

Ανάλυση Χαρτογράφησης Στατιστικών Παραμέτρων σε εικόνες Τανυστή Υδατικής Διάχυσης.

Θεόφιλος Παπαγεωργίου¹, Αντώνιος Δρεβελέγκας²

- ¹Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή Α.Π.Θ.
- ²Εργαστήριο Ακτινολογίας, Ιατρική Σχολή Α.Π.Θ.

Περίληψη

Η επεξεργασία μορφομετρίας βασισμένης σε ογκοστοιχείο, έχει εφαρμοστεί σε εικόνες μαγνητικής τομογραφίας και τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίου, προσφέροντας ικανοποιητικά διαγνωστικά και ερευνητικά αποτελέσματα. Τελούμενη με τη χρήση εξειδικευμένου λογισμικού χαρτογράφησης στατιστικών παραμέτρων, μπορεί πλέον να εφαρμοστεί και σε εικόνες πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού από απεικόνιση τανυστή διάχυσης. Η ανασκόπηση αυτή παρουσιάζει τις εμπλεκόμενες μεθόδους, καθώς και τον τρόπο που αυτές εφαρμόζονται στις υποκείμενες εικόνες. Τέλος, αναφέρονται τα ενθαρρυντικά ερευνητικά αποτελέσματα σε ομάδες ασθενών.

Λέξεις Κλειδιά:

Μαγνητική Τομογραφία, Απεικόνιση Τανυστή Διάχυσης, Μορφομετρία Βασισμένη σε Ογκοστοιχείο, Χαρτογράφηση Στατιστικών Παραμέτρων

1. Εισαγωγή

Ανέκαθεν, το βασικό όπλο του ιατρού στην εκτίμηση των διαφοροποιήσεων και αλλοιώσεων του εγκεφαλικού ιστού, ήταν η μη αυτοματοποιημένη εκτίμηση των διαγνωστικών αποτελεσμάτων. Προσεγγιστικές εκτιμήσεις μπορούσαν να γίνουν για το μέγεθος και τη θέση των παρατηρουμένων αλλοιώσεων και ατροφιών. Νεότερες αυτοματο-

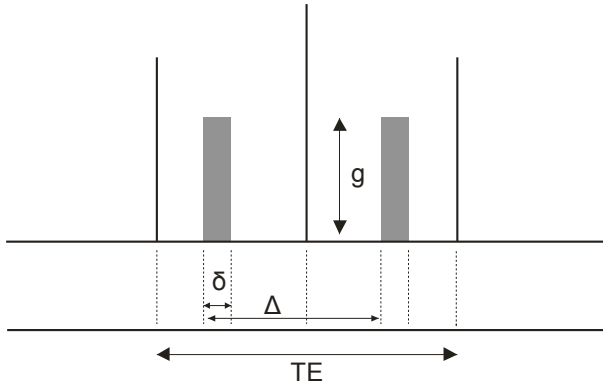
ποιημένες τεχνικές, αυξάνουν την ακρίβεια και πιστότητα των διαγνωστικών αποτελεσμάτων.

Με τη βοήθεια της μορφομετρίας, ή υπολογιστικής ανατομίας (computational anatomy), δίνεται η ευκαιρία σύγκρισης των εγκεφαλικών δομών μεταξύ υγιών υποθεμάτων και ασθενών, με αποτέλεσμα τη δυνατότητα στατιστικής σύγκρισης. Οι μορφομετρικοί αλγόριθμοι δύνανται να αντιστοιχούν τα ομόλογα μέρη διαφορετικών εγκεφάλων με ικανοποιητικές προσεγγίσεις.

2. Απεικόνιση Τανυστή Διάχυσης (DTI – Diffusion Tensor Imaging)

Η μέθοδος Απεικόνισης Τανυστή Διάχυσης (DTI), είναι μια εξέλιξη της οικογένειας των απεικονίσεων διάχυσης του νερού στον εγκέφαλο (Diffusion Imaging), που επιτρέπει την εκτίμηση της ανισοτροπίας της υδατικής διάχυσης, και της μεταβολής της στις 3 κατευθύνσεις του χώρου. Με τον κατάλληλο παλμό, ο οποίος είναι συνήθως τύπου σπιν-ηχώ (συγκεκριμένα Spin Echo – Echo Planar Imaging), η διαμορφούμενη εικόνα μπορεί να δώσει σημαντικές διαγνωστικές πληροφορίες. (1) (2) (3) (4) Προκειμένου να καταστεί δυνατή η απεικόνιση της διάχυσης του νερού, χρειάζεται στις συνήθεις βαθμωτές μεταβολές (gradients) προστίθενται και ειδικές βαθμωτές μεταβολές διάχυσης (diffusion gradients).(εικ.1)

Η επίδραση της διάχυσης στην αντίθεση της ει-



Εικ. 1. Τα δυο παραλληλόγραμμα συμβολίζουν δύο βαθμωτές μεταβολές του πεδίου, προκειμένου να εισαχθεί στον παλμό διαχυτική βαρύτητα. Πρόκειται για μια μεταβολή του πεδίου (g) που εισάγεται στιγμιαία πριν και μετά την παλμό επανεστίασης 180 μοιρών (κεντρική γραμμή), που ορίζει τις ακολουθίες Spin Echo. Η ποσότητα b δίνεται από τη σχέση $b = \gamma^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{1}{3} \delta \right) g^2$, όπου γ ο γυρομαγνητικός λόγος, με τις υπόλοιπες μεταβλητές να εξαρτώνται από τις εμβόλιμες μεταβολές. (5)

κόννας, συνοψίζεται στην εξίσωση Stejskal-Tanner

$$(1) \quad \frac{S}{S_0} = e^{-bD}$$

όπου D το συνολικό μέτρο της διάχυσης (Diffusivity), b σταθερά που προκύπτει από τις βαθμωτές μεταβολές (5), και πιο συγκεκριμένα, είναι το γινόμενο της τιμής του, επί της χρονικής σταθεράς που αναφέρεται στο χρόνο έναρξης και στη διάρκειά του. S, S_0 , είναι το σήμα με, και χωρίς, την επίδραση της διάχυσης αντίστοιχα.

Η διαφορά του DTI από τις προγενέστερες τεχνικές υδατικής διάχυσης, είναι ότι λαμβάνεται υπ' όψιν και η ανισοτροπία της, δηλαδή η διαφορετική κατανομή της στις 3 διαστάσεις του χώρου. Έτσι, στη μελέτη με τη μέθοδο DTI, η διάχυση θα περιγραφεί από τανυστή, αφού η καταγραφή και η μελέτη της διάχυσης θα αναλυθεί στις 3 διαστάσεις, προς εύρεση ανισοτροπιών.

Ο τανυστής διάχυσης είναι ένας τανυστής 3X3, που μετά από διαγωνιοποίηση του χαρακτηρίζεται από 3 μεταβλητές. ($\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$)

$$D = \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{bmatrix} \xrightarrow{\text{διαγωνιοποίηση}} \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \end{bmatrix}$$

Φυσικής σημασίας, θεωρούνται κατά περίπτωση κάποιες από τις παρακάτω μεταβλητές.

Μέση Διαχυτικότητα (Mean Diffusivity)

$$MD = \frac{(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)}{3}$$

Αξονική Διαχυτικότητα (Axial Diffusivity)

$$AD = \lambda_1$$

Ακτινική Διαχυτικότητα (Radial Diffusivity)

$$RD = \frac{(\lambda_2 + \lambda_3)}{2}$$

Κλασματική Ανισοτροπία (Fractional Anisotropy)

$$FA = \sqrt{1 - \frac{\lambda_1 \lambda_2 + \lambda_1 \lambda_3 + \lambda_2 \lambda_3}{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}$$

Σχετική Ανισοτροπία (Relative Anisotropy)

$$RA = \sqrt{2} \sqrt{1 - \frac{3(\lambda_1 \lambda_2 + \lambda_1 \lambda_3 + \lambda_2 \lambda_3)}{(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)^2}}$$

Οι ποσότητες FA και RA, κανονικοποιούνται, ώστε να είναι ίσες με 0 σε ιστροπικές καταστάσεις, ($\lambda_1 = \lambda_2 = \lambda_3$), και ίσες με 1 και $\sqrt{2}\sqrt{2}$, αντίστοιχα, σε πλήρως ανισοτροπικές. ($\lambda_1 \gg \lambda_2, \lambda_3 = 0$)

Οι μαθηματικές μεταβλητές που χρησιμοποιούνται στις τεχνικές του DTI, είναι συνήθως η κλασματική ανισοτροπία (FA - Fractional Anisotropy), και μέση διαχυτικότητα (MD - Mean Diffusivity). Η κλασματική ανισοτροπία είναι η συνηθέστερα χρησιμοποιούμενη μαθηματική ποσότητα ανισοτροπίας της υδατικής διάχυσης. Χρησιμοποιείται, κυρίως, ως μέτρο εκτίμησης της ακεραιότητας της λευκής ουσίας. (6) Η μέση διαχυτικότητα εκφράζει την κινητικότητα του υδατικού παρεγχύματος, η οποία μπορεί να αποτελεί ισχυρό ενδεικτικό ασθενειών και κακοήθειας.

3.Μορφομετρία Βασισμένη σε Ογκοστοιχείο (Voxel Based Morphometry – VBM)

Μία από τις αυτοματοποιημένες τεχνικές μορφομετρίας είναι η Μορφομετρία Βασισμένη σε Ογκοστοιχείο (MBO) (VBM – Voxel Based Morphometry). (7) Η MBO εμφανίστηκε στα μέσα της δεκαετίας του 1990, γνωρίζοντας μεγάλη αποδοχή από την επιστημονική κοινότητα. (8) (9) Η ονομαστική της χρήση ήταν να μελετήσει τις μεσοσκοπικές ανατομικές διαφορές, αν και δεν υπάρχει σαφής διαχωρισμός μεταξύ μεσοσκοπικών και μακροσκοπικών ανατομικών διαφορών. Τα αποτελέσματα της MBO θεωρούνται δύσκολα ως προς την αξιολόγησή τους, έχουν αξιολογηθεί επιτυχώς

σε σύγκριση με πιο συνηθισμένες μεθόδους. (10)
(11) (12)

4.MBO με Χαρτογράφηση Στατιστικών Παραμέτρων

Το SPM (Statistical Parametric Mapping – Χαρτογράφηση Στατιστικών Παραμέτρων, Wellcome Trust Center for Neuroimaging) είναι ένα λογισμικό που δημιουργήθηκε για να εφαρμόζεται στην τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίου (PET), και τη λειτουργική μαγνητική απεικόνιση (fMRI), σήμερα όμως χρησιμοποιείται και για εικόνες τανυστή υδατικής διάχυσης. Αναλυτική παρουσίαση του προγράμματος, καθώς και της συγκριτικής του αξιολόγησης, εκφεύγει του σκοπού του παρόντος άρθρου. Ακολουθεί μια σύντομη περιγραφή της λειτουργίας του.

Η κεντρική ιδέα της λειτουργίας του, είναι η προεπεξεργασία της ροής δεδομένων, ώστε να καταστούν πιο εύκολα στατιστικά επεξεργάσιμα. Η προεπεξεργασία των δεδομένων έχει, αρχικά, ως σκοπό, την ευθυγράμμιση των εγκεφαλικών τομών, ώστε αυτές να εμφανίζονται στον ίδιο ανατομικό χώρο. Ως εκ τούτου, το πλέον βασικό πρόβλημα των μεθόδων MBO είναι η ταυτοποίηση των ανατομικά ομόλογων μεταξύ τους περιοχών. Αυτή η διαδικασία ονομάζεται καταχώριση (registration), και επιτυγχάνεται μέσω αλγόριθμων ταυτοποίησης και κανονικοποίησης (9) (13), ο γνωστότερος των οποίων περιλαμβάνεται στο λογισμικό SPM, που λειτουργεί στα πλαίσια της MATLAB (Mathworks). Έτσι, επιτυγχάνεται η ένα προς ένα αντιστοίχιση των ομόλογων εγκεφαλικών περιοχών μεταξύ διαφορετικών εγκεφάλων.

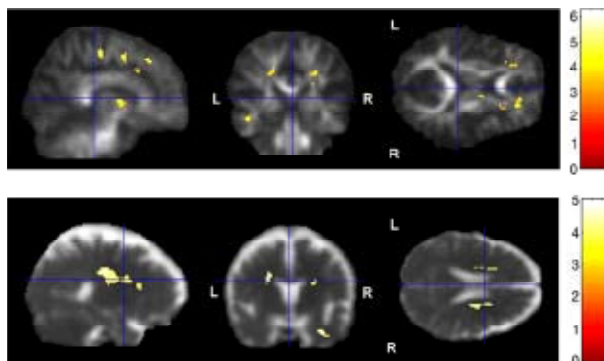
Βασικό κομμάτι της ανάλυσης MBO με το λογισμικό SPM, είναι η κατάτμηση. (segmentation, διαδικασία κατά την οποία μπορεί κάθε ογκοστοιχείο να κατηγοριοποιηθεί σε μια κατηγορία εγκεφαλικού ιστικού τύπου, δηλαδή λευκή ουσία, φαιά ουσία κτλ). Η κατάτμηση βασίζεται συνήθως στην ένταση με την οποία εμφανίζονται τα διάφορα στοιχεία εικόνας, αλλά και στην κατανομή που αυτή εμφανίζει. Χρησιμοποιεί χάρτες πιθανοτήτων, εγγεγραμμένους στο πρόγραμμα, ενώ λαμβάνει επίσης υπ' όψιν τις ατέλειες της εικόνας. Οι εγγενείς ανομοιογένειες της έντασης υφίστανται διόρθωση, αρκεί να είναι αρκετά χαμηλής χωρικής συχνότητας. Παρ' όλο που πολλές ατέλειες δεν

θα γίνονταν αντιληπτές με γυμνό μάτι, είναι κεφαλαιώδους σημασίας ζήτημα να αφαιρεθούν πριν τη στατιστική επεξεργασία, δεδομένου ότι οι διαφορετικοί ιστοί διαχωρίζονται με βάση την ένταση του φωτός στην εικόνα. Επίσης, οι υποκείμενοι ιστοί θα έπρεπε να τοποθετούνται στο σαρωτή σε όμοιες θέσεις και αποστάσεις.

Τελευταίο βήμα πριν τη στατιστική ανάλυση είναι η άμβλυνση (smoothing). Η άμβλυνση επιτυγχάνεται με την αντικατάσταση της έντασης κάθε στοιχείου με ένα συνδυασμό των εντάσεων των γύρω στοιχείων. Το σύνολο των γύρω στοιχείων που χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό του κάθε στοιχείου εικόνας, ονομάζεται πυρήνας άμβλυνσης (smoothing kernel). Για την μορφομετρία βασισμένη σε ογκοστοιχείο, όταν αυτή εφαρμόζεται σε DTI, ένας πυρήνας άμβλυνσης πλευράς 6 έως 12mm έχει αναφερθεί ως ιδανικού μεγέθους (14), κατ' άλλους 4^3mm^3 . (15)

Τέλος, μετά το πέρας όλων αυτών, το πρόγραμμα προβαίνει σε στατιστική ανάλυση. Κατά τη διάρκεια της στατιστικής ανάλυσης, οι ήδη αμβλείες εικόνες αναλύονται με παραμετρική στατιστική, χρησιμοποιώντας γενικά γραμμικά μοντέλα για κάθε ογκοστοιχείο. Η μηδενική υπόθεση είναι ότι οι εξεταζόμενες ομάδες εγκεφάλων δεν διαφέρουν μεταξύ τους. Το πρόγραμμα δημιουργεί στατιστικούς χάρτες, οι οποίοι προβάλλουν όλα τα ογκοστοιχεία του εγκεφάλου που εκφεύγουν της μηδενικής υπόθεσης. (εικ.2, (16))

Αναμφίβολα, υπάρχουν ορισμένα προβλήματα, τα οποία προκύπτουν από το γεγονός, πως το λογισμικό δεν δημιουργήθηκε για να επεξεργάζε-



Εικ. 2. Αποτελέσματα ανάλυσης με SPM σε πάσχοντες από Πλάγια Αμνηστροφική Σκλήρυνση (16), Πάνω: Χάρτης Μειωμένης FA, Κάτω: Χάρτης αυξημένης MD (κατόπιν αδείας).

ται δεδομένα από απεικονίσεις τανυστών διάχυσης, των οποίων η αντίθεση προκύπτει εντελώς διαφορετικά. Το λογισμικό δεν περιλαμβάνει φόρμες (templates) για ποσότητες όπως, η FA και η MD, ποσότητες που τις περισσότερες φορές αποτελούν την βάση για τη δημιουργία αντιθέσεως στις εικόνες DTI. Αυτό δημιουργεί προβλήματα κυρίως στην κανονικοποίηση των εικόνων, τα οποία παρακάμπτονται στις σύγχρονες εκδόσεις του λογισμικού. (14)

5. Εφαρμογές

Ενώ, αρχικά, η MBO σε εικόνες τανυστή διάχυσης δεν εθεωρείτο πιθανή εφαρμογή του SPM, σήμερα οι εφαρμογές του στη συγκεκριμένη μέθοδο είναι αρκετές.

5.1 Επιληψία

Έχει αναφερθεί χρήση της συνδυαστικής αυτής μεθόδου σε επιληπτικούς ασθενείς (17). Το δείγμα αφορούσε 33 ασθενείς, εκ των οποίων στους 21 είχε διαγνωσθεί σκλήρυνση αριστερού ιπποκάμπου, ενώ στους 12 σκλήρυνση δεξιού ιπποκάμπου. Η σύγκριση έγινε με 37 υγιή υποθέματα.

Στους ασθενείς με σκλήρυνση αριστερού ιπποκάμπου ανιχνεύθηκε μείωση της FA στο μέσο κροταφικό λοβό, την άνω κροταφική έλικα, που οδηγεί στην κεντρική κροταφική λευκή ουσία και στη μέση κροταφική έλικα. Σημεία μείωσης της FA ανιχνεύθηκαν και στον οπίσθιο θάλαμο και προσαγωγίο, και στην ομόπλευρη άνω μετωπιαία έλικα, άνω οπίσθια κεντρική έλικα και ομόπλευρη άνω ινιακή έλικα. Μείωση της FA αμυγνεύθηκε επίσης στην οπίσθια κάτω μετωπιαία έλικα της ίδιας πλευράς. Στους ίδιους ασθενείς ανιχνεύθηκε αύξηση της MD στον ομόπλευρο ιπποκάμφο και στο προσαγωγίο.

Στους ασθενείς με σκλήρυνση δεξιού ιπποκάμπου ανιχνεύθηκε μειωμένη FA στην ομόπλευρη κεντρική κροταφική λευκή ουσία, και μικρά σμήνη στην αντίπλευρη άνω κροταφική έλικα, στην παραπλοκαμπική έλικα, και στον ομόπλευρο οπίσθιο θάλαμο. Αντίστοιχα, αύξηση της MD ανιχνεύθηκε στον ομόπλευρο κροταφικό λοβό, συμπεριλαμβανομένου του ομόπλευρου ιπποκάμπου και παραπλοκαμπίου, κατώ και μέση κροταφική έλικα, και κεντρική κροταφική λευκή ουσία.

Σε πιο πρόσφατη μελέτη πάνω σε 19 επιληπτι-

κούς ασθενείς, (18) ανιχνεύθηκε μείωση της FA σε κροταφικούς λοβούς, μεσολόβιο και ψαλίδα.

5.2 Πλάγια Αμυγδαλοειδής Σκλήρυνση (νόσος του Lou Gehrig)

Οι εφαρμογές MBO σε εικόνες τανυστή διάχυσης έχουν εμφανίσει ελπιδοφόρα αποτελέσματα. Σε μελέτη 17 ασθενών (19), μείωση της FA στα πυραμιδικά δεμάτια. Αύξημένη MD παρατηρήθηκε στις περιοχές του μετωπιαίου λοβού πάνω από τις καλύπτρες, συμπεριλαμβανομένου του κοιλοπλευρικού προκνηθιακού φλοιού, και της προκεντρικής έλικας. Άλλες περιοχές ήταν οι ιππόκαμποι στον κροταφικό λοβό και οι άνω και κάτω κροταφικές έλικες. Σε επανεξέταση των ίδιων ασθενών έπειτα από χρονικό διάστημα 6 μηνών, τα ευρήματα παρέμειναν ανέπαφα, με την προσθήκη σημείων αυξημένης MD, στο στέλεχος, καθώς και στο στεφανιαίο σύστημα και κροταφικό λοβό.

Σε πιο πρόσφατη μελέτη, που περιελάμβανε 21 ασθενείς ΠΑΣ σε αρχικό στάδιο, και 21 υγιείς (16). Η ανάλυση έδειξε ότι η FA εμφανίζεται μειωμένη αμφίπλευρα στα πυραμιδικά δεμάτια και στις έλικες του μετωπιαίου λοβού, ενώ, η MD αυξημένη κυρίως πάνω στα πυραμιδικά δεμάτια. (εικ.1)

5.3 Έκθεση σε Μαγγάνιο

Σε ασθενείς χρονίως εκτεθειμένους σε Μαγγάνιο, βρέθηκε μείωση της FA στο γόνο, το σώμα, και το σπληνίο του μεσολοβίου, και στην μετωπιαία λευκή ουσία, σε σύγκριση με υγιείς ασθενείς. Μετρήθηκε, επίσης, στατιστικά σημαντική αύξηση RD (Radial Diffusivity – Ακτινική Διαχυτικότητα) στα ίδια ακριβώς σημεία. Μεταξύ ασθενών και υγιών εγκεφάλων, δεν ανιχνεύθηκε διαφορά στις ποσότητες AD (Axial Diffusivity- Αξονική Διαχυτικότητα) και MD (20).

5.4 Διπολική διαταραχή

Σε ασθενείς με διπολική διαταραχή εντοπίστηκε αυξημένη MD στη δεξιά οπίσθια μετωπιαία λευκή ουσία, που περιελάμβανε το οπίσθιο μέρος της μετωπιοιακής δεσμίδας, και τμήματος του μεσολοβίου, και αμφίπλευρα στην λευκή ουσία του προμετωπιαίου φλοιού. Αμφίπλευρα, οι προμετωπιαίες περιοχές αυξημένης MD, περιλαμβάνουν το εμπρόσθιο μέρος της μετωπιοιακής δεσμίδας. Η FA παρουσιάστηκε μειωμένη στη συμβολή της κάτω και μέσης κροταφικής έλικας, με την προσθήκη

μέρους της κάτω επιμήκουσ δεσμίδας. Το οπίσθιο μέρος της δεσμίδας περιλαμβάνονταν στις περιοχές αυξημένης MD, και περιελάμβανε μέρος του μεσολοβίου. (21)

5.5 Σχιζοφρένεια

Σε συγκριτική μελέτη 25 ασθενών (22), ανιχνεύθηκε μεγάλη μείωση της κλασματικής ανισοτροπίας στη λευκή ουσία του αριστερού κροταφικού λοβού. Αυξημένη διαχυτικότητα εμφανίστηκε στα ίδια ακριβώς σημεία, όπως επίσης και στην αριστερή κατώτερη επιμήκη δεσμίδα, καθώς και στις 2 πλευρές της μέσης κροταφικής έλικας.

Χαρακτηριστική είναι και η διαφορά ανάμεσα στα δύο φύλα. Οι γυναίκες εμφάνισαν χαμηλότερη κλασματική ανισοτροπία στο γόνυ του μεσολοβίου από τους άνδρες.

Σε νεώτερη όμως χρονικά μελέτη ποσοτήτων απεικόνισης τανυστή διάχυσης σε 19 σχιζοφρενείς (23), δεν ανιχνεύθηκε αλλαγή στην FA σε κανένα σημείο του εγκεφάλου, σε σύγκριση με τους υγιείς ασθενείς. Οι συγγραφείς συμπέραναν, πως, η συνδεσιμότητα των δύο ημισφαιρίων δεν διαταράσσεται από την ασθένεια αυτή, οπότε οι τιμές της κλασματικής ανισοτροπίας παρέμειναν αμετάβλητες. Σε αντίθεση όμως με την FA, η MD απεδείχθη ισχυρότερος ενδείκτης. Παρατηρήθηκε αύξηση της MD στην αριστερή παραπλοκαμπική έλικα, στο αριστερό τμήμα της νήσου του Reil, και στη δεξιά πρόσθια έλικα του προσαγωγίου.

5.6 Γεροντική Ανία

Η ανάλυση των αποτελεσμάτων απεικόνισης ως τανυστή διάχυσης, με λογισμικό SPM, εντόπισε σε 10 ασθενείς σημαντικές διαφορές, σε σχέση με υγιή υποθέματα. (24) Η FA εμφανίστηκε αύξηση αμφίπλευρα στις μέσες μετωπιαίες, μετωποκογχικές, και μέσες κατώτερες κροταφικές περιοχές, στο σπλήνιο του μεσολοβίου, και στο οπίσθιο μέρος του προσαγωγίου. Αντίστοιχη μείωση, σε ελαφρά πιο ευρεία περιοχή, εμφάνισε η MD. (εικόνες 3,4)

5.7 Υπνοβασία

Η υπνοβασία είναι μια παραϋπνία, που χαρακτηρίζεται από απώλεια της ατονίας των σκελετικών μυών, κατά τη διάρκεια του βαθέως ύπνου.

Σε μελέτη 34 ασθενών ιδιοπαθούς υπνοβασίας, ηλικίας μεταξύ 50 και 75 ετών ζωής, ανιχνεύ-

θηκαν αλλαγές στην κατανομή της κλασματικής ανισοτροπίας και μέσης διαχυτικότητας στο χώρο του εγκεφάλου. (25) Το SPM εντόπισε μειωμένη FA στην καλύπτρα του μεσεγκεφάλου, συμπεριλαμβανομένης και της περιοχής του κοιλοπλευρικού και κεντρικού μέρους της περιυδραγωγικής φαιάς ουσίας και του καλυπτρικού τμήματος της γέφυρας, σε σχέση με τα υγιή υποθέματα. Αυξήσεις της FA δεν παρατηρήθηκαν πουθενά.

Παρατηρήθηκε επίσης αύξηση της MD στη κοιλοπλευρική περιυδραγωγική φαιά ουσία (στις ίδιες περιοχές μείωσης της FA), καθώς και στις γειτονικές περιοχές που αντιστοιχούν στην δικτυωτό σχηματισμό της γέφυρας. Μείωση της MD δεν παρατηρήθηκε πουθενά.

6. Συμπεράσματα

Η εφαρμογή λογισμικού χαρτογράφησης στατιστικών παραμέτρων έχει επανειλημμένως αναφερθεί για τη διενέργεια μορφομετρίας ογκοστοιχείου σε εικόνες τανυστή διάχυσης. Περαιτέρω έρευνα μέλλει να αποδείξει σε ποιες παθολογικές καταστάσεις οι εξαγόμενες πληροφορίες είναι υψηλής διαγνωστικής αξίας. Δεδομένων των υπαρχόντων αποτελεσμάτων, πρόκειται για μια πολλά υποσχόμενη τεχνική.

Title:

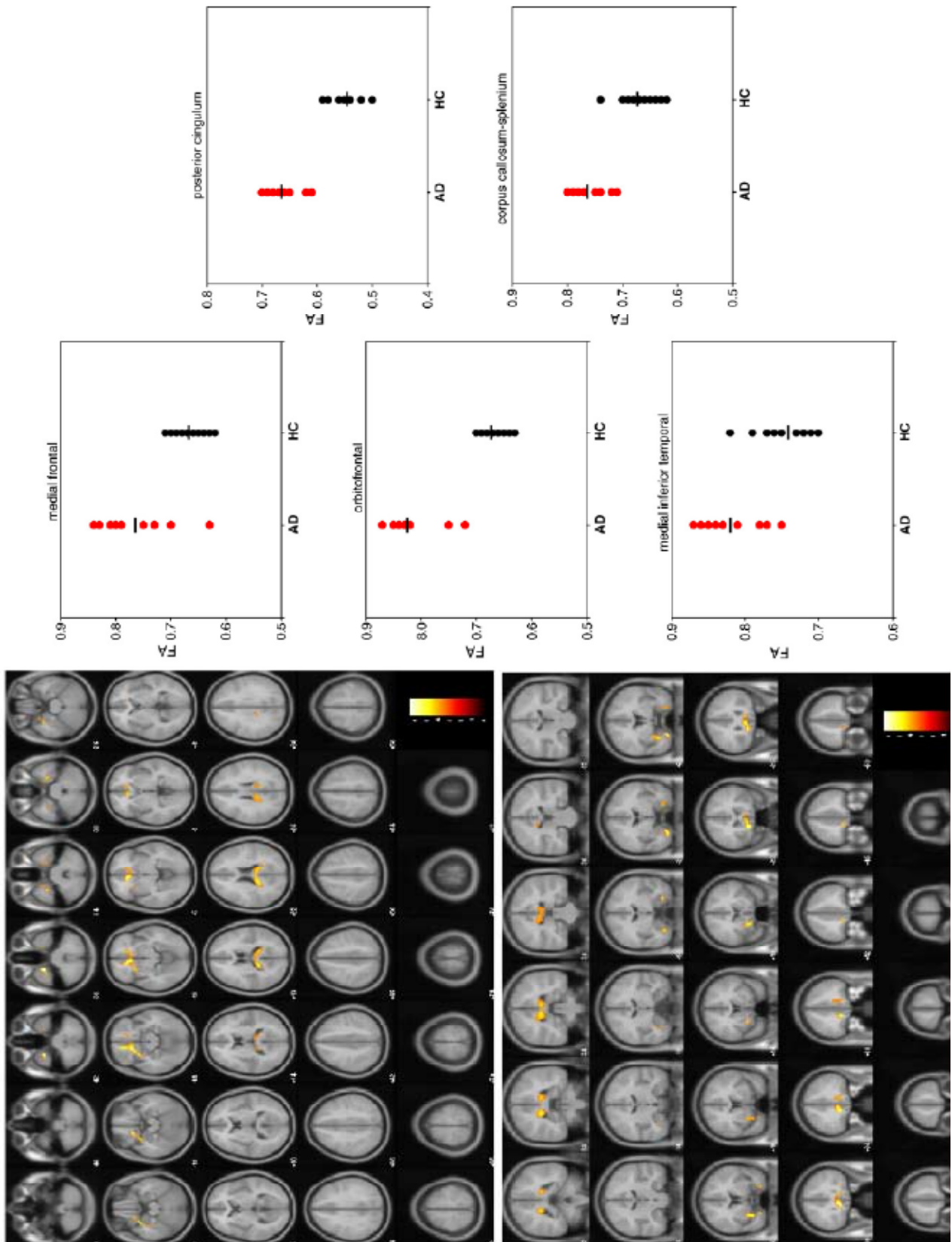
Statistical Parameter Mapping analysis of Diffusion Tensor Imaging

Abstract:

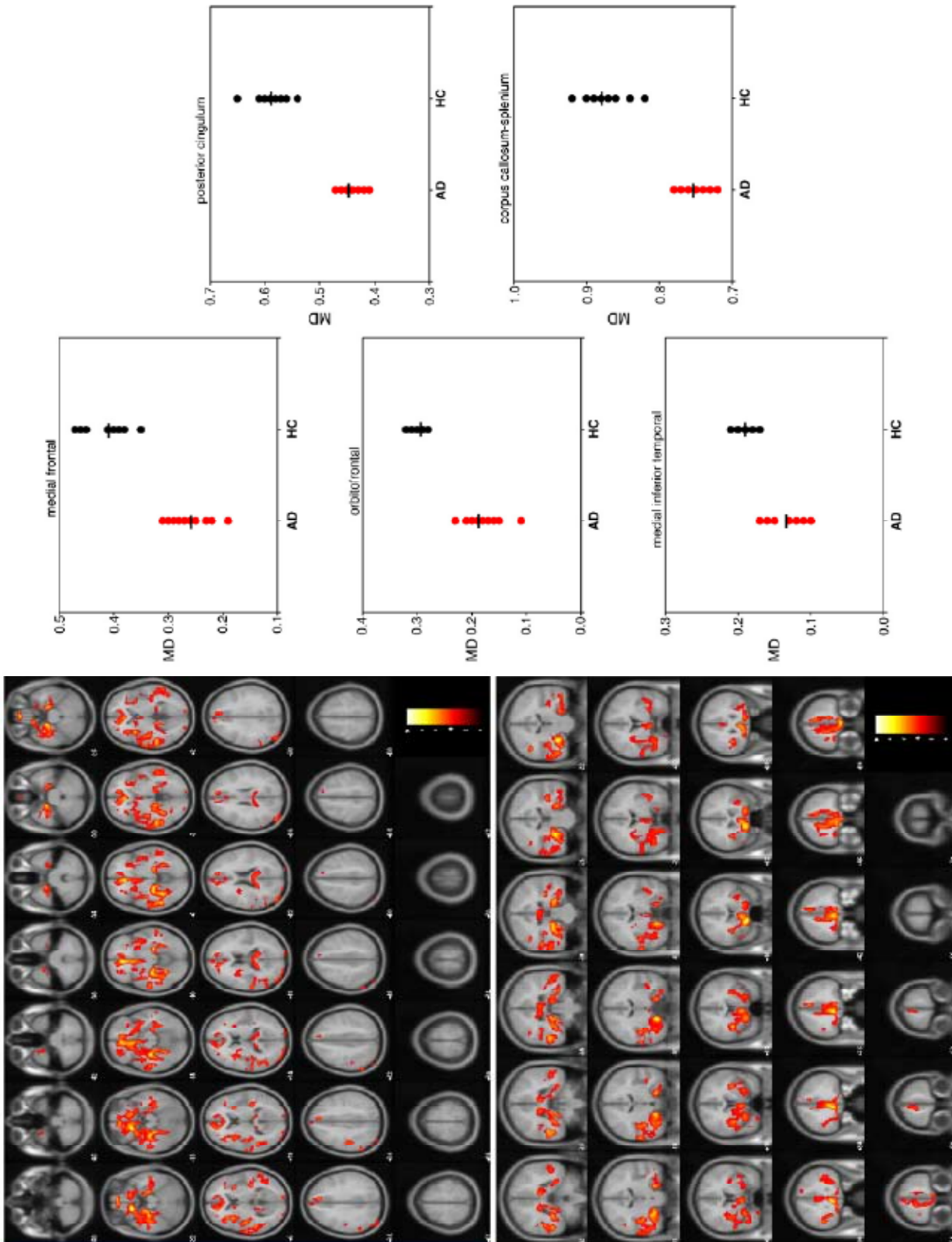
Voxel Based Morphometry has been applied in magnetic resonance imaging and positron emission tomography, offering satisfactory diagnostic and researching results. Performed through the use of the sophisticated software of Statistical Parameter Mapping, now it can be applied to Magnetic Resonance Diffusion Tensor Imaging. This review presents the involved methods, as well as the way they are performed to the subjacent images. Finally, the encouraging results in patient groups are being referred.

Key Words:

Magnetic Resonance Imaging, Diffusion Tensor Imaging, Voxel Based Morphometry, Statistical Parameter Mapping



Εικ. 3. Περιοχές μειωμένης FA ασθενών με γεροντική ανία, σε σχέση με νηή υποθέματα (24)(κατόπιν αδείας).



Εικ. 4. Περιοχές αυξημένης MD, ασθενών με γεροντική ανία, σε σύγκριση με υγιείς (24)(κατόπιν αδείας).

Βιβλιογραφία

1. La Bihan D, Breton E, Lallemand D, Grenier P, Cabanis E, Laval-Jeantet M. MR Imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. November 1986 *Radiology*, Vol.161, pp. 401-407.
2. Moseley ME, Kucharczyk J, Mintorovitch J. Diffusion weighted MR imaging of acute stroke: correlation with T2-weighted and magnetic susceptibility-enhanced MR imaging in cats. *AJNR Am J Neuroradiol*. 1990, Vol.11, p. 423.
3. Moonen CT, Pekar J, Vleeschouwer de MHM, Gelderen van P, Zijl van PCM, DesPres D. Restricted and anisotropic displacement of water in healthy cat brain and in stroke studied by NMR diffusion imaging. *Magn Reson Med*. 1991, Vol.19, p. 327.
4. Zhong J, Petroff OAC, Prichard JW, Gore JC. Changes in water diffusion and relaxation properties of rat cerebrum during status epilepticus. *Magn Reson Med*. 1993, Vol.30, pp. 241-246.
5. Tofts, Paul. Quantitative MRI of the Brain. Measuring changes caused by disease. Chichester: John Wiley and Sons, 2003.
6. H. Johansen-Berg, T.E.J. Behrens. Diffusion MRI: From quantitative measurement to in-vivo neuroanatomy. Elsevier, San Diego, Calif, USA, 2009
7. Whitwell, J.L. Voxel-Based Morphometry: An Automated Technique for Assessing Structural Changes in the Brain. *J Neurosci*. 2009, Vol. 29, 31, pp. 9661-9664.
8. Wright IC, McGuire PK, Poline JB, Travers JM, Murray RM, Frith CD, Frackowiak RS, Friston KJ. A voxel-based method for the statistical analysis of gray and white matter density applied to schizophrenia. *Neuroimage*. 1995, Vol. 4, 2, pp. 244-252.
9. Ashburner J, Friston KJ. Voxel-based morphometry - the methods. *Neuroimage*. 2000, Vol.11, pp. 805-821.
10. Good CD, Scahill RI, Fox NC, Ashburner J, Friston KJ, Chan D, Crum WR, Rossor MN, Frackowiak RS. Automatic differentiation of anatomical patterns in the human brain: validation with studies of degenerative dementias. *Neuroimage*. 2002, Vol. 17, pp. 29-46.
11. Giuliani NR, Calhoun VD, Pearlson GD, Francis A, Buchanan RW. Voxel-based morphometry versus region of interest: a comparison of two methods for analyzing gray matter differences in schizophrenia. *Schizophr Res*. 2005, Vol. 74, 2-3, pp. 135-47.
12. Whitwell JL, Josephs KA, Rossor MN, Stevens JM, Revesz T, Holton JL, Al-Sarraj S, Godbolt AK, Fox NC, Warren JD. Magnetic resonance imaging signatures of tissue pathology in frontotemporal dementia. *Arch Neurol*. 2005, Vol. 62, 9, pp. 1402-1408.
13. Davatzikos C, Genc A, Xu D, Resnick SM. Voxel-based morphometry using the RA-VENS maps: methods and validation using simulated longitudinal atrophy. *Neuroimage*. 2001, Vol. 14, 6, pp. 1361-1369.
14. Osamu Abe, Hidemasa Takao, Wataru Gono, Hiroki Sasaki, Mizuho Murakami, Hiroyuki Kabasawa, Hiroshi Kawaguchi, Masami Goto, Haruyasu Yamada, Hidenori Yamasue, Kiyoto Kasai, Shigeki Aoki, Kuni Ohtomo. Voxel-based analysis of the diffusion tensor. *Neuroradiology*. Vol. 52, 8, pp. 699-710.
15. Gloria Diaz, Gonzalo Pajares, Eduardo Romero, Juan Alvarez-Linera, Eva Lopez, Juan Antonio Hernandez-Tamames, and Norberto Malpica. The Effect of the Normalization Strategy on Voxel-Based Analysis of DTI Images: A Pattern Recognition Based Assessment. *Brain Informatics, Lecture Notes in Computer Science*. 2010, Vol. 6334, pp. 78-88.
16. Masashi Tsujimoto, Jo Senda, Tetsuro Ishihara, Yoshiki Niimi, Yoshinari Kawai, Naoki Atsuta, Hirohisa Watanabe, Fumiaki Tanaka, Shinji Naganawa, Gen Sobue. Behavioral changes in early ALS correlate with voxel-based morphometry and diffusion tensor imaging. *J Neurol Sci*. 2011, doi:10.1016/j.jns.2011.05.025.
17. Niels K. Focke, Mahinda Yogarajah, Silvia B. Bonelli, Philippa A. Bartlett, Mark R.

- Symms, and John S. Duncana,. Voxel-based diffusion tensor imaging in patients with mesial temporal lobe epilepsy and hippocampal sclerosis. *Neuroimage*. 2008, Vol. 40, 2, pp. 728-737.
18. Maryam Afzali, Hamid Soltanian-Zadeh, Kost V.Elisevich. Tract based spatial statistical analysis and voxel based morphometry of diffusion indices in temporal lobe epilepsy. *Comput.Biol.Med.* 2011, doi:10.1016/j.compbiomed.2011.05.006.
19. Joe Senda, Shigenori Kato, Tomotsugu Kaga, Mizuki Ito, Naoki Atsuta, Tomohiko Nakamura, Hirohisa Watanabe, Fumiaki Tanaka, Shinji Naganawa, Gen Sobue. Progressive and widespread brain damage ub ALS: MRI voxel-based morphometry and diffusion tensor imaging study. *Amyotroph Lateral Scler.* 2011, Vol. 12, 1, pp. 59-69.
20. Yangho Kim, Kyoung Sook Jeong, Hui-Jin Song, Jae-Jun Lee, Jee-Hye Seo, Gab-Chul Kim, Hui Joong Lee, Hye Jung Kim, Joon-Ho Ahn, Sin-Jae Park, Suk Hwan Kim, Young Joo Kwon, Yongmin Chang. Altered white matter microstructural integrity revealed by voxel-wise analysis of diffusion tensor imaging in welders with manganese exposure. *Neurotoxicology*. 2011, Vol. 32, 1, pp. 100-109.
21. Stefania Bruno, Mara Cercignani, Maria A Ron. White matter abnormalities in bipolar disorder: a voxel-based diffusion tensor imaging study. *Bipolar Disord.* 2008, Vol. 10, 4, pp. 460-468.
22. Giuseppina Rametti, Carme Junquéa, Carlos Falcnc, Nuria Bargall c, Rosa Catal n, Rafael Penadés, Benjam n Garz n, Miguel Bernardo. A voxel-based diffusion tensor imaging study of temporal white matter in patients with schizophrenia. *Psychiatry Res.* 2009, Vol. 171, 3, pp. 166-76.
23. Junji Moriya, Shingo Kakeda, Osamu Abe, Naoki Goto, Reiji Yoshimur, Hikaru Hori, Norihiro Ohnari, Toru Sato, Shigeki Aoki, Kuni Ohtomo, Jun Nakamura, Yukunori Korogi. Gray and white matter volumetric and diffusion tensor imaging (DTI) analyses in the early stage of first-episode schizo-
- phrenia. *Schizophr Res.* 2010, Vol. 116, 2-3, pp. 196-203.
24. Bora Yoon, Yong-S Shim, Yun-Jeong Hong, Bang-Bon Koo, Yong-Duk Kim, Kee-Ook Lee, Dong-Won Yang. Comparison of diffusion tensor imaging and voxel-based morphometry to detect white matter damage in Alzheimer's disease. *J Neurol Sci.* 2011, Vol. 302, 1-2, pp. 89-95.
25. Christoph Scherfler, Birgit Frauscher, Michael Schocke, Alex Iranzo, Viola Gschliesser, Klaus Seppi, Joan Santamaria, Eduardo Tolosa, Birgit Hوجل, Werner Poewe. White and Gray Matter Abnormalities in Idiopathic Rapid Eye Movement Sleep Behavior Disorder: A Diffusion-Tensor Imaging and Voxel-Based Morphometry Study. *Ann Neurol.* 2011, Vol. 69, 2, pp. 400-7.