



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

**ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ**

**ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΔΙΑΧΥΣΗΣ ΜΡΙ ΣΤΟΝ
ΕΓΚΕΦΑΛΟ**

ΜΕΧΙΛΗ ΒΑΝΑ

Αριθμός Μητρώου: 16061

Επιβλέπων Καθηγητής

Νεκτάριος Καλύβας, Αναπληρωτής Καθηγητής

Αθήνα 09/2022

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Νεκτάριος Καλύβας

Αναπληρωτής Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Γεώργιος Φούντος

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Αικατερίνη Σκουρολιάκου

Αναπληρώτρια Καθηγήτρια

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η κατώθι υπογράφουσα Μεχίλη Βάνα του Βασιλάκη, με αριθμό μητρώου 16061 φοιτήτρια του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδικτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Η Δηλούσα



ΜΕΧΙΛΗ ΒΑΝΑ

Περίληψη

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι να μελετήσει την απεικόνιση διάχυσης στον μαγνητικό τομογράφο και πώς εφαρμόζεται στον ανθρώπινο εγκέφαλο. Αρχικά θα αναλυθεί η ανατομία του εγκεφάλου και μερικά παραδείγματα ασθενειών που μπορεί να εμφανιστούν. Στη συνέχεια θα εξηγηθούν οι βασικές αρχές της μαγνητικής τομογραφίας και το φαινόμενο της διάχυσης σε βιολογικούς οργανισμούς. Στην τελευταία παράγραφο του θεωρητικού υποβάθρου θα αναλυθεί η λειτουργία της απεικόνισης διάχυσης της μαγνητικής τομογραφίας καθώς και οι κλινικές εφαρμογές της απεικόνισης διάχυσης. Το πειραματικό μέρος ασχολείται με τη μελέτη του σήματος απεικόνισης διάχυσης σύμφωνα με το στατιστικό μοντέλο που προτείνεται από τους Yablonsliy et al. Το μοντέλο εξαρτάται από τρεις παραμέτρους: τη μέγιστη θέση της κατανομής του συντελεστή διάχυσης, το πλάτος της κατανομής και την τιμή b . Για να δούμε την εξέλιξη του σήματος σύμφωνα με αυτές τις παραμέτρους δημιουργήσαμε έναν κώδικα στο MATLAB ο οποίος υπολογίζει την τελική τιμή του σήματος και την σχεδιάζει με βάση την τιμή b .

Λέξεις κλειδιά: διάχυση, απεικόνιση διάχυσης, μαγνητικός τομογράφος

Abstract

The purpose of this thesis is to study the diffusion imaging in the magnetic tomography and how it is applied to the human brain. In the first chapter the anatomy of the brain will be analyzed and some examples of diseases that can occur will be given. Then the basic principles of the magnetic resonance imaging and the phenomenon of diffusion in biological organisms will be explained. In the last paragraph of the theoretical background, the function of diffusion imaging of the MRI will be analyzed as well as the clinical applications of diffusion imaging. The experimental part deals with the study of the diffusion imaging signal according to the statistical model proposed by Yablonsliy et al. The model depends on three parameters: the maximum location of the diffusion coefficient distribution, the width of the distribution and the b value. In order to see the signal growth according to these parameters we created a code in MATLAB which calculates the final value of the signal and plots it in terms of b value.

Key words: diffusion, diffusion weighted, magnetic tomography

Περιεχόμενα

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1.....	7
<i>Εγκέφαλος.....</i>	<i>7</i>
<i>Ανατομία Εγκεφάλου.....</i>	<i>8</i>
<i>Παθήσεις Εγκεφάλου.....</i>	<i>11</i>
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2.....	14
<i>Εισαγωγή.....</i>	<i>14</i>
<i>Βασικές αρχές του Πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού- (NMR).....</i>	<i>14</i>
<i>Ακολουθίες.....</i>	<i>16</i>
<i>Χρόνοι χαλάρωσης T1 και T2.....</i>	<i>17</i>
<i>Βασικά τμήματα του μαγνητικού τομογράφου (MRI).....</i>	<i>17</i>
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3.....	19
<i>Εισαγωγή.....</i>	<i>19</i>
<i>Μηχανισμοί μεταφοράς ύλης.....</i>	<i>19</i>
<i>Παράμετροι επιρροής διάχυσης.....</i>	<i>20</i>
<i>Κίνηση Brown.....</i>	<i>21</i>
<i>Νόμοι Fick.....</i>	<i>22</i>
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4.....	23
<i>Απεικόνιση Διάχυσης.....</i>	<i>23</i>
<i>Ισοτροπική και Ανισοτροπική Διάχυση.....</i>	<i>23</i>
<i>Αρχές απεικόνισης διάχυσης.....</i>	<i>23</i>
<i>Φαινομενικός Συντελεστής Διάχυσης.....</i>	<i>25</i>
<i>Περιορισμοί του DWI.....</i>	<i>25</i>
<i>Βιολογική σημασία της απεικόνισης διάχυσης.....</i>	<i>26</i>
<i>Στατιστικό Μοντέλο.....</i>	<i>26</i>
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5.....	30
<i>Κλινικές Εφαρμογές της Απεικόνισης Διάχυσης στον Εγκέφαλο.....</i>	<i>30</i>
<i>Μέθοδος και Υλικά.....</i>	<i>33</i>
<i>Αποτελέσματα.....</i>	<i>34</i>
<i>Συμπεράσματα.....</i>	<i>46</i>
<i>Βιβλιογραφία.....</i>	<i>47</i>
<i>Αναφορές Εικόνων.....</i>	<i>54</i>

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

Εγκέφαλος

Νευρικό σύστημα

Το νευρικό σύστημα του ανθρώπου απαρτίζεται από το κεντρικό νευρικό σύστημα (ΚΝΣ) και το περιφερειακό νευρικό σύστημα (ΠΝΣ). Το ΚΝΣ αποτελείται από τον Νωτιαίο Μυελό και τον Εγκέφαλο ενώ το ΠΝΣ αποτελείται από τα νεύρα.

Ο Εγκέφαλος αποτελεί το σημαντικότερο μέρος του νευρικού συστήματος καθώς ελέγχει όλες τις λειτουργίες του ανθρώπινου σώματος.

Ο εγκέφαλος έχει δυο είδη κυττάρων , τα νευρικά κύτταρα και τα γάγγλια κύτταρα. Τα νευρικά κύτταρα είναι υπεύθυνα για την λήψη και την αποστολή νευρικών σημάτων ενώ τα γάγγλια κύτταρα παρέχουν θρεπτικά συστατικά για την διατήρηση ισορροπίας. [1]

Κρανίο

Ο σκελετός του κρανίου περιλαμβάνει:

- τα οστά του εγκεφαλικού κρανίου και
- τα οστά του σπλαχνικού κρανίου (του προσώπου)

Αποτελείται από δυο συμπαγείς πλάκες , την έσω και την έξω και χωρίζονται μεταξύ τους από τη διπλόη. Η εσωτερική και εξωτερική επιφάνεια του κρανίου καλύπτονται από το περίοστεο.

Το εγκεφαλικό κρανίο προστατεύει τον εγκέφαλο από τραυματισμούς και αποτελείται από οκτώ οστά : το μετωπιαίο , το ινιακό, το σφηνοειδές, το ηθμοειδές, τα δυο κροταφικά και τα δυο βρεγματικά όπως εμφανίζονται στην εικόνα παρακάτω .Τα οστά του σπλαχνικού κρανίου είναι δεκατέσσερα: δυο ρινικά οστά, δυο δακρυϊκά οστά, δυο κάτω ρινικές κόγχες, δυο άνω γνάθους, δύο ζυγωματικά οστά , δύο υπερώια οστά, την ύνις και την κάτω γνάθω.[2]

Εσωτερικά το κρανίο χωρίζεται στις εξής περιοχές: στον πρόσθιο βόθρο , στον μεσαίο βόθρο, και στον οπίσθιο βόθρο, ορολογίες οι οποίες χρησιμοποιούνται από τους γιατρούς συνήθως όταν αναφέρονται στην τοποθεσία όγκων στην κεφαλή.[2]

Οι Μήνιγγες

Ανάμεσα στον εγκέφαλο και στο κρανίο βρίσκονται οι μήνιγγες: τρία στρώματα ιστού τα οποία έχουν ως κύριο ρόλο την προστασία του εγκεφάλου και του νωτιαίου μυελού.

- **Σκληρή Μήνιγγα:** η σκληρή μήνιγγα είναι η πρώτη στρώση ιστού μετά το κρανίο. Είναι μια παχιά μεμβράνη που χωρίζεται σε δυο στρώσεις. Η εξωτερική στρώση ονομάζεται περιოსτική και η εσωτερική ονομάζεται μηνιγγική.[2] Οι δυο επιστρώσεις αυτές χωρίζονται μόνο στην περίπτωση που χρειάζεται να δημιουργήσουν φλεβικούς κόλπους και αναδιπλώσεις. Οι πιο σημαντικές αναδιπλώσεις είναι το δρέπανο, που χωρίζει τα εγκεφαλικά ημισφαίρια, και το σκηνίδιο, που χωρίζει τα εγκεφαλικά ημισφαίρια από την παρεγκεφαλίδα[3].
- **Αραχνοειδής μήνιγγα:** Μετά από τη σκληρή μήνιγγα υπάρχει η αραχνοειδής, μια λεπτή μεμβράνη ιστού που καλύπτει όλο τον εγκέφαλο.[2]
- **Χοριοειδής μήνιγγα:** Η χοριοειδής μήνιγγα καλύπτει όλες τις αυλακώσεις του εγκεφάλου και έχει πολλά αγγεία τα οποία καταλήγουν βαθιά μέσα στον εγκέφαλο. Ο χώρος μεταξύ της αραχνοειδής και της χοριοειδής μήνιγγας ονομάζεται υπαραχνοειδής χώρος και εκεί βρίσκεται το εγκεφαλονωτιαίο υγρό το οποίο συμβάλλει στη θρέψη του εγκεφάλου και του νωτιαίου μυελού.[1]

Ανατομία Εγκεφάλου

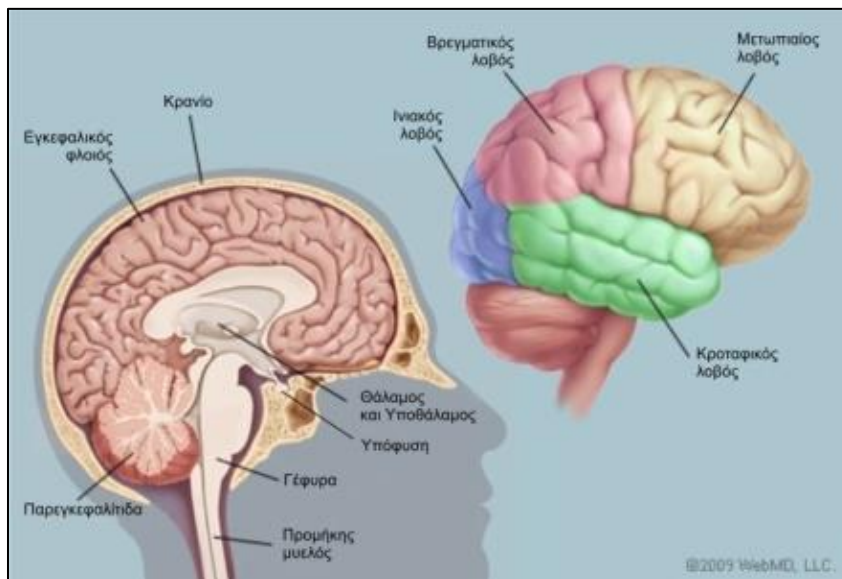
Τα κύρια τμήματα του εγκεφάλου είναι τα εγκεφαλικά ημισφαίρια, η παρεγκεφαλίδα και το εγκεφαλικό στέλεχος. Η παρεγκεφαλίδα βρίσκεται στο κάτω μέρος του εγκεφάλου και αποτελείται από δύο ημισφαίρια τα οποία συνδέονται μέσω του σκώληκα [4]. Η παρεγκεφαλίδα είναι υπεύθυνη για τον συντονισμό των κινήσεων των μυών και της ισορροπίας του σώματος.

Το εγκεφαλικό στέλεχος ενεργεί ως κέντρο αναμετάδοσης μηνυμάτων που συνδέει τα εγκεφαλικά ημισφαίρια και την παρεγκεφαλίδα με το νωτιαίο μυελό [3]. Πιο συγκεκριμένα αποτελείται από διάφορες περιοχές, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4, που εκτελούν σημαντικές λειτουργίες:

- Τον θάλαμο που περιλαμβάνει τις νευρικές ώσεις από τους αισθητικούς υποδοχείς και τις αποστέλει στις κατάλληλες περιοχές του φλοιού.[4]
- Ο υποθάλαμος αποτελεί το κέντρο ομοιόστασης του οργανισμού. Πιο συγκεκριμένα είναι υπεύθυνος για τον έλεγχο της υπόφυσης και με αυτό τον τρόπο συνδέεται με το σύστημα των ενδοκρινών αδένων.[4]
- Ο προμήκης περιλαμβάνει σημαντικά κέντρα του αυτόνομου νευρικού συστήματος, όπως αυτά που σχετίζονται με τον έλεγχο της αναπνοής, της καρδιακής λειτουργίας και της αρτηριακής πίεσης.[4]

Τα εγκεφαλικά ημισφαίρια αποτελούν το σημαντικότερο τμήμα του εγκεφάλου. Συνδέονται μεταξύ τους με το μεσολόβιο, που μεταδίδει μηνύματα από τη μια πλευρά του εγκεφάλου στην άλλη. Τα ημισφαίρια χωρίζονται στο δεξί και στο αριστερό ημισφαίριο και εκεί επιτελούνται σημαντικές λειτουργίες. Κάθε ημισφαίριο ελέγχει την αντίθετη πλευρά του σώματος, παρόλα αυτά, σε μερικές περιπτώσεις το κάθε ημισφαίριο μπορεί να λειτουργήσει και αυτόνομα. Το αριστερό ελέγχει την ομιλία, την κατανόηση και την γραφή ενώ το δεξί ελέγχει την δημιουργικότητα και όλες τις καλλιτεχνικές δεξιότητες.[3]

Τα εγκεφαλικά ημισφαίρια στις επιφάνειες τους εμφανίζουν έλικες και αύλακες. Οι πιο βαθιές αύλακες ονομάζονται σχισμές και χωρίζουν τον εγκέφαλο σε λοβούς, οι οποίοι ονομάζονται ανάλογα με το κρανιακό οστό που τους καλύπτει. Άρα έχουμε τον μετωπιαίο λοβό, τον βρεγματικό, τον κροταφικό και τον ινιακό λοβό.[4]

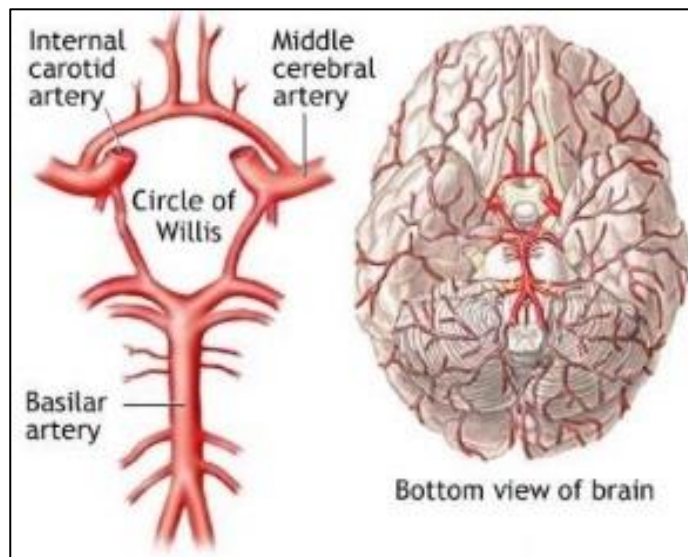


Εικόνα 1: Τα τμήματα του εγκεφάλου.

Όλοι οι λοβοί λειτουργούν μαζί, όμως ο καθένας τους πραγματοποιεί διαφορετικές λειτουργίες. Συγκεκριμένα, ο μετωπιαίος λοβός ελέγχει τα εξής: συμπεριφορά, συναισθήματα, κρίση, ομιλία, νοημοσύνη και κίνηση του σώματος. Ο βρεγματικός ερμηνεύει τη γλώσσα, τις σωματικές αισθήσεις. Ο ινιακός αναλύει τα οπτικά σήματα και ο κροταφικός λοβός ελέγχει τη μνήμη, την ακοή και τη γλώσσα αντίστοιχα.[3]

Αιμάτωση Εγκεφάλου

Ο εγκέφαλος δέχεται αίμα από δυο κύριες αρτηρίες: την εσωτερική καρωτίδα (η οποία προέρχεται στο σημείο του λαιμού που διακλαδίζονται οι κοινές καρωτίδες) και τις σπονδυλικές αρτηρίες. Η έσω καρωτίδα χωρίζεται σε δυο τμήματα τα οποία σχηματίζουν την πρόσθια και τη μέση εγκεφαλική αρτηρία. Οι σπονδυλικές αρτηρίες, η δεξιά και η αριστερή, συνενώνονται και δημιουργούν την βασική αρτηρία. Η βασική αρτηρία στην συνέχεια ενώνεται με τις εσωτερικές καρωτίδες, σχηματίζοντας ένα κύκλο στη βάση του εγκεφάλου ο οποίος ονομάζεται “κύκλος Willis”. Ο κύκλος Willis, παρουσιάζεται στην εικόνα 2, βελτιώνει την ικανότητα του εγκεφάλου να αιματωθεί σε περίπτωση που υπάρχει κάποιο τραύμα στον εγκέφαλο.[3,5]



Εικόνα 2: Αρτηρίες εγκεφάλου και ο κύκλος Willis.

Παθήσεις Εγκεφάλου

Εισαγωγή

Ο εγκέφαλος είναι ένα από σημαντικότερα όργανα στο ανθρώπινο σώμα. Τις τελευταίες δεκαετίες έχουν αφιερωθεί πολλές ώρες εργασίας και ταυτόχρονα έχουν δοθεί χρηματοδοτήσεις για την έρευνα των παθήσεων του εγκέφαλου και για τις θεραπείες του, παρόλα αυτά, οι αιτίες εμφάνισης μερικών ασθενειών παραμένουν ακόμα ανεξερεύνητες. Παρακάτω θα περιγράψουμε μερικές από αυτές τις παθήσεις.

Όγκοι

Ο εγκεφαλικός όγκος ορίζεται ως οποιαδήποτε ενδοκρανιακή μάζα η οποία έχει ως κύριο χαρακτηριστικό την ανεξέλεγκτη διαίρεση κύτταρων σε οποιοδήποτε τμήμα του εγκέφαλου.[6] Οι όγκοι ταξινομούνται με βάση τρία διαφορετικά κριτήρια: την συμπεριφορά τους, την προέλευσή τους και τη θέση τους.

Η έννοια της συμπεριφοράς των όγκων έχει διττή σημασία. Εάν ο όγκος είναι καλοήθης, τότε εννοούμε ότι ο όγκος είναι αργά αναπτυσσόμενος και χωρίς άμεσο κίνδυνο στον οργανισμό, ενώ εάν ο όγκος είναι κακοήθης, τότε είναι γρήγορα αναπτυσσόμενος και με άμεσο κίνδυνο στον οργανισμό. Η προέλευση τους χωρίζεται σε πρωτοπαθείς και μεταστατικούς όγκους. Οι πρωτοπαθείς είναι όγκοι που προκύπτουν από την αρχή στο τμήμα του εγκέφαλου ενώ οι μεταστατικοί υπήρχαν σε κάποιο άλλο μέρος του σώματος και ύστερα αναπτύχθηκαν στον εγκέφαλο. Η θέση προσδιορίζει σε ποιο σημείο βρίσκεται ο όγκος και μερικά παραδείγματα είναι: υπερσκληνίδιους (επάνω μέρος του κρανίου), υποσκληνίδιους (κάτω μέρος του εγκέφαλου), ενδοκοιλιακούς (μέσα στο κοιλιακό σύστημα του εγκέφαλου), υπόφυσης (βρίσκονται στον αδένα της υπόφυσης). Όλες οι παραπάνω παράμετροι προσδιορίζουν την ένταση των συμπτωμάτων και την μέθοδο θεραπείας που θα χρησιμοποιηθεί.[7] Παρακάτω θα δούμε μερικά παραδείγματα παθήσεων του εγκέφαλου.

- **Μηνιγγιώματα**

Είναι ο πιο συνηθισμένος πρωτοπαθής όγκος του εγκέφαλου που προέρχεται από την αραχνοειδή μήνιγγα. Συνήθως κατατάσσονται σε κατηγορίες ανάλογα με την ταχύτητα ανάπτυξής τους και την πιθανότητα επανεμφάνισής τους μετά από αφαίρεση (πρώτου βαθμού, δευτέρου και τρίτου βαθμού).[12]

- **Σβαδαννώματα**

Είναι ιστολογικά καλοήθεις όγκοι οι οποίοι εμφανίζονται συχνά στο νεύρο που ενώνει το αυτί με τον εγκέφαλο. Αυτοί οι όγκοι παρουσιάζονται στους μέσους ενήλικες και μπορεί να προκαλέσουν απώλεια ακοής λόγω του σημείου που αναπτύσσονται.[15]

- **Αστροκυτώματα**

Είναι επίσης ένας πρωτοπαθής όγκος του εγκέφαλου που αναπτύσσεται από γλοιακά κύτταρα και μπορεί να εμφανιστεί ως καλοήθης ή κακοήθης. Σε περίπτωση κακοήθειας ταξινομούνται όπως τα μηνιγγιώματα (δευτέρου ως πέμπτου βαθμού), ανάλογα με το πόσο έχουν εισχωρήσει στον εγκέφαλο.[17]

- **Κρανιοφαρυγγιώματα**

Καλοήθεις όγκοι που συχνά δεν εξελίσσονται σε κακοήθεις, αλλά παρουσιάζουν μεγάλη δυσκολία στην αντιμετώπιση τους. Αυτή η δυσκολία οφείλεται στο γεγονός ότι εμφανίζονται συνήθως στον αδένα της υπόφυσης σαν συμπαγείς όγκοι ή κυστικοί όγκοι.[12]

- **Αδενώματα**

Όπως και τα κρανιοφαρυγγιώματα έτσι και τα αδενώματα εμφανίζονται στον αδένα της υπόφυσης, μεγαλώνουν με αργό ρυθμό και συνηθίζουν να παραμένουν στο τμήμα του εγκεφάλου που αναπτύσσονται χωρίς να κάνουν μεταστάσεις σε άλλα μέρη του σώματος. Μόνο το 10% των όγκων αναγνωρίζονται σαν αδενώματα και έχουν την πιθανότητα χειρουργικής αφαίρεσης κατά τη διάγνωσή τους.[15]

- **Χορδώματα**

Σπάνιοι καρκινικοί όγκοι των οστών που εμφανίζονται στη βάση του κρανίου. Αυτό το είδος όγκου μπορεί να εισχωρήσει στα περιφερειακά οστά, ασκώντας πίεση στα νευρά σε εκείνη την περιοχή επιδεινώνοντας τα συμπτώματα. Είναι αργά αναπτυσσόμενος αλλά παρουσιάζει συμπεριφορά κακοήθης όγκου λόγω της ικανότητάς του να επανέρχεται και να επανεμφανίζεται σε άλλα μέρη του σώματος.[15]

- **Λεμφώματα**

Το λέμφωμα είναι είδος όγκου το οποίο εμφανίζεται στους λεμφαδένες και μπορεί να εξαπλωθεί από άλλα μέρη στον εγκέφαλο ή να δημιουργηθεί αποκλειστικά στον εγκέφαλο.[15]

- **Γλοιώματα**

Τα γλοιώματα είναι όγκοι που παράγονται στον εγκέφαλο από τα γάγγλια κύτταρα που περιτριγυρίζουν τα νευρά. Λόγω της ύπαρξης πολλών γλοιών κυττάρων υπάρχουν και διαφορετικοί τύποι γλοιωμάτων όγκων όπως τα αστροκυτώματα, γλοιοβλαστώματα, γλοιοσαρκώματα κλπ.[15]

- **Μεταστατικοί Όγκοι**

Οι μεταστατικοί όγκοι είναι δευτερογενείς όγκοι που αρχικά βρίσκονται σε άλλο μέρος του σώματος και ύστερα τα κύτταρά τους εξαπλώνονται στον εγκέφαλο. Οι μεταστατικοί όγκοι αναπτύσσονται γρήγορα προκαλώντας μεγάλη βλάβη στον εγκεφαλικό ιστό.[16]

- **Αραχνοειδείς κύστες**

Οι αραχνοειδείς κύστες είναι συνήθως καλοήθειες κύστες οι οποίες εμφανίζονται εγκεφαλονωτιαίο υγρό στις μεμβράνες που περιβάλλουν. Οι περισσότερες κύστες δεν παρουσιάζουν πρόβλημα στον οργανισμό και δεν απαιτούν πάντα θεραπεία.[15]

Αγγειακά Εγκεφαλικά Επεισόδια

Ως εγκεφαλικό επεισόδιο ορίζεται η βλάβη που προκαλείται όταν η παροχή του αίματος σε μια περιοχή του εγκεφάλου σταματήσει ή όταν υπάρχει κάποια ασθένεια στα αγγεία.[13] Ως αποτέλεσμα επέρχεται νέκρωση των κυττάρων και επομένως δυσλειτουργία του ανθρώπινου σώματος. Τα αγγειακά εγκεφαλικά επεισόδια χωρίζονται σε δυο κατηγορίες:

- **Αιμορραγικό Επεισόδιο:** όταν ένα αγγείο του εγκεφάλου υποστεί ρήξη με αποτέλεσμα το αίμα να διαχέεται στο εσωτερικό του κρανίου δημιουργώντας αιμάτωμα, το οποίο μπορεί να φύγει από μόνο του ή να αφαιρεθεί χειρουργικά[13].
- **Ισχαιμικό Επεισόδιο:** το ισχαιμικό επεισόδιο συμβαίνει όταν υπάρχει κάποιος θρόμβος αίματος ο οποίος εμποδίζει την ροή του αίματος στον εγκέφαλο[14].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

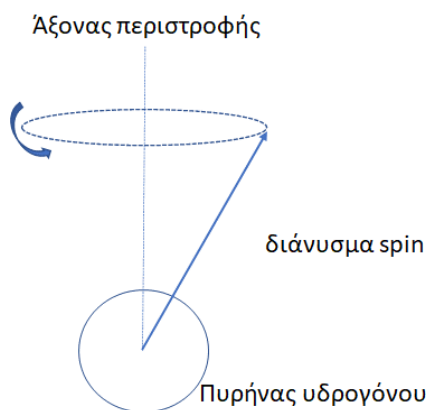
Εισαγωγή

Ο μαγνητικός τομογράφος (Magnetic Resonance Imaging) είναι μια μη επεμβατική μέθοδος ιατρικής απεικόνισης. Η μέθοδος αυτή παράγει τρισδιάστατες εικόνες της ανατομίας του ανθρώπινου σώματος και συνήθως χρησιμοποιείται για την ανίχνευση παθήσεων, την διάγνωση και την παρακολούθηση θεραπειών. Η εξελιγμένη τεχνολογία του, που θα εξηγήσουμε και παρακάτω, βασίζεται στην παραγωγή μαγνητικού πεδίου και ραδιοκυμάτων για την απεικόνιση εικόνων και δεν χρησιμοποιεί ακτινοβολία. Επίσης επειδή δεν χρησιμοποιεί ακτινοβολία σε αντίθεση με άλλες μεθόδους απεικόνισης, αποτελεί την πρώτη επιλογή όταν χρειάζεται να γίνουν πολλαπλές απεικονίσεις για τη διάγνωση ή τη θεραπεία, ειδικά στον εγκέφαλο.

Βασικές αρχές του Πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού- (NMR)

Για την κατανόηση του τρόπου λειτουργίας του μαγνητικού τομογράφου θα πρέπει να γίνει κατανοητό το φαινόμενο του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού (Nuclear Magnetic Resonance-NMR).

Αρχικά οι πυρήνες των ατόμων περιέχουν πρωτόνια και νετρόνια, τα οποία παρουσιάζουν στροφορμή (ή αλλιώς σπιν) και ηλεκτρόνια που περιστρέφονται γύρω από τον πυρήνα. Από το σπιν των πρωτονίων και των νετρονίων μπορούμε να πούμε ότι ο πυρήνας παρουσιάζει πυρηνικό σπιν, όπως φαίνεται στην εικόνα 3. Στην περίπτωση του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού ασχολούμαστε κυρίως με το άτομο του υδρογόνου καθώς υπάρχει άφθονο στο ανθρώπινο σώμα. Ο πυρήνας του υδρογόνου αποτελείται από ένα πρωτόνιο που παρουσιάζει στροφορμή δημιουργώντας έτσι και μαγνητική ροπή μ . [8]



Εικόνα 3: Μεταπτωτική κίνηση πυρήνα υδρογόνου.

Υπό την επίδραση ενός μαγνητικού πεδίου B_0 η διεύθυνση της μαγνητικής ροπής των πυρήνων τείνει να είναι παράλληλη με αυτή του μαγνητικού πεδίου ή αντιπαράλληλη. Στην περίπτωση που το πρωτόνιο είναι σε θέση παράλληλη με το μαγνητικό πεδίο τότε βρίσκεται σε χαμηλή ενεργειακή κατάσταση ενώ αν είναι σε αντιπαράλληλη θέση βρίσκεται σε υψηλή ενεργειακή κατάσταση. Η διαφορά των δυο καταστάσεων δίνεται από τον τύπο:

$$\Delta E = \gamma h B_0 \quad (1)$$

όπου γ ο γυρομαγνητικός λόγος, h η σταθερά Planck, B_0 η ένταση του μαγνητικού πεδίου.

Η σχέση αυτή δείχνει ότι η ενέργεια είναι ανάλογη της έντασης του μαγνητικού πεδίου B_0 .

Όταν λοιπόν εφαρμοστεί ένα ισχυρό μαγνητικό πεδίο θα συντονίσει τους πυρήνες παράλληλα με το μαγνητικό πεδίο B_0 προκαλώντας μια μεταπτωτική κίνηση M γύρω από τον άξονα του μαγνητικού πεδίου. Η συχνότητα με την οποία θα περιστρέφονται οι πυρήνες στο πεδίο εξαρτάται από τη ένταση του πεδίου και περιγράφεται από την εξίσωση Larmor:

$$\omega = \gamma B_0 \quad (2)$$

Οπού γ ο γεωμαγνητικός λόγος που συνδέει την περιστροφή Larmor με το εξωτερικά εφαρμοζόμενο μαγνητικό πεδίο, για το υδρογόνο $\gamma = 42,57\text{MHz}$, B_0 το μαγνητικό πεδίο.

Στην πραγματικότητα, η διέγερση των πυρήνων γίνεται με την εφαρμογή ενός δεύτερου μαγνητικού πεδίου B_1 . Το μαγνητικό πεδίο B_1 ονομάζεται επίσης και παλμός ραδιοσυχνότητας (Radio Frequency-RF). Ο παλμός ραδιοσυχνότητας B_1 κινείται στο επίπεδο xy , το οποίο είναι κάθετο στο B_0 και την μαγνήτιση M . Αν φανταστούμε ένα σύστημα αξόνων xyz , η μαγνήτιση M κινείται στον άξονα z , με την εφαρμογή του παλμού B_1 αρχίζει να κινείται ως προς τον άξονα y σχηματίζοντας γωνία θ με το μαγνητικό πεδίο B_0 . Αυτό μπορεί να αναλυθεί σε δύο συνιστώσες μαγνήτισης: την διαμήκης μαγνήτιση M_z και την εγκάρσια μαγνήτιση M_{xy} .

Η εφαρμογή του παλμού αλλάζει την γωνία θ της μαγνήτισης. Όσο αυξάνεται η γωνία, η εγκάρσια συνιστώσα M_{xy} τείνει προς τη μέγιστη τιμή της, ενώ η διαμήκης συνιστώσα M_z τείνει προς το μηδέν. Το φαινόμενο αυτό συμβαίνει για το χρονικό διάστημα που εφαρμόζεται ο παλμός και όταν ο παλμός παύει να υπάρχει οι συνιστώσες επιστρέφουν στις αρχικές τους καταστάσεις.

Κατά τη διάρκεια της επιστροφής της μαγνήτισης M_{xy} στην αρχική κατάσταση δημιουργείται το φαινόμενο της ελεύθερης απόσβεσης επαγωγής (free induction decay-FID), δηλαδή η αλλαγή της κατάστασης της μαγνήτισης παράγει ρεύμα . Αυτό το ηλεκτρομαγνητικό σήμα εμφανίζεται για ένα μικρό χρονικό διάστημα μετά τον παλμό ραδιοσυχνότητας και γίνεται αντιληπτό με κατάλληλα πηνία.

Για κάθε RF παλμό δημιουργείται και μια Εικόνα FID και η ένταση τους θα είναι ανάλογη των πυρήνων που υπάρχουν μέσα στο σώμα. Το σήμα FID μπορεί να αναλυθεί με

μαθηματικό τρόπο και συγκεκριμένα με τη χρήση μετασχηματισμών Fourier. Ο μετασχηματισμός Fourier κωδικοποιεί τις συχνότητες από τα σήματα FID ανάλογα με την εντάσή τους και τα πρόβαλλει σε ιατρικές εικόνες από αποχρώσεις του γκρι. [8,9,10]

Ακολουθίες

Ο παλμός ραδιοσυχνότητας B_1 παίρνει τις τιμές: 90° ή 180° . Ο χρόνος διάρκειας του παλμού και ο χρόνος μεταξύ των παλμών μαζί με τον παλμό ραδιοσυχνότητας αποτελούν μια ακολουθία. Οι ακολουθίες επηρεάζουν την αντίθεση της εικόνας. Επίσης υπάρχουν ο χρόνος ηχούς TE (echo time), που είναι ο χρόνος μεταξύ του παλμού και της λήψης του σήματος και ο χρόνος επανάληψης TR (repetition time), ο οποίος είναι ο χρόνος μεταξύ των ακολουθιών.

Οι ακολουθίες επηρεάζουν την αντίθεση της εικόνας και συνδέονται με τους χρόνους T1 και T2 και επομένως μπορούμε να συμπεράνουμε ότι οι κύριες ακολουθίες είναι η T1 απεικόνιση (T1 Weighted imaging) με μικρούς χρόνους TE και TR και η T2 απεικόνιση (T2 weighted imaging) με μεγαλύτερους χρόνους TE και TR. Μια ακόμη ακολουθία η οποία χρησιμοποιείται συχνά είναι η ακολουθία SPIN ECHO, η οποία αποτελείται από έναν παλμό 90° ακολουθούμενος από ένα παλμό 180° . Η ακολουθία επηρεάζεται από το χρόνο T2, άρα παράγει εικόνες που έχουν T2 αντίθεση.[8,44]

Προδιορισμός σήματος

Συνήθως δεν χρειάζεται να απεικονίσουμε ολόκληρο το σώμα αλλά μια συγκεκριμένη περιοχή ενδιαφέροντος. Για να εντοπίσουμε την περιοχή που θέλουμε χρησιμοποιούμε τη διαδικασία της χωρικής καταγραφής, η οποία πραγματοποιείται με τις βαθμίδες πεδίου. Πρόσθετα μαγνητικά πεδία, ασθενέστερα από το B_0 τα οποία εφαρμόζονται προς μια κατεύθυνση και εκφράζονται και μεταβάλλονται γραμμικά (G_x, G_y, G_z):

$$G_x = \frac{dB}{dx} \quad G_y = \frac{dB}{dy} \quad G_z = \frac{dB}{dz} \quad (3)$$

Αυτά τα πρόσθετα μαγνητικά πεδία προστίθενται στο κύριο μαγνητικό πεδίο και οι συχνότητες Larmor που θα έχουμε στο σήμα θα είναι ένας συνδυασμός των συχνοτήτων του κύριου μαγνητικού πεδίου και των βαθμίδων πεδίου :

$$\omega_x = \gamma B_0 + \gamma G_x \quad (4)$$

Η εξίσωση αυτή αφορά τις συχνότητες που βρίσκονται στον άξονα x και έτσι μπορούν να γράφουν για τους άξονες y και z. Με αυτόν τον τρόπο λαμβάνουμε συχνότητες που η θέση τους θα είναι στο σημείο που θέλουμε. [8,10]

Χρόνοι χαλάρωσης T1 και T2

Κατά την επαναφορά τους από την στάθμη υψηλής ενέργειας προς τη στάθμη χαμηλής ενέργειας οι πυρήνες όπως αναφέρθηκε απελευθερώνουν ενέργεια και αυτό γίνεται μέσω της διαδικασίας χαλάρωσης. Σημειώθηκε παραπάνω ότι ο πυρήνας κάνει μεταπλωτική κίνηση M , η οποία προβάλλεται σε δυο συνιστώσες, την εγκάρσια συνιστώσα M_{xy} και την διαμήκη συνιστώσα M_z . Κατά τη διάρκεια του παλμού η εγκάρσια μαγνήτιση M_{xy} αυξάνεται, ενώ η διαμήκης μαγνήτιση M_z τείνει προς το μηδέν. Μετά τον παλμό συμβαίνει το αντίθετο. Ο χρόνος T1 είναι ο διαμήκης χρόνος χαλάρωσης της συνιστώσας M_z και εκφράζει το χρονικό διάστημα το οποίο απαιτείται για ένα σύστημα πυρήνων να γυρίσει στο 63% της αρχικής του κατάστασης μετά τον παλμό ραδιοσυχνότητας και να ευθυγραμμιστεί ξανά με το B_0 . Ο χρόνος T2 είναι ο εγκάρσιος χρόνος χαλάρωσης της συνιστώσας μαγνήτισης M_{xy} και εκφράζει τον χρόνο που η μαγνήτιση M_{xy} ελαττώνεται και επομένως το πόσο γρήγορα εξασθενεί το σήμα FID από τον ιστό. Συνήθως ο χρόνος T2 είναι πολύ μεγαλύτερος από τον T1.[11,8]

Βασικά τμήματα του μαγνητικού τομογράφου (MRI)

Τα μηχανήματα MRI έχουν διάφορα μεγέθη και μερικά από τα πιο καινούργια μοντέλα αντί να είναι κλειστά ανοίγουν στα πλάγια. Παρόλα αυτά η βασική του δομή παραμένει ίδια και απαρτίζεται από:

- Την τράπεζα εξέτασης στην οποία τοποθετείται ο ασθενής και η οποία προσαρμόζεται αναλόγως με το μέρος του σώματος που εξετάζεται.
- Το μεγαλύτερο και πιο σημαντικό κόμματα του MRI είναι ο μαγνήτης, ο οποίος είναι ικανός να παράγει ένα πολύ ισχυρό και σταθερό μαγνητικό πεδίο. Οι σημερινοί μαγνήτες παράγουν μαγνητικά πεδία από 0,5 Tesla έως 2 Tesla, με τους πιο καινούργιους να φτάνουν τα 3 Tesla. Τα περισσότερα MRI χρησιμοποιούν υπεραγωγό μαγνήτη, το οποίο αποτελείται από πολλά πηνία στα οποία περνάει ηλεκτρικό ρεύμα και δημιουργεί το μαγνητικό πεδίο. Για τη διατήρηση αυτού του μαγνητικού πεδίου χρειάζεται μεγάλη ποσότητα ρεύματος και αυτό επιτυγχάνεται με το φαινόμενο της υπεραγωγιμότητας, δηλαδή δεν υπάρχει καθόλου αντίσταση κάτω από μια συγκεκριμένη θερμοκρασία. Για αυτό επίσης, στο σύστημα του MRI υπάρχει αντλία υγρού ηλίου, το οποίο μειώνει τη θερμοκρασία πολύ πιο κάτω από το μηδέν.
- Στο σύστημα του MRI υπάρχουν επίσης και οι βαθμίδες πεδίου που βρίσκονται μέσα στο MRI. Είναι ηλεκτρομαγνήτες που τοποθετούνται σε ζεύγη για την παραγωγή βαθμίδων πεδίου για τη χωρική καταγραφή.
- Το σύστημα πηνίων που διαβιβάζουν κύματα ραδιοσυχνότητας στο σώμα του ασθενή. Τα πηνία αυτά μερικές φορές χρησιμοποιούνται και για την λήψη του σήματος.
- Το απεικονιστικό σύστημα που συμπεριλαμβάνει τον ενισχυτή, τον μετατροπέα σήματος, το πηνίο λήψης, και τους ειδικούς υπολογιστές για την επεξεργασία σήματος. Επίσης

αποτελείται και από την οθόνη για την προβολή της εικόνας και την επεξεργασία της σε μεταγενέστερο χρόνο.[8]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

Εισαγωγή

Η κυτταρική μεμβράνη περιβάλλει το κύτταρο και το διαχωρίζει από το εξωτερικό περιβάλλον. Η κυτταρική μεμβράνη αποτελείται από μια διπλοστοιβάδα φωσφολιπιδίων, τα όποια έχουν μια υδρόφιλη κεφαλή και μια υδρόφοβη ουρά. Η υδρόφιλη κεφαλή βρίσκεται προς τα εξωτερικά για να έχουν επαφή με το νερό ενώ οι υδρόφοβες ουρές στρέφονται εσωτερικά για να αποφύγουν την επαφή με το νερό. Αυτή η δομή της κυτταρικής μεμβράνης της δίνει την ικανότητα να κινείται σαν ρευστό και να επιτρέπει την διέλευση μορίων ώστε να εκτελεί τις λειτουργίες της.[9,19]

Μηχανισμοί μεταφοράς ύλης

Τα κύτταρα για τις βασικές τους λειτουργίες πρέπει να λαμβάνουν ουσίες και να αποβάλλουν απορρίμματα. Υπάρχουν δυο τρόποι μεταφοράς: η ενεργή μεταφορά και η παθητική μεταφορά.

- Η ενεργή μεταφορά συμβαίνει όταν μόρια από μια περιοχή μεγαλύτερης συγκέντρωσης μεταφέρονται σε περιοχή άλλη χαμηλής συγκέντρωσης.
- Η παθητική μεταφορά είναι παρόμοια με την ενεργή μεταφορά με την διαφορά ότι δεν απαιτείται ενέργεια. [9]

Υπάρχουν δύο τρόποι διάχυσης που συμβαίνουν στο ανθρώπινο σώμα, οι οποίες είναι παθητικές διαδικασίες οπότε δεν χρειάζεται ενέργεια:

- **Απλή διάχυση:** Η απλή διάχυση όπως αναφέρθηκε είναι η κίνηση των μορίων από μια περιοχή μεγάλης συγκέντρωσης σε μια περιοχή μικρής συγκέντρωσης χωρίς την μεσολάβηση άλλων μορίων. Σε βιολογικούς οργανισμούς, η διάχυση γίνεται σε μεμβράνες που έχουν πόρους και ανοίγματα για να πραγματοποιηθεί η μεταφορά.
- **Διευκολυνόμενη διάχυση:** Σε αυτή την περίπτωση υπάρχουν και αλλά μόρια τα όποια συμμετέχουν στην διαδικασία της μεταφοράς. Τα μόρια διαχέονται στο πλασμα της μεμβράνης με τη βοήθεια πρωτεϊνών, τα οποία υπάρχουν στις μεμβράνες.[20]

Παράμετροι επιρροής διάχυσης

Οι παράμετροι που επηρεάζουν τη διάχυση είναι: η θερμοκρασία, το μέγεθος των μορίων, η απόσταση και το υλικό. Αυτοί οι παράμετροι μπορούν να αλλάξουν την ροή και τον βαθμό της διάχυσης. Παρακάτω περιγράφονται αναλυτικά οι παράμετροι επιρροής της διάχυσης.

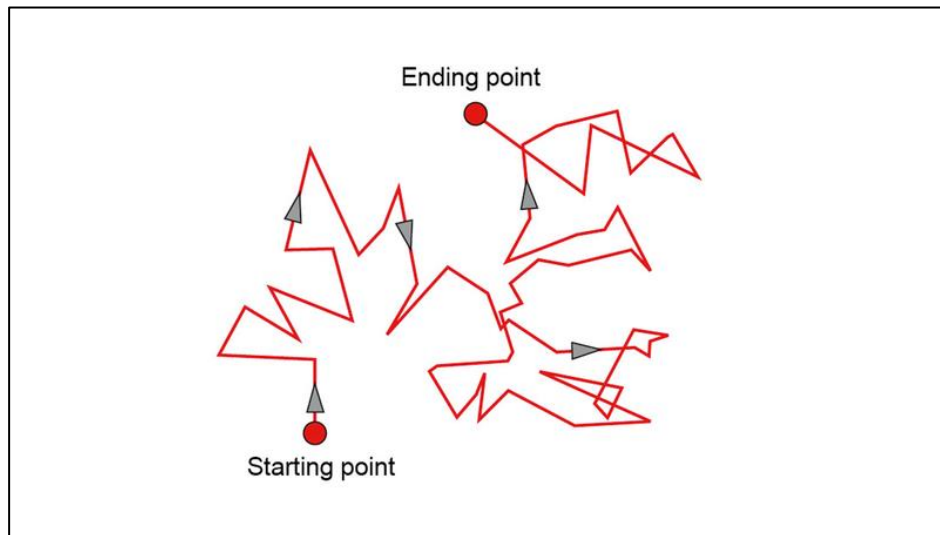
- **Θερμοκρασία:** Πιο συγκεκριμένα σε υψηλές θερμοκρασίες τα μόρια αναγκάζονται να αποκτήσουν περισσότερη κινητική ενέργεια με αποτέλεσμα οι συγκρούσεις τους να αυξάνονται και η διάχυση να γίνεται πιο γρηγορά. Οι χαμηλότερες θερμοκρασίες αντίστοιχα θα φέρουν ως αποτέλεσμα την μείωση της διαχυσης.
- **Ποσότητα των μορίων:** Πιο μεγάλα και βαριά μόρια κινούνται αργά με συνέπεια να διαχέονται με πιο αργό ρυθμό. Το αντίθετο ισχύει για τα μικρά μόρια.
- **Πυκνότητα του διαλυτή:** Εάν η πυκνότητα στην οποία διαχέονται τα μόρια είναι υψηλή, τότε ο ρυθμός της διάχυσης μειώνεται. Τα μόρια δυσκολεύονται να μετακινηθούν στην περιοχή με την μικρότερη συγκέντρωση, εφόσον ο διαλύτης είναι πυκνός.
- **Απόσταση:** Αν τα μόρια έχουν να διανύσουν μεγάλη απόσταση, τότε ο ρυθμός της διάχυσης πιο αργός.
- **Συγκέντρωση μορίων:** Αντίστοιχα και στην συγκέντρωση των μορίων, όσο μεγαλύτερη είναι η συγκέντρωση των μορίων στο διάλυμα, τόσο μεγαλύτερος θα είναι και ο ρυθμός διάχυσης.[20]

Κίνηση Brown

Γενικότερα, τα μόρια βρίσκονται σε συνεχή κίνηση λόγω της κινητικής ενέργειας που διαθέτουν. Αυτά τα μόρια συγκρούονται συνεχώς και κινούνται σε τυχαίες κατευθύνσεις. Με το πέρασμα του χρόνου αυτά τα μόρια θα κινηθούν στο χώρο όπου υπάρχει λιγότερη συγκέντρωση. Η κίνηση αυτή δεν παράγεται από κάποια εξωτερική δύναμη αλλά από την σύγκρουση των μορίων μεταξύ τους [9]. Αυτή η κίνηση των μορίων ονομάζεται κίνηση Brown, παρουσιάζεται γραφικά στην εικόνα 3. Η κίνηση Brown μελετήθηκε από τον Albert Einstein που τη συνδύασε με την κινητική θεωρία δίνοντας την εξίσωση:

$$D = \frac{\mu k_B T}{q} \quad (5)$$

Οπού D είναι ο συντελεστής διάχυσης, T η απόλυτη θερμοκρασία, k_B είναι η σταθερά Boltzmann, q το ηλεκτρικό φορτίο και μ η κινητικότητα.[21]



Εικόνα 4: Κίνηση Brown

Νόμοι Fick

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω κατά την διαδικασία της διάχυσης, τα μόρια μετακινούνται από περιοχές με υψηλότερη συγκέντρωση σε περιοχές χαμηλής συγκέντρωσης μέχρι να φθάσουν στο σημείο ισορροπίας. Ως σημείο ισορροπίας εννοούμε το σημείο που και οι δύο περιοχές θα έχουν την ίδια συγκέντρωση μορίων. Ακόμα όμως και στο σημείο ισορροπίας συνεχίζεται η διάχυση αλλά με πολύ αργό ρυθμό. Η διάχυση λαμβάνει χώρα σε στερεά και σε υγρά. Οι νομοί του Fick που απασχολούν το συγκεκριμένο κεφάλαιο περιγράφουν τη διάχυση κυρίως στα υγρά.[27]

Οι νόμοι του Fick περιγράφουν τη διαδικασία της διάχυσης, χωρίς να λαμβάνουν υπόψη την τυχαία κίνηση των σωματιδίων (κίνηση Brown). Ο πρώτος νόμος του Fick εκφράζει την εξάρτηση της ροής των σωματιδίων από τον ρυθμό μεταβολής της συγκέντρωσης, και η οποία περιγράφεται με την παρακάτω εξίσωση:

$$J(x, t) = -D \frac{dC(x,t)}{dx} \quad (6)$$

Οπού J η ροή ($\text{mol/m}^2\text{s}$), D ο συντελεστής διάχυσης (m^2/s), C(x,t) η συγκέντρωση (m^2/s). Το αρνητικό πρόσημο εκφράζει την ροή από την υψηλότερη περιοχή συγκέντρωσης προς την χαμηλότερη.

Ο δεύτερος νόμος του Fick εκφράζει τον ρυθμό μεταβολής της συγκέντρωσης ως προς το χρόνο και δίνεται από την σχέση:

$$\frac{dC(x,t)}{dt} = D \frac{d^2C(x,t)}{dx^2} \quad (7)$$

Στην ουσία ο δεύτερος νόμος του Fick αποτελεί προέκταση του πρώτου νόμου καθώς παραγωγίζοντας την ροή ως προς τη θέση (από τον πρώτο νόμο) παίρνουμε την μεταβολή της συγκέντρωσης σε σχέση με τον χρόνο. Όταν η διαδικασία διάχυσης ακολουθεί τους Fick ονομάζεται Fickian διάχυση αλλιώς ονομάζεται ανώμαλη διάχυση ή μη Fiction. [9]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

Απεικόνιση Διάχυσης

Η απεικόνιση διάχυσης (Diffusion Weighted Imaging- DWI) είναι μια μέθοδος απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού που χρησιμοποιεί τον τρόπο διάχυσης των μορίων νερού στους ιστούς, για να παρέχει πληροφορίες για αυτόν. Οι πληροφορίες αυτές μπορούν να ποσοτικοποιηθούν με το φαινομενικό συντελεστή διάχυσης (ADC). Με τη χρήση του ADC είναι δυνατή η αναγνώριση κοκώθων ή καλόθων όγκων και γενικά για την αξιολόγηση της θεραπείας των ασθενών. Επιπλέον η τεχνική αυτή μπορεί να γίνει την ίδια στιγμή της εξέτασης για μια απλή απεικόνιση χωρίς να προσθέτει χρόνο στην διάρκεια εξέτασης.[8]

Ισοτροπική και Ανισοτροπική Διάχυση

Η απεικόνιση διάχυσης όπως είπαμε είναι ευαίσθητη στην διάχυση μορίων νερού στο κύτταρο. Οι μικροδομές του κυττάρου επηρεάζουν την κατεύθυνση που θα έχει η διάχυση καθώς έχουν φράγματα και τμήματα που εμποδίζουν την πορεία της διάχυσης. Η απόσταση της διάχυσης που θα διανυθεί αξιανεται ανάλογα με το τετράγωνο του χρόνου οπώς δίνεται απο την εξίσωση του Αϊνστάιν :

$$\langle r^2 \rangle = 6Dt \quad (8)$$

Συμπεραίνουμε ότι η απόσταση της διάχυσης στα κύτταρα είναι πολύ μικρότερη από οποιοδήποτε άλλο ρευστό λόγω της μικροδομής που έχουν. Όταν λοιπόν δεν υπάρχουν αυτά τα εμπόδια η διάχυση είναι ομοιόμορφη και μπορεί να κινηθεί προς όλες τις κατευθύνσεις και λέγεται ισοτροπική. Η διάχυση όμως εξαρτάται από την διεύθυνση στην οποία μετράται και λόγω αυτών των φραγμάτων η κατεύθυνση της διάχυσης αλλάζει και ονομάζεται ανισοτροπική. Για τη μέτρηση του φαινομενικού συντελεστή διάχυσης σε ανισοτροπικό περιβάλλον χρησιμοποιείται κυρίως το μοντέλο του τανυστή διάχυσης (Diffusion Tensor Model-DTI). Σε αυτή την εργασία θα ασχολήθουμε κυρίως με το μοντέλο της απεικόνισης διάχυσης (DWI).[8,29]

Αρχές απεικόνισης διάχυσης

Η τυπική προσέγγιση του DWI γίνεται με την ακολουθία Pulse Gradient Spin Echo (PGSE). Η ακολουθία αυτή έχει δύο διαδοχικούς παλμούς 90° και 180° μοιρών. Δύο βαθμιδωτά πεδία ευαίσθητα στην μοριακή διάχυση είναι τοποθετημένα συμμετρικά, το ένα πριν από τον πάλμο των 180° και το άλλο λίγο μετά. Όταν γίνεται η εφαρμογή του πρώτου παλμού, οι πυρήνες των μορίων του νερού, που κινούνται τυχαία, θα αλλάξουν φάση σύμφωνα με την εξίσωση:

$$\varphi(t) = \gamma B_0 + \int G(t) \cdot x(t) dt \quad (9)$$

Η σχέση περιγράφει την αναλογία της φάσης με τη ένταση του μαγνητικού πεδίου, της χωρικής θέσης και τη διάρκεια των βαθμίδων. Μετά τον δεύτερο παλμό όλοι οι πυρήνες που έχουν αλλάξει φάση θα επιστρέψουν στην αρχική τους κατάσταση. Αυτή η μετάβαση φάσεων προκαλεί την απώλεια σήματος. Η μεταβλητή b (b-value) περιγράφει τις παραμέτρους των πεδίων κλίσης, επομένως και του σήματος που θα λάβουμε. Η εξάρτηση αυτή εκφράζεται από την σχέση:

$$b = (\gamma G \delta)^2 (\Delta - \frac{1}{3} \delta) \quad (10)$$

Όπου γ ο γυρομαγνητικός λόγος, δ η διάρκεια των πεδίων κλίσης, Δ η χρονική απόσταση μεταξύ των δύο πεδίων κλίσης και G η ένταση.[22]

Η απώλεια σήματος καθορίζεται από την τιμή του b . Συνεπώς, θα λάβουμε μεγαλύτερη τιμή b με την αύξηση της έντασης και της διάρκειας των πεδίων κλίσης. Όσο μεγαλύτερη η τιμή b , τόσο μεγαλύτερη και η απώλεια σήματος. Το παραπάνω φαινόμενο εκφράζεται με τη σχέση:

$$S = S_0 \exp(-bD_0) \quad (11)$$

Όπου S το τελικό σήμα, D_0 ο συντελεστής διάχυσης και S_0 το αρχικό σήμα για τιμή $b=0$.

Το DWI εξαρτάται αυστηρά από τις τιμές του b , οι οποίες ορίζονται συνήθως πριν πραγματοποιηθεί η εξέταση. Το b είναι μια παράμετρος που εκφράζεται σε δευτερόλεπτα προς χιλιοστόμετρα στο τετράγωνο (s/mm^2). Για απεικονιστικές εικόνες πιο συχνά χρησιμοποιούνται οι τιμές $b=800-1500s/mm^2$.

Από την παραπάνω εξίσωση γίνεται κατανοητό ότι γρηγορότερη διάχυση ισοδυναμεί με χαμηλή ένταση σήματος, καθώς τα σπιν των πυρήνων θα μπορούν να εξαπλωθούν σε μεγαλύτερη απόσταση με αποτέλεσμα να υπάρχει μεγαλύτερη αλλαγή φάσης και μικρότερο σήμα. Επομένως οι ιστοί με μεγάλη ποσότητα μορίων νερού χωρίς περιορισμό κατέχουν και υψηλό D και αντιστοίχως ιστοί με μικρή ποσότητα νερού έχουν χαμηλό D . Στις εικόνες DWI παρατηρείται ότι οι περιοχές με μεγάλες ποσότητες νερού είναι σκοτεινές (υψηλή διάχυση), ενώ οι περιοχές με περιορισμένη ποσότητα νερού, δηλαδή με περιορισμένη διάχυση, παρουσιάζονται φωτεινές.[23,25,8]

Φαινομενικός Συντελεστής Διάχυσης

Η διάχυση των μορίων που παρατηρείται στους βιολογικούς ιστούς καθορίζεται από πολλούς, γνωστούς και άγνωστους, παράγοντες. Αυτό περιλαμβάνει την γεωμετρία των κυττάρων καθώς και τις μεθόδους μεταφοράς ενέργειας στις κυτταρικές μεμβράνες. Για να συμπεριλάβουμε και αυτούς τους παράγοντες στον υπολογισμό της διάχυσης, ο συντελεστής διάχυσης D αποκαλείται πλέον ο φαινομενικός συντελεστής διάχυσης (Apparent Diffusion Coefficient-ADC) και η εξίσωση (11) θα γίνει.

$$S = S_0 \exp(-b \cdot ADC) \quad (12)$$

Ο υπολογισμός του ADC γίνεται με δυο τιμές σήματος S_1 και S_2 με αντίστοιχες τιμές b_1 και b_2 άρα προκύπτει η εξίσωση[24,28,10]:

$$ADC = -\frac{1}{b_2 - b_1} \ln(S_2 - S_1) \quad (13)$$

Περιορισμοί του DWI

Για να πραγματοποιηθεί η μέτρηση σήματος συνήθως οι βαθμίδες εφαρμόζονται για μεγάλο χρονικό διάστημα. Το αποτέλεσμα αυτού είναι ότι τότε θα υπάρχει μεγάλος χρόνος TE και αυτό οδηγεί σε υψηλή T2 απεικόνιση δημιουργώντας το φαινόμενο 'T2 shine through'. Το 'T2 shine through' μπορεί να το εκλάβουμε λανθασμένα σαν περιορισμένη διάχυση αλλά στην πραγματικότητα είναι υψηλό σήμα T2. Για να καταλάβουμε λοιπόν ότι πραγματικά υπάρχει περιορισμένη διάχυση και ότι δεν είναι το φαινόμενο T2 shine through συγκρίνουμε τις εικόνες με εικόνες από ADC τιμές, δημιουργώντας ένα χάρτη ADC (ADC-map ή ADC trace).

Ένας χάρτης από ADC τιμές μπορεί να δημιουργηθεί με πολλαπλές εικόνες DWI με διαφορετικές τιμές b . Από τις έντονες περιοχές αυτού του χάρτη μπορούμε να συμπεράνουμε που υπάρχει διάχυση. Για παράδειγμα, όπου η τιμή του ADC είναι χαμηλή, δηλαδή έχουμε μικρό σήμα, αυτή η περιοχή θα εμφανίζεται σκοτεινή και επομένως μπορούμε να συμπεράνουμε πως η διάχυση είναι περιορισμένη. Αντίθετα όπου η τιμή του ADC είναι υψηλή υπάρχει ελεύθερη διάχυση. Αυτές οι εικόνες είναι ανεξάρτητες από την επιρροή του T2 shine through και ως αποτέλεσμα όπου υπάρχει αυτό το φαινόμενο στην εικόνα ADC θα παρουσιάζεται σαν κανονικός ιστός.[26,31]

Επιπλέον όπως και σε όλες τις ακολουθίες έτσι και στην απεικόνιση διάχυσης υπάρχει εξάρτηση από την ομογένεια του πεδίου, την μορφή των παλμών, την γρήγορη εναλλαγή των βαθμίδων πεδίων κτλ. Αυτές οι παράμετροι δεν είναι απόλυτες κάθε φορά λόγω της τεχνολογίας που υπάρχει και άλλων συνθηκών, και σαν αποτέλεσμα οι εικόνες της απεικόνισης διάχυσης δεν είναι ακριβείς και έχουν χαμηλή ποιότητα εικόνας. Επίσης οι εικόνες της απεικόνισης διάχυσης έχουν χαμηλό λόγο σήματος προς θόρυβο (signal to noise ratio- SNR) επειδή υπάρχει μεγάλη ποσότητα θορύβου με αποτέλεσμα αυτό να οδηγεί στη μη σωστή κατανόηση των εικόνων ή των ADC χαρτών.[45,32]

Τέλος, ένα ακόμα πρόβλημα είναι οι επαναλαμβανόμενες τιμές του συντελεστή διάχυσης ADC, το οποίο οφείλεται στις παραμέτρους που περιγράφηκαν στην παραπάνω παράγραφο καθώς επίσης και η συνεχόμενη ενεργοποίηση και απενεργοποίηση των βαθμίδων πεδίου κατά τη διάρκεια της ακολουθίας προκαλώντας σφάλματα στον υπολογισμό των τιμών του συντελεστή διάχυσης.[32]

Βιολογική σημασία της απεικόνισης διάχυσης

Οι βιολογικοί ιστοί έχουν ενδοκυτταρικό και εξωκυτταρικό περιβάλλον με την πορεία των μορίων του νερού να βρίσκονται σε συνεχή κίνηση μεταξύ αυτών. Με αυτό το σκεπτικό το σήμα που θα λάβουμε εξαρτάται από την ρευστότητα του περιβάλλοντος που γίνεται η διάχυση και το χρόνο τον οποίο χρειάζονται τα μόρια του νερού για να διανύσουν το κάθε περιβάλλον. Έτσι λοιπόν η εξίσωση (12) μπορεί να εκφραστεί με δύο παράγοντες που θα αντιπροσωπεύουν το σήμα που θα λάβουμε από κάθε τμήμα του κυττάρου:

$$S = S_0 [f_1 \exp(-b_1 ADC_1) + f_2 \exp(-b_2 ADC_2)] \quad (14)$$

Όπου f_1 και f_2 είναι η ποσότητα μορίων νερού στα δύο τμήματα του κυττάρου και ADC_1 και ADC_2 είναι οι συντελεστές διάχυσης στα δύο τμήματα.[22,31]

Στατιστικό Μοντέλο

Η παραπάνω περιγραφή της απεικόνισης της διάχυσης αποτελεί το βασικό μαθηματικό μοντέλο που χρησιμοποιείται στην μαγνητική τομογραφία έτσι όπως προτάθηκε από τους Stejskal και Tanner et al.[30]. Παρόλα αυτά η διαδικασία της απεικόνισης της διάχυσης δεν είναι πλήρως κατανοητή λόγω των ιδιοτήτων που έχουν οι βιολογικοί ιστοί. Για αυτό το λόγο έχουν αναπτυχθεί μοντέλα τα οποία μπορούν να περιγράψουν καλύτερα τη διαδικασία της διάχυσης.

Σε αυτή την εργασία θα ασχολήθουμε με το στατιστικό μοντέλο που προτάθηκε από τους Yablonsliy et al 2003.[48].

Όπως υπόθηκε παραπάνω η σχέση (12) δείχνει την εξάρτηση του σήματος από την παράμετρο b-value. Από την σχέση αυτή μπορούμε να συμπεράνουμε ότι το σήμα μειώνεται εκθετικά καθώς αυξάνεται η τιμή του b. Παρόλα αυτά λόγω της πολυπλοκότητας των βιολογικών κυττάρων δεν γίνεται να υποθέσουμε ότι το σήμα που λαμβάνουμε εξαρτάται μόνο από έναν παράγοντα αλλά από πολλούς. Το σήμα το οποίο θα ληφθεί και ύστερα θα μετατραπεί σε εικόνα θα έχει επηρεαστεί από όλα τα χαρακτηριστικά των κυττάρων. Αρκετά μεγάλος αριθμός ερευνών χρησιμοποιεί την μαθηματική εξίσωση που περιγράφηκε παραπάνω(12), ωστόσο πρέπει να σημειωθεί ότι η σχέση (14) αποτυπώνει με καλύτερη ακρίβεια το σήμα, από ότι η σχέση (12),όμως η σχέση (14) δεν διευκρινίζει την αλληλεπίδραση μεταξύ των παραμέτρων και του συστήματος που εξετάζεται.[32]

Το στατιστικό μοντέλο που παρουσιάζεται παρακάτω θέλει να εισαγάγει στο μαθηματικό μοντέλο τον παράγοντα που θα αναγνωρίζει την παρουσία των μεταβλητών μεγεθών που έχουν τα εμπόδια των κυττάρων στη διάχυση, παρουσιάζοντας μια πιθανότητα κατανόμης του συντελεστή διάχυσης, η οποία θα καθορίζεται από μια μέση τιμή και ένα πλάτος κατανόμης . Το μοντέλο αυτό λαμβάνει υπόψιν την επίδραση της κατανόμης των μεταβλητών μεγεθών των εμποδίων, στη διάχυση.

Σύμφωνα με το προαναφερόμενο στατιστικό μοντέλο το σήμα το δίνεται από την εξίσωση:

$$S = S_0 \int_0^{\infty} dDP(ADC) \exp(-bADC) \quad (15)$$

Αυτή η εξίσωση προκύπτει αν λάβουμε υπόψη ότι:

- Το σήμα που υπάρχει σε κάθε εικονοστοιχείο προέρχεται από διαφορετικά κύτταρα ως ένα σύνολο σημάτων τα οποία προέρχονται από διαφορετικά σπιν και από διαφορετικές θέσεις.
- Επίσης, γίνεται η υπόθεση ότι κάθε σπιν έχει μοναδικό συντελεστή διάχυσης καθώς κάθε σπιν βρίσκεται σε διαφορετική θέση, άρα θα διανύσει διαφορετική τροχιά μετατόπισης και θα έχει διαφορετικούς περιορισμούς.
- Το σήμα μπορεί να εκφραστεί μέσω μιας συνάρτησης κατανόμης $P(ADC)$ η οποία αντιπροσωπεύει τα σπιν για κάθε ADC. Τέλος ισχύει όπως αναφέρθηκε παραπάνω ότι το $P(ADC)$ και το ADC εξαρτώνται από την τιμή του b, δηλαδή από την ένταση των πεδίων ,την διάρκεια κτλ.

Στην περίπτωση που υπάρχει ελεύθερη διάχυση τότε η διάχυση χαρακτηρίζεται από τον συντελεστή διάχυσης D_0 και η συνάρτηση πιθανής κατανομής εκφράζεται από μία συνάρτηση δέλτα:

$$P(D) = \delta(D - D_0) \quad (16)$$

Η εξίσωση για τον υπολογισμό του σήματος θα έχει πάλι την μορφή της εξίσωσης (12).

Όπως προαναφέρθηκε τα σπιν βρίσκονται σε διαφορετικές θέσεις και άρα θα πραγματοποιήσουν διαφορετική τροχιά μετατόπισης μεταξύ τους. Από αυτό συμπεραίνουμε ότι η συνάρτηση κατανομής θα είναι συνεχής. Η μορφή της συνάρτησης κατανομής είναι δύσκολο να περιγραφεί αλλά υπό την γενική ιδέα ότι μέσα σε ένα εικονοστοιχείο υπάρχουν όμοια κύτταρα τότε η μορφή της θα είναι παραπλήσια της κατανομής Gauss, στην οποία το πλάτος της κατανομής θα αντιπροσωπεύει την κυτταρική διασπορά και η εξασθένηση θα είναι γρήγορη. Η συνάρτηση κατανομής μπορεί να εκφραστεί μέσω μιας συνάρτησης Gauss:

$$P(D) = \begin{cases} A \exp \left[-\frac{(D - D_m)^2}{2\sigma^2} \right], & \text{για } D > 0 \\ 0, & \text{για } D < 0 \end{cases} \quad (17)$$

Το A είναι η σταθερά κανονικοποίησης :

$$\begin{aligned} A^{-1} &= \int_0^{\infty} \exp \left[-\frac{(D - D_m)^2}{2\sigma^2} \right] \\ &= \sigma \sqrt{\pi/2} \cdot [1 + \Phi \left(\frac{D_m}{\sigma\sqrt{2}} \right)] \end{aligned} \quad (18)$$

Το D_m αντιπροσωπεύει την μέγιστη θέση διάχυσης στην κατανομή, το σ είναι το πλάτος της κατανομής και το Φ είναι η συνάρτηση σφάλματος.

Η μέση τιμή του συντελεστή διάχυσης D (ή ADC) υπολογίζεται από τη σχέση:

$$\begin{aligned}\bar{D} &= \int_0^{\infty} dD \cdot P(D, D_m, \sigma) \cdot D \\ &= D_m + \sigma \sqrt{\frac{2}{\pi}} \cdot \frac{\exp(-\frac{D_m^2}{2\sigma^2})}{[1+\Phi(\frac{D_m}{\sigma\sqrt{2}})]}\end{aligned}\quad (19)$$

Με αντικατάσταση της εξίσωσης (17)-(18) στην (15) πραγματοποιείται ο υπολογισμός σήματος:

$$S = S_0 \frac{1+\Phi(\frac{D_m - b\sigma}{\sigma\sqrt{2}})}{1+\Phi(\frac{D_m}{\sigma\sqrt{2}})} \exp(-bD_m + \frac{1}{2}b^2\sigma^2) \quad (20)$$

Όπου το S_0 είναι η αρχική τιμή του σήματος, Φ είναι η συνάρτηση σφάλματος, D_m είναι η μέγιστη θέση του συντελεστή διάχυσης στη συνάρτηση κατανομής, σ είναι το πλάτος κατανομής και b είναι η τιμή b value. Παρατηρείται ότι και τα δύο μέρη της εξίσωσης (εκθετικό και μη εκθετικό) εξαρτώνται από την τιμή του b . Για μικρές τιμές του b η εξίσωση παίρνει τη μορφή της (12). [48,49]

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

Κλινικές Εφαρμογές της Απεικόνισης Διάχυσης στον Εγκέφαλο

Ισχαιμικά Επεισόδια

Μία από τις πρώτες εφαρμογές της απεικόνισης διάχυσης ήταν στα ισχαιμικά επεισόδια.[32] Όπως περιγράψαμε παραπάνω τα ισχαιμικά επεισόδια συνήθως προκαλούνται από θρόμβους. Όταν η ροή του αίματος σταματάει τότε ο ιστός στο κύριο τμήμα του συμβάντος καταστρέφεται ακαριαία, ενώ ο γειτονικός ιστός υφίσταται ζημιά αλλά έχει την πιθανότητα επανόρθωσης.[33] Με την τεχνική της απεικόνισης διάχυσης (DWI) είναι δυνατή η ανάλυση της διάχυσης νερού, δίνοντας πληροφορίες για την ακεραιότητα του εγκεφαλικού ιστού.[34] Για την διάγνωση χρησιμοποιούνται συνήθως τιμές $b=0$ και $b=1000$ καθώς επίσης και οι χάρτες ADC. Ειδικότερα η χρήση των ADC χαρτών προσφέρει μια πιο ολοκληρωμένη εικόνα επειδή μπορεί να δώσει πληροφορίες για την σοβαρότητα, την ικανότητα επανόρθωσης και την χρονολογία του ισχαιμικού επεισοδίου καθώς πολλοί ασθενείς μπορεί να προσέλθουν στο νοσοκομείο ένα χρονικό διάστημα μετά την έναρξη του επεισοδίου. Τα ισχαιμικά επεισόδια ανάλογα με τα χαρακτηριστικά τους μπορούν να περιγραφθούν σαν οξύ ή σαν χρόνια ισχαιμικά επεισόδια. Στο οξύ ισχαιμικό επεισόδιο παρατηρούνται χαμηλές τιμές ADC και οι τιμές του θα γυρίσουν στο κανονικό μετά από ένα έως δύο εβδομάδες μετά την έναρξη του εγκεφαλικού επεισοδίου. Τα χρόνια ισχαιμικά επεισόδια διαφοροποιούνται από τα οξεία καθώς οι τιμές του ADC μετά από ένα χρονικό διάστημα θα είναι υψηλότερες από το κανονικό.[35] Σε συνδυασμό με τις τιμές ADC και αναλόγως τη χρονολογία του επεισοδίου μπορεί να γίνει η εξής ταξινόμηση: αν βρίσκεται στο στάδιο των πρώτων έξι ωρών είναι πρόιμη υπερόξεια (early hyper acute), στο στάδιο μεταξύ των έξι και εικοσιτεσσάρων ωρών είναι βραδεία υπερόξεια (late hyper acute), στο στάδιο μεταξύ των εικοσιτεσσάρων ωρών και επτά ημερών ονομάζεται υποξεία (subacute), και τέλος αν είναι άνω των τριών εβδομάδων εισχωρεί στην κατηγορία των χρόνιων ισχαιμικών επεισοδίων.[37]

Με την εξέλιξη της τεχνολογίας η τεχνική απεικόνισης διάχυσης μπορεί να εμφανίσει ισχαιμικά επεισόδια μέσα σε λίγες ώρες από την έναρξη του επεισοδίου, με ευαισθησία 88%-100% και ακρίβεια 95%-100%. Στις αρχές χρήσης αυτής της τεχνικής χρησιμοποιούνταν κυρίως για την απόκλιση διάγνωσης ενός αιμοραγικού επεισοδίου από αυτήν του ισχαιμικού επεισοδίου. Πλέον η τεχνική απεικόνισης λόγω της ικανότητας της να εμφανίσει την βλάβη σε σύντομο χρονικό διάστημα μετά την αρχή του επεισοδίου βοηθάει και στην θεραπεία της. Εφόσον μέσω της απεικόνισης αναδεικνύεται η ύπαρξη ζωτικού ιστού και η βλάβη δεν είναι σοβαρή ο ασθενής μπορεί να συνεχίσει προς τον τρόπο θεραπείας.[36]

Ογκολογία

Η απεικόνιση διάχυσης έχει αναπτυχθεί αρκετά και μπορεί να προσφέρει πληροφορίες στον τομέα της ογκολογίας. Η αναγνώριση των ορίων μεταξύ των κυττάρων του όγκου και των φυσιολογικών ιστών είναι σημαντική για την επιλογή θεραπείας και η μέθοδος της απεικόνισης διάχυσης χρησιμοποιείται ευρέως καθώς δίνει πληροφορίες για την μικροδομή των κυττάρων.[42] Η τεχνική δίνει πληροφορίες για την διάχυση των μορίων νερού στον ενδοκυτταρικό και εξωκυτταρικό χώρο των κυττάρων καθώς οι όγκοι διαχωρίζονται από την κυτταρική τους. Επιπλέον μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη διαχώριση κακοηθών και καλοηθών όγκων, την διάκριση του βαθμού των όγκων καθώς η ακριβή διάγνωση επηρεάζει την επιλογή θεραπείας που θα ακολουθήσει ο ασθενής και τέλος χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της θεραπείας και την αναγνώριση των επανεμφανιζόμενων όγκων.[40,41]

Γενικά οι κακοήθεις όγκοι παρουσιάζουν διαφορετική βιολογική και κυτταρική δομή. Η διαφορά αυτή μπορεί να ποσοτικοποιηθεί και να παρουσιαστεί μέσω των τιμών του συντελεστή διάχυσης ADC.[32] Η απεικόνιση διάχυσης βοηθάει στην αναγνώριση του βαθμού και του είδους των όγκων καθώς η διάχυση των μορίων νερού είναι πιο περιορισμένη με την αύξηση των κυττάρων στους όγκους υψηλού βαθμού. Η μείωση του εξωκυτταρικού χώρου λόγω της αύξησης της πυκνότητας των κυττάρων που παρουσιάζονται στους όγκους προκαλεί και μείωση του ADC.[42,43] Για παράδειγμα, χαμηλού βαθμού γλοιώματα παρουσιάζουν υψηλότερο ADC από τα υψηλού βαθμού γλοιώματα. Τα υψηλού βαθμού γλοιώματα όμως παρουσιάζουν υψηλότερο ADC από τα λεμφώματα και αυτό λόγω του ακόμα πιο μειωμένου εξωκυτταρικού χώρου που έχουν, άρα θα υπάρχει μεγαλύτερος περιορισμός της διάχυσης. Επίσης τα υψηλού βαθμού γλοιώματα όπως και τα μηνιγγιώματα έχουν μικρότερο συντελεστή διάχυσης από όγκους που έχουν κάνει μετάσταση. Επιπλέον η απεικόνιση διάχυσης βοηθάει στην διαφοροποίηση μεταξύ αποστημάτων και νεκροτικών κυττάρων. Τα νεκροτικά κύτταρα παρουσιάζουν αυξημένο ADC σε αντίθεση με τα αποστήματα. [40,43]

Η απεικόνιση διάχυσης παρέχει χρήσιμες πληροφορίες για την αξιολόγηση της θεραπείας. Ο ιστός που έχει ανταποκριθεί στην θεραπεία θα έχει αυξημένο ADC καθώς θα έχει μεγαλύτερο ενδοκυτταρικό και εξωκυτταρικό χώρο και επομένως η διάχυση των μορίων νερού θα είναι πιο ελεύθερη ενώ ο ιστός που δεν έχει ανταποκριθεί θα έχει όμοιες τιμές με αυτές πριν την πραγματοποίηση της θεραπείας. Πρέπει να σημειωθεί ότι μόνο ο συντελεστής διάχυσης δεν αρκεί για την αναγνώριση όλων των όγκων, για αυτό συνήθως χρησιμοποιούνται πολλές παράμετροι και διαδικασίες για τον ακριβή προσδιορισμό τους και η απεικόνιση διάχυσης παραμένει σημαντικό εργαλείο για τη διευκόλυνση αυτής της διαδικασίας.[40,43,23]

Απεικόνιση Διάχυσης Σε Άλλες Περιοχές Του Σώματος

Η απεικόνιση δεν χρησιμοποιείται μόνο για απεικονίσεις των παθήσεων του εγκεφάλου αλλά προφανώς και για άλλα μέρη του σώματος. Η τεχνική της απεικόνισης διάχυσης έχει γίνει χρήσιμη για την διαφοροποίηση των κακοηθών από τους καλοήθεις όγκους στους θωρακικούς όγκους.[32] Οι Santos et al. σε μια έρευνα για την διαφοροποίηση κακοηθών από καλοήθεις όγκους στους θωρακικούς λεμφαδένες έδειξε ότι η απεικόνιση διάχυσης έχει ικανότητα ακριβείας 93% και ευαισθησίας 92%.[44]

Μια ακόμη εφαρμογή της απεικόνισης διάχυσης είναι και η αναγνώριση όγκων του μαστού. Όπως έχει προαναφερθεί η απεικόνιση διάχυσης μπορεί να δείξει καλύτερα τη μικροδομή των ιστών και λόγω της πυκνότητας των κυττάρων που έχουν οι κακοήθεις όγκοι του μαστού παρουσιάζονται στις εικόνες με μεγάλη ένταση και οι τιμές του συντελεστή διάχυσης τείνουν να είναι μικρότερες από τον φυσιολογικό ιστό του μαστού. Για την απεικόνιση του μαστού χρησιμοποιούνται συνήθως τιμές b από 700s/mm^2 έως 1200s/mm^2 .[45]

Συνεχίζοντας προς την κοιλιακή περιοχή του σώματος, η απεικόνιση δεν έχει χρησιμοποιηθεί συστηματικά καθώς δεν παρουσιάζει μεγάλες διαφορές στις τιμές του συντελεστή διάχυσης μεταξύ των κακοηθών και καλοηθών όγκων. Χρησιμοποιείται ωστόσο για την παρακολούθηση ανταπόκρισης της θεραπείας για τους μεταστατικούς όγκους στο συκώτι και το πάγκρεας καθώς επίσης έχει παρουσιαστεί χρήσιμο για την ταυτοποίηση μικρών όγκων με έκβαση τη γρήγορη διάγνωση.[32,46] Η απεικόνιση διάχυσης παρουσιάζει προοπτικές και στην διαφοροποίηση καλοηθών από κακοήθεις όγκους στην περιοχή της λεκάνης. Πιο συγκεκριμένα στον καρκίνο του ενδομητρίου, ο συντελεστής διάχυσης έχει υψηλότερες τιμές σε υψηλούς βαθμούς όγκων σε αντίθεση με τον φυσιολογικό ιστό και του όγκους χαμηλού βαθμού. [47]

Μέθοδος και Υλικά

Στην ενότητα αυτή γίνεται μια περιγραφή του πειράματος καθώς και της διαδικασίας που ακολουθήσαμε. Στο εργαστηριακό μέρος αυτής της εργασίας θέλουμε να δείξουμε τη μεταβολή του σήματος της απεικόνισης διάχυσης σύμφωνα με το μαθηματικό μοντέλο που προτάθηκε από τους Yablonsliy et al. Το μοντέλο αυτό εξαρτάται από τρεις παραμέτρους: τη μέγιστη θέση που μπορεί να έχει η συνάρτηση κατανομής του συντελεστή διάχυσης (D_m), το πλάτος της κατανομής (σ) και την τιμή b .

Για τον υπολογισμό της τιμής του σήματος αρχικά δημιουργήθηκε ένας κώδικας στο MATLAB, το οποίο διατίθεται δωρεάν από το Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής στους φοιτητές του. Στον κώδικα εισάχθηκαν όλες οι πληροφορίες και ο τύπος για τον υπολογισμό του σήματος. Ο κώδικας λειτουργεί ως εξής: Σε πρώτο στάδιο βρίσκει όλους του συνδυασμούς των παραμέτρων (D_m , b , σ). Στη συνέχεια υπολογίζει την τιμή του σήματος για κάθε συνδυασμό των παραμέτρων που βρέθηκαν στο πρώτο στάδιο. Στο τελευταίο κομμάτι απεικονίζει τη μεταβολή του σήματος προς την τιμή b , για όλα τα πλάτη της κατανομής (σ) καθώς και ως προς τη μέγιστη θέση της συνάρτησης κατανομής (D_m). Σε αυτή την εργασία δεν λήφθηκε υπόψιν ο θόρυβος που υπάρχει στο σήμα.

Για τις παραπάνω παραμέτρους χρησιμοποιήθηκε ένα εύρος τιμών και θα προσπαθήσουμε να δείξουμε τη μεταβολή του σήματος ανάλογα με την τιμή αυτών των παραμέτρων.

Οι τιμές που χρησιμοποιήθηκαν στον κώδικα και για τον υπολογισμό του σήματος είναι οι εξής :

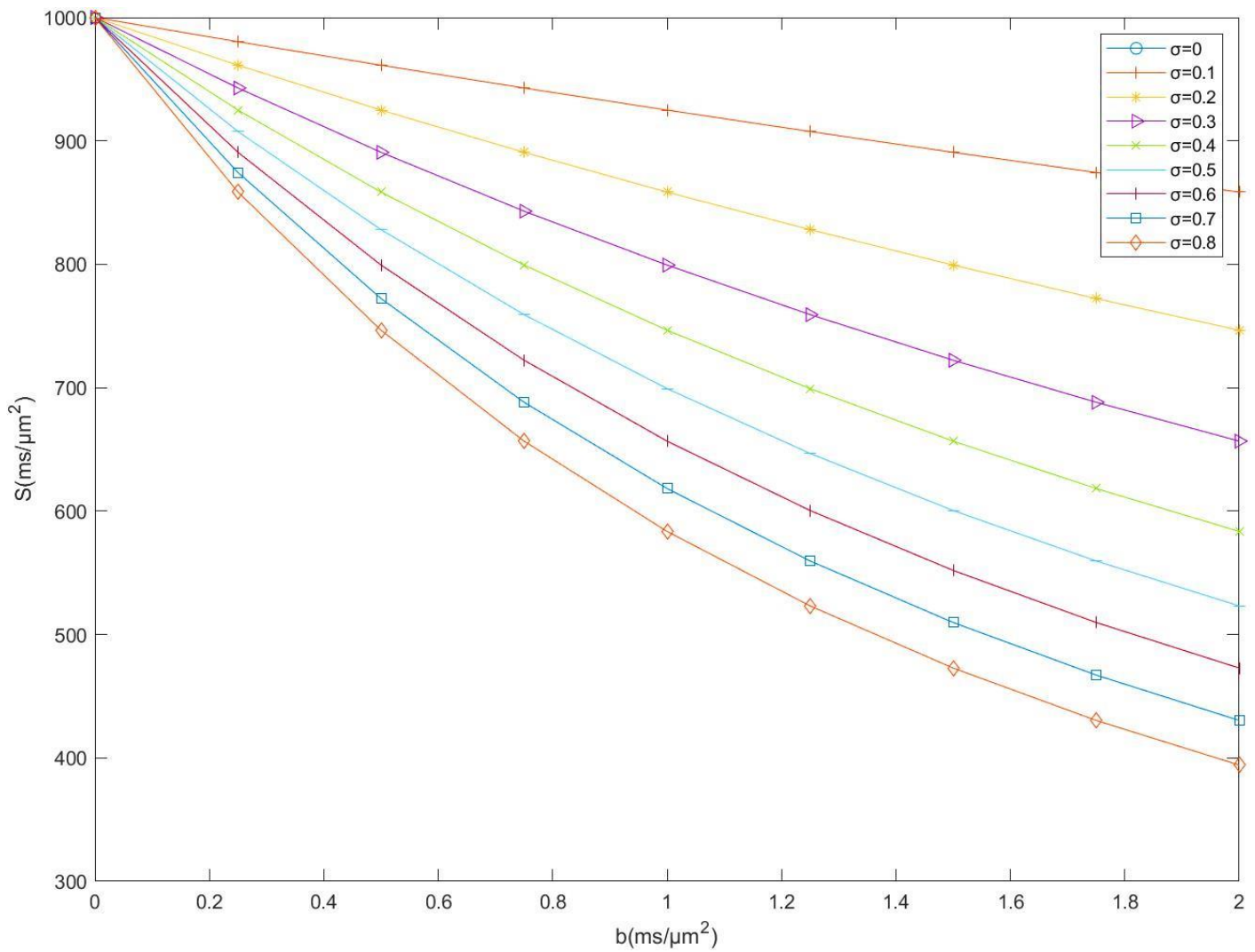
- Για τη μέγιστη θέση της συνάντησης κατανομής, D_m : 0, 0.25, 0.5, 0.75, 1 , 1.25, 1.5, 1.75, 2 ($\mu\text{m}^2/\text{ms}$).
- Για το πλάτος της κατανομής σ : 0, 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8
- Για την τιμή b : 0, 0.25, 0.5, 0.75, 1, 1.25, 1.5, 1.75 , 2($\text{ms}/\mu\text{m}^2$).
- Ως αρχική τιμή για το σήμα (S_0) που απαιτεί ο τύπος για τον υπολογισμό του τελικού σήματος επιλέχθηκε η τιμή 1000 ($\text{ms}/\mu\text{m}^2$).

Ο τύπος για τον υπολογισμό του σήματος που χρησιμοποιήθηκε:

$$S = S_0 \frac{1 + \Phi\left(\frac{D_m - b\sigma}{\sigma\sqrt{2}}\right)}{1 + \Phi\left(\frac{D_m}{\sigma\sqrt{2}}\right)} \exp\left(-bD_m + \frac{1}{2}b^2\sigma^2\right)$$

Αποτελέσματα

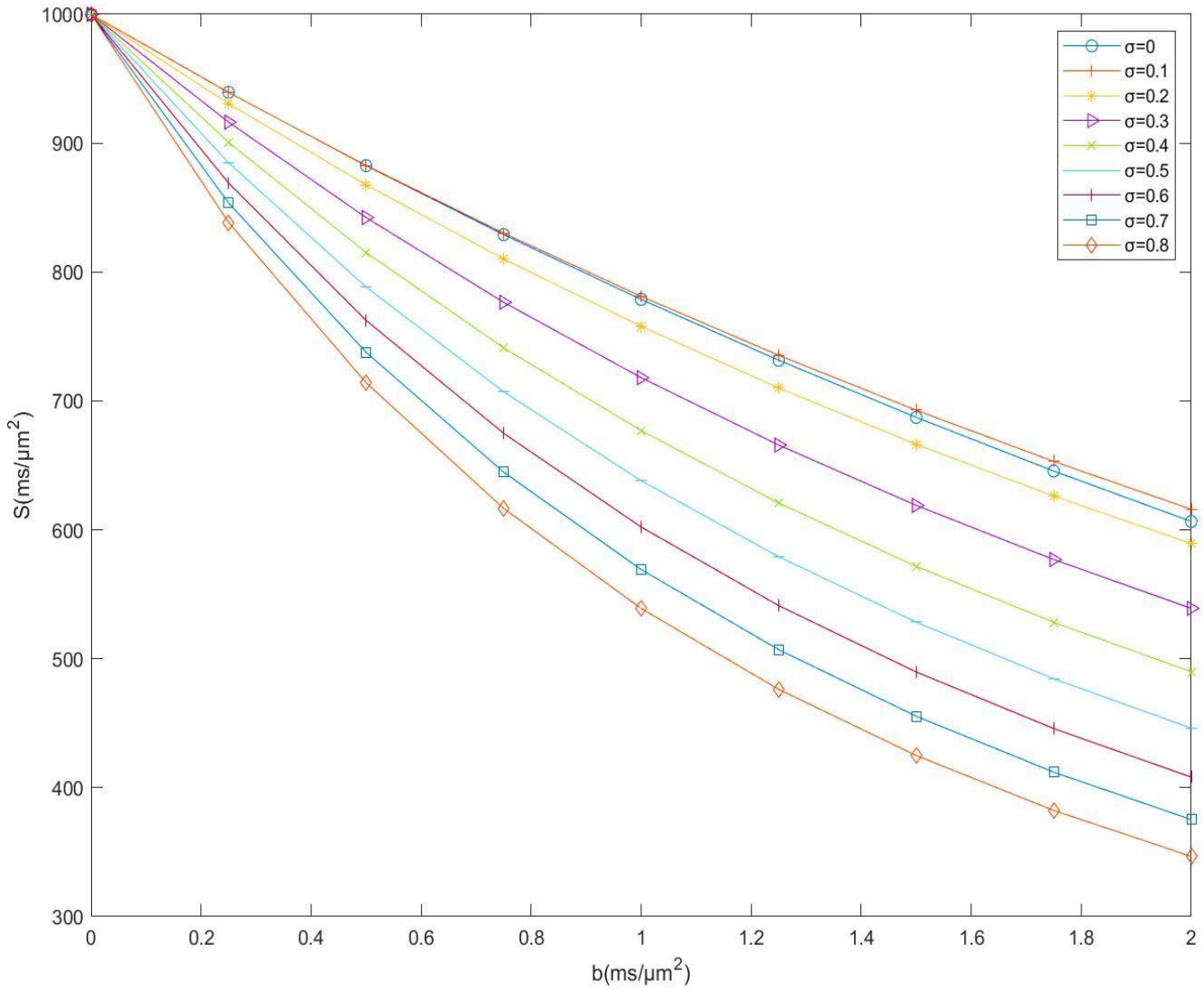
$$D_m = 0$$



Εικόνα 5

Στην εικόνα 5 παρουσιάζεται η μεταβολή του σήματος για $D_m=0$ και για όλες τις τιμές σ . Η μεταβολή του σήματος είναι φθίνουσα για όλες τις τιμές του σ αλλά υπάρχει μεγαλύτερη απώλεια για τις υψηλότερες του σ .

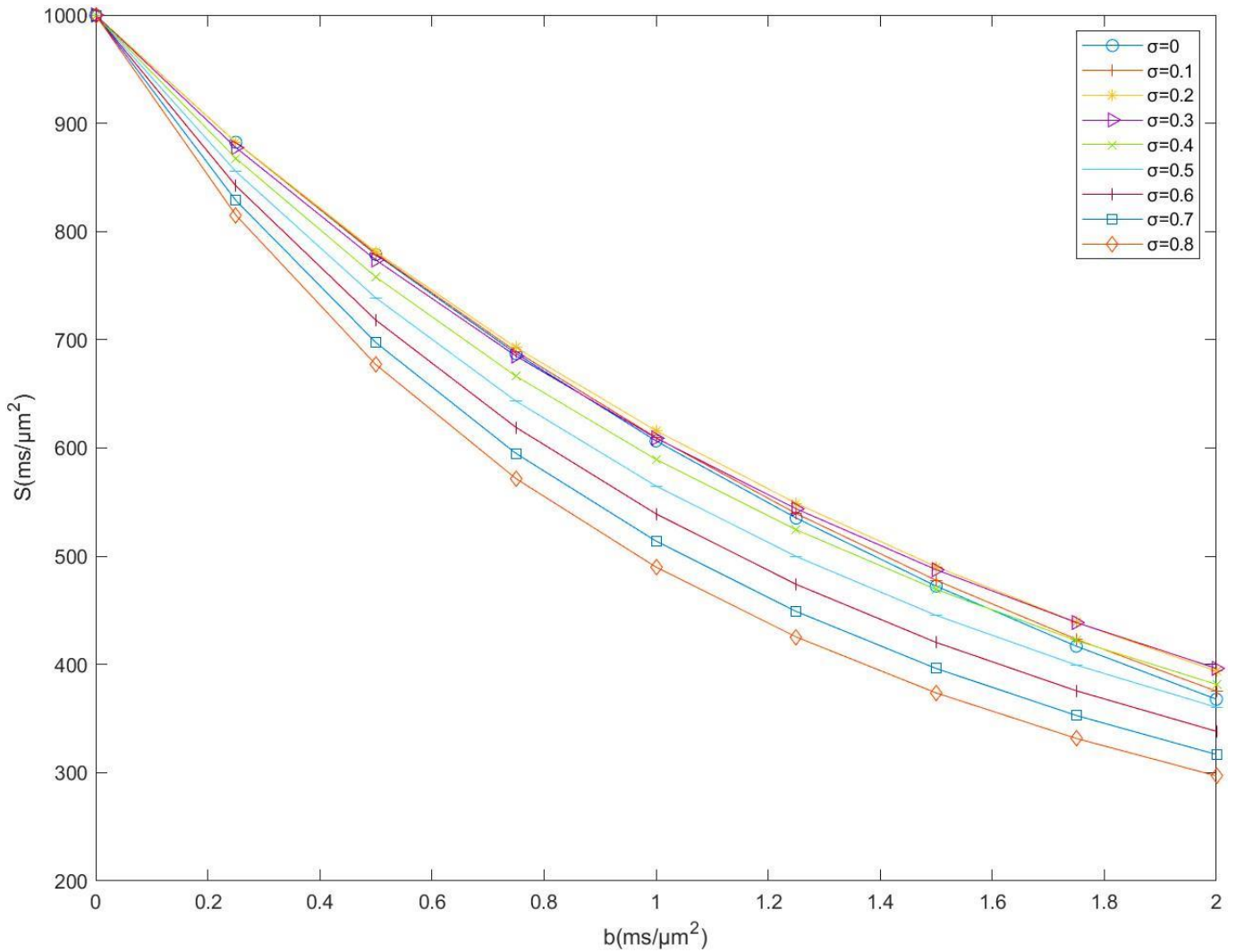
$$D_m = 0.25$$



Εικόνα 6

Στην εικόνα 6 παρουσιάζεται η μεταβολή του σήματος για $D_m = 0.25$ για όλες τις τιμές σ . Η μεταβολή του σήματος είναι επίσης φθίνουσα και θα παρατηρήσουμε ότι για $b = 2$ η μέγιστη τιμή σήματος είναι για το $\sigma = 0.1$ με $S = 615.98 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$ και η ελάχιστη τιμή είναι για $\sigma = 0.8$ με $S = 346.7 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$.

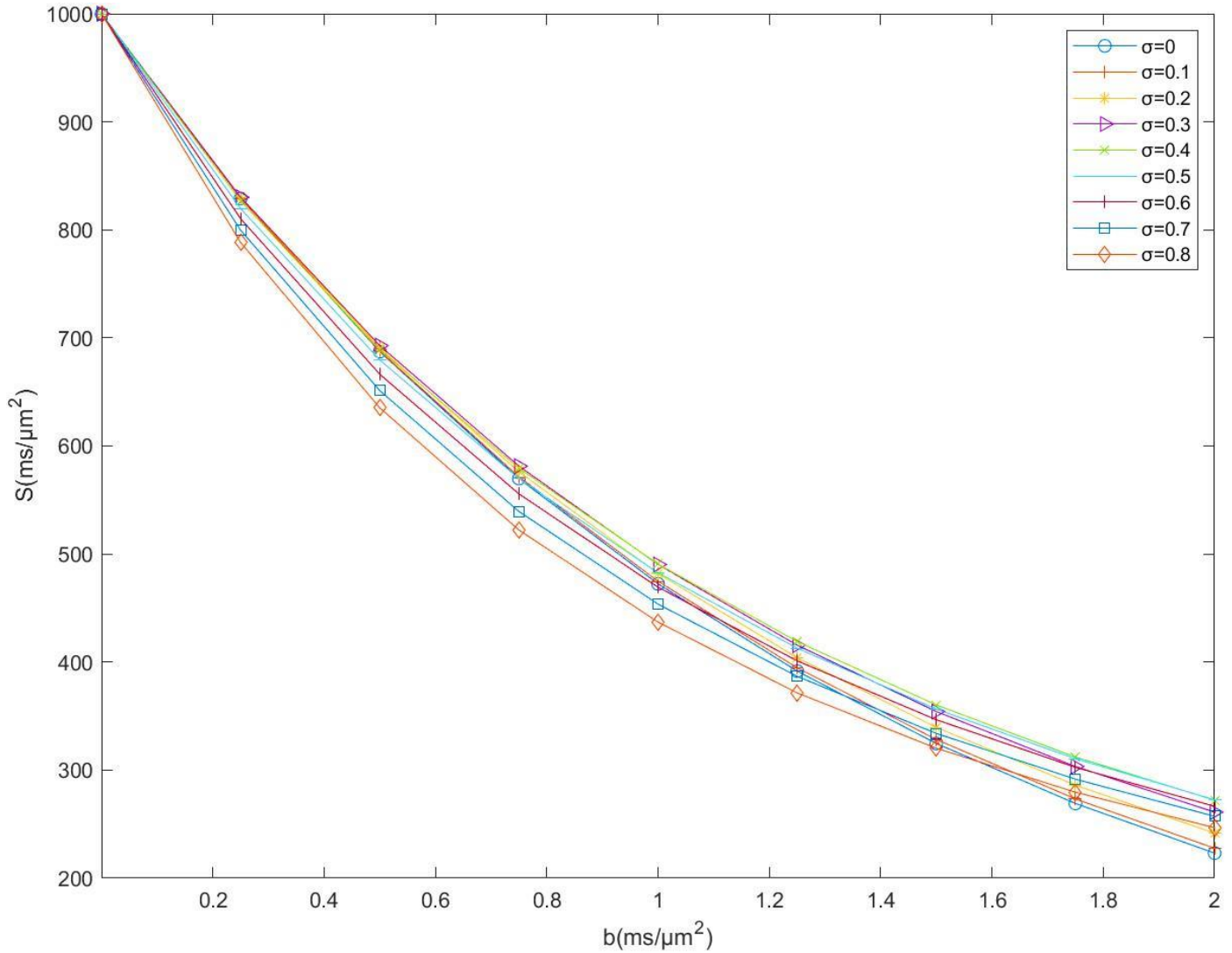
$$D_m = 0.5$$



Εικόνα 7

Στην εικόνα 7 παρουσιάζεται η μεταβολή του σήματος για $D_m=0.5$ για όλες τις τιμές σ . Συνεχίζει να είναι φθίνουσα η μεταβολή του σήματος με μεγαλύτερη απώλεια. Η μέγιστη τιμή για $b=2$ είναι για το $\sigma=0.3$ με $S=396.4 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$ με μικρή διαφορά από το $\sigma=0.2$ που έχει $S=393.4 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$.

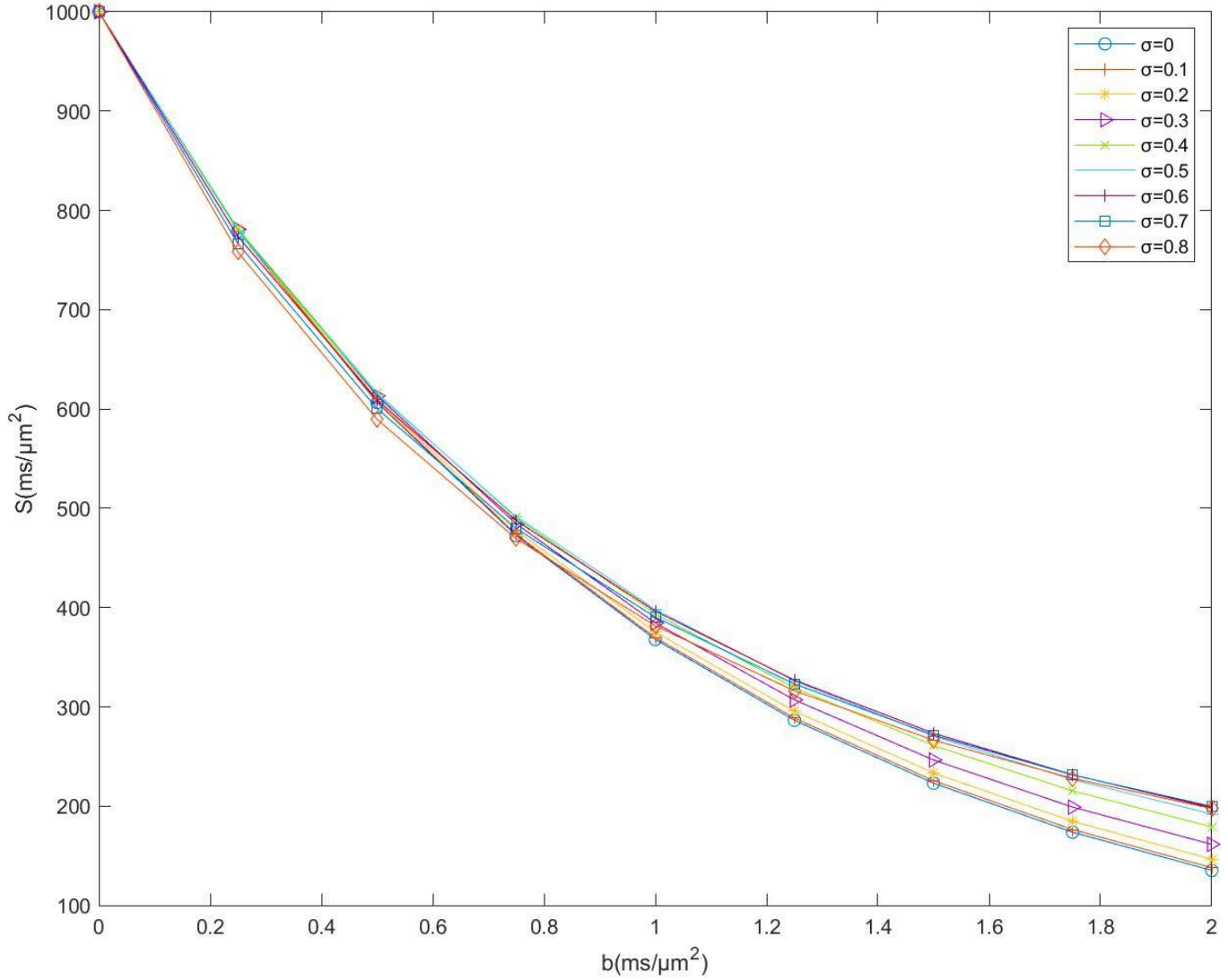
$$D_m = 0.75$$



Εικόνα 8

Στην εικόνα 8 παρουσιάζεται η μεταβολή του σήματος για $D_m=0.75$ για όλες τις τιμές σ . Η μέγιστη τιμή για $b=2$ είναι για το $\sigma=0.5$ με $S=272.6 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$ και η ελάχιστη για $\sigma=0$ με $S=223.13 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$. Παρατηρούμε επίσης ότι για όλα τα σ υπάρχει μια μεταβαλλόμενη απώλεια σήματος για όλα τα σ .

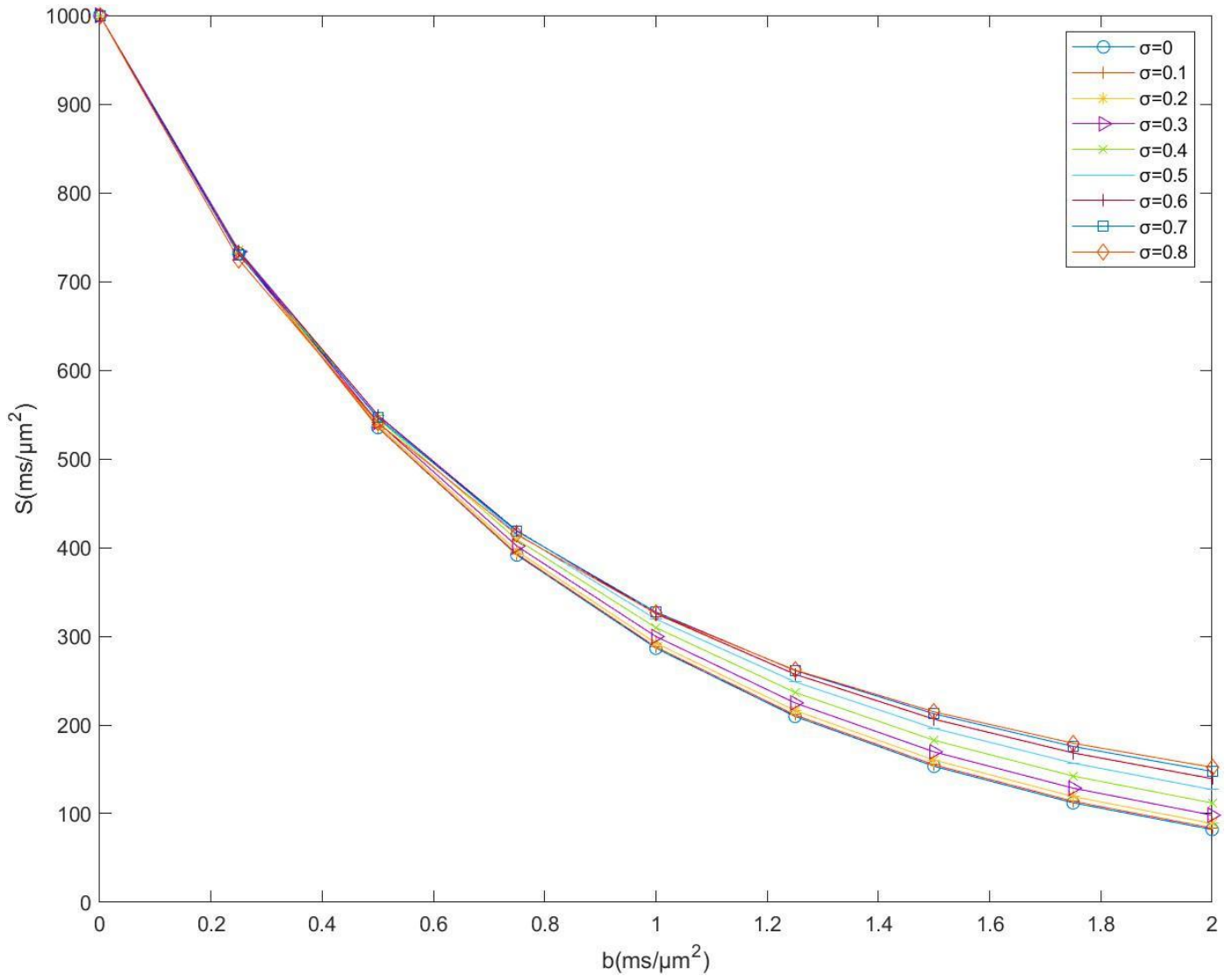
$$D_m = 1$$



Εικόνα 9

Στην εικόνα 9 παρουσιάζεται η μεταβολή του σήματος για $D_m=1$ για όλες τις τιμές σ . Η μέγιστη τιμή για $b=2$ είναι για το $\sigma=0.7$ με $S=199.6 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$ με μικρή διαφορά από το $\sigma=0.6$ με $S=198.4 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$.

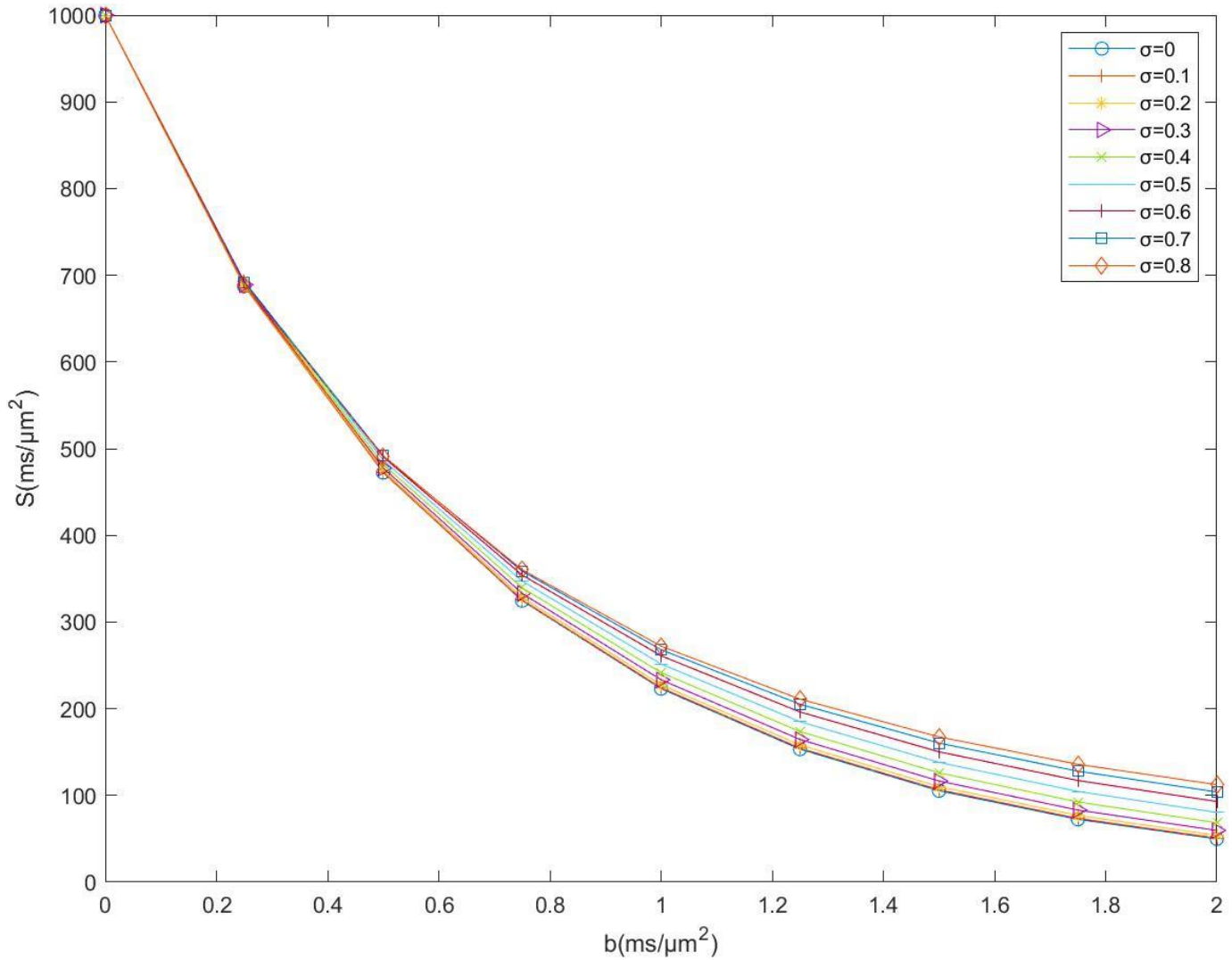
$$D_m = 1.25$$



Εικόνα 10

Στην εικόνα 10 παρουσιάζεται η μεταβολή του σήματος για $D_m=1.25$ για όλες τις τιμές σ . Η μέγιστη τιμή για $b=2$ είναι για το $\sigma=0.8$ με $S=152.6 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$ και η ελάχιστη για $\sigma=0$ με $S=82 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$.

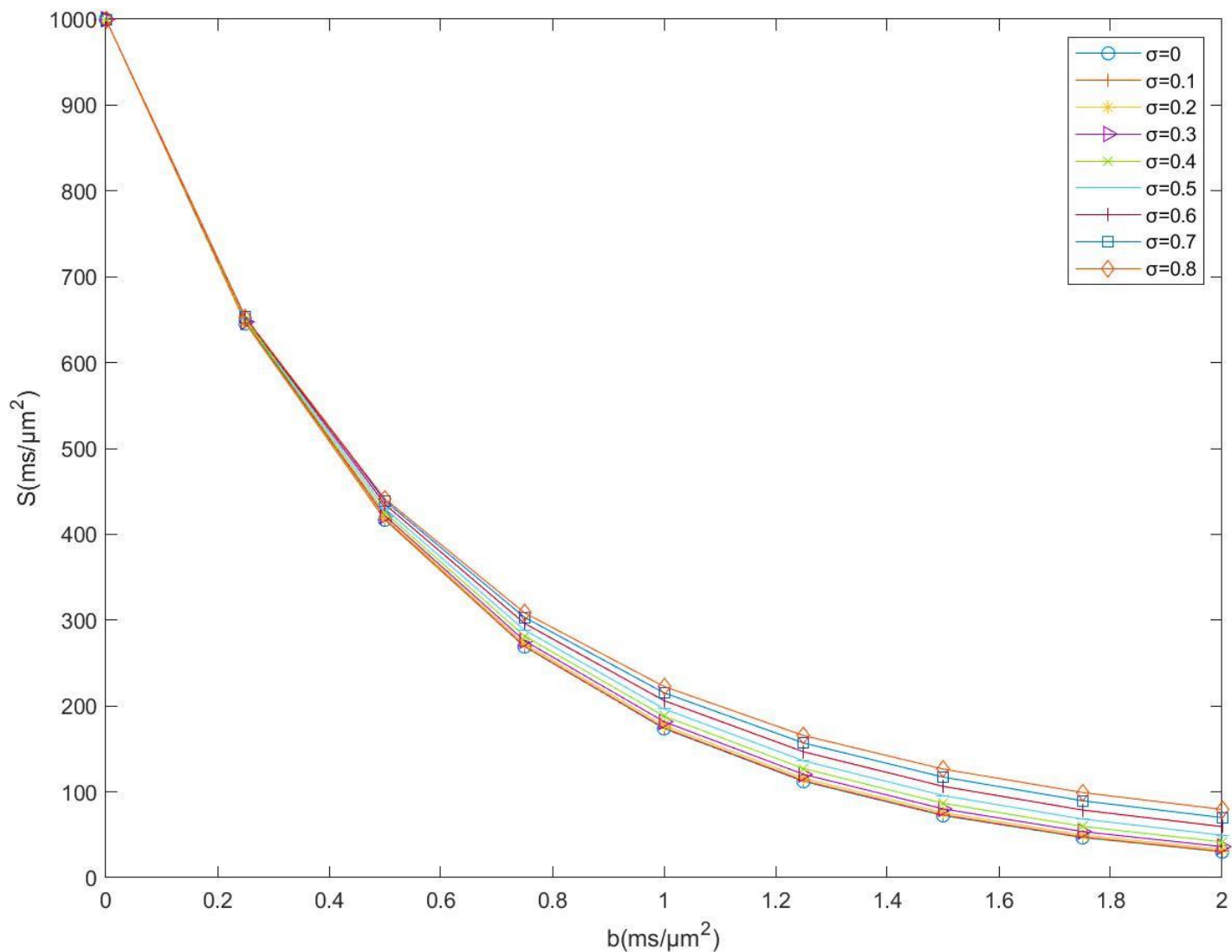
$$D_m = 1.5$$



Εικόνα 11

Στην εικόνα 11 παρουσιάζεται η μεταβολή του σήματος για $D_m=1.5$ για όλες τις τιμές σ . Η μέγιστη τιμή για $b=2$ είναι για το $\sigma=0.8$ με $S=112.3 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$ και η ελάχιστη για $\sigma=0$ με $S=49 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$. Παρατηρούμε ότι για $b=0$ έως 0.25 υπάρχει μια σύγκλιση των τιμών για όλα τα σ .

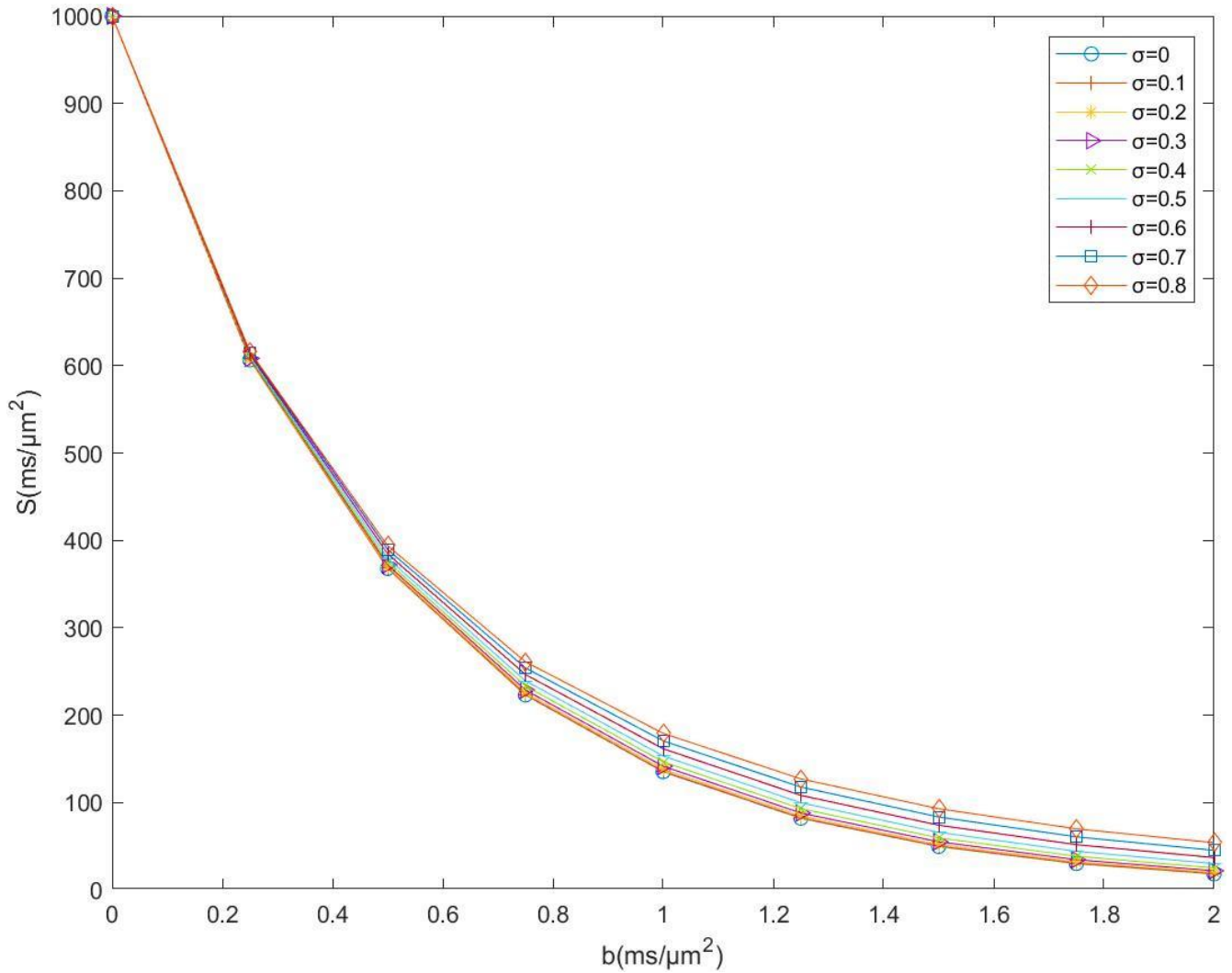
$$D_m=1.75$$



Εικόνα 12

Στην εικόνα 12 παρουσιάζεται η μεταβολή του σήματος για $D_m=1.75$ για όλες τις τιμές σ . Η μέγιστη τιμή για $b=2$ είναι για το $\sigma=0.8$ με $S=79.5 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$ και η ελάχιστη για $\sigma=0$ με $S=30 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$. Βλέπουμε ότι γίνεται πιο αισθητή η διαφορά ότι υπάρχει μικρότερη απώλεια σήματος για τις μεγάλες τιμές του σ .

$$D_m=2$$



Εικόνα 13

Στην εικόνα 13 παρουσιάζεται η μεταβολή του σήματος για $D_m=2$ για όλες τις τιμές σ . Παρατηρούμε ότι υπάρχει μεγαλύτερη απώλεια σήματος από την εικόνα 4 και ότι η μέγιστη και ελάχιστη τιμή για $b=2$ είναι πιο εμφανής.

Συζήτηση

Σε όλες τις παραπάνω γραφικές παραστάσεις φαίνεται ότι υπάρχει εκθετική μείωση του σήματος, γεγονός το οποίο αυτό οφείλεται στο εκθετικό μέλος της εξίσωσης που χρησιμοποιήθηκε. Επιπλέον σε όλες τις γραφικές παραστάσεις φαίνεται ότι η τιμή του σήματος για $b=0$, ισούται με το αρχικό σήμα, για κάθε σ . Αυτό συμβαίνει καθώς στην εξίσωση για $b=0$ το εκθετικό και το μη εκθετικό μέρος γίνονται μονάδα.

Στην πρώτη γραφική παράσταση (**Εικόνα 5**), η οποία έχει κοινή παράμετρο το $D_m=0$, για τις τιμές όπου το σ είναι ίσο με το μηδέν και το D_m είναι μηδέν, παρατηρούμε ότι ακόμα και όταν η τιμή του b αυξάνεται το τελικό σήμα δεν αλλάζει από το αρχικό σήμα. Επίσης παρατηρούμε ότι για τις τιμές του $\sigma = 0.1$ και $\sigma = 0.2$ το σήμα έχει σχεδόν γραμμική μείωση σε σχέση με τις υπόλοιπες τιμές του σ (0.3 έως 0.8) οι οποίες παρουσιάζουν μια πιο εκθετική μείωση. Εφόσον για την **Εικόνα 5** το D_m είναι ίσο με το μηδέν μπορούμε να πούμε ότι δείχνει τη μεταβολή του σήματος στην περίπτωση της ελεύθερης διάχυσης που θα δινόταν από την εξίσωση (12).

Αν συγκρίνουμε την **Εικόνα 5** με την **Εικόνα 6** (που έχει ως κοινή παράμετρο το $D_m=0.25$) θα παρατηρήσουμε ότι η μεταβολή σήματος για όλα τα σ γίνεται με πιο γρήγορο ρυθμό καθώς αυξάνεται η τιμή b . Επίσης στην **Εικόνα 6** θα δούμε ότι για $\sigma=0$ η μεταβολή του σήματος γίνεται με πιο γρήγορο ρυθμό από ότι για $\sigma=0.1$, άρα σε αυτή την περίπτωση έχουμε μεγαλύτερη απώλεια σήματος. Συνεχίζοντας στην **Εικόνα 7** (με $D_m =0.5$) θα παρατηρήσουμε και πάλι αυξημένο ρυθμό μείωσης του σήματος αλλά μεγαλύτερο σε σχέση με αυτό στην Εικόνα 5 και στην Εικόνα 6. Στην Εικόνα 3 φαίνεται ότι η απώλεια σήματος για $\sigma=0.2$ είναι μικρότερη από ότι για $\sigma=0$ και $\sigma =0.1$, ενώ παρατηρείται μικρότερη απώλεια σήματος για $\sigma=0.3$ Όπως και για $\sigma =0.4$ βλέπουμε μικρότερη απώλεια σήματος για τις μεγαλύτερες τιμές του b .

Στην **Εικόνα 8** (με $D_m=0.75$) σχηματίζεται ένα παρόμοιο μοτίβο, δηλαδή για τις μεγαλύτερες τιμές b , θα παρατηρήσουμε ότι με την αύξηση του σ υπάρχει μικρότερη απώλεια σήματος. Για τις τιμές από $\sigma = 0.4$ έως 0.8 παρατηρείται μικρότερη απώλεια σήματος με τις μεγαλύτερες τιμές b (1.75 και 2) ενώ για μικρότερες τιμές του b παρατηρούμε μεγαλύτερη απώλεια σήματος για τα $\sigma = 0$ έως 0.3 .

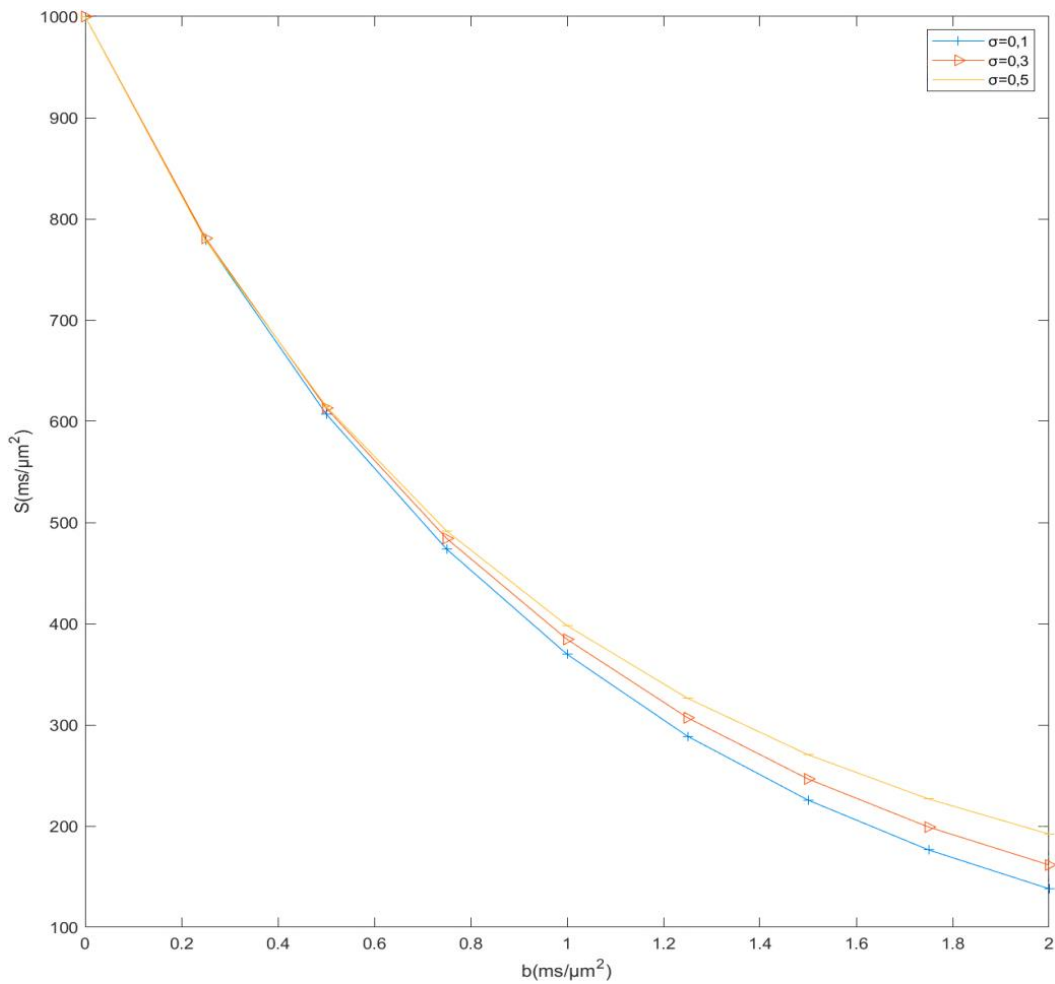
Στην **Εικόνα 9** (με $D_m=1$) παρατηρούμε ότι υπάρχει μικρότερη απώλεια σήματος για τις τιμές $\sigma =0.6$, 0.7 και 0.8 και πάλι για τις μεγαλύτερες τιμές του b ενώ για τις μικρότερες τιμές του b βλέπουμε ότι υπάρχει μια μη διακριτή διαφορά στις τιμές του σήματος για όλα τα πλάτη κατανομής σ . Στην επόμενη γραφική παράσταση (**Εικόνα 10** με $D_m=1.25$) παρατηρούμε ότι γίνεται ακόμα πιο δύσκολο να διαφοροποιήσουμε τα σήματα για τις μικρές τιμές του b . Αντίθετα με την αύξηση του b γίνεται αντιληπτό ότι η απώλεια σήματος είναι μικρότερη για τιμές του σ από 0.5 έως 0.8 ενώ υπάρχει μεγαλύτερη απώλεια για τιμές του σ από 0 έως 0.4 .

Στην **Εικόνα 11** (με $D_m = 1.5$) οι τιμές του σήματος για $b = 0$ και $b = 0.25$ παρουσιάζουν πολύ μικρές διαφορές με αποτέλεσμα οι γραφικές παραστάσεις για όλα τα πλάτη κατανομής να ταυτίζονται. Στη συνέχεια παρατηρούμε ότι η απώλεια σήματος που περιγράφηκε για την **Εικόνα 10** γίνεται πιο εμφανής στην **Εικόνα 11**. Συνεχίζοντας, όταν συγκρίνουμε την **Εικόνα 11** με την **Εικόνα 12** (με $D_m = 1.75$) θα παρατηρήσουμε ότι η απώλεια σήματος γίνεται με πιο γρήγορο ρυθμό για τις μικρές τιμές του b . Αυτό γίνεται αντιληπτό όταν παρατηρήσουμε ότι για $b = 0.25$ στην **Εικόνα 11** είναι περίπου $700 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$ ενώ για $b = 0.25$ στην **Εικόνα 12** η τιμή του σήματος είναι περίπου ίση με $620 \text{ ms}/\mu\text{m}^2$. Ακόμη στην **Εικόνα 12** παρουσιάζεται το ίδιο φαινόμενο με την **Εικόνα 11**, στο οποίο για τις μεγάλες τιμές του b η απώλεια σήματος μειώνεται με την αύξηση το πλάτους κατανομής.

Τέλος, στην **Εικόνα 13** (με $D_m = 2$) συνεχίζεται το ίδιο μοτίβο, δηλαδή η απώλεια σήματος για τις μικρότερες τιμές του b (και όλα τα πλάτη κατανομής σ) γίνεται με πιο γρήγορο ρυθμό ενώ για τις μεγαλύτερες τιμές του b η απώλεια σήματος μειώνεται με την αύξηση του πλάτους κατανομής.

Παραπάνω έγινε μια ποσοτική περιγραφή των γραφικών παράστασεων η οποία μας βοήθησε να βγάλουμε μερικά γενικά συμπεράσματα, για τις τιμές του σήματος ως προς τις μεταβολές των D_m , b και σ . Στη συνέχεια θα επιχειρήσουμε να κάνουμε μια ποιοτική περιγραφή των γραφικών απεικονίσεων με σκοπό να αποκτήσουμε περισσότερες πληροφορίες για την ιατρική εικόνα που θα λάβουμε. Εφόσον η μέγιστη θέση του συντελεστή διάχυσης (D_m) στην κατανομή αντιπροσωπεύει τις επιπτώσεις που έχουν τα εμπόδια της κυτταρικής δομής στη διάχυση των μορίων νερού, είναι λογικό ότι θα έχουμε μικρότερη απώλεια σήματος από ότι στην ελεύθερη διάχυση ($D_m = 0$). Αυτό φαίνεται και από τα διαγράμματα τα οποία παρουσιάζουμε καθώς με την αύξηση του D_m παρατηρούμε μια μεγαλύτερη απώλεια σήματος, με αποτέλεσμα να είναι λιγότερο ευκρινής η εικόνα για μεγαλύτερες τιμές του D_m . Όμως δεν πρέπει να παραλείψουμε το γεγονός ότι για μεγαλύτερες τιμές του D_m είναι πιο ρεαλιστική η απεικόνιση της μικροδομής των κυττάρων. Στην ιατρική εικόνα αυτό θα αποδόσει τιμές του συντελεστή διάχυσης οι οποίες είναι πιο κοντά στις πραγματικές, (προσφέροντας περισσότερα δεδομένα για τον ιστό που εξετάζεται). Αυτό δίνει τη δυνατότητα στους γιατρούς να έχουν καλύτερη επίγνωση της κατάστασης του προβλήματος και έτσι να μπορούν να είναι πιο στοχευμένοι και αποτελεσματικοί στην επίλυσή του.

Μια δεύτερη παρατήρηση είναι ότι με την αύξηση της τιμής του b και του πλάτους της κατανομής σ , ο ρυθμός μείωσης είναι πιο αργός. Αυτό συμβαίνει καθώς με την αύξηση του b έχουμε αλλάξει ουσιαστικά τον χρόνο και την ένταση, προκαλώντας πιο αργή διάχυση των σπιν. Επιπλέον για μικρές τιμές του σ το σήμα αναμένουμε να είναι πανομοιότυπο με το σήμα που θα είχαμε από την εξίσωση (12), ενώ για τις μεγαλύτερες τιμές του σ αναμένουμε διαφορές στην αποτύπωση του σήματος με τη χρήση των δύο εξισώσεων (20 και 12). Στις γραφικές παραστάσεις φαίνεται ότι για μικρά D_m διακρίνουμε καλύτερα τις σχηματιζόμενες καμπύλες ενώ για μεγαλύτερα D_m ξεχωρίζουμε δυσκολότερα τις καμπύλες (ειδικά για τις μικρότερες τιμές του σ).



Εικόνα 14

Στη συνέχεια θα συγκρίνουμε ποιοτικά την τελική εικόνα που πήραμε από τις τιμές τις οποίες επιλέξαμε με μια αντίστοιχη απεικόνιση η οποία χρησιμοποιεί την ίδια εξίσωση για την αποτύπωση του σήματος [48]. Στην απεικόνιση της Εικόνας 14 (είναι για τις τιμές $D_m=1$ και $\sigma =0.1, 0.3, 0.5$) παρατηρούμε ότι για μικρότερες τιμές του σ και για ίδια τιμή του b το τελικό σήμα είναι μικρότερο. Ακριβώς το ίδιο συμβαίνει και στην αποτύπωση του σήματος της έρευνας, που έχει τις ίδιες τιμές με αυτές που αναπαριστάται στην Εικόνα 14, με αποτέλεσμα να εξάγουμε το συμπέρασμα ότι η γραφική παράσταση που φτιάξαμε είναι ποιοτικά ορθή. Στην απεικόνιση της έρευνας η διαφορά μεταξύ των καμπυλών (δηλαδή της εκθετικής μείωσης) είναι πιο καθαρή καθώς έχουν επιλεγθεί διαφορετικές τιμές του b .

Συμπεράσματα

Σύμφωνα με τις πληροφορίες που πήραμε από τις γραφικές απεικονίσεις συμπεραίνουμε ότι με την αύξηση της μέγιστης θέσης του συντελεστή διάχυσης στην κατανομή το σήμα μειώνεται με αποτέλεσμα να παίρνουμε συγκεκριμένες πληροφορίες για τον υπό εξέταση ιστό. Επίσης για μεγαλύτερες τιμές του πλάτους κατανομής (σ) και του b συμπεραίνουμε ότι έχουμε μικρότερη απώλεια σήματος.

Στην εργασία αυτή δεν λαμβάνεται υπόψιν η επίδραση του θορύβου του σήματος στις μετρήσεις με αποτέλεσμα να έχουμε λιγότερο ακριβείς απεικονίσεις και αποτελέσματα. Αυτού του είδους σφάλματα θα μπορούσε κάποιος να τα αποκλείσει συμπεριλαμβάνοντας την επίδραση του θορύβου δίνοντας πιο ακριβή αποτελέσματα.

Με την εφαρμογή του μαθηματικού μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε σε αυτή την εργασία μπορούν να δοθούν πληροφορίες για την κατάσταση στην οποία βρίσκεται ο ιστός. Αυτό δίνει την δυνατότητα στον γιατρό να πάρει περισσότερες και πιο ακριβείς πληροφορίες για τα κύτταρα και τον ιστό και στη συνέχεια αυτός με τη σειρά του να αντιμετωπίσει πιο αποτελεσματικά τον εκάστοτε ασθενή.

Βιβλιογραφία

- [1]. *Anatomy of the brain*. AANS. (n.d.). Retrieved August 2, 2022, from <https://www.aans.org/Patients/Neurosurgical-Conditions-and-Treatments/Anatomy-of-the-Brain>
- [2]. “*Mayfield Brain & Spine.*” *Brain Anatomy, Anatomy of the Human Brain | Mayfield Brain & Spine Cincinnati, Ohio*, mayfieldclinic.com, <https://mayfieldclinic.com/pe-anatbrain.htm#:~:text=The%20brain%20has%20three%20main,and%20fine%20control%20of%20movement>. Accessed 2 Aug. 2022.
- [3]. Δ.Βαρθαλίτης, *Βασικές Γνώσεις Ανατομίας Του Εγκεφάλου*. <https://pediatric-neurosurgery.com/anatomy>. Accessed 2 Aug. 2022.
- [4]. Α.Καυάλης, Ι.Ε. Μπουρμπουχάκης, Β.Περάκη, Σ.Σαλαμαστράκης, *Βιολογία Β' Λυκείου*, 2021, ISBN:978-960-06-2346-8
- [5]. Purves, D. (2001). *Neuroscience* (2nd ed.). Palgrave Macmillan. ISBN : 0-87893-742-0
- [6]. Wikipedia contributors. (2021b, August 10). *Εγκεφαλικός όγκος*. Βικιπαίδεια. <https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%95%CE%B3%CE%BA%CE%B5%CF%86%CE%B1%CE%BB%CE%B9%CE%BA%CF%8C%CF%82%CF%8C%CE%B3%CE%BA%CE%BF%CF%82>, Accessed 2 Aug. 2022.
- [7]. Στοφόρου, Κ. (2018, March 20). *ΟΓΚΟΙ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ*. NEUROSURGERY NEYPOXEIPOYPTIKH NEUROCHIRURGE NEUROCURE STOFOROU. <https://www.neurosurgerystoforou.com/pathisis/egkefalou/ogki-egkefalou-brain-tumors/kaloithis-kakoithis-ongi-karkinos-engefalou/>, Accessed 2 Aug. 2022.
- [8]. Α.Καρατόπης, Ι.Κανδαράκης : *Ιατρική Φυσική - Βιοιατρική τεχνολογία: Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού*, Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Αράκυνθος, 2007.
- [9]. Κ.Ψαρράκος, Ε.Μολύβδα, Α.Ψαρράκου, Α.Σιούντας : *Ιατρική Φυσική*, University Studio Press, 2012
- [10]. Grover, V. P., Tognarelli, J. M., Crossey, M. M., Cox, I. J., Taylor-Robinson, S. D., & McPhail, M. J. (2015). *Magnetic Resonance Imaging: Principles and Techniques: Lessons for Clinicians*. *Journal of Clinical and Experimental Hepatology*, 5(3), 246–255.

- [11]. Π.Σβώλου : Διδακτορική Διατριβή
«Συνδυασμός και Βελτιστοποίηση Εξελιγμένων Τεχνικών Διάχυσης και Αιμάτωσης (DWI, DTI, DSCI) σε Υψηλό Μαγνητικό Πεδίο 3T», Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, 2013
- [12]. *Τι είναι τα Κρανιοφάρυγγιώματα και ποια τα Συμπτώματα;*; (n.d.). Brain & Spine.
<https://www.brain-spine.gr/pathhseis-egkefalou/kraniofaruggioma/>, Accessed 2 Aug. 2022.
- [13]. Wikipedia contributors. (2021a, August 6). *Εγκεφαλικό επεισόδιο*. Βικιπαίδεια.
https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%95%CE%B3%CE%BA%CE%B5%CF%86%CE%B1%CE%BB%CE%B9%CE%BA%CF%8C_%CE%B5%CF%80%CE%B5%CE%B9%CF%83%CF%8C%CE%B4%CE%B9%CE%BF, Accessed 2 Aug. 2022.
- [14]. *About Stroke* / *cdc.gov*. (2022, May 4). Centers for Disease Control and Prevention. <https://www.cdc.gov/stroke/about.htm#Ischemic>, Accessed 2 Aug. 2022.
- [15]. *Brain Tumor Types*. (2021, November 8). Johns Hopkins Medicine.
<https://www.hopkinsmedicine.org/health/conditions-and-diseases/brain-tumor/brain-tumor-types>, Accessed 2 Aug. 2022.
- [16]. Δρ. Ανδρουλής - Νευροχειρουργός Αθήνα. (2022, February 10). *Μεταστατικοί Όγκοι*. Δρ. Ανδρουλής. <https://neuroxeirurgiki.gr>, Accessed 2 Aug. 2022.
- [17]. *Αστροκύττωμα* / *Brain&Spine*. (2017). Brain & Spine. <https://www.brain-spine.gr/pathhseis-egkefalou/astrokuttoma2/>
- [18]. BD Editors. (2019, October 4). *Diffusion*. Biology Dictionary.
<https://biologydictionary.net/diffusion/>
- [19]. Α.Καστορίνης, Μ.Α. Κωστάκη, Φ.Μ.Μπαρώνα, Β. Πετράκη, Π. Πιαλόγου,
Βιολογία Α΄ Λυκείου, 1999, ISBN: 978-960-06-2302-4

- [20]. BD Editors. (2019b, October 4). *Diffusion*. Biology Dictionary.
<https://biologydictionary.net/diffusion/>
- [21]. K. Navamani, Swapan K. Pati, *Unified Quantum Classical Theory of Einstein Diffusion-Mobility Relationship for Ordered and Disordered Semiconductors*, Jawaharlal Nehru Centre for Advanced Scientific Research Jakkur-560064, Bangalore, INDIA
- [22]. Hrabe, Jan, et al. "Principles and Limitations of NMR Diffusion Measurements." *Journal of Medical Physics*, vol. 32, no. 1, 2007, p. 34. *Crossref*,
<https://doi.org/10.4103/0971-6203.31148>.
- [23]. Chawla, Sanjeev, et al. "Diffusion-Weighted Imaging in Head and Neck Cancers." *Future Oncology*, vol. 5, no. 7, 2009, pp. 959–75. *Crossref*,
<https://doi.org/10.2217/fon.09.77>.
- [24]. Morozov, Sergey, et al. "Diffusion Processes Modeling in Magnetic Resonance Imaging." *Insights into Imaging*, vol. 11, no. 1, 2020. *Crossref*,
<https://doi.org/10.1186/s13244-020-00863-w>.
- [25]. Π.Παπανικολάου: Διπλωματική εργασία: "Μελέτη της απεικόνισης με μαγνητική τομογραφία διάχυσης και δημιουργία πλατφόρμας ενδοποίησης προγραμμάτων επεξεργασίας εικόνας MR στο MATLAB", Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης, 2012
- [26]. Sales, Juan. "T2 Shine Through." *Operative Neurosurgery*, 8 Jan. 2018,
operativeneurosurgery.com/doku.php?id=t2_shine_through.
- [27]. *Οι νόμοι της διάχυσης του Φικ*. (n.d.). Hmn.Wiki.
https://hmn.wiki/el/Fick%27s_laws_of_diffusion

- [28]. Huisman, T. A. G. M. "Diffusion-Weighted and Diffusion Tensor Imaging of the Brain, Made Easy." *Cancer Imaging*, vol. 10, no. 1A, 2010, pp. S163–71. *Crossref*, <https://doi.org/10.1102/1470-7330.2010.9023>.
- [29]. Beaulieu, Christian. "The Basis of Anisotropic Water Diffusion in the Nervous System - a Technical Review." *NMR in Biomedicine*, vol. 15, no. 7–8, 2002, pp. 435–55. *Crossref*, <https://doi.org/10.1002/nbm.782>.
- [30]. Stejskal, E. O., and J. E. Tanner. "Spin Diffusion Measurements: Spin Echoes in the Presence of a Time-Dependent Field Gradient." *The Journal of Chemical Physics*, vol. 42, no. 1, 1965, pp. 288–92. *Crossref*, <https://doi.org/10.1063/1.1695690>.
- [31]. Cercignani, Mara, and Mark A. Horsfield. "The Physical Basis of Diffusion-Weighted MRI." *Journal of the Neurological Sciences*, vol. 186, 2001, pp. S11–14. *Crossref*, [https://doi.org/10.1016/s0022-510x\(01\)00486-5](https://doi.org/10.1016/s0022-510x(01)00486-5).
- [32]. Baliyan, Vinit, et al. "Diffusion Weighted Imaging: Technique and Applications." *World Journal of Radiology*, vol. 8, no. 9, 2016, p. 785. *Crossref*, <https://doi.org/10.4329/wjr.v8.i9.785>.
- [33]. Ogbole, Godwinl, et al. "Role of Diffusion-Weighted Imaging in Acute Stroke Management Using Low-Field Magnetic Resonance Imaging in Resource-Limited Settings." *West African Journal of Radiology*, vol. 22, no. 2, 2015, p. 61. *Crossref*, <https://doi.org/10.4103/1115-3474.162168>.
- [34]. Alegiani, Anna Christina, et al. "Dynamics of Water Diffusion Changes in Different Tissue Compartments From Acute to Chronic Stroke—A Serial Diffusion Tensor Imaging

- Study." *Frontiers in Neurology*, vol. 10, 2019. *Crossref*,
<https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00158>.
- [35]. Bang, Oh Young, and Wenyu Li. "Applications of Diffusion-Weighted Imaging in Diagnosis, Evaluation, and Treatment of Acute Ischemic Stroke." *Precision and Future Medicine*, vol. 3, no. 2, 2019, pp. 69–76. *Crossref*,
<https://doi.org/10.23838/pfm.2019.00037>.
- [36]. Jones, Derek K., PhD. *Diffusion MRI*. OUP USA, 2011.
- [37]. Allen, Laura M., et al. "Sequence-Specific MR Imaging Findings That Are Useful in Dating Ischemic Stroke." *RadioGraphics*, vol. 32, no. 5, 2012, pp. 1285–97. *Crossref*,
<https://doi.org/10.1148/rg.325115760>.
- [38]. Messina, Carmelo, et al. "Diffusion-Weighted Imaging in Oncology: An Update." *Cancers*, vol. 12, no. 6, 2020, p. 1493. *Crossref*,
<https://doi.org/10.3390/cancers12061493>.
- [39]. Svolos, Patricia, et al. "The Role of Diffusion and Perfusion Weighted Imaging in the Differential Diagnosis of Cerebral Tumors: A Review and Future Perspectives." *Cancer Imaging*, vol. 14, no. 1, 2014. *Crossref*, <https://doi.org/10.1186/1470-7330-14-20>.
- [40]. Themes, Ufo. "Diffusion Weighted Imaging in the Evaluation of Brain Tumors." *Radiology Key*, 19 Feb. 2017, radiologykey.com/diffusion-weighted-imaging-in-the-evaluation-of-brain-tumors-high-cellularity.
- [41]. "Diffusion-Weighted MR Imaging of the Brain." *Radiology*, vol. 234, no. 1, 2005, p. 226. *Crossref*, <https://doi.org/10.1148/radiol.2341042552>.

- [42]. Preston, David C. "Magnetic Resonance Imaging (MRI) of the Brain and Spine: Basics." *MRI Basics*, 7 Apr. 2016, case.edu/med/neurology/NR/MRI%20Basics.htm#:~:text=The%20most%20common%20MRI%20sequences,longer%20TE%20and%20TR%20times.
- [43]. Chilla, Geetha Soujanya, et al. *Diffusion Weighted Magnetic Resonance Imaging and Its Recent Trend—a Survey*. no. 3, qims.amegroups.com, 15 Jan. 2015, <https://doi.org/10.3978/j.issn.2223-4292.2015.03.01>.
- [44]. Santos, Francisco De Souza, et al. "Diffusion-Weighted Magnetic Resonance Imaging for Differentiating Between Benign and Malignant Thoracic Lymph Nodes: A Meta-Analysis." *Radiologia Brasileira*, vol. 54, no. 4, 2021, pp. 225–31. *Crossref*, <https://doi.org/10.1590/0100-3984.2020.0084>.
- [45]. Partridge, Savannah C., and Nita Amornsiripanitch. "DWI in the Assessment of Breast Lesions." *Topics in Magnetic Resonance Imaging*, vol. 26, no. 5, 2017, pp. 201–09. *Crossref*, <https://doi.org/10.1097/rmr.000000000000137>.
- [46]. Robertis, Riccardo De. "Diffusion-Weighted Imaging of Pancreatic Cancer." *World Journal of Radiology*, vol. 7, no. 10, 2015, p. 319. *Crossref*, <https://doi.org/10.4329/wjr.v7.i10.319>.
- [47]. Saremi, Farhood, et al. "Characterization of Genitourinary Lesions With Diffusion-Weighted Imaging." *RadioGraphics*, vol. 29, no. 5, 2009, pp. 1295–317. *Crossref*, <https://doi.org/10.1148/rg.295095003>.

- [48]. Yablonskiy, Dmitriy A., et al. "Statistical Model for Diffusion Attenuated MR Signal." *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 50, no. 4, 2003, pp. 664–69. *Crossref*, <https://doi.org/10.1002/mrm.10578>.
- [49]. Yablonskiy, Dmitriy A., and Alexander L. Sukstanskii. "Theoretical Models of the Diffusion Weighted MR Signal." *NMR in Biomedicine*, vol. 23, no. 7, 2010, pp. 661–81. *Crossref*, <https://doi.org/10.1002/nbm.1520>.

Αναφορές Εικόνων

Εικόνα 1: <http://1epal-dafnis.att.sch.gr/bima/ergask/anatomy/egefalos.htm>

Εικόνα 2: <https://www.neurocenter.gr/angiografia-egkefalou.html>

Εικόνα 4: <https://chemistrytalk.org/brownian-motion/>