

## LA CONTENTION ORTHOPÉDIQUE

F. SCHUIND<sup>1</sup>, F. MOULART<sup>1</sup>, J. M. LIEGEOIS<sup>2</sup>, L. DEJAIE<sup>2</sup>, C. STRENS<sup>1</sup>, F. BURNY<sup>1</sup>

**SUMMARY :** *Orthopaedic immobilisation.*

The classical plaster bandage was devised in the mid 19<sup>th</sup> century. Until recently, osteoarticular trauma has been treated mostly by plaster cast immobilisation using plaster of Paris. Synthetic materials have been introduced on the market place in the seventies, but they have not superseded the traditional plaster of Paris. The more recent thermoplastic materials are used to make splints and orthoses, particularly at the wrist and hand. The present review of the literature confirms that synthetic materials present better physical and mechanical properties than the traditional plaster of Paris. In addition, they are lighter, they are more resistant to humidity, they are more radiotransparent and they generate less dust when removed. However, they are less malleable and cause higher pressure in case of limb edema. Plaster of Paris therefore remains indicated in the acute post-traumatic or postoperative period. This material is also cheaper, but the pecuniary benefit is limited for several reasons, particularly because plaster of Paris is associated with a higher rate of cast replacement.

**Keywords :** orthopedic bandage ; splint ; plaster cast ; synthetic materials ; thermoplastic materials.

**Mots-clés :** contention orthopédique ; orthèse ; plâtre ; matériaux synthétiques ; matériaux thermoplastiques.

peutique. Dans notre Institution, 7,8% des patients consultant au service des urgences pour affection ostéo-articulaire bénéficient de la mise en place d'une contention orthopédique. La mise en place, la modification, le renouvellement ou le retrait d'une contention sont réalisés chez 23.5% des patients suivis à la consultation d'Orthopédie Traumatologie, nécessitant la collaboration de deux techniciens plâtriers.

La bande plâtrée fut inventée au milieu du 19<sup>ème</sup> siècle. Pendant plus d'un siècle, la majorité des traumatismes ostéo-articulaires ont été traités pratiquement exclusivement par immobilisation plâtrée. Les matériaux synthétiques\*, développés dans les années 1950 et mis sur le marché à la fin des années 1960 n'ont pas supplanté le plâtre\* de Paris. Nous disposons actuellement d'un très grand choix de matériaux, sous des présentations diverses, pour l'immobilisation des membres ou du rachis. Le choix des praticiens, confrontés à cette panoplie déconcertante de produits, se fait le plus souvent sur des critères très subjectifs (matériau que le praticien a «bien en main») ou sur base d'impératifs économiques.

La littérature est relativement pauvre, comprenant 768 articles entre 1965 et 2000 (fig. 1), en

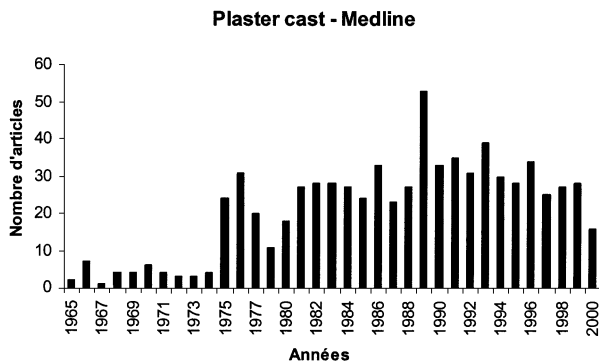
### INTRODUCTION

En Orthopédie-Traumatologie, malgré les progrès des traitements chirurgicaux, de nombreuses lésions et affections font toujours l'objet d'une contention\*, celle-ci représentant le traitement lui-même ou un adjuvant d'une autre méthode théra-

<sup>1</sup> Service d'Orthopédie Traumatologie, Cliniques Universitaires de Bruxelles, Hôpital Erasme, Route de Lennik 808, 1070 Bruxelles, Belgique.

<sup>2</sup> Laboratoire des Matériaux Polymères et Composites (LMPC), Université de Liège, Bâtiment B6, Sart Tilman, 4000 Liège, Belgique.

Cette recherche a été subventionnée par la Région wallonne (DGTRE).



**Fig. 1.** — Nombre de publications sur les contentions plâtrées entre les années 1966 et 2000 (mots clés : Plaster, Cast).

majorité de provenance anglo-saxonne (Etats-Unis et Grande-Bretagne). De nombreuses informations ne sont retrouvées que dans les documents fournis par les producteurs et distributeurs. Nous limiterons cet article à la revue des contentions plâtrées, synthétiques et thermoplastiques\*. Nous ne discuterons pas des bandages plus ou moins rigides, utilisés en particulier pour la contention relative des entorses («taping»). Pour faciliter la compréhension de ce travail, le lecteur trouvera un glossaire en fin d'article. Les mots repérés par un astérisque y sont repris.

## HISTORIQUE

On retrouve en Ancienne Egypte les toutes premières traces de l'existence d'appareils d'immobilisation orthopédique, notamment dans le fameux «Edwin Smith Papyrus» (2800-3000 avant JC). L'immobilisation des fractures était réalisée par des attelles\* en bois rembourrées de coton. Spécialistes en embaumement, les Egyptiens employaient également des bandages constitués de plusieurs épaisseurs de bandelettes de lin collées ensemble, et y incorporent du plâtre (Peltier, 1990). Les méthodes de la Grèce Antique ont été décrites par Hippocrate (460-367 avant JC). Comme chez les Egyptiens, l'élément de base était le bandage, constitué de rouleaux de lin, d'épaisseurs et de longueurs variables. Ces bandages étaient renforcés par le «cerate», onguent composé d'huile mélangée à de la cire, de la colophane, de la poix et

d'autres substances similaires, rigidifiant le bandage. Des attelles en bois de différentes formes et tailles complétaient le bandage de manière à maintenir la réduction des fractures (Peltier, 1990). Il est intéressant de noter que le plâtre, très connu des Grecs et des Romains dans la construction, n'était pas utilisé en médecine, sauf pour neutraliser les acidités d'estomac (Silvert, 1995). Dans l'Inde ancienne, Suśruta décrit l'application sur le membre, après réduction de la fracture, d'écorce d'arbre, réduite en poudre, mélangée avec de la colle et de la farine, avant la contention par une attelle faite d'écorce ou de bois (Peltier, 1990). Monro (1854) qui cite Ballingall (1852) rapporte aussi une méthode utilisée en Inde, consistant à envelopper le membre dans un moule de glaise.

Ce sont les Arabes qui semblent réellement avoir pour la première fois utilisé le plâtre, à la fin du X<sup>ème</sup> siècle, pour l'immobilisation orthopédique. Le célèbre médecin persan Abulcasis (936-1013) en a fait mention dans son *Altasrif*. Le plâtre était composé d'oxyde de calcium mélangé à du blanc d'œuf, réalisant un pansement rigide des fractures (Kaplan, 1981). Pour augmenter la solidité, des mélanges à base d'argile, d'eau ou de blanc d'œuf étaient parfois réalisés. Toutes ces préparations étaient moulées directement sur le membre après réduction de la fracture. Les habituels bandages et attelles étaient ensuite mis en place (Peltier, 1990). En 1798, Eton, officier consulaire anglais en poste en Mésopotamie et en Perse, remarqua pour la première fois cette utilisation du plâtre. La technique ne trouva que peu d'écho en Europe Occidentale. Il y eut quelques essais limités à Berlin en 1814 : les appareils plâtrés réalisés selon la méthode arabe étaient jugés trop lourds, épais et difficiles à découper (Monro, 1854 ; Peltier, 1990 ; Silvert, 1995). A l'époque, la méthode rapportée en 1801 de la guerre d'Espagne par Larrey, chirurgien de Napoléon, était la technique de choix. La contention était réalisée par trempage de bandages dans une solution d'alcool camphré, d'acétate de plomb et de blanc d'œufs battus avec de l'eau (Peltier, 1990). Ces bandages étaient complétés d'attelles faites de bois, de fer et également de paille, que l'on appelait «gouttières paillons» (Silvert, 1995).

Le plâtre de Paris a été utilisé en Russie pour traiter les fractures dès 1816. La méthode fut notamment utilisée par Pirogof, médecin militaire, pour soigner les blessés de la guerre de Crimée. La technique de Pirogof consistait à tremper des morceaux d'étoffe prédécoupés dans du plâtre liquide, avant leur application directe sur le membre protégé par des bas et des tampons de coton. C'est de cette méthode que s'inspira le belge Seutin en 1835, qui devint célèbre pour sa technique du «bandage amidonné». Après avoir confectionné sur le membre lésé une attelle de carton poreux et épais, imbibé d'une solution amidonnée, Seutin entourait le membre de bandes de gaze imprégnées également d'amidon. Le bandage amidonné était long à appliquer, séchait lentement et de manière non homogène ce qui provoquait des distorsions et des rétrécissements. Il disparut rapidement après l'invention de la bande plâtrée par le hollandais Matthijsen, chirurgien militaire. Dans son article original, Matthijsen (1852) cite un certain nombre de points qui sont toujours d'actualité. Il y mentionne que «la technique est simple, que le plâtre peut être appliqué sans assistance, qu'il est solide, garde sa forme et peut être utilisé pour corriger des difformités». Il ajoute que le matériau est «poreux, permettant la respiration. Il peut être ôté facilement, et a une apparence acceptable. De plus, il est bon marché» (Esser, 1996). Une des premières améliorations suggérée dès 1860 fut de rendre le plâtre résistant à l'eau en l'enduisant d'un mélange de laque dissoute dans de l'alcool (Peltier, 1990). Initialement, la bande était confectionnée au moment même de l'application, par saupoudrage de la toile par du plâtre de Paris. Vers 1890 apparaît la première bande plâtrée commerciale. Durant l'application de ces bandes, la plus grande partie du plâtre était délogée lors du trempage (Kaplan, 1981). Dans les années 1930, Eichengrün créa la première bande à plâtre adhérent, par l'utilisation d'agents liants (amidon, gomme, résine\*, dextrine, et actuellement polymères synthétiques) retenant le plâtre dans la crinoline (Kaplan, 1981). Pour augmenter la résistance\* mécanique du plâtre, et le rendre plus résistant à l'humidité, Arden et Ward (1955) proposèrent en 1955 l'adjonction de résines (mélanine). D'autres résines furent ultérieurement

testées, mais certaines ont causé des réactions d'hypersensibilité cutanée (Silvert, 1995).

La fin des années 1960 a vu l'apparition de matériaux synthétiques d'immobilisation, initialement des bandages de coton ou de fibres de verre recouverts de résine de polyuréthane, durcissant à l'exposition à la lumière ultraviolette. La première contention synthétique réactive à l'eau fut lancée sur le marché américain par Cutter Biomedical en 1978 (Adkins, 1997).

L'ancêtre des matériaux thermoplastiques fut la gutta percha, obtenu à partir du latex naturel de malaya. Le matériau ressemblait à du caoutchouc, mais contenait plus de résine et, en séchant, devenait dur et inélastique, redevenant souple et malléable lorsqu'il était chauffé. Utterhoeven décrivit en 1857 son utilisation pour la réalisation d'attelles pour le traitement des fractures (Peltier, 1990). Dans les années 1960, de nouveaux matériaux thermoplastiques qui nécessitaient de hautes températures pour être façonnés (260° C) furent utilisés pour la fabrication d'attelles. Le premier thermoplastique à basse température, moulable directement sur le membre du patient, fut le prenyl (Ortho Industries) développé en 1964 (Breger-Lee *et al.*, 1991).

## INDICATIONS ET CONTRE-INDICATIONS

Les indications de contention sont nombreuses en Orthopédie, les plus fréquentes étant les traumatismes ostéo-articulaires des membres ou du rachis. L'immobilisation peut être aussi indiquée pour une tendinopathie, une enthésopathie, une déchirure musculaire, ou pour l'immobilisation d'un segment infecté. Diverses déformations congénitales ou acquises font l'objet d'une contention, maintenant la correction obtenue par manipulation ou prévenant toute aggravation de la déformation. Certaines paralysies ou laxités peuvent également faire l'objet d'une immobilisation articulaire, le plus souvent transitoire, avant récupération neurologique ou chirurgie palliative. Enfin, le bandage plâtré est utilisé pour le moulage avant confection d'orthèse\* ou de prothèse\*.

Idéalement, la contention doit être parfaitement adaptée, offrant le moins de possibilités de déplace-

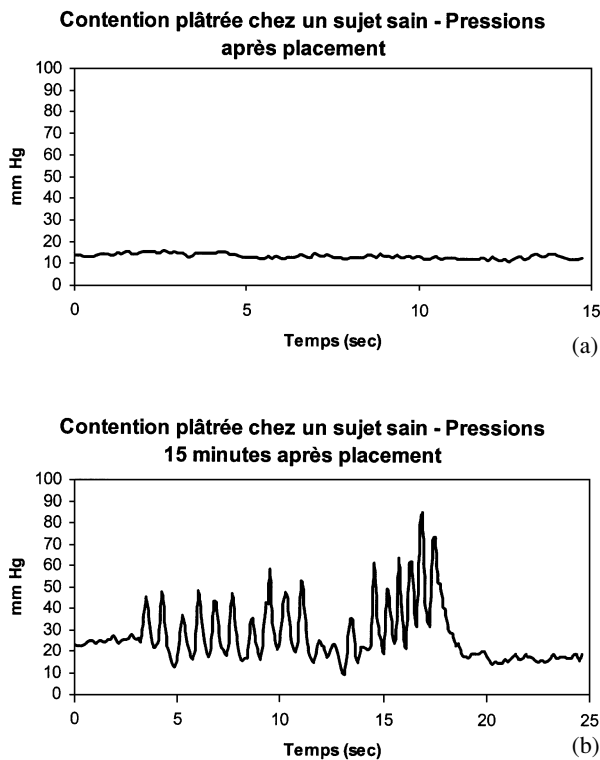


Fig. 2a, b. — Pressions de l'ordre de 15 mm de Hg, enregistrées au repos au niveau de la face dorsale de la styloïde radiale chez un sujet sain, après placement d'une manchette plâtrée ; de légers mouvements actifs sous plâtre occasionnent des pressions pouvant atteindre 85 mm de Hg.

ment du membre immobilisé, confortable, peu encombrante, légère et esthétique. Elle doit être aisée à façonner, rapide et propre à placer par le praticien et facile à enlever. S'il s'agit du membre inférieur, elle doit aussi offrir un durcissement suffisant, permettant la mise en charge rapide, tout en étant suffisamment résistante. Le coût doit rester acceptable. Le matériau doit être suffisamment durable, résistant à l'humidité, radiotransparent, non inflammable, non toxique et biodégradable. Selon les caractéristiques du produit employé, la contention sera soit rigide, soit semi-rigide, soit souple, fixe ou amovible. Il est évident qu'aucun matériau ne remplit complètement ce cahier des charges.

Les contre-indications absolues sont exceptionnelles : allergie au matériau ou lésions cutanées extensives. Les contre-indications relatives com-

prennent les insuffisances vasculaires et certains traumatismes ouverts.

## INCONVÉNIENTS ET COMPLICATIONS

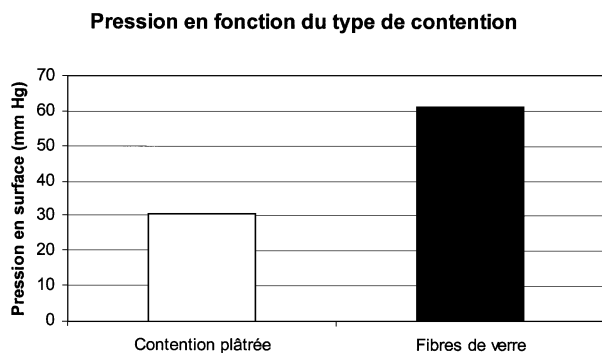
La mise en place d'une immobilisation orthopédique n'est jamais un acte anodin : appliquée de manière incorrecte et inappropriée, elle peut entraîner de graves problèmes. Le fameux aphorisme «la nature a horreur du plâtre» est souvent vérifié. De nombreux articles sont retrouvés dans la littérature, comparant le traitement chirurgical à la contention plâtrée. En fonction des localisations et des lésions, l'avantage est souvent au traitement chirurgical du fait notamment d'un taux important de complications liées à la contention (Alho *et al.*, 1992).

### Conséquences du non-usage

Les effets néfastes de l'immobilisation prolongée d'un membre sont bien connus et comprennent la déminéralisation osseuse, l'atrophie musculaire, l'altération des tissus conjonctifs, en particulier cartilagineux, tendineux et ligamentaires avec modification de leurs propriétés mécaniques et développement de synéchies (Schuren, 1994).

### Pressions sous contention

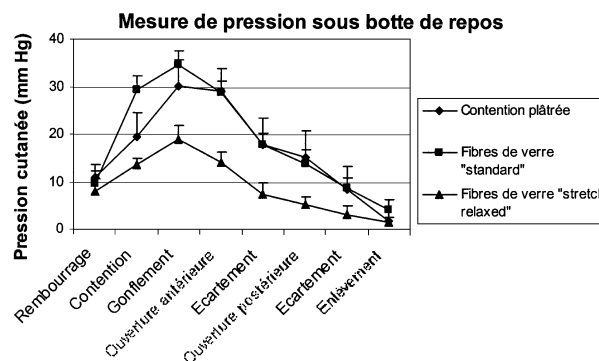
La contention impose l'application de pressions au niveau du membre immobilisé. Même un appareil plâtré classique, posé sur un membre sain, protégé par du coton, sans aucune traction sur les bandes plâtrées lors de leur application, entraîne le développement de pressions cutanées, comme nous l'avons vérifié expérimentalement (fig. 2a, b). Sur un membre traumatisé, l'œdème habituel, s'installant dans les premières heures après le traumatisme, entraîne une augmentation importante des pressions sous l'immobilisation inextensible, obligeant souvent le clinicien à fendre l'appareil en cas de contention circulaire. Localement, les pressions excessives peuvent être à l'origine de compressions nerveuses, d'irritations ou de nécroses cutanées. En outre, des pressions excessives pourraient être à l'origine d'un syndrome des loges ou



**Fig. 3.** — Moyenne des pressions générées sous deux types de contention placées par 20 orthopédistes différents (d'après Marson *et al.*, 1993).

d'une algodystrophie. Le syndrome des loges est rare mais redoutable, pouvant mener à l'amputation du membre. Rorabeck *et al.* (1976) en relatent 25 cas en 9 ans, après fracture du tibia traitée par immobilisation plâtrée. L'algodystrophie s'expliquerait selon certains auteurs par un trouble du retour sanguin veineux et lymphatique lié à une contention trop serrée (Field *et al.*, 1994 ; Schuind et Burny, 1997). L'algodystrophie est particulièrement fréquente après fracture du radius distal traitée par immobilisation plâtrée, atteignant 37% dans la série prospective de 60 patients rapportée par Atkins *et al.* (1990).

Il est généralement admis que les contentions synthétiques, permettant moins le gonflement, génèrent plus de pression, ce qui décourage l'utilisation de ce type de matériau dans la période aiguë après traumatisme ou intervention chirurgicale, au bénéfice du traditionnel plâtre de Paris (Wehbe, 1982). La littérature est contradictoire sur le sujet. Marson *et al.* (1993) utilisent des capteurs électroniques pour mesurer la pression cutanée sous plâtre traditionnel et contention en polyuréthane sur fibres de verre. Ils observent sous contention synthétique des pressions significativement plus élevées qui pourraient s'avérer dangereuses (fig. 3). Davids *et al.* (1997) mesurent sur robot gonflable les pressions de surface sous botte de repos en plâtre ou en polyuréthane sur fibres de verre : les pressions atteignent 35 mm de Hg sous la contention en fibres de verre placée de façon standard et sont légèrement inférieures sous plâtre minéral.

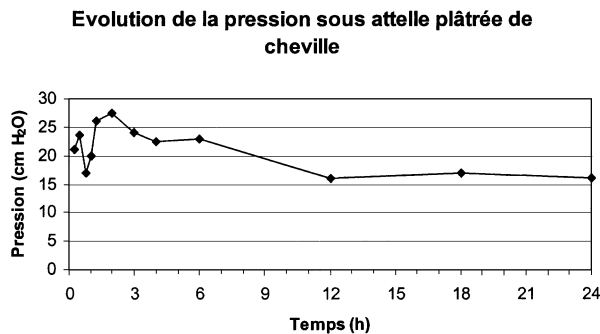


**Fig. 4.** — Moyennes des pressions et déviations standards sous botte de repos à chaque étape du protocole expérimental, pour les trois types de bandages (d'après Davids *et al.*, 1997).

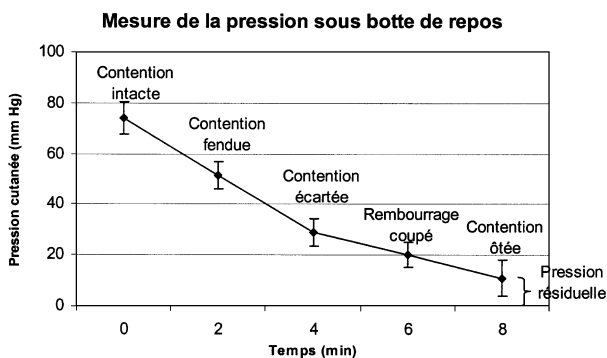
Par contre, si l'on utilise leur technique du «stretch-relax» (tirer sur la bande avant de l'appliquer), la pression est de l'ordre de 18 mm de Hg (fig. 4). Davids *et al.* concluent que les pressions sont liées à la technique d'application de la contention plus qu'au type de matériau employé. Il est certain que le fait d'opérer un moulage plus prononcé accroît les pressions à l'interface peau/plâtre (Moir *et al.*, 1991 ; Wytch *et al.*, 1991a).

Plusieurs travaux ont démontré une corrélation linéaire entre pression de surface et pression intra-compartimentale (Hardy, 1979 ; Uslu, 2000). Le placement d'une contention plâtrée réduit de près de 40% la possibilité d'expansion du volume intra-compartimental (Garfin *et al.*, 1981).

La pression sous contention diminue au cours du temps, après avoir atteint un maximum dans les 24 heures (délai variable en fonction des études, des matériaux, du type de traumatisme ou de fracture et de sa localisation). Au niveau du poignet, Patrick *et al.* (1981) constatent, sur une série de fractures traitées par plâtre de Paris, un premier pic de pression survenant directement après l'application de la contention. La pression diminue ensuite, puis augmente à nouveau pour atteindre un second pic dans les 4 à 24 heures suivantes. La pression diminue ensuite progressivement. Les auteurs concluent que la pression peut parfois atteindre ou dépasser le seuil limite de 60 mm de Hg, mais que ce phénomène ne dure pas suffisamment longtemps pour provoquer des problèmes circulatoires. Au niveau du membre inférieur, Bowyer *et al.* (1993)



**Fig. 5.** — Pressions maximales enregistrées sous des attelles plâtrées de cheville endéans les 3 heures après le placement (d'après Bowyer *et al.*, 1993).



**Fig. 6.** — Influence de l'ouverture et de l'écartement de la contention (d'après Garfin *et al.*, 1981).

mesurent des pressions maximales de l'ordre de 20,2 mm de Hg sous attelle plâtrée chez des patients opérés de fractures de la cheville. Après 6 heures, la pression diminue pour se stabiliser après 12 heures aux environs de 12,5 mm de Hg (fig. 5).

Lorsque un gonflement du membre survient, fendre le plâtre ne diminue la pression interne que de 20% et il est indispensable de couper également le rembourrage de protection cutanée, car la pression diminue alors de 80% (Bingold, 1979). Garfin *et al.* (1981) mesurent la diminution de pression intracompartimentale sur des pattes postérieures de chiens auxquelles sont appliqués des plâtres. Le schéma «plâtre fendu, plâtre écarté, revêtement cutané coupé, enlèvement complet» est ensuite effectué et les auteurs notent les diminutions de pressions (fig. 6). Younger *et al.* (1990) démontrent

que l'attelle n'est pas plus sûre, puisqu'elle empêche encore plus l'expansion qu'un plâtre circulaire simplement fendu. Cependant, en cas de fracture du poignet, l'attelle plâtrée engendre des pressions moindres que la manchette conventionnelle (Wytch *et al.*, 1991a ; fig. 7).

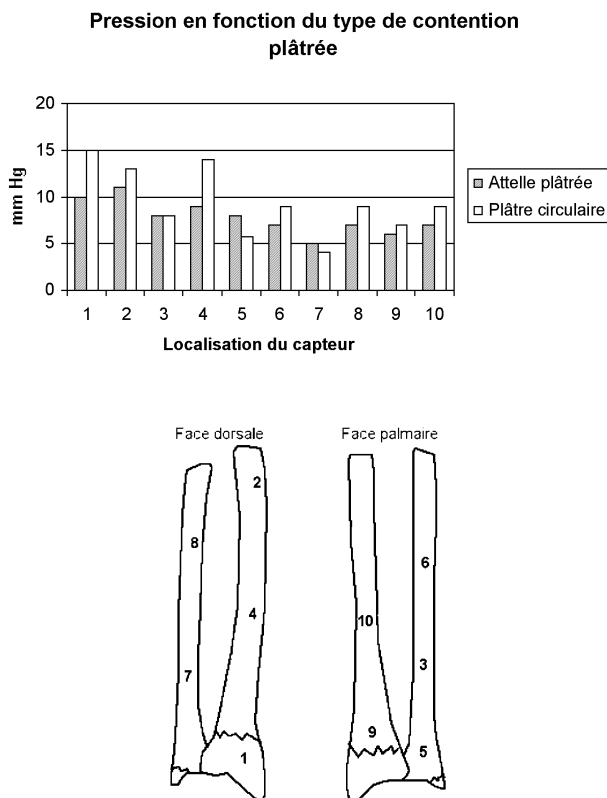
### Complications d'une contention insuffisante

Les complications liées à une contention insuffisante ne sont pas rares. Celle-ci devient en particulier inefficace lorsque le volume du membre immobilisé diminue : déplacement secondaire, à l'origine éventuellement d'une consolidation vicieuse, ou d'un retard ou d'une absence de consolidation.

### Complications liées au matériau

Les complications liées au matériau comprennent les réactions allergiques, les macérations cutanées, les brûlures et les défaillances mécaniques. L'allergie au contact du plâtre de Paris semble rarissime. La majorité des réactions semblent dues au chlorure de benzalkonium, une substance détergente et antiseptique additionnée au plâtre afin d'en améliorer les propriétés liantes (Lowell et Staniforth., 1983 ; Stanford et Georgouras, 1996). Lewis *et al.* (1993) relatent chez deux patients et deux praticiens l'apparition d'une dermatite allergique associée à l'usage de bandages renforcés de mélanine. Les matériaux synthétiques sont contre-indiqués chez les personnes allergiques au latex. Le contact avec les résines de polyuréthane peut aussi provoquer une irritation de la peau, sous forme d'érythème et d'inflammation. Les macérations cutanées sous contention plâtrée ou synthétique sont redoutables. Wolff et James (1995) rapportent 22% de telles complications chez les enfants immobilisés par plâtre pelvi-pédieux lorsque l'appareil est souillé par de l'urine.

L'application d'une contention exige de l'habileté et une connaissance de base des matériaux employés. La réaction exothermique lors du durcissement du plâtre ou de la polymérisation des résines expose le patient à un risque de brûlure, qui peut aller jusqu'au 2<sup>ème</sup> ou au 3<sup>ème</sup> degré dans des



**Fig. 7.** — Moyenne des pressions et localisation des capteurs sous attelle plâtrée dorso-radiale ■ et contention circulaire □ traditionnelles chez des volontaires (d'après Wytch *et al.*, 1991a).

conditions extrêmes (Lavalette *et al.*, 1982). Il faut en particulier se méfier d'une eau trop chaude et/ou d'une eau de trempage sale, comportant un pourcentage élevé de résidus plâtrés. Pour limiter les risques, il convient notamment d'éviter la mise en place d'un coussin sous le membre, empêchant le dégagement de chaleur. Certains auteurs (Metzman *et al.*, 1996 ; Weresh *et al.*, 1996) proposent d'utiliser des packs de glaçons après confection de l'immobilisation.

#### Complications liées à l'ablation de la contention

L'ablation du plâtre est également source de complications. Ansari *et al.* (1998) rapportent 0,72% d'abrasions ou de blessures cutanées liées à l'usage de la scie oscillante. L'inhalation répétée de particules de fibres de verre ou de poussière de

plâtre constitue également un risque pour le personnel médical (Adkins, 1997).

### MATÉRIAUX DE CONTENTION DISPONIBLES SUR LE MARCHÉ

L'éventail des produits disponibles sur le marché belge est très large, et le clinicien a de grandes difficultés à choisir parmi 86 produits actuellement proposés sous des dénominations différentes, variées et prêtant à confusion (cf. appendice). Les informations données par les firmes sont souvent imprécises et fragmentaires et la composition exacte des matériaux n'est pas toujours disponible (protection vis-à-vis de la concurrence, discrétion sur la teneur en radicaux isocyanates libres). Les produits proposés se présentent sous forme de rouleaux, de longueurs et de largeurs variables, destinés principalement à la contention circulaire. Les attelles et orthèses peuvent être confectionnées à l'aide de bandes, de plaques de taille et d'épaisseur variables ou sont préfabriquées. Les fournisseurs proposent des contentions à base de matériau minéral (sulfate de calcium) imprégnant un support textile en toile de léno (plâtre conventionnel), des contentions à base de matériau minéral (sulfate de calcium) associé à un matériau synthétique (mélanine) imprégnant un support textile (plâtre amélioré type Cellamin), des contentions à base de résine polymère synthétique (polyuréthane) réactive à l'eau, moulable à froid, imprégnant un support tramé, maillé ou tricoté, parfois élastifié, en fibres de verre, en polyester, en polypropylène, ou encore des contentions à base d'un matériau synthétique thermoplastique (polyisoprène ou polycaprolactone avec agents additifs), moulable à chaud, imprégnant un support tramé en polyester.

### PROPRIÉTÉS PHYSIQUES ET COMPORTEMENT MECANIQUE DES MATERIAUX DE CONTENTION ORTHOPÉDIQUE (A L'EXCEPTION DES MATERIAUX THERMOPLASTIQUES)

Les caractéristiques idéales du matériau optimal, qui ne sont pas encore quantifiées de manière satisfaisante et complète, varient avec l'indication : une

orthèse du membre supérieur doit être rigide et légère ; au niveau du membre inférieur, la contention doit être plus élastique et résistante à la défaillance en fatigue\* pour résister aux mises en charge dynamiques imposées par le cycle de marche ; chez les patients âgés ou affaiblis, une contention de poids excessif sera mal tolérée, ce qui ne sera pas nécessairement le cas chez un patient jeune, en bonne santé.

Les propriétés physiques et mécaniques des matériaux sont habituellement comparées à celles du plâtre minéral. L'étude des propriétés physiques est généralement réalisée sur des éprouvettes, de taille et d'épaisseur variables. Le comportement mécanique est habituellement évalué par des essais sur cylindre, constituant un modèle simple et assez comparable à la réalité clinique. Les conditions expérimentales étant très différentes d'une étude à l'autre, voire au sein de la même étude (distribution non homogène des produits le long des bandes), les comparaisons des différents produits s'avèrent difficiles.

### Propriétés physiques et mécaniques intrinsèques des matériaux

#### *Poids des différents bandages*

Le poids de la contention est un élément important de confort pour le patient. Le nombre de couches nécessaires pour obtenir une solidité suffisante est fonction de la résistance du matériau à la déformation. Martin *et al.* (1988) ont comparé le nombre de couches nécessaires pour des échantillons de 4 × 4 pouces de différents matériaux d'immobilisation pour résister à une charge arbitrairement fixée à 50 Newtons. L'avantage est du côté de certains matériaux synthétiques (fig. 8a).

#### *Module d'élasticité\**

Le module d'élasticité permet d'évaluer la déformation élastique du matériau sous l'effet de la contrainte. Plus le module d'élasticité est élevé, moins le matériau se déforme pour une même contrainte. Pour la contention orthopédique, les matériaux ayant un module d'élasticité relative-

ment bas sont probablement les plus intéressants, assurant une contention plus flexible. Mihalko *et al.* (1989) ont comparé le module d'élasticité du plâtre de Paris à haute et faible densité à la fibre de verre recouverte de polyuréthane. Le matériau synthétique s'est avéré nettement plus élastique (fig. 9). Wytch *et al.* (1992) ont démontré l'anisométrie\* tant des matériaux minéraux que des synthétiques (fig. 10).

#### *Résistance à la rupture*

La charge à laquelle le matériau cède est importante pour en apprécier la résistance. Rowley *et al.* (1985) démontrent que les matériaux à base de plâtre de Paris et les synthétiques imprégnés sur trame en coton sont nettement moins résistants que les matériaux synthétiques imprégnés sur trame en fibres de verre (fig. 11). Berman et Brent (1990) arrivent à des conclusions similaires (fig. 12). L'anisométrie des matériaux est de nouveau constatée lors des tests de résistance par Wytch *et al.* (1992 ; fig. 13).

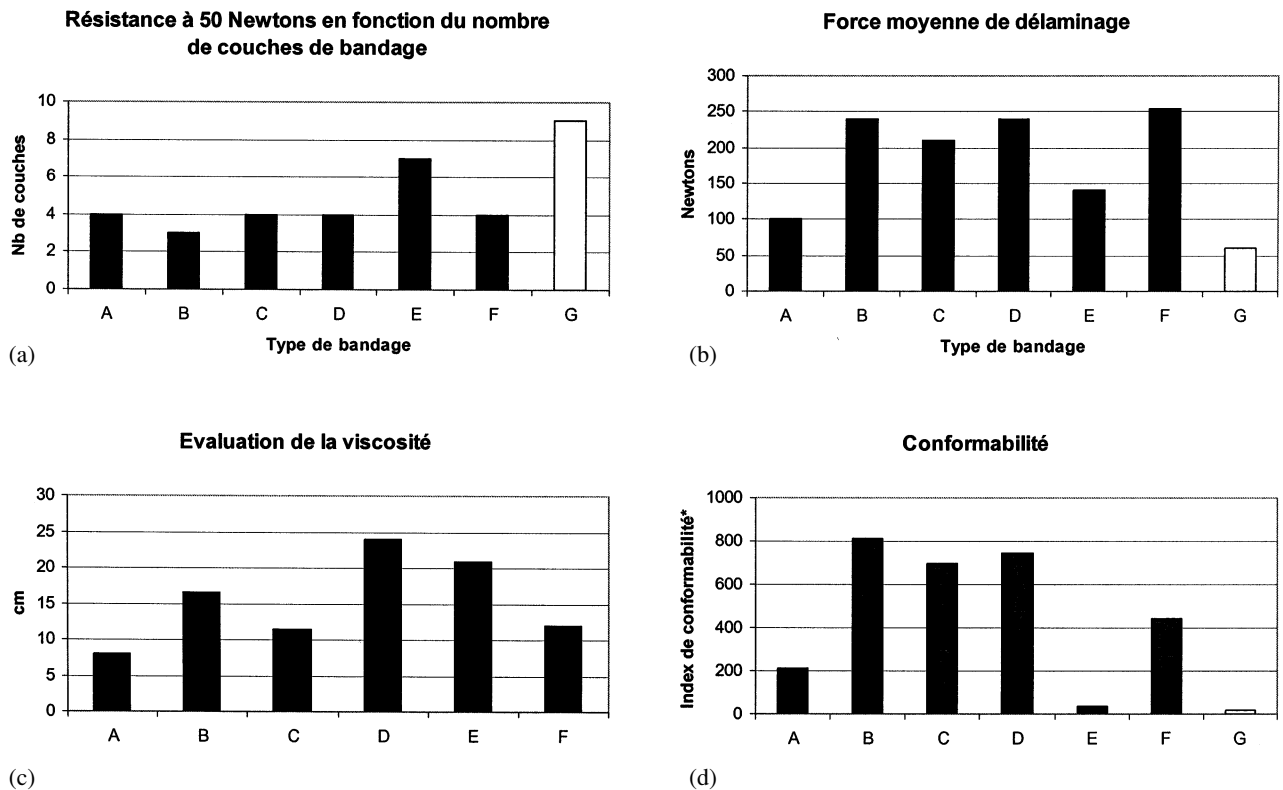
#### *Résistance spécifique*

Comme rapporté plus haut, le poids de l'appareil de contention est important. Il est dès lors intéressant d'exprimer certaines propriétés du matériau, comme la contrainte maximale à la rupture, par rapport au poids : on parle alors de résistance spécifique. La figure 14, d'après Rowley *et al.* (1985), compare la résistance spécifique de différents matériaux de contention, qui s'avère nettement plus élevée pour les matériaux synthétiques.

#### *Résistance à la fatigue*

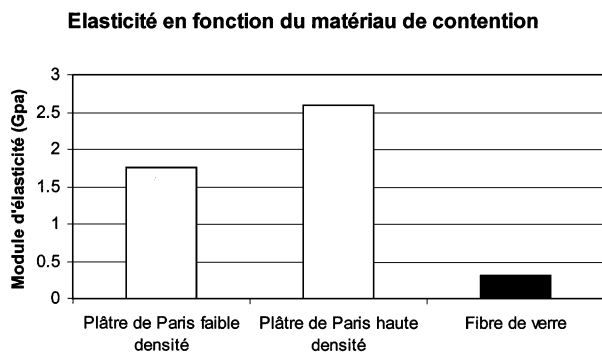
La durabilité est un élément capital. Elle est évaluée par la résistance à la fatigue du matériau. Rowley *et al.* (1985) pratiquent les essais sur des éprouvettes de six épaisseurs mises en flexion cyclique de 1 Hz, la charge imposée correspondant à la moitié de la charge maximale de rupture, déterminée lors de tests de résistance en flexion. Les résultats montrent que les bandages synthétiques présentent une résistance en fatigue nettement supérieure à celle des matériaux minéraux (fig. 15).





**Fig. 8.** — (a) : nombre de couches nécessaire pour résister à une charge arbitraire de 50 Newtons, essais pratiqués sur des échantillons de 4 × 4 pouces de différents matériaux de contention ; (b) : moyenne de la force de délaminage selon le type de matériau ; (c) : évaluation de la viscosité par le «Rolling ball test» ; (d) : résultats des tests de malléabilité.

\* «Conformability index» : CI = (allongement en longueur) × (allongement en largeur)  
 (A à F : polyuréthane/fibre de verre ; G : plâtre de Paris/coton - d'après Martin *et al.*, 1988)  
 A - Delta-Lite® (Johnson & Johnson) - B - Delta-Lite S® (Johnson & Johnson) - C - Dynacast® (Smith & Nephew) - D - Scotchcast Plus® (3M) - E - Scotchflex® (3M) - F - Zim-flex® (Zimmer) - G - Gypsona® (Smith & Nephew).



**Fig. 9.** — Comparaison des modules d'élasticité (d'après Mihalko *et al.*, 1989).

*Adhérence et qualité du laminage\**

La qualité de l'adhérence entre les couches, élément important pour la durabilité des contentions circulaires, est évaluée par la force de «délaminage». Cette caractéristique des matériaux a été mesurée par Martin *et al.* (1988), à l'aide d'un appareillage spécial. Le plâtre conventionnel est le plus «délaminable» (fig. 8b).

*Résistance à l'usure par abrasion*

La durabilité d'une contention peut aussi être caractérisée par la mesure de sa résistance à l'usure par abrasion. Les bandages synthétiques présentent une résistance nettement supérieure (Wytch *et al.*, 1991b ; fig. 16).

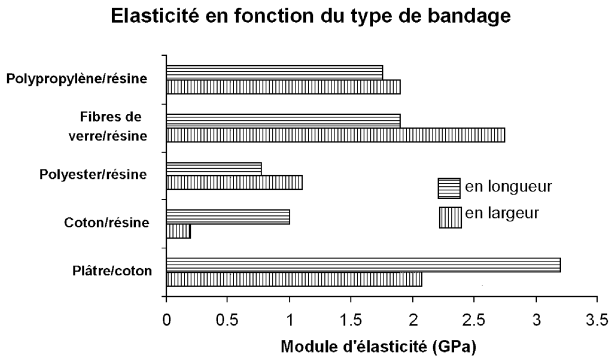


Fig. 10. — Variations du module d'élasticité (d'après Wytch *et al.*, 1992).

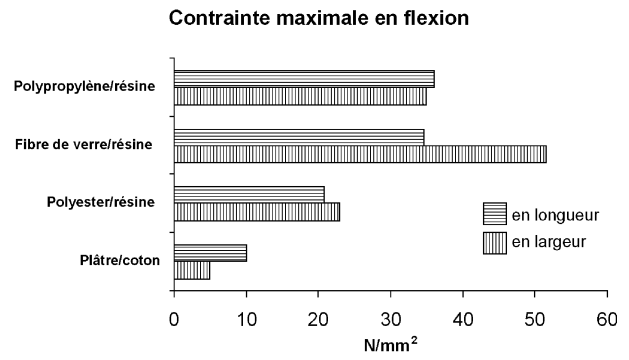


Fig. 13. — Contrainte maximale en flexion selon le tpe de bandage testé (d'après Wytch *et al.*, 1992).

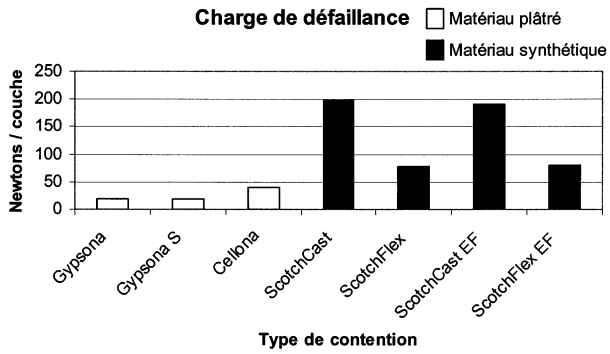


Fig. 11. — Charge de défaillance en flexion, (d'après Rowley *et al.*, 1985).

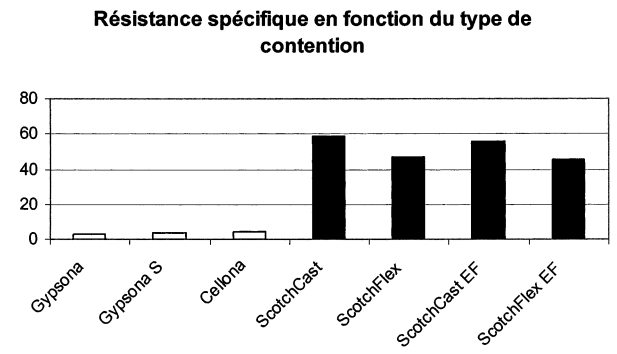


Fig. 14. — Résistance spécifique de différents bandages (d'après Rowley *et al.*, 1985).

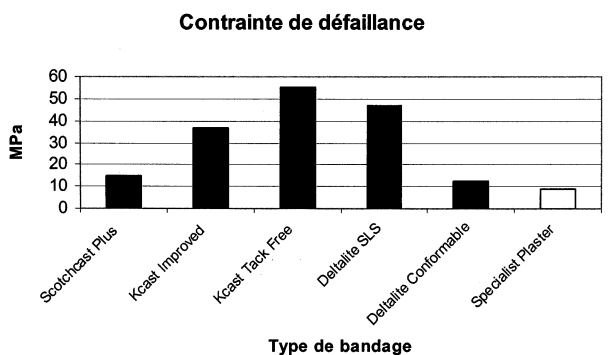


Fig. 12. — Contraintes de défaillance pour cinq différents types de bandages synthétiques à base de résine polyuréthane montée sur trame en fibres de verre, par comparaison au bandage à base de plâtre de Paris (d'après Berman *et al.*, 1990).

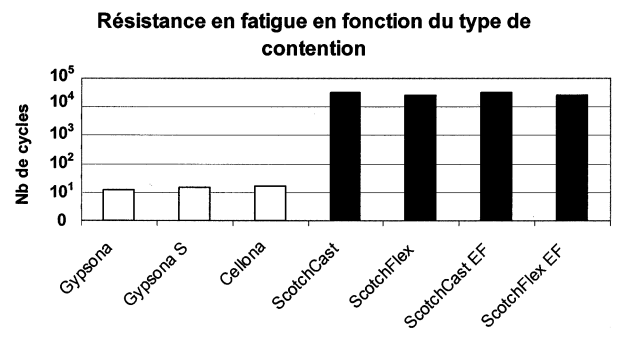
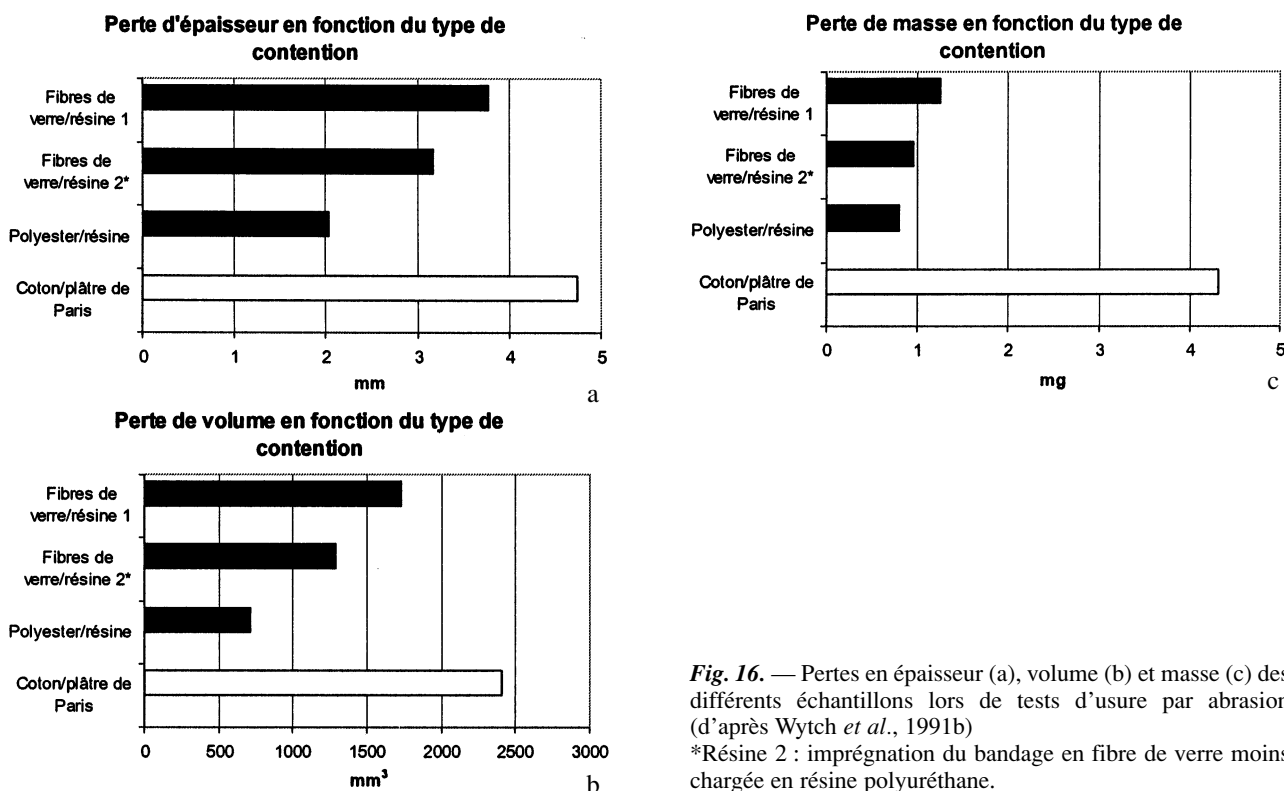


Fig. 15. — Résistance en fatigue de différents matériaux (d'après Rowley *et al.*, 1985).



**Fig. 16.** — Pertes en épaisseur (a), volume (b) et masse (c) des différents échantillons lors de tests d'usure par abrasion (d'après Wytch *et al.*, 1991b)

\*Résine 2 : imprégnation du bandage en fibre de verre moins chargée en résine polyuréthane.

## Propriétés de mise en œuvre des matériaux

### *Influence de la température du bain de trempage*

Luck (1944) détermine que la résistance du plâtre de Paris est fonction de sa densité, de la température d'immersion et de la technique d'application. Plus la température de l'eau de trempage est élevée, plus la résistance du plâtre minéral est élevée (Lavalette *et al.*, 1982 ; Wehbe, 1982 ; Callahan *et al.*, 1986). Wehbe (1982) recommande des températures de 30 à 40°C, alors que Lavalette *et al.* (1982) préconisent un maximum de 24°C pour éviter tout risque de brûlure.

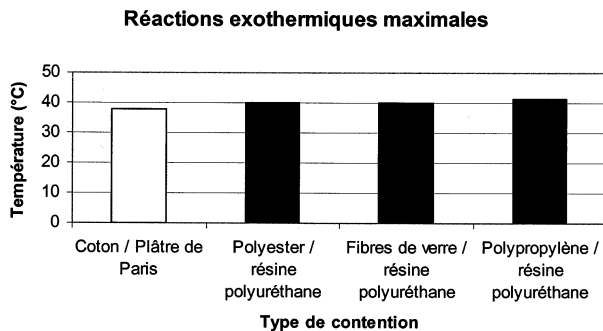
### *Viscosité*

Les matériaux en résine sont connus pour être particulièrement gluants avant de durcir, rendant le façonnage difficile. Le «rolling ball test» de Martin *et al.* (1988) propose l'évaluation de la viscosité par la mesure de la distance parcourue par une balle à la surface du matériau incliné lorsqu'il est encore

humide. Plus la balle avance loin, moins gluant est le matériau (fig. 8c). Le plâtre de Paris n'est pas repris dans le test puisqu'il est sale plutôt que collant, et qu'il aurait tendance, de ce fait, à donner de faux résultats.

### *Malléabilité*

La malléabilité, qui peut influencer les propriétés structurelles de la contention, est un indice de la facilité avec laquelle le matériau épouse les formes anatomiques. Un matériau peu malléable est difficile à appliquer et peut laisser des plis indésirables. L'évaluation est le plus souvent subjective, quoique Martin *et al.* (1988) aient développé un «conformability index» (fig. 8d). D'après cette évaluation, le bandage en plâtre de Paris présente le moins bon résultat, alors que tous les praticiens affirment qu'il possède des qualités de moulage inégalables. Les auteurs expliquent cette contradiction par le fait qu'il peut être très facilement plié et plissé, contrairement aux autres matériaux.



**Fig. 17.** — Maxima des réactions exothermiques, enregistrés pour des bottes de marche (d'après Wytch *et al.*, 1992).

Tableau I. — Concentration de particules aéroportées selon le type de bandage scié (d'après Wytch *et al.*, 1992)

Type de contention	Quantité de poussières (µg/mm <sup>3</sup> )
Coton / Plâtre de Paris	35.5
Polyester / résine polyuréthane	< 0.4
Fibres de verre / résine polyuréthane	1.2
Polypropylène / résine polyuréthane	< 0.4

### Réaction exothermique

La réaction exothermique qui se produit lors du durcissement est susceptible de provoquer des brûlures. Wytch *et al.* (1992) la mesurent par capteurs situés à trois endroits (coup de pied, plante du pied et talon) lors de la confection de bottes de marche (fig. 17). Les températures les plus élevées, de l'ordre de 40°C, sont enregistrées entre 7 et 10 minutes après le placement du bandage, et sont en-dessous du seuil de brûlure.

### Difficultés de retrait

Cette appréciation, principalement subjective, peut être quantifiée en mesurant la puissance développée par la scie lors de la coupe. Cette mesure, pratiquée sur des échantillons de trois plis d'épaisseur, n'a pas montré de grande différence entre les matériaux minéraux ou synthétiques investigués (Martin *et al.*, 1988).

### Dégagement de particules

Le dégagement de particules pourrait entraîner des complications respiratoires. Lors du retrait de différentes contentions à la scie, Wytch *et al.* (1992) constatent que le plâtre de Paris dégage un beaucoup plus grand nombre de particules que les bandages synthétiques, particulièrement ceux dépourvus de fibres de verre (tabl. I). Cependant, les auteurs insistent sur le fait que tous les types de contention produisent, lors du retrait, des particules suffisamment petites pour atteindre les divisions terminales de l'arbre bronchique. L'usage de la scie aspirante est donc vivement conseillé.

### Autres propriétés

#### Radio-transparence

La radio-transparence est mesurée par le coefficient d'absorption des rayons X. Les matériaux à base de plâtre de Paris s'avèrent les moins radio-transparents. Les matériaux synthétiques présentent de larges variations entre eux, ceux sans fibres de verre étant plus radio-transparents (Wytch *et al.*, 1991c).

#### Perméabilité à la vapeur

La capacité d'un bandage de permettre le passage de la perspiration cutanée est importante dans la prévention des macérations cutanées. Cette perméabilité a été mesurée pour différents types de bandages (Wytch *et al.*, 1992). Les bandages synthétiques laissent généralement passer une plus grande quantité d'humidité que le plâtre de Paris. La plus grande perméabilité du polyester/polyuréthane est due à ses mailles plus larges (fig. 18).

#### Perte de résistance par immersion dans l'eau

Des complications mécaniques peuvent survenir par perte de résistance après immersion dans l'eau. Celle-ci a été mesurée par Berman et Brent (1990) sur des éprouvettes soumises à de la flexion avant et après deux heures d'immersion, ; ils ont constaté le mauvais comportement du plâtre de Paris qui perd près de 60% de sa résistance lorsqu'il est mouillé (fig. 19). Les bandages synthétiques en

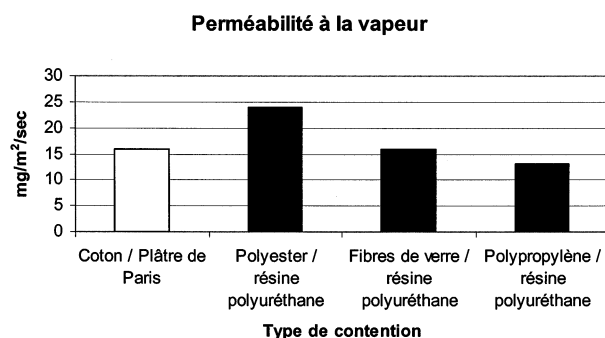


Fig. 18. — Perméabilité à la vapeur (Wytch *et al.*, 1992)

résine de polyuréthane sur trame en fibres de verre perdent entre 13 et 41% de leur résistance initiale et ont retrouvé 60 à 90% de cette résistance initiale endéans les 4 heures. Wytch *et al.* (1992) mesurent également la perte de résistance par immersion dans l'eau. Tous les bandages synthétiques montrent une perte de rigidité\* de plus de 53% après immersion dans de l'eau à 20°C durant 60 minutes, mais ils recouvrent plus de 90% de leur résistance initiale endéans les 24 heures. Pour ces auteurs, la contention en plâtre de Paris, non reprise, ne résiste à aucune charge mesurable après immersion.

#### Friction statique

Un des reproches faits aux matériaux synthétiques est celui de coller aux vêtements à cause d'un phénomène de friction statique. Martin *et al.* (1988) déterminent le coefficient de friction statique de différents types de matériaux en présence de coton ou de nylon. Excepté le Delta-Lite «S», en résine de polyuréthane sur fibres de verre, mais auquel on a ajouté du silicone, tous les matériaux synthétiques «accrochent» substantiellement plus que le matériau minéral (Gypsona) en présence du nylon. En présence de coton, les comportements sont assez similaires.

#### Inflammabilité

Contrairement à la contention plâtrée qui ne présente aucun danger (Martin *et al.*, 1988 ; Wytch

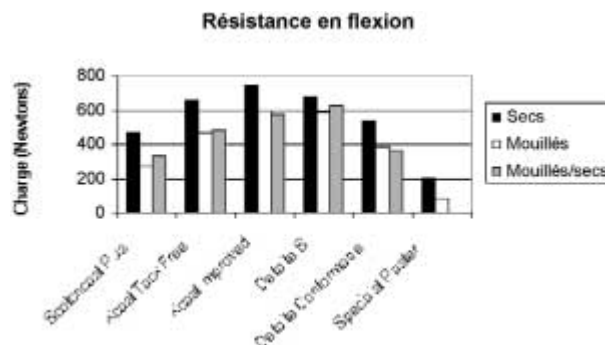
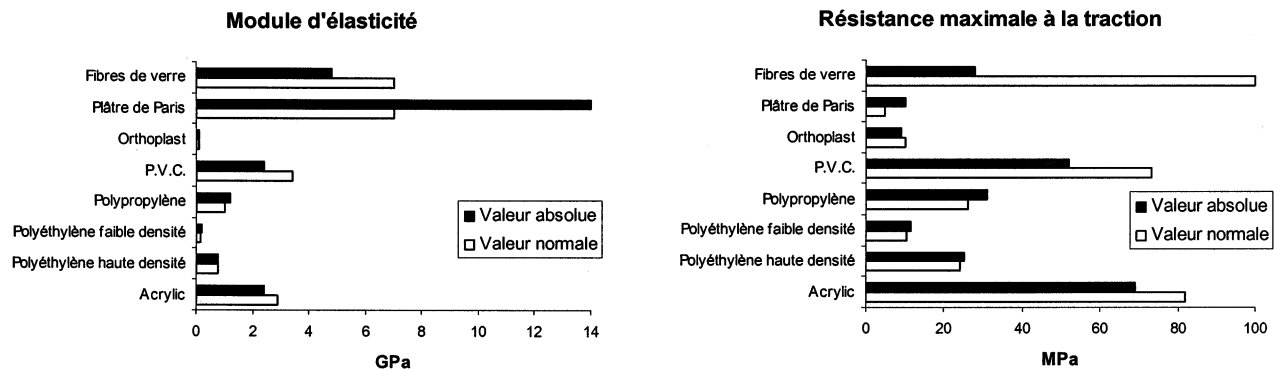


Fig. 19. — Résistance à la flexion en trois points, échantillons secs, après 2 heures d'immersion et après 2 heures de séchage (d'après Berman *et al.*, 1990).

*et al.*, 1992), l'exposition par inadvertance d'un bandage synthétique à la flamme peut-elle être dangereuse ? La mesure de l'inflammabilité pratiquée par Martin *et al.* (1988), consistant à appliquer une flamme à des échantillons placés verticalement, durant un laps de temps déterminé, a montré que les échantillons en matériau synthétique d'une seule épaisseur brûlent assez rapidement. Pour les échantillons de 3 couches (situation clinique), la flamme s'éteint rapidement par manque d'oxygène. Les bandages en résine polyuréthane réactive à l'eau, exposés à la flamme, dégagent du monoxyde de carbone (CO) et de l'acide cyanhydrique (HCN), mais les concentrations sont trop basses pour représenter un risque. Le seul réel danger pourrait être présenté par les bandages en polypropylène, plus difficiles à enflammer que ceux en fibres de verre, mais qui, une fois enflammés, ne s'éteignent pas d'eux-mêmes et continuent à se consumer (Wytch *et al.*, 1992).

## PROPRIÉTÉS DES MATÉRIEAUX THERMOPLASTIQUES

Les matériaux thermoplastiques, qui se moulent sous l'action de la chaleur, sont principalement utilisés pour traiter les traumatismes du poignet, de la main et des doigts (Canelon, 1995) et pour la réalisation d'orthèses dynamiques. Selon leur composition chimique, les matériaux auront un comportement plus caoutchouteux (polyisoprène) ou



**Fig. 20.** — Module d'élasticité et résistance à la traction de divers matériaux thermoplastiques\*, comparés aux matériaux à base de plâtre de Paris et de fibre de verre (d'après Johnson, 1978).

\* les matériaux thermoplastiques étudiés sont tous des produits moulables à haute température, excepté l'Orthoplast® (Johnson & Johnson), moulable à basse température - Les valeurs absolues sont calculées en fonction de la densité de chaque matériau (d'après Johnson, 1978).

plus plastique (polyester, polycaprolactone). Selon les additifs, ils seront plus fluides ou plus visqueux. La littérature est très peu fournie sur le sujet.

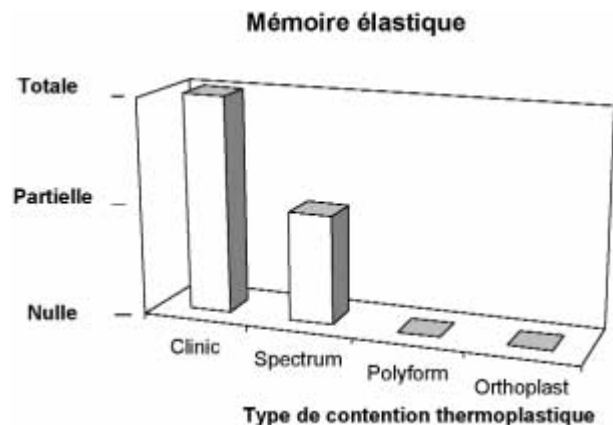
### Propriétés des matériaux thermoplastiques

#### Elasticité et résistance

Le travail de Johnson (1978) compare le comportement de six matériaux thermoplastiques à un polyester renforcé de fibres de verre et au plâtre de Paris (fig. 20). Le polyéthylène basse densité et l'Orthoplast® sont les moins rigides.

#### Résistance à la fatigue

Les matériaux thermoplastiques sont des structures empêchant la transpiration. Créer des perforations résout ce problème, au détriment de la solidité et de la résistance en fatigue. Breger-Lee *et al.* (1991) mesurent la résistance de demi-cylindres. Après une précharge en compression, ils soumettent les échantillons à la même charge, de façon cyclique ( $10^4$  cycles). La déformation obtenue est le plus souvent considérable, avec perte du rayon de courbure (aplatissement), allant de 0% pour l'Aquaplast® (Plastic and Rubber-like) à 86% pour l'Ultraform S2® (Plastic). La fatigue est moindre pour les matériaux plastiques (polyester, polycaprolactone) que pour les caoutchoux (polyisoprène).



**Fig. 21.** — Variation de la mémoire pour 4 matériaux thermoplastiques différents, les Clinic® et Spectrum® (Northcoast Medical Inc.), le Polyform® (Smith & Nephew) et l'Orthoplast® (Johnson & Johnson) - La mémoire totale est définie comme la récupération complète de la forme d'origine (d'après Roberts *et al.*, 1991).

#### Propriété de mémoire

La capacité du matériau à reprendre sa forme d'origine lorsqu'il est refondu (Canelon, 1995) est très variable selon le produit testé, comme le montre l'étude de Roberts *et al.* (1991) qui évaluent quatre matériaux thermoplastiques différents utilisés pour la fabrication d'orthèses (fig. 21).

Tableau II. — Allongement de différents matériaux thermo-plastiques (d'après Bregger-Lee *et al.*, 1991)

Produit	Allongement (mm)
Orthoplast® (Johnson & Johnson)	6.14
Synergy® (Smith & Nephew/Rolyan)	7.11
Ezeform® (Rolyan/Sammons)	7.38
Ultraform 294® (Sammons)	7.40
NMC Preferred® (Northcoast/Polymed)	7.40
NMC Spectrum® (Northcoast/Polymed)	10.90
Polyform® (Rolyan/Sammons)	16.42
Aquaplast, green stripe® (WFR/Aquaplast)	20.42
Aquaplast Watercolors® (WFR/Aquaplast)	20.58
NMC Clinic® (Northcoast/Polymed)	23.62
Aquaplast® (WFR/Aquaplast)	23.68
Polyflex II® (Sammons)	30.98
Orthoplast II® (Johnson & Johnson)	32.10
Ultraform® (Sammons)	36.91
Orfit Soft® (Northcoast)	38.10
Multiform II® (Alimed)	55.46

Les mesures sont effectuées sur des échantillons de 1.5 × 3", immergés dans un bain de trempage à 60°C durant 3 minutes. Un trou est fait au niveau de l'un des coins et l'échantillon est ensuite suspendu à un crochet. Une charge de 50 gr est alors appliquée au coin opposé jusqu'à ce que le matériau soit complètement refroidi. L'allongement est ensuite mesuré.

### Allongement

Mesuré par Bregger-Lee et Buford (1991) sur 16 échantillons de matériaux de marques différentes, on constate qu'il est très variable (atteignant jusqu'à plus de 9 fois la valeur du moins étirable des produits ; tabl. II).

### Influence de la température du bain de trempage

Il est nécessaire de placer le produit dans un bain de trempage ayant une température suffisante pour atteindre le point de fusion du matériau. En moyenne, cette température se situe aux alentours de 60 à 65°C pour les thermoplastiques modernes (dits «à basse température»). Après le placement du produit, le durcissement de la contention est obtenu par recristallisation du matériau aux alentours de 35°C. Soulignons ici le danger de l'exposition à des températures excessives (soleil, radiateur, ...). Les matériaux thermoplastiques modernes à basse température ne sont pas conseillés dans les pays chauds.

### Evaluations cliniques

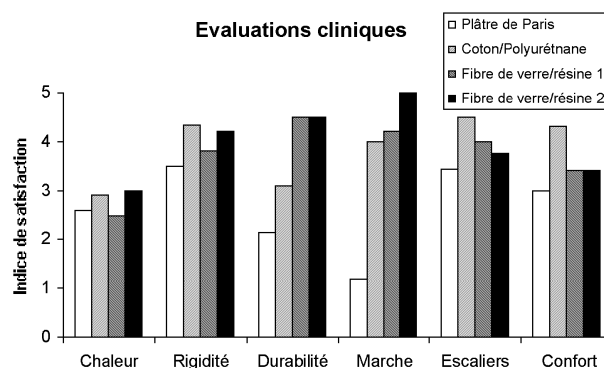


Fig. 22. — Evaluations cliniques de la température, la rigidité, la durabilité, la facilité à la marche, la facilité pour les escaliers et du confort en fonction des différents types de bandages (évaluation portant sur 46 patients, 19 volontaires et 3 praticiens ; d'après Wytch *et al.*, 1991b).

\*Résine 2 : imprégnation du bandage en fibre de verre moins chargée en résine polyuréthane.

### Autres propriétés

Comme les autres produits synthétiques, les matériaux thermoplastiques sont nettement plus légers que le plâtre de Paris. La littérature ne fournit aucune donnée en ce qui concerne leur radio-transparence ou leur inflammabilité. Les produits résistent à l'immersion et ne craignent pas l'humidité, pour autant que la température de l'eau ne dépasse pas 30 à 35°C.

## APPRECIATIONS CLINIQUES DES MATÉRIEAUX DE CONTENTION

L'évaluation clinique des matériaux est essentielle et porte sur le temps, la sécurité et la facilité d'application et de retrait, les qualités de moulage, le confort du patient, la présentation et l'esthétique. Wytch *et al.* (1991b) pratiquent une étude clinique chez des patients et des volontaires porteurs d'une botte de marche réalisée avec cinq matériaux de contention différents. L'appréciation subjective des sujets et des praticiens est évaluée sur une échelle allant de 1 à 5 (fig. 22). Ils évaluent également l'incidence de rupture et la taille de la contention (nombre moyen de rouleaux employés et poids moyen ; tabl. III). Les appréciations de durabilité et de facilité à la marche sont nettement en défaveur du plâtre de Paris. Pour Wytch *et al.* (1991b),

Tableau III. — Poids de la contention et incidence de rupture des bottes de marche (d'après Wytch *et al.*, 1991b)

Matériau	Nb. de rouleaux	Poids (gr)	Ruptures (%)	
			Volontaires	Patients
Coton / Plâtre de Paris	8	1070	95	96
Polyester / résine polyuréthane	3	584	0	—
Fibres de verre / résine polyuréthane (1)	3	587	13	16
Fibres de verre / résine polyuréthane (2)*	3	530	16	15

\*Résine 2 : imprégnation du bandage en fibre de verre moins chargée en résine polyuréthane.

Tableau IV. — Évaluation du coût des matériaux synthétiques

Auteurs	Origine	Évaluation du coût des matériaux synthétiques par rapport au plâtre de Paris
Gill et Bowker (1982)	Grande Bretagne	3.6 à 8.7 fois plus chers
Martin <i>et al.</i> (1988)	Irlande	7 à 17 fois plus chers
Bowker et Powell. (1992)	Grande Bretagne	2 à 5 fois plus chers
Marshall <i>et al.</i> (1992)	Grande Bretagne	2 à 2.5 fois plus chers
Esser <i>et al.</i> (1996)	Australie	1.4 à 1.7 fois plus chers
Charles et Yen., 2000	Canada	5.4 fois plus chers

l'incidence des ruptures du plâtre minéral est inacceptable. Aucune rupture n'a été constatée pour les contentions en résine polyuréthane sur bandage en polyester.

### COÛT ET ANALYSE ÉCONOMIQUE

Malgré toutes les critiques faites au plâtre de Paris, l'analyse du marché du Benelux des matériaux de contention orthopédique montre, probablement pour des raisons économiques, que les quantités de plâtre de Paris vendues restent d'environ 25% supérieures à celles des matériaux synthétiques (Denis, 1999). Une analyse objective du coût d'utilisation des matériaux de contention doit envisager tous les éléments qui entrent en jeu. Le prix de revient d'un traitement par contention dépend : [1] du prix de vente de l'unité de matériau utilisé (prix du rouleau ou de la plaque), [2] de la quantité moyenne de produit utilisée par patient traité, [3] du coût en main d'oeuvre pour réaliser la contention (temps de pose et de retrait), [4] de la durabilité du matériau utilisé (remplacement en cas de défaillance structurelle).

Dans la littérature, les comparaisons de prix des différents matériaux se font généralement par rapport au plâtre de Paris. Les matériaux synthétiques sont incontestablement plus onéreux. La variabilité est grande selon les auteurs et l'origine de la publication (tabl. IV). Marshall *et al.* (1992), en Grande Bretagne, concluent que les matériaux synthétiques sont rentables dans les situations cliniques où existe une grande probabilité de défaillance structurelle.

### CONCLUSION

L'apparition des matériaux de contention synthétique, durant les décennies 1970 et 1980, a offert aux cliniciens une excellente alternative au plâtre de Paris. Bien que le plâtre de Paris soit facile à appliquer et à mouler, et qu'il soit relativement bon marché, ses propriétés mécaniques sont médiocres par rapport aux nouveaux produits (Davids *et al.*, 1997). L'avantage pécuniaire du plâtre de Paris est réduit du fait qu'il faut employer plus de matière et que le taux de remplacement pour rupture est plus élevé (Wytch *et al.*, 1992). Les matériaux synthétiques sont plus propres à appliquer, moins faciles



Tableau V. — Avantages, inconvénients et faiblesses des différents types de produits d'immobilisation

Produits	Avantages	Inconvénients et faiblesses
Immobilisation en matériau minéral et minéral associé à de la résine (plâtre de Paris)	<p>Moulage excellent, difficilement égalable</p> <p>Facile à confectionner</p> <p>Très bonne malléabilité</p> <p>Surface et bords lisses</p> <p>Peu coûteux</p>	<p>Lourd et encombrant</p> <p>Séchage très lent, temps de mise en charge élevé</p> <p>Rigidité élevée, manque d'élasticité et de résistance (durabilité)</p> <p>Taux élevé de rupture</p> <p>Peu radio-transparent</p> <p>Non résistant à l'eau</p> <p>Salissant à poser et poussiéreux lors du retrait</p> <p>Avantage péculaire réduit du fait qu'il faut employer plus de matière pour obtenir une résistance suffisante et que le taux de remplacement est plus élevé</p>
Immobilisation en matériau synthétique à base de résine polyuréthane réactive à l'eau imprégnée sur support de fibres de verre	<p><i>Par rapport aux contenctions en matériau minéral :</i></p> <p>Léger et peu encombrant</p> <p>Radio-transparent</p> <p>Résistant à l'eau</p> <p>Temps de mise en charge réduit (durcissement rapide)</p> <p>Plus de résistance et de solidité (durabilité)</p> <p>Contrôle de la rigidité possible</p> <p>Esthétique améliorée</p> <p>Plus attrayant (possibilité de matériel coloré)</p> <p>Propre à enlever</p>	<p><i>Par rapport aux contenctions en matériau minéral :</i></p> <p>Rétraction possible lors du durcissement</p> <p>Malléabilité moins bonne</p> <p>Plus difficile à confectionner et à enlever (double ouverture nécessaire)</p> <p>Onéreux</p> <p>Macération cutanée possible (si fortement mouillé)</p> <p>Bords rugueux et coupants, plis internes pouvant causer des abrasions cutanées (expérience du praticien requise)</p> <p>Allergies et irritations cutanées potentielles</p> <p>Collant, contact dangereux (gants nécessaires pour la pose)</p>
Immobilisation en matériau synthétique à base de résine polyuréthane réactive à l'eau imprégnée sur support sans fibres de verre (polyester, polyéthylène, polypropylène)	<p><i>Avantages identiques aux contenctions avec fibres de verre</i></p> <p><i>Par rapport aux contenctions avec fibres de verre :</i></p> <p>Un peu plus léger et élastique</p> <p>Bords moins coupants</p> <p>Meilleur moulage (plus malléable)</p> <p>Encore plus radio-transparent</p> <p>Moins polluant pour l'environnement</p>	<p><i>Avantages identiques aux contenctions avec fibres de verre</i></p> <p><i>Par rapport aux contenctions avec fibres de verre :</i></p> <p>Un peu moins résistantes</p> <p>Plus difficiles à confectionner</p>
Immobilisation thermoplastique (thermoformable)	<p>Souplesse et légèreté</p> <p>Résistance et solidité (durabilité)</p> <p>Encombrement moindre</p> <p>Propre à poser</p> <p>Résistant à l'eau</p> <p>Temps de mise en charge réduit (durcissement rapide)</p> <p>Remodelage possible par la chaleur sans devoir recourir au retrait (mémoire élastique)</p> <p>Pas de date de péremption, durée de vie illimitée</p> <p>Esthétique</p> <p>Attrayant (possibilité de matériel en couleur)</p>	<p>Rétraction possible lors du durcissement</p> <p>Moulage difficile (expérience du praticien requise)</p> <p>Température de travail élevée</p> <p>Onéreux</p> <p>Macération cutanée possible (si fortement mouillé)</p> <p>Ramollissement possible si exposition à une source de chaleur</p>

Tableau VI. — Utilisations préférentielles des différents types de matériaux

Produits	Utilisations préférentielles
Immobilisation en matériau minéral et minéral associé à de la résine (Plâtre de Paris)	Immobilisation à remplacer fréquemment En cas d'œdème important Moulage parfait nécessaire Traumatisme frais
Immobilisation en matériau synthétique à base de résine polyuréthane réactive à l'eau imprégnée sur support avec fibres de verre	Immobilisation à ne pas remplacer fréquemment Immobilisation soumise à de grandes contraintes Fracture simple Pas d'œdème Si le patient ne peut éviter la mise en charge immédiate (personnes âgées ou infirmes) Si contrôle radiologique fréquent nécessaire Si l'immobilisation est susceptible d'être facilement souillée Patient demandeur
Immobilisation en matériau synthétique à base de résine polyuréthane réactive à l'eau imprégnée sur support sans fibres de verre	<i>Idem matériaux synthétiques avec fibre de verre</i> Allergies (connues ou suspectées)
Immobilisation thermoplastique (thermoformable)	<i>Idem matériaux synthétiques avec ou sans fibre de verre</i> Si un remodelage est nécessaire Confection d'orthèses (poignet, main)

à mouler, durcissent plus rapidement et sont plus résistants et plus légers. Des avantages supplémentaires sont leur relative radiotransparence et leur résistance à l'eau (Wytch *et al.*, 1991c). Les bandages synthétiques, montés sur polypropylène et polyéthylène ont des propriétés physiques nettement meilleures au moment de la polymérisation car il n'y a pas de rétraction, mais ils sont significativement plus onéreux et plus difficiles à confectionner (Wytch *et al.*, 1992). Cependant, les contentions synthétiques semblent générer plus de pressions et permettent moins le gonflement. L'utilisation de ces matériaux dans la période aiguë après le traumatisme ou l'intervention chirurgicale prête donc à discussion. D'autre part, le plâtre de Paris traditionnel pourrait continuer à être considéré comme supérieur là où sa grande malléabilité permet un moulage parfait autour des reliefs osseux (malléoles) ou pour maintenir une réduction orthopédique difficile. Cependant, il est fragile, lourd pour une résistance médiocre qui s'altère en outre facilement à l'eau. Autre désavantage, il est sale à poser, exigeant une salle spécialement réservée. Il est également générateur de poussière lors de son enlèvement.

Nous avons résumé dans les tableaux V et VI les principaux avantages et inconvénients des contentions plâtrées ou synthétiques, ainsi que leurs utilisations préférentielles.

## RÉFÉRENCES

- Adkins L. M., Cast changes : synthetic versus plaster. *Ped. Nurs.*, 1997, 23, 422-427.
- Alho A., Benterud J. G., Høgevold H. E., Ekland A., Strømsøe K. Comparison of functional bracing and locked intramedullary nailing in the treatment of displaced tibial shaft fractures. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 1992, 277, 243-250.
- Ansari M. Z., Swarup S., Ghani R., Tovey P. Oscillating saw injuries during removal of plaster. *Eur. J. Emerg. Med.*, 1998, 5, 37-39.
- Arden G. P., Ward F. G. Experiences with experimental plaster bandages containing resin. *J. Bone Joint Surg.*, 1955, 37B, p. 639.
- Atkins R. M., Kanis J. A. Features of algodystrophy after Colles' fracture. *J. Bone Joint Surg.*, 1990, 72-B, 105-110.
- Berman A. T., Brent G. P. A comparison of the mechanical properties of fiberglass cast materials and their clinical relevance. *J. Orthop. Trauma*, 1990, 4, 85-92.
- Bingold A. C. On splitting plasters. *J. Bone Joint Surg.*, 1979, 61-B, 294-295.

8. Bowker P., Powell E. S. A clinical evaluation of plaster-of-Paris and eight synthetic fracture splinting materials. *Injury*, 1992, 23, 13-20.
9. Bowyer G. W., Iu M., Reynard J. M. Pressure in plaster backslabs after surgery for ankle fractures. *Injury*, 1993, 24, 121-122.
10. Breger-Lee D. E., Buford W. L. Jr. Update in splinting materials and methods. *Hand Clinics*, 1991, 7, 569-585.
11. Callahan D. J., Carney D. J., Daddario N., Walter N. E. The effect of hydration water temperature on orthopedic plaster cast strength. *Orthopedics*, 1986, 9, 683-685.
12. Canelon M. F. Material properties : a factor in the selection and application of splinting materials for athletic wrist and hand injuries. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 1995, 22, 164-172.
13. Charles M. N., Yen D. Properties of a hybrid plaster-fiberglass cast. *Can. J. Surg.*, 2000, 43, 365-367.
14. Davids J. R., Frick G. L., Skewes E., Blackhurst D. W. Skin pressure surface beneath and above the knee cast : plaster casts compared with fiberglass casts. *J. Bone Joint Surg.*, 1997, 79-A, 565-569.
15. Denis S. Etude de faisabilité, projet Easyform, Programme Wallonie Développement Université, 2000.
16. Esser M. Plaster techniques in general practice. How to apply splints and plaster casts in a clinical or casualty setting. *Austr. Fam. Phys.*, 1996, 25, 1429-1437.
17. Field J., Protheroe D. L., Atkins R. M. Algodystrophy after Colles fractures is associated with secondary tightness of casts. *J. Bone Joint Surg.*, 1994, 76B, 901-905.
18. Garfin S. R., Mubarak S. J., Evans K. L., Hargens A. R., Akeson W. H. Quantification of intracompartmental pressure under plaster casts. *J. Bone Joint Surg.*, 1981, 63-A, 449-453.
19. Gill J. M., Bowker P. A comparative study of the properties of a bandage-form splinting materials. *Eng. Med.*, 1982, 11, 125-134.
20. Johnson G. R. A comparative study of different splint making materials. *Eng. Med.*, 1978, 7, 182-184.
21. Kaplan S. S. Burns following application of plaster splint dressings. *J. Bone Joint Surg.*, 1981, 63-A, 670-672.
22. Lavalette R. N., Pope M. H., Dickstein H. Setting temperatures of plaster casts. *J. Bone Joint Surg.*, 1982, 64-A, 907-911.
23. Lewis F. M., Cork M. J., McDonagh A. J., Gawkrödger D. J. Allergic contact dermatitis from resin-reinforced plaster. *Contact Dermatitis*, 1993, 28, 40-41.
24. Lowell C. R., Staniforth P. Contact allergy to benzalkonium chloride in plaster of Paris. *Contact Dermatitis*, 1983, 7, 343-344.
25. Luck J. V. Plaster of Paris casts. *JAMA*, 1944, 1, 23-29.
26. Marshall P. D., Dibble A. K., Walters T. H., Lewis D. When should a synthetic casting material be used in preference to plaster-of-Paris ? A cost analysis and guidance for casting departments. *Injury*, 1992, 23, 542-544.
27. Marson B. M., Keenan M. A. E. Skin surface pressure under short leg casts. *J. Orthop. Trauma*, 1993, 7, 275-278.
28. Martin P. J., Weimann D. H., Orr J. F., Bahrani A. S. A comparative evaluation of modern fracture casting materials. *Eng. Med.*, 1988, 17, 63-70.
29. Matthijsen A. Du bandage plâtré et de son application dans le traitement des fractures, Liège, 1854. Seconde édition améliorée d'un pamphlet publié à Harlem en 1852.
30. Metzman L., Gamble J. G., Rinsky L. A. Effectiveness of ice packs reducing skin temperature under casts. *Clin. Orthop.*, 1996, 330, 217-221.
31. Mihalko W. M., Beaudoin A. J., Krause W. R. Mechanical characteristics of orthopaedic casting material. *J. Orthop. Trauma*, 1989, 3, 57-63.
32. Moir J. S., Wytch R., Ashcroft G. P., Neil G., Ross N., Wardlaw D. Intracast pressure measurements in Colles' fractures. *Injury*, 1991, 22, 446-450.
33. Monro J. K. The history of plaster-of-Paris in the treatment of fractures. *Br. J. Surg.*, 1854, 23, 90, 257-266.
34. Patrick J. H., Levack B. A study of the pressures beneath forearm plasters. *Injury*, 1981, 13, 37-41.
35. Peltier L. F. Fractures. A history and iconography of their treatment. Norman Publishing Pub., California, 1990, 273 p.
36. Philbin T. M., Gittins M. E. Hybrid casts : a comparison of different casting materials. *J. Am. Osteopath. Assoc.*, 1999, 99, 311-312.
37. Roberts L., Alvarado M. I., McElroy K., Rutan R. L., Robson M. C., Herndon D. N. Analysis of materials for splinting of the thermally injured patient. *J. Burn Care Rehabil.*, 1991, 12, 268-269.
38. Rorabeck C. H., Macnab I. Anterior tibial-compartment syndrome complicating fractures of the shaft of the tibia. *J. Bone Joint Surg.*, 1976, 58-A, 549-550.
39. Rowley D. I., Pratt D., Powell E. S., Norris S. H., Duckworth T. The comparative properties of Plaster of Paris and Plaster of Paris Substitutes. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 1985, 103, 402-407.
40. Schuind F., Burny F. Can algodystrophy be prevented after hand surgery ? *Hand Clinics*, 1997, 13, 455-476.
41. Schuren J. La pratique de Soft Cast. Manuel de l'immobilisation semi-rigide. Minnesota Mining & Manufacturing Ed., IF Publication Service Pub., Mönchengladbach, 1994, 188 pages.
42. Silvert C. Mise en place des plâtres par les infirmières. Travail de fin d'études, Ecole des Infirmières, Hôpital Erasme, Université libre de Bruxelles, 1995.
43. Stanford D., Georgouras K. Allergic contact dermatitis from benzalkonium chloride in plaster of Paris. *Contact Dermatitis*, 1996, 35, 371-372.
44. Uslu M. M., Apan A. Can skin surface pressure under a cast reveal intracompartmental pressure ? *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 2000, 120, 319-322.
45. Wehbe M. A. Plaster uses and misuses. *Clin. Orthop.*, 1982, 167, 242-249.

46. Weresh M. J., Benett G. L., Njus G. Analysis of cryotherapy penetration : a comparison of the plaster cast, synthetic cast, Ace® wrap dressing, and Robert-Jones dressing. *Foot & Ankle Int.*, 1996, 17, 37-40.
47. Wolff C. R., James P. The prevention of skin excoriation under children's hip spica casts using the Goretex pantalon. *J. Pediatr. Orthop.*, 1995, 15, 386-388.
48. Wytch R., Ashcroft P., Kalisse C. G. E., Ross N., Wardlaw D. Interface pressures in below elbow casts. *Clin. Biomechanics*, 1991, 6, 25-30.
49. Wytch R., Ashcroft G. P., Ledingham W. M. Clinical aspects of modern splinting bandages. *J. Bone Joint Surg.*, 1991b, 73-B, 88-92.
50. Wytch R., Ashcroft G. P., McKenzie G., Wardlaw D., Ledingham W. M. Radiographic assessment of splinting bandages. *Injury*, 1991, 22, 41-44.
51. Wytch R., Ross N., Wardlaw D. Glass fibre versus non-glass fibre splinting bandages. *Injury*, 1992, 23, 101-106.
52. Younger A. S. E., Curran P., McQueen M. M. Backslabs and plaster casts : which will best accomodate increasing intracompartmental pressures ? *Injury*, 1990, 21, 179-181.

### SAMENVATTING

*F. SCHUIND, F. MOULART, J. M. LIÉGEOIS, L. DEJAIE, C. STRENS, F. BURNY. Het orthopedisch verband.*

Sinds zijn uitvinding, midden 19<sup>o</sup> eeuw, is het gipsverband tot voor kort het verband voor de meeste osteo-articulaire letsels gebleven. Op de markt sinds 1970, hebben de synthetische producten het klassieke gips grotendeels vervangen, maar niet totaal verdrongen.

De meer recente thermoplastische materialen worden veelal gebruikt voor spalken en ortheses van hand en pols.

Een literatuuroverzicht bevestigt de fysische en mechanische superioriteit van de huidige synthetische

materialen. Bovendien zijn deze materialen lichter, maken ze minder stof en zijn ze röntgen-doorlichtbaar. Daarentegen zijn ze min handelbaar en ze verwekken meer drukproblemen bij zwelling, zodat de klassieke plaasterverbanden in de acute periode na heilkunde en na trauma nog in gebruik blijven. Gips is goedkoper tenslotte, maar moet anderzijds vaker vernieuwd worden, wat het prijsvoordeel neerhaalt.

### RÉSUMÉ

*F. SCHUIND, F. MOULART, J. M. LIÉGEOIS, L. DEJAIE, C. STRENS, F. BURNY. La contention orthopédique.*

La bande plâtrée fut inventée au milieu du 19<sup>ème</sup> siècle. Jusqu'à récemment, la majorité des traumatismes ostéo-articulaires étaient traités par immobilisation plâtrée. Les matériaux synthétiques, mis sur le marché dans les années 1970, n'ont pas supplanté le plâtre de Paris. Les matériaux thermoplastiques plus récents sont utilisés pour la fabrication d'attelles et d'orthèses, en particulier du poignet et de la main. La revue de la littérature présentée dans cet article confirme que les matériaux synthétiques présentent des propriétés physiques et mécaniques supérieures au traditionnel plâtre de Paris. En outre, ils sont plus légers, résistent mieux à l'humidité, sont plus radio-transparents et génèrent moins de poussières lors du retrait. Cependant, ils sont moins malléables et engendrent plus de pressions en cas d'œdème du membre. Le plâtre de Paris reste donc souvent indiqué dans la période aiguë après traumatisme ou intervention chirurgicale. Le plâtre de Paris est en outre moins onéreux. Cet avantage pécuniaire est toutefois réduit, notamment parce que le taux de remplacement est plus élevé.

## APPENDICE

## Principaux matériaux de contention orthopédique proposés sur le marché belge

Fournisseurs principaux	Gamme de produits					
	Bandages orthopédiques pour immobilisation circulaire		Plaques pour attelles et orthèses – Attelles préfabriquées ou prédécoupées			
	Minéral et minéral associé à de la résine	Synthétiques à base de résine polyuréthane réactive à l'eau	Synthétiques thermoplastiques thermofonnables	Minéral et minéral associé à de la résine	Synthétiques à base de résine polyuréthane réactive à l'eau	Synthétiques thermoplastiques thermofonnables
Lohmann & Rauscher	- Cellona - Cellona Xtra - Tariatane - Cellamin	- Cellacast Xtra* - Cellacast Active	-	- Cellona Attelles - Cellona Xtra Attelles	- Cellacast Attelles*	-
Orfit Industries (H. Nootens)	-	-	- Orfizip - Plast-O-Fit	-	-	- Orfit Classic Soft - Orfit Classic Stiff - Orfit NS Soft - Orfit NS Stiff - Orfit Eco - Aquafit - Orfillight - Colorfit NS (non sticky) - Soft-Fit NS (non sticky) - Brace-Form (Orfit prédécoupé) - 22 types d'attelles différentes prédécoupées pour les membres supérieurs et inférieurs
Smith&Nephew S.A.-N.V. (BSN Médical et AbilityOne)	- Gypson BP - Gypsona S - Gypse - Platrix	Dynacast Extra* Dynacast Optima Dynacast PII	-	- Gypsona BP - Gypsona S (Platrix) - Biplatrix roll	- Dynacast Splints* - Dynacast Prélude* - Dynacast AS*	- Aquaplast-T - Aquaplast Watercolors - Aquaplast Resilient-T - Aquaplast Original - Aquaplast ProDrape-T - Aquaplast Ultra-Thin - Aquatubes - Tailor Splint - San Splint - Rolyan Air Thru - Ezeform - Polyflex II - Polyform - Polyflex Light - Synergy

## Appendice continuation

		Gamme de produits			
		Bandages orthopédiques pour immobilisation circulaire		Plaques pour attelles et orthèses – Attelles préfabriquées ou prédécoupées	
Fournisseurs principaux					- 11 types d'attelles prédécoupées avec la plupart des produits cités ci-dessus - Rolyan Aquaform (Zippered Splints (9 types d'attelles préfabriquées))
Johnson & Johnson	- Specialist Plaster (non vendu en Belgique)	- Delta-Lite Conformable* - Delta-Lite S* - Deltacast Conformable - Deltacast Elite - Flash Cast		- Deltacast Longueite Splints	- Orthoplast - Orthoplast II
3M	-	- Scotchcast Plus* - Softcast* - Scotchcast Poly	-	- Scotchcast One-Step Splint* - Scotchcast Custom Length Splint* - Conformable Splint* - Attelles 3M Primacast	- Thermoplastic Splinting Material
Runlite	-	-	- X-Lite Classic Cast - X-Lite Premium Cast	-	- X-Lite Classic Splint (Sheets or Dispenses) - X-Lite Premium Splint

\* Produits comportant un support textile en fibres de verre

## GLOSSAIRE

Terme	Définition
Anisométrie	Propriété relative aux corps et aux milieux dont les propriétés diffèrent selon la direction considérée.
Attelle	Du latin « <i>hostella</i> », <i>petit bâton</i> , appareil non circulaire de contention d'un membre, d'un segment de membre ou du rachis.
Contention	Moyen orthopédique ou chirurgical destiné à immobiliser un membre, un segment de membre ou le rachis.
Elasticité	Propriété que possèdent certains corps de reprendre leur forme ou leur volume quand la force qui les déformait a cessé.
Fatigue	La fatigue des matériaux est une notion qui recouvre l'ensemble des phénomènes divers et complexes conduisant à la rupture de pièces métalliques ou autres, sous l'effet d'un grand nombre de sollicitations répétées, à des niveaux de charge inférieure aux valeurs nominales de service.
Laminage	Opération consistant à laminier une substance, c'est-à-dire l'aplatir, l'étirer, l'amincir.
Orthèse	Du grec « <i>ορθοσ</i> », <i>droit</i> , appareil d'assistance appliqué à une région du corps pour pallier une déficience fonctionnelle, à l'exclusion des prothèses, qui sont des appareils de suppléance. La fonction peut être de protection, d'immobilisation, de soutien, de maintien, de correction ou de rééducation.
Plâtre	Synonyme couramment utilisé pour désigner l'appareil plâtré, à base de sulfate de calcium, destiné à immobiliser un membre, un segment de membre ou le rachis. Le matériau est communément appelé « <i>plâtre de Paris</i> » parce que le gypse était à l'origine extrait des carrières de Montmartre (Philbin <i>et al.</i> , 1999). Par extension, le terme plâtre est fréquemment utilisé à tort pour désigner d'autres modes de contention (il est courant de parler de « <i>plâtre synthétique</i> », ce qui est incorrect).
Prothèse	Branche de la thérapeutique chirurgicale destinée à suppléer ou corriger, par un appareillage, le défaut partiel ou total, congénital ou acquis, d'un organe, d'un membre ou d'une fonction. Par extension, ce terme désigne l'appareillage lui-même, c'est-à-dire l'appareil de suppléance destiné à remplacer un membre ou un segment de membre absent, tant dans son aspect extérieur que dans sa fonction.
Résine	Produit solide ou semi-liquide, translucide et insoluble dans l'eau, que sécrètent certaines espèces végétales, notamment les conifères. Les résines sont des composés macro-moléculaires naturels ou synthétiques, utilisés dans la fabrication des matières plastiques, des peintures, etc...
Résistance	Propriété d'un corps de résister, de s'opposer aux forces extérieures.
Rigidité	Inverse de l'élasticité. Ce terme se réfère à l'amplitude de la déformation qui se produit en réponse à la grandeur de la charge appliquée.
Thermoplastique	Qui se ramollit sous l'action de la chaleur ou se durcit en refroidissant de manière réversible.
Synthétique	Qui est obtenu par synthèse.