LIVRE BLANC

Exigences de précision pour les modèles dentaires imprimés en 3D

Ce document fournit une vue d'ensemble des exigences en matière de précision dimensionnelle des modèles utilisés en dentisterie. La fabrication additive en dentisterie est passée d'une alternative peu commune à une pratique standard, mais cette transition n'a pas été pleinement reflétée dans la normalisation et les normes de l'industrie. En tant que fabricant de matériel et de matériaux de premier plan, Formlabs Dental garde toujours une longueur d'avance sur la concurrence grâce à sa compréhension approfondie des normes explicites et implicites qui dominent le secteur de la dentisterie. Les normes et attentes traditionnelles, tout en conservant un rôle fondamental, sont souvent à la traîne par rapport aux progrès rapides des flux de travail numériques et des technologies de fabrication assistée par ordinateur (FAO). L'objectif de ce livre blanc est d'évaluer les paramètres d'acceptabilité clinique déterminés par les équipes de recherche et de définir la référence dans le contexte des capacités et des limites de la technologie d'impression 3D d'aujourd'hui.

Juillet 2024

formlabs | dental

Contenu

La norme des modèles de prothèses dentaires en plâtre 3

Un examen plus approfondi de la norme ISO 6873 5

Qu'est-ce qui est cliniquement acceptable ? 7

Évaluation de la précision globale des modèles dentaires 8

Conclusion 9

Appendice 10

La norme des modèles de prothèses dentaires en plâtre

Lors de nos échanges avec les professionnels dentaires, deux constats s'imposent : premièrement, il n'existe pas de norme universelle définissant une précision cliniquement acceptable pour les modèles ; deuxièmement, les modèles en plâtre traditionnels sont largement considérés comme la norme de référence.

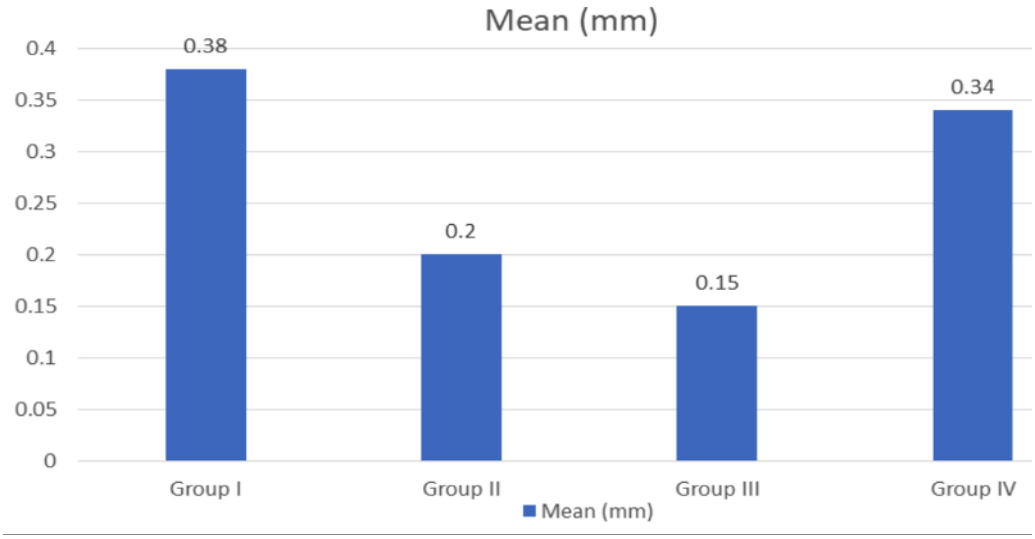
En 1984, l'Organisation internationale de normalisation (ISO) est intervenue pour apporter au secteur dentaire la cohérence dont il avait tant besoin, notamment en ce qui concerne le plâtre dentaire. Auparavant, le niveau de précision d'un modèle dentaire variait considérablement en fonction de facteurs tels que les pratiques régionales, la formation individuelle et l'expérience pratique. L'ISO s'est attaquée à ce problème en introduisant la norme ISO 6873 [11]. La dernière révision, publiée en 2013, définit des exigences et des méthodes claires pour l'essai des plâtres dentaires. Cependant, avant d'aborder ces aspects, il est important d'examiner la précision des empreintes de la dentition et de l'anatomie buccale des patients, qui sont les données essentielles pour la réalisation des modèles.

Quelle est la précision d'une empreinte traditionnelle ?

La précision dépend de plusieurs facteurs tels que :

- Type de plateau (personnalisé ou en stock)
- Matériau d'empreinte (PVS, polyéther, alginate)
- Expérience de la personne qui prend l'empreinte
- Anatomie du patient
- Mouvement du patient / manque de coopération
- Contrôle de l'humidité lors de la prise d'empreinte
- Techniques d'empreinte en une ou deux phases

La qualité des empreintes peut varier considérablement. Selon l'étude « Accuracy of different materials used in impressions for fixed partial dentures », menée par Farhat Jabeen, Pratibha Sharma et Paritosh Sharma [8], la précision des empreintes traditionnelles est en moyenne de 0,25 mm (valeur obtenue en faisant la moyenne des différents matériaux d'empreinte, le polyéther étant le plus précis et le silicone de condensation le moins précis). Par conséquent, pour comparer la précision des modèles dentaires produits avec des techniques de fabrication traditionnelles et additives, il est nécessaire de prendre en compte le flux de travail et le taux de réussite de chaque méthode.



Écart moyen des différents matériaux d'empreinte. Les groupes I à IV correspondent respectivement au silicone de condensation, au polysulfure, au polyéther et à l'alginate [8].

Quelle est la précision d'un scanner intraoral ?

La norme ISO 6873 de type IV pour les modèles en plâtre est basée sur des empreintes traditionnelles. Sur la base d'études telles que celle du Dr Farhat Jabeen et al [8], nous pouvons calculer un écart absolu moyen cumulé pour la précision du modèle produit avec ce flux de travail. Lorsque nous nous intéressons aux modèles imprimés en 3D, le flux de travail diverge considérablement. Bien qu'il existe des méthodes hybrides qui associent la prise d'empreinte traditionnelle à la création de modèles numériques, une comparaison directe entre les flux de travail traditionnels et entièrement numériques nécessite un examen de la précision des données initiales acquises. Dans un contexte entièrement numérique, ces données proviennent d'un scanner intraoral.

Les articles de recherche de Kernen, Schlager et al [9] et Winkler et al [10] mettent en lumière les différents niveaux de précision dans ce domaine. L'étude de Kernen, Schlager et al [9] évalue la justesse et la précision des scans in vivo de l'arcade complète à l'aide de différents modèles de scanners. Si l'on compare la précision des scanners de l'arcade complète à celle des sections plus petites, on constate une divergence évidente qui démontre les difficultés associées aux scanners intraoraux. Le champ de vision limité des scanners intraoraux nécessite l'application d'algorithmes spéciaux pour combiner plusieurs petites vues en un seul modèle, ce qui se traduit souvent par une précision réduite sur de grandes zones.

L'étude de Winkler et Gkantidis [10] montre que le scan de sections plus petites (par exemple les dents antérieures de l'arcade supérieure) est significativement plus précis que le scan de l'arcade complète. Par exemple, la précision des scans TRIOS 3, avec un écart absolu moyen (EAM) de 0,065 mm, est inférieure aux performances des empreintes en polyvinyle siloxane (PVS) remarquées dans l'étude [8], qui ont atteint un EAM de 0,02 mm.

Bien que ces données remontent à 2020 et que la technologie et les algorithmes des caméras intraorales aient continué à évoluer depuis, elles restent d'une importance fondamentale lorsqu'il s'agit de comparer les flux de travail des dentistes numériques et des dentistes traditionnels.

Un examen plus approfondi de la norme ISO 6873

La norme ISO 6873 définit une grande précision, en particulier pour les modèles en plâtre de type III et IV. Il existe différents types de modèles dentaires, chacun étant adapté à des exigences spécifiques avec des besoins de précision variables en fonction de leur utilisation prévue. Vous trouverez ci-dessous une liste non exhaustive de modèles, classés par ordre croissant de précision requise :

- Modèles d'étude
- Modèles de documentation
- Modèles pour réparations rapides
- Modèles pour wax-ups manuels
- Modèle pour dispositifs thermoformés
- Modèles de prothèses
- Modèles pour la réalisation d'implants unitaires
- Modèles pour la réalisation d'implants à plusieurs unités

ISO 6873:2013

TYPE	EXPANSION DE LA PRISE (%)	RÉSISTANCE À LA COMPRESSION (PSI)
1	0 – 0,15	580 - 1160
2	0 – 0,30	≥1300
3	0 – 0,20	≥2900
4	0 – 0,15	≥5100

Dans le domaine des prothèses dentaires, les plâtres de type III et IV sont les matériaux les plus couramment utilisés. Le plâtre de type III est principalement utilisé pour les applications acryliques telles que les prothèses dentaires, tandis que le type IV est considéré comme la norme pour les modèles de restauration et les masters d'implants. Nous allons nous concentrer sur les modèles de prothèses, pour lesquels le plâtre de type IV est utilisé.

Deux aspects essentiels de ces plâtres méritent d'être soulignés dans le contexte de la norme ISO 6873 :

1. Valeur de l'expansion de la prise : c'est l'un des facteurs clés définis dans la norme. Lors du processus de prise du plâtre, une expansion dimensionnelle se produit, c'est pourquoi la norme se concentre uniquement sur les valeurs d'expansion. La contraction, ou le retrait, n'est généralement pas un problème pour le plâtre dentaire, et les valeurs de contraction ne sont donc pas spécifiées dans la norme.
2. Définition de l'intervalle acceptable : la norme définit l'intervalle acceptable de dilatation en pourcentage et mesuré linéairement. Cela signifie que l'expansion autorisée est proportionnelle à la dimension de l'objet, ce qui en fait une mesure relative.

Ces spécifications posent toutefois un problème lorsqu'elles sont appliquées à des modèles en résine imprimés en 3D. Contrairement au plâtre dentaire, qui présente une expansion uniforme, le processus d'impression 3D peut entraîner des écarts de précision positifs et négatifs. Par conséquent, lors de l'évaluation d'un modèle imprimé en 3D, il faut tenir compte des écarts potentiels qui peuvent survenir dans un sens ou dans l'autre. Ceci contraste avec le plâtre dentaire,

où les écarts négatifs (contraction) sont généralement inexistants. Cette différence souligne la difficulté de transposer directement ces normes aux modèles imprimés en 3D, dont le contrôle de qualité nécessite une approche plus articulée.

Lorsque l'on évalue la précision d'un modèle en plâtre conforme à la norme de type IV par rapport à celle d'un modèle imprimé en 3D, il est important de déterminer quel modèle s'aligne de manière plus cohérente sur la dimension nominale. À cet égard, l'écart absolu moyen (EAM) est un indicateur précieux car il mesure l'ampleur de l'écart, quelle que soit sa direction. Un modèle dont l'EAM est inférieur à l'autre indique une meilleure adhérence aux dimensions prédites et est donc considéré comme plus précis.

Exemple spécifique d'un modèle en plâtre de type IV

Prenons l'exemple d'une arcade dentaire dont la profondeur sagittale est de 67 mm, valeur obtenue en calculant la longueur moyenne de plusieurs arcades. Pour un modèle répondant aux critères du plâtre de type IV, le calcul de l'écart maximal admissible (dans ce cas, exclusivement positif) serait le suivant :

- Dimensions du modèle : 67 mm
- Dilatation linéaire acceptable : 0,15 %.
- Plage de tolérance : 67 mm × 0,15 % / 100 = 0,1005 mm

Pour le modèle en plâtre, l'EAM est calculé comme suit :

- Écart minimal (à 67 mm) : |67 - 67| = 0 mm
- Écart maximal (à 67,1 mm) : |67,1 - 67| = 0,1 mm
- EAM = (0 + 0,1) / 2 = 0,05 mm

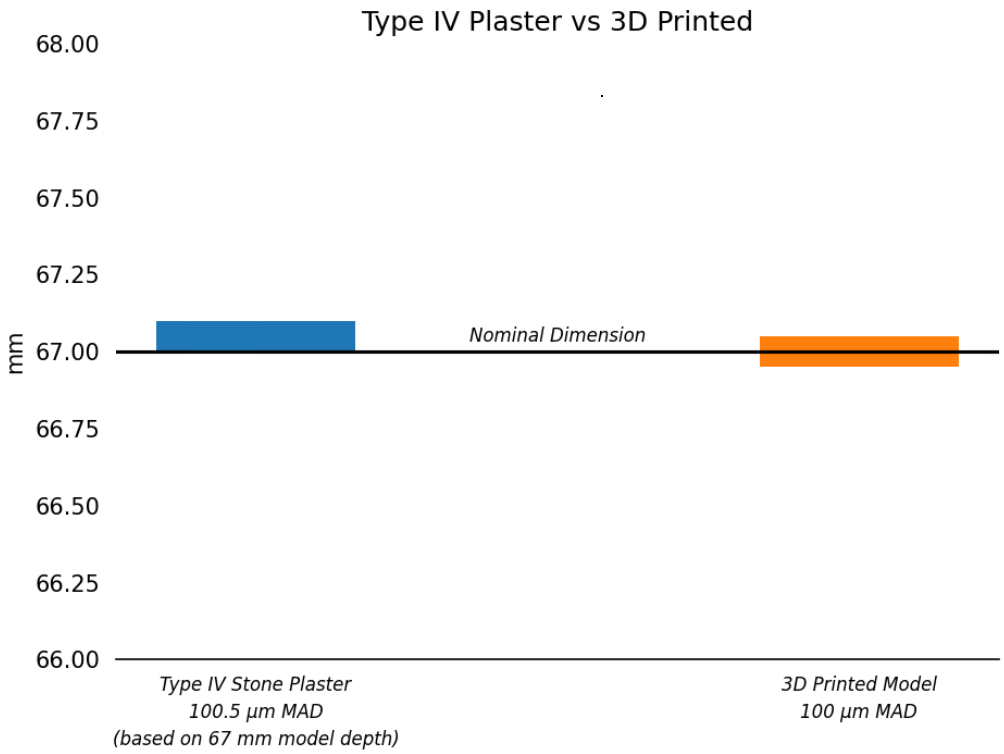
Évaluation de la précision d'un modèle en résine imprimé en 3D

En supposant qu'un modèle imprimé en 3D présente une plage d'écart similaire, mais dans les deux sens, nous nous attendrions à un EAM similaire si le modèle est tout aussi précis. Pour une plage de déviation de ±0,05 mm (67 mm ±0,05 mm) :

- Écart minimum (à 66,95 mm) : |66,95 - 67| = 0,05 mm
- Écart maximal (à 67,05 mm) : |67,05 - 67| = 0,05 mm
- EAM = (0,05 + 0,05) / 2 = 0,05 mm

Dans le contexte de l'évaluation de la précision des modèles imprimés en 3D, il est intéressant de voir comment Formlabs considère ce paramètre. La précision est généralement décrite comme le pourcentage X de la surface du modèle qui correspond aux dimensions nominales de l'objet avec un écart de ±Ymm. Si nous appliquons cette définition à l'exemple ci-dessus, cela signifie que 100 % de la surface du motif imprimé correspond aux dimensions nominales de l'objet avec un écart de ±0,05 mm (50 µm). Cette approche, bien que simplifiée, offre un moyen pratique et instructif d'évaluer et de comparer la précision des différentes techniques de fabrication utilisées pour créer des modèles dentaires.

Toutefois, il n'est pas simple de transposer une norme basée sur l'expansion linéaire maximale, telle que celle utilisée pour les modèles en plâtre, au domaine de l'impression 3D. Il s'agit d'établir une métrique comparative qui tienne compte des limites et des caractéristiques inhérentes à la technique d'impression 3D. Cette comparaison vise à combler le fossé entre les différents processus de fabrication, en fournissant une base commune pour l'évaluation de la précision, tout en reconnaissant que chaque méthode possède des attributs et des limites spécifiques.



Plages d'écart acceptable par rapport à l'objet de référence d'une longueur de côté de 67 mm aboutissant au même écart absolu moyen

Qu'est-ce qui est cliniquement acceptable ?

La notion de ce qui est cliniquement acceptable varie considérablement et il n'existe pas de norme universellement reconnue. Une revue systématique réalisée par Etemad-Shahidi et al [12] suggère que l'acceptabilité clinique se situe entre moins de 0,1 mm et moins de 0,5 mm. Atteindre le plus haut niveau de précision en dessous de 100 µm est un défi pour les modèles en plâtre et les flux de travail numériques. Dans le flux de travail numérique, les limites des scanners intraoraux et la précision des modèles sont des facteurs importants. Un matériau capable d'imprimer un modèle dont 100 % de la surface correspond à l'objet original avec un écart de ±0,05 mm constituerait un progrès significatif. Toutefois, cela ne répond qu'aux paramètres fixés par quelques études spécifiques [12].

Il est essentiel de reconnaître qu'une résine pour modèle dentaire capable d'une précision de 100 % avec un écart de ±100 µm serait toujours moins précise que le plâtre traditionnel de type IV conforme à la norme ISO6873. En atteignant une précision de ±50 µm, les modèles dentaires imprimés en 3D à l'aide de la technologie de Formlabs seraient, selon ces normes, à égalité avec les modèles en plâtre traditionnels.

Créer un modèle dentaire cliniquement acceptable implique un processus complet qui englobe trois aspects clés :

- L'exactitude des données initiales ou des données d'entrée
- La précision de la méthode de fabrication
- La précision du modèle final par rapport aux données initiales

Il est important de reconnaître que chacune de ces étapes comporte une marge d'erreur inhérente, qui contribue de manière cumulative à la précision globale du modèle final. Les articles examinés et cités dans le présent document portent sur la précision de divers matériaux d'empreinte traditionnels et sur la précision de différentes méthodes de fabrication additive dans le contexte des modèles dentaires [voir l'annexe].

Évaluation de la précision globale des modèles dentaires

La formule permettant de déterminer la précision absolue du modèle dentaire final peut être résumée comme suit :

Prenons l'exemple d'un modèle en plâtre de type IV basé sur une empreinte en PVS pour laquelle un porte-empreinte personnalisé et un plâtre mélangé dans un mélangeur sous vide conformément aux instructions du fabricant ont été utilisés. Ce scénario permet d'obtenir :

$$\textit{0,2 mm d'erreur d'empreinte + 0 mm d'erreur de précision du plâtre mélangé sous vide + 0,05 mm d'erreur de précision du plâtre de type IV} = \textit{Précision absolue de 0,25 mm}$$

- Erreur d'empreinte de 0,2 mm (EAM) + #[7]
- Pour un modèle d'une longueur de 67 mm, une erreur maximale de 0,05 mm (EAM) est requise par la norme ISO
- Nous supposons une erreur de précision de 0 pour mélanger le plâtre à l'aide d'un mélangeur sous vide.

Dans ce cas, c'est le processus de prise d'empreinte qui contribue le plus à l'erreur et qui l'emporte sur la précision du matériau du modèle lui-même.

Dans le contexte de l'impression 3D, des données comparables sur la précision des scanners intraoraux modernes peuvent être trouvées dans différents articles de recherche [9], [10]. Outre les imperfections du scan, la variabilité entre les impressions entre en ligne de compte.

L'imprimante 3D Form 4B offre des résultats reproductibles et une précision inégalée. Là encore, le calcul porte sur un modèle d'arcade complète d'une profondeur de 67 mm imprimé avec Precision Model Resin avec une épaisseur de couche de 50 µm.

Ainsi, le calcul d'erreur pour un modèle imprimé sur la Form 4B pourrait être le suivant :

$$\textit{0,147 mm d'erreur de scan + 0 mm d'erreur de précision + 0,1 mm d'erreur d'exactitude} = \textit{Précision absolue de 0,25 mm}$$

- L'erreur du scanner est tirée de Kernen, Schlager et al. [9] (3Shape TRIOS).
- Comme pour l'équation du plâtre, nous supposons que l'erreur de précision de la Form 4B est nulle.
- Précision du modèle d'environ 0,1 mm (≥95% à une hauteur de couche de 50 µm avec Precision Model Resin).

Tableau de précision pour Precision Model Resin imprimée à 50 µm sur la Form 4B.

Conclusion

En résumé, dans le domaine des exigences de précision pour les modèles dentaires imprimés en 3D, les pratiques traditionnelles se mêlent aux technologies modernes, avec des résultats souvent complexes. Malgré l'adoption généralisée de l'impression 3D en dentisterie, il reste difficile de définir une norme universelle établissant ce qui est cliniquement acceptable et ce qui ne l'est pas. Les modèles traditionnels en plâtre conformes à la norme ISO6873 ont longtemps été la référence, mais une comparaison directe avec les modèles imprimés en 3D n'est pas facile et une approche consolidée n'a pas encore été établie.

La précision des empreintes traditionnelles est influencée par plusieurs facteurs, notamment le choix des matériaux et des techniques, l'expérience du personnel médical et les variables propres au patient. Les modèles imprimés en 3D présentent un tout nouvel ensemble de défis, principalement en raison des déviations dimensionnelles potentielles au cours du processus d'impression. L'utilisation de l'**écart absolu moyen (EAM)** est une tentative d'évaluation de la précision, mettant en avant les nuances de chaque méthode.

L'un des principaux enseignements de cette analyse est la reconnaissance de la performance de la Form 4B utilisant Precision Model Resin. Bien que les progrès soient constants, atteindre les normes de haute précision établies par les méthodes traditionnelles est un défi permanent pour l'impression 3D. Avec la Form 4B et Precision Model Resin, les imprimantes 3D de Formlabs Dental correspondent aux normes du secteur fixées pour les méthodes traditionnelles.

Ce document souligne l'importance d'adopter une approche multidimensionnelle pour évaluer la précision des modèles dentaires, qui tienne compte non seulement du résultat final, mais aussi de la précision des données initiales et de la précision du processus de fabrication. Alors que nous continuons à repousser les limites du possible, n'oublions pas que l'objectif ultime est toujours le même : faire en sorte que les modèles dentaires, qu'ils soient traditionnels ou imprimés en 3D, répondent aux normes de qualité élevées requises pour l'utilisation clinique.

Appendice

1. À propos de Precision Model Resin
2. Papaspyridakos, P., Chen, Y. W., Alshawaf, B., Kang, K., Finkelman, M., Chronopoulos, V., & Weber, H. P. (2020). Digital workflow: In vitro accuracy of 3D printed casts generated from complete-arch digital implant scans. The Journal of prosthetic dentistry, 124(5), 589-593. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.10.029. Digital workflow: In vitro accuracy of 3D printed casts generated from complete-arch digital implant scans
3. Ender, A., & Mehl, A. (2013). Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. The Journal of prosthetic dentisterie, 109(2), 121-128. https://doi. org/10.1016/S0022-3913(13)60028-1
4. Abdeen, L., Chen, Y. W., Kostagianni, A., Finkelman, M., Papathanasiou, A., Chochlidakis, K., & Papaspyridakos, P. (2022). Prosthesis accuracy of fit on 3D-printed casts versus stone casts: A comparative study in the anterior maxilla. Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.], 34(8), 1238–1246. https://doi.org/10.1111/jerd.12954
5. Rebong, R. E., Stewart, K. T., Utreja, A., & Ghoneima, A. A. (2018). Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. The Angle orthodontist, 88(3), 363–369. https://doi.org/10.2319/071117-460.1
6. Camardella, L. T., Vilella, O. V., van Hezel, M. M., & Breuning, K. H. (2017). Accuracy of stereolithographically printed digital models compared to plaster models. Genauigkeit von stereolitographisch gedruckten digitalen Modellen im Vergleich zu Gipsmodellen. Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie, 78(5), 394-402. https://doi.org/10.1007/s00056-017-0093-1
7. Baldissara, P., Koci, B., Messias, A. M., Meneghello, R., Ghelli, F., Gatto, M. R., & Ciocca, L. (2021). Assessment of impression material accuracy in complete-arch restorations on four implants. The Journal of prosthetic dentistry, 126(6), 763–771. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.10.017
8. Dr. Farhat Jabeen, Dr. Pratibha Sharma, Dr. Paritosh Sharma. Accuracy of different materials used in impressions for fixed partial dentures. Int J Appl Dent Sci 2022;8(1):113-115. DOI: https: //doi.org/10.22271/oral.2022.v8.i1b.1581
9. Kernen, F., Schlager, S., Seidel Alvarez, V., Mehrhof, J., Vach, K., Kohal, R., Nelson, K. et Flügge, T. (2022). Accuracy of intraoral scans: An in vivo study of different scanning devices. The Journal of prosthetic dentistry, 128(6), 1303–1309. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.03.007
10. Winkler, J., & Gkantidis, N. (2020). Trueness and precision of intraoral scanners in the maxillary dental arch: an in vivo analysis. Scientific reports, 10(1), 1172. https://doi.org/10.1038/s41598-020-58075-7
11. ISO 6873:1984, ISO 6873:2013
12. Etemad-Shahidi, Y., Qallandar, O. B., Evenden, J., Alifui-Segbaya, F., & Ahmed, K. E. (2020). Accuracy of 3-Dimensionally Printed Full-Arch Dental Models: A Systematic Review. Journal of clinical medicine, 9(10), 3357. https://doi.org/10.3390/jcm9103357