

Adhérence comparée des colles utilisées dans les orthonyxies

Mélina Dos Santos Alves¹, Manon Antoine¹, David Bacquart², Yves Busegnies, dr.-lic. phys.²,
Pierre D'Ans, dr.-ir.^{2,3,a}

¹ Podologue diplômée de la Haute Ecole Libre de Bruxelles - Ilya Prigogine (HELB)

² Maître-assistant à la HELB, Catégorie Paramédicale

³ Chargé de recherche à l'Université libre de Bruxelles (ULB), Service 4MAT

^a *Auteur de correspondance*. 808, route de Lennik, bâtiment P, 1070 Bruxelles, Belgique.
pdans@ulb.ac.be

Résumé

Les orthonyxies pâtissent de la fiabilité variable des colles utilisées, menant à des détachements prématurés. Cet article compare l'adhérence de colles candidates dans des conditions représentatives (collage PVC – kératine). Des colles testées, la colle cyanoacrylate photoactive Afinitica® Light Lock n°1 HV offre la résistance la plus élevée (0,3 MPa). Les mesures montrent l'importance d'une durée de photopolymérisation suffisante lors de la pose de l'orthonyxie.

Mots clefs : orthonyxie ; colle ; photopolymérisation ; ongle incarné ; adhérence ; décollement ; test mécanique.

Points essentiels

- Un protocole est proposé pour comparer rapidement l'adhérence des colles, en tenant compte des matières réellement collées en orthonyxie.
- Le test réalise une traction simple d'un assemblage constitué de colle, d'ongle et de PVC représentatif des orthonyxies par languette.
- La rupture des colles est décrite par une statistique de Weibull.
- La colle la plus résistante résiste jusqu'à ~0,3 MPa peu après la réalisation du collage.
- Les colles photopolymérisées semblent prometteuses pour le podologue
- Les conditions d'exposition de la colle à la lumière de la lampe doivent être maîtrisées.

1. Introduction

Les défauts de courbure de l'ongle, comme l'ongle incarné, sont handicapantes et douloureuses. Une alternative non-invasive à la matricectomie est l'orthonyxie, par laquelle un fil métallique exerce des forces correctrices sur l'ongle. L'orthonyxie présente un taux de rechute inférieur à 20 %, quoique légèrement supérieur à l'intervention chirurgicale. En revanche, elle est beaucoup moins coûteuse, moins douloureuse, présente moins de complications et permet un retour immédiat à une activité normale (1, 2). Elle a déjà été proposée dans des cas de rechute après une matricectomie, lorsque la matrice de l'ongle n'a pas été correctement enlevée (3).

En analysant les dispositifs disponibles (4), on décompose l'orthonyxie en :

- Un matériau « actif » dont les propriétés mécaniques dictent l'action sur l'ongle : élasticité simple (l'acier inoxydable ou matériaux composites) ou propriétés de mémoire de forme (alliage en nickel-titane).
- Un système de fixation à l'ongle : crochets insérés dans les sillons unguéaux ou collage.

L'orthonyxie de Ross-Fraser (5) utilise des crochets et les propriétés élastiques de l'acier inoxydable. Un dispositif décrit par l'Université d'Erlangen combine ce principe avec l'utilisation

d'un nœud dont le serrage permet d'appliquer la tension souhaitée aux extrémités de l'ongle (2). Le dispositif « K-D » combine des crochets et l'action d'un alliage à mémoire de forme (6). Dans les languettes BS et Regiflex, c'est l'action d'une lamelle en composite époxy-fibre de verre qui procure la rigidité. La connexion à l'ongle se fait au moyen d'une colle cyanoacrylate (7). Enfin, il est possible de réaliser une orthonyxie en collant un fil d'alliage à mémoire de forme sur l'ongle. Cela peut se faire en appliquant des points de résine dentaire aux extrémités de l'ongle (3) ou via une languette en PVC dans laquelle le fil est encapsulé (procédé Bacquart)(8). Ces procédés sans crochets n'engendrent pas de lésion au niveau des sillons, mais se heurtent à l'adhérence limitée des colles utilisées (4).

Les colles sont constituées de monomères et d'agents qui permettent d'initier leur polymérisation. Le monde de la podologie adopte progressivement les colles photopolymérisées, dont la polymérisation est activée par des lampes halogènes ou LED (9). La colle idéale est résistante au décollement, compatible avec une application biomédicale et rapide à polymériser.

L'adhérence d'une colle dépend de la paire de matériaux à coller, de leur état de surface (rugosité, propreté) et de la topologie : courbure des surfaces et orientation des contraintes appliquées. Les données commerciales d'adhérence des colles, souvent exprimées sous la forme de contraintes maximales (en Pascals et leurs multiples) concernent des matériaux génériques. Il n'existe pas de données de l'adhérence sur la kératine des ongles.

Dans ce travail, nous détaillons un montage destiné à une comparaison rapide de l'adhérence, avec les questions de recherche suivantes :

- Est-il possible d'obtenir des données statistiquement significatives pour le problème spécifique des orthonyxies ?
- Peut-on recommander une colle, parmi trois candidates – une colle cyanoacrylate dotée d'un anti-allergène et deux colles photopolymérisées ?

2. Description mécanique du problème

L'importance de l'orientation des contraintes appliquées dans l'adhérence d'une colle rend illusoire de mener une vaste étude impliquant un panel de patients. Chaque ongle ayant sa topologie propre, cela créerait de nombreuses interférences et rendrait l'interprétation malaisée.

Pour sélectionner le type de test à mettre en œuvre, considérons la surface de l'ongle ou la couche de colle posée sur celui-ci. La figure 1 décompose le vecteur force qui s'applique sur un élément de cette matière. Sur ce schéma, F_x et F_y sont des composantes tangentielles, tandis que F_z est une composante normale (perpendiculaire) à la surface de l'ongle. F_y tend à déchausser la matière vers l'avant ou à l'enfoncer (selon son sens). F_x pousse le matériau vers les sillons ou l'en éloigne. Cette composante est à l'origine de l'incarnation. F_z est la composante normale de compression ou de traction telle qu'appliquée dans l'orthonyxie. Elle tend à relever l'ongle et domine lors de l'action d'une orthonyxie. Des composantes selon x et y peuvent s'y superposer, par exemple en cas de défaut de pose de la languette ou par frottement contre les chaussures, mais c'est une contrainte purement normale qu'il convient d'étudier en premier lieu.

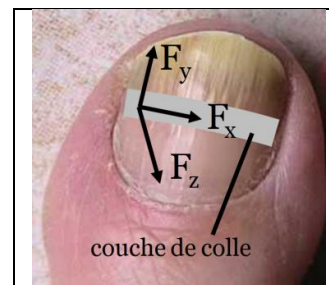


Figure 1 : décomposition des forces présentes dans la couche de colle d'une orthonyxie

3. Matériel et méthodes

En science des matériaux, le test de traction simple instrumenté est habituellement utilisé pour étudier le comportement des matériaux lors de sollicitation normales. Une version simplifiée en a été construite (figure 2a). Ici, c'est le comportement de la couche de colle qu'il faut étudier, et c'est donc sur un assemblage de matériaux, plutôt que sur un matériau unique, que ce papier portera

(figure 2b). L'ongle porcine a été découpé thermiquement, poncé et nettoyé à l'éthanol. Une section droite suffisamment large a été identifiée pour réaliser le reste du montage et garantir des forces normales lors des tests. Les barres en PVC de diamètre 25 mm ont été obtenues par moulage à 180°C de granulés de PVC souple. Leurs extrémités ont été sectionnées de façon à les rendre droites et des crochets ont été vissés comme sur la figure 2b.

Trois colles ont été comparées : une colle cyanoacrylate biocompatible, la colle cyanoacrylate photoactive Afinitica® Light Lock n°1 HV et la colle photoactive Fix & Flash (Bostik), disponible dans la grande distribution. La colle Light Lock est activable aux longueurs d'onde du visible et de l'ultraviolet. La colle Fix & Flash est disponible dans un applicateur muni d'une LED émettant à la longueur d'onde de 380 nm. Chaque colle a été appliquée à raison de 3 gouttes par interface, au moyen de son applicateur. La colle Afinitica® a été exposée à la lampe pendant 30 s. La colle Fix&Flash n'a dans un premier temps été exposée que 15 s, selon les recommandations du fabricant. La résistance mécanique obtenue étant faible (voir résultats), il a été décidé de réaliser une autre série de mesures avec 30 s comme durée d'exposition.

Le test est réalisé par l'application d'une force croissante dans le temps, jusqu'à rupture. La vitesse de croissance de la force est de 9,81 N/min, appliquée par paliers toutes les 30 s. L'ensemble en état de fonctionnement est présenté à la figure 2b. Le résultat d'un test individuel est la force à laquelle la rupture est observée. De cette force F est déduite la contrainte σ selon la formule :

$$\sigma = F/S, \quad (1)$$

où S est la section utile de colle (le double de la section des cylindres, l'ongle étant encollé sur deux faces). Par essence, les essais de rupture produisent des résultats dispersés. Chaque colle est donc testée 15 fois et le traitement statistique vise à fournir la probabilité de rupture en fonction de la contrainte appliquée. On utilise une variante de la loi de Poisson, la statistique de Weibull (10). Sa forme usuelle exprime la probabilité de rupture P_s en fonction de la contrainte appliquée σ et du volume de matériau V :

$$P_s = \exp \left[- \left(\frac{V}{V_0} \right) \left(\frac{\sigma}{\sigma_0} \right)^m \right], \quad (2)$$

L'exposant m est un indicateur de la prévisibilité du matériau. Si m est grand, le matériau rompt dans une gamme étroite de contrainte. L'indice « 0 » dénote une situation de référence dans laquelle les tests de laboratoire sont effectués. D'après (2), si l'on s'intéresse à une pièce de volume $V > V_0$, la probabilité qu'un défaut suffisamment grand pour générer la rupture est plus élevée et le matériau a une plus grande probabilité de rompre. Dans le cas des colles, l'échantillon prend la forme d'une surface encollée S , et c'est donc celle-ci qui est pertinente dans les calculs. L'épaisseur des colles étant constante, l'équation (2) s'écrit :

$$P_s = \exp \left[- \left(\frac{S}{S_0} \right) \left(\frac{\sigma}{\sigma_0} \right)^m \right]. \quad (3)$$

Pour chaque colle, on extrait les paramètres m et σ_0 des résultats expérimentaux.

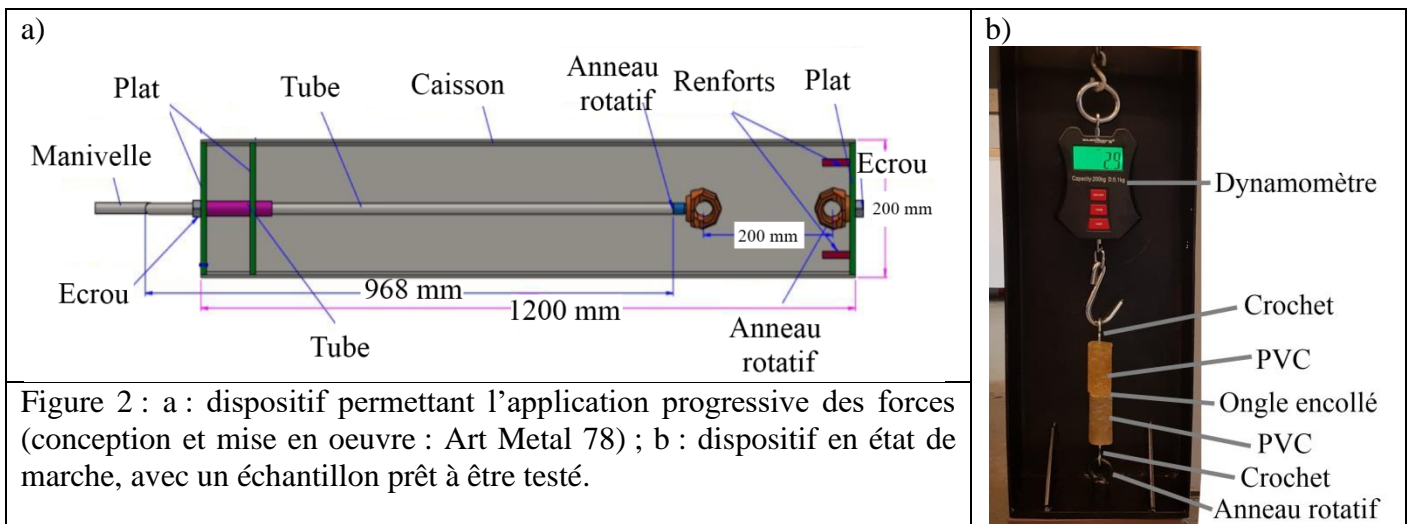


Figure 2 : a : dispositif permettant l'application progressive des forces (conception et mise en oeuvre : Art Metal 78) ; b : dispositif en état de marche, avec un échantillon prêt à être testé.

4. Résultats et discussion

Lors des essais, aucune rupture du polymère ou de l'ongle n'a été observée. C'est généralement l'interface PVC-colle qui a rompu, plutôt que l'interface ongle-colle. Les colles testées ont donc davantage d'affinité pour la kératine de l'ongle que pour le PVC.

Pour chaque colle et chaque valeur de contrainte, il a été relevé le nombre d'éprouvettes déjà rompues. Il en a été déduit la fraction d'éprouvettes rompues en fonction de la charge appliquée (figure 3). Chaque courbe obtenue est monotone croissante : plus la contrainte appliquée est élevée, plus la probabilité de rompre le matériau est élevée. La colle Afinitica® présente la meilleure adhérence. La colle Fix&Flash présente la moins bonne adhérence lorsqu'elle n'est photopolymérisée que 15 s. A 30 s de photopolymérisation, l'adhérence est sensiblement améliorée : à 0,2 MPa, seules 50 % des éprouvettes ont rompu, alors que la totalité a rompu dans le cas de la photopolymérisation de 15 s. Dans ces conditions, la colle Fix&Flash est approximativement aussi adhérente que la colle biocompatible, mais avec un comportement plus dispersé. Ceci est matérialisé par le croisement des séries de données orange et rouge sur la figure 3.

Le traitement de Weibull permet de mieux quantifier ces résultats. Après examen de l'équation (3), on porte $\ln(-\ln P_s)$ en fonction de $\ln \sigma$ pour extraire σ_0 (représentative de l'adhérence) et m (représentatif de la prévisibilité du matériau). L'obtention d'une droite valide le choix de la loi statistique. La figure 4a illustre cette opération. Le coefficient de corrélation linéaire proche de 1 autorise le choix du modèle. L'opération a été répétée pour les 3 autres séries d'expériences avec le même succès. Les valeurs de m et de σ_0 déduites apparaissent à la figure 4b.

La colle Afinitica® est bien la plus résistante, suivie de la colle biocompatible, à égalité avec la colle Fix&Flash (exposée 30 s). Les colles Afinitica® et biocompatible présentent les résultats les moins dispersés et peuvent donc être considérées comme les plus fiables.

Ces valeurs de σ_0 sont valables pour une section $S_0 \cong 9,8 \text{ cm}^2$. L'équation (3) permet d'extrapoler la probabilité de survie à d'autres sections et à d'autres contraintes. La comparaison avec des grandeurs déclarées par un fabricant est malaisée, surtout si elles ne sont pas assorties de la section S encollée ou des matériaux en contact. La fiche technique de la colle Afinitica® annonce une adhérence 135 kg/cm^2 , soit $\sim 13 \text{ MPa}$, bien au-delà des valeurs de σ_0 annoncées sur la figure 4b.

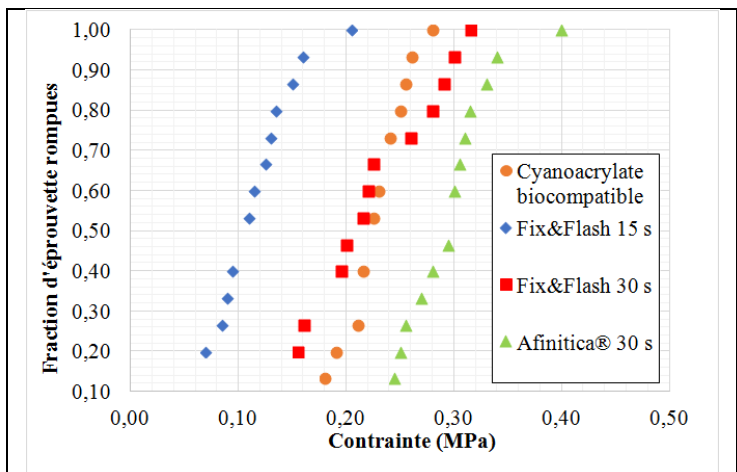


Figure 3 : fraction d'éprouvettes rompues en fonction de la contrainte appliquée. Les temps indiqués correspondent aux durées d'exposition à la lampe.

Un autre point de comparaison provient des travaux d'Erdogan et al., qui ont mesuré des forces atteignant jusqu'à 10 N dans les orthonyxies (11). Cette force se répartit sur la surface encollée. Si l'on applique ce résultat à la colle Afinitica®, et si l'essentiel de cette force s'applique sur 25 mm^2 , l'équation (3) prédit une probabilité de survie de 82% . Cette valeur est très sensible à la section et à la force appliquée. Réduire la section d'encollage autorise des contraintes plus grandes, mais engendre aussi des contraintes plus élevées. Porter la section à 20 mm^2 réduit la probabilité de survie à seulement 45% . Ce calcul montre l'intérêt d'une charge de collage bien répartie aux points d'attache.

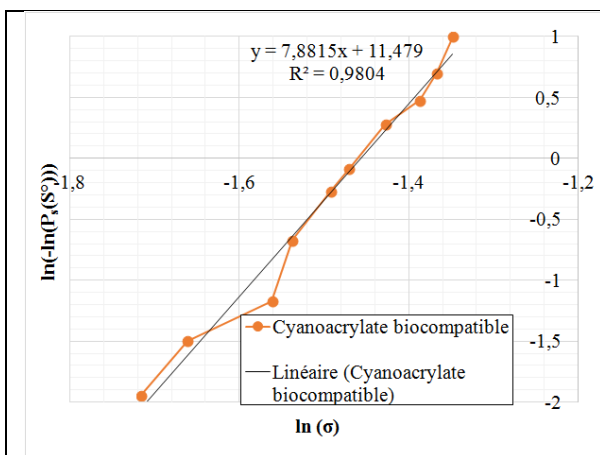


Figure 4a : identification des paramètres de rupture par la méthode de Weibull

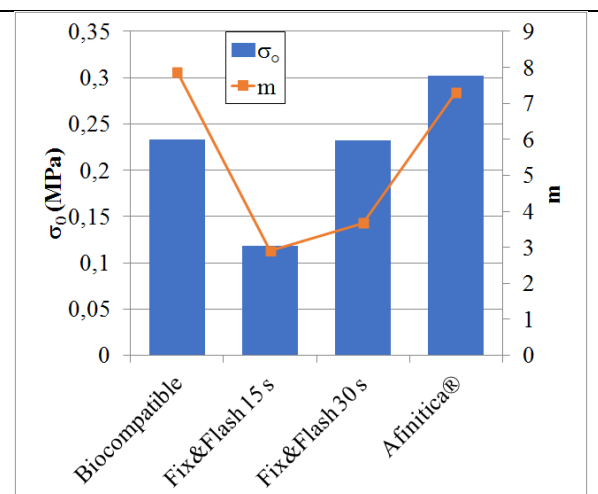


Figure 4b : comparaison des paramètres de Weibull : contrainte de rupture et prévisibilité

5. Conclusion

Le test d'adhérence proposé dans cet article compare les colles utilisées dans les orthonyxies, en tenant compte des matériaux réellement utilisés. Il permet de réaliser des classements de la résistance mécanique et du caractère prédictible de la rupture. Une limitation est la durée pendant laquelle la colle peut polymériser avant d'être mise en charge – durée courte dans les tests. Après l'arrêt de l'exposition aux rayonnements, la polymérisation est susceptible de se poursuivre, entraînant une résistance accrue.

Des colles testées, la colle photopolymérisable Afinitica® présente la résistance la plus élevée ($0,3 \text{ MPa}$) et une variabilité modérée. Ceci en fait un candidat de choix, d'autant que sa viscosité élevée permet un encollage plus sûr de l'ongle du patient. Cette conclusion n'est pas généralisable à toutes

les colles photopolymérisantes. Les résultats dépendent de la durée d'exposition aux rayonnements : pratiquement, le podologue veillera dans un premier temps à suivre les consignes du fabricant.

La statistique de Weibull permet d'extrapoler ces résultats à des situations proches du test, notamment pour d'autres surfaces encollées, pour autant que le reste du processus d'encollage soit identique.

Ce travail offre la possibilité de développer les expertises suivantes :

- (i) L'application du test proposé à tout nouveau type de colle pour les orthonyxies, sans recours à de nombreux essais et erreurs sur des patients.
- (ii) L'étude de l'influence des paramètres d'encollage (durée de polymérisation ou d'exposition aux rayons, géométrie,...) en vue de diffuser les bonnes pratiques. Le montage proposé, limité aux contraintes normales, peut être étendu aux cisaillements.
- (iii) Le développement d'orthonyxies permettant de ne mettre en charge la colle qu'après une prise suffisante, en vue d'éviter une rupture prématurée.

Références

1. Kruiff S, van Det R, van der Meer G, I. vdB, van der Palen J, Geelkerken R. Partial Matrix Excision or Onychoxia for Ingrowing Toenails, *Journal of the American College of Surgeons* 2008;206:148-53.
2. Harrer J, Schöffl V, Hohenberger W, Schneider I. Treatment of Ingrown Toenails Using a New Conservative Method, *Journal of the American Podiatric Medical Association* 2005;95:542-9.
3. Won J-H, Chun J-S, Won Y-H. A non-invasive method for treating ingrown nail recurrence due to incomplete matricectomy, *Journal of the American Academy of Dermatology*, in press.
4. Reymond N. Prise en charge de l'ongle incarné par le pédicure-podologue, *Revue du Podologue* 2012;44:14-7.
5. Ross WR. Treatment of the Ingrown Toenail: And a New Anesthetic Method, *Surgical Clinics of North America* 1969;49:1499-504.
6. Arik H, Arican M, Gunes V, Kose O. Treatment of Ingrown Toenail with a Shape Memory Alloy Device, *Journal of the American Podiatric Medical Association* 2016;106:252-6.
7. Cazalet-Raskin C. Les techniques d'orthonyxies, *Revue du Podologue* 2005;3:16-20.
8. Bacquart D. Languette. Brevet 1019188A3 (Belgique). 2012.
9. Boissier J-M. Les lampes à photopolymériser en orthonyxie et onychoplastie, *Revue du Podologue* 2016;70:24-7.
10. Ashby M, Jones D, Bréchet Y (trad.). *Matériaux - vol. 1 et 2*, Dunod 1991.
11. Erdogan F. A Quantitative Method for Measuring Forces Applied by Nail Braces, *Journal of the American Podiatric Medical Association* 2011;101:247-51.