

Le dossier – IA et segment antérieur

IA pour le calcul biométrique : où en est-on ?

RÉSUMÉ : L'histoire des formules de calcul de puissance d'implants en chirurgie de cataracte est contemporaine de leur invention puis de leur évolution. La reproductibilité de plus en plus poussée des mesures biométriques et de l'acte chirurgical lui-même, la grande latitude de choix d'implants offerte par les fabricants et l'augmentation légitime des attentes des patients induisent le besoin d'une amélioration de la précision des formules de calcul de la puissance de l'implant.

Malgré l'étude détaillée des principes optiques et le raffinement des modèles utilisés, une prédiction statistique issue de données cliniques rétrospectives demeure nécessaire. Ce point justifie pleinement le recours aux techniques d'intelligence artificielle pour améliorer la qualité des prédictions dans un domaine où abondent les données, la cataracte étant l'acte chirurgical le plus pratiqué dans les pays développés. Cet article est un résumé des avantages potentiels procurés par l'utilisation de l'intelligence artificielle pour l'amélioration de la précision du calcul biométrique.



G. DEBELLEMANIÈRE
Hôpital Fondation Rothschild, PARIS.

Anatomie des formules de calcul d'implants

1. Formules de régression vs formules "théoriques" : une vieille histoire

Les premières formules de calcul d'implant (Fyodorov, Colenbrander, Binkhorst...) furent basées sur des formules optiques établies à partir d'un modèle d'œil simplifié, où un implant donné occupait une position intra-oculaire fixe. *A contrario*, la formule SRK fut établie selon une simple régression multiple pour fournir la puissance d'un implant (P) à partir de trois variables : LA (*Axial Length*, longueur axiale), K (puissance optique de la cornée) et une constante A, qui permettait d'ajuster le modèle de manière linéaire [1]. Les formules théoriques Holladay I (1988) [2], SRK/T (1990) [3], Hoffer-Q (1993) [4] et Haigis (1998) [5], d'utilisation encore courante, posèrent les bases du calcul d'implant moderne en démontrant l'importance de la modélisation optique (*fig. 1*). Les formules postérieures aux années 2000 ne sont pour l'essentiel

pas publiées : parmi les formules les plus récentes (Barrett Universal II, EVO, Holladay II, Hill-RBF, Olsen, Kane, PEARL-DGS...), seule la formule Hill-RBF revendique l'absence de tout squelette optique.

2. Qu'appelle-t-on intelligence artificielle ?

Le terme "intelligence artificielle" se réfère, dans le domaine du calcul d'implant, aux techniques d'apprentissage automatique (*machine learning*, ML) permettant de prédire la valeur numérique d'une variable continue à partir des mesures préopératoires. Ces techniques, bien que puissantes, ne sont pas conceptuellement différentes des techniques statistiques de régression plus classiques : les termes employés, qui invoquent (souvent à dessein !) l'imaginaire collectif associé à la science-fiction, ne doivent pas impressionner outre mesure le chirurgien. Les outils de *machine learning* permettent l'usage d'algorithmes de régression variés (forêts d'arbres décisionnels, machines à

Le dossier – IA et segment antérieur

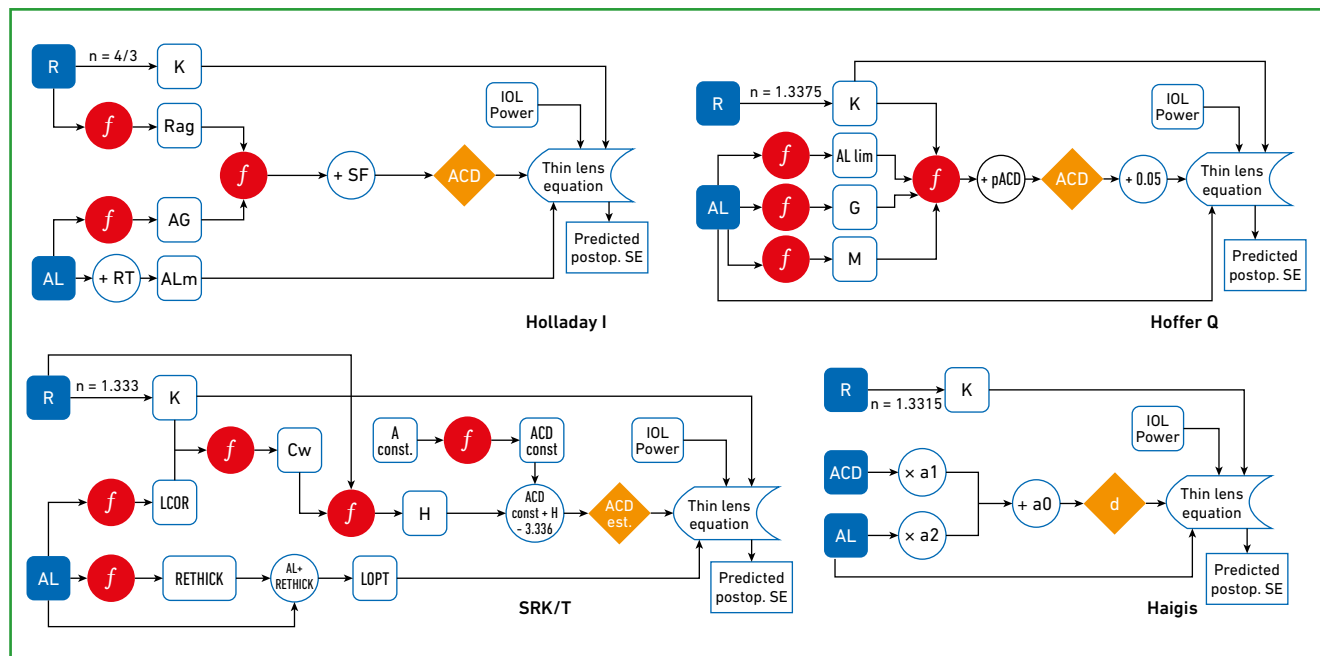


Fig. 1 : Mécanismes de prédiction de 4 formules théoriques classiques. Les acronymes utilisés dans les publications originales ont été conservés. Toute transformation différente d'une multiplication ou d'une addition est symbolisée par une cellule "f" ("fonction"). ACD : *anatomic anterior chamber measured from corneal epithelium to lens*; AG : *anterior chamber diameter from angle to angle*; ALm : *modified AL*; Cw : *computed corneal width*; H : *corneal height*; K : *corneal power*; LCOR : *corrected AL*; RETHICK : *retinal thickness*; RT : *retinal thickness* (d'après [6]).

vecteurs de support, réseaux de neurones...) qui nécessitent divers réglages (nommés hyperparamètres) pour être performants. Ces techniques ayant pour finalité la prédiction (et non la simple description statistique) nécessitent rigueur et objectivité, avec l'utilisation de sets d'entraînement et d'évaluation distincts pour l'évaluation des performances des modèles générés.

3. Formules "IA pures"

Les formules purement basées sur l'intelligence artificielle sont des algorithmes conçus à partir de variables biométriques prédictives d'entrées, l'équivalent sphérique postopératoire étant la variable cible. La puissance d'implant doit également faire partie des entrées, puisqu'elle influe directement sur le résultat réfractif. On note que, contrairement aux formules basées sur l'optique, il n'y a pas de calcul de position d'implant, ni lors de la création de la formule, ni lors de la prédiction. Un exemple d'architecture d'une formule IA pure est montré en **figure 2**.

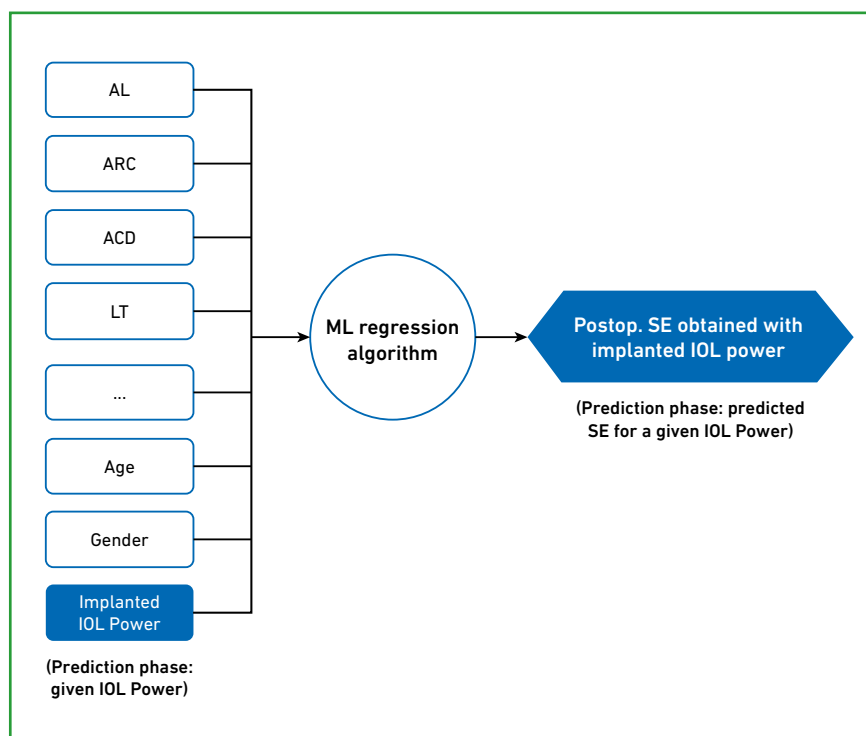


Fig. 2 : Exemple d'architecture prédisant à la conception d'une formule IA pure. Le processus interne de calcul est similaire. L'entraînement utilise la puissance réellement posée et l'équivalent sphérique réel pour chaque œil du set; la prédiction permet d'obtenir l'équivalent sphérique prédit pour la gamme de puissance (d'après [7]).

Le dossier – IA et segment antérieur

La formule Hill-RBF est réputée pour être purement basée sur des techniques de régression, sans utilisation de formules optiques, et est en cela comparable dans sa philosophie à la formule SRK. La formule SRK délivre une prédiction pour l'emmétropie. Pour entraîner une formule IA pure à partir d'un *dataset* d'yeux le plus souvent amétropes (à différents degrés), il faut soit déterminer (par une étape optique) la puissance de l'implant qui aurait abouti à l'emmétropie et prédire cette valeur, soit inclure la puissance d'implant dans les prédicteurs et prédire l'équivalent sphérique postopératoire. On note que la gestion de différents modèles d'implant ne trouve pas de solution simple avec les méthodes IA pures. Dans tous les cas, le calcul se fait de manière habituelle pour l'utilisateur, en entrant les paramètres biométriques et la cible réfractive.

4. Formules théoriques (mixtes)

Les formules dites "théoriques", basées sur un squelette optique plus ou moins complexe selon l'utilisation ou non de l'approximation des lentilles minces, comprennent également des méthodes de régression. En effet, la position de l'implant (*effective lens position*, ELP)

est déduite des paramètres biométriques préopératoires (par exemple, AL et ACD pour Haigis, AL et K pour les 3 autres formules lentilles minces classiques, **fig. 3**).

Les paramètres biométriques indispensables pour le calcul optique lui-même sont la longueur axiale et la puissance cornéenne, en général estimée à partir du rayon antérieur de la cornée. Il est intéressant de noter au passage que l'utilisation de l'indice kératométrique pour inférer la puissance cornéenne totale découle d'une forme de régression. L'épaisseur cornéenne peut également être prise en compte dans le calcul de la puissance cornéenne : c'est le cas dans la méthodologie PEARL-DGS que nous proposons [6].

Pourquoi l'optique est-elle toujours importante ?

1. Longueur axiale obtenue par somme des segments

Pour des raisons historiques liées à la transition de la biométrie par ultrasons vers la biométrie par interférométrie, à la non-mesure par les premiers biomètres de certains paramètres anatomiques (épaisseur cornéenne, épaisseur du

cristallin) et à la nécessité d'assurer une correspondance entre LA mesurée par ultrasons et LA interférométrique pour conserver l'usage des formules de calcul existantes, la conversion du chemin optique mesuré par l'interféromètre en longueur axiale effectuée par les logiciels des biomètres est basée sur un indice réfractif moyen de l'œil, défini par Haigis comme étant égal à 1.3549 [5]. Cette approximation conduit à surestimer les LA très importantes et sous-estimer les LA très faibles, et a récemment donné lieu à la notion d'AL *Sum-Of-Segments* [8, 9], tenant compte des indices réfractifs propres à chaque milieu oculaire.

2. Notion de puissance d'implant

La puissance dioptrique d'un implant ainsi qu'une estimation de sa constante A sont souvent les seuls paramètres disponibles pour prédire son comportement optique après implantation. Dans le cadre de l'approximation en lentille mince, la lentille est considérée d'épaisseur nulle et la notion paraxiale de plan principal n'existe pas : des implants de même puissance (et de même constante) sont donc considérés comme identiques et interchangeables dans ce contexte. En réalité, la puissance dioptrique d'une lentille d'épaisseur non nulle est directement proportionnelle à sa distance focale image, définie comme la distance séparant le plan principal image et le point où focalisent les rayons traversant cette lentille, c'est-à-dire le foyer image. Or, la position de ce plan principal image dépend de la symétrie des rayons de courbure de la lentille !

Ainsi, de manière assez contre-intuitive, la position intraoculaire du foyer image de lentilles de même puissance dioptrique mais ayant des géométries variées (biconvexe symétrique, biconvexe asymétrique, ménisque concave-convexe...) peut être très différente si l'on considère comme référence la position physique de la lentille (que ce soit son apex antérieur, postérieur, ou l'emplacement interne ou externe des haptiques). Or, la relation

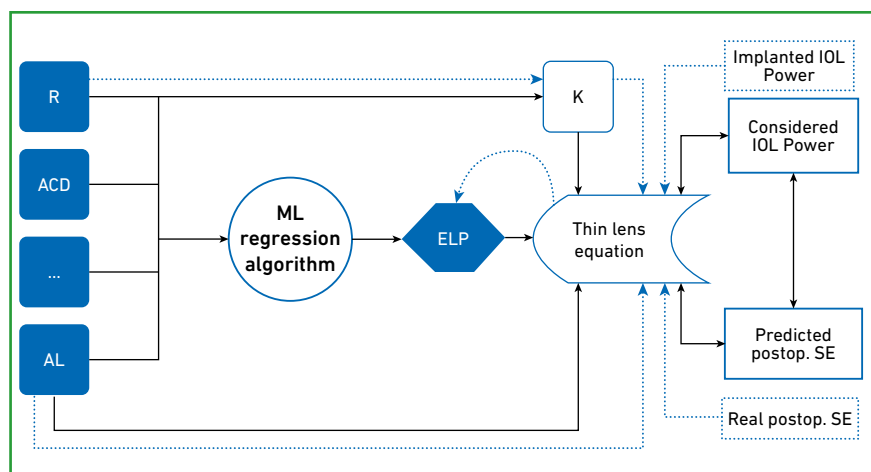


Fig. 3 : Architecture schématique d'une formule théorique (squelette lentille mince). Ces formules nécessitent, lors de leur conception, de rétro-calculer la position d'implant "parfaite" pour les exemples du set d'entraînement (position aboutissant à l'équivalent sphérique postopératoire exact avec les paramètres biométriques de cet œil). Lors du processus de prédiction, l'algorithme prédit la position d'implant qui est ensuite intégrée dans le calcul optique. Les traits pleins représentent le processus de prédiction et les pointillés le processus de rétro-calcul de l'ELP qui permet l'entraînement de l'algorithme (d'après [7]).

entre emplacement du foyer image et emplacement physique de la lentille est ce qui intéresse, généralement, l'ophtalmologiste désireux d'induire la réfraction cible visée... Cette dissociation entre puissance dioptrique et emplacement du foyer image selon le design de l'implant est à l'origine des différences marquées des valeurs de constantes A (formule SRK/T) pour les implants méniscaux Alcon MN60MA positifs (126.6) vs négatifs (103.6), alors même que ces implants possèdent le même indice de réfraction, le même diamètre et la même configuration d'haptiques [10]. La gestion de ces particularités en ignorant certaines lois de l'optique paraxiale est délicate (**fig. 4**).

3. Importance et méthodes d'inférence des paramètres oculaires non mesurés

L'utilisation des lois de l'optique est également utile pour prédire la réfraction dans certaines circonstances particulières comme un changement de milieu (silicone dans le segment postérieur) ou l'introduction d'une rupture dans les relations habituelles entre paramètres biométriques, comme après une chirurgie réfractive cornéenne. L'utilisation de formules de régression pures sous-entend, dans ces cas particuliers, de disposer par exemple de sets d'entraînement conséquents d'yeux avec silicone, de toutes morphologies, ce qui est peu faisable en pratique. L'utilisation des lois physiques permet de prédire le comportement d'un système optique comme un œil "modifié" par la chirurgie et permet de surpasser aisément ces difficultés.

4. Conséquences de ces notions sur le choix d'une architecture de formule

Notre opinion concernant le choix d'une architecture de formule de calcul consiste à recommander l'utilisation la plus poussée possible des lois de l'optique et d'utiliser des méthodes de régression performantes pour ne prédire que ce qui ne peut être calculé ou mesuré *a priori* (distance postopératoire de l'implant avec l'endothélium cor-

néen, rayon cornéen postérieur pour les biomètres qui ne le mesurent pas). C'est l'approche retenue pour la méthodologie *open-source* de la formule PEARL-DGS.

Formules actuellement disponibles

Parmi les formules modernes, seule la formule Barrett Universal II ne reven-

dique pas l'utilisation de l'intelligence artificielle. Les formules de Kane, EVO (développée par le Dr Tun Kuan Yeo à Singapour) et PEARL-DGS sont des formules optiques tirant parti de techniques de ML pour augmenter leurs performances (**fig. 5**). La formule Hill-RBF est présentée comme purement basée sur l'IA : ses performances ne semblent pas, pour autant, supérieures aux autres formules récentes [11].

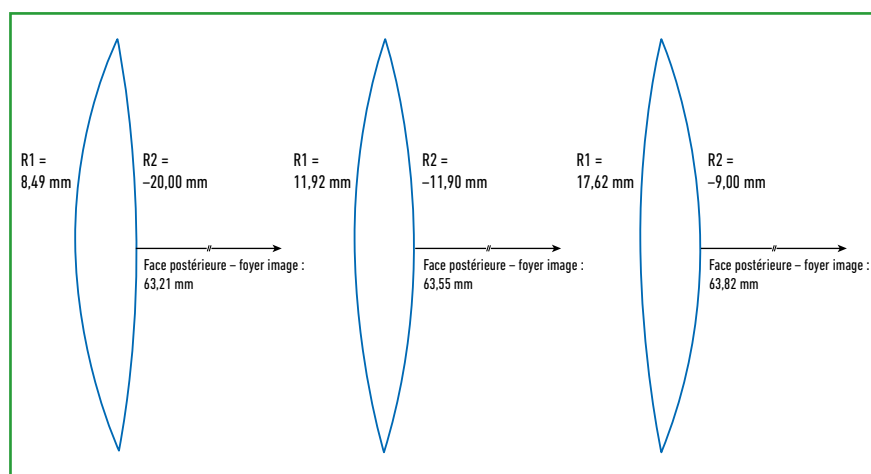


Fig. 4 : Distance entre foyer image et apex postérieur pour des implants de même épaisseur (0,977 mm) et de même puissance (21 D) ayant des géométries différentes et placés dans un milieu d'indice 1.3345.

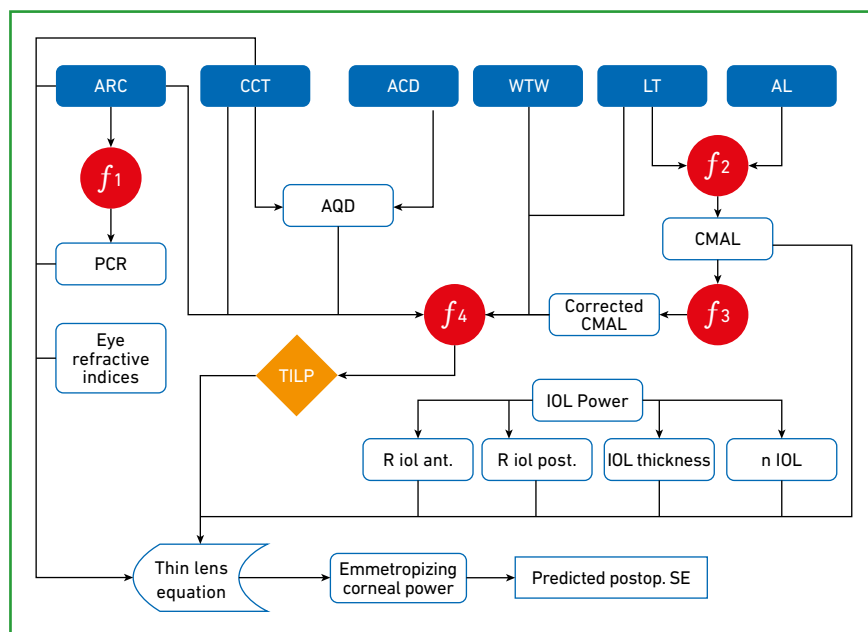


Fig. 5 : Schéma de prédiction de la formule PEARL-DGS. TILP: *Theoretical Intraocular Lens Position* (distance face postérieure de la cornée-face antérieure de l'IOL; d'après [6]).

■ Le dossier – IA et segment antérieur

■ Perspectives

Tout comme l'usage de logiciels a facilité l'utilisation de méthodes de régression classiques, la tendance est à la démocratisation de la mise en œuvre de méthodes de *machine learning* plus complexes *via* le développement d'interfaces plus intuitives : différentes solutions (Microsoft Azure, Google Cloud AutoML, IBM Watson...) permettent de limiter ou supprimer l'usage du code et guident l'utilisateur tout au long des différentes étapes de création des modèles (nettoyage et mise en forme des données, choix des algorithmes, détermination des hyperparamètres...).

Parallèlement, le retour à la publication *open-source* des formules et de leur méthodologie de développement ne peut qu'être bénéfique pour la communauté des ophtalmologistes et pour leurs patients. L'explication fine des mécanismes optiques impliqués dans le calcul et la facilitation de la création de modèles prédictifs doit permettre le développement et la mise à jour permanente de formules de calcul performantes adaptées à toutes les caractéristiques uniques d'un plateau spécifique, d'un chirurgien et de sa technique, de ses implants, et des spécificités d'un patient donné.

BIBLIOGRAPHIE

1. SANDERS D, RETZLAFF J, KRAFF M *et al.* Comparison of the accuracy of the Binkhorst, Colenbrander, and SRK™ implant power prediction formulas. *J Am Intraocul Implant Soc*, 1981;7: 337-340.
2. HOLLADAY JT, PRAGER TC, CHANDLER TY *et al.* A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg*, 1988;14:17-24.
3. RETZLAFF JA, SANDERS DR, KRAFF MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg*, 1990;16:333-340.
4. HOFFER KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg*, 1993;19:700-712.
5. HAIGIS W, LEGE B, MILLER N *et al.* Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*, 2000;238:765-773.
6. DEBELLEMANIÈRE G, DUBOIS M, GAUVIN M *et al.* The PEARL-DGS formula: the development of an open-source machine learning-based thick IOL calculation formula. *Am J Ophthalmol*, 2021 [online ahead of print].
7. DEBELLEMANIÈRE G, SAAD A, GATINEL D. Practical considerations for AI implementation in IOL calculation formulas. In: GRZYBOWSKI A (Ed.), *Artificial Intelligence in Ophthalmology*. Springer Nature, 2021 (in press).
8. COOKE DL, COOKE TL. A comparison of two methods to calculate axial length. *J Cataract Refract Surg*, 2019;45:284-292.
9. WANG L, CAO D, WEIKERT MP *et al.* Calculation of axial length using a single group refractive index versus using different refractive indices for each ocular segment: theoretical study and refractive outcomes. *Ophthalmology*, 2019;126:663-670.
10. HAIGIS W. Intraocular lens calculation in extreme myopia. *J Cataract Refract Surg*, 2009;35:906-911.
11. TSESSLER M, COHEN S, WANG L *et al.* Evaluating the prediction accuracy of the Hill-RBF 3.0 formula using a heteroscedastic statistical method. *J Cataract Refract Surg*, 2021 [online ahead of print].

L'auteur est un des co-auteurs de la méthodologie de création de formule de calcul d'implant PEARL-DGS développée à l'Hôpital Fondation Adolphe de Rothschild, Service du Dr Gatinel, Paris.