

REVUE DES DISPOSITIFS MEDICAUX POUR LA CYPHOPLASTIE

REVIEW OF MEDICAL DEVICES FOR KYPHOPLASTY

SBAFFE Isalyne, Pharmacien Assistant spécialiste

isalyne.sbaffe@ch-colmar.fr

SROUR Robin, Praticien Hospitalier, chef de service, service Neurochirurgie

IOOSS Philippe, Praticien Hospitalier, service Pharmacie

Hôpitaux Civils de Colmar 39 avenue de la liberté 68024 COLMAR Cedex

RESUME

La cyphoplastie est une technique onéreuse et récente, destinée à la prise en charge des fractures vertébrales par tassements traumatiques, ostéoporotiques et néoplasiques. Au cours de la dernière décennie, les systèmes de restauration de la hauteur vertébrale qui sont la pierre angulaire du traitement par cyphoplastie ont fortement évolué. Historiquement, la première technique décrite utilisait deux ballonnets pour restaurer la hauteur vertébrale, associé à l'injection de ciment. Elle présente cependant l'inconvénient de perdre de la hauteur après dégonflage de ceux-ci. D'autres dispositifs sont donc apparus, notamment des systèmes implantables comme le stent VBSTM et le SpineJackTM, permettant de maintenir la hauteur vertébrale lors de l'injection du ciment.

Kyphoplasty is a recent but expensive surgical technique for the treatment of osteoporotic, traumatic and neoplastic vertebral compression fractures. In the last 10 years, vertebral height restoration systems, which are the cornerstone of kyphoplasty therapy, have significantly evolved. Historically, the first technique used two balloons to restore vertebral height and cement injection. However, this technique has the disadvantage of losing height once the balloons deflate. Therefore, other devices have emerged, including implantable systems such

as the stent VBS™ and SpineJack™. These devices allow to maintain the vertebral height during injection of cement.

Mots clé : Fractures tassements vertébrales, cyphoplastie, spondyloplastie, système de restauration de la hauteur vertébrale

I. INTRODUCTION

Les fractures vertébrales par tassements (FTV) se caractérisent par un effondrement du corps vertébral. Elles siègent le plus souvent au niveau des vertèbres thoraciques et lombaires. Les fractures vertébrales sont majoritairement dues à l'ostéoporose (83%), les 17% restant sont des fractures d'origine traumatique (14%) ou néoplasique (3%) [1]. Elles sont relativement fréquentes (incidence annuelle estimée à 450 000 en Europe et 700 000 aux Etats Unis [1]) et sévères, pouvant engager le pronostic fonctionnel et parfois vital des patients en raison de la diminution de la hauteur vertébrale, à l'origine de modifications posturales pouvant induire une courbure anormale de la colonne vertébrale et une réduction de la mobilité. La prise en charge des FTV va du simple traitement fonctionnel (analgésie, port d'un corset et alitement selon les cas), à une prise en charge chirurgicale lourde. La cyphoplastie se positionne entre ces deux extrêmes, puisqu'il s'agit d'une technique percutanée effectuée sous contrôle radioscopique. Le principe est de restaurer la hauteur du corps vertébral et de créer une cavité osseuse, à l'aide soit d'un ballonnet, soit d'un implant. La colonne antérieure de la vertèbre est ensuite stabilisée en y injectant du ciment. L'HAS en 2009, a estimé que la cyphoplastie relevait d'un traitement de deuxième intention des fractures vertébrales par tassements ostéoporotiques après échec du traitement médical et de première intention dans les FTV traumatiques [1].

II. HISTORIQUE DE LA CYPHOPLASTIE

La vertébroplastie percutanée est née en 1984 avec le Dr Galibert, neurochirurgien et le Dr Deramond, neuroradiologue au CHU d'Amiens. Ils ont réalisé la première vertébroplastie pour traiter une patiente âgée de 40 ans qui présentait un angiome agressif de la 2^{ème} vertèbre cervicale, envahissant l'arc postérieur et le corps vertébral. Le geste a été réalisé en injectant 2mL de polyméthyl-méthacrylate (PMMA) par voie antérolatérale et sous contrôle scopique. Cette première expérience a été poursuivie chez d'autres patients présentant des angiomes vertébraux agressifs et douloureux. Les résultats obtenus pour cette série de patients ont été publiés en 1987 [2]. L'extension des indications de la vertébroplastie aux autres pathologies fragilisant le corps vertébral et à l'origine de douleurs sévères comme l'ostéoporose vertébrale fracturaire, les métastases et le myélome a été publiée en 1989 par le Dr Lapras, neurochirurgien et le Dr Duquesnel, neuroradiologue [3]. La technique s'est développée les années suivantes, comme en témoigne la revue bibliographique de McGirt *et al.* réalisée en 2009 [4].

La cyphoplastie a, quant à elle, été développée en parallèle aux Etats-Unis dès 1991, par 2 chirurgiens orthopédiques, les Dr Garfin et Riley. Elle est basée sur le concept de réduction de la cyphose dans le traitement des tassements angulaires vertébraux sur ostéoporose fracturaire. Les premiers essais cliniques ont débuté dès 1998, pour aboutir à la première publication d'une série multicentrique de cyphoplasties en 2001 [5]. Ce sont les dispositifs utilisant les ballonnets qui sont à l'origine de la technique.

III. LA TECHNIQUE OPERATOIRE

La cyphoplastie est une technique qui s'apparente à la vertébroplastie. Dans les deux cas, il s'agit d'une injection percutanée de ciment au sein du corps vertébral pathologique. Elle diffère de la vertébroplastie par la mise en œuvre d'un système d'expansion intravertébrale,

préalablement à l'injection de ciment. Ces systèmes sont généralement constitués par des ballons de cyphoplastie et/ou des implants. Les objectifs de la technique sont de stabiliser le corps vertébral fracturé et de soulager la douleur, mais également de permettre une restauration de la hauteur du corps vertébral et une réduction de l'angle de cyphose.

Pour l'intervention, le patient doit être positionné en décubitus ventral et en hyperlordose sur la table d'opération, afin de minimiser toutes les charges sur la vertèbre fracturée. La procédure est réalisée sous contrôle radioscopique, à l'aide d'un ou de deux amplificateurs de brillance, permettant la réalisation simultanée des clichés de face et de profil (figure 1). Ils permettront de vérifier les trajets pédiculaires des trocars, ballons ou implants, ainsi que de contrôler l'injection de ciment.

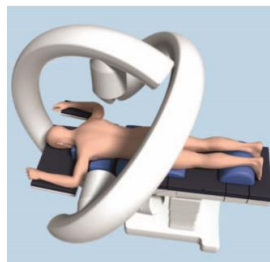


Figure 1 : Positionnement du patient [6]

Bien que cette intervention se fasse généralement sous anesthésie générale, il pourrait également être envisagé de la réaliser sous anesthésie locale. L'acte peut être effectué en salle de radiologie interventionnelle par des neuroradiologues ou des rhumatologues, mais également au bloc opératoire par des neurochirurgiens ou des chirurgiens orthopédistes.

Selon le niveau atteint et le type de fracture, le geste est réalisé par un abord transcutané sous guidage radiologique et généralement bilatéral, avec un accès transpédiculaire pour les niveaux lombaires, ou extrapédiculaire pour les niveaux thoraciques (figure 2). L'accès au corps vertébral nécessite en général un pédicule d'un diamètre de 5 mm pour permettre un abord transpédiculaire.

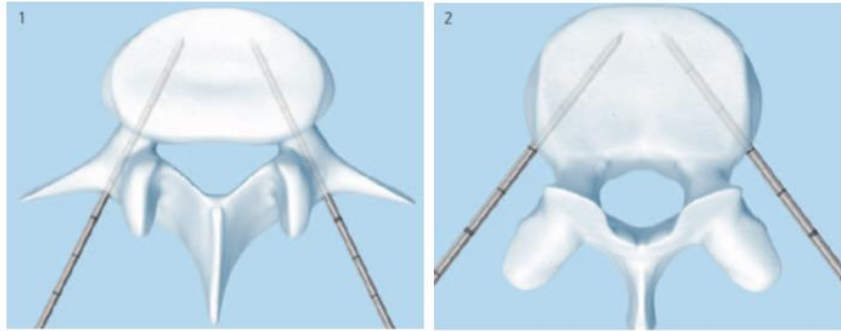


Figure 2 : Abord transpédiculaire (1) et abord extrapédiculaire (2) [6]

Après une incision cutanée, l'abord est réalisé à l'aide d'un trocart afin de créer la voie d'accès au corps vertébral. Une broche guide est ensuite insérée dans le trocart, avant de retirer ce dernier. Les canules de travail sont introduites dans le corps vertébral, guidées par la broche. A ce stade, une biopsie osseuse peut être réalisée à l'aide d'une aiguille à biopsie principalement pour affirmer ou infirmer une pathologie tumorale. Une mèche peut ensuite être introduite pour forer le corps vertébral, permettant ainsi de créer un espace pour faciliter l'introduction des systèmes d'expansion, jusque dans le corps vertébral. Ces derniers sont alors introduits repliés, simultanément dans les canules et placés dans le corps vertébral à traiter. L'expansion doit être réalisée de manière progressive et contrôlée, grâce à des contrôles radiologiques fréquents. Les systèmes d'expansion créent ainsi une cavité intravertébrale en repoussant l'os spongieux sur les bords de la vertèbre. Le ciment, préparé extemporanément, est injecté progressivement à l'aide des canules d'injection de ciment, toujours sous contrôle radiologique. La constatation de la moindre fuite impose l'arrêt de la procédure. Lorsque le volume optimal de ciment a été injecté, les canules de travail sont retirées du corps vertébral.

IV. LES INDICATIONS

La première indication retenue par le groupe de travail de l'HAS [1], est le traitement de première intention d'une fracture vertébrale par compression traumatique douloureuse et

récente (datée de moins de 3 semaines) avec des critères radiologiques définis (type A1, A2 ou A3 selon la classification de Magerl), un écart entre les fragments de moins de 2 mm et ne nécessitant pas d'ostéosynthèse associée. Le patient ne pas avoir plus de 2 vertèbres fracturée.

La deuxième indication est le traitement de seconde intention des fractures vertébrales par compression ostéoporotique de type A1, A2 et A3 avec un écart entre les fragments de moins de 2 mm selon la classification de Magerl. Ces fractures doivent être douloureuses à la verticalisation et réfractaire à un traitement analgésique de niveau III pendant un minimum de 8 jours. La fracture doit également être datée de moins de 6 semaines.

Le groupe de travail n'a pas donné d'indication dans les fractures d'origine néoplasique.

V. LES COMPLICATIONS

Les complications liées à la cyphoplastie comme pour la vertébroplastie sont principalement des fuites de ciments (les fuites vasculaires ou non vasculaires). Selon les méta analyses de Bouza *et al* [7] et Taylor *et al* [8], l'extravasation de ciment représente entre 7 et 9% des complications.

Les fuites vasculaires de ciment correspondent au passage du ciment dans la circulation générale par voie veineuse ou artérielle. Le ciment atteint la veine azygos, puis la veine cave et enfin le système artériel pulmonaire. Il peut ainsi créer une obstruction de cette artère, à l'origine d'une embolie pulmonaire. Elle est le plus souvent asymptomatique, mais peut aller jusqu'à entraîner le décès du patient. Les fuites non vasculaires de ciments sont dues à la migration du ciment dans les structures adjacentes à la vertèbre traitée. Elles peuvent avoir lieu à travers les lignes de fractures, ou le long du trajet de l'aiguille. On distingue des fuites discales, liées à une brèche des plateaux vertébraux pouvant être par la suite à l'origine de fractures adjacentes, des fuites intracanalaires dues à une lyse du mur postérieur. On peut également retrouver des fuites péri-vertébrales, consécutives à une brèche du mur

antérolatéral. Celles-ci peuvent être à l'origine de radiculopathies, de syndromes médullaires et d'embolies pulmonaires. [9]

Certaines complications peuvent être retardées par rapport à l'intervention en particulier l'apparition d'une nouvelle fracture vertébrale. Selon les méta analyses de Bouza *et al* [7] et Taylor *et al* [8], elles surviennent respectivement dans 16,7% et 13,6% des cas. Il s'agit du risque le plus important chez les patients ostéoporotiques [7]. Plusieurs théories ont été soulignées pour expliquer l'apparition de nouvelles fractures, notamment adjacentes à la vertèbre traitée. Elles ont été décrites lors de fuites de ciment au niveau du disque vertébral, au dessus ou en dessous de la vertèbre traitée. De la même manière, les contraintes biomécaniques dues au traitement de la vertèbre par cyphoplastie pourraient également induire des FTV adjacentes. Des données biomécaniques montrent que l'injection de ciment augmente la rigidité dans les espaces intervertébraux, ainsi qu'au niveau du segment de mouvement, conduisant à une augmentation de la pression intravertébrale [9].

VI. DESCRIPTION DES DISPOSITIFS MEDICAUX DE CYPHOPLASTIE

Parmi les dispositifs médicaux de cyphoplastie commercialisés, on peut distinguer les dispositifs d'accès osseux, les systèmes d'expansion vertébrale, les ciments et les systèmes d'injection de ciments.

6.1 Dispositifs d'accès osseux

6.1.1 Trocart d'accès

Il est généralement composé d'un mandrin et d'une canule dite de travail (figure 3). Cette canule de travail est le dispositif médical qui va être laissé en place tout au long de l'intervention. Elle permet l'accès au corps vertébral pour les autres dispositifs médicaux, ainsi que l'injection de ciment. Le mandrin est quant à lui inséré dans la canule de travail.

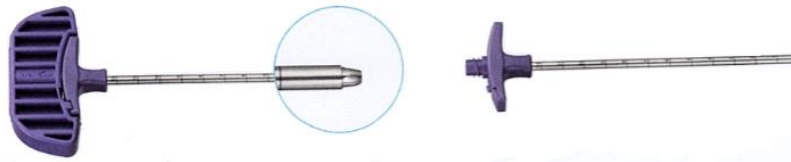


Figure 3 : Mandrin et canule de travail Medtronic [10]

Le trocart peut être inséré directement dans la vertèbre grâce à sa pointe lui permettant de traverser les tissus. Il possède le plus souvent une pointe biseautée ou diamant. Le trocart est composé d'acier inoxydable. Il peut également être inséré dans la vertèbre à l'aide d'une broche guide en utilisant au préalable une aiguille d'accès généralement de 11G (accès en 3 étapes). Les trocarts existent en différents diamètres compris entre 6 et 12G, et la longueur varie entre 10 et 15 cm. Un forêt est ensuite utilisé afin de créer un canal dans le corps vertébral et faciliter ainsi l'insertion du système d'expansion. Lorsque l'os est trop dense, une curette peut permettre de créer une première cavité.

6.1.2 Dispositif de biopsie osseuse

Une biopsie osseuse peut être réalisée au cours de l'intervention, afin de détecter une éventuelle lésion néoplasique. Elle est réalisée grâce à une aiguille à biopsie en acier inoxydable (figure 4). Celle-ci est introduite par les canules de travail pour collecter une carotte osseuse dans le corps vertébral. Après le prélèvement, un poussoir permet d'expulser cette carotte hors de l'aiguille à biopsie.



Figure 4 : Aiguille à biopsie Medtronic [10]

6.2 Systèmes de restauration de la hauteur vertébrale

Les systèmes de restauration de la hauteur vertébrale peuvent être regroupés en 2 catégories, les systèmes non implantables, classés en classe IIa (tableau I) et les systèmes implantables classés dans les dispositifs médicaux de classe IIb (tableau II).

Tableau I : Caractéristiques des ballonnets

Fournisseur	Classe marquage CE	Nom de marque	Matériaux	Cathéter		Ballonnet					
				Diamètre (mm)	Repère radio opaque	Déploiement	Longueur initiale (mm)	Longueur après déploiement max (mm)	Hauteur après déploiement max (mm)	Pression max	Volume (mL)
Gallini [11]	Ila		PEBAX ^{TM a}	8 ou 11 G		Bidirectionnel	10 15 20			800 PSI	
Johnson & Johnson Medical SAS [12]	Ila	Synflate TM		10 G	2	Bidirectionnel	10 15 20	18,1 23,3 28,9	16,3 16,1 16,3	440 PSI	4 5 6
Medtronic [10]	Ila	Xpander TM		2,7 (12 G)		Bidirectionnel	10 15 20	17 20 28	16 14 16	400 PSI	4 4 6
		Xpander II TM		2,7 (12 G)		Bidirectionnel	10 15 20	21,6 27,4 32,6	17,3 16,8 16,7	700 PSI	4 5 6
		Exact TM		3,5 (10 G)		Unidirectionnel	10 15	18 22	15 16	300 PSI	3 4
		Express TM		2 (14 G)		Bidirectionnel	10 15	21,1 24,8	15,5 15,1	400 PSI	4 5
		Express II TM		2 (14 G)		Bidirectionnel	10 15 20	18,7 24,4 28,5	15 15,3 16	700 PSI	3 4 5
Merit Medical [13]	Ila	Osseoflex TM		10 G	2	Bidirectionnel					2 4
Stryker [14]	Ila	iVas TM	Thermoplastic polyuréthane	10 G	2	Bidirectionnel	10 15 20	16,7 24 27	10,9 14,9 16	400 PSI	4 5 6
Synimed [15]	Ila	Syncem Kyp TM				Bidirectionnel	10 15				

							20				
--	--	--	--	--	--	--	----	--	--	--	--

Fournisseur	Système	Classe marquage CE	Nom de marque	Matériaux	Cathéter		Implant			
					Diamètre (mm)	Longueur initiale (mm)	Longueur après déploiement max (mm)	Hauteur après déploiement max (mm)	Pression max	Volume (mL)

Tableau II : Caractéristiques des systèmes d'expansion implantable

Alphatec Spine [16]	Implant	Iib	Osseofix™	Titane	4,5 5,5 7	26,4 30 35,2	22,8 26,4 31,7	11,4 30 35,2		
Johnson & Johnson Medical SAS [6]	Implant (stent monté sur ballon)	Iia et Iib	VBS™	Alliage CoCrWNi ^a		22 27 31	13 15 20	15 17 17	435 PSI	4,5 5 5,5
The Surgical Compagny (ex Adhesia) [17]	Implant (spirale)	Iib	Kiva™	PEEK ^b Optima™			12	20		
Spineart [18]	Lamelle	Iia	Tektona™	Nitinol					940 PSI	
Stryker [19]	Implant	Iib	SpineJack™	Alliage Titane	4,2 5 5,8	20 25 28	14 19 20	12,5 17 20		

^aCoCrWNi : Cobalt-Chrome-Tungstène-Nickel

^bPEEK : PolyEtherEtherKetone

6.2.1 Système d'expansion à ballonnets

Il s'agit d'un système non implantable. Chaque dispositif commercialisé comprend 2 systèmes à ballonnets. Les ballonnets sont montés sur les extrémités distales des cathéters. Ces derniers présentent 2 lumières indépendantes. L'une permet d'introduire un guide raidisseur, afin de faciliter son introduction dans la canule de travail. La deuxième est utilisée pour l'injection du liquide de contraste dans le ballonnet. Pour cela, elle dispose d'une extrémité luer en partie proximale permettant de raccorder le système d'inflation. Certains ballonnets possèdent des repères radio-opaques, destinés à repérer l'extrémité distale et proximale sous radioscopie. Les longueurs initiales des ballonnets commercialisés sont de 10, 15 et 20 mm. Selon les fournisseurs, la longueur maximale après expansion varie de 16,7 à 32,6 mm et la hauteur de 10,9 à 22,5 mm. De même, les pressions maximales applicables aux ballonnets se situent entre 300 et 700 PSI (soit 20,67 à 48,23 bar). Cette pression correspond à la pression maximale que l'on peut exercer sur un ballonnet sans risque de détérioration ou de fuite.

L'expansion du ballonnet est réalisée par injection de produit de contraste dans le cathéter, grâce à un système d'inflation qui est le plus souvent une pompe. Il permet une expansion contrôlée, grâce à un monitoring de la pression du ballonnet. Il est composé d'un manomètre dont la graduation permet le contrôle du volume injecté dans le ballonnet. La position du ballonnet est repérée soit par l'intermédiaire de ses repères radio-opaques, soit grâce au produit de contraste qui permet de visualiser son gonflement et son positionnement dans le corps de la vertèbre. C'est l'expansion des ballonnets qui permet de créer une cavité dans le corps vertébral. Cette cavité permettra ensuite d'injecter du ciment au sein de la vertèbre pour stabiliser la fracture après retrait des ballonnets (figure 5).

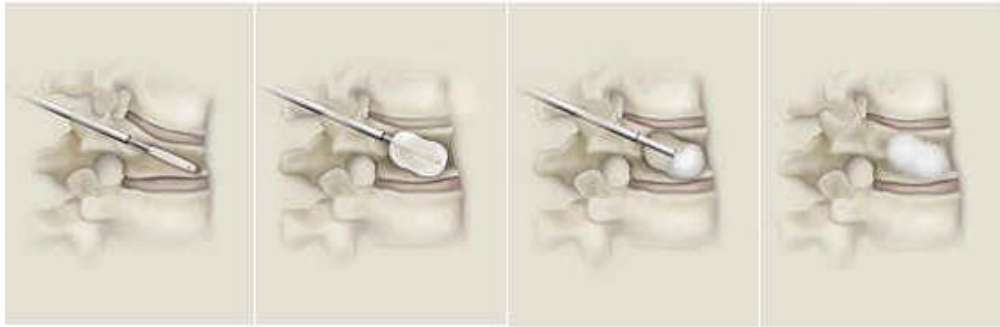


Figure 5 : Principe de fonctionnement du ballon Medtronic [10]

Les ballonnets peuvent se distinguer par leur modalité d'expansion. Dans la majorité des cas, ils se déploient de manière bidirectionnelle par rapport au cathéter. Toutefois, Medtronic propose un ballonnet dont le déploiement est unidirectionnel (Exact™), pour une réduction plus ciblée de la fracture (figure 6).



Figure 6 : Ballon unidirectionnel Medtronic [10]

Actuellement, plusieurs fournisseurs commercialisent en France des systèmes à ballonnet. Les différentes caractéristiques de ces ballons sont indiquées dans tableau I.

6.2.2 Stent VBS™ (Vertebral Body Stenting)

Il est commercialisé par la société Johnson & Johnson Medical SAS. Il s'agit d'un système de restauration de la hauteur vertébrale implantable, comprenant un stent monté sur un ballonnet. Le stent est composé d'un alliage de Chrome-cobalt. Il existe en 3 tailles : petit, moyen, grand. La longueur initiale ou longueur de libération, correspond à la longueur qui doit être insérée dans le corps vertébral pour permettre le déploiement du ballonnet puis du stent. Pour chacune des tailles, la longueur initiale est respectivement de 22, 27 et 31 mm. Le stent est positionné à l'extrémité distale du cathéter (figure 7). La taille des stents après déploiement,

est respectivement de 13, 15 et 20 mm pour une hauteur de 15, 17 et 17 mm. A l'extrémité proximale du cathéter se trouve une connexion luer-lock permettant le raccordement au système d'inflation du ballonnet. [6]

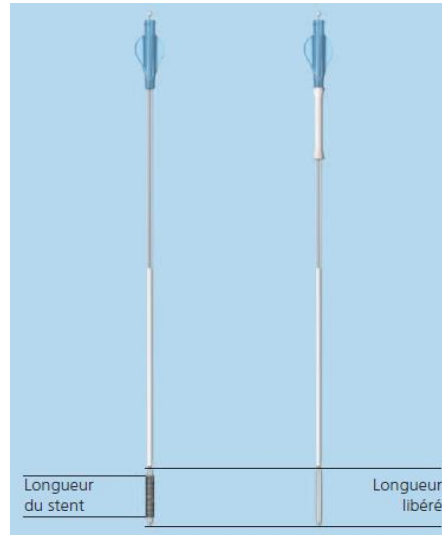


Figure 7 : Cathéter à ballonnet avec/sans stent VBSTM prémonté [6]

Un mélange de sérum physiologique et produit de contraste est introduit dans le cathéter pour permettre le gonflement du ballonnet. Son expansion est réalisée sous contrôle de la pression et du volume injecté dans le ballonnet. Pour un déploiement maximum du stent, il faut injecter pour le VBS petit, moyen et grand respectivement 4,5, 5 et 5,5 mL. Le fabricant a également fixé un niveau de pression maximal à 30 atm. L'expansion du ballonnet entraîne le déploiement du stent dans le corps de la vertèbre. Le ballonnet est ensuite retiré pour laisser en place le stent dans lequel le ciment sera ensuite injecté (figure 8). Un ballonnet seul peut éventuellement être utilisé pour simuler le déploiement du stent dans le corps vertébral avant l'insertion de celui-ci, afin de vérifier la mobilité de la fracture.



Figure 8 : Déploiement du stent VBS™ [6]

6.2.3 Implant OsseoFix™

Cet implant (plus commercialisé en France) est fabriqué par Alphatec Spine à partir d'un alliage de titane de qualité chirurgicale et de titane commercialement pur avec un revêtement de conversion électrolytique. L'anodisation du titane conduit à la formation d'une couche d'oxyde de titane à la surface de l'implant, octroyant au dispositif une meilleure résistance à l'usure et à la corrosion. Ce procédé permet également de colorer les implants tout en améliorant leur biocompatibilité.

L'implant OsseoFix™ existe en 3 tailles 4,5, 5,5 et 7 mm. Celles-ci correspondent au diamètre initial de l'implant, dont les longueurs initiales sont respectivement de 26,4 mm, 30 mm et 35,2 mm (figure 9). L'implant déployé se raccourcit au fur et à mesure de son déploiement. Après expansion, il présente une longueur de 22,8 mm, 26,4 mm et 31,7 mm pour un diamètre respectif de 11,4, 13 et 14,8 mm. [16]



Figure 9 : Implants OsseoFix™ pliés et déployés [16]

Afin de permettre son insertion dans le corps vertébral, Ossefix™ est monté sur une canule. Lors de son déploiement, l'implant crée des canaux osseux au sein du corps vertébral. Il est possible de repositionner ce dispositif implantable si nécessaire, en le comprimant à 75% de sa taille déployée et en le redéployant. Toutefois, cette manœuvre n'est réalisable qu'une seule fois.

6.2.4 Implant SpineJack™

Cet implant développé par la société Vexim est actuellement commercialisé par la société Stryker. L'implant SpineJack™ s'apparente à un cric. Il se compose d'un alliage de titane (Ti6Al4V) et est disponible en 3 tailles : 4,2, 5 et 5,8 mm (figure 10). A chaque taille, correspond une expansion maximale, qui est respectivement de 12,5, 17 et 20 mm pour une longueur de plateau de 14, 19 et 20 mm. Cette longueur de plateau reste invariable, quelque que soit le degré de déploiement de l'implant. [19]

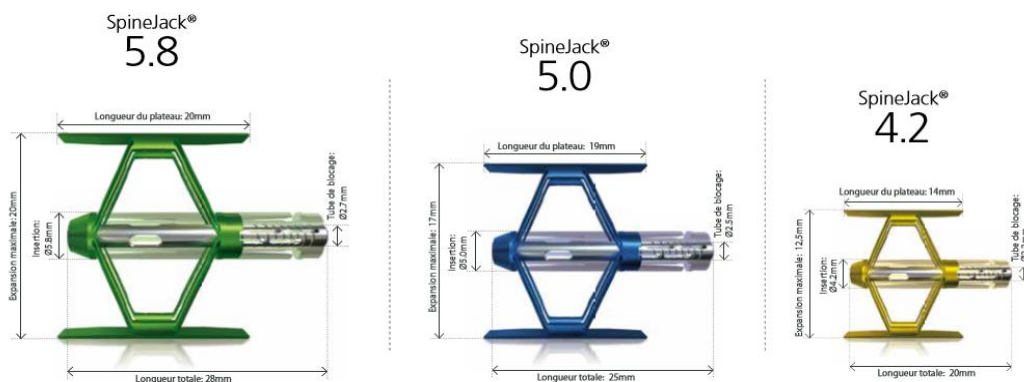


Figure 10 : Les différentes tailles d'implants SpineJack™ [19]

L'expansion de l'implant est réalisée en tournant la poignée du porte implant. Lors de son déploiement, il exerce une poussée de 500 Newton sur la fracture, suivant un axe craniocaudal (figure 11). Lorsque la hauteur maximale est atteinte, le mécanisme d'expansion se bloque (la poignée tourne dans le vide), cela empêchera une éventuelle perte de correction avant l'injection de ciment. Une fois l'expansion de l'implant commencée, ce dernier ne peut plus être refermé.

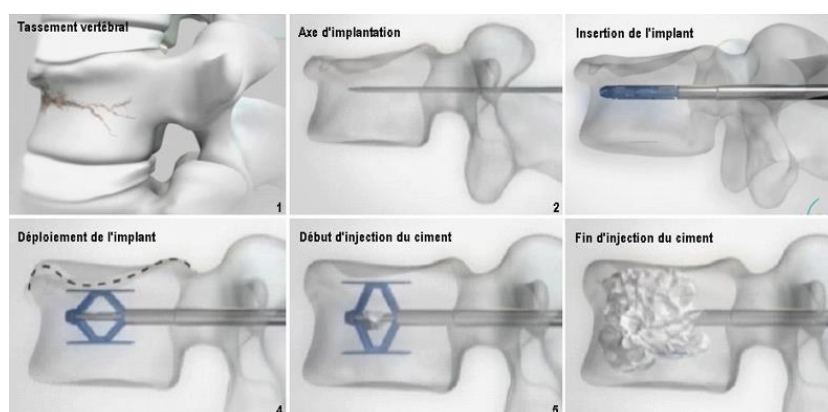


Figure 11 : Principe de fonctionnement de l'implant SpineJack™ [20]

6.2.5 Lamelle Tektona™

Le dispositif Tektona™ est commercialisé par Spineart. Ce système non implantable est composé d'une lamelle en nitinol (figure 12) permettant de créer une cavité dans le corps vertébral avant d'injecter le ciment. La lamelle peut exercer une force de 650 N. [18]



Figure 12 : Lamelle Tektona™ [18]

Elle est positionnée à l'extrémité distale d'un instrument réutilisable. Le chirurgien contrôle le système grâce au mouvement tactile ou séquentiel (crémaillère) de la poignée de l'instrument qui va permettre de soulever la lamelle (figure 13). Le système permet une expansion contrôlée de la lamelle sur 3 dimensions. Le retrait de la lamelle est effectué après retour à sa position horizontale, puis le ciment est injecté dans la vertèbre. Deux lamelles peuvent être utilisées par vertèbre, montées chacune sur un instrument différent pour une utilisation

simultanée. L'instrument est à stériliser à chaque utilisation tandis que la lamelle est à usage unique.



Figure 13 : Instrument avec poignée et lamelle Tektona™ [10]

6.2.6 Implant Kiva™

Cet implant est commercialisé par The Surgical Compagny (ex Adhesia). Il est déployé dans le corps vertébral sous la forme d'une spirale (figure 14). Il est composé de PEEK-Optima™ qui est un mélange composite de polyétheréthercétone (PEEK). Ce matériau est biocompatible, stable sur le long terme et présente un module d'élasticité semblable à celui de l'os. [17]



Figure 14 : Implant Kiva™ [17]

L'implant sort sur un fil de guidage en nitinol, en formant des cercles concentriques superposés (figure 15). Le chirurgien peut déployer 1 à 4 spires en fonction de la hauteur à corriger. Chaque spire mesure 3mm de hauteur et possède un diamètre de 20mm, ce qui permet d'atteindre une hauteur maximale de 12mm. Un seul implant doit être disposé dans le corps vertébral par un abord unilatéral soit à droite, soit à gauche. C'est pourquoi il existe 2 formes d'implant droit et gauche.

Le déploiement de la spire en PEEK est guidé par une broche en nitinol, qui se déploie en forme spiralée à l'intérieur du corps vertébral. L'implant se développe ensuite en suivant la

trajectoire du guide. Ce dernier est retiré de la vertèbre pour ne laisser que l'implant en place. Le ciment est ensuite injecté en diffusant vers le centre de la spirale déployée.

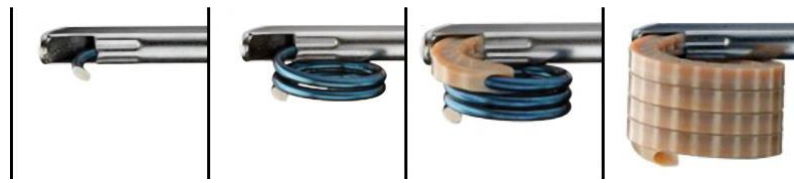


Figure 15 : Déploiement de la spirale Kiva™ [21]

6.3 Ciment, substitut osseux et système d'injection

Le ciment est un matériau dynamique, dont la maturation progressive se traduit par un changement d'état. Ainsi, une fois la phase solide mélangée avec de l'eau, il se présente sous forme d'une pâte relativement fluide et tend vers un état solide viscoélastique en l'espace de quelques minutes voire quelques heures.

Le ciment idéal devrait être ostéoconducteur, ostéoinducteur et facile à injecter dans le corps vertébral. Il doit également présenter une radio-opacité élevée, une bonne biocompatibilité, un taux de résorption optimal et des propriétés mécaniques comparables à l'os du corps vertébral (rigidité, résistance) [22]. Les ciments sont des dispositifs médicaux de classe III. Les caractéristiques des principaux ciments disponibles sont résumées dans le tableau III.

Tableau III : Caractéristiques des ciments

Fournisseur	Nom	Référence	Type/ Viscosité	Composition de la poudre	Composition du liquide	Temps mélange	Température de réaction	Temps de prise
Gallini	Mendec Spine HV TM Produit par Tecres [23]	13C2040	Acrylique haute viscosité	68,4% PMMA ^a 30% BSO ₄ ^c 1,6% peroxyde de benzoyle	99,1% MMA ^b 0,9% N,N diméthyl-p-toluidine 75 ppm hydroquinone	1 min	-	22 min (22°C)
	BonOs Inject TM Produit par Osartis [24]	1230	Acrylique moyenne viscosité	53% PMMA 45% ZrO ₂ ^d 2% peroxyde de benzoyle	99,3% MMA 0,7% N,N diméthyl-p-toluidine 60 ppm hydroquinone	30 sec	-	22 min
	Mendec Spine LV TM Produit par Tecres [23]	01-0310	Acrylique basse viscosité	67,5% PMMA 30% BSO ₄ 2,5% peroxyde de benzoyle	99,1% MMA 0,9% N,N diméthyl-p-toluidine 75 ppm hydroquinone	1 min	-	6 min (23°C)
Johnson & Johnson Medical SAS	Vertecem V ⁺ TM [25]	07.702.0165	Acrylique haute viscosité	45% PMMA 15% hydroxyapatite 10% BaSO ₄	97,6% MMA 2,4% N,N diméthyl-p-toluidine 20 ppm hydroquinone	20 sec	61°C	6 min (37°C)
Medtronic	Kyphon Xpede TM [26]	CX01B-C	Acrylique haute viscosité	69,1% PMMA 30,0% BSO ₄ 0,9% peroxyde de benzoyle	99,4% MMA 0,6% N,N diméthyl-p-toluidine 75 ppm hydroquinone	30 sec	-	-
	Kyphon HV-R TM [25]	C01A-INT	Acrylique haute viscosité	68% PMMA 30% BSO ₄ 2% peroxyde de benzoyle	99,1% MMA 0,9% N,N diméthyl-p-toluidine 75 ppm hydroquinone	2 min	< 90°C	4 min
	Activos TM [25]	C05B	Acrylique basse viscosité	49,6% hydroxyapatite 38,2% PMMA 10% BSO ₄ 2,2% peroxyde de benzoyle	99,7% MMA 0,3% N,N diméthyl-p-toluidine 0,005% hydroquinone	30 sec	< 90°C	2 min
	KyphOs FS TM [27]	C02B	Phospho calcique	77,4% phosphate tricalcique 14,3% magnésium phosphate 4,7% magnésium hydrogène phosphate 3,6% strontium carbonate	0,4mL diammonium hydrogène phosphate	< 45 sec	-	-
Spineart	Tektona HV TM		Acrylique haute viscosité	68,4% PMMA 30% BSO ₄ 1,6% peroxyde de benzoyle	99,1% MMA 0,9% N,N diméthyl-p-toluidine 75 ppm hydroquinone	1 min	-	22 min (21°C)

Stryker	VertaPlex™ [29]	0406422000	Acrylique basse viscosité	14g PMMA contenant du peroxyde de benzoyle (2,6 %) 6g BSO ₄	9,4mL MMA 0,1mL N,N diméthyl-p-toluidine 0,75g hydroquinone	1 min	Jusqu'à 95°C	10,2 min
	Spineplex™ [30]	0406222000	Acrylique basse viscosité	23,3g SMMA ^e 12g BSO ₄ E.P 4,7g PMMA	19,5mL MMA 0,5mL N,N diméthyl-p-toluidine 75 +/- 15 ppm d'hydroquinone	-	-	8-14 min
	VertaPlex HV™ [31]	0406622000	Acrylique haute viscosité	68,2% PMMA 30% BaSO ₂ 0,6% peroxyde de benzoyle	99% MMA 1% N,N-diméthyl-p-toluidine hydroquinone	1 min	-	10,2 min
Stryker	Cohesion™ [32]	CM0300	Acrylique haute viscosité	45,4% ZrO ₂ 27,1% SMMA 27% PMMA 0,5% peroxyde de benzoyle	99% MMA 1% diméthyl-p-toluidine 20 ppm hydroquinone	45 sec	90°C	10 min
	Interface™ [33]	CMHA001	Acrylique haute viscosité	50% hydroxyapatite 20% ZrO ₂ 17,67% PMMA 11,78 % SMMA 0,55% peroxyde de benzoyle	99,3% MMA 0,7% diméthyl-p-toluidine 20 ppm hydroquinone	60 sec	95°C	20 min (20°C)
Synimed	Synicem KYP™ [25]	880835	Acrylique basse viscosité	68% de PMMA 30% BSO ₄ 2% de peroxyde de benzoyle	89,2% MMA 0,8% N,N diméthyl-p-toluidine 60 ppm hydroquinone	30 sec (23°C)	70-80°C	6 min (23°C)
The Surgical Compagny (ex Adhesia)	Vertafix Plus™ [34]	G9002	Acrylique basse viscosité	64,4% PMMA 10% hydroxyapatite 25% BaSO ₂ 0,6% peroxyde de benzoyle	97,6% MMA 2,4% diméthyl-p-toluidine 20 ppm hydroquinone	30 sec	59°C	
	Osteofix™ [35]	G9000	Acrylique moyenne viscosité	35,3 % SMMA 19,2% PMMA 4,5% ZrO ₂ 0,5% peroxyde de benzoyle	99,3% MMA 0,7% diméthyl-p-toluidine 20 ppm hydroquinone	30 sec	40°C	
	Thermalfix™ [36]	G9001	Acrylique basse viscosité	49,5% PMMA 45% ZrO ₂ 5% hydroxyapatite 0,5% peroxyde de benzoyle	99% MMA 1% N,N diméthyl-p-toluidine 20 ppm hydroquinone	45 sec	88°C	

^a PMMA : Poly méthacrylate de Méthyle

^b MMA : Méthacrylate de Méthyle

^c BSO₄ : Sulfate de baryum

^d ZrO₂ : Dioxyde de zirconium

^e SMMA : Copolymère de méthacrylate de méthyle / styrène

5.3.1 Ciment osseux acrylique

Il est obtenu par mélange de deux composants, une poudre et un liquide, permettant une polymérisation.

La poudre est majoritairement composée de polyméthacrylate de méthyle (PMMA) préformé. Elle contient également du peroxyde de benzoyle (PBO) pour amorcer la réaction de polymérisation et un radio opacifiant qui peut être soit du dioxyde de zirconium (ZrO_2), soit du sulfate de baryum ($BaSO_4$), permettant de visualiser le ciment à l'imagerie. Le liquide est composé d'un solvant de monomère de méthacrylate de méthyle (MMA), ainsi que d'un activateur de la polymérisation, la N-diméthyl-para-toluidine. Elle peut également contenir du méthacrylate de butyle (MABU), servant d'agent de liaison. Le liquide peut également contenir une petite quantité d'hydroquinone, qui stabilise le MMA pendant la période de stockage [37].

Le contact entre PMMA et MMA initie une réaction de polymérisation. Celle-ci permet de former des composés de masses moléculaires élevées, les polymères ou macromolécules, à partir des monomères qui sont liés entre eux. Une réaction chimique a lieu entre l'initiateur (le peroxyde de benzoyle) contenu dans la poudre et l'activateur de polymérisation (le N-diméthyl-para-toluidine) contenu dans le liquide. Cette réaction produit des radicaux libres qui vont permettre de convertir le MMA en PMMA en accrochant les molécules de MMA les unes aux autres (figure 16). La polymérisation des chaînes de PMMA va permettre le durcissement du ciment.

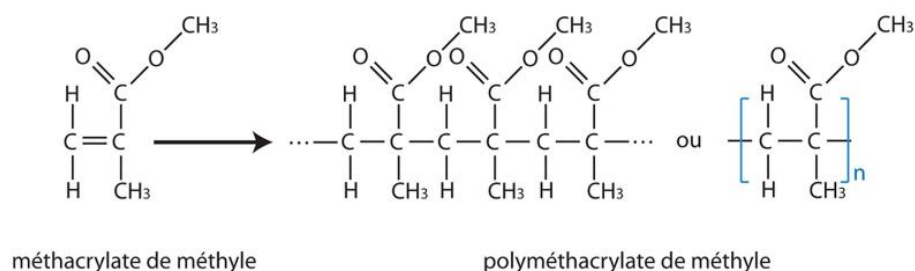


Figure 16 : Réaction de polymérisation du PMMA [38]

La réaction de polymérisation peut se décomposer en 4 phases [37] :

- ✓ phase de mélange : elle doit permettre d'obtenir une pâte homogène à partir des 2 composants,
- ✓ phase de repos : elle correspond au temps nécessaire pour atteindre le niveau de viscosité souhaité pour l'injection,
- ✓ phase d'injection : il s'agit d'un état intermédiaire pâteux, qui permet au ciment d'être placé dans le corps vertébral,
- ✓ phase de durcissement : la polymérisation finale du monomère se produit et le ciment durcit dans le corps vertébral.

Les ciments osseux doivent répondre à la norme ISO 5833. Elle précise les caractéristiques physiques et mécaniques du ciment, notamment sa viscosité ou capacité à résister à l'écoulement et à la température de polymérisation.

Ils peuvent être divisés en 2 groupes : les ciments de haute viscosité et de basse viscosité. Plus la viscosité est élevée plus le ciment est de consistance pâteuse. Elle est déterminée par la composition chimique et par le ratio liquide/poudre. La température permet également de faire varier la viscosité du ciment.

La réaction de polymérisation est exothermique. La norme ISO définit une température maximale *in vitro*, qui peut atteindre entre 60 et 80°C, mais elle est très inférieure en réalité en raison d'une cinétique de dissipation. La chaleur dégagée est proportionnelle à la vitesse de polymérisation et au volume de ciment [37]. Cette exothermie pourrait entraîner une toxicité locale avec une nécrose thermique des tissus mous environnants, notamment en cas de fuite de ciment. Cependant cette propriété peut s'avérer intéressante dans les lésions tumorales [39].

Le MMA est inflammable et volatile. Les vapeurs du monomère sont donc irritantes pour les yeux et les voies respiratoires. Afin d'éviter une exposition prolongée à ces vapeurs, plusieurs

systèmes de mélanges sont disponibles. Il existe plusieurs mécanismes de mélange : agitation manuelle, rotation, mélangeur sous vide (figure 17).



Figure 17 : Mélangeurs de ciment Vexim et Stryker [19, 14]

Les ciments osseux acryliques présentent une bonne résistance biomécanique à la compression et une assez bonne biocompatibilité. Cependant, ils ne sont pas de bons ostéoconducteurs et sont non résorbables.

5.3.2 Ciment phosphocalcique

En théorie, il a l'avantage de présenter les propriétés mécaniques d'un ciment, associées aux propriétés ostéoconductrices d'un sel phosphocalcique. Sa biocompatibilité est supérieure à celle du PMMA en raison de sa composition proche de celle du minéral osseux et de l'absence de réaction exothermique lors de sa mise en œuvre.

Le ciment durcit *in situ* en une structure phosphocalcique par hydrolyse ou par cristallisation d'un sel acide et d'un sel basique en milieu humide. Cette structure phosphocalcique va simuler la matrice inorganique de l'os naturel. *In vivo*, le ciment se résorbe lentement pendant le processus de réparation et de remaniement osseux et il est progressivement remplacé par de l'os autogène [22].

Parmi les composants du ciment phosphocalcique, on retrouve du phosphate tricalcique (TCP) et de l'hydroxyapatite (HA). L'HA est la principale composante minérale de l'os.

Les ciments phosphocalciques restent actuellement moins utilisés que les ciments PMMA dans la cyphoplastie en raison principalement de leur prix beaucoup plus élevé.

Les ciments dédiés à la cyphoplastie ne sont pas refacturables en sus des GHS. De plus, chaque fournisseur ayant validé son système de cyphoplastie avec son propre ciment, cela impose la multiplication des ciments par rapport aux différents systèmes utilisés au sein des établissements.

5.3.3 Système d'injection de ciment

Le ciment à basse viscosité est en général injecté à travers une canule d'injection, à l'aide d'une seringue et/ou d'un mandrin qui va pousser le ciment dans le corps de la vertèbre (figure 18). L'introduction du ciment dans la vertèbre va se faire sous contrôle manuel par injection progressive de l'utilisateur. Les canules existent également à diffusion unidirectionnelle pour diriger le ciment de manière maîtrisée.

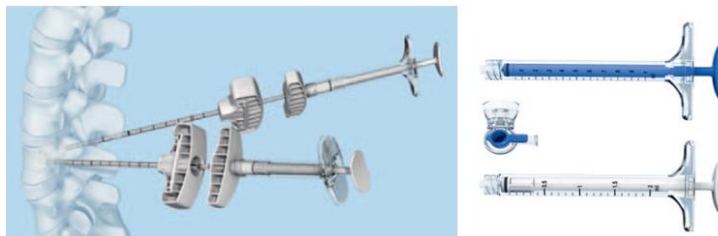


Figure 18 : Injection de ciment avec des seringues [6]

Dans certains cas, notamment des ciments à haute viscosité, l'injection du ciment peut être contrôlée grâce à des injecteurs haute pression : compresseurs à vis, systèmes hydraulique (figure 19).



Figure 19 : Système hydraulique d'injection de ciment [12]

Certains fournisseurs proposent des systèmes d'injection du ciment à distance. Ils présentent l'intérêt de permettre à l'opérateur de rester éloigné de la source de rayonnement ionisant grâce à une longue tubulure comprise entre 15 et 30 cm (figure 20). Celle-ci est reliée à la canule d'injection.



Figure 20 : Système d'injection de ciment à distance [29]

VII. CONCLUSION

Les systèmes de restauration de la hauteur vertébrale ont évolué au cours du temps, avec l'utilisation dans un premier temps des ballonnets et du ciment pour restaurer la hauteur vertébrale. La cyphoplastie par ballonnets présente cependant l'inconvénient de perdre de la restauration après dégonflage de celui-ci [40, 41]. D'autres dispositifs ont donc été développés, notamment des systèmes implantables comme le stent VBSTM, l'implant SpineJackTM ou la spirale KivaTM. Une étude menée sur des cadavres par Küger *et al* [42] met en évidence une restauration de la hauteur significativement meilleure dans le groupe SpineJack comparé à la cyphoplastie par ballonnets.

En 2009, L'HAS a publié un avis sur l'acte de spondyloplastie par voie transcutanée avec expansion [43]. La commission d'évaluation des actes professionnels a évalué le service attendu de cet acte et a rendu un avis indéterminé (ASA de niveau V). Pour cela, elle s'est appuyée sur le rapport d'évaluation technologique de la cyphoplastie par ballonnets publié en janvier 2009 par la HAS [1]. Celle-ci n'avait pas pu objectiver un avantage de la spondyloplastie avec expansion par rapport à la vertébroplastie. De plus les données sur les fractures tassements vertébrales d'origine néoplasiques ou traumatiques ont été jugées

insuffisantes pour être retenues dans ces indications contrairement à l'indication d'ostéoporose.

La plus grande étude randomisée menée est l'étude FREE [44]. Elle a montré en 2009 une amélioration significative du score physique de l'indice de qualité de vie SF-36 par rapport à un traitement conventionnel. De même, l'évaluation de la douleur a permis de mettre en évidence une amélioration des douleurs rachidiennes en faveur de la cyphoplastie à 12 mois.

La cyphoplastie et la vertébroplastie donnent des résultats comparables sur la douleur postopératoire [45, 46]. Cependant, selon Landham *et al.* [47], la cyphoplastie est significativement meilleure que la vertébroplastie pour restaurer la hauteur du corps vertébral. De plus, une méta analyse réalisée en 2008 [48] a observé un taux de fuite de ciment plus important dans la vertébroplastie avec 19,7% contre 7% pour la cyphoplastie ($p < 0,001$). De même, le risque de survenue d'une nouvelle fracture a été jugé significativement plus élevé après une vertébroplastie qu'après une cyphoplastie [48].

A l'heure actuelle, aucune nouvelle évaluation technologique de la cyphoplastie n'a été effectuée par la HAS malgré la multiplication des études depuis 2009.

De plus, la plupart des études publiées à ce jour analysent la cyphoplastie avec un seul système de restauration de la hauteur vertébrale (ballonnet, stent ou SpineJackTM...) dans une indication précise (traumatique, ostéoporotique ou néoplasique). Aucune étude ne permet donc de savoir si un système est supérieur à l'autre en fonction des indications.

Les dispositifs médicaux utilisés pour la technique de cyphoplastie sont coûteux, en moyenne 3 551 euros par intervention. Par ailleurs, ils ne sont actuellement pas remboursés en sus de la T2A et s'imputent directement dans le GHS utilisé. Cette technique est donc très coûteuse et n'a pas réellement fait la preuve de son efficacité par rapport à la vertébroplastie.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Haute Autorité de Santé, 2009. Spondyloplastie par ballonnets (Cyphoplastie) : rapport d'évaluation technologique.
- [2] Galibert P, Deramond H, Rosat P, Le Gars D. Preliminary note on the treatment of vertebral angioma by percutaneous acrylic vertebroplasty. *Neurochirurgie* 1987;33(2): 166-168.
- [3] Lapras C, Mottolese C, Deruty R. Injection percutanée de méthylméthacrylate dans l'ostéoporose et les ostéolyses vertébrales graves (technique de Galibert). *Ann Chir* 1989;33: 371-76.
- [4] McGirt MJ, Parker SL, Wolinsky JP, Witham TF, Bydon A, Gokaslan ZL. Vertebroplasty and kyphoplasty for the treatment of vertebral compression fractures: an evidenced-based review of the literature. *Spine J.* 2009 Jun;9(6): 501-8.
- [5] Garfin SR, Yuan HA, Reiley MA. New technologies in spine: kyphoplasty and vertebroplasty for the treatment of painful osteoporotic compression fractures. *Spine* 2001;26(14): 1511-15.
- [6] Information produit. VBS™, Synthes, 2011.
- [7] Bouza C, López T, Magro A, Navalpotro L, Amate JM. Efficacy and safety of balloon kyphoplasty in the treatment of vertebral compression fractures: a systematic review. *Eur Spine J* 2006;15(7): 1050-1067.
- [8] Taylor RS, Fritzell P, Taylor RJ. Balloon kyphoplasty in the management of vertebral compression fractures: an updated systematic review and meta-analysis. *Eur Spine J* 2007;16(8): 1085-1100.
- [9] Hu YC, Hart DJ. Complications of vertebroplasty and kyphoplasty. *Tech Reg Anesth Pain Manag* 2007;11(3): 164-270.
- [10] Information produit. Kyphon™, Medtronic, 2015.

- [11] Information produit. Kit de Kyphoplastie, Gallini, 2014.
- [12] Information produit. Synflate™, Depuy-Synthes, 2013.
- [13] Information produit. Osseoflex™, Merit Medical, 2018.
- [14] Information produit. iVAS™, Stryker, 2010
- [15] Information produit. Syncem™, Synimed.
- [16] Information produit. Osseofix™ Guide technique chirurgical, Alphatec Spine, 2010.
- [17] Information produit. Kiva™, Zimmer France, 2010.
- [18] Information produit. Tektona™, Spineart.
- [19] Information produit. SpineJack™, Vexim, 2015.
- [20] Renaud C. Traitement des fractures vertébrales par compression par l'implant à expansion cranio-caudale SpineJack : note technique et analyse d'une cohorte continue de 77 patients. 2015;101(7): 566-68.
- [21] Rosales Olivarez LM, Dipp JM, Escamilla RF, Bajares G, Perez A, Stubbs HA, *et al.* Vertebral augmentation treatment of painful osteoporotic compression fractures with the Kiva VCF Treatment System. SAS J 2011;5(4): 114-19.
- [22] Lieberman IH, Togawa D, Kayanja MM. Vertebroplasty and kyphoplasty: filler materials. Spine J. nov 2005;5(6): S305-16.
- [23] Information produit. Ciment Mendec Spine™, Tecres, 2014.
- [24] Information produit. Ciment BonOs Inject™, Osartis, 2018.
- [25] Le moniteur des pharmacies [en ligne]
Disponible sur : www.lemoniteurdespharmacies.fr/upload/imgnewspha/mhs/.../les-ciments-complet.pdf [consulté le 24 mai 2019].
- [26] Information produit. Ciment Kyphon Xpede™, Medtronic, 2013.
- [27] Information produit. Substitut osseux KyphOs FS™, Medtronic, 2013.
- [28] Information produit. Ciment Tektona HV™, Spineart.

- [29] Information produit. Ciment Vertaplex™, Stryker, 2009.
- [30] Information produit. Ciment Spineplex™, Stryker, 2009.
- [31] Information produit. Ciment VertaPlex HV™, Stryker, 2010.
- [32] Information produit. Ciment Cohesion™, Vexim, 2015.
- [33] Information produit. Ciment Interface™, Vexim., 2014.
- [34] Information produit. Ciment Vertefix Plus™, The surgical Compagny, 2018
- [35] Information produit. Ciment Ostoofix™, The surgical Compagny, 2018
- [36] Information produit. Ciment Thermalfix™, The surgical Compagny, 2018
- [37] Chavade D, Carre E. Cahier biomédical : Les ciments acryliques. Monit Hosp 2006;184: 25-38.
- [38] Weiss P. La chimie des polymères. 2010 [en ligne]
Disponible sur: <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap3/site/html/cours.pdf>
[consulté le 24 mai 2019].
- [39] Wang Y, Liu H, Pi B, Yang H, Qian Z, Zhu X. Clinical evaluation of percutaneous kyphoplasty in the treatment of osteolytic and osteoblastic metastatic vertebral lesions. Int J Surg. juin 2016;30: 161-65.
- [40] Krüger A, Oberkircher L, Figiel J, Floßdorf F, Bolzinger F, Noriega DC, *et al.* Height restoration of osteoporotic vertebral compression fractures using different intravertebral reduction devices: a cadaveric study. Spine J. mai 2015;15(5): 1092-8.
- [41] Rotter R, Martin H, Fuerderer S, Gabl M, Roeder C, Heini P, *et al.* Vertebral body stenting: a new method for vertebral augmentation versus kyphoplasty. Eur Spine J. juin 2010;19(6): 916-23.
- [42] Krüger A, Baroud G, Noriega D, Figiel J, Dorschel C, Ruchholtz S, *et al.* Height restoration and maintenance after treating unstable osteoporotic vertebral compression

fractures by cement augmentation is dependent on the cement volume used. Clin Biomech. août 2013;28(7): 725- 30.

[43] Haute Autorité de Santé, 2009. Spondyloplastie par ballonnets (Cyphoplastie) : avis sur les actes.

[44] Wardlaw D, Cummings SR, van Meirhaeghe J, Bastian L, Tillman J, Ranstam J *et al.* Efficacy and safety of balloon kyphoplasty compared with non-surgical care for vertebral compression fracture (FREE): a randomised controlled trial. Lancet 2009; 373: 1016-24.

[45] Garnier L, Tonetti J, Bodin A, Vouaillat H, Merloz P, Assaker R, *et al.* Kyphoplasty versus vertebroplasty in osteoporotic thoracolumbar spine fractures. Short-term retrospective review of a multicentre cohort of 127 consecutive patients. Orthop Traumatol Surg Res. oct 2012;98(6): S112-19.

[46] Dalmas Abbad N. Efficacité et tolérance des cimentoplasties et cyphoplasties réalisées au CHRU de Lille dans le traitement des fractures vertébrales ostéoporotiques. Thèse de droit et santé, Université Lille 2, Lille, 2015.

[47] Landham PR, Baker-Rand HLA, Gilbert SJ, Pollintine P, Annesley-Williams DJ, Adams MA, *et al.* Is kyphoplasty better than vertebroplasty at restoring form and function after severe vertebral wedge fractures? Spine J. avr 2015;15(4): 721-32.

[48] Eck JC, Nachtigall D, Humphreys SC, Hodges SD. Comparison of vertebroplasty and balloon kyphoplasty for treatment of vertebral compression fractures: a meta-analysis of the literature. Spine J. mai 2008;8(3): 488-97.