

ANALYSE AUTOMATIQUE DES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DE CORNÉES

Rapport de stage 3A

Du 12/04/2023 au 28/07/2023

—
Yifan Wu



RÉSUMÉ

Ce stage porte sur l'analyse automatisée des propriétés mécaniques de la cornée. Le tonomètre à soufflet d'air permet d'enregistrer et filmer les vibrations cornéennes survenant lors de la mesure de la pression intérieure de l'oeil. En analysant 2 ensembles de données de 139 vidéos (62 yeux sains et 48 yeux kératoconiques) à l'aide de méthodes numériques, cet article tenter d'identifier les indices lors de la déformation cornéenne, qui permet de distinguer une cornée saine d'une cornée kératoconique.

Au total, 9 indices sont proposés qui caractérisent le comportement de la cornée au cours de la déformation. Une analyse statistique et des diagrammes en boîtes ont faits en utilisant **Python** pour visualiser la distribution des valeurs des indices. Le résultat montre que la profondeur maximale de l'apex, l'épaisseur initiale en moyenne, la forme parabolique, la variation d'épaisseur au voisinage d'épaisseur initial minimum en moyenne et la rigidité effective distinguent une cornée kératoconique d'une cornée normale pour un ensemble de données tandis que les autre indices ne sont pas possible de distinguer deux types de cornées.

Mots clés : **tonomètre, vibration cornéenne, déformation cornéenne, kératocône, Python**

TABLE DES MATIÈRES

Résumé	i
1 Introduction	1
1.1 Introduction du kératocône et du tonomètre	1
1.2 Objective de la recherche	2
1.3 Revue de littérature	3
2 Expérimentations	4
2.1 Introduction du matériau	4
2.2 Traitement des images numériques	4
2.3 Caractérisation du vidéo	5
2.3.1 Apex et deux pics	5
2.3.2 Forme d'onde	7
2.3.3 Épaisseur	8
2.4 Mesure des indices	9
2.4.1 La profondeur maximale de l'apex	9
2.4.2 La distance maximale horizontale entre deux pics	9
2.4.3 L'épaisseur initiale en moyenne	10
2.4.4 La distance horizontal entre l'apex et le point qui minimise l'épaisseur initiale .	10
2.4.5 La forme parabolique de la cornée sans déformation	10
2.4.6 La variation d'épaisseur entre pics en moyenne	11
2.4.7 La variation d'épaisseur au voisinage d'épaisseur initiale minimum en moyenne	11
2.4.8 La rigidité effective	11
2.4.9 La viscosité effective	12
3 Résultats	13
4 Conclusion et Discussion	18
4.1 Conclusion	18
4.2 Limitation	18
4.3 Travail dans le futur	19
Remerciement	20
Référence	20

1

INTRODUCTION

1.1 INTRODUCTION DU KÉRATOCÔNE ET DU TONOMÈTRE

Le kératocône est une affection de l'œil qui se traduit par un amincissement progressif de la cornée. Il peut en résulter une vision floue, une vision double, une myopie, un astigmatisme irrégulier et une sensibilité à la lumière entraînant une mauvaise qualité de vie[1]. Les deux yeux sont généralement touchés. Dans les cas les plus graves, une cicatrice ou un cercle peut être observé à l'intérieur de la cornée[2]. La Figure 1 montre la différence entre un œil normal et un œil kératoconique. Dans le cas pathologique, la cornée est anormalement saillante, comme un cône, d'où le nom de la maladie.

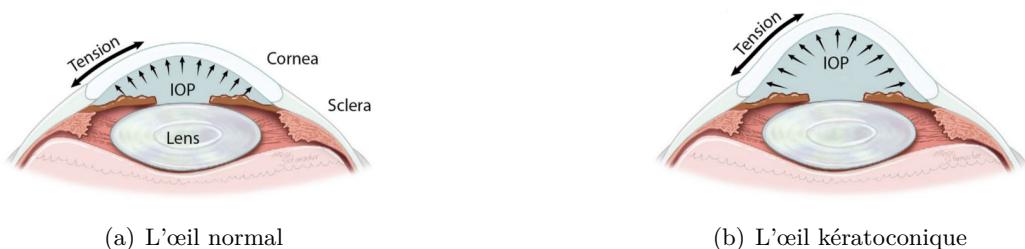


FIGURE 1 – Schéma du l'œil normal et l'œil kératoconique [3]

Le tonomètre est inventé pour mesurer la pression intraoculaire de l'œil et il existe actuellement plusieurs types de tonomètres qui utilisent des méthodes différents pour la déterminer. Certains tonomètres bien connus sont tonomètres de l'analyseur de la réponse oculaire[4], Goldmann[5], Schiötz[6] ou Corvis[7]. Le dernier, tonomètre Corvis, utilisant une bouffée d'air pour mesurer la pression intraoculaire sans contact, est l'appareil utilisé durant le stage, comme l'indique la Figure 2.



FIGURE 2 – Le tonomètre Corvis

Le tonomètre Corvis permet de produire une bouffée d'air vers la cornée dans une durée de 0.3ms. En utilisant un caméra Scheimpflug ultra-rapide, il permet d'enregistrer la déformation d'une section transversale de la cornée sous forme d'une vidéo de 140 images qu'on présentera précisément dans le Chapitre 2.1. Vu que le tonomètre Corvis utilise une méthode sans contact, la pression produite par appareil et la pression appliquée sur la cornée sont différentes. La Figure 3 montre la comparaison entre la pression dans la chambre du piston enregistrée par Corvis (orange) et la pression du flux d'air détectée à la distance testée (noir) en fonction du temps.

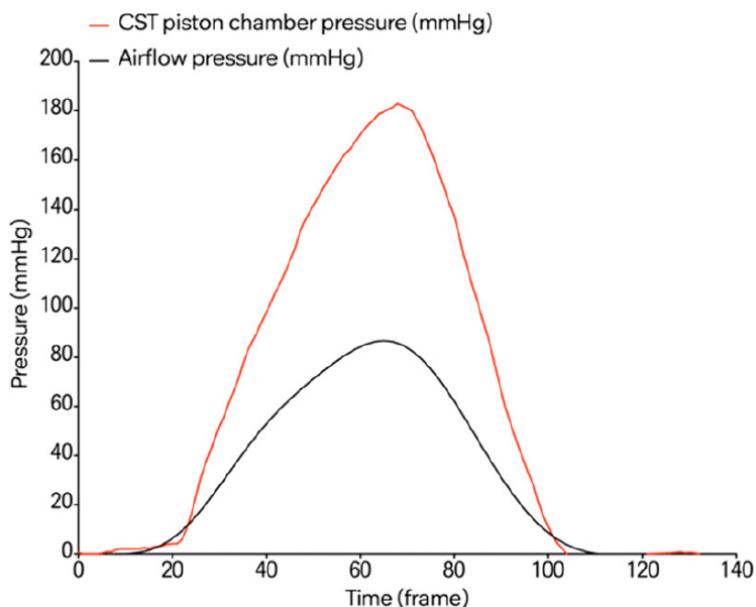


FIGURE 3 – La pression dans la chambre du piston enregistrée par Corvis (orange) et la pression du flux d'air détectée à la distance testée (noir) en fonction du temps[8]

1.2 OBJECTIVE DE LA RECHERCHE

Le tonomètre n'est pas utilisé pour distinguer une cornée normale et une cornée kératoconique, mais il montre des comportements mécaniques du matériaux différents entre deux types de cornée par les vidéos enregistrées, ce qui permet une large comparaison pour différentes entités pathologiques. L'idée de ce stage est de développer un module de Python qui permet d'analyser et caractériser automatiquement le comportement de la cornée et de finalement trouver les indices cachés dans la vidéo pour distinguer une cornée normale et une cornée kératoconique.

1.3 REVUE DE LITTÉRATURE

La recherche sur le kératocône remonte à 1980[9], date à laquelle le processus expérimental était relativement simple et les exemples de recherche relativement peu nombreux. Depuis l'introduction du tonomètre, une nouvelle étape de la recherche sur la cornée a été franchie[10, 11].

Pour distinguer une cornée normale d'une cornée kératoconique, les chercheurs ont proposé des indices différents selon plusieurs aspects. Roberts et al. ont proposé une indice de la rigidité effective en considérant seulement le mouvement vertical de la cornée [12] alors que Pitre et al. ont proposé l'indice de la rigidité transversale basé sur un modèle biomécanique tridimensionnelle[3]. Eliasy et al. ont proposé l'index de contrainte et de déformation à l'aide de la régression linéaire de la tracée contrainte-déformation[13]. Francis et al. ont proposé plusieurs indices surtout concernant la forme d'onde pendant la déformation cornéenne[14]. Vu que un seul indice ne peut pas distinguer totalement une cornée kératoconique d'une cornée normale, plusieurs essais sont fait en combinant les indices. Par exemple, Wallace et al. ont combiné 55 paramètres au total et utilisent l'apprentissage automatique pour produire le résultat[15].

2 EXPÉRIMENTATIONS

2.1 INTRODUCTION DU MATERIAU

Le tonomètre Corvis permet l'acquisition de données sous différents formats tels qu'une vidéo (.avi), une séquence d'images (.jpg), ou une archive compressée sans perte (.U12). Le matériau d'étude dans le stage est des vidéos. En utilisant la bibliothèque `openCV2` de Python, on a obtenu les images en niveaux de gris $L_{GRIS}(x, y, t)$ pour chaque vidéo, où $x \in (1, M)$, $y \in (1, N)$ et $t \in (1, T)$ représentent la rangée, la colonne et le moment temporel discrets, respectivement. La résolution de l'image $M \times N = 200 \times 576$ pixels couvre une surface de $3,3 \times 9,05\text{mm}$, ce qui donne une taille de pixel $16,5 \times 15,7\mu\text{m}$. Une image est acquise à des points temporels discrets tous les $0,23\text{ms}$ et $T = 140$ images sont acquises au totale. La Figure 4 montre l'acquisition d'image du tonomètre Corvis.

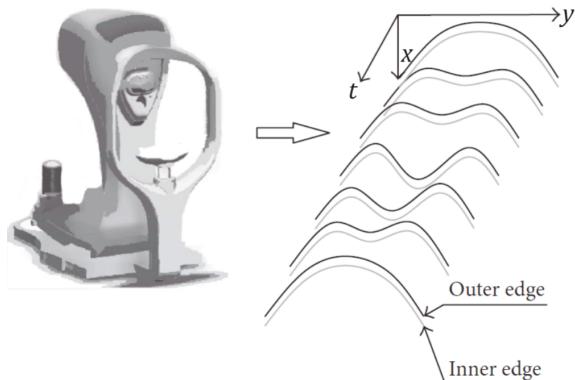


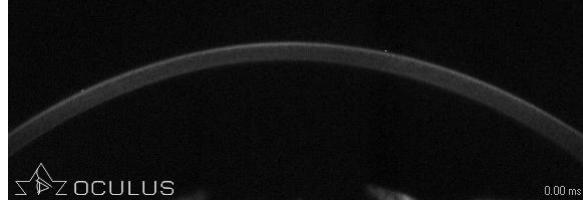
FIGURE 4 – L'acquisition d'images à l'aide du tonomètre Corvis[16]

2.2 TRAITEMENT DES IMAGES NUMÉRIQUES

Le traitement de chaque image se fait en 3 étapes.

1. Banarisation. Vu que les images sont en niveaux de gris, la valeur des pixels sont compris entre 0(noir) à 255(blanc), comme montre la Figure 5(a). La première étape est donc de trouver une valeur critique, la le seuil, telle que l'ensemble des points de pixels supérieurs à cette valeur coïncide avec la zone où se trouve la cornée, de sorte qu'on peut voir clairement la forme de la cornée dans l'image.

Sur la base de plusieurs expériences, on trouve que 28 est une valeur appropriée, ce qui rend le bruit aussi faible que possible et la forme de la cornée aussi complète que possible. Cette étape se fait



(a) L'image originale



(b) L'image traitée après la binarisation



(c) L'image traitée après l'élimination des parties inutiles



(d) L'image traitée après la dilatation

FIGURE 5 – Le processus de traitement d'image

par la fonction `threshold` de la bibliothèque `openCV2`. La Figure 5(b) montre l'image traitée après la binarisation de l'image originale.

2. Élimination. Comme la vidéo acquis par le tonomètre inclus des textes (OCULUS) et autre parties inutiles, il faut les éliminer pour mieux évaluer les indexées. La Figure 5(c) montre l'image après cette étape.

3. Dilatation. En raison de limitations techniques, les deux extrémités de la cornée sont plus difficiles à capturer par la caméra à ultra-haute vitesse, et sont donc présentées comme des points plus sombres dans l'image, comme le montre la Figure 5(a). Une méthode de dilatation la plus simple est utilisée pour rendre l'image plus complète. Chaque pixel noir de l'image est traité comme suit : si trois sur quatre pixels autour du pixel sont blancs, le pixel lui-même doit également changer à blanc. La Figure 5(d) montre l'image traitée après la dilatation dans laquelle les deux extrémités de la cornée sont un peu plus claires qu'avant.

2.3 CARACTÉRISATION DU VIDÉO

Une fois le traitement des images est fait, on essaie de caractériser le vidéo. C'est-à-dire de trouver des points qui permettent de caractériser le vidéo.

2.3.1 • APEX ET DEUX PICS

L'apex (ou le sommet) de la cornée est le point le plus élevé au premier instant du vidéo ($t = 1$). Comme la pression exercée par la soufflerie est verticale vers le bas, on suppose que l'apex se déplace uniquement verticalement. L'algorithme pour trouver l'apex de la cornée contient 3 étapes. On examine

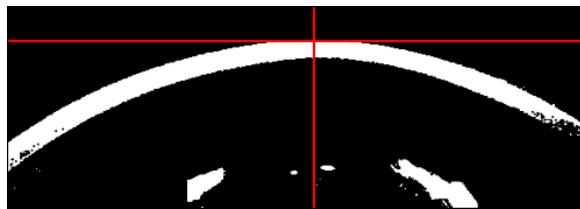


FIGURE 6 – L’apex trouvée par l’algorithme : l’intersection des lignes rouges

tout d’abord ligne par ligne de haut à bas jusqu’à il existe un pixel blanc dans la ligne. Afin de déterminer que ce point est l’apex et non du bruit, 15 points consécutifs en dessous de ce point doivent être blancs (puisque l’épaisseur au apex pour toutes les cornées est supérieure à 15 pixels). Si plusieurs points éligibles existent simultanément dans une ligne, le point le plus central est considérer comme l’apex. Les expériences prouvent que ce processus permet de trouver correctement l’apex de la cornée, comme le montre la Figure 6.

Une fois la coordonnée x de l’apex est déterminée, on peut tracer l’évolution de la coordonnée y de l’apex au cours du temps, comme le montre la Figure 7. L’apex de la cornée présente une baisse lente, suivie d’une baisse rapide jusqu’au son minimum, après quoi la cornée rebondit rapidement, puis remonte lentement. Ce comportement montre une corrélation évidente avec la pression à laquelle elle est soumise. L’algorithme utilisé ici est presque même : chercher le premier point blanc dans le colonne de l’apex dont 10 points consécutifs en dessous sont blancs pour chaque instant du vidéo.

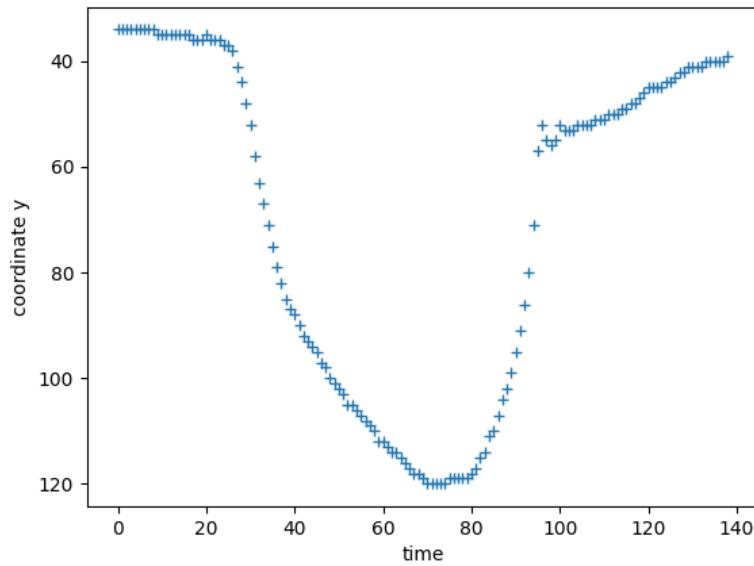


FIGURE 7 – L’évolution de la coordonnée y de l’apex au cours du temps

Vu que la pression appliquée par la soufflerie est plutôt centrale, la cornée est enfoncée au centre et deux pics sont mis en évidence lorsque la pression est grande, comme le montre la Figure 8. Les deux pics sont définis respectivement par le point le plus élevé de la partie gauche et droit de l’apex. Donc les

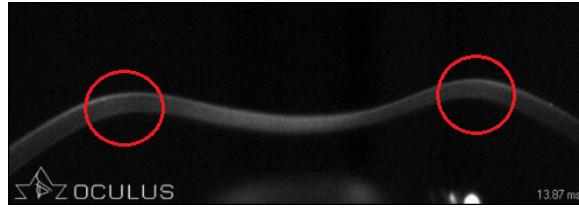
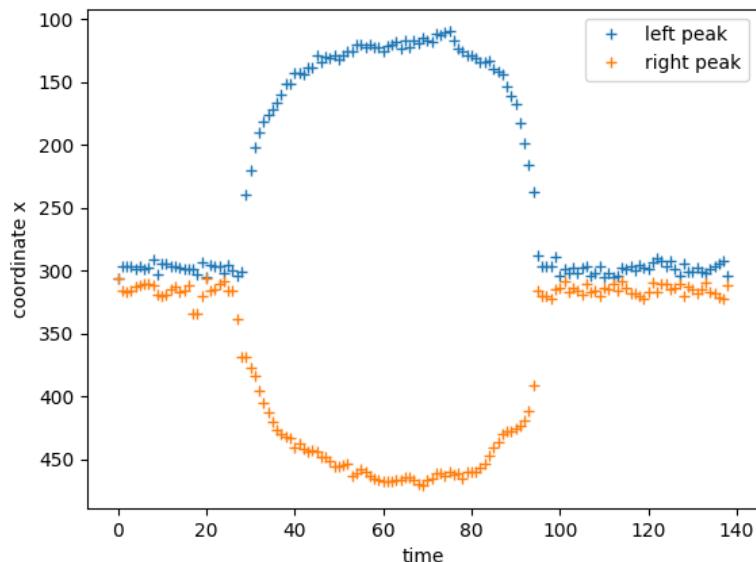


FIGURE 8 – Les deux pics de la cornée lorsque l’apex est vers son minimum

deux pics changent leurs coordonnées x et y au cours du temps. En continuant à utiliser l’algorithme pour trouver l’apex dans les deux parties de l’image, on peut tracer l’évolution de la coordonnée x des pics au cours du temps, comme le montre la Figure 9. Les deux pics présentent une symétrie claire et lorsque la pression sur la cornée atteint une certaine valeur, l’apex de la cornée commence à se concaver et les pics se déplacent de part et d’autre. Après s’être déplacés à une distance maximale, ils commencent à se refermer lorsque la pression diminue.

FIGURE 9 – L’évolution de la cordonnée x des pics au cours du temps

2.3.2 • FORME D’ONDE

Connaître les courbes des surfaces supérieures et inférieures de la cornée permet de mieux caractériser la cornée et d’extraire plus d’informations. La surface supérieur est composée par des points blancs les plus haut à chaque colonne dont 10 points consécutifs en dessous sont blancs. Et la surface inférieur est composée par des premiers points noir trouvé au dessous de la surface supérieur. Les deux courbes sont tous simplement la limite entre des points blancs et des points noirs.

2.3.3 • ÉPAISSEUR

Une fois la forme d'onde à chaque instant t obtenue, l'épaisseur de la cornée à chaque coordonnée x peut être calculer en 4 étapes. Tout d'abord, un ajustement aux polynômes est fait pour les surfaces supérieurs et inférieurs de la cornée en utilisant la fonction `polyfit` de la bibliothèque `numpy`. Seulement les coordonnées x dans le segment $(0, 540)$ sont utilisées pour l'ajustement parce que les données en dehors contiennent trop de bruit et donc influence le résultat de l'ajustement. De plus, on trouve par expérimentation qu'un polynôme du 8ème degré s'ajuste bien aux données initiales. La Figure 10 montre l'ajustement polynomial fonctionne bien pour deux instants différents. L'ajustement avec des polynômes d'ordre supérieur entraîne un surajustement, tandis que l'ajustement avec des polynômes d'ordre inférieur ne fournit pas une représentation complète de la morphologie de la cornée. Ensuite, la courbe médiane est calculée tout simplement en moyennant les deux fonctions polynomiales, d'où les fonctions représentent respectivement les surfaces supérieurs et inférieurs de la cornée. Et après, pour chaque coordonnée x , la pente de la courbe médiane peut être calculée en dérivant la courbe médiane, et la ligne normale de la courbe médiane en cette coordonnée x peut être déduite facilement. Finalement, l'épaisseur à chaque coordonnée x est calculée par la distance entre les intersections de la ligne normale et les surfaces supérieurs et inférieurs.

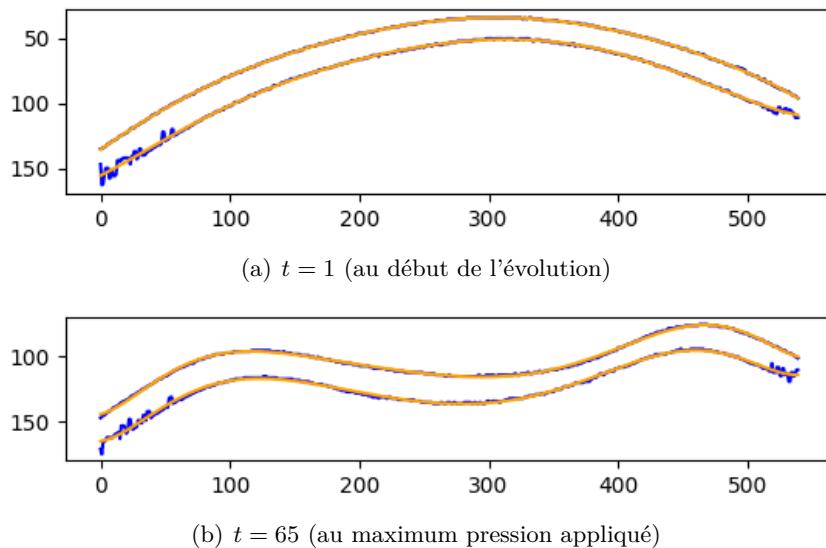


FIGURE 10 – L'ajustement polynomial de degré 8 de la forme d'onde à deux instants différents. En bleu, les données originales ; en orange, l'ajustement polynomial

De même, on peut tracer la variation d'épaisseur au cours du temps, comme le montre la Figure 11. La barre de couleur indique la variation d'épaisseur de la cornée. Outre le bruit aux extrémités de la cornée, la zone de changement de la cornée est principalement un cercle. Une partie de la cornée augmente d'épaisseur au cours de la déformation, tandis qu'une partie de la cornée diminue d'épaisseur au cours du processus de déformation.

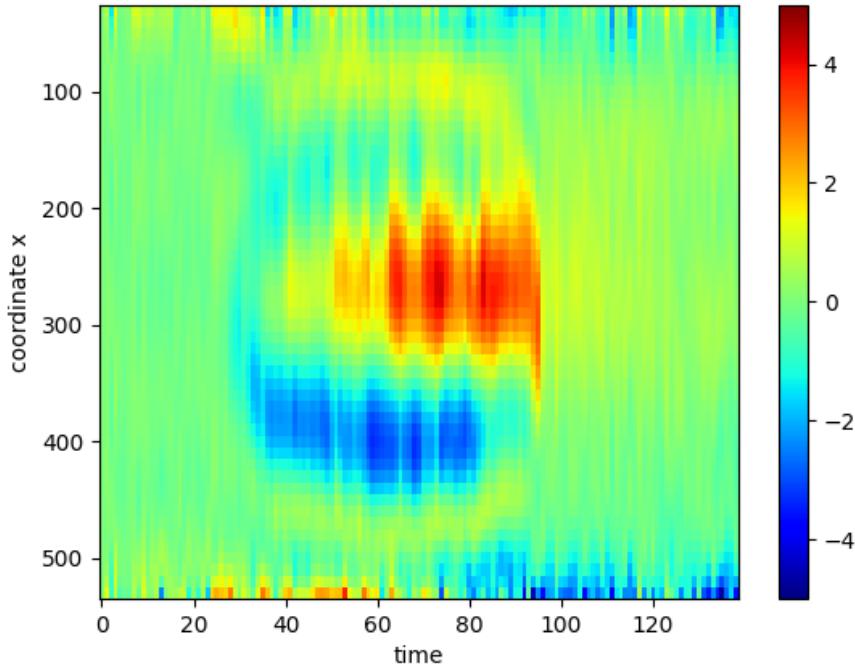


FIGURE 11 – La variation d'épaisseur en pixel au cours du temps (en numéro d'image) pour toutes les positions x de l'image (entre 51 et 510 px)

2.4 MESURE DES INDICES

Dans la sous-section précédente, des algorithmes sont développés pour que le code puisse analyser les changements dans les coordonnées de l'apex et deux pics et les changements dans l'épaisseur en tout point au fil du temps. En fait, pour une cornée normale comme pour une cornée kératoconique, il existe des différences dans les visualisations qu'elles présentent, ce qui nous donne la possibilité de les différencier en utilisant certains indices.

2.4.1 • LA PROFONDEUR MAXIMALE DE L'APEX

La kératocône provoque certains défauts dans la cornée et modifie donc ses propriétés mécaniques. Le premier indice qui vient à l'esprit lorsqu'on trace l'apex de la cornée au fil du temps est la profondeur maximale de la descente de l'apex de la cornée. On note $\text{Indice}_1 := \max y_{\text{apex}}(t) - \min y_{\text{apex}}(t)$ où $t \in (1, T)$.

2.4.2 • LA DISTANCE MAXIMALE HORIZONTALE ENTRE DEUX PICS

Il est important de noter que la déformation de la cornée peut être divisée en déformation générale et locale. La déformation de la cornée entre les deux pics est principalement déterminée par la déformation locale tandis que la déformation de la cornée en dehors des pics est principalement déterminée par la déformation globale. L'indice défini pour représenter la borne de la déformation locale est donc

Indice₂ := $\max x_{\text{pic droit}} - \min x_{\text{pic gauche}}(t)$ où $t \in (1, T)$.

Quand Indice₂ atteint son maximum, on note respectivement x_{gauche} , x_{droit} comme les cordonnées x des pics gauche et droit à cette instant, ce qui servira pour les autres indices.

2.4.3 • L'ÉPAISSEUR INITIALE EN MOYENNE

L'épaisseur joue un rôle essentiel dans l'étude des différents types de cornées. On étudie tout d'abord l'épaisseur initiale en moyenne, ce qui est défini par $\text{Indice}_3 := \bar{h}(t = 0)(x) = \bar{h}_0(x)$ où $x \in (1, M)$. On note aussi $x_0 \in (1, M)$ le point où l'épaisseur de la cornée est minimum.

2.4.4 • LA DISTANCE HORIZONTAL ENTRE L'APEX ET LE POINT QUI MINIMISE L'ÉPAISSEUR INITIALE

Cet indice est créé pour étudier la position du point qui minimise l'épaisseur initiale, d'où $\text{Indice}_4 := x_0 - x_{\text{apex}}$.

2.4.5 • LA FORME PARABOLIQUE DE LA CORNÉE SANS DÉFORMATION

La forme de la cornée est un arc, on tente donc d'analyser les différences entre différentes cornées à l'aide d'un ajustement parabolique en utilisant toujours la fonction `polyfit` de la bibliothèque `numpy`. Lorsqu'aucune force n'était exercée sur la cornée ($t = 1$), une fonction quadratique est utilisée pour ajuster la courbe de la surface supérieure de la cornée par régression linéaire. La Figure 12 montre

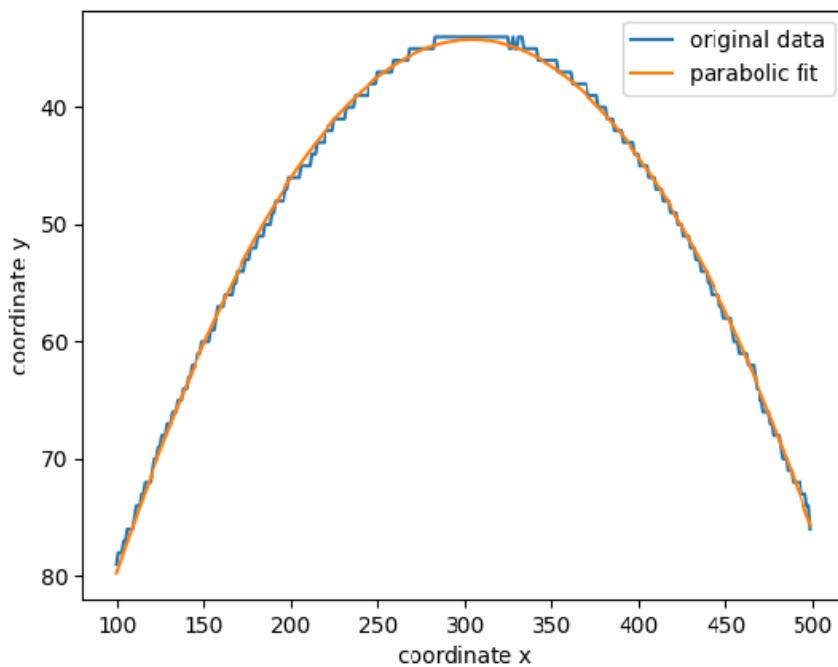


FIGURE 12 – L'ajustement parabolique de la cornée

l'ajustement parabolique d'une en notant que ce figure n'est pas à l'échelle pour mieux présenter l'effet d'ajustement. L'intervalle pour faire cet ajustement est $x \in (100, 500)$ pour diminuer l'erreur. On en déduit que $\text{Indice}_5 := c_2$ qui signifie le coefficient quadratiques de la parabole.

Seuls les coefficients des termes de second ordre de la parabole ont été pris en compte, car les coefficients des termes de premier ordre dépendent de l'emplacement des sommets de la cornée et les termes constants dépendent de la position de la cornée dans son ensemble, ce qui n'est pas lié aux propriétés de la forme de la cornée elle-même.

2.4.6 • LA VARIATION D'ÉPAISSEUR ENTRE PICS EN MOYENNE

Une fois l'épaisseur initiale est calculé, la variation d'épaisseur peut aussi calculée. On prend la variation d'épaisseur entre pics en moyenne comme le quatrième indice, d'où $\text{Indice}_6 := \overline{h - h_0}(t)(x)$ où $t \in (1, T)$ et $x \in (x_{\text{gauche}}, x_{\text{droit}})$. Il convient de noter que seulement la variation d'épaisseur entre x_{gauche} et x_{droit} est calculé. D'une part, la variation d'épaisseur en dehors de cet intervalle est fondamentalement négligeable et, d'autre part, la variation d'épaisseur des autres parties est entachée d'une erreur importante, ce qui rend difficile le contrôle de la précision globale si elle est ajoutée.

2.4.7 • LA VARIATION D'ÉPAISSEUR AU VOISINAGE D'ÉPAISSEUR INITIALE MINIMUM EN MOYENNE

Vu que le kératocône se trouve souvent dans une petite région de 10 pixels où la cornée est moins épaisse, cet indice est spécialement défini pour tester si on peut vérifier ce fait par des données. En changeant seulement l'intervalle de calcul, on a tout simplement $\text{Indice}_7 := \overline{h - h_0}(t)(x)$ où $t \in (1, T)$ et $x \in (x_0 - 5, x_0 + 5)$. Dans l'expérimentation, $x_0 \in (1, M)$ est cherché dans l'intervalle x_{gauche} et x_{droit} .

2.4.8 • LA RIGIDITÉ EFFECTIVE

Pour étudier la rigidité de la cornée, C.J.Roberts et al. a proposé un paramètre de rigidité (SP) dans l'analyse de la déformation de la cornée, qui est définie comme la pression résultante lors de la première effondrement plat vers l'intérieur divisée par l'amplitude de la réflexion cornéenne à la concavité la plus élevée[12]. En gardant cet esprit et en simplifiant le calcul, on propose ici

$$\text{Indice}_8 := \frac{p_{\text{critique}}}{\max y_{\text{apex}}(t) - \min y_{\text{apex}}(t)}$$

où $t \in (1, T)$. La pression critique p_{critique} est définie par la pression résultant lorsque l'apex de la cornée a descendu 30 pixels (considéré comme la première effondrement plat vers l'intérieur de la cornée). La Figure 13 montre le déplacement de la surface supérieur de la cornée en fonction de la pression, dans laquelle la pression critique p_{critique} peut être déduire facilement.

Cet indice est le rapport entre la pression critique et le profondeur maximale de l'apex. Plus la pression critique est grande, plus rigide la cornée ; moins la profondeur maximale de l'apex, plus rigide la cornée. Donc Indice_8 peut bien représenter la rigidité effective.

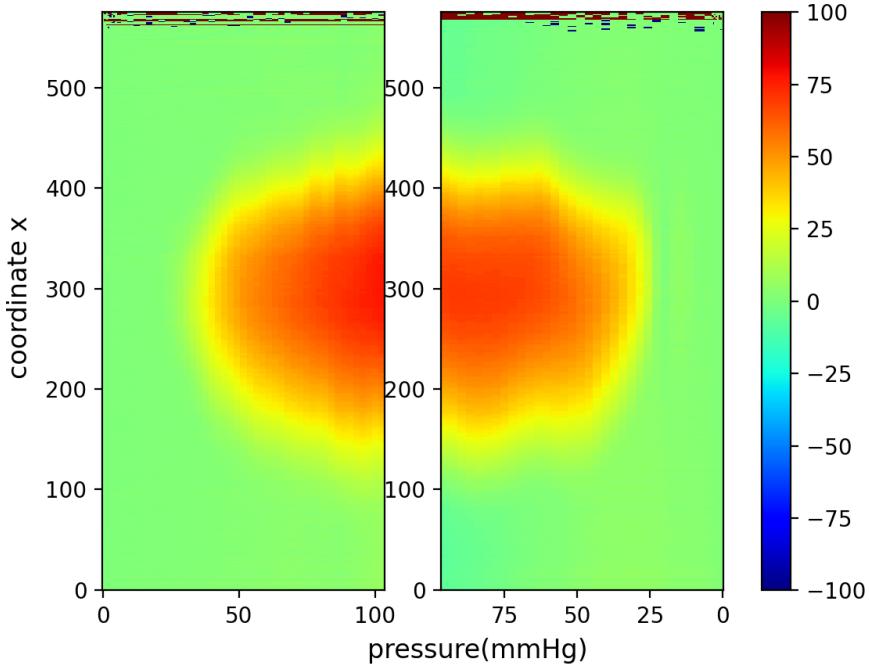


FIGURE 13 – Le déplacement de la surface supérieure de la cornée en fonction de la pression supérieure

2.4.9 • LA VISCOSITÉ EFFECTIVE

La viscosité effective de la cornée est calculé en utilisant un modèle rhéologique viscoélastique unidimensionnel. Modélisons l'ensemble de la cornée par le modèle de Maxwell généralisé, illustré dans la Figure 14 et considérons le processus de décharge.

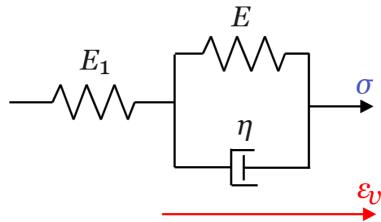


FIGURE 14 – Le modèle de Maxwell généralisé

A la décharge, par des lois de comportement, on a $\sigma = E\varepsilon_v + \eta\dot{\varepsilon}_v = 0$. La solution générale de cette équation différentielle est $\varepsilon_v = \varepsilon_{v0}e^{-\frac{E}{\eta}t}$, d'où $\ln \frac{\varepsilon_v}{\varepsilon_{v0}} = -\frac{E}{\eta}t$. Notons que le déplacement visqueux à la décharge est en fait le déplacement global de la cornée et donc peut être obtenu dans les données de forme d'onde. En analysant les données dans l'intervalle $t \in (100, T)$, le coefficient $-\frac{E}{\eta}$ peut être déduire par une régression linéaire. Finalement, on prends $E = 30,000 \text{ MPa}$, une valeur moyenne de module de Young de la cornée pour déduire l'indice de la viscosité effective : $\text{Indice}_9 := \eta$.

3 RÉSULTATS

Au totale, 2 ensembles de données sont utilisés pour trouver les résultats dont le premier contient 29 vidéos de 13 patients (9 yeux sains et 20 yeux kératoconiques) et le deuxième contient 110 vidéos de 60 patients (62 yeux sains et 48 yeux kératoconiques). Il existe des patients qui ont subi deux examens de contrôle, mais on suppose dans ce rapport que toutes les données sont indépendantes comme base des statistiques, ce qui simplifie le problème.

Dans cette section, on présentera les résultats en utilisant des diagrammes en boîte qui est un type de graphique statistique utilisé pour afficher des informations sur la dispersion d'un ensemble de données. Un diagramme de boîte contient le bord supérieur, le bord inférieur, la médiane et les deux quartiles (Q_1 , Q_3) d'un ensemble de données ; la boîte est ensuite reliée aux deux quartiles ; les bords supérieur et inférieur sont ensuite reliés à la boîte, et la médiane (la ligne orange) se trouve au milieu de la boîte.

La Figure 15 est le diagramme en boîte de la profondeur maximale de l'apex. On trouve que les yeux normals ont les profondeur maximales de l'apex plus petites que les yeux kératoconiques pour tous les deux ensembles de données. La distribution des valeurs montre la différence entre les deux types de cornées sont plus intense pour la premier ensemble de données, ce qui est souvent le cas pour les autres indices.

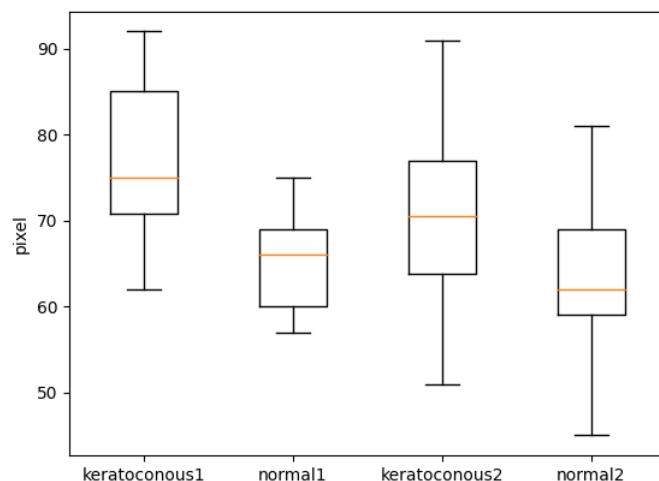


FIGURE 15 – Diagramme en boîte de la profondeur maximale de l'apex

La Figure 16 est le diagramme en boîte de la distance maximale horizontale entre deux pics. On trouve que la distance est un peu plus petite pour les yeux normals que les yeux kératoconiques, mais

la distribution des valeurs ne sont pas totalement séparée ce qui veut dire que cet indice n'est pas valable pour distinguer une cornée normale à une cornée kératoconique.

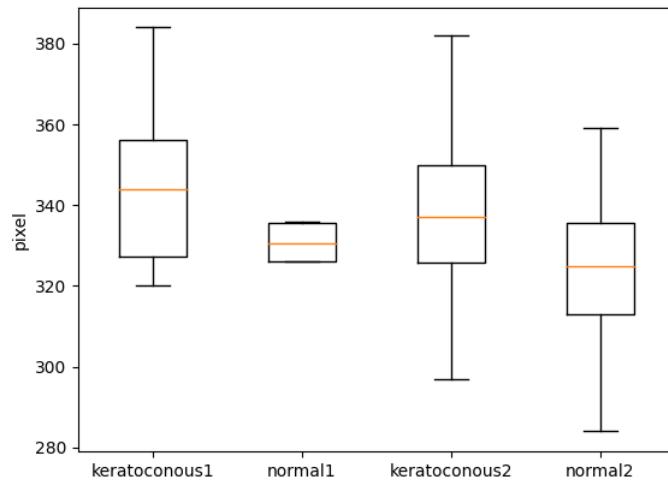


FIGURE 16 – Diagramme en boîte de la distance maximale horizontale entre deux pics

La Figure 17 est le diagramme en boîte de l'épaisseur initiale en moyenne. On trouve que les yeux normals sont de l'épaisseur initiale plus grande que les yeux kératoconique. Cet indice distingue une cornée kératoconique à une cornée normale pour le premier ensemble de donnée mais ne marche pas très bien pour le deuxième ensemble de donnée.

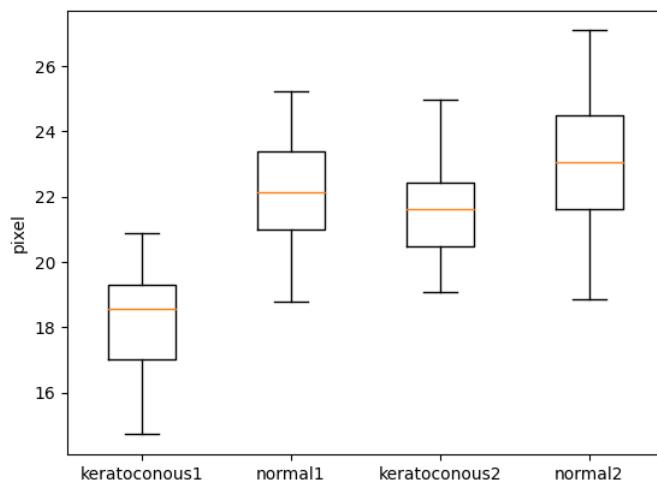


FIGURE 17 – Diagramme en boîte de l'épaisseur initiale en moyenne

3. RÉSULTATS

La Figure 18 est le diagramme en boîte de la distance horizontale entre l'apex et le point qui minimise l'épaisseur initiale. Il n'y pas une grande différence entre les deux types de cornées pour tous les deux ensembles de données, ce qui veut dire que cet indice ne peut pas distinguer une cornée kératoconique à une cornée normale.

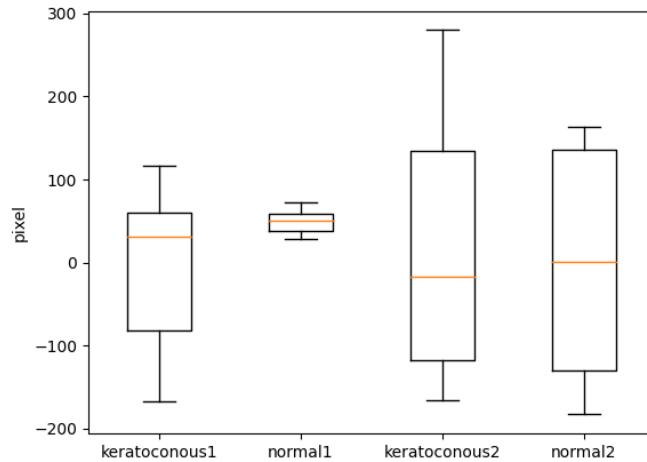


FIGURE 18 – Diagramme en boîte de la distance horizontale entre l'apex et le point qui minimise l'épaisseur initiale

La Figure 19 est le diagramme en boîte de la forme parabolique de la cornée sans déformation. On trouve que les yeux kératoconiques sont une forme plus soulevée que les yeux normaux, ce qui est cohérent avec le fait que les yeux kératoconiques sont une forme conique.

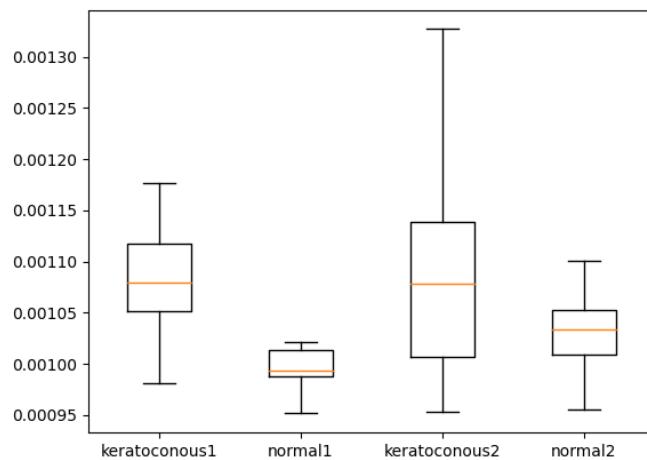


FIGURE 19 – Diagramme en boîte de la forme parabolique de la cornée sans déformation

La Figure 20 est le diagramme en boîte de la variation d'épaisseur entre pics en moyenne. Les cornées kératoconiques augmentent l'épaisseur tandis que les yeux normaux diminuent l'épaisseur pour le premier ensemble de données. Une autre fois, les résultat est plus proche pour le deuxième ensemble de données.

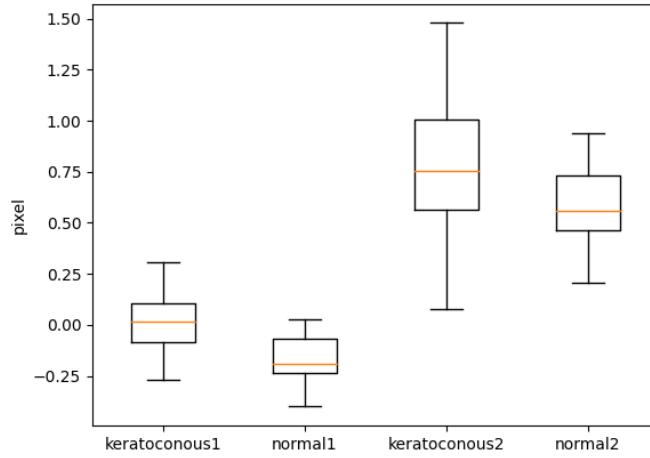


FIGURE 20 – Diagramme en boîte de la variation d'épaisseur entre pics en moyenne

La Figure 21 est le diagramme en boîte de la variation d'épaisseur au voisinage d'épaisseur initiale minimum en moyenne. Le résultat est même comme l'indice précédent : cet indice distinguer les deux types de cornée pour le premier ensemble de données mais pas pour le deuxième ensemble de données.

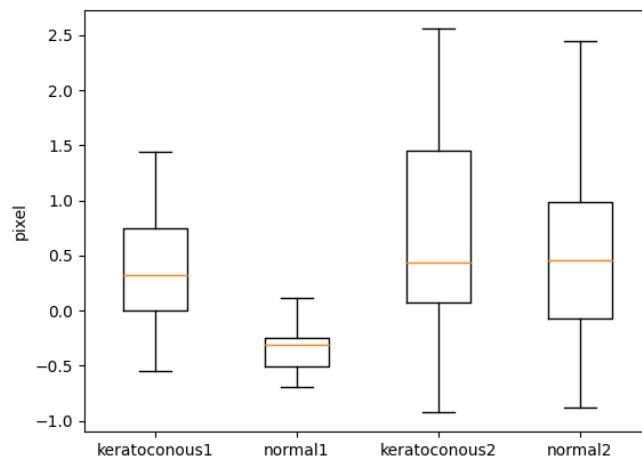


FIGURE 21 – Diagramme en boîte de la variation d'épaisseur au voisinage d'épaisseur initiale minimum en moyenne

3. RÉSULTATS

La Figure 22 est le diagramme en boîte de la rigidité effective. On trouve que les yeux normaux sont plus rigide que les yeux kératoconiques, cette différence est plus évident pour le premier ensemble de données.

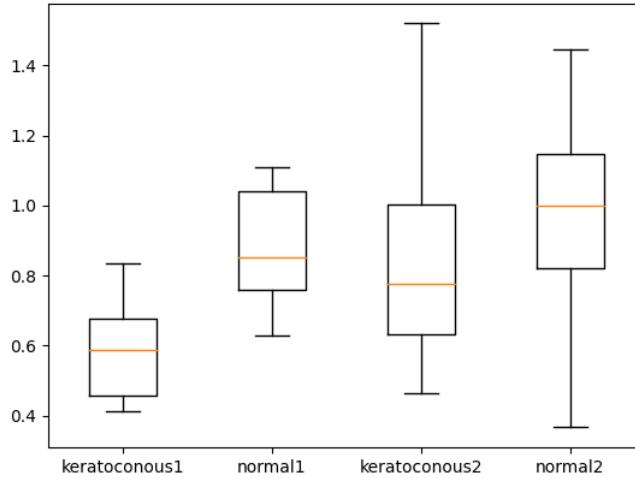


FIGURE 22 – Diagramme en boîte de la rigidité effective

La Figure 23 est le diagramme en boîte de la viscosité effective. Il n'y pas une grande différence entre les deux types de cornées en concernant la viscosité effective.

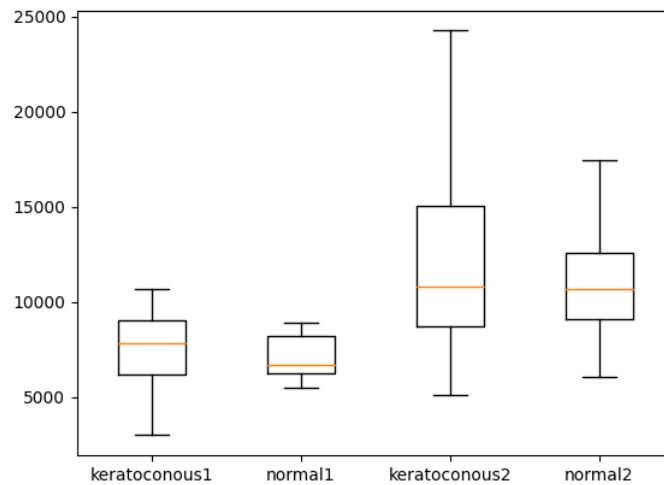


FIGURE 23 – Diagramme en boîte de la viscosité effective

4

CONCLUSION ET DISCUSSION

4.1 CONCLUSION

D'après les résultats, on trouve qu'il existe des différences entre les cornées kératoconiques et les cornées normales dans les indices suivants : la profondeur maximale de l'apex, la distance maximale horizontale entre deux pics, l'épaisseur initiale en moyenne, la forme parabolique, la variation d'épaisseur en moyenne et la rigidité effective. Dans ces indices, la profondeur maximale de l'apex, l'épaisseur initiale en moyenne, la forme parabolique, la variation d'épaisseur au voisinage d'épaisseur initial minimum en moyenne et la rigidité effective distinguent bien une cornée kératoconique d'une cornée normale pour le premier ensemble de donnée (les boîtes des distributions ne coïncident pas). Les résultats sont toujours moins claire pour le deuxième ensemble de données.

4.2 LIMITATION

Bien qu'il ait été optimisé à de nombreuses reprises, le code Python utilisé dans le projet présente des défauts suivants.

- Le code n'est pas suffisamment automatisé et certains paramètres doivent être ajustés manuellement. Par exemple, lors de la première étape de détermination du seuil pour le traitement des images, il faut ajuster manuellement le seuil pour différents ensembles de données. Plus la valeur de seuil est grande, plus il y a de bruit dans l'image, mais plus la forme de la cornée est complète. Plus la valeur de seuil est petite, moins il y a de bruit dans l'image, et donc le code peut localiser plus facilement la surface supérieure de la cornée, mais la forme de la cornée des deux côtés est plus défectueuse.
- Les propriétés mécaniques de la cornée n'ont pas été étudiées de manière suffisamment approfondie. Seules la rigidité effective et la viscosité effective ont été étudiées. La partie théorique utilise un modèle simple en supposant que le module de Young ainsi que le coefficient de viscosité de la cornée sont constants et isotropes partout. En outre, il manque une validation du modèle, l'hypothèse se vérifie dans une large mesure d'après la littérature.
- Vu que les tonomètres étant largement utilisés dans le monde pour mesurer la pression intraoculaire, les données similaires à celles utilisées dans ce stage sont abondantes. Cependant, l'essai de différents ensembles de données expérimentales a donné des résultats un peu différents. Certains indices peuvent être considérés comme une caractéristique permettant de distinguer deux types

de cornées différents, alors que pour un autre ensemble de données, il est difficile d'établir une distinction en utilisant uniquement cette indice.

4.3 TRAVAIL DANS LE FUTUR

Alors que la phase de l'expérience touche à sa fin, de nombreux travaux intéressants comme suivants peuvent être réalisés à l'avenir.

- Comme mentionné avant, le niveau d'automatisation ainsi que la robustesse du code doivent être améliorés afin qu'il puisse traiter davantage de données. Étant donné que les données utilisées dans ce stage sont des données médicales, lors des examens médicaux, les yeux du patient ne sont pas tous bien positionnés, ce qui peut fausser les données de l'expérience et exige le code de corriger l'image au moment du traitement.
- Étant donné la difficultés de différencier les cornées normales des cornées kératoconiques à l'aide d'un seul indice, il convient d'envisager la possibilité d'utiliser le critère des indices multiples pour les différencier. C'est pas évident de trouver cet indice, une méthode la plus simple consiste à utiliser un multi-indice linéaire

$$\text{Indice} = c_1 \text{Indice}_1 + c_2 \text{Indice}_2 + \dots$$

où c_1, c_2 sont des coefficients à trouver à l'aide d'apprentissage automatique. Bien entendu, il existe d'autres caractéristiques multiples plus complexes à découvrir.

- C'est plus propre de construire un modèle mécanique approprié pour distinguer les deux types de cornées. Durant le stage, un modèle de coque (sous hypothèse de Kirchhoff-Love) a été utilisé pour étudier le comportement dynamique de la cornée, mais il est difficile de résoudre à la main l'équation différentiel gouvernant le mouvement de la cornée et donc exige la méthode des éléments finis pour faire le calcul. D'autre modèles, comme le modèle de couplage fluide-solide, des modèle rhéologique viscoélastique sont aussi possible pour étudier et vérifier.

REMERCIEMENT

En premier lieu, je tiens à remercier M.Jean-marc ALLAIN, mon tuteur de stage, qui m'a beaucoup appris dans le traitement des images, la modélisation de la cornée et a partagé ses connaissances dans le domaine du biomécanique. Je lui remercie aussi pour me laisser faire des recherches indépendantes et donner les recommandations très utiles quand je rencontrais des difficultés.

Je désire aussi remercier mes collègues qui m'ont fourni les outils technologiques nécessaires au bon déroulement de mon stage.

Pour finir, je voudrais remercier mon référent de l'École Polytechnique, M.Kostas DANAS, qui m'a aidé à trouver ce stage intéressant et pour ses conseils avisés sur la rédaction de ce rapport de stage.

RÉFÉRENCES

- [1] H. Kandel, K. Pesudovs, and S. L. Watson, "Measurement of quality of life in keratoconus," *Cornea*, vol. 39, no. 3, pp. 386–393, 2020.
- [2] M. Romero-Jiménez, J. Santodomingo-Rubido, and J. S. Wolffsohn, "Keratoconus : a review," *Contact Lens and Anterior Eye*, vol. 33, no. 4, pp. 157–166, 2010.
- [3] J. J. Pitre Jr, M. A. Kirby, D. S. Li, T. T. Shen, R. K. Wang, M. O'Donnell, and I. Pelivanov, "Nearly-incompressible transverse isotropy (niti) of cornea elasticity : model and experiments with acoustic micro-tapping oce," *Scientific reports*, vol. 10, no. 1, p. 12983, 2020.
- [4] H. Kasprzak, E. Mazur, and M. Widlicka, "Measurement and analysis of the air pressure curve on the rigid lenses by use of ocular response analyzer," *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 16, no. 4, pp. 117–121, 2014.
- [5] J. Barreto Jr, M. Babic, R. M. Vessani, and R. Susanna Jr, "Dynamic contour tonometry and goldman applanation tonometry in eyes with keratoconus," *Clinics*, vol. 61, pp. 511–514, 2006.
- [6] S. Gupta, R. Saxena, R. Agarwal, N. Galpalli, S. Srivastava, and S. Agrawal, "Estimation of intraocular pressure in rabbits using noncontact tonometer : a comparative evaluation with schiotz tonometer.,," *Methods and findings in experimental and clinical pharmacology*, vol. 29, no. 6, pp. 405–409, 2007.
- [7] J. Hong, Z. Yu, C. Jiang, X. Zhou, Z. Liu, X. Sun, and J. Xu, "Corvis st tonometer for measuring postoperative iop in lasik patients," *Optometry and Vision Science*, vol. 92, no. 5, pp. 589–595, 2015.
- [8] D. Oehring, D. Jenkins, P. J. Buckhurst, and H. Buckhurst, "Experimental assessment of the spatial and temporal distribution of non-contact tonometer airflows," *Applied Sciences*, vol. 11, no. 6, p. 2499, 2021.

- [9] S. H. Oxlund, "Biomechanical properties of keratoconus and normal corneas," *Experimental Eye Research*, 1980.
- [10] C. Dorronsoro, D. Pascual, P. Pérez-Merino, S. Kling, and S. Marcos, "Dynamic oct measurement of corneal deformation by an air puff in normal and cross-linked corneas," *Biomedical optics express*, vol. 3, no. 3, pp. 473–87, 2012.
- [11] Sabine, Kling, Susana, and Marcos, "Contributing factors to corneal deformation in air puff measurements.,," *Investigative Ophthalmology Visual Science*, 2013.
- [12] C. J. Roberts, A. M. Mahmoud, J. Bons, A. Hossain, and A. R., "A new stiffness parameter in air puff induced corneal deformation analysis," 2016.
- [13] A. Eliasy, K. J. Chen, R. Vinciguerra, B. T. Lopes, and A. Elsheikh, "Determination of corneal biomechanical behavior in-vivo for healthy eyes using corvis st tonometry : Stress-strain index," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 7, no. 1, p. 105, 2019.
- [14] M. Francis, N. Pahuja, R. Shroff, R. Gowda, H. Matalia, R. Shetty, E. J. Remington Nelson, and A. Sinha Roy, "Waveform analysis of deformation amplitude and deflection amplitude innormal, suspect, and keratoconic eyes.,," *J Cataract Refract Surg*, vol. 43, no. 10, pp. 1271–1280, 2017.
- [15] H. B. Wallace, H. Vellara, A. Gokul, and J. Meyer, "Comparison of ectasia detection in early keratoconus using scheimpflug-based corneal tomography and biomechanical assessments," *Clinical and experimental ophthalmology*, no. 8, p. 49, 2021.
- [16] R. Koprowski, S. Wilczyński, et al., "Corneal vibrations during intraocular pressure measurement with an air-puff method," *Journal of Healthcare Engineering*, vol. 2018, 2018.