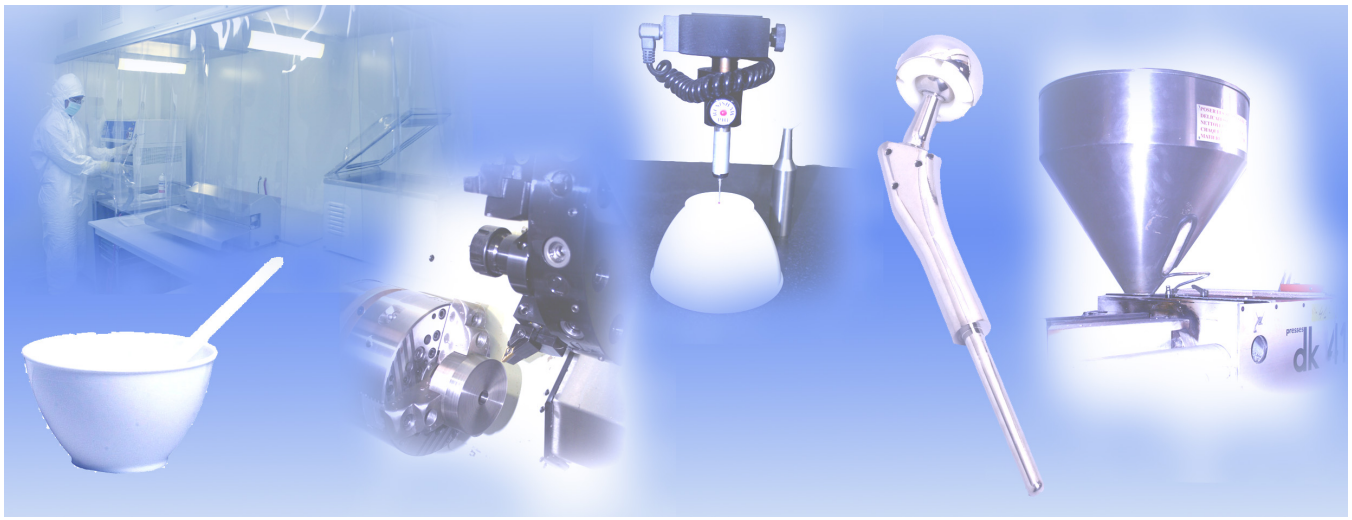
Conception d'implants sur-mesure



MEDICALEX
34 Av. du Docteur Durand 94110 Arcueil – France – Tél : +33 1.46.11.16.20
contact@medicalex.info http://www.medicalex.info/

SOMMAIRE

SOMMAIRE 2
INTRODUCTION 3
DEMANDE ET CALQUE PRE-OPERATOIRE 4
MODELISATION DES PROTHESES TOTALES DE GENOU A CHARNIERE 5
Plateau fixe 5
Prothèse à plateau mobile. 5
Prothèse modulaire 5
Ancillaire 6
MODÉLISATION 7
MODELISATION GEOMETRIQUE 7
DEFINITION DES MATERIAUX 7
MAILLAGE 7
CHARGEMENT 8
EXEMPLES DE CALCULS 9
Optimisation géométrique 9
Choix de matériau 9
Aide à la conception : exemple d'un fémur total 10
Etude mécanique : exemple d'une prothèse de croissance 11
MODELISATION DES PROTHESES DE HANCHES 13
LA HANCHE SAINE : BIOMECANIQUE 13
Travaux de PAUWELS 13
Travaux de BERGMANN 14
Travaux de L.CHEZE 15
Travaux de J.-P. HUNG & al. 15
Travaux de CHAODI LI 16
Travaux de L.CRISTOFOLINI 16
LA HANCHE PROTHESEE : LES FRACTURES EN FATIGUE 17
MODELISATION NUMERIQUE : PROTOCOLE EXPERIMENTAL 18
RESULTATS OBTENUS 20
ESSAIS STATIQUES 20
ESSAIS DYNAMIQUES (FATIGUE) 25
PROTOCOLE D'IMAGERIE POUR LA FABRICATION DES PROTHESES DE HANCHE SUR MESURE 29
RADIOGRAPHIES CONVENTIONNELLES 29
Téléradiographie des 2 membres inférieurs en charge 29
Radiographie de la hanche à opérer 29
TOMODENSITOMETRIE : Protocole complémentaire 30
TOMODENSITOMETRIE : Protocole standard 30
CONCLUSION 32
BIBLIOGRAPHIE 32
ANNEXES

INTRODUCTION

Créée en 1968, notre entreprise possède une réelle expérience dans le domaine orthopédique. Nous concevons, fabriquons et commercialisons tout type d'implants orthopédiques (prothèses articulaires, vis, plaques d'ostéosynthèse…), mais nous sommes également spécialisés dans le domaine du sur-mesure depuis plus d'une quinzaine d'années.
Parler de sur-mesure revient à définir l'unicité de l'implant : en effet, un implant sur-mesure est destiné à un seul et unique patient. Nous réalisons ainsi de nombreux implants sur-mesure. Les prothèses de genou à charnière sont destinées aux pathologies telles que des grandes déformations osseuses, des tumeurs osseuses, des reprises…. Elles sont en particulier préconisées comme prothèses de reconstruction dans la chirurgie tumorale, quand le système ligamentaire est totalement réséqué. Comme la résection oblige à sacrifier des tissus mous (capsules, ligaments, stabilisateurs dynamiques musculaires…), il en résulte un manque de stabilité qui nécessite un implant de type contraint. Les indications de prothèses à charnière totalement contraintes comme prothèse de première intention sont devenues exceptionnelles (2 à 3 % des interventions). Elles ne sont indiquées que devant des genoux extrêmement détruits tant sur le plan ostéo-cartilagineux, que ligamentaires. Elles ont encore des indications comme prothèse de reprise quand le capital osseux ne permet plus l'implantation d'une prothèse à glissement ou encore pour les prothèses de résection pour tumeurs, comme vu précédemment. Plus de la moitié des tumeurs osseuses malignes sont diagnostiquées entre 10 et 14 ans (*Figure 2*), ce qui fait de l'enfant un sujet particulièrement atteint par ces tumeurs (*Dorfman 95*).
Ainsi, nos prothèses de genou ou de hanches sont adaptées à tous les âges.
Nous optimisons donc ces implants pour répondre du mieux possible aux demandes sur-mesures. Quelles sont les différentes étapes de la vie de ces prothèses, de leur conception jusqu'à leur pose ? Quels sont les différents modèles de prothèses à charnière que nous proposons ? Quels sont les moyens mis en œuvre lors de la conception de ces implants si spécifiques ?

Figure 1. *Prothèses contraintes de genou à charnière.*

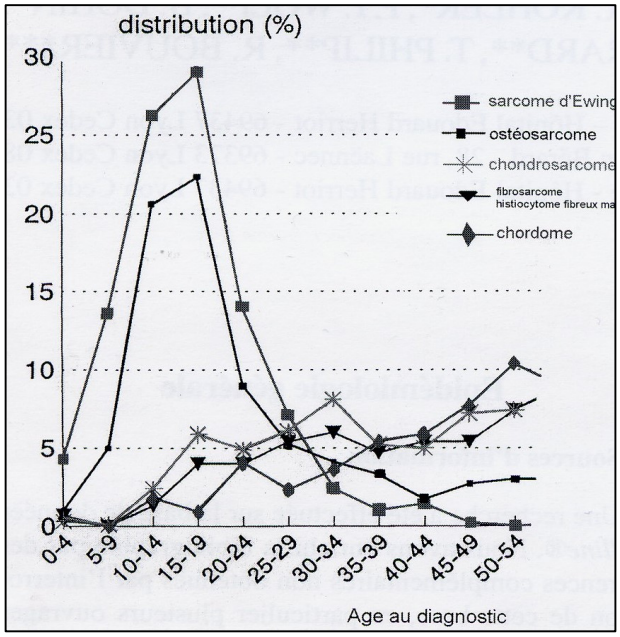


Figure 2. *Répartition des tumeurs osseuses malignes en fonction de l'âge.*

DEMANDE ET CALQUE PRE-OPERATOIRE

Pour toute demande de prothèse sur mesure, il existe des plans types (cf. Annexes « PLANS TYPES ») que doit renseigner le demandeur. Ces plans types ont plusieurs fonctions : ils permettent de définir les renseignements généraux relatifs à la prothèse (chirurgien, patient, hôpital, date d'intervention prévue, matériau de la prothèse, côté, etc…) mais également toutes les dimensions importantes (largeur des condyles, longueurs et diamètres intramédullaires…). La donnée la plus importante à définir par le demandeur est la longueur de résection souhaitée (puisque seul un chirurgien possède les compétences pour établir cette dimension). Les autres caractéristiques peuvent être déterminées par nos équipes compétentes, puis soumises à l'approbation du chirurgien.
Suite à la réception d'une demande, nous établissons un calque pré-opératoire qui permet de définir précisément le dimensionnement de l'implant.
Pour cela, un travail avec des radiographies dont l'échelle est précisée (en pourcentage ou par le biais d'une réglette ou tout autre moyen…) est ***indispensable***.
Lorsque cela est possible, il est également préférable de disposer des radiographies de face et de profil de façon à pouvoir définir correctement les dimensions et les courbures.
Suite à la validation de ce calque pré-opératoire par le demandeur, nous réalisons la modélisation tridimensionnelle de l'implant, ainsi que les calculs de contraintes qui s'y rapportent, si nécessaire.

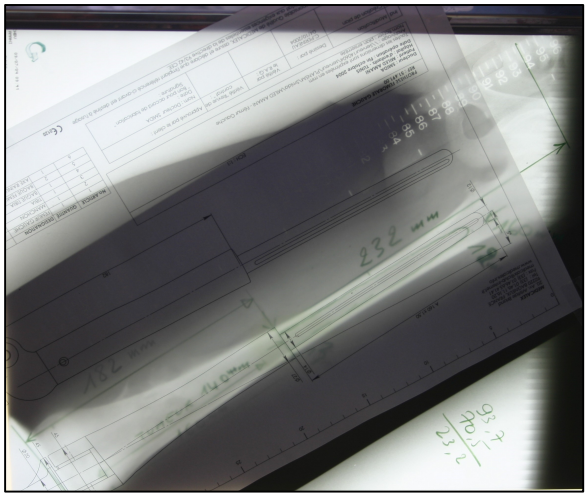


Figure 3. *Calque pré-opératoire.*

MODELISATION DES PROTHESES TOTALES DE GENOU A CHARNIERE

Les caractéristiques des modèles peuvent être consultées en annexe (cf. Annexes « Plans types »). Il faut savoir qu'il existe des prothèses pour résections fémorales, tibiales, ou pour résection fémoro-tibiales. Ces prothèses peuvent être réalisées monobloc ou avec un manchon en polyéthylène pour couvrir la hauteur de résection.
Il est possible de réaliser une prothèse à plateau tibial mobile.
Les prothèses peuvent également comporter ou non des bagues en polyéthylène au niveau de la charnière.
Les tiges intramédullaires peuvent être rainurées en vu d'une cimentation, ou bien revêtue d'hydroxyapatite et/ou munie de trous de verrouillage (en cas de revêtement, nous conseillons un verrouillage des tiges).

Sans bagues Polyéthylène (PE)

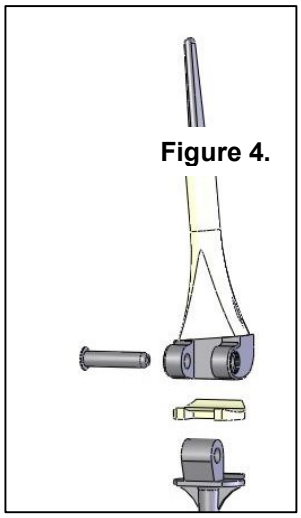


Figure 4.

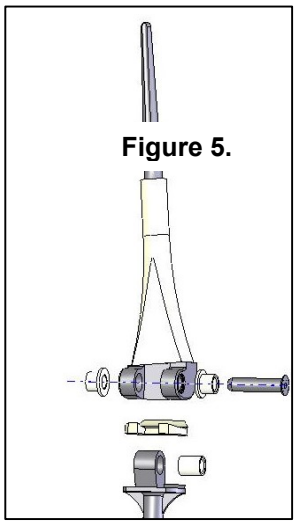


Figure 5.

Avec bagues Polyéthylène (PE)

Plateau fixe

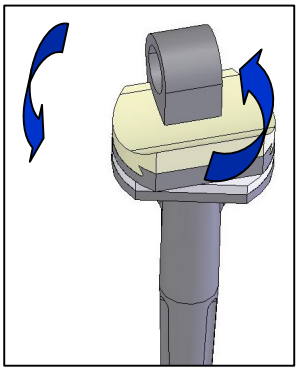


Figure 6.

Rotation axiale ±17°

Prothèse à plateau mobile.

Prothèse modulaire

Ces prothèses modulaires comportent une tige fémorale amovible, avec différents diamètres intramédullaires et trois hauteurs de résection.

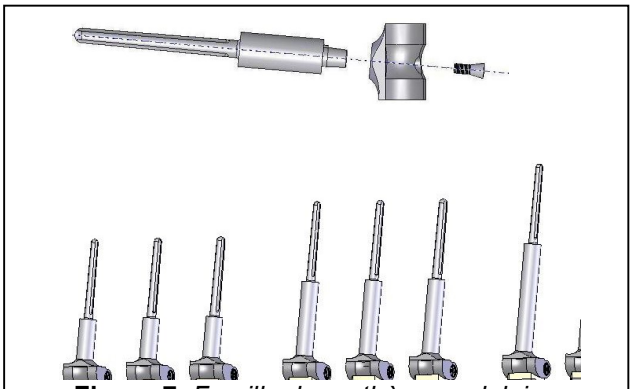
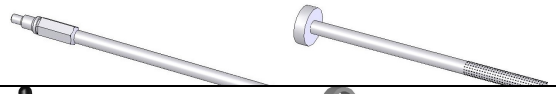
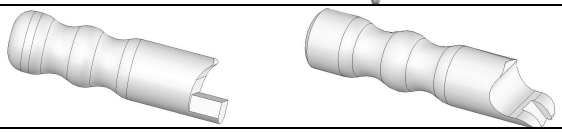
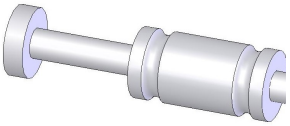
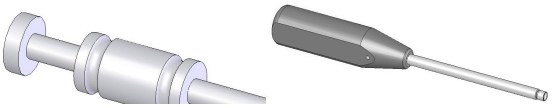
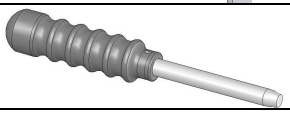
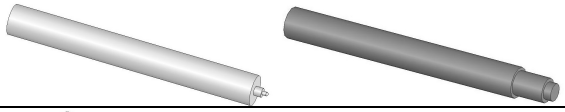
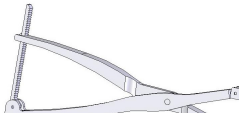
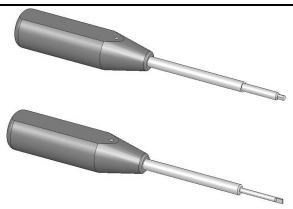
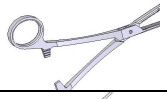
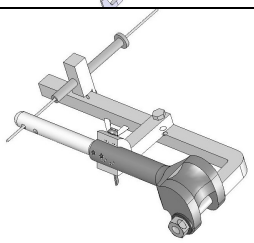


Figure 7. *Famille de prothèse modulaire.*

Ancillaire

Il existe différents éléments qui constituent l'ancillaire pour la pose des prothèses totales de genou à charnières.

Alésoirs pour moteur / Râpes	
Pièces d'essais Elles reproduisent la forme de la prothèse à implanter et permettent de préparer les condyles fémoraux ou l'épiphyse tibiale. Elles servent également de gabarit de coupe.	Fémur d'essai pour résection tibiale Tibia d'essai pour résection fémorale
Impacteurs La partie fonctionnelle de l'impacteur est atraumatisante pour la prothèse. Elle est réalisée en plastique autoclavable.	
Extracteurs fémoral ou tibial, constitués de 3 parties • un manche, • la partie fonctionnelle qui vient se glisser à la place de l'axe, une masselotte qui coulisse le long du manche.	
Extracteur - Porte-axe pour axe rainuré, constitué de 2 parties • un porte-axe fileté à son extrémité, • une masselotte qui coulisse sur la tige.	
Gabarit de perçage tibial	
Axe d'essai	
Chasse-axe **Extracteur de paliers**	
Médaillons rotuliens d'essais Ils permettent de choisir la taille du médaillon rotulien à implanter. **Pince porte médaillon rotulien** Elle permet le positionnement du médaillon rotulien.	
Tournevis plat : montage et démontage de la vis de butée du tibia. **Tournevis de croissance :** allongement des prothèses de croissance sous arthroscopie.	
Pince porte-clip : pose du circlips qui permet de maintenir l'axe dans son logement.	
Viseur pour trous de verrouillage : visée des trous de verrouillage et le positionnement des vis d'une tige intramédullaire fémorale ou tibiale.	

MODÉLISATION

La modélisation est une méthode qui permet de passer d'un problème physique concret à une schématisation de ce problème, au cours de laquelle nous allons quantifier les données nécessaires à la résolution du problème. Une modélisation nécessite souvent de nombreuses hypothèses plus ou moins simplificatrices dont il faut tenir compte lors de l'analyse des résultats. La méthode des éléments finis permet de donner une réponse approchée, non du problème réel, mais du problème tel qu'il a été schématisé. Les différentes étapes immuables du processus de modélisation par éléments finis sont au nombre de six :

- la modélisation géométrique,
- la définition des matériaux en présence,
- la définition du chargement du modèle,
- le maillage du modèle,
- la résolution du problème (calcul),
- l'analyse des résultats.

MODELISATION GEOMETRIQUE

Le modèle géométrique correspond à la base de la résolution du problème. La définition de tous les composants de la prothèse est réalisée au préalable, puis tous les éléments sont assemblés.

Hypothèses simplificatrices :

Pour diminuer les temps de calcul, les modèles peuvent être amenés à se voir simplifier : ainsi, les formes qui n'ont pas de fonctionnalité précises mais seulement une utilité esthétique sont supprimées du modèle initial.
Ces modifications ne modifient pas les résultats obtenus.

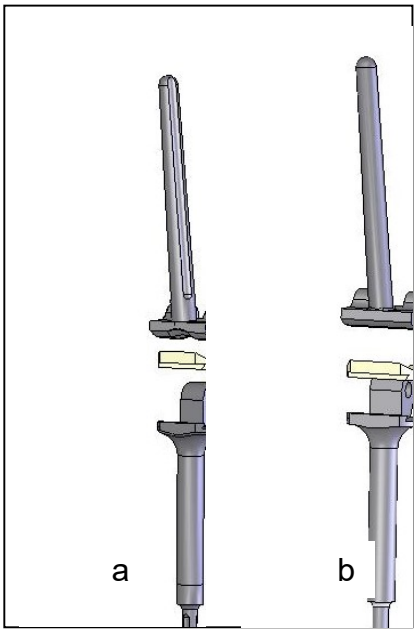


Figure 8. *Modèles géométriques avant (a) et après (b) simplification.*

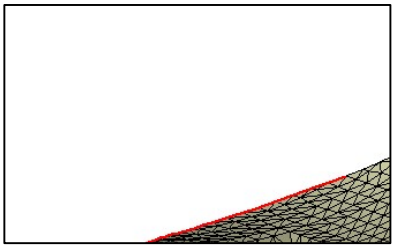
DEFINITION DES MATERIAUX

Lors de cette étape, il convient de définir les caractéristiques mécaniques les plus représentatives des matériaux utilisés pour constituer le modèle. Nous définissons donc le module d'Young (E), le coefficient de Poisson (ν), la résistance à la traction minimale (R_m) et la limite conventionnelle d'élasticité ($R_{p0.2}$). Ces données sont issues soit de la norme internationale ISO propre à chaque matériau, soit des certificats matière issus des fournisseurs de matières premières.

	E (MPa)	ν	R_m (MPa)	$R_{p0.2}$ (MPa)
INOX 316L	203 000	0.3	690	190
INOX M30NW	195 000	0.3	740	430
CoCrMo (Chrome-Cobalt)	210 000	0.3	1 000	700
Titane TA6V	110 000	0.25	860	780
Polyéthylène (PE)	2 000	0.45	25	22
Os cortical	12 à 20 000	0.3	150	80
Os spongieux	1 000	0.3	70	8

MAILLAGE

Cette étape est un moment clé du processus de modélisation : cela permet de discrétiser le modèle en un certain nombre d'éléments. Ainsi, le modèle sera composé de nœuds et d'éléments. Le maillage est une étape importante car il va conditionner le temps de calcul relatif au modèle : il y a donc tout un compromis à trouver entre le nombre d'éléments constitutifs du modèle et le temps de calcul.



Plus le maillage du modèle sera affiné, plus le nombre d'éléments sera important, et par conséquent, plus le temps de calcul sera long. A l'inverse, si le maillage du modèle est trop grossier, la précision des résultats en souffrira.
A titre d'exemple, un calcul sur l'assemblage présenté dans la partie « Modèle géométrique » représente environ 70 000 éléments et plus de 100 000 nœuds pour une taille d'éléments qui est de 2 mm.

CHARGEMENT

Le chargement (aussi dénommé Conditions aux limites) va nous permettre de définir précisément les actions qui s'exercent sur la prothèse.
Tout d'abord, il faut déterminer les éléments qui seront fixes dans le modèle : nous considérons que la tige intramédullaire fémorale est fixe puisque cimentée et solidaire du fémur.
Il faut ensuite déterminer les éléments sur lesquels des efforts s'appliquent : ces données sont fournies par la norme ISO 14243-1. Cette norme donne le détail des actions qui s'exercent au niveau du genou lors de la simulation d'une démarche humaine normale. Sous l'action des forces de contact appliquées, la partie tibiale est libre de bouger par rapport à la partie fémorale.
Nous disposons ainsi, lors d'un cycle de marche, de l'évolution de l'angle de flexion (*Figure 9a*), de la force axiale (*Figure 9b*), de la force antéro-postérieure (*Figure 9c*) et du couple de rotation tibiale (*Figure 9d*).

L'axe de flexion/extension est l'axe nominal de rotation du composant fémoral par rapport au composant tibial. Pour les genoux à charnière, l'axe de flexion/extension est l'axe d'articulation.

La force axiale (F_a) correspond à la force appliquée au composant tibial, dans une direction parallèle à l'axe tibial. Elle est considérée comme positive lorsqu'elle agit du bas vers le haut.

La force antéro-postérieure (F_{AP}) correspond à la force appliquée au composant tibial le long d'une ligne d'action perpendiculaire à l'axe tibial et à l'axe de flexion/extension, et qui coupe l'axe de la force axiale. Elle est considérée comme positive lorsqu'elle agit de l'arrière vers l'avant.

Le couple de rotation tibiale correspond au couple appliqué au composant tibial de la prothèse autour d'un axe parallèle à l'axe tibial. *Dans le cadre de notre étude, ce paramètre a été négligé.*

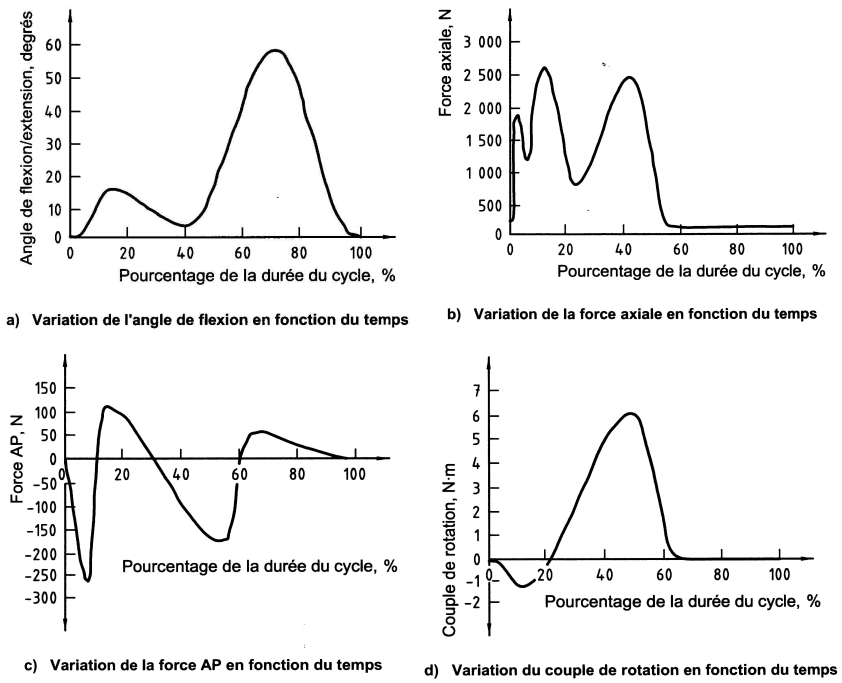


Figure 9. *Variation des paramètres au cours de la marche.*

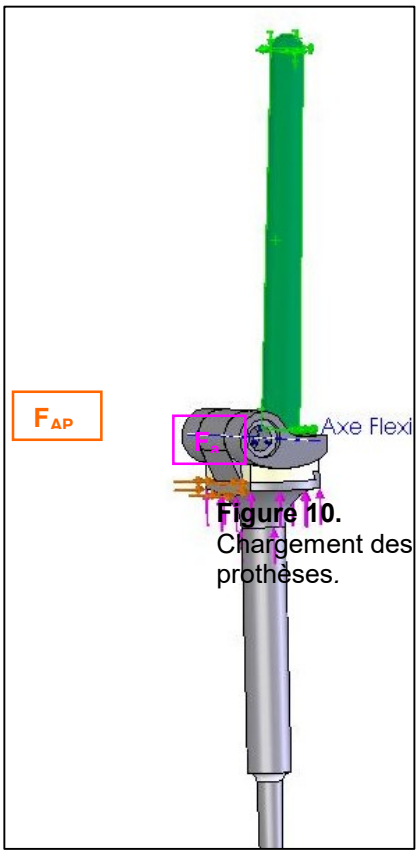


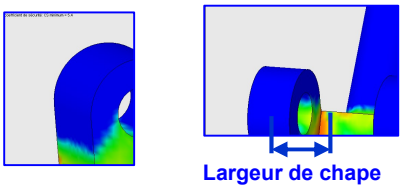
Figure 10. Chargement des prothèses.

EXEMPLES DE CALCULS

Nous pouvons effectuer différents calculs qui permettent de connaître le comportement des implants sous charge. Nous présentons ici quelques exemples de calculs statiques (avec applications d'efforts jusqu'à rupture) qui permettent de déterminer des caractéristiques dimensionnelles, de valider le design ou le choix des matériaux des prothèses.

Optimisation géométrique

La largeur de la chape est un des paramètres importants à déterminer lors de la conception des implants. Nous avons déterminé la largeur optimale de cette chape pour différentes largeurs condyliennes (45, 50 ou 55mm) à partir des trois dimensions les plus usuelles de largeur de chape (20, 25 ou 30 mm).



Largeur condyles (mm)	45			50			55		
Largeur chape (mm)	20	25	30	20	25	30	20	25	30
F_{limite} chape (kg)	1800	2500	2100	3380	3640	3000	3640	3900	3600

Ainsi, au vu des résultats des calculs, nous constatons qu'une largeur de 25 mm permet de répondre le plus favorablement possible aux sollicitations exercées sur l'implant, et cela, quelle que soit la configuration de la largeur condylienne. Dans les trois cas, c'est en effet *la largeur de chape de 25 mm* qui supporte la charge limite la plus importante.

Choix de matériau

Nous pouvons également déterminer le matériau qui, à chargement égal, présentera la meilleure résistance à rupture. Ainsi, nous avons comparé deux prothèses, l'une réalisée en Acier Inoxydable M30NW (selon ISO 5832-9, *Figure 11a)*, et l'autre en alliage à base de cobalt, de chrome et de molybdène (selon ISO 5832-4, *Figure 11b*).

Figure 11a). *Implant M30NW.*

F_{limite} = 900 kg

Figure 11b). *Implant CrCoMo.*

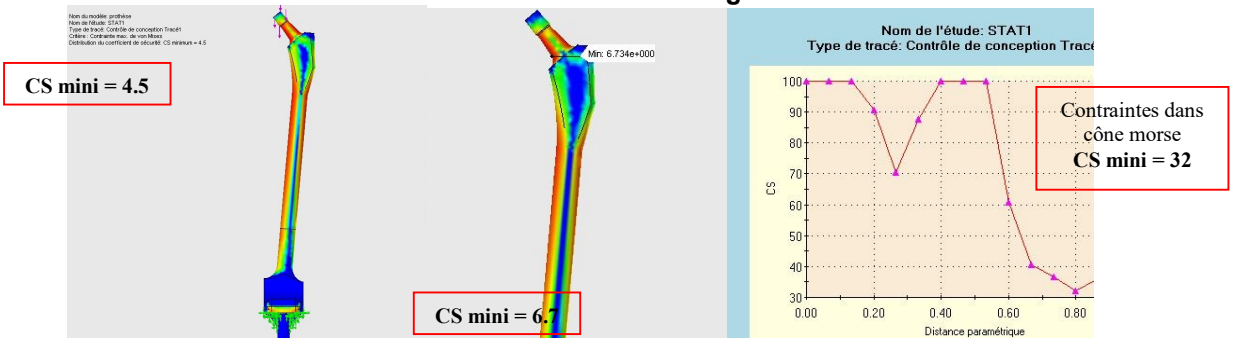
F_{limite} = 1500 kg

Nous constatons que la force limite admise par l'implant avant rupture est de 900 kg pour la prothèse en Acier Inoxydable M30NW et de 1500 kg pour la prothèse en Acier à base de cobalt, de chrome et de molybdène.
C'est pourquoi ***toutes nos prothèses de genou*** (sauf indications contraires de la part du chirurgien) sont réalisées en ***Acier à base de cobalt, de chrome et de molybdène***.

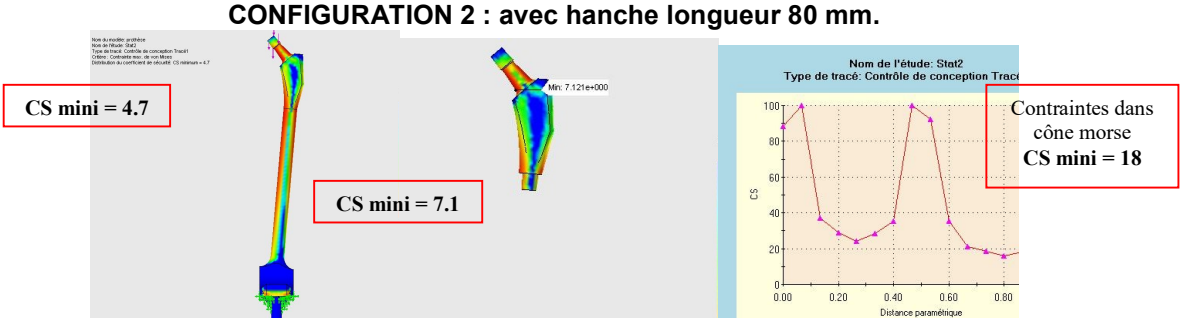
Aide à la conception : exemple d'un fémur total

La modélisation peut également être un outil décisionnel précieux lors de la conception de l'implant. Pour illustrer cela, prenons l'exemple d'une prothèse totale Hanche-Genou. Il convient de déterminer la position de la jonction entre les condyles fémoraux et la tige de hanche. Pour cela, nous avons testé quatre configurations avec quatre longueurs de tige de hanche différentes (250, 80, 150 et 295 mm). Nous avons observé les résistances limites admises respectivement par la prothèse dans sa globalité, la tige de hanche isolée et la partie jonction entre les condyles et la tige de hanche (cône morse). Le critère retenu était le coefficient de sécurité (CS) admis par chacune des pièces, c'est-à-dire le nombre de fois où chacune des pièces résistent à la charge maxi appliquée.

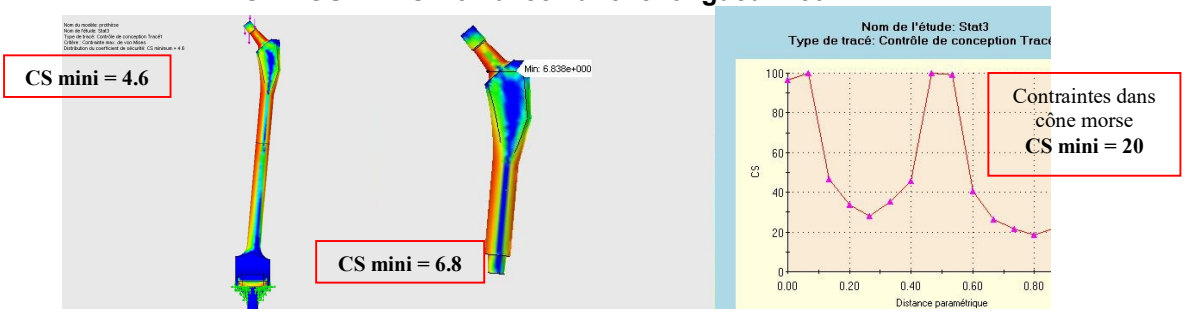
CONFIGURATION 1 : avec hanche longueur 250 mm.



CONFIGURATION 2 : avec hanche longueur 80 mm.



CONFIGURATION 3 : avec hanche longueur 150 mm.



CONFIGURATION 4 : avec hanche longueur 295 mm.

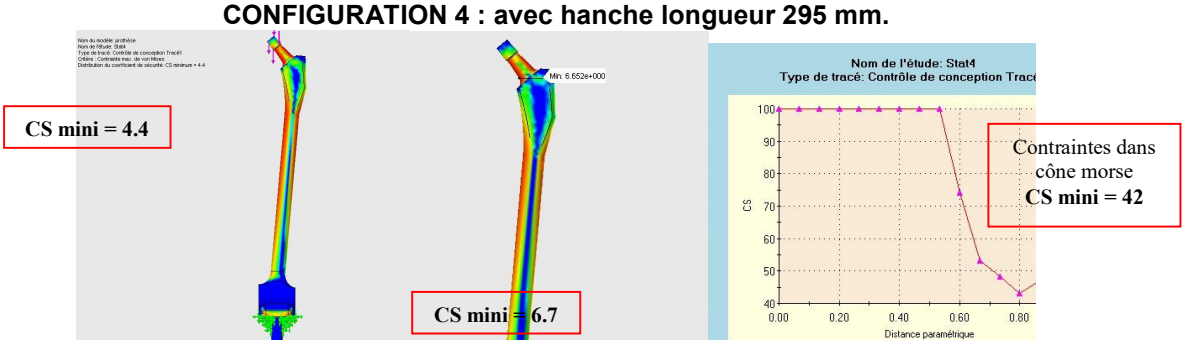


Tableau récapitulatif

Lg hanche (mm)	250	80	150	**295**
CS mini Prothèse	4.5	4.7	4.6	4.4
CS mini Hanche	6.7	7.1	6.8	6.7
CS mini cône	32	18	20	**42**

Plusieurs constats peuvent être établis :

- Concernant la prothèse dans sa globalité : le coefficient de sécurité varie de manière non significative entre les différentes configurations (entre 4.4 et 4.7). Nous pouvons donc affirmer que la position de la jonction n'a pas d'incidence sur la charge limite admissible par la prothèse.
- Concernant la tige de hanche : le coefficient de sécurité varie de manière non significative entre les différentes configurations (entre 6.7 et 7.1). Nous pouvons donc affirmer que la position de la jonction n'a pas d'incidence sur la charge limite admissible par la tige de hanche.
- Concernant le cône morse : le coefficient de sécurité varie du simple au double (de 18 à 42) au sein de la partie jointive entre les condyles et la tige fémorale. La charge limite acceptée sera donc deux fois plus importante dans le meilleur des cas (tige de longueur 295) par rapport au moins bon (tige de longueur 80).

Ainsi, nous pouvons déterminer la configuration qui permettra à la prothèse d'accepter la charge limite la plus importante, à savoir une tige de hanche de longueur 295 mm (configuration 4).

Etude mécanique : exemple d'une prothèse de croissance

Les essais ont été réalisés sur le logiciel COSMOSWORKS à partir de modélisations SOLIDWORKS.
Pour exécuter la modélisation, il faut définir :

- Le design de la pièce,
- Le matériau,
- Le déplacement imposé : c'est à dire la zone fixée,
- Le chargement : le type (force ou pression), la direction, & la valeur.

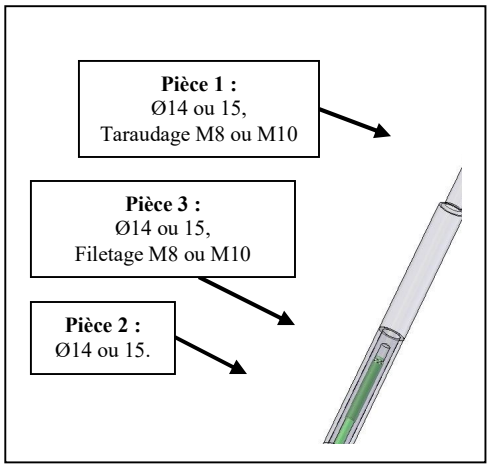
Le but ce cette étude est de déterminer les dimensions optimales au niveau de la partie de croissance fémorale de la prothèse. Ainsi, les 3 pièces qui composent la partie sont soumises à ce dimensionnement.
Nous nous intéressons au perçage et aux tiges qui permettent la croissance afin de déterminer les diamètres optimaux.

<u>Design des pièces</u> :

Pièce 1

Pièce 2

Pièce 3



<u>Assemblage</u> :

Pour cela, plusieurs configurations ont été envisagées :

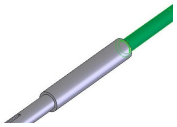
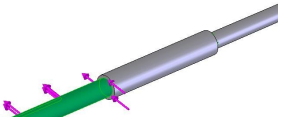
- Ø14 (pièces 1 et 2) et filetage / taraudage M8 (pièces 1 et 3),
- Ø14 (pièces 1 et 2) et filetage / taraudage M10 (pièces 1 et 3),
- Ø15 (pièces 1 et 2) et filetage / taraudage M8 (pièces 1 et 3),
- Ø15 (pièces 1 et 2) et filetage / taraudage M10 (pièces 1 et 3).

Pour chaque configuration, nous nous sommes intéressés à la résistance globale de l'assemblage des 3 parties, à la résistance du perçage de Ø14 ou Ø15 et à la résistance de la tige de M8 ou M10.

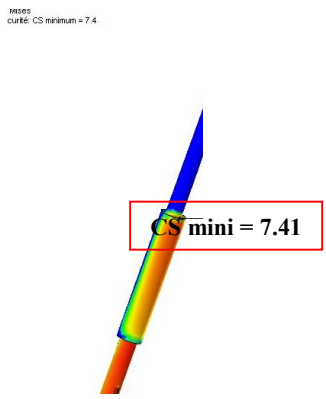
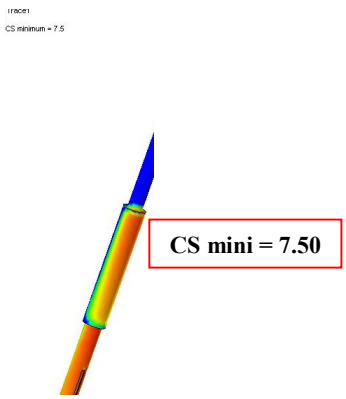
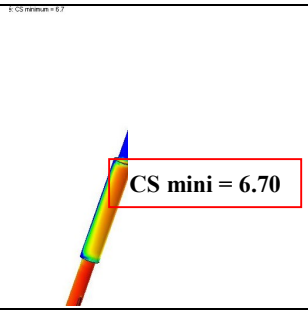
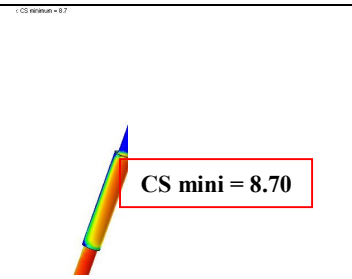
ETUDE STATIQUE sur PIECES

<u>But</u> : vérifier le chargement et la résistance de chaque pièce.

<u>Définition des contraintes</u> :

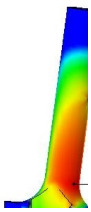
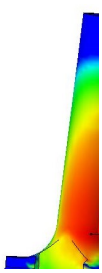
<u>Zone de fixation</u> :	**<u>Zone de contraintes</u> :**	**<u>Maillage</u> :**
		
Fixation par ciment de la tige intramédullaire.	Force axiale de 2600 N Force AP de 110 N (sollicitations d'un genou sain lors de la marche pour une personne de 80 kg)	Maillage par éléments de 4 mm

<u>Résultats</u> :

M8 – Ø14 	M8 – Ø15 
M10 – Ø14 	M10 – Ø15 

Pour la pièce 1, la configuration M10 / Ø15 est celle qui supporte le chargement le plus important.

<u>Modélisation– pièce 2</u> :

Ø14 	Ø15 

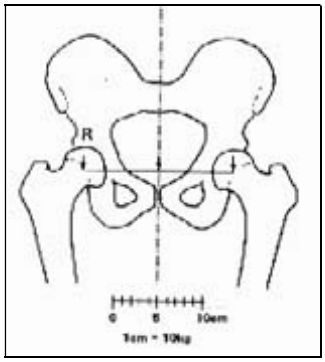
Pour la pièce 2, la configuration Ø14 est celle qui supporte le chargement le plus important. Cependant, le CS de la configuration Ø15 reste tout à fait acceptable (9 fois la charge maximale).

MODELISATION DES PROTHESES DE HANCHES

LA HANCHE SAINE : BIOMECANIQUE

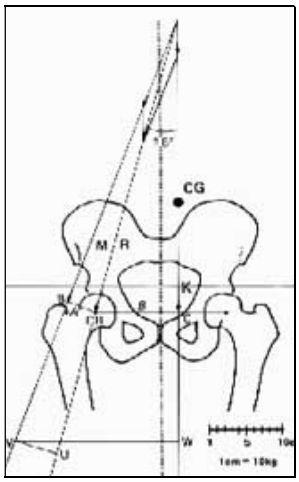
Travaux de PAUWELS

« Biomécanique de l'appareil moteur : contribution à l'étude de l'anatomie fonctionnelle » (1979).



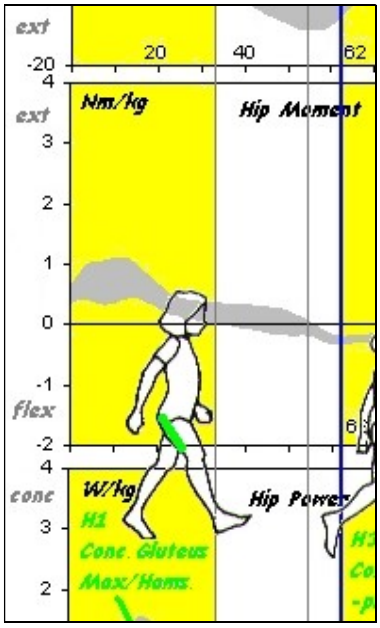
⇒ Station debout sur 2 jambes, immobile

Le centre de gravité du corps est centré entre les 2 hanches et le poids du corps est réparti équitablement sur les 2 hanches. Le poids du corps moins le poids des jambes s'exerce donc sur les têtes fémorales et le vecteur de cette force est vertical.



⇒ Station debout sur 1 jambe, au cours de la marche

Sur 1 jambe, le centre de gravité se déplace du côté opposé à la jambe support. La jambe oscillante ne supporte plus le poids du corps et en fait maintenant partie. Comme le centre de gravité est excentré, le poids du corps exerce un mouvement de rotation autour du centre de la tête fémorale. Pour maintenir le bassin à l'horizontale, ce mouvement de rotation doit être compensé par les muscles fessiers. La force résultante de l'action de ces muscles peut être représentée par le vecteur M. Le poids du corps, moins la jambe support, peut être représenté par le vecteur K. La résultante des vecteurs K et M est un vecteur R orienté à 16° et qui se traduit par une charge compressive sur la tête fémorale. L'effet combiné du poids du corps K et de la réponse abductrice des muscles M nécessaire à l'équilibre a comme conséquence le chargement de la tête fémorale d'une valeur d'environ 4 fois le poids du corps pendant la phase d'oscillation de la jambe au cours de la marche. Ceci signifie qu'au cours d'un cycle de marche, la hanche subit une force compressive allant d'un tiers de poids corporel (quand la jambe considérée est la jambe oscillante) à 4 fois le poids du corps (quand la jambe considérée est la jambe d'appui).



Les facteurs influençant l'importance et la direction des forces de compression agissant sur la tête fémorale sont :

- la position du centre de la gravité,
- le bras de levier abducteur,
- le poids du sujet.

Travaux de BERGMANN

« Hip joint contact forces during stumbling » (2003).

- Patient EBL qui monte un escalier et trébuche sur une marche. Les efforts sur sa hanche sont de 2.9xBW pendant la marche et passent à 7.2xBW quand il trébuche. Les directions des forces sont identiques au cours de la marche et de la chute.
- Patient JB qui marche et trébuche en se prenant les pieds dans un câble. Les efforts sur sa hanche sont de 4.0xBW pendant la marche et passent à 8.7xBW quand il trébuche.
- Patient HSR :
  - Debout sur ses 2 jambes, immobile sur une poutre, il est déstabilisé brutalement. Les efforts sur sa hanche sont de 1.0xBW en station immobile et passent à 3.4xBW quand il est déstabilisé sans avertissement. Avec avertissement, les efforts sont seulement de 2.0xBW.
  - Debout immobile sur une jambe, il est déstabilisé brutalement. Les efforts sur sa hanche sont de 2.6xBW en station immobile, et passent à 3.95xBW quand il est déstabilisé sans avertissement. Avec avertissement, les efforts sont seulement de 3.4xBW.
  - Il marche sur un tapis roulant qui s'arrête brutalement. Les efforts sur sa hanche sont de 2.25xBW pendant la marche et passent à 2.7xBW quand il est déstabilisé.

Conclusion : le maximum observé est un effort de 8.7 fois le poids du corps sur la hanche lorsque le patient trébuche violemment. Il faut donc être prudent dans la reprise de la marche après une opération, surtout pour les prothèses non-cimentées.

« Duration and frequency of every day activities in total hip patients » (2001).

Pour une journée de 12 heures :

	Temps (min)	Unités
Marche	72.4	7 503 pas
Montée d'escaliers	2.4	227 marches
Station assise	337.9	-
Station debout	174.1	-
Station allongée	Pas concluant	-

Conclusion : pour les simulations, on peut considérer qu'1.1 millions de cycles / an est représentatif d'une activité normale pour la hanche.

« Hip contact forces and gait patterns from routine activities » (2001).

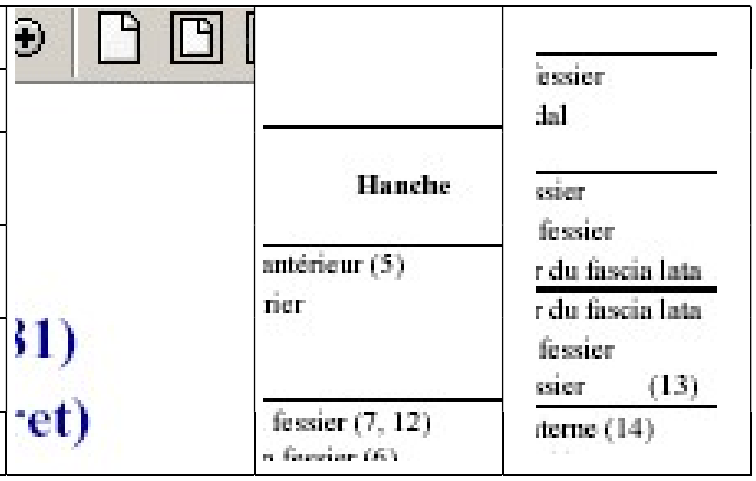
	Force hanche (xBW)	Moment torsion (xBW)	Temps de cycle (s)	Orientation F plan frontal	Orientation F plan transvers
Marche lente	242	1.64	1.25	12°	36°
Marche normale	238	1.52	1.11	13°	31°
Marche rapide	250	1.54	0.96	12°	30°
Montée d'escaliers	251	2.24	1.59	14°	46°
Descente d'escaliers	260	1.74	1.46	12°	35°
Se lever d'une chaise	190	0.88	2.49	14°	16°
S'asseoir sur une chaise	156	0.47	3.72	16°	1°
Passage sur 2-1-2 jambe	231	1.17	6.72	7°	28°
Flexion des genoux	143	0.51	6.67	16°	7°

Travaux de L.CHEZE

« Analyse du mouvement ».

47 muscles interviennent dans la marche (CROWNINSHIELD, 1981), dont les principaux :

Flexion	Droit antérieur (5) Couturier
Extension	Grand fessier (7.12) Moyen fessier (6)
Rotation externe	Grand fessier Pyramidal Crural
Rotation interne	Petit fessier Moyen fessier Tenseur du fascia lata
Abduction	Tenseur du fascia lata Moyen fessier Petit fessier (13)
Adduction	Droit interne (14) Grand adducteur (15)

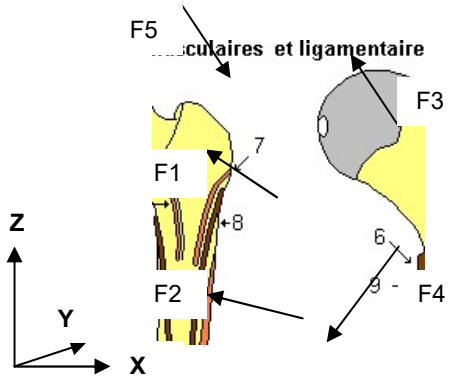


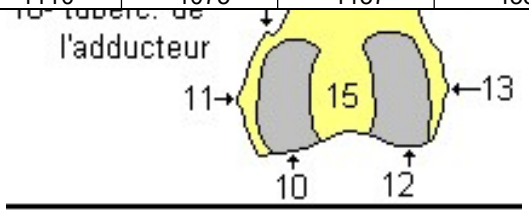
Travaux de J.-P. HUNG & al.

« Computer simulation on fatigue behavior of cemented hip prostheses : a physiological model » (2004).

Dans ces travaux, 5 forces s'exerçant sur la hanche au cours de la marche sont représentées pour un patient de BW = 54.3kg :

			1 cycle de marche				
			2%	13%	19%	50%	63%
Force du muscle iliopsoas	F1	Fx	0	133	172	173	177
		Fy	0	31	39	26	19
		Fz	0	155	199	213	161
Force du muscle fessier	F2	Fx	-11	0	0	0	0
		Fy	45	0	0	0	0
		Fz	262	0	0	0	0
Force d'abduction	F3	Fx	96	281	334	256	0
		Fy	62	148	141	-68	0
		Fz	82	230	283	289	0
Force du muscle iliotibial	F4	Fx	0	0	0	0	0
		Fy	0	0	0	0	0
		Fz	-42	-29	-34	-29	0
Force de contact articulaire	F5	Fx	-429	-552	-562	-488	-140
		Fy	61	-225	-130	329	14
		Fz	-399	-1110	-1075	-1137	-433

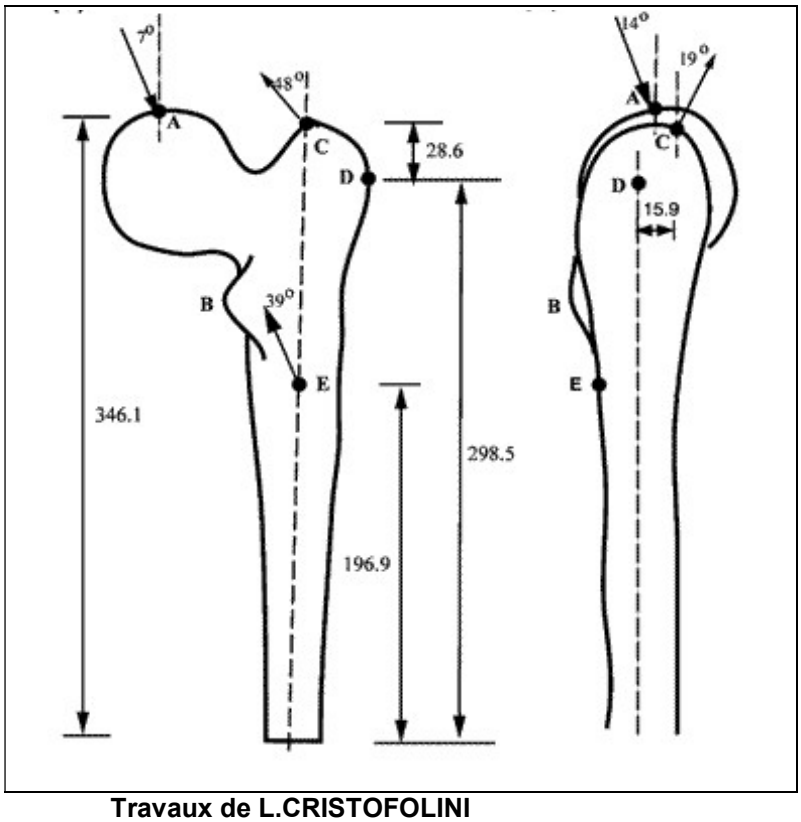




1- m.obturateur externe
2- m. obturateur interne
3- m. piriforme

Travaux de CHAODI LI

<u>« Failure analysis of composite femoral components for hip arthroplasty »</u> (2003).



Au cours de la marche :

- ⇒ A : contact articulaire : 4.9 BW
- ⇒ C : muscle abducteur : 1.79 BW
- ⇒ D : muscle abducteur : 1.79 BW
- ⇒ E : muscle adducteur : 0.6 BW

Travaux de L.CRISTOFOLINI

<u>« Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems : validation of a protocol to discriminate between good and bad designs »</u> (2003).

Simulation mécanique de la montée d'escaliers (d'après l'article : activité la plus traumatisante pour la stabilité d'une prothèse).

- ⇒ Force de compression : de 275 à 1 683 N
- ⇒ Moment dans le plan frontal : de 3.8 à 23.2 N.m
- ⇒ Moment de torsion : de 5 à 26.2 N.m
- ⇒ Fréquence : 0.75 Hz
- ⇒ Nombre de cycles : 1 millions (nbe de montée/descente d'escaliers au cours de 24 ans)

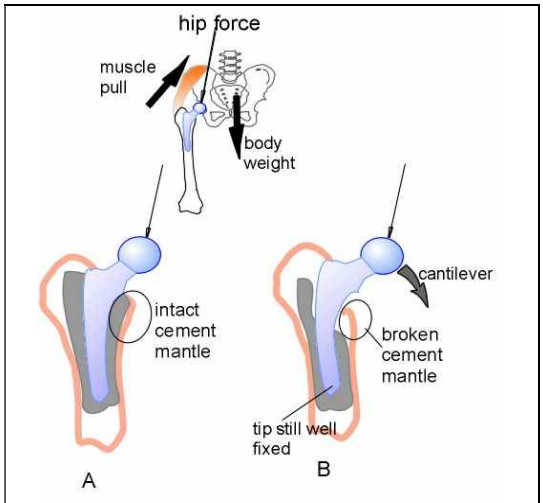
LA HANCHE PROTHESEE : LES FRACTURES EN FATIGUE

Les fractures en fatigue sont dues à la combinaison de 3 facteurs :

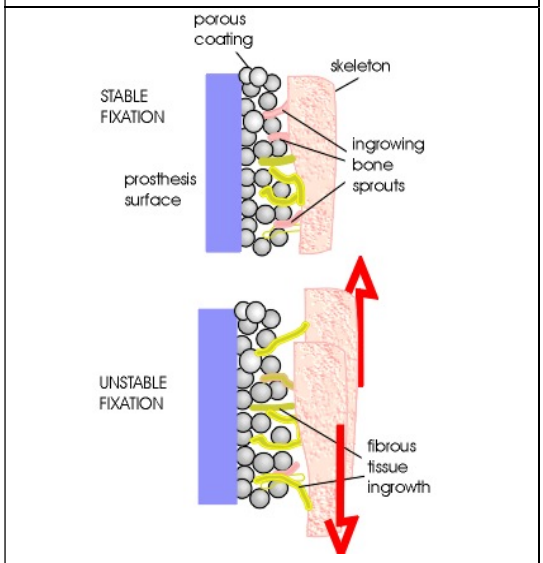
- Le matériau et le design de la prothèse :

Un design mal adapté aux courbures du fémur peut provoquer une rupture de la prothèse en fatigue. On peut alors penser à la modularité, mais on sait que les meilleures prothèses modulaires ont, dès leur implantation, une résistance en fatigue qui ne peut dépasser 80 à 90 % de celle d'une prothèse monobloc de dimensions identiques. La meilleure solution reste donc le sur-mesure.

- La fixation à l'os :



Prothèse cimentée



Prothèse non-cimentée

Cas des prothèses cimentées :

Le cas A montre une pose adéquate de la prothèse entourée d'un manteau de ciment homogène.

Le cas B arrive dans 30 à 50% des poses de prothèses : l'os du niveau supérieur interne du fémur disparaît dans les 2 ans qui suivent la pose. Les contraintes s'exercent alors sur une zone précise de la tige, ce qui entraîne une rupture en fatigue. Plusieurs raisons sont possibles : le ciment n'entourait pas parfaitement la prothèse lors de sa pose, ou encore, l'os s'est désagrégé suite aux efforts exercés par le poids du corps du patient (patient lourd ou très actif…).

Cas des prothèses non-cimentées :

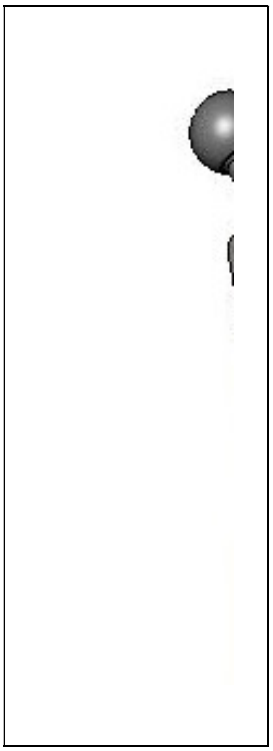
Le dessin du dessus montre le cas d'une fixation sans ciment stable. L'os repousse sur environ 30% du revêtement poreux.

Le dessin du dessous montre le cas d'une fixation sans ciment instable. Il y a alors des mouvements entre la prothèse et l'os (de l'ordre du millimètre). De plus, l'os est moins stimulé, il devient ostéoporeux, il perd 30% de sa masse. Les 2 actions combinées entraînent un risque de rupture et de descellement.

- Les caractéristiques du patient :

Plus le patient est jeune et actif, plus la prothèse est sollicitée et les contraintes qui s'y exercent sont élevées. Plus les risques de rupture en fatigue sont donc élevés.

MODELISATION NUMERIQUE : PROTOCOLE EXPERIMENTAL



Eléments modélisés :

La prothèse de hanche pour enfant (tige Ø14 mm), le ciment (épaisseur d'1 mm), l'os spongieux, l'os cortical.

Assemblage :

Assemblages des surfaces communes par mise en place de contraintes. Lorsque les composants ont une interface 'contrainte', c'est le corps le plus rigide qui impose ses déformations au corps le moins rigide. L'intensité des contraintes de cisaillement est proportionnelle à la différence de rigidité entre les 2 matériaux.

Lorsque les composants ont une interface 'non-contrainte', les 2 matériaux peuvent se déformer plus librement, il y a alors des micro-mouvements (contraintes de cisaillement alors moins élevées).

Caractéristiques du patient :

- Poids moyen des filles de 9 à 22 ans : 42 kilos.
- Poids moyen des garçons de 9 à 22 ans : 50 kilos.
- Poids choisi pour la modélisation : 45 kilos.

DONNEES MECANIQUES

Données mécaniques trouvées dans la littérature et sur les certificats matière.

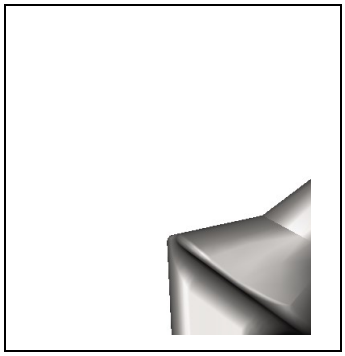
Nous retrouvons ces données au paragraphe « Définition des matériaux » du chapitre « Modélisation du genou ».

CONDITIONS DE CHARGES

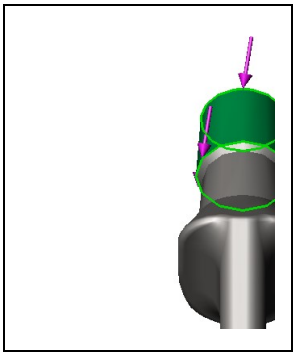
Essais statiques :

- **Selon norme NF S 90-448** :

Valeur du chargement : 280kg (8x35 kilos = enfant de 45 kilos qui trébuche)

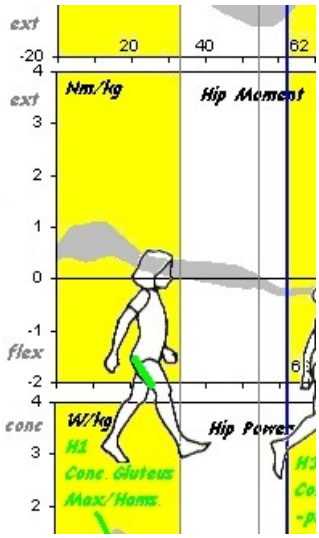


Force orientée à 10° dans le plan frontal,



Ajout d'une torsion de 9° dans le plan antéro-postérieur.

Essais dynamiques :



- **Selon norme NF ISO 14242-1** : « Usure des prothèses totales de l'articulation de la hanche ».
- Amplitude du mouvement au cours d'1 cycle :

% durée cycle	0	21	50	62	100
Flexion / Extension	25°		-18°		28°
Abduction / Adduction	3°	7°		-4°	3°
Rot Int / Rot Ext	-10°		2°		-10°

- Valeur des forces au cours d'1 cycle :

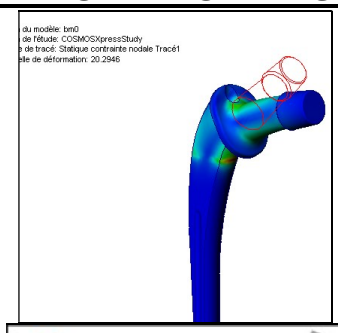
% durée cycle	0	12	32	50	62	100
Force (kN)	0.3	3.0	1.5	3.0	0.3	0.3

- Fréquence : 1 Hz.
- Nombre de cycles : 5 millions de cycles.

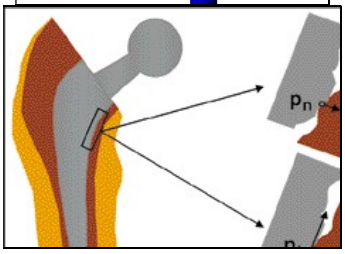
SIMULATION PAR LA METHODE DES ELEMENTS FINIS

- **Hypothèses simplificatrices :**
  - La couche de ciment ne présente pas de défauts (bulle d'air…).
  - L'os spongieux et l'os cortical sont des matériaux homogènes, élastiques linéaires et isotropes pour toute la structure. Certains auteurs ont montré que la prise en compte de l'anisotropie et de la non-homogénéité du spongieux ne modifie pas de façon considérable les résultats.
  - Les liaisons aux interfaces os-ciment et ciment-prothèse sont considérées comme parfaites. (sinon, il faut faire intervenir la mécanique des contacts).
  - Il n'existe pas d'altérations de l'os à l'interface os-ciment dûes à l'échauffement du ciment lors de sa polymérisation.

EXPLOITATION DES RESULTATS



- Répartition des contraintes dans la prothèse,
  (zones de concentration des contraintes,
  coefficient de sécurité pour une charge moyenne,
  limite d'élasticité de la prothèse).



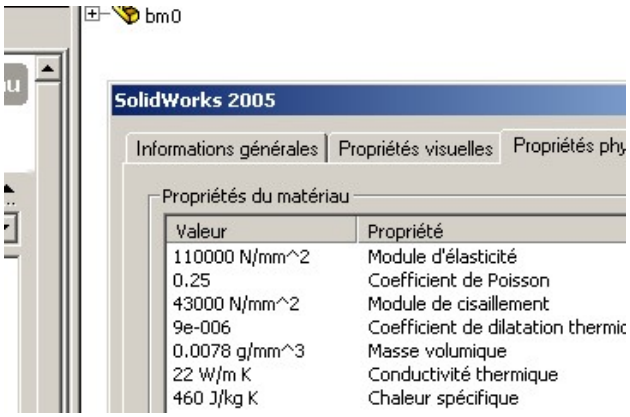
- Répartition des contraintes et micro-mouvements aux interfaces :
  dt : micro-glissement (µm)
  pt : contrainte de cisaillement (Mpa)
  dn : micro-décollement (µm)
  pn : contrainte de compression (Mpa)

RESULTATS OBTENUS

ESSAIS STATIQUES

EXEMPLE 1 Résistance au choc d'une prothèse sur-mesure

Matériau : Titane TA6V

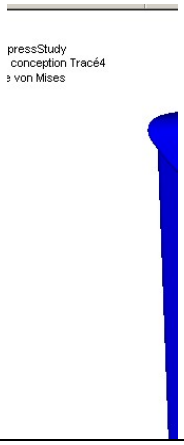


Prothèse : sur-mesure

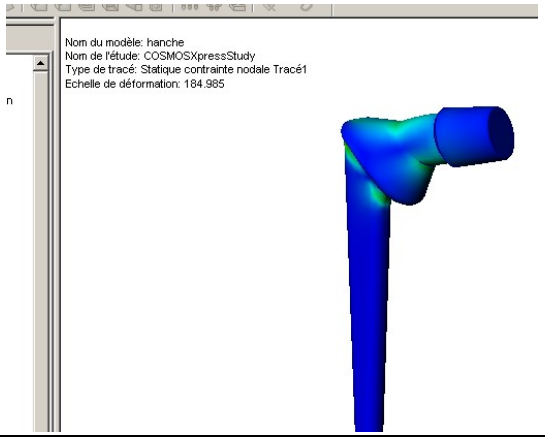
Fixation : tige cimentée

Chargement : 2 800 N = 280 kg selon NF S 90-448

Coefficient de sécurité : CS = 2.983>1



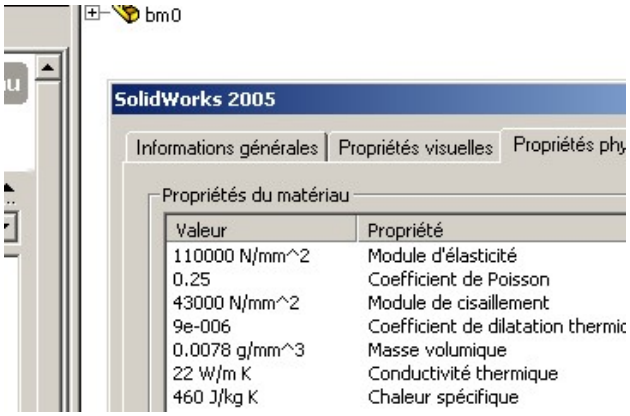
Distribution des contraintes :



Limite élasticité : 8 226 N. Il faudrait donc exercer une force de 822 kilos pour atteindre une amorce de rupture (limite d'élasticité du matériau). Cette prothèse peut supporter le poids d'un enfant de 123 kilos qui trébucherait (cas extrême).

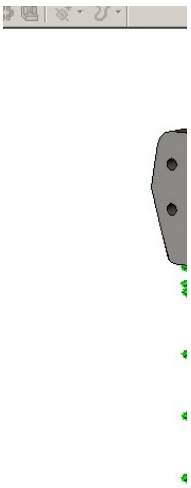
EXEMPLE 2 Autre exemple de résistance au choc d'une prothèse sur-mesure

Matériau : Titane TA6V



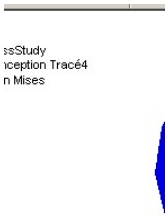
Prothèse : sur-mesure

Fixation : cimentée

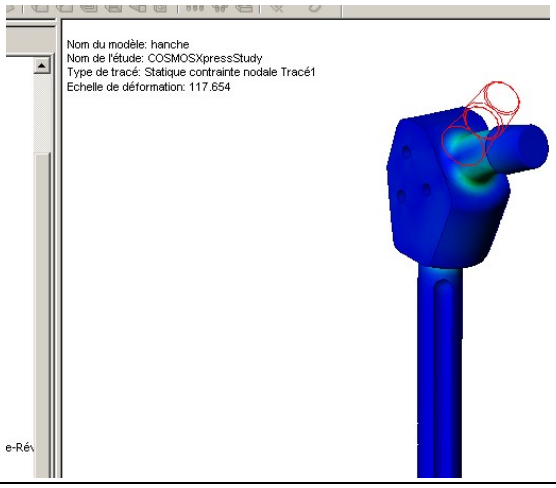


Chargement : 2 800 N = 280 kg selon NF S 90-448

Coefficient de sécurité : CS = 2.8>1



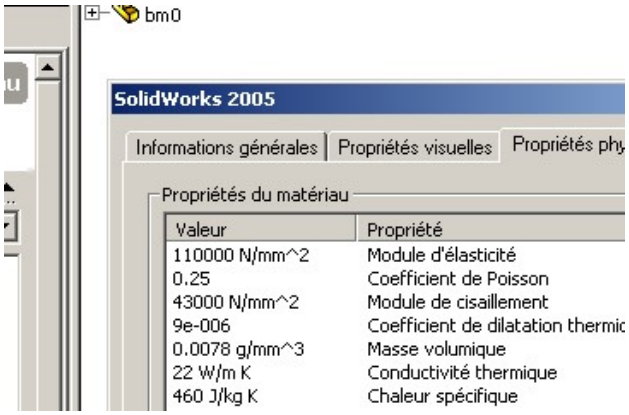
Distribution des contraintes :



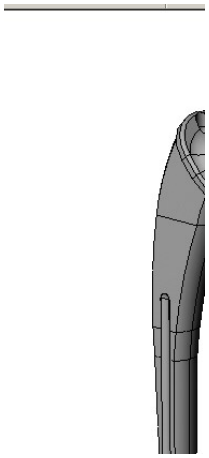
Limite élasticité : 7 840 N. Il faudrait donc exercer une force de 780 kilos pour atteindre une amorce de rupture (limite d'élasticité du matériau). Cette prothèse peut supporter le poids d'un enfant de 122 kilos qui trébucherait (cas extrême).

EXEMPLE 3 Exemple de résistance au choc d'une prothèse standard BM0

Matériau : Titane TA6V

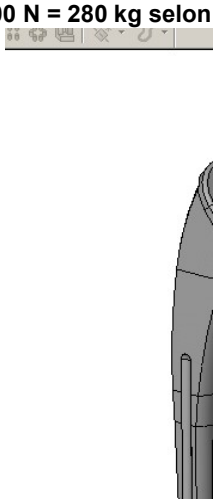


Prothèse : BM0

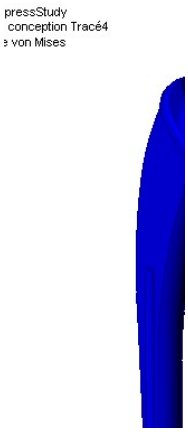


Fixation : cimentée / HAP (2/3 proximal)

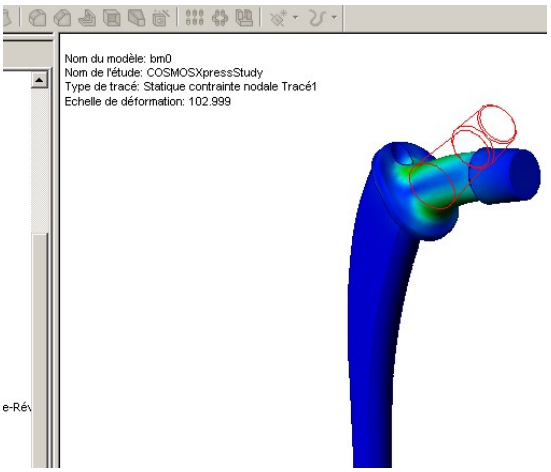
Chargement : 2 800 N = 280 kg selon NF S 90-448



Coefficient de sécurité : CS = 3.028>1



Distribution des contraintes :



Limite élasticité : 8 470 N.

Il faudrait donc exercer une force de 847 kilos pour atteindre une amorce de rupture (limite d'élasticité du matériau). Cette prothèse peut supporter le poids d'un enfant de 127 kilos qui trébucherait ! ! !

EXEMPLE 4 **Influence du matériau**

	INOX 316L	Fmaxi = 271 kg
	INOX M30NW	Fmaxi = 497 kg
	TITANE TA6V	Fmaxi = 822 kg

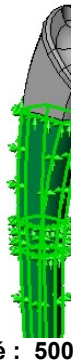
La résistance élastique et la résistance à la rupture des matériaux influencent considérablement leur comportement en charge. Le titane se montre ainsi 4 fois plus résistant que l'Inox 316L pour ce type de sollicitations.

EXEMPLE 5 **Influence du design**

DESIGN N°1 : **Limite d'élasticité : 357 kilos**	**DESIGN N°2 :** **Limite d'élasticité : 420 kilos**

Un changement brutal dans le design de la prothèse crée des zones de concentration de contraintes. Pour éviter les ruptures, les contours de la prothèse doivent être le plus 'lissés' possible.

EXEMPLE 6 **Influence de la zone de fixation**

Limite d'élasticité : 445 kilos	**Limite d'élasticité : 500 kilos**
 **Limite d'élasticité : 500 kilos**	**Limite d'élasticité : 847 kilos**
Limite d'élasticité : 847 kilos	Les essais statiques permettent de déterminer les zones de fixation de la prothèse. Une prothèse fixée uniquement par sa partie distale est moitié moins résistante qu'une prothèse fixée sur toute sa longueur ou fixée sur sa partie proximale.

CONCLUSION SUR LES ESSAIS STATIQUES

On voit grâce à ces essais, l'importance du matériau choisi, du design de la prothèse, de la définition de la zone de fixation (par ciment ou par HAP).

L'étude en fatigue, parce qu'elle s'intéresse au long terme et aux éléments entourant la prothèse de hanche, est plus proche de la réalité.

ESSAIS DYNAMIQUES (FATIGUE)

La fatigue est une des principales causes de rupture des matériaux. On entend par ce terme la modification des propriétés des matériaux consécutive à l'application des cycles d'efforts, cycles dont la répétition peut entraîner la rupture des pièces constituées avec ces matériaux.

L'endurance définit à contrario la capacité de résistance d'un matériau à la fatigue.

La fatigue apparaît alors dès qu'une pièce est en présence d'efforts variables dans le temps. Il en sera aussi bien question dans les machines soumises à des cycles de fréquence faible comme les constructions métalliques soumises au vent, que dans ceux de fréquence élevée comme celles entraînées par les vibrations des cellules d'avion.

Ce qui caractérise la fatigue et qui la rend néfaste est que la rupture peut se produire sous des contraintes apparemment faibles, en tout cas bien en deçà des limites de résistance en traction du matériau.
En général, la fatigue se produit sans déformation plastique d'ensemble, mais avec une déformation plastique localisée :

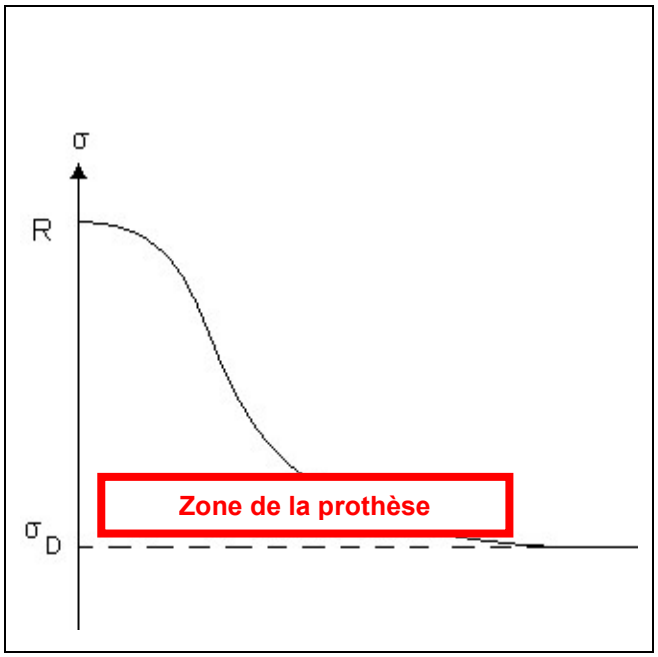
- autour d'hétérogénéités micro structurales,
- dans des zones de concentration de contraintes.

De plus, cet endommagement ne s'accompagne le plus souvent d'aucune modification apparente de forme ou d'aspect de la pièce. Bien que la fissuration par fatigue soit progressive, la rupture apparaît brutalement lorsque la fissure dépasse la taille critique.

Courbe de Wöhler : Elle détermine le nombre de cycles supportés par la pièce pour une contrainte donnée avant rupture.

La courbe de Wöhler est composée de 3 domaines :

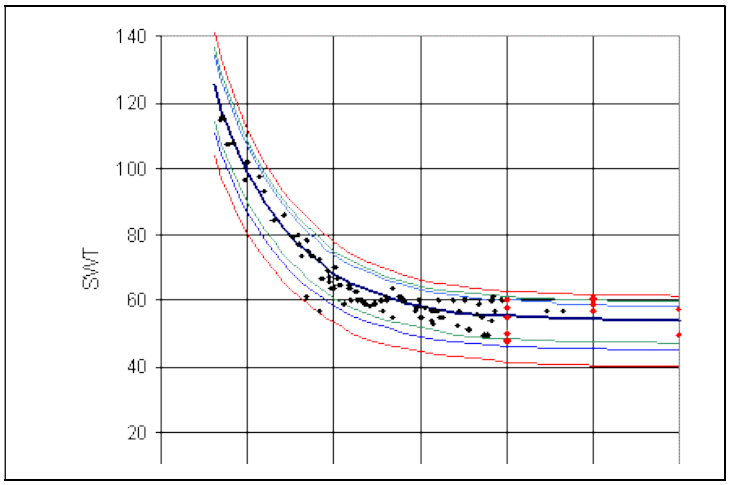
- Une zone de fatigue plastique oligocyclique sous forte contrainte à gauche. La rupture apparaît alors après un nombre limité d'alternances et est précédée d'une déformation plastique importante.
- Une zone de fatigue ou d'endurance limitée, où la rupture est atteinte après un nombre limité de cycles, lequel nombre croît quand la contrainte décroît.
- Une zone d'endurance illimitée ou zone de sécurité, zone sous faible contrainte où la rupture apparaît après un nombre très élevé de cycles.



EXEMPLE **Résistance dynamique d'une prothèse standard BM2, en titane TA6V**

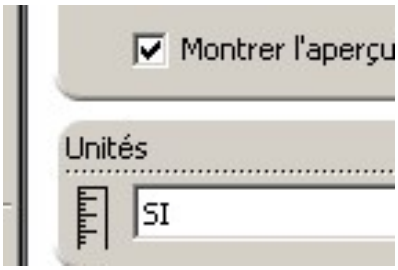
COURBE de Wohler du TA6V :

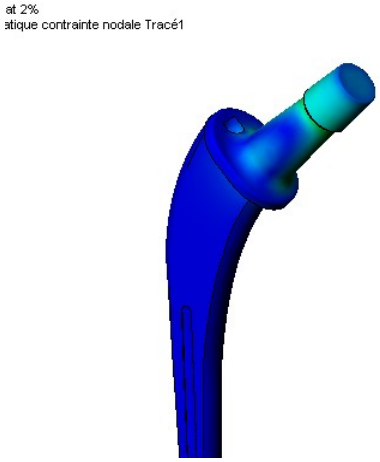
N^{bre} de cycles :	Contrainte :
10^4	100 000
10^5	68 000
10^6	58 000
10^7	54 000
10^8	53 000
10^9	52 000



MAILLAGE : tétraèdres de 2mm

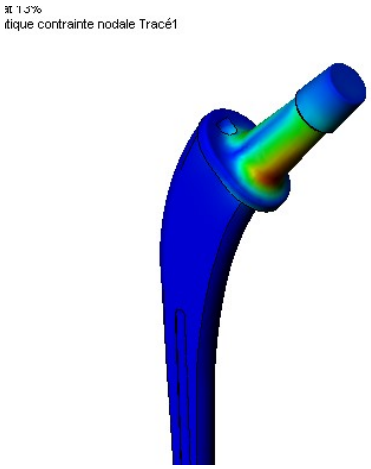
ETUDE STATIQUE 2%





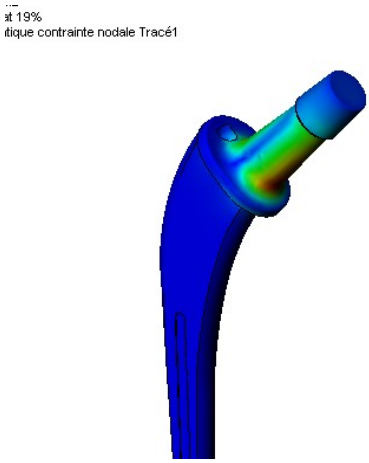
Coefficient de Sécurité : 120

ETUDE STATIQUE 13%



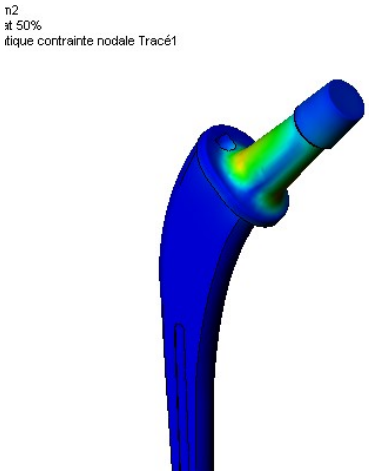
Coefficient de Sécurité : 24

ETUDE STATIQUE 19%



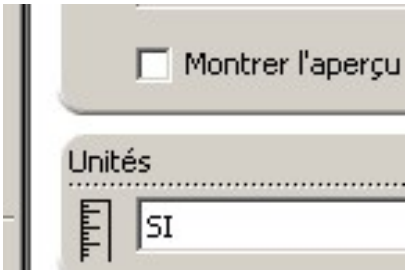
Coefficient de Sécurité : 27

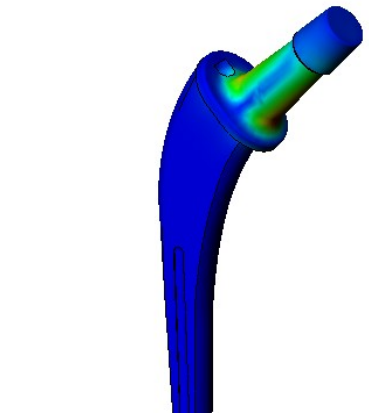
ETUDE STATIQUE 50%



Coefficient de Sécurité : 21

ETUDE STATIQUE 63%





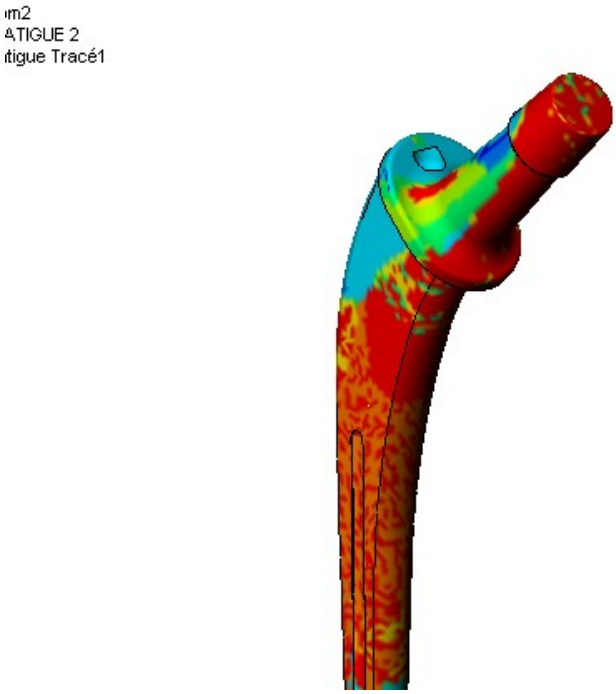
Coefficient de Sécurité : 55

ETUDE FATIGUE

Chargement : pour 10 000 000 de cycles = 10 ans de marche

Evènement	N^{bre} de cycles
Etude statique 2%	3 900 000
Etude statique 13%	1 100 000
Etude statique 19%	600 000
Etude statique 50%	3 100 000
Etude statique 63%	1 300 000

Endommagement :



CONCLUSION

Le coefficient d'endommagement, également appelé le coefficient d'usage, représente le ratio de l'usure de la structure. Un facteur d'endommagement de 0,35 signifie que 35 % de la vie de la structure a été consommée. Dans cette étude, l'endommagement maximum est de 0.01, c'est à dire que 1% de la vie de la prothèse a été consommée.

PROTOCOLE D'IMAGERIE POUR LA FABRICATION DES PROTHESES DE HANCHE SUR MESURE

RADIOGRAPHIES CONVENTIONNELLES

Téléradiographie des 2 membres inférieurs en charge

Installation du sujet :

- pieds joints parallèles
- genoux en extension

Critères du bon cliché :

- pieds joints parallèles
- 30 X 120
- le bassin et les dernières vertèbres lombaires doivent apparaître sur le cliché
- dans le cas où il existerait une inégalité de longueur, une deuxième télémétrie doit être réalisée avec équilibre du bassin par une cale placée sous le membre le plus court.
- L'épaisseur de cette cale doit être notée sur le cliché et permettre l'extension complète des 2 genoux
- S'il existe un doute sur l'échelle, nous conseillons un cliché quadrillé (dimension des cases connues) ou l'association à un repère gradué placé dans le plan des fémurs.

Radiographie de la hanche à opérer

- 2 clichés 30 X 40 séparés avec agrandissement connu, si possible 1, 15 après étalonnage de la table (100 cm réels = 1150 cm radio)
  A défaut d'agrandissement 1, 15, il est nécessaire de placer un repère métallique de taille connue dans le plan du fémur
- 2 incidences : face et profil

Critères du bon cliché :

1) Cliché de face

- le fémur doit être de face (stricte)

Dans certains cas (enraidissement, cela peut conduire à placer le sujet avec un repère d'échelle dans le plan du fémur)

- doivent figurer sur le cliché sur le cliché :
  - la partie inférieure de l'articulation sacra-iliaque
  - le bord externe du grand trochanter
  - la symphyse pubienne
  - le plus possible de diaphyse (minimum 18 cm sous le petit trochanter)

2) Cliché de profil

- profil strict du fémur
- la définition à privilégier est celle de l'épiphyse et de la métaphyse proximale
- minimum 18 cm de diaphyse

TOMODENSITOMETRIE : Protocole complémentaire

Exploration des vices de rotation

- coupe passant par l'axe bi-malléolaire de la cheville
- coupe plantaire avec l'axe du pied milieu du calcanéum-tête du 2ème métatarsien = axe du pied)

Nous faisons nous-mêmes les calculs de torsion et les superpositions.

TOMODENSITOMETRIE : Protocole standard

1) Installation du sujet :

- immobilité stricte (calage en rotation)
- membre inférieur parallèle au bord de la table
- rotule au zénith
- calage sagittal pour fémur proximal horizontal

2) Programmation des séquences sur le topogramme de face :

(toutes les coupes doivent être numérotées)

- la première coupe passe par le centre de la tête (C1)
- définition première séquence (cervico-diaphysaire)
  - incrément : 5 mm
  - hauteur : C1 à la base du petit trochanter (CT)

- définition deuxième séquence (diaphyse)
  - incrément : 15 mm
  - hauteur : C1 à CD, coupe diaphysaire située à 180 mm de la première coupe
  - dans le cas où le fémur serait déjà instrumenté (présence d'une tige fémorale, d'une plaque d'ostéosynthèse ou autres…) la dernière coupe (CD) doit se situer à 30 mm minimum en deçà du matériel en place

- définition troisième séquence (hélitorsion)
  1 coupe passant par les tubercules condyliens, superpositions de deux coupes de col et du plan condylien postérieur pour calcul de l'antéversion.

3) Protocole d'acquisition

- épaisseur des coupes : 1 mm
- filtre à définir selon l'appareil : ……
- fenêtres osseuses à définir selon l'appareil : C …… W ……..
- Réglage du zoom pour échelle = 1 ……...
- Acquisition incrémentale volumique pour reconstruction tridimensionnelle

ZOOM ET CENTRAGE FIXES PENDANT TOUTES LA DUREE DE L'EXAMEN.

4) Renseignements inscrits concernant le malade

- le nom, le prénom, l'âge ou la date de naissance, le poids, la taille, le côté.

5) Présentation du document

- 6 vues par planche

RENSEIGNEMENT COMPLEMENTAIRES

Dans le cas où il existerait une inégalité de longueur des membres inférieurs, les malades ont tendance à compenser celle-ci en pliant un genou lors de la réalisation de la télémétrie debout.

La réalisation télémétrique couchée pose des gros problèmes d'installation dans les cabines de radiologie conventionnels (plafond surélevé).

IL nous serait souhaitable, afin de gommer ces erreurs de mesure, de connaître l'inégalité de longueur fonctionnelle mesurée chez un sujet couché entre l'épine iliaque antéro-supérieure et un relief osseux de la cheville.

CONCLUSION

Notre volonté d'optimiser nos prothèses en fonction de la morphologie et de la pathologie des patients nous a rapidement amenée à modéliser nos pièces. En effet, ainsi, nous pouvons recréer des situations de la vie courante (marche, course, chute…) pour chaque prothèse créée. Lors de la réalisation de nos prothèses sur-mesure, nous optimisons la conception de ces implants pour répondre à cette demande unique. Aussi, tous les outils nécessaires à la bonne réalisation de ces projets sont mis en œuvre. L'utilisation d'outils numériques permet de répondre avec fiabilité et rapidité aux demandes sur-mesure, souvent urgentes du fait des traitements en cours pour les patients.

Nous avons ainsi pu voir les différentes étapes de conception de ces implants, et en particulier le processus de modélisation par éléments finis qui permet de déterminer la meilleure conception possible pour les prothèses sur-mesure. Les différentes études réalisées au sein de notre laboratoire de recherche et développement valident les choix que nous avons fait depuis plusieurs années en terme de design, de fixation, et de choix de matériau. Elles prouvent la résistance de nos prothèses à court et long terme.

Toutes les évolutions apportées aux prothèses sont le fruit d'un travail collaboratif entre notre équipe de conception et les conseils experts des chirurgiens. Ainsi, nous sommes prêts à étudier toute nouvelle définition de prothèse, tout en invitant le demandeur à nous apporter son expérience lors du développement.

BIBLIOGRAPHIE

● Baumgartner R. et Ochsner P.E., *« Checklist Orthopédie »,* Editions Vigot, 1995.
● Ben Okafor, *« Biomechanics of the hip and hip prosthesis »,* 1996.
● Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J. et Duda G.N., *« Hip contact forces and gait patterns from routine activities »*, Journal of Biomechanics 34 (2001) 859-871.
● Bergmann G., Graichen F. et Rohlmann A., *« Hip joint contact forces during stumbling »*, Langenbecks Arch Surg 389:53-59, 2004.
● Cahuzac J-P. et Lechevallier J., *« Boiterie et troubles de la démarche chez l'enfant »,* Cours N°299.
● Cazeau C., « Influence de l'épaisseur des implants cotyloïdiens métalliques sur la transmission péri-acétabulaire des contraintes. », http://bhd.online.fr/
● Chassaing V., *« Prothèses du genou »,* Le Généraliste, N°1595, 4 avril 1995, 10-19.
● Chassaing V., « Quels sont les résultats des prothèses du genou ? Quelles en sont les complications possibles ? Quand faut-il mettre en place une prothèse du genou ? », www.genou.com
● Delaunay C., *« PROTHESE TOTALE DE CHARNLEY Où en est aujourd'hui le «Gold-Standard» de l'arthroplastie primaire de la hanche »,* Maîtrise Orthopédique, N°83, Avril 1999.
● Delfosse J., Rey C. et Späth N., *« Polycrystalline Modelling of Forging in β Phase Field of Ti17 »,* http://www.mssmat.ecp.fr/IMG/pdf/Hamburgcosept2003.pdf
● Dorfman H.D. et Czerniak B., *« Bone cancers »*, Cancer 75 Suppl 1(1995) 203-10.
● Godest A.C., Beaugonin M., E. Haug, M. Taylor et Gregson P.J., *« Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis »*, Journal of Biomechanics 35 (2002) 267-275.
● Hollister S.J., *« Biomechanics of Artificial Joints »,* BME/ME 456 Biomechanics http://www.engin.umich.edu/class/bme456/artjoint/artjoint.htm*, 2005.*
● Hurwitz D.E., Sumner D.R., Andriacchi T.P. et Sugar D.A., *« Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution »*, Journal of Biomechanics 31 (1998) 423-430.
● Johns Hopkins University, *« Anatomy and Biomechanics of the Hip Relevant to Arthroplasty »,* http://www.aboutjoints.com/physicianinfo/topics/anatomyhip/biomechanicship.htm, 2005.
● Kapandji I.A., *« Physiologie articulaire – Schémas commentés de mécanique humaine. TOME 2 : membre inférieur »*, Maloine S.A., 1985.
● Li C., Granger C., Del Schutte H.J., Biggers S.H.J., Kennedy J.M., Latour R.A.J., *« Failure analysis of composite femoral components for hip arthroplasty »,* Journal of Rehabilitation Research and Development Vol. 40, N°2, March/April 2003, 131-146.
● Lu T-W., O'Connor J., Taylor S.J.G. et Walker P.S., *« Validation of a lower limb model with in vivo femoral forces telemetred from two subjects »*, Journal of Biomechanics 31 (1998) 63-69.
● Massin P. *« Etude expérimentale des déformations du cotyle en appui unipodal avant et après implantation prothétique »*, Thèse de Doctorat – ENSAM Paris, 1994.
● Morlock M., Schneider E., Bluhm A., Vollmer M., Bergmann G., Müller V. et Honl M., *« Duration and frequency of every day activities in total hip patients »*, Journal of Biomechanics 34 (2001) 873-881.
● NF ISO 14243-1, *« Usure de prothèses totales de l'articulation du genou. Partie 1 : paramètres de charge et de déplacement pour machines d'essai d'usure avec contrôle de la charge et des conditions environnementales correspondantes d'essai. »*, AFNOR, Oct. 2002.
● Panuel M., Petit P., Chaumoitre K., Navarro A., Jacquemier M., Jouve J.L.,Bollini G., *« La hanche en croissance. »,* http://www.sfip-radiopediatrie.org/EPUTIM00/PANTIM00.HTM.
● Presles Ph., « La prothèse de genou : un acte au quotidien », www.e-sante.fr , 2004.
● Rubin P.J. *« Computer and hip arthroplasty »,* Les Annales Orthopédiques de l'Ouest 34 (congrès juin 2001).
● Rubin P.J., Rakotomanana L.R. et Leyvraz P.F., *« Intérêt de la modélisation numérique dans l'évaluation pré-clinique d'une prothèse fémorale de la hanche »*, Maîtrise Orthopédique, N°93, 2000, 22-27.
● Sales De Gauzy J., Darodes Ph., Cahuzac J.-Ph. et Lebarbier P., *« Les tumeurs malignes de l'enfant »,* Sauramps Medical, 2004.
● *« Function of a total hip prosthesis »,* http://www.totaljoints.info/THPconstruction.htm , *Sept. 2004.*
● *« Cemented and cementless total hip replacements »,* http://www.totaljoints.info/cemented_and_cementless_thr.htm , Oct. 2002.
● *« Combinations of bearing surfaces »,* http://www.totaljoints.info/bearing_surfaces.htm .
● http://www.totaljoints.info/ , *« History of total joints : Fatigue fractures of total hips in the 1970's ».*
● http://www.esculape.com/pediatrie/boiterieenfant.html
● http://www.prothese.com/fr/website/Protheses/Hanche/Tigesfemorales/Tigefemoraledysplasiqueasceller

Archivage : Z:\SOFCOT\SOFCOT 2006\Sofcot2006.doc

CLOU TELESCOPIQUE
REF : 33.900.$$

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX selon ISO5832-1

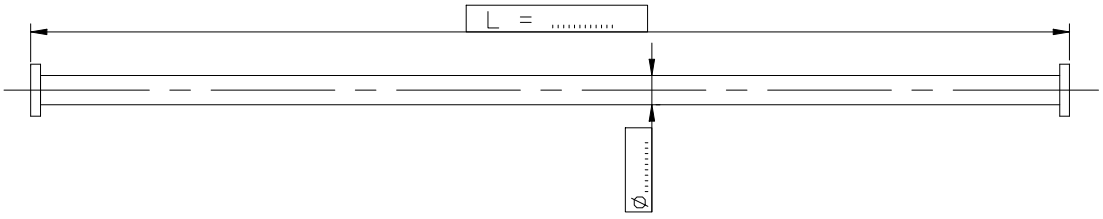
* Dimensions exprimées en mm.

Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_clou telescopique finidori.dwg

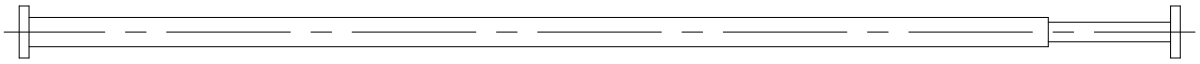
MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

POUR TIBIA ☐ POUR FEMUR ☐

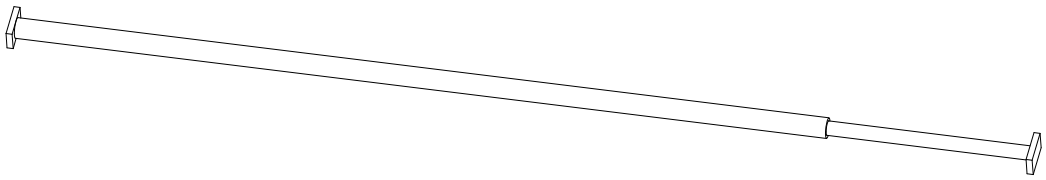
POSITION AVANT ALLONGEMENT



POSITION APRES ALLONGEMENT



REPRESENTATION 3D



Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

CLOU TELESCOPIQUE
REF : 33.900.$$

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX selon ISO5832-1

* Dimensions exprimées en mm.

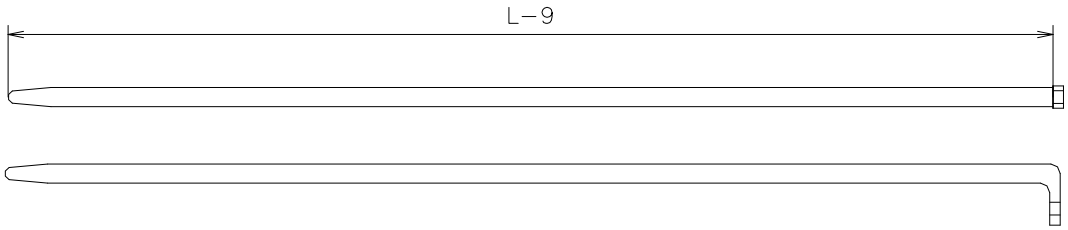
Archivage : \\serveur\PLANSM\plantype\FR_clou telescopique.dwg

MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

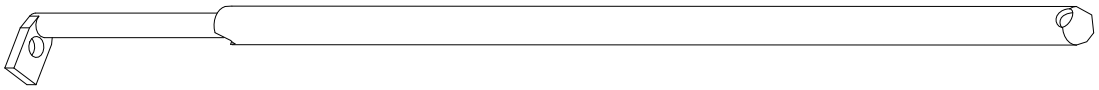
POUR TIBIA ☐ POUR FEMUR ☐

PARTIE FEMELLE

PARTIE MALE COUDEE

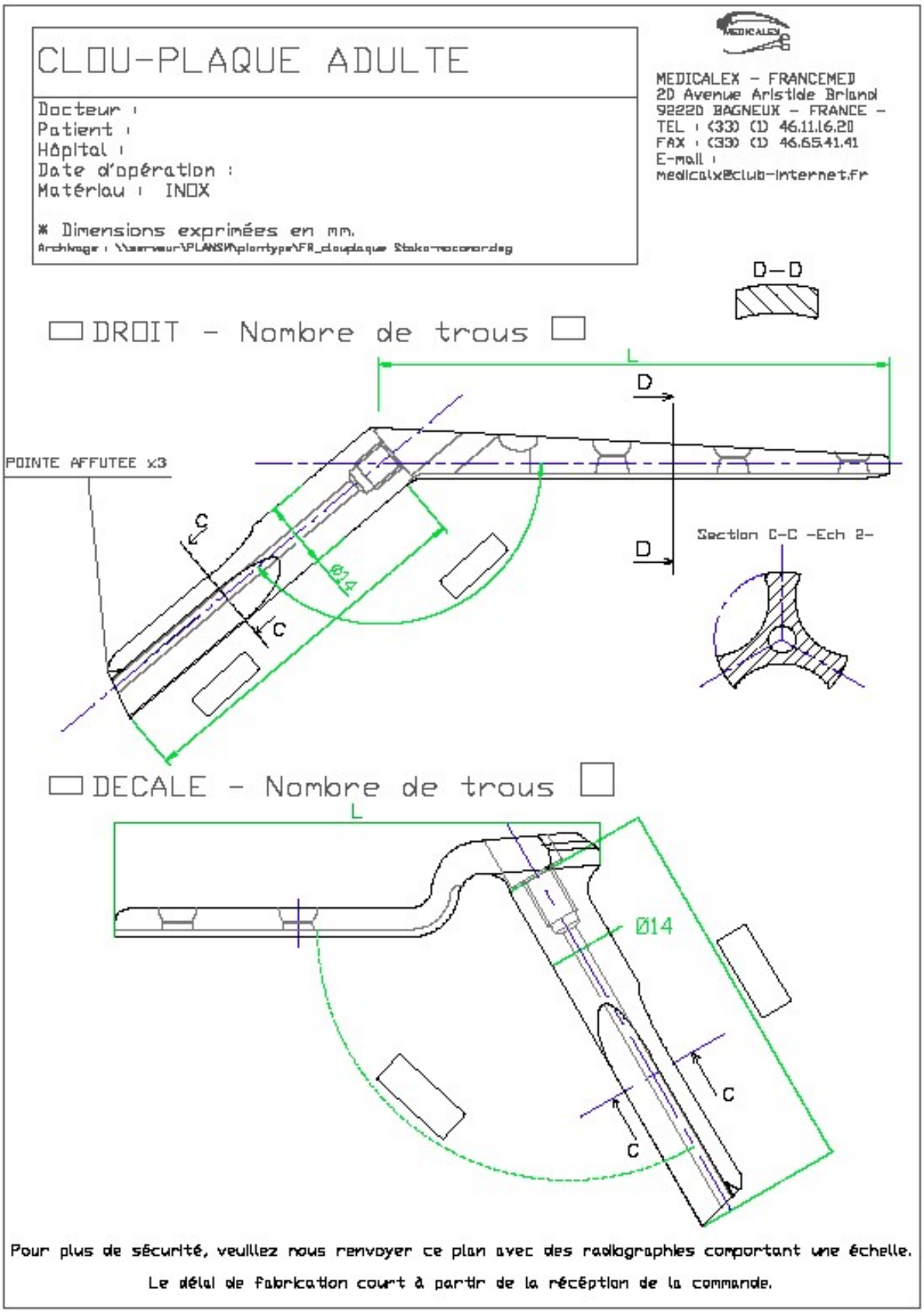


REPRESENTATION 3D



Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.


CLOU-PLAQUE ADULTE
Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX
* Dimensions exprimées en mm.
MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr
D-D
DROIT - Nombre de trous
L
D
POINTE AFFUTEE x3
C
Ø14
Section C-C -Ech 2-
DECALE - Nombre de trous
Ø14
Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.
Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

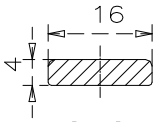
CLOU-PLAQUE CATHERINETTE
PEDIATRIQUE - REF : 37.812.72

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX

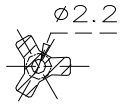
* Dimensions exprimées en mm.

Archivage : \\serveur\PLANSM\plantype\FR_clouplaque catherinette.dwg

MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

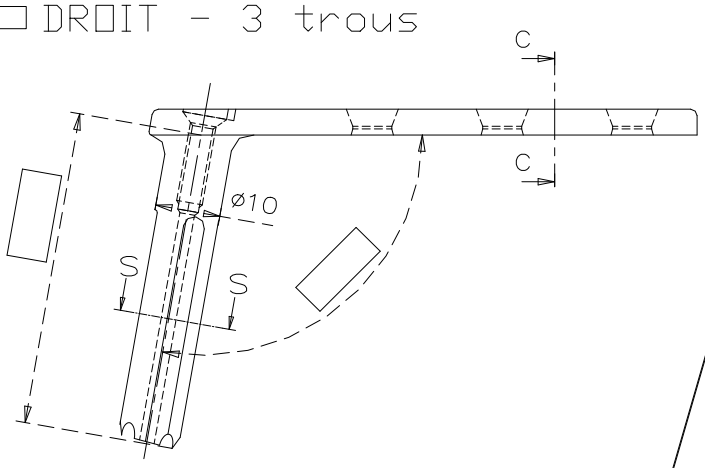


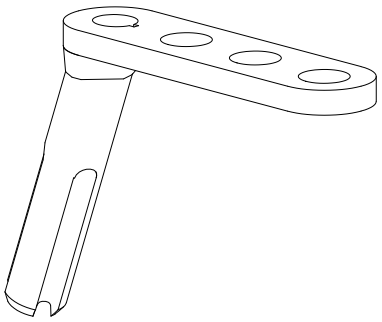
C-C



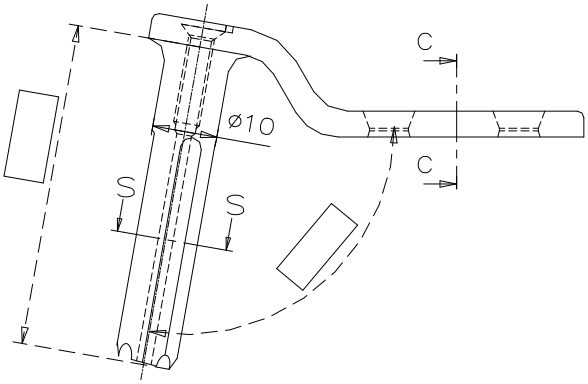
S-S

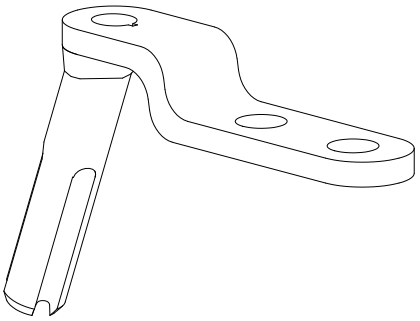
DROIT - 3 trous





DECALE - 2 trous





Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

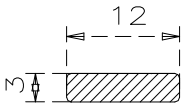
CLOU-PLAQUE SOLSTICE PEDIATRIQUE
REF : 37.816.00

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX

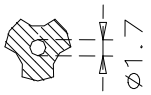
* Dimensions exprimées en mm.

Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_clouplaque solstice.dwg

MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

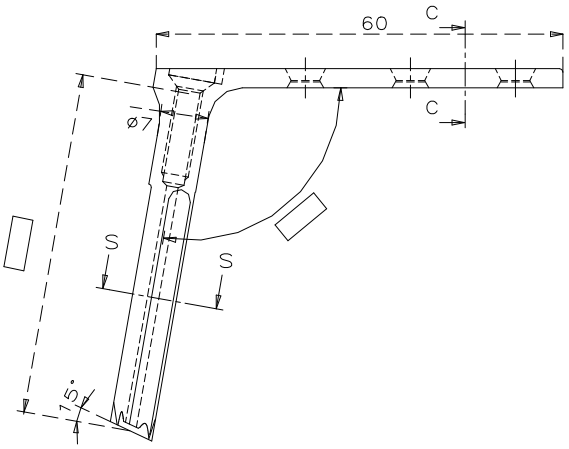


C-C

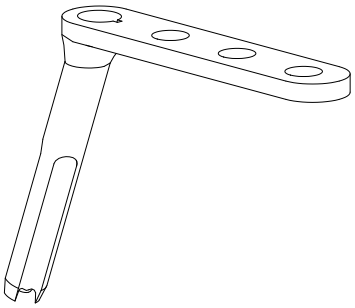


S-S

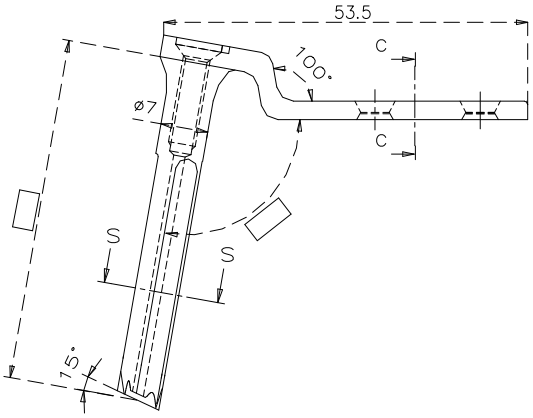
DROIT - 3 trous



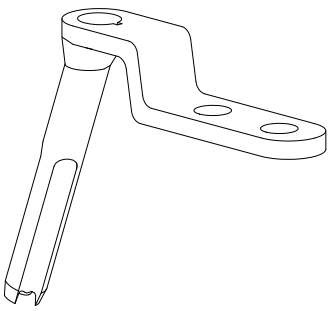
ECHELLE 1



DECALE - 2 trous



ECHELLE 1



Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

IMPLANT DE RECONSTRUCTION DU BASSIN REF : 50.010.10

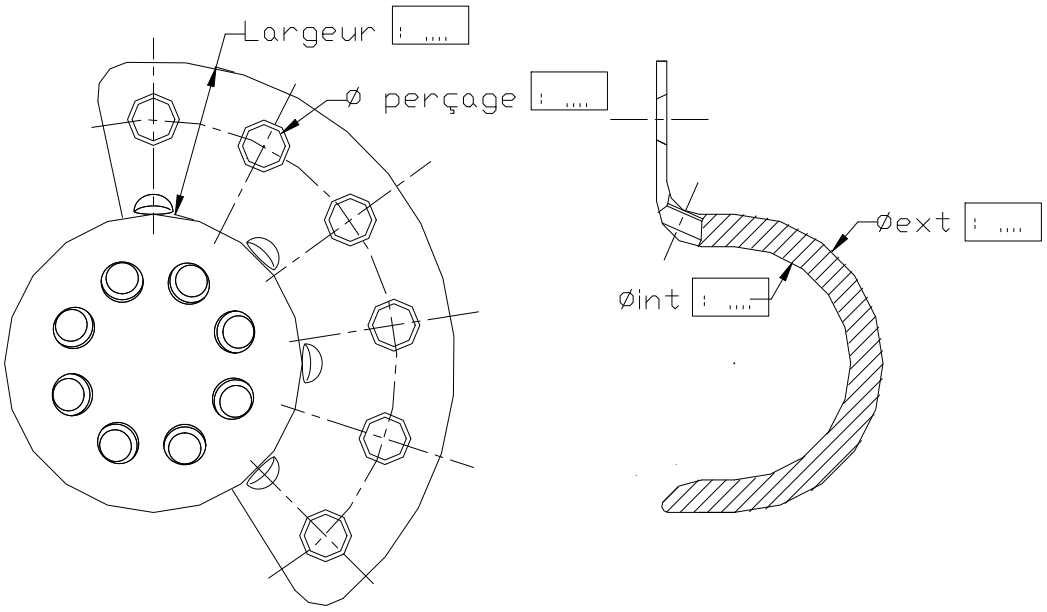
Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : TITANE TA6V

* Dimensions exprimées en mm.

Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_cotyle titane.dwg

MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

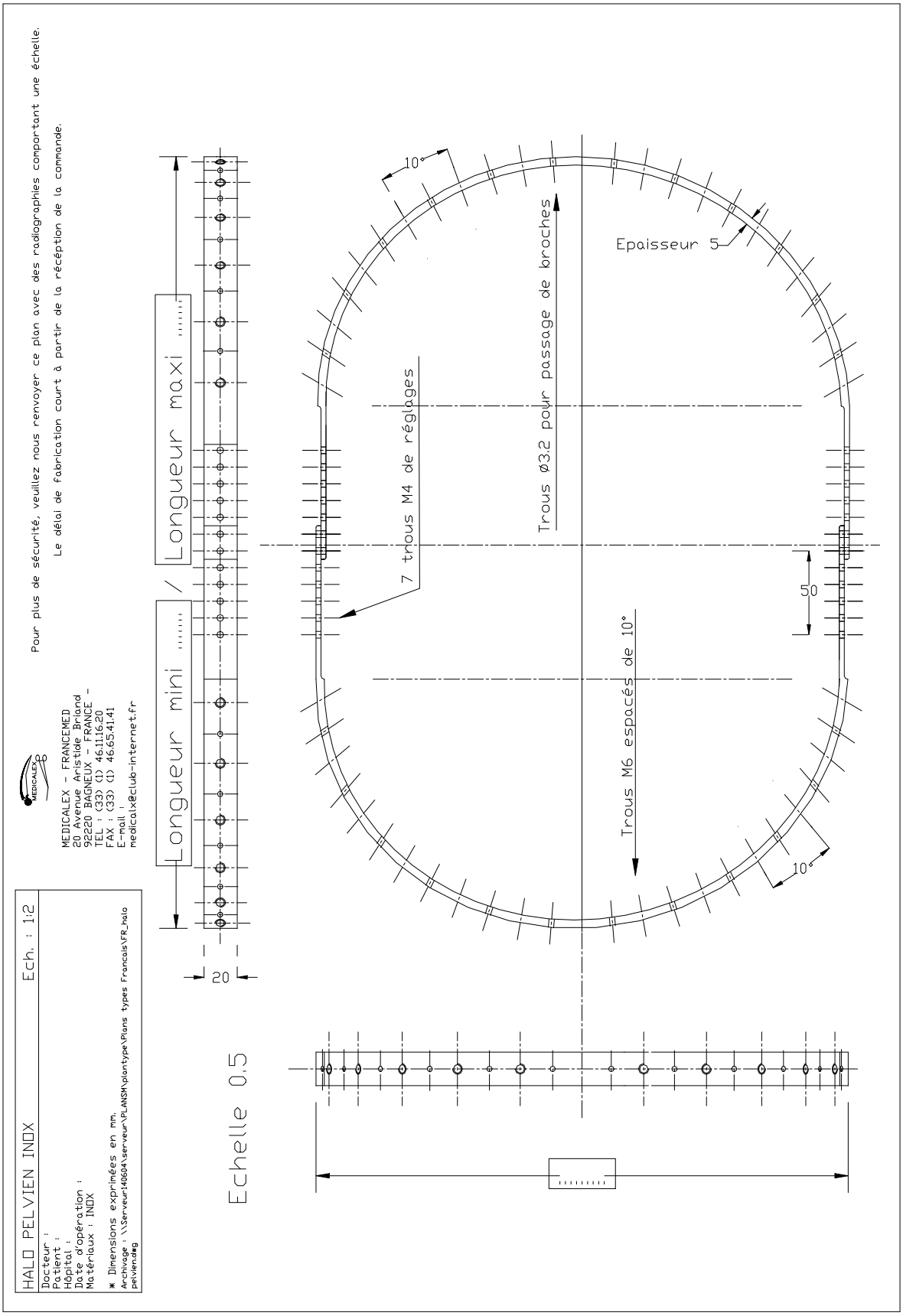
NOTA :
Un espace de 1 mm est prévu entre l'insert et le cotyle en titane pour le ciment.

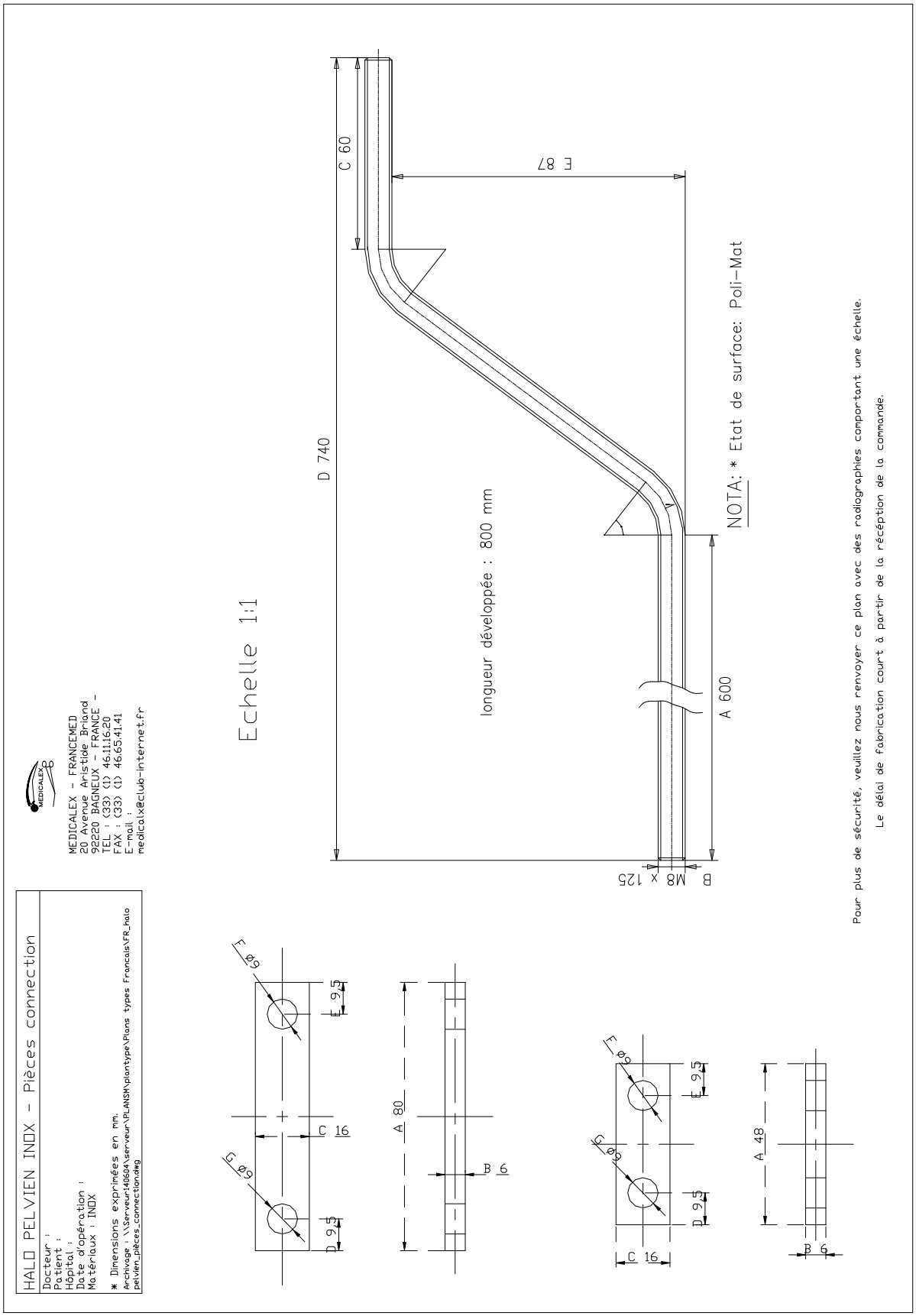


Vis à utiliser : .....

Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.


Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.
Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.
MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr
HALO PELVIEN INOX
Ech. : 1:2
Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériaux : INOX
* Dimensions exprimées en mm.
Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANS\plantype\Plans types Francais\FR_halo pelvien.dwg
Longueur mini
Longueur maxi
20
Echelle 0.5
10°
Epaisseur 5
Trous Ø3.2 pour passage de broches
7 trous M4 de réglages
50
Trous M6 espacés de 10°
10°


HALO PELVIEN INOX - Pièces connection
Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériaux : INOX
* Dimensions exprimées en mm.
Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_halo pelvien_pièces_connection.dwg
MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr
Echelle 1:1
longueur développée : 800 mm
D 740
C 60
E 87
A 600
B M8 x 125
NOTA: * Etat de surface: Poli-Mat
Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.
Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.
F ø9
E 9.5
C 16
G ø9
D 9.5
A 80
B 6
A 48

LAME-PLAQUE pour ARTHRODESE D'EPAULE

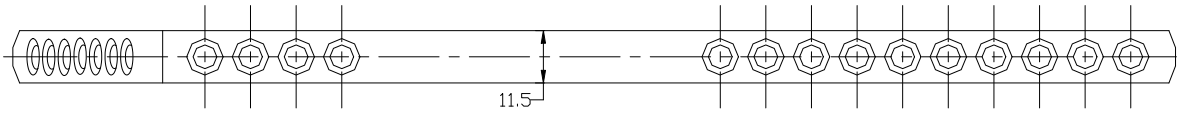
Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX
Diamètre des vis : 4.5mm

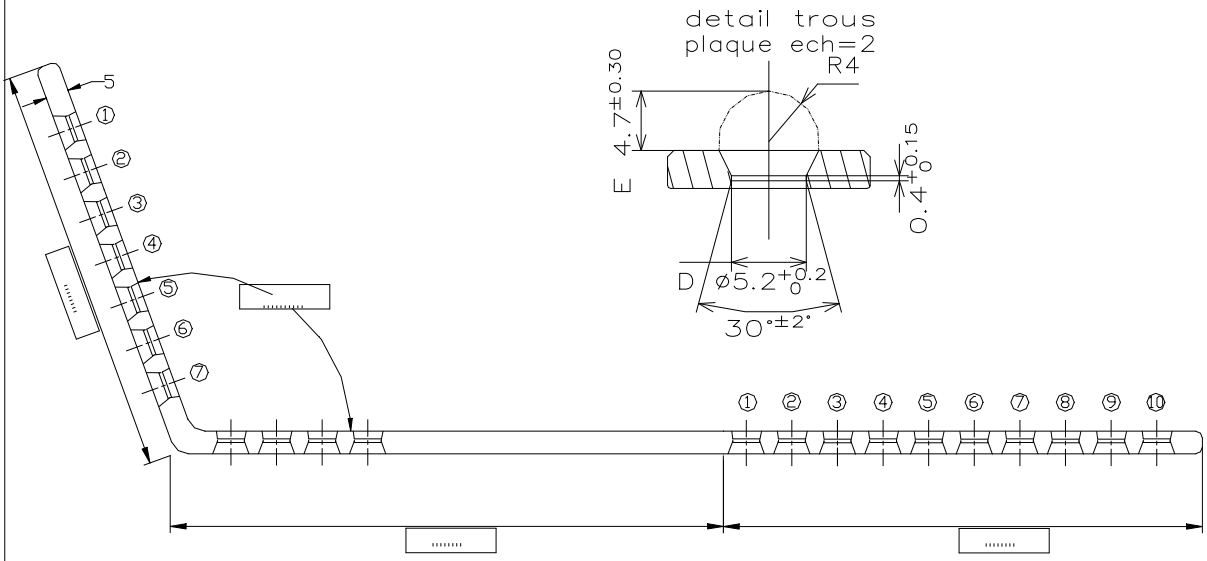
* Dimensions exprimées en mm.

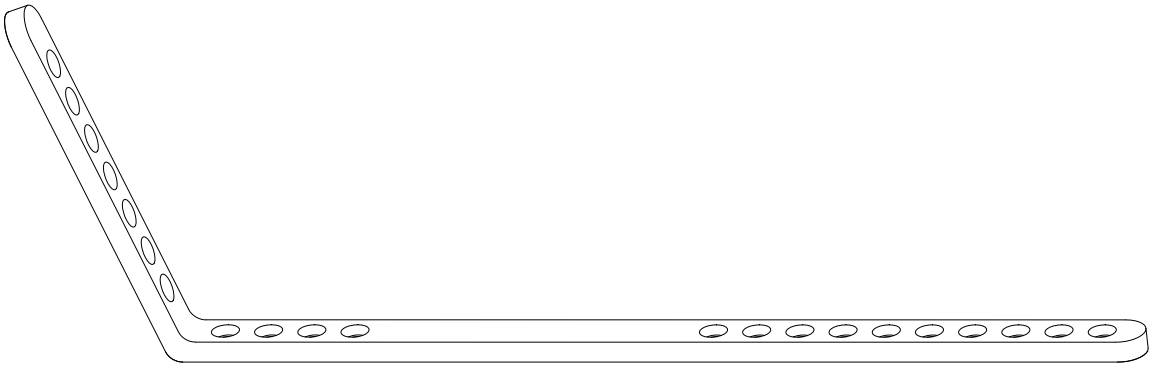
Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_lameplaque arthrodese epaule.dwg

MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

Côté GAUCHE ☐ Côté DROIT ☐







Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

LAME-PLAQUE ENFANT

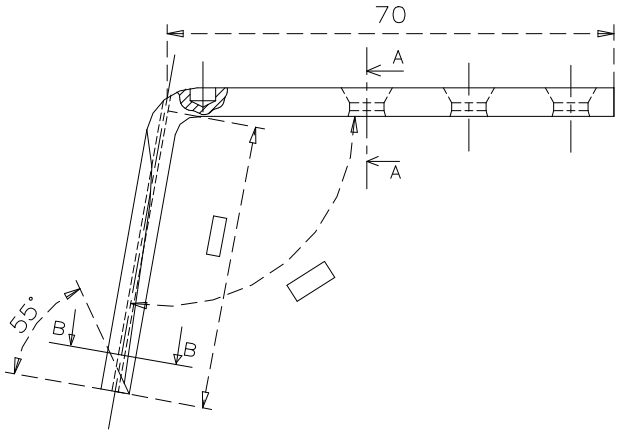
Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX

* Dimensions exprimées en mm.

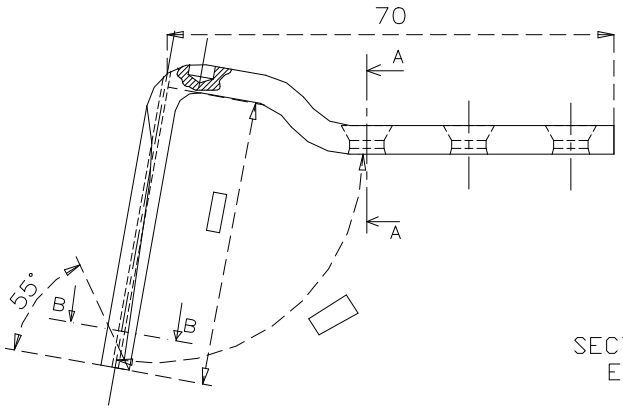
Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_lameplaque enfant.dwg

MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

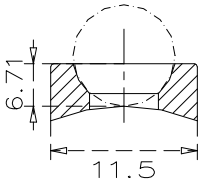
DROIT



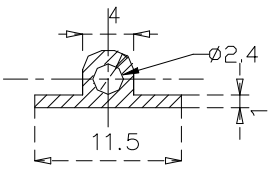
DECALE



SECTION A-A
Ech : 2



SECTION B-B
Ech : 2



Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

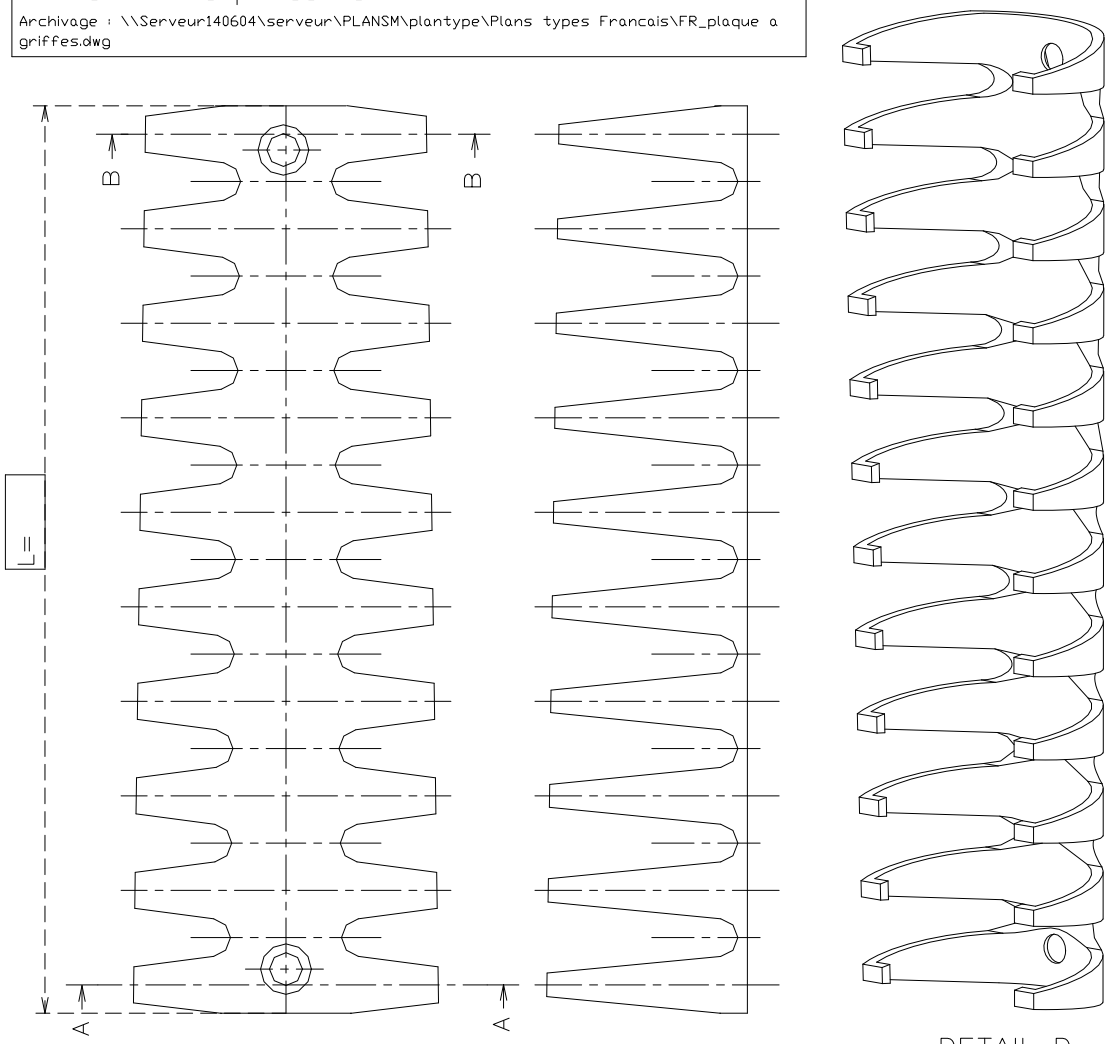
PLAQUE A GRIFFES
REF : 34.100.00

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX épaisseur 2mm

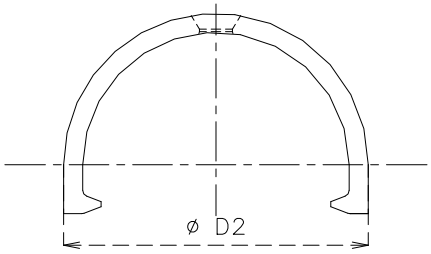
* Dimensions exprimées en mm.

Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_plaque a griffes.dwg

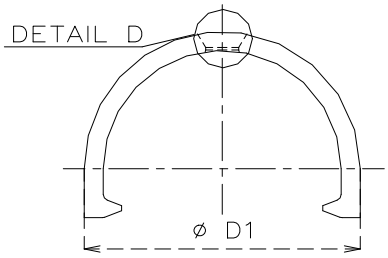
MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr



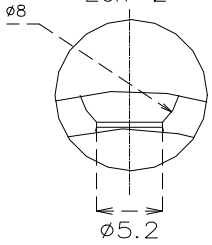
SECTION A-A



SECTION B-B



DETAIL D
Ech=2



Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

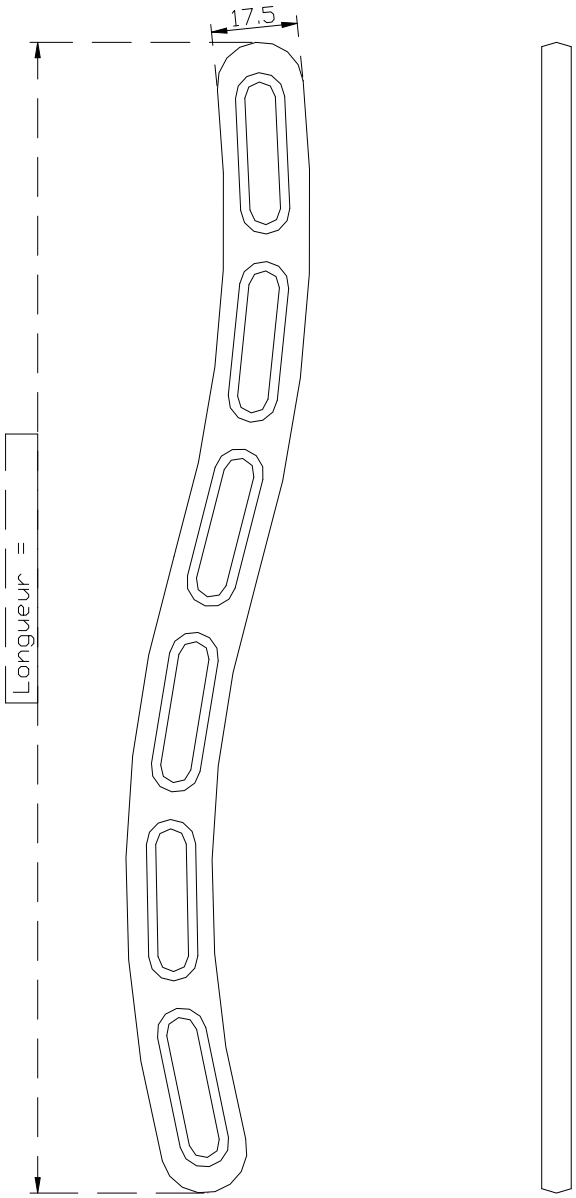
PLAQUE pour RACHIS DOUBLE COURBURE REF :

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX selon ISO5832-1

* Dimensions exprimées en mm.

Archivage :\\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_plaque rachis courbe.dwg

MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr



Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

PROTHESE DE COUDE SUR-MESURE
REF : 39.000.00

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : HUMERUS & CUBITUS : INOX
MANCHON : POLYETHYLENE

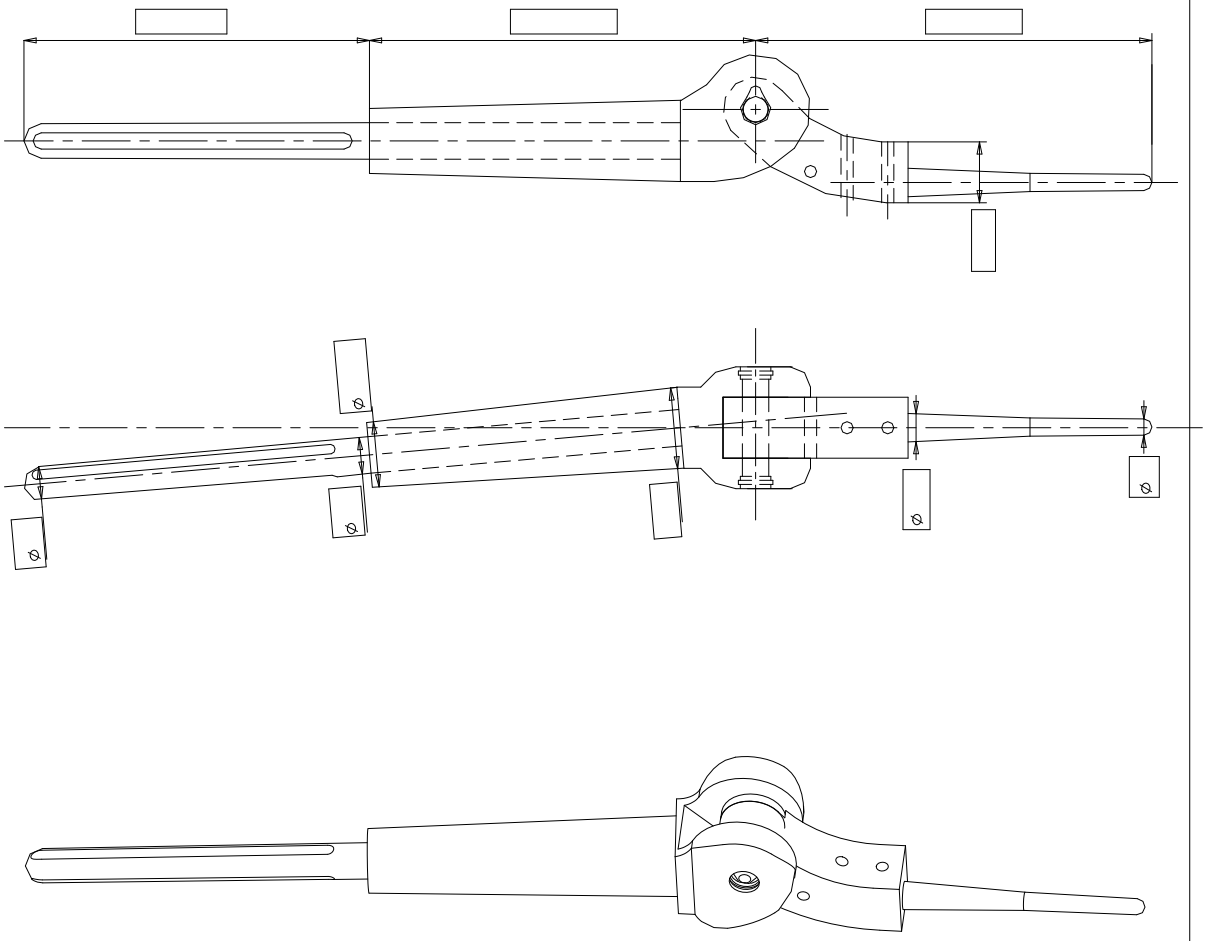
* Dimensions exprimées en mm.

Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_prothese coude.dwg

MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

Côté GAUCHE ☐ Côté DROIT ☐

Rainures d'ancrage : OUI ☐ NON ☐



Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

PROTHESE DE CROISSANCE FEMORALE

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX ☐ TITANE ☐ CHROME-COBALT ☐
MANCHON & 3 BAGUES : POLYETHYLENE

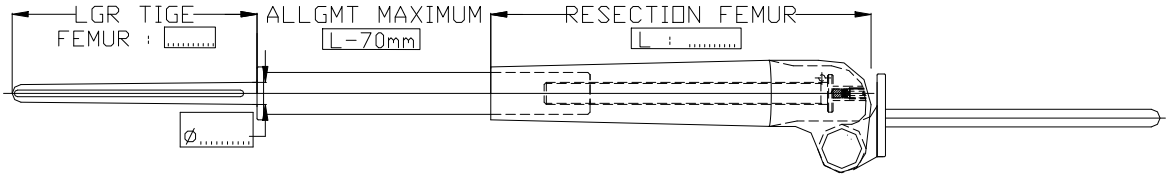
* Dimensions exprimées en mm.

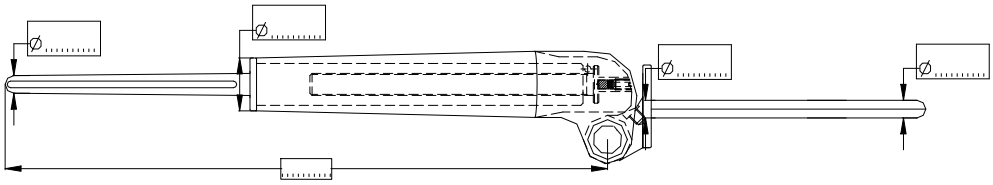
Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_prothese croissance femorale.dwg

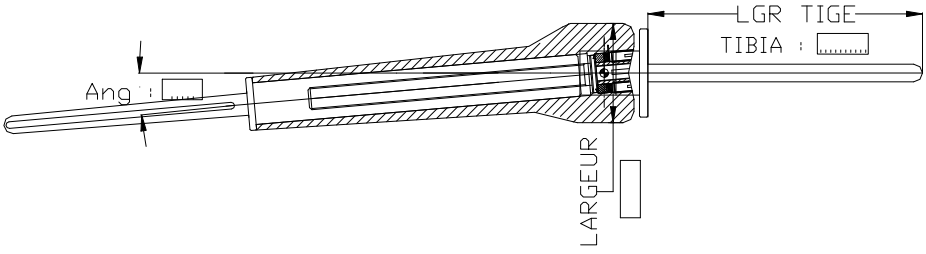
MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

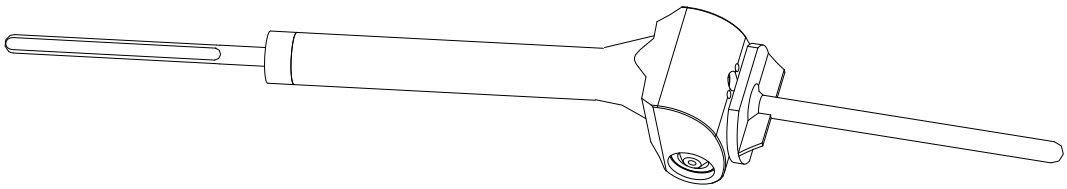
Côté GAUCHE 51.699.20 ☐ Côté DROIT 51.699.10 ☐

* Rainures d'ancrage : OUI ☐ NON ☐
* Trous de vérouillage : OUI ☐ NON ☐
(si oui, précisez leurs positions sur le plan)
* Revêtement d'hydroxyapatite : OUI ☐ NON ☐
(si oui, précisez sa position sur le plan)
* Avec paliers : OUI ☐ NON ☐
* Avec médaillon rotulien : OUI ☐ NON ☐









Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

PROTHESE DE CROISSANCE TIBIALE

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX ☐ TITANE ☐ CHROME-COBALT ☐
MANCHON & 3 BAGUES : POLYETHYLENE

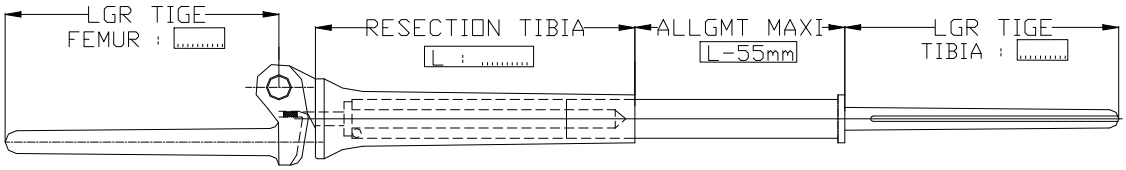
* Dimensions exprimées en mm.

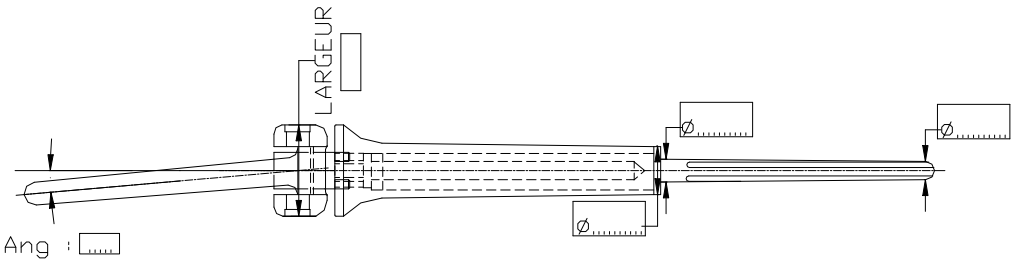
Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_prothese croissance tibiale.dwg

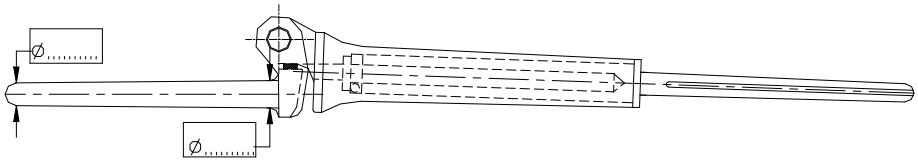
MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

Côté GAUCHE 51.699.12 ☐ Côté DROIT 51.699.11 ☐

* Rainures d'ancrage : OUI ☐ NON ☐
* Trous de vérouillage : OUI ☐ NON ☐
(si oui, précisez leurs positions sur le plan)
* Revêtement d'hydroxyapatite : OUI ☐ NON ☐
(si oui, précisez sa position sur le plan)
* Avec paliers : OUI ☐ NON ☐
* Avec médaillon rotulien : OUI ☐ NON ☐







Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

PROTHESE D'EPAULE SUR MESURE
REF : 50.000.01

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : CUPULE & tige : INOX selon ISO5832-1
MANCHON : POLYETHYLENE

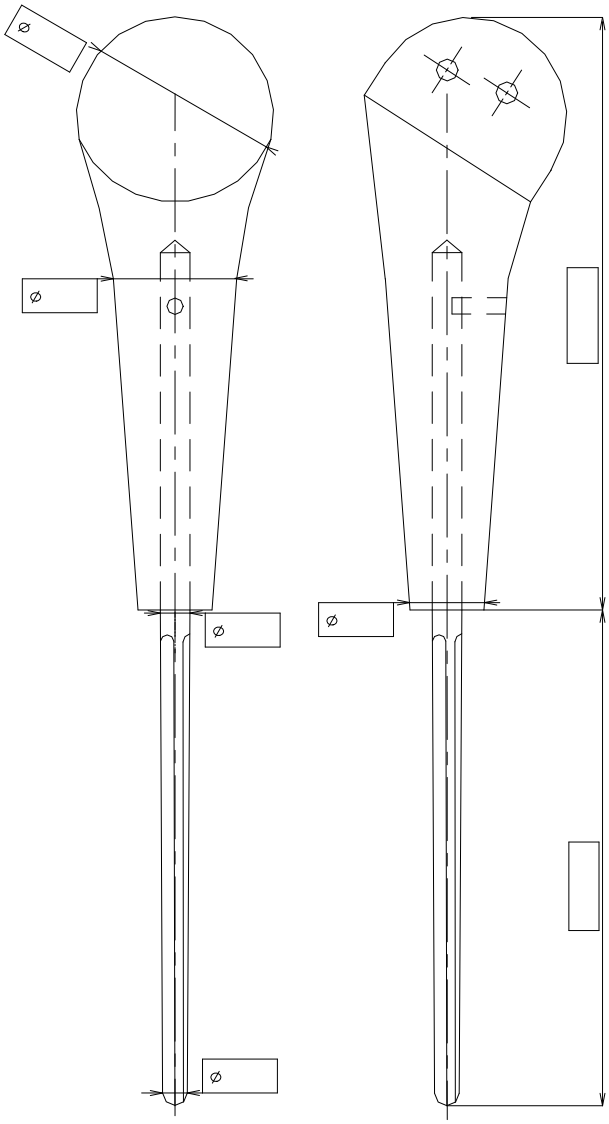
* Dimensions exprimées en mm.

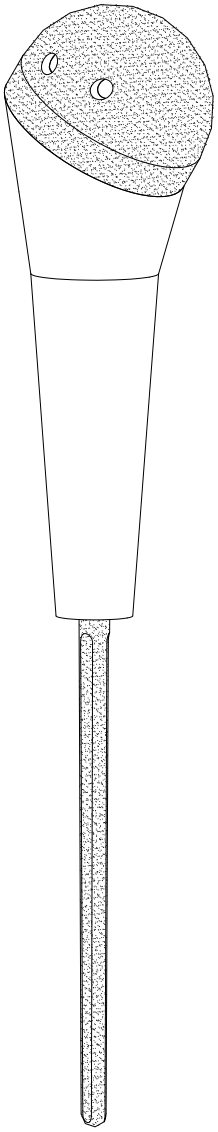
Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_prothese epaule.dwg

MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

Côté GAUCHE ☐ Côté DROIT ☐

Rainures d'ancrage : OUI ☐ NON ☐
Trous de réinsertion : OUI ☐ NON ☐
(si oui, précisez leurs positions sur le plan)





Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

PROTHESE DE HANCHE SUR MESURE
REF : 51.450.98

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX ☐ TITANE ☐

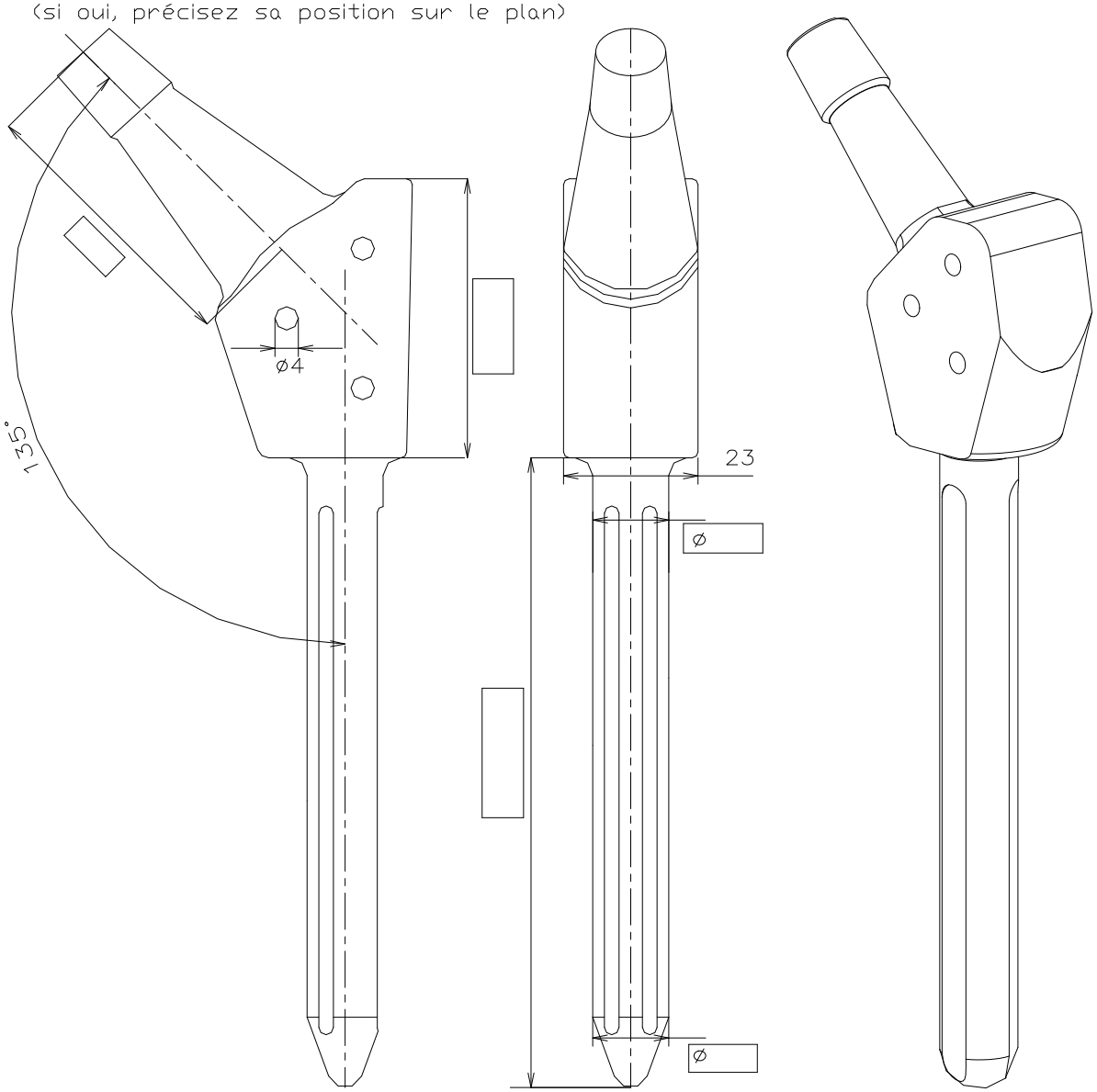
* Dimensions exprimées en mm.

Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_prothese epaule.dwg

MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

Côté GAUCHE ☐ Côté DROIT ☐

Rainures d'ancrage : OUI ☐ NON ☐
Revêtement d'hydroxyapatite : OUI ☐ NON ☐
(si oui, précisez sa position sur le plan)



Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

PROTHESE FEMUR TOTAL SUR MESURE

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX ☐ TITANE ☐ CHROME-COBALT ☐
MANCHON & 3 BAGUES : POLYETHYLENE

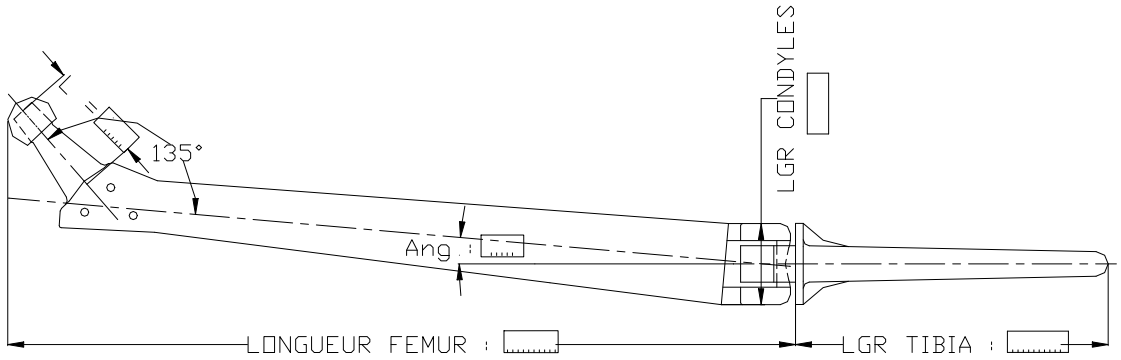
* Dimensions exprimées en mm.

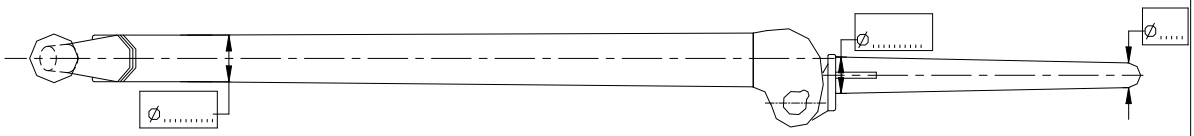
Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_prothese femur total.dwg

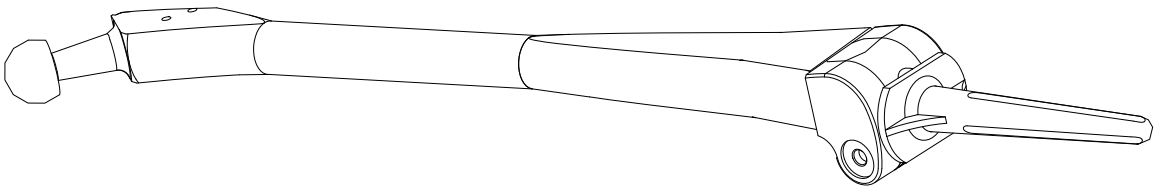
MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

Côté GAUCHE 52.000.10 ☐ Côté DROIT 52.000.20 ☐

* Rainures d'ancrage : OUI ☐ NON ☐
* Trous de vérouillage : OUI ☐ NON ☐
(si oui, précisez leurs positions sur le plan)
* Revêtement d'hydroxyapatite : OUI ☐ NON ☐
(si oui, précisez sa position sur le plan)
* Avec paliers : OUI ☐ NON ☐
* Avec médaillon rotulien : OUI ☐ NON ☐







Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

PROTHESE TOTALE DE L'HUMERUS
REF :

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : HUMERUS & CUBITUS : INOX
MANCHON : POLYETHYLENE

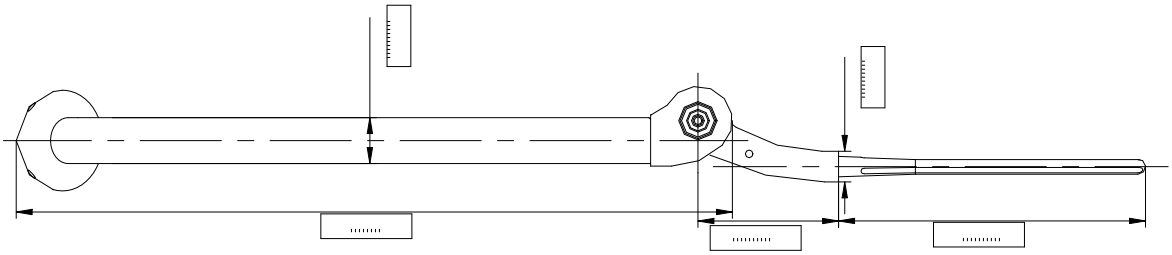
* Dimensions exprimées en mm.

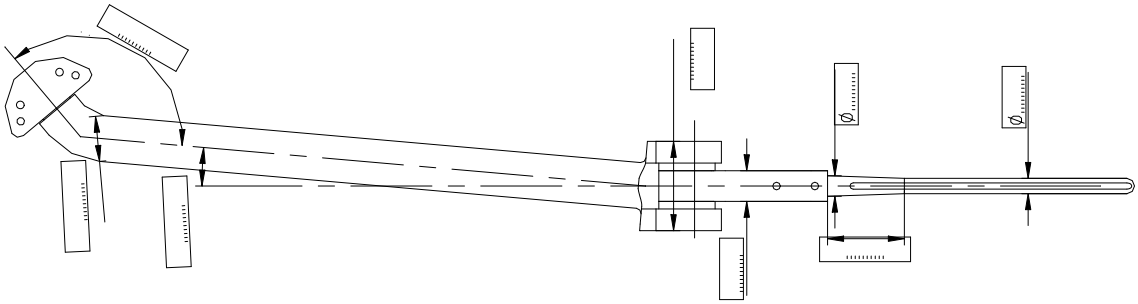
Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_prothese totale humerus.dwg

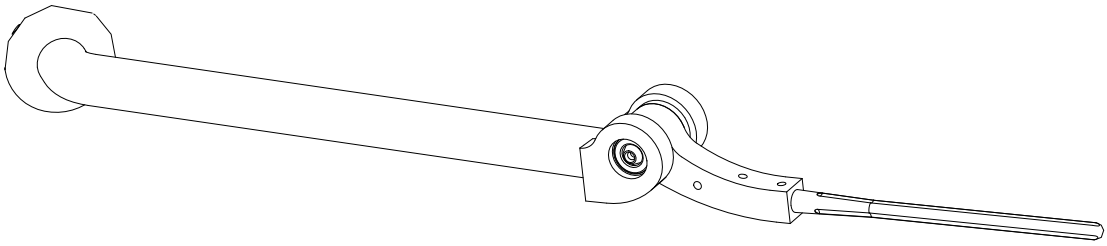
MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

Côté GAUCHE ☐ Côté DROIT ☐

Rainures d'ancrage : OUI ☐ NON ☐







Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

PROTHESE POUR TUMEUR FEMORALE (CrCo)

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :

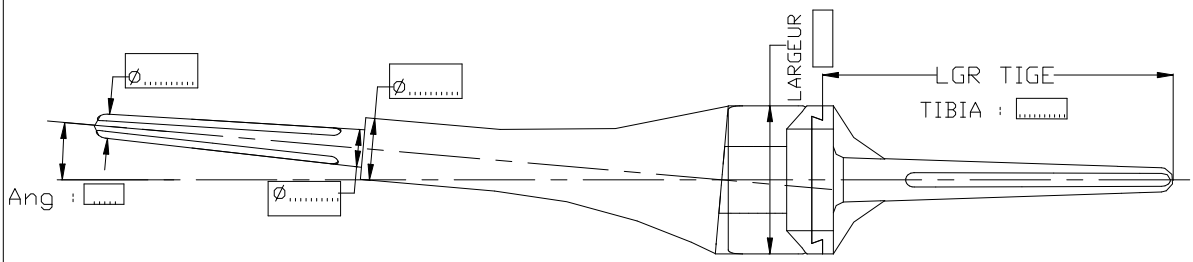
* Dimensions exprimées en mm.

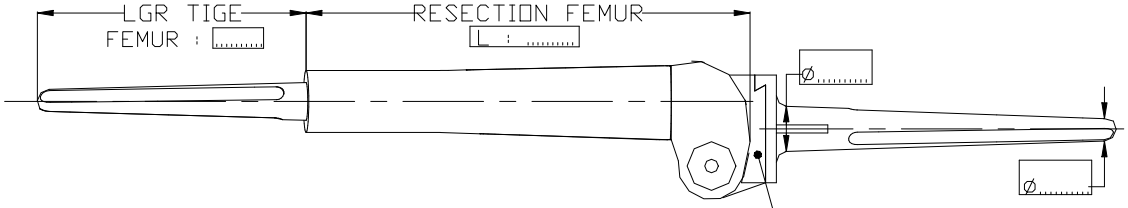
Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_prothese tumeur fémorale plateau.dwg

MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

Côté GAUCHE 51.691.00 C ☐ Côté DROIT 51.691.01 C ☐

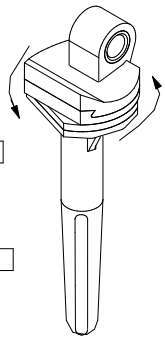
* Rainures d'ancrage : OUI ☐ NON ☐
* Trous de vérouillage : OUI ☐ NON ☐
(si oui, précisez leurs positions sur le plan)
* Revêtement d'hydroxyapatite : OUI ☐ NON ☐
(en cas de revêtement, il est conseillé de verrouiller la prothèse)
* Avec paliers : OUI ☐ NON ☐
* Avec médaillon rotulien : OUI ☐ NON ☐





PLATEAU MOBILE :
rotation axiale ±17°

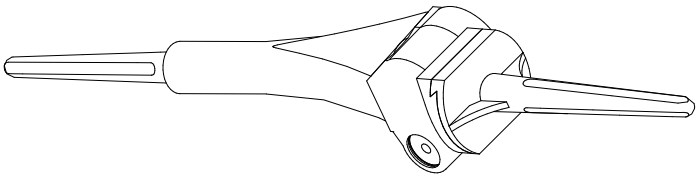
PLATEAU TIBIAL EN POLYETHYLENE



PLATEAU FIXE ☐

ou

PLATEAU MOBILE ☐



Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

PROTHESE POUR RESECTION TIBIALE ET FEMORALE (CrCo)

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :

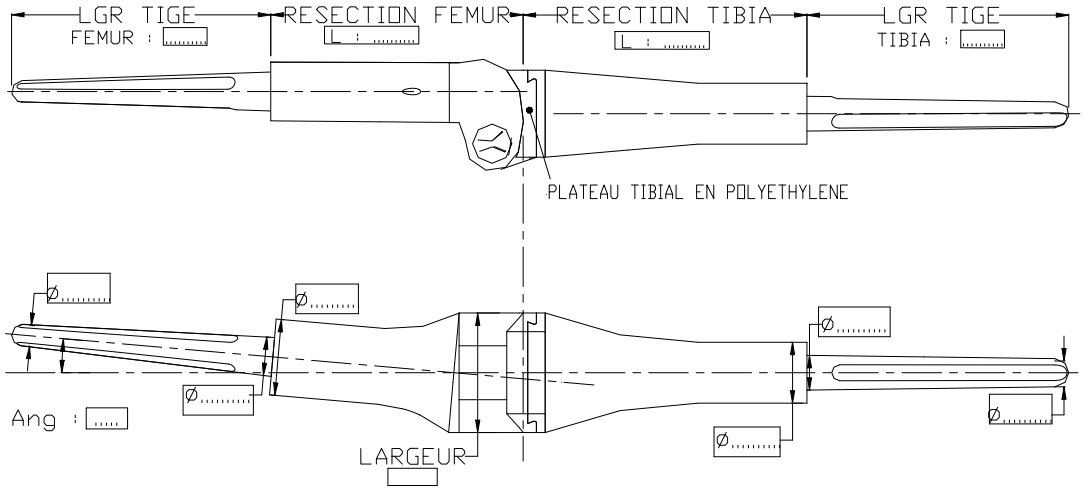
* Dimensions exprimées en mm.

Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_prothese resection tibiale et femorale plateau.dwg

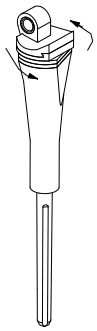
MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

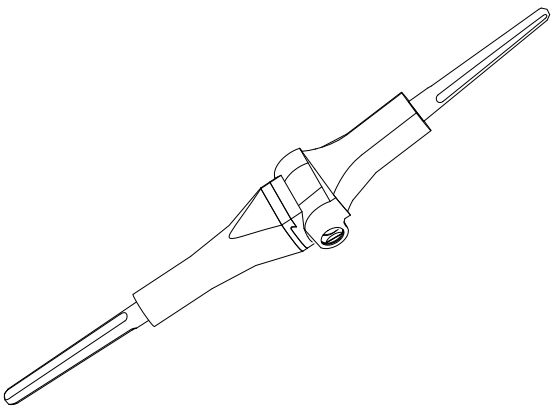
Côté GAUCHE 51.691.04 C☐ Côté DROIT 51.691.05 C☐

* Rainures d'ancrage : OUI ☐ NON ☐
* Trous de vérouillage : OUI ☐ NON ☐
(si oui, précisez leurs positions sur le plan)
* Revêtement d'hydroxyapatite : OUI ☐ NON ☐
(en cas de revêtement, il est conseillé de verrouiller la prothèse)
* Avec paliers : OUI ☐ NON ☐
* Avec médaillon rotulien : OUI ☐ NON ☐



PLATEAU MOBILE :
rotation axiale ±17°





PLATEAU FIXE ☐

ou

PLATEAU MOBILE ☐

Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

PROTHESE POUR TUMEUR TIBIALE (CrCo)

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :

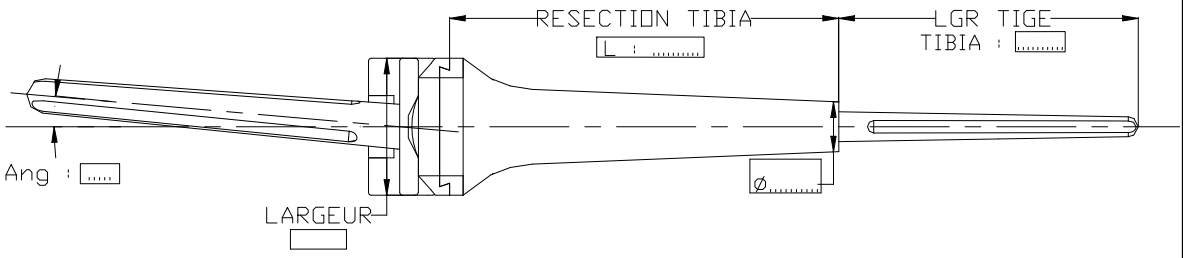
* Dimensions exprimées en mm.

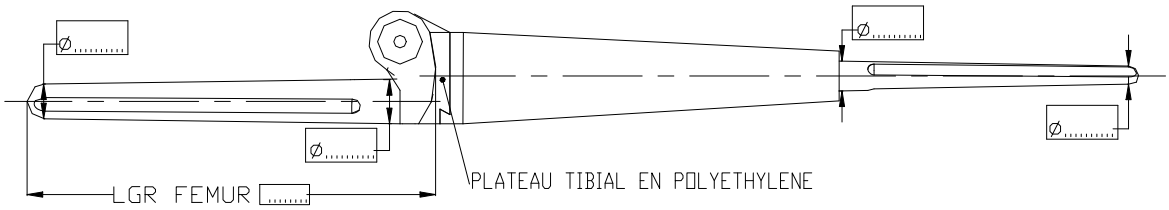
Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_prothese tumeur tibiale plateau.dwg

MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

Côté GAUCHE 51.691.03 C ☐ Côté DROIT 51.691.02 C ☐

* Rainures d'ancrage : OUI ☐ NON ☐
* Trous de vérouillage : OUI ☐ NON ☐
(si oui, précisez leurs positions sur le plan)
* Revêtement d'hydroxyapatite : OUI ☐ NON ☐
(en cas de revêtement, il est conseillé de verrouiller la prothèse)
* Avec paliers : OUI ☐ NON ☐
* Avec médaillon rotulien : OUI ☐ NON ☐



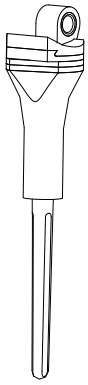


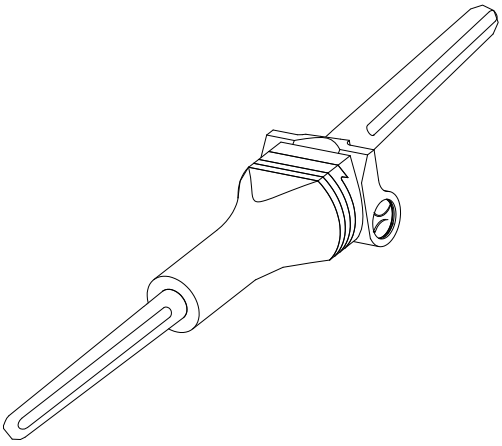
PLATEAU MOBILE
Rotation axiale ±17°

PLATEAU FIXE ☐

ou

PLATEAU MOBILE ☐





Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

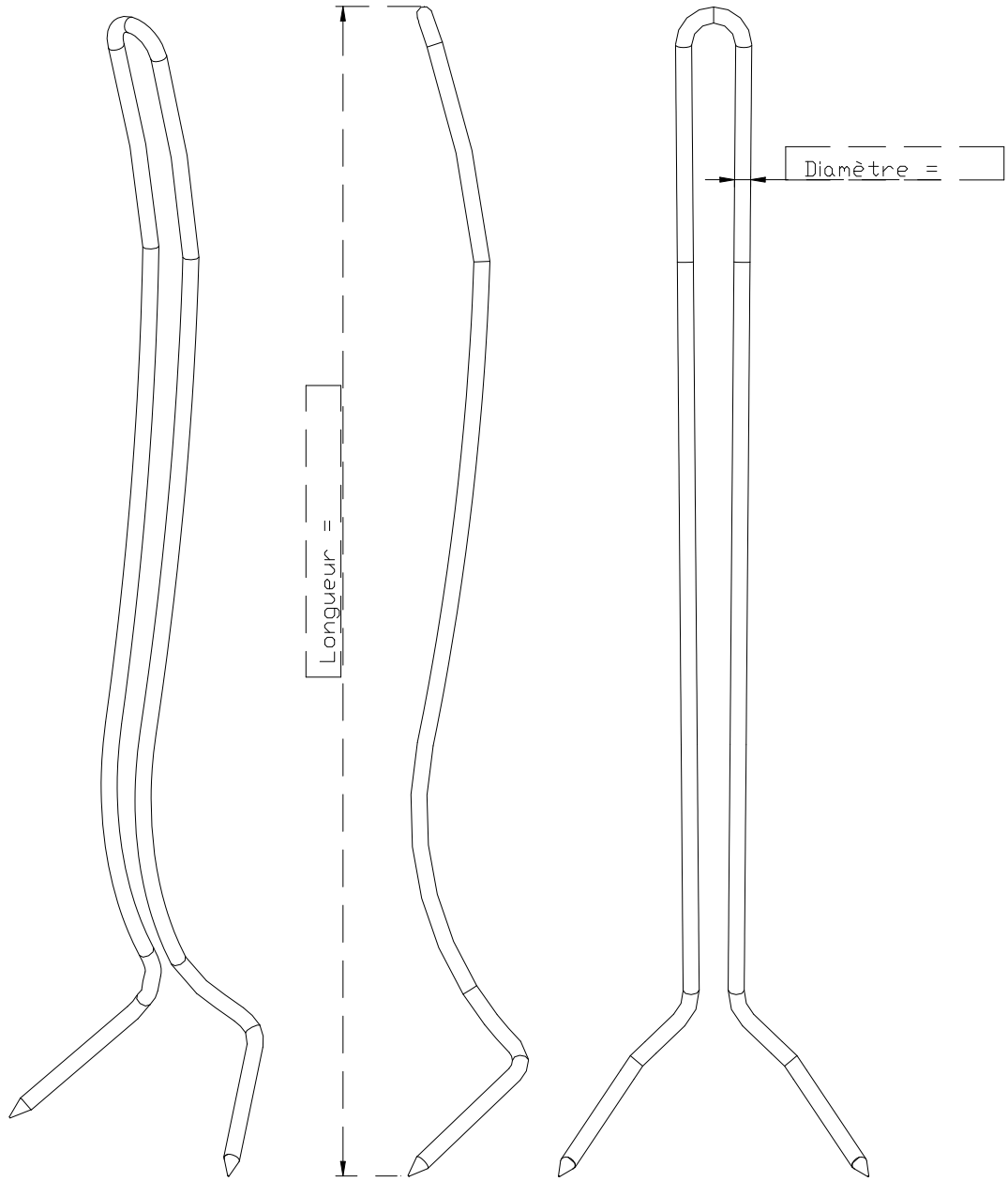
TIGE COURBE de LUQUE
GAVELSTON SUR-MESURE REF :

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX selon ISO5832-1

* Dimensions exprimées en mm.

Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_tige luque gavelston courbe.dwg

MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr



Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

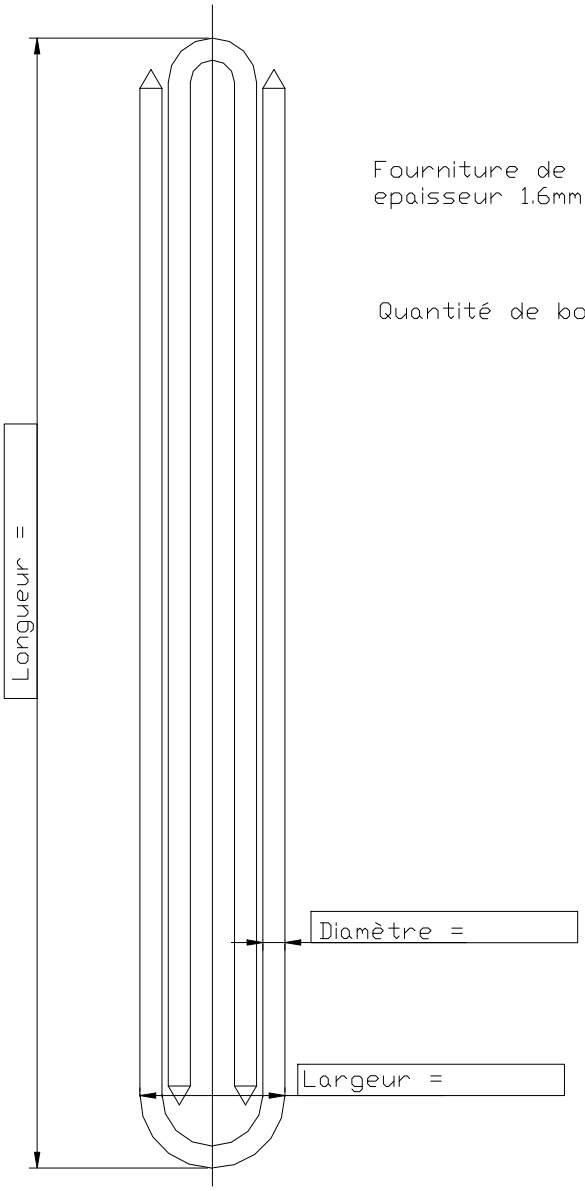
TIGE de LUQUE GAVELSTON
SUR-MESURE REF :

Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX selon ISO5832-1

* Dimensions exprimées en mm.

Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_tige luque gavelston.dwg

MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr



Fourniture de boutons en INOX
epaisseur 1.6mm

Quantité de boutons : _____

Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.

VIS pour SPONDYLOLISTHESIS
REF : 36.111.00

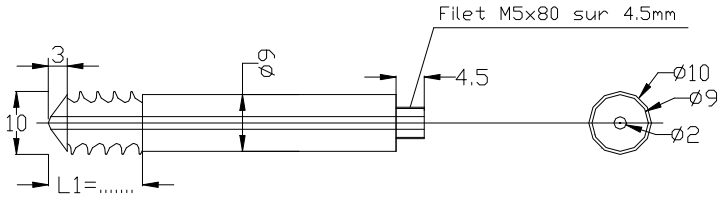
Docteur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX selon ISO5832-1

* Dimensions exprimées en mm.

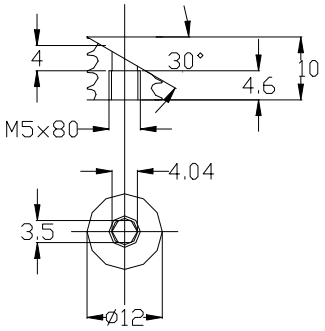
Archivage : \\Serveur140604\serveur\PLANSM\plantype\Plans types Francais\FR_vis spondilo.dwg

MEDICALEX - FRANCEMED
20 Avenue Aristide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalx@club-internet.fr

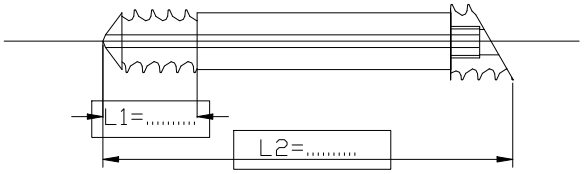
PIECE N°1



PIECE N°2



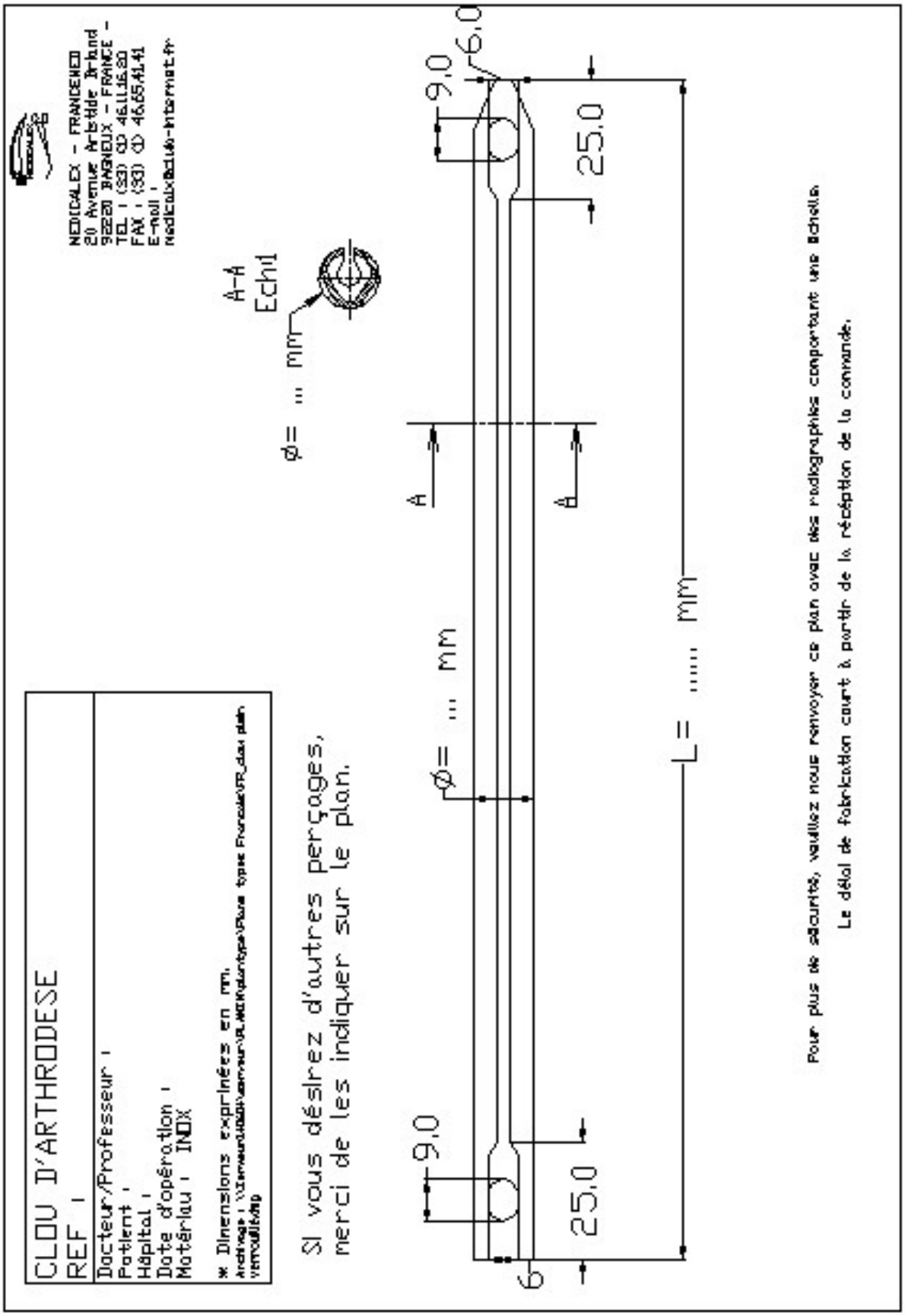
ASSEMBLAGE Pièce N°1 + Pièce N°2



REPRESENTATION 3D

Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.

Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.


CLOU D'ARTHRODESE
REF :
Docteur/Professeur :
Patient :
Hôpital :
Date d'opération :
Matériau : INOX
* Dimensions exprimées en mm.
Si vous désirez d'autres perçages,
merci de les indiquer sur le plan.
NEDICALEX - FRANCENED
20 Avenue Arbitide Briand
92220 BAGNEUX - FRANCE -
TEL : (33) (1) 46.11.16.20
FAX : (33) (1) 46.65.41.41
E-mail :
medicalex@calab-internet.fr
A-A
Echl
Ø= ... mm
Ø= ... mm
L= ..... mm
9,0
9,0
25,0
25,0
6,0
6
A
A
Pour plus de sécurité, veuillez nous renvoyer ce plan avec des radiographies comportant une échelle.
Le délai de fabrication court à partir de la réception de la commande.