

# Applications cliniques de l'os synthétique alloplastique

• Jim Grisdale, BA, DDS, Dip. Pros., Dip. Perio., MRCD(C) •

© J Can Dent Assoc 1999; 65:559-62

La prévention de la perte de l'os alvéolaire et le maintien de la structure du procès alvéolaire sont essentiels à la stabilité à long terme des prothèses classiques ou sur implant. L'extraction des dents peut entraîner la perte de 40 à 60 p. 100 de l'os alvéolaire durant une période de deux à trois ans<sup>1,2</sup>. Or plusieurs conditions, notamment le vieillissement, les rides faciales, les restaurations dentaires non esthétiques et la perte de dimension verticale, sont souvent accélérées par la perte prématurée du massif facial. Lorsque la mandibule devient édentée, le procès alvéolaire se résorbe et disparaît<sup>1</sup>. Le maintien de l'os est la technique qui consiste à préserver les os, après la perte d'une dent<sup>3</sup>. Au moment de la perte d'une dent, tout doit être fait pour préserver la hauteur et la largeur de la mandibule.

Une morphologie non satisfaisante de la crête peut être due à une parodontopathie, un traumatisme ou une complication endodontique. Lors de l'extraction d'une dent, il faut tenir compte de la forme finale de la crête alvéolaire et du tissu mou sous-jacent et viser l'obtention d'un résultat optimal au plan fonctionnel et esthétique lors du remplacement final de la dent. Les complications des tissus mous et durs peuvent donner lieu à des résultats insatisfaisants pour le patient, à savoir une morphologie inacceptable de la dent, une mauvaise phonétique et un manque de confiance quant à la stabilité des dents. Ces problèmes peuvent toutefois être évités au moment du diagnostic et de la consultation. Les techniques modernes de préservation de la crête offrent en effet au dentiste les moyens de satisfaire aux exigences esthétiques, phonétiques et fonctionnelles des cas les plus exigeants.

Les autogreffes et les allogreffes sont largement utilisées par les chirurgiens orthopédiques, de plus en plus sollicités pour des reconstructions osseuses<sup>4</sup>. Les dentistes ont eux aussi recours à des autogreffes, des allogreffes et à l'utilisation de matériaux alloplastiques dans la cavité buccale, ce qui modifie la façon dont nous traitons les patients. Combinées à l'osséointégration, la reconstruction de la crête et la mise en place d'implants peuvent servir d'appui à une variété de prothèses<sup>5</sup>.

Les extractions dentaires de routine causent des plaies sanglantes ouvertes et, dans bien des cas, on se fie qu'il y aura coagulation pour favoriser la cicatrisation de seconde intention. La perturbation de la coagulation peut donner lieu à une cicatrisation lente et douloureuse. Il arrive également que l'on procède à une compression des plaques corticales faciales et linguales, pour tenter de réduire la largeur de la plaie. Une légère variation de cette technique peut donner des résultats plus prévisibles, tout en maintenant la hauteur de l'os et le contour de la crête.

## Préservation de la crête

Durant la première année qui suit une extraction dentaire, la perte osseuse verticale est en moyenne de 2 à 3 mm dans le maxillaire supérieur et de 4 à 5 mm dans le maxillaire inférieur<sup>6</sup>. Les évaluations radiographiques et cliniques des dimensions de la crête alvéolaire montrent une perte significative au niveau de la largeur et de la hauteur, après l'extraction de la dent<sup>7</sup>. Le traitement de substitution permet d'éviter la perte osseuse significative qui survient après une extraction et aide à satisfaire aux exigences esthétiques et fonctionnelles.

Le praticien doit être familier avec les avantages et les inconvénients de chaque type de greffe ou matériau d'implant. Les greffons autogènes sont sans danger et ne provoquent pas d'immunogénicité, ni de contamination croisée. Il y a des cas, toutefois, où la quantité d'os autogène est insuffisante ou encore où il est contre-indiqué d'avoir un autre champ opératoire additionnel. Des matériaux allogéniques, comme l'os lyophilisé décalcifié, lequel est largement disponible et a des propriétés ostéogéniques, peuvent alors être utilisés. Certaines craintes ont toutefois été exprimées quant au léger risque d'immunogénicité et de pathogénicité de ces produits<sup>8</sup>. Mellonig et coll.<sup>9</sup> ont démontré que le traitement de l'os lyophilisé déminéralisé inactivait le VIH.

Depuis quelque temps, l'attention se tourne de plus en plus vers l'utilisation de matériaux synthétiques. Ces derniers visant tous à remplacer les allogreffes ou les autogreffes doivent posséder des propriétés intéressantes au plan clinique et offrir un potentiel de restauration optimal, au niveau de la forme et de la fonction. Le matériau alloplastique doit donc être biocompatible avec le tissu hôte (c.-à-d. être non toxique, non allergène, non cancérigène et non inflammatoire), pouvoir stimuler l'induction osseuse, être résorbable après le remplacement par l'os, être radio-opaque, être capable de résister aux procédures de stérilisation sans perdre ses caractéristiques recherchées, être facile à obtenir et peu coûteux et résister aux variations de température et d'humidité. Sa porosité doit également être suffisante pour permettre la conduction et la croissance de l'os dans l'implant et autour; il doit enfin posséder des propriétés physiques similaires à celles du tissu qu'il remplace<sup>10,11</sup>.

À cause de son potentiel d'application dans un certain nombre de situations cliniques et de son adaptabilité à la résolution de problèmes à long terme, l'os synthétique constitue une addition fort utile à la gamme de matériaux qui s'offrent au clinicien<sup>12</sup>. Cherchant à trouver un substitut parfait à l'os, les cliniciens ont fait l'essai — avec des niveaux variables de succès — de plusieurs

matériaux, incluant les autogreffes,<sup>13</sup> les allogreffes<sup>14</sup> et divers composés apatites<sup>15</sup>. Plusieurs caractéristiques indésirables ont été observées après l'utilisation de ces matériaux, notamment une résorption après une mise en place réussie, une difficulté de manipulation, la fragilité du matériau, des propriétés non ostéogéniques et une microporosité insuffisante pour permettre l'intégration avec l'os en régénération. Ces matériaux peuvent aussi être difficiles à obtenir.

La reconstruction des crêtes maxillaire et mandibulaire atrophiées constitue, pour les chirurgiens buccaux, les spécialistes des implants et les prosthodontistes, un défi de taille. Une chirurgie majeure, une longue période de rétablissement après la chirurgie et des résultats imprévisibles sont habituellement associés à la récupération du tissu et de l'os perdus. La préservation des crêtes doit être présentée comme un moyen de prévenir les phénomènes qui surviennent après la perte des dents<sup>16</sup>. Le taux de renouvellement et le métabolisme de l'os alvéolaire sont très élevés. Le principal rôle de l'os alvéolaire est de supporter les dents et le stress dû à la force de l'impact. Lorsque ces fonctions sont compromises, une perte de l'os alvéolaire peut être assez rapide et spectaculaire<sup>17,18</sup>. Plusieurs théories peuvent en expliquer les raisons : l'atrophie, la diminution de l'apport sanguin, la pression sous-jacente exercée par la prothèse sur les crêtes édentées et l'inflammation localisée de l'os. Qui plus est, ces phénomènes se poursuivent durant toute la vie du patient et entraînent la perte de tissu mou et dur.

Le concept de la préservation de l'os devient sans doute encore plus important aujourd'hui, avec la popularité de plus en plus grande des implants dentaires associés à une prothèse fixe ou semi-fixe. Au moment de la chirurgie, le clinicien doit préserver à la fois la hauteur et la largeur de la crête. Le choix des matériaux à utiliser pour maintenir la forme et favoriser le remplissage osseux est un facteur important à considérer dans la greffe de crêtes. Certains des matériaux recommandés pour la préservation des crêtes présentent en effet des problèmes, notamment l'exposition, une difficulté de manutention et le caractère imprévisible des résultats obtenus<sup>19</sup>. Des particules d'hydroxyapatite denses et des formes radiculaires, qui tous deux présentent des phénomènes de migration et d'exfoliation, sont associés à la difficulté d'obtenir des résultats prévisibles. Des composites de plastique biocompatibles sont utilisés avec succès depuis trois décennies, en chirurgie orthopédique, plastique, reconstructive et ophthalmologique ainsi qu'en neurochirurgie<sup>20</sup>.

Le polymère de substitution des tissus durs (HTR) (U.S. Surgical Corp., Norwalk, CT) a été introduit en dentisterie en 1968, sous sa forme poreuse moulée<sup>21,22</sup> puis, au milieu des années 70, sous forme de polymère poreux en particules. Les premiers essais cliniques ont été réalisés par des cliniciens dans leur propre cabinet et, selon les premières analyses statistiques faites par les parodontistes, les chirurgiens buccaux et les dentistes généralistes, un taux de réussite de 97,9 p. 100 a été associé à l'utilisation du polymère HTR<sup>23</sup>. Le polymère HTR est un matériau synthétique microporeux pour greffe osseuse, dont le noyau est fait de méthacrylate de polyméthyle et la surface est recouverte de méthacrylate de polyhydroxyéthyle, ce qui donne une résine composite biocompatible<sup>3</sup>. Ce composé se lie avec l'os au niveau de ses couches de calcium extérieures. Ces polymères sont utilisés sous diverses formes pour fabriquer des verres de contact, des valves prothétiques cardiaques, des prothèses de la tête fémorale, du ciment

osseux, pour la fusion de vertèbres et comme implants pour la libération prolongée de médicaments<sup>24</sup>. Le polymère HTR ne provoque pas de réaction inflammatoire ou immunitaire après un contact prolongé avec les os ou les tissus mous<sup>25</sup>. Le polymère HTR a une charge négative de 10 mV à sa surface, qui est compatible avec la grande conductivité de l'os. Parmi ses autres propriétés, mentionnons son caractère hydrophile, sa grande porosité (dimensions variant étant 150 et 350  $\mu\text{m}$  entre les pores et de 200  $\mu\text{m}$  à l'intérieur) ainsi qu'une grande résistance à la compression (50 000 psi sous forme particulière et 5000 psi sous forme moulée) malgré sa nature poreuse<sup>20</sup>. Sous forme particulière, le polymère HTR a été utilisé avec succès pour la correction de défauts parodontiques et autres défauts osseux (kystes, tumeurs, granulomes)<sup>26,27</sup>, pour l'augmentation des crêtes édentées, autour des implants et en association avec le remplacement immédiat de la dent et la racine après une extraction.

L'utilisation du polymère HTR peut également prévenir une perte significative de l'os alvéolaire après une extraction simple ou des extractions multiples<sup>20</sup>. Les dents adjacentes peuvent en effet être protégées contre la perte d'os proximal consécutive à une extraction pratiquée pour des raisons d'ordre esthétique, parodontique ou fonctionnel, ce qui peut prévenir l'affaissement facial et occlusal. L'augmentation de la crête peut être pratiquée immédiatement ou être différée. L'usage immédiat du polymère HTR peut maintenir et accroître la hauteur et la largeur de la crête alvéolaire en vue de restaurations ou de prothèses futures. L'augmentation différée peut aider à corriger une atrophie de la crête due à des extractions antérieures. Les formes particulières ou moulées du polymère HTR peuvent être utilisées pour accroître les dimensions de la crête alvéolaire et corriger des anomalies osseuses.

## Utilisation de membranes barrières

La mise en place d'une membrane peut être utile avec les matériaux de greffe osseuse pour aider à réduire l'interposition de tissu fibreux, prévenir la perte de matériau et protéger le tissu sous-jacent contre l'invasion bactérienne. Des matériaux résorbables et non résorbables ont été utilisés avec succès à cette fin. Les matériaux dérivés du collagène, utilisés même sans suture primitive, semblent adhérer et s'incorporer rapidement aux tissus sous-jacents. Comme la plupart des fabricants recommandent une suture primitive avec les membranes d'acide polylactique et d'acide polyglycolique, il faut plus de temps pour obtenir le but visé, qui est de protéger le matériau de greffe. Des matériaux non résorbables comme le polytétrafluoroéthylène (PTFE) à haute densité, offerts en diverses formes et textures, peuvent aussi être utilisés. Ces matériaux peuvent être exposés à l'environnement buccal et sont habituellement retirés après trois semaines.

Certains critères devraient être pris en considération au moment de choisir une membrane, entre autres sa facilité d'utilisation, la possibilité de l'utiliser sans suture primitive, sa biocompatibilité avec les tissus et sa tolérance par les tissus, si la membrane offre une stabilité suffisante pour la consolidation du matériau de greffe osseuse et son coût. Après une extraction simple, l'application d'un matériau dérivé du collagène (hétérogrefe) semble donner de bons résultats comme barrière et répond aux critères précités. Dans le cas d'extractions multiples, il n'est peut-être pas nécessaire d'avoir une membrane barrière avec le polymère HTR, lorsqu'une suture primitive est pratiquée. Cependant, si l'on se fie

à une cicatrisation de seconde intention, un matériau non résorbable est souvent choisi.

### Étude de cas

Aux ill. de 1 à 10 on montre l'utilisation d'un matériau de greffe synthétique, le HTR-24 (Septodont of Canada Inc., Cambridge ON) et du Hemocollagène (Septodont of Canada Inc., Cambridge ON) chez une patiente de 68 ans. La patiente souffre d'hypertension et doit prendre des médicaments tous les jours. La dent 21, un pilier pour un pont fixe remplaçant les dents 11 et 12, présente une fracture radicaire qui nécessite le sectionnement des pontiques 11 et 12 et l'extraction de la dent 21. Une technique de préservation et d'augmentation de la crête a été faite lors de l'extraction de la dent 21. Environ 12 mois plus tard, deux implants Endopore (Innova Corp., Toronto ON) ont été mis en place, à peu près à l'emplacement des dents 12 et 22. La cicatrisation s'est faite sans problème et la patiente subira prochainement une restauration permanente pour remplacer un pont fixe pré-existant.

### Conclusion

Le maintien et le remplacement de la crête sont des interventions qui semblent gagner en popularité comme moyens de faciliter le remplacement des dents et d'assurer des résultats plus prévisibles lors des interventions restauratrices et prothétiques. Le polymère HTR est un matériau bien toléré, biocompatible, facile à utiliser et qui ne provoque pas de réactions inflammatoires apparentes. Les hémorragies post-opératoires ne semblent pas poser de problème, en raison du caractère hydrophile de ce matériau. Le matériau HTR peut être mélangé avec le sang et la salive et utilisé directement avec des antibiotiques. Comme environ 10 p. 100 du polymère HTR est non résorbable, le remplissage osseux peut être facilement observé sur les radiographies durant le processus de cicatrisation. Ce copolymère microporeux calcifié constitue une addition fort utile à l'éventail des produits qui s'offrent au praticien dentaire. ♦

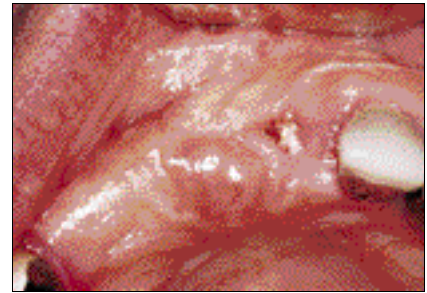
*Le Dr Grisdale exerce dans un cabinet privé à Vancouver (C.-B).*

*Demandes de tirés à part : Dr Jim Grisdale, 805 - 805, Broadway O., Vancouver, BC V5Z 1K1*

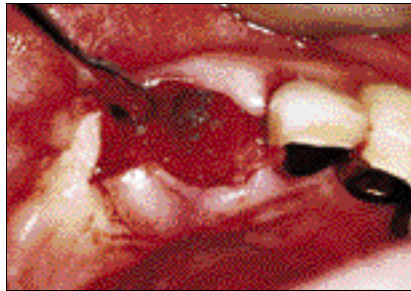
*L'auteur n'a aucun intérêt financier déclaré dans la ou les sociétés qui fabriquent les produits mentionnés dans cet article.*



**Illustration 1 :** Situation préopératoire : dent-pilier défectueuse 21; caries secondaires.



**Illustration 2 :** Retrait du pont fixe, exposant la racine de la dent 21.



**Illustration 3 :** Extraction de la racine de la dent 21, en préservant le plus d'os possible.



**Illustration 4 :** Mise en place du polymère HTR-24.



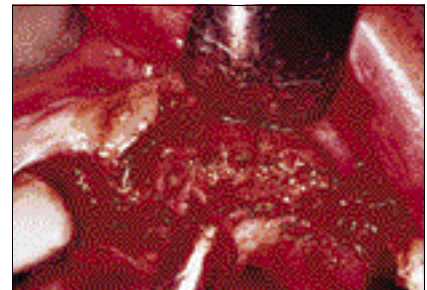
**Illustration 5 :** Mise en place du Hemocollagène et suture par 4-0 Vicryl (Ethicon, Inc. Sommerville, NJ).



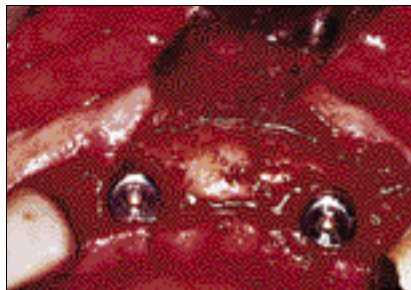
**Illustration 6 :** Résultat, 10 mois après la chirurgie, vue faciale.



**Illustration 7 :** Résultat 10 mois après la chirurgie, vue incisive.



**Illustration 8 :** Exposition chirurgicale de la crête après augmentation.



**Illustration 9 :** Mise en place des deux implants Endopore.



**Illustration 10 :** Radiographie des dents 21 et 12 après HTR et implants Endopore.

**Références**

1. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent* 1972;27:120-32.
2. Atwood DA. Some clinical factors related to the rate of resorption of residual ridges. *J Prosthet Dent* 1962; 12:441-50.
3. Ashman A, Bruins P. A new immediate hard tissue replacement (HTR) for bone in the oral cavity. *J Oral Implantol* 1982; 10:419-52.
4. de Boer HH. The history of bone grafts. *Clin Orthop* 1988; 226:292-8.
5. Tolman, DE. Advanced residual ridge resorption: surgical management. *Int J Prosthodont* 1993; 6:118-25.
6. Rissolo AR, Bennett J. Bone grafting and its essential role in implant dentistry. *Dent Clin North Am* 1998; 42:91-116.
7. Lekovic V, Kenney EB, Weinlaender M, Han T, Klokkevold P, Nedic M, and others. A bone regenerative approach to alveolar ridge maintenance following tooth extraction. Report of 10 cases. *J Periodontal* 1997; 68:563-70.
8. Buck BE, Malinin TI, Brown MD. Bone transplantation and human immunodeficiency virus. An estimate of risk of acquired immunodeficiency syndrome (AIDS). *Clin Orthop* 1989; 240:129- 36.
9. Mellonig JT, Prewett AB, Moyer MP. HIV inactivation in a bone allograft. *J Periodontal* 1992; 63:979-83.
10. Bissada NF, Hangorsky U. Alveolar bone induction: alloplasts. *Dent Clin North Am* 1980; 24:739-49.
11. Ganeles J, Listgarten MA, Evian CI. Ultrastructure of durapatite — periodontal tissue interface in human intrabony defects. *J Periodontal* 1986; 57:133-40.
12. Ashman A. On implantable materials. *NYJ Dent* 1974; 44:180-5.
13. Dragoo MR, Sullivan MC. A clinical and histologic evaluation of autogenous iliac bone grafts in humans. Part I. Wound healing 2 to 8 months. *J Periodontal* 1973; 44:599-613.
14. Hodosh M, Shklar G, Povar M. Current status of the polymer tooth implant concept. *Dent Clin North Am* 1970; 14:103-15.
15. Krejci CB, Bissada NF, Farah C, Greenwell H. Clinical evaluation of porous and nonporous hydroxyapatite in the treatment of human periodontal defects. *J Periodontal* 1987; 58:521-8.
16. Cranin AN, Simons A, Klein M, Kirakian A, Ashman A, Colmery BH 3rd. The use of a particulate, microporous, calcified copolymer as a ridge maintenance device in dogs. *J Vet Dent* 1995; 12:53-8.
17. Denissen HW, Kalk W, Veldhuis HA, van Waas MA. Anatomic consideration for preventive implantation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8:191-6.
18. Lam RV. Effect of root implants on resorption of residual ridges. *J Prosthet Dent* 1972; 27:311-3.
19. Ashman A. Use of polymeric, ceramic and other materials as synthetic bone in implantology. *Endosteol Dental Implants*. McKinney Ed. Mosby Chap 1991; 34:427-37.
20. Ashman A, Bruins P. Prevention of alveolar bone loss postextraction with HTR grafting material. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1985; 60:146-53.
21. Ashman A. Acrylic resin tooth implant — a case report. *J Oral Implantol* 1970; 1:117-9.
22. Ashman A. Acrylic resin tooth implant: a progress report. *NYJ Dent* 1971; 41:65-8.
23. Norman BA. HTR polymer bone-grafting material: a clinical survey of 647 cases. *Compendium* 1987; 8:821-2.
24. Boyne PJ, Sheer PM. Bone inductive effect of skeletal growth factor with HA and HTR polymer in synthetic matrices. Abstracts of papers presented at the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons meeting, September, 1986.
25. Ashman A, Moss LM. Implantation of porous polymethylmethacrylate resin for tooth and bone replacement. *J Prosthet Dent* 1977; 37:657-65.
26. Murray VK. Polymer implantation in periodontic endodontic lesions. Two case reports. *NYJ Dent* 1991; 57:25-7.
27. Yukna RA. HTR polymer grafts in human periodontal osseous defects. I. 6-month clinical results. *J Periodontal* 1990; 61:633-42.

INDEX DES  
ANNONCEURS

American Association of Orthodontists . . . . .	558
Ash Temple . . . . .	538
BridgeCrown & Fillings Corp. . . . .	555
Byte Dental Systems Inc. . . . .	591
CDSPI . . . . .	544, 575, 585, 592
Compagnie Block Drug (Canada) Ltée. . . . .	563
Concord Dental Seminars. . . . .	557
Congrès de l'ADC . . . . .	570
Jaguar . . . . .	542
Kennedy Professional Educational Seminars Inc. . . . .	574
Knoll Pharma . . . . .	564-5
Nobel Biocare . . . . .	540
Optiva Corporation . . . . .	546
Oral B . . . . .	541
Pharmacia & Upjohn . . . . .	551, 552
Strathcona Pharmacy . . . . .	569