

Principes relatifs à l'arthroplastie d'épaule inversée, spécifiquement centrés sur les prothèses sans tige

J. Jerosch¹, L. V. von Engelhardt²

¹Service d'orthopédie, de chirurgie traumatologique et de médecine du sport, Hôpital Johanna-Etienne Neuss

²St. Antonius Kleve, faculté de la santé, Université privée de Witten/Herdecke

Prothèse inversée de l'épaule - arthroplastie de l'épaule sans tige - arthropathie dégénérative

chirurgische praxis 86, 1–16 (2020)
Mediengruppe Oberfranken –
Fachverlage GmbH & Co. KG

■ Principes relatifs à l'arthroplastie d'épaule inversée

L'endoprothèse inversée de l'épaule apporte une nette amélioration fonctionnelle ainsi qu'une réduction significative de la douleur en cas d'arthropathie dégénérative type [1].

La mise en place d'une prothèse inversée classique selon Grammont conduit à inverser les surfaces articulaires, empêchant ainsi le décentrage de la tête humérale. Cette modification biomécanique permet de compenser efficacement l'insuffisance de la coiffe des rotateurs dans l'arthropathie dégénérative (► Fig. 1)[2,3].

Distalisation du centre de rotation :

- Amélioration du bras de levier du muscle deltoïde de 25 %
- Médialisation du centre de rotation : projection du centre de rotation sur l'os glénoïde réduisant les contraintes entre l'implant et les structures osseuses
- Risque accru d'encoche scapulaire
- Perte de contour du deltoïde
- Réduction du bras de levier du muscle infra-épineux et par là-même de la force de rotation extérieure

L'implantation d'une endoprothèse inversée de l'épaule est principalement indiquée dans la rupture irréparable de la coiffe des rotateurs en cas d'arthropathie dégénérative existante[1,2]. Outre l'arthropathie dégénérative classique[2,3], son indication peut être étendue à d'autres pathologies avec de bons résultats. Notamment :

- les ruptures massives, irréparables de la coiffe des rotateurs sans arthrose pertinente[4]
- la polyarthrite rhumatoïde associée à une insuffisance de la coiffe des rotateurs[5]
- les mauvais résultats cliniques obtenus avec des implants de prothèses totales ou partielles[6,8]
- l'atteinte tumorale [9]
- les séquelles post-traumatiques avec mauvais résultat clinique [7]
- les fractures d'apparition récente de l'humérus proximal chez les patients plus âgés [10]

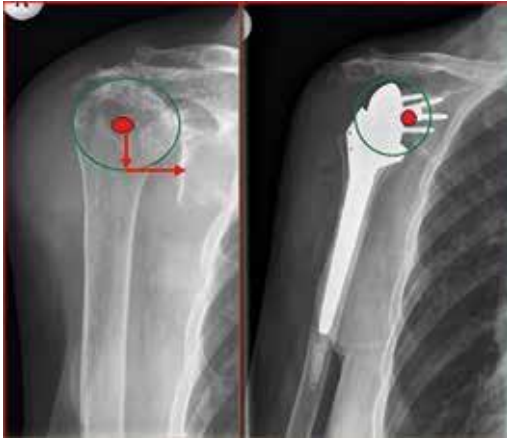


Fig. 1 | Biomécanique de la prothèse inversée selon Grammont

La prothèse inversée a notamment gagné du terrain dans le traitement des fractures ces dernières années. Les études prospectives randomisées [11] montrent la supériorité de la prothèse inversée par rapport à la prothèse anatomique en termes de résultats fonctionnels :

- Rétroversion, 120 cas contre 80
- Abduction, 113 cas contre 79
- Score Constant (score de Constant-Murley [CMS]) de 56 contre 40

Le taux de complication de 19,4 % associé à la prothèse inversée est certes plus important que celui de 5,6 % associé à la prothèse anatomique. On observe cependant un taux de révision de 5,9 % avec la prothèse inversée, inférieur à celui de 9,1 % de la prothèse anatomique [12]. Une analyse coûts/bénéfices de 2017 a par ailleurs montré que la prothèse inversée de l'épaule est plus rentable dans le traitement des cas de fracture de l'humérus proximal [13].

■ Biomécanique de la prothèse inversée

Les premières prothèses inversées développées dans les années 1970 présentaient un centre de rotation



Fig. 2 | Les premières prothèses inversées présentaient un centre de rotation (point rouge) fortement latéralisé par rapport au bord osseux d'implantation (tracé jaune), davantage susceptible de conduire à un descellement par effet « cheval à bascule » («rocking horse effect») au niveau de la glène.

(Center of Rotation [CoR]) relativement proche du centre de rotation anatomique. Les contraintes exercées sur la fixation glénoïdienne restaient par conséquent importantes, conduisant à des descellements (► Fig. 2).

Cette médialisation du centre de rotation de la prothèse de Grammont conduisait cependant parallèlement à la médialisation de l'humérus. L'ostéotomie horizontale de l'humérus, avec un angle d'ostéotomie de 155°, qui avait pour but d'améliorer la stabilité articulaire, conduisait par ailleurs à une mise en contact mécanique entre l'insert en PE (polyéthylène) et le col scapulaire (phénomène d'encoche scapulaire, ► Fig. 3) avec usure du PE (► Fig. 4).

Afin de réduire le risque d'encoche, diverses mesures ont été prises :

- Variation de l'angle d'inclinaison humérale avec risque d'instabilité articulaire accrue
- Inserts de plus faible conformité (appelés « inserts haute mobilité »)

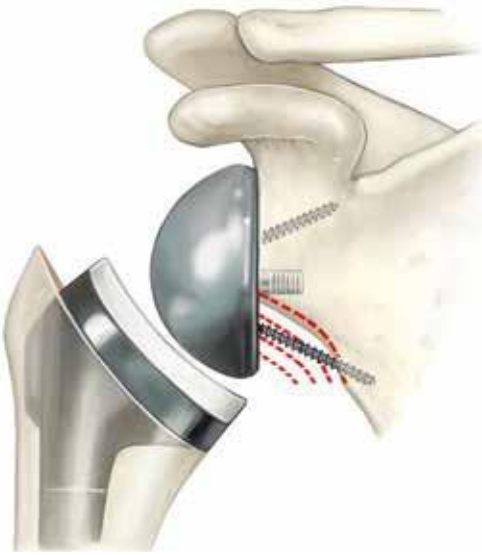


Fig. 3 | Encoche scapulaire selon Sirveaux [14] :
 stade 0 = aucune encoche ;
 stade 1 = encoche de petite taille, limitée au col scapulaire, n'atteint pas la vis inférieure,
 stade 2 = l'encoche atteint le bord de la vis inférieure ;
 stade 3 = encoche de grande taille incluant la vis inférieure ;
 stade 4 = expansion de l'encoche jusqu'à l'embase



Fig. 4 | Usure du polyéthylène en présence d'une encoche inférieure

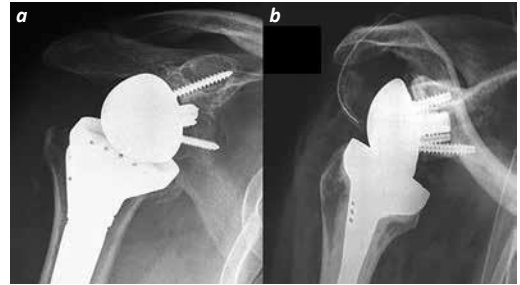


Fig. 5 | a) Prothèse de Grammont sans déport inférieur des composants glénoïdiens ; b) Prothèse de Grammont présentant un déport inférieur des composants glénoïdiens

qui réduisent par ailleurs également la stabilité articulaire

- Translation inférieure (déport inférieur) des composants glénoïdiens par déport inférieur de la glénosphère ou fixation inférieure de l'embase glénoïdienne (► Fig. 5)
- Latéralisation de la glénosphère
- Latéralisation de la métagène/l'embase avec recours à une greffe osseuse autologue (BIO-RSA™ [« bony-increased offset-reverse shoulder arthroplasty »])

La prothèse de Grammont entraîne en outre une réduction de la stabilité articulaire résultant de la dégradation de l'angle de déviation du deltoïde par rapport au trochiter. La coiffe des rotateurs partiellement conservée ne présentait qu'un faible effet stabilisateur en raison du net raccourcissement musculaire.

Les développements ultérieurs ont tenté de conserver les avantages de la prothèse initiale de Grammont, tout en essayant de compenser ses inconvénients. Cela a donc par conséquent conduit aux modifications suivantes :

- médialisation du centre de rotation
- latéralisation de l'humérus
- augmentation de l'inclinaison de l'ostéotomie humérale et/ou des éléments de l'articulation

Médialisation du centre de rotation et diamètre de la glénosphère

La biomécanique de l'implant inversé dépend principalement de l'emplacement du centre de rotation de l'articulation de l'épaule. L'emplacement du centre de rotation à proximité de l'interface os-prothèse permet de réduire la contrainte et d'augmenter le bras de levier du deltoïde. La médialisation du centre de rotation entraîne toutefois un risque d'encoche. La médialisation du centre de rotation dépend également du diamètre de la glénosphère. Il a été démontré qu'une augmentation de 1 mm du diamètre de la glénosphère entraîne une augmentation de 5° de l'amplitude de mouvement. L'évolution tend ainsi naturellement à augmenter le diamètre de la glénosphère. L'augmentation de la glénosphère réduit par ailleurs l'effet de la médialisation du centre de rotation et accroît la contrainte exercée au niveau de l'interface os-implant, pouvant conduire à un taux accru de descellement, comme cela était le cas avec la version antérieure de la prothèse Encore (2,5 % de descellement aseptique [Grammont] contre 11,7 % de descellement [Encore]) [15]. Les résultats à 10 ans pour cette prothèse sont toutefois plutôt satisfaisants avec un taux de survie à 10 ans de 90,7 % [16].

Augmentation du déport gléno-huméral

Plusieurs mesures permettent d'y parvenir. Une première option repose sur la latéralisation des composants huméraux de la prothèse (p. ex. par le biais d'un composant épiphysaire excentré), une configuration varisante visant à réduire l'angle d'inclinaison ou une latéralisation de la glénosphère [17,18]. La latéralisation présente l'avantage de réduire le risque d'encoche tout en améliorant l'amplitude de mouvement [17-19]. L'emplacement du centre de rotation en dehors de l'interface os-implant présente cependant l'inconvénient de favoriser le descellement de la métaglene [20]. Le suivi à 10 ans des nouveaux implants à angle fixe a montré une réduction des défaillances de l'embase [21].

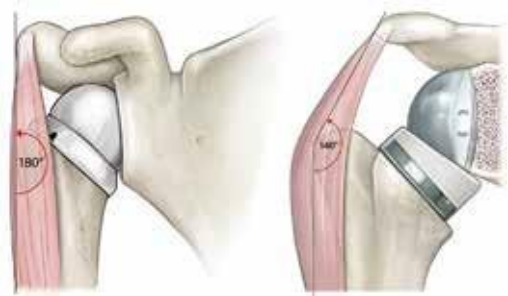


Fig. 6 | Angle de déviation du deltoïde par rapport au trochiter

Un angle de déviation réduit augmente la compression dans l'articulation gléno-humérale, ainsi que la stabilité.

La latéralisation de l'humérus entraîne une tension accrue des tendons de la coiffe des rotateurs et une amélioration de l'angle de déviation de l'humérus (► Fig. 6). La latéralisation de l'humérus dépend de l'inclinaison et de la concavité humérales. La concavité peut être placée directement sur la tige, comme dans la prothèse de Grammont, ou via une embase supplémentaire médiale de l'axe de la tige. Les systèmes inversés sans tige présentent ici des avantages spécifiques, dans ce sens où ils permettent la médialisation du système d'ancrage de la fixation épiphysaire notamment pour les prothèses extra-osseuses (« onlay »), conduisant automatiquement à la latéralisation de l'humérus. La prothèse EASYTECH® offre par ailleurs la possibilité d'une médialisation excentrée de l'onlay en polyéthylène, directement placé sur le système d'ancrage épiphysaire, augmentant encore une fois l'effet de latéralisation humérale.

Angle d'inclinaison humérale

La variation de l'angle d'inclinaison humérale de 155° à 135° permet de réduire l'effet d'encoche [22]. L'amplitude de mouvement est également améliorée [17]. Certains systèmes plus récents permettent une variation de l'angle d'inclinaison de 135° à 155°. L'étude biomécanique de Läder-

mann et al.[17] a permis de mettre en évidence un angle d'inclinaison optimal de 144°.

BIO-RSA™

La greffe osseuse BIO-RSA™ implique généralement une allogreffe biologique autologue à partir de la tête humérale. La greffe est positionnée avec le plot central sous l'embase glénoïdienne, afin de latéraliser la glénosphère [22]. Boileau et al.[23] sont parvenus à démontrer une cicatrisation osseuse dans 94 % des cas. Athwal et al.[24] ont quant à eux déterminé une réduction significative du phénomène d'encoche scapulaire à partir de leur comparaison de la technique BIO-RSA™ avec la prothèse de Grammont médialisée. Aucune augmentation de l'amplitude de mouvement ni aucune amélioration du score fonctionnel n'ont pu être mises en évidence.

■ Classification des prothèses versées

L'ensemble de ces réflexions permettent une classification des prothèses inversées selon quatre groupes (► Fig. 7) :

- MGMH (Medial Glenoid/Medial Humerus) (► Fig. 7a)
- LGMH (Lateral Glenoid/Medial Humerus) (► Fig. 7b)

- MGLH (Medial Glenoid/Lateral Humerus) (► Fig. 7c)
- LGLH (Lateral Glenoid/Lateral Humerus) (► Fig. 7d)

MGMH (Medial Glenoid/Medial Humerus)

Le centre de rotation est positionné à proximité de la ligne d'articulation. La partie concave de la cavité humérale est positionnée à proximité du canal intermédulaire. La prothèse de Grammont relève typiquement de cette catégorie (► Fig. 8). Ce type de prothèse se caractérise comme suit :

- réduction du risque de descellement glénoïdien
- bonne récupération de l'abduction active du bras en raison de l'important bras de levier du deltoïde
- fort taux d'encoche scapulaire
- rotation interne et externe limitées en raison du raccourcissement des rotateurs

LGMH (Lateral Glenoid/Medial Humerus)

Le centre de rotation est latéralisé par rapport au point d'ancrage glénoïdien. Cela est rendu possible, notamment dans le cas de la prothèse Encore, par l'augmentation du diamètre de la glénosphère (► Fig. 9) ou par la technique

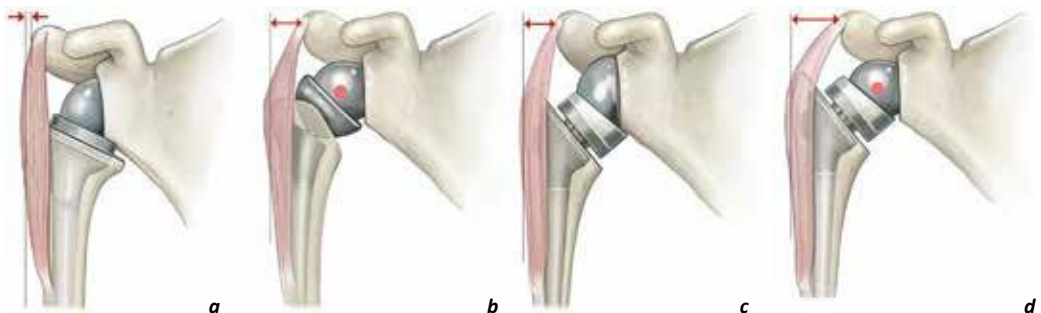


Fig. 7 | Classification des prothèses inversées selon le déport huméral et glénoïdien

a) MGMH : Medial Glenoid/Medial Humerus ; b) LGMH : Lateral Glenoid/Medial Humerus ; c) MGLH : Medial Glenoid/Lateral Humerus ; d) LGLH : Lateral Glenoid/Lateral Humerus



Fig. 8 | Prothèse d'épaule inversée de type MGMH (prothèse de Grammont)



Fig. 9 | Prothèse d'épaule inversée de type LGMH (prothèse Encore™)

BIO-RSA™. Le composant huméral reste comme précédemment dans l'axe de l'humérus de manière à entraîner une médialisation. Ce type de prothèse se caractérise comme suit :

- faible taux d'encoche scapulaire
- meilleure récupération de la rotation interne et externe en raison de la tension accrue exercée sur la coiffe des rotateurs
- risque potentiellement accru de descellement glénoïdien en raison des contraintes accrues au niveau de l'interface glène-implant

MGLH (Medial Glenoid/Lateral Humerus)

Le centre de rotation est davantage médialisé au niveau de la glène anatomique. La tige humérale est latéralisée et le composant huméral articulaire est excentré par rapport à la tige humérale, situation qui peut être atteinte à l'aide de certains systèmes à tige (► Fig.10). Ce principe est aisément réalisable à l'aide de prothèses

inversées sans tige de type « onlay ». Ce type de prothèse se caractérise comme suit :

- risque réduit de descellement glénoïdien
- risque réduit d'encoche scapulaire
- meilleure récupération de l'élévation active du bras en raison d'un bras de levier accru du deltoïde
- angle de déviation accru par rapport au trochiter
- rotation interne et externe améliorées en raison de la tension accrue exercée sur la coiffe des rotateurs

LGLH (Lateral Glenoid/Lateral Humerus)

Le centre de rotation est ici aussi latéral par rapport au point d'ancrage glénoïdien, situation réalisable à partir d'une intervention BIO-RSA™ selon Boileau. La tige humérale est elle aussi latéralisée ou le composant articulaire huméral est excentré par rapport à la tige humérale. Ce

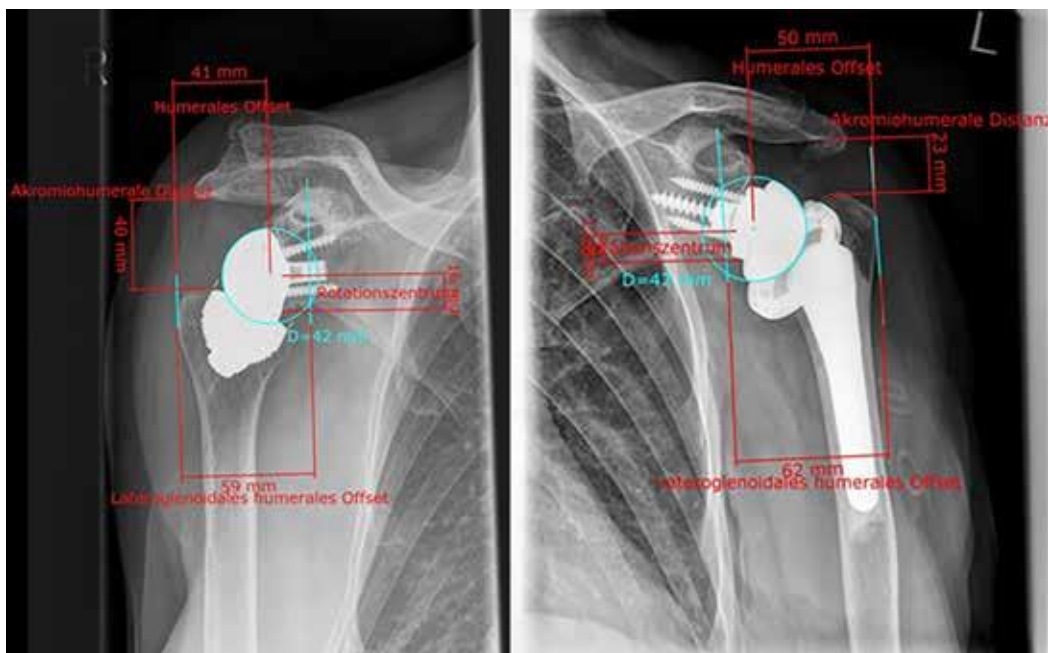


Fig. 10 | Prothèses d'épaule inversées de type MGLH

principe est aisément réalisable à l'aide de prothèses inversées extra-osseuses, de type « onlay ». Ce type de prothèse se caractérise comme suit :

- risque davantage réduit d'encoche scapulaire
- meilleure récupération de la rotation interne et externe en raison de la tension accrue exercée sur la coiffe des rotateurs
- risque potentiellement accru de descellement glénoïdien en raison des contraintes accrues au niveau de l'interface glène-implant
- meilleure récupération de l'élévation active du bras en raison d'un bras de levier accru et d'un angle de déviation amélioré du deltoïde

■ Amplitude de mouvement offerte par la prothèse inversée

Les mesures suivantes permettent une amélioration de l'amplitude de mouvement :

- positionnement inférieur de l'embase

- refixation systématique des tubercules
- résection totale ou partielle du tendon sus-épineux

Positionnement inférieur de l'embase

Un positionnement caudal de l'embase et donc de la glénosphère montre une amélioration de l'amplitude de mouvement pour l'adduction, l'abduction ainsi que les rotations interne et externe [25]. Le « tilt supérieur » conduit à un taux accru de descellement de l'embase. Les effets d'un « tilt inférieur » ne sont quant à eux pas entièrement déterminés [26,27].

Refixation des tubercules

À l'origine, la refixation des tubercules n'était pas obligatoirement envisagée lors de la pose d'une prothèse inversée. Elle présente toutefois des avantages indéniables pour la rotation externe. Anakwenze et al. ont montré

une amélioration de la rotation externe de 10° en moyenne en cas de refixation des tubercules après pose d'endoprothèse inversée [28]. La stabilité de la fixation peut être assurée par divers mécanismes de fixation, allant jusqu'aux systèmes de cerclage filaire [29].

Réséction totale ou partielle du tendon sus-épineux

La littérature fait état d'une construction stable en termes de biomécanique en cas de réséction du tendon sus-épineux [30]. L'effet positif de la réséction du tendon sus-épineux dépend également de la médialisation ou latéralisation de la glénosphère [20].

■ Pourquoi avoir recours à une prothèse d'épaule sans tige ?

La classification des prothèses en fonction de la longueur de tige a selon nous fait ses preuves :

Type A, sans tige : <50 mm, fixation diamétaphysaire isolée

Type B, tige courte : longueur de tige de 50 à 100 mm

Type C, tige standard : longueur de tige de 100 à 150 mm

Type D, longueur de tige : >150 mm (généralement indiquée pour les révisions)

Razfar et al.[31] ont comparé, dans le cadre d'une analyse par éléments finis, les contraintes osseuses observées avec une prothèse sans tige, une prothèse à tige courte et une prothèse standard. Ils ont ainsi montré que la charge corticale sur l'humérus proximal comparée à la charge normale s'élevait à 48 % pour la tige standard, 78 % pour la tige courte et 101 % pour l'absence de tige. Ceci met en évidence une nette réduction de la déviation des contraintes (« stress shielding ») de l'humérus en présence d'un système à tige courte ou sans tige.

La question de déviation des contraintes avait déjà été examinée pour les prothèses anatomiques sans tige. Ainsi Churchill et al.[22] rapportaient dans une étude prospective de la prothèse Simpliciti™ (*Wright Medical*) portant sur 49 patients à 2 ans l'absence de zone d'ostéolyse au niveau de l'humérus proximal.

Huguet et al.[32] n'ont rapporté 3 ans après l'implantation d'une prothèse anatomique sans tige TESS aucune déviation des contraintes ou quelconque signe de descellement. Hawi et al.[33] ont quant à eux étudié la prothèse Eclipse™ (*Arthrex*) et ne rapportaient aucune signe de descellement à 9 ans. Un seul cas d'ostéolyse du trochiter a été rapporté avec ce même implant par Habermeyer et al.[34], dans le cadre d'un suivi sur 5 ans de 39 patients ; les auteurs ont ainsi mis en évidence une ligne de descellement pour un patient, ainsi que l'apparition d'une ostéolyse partielle pour 3 patients.

■ Pourquoi pas des prothèses inversées sans tige ?

Les principes associés à la prothèse inversée, présentés ci-dessus, sont également aisément réalisables avec des systèmes sans tige, voire se montrent plus accessibles avec ces derniers.

Que ce soit dans le cadre des interventions primaires ou des révisions de prothèse, la part croissante de prothèses d'épaule inversées [35] laisse entrevoir des concepts intéressants en termes de conservation osseuse, sur la base des raisons évoquées précédemment. Les cas de fracture périprothétique découlant de l'intervention d'arthroplastie mettent en évidence un autre avantage. L'implantation de prothèse inversée conventionnelle entraîne fréquemment des fractures dans des zones anatomiques défavorables le long du nerf radial (► Fig. 11). La prothèse inversée sans tige permet de restreindre les fractures à des zones anatomiques sous-capitales nettement plus favorables (► Fig. 12).

Il convient également de différencier les systèmes « inlay » (avec insert) des systèmes « onlay » (extra-osseux). Les systèmes inlay (à l'instar du système TESS™) présentent un plan de réséction plus haut, permettant une meilleure préservation de l'os. Les systèmes onlay (à l'instar du système EASYTECH®) entraînent un plan de réséction plus profond au niveau de la tête humérale, offrant à l'opérateur plus d'espace pour la préparation glénoïdienne.



Fig. 11 | Localisation type des fractures lors de l'insertion d'une prothèse inversée avec tige dans la région anatomique du nerf radial

Bien que ce concept soit relativement nouveau, plusieurs modèles de prothèse inversée d'épaule sans tige ont déjà fait leur entrée sur le marché. Il convient de différencier les système « inlay » des systèmes « onlay ».

■ **La prothèse TESS™ (Total Evolutive Shoulder System, Zimmer Biomet), un système « inlay » type**

La prothèse TESS a été le premier et le plus étudié des systèmes inversés sans tige [32, 36-39]. La corolle inversée permettant l'insertion du polyéthylène du système « inlay » à différentes hauteurs est caractéristique du système TESS (► Fig. 13).

Le principe « inlay » entraîne une élévation du plan de résection, laissant davantage de contenu osseux au niveau de l'humérus proximal ; il complique cependant la préparation glénoïdienne par comparaison avec les systèmes « onlay ». L'impaction du composant glénoïdien requiert fréquemment l'application d'une pression accrue, susceptible de conduire à une destruction partielle de l'anneau cortical métaphysaire. La stabilité primaire de la corolle inversée s'en trouve alors réduite.

La corolle inversée du système TESS™ peut également être rallongée d'une tige et bénéficier



Fig. 12 | Localisation type des fractures en cas de chute avec une prothèse inversée sans tige



Fig. 13 | Corolle humérale de la prothèse inversée TESS™



Fig. 14 | Prothèse inversée TESS™ avec composant glénoïdien

d'un ancrage distal avec ou sans ciment en présence d'une qualité osseuse proximale insuffisante. L'embase est dotée d'un plot central et de vis à angle fixe, voire de pointes supplémentaires pour la fixation (► Fig.14).

Le composant glénoïdien « Metal-back » de la prothèse TESS™ présente des propriétés associées à des survies à long terme plus importantes selon des études comparatives actuelles [40,41].

Géométrie articulaire après implantation de la prothèse inversée TESS™

Plusieurs études ont permis de mettre en évidence les modifications attendues et souhaitées au niveau de la géométrie articulaire après implantation d'une prothèse TESS™ [39]. La médialisation du centre de rotation après implantation d'une prothèse inversée est comprise entre 8 et 20 mm [2, 42-44]. Nous avons mis en évidence une médialisation moyenne d'à peine 20 mm. L'augmentation de la distance acromio-humérale s'élevait en moyenne à 16,1 mm dans notre série. Ce résultat tombe dans la plage haute des données de la littérature [2, 38, 43, 45-47]. Cette distalisation est en partie obtenue par le positionnement le plus distal possible de l'embase glénoïdienne. Celui-ci dépend de la hauteur du centre de rotation par rapport au rebord inférieur de la glène. Dans la série étudiée, cette valeur connaissait une réduction significative moyenne de 4,3 mm après implantation. Cela corrobore approximativement les mesures de Boileau et al.[2], qui avaient décrit une distalisation moyenne similaire d'environ 4 mm.

Résultats cliniques

On observe des scores Constant post-opératoires absolus variables, compris entre 40 et 60 points pour les divers types de prothèses inversées d'épaule avec tige [2, 48-51]. Les patients traités avec la prothèse inversée TESS™ affichent quant à eux un score Constant absolu dans la plage haute de ces résultats, avec 55 points. Il est intéressant d'étudier les variations entre les groupes

d'indication différente. Les patients traités pour arthropathie dégénérative présentent un score Constant de 79,7%. Les cas de révisions de prothèses d'implantation antérieure affichent pour leur part un score Constant de 73,5%. Les patients traités pour fractures, avec ou sans ostéosynthèse antérieure, par le système inversé TESS™ présentent un score Constant relatif d'à peine 67,3%.

Prothèse inversée TESS™ et encoche inférieure

Une encoche est décrite dans 0 à 88 % des cas [2, 8, 50-54]. Dans l'étude de Zumstein[15] la fréquence d'observation d'une encoche est de 35,4%. Outre l'augmentation du déport [55] et l'utilisation d'une glénosphère excentrée [26], l'angle d'inclinaison des composants huméraux permet également de réduire significativement le risque d'encoche [56].

Les systèmes inversés d'épaule les plus couramment utilisés, comme les prothèses Delta X-tend™ (*DePuy Synthes*), Aequalis Reversed™ (*Tornier*) et Affinis Inverse™ (*Mathys*) présentent un angle col-tige de 155°. Kempton et al.[56] ont décrit une incidence significativement réduite d'encoche suite à l'utilisation d'une prothèse avec un angle col-tige de 145°.

Descellements huméraux

Les systèmes avec tige conventionnels également présentent un taux non négligeable de descellement huméral. Une analyse multicentrique a ainsi mis en évidence un taux de descellement aseptique de la tige de 6 % [57]. D'autres travaux portant sur les systèmes inversés d'épaule avec tige ont montré des taux de descellement huméral de 1,3 % [15], 2 % et 3 % [58].

Ballas et al. [36] ont remarqué l'absence de descellement huméral dans une étude de 56 cas d'implantations de prothèses TESS™, de laquelle étaient exclus les patients souffrant de fractures consécutives à l'implantation ainsi que ceux présentés pour la révision d'une prothèse sans tige.

Il convient effectivement d'émettre des réserves quant à l'implantation de prothèses inverses sans tige dans des conditions post-fracture ou de révision de prothèses anatomiques sans tige existantes ou de prothèses de resurfaçage. Une analyse patho-histologique d'explants de prothèses de resurfaçage a permis de démontrer que l'augmentation de la durée d'implantation réduit la qualité osseuse sous l'implant, qui ne semble alors plus suffisante pour l'utilisation d'implants sans tige [59].

■ **Exemple type de système « onlay » : le système EASYTECH® (FX SOLUTIONS)**

Le système sans tige EASYTECH® a déjà fait l'objet d'un millier d'implantations environ dans sa version inversée.

Glène

L'embase, qui présente un diamètre de 24 mm, est connue pour sa petite taille. La tige centrale présente une longueur de 17 mm, pour un diamètre de 7,5 mm. L'extension à 6 ou 10 mm est possible à l'aide d'adaptateurs spécifiques. Les 4 vis à angle fixe permettent une angulation de +/- 12 degrés (► Fig. 15).

Il est recommandé de positionner l'orifice central dans la glène à une distance de 12 mm du bord



Fig. 15 | Embase glénoïdienne de la prothèse EASYTECH® avec plot central et vis à angle fixe
pratique chirurgicale 2020 Band 86 / 4

inférieur de la glène. Il convient ainsi de reprendre la recommandation de Kelly et al.[60], qui avait permis de déterminer, à partir d'analyses portant sur des cadavres, que cette position offrait la meilleure stabilisation de l'embase. Après nettoyage des tissus mous glénoïdiens, l'ébauche de la « croix de Matsen » à l'électrocautère doit respecter la règle des 12 mm. Les opérateurs moins expérimentés peuvent avoir recours à un instrument spécifique de mesure de la distance de 12 mm à partir du bord inférieur de la glène, développé par le fabricant.

La glénosphère légèrement latéralisée peut présenter un diamètre compris entre 36 mm et 40 mm (3,5 mm). Une faible inclinaison de 10 degrés est respectée à l'implantation. La glénosphère est fixée sur l'embase à l'aide d'une vis de sécurité centrale, facilitant ainsi le positionnement de la glénosphère sur l'embase et le contrôle de ce dernier. La glénosphère est disponible en deux variantes : centrée ou excentrée. Un composant en nitrure de titane antiallergique est également disponible (► Fig. 16).

Humérus

L'ostéotomie de l'humérus est effectuée à 145°. L'implant d'ancrage épiphysaire de la prothèse EASYTECH® est disponible en trois diamètres (30, 34 et 38 mm). Sa longueur est toujours de 22 mm. Il se loge dans la partie périphérique de l'épiphyse corticale à l'aide de 5 broches en lame de scie (► Fig. 17).



Fig. 16 | Glénosphère centrée et excentrée



Fig. 17 | L'ancrage huméral de la prothèse EASYTECH® avec plot central et 5 broches périphériques en lame de scie



Fig. 18 | Prothèse inversée sans tige EASYTECH®

Les composants extra-osseux en PE sont fixement liés au module conique métallique, éliminant ainsi tout risque de dissociation ou de mauvaise adaptation intra-opératoire. Les composants en PE sont comme la glénosphère disponibles en différents diamètres compris entre 36 et 40 mm, avec des hauteurs de 3, 6 ou 9 mm. Ils peuvent être combinés avec le système d'ancrage. Selon le réglage de la rotation des composants « onlay » en PE, par rapport à la plaque d'ancrage métaphysaire, il est possible d'accroître la latéralisation humérale, afin de répondre au principe MGLH (Medial Glenoid/Lateral Humerus). Le principe « onlay » permet une résection humérale plus profonde et une préparation glénoïdienne plus avancée (► Fig. 18).

Les expériences personnelles avec ce système laissent a priori entrevoir une préparation et une implantation glénoïdiennes simplifiées par le principe extra-osseux par rapport aux systèmes « inlay ». Le système d'ancrage épiphysaire fournit une stabilité surprenante et peut ainsi trouver son utilité dans les conditions anatomiques les plus contraignantes (► Fig. 19).

■ Conclusion

La comparaison des divers types de prothèses inversées d'épaule met en évidence des différences considérables. Il convient par conséquent de prendre en compte les effets d'une augmentation du déport glénoïdien ou huméral.



Fig. 19 | Avant/après une implantation de prothèse inversée sans tige EASYTECH® en présence d'un humérus dysplasique.

Les prothèses inversées sans tige se présentent comme un développement intéressant. Particulièrement les prothèses extra-osseuses (« onlay »), qui offrent d'une part davantage d'espace pour la préparation glénoïdienne et permettent d'autre part une augmentation du déport huméral. Des résultats cliniques propres à l'utilisation de ces prothèses doivent cependant impérativement être obtenus. Les données et expériences cliniques à ce jour laissent toutefois entrevoir une part croissante pour les prothèses inversées également sur le marché des prothèses d'épaule sans tige.

■ Résumé

Les prothèses d'épaule inversées ont connu un véritable essor au cours de la dernière décennie. Certains centres de traitement ont désormais davantage recours aux prothèses inversées qu'aux prothèses d'épaule anatomiques. Les systèmes sans tige sont eux aussi de plus en plus utilisés. Ils permettent en effet de préserver la substance osseuse à d'autres fins et de réduire la déviation des contraintes. Cet article décrit les possibilités offertes par les prothèses d'épaule inversées sur la base des connaissances tirées des études actuelles.

Jerosch J, von Engelhardt LV:

Stemless reversed shoulder arthroplasty – an interesting concept (Arthroplastie inversée de l'épaule sans tige, un concept d'intérêt)

Summary: Over the last decade the number of reverse shoulder replacement increased significantly more compared to anatomic replacement. Modern stemless designs come more and more in use. These however are observed still with caution. On the basis of a literature review the current stemless reverse systems are described.

Mots-clés : arthroplastie inversée de l'épaule - arthroplastie sans tige de l'épaule - arthroplastie en cas de rupture de la coiffe

Références

1. Seebauer L, Walter W, Keyl W. Reverse total shoulder arthroplasty for the treatment of defect arthropathy. (Arthroplastie totale inversée de l'épaule dans le traitement de l'arthropathie déficiente) *Oper Orthop Traumatol* 2005; 17: 1–24.
2. Boileau P, Watkinson DJ, Hatzidakis AM, Balg F. Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics. (Prothèse inversée de Grammont : conception, fondements et biomécanique) *J Shoulder Elbow Surg* 2005; 14 (Suppl S): 147S–161S.
3. Grammont PM, Baulot E. Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. (Prothèse d'épaule Delta en cas de rupture de la coiffe des rotateurs) *Orthopedics* 1993; 16: 65–68.
4. Werner CM, Steinmann PA, Gilbart M, Gerber C. Treatment of painful pseudoparesis due to irreparable rotator cuff dysfunction with the Delta III reverse-ball-and-socket total shoulder prosthesis. (Traitement de la pseudo-paralysie douloureuse résultant de la déficience irréparable de la coiffe des rotateurs avec la prothèse totale d'épaule Delta III) *J Bone Joint Surg Am* 2005; 87: 1476–1486.
5. Rittmeister M, Kerschbaumer F. Grammont reverse total shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis and nonreconstructible rotator cuff lesions. (Arthroplastie totale de l'épaule avec la prothèse inversée de Grammont chez les patients atteints de polyarthrite rhumatoïde et de lésions irréparables de la coiffe des rotateurs) *J Shoulder Elbow Surg* 2001; 10: 17–22.
6. De Wilde L, Mombert M, Van Petegem P, Verdonk R. Revision of shoulder replacement with a reversed shoulder prosthesis (Delta III): report of five cases. (Révision d'une prothèse totale d'épaule à l'aide d'une prothèse inversée (Delta III) : rapport portant sur cinq cas) *Acta Orthop Belg* 2001; 67: 348–353.
7. Boileau P, Watkinson D, Hatzidakis AM, Hovorka I. Neer Award 2005: the Grammont reverse shoulder prosthesis: results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty. (Prix Neer 2005 : la prothèse inversée d'épaule - résultats en termes d'arthrite liée à la déchirure de la coiffe, de séquelles de fracture et d'arthroplastie de révision) *J Shoulder Elbow Surg* 2006; 15: 527–540.
8. Wellmann M, Struck M, Pastor MF, Gettmann A, Windhagen H, Smith T. Short and midterm results of reverse shoulder arthroplasty according to the preoperative etiology. (Résultats à court et moyen terme de l'arthroplastie inversée de l'épaule selon l'étiologie pré-opératoire) *Arch Orthop Trauma Surg* 2013; 133: 463–471.
9. De Wilde LF, Van Ovost E, Uyttendaele D, Verdonk R. [Results of an inverted shoulder prosthesis after resection for tumor of the proximal humerus] (Résultats d'une arthroplastie inversée de l'épaule suite à une résection tumorale au niveau de l'humérus proximal) *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2002; 88: 373–378.
10. Cazeneuve JF, Cristofari DJ. [Grammont reversed prosthesis for acute complex fracture of the proximal humerus in an elderly population with 5 to 12 years follow-up]. (Prothèse inversée de Grammont en réponse à une fracture complexe aiguë de l'humérus proximal dans une population âgée, avec un suivi de 5 à 12 ans) *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2006; 92: 543–548.
11. Sebastián-Forcada E, Cebrián-Gómez R, Lizaur-Utrilla A, Gil- Guillén V. Reverse shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty for acute proximal humeral fractures. A blinded randomized, controlled, prospective study. (Étude prospective, randomisée et contrôlée, conduite en aveugle) *J Shoulder Elbow Surg* 2014; 23: 1419–1426.
12. Namdari S, Horneff JG, Baldwin K. Comparison of hemiarthroplasty and reverse arthroplasty for treatment of proximal humeral fractures: a systematic review. (Comparaison de l'hémi-arthroplastie et de l'arthroplastie inversée dans le traitement des fractures de l'humérus proximal : revue systématique) *J Bone Joint Surg Am* 2013; 95: 1701–1708.
13. Osterhoff G, O'Hara NN, D'Cruz J, Sprague SA, Bansback

N, Evaniew N, Slobogean GP. A cost-effectiveness analysis of reverse total shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty for the management of complex proximal humeral fractures in the elderly. (Analyse coût-efficacité de l'arthroplastie inversée totale de l'épaule par comparaison avec l'hémiarthroplastie dans la gestion des fractures complexes de l'humérus proximal chez les patients âgés) *Value Health* 2017; 20: 404-411.

14. Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huquet D, Walch G, Molé D.

Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. Results of a multicentre study of 80 shoulders. (Arthroplastie inversée totale de l'épaule selon Grammont dans le traitement de l'arthrose gléno-humérale avec rupture massive de la coiffe des rotateurs. Résultats d'une étude multicentrique de 80 épaules) *J Bone Joint Surg Br* 2004; 86: 388-395.

15. Zumstein MA, Pinedo M, Old J, Boileau P. Problems, complications, reoperations, and revisions in reverse total shoulder arthroplasty: a systematic review. (Problèmes, complications, réopérations et révisions liés à l'arthroplastie inversée totale de l'épaule : revue systématique) *J Shoulder Elbow Surg* 2011; 20: 146-157.

16. Cuff DJ, Pupello DR, Santoni BG, Clark RE, Frankle MA. Reverse Shoulder Arthroplasty for the Treatment of Rotator Cuff Deficiency: A Concise Follow-up, at a Minimum of 10 Years, of Previous Reports. (Arthroplastie inversée de l'épaule dans le traitement de la coiffe des rotateurs déficiente : suivi concis à un terme minimum de 10 ans de rapports précédents) *J Bone Joint Surg Am* 2017; 99: 1895-1899.

17. Lädermann A, Denard PJ, Boileau P, Farron A, Deransart P, Terrier A, et al. Effect of humeral stem design on humeral position and range of motion in reverse shoulder arthroplasty. (Effet de la conception de la tige humérale sur la position humérale et l'amplitude de mouvement dans l'arthroplastie inversée de l'épaule) *Int Orthop* 2015; 39: 2205-2213.

18. Lädermann A, Denard PJ, Boileau P, Farron A, Deransart P, Walch G. What is the best glenoid configuration in onlay reverse shoulder arthroplasty? (Quelle est la meilleure configuration glénoïdienne dans l'arthroplastie inversée de l'épaule de type « onlay »?) *Int Orthop* 2018; 42: 1339-1346.

19. Virani NA, Cabezas A, Gutiérrez S, Santoni BG, Otto R, Frankle M. Reverse shoulder arthroplasty components and surgical techniques that restore glenohumeral motion. (Composants de l'arthroplastie inversée de l'épaule et techniques chirurgicales pour la restauration du mouvement gléno-huméral) *J Shoulder Elbow Surg* 2013; 22: 179-187.

20. Frankle M, Siegal S, Pupello D, Saleem A, Mighell M, Vasey M. The reverse shoulder prosthesis for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency. A minimum two-year follow-up study of sixty patients. (Prothèse inversée de l'épaule dans le traitement de l'arthrose gléno-humérale associée à une défaillance sévère de la coiffe des rotateurs. Étude de suivi à un terme minimal de deux ans de soixante patients) *J Bone Joint Surg Am* 2005; 87: 1697-1705.

21. Cuff D, Clark R, Pupello D, Frankle M. Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of rotator cuff deficiency: a concise follow-up, at a minimum of five years, of a previous report. (Arthroplastie inversée de l'épaule dans le traitement de la coiffe des rotateurs déficiente : suivi concis à un terme minimum de cinq ans d'un rapport précédent) *J Bone Joint Surg Am* 2012; 94: 1996-2000.

22. Churchill JL, Garrigues GE. Current controversies in reverse total shoulder arthroplasty. (Controverses actuelles de l'arthroplastie inversée totale de l'épaule) *JBS Rev* 2016; 4: pii: 01874474-201606000-00002.

23. Boileau P, Morin-Salvo N, Gauci MO, Seeto BL, Chalmers PN, Holzer N, Walch G. Angled BIO-RSA (bony-increased offset- reverse shoulder arthroplasty): a solution for the management of glenoid bone loss and erosion. (BIO-RSA [bony-increased offset- reverse shoulder arthroplasty] angulaire : une solution pour la prise en charge de la perte osseuse et de l'érosion glénoïdienne) *J Shoulder Elbow Surg* 2017; 26: 2133-2142.

24. Athwal GS, MacDermid JC, Reddy KM, Marsh JP, Faber KJ, Drosowech D. Does bony increased-offset reverse shoulder arthroplasty decrease scapular notching? (La BIO-RSA diminue-t-elle le risque d'encoche scapulaire ?) *J Shoulder Elbow Surg* 2015; 24: 468-473.

25. Cha H, Park KB, Oh S, Jeong J. Treatment of comminuted proximal humeral fractures using locking plate with strut allograft. (Traitement des fractures humérales proximales comminutives à l'aide d'une plaque d'ancrage et d'une allogreffe) *J Shoulder Elbow Surg* 2017; 26: 781-785.

26. Edwards TB, Trappey GJ, Riley C, O'Connor DP, Elkousy HA, Gartsman GM. Inferior tilt of the glenoid component does not decrease scapular notching in reverse shoulder arthroplasty: results of a prospective randomized study. (Le tilt inférieur du composant glénoïdien ne diminue pas le risque d'encoche scapulaire dans l'arthroplastie inversée de l'épaule : résultats d'une étude prospective randomisée) *J Shoulder Elbow Surg* 2012; 21: 641-646.

27. Laver L, Garrigues GE. Avoiding superior tilt in reverse shoulder arthroplasty: a review of the literature and technical recommendations. (Éviter le tilt supérieur dans l'arthroplastie inversée de l'épaule : revue de la littérature et des recommandations techniques) *J Shoulder Elbow Surg* 2014; 23: 1582-1590.

28. Anakwenze OA, Zoller S, Ahmad CS, Levine WN. Reverse shoulder arthroplasty for acute proximal humerus fractures: asystematic review. (Arthroplastie inversée de l'épaule dans le traitement des fractures aiguës de l'humérus proximal : une revue systématique) *J Shoulder Elbow Surg* 2014; 23: e73-e80.

29. Knieringer D, Heinrichs CH, Hengg C, Konschake M, Kralinger F, Schmoelz W. Biomechanical evaluation of cable and suture cerclages for tuberosity reattachment in a 4-part proximal humeral fracture model treated with reverse shoulder arthroplasty. (Évaluation biomécanique des cerclages câblés et suturés pour le rattachement du trochiter dans un modèle en 4 parties de fracture humérale proximale traité par arthroplastie inversée de l'épaule) *J Shoulder Elbow Surg* 2018; 27: 1816-1823.

30. Miquel J, Santana F, Palau E, Vinagre M, Langohr K, Casals A, Torrens C. Retaining or excising the supraspinatus tendon in complex proximal humeral fractures treated with reverse prosthesis: a biomechanical analysis in two different designs. (Conservation ou excision du tendon sus-épineux dans les fractures humérales proximales complexes traitées par prothèse inversée : une analyse biomécanique selon deux conceptions différentes) *Arch Orthop Trauma Surg* 2018; 138: 1533-1539.

31. Razfar N, Reeves JM, Langohr DG, Willing R, Athwal GS, Johnson JA. Comparison of proximal humeral bone stresses between stemless, short stem and standard stem length: a finite element analysis. (Comparaison des contraintes osseuses humérales proximales entre les modèles sans tige, à tige courte, à tige standard et tige longue : une analyse par éléments finis) *J Shoulder Elbow Surg* 2016; 25: 1076-1083.

32. Huguet D, DeClercq G, Rio B, Teissier J, Zipoli B; TESS Group. Results of a new stemless shoulder prosthesis: radiologic proof of maintained fixation and stability after a minimum of three years' follow-up. (Résultats obtenus avec une nouvelle prothèse d'épaule sans tige : mise en évidence radiologique du maintien de la fixation et de la stabilité après un suivi minimal de trois ans) *J Shoulder Elbow Surg* 2010; 19: 847-852.

33. Hawi N, Magosch P, Tauber M, Lichtenberg S, Habermeyer P. Nine-year outcome after anatomic stemless shoulder prosthesis: clinical and radiologic results. (Résultat à neuf ans d'une arthroplastie d'épaule anatomique sans tige : résultats cliniques et radiologiques) *J Shoulder Elbow Surg* 2017; 26: 1609-1615.

34. Habermeyer P, Lichtenberg S, Tauber M, Magosch P. Midterm results of stemless shoulder arthroplasty: a prospective study. (Résultats à moyen terme d'une arthroplastie de l'épaule sans tige : une étude prospective) *J Shoulder Elbow Surg* 2015; 24: 1463-1472.

35. Kim SH, Wise BL, Zhang Y, Szabo RM. Increasing incidence of shoulder arthroplasty in the United States. (Incidence croissante de l'arthroplastie de l'épaule aux États-Unis) *J Bone Joint Surg Am* 2011; 93: 2249-2254.

36. Ballas R, Béguin L. Results of a stemless reverse shoulder prosthesis at more than 58 months mean without loosening. (Résultats associés à une prothèse inversée d'épaule sans tige après un suivi moyen minimum de 58 mois sans descellement) *J Shoulder Elbow Surg* 2013; 22: e1-e6

37. Berth A, Pap, G. Stemless shoulder prosthesis versus conventional

anatomic shoulder prosthesis in patients with osteoarthritis: a comparison of the functional outcome after a minimum of two years follow-up. (Prothèse d'épaule sans tige ou prothèse d'épaule anatomique chez les patients atteints d'arthrose : une comparaison des résultats fonctionnels après un suivi minimum de deux ans) *J Orthop Traumatol* 2012; 14: 31-37.

38. Kadum B, Mukka S, Englund E, Sayed-Noor A, Sjöden

G. Clinical and radiological outcome of the Total Evolutive Shoulder System (TESS®) reverse shoulder arthroplasty: a prospective comparative non-randomised study. (Résultats cliniques et radiologiques de l'arthroplastie basée sur la prothèse inversée TESS® (Total Evolutive Shoulder System) : une étude prospective comparative non randomisée) *Int Orthop* 2014; 38: 1001-1006.

39. von Engelhardt LV, Manzke M, Filler TJ, Jerosch J. Short-term results of the reverse Total Evolutive Shoulder System (TESS) in cuff tear arthropathy and revision arthroplasty cases. (Résultats à court terme de la prothèse inversée TESS (Total Evolutive Shoulder System) en réponse à l'arthropathie entraînant une rupture de la coiffe des rotateurs et en révision de cas d'arthroplastie) *Arch Orthop Trauma Surg* 2015; 135: 897-904.

40. Castagna A, Randelli M, Garofalo R, Maradei L, Giardella A, Borroni M. Mid-term results of a metal-backed glenoid component in total shoulder replacement. (Résultats à moyen terme d'un composant glénoïdien à renfort métallique dans l'arthroplastie totale de l'épaule) *J Bone Joint Surg Br* 2010; 92: 1410-1415.

41. Clement ND, Mathur K, Colling R, Stirrat AN. The metal-backed glenoid component in rheumatoid disease: eight- to fourteen-year follow-up. (Composant glénoïdien à renfort métallique dans la polyarthrite rhumatoïde : suivi de huit à quatorze ans) *J Shoulder Elbow Surg* 2010; 19: 749-756.

42. Ackland DC, Roshan-Zamir S, Richardson M, Pandy MG. Moment arms of the shoulder musculature after reverse total shoulder arthroplasty. (Bras de levier de la musculature de l'épaule après une arthroplastie totale inversée de l'épaule) *J Bone Joint Surg Am* 2010; 92: 1221-1230.

43. Jobin CM, Brown GD, Bahu MJ, Gardner TR, Bigliani LU, Levine WN, Ahmad CS. Reverse total shoulder arthroplasty for cuff tear arthropathy: the clinical effect of deltoid lengthening and center of rotation medialization. (Arthroplastie totale inversée de l'épaule dans le traitement de la déchirure de la coiffe des rotateurs : effet clinique d'un allongement du deltoïde et de la médialisation du centre de rotation) *J Shoulder Elbow Surg* 2012; 21: 1269-1277.

44. Rettig O, Maier MW, Gantz S, Raiss P, Zeifang F, Wolf SI. Does the reverse shoulder prosthesis medialize the center of rotation in the glenohumeral joint? (La prothèse inversée de l'épaule entraîne-t-elle une médialisation du centre de rotation de l'articulation gléno-humérale ?) *Gait Posture* 2013; 37: 29-31.

45. Lädermann A, Williams MD, Melis B, Hoffmeyer P, Walch G. Objective evaluation of lengthening in reverse shoulder arthroplasty. (Évaluation objective de l'allongement dans l'arthroplastie inversée de l'épaule) *J Shoulder Elbow Surg* 2009; 18: 588-595.

46. Lädermann A, Walch G, Lubbeke A, Drake GN, Melis B, Bacle G, et al. Influence of arm lengthening in reverse shoulder arthroplasty. (Influence de l'allongement du bras dans l'arthroplastie inversée de l'épaule) *J Shoulder Elbow Surg* 2012; 21: 336-341.

47. Lädermann A, Edwards TB, Walch G. Arm lengthening after reverse shoulder arthroplasty: a review. (Allongement du bras après arthroplastie inversée de l'épaule : revue) *Int Orthop* 2014; 38: 991-1000.

48. Bufquin T, Hersan A, Hubert L, Massin P. Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of three- and four-part fractures of the proximal humerus in the elderly: a prospective review of 43 cases with a short-term follow-up. (Arthroplastie inversée de l'épaule dans le traitement des fractures en trois ou quatre points de l'humérus proximal chez le patient âgé : une revue prospective de 43 cas avec suivi à court terme) *J Bone Joint Surg Br* 2007; 89: 516-520.

49. Delloye C, Joris D, Colette A, Eudier A, Dubuc JE. [Mechanical complications of total shoulder inverted prosthesis]. (Complications mécaniques de la prothèse totale inversée d'épaule) *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2002; 88: 410-414.

50. Melis B, DeFranco M, Lädermann A, Molé D, Favard L, Nérot C, et al. An evaluation of the radiological changes around the Grammont reverse geometry shoulder arthroplasty after eight to 12 years. (Évaluation des modifications radiologiques induites par l'arthroplastie à géométrie inversée de l'épaule selon Grammont après 8 à 12 ans) *J Bone Joint Surg Br* 2011; 93: 1240-1246.

51. Wall B, Nové-Josserand L, O'Connor DP, Edwards TB, Walch G. Reverse total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology. (Arthroplastie totale inversée de l'épaule : revue des résultats basée sur l'étiologie) *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89: 1476-1485.

52. Mizuno N, Denard PJ, Raiss P, Walch G. The clinical and radiographical results of reverse total shoulder arthroplasty with eccentric glenosphere. (Résultats cliniques et radiographiques de l'arthroplastie inversée totale de l'épaule avec une glénosphère excentrée) *Int Orthop* 2012; 36: 1647-1653.

53. Scarlat MM. Complications with reverse total shoulder arthroplasty and recent evolutions. (Complications de l'arthroplastie inversée totale de l'épaule et évolutions récentes) *Int Orthop* 2013; 37: 843-851.

54. Simovitch RW, Zumstein MA, Lohri E, Helmy N, Gerber C. Predictors of scapular notching in patients managed with the delta III reverse total shoulder replacement. (Facteurs prédictifs de l'encoche scapulaire chez les patients bénéficiant d'une arthroplastie inversée totale de l'épaule de type Delta III) *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89: 588-600.

55. Boileau P, O'Shea K, Moineau G, Roussanne Y. Bony Increased-Offset Reverse Shoulder Arthroplasty (BIO-RSA) for Cuff Tear Arthropathy. (BIO-RSA [Bony Increased-Offset Reverse Shoulder Arthroplasty] en réponse aux arthropathies avec déchirure de la coiffe) *Oper Tech Orthop* 2011; 21: 69-78.

56. Kempton LB, Balasubramaniam M, Ankerson E, Wiater JM. A radiographic analysis of the effects of prosthesis design on scapular notching following reverse total shoulder arthroplasty. (Analyse radiographique des effets de la conception de la prothèse sur l'encoche scapulaire suivant une arthroplastie inversée totale de l'épaule) *J Shoulder Elbow Surg* 2011; 20: 571-576.

57. Gonzalez JF, Alami GB, Baque F, Walch G, Boileau P. Complications of unconstrained shoulder prostheses. (Complications des prothèses d'épaule non contraintes) *J Shoulder Elbow Surg* 2011; 20: 666-682.

58. King JJ, Farmer KW, Struk AM, Wright TW. Uncemented versus cemented humeral stem fixation in reverse shoulder arthroplasty. (Fixation avec et sans ciment de la tige humérale dans l'arthroplastie inversée de l'épaule) *Int Orthop* 2015; 39: 291-298.

59. von Engelhardt LV, Hahn M, Schulz T, Peikenkamp K, Jerosch J. Changes of the bone structure after cap resurfacing arthroplasty of the humeral head. (Modifications de la structure osseuse après resurfaçage par arthroplastie de la tête humérale) *Orthop Traumatol Surg Res* 2017; 103: 493-498.

60. Kelly JD 2nd, Humphrey CS, Norris TR. Optimizing glenosphere position and fixation in reverse shoulder arthroplasty, Part one: the twelve-mm rule. (Optimisation de la position et de la fixation de la glénosphère dans l'arthroplastie inversée de l'épaule, partie une : la règle des 12 millimètres) *J Shoulder Elbow Surg* 2008; 17: 589-594.

Conflit d'intérêts : Le Prof. Dr. Dr. h. c. Jörg Jerosch déclare l'existence de connexions contractuelles avec la société *Corin Group* (EASYTECH®). Le Prof. Dr. Lars Victor Baron von Engelhardt déclare l'existence d'indemnités de représentation en tant que référent de formation continue de la part de la société *Corin Group* (Mini Hip™).



Prof. Dr. Dr. h. c. Jörg Jerosch
Clinique d'orthopédie, de
chirurgie traumatologique et de
médecine du sport Hôpital
Johanna-Etienne
Am Hasenberg 46
41462 Neuss
Allemagne

j.jerosch@ak-neuss.de