



**HAL**  
open science

## Étude des atteintes posturales chez les patients déficients visuels

V. Serin-Brackman, J. Pezet Poux, J.-C. Quintyn

► **To cite this version:**

V. Serin-Brackman, J. Pezet Poux, J.-C. Quintyn. Étude des atteintes posturales chez les patients déficients visuels. *Journal Français d’Ophtalmologie*, 2019, 42, pp.1078 - 1084. 10.1016/j.jfo.2019.05.034 . hal-03488642

**HAL Id: hal-03488642**

**<https://hal.science/hal-03488642>**

Submitted on 21 Jul 2022

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L’archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d’enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial 4.0 International License

## **Etude des atteintes posturales chez les patients déficients visuels**

### **Postural changes in patients with visual deficits**

#### **Auteurs**

*SERIN-BRACKMAN Véronique<sup>1</sup>, PEZET POUX Justine<sup>1</sup>, QUINTYN Jean Claude MD, PhD<sup>2,3,\*</sup>*

1. Service d'ophtalmologie, Hôpital Purpan, avenue de Grande Bretagne, 31059, Toulouse
2. Normandie Univ, UNICAEN, CHU de Caen Normandie, Unité de recherche UMR-S 1075 INSERM-UNICAEN, 14000 Caen, France
3. Normandie Univ, UNICAEN, CHU de Caen Normandie, Service d'ophtalmologie, 14000 Caen, France

#### **Auteur correspondant\***

*Pr QUINTYN Jean-Claude, [quintyn-jc@chu-caen.fr](mailto:quintyn-jc@chu-caen.fr), Tél. : +33 2 31 06 46 30*

Service d'Ophtalmologie, Hôpital Côte de Nacre, Avenue Côte de Nacre, 14000 Caen, France

#### **Titre court**

## **Etude des atteintes posturales chez les patients déficients visuels**

### **Postural changes in patients with visual deficits**

**Déclaration d'intérêts :** Les auteurs déclarent n'avoir aucun conflit d'intérêt en relation avec cet article.

## **RESUME**

### **Introduction :**

La posture est un système actif permettant à l'organisme de maintenir la stabilité de l'individu malgré les stimulations extérieures. Elle repose sur de nombreux capteurs qui apportent des données pour compenser les variations externes comme les informations visuelles. Il faut donc des capteurs en bon état transmettant des données correctes. Nous avons voulu étudier les adaptations posturales mises en place pour les personnes déficientes visuelles.

### **Matériel et méthodes**

Nous avons réalisé une étude prospective sur des patients atteints de dégénérescence maculaire avec une acuité visuelle inférieure à 5/10ème, de glaucome avec un déficit moyen au champ visuel supérieur à 12 décibels, comparé à une population témoin. Tous les sujets ont effectué un test d'équilibre dynamique sur une plateforme stabilométrique équipée d'un logiciel Win posturo. Nous avons ainsi évalué leur profil postural dans diverses situations : yeux ouverts, yeux fermés, équilibre, déséquilibre antéropostérieur puis latéral.

### **Résultats**

Le premier groupe était constitué de 16 patients atteints de DMLA, le deuxième de 17 patients âgés de glaucome et le troisième de 18 sujets témoins.

En équilibre statique, pour le paramètre « longueur en fonction de la surface », tous les groupes ont une amélioration de leur performance à l'ouverture des yeux ( $p = 0,05$ ). Il existait une différence significative entre les groupes sujets et le groupe témoins ( $p < 0,01$ ). De plus, les sujets du groupe ayant une atteinte visuelle périphérique ont eu un appui antérieur significativement plus marqué.

En équilibre dynamique, nous n'avons pas mis en évidence de différence significative entre les différents groupes.

## **Discussion**

En équilibre statique, les patients ayant une mauvaise vision périphérique ont une compensation somesthésique de meilleure qualité, mais ils ont un appui plantaire antérieur, qui augmente le risque de chute arrière. Pour les trois groupes, les tests ont mis en évidence que les sujets sont visio dépendants ce qui signifie que la compensation somesthésique pourrait être développée pour limiter cette dépendance par compensation somesthésique. En équilibre dynamique, les sujets des groupes pathologies sont significativement moins performants que les témoins. L'ensemble des malvoyants a une somesthésie plus développée que les témoins. Les sujets des premiers et troisièmes groupes ont le même profil postural, ils sont visio-dépendants. Les sujets du deuxième groupe ont une instabilité et une modification de leur stratégie posturale augmentant le facteur de risque de chute. L'acuité visuelle a un impact moins important sur le risque de chute que le champ visuel.

Conclusion : En comparant les réponses posturales de ces différentes expériences, il apparaît que les profils posturaux sont modifiés dans le cas des sujets des groupes pathologies, même si le profil postural du groupe vision central se rapproche de celui des témoins. Les atteintes rétiniennes, qu'elles soient centrales ou périphériques vont entraîner un déséquilibre postural qui va conduire dans certains cas à des chutes. Pour limiter la prévalence de ces chutes, il serait intéressant d'accompagner les patients déficients visuels avec un examen et une rééducation posturale pour amoindrir les effets issus de cette dégradation visuelle.

**Mots clés :** dégénérescence maculaire liée à l'âge, glaucome, posture.

## **ABSTRACT**

### **Introduction**

Balance is an active system allowing the body to maintain individual stability despite external stimuli. It relies on many senses which provide data to compensate for external variations such as visual information. It is thus necessary that the senses be in good condition and transmit accurate data. We wished to study postural adaptations made by visually impaired people.

### **Material and methods**

We performed a prospective study of patients with macular degeneration with visual acuity less than 20/40, glaucoma with a mean visual field defect less 12 decibels, and a control population. All subjects underwent a dynamic equilibrium test on a stabilometric platform with Win-Posturo software. We assessed their postural profile in various situations: eyes open, eyes closed, balance, anteroposterior displacement and lateral displacement.

### **Results**

The first group consisted of 16 patients with age macular degeneration (AMD), the second of 17 patients with glaucoma and the third of 18 control subjects.

In static equilibrium, for the parameter "length vs. surface area," all groups had an improvement in their performance with eyes open ( $p = 0.05$ ). There was a significant difference between the subject and control groups ( $p < 0.01$ ). In addition, subjects in the group with peripheral visual impairment had significantly greater tendency to lean forward.

In dynamic equilibrium, we did not demonstrate any significant difference between the groups.

### **Discussion**

In static equilibrium, patients with poor peripheral vision have better quality somatosensory compensation, but they have a tendency to lean forward, which increases the risk of falling forward. For the three groups, the tests showed that the subjects are vision-dependent, which

implies that somatosensory compensation could be developed to limit this dependency. In dynamic equilibrium, the subjects in the disease groups perform significantly worse than the controls. All the visually impaired have a more developed somatosensory mechanism than the controls. The subjects in the first and third groups have the same postural profile, they are vision-dependent. Subjects in the second group have an instability and change in their postural strategy, increasing the risk of falling. Visual acuity has a lesser impact on the risk of falling than the visual field.

### **Conclusion**

Comparing postural responses in these different situations, it appears that postural profiles are modified in the case of visual disability, although the postural profile of the group with central visual loss is similar to that of the controls. Retinal involvement, whether central or peripheral, leads to postural imbalance that may result in falls in certain cases. To limit the prevalence of these falls, it would be interesting to address visually impaired patients by examination and postural rehabilitation to decrease the effects of this visual impairment.

**Key words:** posture, balance, age-related macular degeneration, glaucoma, secondary task

## MANUSCRIT

### **Introduction :**

L'instabilité posturale a été montrée comme facteur associé aux chutes [1]. Bien que la posture soit dépendante de nombreuses informations, visuelles, vestibulaires, somesthésiques, il existe une prépondérance de l'information visuelle. Quand une personne se tient debout, immobile, le corps fait de petits mouvements oscillatoires. Ces mouvements produisent des changements de la vision périphérique. Ces changements indiquant la mobilité relative du corps face à son environnement sont utilisés par les mécanismes compensatoires d'ajustement.

Deux des causes les plus répandues de cécité sont la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA) et le glaucome. Ces deux maladies ont des effets différents sur la vision : la DMLA réduit la vision centrale au contraire du glaucome débutant qui provoque une atteinte de la vision périphérique. L'apport de la vision centrale et de la vision périphérique a été étudié sur des sujets sains chez lesquelles la vision avait été réduite [2, 3] et montre le rôle de la vision centrale dans le maintien de la station debout.

Il a été montré que la vision centrale était nécessaire pour se stabiliser latéralement et que la vision périphérique permet une meilleure stabilisation des oscillations [4].

Les études de stabilité posturales se réalisent à partir d'un appareil destiné à analyser les oscillations posturales. C'est une plate-forme de force qui analyse les déplacements du barycentre d'un sujet ; en position orthostatique il peut être considéré comme une projection du centre de gravité.

Nous avons voulu étudier les modifications de posture chez des personnes ayant un déficit visuel central ou périphérique. Nous avons donc réalisé une étude prospective en comparant les profils posturaux de patients atteints de DMLA ou de pathologies entraînant une atteinte visuelle périphérique avec des sujets sains.

### **Matériel et Méthode**

La stabilité posturale a été mesurée en utilisant une plateforme stabilométrique (plateforme stabilométrique Win Posture) (figure 1).

La plateforme se compose d'un plateau statique reposant sur trois capteurs disposés en triangle équilatéral et formant un plan. La plateforme doit être déposée sur une surface plane et rigide. On associe un plateau d'équilibration dynamique Freeman à la plateforme. C'est un

plateau reposant sur une portion de cylindre de 55 cm de diamètre et de 8 cm de hauteur. La surface d'appui est donc réduite à une ligne. Le système est asservi, il devient spontanément instable.

La plate-forme de stabilométrie est un instrument de mesure qui relève les forces de réactions dues aux déplacements de la masse corporelle du sujet. La plateforme permet de mesurer la position du point d'application des forces de réaction du corps s'opposant au déplacement de la plateforme sous l'impulsion du poids et ce à chaque instant d'échantillonnage (40 Hz). Ces forces de réaction sont relevées dans le sens vertical entre le plan de pose du système de mesure et un plan de référence sur lequel se trouve le sujet en position debout, ces deux plans sont horizontaux. Les forces relevées sont converties en signaux électriques, amplifiés et traitées mathématiquement pour déterminer la position du centre de pression dans un référentiel en X et en Y situé dans le même plan horizontal que celui du polygone de sustentation. Les projections du centre de pression et du centre de gravité ne sont pratiquement jamais confondues. L'origine du centre de pression est située par convention au barycentre du polygone de sustentation. Le centre de pression se déplace continuellement de part et d'autre de la projection du centre de gravité pour stabiliser le sujet et les capteurs de force relèvent ces oscillations lentes.

L'enregistrement des données et le traitement du signal ont été effectués par le logiciel WinPosture NV Médicaptureur. La plateforme était reliée à un ordinateur portable.

### **Sujets :**

Nous avons proposé aux patients atteints de DMLA ou de glaucome avancé de participer à cette étude. Le diagnostic de DMLA a été posé après la réalisation d'angiographie à la fluorescéine, d'un OCT maculaire. Seuls les patients ayant une atteinte maculaire bilatérale avec une meilleure acuité visuelle inférieure à 5/10<sup>ème</sup> étaient éligibles pour notre étude.

Le deuxième groupe a été constitué par les patients atteints de glaucome, dont le diagnostic était connu. Ils étaient classés en glaucome sévère avec un déficit moyen (Mean Defect) supérieur à 12 décibels sur les champs visuels.

Les sujets sains étaient recrutés auprès des accompagnants. Aucun participant n'a émis d'opposition pour que les données recueillies puissent faire l'objet d'une étude.



## **Protocole :**

Le patient était installé pieds nus, debout sur la plateforme, les bras pendant le long du corps. Il devait fixer droit devant, avec un point de fixation à la hauteur des yeux tout en gardant une respiration normale. Le patient devait garder ses corrections optiques pour la vision de loin. Les pieds étaient positionnés selon un schéma spécifique et précis : les talons devaient avoir un écart de 2 cm et les pieds un angle de 30° de façon que le barycentre du polygone de sustentation soit dans l'axe sagittal de la plateforme. Pour les épreuves dynamiques nous avons superposé un plateau d'équilibration dynamique Freeman, et orienté le plateau dans l'axe antéro-postérieur ou dans l'axe latéral.

Trois épreuves ont été réalisées : statique, dynamique antéro-postérieur et dynamique latéral. Chacune des épreuves a été réalisée deux fois, une première fois yeux ouverts (YO), une seconde les yeux fermés (YF).

- L'épreuve statique YO-YF : le sujet devait maintenir son équilibre sur la plateforme immobile pendant 51,2 secondes. Quand l'épreuve était réalisée yeux ouverts, le patient devait fixer une cible, et devait fixer la position mémorisée pour l'épreuve yeux fermés.

- L'épreuve dynamique antéro-postérieure YO-YF : nous avons superposé à la plateforme le plateau d'équilibration dans l'axe antéro-postérieur. Le patient devait maintenir son équilibre pendant 25,6 secondes.

- L'épreuve dynamique latérale YO-YF : pour cette épreuve le plateau d'équilibration était installé dans l'axe latéral. Le sujet devait maintenir son équilibre pendant 25,6 secondes.

## **Statistiques :**

Pour analyser ces résultats une étude ANOVA a été réalisée permettant la comparaison de profils posturologiques des trois types de population.

Une première analyse a été effectuée avec les résultats en enregistrement statique pour les trois groupes, puis une deuxième analyse a comparé les enregistrements statique et dynamique.

## **Résultats :**

Notre étude a porté sur trois groupes : un premier groupe de 16 patients, âgés de 73 ans (55 à 95 ans) atteints de DMLA, un deuxième groupe de 17 patients âgés (54 à 87 ans) atteints d'autres pathologies avec un retentissement sur la vision périphérique (glaucomateux essentiellement) un troisième groupe de 18 sujets témoins (55 à 88 ans).

L'acuité visuelle moyenne du premier groupe, patients atteints de DMLA, était de 1,8/10<sup>ème</sup>. Tous les patients de ce groupe avaient au moins un œil dont l'acuité visuelle était inférieure à 1/10<sup>ème</sup>.

Le moyenne du déficit moyen (Mean Defect, MD) au Champ Visuel Humphrey 24.2 des patients du deuxième groupe, patients ayant une atteinte du champ visuel périphérique, était de 19,5 dB. Le déficit était donc sévère. Aucun patient des deux autres groupes ne se plaignait d'une altération du champ visuel. Le champ visuel effectué au doigt a été considéré comme normal pour les sujets de ces deux groupes.

### **Paramètre Longueur :**

Il représente le déplacement du sujet dans l'axe latéral ou antéro-postérieur. Dans le cas d'une longueur importante, c'est le signe d'un mauvais contrôle postural et une fatigabilité. En effet, le sujet fournit une quantité d'énergie plus importante pour maintenir son centre de gravité.

Une différence significative a été mise en évidence entre les longueurs relevées YO et YF ( $p < 0,0001$  par analyse ANOVA). La différence moyenne entre ces longueurs a été évaluée à 350,877 mm.

Nous n'avons pas obtenu de différence significative pour le paramètre longueur en le comparant avec les différentes populations, même si les témoins ont été plus déstabilisés par la fermeture des yeux que les autres populations (figure 2).

### **Paramètre VFY**

La verticale de gravité est calculée en fonction du Y moyen et de la variance de la vitesse de déplacement du centre de pression. Chez l'individu debout, la VFY se positionne en avant de l'axe tibio-tarsien amenant à faire chuter le patient vers l'avant. Il existe un couple musculaire égal et de sens contraire créé par la mise en tension des muscles postérieurs de la jambe s'opposant à la chute. La variation des tensions de ces muscles doit modifier les caractéristiques des oscillations du corps du patient, c'est ce qui sera constaté grâce au paramètre VFY.

Nous n'avons pas mis en évidence de différence significative pour les mesures dynamiques ou statiques entre les différents groupes. Toutefois, le groupe DMLA était le seul groupe à augmenter son paramètre VFY yeux fermés ce qui signifie que ces sujets avaient tendance à se rigidifier pour maintenir leur équilibre statique à la fermeture des yeux (figure 3).

### **Paramètre LFS (Longueur en fonction de la surface)**

Ce paramètre correspond à la comparaison entre le chemin parcouru par le centre de pression par unité de surface et les valeurs normales expérimentales. Il permet de faire une évaluation rapide de l'énergie dépensée par le sujet pour maintenir sa posture. Cette évaluation identifie la tactique posturale adoptée par le sujet et le contrôle musculaire. Si la LFS a une valeur inférieure à 1, sa longueur parcourue sera plus faible que celle attendue. Elle exprime une tactique d'énergie économique. Si la LFS est supérieure à 1, la contraction musculaire permet le contrôle de l'équilibre. Cependant cette contraction musculaire est permise par le réflexe myotatique, système entraînant une tension musculaire et une fatigue.

Nous avons retrouvé une différence statistique entre les YF et les YO ( $p = 0,0512$  par analyse ANOVA). La différence moyenne entre les différentes LFS YO/YF était de  $0,112 \text{ mm}^{-1}$ . Il existait aussi une différence statistique significative entre les témoins et les deux groupes étudiés ( $p < 0,01$ ). Les témoins dans l'examen YO ont eu une LFS très inférieure à celle des autres groupes ( $1,27$  versus  $1,57$  sujet du groupe DMLA et  $1,56$  sujets du groupe glaucome).

### **Paramètre X moyen**

Ce paramètre correspond à la moyenne des valeurs des abscisses du centre de pression dans le référentiel statokinésigramme et donc sur l'axe latéral.

Un effet significatif entre YO et YF ( $p = 0,382$  par analyse ANOVA) a été retrouvé. La différence moyenne entre les différents groupes n'a pas montré pas de différence significative.

### **Paramètre Y moyen**

Ce paramètre correspond à la moyenne des valeurs des ordonnées du centre de pression dans le référentiel statokinésigramme et donc sur l'axe antéro-postérieur.

Les sujets dont le champ visuel périphérique était déficient avaient un paramètre Y moyen significativement plus faible que pour les témoins, les yeux ouverts ( $p < 0,05$ ).

Au vu des résultats, il existait un effet pathologique significatif ( $p = 0,0447$ ) et une interaction vision-pathologie à la limite de la significativité ( $p = 0,0727$ ). La différence moyenne entre les différents Y moyens des populations de patients ayant une atteinte centrale et ceux ayant une atteinte périphérique était de  $11,79 \text{ mm}$  (figure 4).

La fermeture des yeux a entraîné une légère variation de la position antéro-postérieure. Nous

avons aussi noté que les sujets ayant une atteinte périphérique avaient des centres de pression plantaire plus en avant que les témoins et que le groupe de patients atteints de DMLA. Ce phénomène a une incidence sur l'équilibre ; en effet un individu possédant des appuis plantaires antérieurs aura un plus grand risque de chute en arrière.

### **Paramètre Longueur totale des déplacements**

Ce paramètre correspond à la comparaison entre le chemin parcouru par le centre de pression par unité de surface et les valeurs normales expérimentales. Elle permet de faire une évaluation rapide de l'énergie dépensée par le sujet pour maintenir sa posture. Cette évaluation identifie la tactique posturale adoptée par le sujet et le contrôle musculaire.

Si la LFS a une valeur inférieure à 1, sa longueur parcourue sera plus faible que celle attendue. Elle exprime une tactique d'énergie économique.

Si la LFS est supérieure à 1, la contraction musculaire permet le contrôle de l'équilibre. Cependant elle est permise par le réflexe myotatique, système entraînant une tension musculaire et une fatigue.

Nous avons retrouvé un facteur visuel très significatif ( $p < 0,0001$ ) avec une déstabilisation de tous les groupes avec la fermeture des yeux. La différence moyenne entre les examens YO et YF était de 624,68 mm. Il n'y avait pas de différence significative entre les pathologies. Les résultats n'ont pas montré un effet significatif du sens : les comportements étaient identiques dans les sens antéro-postérieur et latéral dans tous les groupes. De plus aucune interaction des facteurs n'a été significative.

### **Paramètre Vitesse moyenne des oscillations**

Ce paramètre correspond au déplacement du sujet et au changement de position. Dans le cas où les mesures sont peu élevées, on considère qu'il n'y aura pas de changement de position du sujet. Son équilibre est maintenu de façon stable. Si les mesures sont plus élevées, elles révèlent qu'il y a un changement de position ou du centre d'appui indiquant des difficultés au maintien de l'équilibre. Le sujet doit donc réajuster sa posture constamment. L'étude révèle le profil stratégique d'équilibration.

Les résultats ont indiqué un sens vision significatif entre les vitesses moyennes YO et YF ( $p < 0,0001$ ). En effet la fermeture des yeux a augmenté la vitesse dans tous les sens. La différence moyenne entre les examens YO et YF était de 28,44 mm.s<sup>-1</sup>.

Nous n'avons pas mis en évidence de différences significatives entre les groupes de population.

La fermeture des yeux a pénalisé davantage les témoins que les patients pathologiques.

## **Discussion**

L'incidence des chutes augmente avec l'âge et le risque de chutes traumatiques est plus grand pour les déficients visuels [5]. Les épreuves dynamiques sont un moyen de sensibiliser successivement les équilibres en latéral ou en antéro-postérieur et de préciser les épreuves statiques. Globalement, en condition dynamique la population de témoins est plus performante. Mais pour toutes les populations, les résultats en condition YO sont meilleurs que ceux YF, de plus la stabilité est plus importante avec la condition « antéropostérieur » que « latéral ». La vision a un effet significatif sur l'ensemble des groupes, on note que les sujets sont plus stables les yeux ouverts et donc la longueur du statokinésigramme est plus petite. Cela signifie donc que même pour les personnes ayant une déficience visuelle l'information visuelle reste essentielle pour le maintien de la posture.

Les résultats ont aussi mis en avant une meilleure compensation proprioceptive chez les patients malvoyants comparativement aux témoins. Les personnes âgées sont des sujets dépendants visuels. Cependant, du fait de leurs mauvaises capacités visuelles les patients peuvent modifier leur stratégie d'équilibration : la proprioception prime sur la vision. Il serait intéressant de voir le développement de ces capacités compensatoires selon l'ancienneté de leur atteinte visuelle.

Il existe aussi une différence significative entre les patients témoins et ceux atteints d'une pathologie lors des examens YO et YF. En effet, proportionnellement les témoins seront plus incommodés par la fermeture des yeux et on peut supposer que ce résultat fait suite à l'état de dépendance visuelle modérée ou excessive de ces patients. Les statistiques des sujets dits en déficience visuelle montrent aussi cette gêne mais beaucoup moins accentuée. Il est donc possible qu'ils développent des capacités proprioceptives pour compenser leur déficit visuel. Il serait intéressant de voir comment pourrait se développer cette compensation et à partir de quel niveau de malvoyance. Notre étude ne porte que sur un nombre limité de sujets pouvant expliquer que quelquefois des tendances sont retrouvées, à la limite de la significativité.

Le paramètre LFS est augmenté chez les deux groupes par rapport aux témoins. Le coût énergétique permettant le maintien de l'équilibre sera donc moins important chez les témoins les YO. Cela signifie qu'il y a une recherche d'équilibre dynamique plus importantes dans les groupes testés.

Globalement, on remarque que le profil postural des patients atteints de DMLA se rapproche de celui des témoins contrairement à celui des patients avec des atteintes

périphériques. Kotecha et al ont rapporté que pour maintenir la position debout les patients glaucomateux ont une diminution de la contribution visuelle et une augmentation de la part des informations somesthésiques contrairement aux patients atteints de DMLA [6].

Plusieurs études ont montré que pour les patients atteints de glaucome ou de DMLA, il y avait une part plus importante des informations somesthésiques que des informations visuelles pour maintenir la position debout. Durant cette étude, le groupe de sujets atteints de DMLA montre une augmentation de l'apport des informations somesthésiques, ce qui correspond aux données de la littérature [7, 8]. On suppose donc que la DMLA joue moins sur la stabilité posturale que les atteintes périphériques et donc que l'acuité visuelle aurait moins d'influence sur l'équilibre que le flux visuel ou le champ visuel du patient. Ainsi en se basant sur cette idée, il est logique de supposer que les atteintes périphériques auraient plus de conséquences sur la stabilité que les atteintes centrales.

## **Conclusion**

Force est de constater que même si les patients sont déficients visuels, ils restent, avec l'âge, majoritairement dépendants visuels. La perturbation des informations rétinienne ne stoppe pas la sollicitation de ces capteurs visuels et entraîne une perturbation supplémentaire au maintien postural. Il faut donc compter sur la tendance des patients malvoyants à modifier leur posture avec une meilleure utilisation des capteurs proprioceptifs aux dépens des capteurs visuels, comme l'a mis en évidence cette étude. L'ensemble des malvoyants a une somesthésie plus développée que les témoins. Les sujets DMLA et les témoins ont le même profil postural et sont plus visio dépendants. Les sujets du groupe vision périphérique ont une instabilité et une modification de leur stratégie posturale ce qui augmente le risque de chute. La diminution de l'acuité visuelle a donc un impact moins significatif sur le risque de chute que la diminution du champ visuel.

## **Références :**

1. Turano K, Rubin GS, Herdman SJ, Chee E, Fried LP. Visual stabilization of posture in the elderly: fallers vs. nonfallers. *Optom Vis Sci.* 1994;71(12):761-9
2. Paulus WM, Straube A, Brandt T. Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain.* 1984;107 ( Pt 4):1143-63
3. Berencsi A, Ishihara M, Imanaka K. The functional role of central and peripheral vision in the control of posture. *Hum Mov Sci.* 2005;24(5-6):689-709
4. Nougier V, Bard C, Fleury M, Teasdale N. Contribution of central and peripheral vision to the regulation of stance: developmental aspects. *J Exp Child Psychol.* 1998;68(3):202-15
5. Legood R, Scuffham P, Cryer C. Are we blind to injuries in the visually impaired? A review of the literature. *Inj Prev.* 2002;8(2):155-60
6. Kotecha A, Chopra R, Fahy RT, Rubin GS. Dual tasking and balance in those with central and peripheral vision loss. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2013;54(8):5408-15
7. Turano K, Rubin GS, Herdman SJ, Chee E, Fried LP. Visual stabilization of posture in the elderly: fallers vs. nonfallers. *Optom Vis Sci.* 1994;71(12):761-9
8. Turano KA, Dagnelie G, Herdman SJ. Visual stabilization of posture in persons with central visual field loss. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1996;37(8):1483-91

### **Légendes des figures :**

**Figure 1 :** plateforme stabilométrique

**Figure 2 :** Moyenne en mm du paramètre longueur pour chacun des groupes yeux ouverts et yeux fermés. Augmentation plus importante yeux fermés pour le groupe témoin.

**Figure 3 :** Moyenne en mm du paramètre VFY pour chacun des groupes yeux ouverts et yeux fermés. Augmentation du paramètre VFY, yeux fermés pour les sujets atteints de DMLA.

**Figure 4 :** Moyenne en mm du paramètre Y moyen pour chacun des groupes yeux ouverts et yeux fermés.









