21.
- [33] Pimenta L, McAfee PC, Cappuccino A, Cunningham BW, Diaz R, Coutinho E. Superiority of multilevel cervical arthroplasty outcomes versus single-level outcomes. *Spine* 2007;**32**:1337-44.
- [34] Beaurain J, Bernard P, Dufour T, Fuentes JM, Hovorka I, Huppert J, et al. Intermediate clinical and radiological results of cervical TDR (MOBI-C®) with up to 2 years of follow up. *Eur Spine J* 2009;**18**:841-50.
- [35] Grob D, Porchet F, Kleinstuck FS, Lattig F, Jeszensky D, Luca A, et al. A comparison of outcomes of cervical disc arthroplasty and fusion in everyday clinical practice: surgical and methodological aspects. *Eur Spine J* 2010;**19**:297-306.
- [36] Pickett GE, Rouleau JP, Duggal N. Kinematic analysis of the cervical spine following implantation of an artificial cervical disc. *Spine* 2005;**30**:1949-54.
- [37] Guerin P. Évaluation de la prothèse MOBI-C dans le traitement des lésions dégénératives du rachis cervical. Étude clinique et radiographique à court et moyen terme. À propos de 83 implants. [thèse de médecine], Bordeaux, 2009.
- [38] Anakwenze O, Auerbach J, Milby AH, Lonner BS, Balderston RA. Sagittal cervical alignment after cervical disc arthroplasty and anterior cervical discectomy and fusion. *Spine* 2009;**34**:2001-7.
- [39] Peng CW, Quimoo M, Bendo JA, Spivak JM, Goldstein JA. Effect of intervertebral disc height on post operative motion and clinical outcome after Prodisc-C cervical disc replacement. *Spine J* 2009;**9**:551-5.
- [40] McAfee PC, Cappuccino A, Cunningham BW, Devine JG, Philipps FM, Regan JJ, et al. Lower incidence of dysphagia with cervical arthroplasty compared with ACDF in a prospective randomized clinical trial. *J Spinal Disord Tech* 2010;**23**:1-8.
- [41] Yi S, Shin HC, Kim KN, Park HK, Jang HT, Yoon DH. Modified techniques to prevent sagittal imbalance after cervical arthroplasty. *Spine* 2007;**32**:1986-91.
- [42] Johnson JP, Laurysen C, Cambron HO, Pashman R, Regan JJ, Anand N, et al. Sagittal alignment and the Bryan cervical artificial disc. *Neurosurg Focus* 2004;**17**:E14.
- [43] Kim SW, Shin JH, Arbatin JJ, Park MS, Chung YK, McAfee PC. Effects of a cervical disc prosthesis on maintaining sagittal alignment of the functional spinal unit and overall sagittal balance of the cervical spine. *Eur Spine J* 2008;**17**:20-9.
- [44] Sears WR, Duggal N, Sekhon LH, Williamson OD. Segmental malalignment with the Bryan cervical disc prosthesis –contributing factors. *J Spinal Disord Tech* 2007;**20**:111-7.
- [45] Walraeyens JR, Liu B, Vander Sloten J, Demaerel P, Goffin J. Post operative segmental malalignment after surgery with the Bryan cervical disc prosthesis. Is it related to the mechanics and design of the prosthesis? *J Spinal Disord Tech* 2010;**23**:372-6.
- [46] Cavanaugh DA, Nunley PD, Eubulus JK, Werner DJ, Jawahar A. Delayed hyper-reactivity to metal ions after cervical disc arthroplasty. *Spine* 2009;**34**:E262-E265.
- [47] Datta JC, Janssen ME, Beckham R, Ponce C. Sagittal split fractures in multilevel cervical arthroplasty using a keeled prosthesis. *J Spinal Disord Tech* 2007;**20**:89-92.
- [48] Hilibrand AS, Robbins M. Adjacent segment degeneration and adjacent segment disease: the consequences of spinal fusion? *Spine J* 2004;**4**:190-4.
- [49] Baba H, Furusawa N, Imura S, Kawashara N, Tsuchiya H, Tomita K. Late radiographic findings after anterior cervical fusion for spondylotic myelo radiculopathy. *Spine* 1993;**18**:2167-73.
- [50] Gore SR, Sepic SB, Gardner GM. Anterior cervical fusion for degenerated or protruded discs. A review of one hundred forty-six patients. *Spine* 1984;**9**:667-71.
- [51] Goffin J, Van Loon J, Van Caenbergh F, Plets C. Long-term results after anterior cervical fusion and osteosynthetic stabilization for fractures and/or dislocations of the cervical spine. *J Spinal Disord* 1995;**8**:500-8.
- [52] Matsumoto M, Okada E, Ichihara D, Watanabe K, Chiba K, Toyama Y, et al. Anterior cervical decompression and fusion accelerates adjacent segment degeneration. Comparison with asymptomatic volunteers in a ten-year magnetic resonance imaging follow-up study. *Spine* 2009;**33**:36-43.
- [53] Eck JC, Humphreys SC, Lim TH, Jeong ST, Kim JG, et al. Biomechanical study on the effect of cervical spine fusion on adjacent-level intradiscal pressure and segmental motion. *Spine* 2002;**27**:2431-4.
- [54] Matsunaga S, Kabayama S, Yamamoto T, Yone K, Sakou T, Nakanishi K. Strain on intervertebral discs after anterior cervical decompression and fusion. *Spine* 1999;**24**:670-5.

- [55] Robertson JT, Papadopoulos SM, Trayneus VC. Assessment of adjacent segment disease in patients treated with cervical fusion or arthroplasty: a prospective 2 year study. *J Neurosurg Spine* 2005;**3**: 417-23.
- [56] Ahn PG, Kim KN, Moon SW, Kim KS. Changes in cervical range of motion and sagittal alignment in early and late phases after total disc replacement: radiographic follow-up exceeding 2 years. *J Neurosurg Spine* 2009;**11**:688-95.
- [57] Philipps FM, Allen TR, Regan JJ, Albert TJ, Cappuccino A, Devine JG, et al. Cervical disc replacement in patients with and without previous adjacent level fusion surgery: a prospective study. *Spine* 2009;**34**: 556-65.
- [58] Leung C, Casey AT, Goffin J, Kehr P, Liebig K, Lind B, et al. Clinical significance of heterotopic ossification in cervical disc replacement: a prospective multicenter clinical trial. *Neurosurgery* 2005;**57**:759-63.
- [59] McAfee PC, Cunningham BW, Devine J, Williams E, Yu-YahirOJ. Classification of heterotopic ossification (HO) in artificial disk replacement. *J Spinal Disord Tech* 2003;**16**:384-9.
- [60] Mehren C, Suchomel P, Grochulla F, Barsa P, Sourkova P, Hradil J, et al. Heterotopic ossification in total cervical artificial disc replacement. *Spine* 2006;**31**:2802-6.
- [61] Goffin J, Van Loon J, Van Calenbergh F. Cervical arthroplasty with the Bryan Disc: 4-year results. *Spine J* 2006;**6**:62S-63S.
- [62] Suchomel P, Jurak L, Benes Iii V, Brabec R, Bradac O, Elgawhary S. Clinical results and development of heterotopic ossification in total cervical disc replacement during a 4-year follow-up. *Eur Spine J* 2010;**19**: 307-15.
- [63] Wenger M, Van Hoonacker P, Zachee B, Lange R, Markwalder TM. Bryan cervical disc prosthesis: preservation of function over time. *J Clin Neurosci* 2009;**16**:220-5.
- [64] Fijn R, Koorevaar RT, Brouwers JR. Prevention of heterotopic ossification after total hip replacement with NSAIDs. *Pharm World Sci* 2003;**25**:138-45.
- [65] Romano CL, Duci D, Romano D, Mazza M, Meani E. Celecoxib versus indomethacin in the prevention of heterotopic ossification after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2004;**19**:14-8.

J.-M. Vital (jean-marc.vital@chu-bordeaux.fr).

P. Guérin (patrick.guerin@chu-bordeaux.fr).

O. Gille (olivier.gille@chu-bordeaux.fr).

V. Pointillart (vincent.pointillart@chu-bordeaux.fr).

Unité rachis 1, Hôpital Tripode, Centre hospitalo-universitaire de Bordeaux, place Amélie-Raba-Léon, 33076 Bordeaux, France.

Toute référence à cet article doit porter la mention : Vital J.-M., Guérin P., Gille O., Pointillart V. Prothèses discales cervicales. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Techniques chirurgicales - Orthopédie-Traumatologie, 44-162, 2011.

Disponibles sur www.em-consulte.com

