

DÉCLARATION DE PRINCIPE DE LA FDI

Photopolymérisation intraorale des matériaux à base de résine

Pour adoption par l'Assemblée générale de la FDI :
27-29 septembre 2021, Sydney, Australie

1
2

3 CONTEXTE

4 Les matériaux à base de résine directement photopolymérisables et les unités de
5 photopolymérisation dentaire se sont largement répandus dans la plupart des
6 cliniques dentaires du monde. Les dentistes disposent depuis peu de nouveaux
7 matériaux utilisant d'autres photo-initiateurs en plus de la camphoroquinone ainsi que
8 de nouvelles unités de photopolymérisation émettant différents spectres de lumière.
9 Contrairement au large spectre d'émission des lampes à quartz tungstène-halogène
10 (QTH), la longueur d'onde de certaines unités de photopolymérisation à diode
11 électroluminescente (LED) ou à laser peut être trop étroite pour activer tous les
12 nouveaux photosensibilisateurs. Une telle incompatibilité physico-chimique est
13 problématique, car le succès clinique et la biocompatibilité des matériaux à base de
14 résine, comme les résines composites, les adhésifs, les résines orthodontiques, les
15 ciments et les scellements, dépendent de leur degré de photopolymérisation dans la
16 bouche.^{1,2} Cette déclaration de principe aborde cet enjeu souvent négligé et fournit
17 des recommandations en matière de photopolymérisation intraorale.

18

19 PÉRIMÈTRE

20 Cette déclaration de principe de la FDI souligne les aspects fondamentaux d'un bon
21 usage des différentes unités de photopolymérisation (QTH, LED et laser) dans les
22 cabinets dentaires. Des recommandations et une formation professionnelles sur
23 l'utilisation adaptée des unités de photopolymérisation (p. ex. les effets de la position
24 de l'embout, du mouvement, de l'angulation et du temps d'exposition) sont
25 nécessaires.¹

26

27 DÉFINITIONS^{1,3}

28 Émittance (mW/cm²)

29 Flux énergétique d'un rayonnement électromagnétique par unité d'aire émis par une surface.

30

31 Éclairement énergétique (mW/cm²)

32 Flux énergétique d'un rayonnement électromagnétique par unité d'aire reçu par une surface.

33 Remarque : l'éclairement énergétique est mesuré à plusieurs distances de la source et est

34 égal à l'émittance à 0 mm de l'embout.

35

36 **Spectre d'émission (nm)**

37 Domaine de longueur d'onde d'un rayonnement électromagnétique émis par une source de
38 lumière.

39

40 **Flux spectral (mW/nm)**

41 Flux énergétique d'un rayonnement électromagnétique émis, transmis, réfléchi ou reçu par
42 unité de longueur d'onde.

43

44 **Uniformité de faisceau lumineux**

45 Homogénéité de l'éclairement énergétique et du flux énergétique spectral à travers le faisceau
46 lumineux de la source de lumière.

47

48 **Photo-initiateur**

49 Composé chimique d'un matériau à base de résine photopolymérisable qui, une fois activé
50 par une longueur d'onde spécifique de lumière visible, déclenche la polymérisation du
51 matériau à base de résine.

52

53 **Photosensibilisateur**

54 Composé chimique d'un système de **photo-initiateur** qui réagit avec un accélérateur pour
55 produire des espèces réactives pour la polymérisation des matériaux à base de résine.
56 Remarque : très souvent, la camphoroquinone est utilisée en tant que photosensibilisateur et
57 une amine aliphatique en tant qu'accélérateur.

58

59

59 **PRINCIPES**

60 Le succès à long terme des restaurations dépend de nombreux facteurs. Une
61 photopolymérisation adaptée est un point important, mais souvent sous-estimé. La
62 sélection et l'utilisation adéquates des unités de photopolymérisation dentaire sont
63 essentielles pour la sécurité des patients et des opérateurs ainsi que pour le succès
64 à long terme des restaurations dentaires directes et autres matériaux dentaires
65 photopolymérisables.¹ Une protection oculaire est nécessaire pour utiliser les unités
66 de photopolymérisation de façon sûre.

67

68

69

69 **DÉCLARATION**

70 Conformément aux normes ISO 10650:2018 et 4049:2019,⁴ les fabricants de
71 matériaux dentaires photopolymérisables doivent fournir des informations précises sur
72 les longueurs d'onde de lumière, l'éclairement énergétique, le temps d'exposition et
73 l'épaisseur maximum nécessaires pour garantir une photopolymérisation suffisante.
74 Ils doivent également fournir des informations précises sur le flux énergétique,
75 l'émittance, la perte d'éclairement énergétique sur la distance, le spectre d'émission
76 et la zone de l'embout active ainsi qu'indiquer les spécifications en matière de
77 transmission et d'uniformité de faisceau lumineux. Les fabricants de matériaux
78 dentaires photopolymérisables et les fabricants d'unités de photopolymérisation
79 dentaire doivent fournir les données requises par les méthodes d'essai normalisées
80 et respecter les exigences en matière d'étiquetage normalisé et de mode d'emploi.⁵

81

82 La FDI soutient les recommandations suivantes :

83

- 84 • les chirurgiens-dentistes doivent vérifier que les longueurs d'onde de lumière
85 émises par les unités de photopolymérisation sont employées conformément
86 aux spécifications du fabricant des matériaux à base de résine ;
87
- 88 • l'épaisseur d'incrément maximum du matériau et le temps d'exposition
89 recommandés par le fabricant doivent être respectés ;
90
- 91 • les couleurs et nuances plus foncées et/ou plus opaques d'un même produit
92 peuvent nécessiter des temps d'exposition plus longs et/ou une application en
93 plus petites épaisseurs ;
94
- 95 • l'émittance moyenne des unités de photopolymérisation doit être comprise
96 entre 500 et 2 000 mW/cm². Les zones à l'extrémité des unités de
97 photopolymérisation peuvent entraîner une photopolymérisation insuffisante
98 avec une émittance inférieure à 500 mW/cm² et créer une irritation thermique
99 et/ou endommager les tissus bucco-dentaires avec une émittance supérieure
100 à 2 000 mW/cm².⁵ Il faut faire preuve de prudence lors de l'utilisation d'unités
101 de photopolymérisation à haut rendement (supérieur à 2 000 W/cm²), qui
102 préconisent des temps d'exposition très courts (1-5 s). Même si certains
103 matériaux à base de résine sont adaptés à certaines unités de
104 photopolymérisation avec des temps d'exposition courts, les unités de
105 photopolymérisation peuvent ne pas polymériser correctement tous les
106 matériaux à base de résine ;
- 107
- 108 • les performances de l'unité de photopolymérisation doivent être régulièrement
109 contrôlées, car l'émittance (c'est-à-dire l'éclairement énergétique à l'extrémité
110 de la lampe) peut changer avec le temps. Les unités de photopolymérisation
111 doivent également être chargées régulièrement et leur extrémité doit être
112 aseptisée et propre ;
- 113
- 114 • la photopolymérisation des matériaux à base de résine dépend également de
115 l'angulation de l'embout de la lampe ainsi que de la distance entre l'embout et
116 le matériau.^{2,6} Dans les cavités profondes, un temps d'exposition plus long est
117 nécessaire pour compenser la perte d'éclairement énergétique ;
- 118
- 119 • une évaluation normalisée de l'efficacité des dispositifs de protection oculaire
120 du clinicien, qu'ils soient fournis avec les unités de photopolymérisation ou
121 indépendants, est obligatoire. Une formation professionnelle sur l'utilisation des
122 unités de photopolymérisation (p. ex. sur les effets de la position de l'embout,
123 du mouvement ou de l'angulation) est nécessaire ;^{1,7}
124
- 125 • les chirurgiens-dentistes doivent fournir des instructions et superviser
126 l'utilisation des dispositifs de photopolymérisation par les assistants dentaires
127 et s'assurer que leur équipe dentaire est dûment formée et comprend les
128 principes et les recommandations professionnelles ci-dessus en matière de
129 photopolymérisation.
130

131 Des recherches complémentaires sur la sécurité et l'efficacité des unités de
132 photopolymérisation et des matériaux dentaires sont recommandées.

133 **MOTS-CLÉS**

134 unité de photopolymérisation, matériaux de restauration, résine composite,
135 photopolymérisable, photopolymérisation, photo-initiateur, unité de
136 photopolymérisation LED
137

138 **AVERTISSEMENT**

139 Les informations contenues dans cette déclaration de principe se fondent sur les
140 meilleures preuves scientifiques actuellement disponibles. Elles peuvent être
141 interprétées pour tenir compte des sensibilités culturelles et des contraintes
142 socioéconomiques prévalentes.
143

144 **RÉFÉRENCES**

- 145 1. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-Curing Units: A Review of What We
146 Need to Know. *J Dent Res.* 2015;94:1179-86.
147
- 148 2. Maktabi H, Ibrahim M, Alkhubaizi Q, et al. Underperforming light curing procedures
149 trigger detrimental irradiance-dependent biofilm response on incrementally placed
150 dental composites. *J Dent.* 2019;88:103110.
151
- 152 3. Kirkpatrick SJ. A primer on radiometry. *Dent Mater.* 2005;21:21-6.
153
- 154 4. International Organization for Standardization. Dentistry-Powered polymerization
155 activators. International Organization for Standardization ISO. ISO 10650:2018(en),
156 2018. à l'adresse: <https://www.iso.org/standard/73302.html> [consulté le 27
157 Novembre 2020].
158
- 159 5. Park SH, Roulet JF, Heintze SD. Parameters influencing increase in pulp chamber
160 temperature with light-curing devices: curing lights and pulpal flow rates. *Oper*
161 *Dent.* 2010;35(3):353-61
162
- 163 6. Konerding KL, Heyder M, Kranz S, et al. Study of energy transfer by different light-
164 curing units into a class III restoration as a function of tilt angle and distance,
165 using a MARC Patient Simulator (PS). *Dent Mater.* 2016;32:676-86.
166
- 167 7. Fluent MT, Ferracane JL, Mace JG, Shah AR, Price RB. Shedding light on a
168 potential hazard: Dental light-curing units. *J Am Dent Assoc.* 2019;150:1051-1058.
169
170