



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

με θέμα

**<< Ενισχυτής Χαμηλού Θορύβου για Ασύρματη
Επικοινωνία στο Ανθρώπινο Σώμα >>**

της φοιτήτριας

Κρανά Μυρτούς

Επιβλέπων Καθηγητής: Πλέσσας Φώτιος

Δεύτερο Μέλος Επιτροπής: Σταμούλης Γεώργιος

Βόλος, Ιούλιος 2016

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Στη παρούσα διπλωματική εργασία εκπονείται η σχεδίαση ενός Ενισχυτή Χαμηλού Θορύβου(Low Noise Amplifier, LNA) για Ασύρματη Επικοινωνία στο Ανθρώπινο Σώμα (Human Body Communication, HBC). Η HBC είναι μία βιοϊατρική εφαρμογή και στηρίζεται στη συλλογή φυσικών δεδομένων (καρδιακή πίεση, παλμοί, γλυκόζη, κ.ά) του οργανισμού μέσω του σώματος.

Η σχεδίαση πραγματοποιήθηκε με το λογισμικό ADS (Advance Design System). Η μεθοδολογία που εφαρμόστηκε για τη σχεδίαση του LNA είναι απλή, μεθοδική και στηρίζεται σε τεχνικές απαλοιφής θορύβου, στην αντίσταση ανάδρασης καθώς και σε προτεινόμενες δομές για ενισχυτές χαμηλού θορύβου. Η επιλογή της κατάλληλης τοπολογίας για το κύκλωμα έγινε με βάση τα χαρακτηριστικά της HBC. Το επιθυμητό σήμα για αυτήν την εφαρμογή λαμβάνεται σε συχνότητα 200MHz, συχνότητα στην οποία λειτουργεί και ο LNA της παρούσας διπλωματικής.

Η σχεδίαση συνοδεύεται από αναλυτική περιγραφή όλων των σταδίων που ακολουθήθηκαν για τη σχεδίαση του LNA καθώς γίνεται αναφορά και στον σκοπό του κάθε σταδίου. Τέλος, παρουσιάζονται οι γραφικές παραστάσεις όλων των παραμέτρων που αφορούν τον LNA και από τις οποίες εξάγονται οι πληροφορίες για τη λειτουργία του ενισχυτή.

ABSTRACT

The aim of this thesis is to go through the procedure of designing a Low Noise Amplifier (LNA) for Human Body Communication (HBC) RF Front –end design. HBC is a biomedical application and based on the collection of physical data (pressure ,pulses, glucose, etc.) of the organism through the body.

The design has been performed with the ADS software (Advance Design System). The methodology applied for the design of LNA is simple, methodical and based on noise cancelling techniques, feedback resistor topology as well as on proposed structures for LNA. The suitable topology for the circuit is an option that depends on characteristics of HBC. The desired signal for this application is received at 200MHz, the frequency at which the LNA of this thesis operates.

The design is accompanied by a detailed description of all the stages followed in for the design of LNA, as a reference to the purpose of each stage. Finally, all parameters, which are related to LNA, are presented by graphs, from which the information concerning the operation of LNA has been derived.

Ευχαριστήριο Σημείωμα

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον Επίκουρο Καθηγητή κ. Πλέσσα Φώτιο για τη συνεχή βοήθεια και στήριξη του καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας, τόσο σε θεωρητικό όσο και σε πρακτικό επίπεδο. Ιδιαίτερη αναφορά θα ήθελα να κάνω και στον υποψήφιο διδάκτορα του Τμήματος Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών κ. Ιωάννη Ζωγραφόπουλο ο οποίος με την πολύτιμη βοήθειά του συνέδραμε ουσιαστικά στην ολοκλήρωσή της. Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου για τη στήριξή της όλα αυτά τα χρόνια.

Περιεχόμενα

Εισαγωγή.....	1
---------------	---

Κεφάλαιο 1

1.1 Βιοϊατρική Τεχνολογία

1.1.1 Γενικά.....	3
-------------------	---

1.1.2 Βιοϊατρική Μηχανική.....	4
--------------------------------	---

1.1.3 Βιολογική Μηχανική.....	5
-------------------------------	---

1.1.4 Εφαρμογές της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας στον τομέα της Υγείας.....	6
--	---

1.2 Ασύρματη Επικοινωνία στο Ανθρώπινο Σώμα

1.2.1 Τι είναι και πώς λειτουργεί.....	8
--	---

1.2.2 Πλεονεκτήματα HBC έναντι της συμβατικής χρήσης Ραδιοσυχνότητας.....	10
---	----

1.2.3 Εφαρμογές και Προκλήσεις της Ασύρματης Επικοινωνίας στο Ανθρώπινο Σώμα.....	11
---	----

Κεφάλαιο 2

2.1 Ολοκληρωμένα Κυκλώματα

2.1.1 Γενικά.....	14
-------------------	----

2.1.2 Φιλοσοφία Σχεδίασης Ολοκληρωμένων Κυκλωμάτων.....	15
---	----

2.2 Θόρυβος

2.2.1 Τι είναι ο θόρυβος στα κυκλώματα.....	16
---	----

2.2.2 Ηλεκτρικός Θόρυβος.....	16
-------------------------------	----

2.2.3 Σχήμα Θορύβου (Noise Figure, NF).....	18
---	----

2.3 Ενισχυτής Χαμηλού Θορύβου (Low Noise Amplifier, LNA)	
2.3.1 Γενικά.....	21
2.3.2 Τεχνικές Σχεδιασμού LNA.....	21
2.3.3 Τοπολογίες Κυκλωμάτων για LNA.....	22
2.3.4 Απαιτήσεις για τον σωστό σχεδιασμό LNA.....	24
2.3.5 LNA για Ασύρματη Επικοινωνία στο Ανθρώπινο Σώμα.....	25

Κεφάλαιο 3

3.1 Σχετικά με το ADS.....	27
3.2 Σχεδίαση LNA	
3.2.1 Γενικά Στοιχεία και Μεθοδολογία.....	28
3.2.2 Σχεδιασμός 1 ^{ου} Σταδίου.....	29
3.2.2.1 DC Ανάλυση 1 ^{ου} Σταδίου Σχεδίασης.....	31
3.2.2.2 Αποτελέσματα 1 ^{ου} Σταδίου Σχεδίασης.....	32
3.2.3 Σχεδιασμός 2 ^{ου} Σταδίου.....	32
3.2.3.1 Σχεδιασμός 1 ^{ου} Μέρους – 2 ^{ου} Σταδίου.....	33
3.2.3.1.1 DC Ανάλυση 1 ^{ου} Μέρους – 2 ^{ου} Σταδίου Σχεδίασης.....	33
3.2.3.1.2 Αποτελέσματα 1 ^{ου} Μέρους – 2 ^{ου} Σταδίου Σχεδίασης.....	35
3.2.3.2 Σχεδιασμός 2 ^{ου} Μέρους – 2 ^{ου} Σταδίου.....	36
3.2.3.2.1 DC Ανάλυση 2 ^{ου} Μέρους – 2 ^{ου} Σταδίου Σχεδίασης.....	37
3.2.3.2.2 Αποτελέσματα 2 ^{ου} Σταδίου Σχεδίασης – Συνολικά.....	39
3.2.4 Σχεδιασμός 3 ^{ου} Σταδίου.....	40
3.2.4.1 DC Ανάλυση 3 ^{ου} Σταδίου Σχεδίασης – Συνολικά.....	41
3.2.4.2 Αποτελέσματα 1 ^{ου} Σταδίου Σχεδίασης- Συνολικά.....	43

Κεφάλαιο 4

4.1 Ανάλυση του Κυκλώματος με Component S – Parameters.....	44
4.2 Αποτελέσματα.....	46

Κεφάλαιο 5

5.1 Συμπεράσματα.....49

Βιβλιογραφικές Αναφορές.....51

Περιεχόμενα Εικόνων

Εικόνα 1- Ασύρματη Επικοινωνία στο Ανθρώπινο Σώμα.....	9
Εικόνα 2- Διάκριση σήματος θορύβου	18
Εικόνα 3- Βασικές Τοπολογίες για LNA.....	23
Εικόνα 4- Βασική Αρχή Της Απαλοιφής Θορύβου	26
Εικόνα 5- Δομή για Απαλοιφή Θορύβου	28
Εικόνα 6- Προτεινόμενη Δομή LNA.....	29
Εικόνα 7 (a)- 1 ^ο Στάδιο Σχεδιασμού.....	30
Εικόνα 7 (b) - DC ανάλυση 1 ^{ου} σταδίου.....	31
Εικόνα 7 (c)- Αποτελέσματα 1 ^{ου} Σταδίου.....	32
Εικόνα 8 (a)- 1 ^ο Μέρος / 2 ^ο Στάδιο Σχεδιασμού.....	33
Εικόνα 8 (b)- DC ανάλυση 1 ^{ου} μέρους / 2 ^{ου} Σταδίου.....	34
Εικόνα 8 (c)- Αποτελέσματα 1 ^{ου} μέρους / 2 ^{ου} Σταδίου.....	35
Εικόνα 9 (a)- 2 ^ο Μέρος / 2 ^ο Στάδιο Σχεδιασμού.....	37
Εικόνα 9 (b)- DCανάλυση 2 ^{ου} μέρους / 2 ^{ου} Σταδίου.....	38
Εικόνα 9 (c)- Αποτελέσματα 2 ^{ου} Σταδίου.....	39
Εικόνα 10 (a)- 3 ^ο Στάδιο Σχεδιασμού.....	41
Εικόνα 10 (b) - DC ανάλυση 3 ^{ου} Σταδίου – Συνολικά.....	42
Εικόνα 10 (c)- Αποτελέσματα 3 ^{ου} Σταδίου – Συνολικά.....	43
Εικόνα 11- Ανάλυση Κυκλώματος σε S-Parameters.....	45
Εικόνα 12- Ανάλυση Κυκλώματος σε S-Parameters- Έλεγχος dc.....	45
Εικόνα 13- S_{21} και S_{12} παράμετροι.....	46
Εικόνα 14- S_{11} και S_{22} παράμετροι.....	47
Εικόνα 15-Noise Figure.....	48

Περιεχόμενα Πινάκων

Πίνακας 1 - Εφαρμογές της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας6,7,8

Εισαγωγή

Είναι γνωστό πως ο τομέας των εφαρμογών της πληροφορικής στον χώρο της βιοϊατρικής και των υπηρεσιών υγείας αποτελεί σήμερα, σε όλες τις αναπτυγμένες χώρες, μία από τις σημαντικότερες περιοχές ανάπτυξης. Όσο η τεχνολογία αναπτύσσεται και εξελίσσεται, τόσο η ιατρική στηρίζεται σε αυτή και επιζητά εξειδικευμένες εφαρμογές.

Στην σχέση που δημιουργείται μεταξύ αυτών των δύο επιστημών κεντρική θέση κατέχει η υγεία. Σύμφωνα με τον ορισμό που διατυπώθηκε στην ιδρυτική διακήρυξη του Παγκόσμιου Οργανισμού Υγείας (1946) « υγεία είναι η κατάσταση πλήρους σωματικής, νοητικής και κοινωνικής ευεξίας και όχι απλώς η απουσία νόσου ή αναπηρίας ». Για την επίτευξη της ιδανικής κατάστασης που περιγράφεται από τον παραπάνω ορισμό, έχουν μελετηθεί πολλές ιδέες και έχουν γίνει αρκετές προσπάθειες πραγματοποίησής τους, άλλες επιτυχώς και άλλες όχι, δημιουργώντας ταυτόχρονα έννοιες, κλάδους και τομείς με ιδιαίτερα επιστημονικό ενδιαφέρον.

Στο πλαίσιο αυτό αποφασίστηκε το θέμα της διπλωματικής εργασίας να είναι η σχεδίαση ενός ενισχυτή χαμηλού θορύβου για ασύρματη επικοινωνία στο ανθρώπινο σώμα. Η ασύρματη επικοινωνία στο ανθρώπινο σώμα αποτελεί βιοϊατρική εφαρμογή και σχετίζεται με τη συλλογή φυσικών δεδομένων (καρδιακή πίεση, παλμοί, γλυκόζη, κ.ά) μέσω του σώματος.

Στο κεφάλαιο 1 γίνεται αναφορά των όρων που σχετίζονται με την βιοϊατρική τεχνολογία και γίνεται επεξήγηση αυτών, επειδή το κύκλωμα που έχει σχεδιαστεί είναι ιδανικό για βιοϊατρικές εφαρμογές και συνεπώς αναγκαίο να αναλυθούν. Σε αυτό το κεφάλαιο γίνεται επίσης αναλυτική αναφορά και στην ασύρματη επικοινωνία στο ανθρώπινο σώμα.

Στο κεφάλαιο 2 γίνεται αναφορά στα ολοκληρωμένα κυκλώματα που χρησιμοποιούνται στις σημερινές συσκευές και στη φιλοσοφία σχεδίασής τους. Γίνεται επεξήγηση του θορύβου και των ειδών του, που αποτελεί βασική παράμετρο για ένα κύκλωμα και παρουσιάζονται τεχνικές για τη σχεδίαση ενός ενισχυτή χαμηλού θορύβου.

Στο κεφάλαιο 3 περιγράφονται εκτενέστατα όλα τα στάδια σχεδιασμού του ενισχυτή χαμηλού θορύβου σε transient ανάλυση και σημειώνονται τα αποτελέσματα των ενδιάμεσων σταδίων.

Στο κεφάλαιο 4 γίνεται ανάλυση του κυκλώματος σε s-parameters ανάλυση και με βάση τις παραμέτρους εξάγονται τα αποτελέσματα του ενισχυτή τα οποία ορίζουν και τη καταλληλότητα του ενισχυτή χαμηλού θορύβου για την συγκεκριμένη εφαρμογή.

Τέλος, στο κεφάλαιο 5 παρουσιάζονται τα συμπεράσματα της προσομοίωσης του κυκλώματος.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

1.1 Βιοϊατρική Τεχνολογία

1.1.1 Γενικά

Μία από αυτές τις έννοιες που περικλείει και συνδέει τη τεχνολογία με την ιατρική και τη βιολογία είναι η βιοϊατρική τεχνολογία ή βιοτεχνολογία. Με τον όρο βιοϊατρική τεχνολογία νοείται η επιστήμη η οποία εφαρμόζει αρχές και μεθόδους της επιστήμης της βιολογίας συνδυάζοντας αρχές και μεθόδους της τεχνολογίας, της μηχανικής και των βασικών θετικών επιστημών (φυσικής, χημείας, μαθηματικών) προκειμένου να κατανοηθούν και να επιλυθούν διάφορα προβλήματα που σχετίζονται με βιολογικά συστήματα και θέματα ιατρικής (Καρπούζου & Αποστολίδης, 2013). Η ανάπτυξη αποδοτικών τεχνολογιών που έχουν σαν κινητήρια δύναμη τη βιολογία αποσκοπούν στη διάγνωση, την πρόληψη και τη θεραπεία ασθενειών. Περιλαμβάνουν ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών και συμβάλλουν καταλυτικά στον τομέα της βιομηχανίας και στην παροχή υγειονομικής φροντίδας. Επιπλέον, νέες διαδικασίες αναπτύσσονται για την αντιμετώπιση προβλημάτων που εμφανίζονται στο περιβάλλον, στα οικοσυστήματα και στους έμβιους οργανισμούς.

Στο πλαίσιο της επιστήμης αυτής περιλαμβάνεται ο τρόπος σκέψης και η προσέγγιση από τη πλευρά του μηχανικού. Ο μηχανικός επιλύει προβλήματα με τη δημιουργία μοντέλων και αναπτύσσει αποτελεσματικές μεθόδους, εφαρμογές και διαδικασίες, πάντα με τη σχέση «ό,τι πιο αποτελεσματικό στο δυνατό χαμηλότερο κόστος» και στη βάση ότι η επίλυση των προβλημάτων να γίνεται με τέτοιο τρόπο έτσι ώστε να ικανοποιείται και η βιοϊατρική και η τεχνολογία.

Όπως ήδη έχει αναφερθεί, η βιοϊατρική τεχνολογία είναι επιστήμη και χρησιμοποιεί τη μηχανική για να μελετήσει διάφορα αντικείμενα και προβλήματα. Η σχέση της αυτή με τη μηχανική διακρίνει τους μηχανικούς ανάλογα με το αντικείμενο που εξετάζουν σε βιοϊατρικούς και σε βιολογικούς μηχανικούς.

Σε κάποιες δημοσιεύσεις οι όροι της βιοϊατρικής μηχανικής και της βιολογικής μηχανικής θεωρούνται ταυτόσημοι. Αυτό συμβαίνει γιατί συχνά οι δύο κλάδοι αλληλοκαλύπτονται, αλλά σε καμία περίπτωση κανένας από τους δύο κλάδους δεν εμπεριέχει πλήρως τον άλλον.

Στη συνέχεια γίνεται μία πλήρης ανάλυση των παραπάνω δύο εννοιών καθώς και των επιμέρους κλάδων αυτών.

1.1.2 Βιοϊατρική Μηχανική

Η βιοϊατρική μηχανική επικεντρώνεται στην ιατρική και στον Άνθρωπο, συνδυάζοντας τεχνικές μηχανικής και αναλύσεις με βιοϊατρικές γνώσεις και κλινική εφαρμογή. Σκοπός της είναι η βελτίωση της ποιότητας της ζωής και η αντιμετώπιση προβλημάτων υγείας, χωρίς να εξετάζει και να μελετά τις αιτίες που τα προκαλούν (Hatze, 1974). Τα γνωστικά αντικείμενά της διακρίνονται σε :

- Εμβιομηχανική: είναι η εφαρμογή των γνώσεων του μηχανικού προκειμένου να προσομοιωθούν βασικά βιολογικά συστήματα. Κύριο αντικείμενο μελέτης της είναι το ανθρώπινο σώμα, τα μέλη, τα όργανα και η λειτουργία τους καθώς επίσης και δυνάμεις που ασκούνται κατά τη κίνηση του ανθρώπινου σώματος (περπάτημα, τρέξιμο). Η εμβιομηχανική αξιοποιείται κατά κύριο λόγο από τη χειρουργική η οποία εφαρμόζει μηχανισμούς στο ανθρώπινο σώμα για τη καλύτερη λειτουργία κάποιου οργάνου (Hall, 2005).

- Ιατρική Μηχανική: είναι η εφαρμογή τεχνικών μηχανικής για τη σχεδίαση και την ανάπτυξη νέων διαγνωστικών και θεραπευτικών τεχνικών, μηχανημάτων και συσκευών τα οποία βρίσκουν εφαρμογή στα πεδία της βιοϊατρικής και των βιοϋλικών και έχουν σκοπό τη πρόληψη, τη διάγνωση, τη θεραπεία και τη παρακολούθηση αρκετών ασθενειών και παθήσεων (Hall, 2005).

- Κλινική Μηχανική: είναι η ανάπτυξη νέων τεχνικών, η διαχείριση και η βελτίωση των ήδη υπάρχουσών τεχνικών που εφαρμόζονται με σκοπό την παροχή καλύτερων υπηρεσιών υγείας σε νοσοκομεία, κλινικές και κέντρα υγείας. Η Κλινική Μηχανική καλύπτει τις ανάγκες των εργαστηρίων προκειμένου τα αποτελέσματα να έχουν μεγαλύτερη ακρίβεια και να είναι διαθέσιμα γρήγορα στους ασθενείς (AAMI, 1993).

- Τεχνολογία Αποκατάστασης: είναι η χρήση της τεχνολογίας η οποία επιτρέπει τη βελτίωση των συνθηκών ζωής των ατόμων με ειδικές αναπηρίες, η οποία περιλαμβάνει την αντικειμενική αξιολόγηση του ατόμου και την

πραγματική εκτίμηση του θεραπευτικού αποτελέσματος. Συμβάλλει σημαντικά στην απόκτηση αυτονομίας του ατόμου με ειδικές αναπηρίες (Μακρή & Μάρκου, 2015). Ακόμα, η τεχνολογία αποκατάστασης έχει στρέψει το ερευνητικό της ενδιαφέρον και στην ανάπτυξη των τεχνικών οργάνων.

1.1.3 Βιολογική Μηχανική

Η βιολογική μηχανική τοποθετεί στο κέντρο της ερευνητικής της μελέτης τη βιολογία και γενικότερα τα βιολογικά συστήματα εστιάζοντας κυρίως στον άνθρωπο σε βιολογικό επίπεδο. Σκοπός της είναι η αποκρυπτογράφηση των συστημάτων του ανθρώπου που θα βοηθήσουν στην ερμηνεία πολλών ασθενειών, που δημιουργούνται από τον ίδιο τον οργανισμό, την εύρεση θεραπειών για κάθε μία από αυτές και την απόκτηση νέα γνώσης για τον οργανισμό του ανθρώπου (Langer & Vacanti, 1993).

Η βιολογική μηχανική, όπως και η βιοϊατρική μηχανική, χρησιμοποιεί τις γνώσεις, τις τεχνικές και τις μεθόδους του μηχανικού για να ερευνήσει τα διάφορα βιολογικά συστήματα. Διαχωρίζεται σε τομείς με βάση την οπτική γωνία από την οποία γίνεται η ανάλυση των βιολογικών συστημάτων και διακρίνονται σε:

- **Βιοπληροφορική:** ο κλάδος στον οποίον εφαρμόζονται γνώσεις της πληροφορικής, της επιστήμης των υπολογιστών και της μηχανικής με γνώσεις της μοριακής βιολογίας. Στη βιοπληροφορική, τα βιολογικά δεδομένα (DNA, RNA, πρωτεΐνες) θεωρούνται ως ψηφιακή πληροφορία στην οποία εφαρμόζονται αλγόριθμοι για την εξαγωγή συμπερασμάτων χρήσιμων για το ανθρώπινο είδος. Εκτός των άλλων, χρησιμοποιούνται βάσεις δεδομένων για την αποθήκευση πληροφοριών, τεχνολογίες δικτύων, τεχνητή νοημοσύνη, εξόρυξη δεδομένων, επεξεργασία εικόνας, μοντελοποίηση, προσομοίωση και ανάλυση κυκλωμάτων για την επίλυση βιολογικών προβλημάτων (Κοσσίδα, 2008).
- **Συστημική Βιολογία:** ο κλάδος στον οποίον ερμηνεύονται οι αιτίες για διάφορα βιολογικά συμβάντα μέσα από τα αποτελέσματα που εξάγονται από την μελέτη τους. Γίνεται χρήση υψηλών μαθηματικών γνώσεων για την κατανόηση των δομών και των λειτουργιών των βιολογικών συστημάτων. Η

συστημική βιολογία έχει αναπτυχθεί τα τελευταία χρόνια, παρόλα αυτά η εξέλιξή της γίνεται με γρήγορους ρυθμούς (Mesarovic, 1968).

- Βιολογικές Μετρήσεις: περιλαμβάνει όλα τα όργανα και τις συσκευές που χρησιμοποιούνται για τη καταγραφή και τη μέτρηση των βιολογικών σημάτων κατά τη διεξαγωγή πειραμάτων και ερευνών (Mesarovic, 1968).

1.1.4 Εφαρμογές της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας στον τομέα της Υγείας

Κάθε ένας από τους τομείς που αναφέρθηκαν παραπάνω βρίσκει σημαντικές εφαρμογές στον τομέα της υγείας, άλλες φορές με μεθόδους και τεχνικές και άλλες φορές με συσκευές και μηχανήματα. Οι πιο πολλές εφαρμογές έχουν δράσει καταλυτικά στην υγεία και στην ζωή των ατόμων που πάσχουν από κάποιες ασθένειες ή παθήσεις, συνήθως βελτιώνοντας την ζωή τους αλλά και προλαμβάνοντας ή διαγιγνώσκοντας καταστάσεις οι οποίες θα μπορούσαν να αποβούν μοιραίες γι αυτούς.

Στον πίνακα 1 αναφέρονται εφαρμογές με βάση τη χρησιμότητά τους, δηλαδή αν χρησιμοποιούνται για διάγνωση, για εργαστηριακές αναλύσεις, αν αποτελούν συσκευές ή τεχνητά όργανα καθώς επίσης και εφαρμογές που σχετίζονται με την αποκατάσταση ατόμων με ειδικές ανάγκες.

Πίνακας 1 - Εφαρμογές της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας

Διαγνωστική Απεικόνιση	Εξοπλισμός Κλινικού Εργαστηρίου	Συσκευές Παρακολούθησης & Φυσιολογίας	Θεραπευτικές Συσκευές	Τεχνητά Όργανα & Προσθετικές Συσκευές	Αποκατάσταση & Βοηθήματα για Άτομα με Ειδικές Ανάγκες
Υπολογιστική Ακτινογραφία	Αυτόματοι Διαφορικοί Μετρητές	Συσκευές Νευρολογίας	Εξοπλισμός Ανάνηψης & Αναισθησίας	Βηματοδότης	Συσκευές Αυτόματης Αναγνώρισης Χαρακτήρων και Μεταφοράς Γραφικών Πληροφοριών
Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός (N.M.R)	N.M.R για <<in vitro>>ή<<in vivo>>Βιολογικά Συστήματα	Συσκευές Πνευμονικής Παθολογίας	Εξοπλισμός Ακτινοθεραπείας	Ενδοαρτηρια-κή Αντλία	Τεχνικές Αποκατάστασης στην Παιδική Ηλικία
Τεχνικές Υπερήχων	Εφαρμογές Βιοτεχνολογίας σε Ειδικές Διαγνωστικές Τεχνικές	Συσκευές Παρακολούθησης	Τεχνικές Ακτινοβόλησης	Τεχνητή Καρδιά	Αυτόνομη Κίνηση
Πυρηνική Ιατρική	Τεχνικές Αερίου Χρωματογραφίας	Συσκευές Φορητές Πρώτων Βοηθειών	Λιθοτριψία	Ορθοπεδικές Προθέσεις	Εφαρμογές Τεχνικών Αναγνώρισης Φωνής

					Φωνητική Σύνθεση – και Γραφής Braille
Ψηφιακή Ακτινογραφία	Τεχνικές Υγρής Χρωματογραφίας Υψηλών Πιέσεων	Ολική Ασφάλεια λόγω Συνεχούς Επαφής με τον Ασθενή για την Ανίχνευση Σημάτων	Χειρουργεία με Laser υποστηριζόμενο από Ηλεκτρονικό Υπολογιστή	Συστήματα Αποτοξίνωσης	Αυτόματα Συστήματα Ανάγνωσης
Βιομαγνητισμός	Φασματοσκοπία Υπέρυθρου με Μετασχηματισμό Fourier	Ικανότητα Επεξεργασίας Σήματος σε Πραγματικό Χρόνο	Συnergατικές Τεχνικές Ακτινοθεραπείας	Θέματα Νεφρικής Λειτουργίας () (Αιμοδιάλυση)	
Ενδοσκοπηση	Ελάττωση Χρήσης Τεχνικών Ακτινοανοσο- αντιδράσεων και Ελαχιστοποίηση Χρήσης Ραδιοϊσοτόπων	Τηλεμετάδοση Πληροφορίας	Μη Επεμβατικές Λαπαροσκοπικές Τεχνικές	Βιοσυμβατά Υλικά	
Τομογραφία Εκπομπής Ποζιτρονίων (P.E.T)	Γονδιακές Αναλύσεις	Υπολογιστική Ανάλυση Δεδομένων	Ρομποτική Χειρουργική	Συστήματα (Ανιχνευτές, Λογισμικό) για Ανάλυση Πραγματικού Χρόνου & Παρακολούθηση Φυσιολογικών Παραμέτρων του Ασθενή για Έλεγχο Αιμοδιάλυσης	
Τηλεϊατρική	Ανάπτυξη Λογισμικού για διαγνωστικό screening			Τεχνικές Τηλεπαρακολούθη- σης για αιμοδιάλυση κατ’ οίκον	
Αντικατάσταση Συμβατικής Τεχνολογίας με Ψηφιακά Συστήματα	Ανάπτυξη Ολοκληρωμέ- νων Υπολογιστι- κών Ρομποτικών Συστημάτων				
Τεχνικές Φασματοσκοπίας <<in vitro>>για Ανάπτυξη Τεχνικών Υφής σε M.R.I Εικόνες για Χαρακτηρισμό Ιστών	Αυτόματη Προετοιμασία Δειγμάτων				
Τεχνικές Επεξεργασίας Εικόνων σε Συνεργασία με Συστήματα Αρχειοθέτησης Εικόνας και Επικοινωνίας (PACS, IMACS, Πρότυπο DICOM)	Διαχείριση Εργαστηρίων				
Έμφαση σε τεχνικές Συμπύεσης και Υψηλής Ταχύτητας σε Τηλεπικοινωνιακά Συστήματα	Αποθήκευση Αποτελεσμά-των				
	Έλεγχος Ποιότητας				
	Υπολογισμός				

	Δεικτών				
	Clinical Decision Support System για Διαγνωστική Ανάλυση				

Αρκετές από τις παραπάνω συσκευές κάνουν χρήση αισθητήρων και ανήκουν σε μία ευρύτερη κατηγορία συσκευών που λειτουργούν με βάση την ασύρματη επικοινωνία στο ανθρώπινο σώμα (Human Body Communication – HBC). Η συγκεκριμένη κατηγορία συσκευών έχει σημαντικό ενδιαφέρον λόγω της ιδιαίτερης λειτουργίας της και των κυκλωμάτων που περιέχει, κάποιο από τα οποία θα σχεδιαστεί και θα παρουσιασθεί στη συνέχεια.

Ολοκληρώνοντας, όλες οι εφαρμογές της βιοϊατρικής τεχνολογίας επηρεάζουν τον άνθρωπο άμεσα ή έμμεσα και βελτιώνουν τις συνθήκες ζωής του, παρέχοντας αυξημένη λειτουργικότητα και αξιοπιστία επιβεβαιώνοντας πως η κινητήρια δύναμη πίσω από την εξέλιξη της ιατρικής είναι η τεχνολογία.

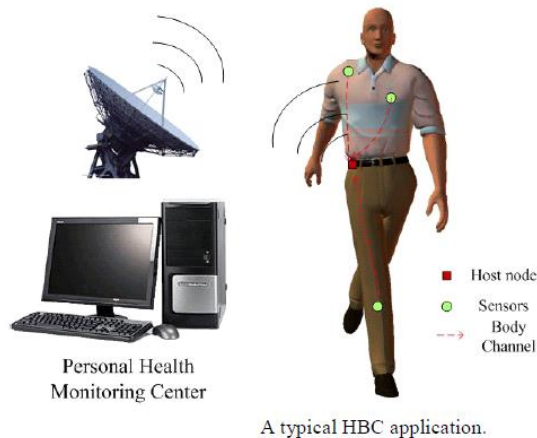
1.2 Ασύρματη Επικοινωνία στο Ανθρώπινο Σώμα

1.2.1 Τι είναι και πως λειτουργεί

Τα τελευταία χρόνια στις περισσότερες ηλεκτρονικές συσκευές παρατηρείται συχνή χρήση αισθητήρων, χαμηλής ισχύος ολοκληρωμένα κυκλώματα καθώς και ασύρματη επικοινωνία. Έτσι δημιουργείται μία νέα γενιά, αυτή των ασύρματων δικτύων αισθητήρων που χρησιμοποιούνται τόσο σε συσκευές στην υγεία όσο και για διάφορους άλλους σκοπούς.

Η ιδέα των ασύρματων δικτύων αισθητήρων ήταν η βάση για να αναπτυχθεί μία εφαρμογή που σχετίζεται με το ανθρώπινο σώμα και χρησιμοποιείται στον τομέα της υγείας, η ασύρματη επικοινωνία στο ανθρώπινο σώμα (HBC). Η HBC είναι ένας διεπιστημονικός τομέας που θα μπορούσε να επιτρέψει φθηνή και συνεχή παρακολούθηση της υγείας σε πραγματικό χρόνο με ταυτόχρονη ενημέρωση των ιατρικών αρχείων μέσω του διαδικτύου. Η λειτουργία της βασίζεται στο ανθρώπινο σώμα το οποίο χρησιμοποιείται σαν μέσο μεταφοράς. Σ' αυτό προσκολλώνται διάφοροι αισθητήρες προκειμένου να γίνει συλλογή φυσικών δεδομένων (καρδιακή

πίεση, παλμοί, γλυκόζη) που επικοινωνούν μεταξύ τους με τη βοήθεια του HBC (Yang, 2006).



Εικόνα 1- Ασύρματη Επικοινωνία στο Ανθρώπινο Σώμα

(Πηγή: A Low Amplifier for Human Body Communication RF Front- end Design)

Συγκεκριμένα, ευφυείς αισθητήρες τοποθετούνται, στην περιοχή του ανθρώπινου σώματος που χρήζει ιατρικής παρακολούθησης, είτε πάνω στο δέρμα είτε μέσα από το δέρμα σαν εμφυτεύματα (εικόνα 1– sensors). Εκτός των αισθητήρων απαραίτητη είναι και η χρήση φορητής συσκευής η οποία θα πρέπει να φορεθεί (εικόνα 1 – host node) από το άτομο στο οποίο πραγματοποιείται η διαδικασία αυτή. Οι αισθητήρες συλλέγουν φυσιολογικές αλλαγές από το ανθρώπινο σώμα και στέλνουν το σήμα που λαμβάνουν στη φορητή συσκευή μέσω του ίδιου του σώματος το οποίο δημιουργεί ένα κανάλι επικοινωνίας (εικόνα 1 – body channel) μεταξύ αισθητήρων και συσκευής (Yoo & vanHoof, 2011).

Η συσκευή συλλέγει τα σήματα που λαμβάνει από τους αισθητήρες και στέλνει το καθαρό σήμα, σε πραγματικό χρόνο, ασύρματα σε κάποιο υπολογιστικό σύστημα (εικόνα 1 – personal health monitoring center). Από το υπολογιστικό σύστημα, το οποίο μπορεί να βρίσκεται απομακρυσμένα, γίνεται η μελέτη του σήματος πιθανόν από ιατρούς ή από εξειδικευμένους επιστήμονες. Σε περίπτωση έκτακτης ανάγκης, οι γιατροί ενημερώνουν άμεσα τον ασθενή μέσω του συστήματος του υπολογιστή στέλνοντας τα κατάλληλα μηνύματα ή ειδοποιήσεις.

Με την έννοια καθαρό σήμα, νοείται το σήμα που λαμβάνεται από το σώμα, απαλλαγμένο από θόρυβο και ενισχυμένο. Η διαδικασία η οποία ακολουθείται από τη

συσκευή, και συγκεκριμένα τα ολοκληρωμένα κυκλώματα που περιέχει, για να παραχθεί το καθαρό σήμα είναι αυτό που θα μελετηθεί στη συνέχεια.

1.2.2 Πλεονεκτήματα HBC έναντι της συμβατικής χρήσης Ραδιοσυχνότητας

Εύλογη θα είναι η απορία σχετικά με το τι διαφορετικό παρέχει η ασύρματη επικοινωνία στο ανθρώπινο σώμα σε σχέση με τη χρήση ραδιοσυχνότητας. Η HBC, όπως αναφέρθηκε παραπάνω, χρησιμοποιεί το ανθρώπινο σώμα σα μέσο μεταφοράς και βασίζεται στη σύζευξη κοντινού πεδίου (near – field coupling), δηλαδή χρησιμοποιεί περιοχές του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου που δημιουργείται γύρω από τη συσκευή, οι οποίες δεν εκπέμπουν ακτινοβολία και κυριαρχούν κοντά σε αυτή, που στη συγκεκριμένη περίπτωση είναι το ανθρώπινο σώμα. Έτσι, το μεγαλύτερο μέρος του σήματος που εκπέμπεται από τον πομπό περιορίζεται στην σωματική περιοχή χωρίς να γίνεται παρέμβαση από εξωτερικές συσκευές ραδιοσυχνότητας. Ο σκοπός της σύζευξης κοντινού πεδίου σχετίζεται με την χαμηλότερη απόσβεση καθώς το ανθρώπινο σώμα έχει χαμηλότερη απόσβεση από τον αέρα και άρα χαμηλότερη μεταφορά ενέργειας. (Cho & Yoo, 2007)

Ιδιαίτερος λόγος έχει γίνει για τη σύνδεση της φορητής συσκευής με τους αισθητήρες. Υπάρχουν αρκετές παραδοσιακές ασύρματες τεχνολογίες οι οποίες θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για την εφαρμογή όπως το Bluetooth ή το Zigbee. Ωστόσο, το Bluetooth και το Zigbee έχουν εμβέλεια επικοινωνίας για μακρινές αποστάσεις το οποίο εύκολα μπορεί να προκαλέσει επικάλυψη των σημάτων που λαμβάνονται από τους αισθητήρες. Κάτι τέτοιο θα μείωνε την απόδοση δραματικά ενώ ταυτόχρονα θα γινόταν υψηλή κατανάλωση ισχύος από το Bluetooth ή χαμηλός ρυθμός μετάδοσης δεδομένων από το Zigbee (Guan & Nie & Wang & Leng & Wang, 2011).

Το ίδιο ακριβώς με το Zigbee θα συνέβαινε αν χρησιμοποιούνταν ραδιοσυχνότητα για την επικοινωνία της συσκευής με τους αισθητήρες κάτι το οποίο θα δυσκόλευε την δημιουργία δικτύων αισθητήρων. Ακόμα, θα ήταν καλό να επισημανθεί πως η εφαρμογή της HBC είναι απόλυτα ασφαλής παρόλο που χρησιμοποιεί το ανθρώπινο σώμα σα μέσο μεταφοράς των δεδομένων. Δεν υπάρχει ακτινοβολία καθ' όλη τη μεταφορά του σήματος από τους αισθητήρες στη συσκευή. Όσο αναφορά τη φορητή συσκευή, λόγω της ασύρματης σύνδεσης της συσκευής με

το υπολογιστικό σύστημα υπάρχει ακτινοβολία, στα πλαίσια βέβαια της ακτινοβολίας που εκπέμπουν καθημερινές συσκευές χρήσης όπως κινητά τηλέφωνα και υπολογιστές.

Στην εφαρμογή της HBC είναι σημαντικό να αναφερθεί πως δε γίνεται χρήση κεραίας, συνεπώς το μέγεθος του πομπού, ουσιαστικά της συσκευής, μπορεί είναι αρκετά μικρό κάτι το οποίο είναι αξιοσημείωτο αφού η συσκευή θα πρέπει να είναι φορεμένη από το άτομο στο οποίο υλοποιείται η HBC (Guan & Nie & Wang & Leng & Wang, 2011).

Όλα τα παραπάνω πλεονεκτήματα παρέχουν μία τεράστια ευελιξία στο σχεδιασμό της HBC. Η χρήση του ανθρώπινου σώματος σαν κανάλι επικοινωνίας, η εύκολη εφαρμογή, η ασύρματη επικοινωνία της συσκευής με το απομακρυσμένο υπολογιστικό σύστημα είναι αυτά που προσδίδουν στην HBC μοναδικότητα.

1.2.3 Εφαρμογές και Προκλήσεις της Ασύρματης Επικοινωνίας στο Ανθρώπινο Σώμα

Όπως ήταν αναμενόμενο η ιδέα της HBC δεν θα μπορούσε να μην γίνει εκμεταλλεύσιμη από τον τομέα της υγείας και της ιατρικής. Με την ανάπτυξη αυτής της εφαρμογής δίνεται η δυνατότητα ανάπτυξης διάφορων εφαρμογών που θα συμβάλουν στη πιο γρήγορη, ακριβή και άμεση εξέταση και παρακολούθηση των ασθενών.

Από τις πιο απλές εφαρμογές, αλλά ταυτόχρονα και από τις πιο σημαντικές για τους ασθενείς που πάσχουν από χρόνιες παθήσεις, όπως ο διαβήτης, το άσθμα και οι καρδιακές προσβολές είναι αυτές που κάνουν συνεχή παρακολούθηση και καταγραφή των ζωτικών παραμέτρων. Μέσω της αποστολής του σήματος που λαμβάνουν οι βιοαισθητήρες από τις περιοχές παρακολούθησης (αίμα, πνεύμονες, καρδιά) μπορεί να ειδοποιηθεί ο ασθενής για ενδεχόμενες αυξήσεις στους παραπάνω δείκτες και να αποφευχθεί η πρόκληση επεισοδίων.

Ακόμα, μία τις ιδιαίτερες εφαρμογές που έχει αναπτυχθεί στον τομέα της υγείας και βασίζεται ως ένα βαθμό στην HBC είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα, μία απλή, γρήγορη και ανώδυνη εξέταση η οποία καταγράφει τη δραστηριότητα των μυών της παλλόμενης καρδιάς μέσω εξειδικευμένων αισθητήρων που τοποθετούνται στα χέρια,

στα πόδια και στο στήθος του ασθενούς, και αποδίδει το σήμα που λαμβάνεται μέσω του ηλεκτροκαρδιογράφου σε ειδικό χαρτί. Με το ηλεκτροκαρδιογράφημα μπορούν να διαπιστωθούν οξείες αλλά και χρόνιες διαταραχές που αφορούν την καρδιά. Στην ίδια αρχή στηρίζονται και άλλες εξετάσεις καρδιάς όπως το Holter ρυθμού και το Τέστ Κοπώσεως.

Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα είναι μία μέθοδος καταγραφής της δραστηριότητας του εγκεφάλου. Αισθητήρες τοποθετούνται κατά μήκος του τριχωτού της κεφαλής οι οποίοι καταγράφουν τα ηλεκτρικά σήματα από τον φλοιό του εγκεφάλου. Το σήμα είτε αποστέλλεται μέσω καλωδίων σε υπολογιστικό σύστημα ή μπορεί να χρησιμοποιηθεί η HBC και το σήμα να αποσταλεί μέσω συσκευής ασύρματα σε υπολογιστικό σύστημα. Αυτό θα μπορούσε να χρησιμεύσει ιδιαίτερα σε ασθενείς που ζούνε σε μεγάλη απόσταση από μεγάλα νοσοκομεία και κλινικές. Χρησιμοποιείται για τη διάγνωση επιληψίας, διαταραχών ύπνου, εγκεφαλοπάθειες, για άτομα που βρίσκονται σε κωματώδη κατάσταση καθώς επίσης για διάγνωση όγκων και εγκεφαλικών επεισοδίων.

Εκτός από εφαρμογές στην υγεία, η HBC βρίσκει εφαρμογές στον αθλητισμό, στο στρατό και σε θέματα προστασίας και ασφάλειας (security).

Όλες οι παραπάνω εφαρμογές που κάποιες χρησιμοποιούν εξ' ολοκλήρου HBC και άλλες βασικά χαρακτηριστικά από αυτή, έρχονται αντιμέτωπες με κάποιες προκλήσεις. Βασική πρόκληση είναι η ασφάλεια. Η μετάδοση του σήματος από έναν ασθενή θα πρέπει να είναι ασφαλής και ακριβής, προκειμένου να αποτραπεί η περίπτωση ανάμειξης με δεδομένα άλλου ασθενούς όπως επίσης να υπάρχει περιορισμένη πρόσβαση στα δεδομένα που αποστέλλονται, ικανοποιώντας πάντα τη διαφύλαξη των προσωπικών δεδομένων και την παροχή ασφαλούς ιατρικής βοήθειας. Ακόμα, τα συστήματα θα πρέπει να είναι επεκτάσιμα και να εξασφαλίζουν αποτελεσματική μετάβαση στα δίκτυα προσφέροντας γρήγορη συνδεσιμότητα.

Οι αισθητήρες που χρησιμοποιούνται στην HBC θα πρέπει να έχουν χαμηλή πολυπλοκότητα, μικρό μέγεθος (κάποιοι από αυτούς ανήκουν στα εμφυτεύματα), ελαφριά σε βάρος, αυξημένη λειτουργικότητα και ευκολία στη χρήση. Για τη συσκευή είναι σημαντικό να αναφερθεί πως είναι απαγορευτικό να αποστέλλεται μεγάλος όγκος δεδομένων και θα πρέπει να γίνει μια προσπάθεια στη διαχείριση αυτών.

Τελευταίο αλλά πολύ βασικό είναι το κόστος. Οι καταναλωτές αναμένουν λύσεις για τα θέματα της υγείας τους με χαμηλό κόστος και υψηλή λειτουργικότητα. Αν οι HBC εφαρμογές βελτιστοποιηθούν οικονομικά τότε θα γίνουν και πιο προσιτές στους καταναλωτές που τις έχουν ανάγκη.

Σε αυτό το σημείο ολοκληρώνεται το κομμάτι που περιλαμβάνει τον σκοπό για τον οποίο, στη συνέχεια θα σχεδιαστεί το κύκλωμα του ενισχυτή χαμηλού θορύβου. Η ασύρματη επικοινωνία στο ανθρώπινο σώμα αποτελεί μεγάλο κεφάλαιο της βιοϊατρικής μηχανικής και γενικότερα της προσπάθειας που γίνεται τα τελευταία χρόνια να εξελιχθεί τεχνολογικά η ιατρική.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

2.1 Ολοκληρωμένα κυκλώματα

2.1.1 Γενικά

Μέχρι της αρχές της δεκαετίας του '60 τα ηλεκτρικά κυκλώματα των διαφόρων συσκευών και εφαρμογών περιείχαν είτε ενεργητικά στοιχεία ημιαγωγών (πηγές, ενισχυτές) είτε παθητικά στοιχεία ημιαγωγών (πυκνωτές). Βασικά χαρακτηριστικά των παραπάνω στοιχείων ήταν ο διακριτός χρόνος και οι αγώγιμες διασυνδέσεις στη πλακέτα κυκλωμάτων. Τα κυκλώματα αυτά που αποτελούνται από διακριτά στοιχεία ονομάζονται κυκλώματα διακριτών (discrete) κυκλωμάτων και αποτελούν τη βάση της Ηλεκτρονικής (Rabaey & Chandrakasan & Nikolic, 2006).

Όμως, η εξέλιξη και ο ανταγωνισμός στην κατασκευή των ηλεκτρονικών συσκευών, επέβαλε τη κατασκευή νέων συσκευών με μικρότερο όγκο και μικρότερες διαστάσεις, πιο οικονομικές, περισσότερο αξιόπιστες και με μεγαλύτερες δυνατότητες. Έτσι, μετά τις αρχές της δεκαετίας του '60 εμφανίζεται μία νέα τεχνολογία, μία πραγματική επανάσταση στον τομέα της Ηλεκτρονικής, αυτή των ολοκληρωμένων κυκλωμάτων που έρχονται να αντικαταστήσουν τα διακριτά κυκλώματα. (Rabaey & Chandrakasan & Nikolic, 2006).

Το ολοκληρωμένο κύκλωμα είναι ένα προηγμένο ηλεκτρικό κύκλωμα το οποίο απαρτίζεται από διάφορα ηλεκτρικά εξαρτήματα όπως τρανζίστορ, αντιστάτες, πυκνωτές και διόδους. Όλα αυτά τα στοιχεία είναι συνδεδεμένα ώστε να σχηματίζουν κύκλωμα, μέσα σε λεπτά στρώματα μικρού τμήματος μονοκρυσταλλικού ημιαγωγού (πυρίτιο (Si)) το οποίο ονομάζεται chip. Το chip έχει πολύ μικρή επιφάνεια (της τάξης των mm²) και πάχος (της τάξης των μm) και τοποθετείται σε μεταλλικό ή πλαστικό στέλεχος, ενώ οι συνδέσεις συγκολλούνται σε εξωτερικούς ακροδέκτες, δημιουργώντας έτσι ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα. Τα ολοκληρωμένα κυκλώματα διαφέρουν από τα διακριτά στο γεγονός ότι τα στοιχεία τους δε μπορούν να διαχωριστούν ή να αντικατασταθούν από το κύκλωμα του εσωτερικού ολοκληρωμένου πακέτου. Η σύνδεση του ολοκληρωμένου κυκλώματος με το υπόλοιπο κύκλωμα γίνεται με τους εξωτερικούς ακροδέκτες (Rabaey & Chandrakasa & Nikolic, 2006).

Τα πλεονεκτήματα των ολοκληρωμένων κυκλωμάτων έναντι των διακριτών είναι:

- Πολύ μικρό μέγεθος
- Χαμηλό κόστος κατασκευής
- Χαμηλή κατανάλωση ισχύος
- Υψηλή αξιοπιστία
- Υψηλή ταχύτητα
- Μείωση καλωδιακών συνδέσεων

2.1.2 Φιλοσοφία Σχεδίασης Ολοκληρωμένων Κυκλωμάτων

Η τεχνολογία κατασκευής ολοκληρωμένων κυκλωμάτων λόγω των ιδιαίτερων χαρακτηριστικών της θέτει κάποιους περιορισμούς στη σχεδίαση των κυκλωμάτων. Επειδή το μέγεθος της επιφάνειας των chip είναι πολύ μικρό υπάρχουν κάποιες σχεδιαστικές απαιτήσεις που πρέπει να λαμβάνονται υπόψη. Συνιστάται η αποφυγή χρήσης μεγάλων τιμών αντιστάσεων γιατί λειτουργούν ως πηγές σταθερού ρεύματος και μεγάλες τιμές πυκνωτών. Μεγάλοι πυκνωτές χρησιμοποιούνται συνήθως ως εξωτερικά στοιχεία σε ένα κύκλωμα και ο αριθμός αυτός περιορίζεται στο ελάχιστο εξαιτίας της αύξησης του κόστους κατασκευής του κυκλώματος.

Στα ολοκληρωμένα κυκλώματα γίνεται κυρίως η χρήση τεχνολογίας CMOS. Η τεχνολογία CMOS η οποία περιλαμβάνει στοιχεία MOSFET δύο πολικότητων- NMOS και PMOS – είναι η πιο διαδεδομένη τεχνολογία για τη κατασκευή ολοκληρωμένων κυκλωμάτων. Αυτό συμβαίνει διότι τα τρανζίστορ MOS έχουν προσαρμόσιμο μέγεθος λόγω του πλάτους (W) και του μήκους (L) τους και προσαρμόζονται με βάση τις ανάγκες του κυκλώματος (Sendra & Smith, 2014).

Ωστόσο, και τα ολοκληρωμένα κυκλώματα διπολικών τρανζίστορ (BJT) χρησιμοποιούνται κυρίως για συγκεκριμένες εφαρμογές στην βιομηχανία επειδή παρέχουν μεγάλα ρεύματα εξόδου. Τέλος, υπάρχει η δυνατότητα συνδυασμού των τεχνολογιών CMOS και BJT με ενδιαφέροντα αποτελέσματα (Sendra & Smith, 2014).

2.2 Θόρυβος

2.2.1 Τι είναι ο θόρυβος στα κυκλώματα

Στα ηλεκτρονικά, ο θόρυβος είναι μία τυχαία διακύμανση σε ένα ηλεκτρικό σήμα, η οποία περιορίζει το ελάχιστο μέγεθος του σήματος που μπορεί να επεξεργαστεί ένα κύκλωμα ή ένα σύστημα. Αποτελεί χαρακτηριστικό όλων των ηλεκτρονικών συστημάτων και ο τρόπος που παράγεται ποικίλλει δεδομένου ότι μπορεί να παραχθεί από πολλές διαφορετικές επιδράσεις (Vasilescu, 2005).

Οι πηγές που παράγουν θόρυβο ταξινομούνται σε δύο μεγάλες κατηγορίες, από τις οποίες η πρώτη περιλαμβάνει τον τεχνητό θόρυβο (artificial ή manmade noise) και η άλλη τον φυσικό θόρυβο. Ο τεχνητός θόρυβος είναι ένα κύμα ηχητικό ή μαγνητικό ή άλλο σήμα το οποίο δημιουργείται από ανθρώπινη πηγή. Μπορεί να προέρχεται από ανεπιθύμητα ηλεκτρικά σήματα που παράγονται από ηλεκτρικές συσκευές, ή από τη σύζευξη σήματος (signal coupling) και από τη σύζευξη υποστρώματος (substrate coupling) όσο αναφορά τα αναλογικά κυκλώματα. Ο φυσικός θόρυβος διακρίνεται στο θόρυβο που έχει ως πηγή του το φυσικό περιβάλλον (ακτινοβολία, ατμόσφαιρα) και τον θόρυβο που παράγεται από τα ηλεκτρονικά κυκλώματα και στοιχεία (Wolf, 1978).

Από όλα τα είδη θορύβου που αναφέρθηκαν, αυτό που παρουσιάζει ενδιαφέρον μελέτης για το κύκλωμα που θα σχεδιαστεί στη συνέχεια, και γενικά στο σχεδιασμό ολοκληρωμένων κυκλωμάτων, είναι ο θόρυβος που προέρχεται από τις μικροδιακυμάνσεις της τάσης και του ρεύματος που δημιουργούνται από τα ίδια τα ηλεκτρονικά κυκλώματα και τα στοιχεία τους. Ο θόρυβος αυτός ονομάζεται Ηλεκτρικός Θόρυβος και θα αναλυθεί εκτενέστερα παρακάτω.

2.2.2 Ηλεκτρικός Θόρυβος

Στα σύγχρονα συστήματα λήψης γίνεται συχνά επεξεργασία πολύ ασθενών σημάτων τα οποία όμως τείνουν να εξασθενήσουν πλήρως εξαιτίας του θορύβου που προστίθεται από τις συνιστώσες (αντιστάσεις, πυκνωτές, πηνία, τρανζίστορ, λυχνίες) των κυκλωμάτων και του συστήματος. Ο θόρυβος αυτός ονομάζεται Ηλεκτρικός Θόρυβος και αποτελεί έναν σημαντικό παράγοντα στα ηλεκτρονικά συστήματα (Vasilescu, 2005).

Ο Ηλεκτρικός Θόρυβος ανάλογα με τη πηγή από τη οποία προέρχεται διακρίνεται σε:

- Θερμικό ή Λευκό Θόρυβο (Thermal or White Noise): αποτελεί θεμελιώδες φυσικό φαινόμενο και προκύπτει από την τυχαία θερμική κίνηση των ελεύθερων ηλεκτρονίων και των οπών μέσα σε ένα ηλεκτρικό αγωγό, η οποία εξαρτάται από την πεπερασμένη θερμοκρασία του αγωγού. Ο θερμικός θόρυβος συμβαίνει ανεξάρτητα από οποιαδήποτε τάση και εμφανίζεται κυρίως στους αντιστάτες και στα τρανζίστορ. Στη πραγματικότητα, το είδος αυτό του θορύβου είναι ανάλογο της θερμοκρασίας T , και όταν η απόλυτη θερμοκρασία προσεγγίζει το μηδέν ο θερμικός θόρυβος προσεγγίζει επίσης το μηδέν. Ονομάζεται, αλλιώς, λευκός επειδή η φασματική πυκνότητα ισχύος (πόσο ισχύς μεταφέρει ένα σήμα σε συγκεκριμένη συχνότητα) είναι σχεδόν ίση καθ' όλη την έκταση της φασματικής συχνότητας (Bennett, 1960).

- Θόρυβο Βολής (Shot Noise): οφείλεται στις τυχαίες διακυμάνσεις του ηλεκτρικού ρεύματος, όταν οι φορείς των φορτίων (ηλεκτρόνια) διασχίζουν το κενό ή συσκευές ημιαγωγών. Επειδή συνδέεται σχεδόν πάντα με τη ροή συνεχούς ρεύματος, εμφανίζεται σε διόδους, MOS και BJT τρανζίστορ. Μέχρι τις πολύ υψηλές συχνότητες η φασματική πυκνότητα ισχύος του θορύβου βολής είναι λευκή και συνεπώς ονομάζεται και αυτός λευκός θόρυβος. Δεν εξαρτάται από τη θερμοκρασία και δε μπορεί να αποφευχθεί στα κυκλώματα (Bennett, 1960).

- Θόρυβο Απόσβεσης ή Ροζ Θόρυβος ή $1 / f$ (Flicker or Pink Noise): προκαλείται επειδή στη διεπαφή μεταξύ SiO_2 και Si υπάρχουν οπές όπου τα ηλεκτρόνια “προσκολλούνται” και “αποκολλούνται” παράγοντας θόρυβο. Το φάσμα του θορύβου κυριαρχεί σε χαμηλές συχνότητες. Έχει “ροζ” φασματική πυκνότητα ισχύος γι αυτό το λόγο καλείται αλλιώς ροζ ή $1 / f$. Υπάρχει σε όλες τις ενεργές ηλεκτρονικές συσκευές, κυρίως στα τρανζίστορ και ειδικά στα MOSFET και σε μερικά διακριτά παθητικά στοιχεία (αντιστάτες άνθρακα) (Bennett, 1960). Στα MOSFET ο θόρυβος εξαρτάται από την τεχνολογία και μειώνεται όσο αυξάνονται οι διαστάσεις του τρανζίστορ .

- Θόρυβο Ριπής (Burst or Popcorn Noise): σχετίζεται με την παρουσία ιοντικών προσμίξεων βαρέων μετάλλων και δημιουργείται από ξαφνικές

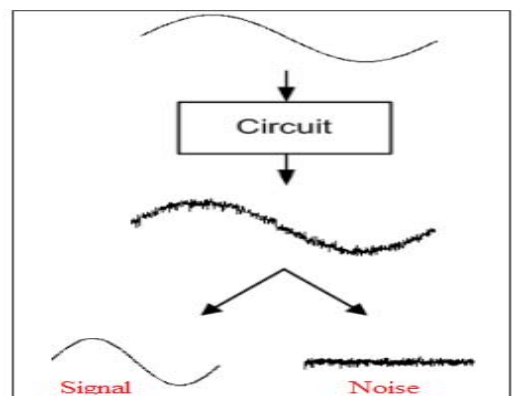
μεταβάσεις δύο ή περισσότερων διακριτών επιπέδων τάσης ή ρεύματος, τόσο μεγάλες όσο μερικά εκατοντάδες microVolts, σε τυχαίες και απρόβλεπτες στιγμές. Κάθε μετατόπιση στη τάση ή στο ρεύμα διαρκεί από μερικά milliSeconds έως seconds και ο ήχος της μετατόπισης ακούγεται όπως το popcorn αν συνδεθεί σε ηχείο. Εμφανίζεται κυρίως στις διόδους και ενισχυτές (Bennett, 1960).

- Διαμετακόμιση Θορύβου (Transit-time Noise): εμφανίζεται στα διπολικά τρανζίστορ όταν ο χρόνος που χρειάζεται για τη μεταφορά των ηλεκτρονίων από τον εκπομπό στον συλλέκτη γίνεται συγκρίσιμος με τη περίοδο του σήματος που ενισχύεται (Bennett, 1960).

Τα MOSFET τρανζίστορ, λόγω της κατασκευής τους, έχουν και άλλες πηγές θορύβου οι οποίες μπορεί να προέρχονται από την πύλη (θόρυβο βολής από το ρεύμα διαρροής της πύλης, θόρυβο της αντίστασης του υλικού της πύλης, θόρυβο από τυχαίες μεταβολές του δυναμικού / χωρητικότητας μεταξύ καναλιού και υποστρώματος), από το υπόστρωμα και από την πηγή.

2.2.3 Σχήμα θορύβου (Noise Figure, NF)

Η ευαισθησία, ο λόγος σφάλματος bit (BER) και το σχήμα του θορύβου είναι παράμετροι του συστήματος οι οποίες χαρακτηρίζουν την ικανότητα του να επεξεργάζεται χαμηλού επιπέδου σήματα. Μία από αυτές τις παραμέτρους που είναι η πιο κατάλληλη για να χαρακτηρίσει όχι μόνο το σύστημα αλλά και τις συνιστώσες αυτού, όπως τους προ-ενισχυτές, τους μείκτες και τους ενδιάμεσης συχνότητας (IF) ενισχυτές, είναι το σχήμα θορύβου (noise figure, NF) (Agilent Technologies, 2010).



Εικόνα 2 – Διάκριση σήματος - θορύβου
(Πηγή: Gray & Hurst & Lewis & Meyer, 2007)

Για να γίνει μελέτη του σχήματος θορύβου ενός κυκλώματος θα πρέπει να υπολογισθεί τόσο ο θόρυβος όσο και επιθυμητό σήμα στην είσοδο και στην έξοδο. Όπως παρατηρείται στην εικόνα 2, ένα κύκλωμα το οποίο επεξεργάζεται ένα σήμα, προσθέτει στο σήμα αυτό θόρυβο. Για να γίνει η λήψη του επιθυμητού σήματος από τον θόρυβο υπάρχει ένας λόγος ο οποίος ονομάζεται SNR (signal to noise ratio) και χρησιμοποιείται στον τομέα της επιστήμης και της μηχανικής για να συγκρίνει το επίπεδο του επιθυμητού σήματος προς το επίπεδο του θορύβου που προκαλείται από το περιβάλλον του κυκλώματος ή αλλιώς το λόγο της ισχύος του επιθυμητού σήματος προς την ισχύ του θορύβου.

Ο λόγος SNR δίνεται από τη σχέση

$$SNR = P_{\text{signal}} / P_{\text{noise}} \quad (2.1)$$

Όπως φαίνεται από τη σχέση 2.1 ο ηλεκτρικός θόρυβος σχετίζεται άμεσα με την κατανάλωση ισχύος και συνεπώς με την ταχύτητα. Παρόλο που ο θόρυβος είναι γενικά ανεπιθύμητος η σημαντικότητα της επίδρασής του αυξάνει στις καινούριες τεχνολογίες όσο μειώνεται η τάση τροφοδοσίας. Συνεπώς, ο λόγος SNR μπορεί να εκφραστεί και ως:

$$SNR \sim V_{\text{signal}}^2 / V_{\text{noise}}^2 \quad (2.2)$$

Γενικά ο λόγος SNR έχει αρκετούς τρόπους έκφρασης ανάλογα με το σύστημα που πρέπει να μοντελοποιηθεί. Σκοπός είναι μεγιστοποιηθεί ο λόγος αυτός. Ένας λόγος μεγαλύτερος του 1 : 1 (μεγαλύτερος των 0 dB) υποδεικνύει περισσότερο σήμα από θόρυβο. Γι' αυτό το λόγο και η πιστότητα των ηλεκτρονικών συστημάτων καθορίζεται συχνά από τον SNR.

Αφού λοιπόν έγινε επεξήγηση του λόγου SNR μπορούν να ορισθούν το σχήμα και ο συντελεστής θορύβου. Συγκεκριμένα:

- Ο συντελεστής θορύβου F για ένα σύστημα ορίζεται ως ο λόγος του SNR στην είσοδο προς το λόγο SNR στην έξοδο

$$F = SNR_{\text{in}} / SNR_{\text{out}} \quad (2.3) \quad \text{και}$$

- Το σχήμα θορύβου NF για ένα σύστημα ορίζεται ως ο παράγοντας θορύβου σε decibel

$$NF = 10 \log_{10}(F) \quad (2.4) \quad \text{ή} \quad NF = SNR_{\text{in,dB}} - SNR_{\text{out,dB}} \quad (2.5)$$

Οι δύο παραπάνω ορισμοί μετρούν την υποβάθμιση του λόγου SNR η οποία συνήθως προκαλείται από τις συνιστώσες των ραδιοσυχνοτήτων. Πρόκειται για υπολογισμούς οι οποίοι μπορούν να καθορίσουν την απόδοση ενός ενισχυτή και μάλιστα υποδηλώνοντας καλύτερη απόδοση με χαμηλότερες τιμές.

Ο λόγος για τον οποίο γίνεται μέτρηση και μελέτη των ιδιοτήτων του θορύβου είναι για να ελαχιστοποιηθεί το πρόβλημα που δημιουργείται από αυτόν και εάν είναι δυνατόν να γίνει η εξάλειψή του κατά τη λήψη ενός σήματος. Για να απαλειφθεί ή τουλάχιστον να περιοριστεί το σχήμα θορύβου σε ένα κύκλωμα μπορεί να επιτευχθεί είτε με την ενίσχυση ενός ασθενούς σήματος είτε με την ελαχιστοποίηση του θορύβου που παράγεται από τις συνιστώσες του κυκλώματος (Agilent Technologies, 2010).

Δε θα πρέπει να παραλειφθεί ότι ο θόρυβος αποτελεί μία παράμετρο για το κύκλωμα η οποία ορίζει τόσο το κατώτατο όριο του μεγέθους των ηλεκτρικών σημάτων που μπορούν να ενισχυθούν, χωρίς να επιδεινωθεί η ποιότητα του σήματος, όσο και το ανώτατο όριο ως προς το ωφέλιμο κέρδος του ενισχυτή. Το σχήμα θορύβου και το κέρδος αποτελούν τους σημαντικότερους παράγοντες και στο σχεδιασμό κυκλωμάτων για συγκεκριμένες εφαρμογές όπως είναι οι ενισχυτές χαμηλού θορύβου, αφού αποτελούν κριτήριο για την επιλογή τους. Χαμηλότερο σχήμα θορύβου έχει καλύτερα αποτελέσματα στη λήψη ενός σήματος και αν επιτευχθεί, ο ενισχυτής θα έχει υψηλό κέρδος προκειμένου να μπορέσει να επεξεργαστεί το σήμα.

Ο σχεδιαστής ελέγχοντας το σχήμα θορύβου και το κέρδος από τις συνιστώσες του συστήματος μπορεί να ελέγξει απευθείας το σχήμα θορύβου του συνολικού συστήματος. Ακόμα, εάν είναι γνωστό το σχήμα θορύβου σε ένα σύστημα πολύ εύκολα μπορεί να υπολογισθεί μία άλλη βασική παράμετρος η ευαισθησία. Συνεπώς, ο θόρυβος αποτελεί σημαντικό παράγοντα γιατί ξεχωρίζει και διαφοροποιεί το ένα σύστημα από τα άλλα, ένα ενισχυτή ή ένα τρανζίστορ από όλους τους υπόλοιπους ενισχυτές ή τα υπόλοιπα τρανζίστορ του κυκλώματος ή του συστήματος.

2.3 Ενισχυτής Χαμηλού Θορύβου (Low Noise Amplifier, LNA)

2.3.1 Γενικά

Ένας ενισχυτής χαμηλού θορύβου (LNA) είναι ένας ηλεκτρονικός ενισχυτής ο οποίος ενισχύει πολύ χαμηλής ισχύος σήματα χωρίς να υποβαθμίζει σημαντικά το λόγο SNR τους. Ένας ενισχυτής αυξάνει τόσο την ισχύ του σήματος όσο και του θορύβου που εμφανίζεται στην είσοδο του. Συγκεκριμένα, οι ενισχυτές χαμηλού θορύβου σχεδιάζονται με τέτοιο τρόπο ώστε να ελαχιστοποιούν τον θόρυβο που προστίθεται από τις διάφορες συνιστώσες του κυκλώματος. Η ελαχιστοποίηση αυτή του θορύβου επιτυγχάνεται μόνο όταν ο σχεδιαστής συνυπολογίσει και κάποιες αναγκαίες παραμέτρους, όπως impedance matching, την τεχνολογία του ενισχυτή και την επιλογή των κατάλληλων συνθηκών πόλωσης χαμηλού θορύβου.

Η χρήση ενισχυτών χαμηλού θορύβου γίνεται κυρίως από εφαρμογές που σχετίζονται με τηλεπικοινωνιακά συστήματα, ιατρικά εργαλεία και γενικότερα βιοϊατρικές εφαρμογές και από ηλεκτρονικούς εξοπλισμούς. Ένας τυπικός ενισχυτής χαμηλού θορύβου μπορεί να παρέχει κέρδος μέχρι και 100 (20 dB) ενώ ο λόγος SNR να μειώνεται πολύ λιγότερο από 2. Αν και οι ενισχυτές χαμηλού θορύβου είναι συνδεδεμένοι με τα ασθενή σήματα κάποιες φορές θα πρέπει να εξετάζεται και η παρουσία μεγαλύτερων σημάτων που μπορεί να προκαλούν παραμόρφωση, με αποτέλεσμα τις περισσότερες φορές οι συγκεκριμένοι ενισχυτές να μην έχουν μεγάλα κέρδη.

2.3.2 Τεχνικές Σχεδιασμού LNA

Η απόδοση ενός ενισχυτή χαμηλού θορύβου είναι πολύ σημαντική και καθορίζεται από κάποιες βασικές παραμέτρους οι οποίες είναι το κέρδος (gain), το σχήμα θορύβου (noise figure), η γραμμικότητα (linearity) και το impedance matching. Οι παράμετροι αυτοί επηρεάζουν και τα βήματα που ακολουθούνται για τον σχεδιασμό ενός LNA (Motchenbacher & Connelly, 1993).

Ένας σχεδιαστής αρχικά ενδιαφέρεται για το κέρδος και το εύρος ενός ενισχυτή και στη συνέχεια της σχεδίασης ελέγχει το σχήμα θορύβου. Όμως στη περίπτωση των LNA που ενισχύουν ασθενή σήματα, ο θόρυβος αποτελεί τον κυριότερο παράγοντα για το σχεδιασμό του. Για να επιτευχθεί βέλτιστη απόδοση θορύβου είναι ιδιαίτερα

σημαντική η επιλογή του κατάλληλου στοιχείου που θα ενισχύσει το σήμα. Γι αυτή τη διαδικασία μπορούν να χρησιμοποιηθούν τρανζίστορ τα οποία είναι είτε διπολικά (BJT) είτε επίδρασης πεδίου (MOSFET). Σπανιότερα, μπορούν να χρησιμοποιηθούν και δίοδοι (Motchenbacher & Connelly, 1993).

Για το σχεδιασμό LNA συνήθως προτιμάται η χρήση MOSFET και αυτό συμβαίνει διότι τα κυκλώματα με MOS τρανζίστορ παρουσιάζουν πολύ χαμηλή κατανάλωση ισχύος συγκριτικά με αντίστοιχα κυκλώματα με BJT. Ακόμα, οι φυσικές διαστάσεις των MOS τρανζίστορ είναι κατά πολύ μικρότερες των διπολικών, της τάξης του 20 – 30% της επιφάνειας που απαιτείται για ένα BJT, γεγονός που καθιστά τη MOS τεχνολογία περισσότερο ελκυστική για τη κατασκευή ολοκληρωμένων κυκλωμάτων. Η μεγάλη αντίσταση εισόδου και η δυνατότητα κατασκευής με διεργασία επίπεδης διαστρωμάτωσης υλικών ξεχωρίζουν περισσότερο τα MOS έναντι των BJT.

Η ανάδραση και η χρήση φίλτρων μπορούν να συμπεριληφθούν στις επιπλέον απαιτήσεις σχεδίασης ενός ενισχυτή χαμηλού θορύβου (Motchenbacher & Connelly, 1993).

2.3.3 Τοπολογίες Κυκλωμάτων για LNA

Ένα σημαντικό θέμα στη σχεδίαση ενός LNA είναι η τοπολογία του κυκλώματος. Η τοπολογία επηρεάζει την σύνθετη αντίσταση εισόδου και εξόδου. Γενικά, η σύνθετη αντίσταση της πηγής θα πρέπει να ταιριάζει με την σύνθετη αντίσταση εισόδου διότι αυτό θα μεγιστοποιήσει τη μεταφορά ισχύος από τη πηγή στο τρανζίστορ. Εάν η σύνθετη αντίσταση της πηγής είναι χαμηλή τότε η κατάλληλη τοπολογία για το κύκλωμα είναι η κοινή βάση (common base) ή κοινού απαγωγού (common drain), για BJT και MOSFET αντίστοιχα. Για μεσαία σύνθετη αντίσταση πηγής μπορεί να χρησιμοποιηθεί τοπολογία κοινού εκπομπού (common emitter) ή κοινής πηγής (common source). Ενώ για μεγάλη σύνθετη αντίσταση πηγής ιδανική είναι η τοπολογία κοινού συλλέκτη (common emitter) ή κοινού απαγωγού (common drain) (Motchenbacher & Connelly, 1993).

Άλλο ένα θέμα που πρέπει να συμπεριληφθεί στην κατάλληλη επιλογή της τοπολογία για τον LNA είναι το κέρδος. Στη σχεδίαση ενός κυκλώματος αυτό που πρέπει να επιτευχθεί είναι μεγάλο κέρδος προκειμένου να γίνει η λήψη των ασθενών

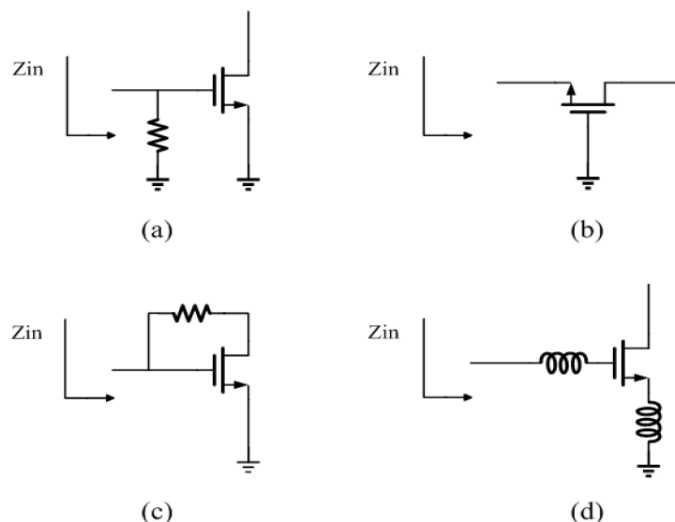
σημάτων πάνω από το σχήμα του θορύβου. Όμως μεγάλο κέρδος σημαίνει υψηλότερα επίπεδα σημάτων και συνεπώς περισσότερα προβλήματα με τη γραμμικότητα.

Ο θόρυβος αποτελεί σημαντικό παράγοντα για ένα κύκλωμα και κατ' επέκταση για την τοπολογία του. Ο σχεδιαστής μπορεί να έχει επιτύχει κατάλληλο input impedance matching, αυτό όμως δε σημαίνει ότι θα επιτευχθεί και χαμηλό σχήμα θορύβου. Συνεπώς, θα χρειαστεί να μειωθεί, με την κατάλληλη τοπολογία, ο θόρυβος που δημιουργείται από το impedance matching αλλά και το σχήμα θορύβου που δημιουργείται από τη πόλωση των τρανζίστορ.

Θα πρέπει λοιπόν ο σχεδιαστής να είναι σε θέση να επιλέξει εκείνη τη τοπολογία του κυκλώματος η οποία θα παρέχει κατάλληλο impedance matching με όσο το δυνατό χαμηλότερο σχήμα θορύβου και ένα ικανοποιητικό κέρδος με βάση την εφαρμογή από την οποία θα χρησιμοποιηθεί.

Στην εικόνα 3 παρουσιάζονται μερικές τοπολογίες για τις πιο συνηθισμένες δομές LNA. Τα περισσότερα κυκλώματα LNA παράγονται από αυτές τις δομές. Χρησιμοποιούνται MOS τρανζίστορ λόγω των καλύτερων χαρακτηριστικών τους έναντι των BJT. Κάθε μία από τις παρακάτω τοπολογίες έχουν τα πλεονεκτήματα και τους περιορισμούς τους.

Η εικόνα 3 (a) δείχνει τη πιο συνηθισμένη δομή που χρησιμοποιείται για LNA. Χρειάζεται μία αντίσταση στην πύλη για να επιτευχθεί impedance matching. Όμως θα προστεθεί επιπλέον θερμικός θόρυβος εξαιτίας της αντίστασης. Το σχήμα θορύβου αυτού του είδους LNA δεν είναι λιγότερο από 3dB.



Εικόνα 3 – Βασικές Τοπολογίες για LNA

(Πηγή: A Low Noise Amplifier for Human Body Communication RF Front – End Design)

Η εικόνα 3 (b) είναι μία συνηθισμένη τοπολογία κοινής πύλης (common gate). Η σύνθετη αντίσταση εισόδου είναι $1 / g_m$. Προσαρμόζοντας τις παραμέτρους του τρανζίστορ που βρίσκεται στην είσοδο μπορεί να επιτευχθεί impedance matching.

Η εικόνα 3 (c) είναι μία τοπολογία κοινής πηγής (common source) με αντίσταση ανάδρασης (resistor feedback). Η αντίσταση που προστίθεται στην είσοδο αλλάζει τη σύνθετη αντίσταση εισόδου στο $1 / g_m$. Συνεπώς, η αντίσταση εισόδου καθορίζεται από το g_m δημιουργώντας κατάλληλες συνθήκες για το impedance matching. Επίσης, η αντίσταση ανάδρασης εξαλείφει το θόρυβο που παράγεται από το τρανζίστορ. Η τοπολογία αυτή είναι η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη σε ένα μεγάλο φάσμα εφαρμογών.

Τέλος, η εικόνα 3 (d) χρησιμοποιεί πηνίο στην πηγή και την πύλη. Το πηνίο στην πηγή αντηχεί με τον πυκνωτή C_{gs} του τρανζίστορ σε συγκεκριμένες συχνότητες ώστε να επιτευχθεί το impedance matching. Αυτή η τοπολογία χρησιμοποιείται κυρίως σε narrow band field.

2.3.4 Απαιτήσεις για το σωστό σχεδιασμό LNA

Ανεξάρτητα από τον τύπο τρανζίστορ που θα επιλεγεί ή τη τοπολογία που θα χρησιμοποιήσει για τον σχεδιασμό ενός LNA θα πρέπει να ληφθούν υπόψη και κάποιες απαιτήσεις για το κύκλωμα έτσι ώστε να παραχθεί το επιθυμητό αποτέλεσμα. Οι απαιτήσεις αυτές είναι οι εξής:

- Τάση τροφοδοσίας. Οι περισσότεροι LNA για να λειτουργήσουν σωστά απαιτούν τάση τροφοδοσίας μεταξύ του εύρους 1.8V έως 10V.
- Ρεύμα τροφοδοσίας. Οι LNA απαιτούν παροχή ρεύματος της τάξης των mA. Το εύρος στις τιμές του ρεύματος εξαρτάται από το σχεδιασμό του κυκλώματος αλλά και από την εφαρμογή για την οποία θα υλοποιηθούν.
- Συχνότητα. Το εύρος συχνοτήτων για έναν LNA είναι αρκετά μεγάλο. Μπορεί να λειτουργεί σωστά για συχνότητες μεταξύ 500KHz έως 50GHz.
- Εύρος θερμοκρασίας. Ένας LNA, επειδή στις περισσότερες εφαρμογές αποτελείται από τρανζίστορ, λειτουργεί σωστά σε συγκεκριμένες θερμοκρασίες περίπου μεταξύ των -30°C έως 50°C (22°F έως 122°F).

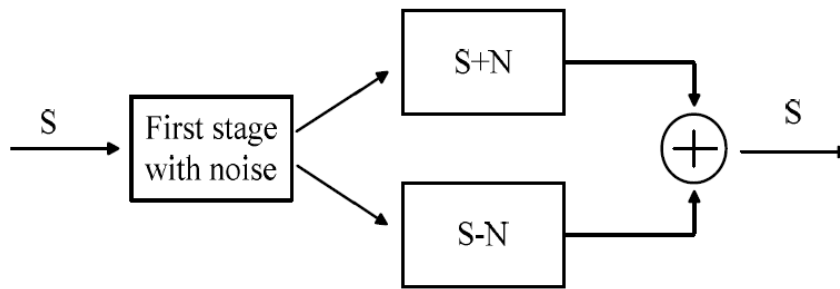
2.3.5 LNA για Ασύρματη Επικοινωνία στο Ανθρώπινο Σώμα

Η χρήση ενισχυτών χαμηλού θορύβου βρίσκουν ιδιαίτερη εφαρμογή σε ιατρικά εργαλεία και γενικότερα σε βιοϊατρικές εφαρμογές. Μία από αυτές είναι και η ασύρματη επικοινωνία στο ανθρώπινο σώμα αφού ο LNA αποτελεί το πρώτο ενεργό κύκλωμα που δέχεται το σήμα που λαμβάνεται από την εφαρμογή της. Η απόδοση του LNA για HBC είναι πολύ σημαντική για τη λειτουργικότητα της συνολικής ασύρματης επικοινωνίας. Η επιλογή του LNA για αυτή την εφαρμογή γίνεται με βάση τα χαρακτηριστικά της HBC δηλαδή τη ζώνη διέλευσης του καναλιού και την απόσβεση (Guan & Nie & Wang & Leng & Wang, 2011).

Σημαντικές παράμετροι που πρέπει να ληφθούν υπόψη είναι ο θόρυβος, η γραμμικότητα και το impedance matching οι οποίες καθορίζουν την ποιότητα του σήματος που λαμβάνεται από το ανθρώπινο σώμα. Ακόμα, η HBC είναι μία εφαρμογή η οποία υλοποιείται από αισθητήρες και από μία συσκευή η οποία λειτουργεί σαν πομποδέκτης. Η συσκευή αυτή θα πρέπει να μπορεί να φορεθεί και να είναι φορητή. Συνεπώς, το μέγεθος του πομποδέκτη θα πρέπει να είναι όσο το δυνατό μικρότερο (Guan & Nie & Wang & Leng & Wang, 2011).

Στην εικόνα 3 παρουσιάστηκαν διάφορες τοπολογίες για LNA, κάθε μία από τις οποίες χρησιμοποιείται ανάλογα με το τι πρέπει να επιτύχει ο LNA σε κάθε εφαρμογή. Η τοπολογία της εικόνα 3 (d) χρησιμοποιεί πηνίο το οποίο όμως για να μπορέσει να ενσωματωθεί στο chip χρειάζεται να καταναλωθεί μεγάλη επιφάνεια, κάτι το οποίο δε συνάδει με το μικρό μέγεθος που απαιτεί η HBC. Επίσης, είναι πολύ σημαντικό να χρησιμοποιηθεί μία τεχνική στη οποία θα επιτυγχάνεται απαλοιφή θορύβου. Η αντίσταση ανάδρασης στη τοπολογία της εικόνας 3 (c) απαλείφει τον θόρυβο που δημιουργείται από το τρανζίστορ και αποτελεί την ιδανική τοπολογία για την εφαρμογή της HBC.

Επειδή ο θόρυβος αποτελεί βασικό παράγοντα για την HBC, εκτός από την τοπολογία με την αντίσταση ανάδρασης για τον LNA, ακολουθείται μία αρχή στο σχεδιασμό του κυκλώματος προκειμένου να επιτευχθεί η απαλοιφή του θορύβου. Στην εικόνα 4 περιγράφεται η αρχή αυτή, η οποία θα αποτελέσει και τη βάση για το σχεδιασμό του κυκλώματος που θα παρουσιασθεί στο κεφάλαιο 4.



Εικόνα 4 – Βασική Αρχή Της Απαλοιφής Θορύβου

(Πηγή: **A Low Noise Amplifier for Human Body Communication RF Front – End Design**)

Όπως δείχνει η εικόνα 4, το σήμα που λαμβάνεται από το σώμα περνάει από το πρώτο στάδιο του κυκλώματος στο οποίο προστίθεται θόρυβος. Το σήμα μαζί με τον θόρυβο διαχωρίζεται σε δύο δρόμους. Ο ένας δρόμος περιλαμβάνει το αρχικό σήμα μαζί με τον θόρυβο του πρώτου σταδίου και ο δεύτερος δρόμος περιλαμβάνει το αρχικό σήμα με το θόρυβο του πρώτου σταδίου με αντίθετη φάση. Στη συνέχεια, τα σήματα από τους δύο δρόμους προσθέτονται προκειμένου ο θόρυβος να απαλειφθεί και το σήμα να ενισχυθεί.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

3.1 Σχετικά με το ADS

Η σχεδίαση του ενισχυτή χαμηλού θορύβου για την εφαρμογή της ασύρματης επικοινωνίας στο ανθρώπινο σώμα πραγματοποιείται εξ' ολοκλήρου με τη βοήθεια του ηλεκτρονικού συστήματος λογισμικού αυτοματοποιημένης σχεδίασης, Advanced Design System (ADS) της Agilent. Το ADS παρέχει ένα ολοκληρωμένο περιβάλλον σχεδίασης τόσο για την προσομοίωση όσο και για τη σχεδίαση λειτουργίας RF ηλεκτρονικών κυκλωμάτων, προϊόντων επικοινωνίας και συστημάτων γενικότερα.

Ένα πολύ βασικό χαρακτηριστικό του σχεδιαστικού λογισμικού είναι ότι παρέχει βιβλιοθήκες οι οποίες αποτελούνται από πολλά ενεργητικά και παθητικά μοντέλα (τρανζίστορ, πυκνωτές, αντιστάσεις κλπ) απαραίτητα σε έναν μηχανικό για τη δημιουργία του κυκλώματος που επιθυμεί. Το ADS υποστηρίζει σε κάθε στάδιο σχεδιασμού την προσομοίωση κυκλωμάτων σε Schematic, όπου τα κυκλώματα προσομοιώνονται με βάση τα δεδομένα του χρήστη και των βιβλιοθηκών χωρίς τα κυκλώματα να έχουν φυσική λειτουργία, και σε Momentum, στο οποίο γίνεται ηλεκτρομαγνητική προσομοίωση με τα κυκλώματα να πλησιάζουν τη πραγματική τους υπόσταση. Ακόμα, δίνει τη δυνατότητα για layout, για έλεγχο των κανόνων σχεδίασης και για προσομοίωση των κυκλωμάτων στο πεδίο της συχνότητας και του χρόνου. Όλες οι παροχές που προσφέρει το ADS επιτρέπει σε ένα μηχανικό να χαρακτηρίσει και να βελτιστοποιήσει τη σχεδίασή του χωρίς να αλλάξει εργαλεία.

Η σχεδίαση του LNA για HBC πραγματοποιήθηκε σε Schematic και χρησιμοποιήθηκαν στοιχεία από έτοιμες βιβλιοθήκες που διαθέτει το ADS και από τη βιβλιοθήκη TSMC RF CMOS 0,18μm που εγκαταστάθηκε στο λογισμικό. Από τις έτοιμες βιβλιοθήκες Lumped – Components και Sources – Time Domain χρησιμοποιήθηκαν αντιστάσεις, πυκνωτές και εναλλασσόμενη πηγή τάσης αντίστοιχα. Από τη TSMC RF CMOS 0,18μm χρησιμοποιήθηκαν MOSFET και των δύο πολικότητων, NMOS και PMOS, στα οποία το μήκος καναλιού καθορίστηκε από τη βιβλιοθήκη στα 0,18μm και το πλάτος καναλιού προσαρμόστηκε με βάση τις προδιαγραφές της σχεδίασης.

Τέλος, στη προσομοίωση που πραγματοποιήθηκε για τον LNA χρησιμοποιήθηκε component Transient από τη βιβλιοθήκη Simulation – Transient για

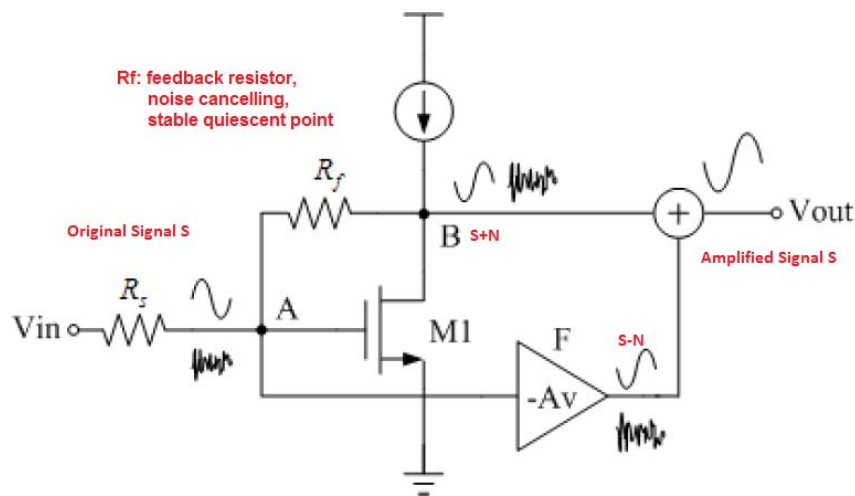
τον έλεγχο των αποτελεσμάτων των ενδιάμεσων σταδίων του LNA και component S – PARAMETERS από την έτοιμη βιβλιοθήκη Simulation – S_Param, για τον καθορισμό του εύρους συχνοτήτων λειτουργίας και τη μελέτη συμπεριφοράς του κυκλώματος. Ακόμα, από αυτή τη βιβλιοθήκη χρησιμοποιήθηκε το component Term στην είσοδο και στην έξοδο του κυκλώματος με τιμή 50Ω.

3.2 Σχεδίαση LNA

3.2.1 Γενικά Στοιχεία και Μεθοδολογία

Στην εικόνα 3 (c) παρουσιάστηκε μία τοπολογία για το κύκλωμα του LNA, η οποία είναι η πιο κατάλληλη για την εφαρμογή της ασύρματης επικοινωνίας στο ανθρώπινο σώμα. Στην εικόνα 4 παρουσιάστηκε η απαρχή για τον σχεδιασμό του κυκλώματος που σχετίζεται με την απαλοιφή του θορύβου, κάτι το οποίο θεωρείται άκρως σημαντικό για τη σχεδίαση ενός LNA.

Με βάση τα παραπάνω η δομή στη οποία θα βασιστεί ο σχεδιασμός εμφανίζεται στην εικόνα 5.

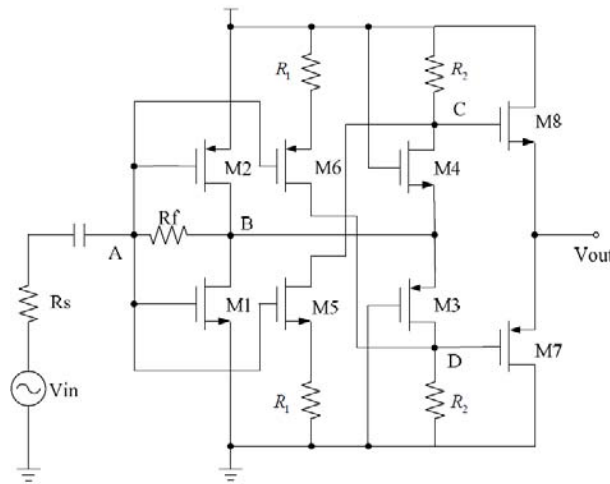


Εικόνα 5 – Δομή για Απαλοιφή Θορύβου
(Πηγή: A Low Noise Amplifier for Human Body Communication RF Front- End Design)

Η δομή της εικόνας 5 στην οποία βασίζεται η σχεδίαση του LNA, έχει να κάνει με την απαλοιφή του θορύβου που δημιουργείται από το τρανζίστορ $M1$. Δύο ρεύματα ρέουν από την αντίσταση R_f στην αντίσταση R_s και δημιουργούν στιγμιαία τάση στους κόμβους A και B, με αποτέλεσμα το σήμα σε αυτά τα σημεία να έχει την ίδια φάση. Στον κόμβο A, το σήμα μαζί με το θόρυβο ενισχύεται από τον ενισχυτή F, ο οποίος λειτουργεί και σαν φίλτρο για να αποκόπτει συχνότητες εκτός του εύρους τιμών, με αποτέλεσμα ο θόρυβος να αποκτά αντίθετη φάση. Τα δύο σήματα στους

κόμβους A και B μαζί με τους θορύβους τους, προστίθενται προκειμένου ο θόρυβος να απαλειφθεί και το σήμα να ενισχυθεί.

Βασιζόμενοι σε όλες τις θεωρίες που αναφέρθηκαν και στο κύκλωμα της εικόνας 6, ο σχεδιασμός του ενισχυτή έγινε σε τρία στάδια. Σε κάθε στάδιο γίνεται προσπάθεια να δημιουργηθεί μία διαδικασία που να σχετίζεται τόσο με τη καλύτερη διαχείριση του σήματος όσο και με αυτή του θορύβου. Η υλοποίηση του LNA έγινε κατά αυτόν τον τρόπο για να μπορέσει να ελεγχθεί καλύτερα ο σχεδιασμός αλλά και το τελικό αποτέλεσμα που θα παράξει το κύκλωμα.



Εικόνα 6– Προτεινόμενη Δομή LNA
(Πηγή: A Low Noise Amplifier for Human Body Communication RF Front- End Design)

Στα ενδιάμεσα στάδια χρησιμοποιήθηκε η βιβλιοθήκη Simulation – Transient και το component Transient για τον έλεγχο των ενδιάμεσων αποτελεσμάτων. Κάθε στάδιο θα παρουσιασθεί και θα περιγραφεί αναλυτικά σε 3 ενότητες. Οι ενότητες αυτές περιλαμβάνουν τον σχεδιασμό, στον οποίο επεξηγείται ο λόγος για τον οποίον επιλέχθηκε κατά αυτόν τον τρόπο η σχεδίαση του σταδίου, τη dc ανάλυση, για τον έλεγχο της πόλωσης των τρανζίστορ και συνεπώς της σωστής λειτουργίας του LNA, και τα αποτελέσματα του κάθε σταδίου.

Όσο αναφορά τη σωστή λειτουργία του κυκλώματος, τα τρανζίστορ σε κάθε στάδιο θα πρέπει να βρίσκονται στη περιοχή του κόρου στην οποία ισχύει:

- Για τα NMOS τρανζίστορ

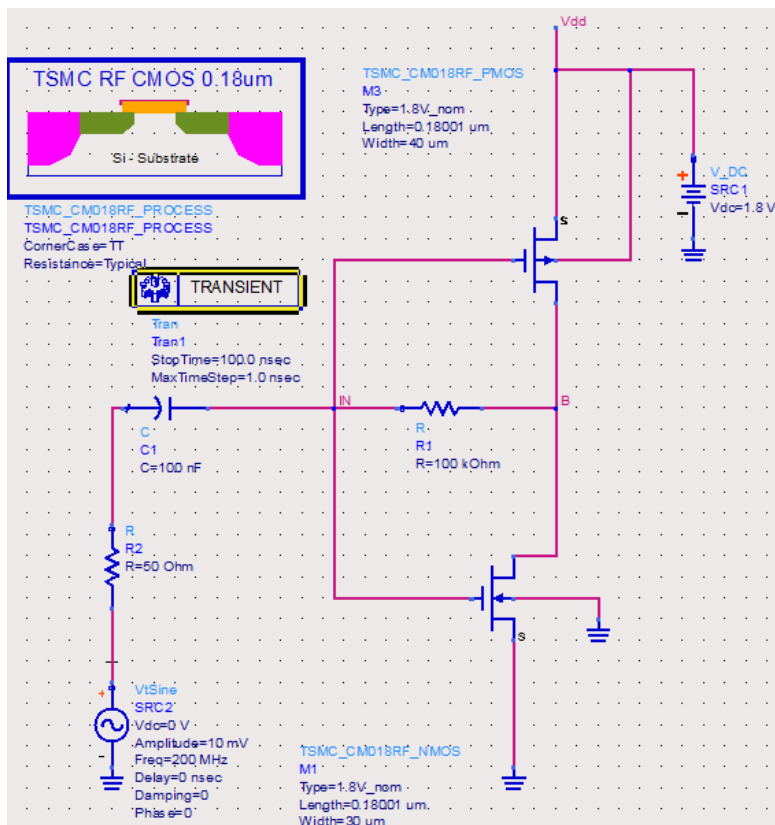
$$V_{gs} \geq V_{th} \quad \text{και} \quad V_{ds} \geq V_{gs} - V_{th}$$
- Για τα PMOS τρανζίστορ

$$V_{gs} \leq V_{th} \quad \text{και} \quad V_{ds} \leq V_{gs} - V_{th}$$

Η συχνότητα λειτουργίας του κυκλώματος επιλέχθηκε να είναι τα 200MHz λόγω των χαμηλών συχνοτήτων στις οποίες λειτουργεί σωστά η διαδικασία της ασύρματης επικοινωνίας στο σώμα. Τέλος, η τάση τροφοδοσίας V_{dd} επιλέχθηκε στα 1,8V.

3.2.2 Σχεδιασμός 1^{ου} Σταδίου

Το πρώτο στάδιο σχεδιάζεται με τέτοιο τρόπο ώστε να επιτυγχάνεται η ενίσχυση του σήματος εισόδου και η μείωση, όσο το δυνατόν περισσότερο, του



Εικόνα 7 (α) – 1^οΣτάδιο Σχεδιασμού

Συγκεκριμένα, χρησιμοποιούνται δύο τρανζίστορ, το M3 τύπου PMOS που λειτουργεί σαν ενεργό φορτίο και το M1 τύπου NMOS που λειτουργεί σαν ενισχυτής. Το μήκος, όπως αναφέρθηκε, καθορίζεται από τη βιβλιοθήκη στα 18μm, ενώ το πλάτος επιλέχθηκε για το M3 στα 40μm και για το M1 στα 30μm. Η επιλογή του πλάτους έγινε με βάση την καλύτερη απόδοση του 1^{ου} σταδίου αλλά και ολόκληρου του κυκλώματος.

Τα Gate των τρανζίστορ συνδέονται στην είσοδο στον κόμβο IN ενώ τα Drain τους συνδέονται στον κόμβο B. Μεταξύ του κόμβου IN και B βρίσκεται συνδεδεμένη η αντίσταση R1.

θορύβου που προκαλείται από τα τρανζίστορ στην είσοδο (όπως στην εικόνα 5, το M1). Για την υλοποίηση του πρώτου σταδίου χρησιμοποιείται η τοπολογία που παρουσιάζεται στην εικόνα 3 (c). Στη εικόνα 7 (α) φαίνεται ο σχεδιασμός του πρώτου σταδίου του LNA για την HBC.

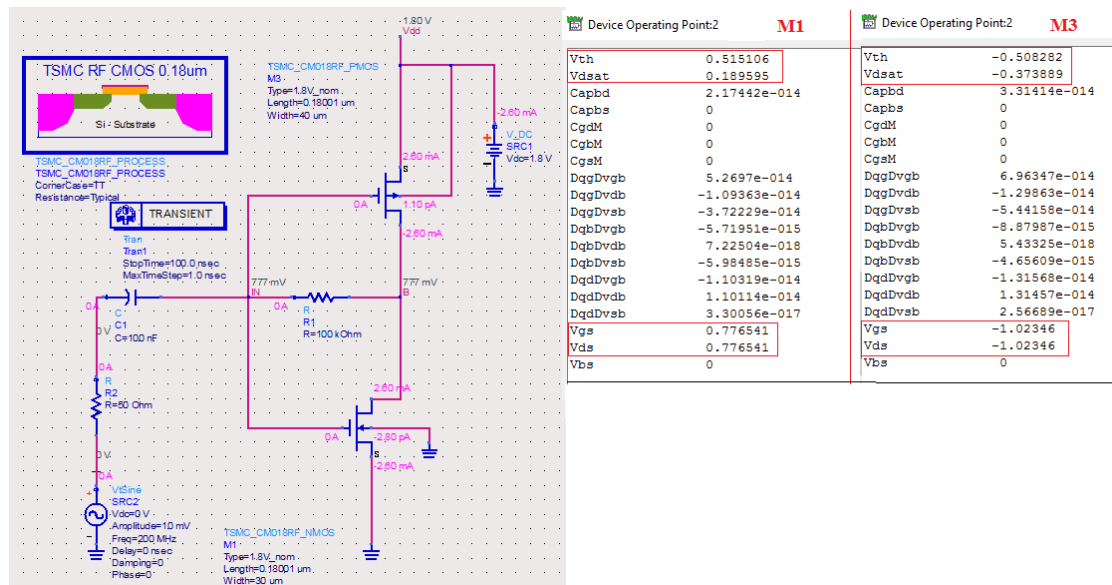
Η αντίσταση R1 μεταξύ των κόμβων IN και B έχει τρεις λειτουργίες. Η πρώτη είναι ότι λειτουργεί σαν αντίσταση ανάδρασης, η δεύτερη ότι χρησιμοποιείται για την εξάλειψη του θορύβου που προκαλείται από τα M1 και M3 και τρίτον, κάνει το σημείο ηρεμίας σταθερό.

Ο πυκνωτής C1 τοποθετήθηκε πριν την είσοδο του κυκλώματος για να περιορίσει το dc ρεύμα που προέρχεται από την πηγή. Ακόμα, λειτουργεί και σαν φίλτρο το οποίο περιορίζει το θόρυβο που προέρχεται από την πηγή.

Τέλος, χρησιμοποιείται πηγή εναλλασσόμενης τάσης Vtsine από την έτοιμη βιβλιοθήκη Sources - FreqDomain με amplitude = 10mV και frequency = 200MHz ενώ η αντίσταση R2 είναι η αντίσταση της πηγής.

3.2.2.1 DC Ανάλυση 1^{ου} Σταδίου Σχεδίασης

Για τον έλεγχο της σωστής πόλωσης και συνεπώς της λειτουργίας των τρανζίστορ υλοποιείται dc ανάλυση. Στην εικόνα 7 (b) παρουσιάζεται το κύκλωμα και τα ρεύματα πόλωσης σε κάθε σημείο του καθώς επίσης και οι τάσεις για κάθε τρανζίστορ.



Εικόνα 7 (b) – DC Ανάλυση 1^{ου} Σταδίου

Από την εικόνα 7 (b) μπορεί να διαπιστωθεί ότι τα M1 και M3 λειτουργούν σωστά αφού τα τρανζίστορ βρίσκονται στη περιοχή του κόρου. Συγκεκριμένα:

- Για το M1

$$V_{gs} = 0,776541 > V_{th} = 0,515106$$

$$V_{ds} = 0,776541 > V_{dsat} = 0,189595$$

$$V_{ds} = 0,776541 > V_{gs} - V_{th} = 0,261435$$

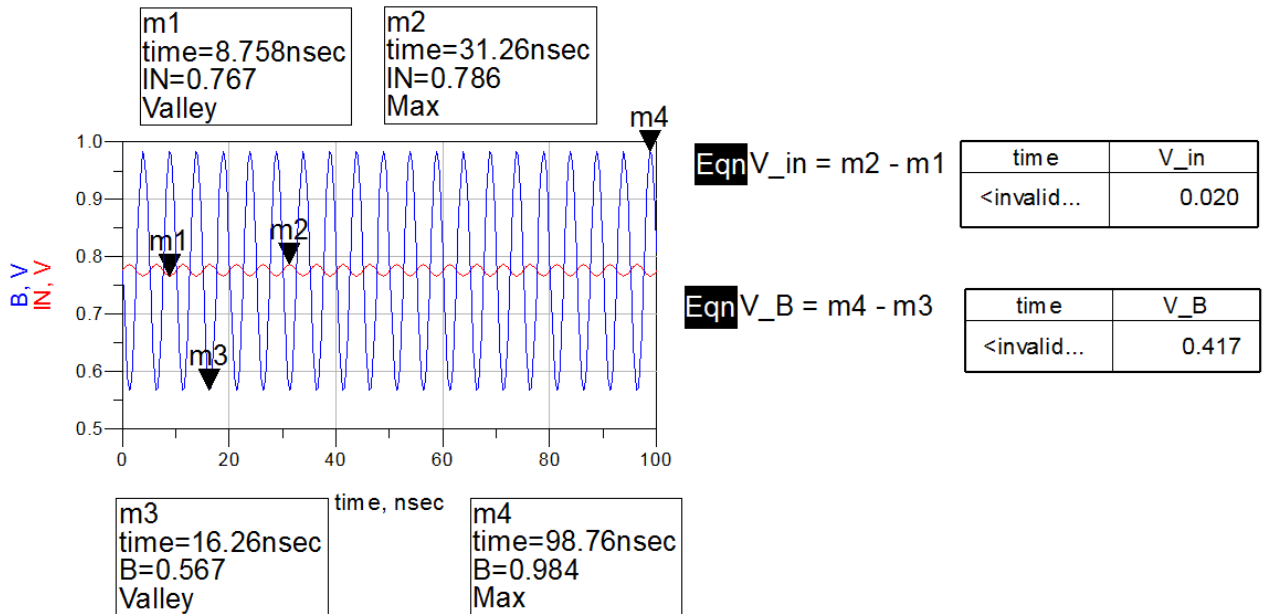
- Για το M3

$$V_{gs} = -1,02346 < V_{th} = -0,508282$$

$$V_{ds} = -1,02346 < V_{dsat} = -0,373889$$

$$V_{ds} = -1,02346 < V_{gs} - V_{th} = -0,515178$$

3.2.2.2 Αποτελέσματα 1^{ου} Σταδίου Σχεδίασης



Εικόνα 7 (c) – Αποτελέσματα 1^{ου} Σταδίου

Στη εικόνα 7 (c) παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του 1^{ου} σταδίου. Με μπλε χρώμα δηλώνεται το σήμα στον κόμβο B και με κόκκινο χρώμα το σήμα στην είσοδο IN. Τα equations δείχνουν το πλάτος του κάθε σήματος. Για $V_{in} = 20mV$ και για $V_B = 41,7mV$ είναι φανερό ότι το σήμα στον κόμβο B είναι ενισχυμένο και έχει πλάτος περίπου διπλάσιο του σήματος στην είσοδο (κόμβο IN). Διαπιστώνεται πως ο σκοπός για τον οποίον σχεδιάστηκε το πρώτο στάδιο πραγματοποιήθηκε αφού το σήμα στο B έχει ενισχυθεί.

3.2.3 Σχεδιασμός 2^{ου} Σταδίου

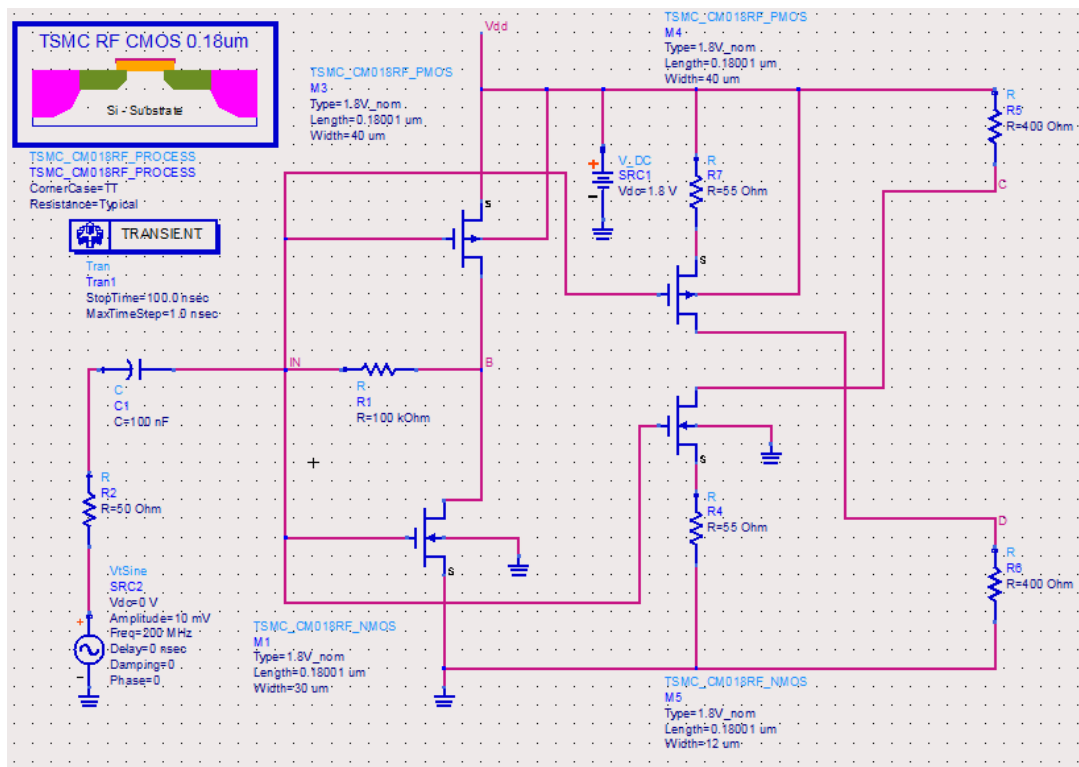
Ο σχεδιασμός του 2ου σταδίου γίνεται σε δύο μέρη. Επιλέχθηκε να γίνει κατά αυτό τον τρόπο για να μπορέσει να ελεγχθεί με καλύτερο τρόπο η λειτουργία του κυκλώματος.

3.2.3.1 Σχεδιασμός 1^{ου} Μέρους- 2^{ου} Σταδίου

Σκοπός του 1^{ου} μέρους του 2^{ου} σταδίου είναι να λειτουργήσει σαν επιπλέον ενισχυτής όπως λειτουργεί ο ενισχυτής F στην εικόνα 5. Στην εικόνα 8(a) φαίνεται η σχεδίαση του 1^{ου} μέρους του 2^{ου} σταδίου. Αρχικά, υλοποιείται το πρώτο στάδιο και ακολουθεί η εφαρμογή του επόμενου μέρους.

Για αυτήν την υλοποίηση χρησιμοποιήθηκαν δύο επιπλέον τρανζίστορ ένα τύπου NMOS (M5) και ένα τύπου PMOS (M4). Το μήκος των τρανζίστορ, όπως αναφέρθηκε, καθορίζεται από τη βιβλιοθήκη στα 18μm, ενώ το πλάτος επιλέχθηκε για το M4 στα 40μm και για το M5 στα 12μm. Η επιλογή του πλάτους έγινε με βάση την καλύτερη απόδοση του 2^{ου} σταδίου αλλά και ολόκληρου του κυκλώματος.

Τα Gate των τρανζίστορ M4, M5 συνδέονται με τα Gate των τρανζίστορ του πρώτου σταδίου στην είσοδο στον κόμβο IN. Στα Source των τρανζίστορ συνδέονται με αντιστάσεις ίδιου μεγέθους ενώ το ίδιο συμβαίνει και με τα Drain τους.



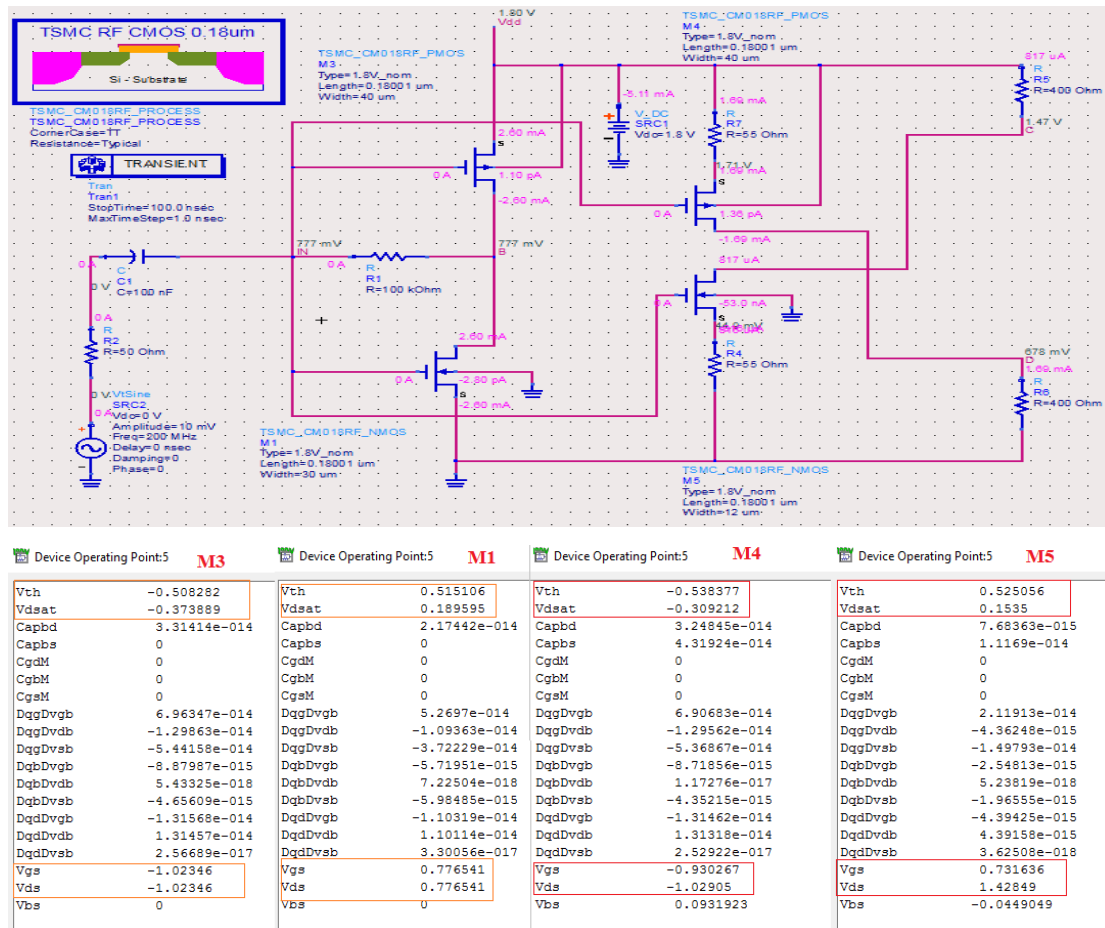
Εικόνα 8 (a) – 1^ο Μέρος / 2^οΣτάδιο Σχεδιασμού

Η επιλογή των τιμών των αντιστάσεων έγινε με βάση την ορθή πόλωση των τρανζίστορ τόσο του 1^{ου} μέρους όσο και του 2^{ου} μέρους του 2^{ου} σταδίου όπως επίσης και των αποτελεσμάτων του συνολικού κυκλώματος. Οι αντιστάσεις που συνδέονται στα Source των τρανζίστορ έχουν τιμή $R7 = R4 = 55\Omega$ και οι αντιστάσεις στα Drain έχουν τιμή $R5 = R6 = 400\Omega$.

Στα σημεία C, D είναι οι έξοδοι του 2^{ου} σταδίου. Σε αυτό το μέρος σχεδιασμού τα σήματα σε αυτά τα σημεία θα πρέπει να είναι ενισχυμένα. Στο σημείο C βρίσκεται το σήμα ενισχυμένο μαζί με τον θόρυβο στη μορφή S+N , όπως στην εικόνα 4, και στο σημείο D βρίσκεται το σήμα ενισχυμένο μαζί με τον θόρυβο, σε αντίθετη φάση, στη μορφή S-N , όπως στην εικόνα 4.

3.2.3.1.1 DC Ανάλυση 1^{ου} Μέρους - 2^{ου} Σταδίου Σχεδίασης

Αφού ολοκληρώθηκε ο σχεδιασμός του 1^{ου} μέρους θα πρέπει να γίνει dc ανάλυση για να διαπιστωθεί ότι τα τρανζίστορ βρίσκονται στον κόρο. Στην εικόνα 8 (b) παρουσιάζεται το κύκλωμα και τα ρεύματα πόλωσης σε κάθε σημείο του καθώς επίσης και οι τάσεις για κάθε τρανζίστορ.



Εικόνα 8 (b) – DC ανάλυση 1^{ου} μέρους / 2^{ου} Σταδίου

Από την εικόνα 8 (b) μπορεί να διαπιστωθεί ότι τα M1, M3, M4 και M5 λειτουργούν σωστά αφού τα τρανζίστορ βρίσκονται στη περιοχή του κόρου. Η πόλωση των M1 και M3 δεν επηρεάζεται από το 2^ο στάδιο, συνεπώς συνεχίζουν και βρίσκονται στον κόρο. Για τα τρανζίστορ του 1^{ου} μέρους γίνεται αναλυτική μελέτη:

- Για το M5

$$V_{gs} = 0,731636 > V_{th} = 0,525056$$

$$V_{ds} = 1,42849 > V_{dsat} = 0,1535$$

$$V_{ds} = 1,42849 > V_{gs} - V_{th} = 0,20658$$

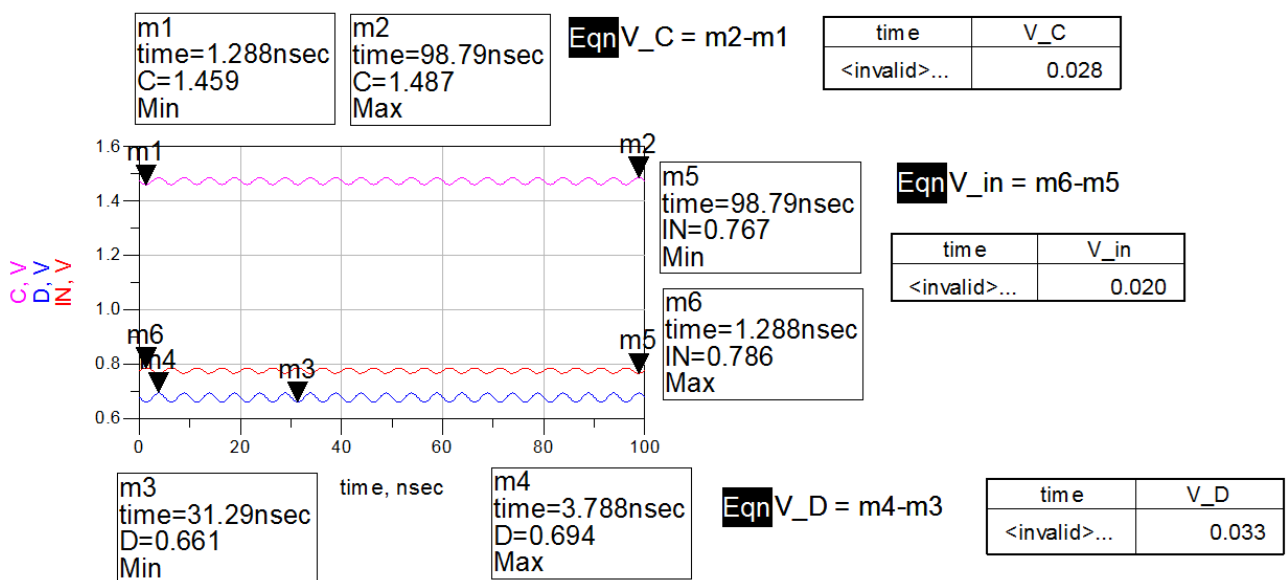
- Για το M4

$$V_{gs} = -0,930267 < V_{th} = -0,538357$$

$$V_{ds} = -1,02905 < V_{dsat} = -0,309212$$

$$V_{ds} = -1,02905 < V_{gs} - V_{th} = -0,39191$$

3.2.3.1.2 Αποτελέσματα 1^{ου} Μέρους- 2^{ου} Σταδίου Σχεδίασης

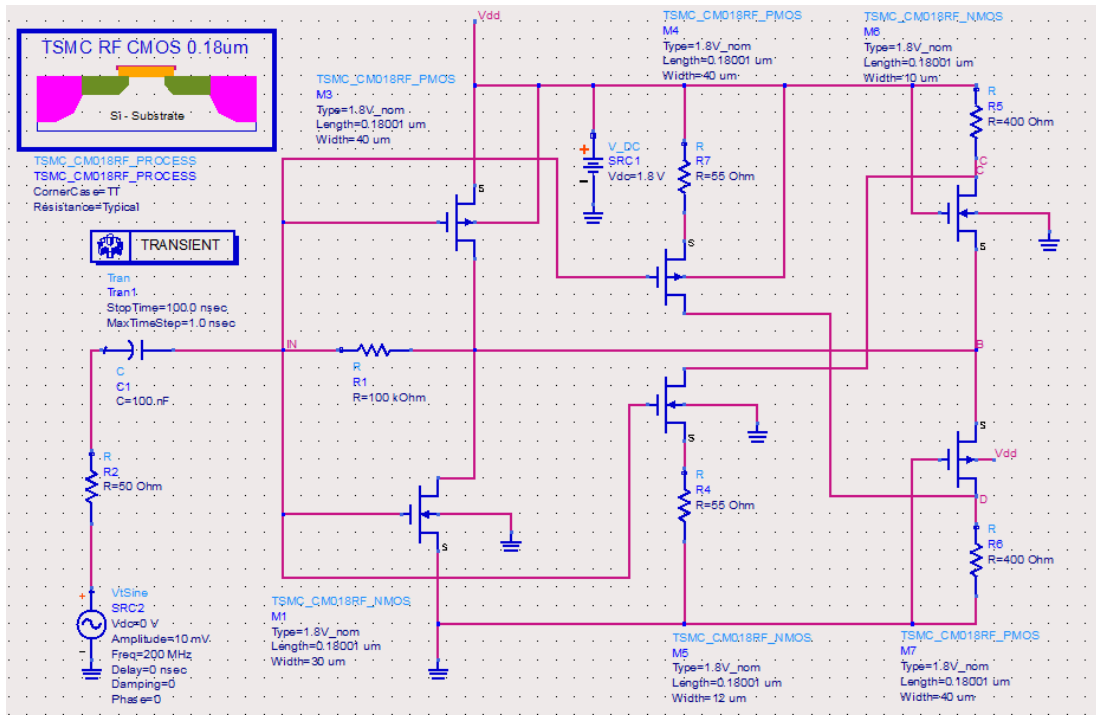


Εικόνα 8 (c) – Αποτελέσματα 1^{ου}μέρους / 2^{ου} Σταδίου

Στη εικόνα 8 (c) παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του 1^{ου} μέρους του 2^{ου} σταδίου. Με μπλε χρώμα δηλώνεται το σήμα στον κόμβο D, με ροζ χρώμα το σήμα στον κόμβο C και με κόκκινο χρώμα το σήμα στην είσοδο IN. Τα equations δείχνουν το πλάτος του κάθε σήματος. Για $V_{in} = 20mV$, $V_D = 33mV$ και $V_C = 28mV$ μπορεί να διαπιστωθεί ότι τα σήματα στους κόμβους C και D είναι ενισχυμένα σε σχέση με το αρχικό σήμα παρόλο που η ενίσχυση δεν είναι μεγάλη. Τα πλάτη των σημάτων υπερβαίνουν κατά 0,5 το πλάτος του σήματος στην είσοδο (κόμβο IN). Συνεπώς, η ενίσχυση που ήταν επιθυμητή στο συγκεκριμένο στάδιο, αν και μικρή, επιτεύχθηκε στα σήματα στους κόμβους C και D.

3.2.3.2 Σχεδιασμός 2^{ου} Μέρους- 2^{ου} Σταδίου

Η υλοποίηση του 2^{ου} μέρους του 2^{ου} σταδίου έγινε με σκοπό να ενισχυθούν τα σήματα στους κόμβους C και D, αλλά να προστεθούν τα σήματα σε αυτούς του κόμβους επιτυγχάνοντας απαλοιφή θορύβου όπως συμβαίνει στην εικόνα 5 (στο σύμβολο “συν”).



Εικόνα 9 (a) – 2ο Μέρος / 2ο Σταδίο Σχεδιασμού

Στην εικόνα 9(a) φαίνεται η σχεδίαση του 2^{ου} μέρους του 2^{ου} σταδίου. Αρχικά, υλοποιείται το πρώτο στάδιο, ακολουθεί η εφαρμογή του 1^{ου} μέρους του 2^{ου} σταδίου και στο τέλος εφαρμόζεται και το 2^ο μέρος του 2^{ου} σταδίου. Για την υλοποίηση του 2^{ου} μέρους χρησιμοποιήθηκαν δύο επιπλέον τρανζίστορ ένα τύπου NMOS (M6) και ένα τύπου PMOS (M7). Το μήκος των τρανζίστορ καθορίζεται από τη βιβλιοθήκη στα 18μm, ενώ το πλάτος επιλέχθηκε για το M6 στα 10μm και για το M7 στα 40μm. Η επιλογή του πλάτους έγινε με βάση την απόδοση του 2^{ου} σταδίου και ολόκληρου του κυκλώματος.

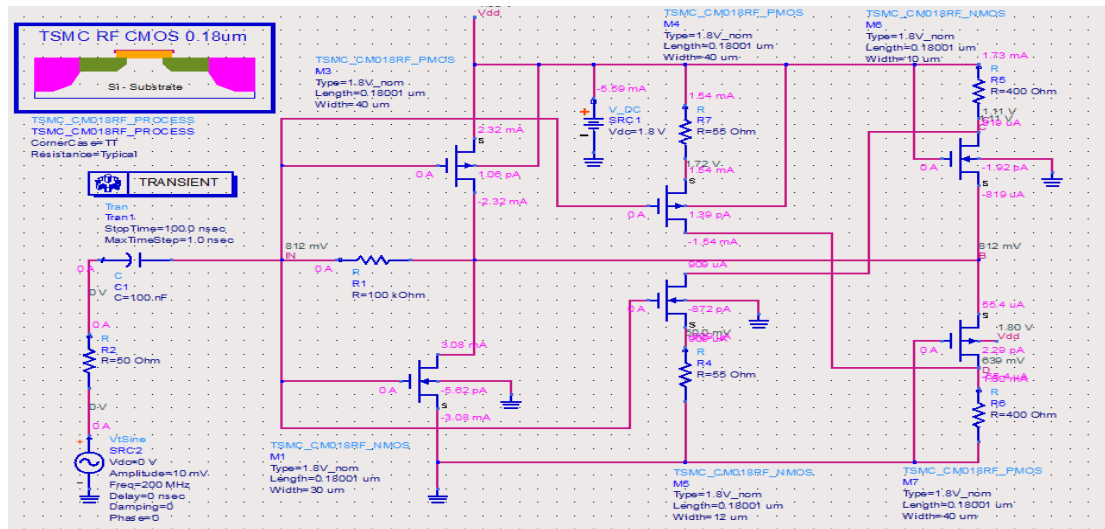
Τα Gate των τρανζίστορ M6, M7 συνδέονται με την τροφοδοσία και τη γείωση αντίστοιχα, και τα Source των τρανζίστορ συνδέονται μεταξύ τους και με την έξοδο του 1^{ου} σταδίου, δηλαδή τον κόμβο B. Το πιο σημαντικό σε αυτό τον σχεδιασμό είναι η σύνδεση του Drain του τρανζίστορ M4 με το Drain του M7 και η σύνδεση του Drain του τρανζίστορ M5 με το Drain του M6 και με τις αντίστοιχες αντιστάσεις που υπήρχαν ήδη από το 1^ο μέρος του 2^{ου} σταδίου. Η σύνδεση αυτή επιτυγχάνει την

πρόσθεση των δύο σημάτων στους κόμβους C και D, που υποθετικά είναι στην μορφή, όπως δηλώνεται στην εικόνα 4, S+N (για τον κόμβο C) και S-N (για τον κόμβο D) και την απαλοιφή του θορύβου, όπως δηλώνεται από την εικόνα 5.

Οι τιμές των αντιστάσεων R7, R4, R5, R6 παρέμειναν ίδιες αφού η επιλογή τους έγινε με βάση την ορθή πόλωση των τρανζίστορ και των δύο μερών του 2^{ου} σταδίου όπως επίσης και των αποτελεσμάτων του συνολικού κυκλώματος.

3.2.3.2.1 DC Ανάλυση 2^{ου} Μέρους- 2^{ου} Σταδίου Σχεδίασης

Αφού ολοκληρώθηκε ο σχεδιασμός του 2^{ου} μέρους του 2^{ου} σταδίου, ακολουθεί η dc ανάλυση για το κύκλωμα για να διαπιστωθεί ότι τα τρανζίστορ λειτουργούν. Στην εικόνα 9 (b) παρουσιάζεται το κύκλωμα και τα ρεύματα πόλωσης σε κάθε σημείο του καθώς επίσης και οι τάσεις για κάθε τρανζίστορ.



Device Operating Point:6	M1	Device Operating Point:6	M3	Device Operating Point:6	M5
Vth	0.515	Vth	-0.508441	Vth	0.527743
Vdsat	0.204502	Vdsat	-0.355063	Vdsat	0.165052
Capbd	2.15656e-014	Capbd	3.33881e-014	Capbd	8.18511e-015
Capbs	0	Capbs	0	Capbs	1.11418e-014
CgdM	0	CgdM	0	CgdM	0
CgbM	0	CgbM	0	CgbM	0
CgsM	0	CgsM	0	CgsM	0
DqgDvgb	5.28692e-014	DqgDvgb	6.9506e-014	DqgDvgb	2.127e-014
DqgDvdb	-1.09363e-014	DqgDvdb	-1.29867e-014	DqgDvdb	-4.36238e-015
DqgDvsb	-3.74516e-014	DqgDvsb	-5.42311e-014	DqgDvsb	-1.51213e-014
DqbDvgb	-5.74373e-015	DqbDvgb	-8.85824e-015	DqbDvgb	-2.55497e-015
DqbDvdb	6.75224e-018	DqbDvdb	5.57772e-018	DqbDvdb	4.64585e-018
DqbDvsb	-5.93054e-015	DqbDvsb	-4.71812e-015	DqbDvsb	-1.94019e-015
DqdDvgb	-1.10312e-014	DqdDvgb	-1.3158e-014	DqdDvgb	-4.39807e-015
DqdDvdb	1.10127e-014	DqdDvdb	1.31456e-014	DqdDvdb	4.39345e-015
DqdDvsb	3.07299e-017	DqdDvsb	2.75287e-017	DqdDvsb	6.60352e-018
Vgs	0.811879	Vgs	-0.988121	Vgs	0.761859
Vds	0.811879	Vds	-0.988121	Vds	1.05873
Vbs	0	Vbs	0	Vbs	-0.0500194

Device Operating Point:6 M4		Device Operating Point:6 M6		Device Operating Point:6 M7	
Vth	-0.535495	Vth	0.700803	Vth	-0.784404
Vdsat	-0.295093	Vdsat	0.192583	Vdsat	-0.0902509
Capbd	3.22401e-014	Capbd	6.8432e-015	Capbd	3.22401e-014
Capbs	4.33391e-014	Capbs	7.28078e-015	Capbs	3.33881e-014
CgdM	0	CgdM	0	CgdM	0
CgbM	0	CgbM	0	CgbM	0
CgsM	0	CgsM	0	CgsM	0
DqgDvgb	6.8948e-014	DqgDvgb	1.78436e-014	DqgDvgb	5.59911e-014
DqgDvdb	-1.29576e-014	DqgDvdb	-3.67269e-015	DqgDvdb	-1.29125e-014
DqgDvsb	-5.34934e-014	DqgDvsb	-1.28107e-014	DqgDvsb	-3.83361e-014
DqbDvgb	-8.70587e-015	DqbDvgb	-1.9785e-015	DqbDvgb	-7.97558e-015
DqbDvdb	1.33696e-017	DqbDvdb	-8.55559e-017	DqbDvdb	-4.82386e-017
DqbDvsb	-4.44328e-015	DqbDvsb	-8.31754e-016	DqbDvsb	-1.77956e-015
DqdDvgb	-1.31407e-014	DqdDvgb	-3.90555e-015	DqdDvgb	-1.35352e-014
DqdDvdb	1.31269e-014	DqdDvdb	3.95264e-015	DqdDvdb	1.33176e-014
DqdDvsb	2.31767e-017	DqdDvsb	-4.63024e-018	DqdDvsb	3.16271e-016
Vgs	-0.903278	Vgs	0.988121	Vgs	-0.811879
Vds	-1.07596	Vds	0.296873	Vds	-0.172684
Vbs	0.0848434	Vbs	-0.811879	Vbs	0.988121

Εικόνα 9 (b) – DCανάλυση 2ου μέρους / 2ου σταδίου

Η εικόνα 9 (b) παρουσιάζει τα αποτελέσματα από τη dc ανάλυση των M1, M3, M4, M5, M6 και M7. Γίνεται αναλυτική μελέτη για την πόλωση του κάθε τρανζίστορ καθώς η συνδεσμολογία του 2^{ου} μέρους επηρεάζει τα προηγούμενα στάδια και συνεπώς και την σωστή λειτουργία τους. Μπορεί να διαπιστωθεί ότι τα τρανζίστορ λειτουργούν σωστά αφού βρίσκονται στη περιοχή του κόρου. Ακολουθεί αναλυτική μελέτη για κάθε τρανζίστορ:

- Για το M1

$$V_{gs} = 0,811879 > V_{th} = 0,515$$

$$V_{ds} = 0,811879 > V_{dsat} = 0,204502$$

$$V_{ds} = 0,811879 > V_{gs} - V_{th} = 0,296879$$

- Για το M3

$$V_{gs} = -0,988121 < V_{th} = - 0,508441$$

$$V_{ds} = -0,988121 < V_{dsat} = - 0,355063$$

$$V_{ds} = -0,988121 < V_{gs} - V_{th} = - 0,47968$$

- Για το M5

$$V_{gs} = 0,761859 > V_{th} = 0,527743$$

$$V_{ds} = 1,05873 > V_{dsat} = 0,165052$$

$$V_{ds} = 1,05873 > V_{gs} - V_{th} = 0,234116$$

- Για το M4

$$V_{gs} = -0,903278 < V_{th} = - 0,535495$$

$$V_{ds} = - 1,07596 < V_{dsat} = - 0,295093$$

$$V_{ds} = - 1,07596 < V_{gs} - V_{th} = - 0,367783$$

- Για το M6

$$V_{gs} = 0,988121 > V_{th} = 0,700803$$

$$V_{ds} = 0,296873 > V_{dsat} = 0,192583$$

$$V_{ds} = 0,296873 > V_{gs} - V_{th} = 0,287318$$

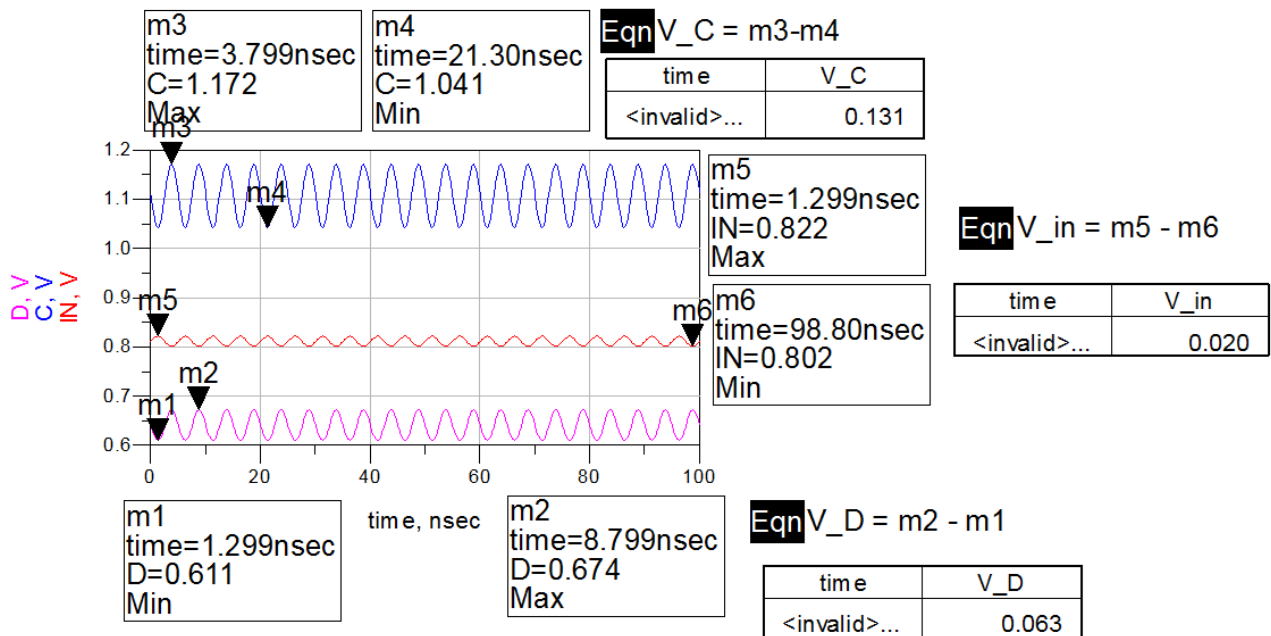
- Για το M7

$$V_{gs} = -0,81879 < V_{th} = -0,784404$$

$$V_{ds} = -0,172684 < V_{dsat} = -0,0902509$$

$$V_{ds} = -0,172684 < V_{gs} - V_{th} = -0,03132$$

3.2.3.1.2 Αποτελέσματα 2^{ου} Σταδίου Σχεδίασης (Συνολικά)



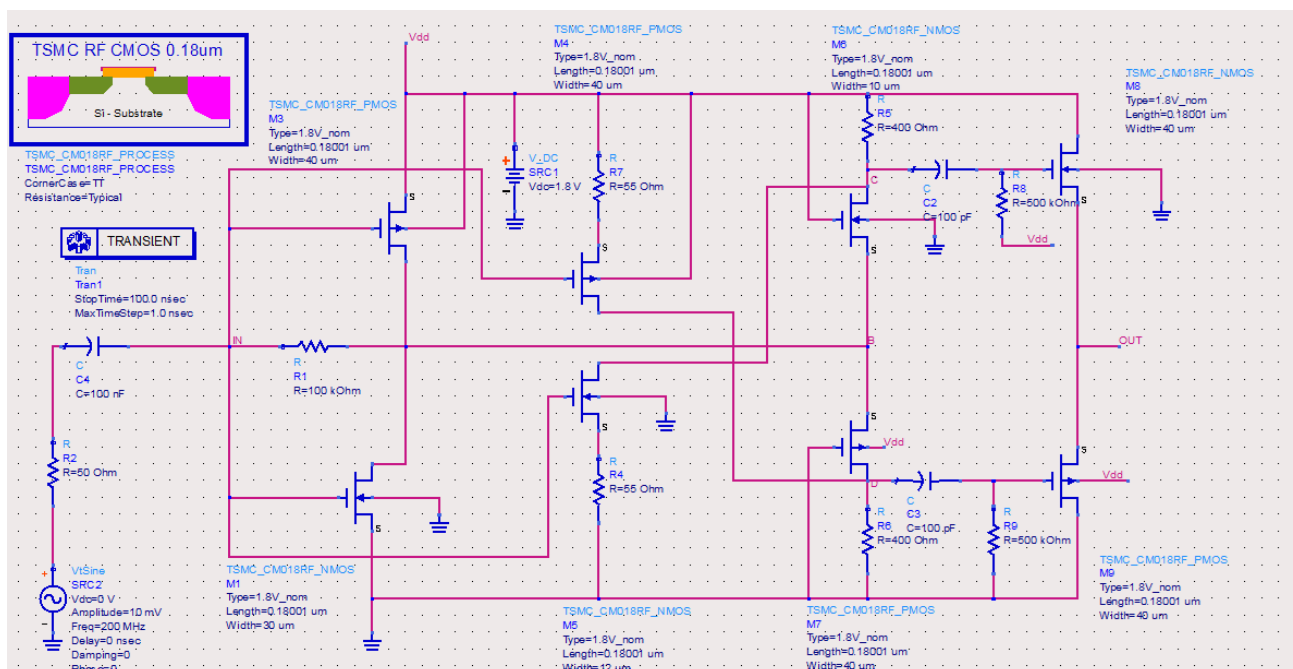
Εικόνα 9 (c) – Αποτελέσματα 2ου σταδίου

Στη εικόνα 9 (c) παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του 2^{ου} σταδίου. Μπορεί το 2^ο στάδιο να αποτελείται από 2 μέρη, ωστόσο τα αποτελέσματα στους κόμβους C και D αφορούν συνολικά το 2^ο στάδιο. Με μπλε χρώμα δηλώνεται το σήμα στον κόμβο C, με ροζ χρώμα το σήμα στον κόμβο D και με κόκκινο χρώμα το σήμα στην είσοδο IN. Τα equations δείχνουν το πλάτος του κάθε σήματος. Για $V_{in} = 20\text{mV}$, $V_D = 63\text{mV}$ και $V_C = 131\text{mV}$ μπορεί να διαπιστωθεί ότι τα σήματα στους κόμβους C και D είναι ενισχυμένα σε σχέση με το αρχικό σήμα αλλά και σε σχέση με τα αποτελέσματα του 1^{ου} μέρους αυτού του σταδίου. Το πλάτος του σήματος στον κόμβο C είναι περίπου εξαπλάσιο του πλάτους του σήματος στην είσοδο (κόμβο IN), ενώ το πλάτος του σήματος στον κόμβο D είναι περίπου τριπλάσιο του πλάτους του σήματος στην

είσοδο (κόμβο IN) . Αυτή η διαφορά στα πλάτη των σημάτων των C και D οφείλεται στα πλάτη των τρανζίστορ M6 και M7 τα οποία, όπως έχει αναφερθεί στην ενότητα 4.2.3.2, επιλέχθηκαν κυρίως με βάση την καλύτερη απόδοση του συνολικού κυκλώματος. Συνεπώς, η ενίσχυση που ήταν επιθυμητή στο συγκεκριμένο στάδιο επιτεύχθηκε στα σήματα στους κόμβους C και D όπως επίσης και η απαλοιφή του θορύβου στην οποία δεν έγινε αναφορά στα αποτελέσματα του 2^{ου} σταδίου αλλά θα γίνει αναλυτική μελέτη στο επόμενο κεφάλαιο.

3.2.4 Σχεδιασμός 3^{ου} Σταδίου

Στις εικόνες 4 και 5 παρατηρείται πως η σχεδίαση του LNA σταματάει στο στάδιο που γίνεται η πρόσθεση των σημάτων και η απαλοιφή του θορύβου. Όμως στο κύκλωμα που σχεδιάστηκε στο 2^ο στάδιο υπάρχουν δυο εξοδοι στους κόμβους C και D που περιέχουν το αρχικό σήμα ενισχυμένο και απαλλαγμένο από θόρυβο. Σκοπός της σχεδίασης του 3^{ου} σταδίου είναι να επιτευχθεί η πρόσθεση των σημάτων των κόμβων C και D με σκοπό την απολαβή του σήματος εξόδου του κυκλώματος. Με τη σχεδίαση του 3^{ου} σταδίου, ολοκληρώνεται και η σχεδίαση του κυκλώματος.



Εικόνα 10 (α) – 3^οΣτάδιο Σχεδιασμού

Στην εικόνα 10 (α) φαίνεται η σχεδίαση του 3^{ου} σταδίου. Αρχικά, υλοποιείται το πρώτο στάδιο, ακολουθεί η εφαρμογή του 2^{ου} σταδίου και στο τέλος εφαρμόζεται και το 3^ο και τελευταίο στάδιο.

Για την υλοποίηση του 3^{ου} μέρους χρησιμοποιήθηκαν δύο επιπλέον τρανζίστορ ένα τύπου NMOS (M8) και ένα τύπου PMOS (M9). Το μήκος των τρανζίστορ

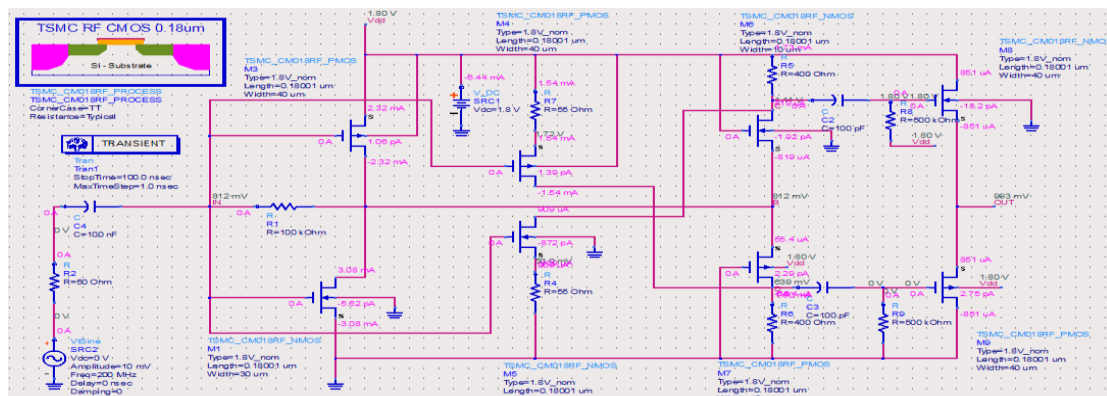
καθορίζεται από τη βιβλιοθήκη στα 18μm, ενώ το πλάτος επιλέχθηκε για τα δύο στα 40μm. Ακόμα, σε αυτό το στάδιο προστέθηκαν πυκνωτές και αντιστάσεις για να απομονώσουν τα dc ρεύματα στο κύκλωμα με σκοπό την ορθή πόλωση των M8 και M9 και γενικά την ορθή λειτουργία ολόκληρου του 3^{ου} σταδίου, παρόλο που στην εικόνα 6 δεν υλοποιείται τέτοια δομή.

Επειδή ο σκοπός αυτού του σταδίου έχει να κάνει με την πρόσθεση των σημάτων από τους κόμβους C και D είναι προφανές ότι οι είσοδοι του 3^{ου} σταδίου είναι οι έξοδοι του 2^{ου}. Γι αυτό το λόγο, το Gate του τρανζίστορ M8 συνδέεται με τον κόμβο C, στην οποία σύνδεση παρεμβάλλονται η αντίσταση R8 = 500KΩ και ο πυκνωτής C2 = 100pF, για το λόγο της πόλωσης, όπως φαίνεται στην εικόνα 10 (a). Η ίδια ακριβώς σύνδεση ακολουθείται και για το M9 στην οποία το Gate συνδέεται μέσω της σύνδεσης της αντίστασης R9 = 500KΩ και του πυκνωτή C3 = 100pF στον κόμβο D. Τέλος, τα Drain των M8 και M9 οδηγούνται στην τροφοδοσία και στην γείωση αντίστοιχα, ενώ τα Source των τρανζίστορ ενώνονται μεταξύ τους και δίνουν την έξοδο του κυκλώματος OUT.

Οι τιμές των αντιστάσεων R8 και R9 όπως και των πυκνωτών C2 και C3 επιλέχθηκαν να είναι ίδιες ανά είδος στοιχείου ενώ οι τιμές που χρησιμοποιήθηκαν έγιναν με βάση την ορθή πόλωση των τρανζίστορ M8 και M9 αλλά και της καλύτερης λειτουργίας ολόκληρου του κυκλώματος.

3.2.4.1 DC Ανάλυση 3^{ου} Σταδίου Σχεδίασης - Συνολικά

Αφού ολοκληρώθηκε με το σχεδιασμό του 3^{ου} σταδίου, ο σχεδιασμός ολόκληρου του κυκλώματος, είναι σημαντικό σε αυτό το σημείο να γίνει dc ανάλυση για ολόκληρο το κύκλωμα προκειμένου να ελεγχθεί η σωστή του λειτουργία. Στην εικόνα 10 (b) παρουσιάζεται το κύκλωμα και τα ρεύματα πόλωσης σε κάθε σημείο του καθώς επίσης και οι τάσεις για κάθε τρανζίστορ.



Device Operating Point:6	M1	Device Operating Point:6	M3	Device Operating Point:6	M5	Device Operating Point:2	M9
Vth	0.515	Vth	-0.508441	Vth	0.527743	Vth	-0.731735
Vdsat	0.204502	Vdsat	-0.355063	Vdsat	0.165052	Vdsat	-0.239898
Capbd	2.15656e-014	Capbd	3.33881e-014	Capbd	8.18511e-015	Capbd	2.89429e-014
Capbs	0	Capbs	0	Capbs	1.11418e-014	Capbs	3.4762e-014
CgdM	0	CgdM	0	CgdM	0	CgdM	0
CgbM	0	CgbM	0	CgbM	0	CgbM	0
CgsM	0	CgsM	0	CgsM	0	CgsM	0
DqgDvgb	5.28692e-014	DqgDvgb	6.9506e-014	DqgDvgb	2.127e-014	DqgDvgb	6.80552e-014
DqgDvdb	-1.09363e-014	DqgDvdb	-1.29867e-014	DqgDvdb	-4.36238e-015	DqgDvdb	-1.27413e-014
DqgDvsb	-3.74516e-014	DqgDvsb	-5.42311e-014	DqgDvsb	-1.51213e-014	DqgDvsb	-5.30391e-014
DqbDvgb	-5.74373e-015	DqbDvgb	-8.85824e-015	DqbDvgb	-2.55497e-015	DqbDvgb	-8.23359e-015
DqbDvdb	6.75224e-018	DqbDvdb	5.57772e-018	DqbDvdb	4.64585e-018	DqbDvdb	1.51625e-017
DqbDvsb	-5.93054e-015	DqbDvsb	-4.71812e-015	DqbDvsb	-1.94019e-015	DqbDvsb	-1.96085e-015
DqdDvgb	-1.10312e-014	DqdDvgb	-1.3158e-014	DqdDvgb	-4.39807e-015	DqdDvgb	-1.31409e-014
DqdDvdb	1.10127e-014	DqdDvdb	1.31456e-014	DqdDvdb	4.39345e-015	DqdDvdb	1.31239e-014
DqdDvsb	3.07299e-017	DqdDvsb	2.75287e-017	DqdDvsb	6.60352e-018	DqdDvsb	2.48642e-017
Vgs	0.811879	Vgs	-0.988121	Vgs	0.761859	Vgs	-0.992946
Vds	0.811879	Vds	-0.988121	Vds	1.05873	Vds	-0.992946
Vbs	0	Vbs	0	Vbs	-0.0500194	Vbs	0.807054

Device Operating Point:6	M4	Device Operating Point:6	M6	Device Operating Point:6	M7	Device Operating Point:2	M8
Vth	-0.535495	Vth	0.700803	Vth	-0.784404	Vth	0.727111
Vdsat	-0.295093	Vdsat	0.192583	Vdsat	-0.0902509	Vdsat	0.112782
Capbd	3.22401e-014	Capbd	6.8432e-015	Capbd	3.22401e-014	Capbd	2.41199e-014
Capbs	4.33391e-014	Capbs	7.28078e-015	Capbs	3.33881e-014	Capbs	2.75989e-014
CgdM	0	CgdM	0	CgdM	0	CgdM	0
CgbM	0	CgbM	0	CgbM	0	CgbM	0
CgsM	0	CgsM	0	CgsM	0	CgsM	0
DqgDvgb	6.8948e-014	DqgDvgb	1.78436e-014	DqgDvgb	5.59911e-014	DqgDvgb	6.55372e-014
DqgDvdb	-1.29576e-014	DqgDvdb	-3.67269e-015	DqgDvdb	-1.29125e-014	DqgDvdb	-1.43128e-014
DqgDvsb	-5.34934e-014	DqgDvsb	-1.28107e-014	DqgDvsb	-3.83361e-014	DqgDvsb	-4.47412e-014
DqbDvgb	-8.70587e-015	DqbDvgb	-1.9785e-015	DqbDvgb	-7.97558e-015	DqbDvgb	-6.90571e-015
DqbDvdb	1.33696e-017	DqbDvdb	-8.55559e-017	DqbDvdb	-4.82386e-017	DqbDvdb	4.8967e-017
DqbDvsb	-4.44328e-015	DqbDvsb	-8.31754e-016	DqbDvsb	-1.77956e-015	DqbDvsb	-4.38674e-015
DqdDvgb	-1.31407e-014	DqdDvgb	-3.90555e-015	DqdDvgb	-1.35352e-014	DqdDvgb	-1.46833e-014
DqdDvdb	1.31269e-014	DqdDvdb	3.95264e-015	DqdDvdb	1.33176e-014	DqdDvdb	1.46584e-014
DqdDvsb	2.31767e-017	DqdDvsb	-4.63024e-018	DqdDvsb	3.16271e-016	DqdDvsb	2.98978e-017
Vgs	-0.903278	Vgs	0.988121	Vgs	-0.811879	Vgs	0.807054
Vds	-1.07596	Vds	0.296873	Vds	-0.172684	Vds	0.807054
Vbs	0.0848434	Vbs	-0.811879	Vbs	0.988121	Vbs	-0.992946

Εικόνα 10 (b) – DCανάλυση 3ου σταδίου - Συνολικά

Στην εικόνα 10 (b) φαίνονται τα αποτελέσματα από τη dc ανάλυση ολόκληρου του κυκλώματος. Παρουσιάζεται η αναλυτική μελέτη για την πόλωση του κάθε τρανζίστορ καθώς ολοκληρώθηκε η σχεδίαση του κυκλώματος και είναι συνεπώς ορθό να ελεγχθεί κάθε στοιχείο του. Παρατηρείται πως στα τρανζίστορ M1, M3, M4, M5, M6 και M7 η πόλωση τους δεν επηρεάζεται από το 3^ο στάδιο αφού διατηρούν τις τιμές των τάσεων τους στις ίδιες τιμές με το 2^ο στάδιο (ίδια αποτελέσματα με την εικόνα 10(b)) και βρίσκονται στον κόρο. Συνεπώς, θα γίνει αναλυτική μελέτη για τα τρανζίστορ M8 και M9, στα οποία διαπιστώνεται και από την εικόνα 10 (b) ότι βρίσκονται στη περιοχή του κόρου.

- Για το M8

$$V_{gs} = 0,807054 > V_{th} = 0,727111$$

$$V_{ds} = 0,807054 > V_{dsat} = 0,112782$$

$$V_{ds} = 0,807054 > V_{gs} - V_{th} = 0,143429$$

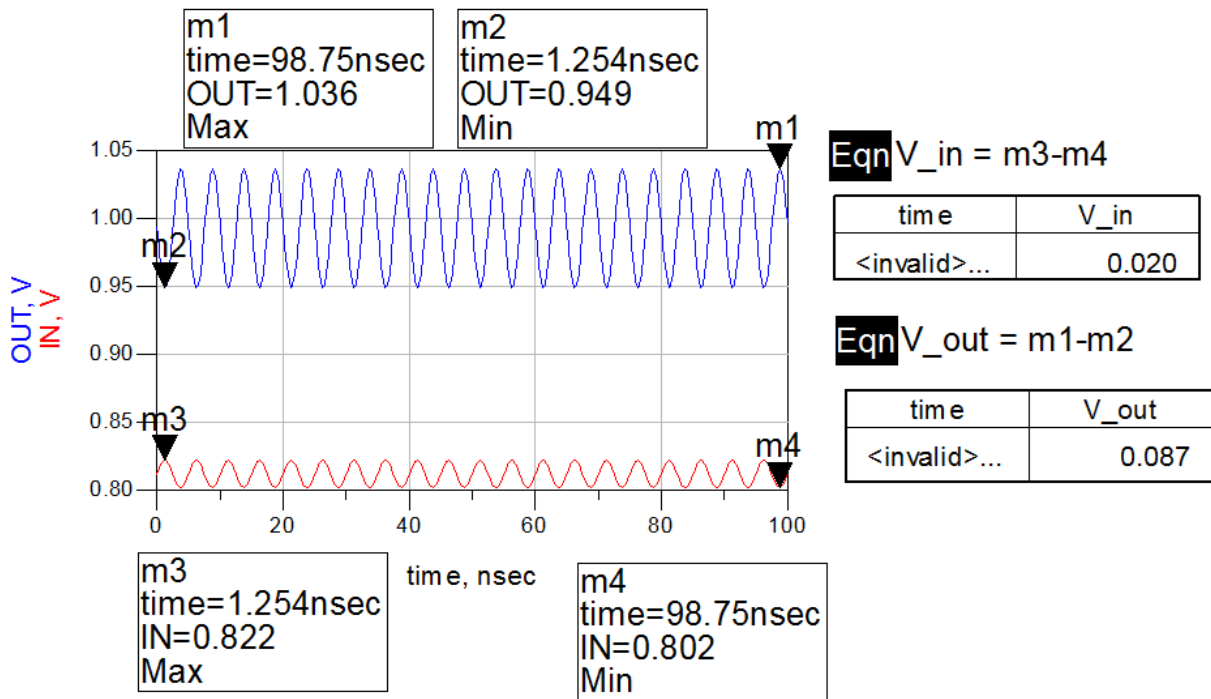
- Για το M9

$$V_{gs} = -0,992946 < V_{th} = -0,731735$$

$$V_{ds} = -0,992946 < V_{dsat} = -0,239898$$

$$V_{ds} = -0,992946 < V_{gs} - V_{th} = -0,261211$$

3.2.4.2 Αποτελέσματα 3^{ου} Σταδίου Σχεδίασης - Συνολικά



Εικόνα 10 (c) – Αποτελέσματα 3^{ου} Σταδίου – Συνολικά

Στη εικόνα 10 (c) παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του κυκλώματος σε transient ανάλυση. Με μπλε χρώμα δηλώνεται το σήμα εξόδου στον κόμβο OUT και με κόκκινο χρώμα το σήμα στην είσοδο IN. Τα equations δείχνουν το πλάτος του κάθε σήματος. Για $V_{in} = 20\text{mV}$ και $V_{out} = 87\text{mV}$ είναι φανερό ότι το σήμα στην έξοδο είναι ενισχυμένο σε σχέση με το αρχικό σήμα. Συγκεκριμένα, το πλάτος του σήματος στον κόμβο OUT υπερβαίνει κατά 4,5 φορές περίπου το πλάτος του σήματος στην είσοδο (κόμβο IN). Συνεπώς, το σήμα στην έξοδο είναι ενισχυμένο κάτι το οποίο είναι επιθυμητό και ικανοποιεί τους σκοπούς της σχεδίασης αυτού του κυκλώματος.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

4.1 Ανάλυση του Κυκλώματος με Component S – Parameters

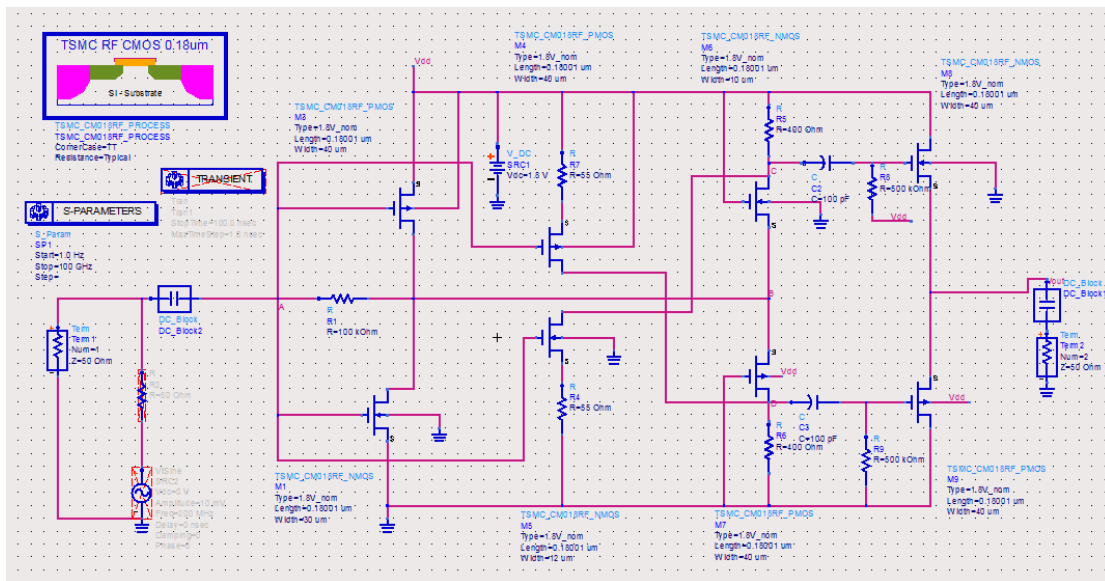
Στο κεφάλαιο 3 έγινε αναλυτική περιγραφή της σχεδίασης του κυκλώματος καθώς και των αποτελεσμάτων τόσο των ενδιάμεσων σταδίων όσο και του ολοκληρωμένου κυκλώματος, σε transient ανάλυση. Στο παρόν κεφάλαιο θα γίνει ανάλυση του κυκλώματος σε S-Parameters για να εξαχθούν τα πραγματικά αποτελέσματα για τον LNA και να καθοριστεί το εύρος συχνοτήτων λειτουργίας.

Οι S-Parameters περιγράφουν την συμπεριφορά των γραμμικών κυκλωμάτων όταν υποβάλλονται σε διάφορα ερεθίσματα σταθερών καταστάσεων των σημάτων. Ο λόγος για τον οποίο χρησιμοποιούνται οι S-Parameters είναι διότι μπορούν να εκφράσουν αρκετές από τις ιδιότητες των κυκλωμάτων όπως το κέρδος, τις απώλειες σε ένα κύκλωμα, τους συντελεστές ανάκλασης και τη σταθερότητα ενός ενισχυτή. Ιδιαίτερο γνώρισμά τους είναι το ότι δεν χρησιμοποιούν τις συνθήκες των ανοιχτών ή βραχυκυκλωμένων κυκλωμάτων για να χαρακτηρίσουν ένα γραμμικό κύκλωμα, αντίθετα, κάνουν matching σε φορτία που ήδη χρησιμοποιούνται.

Για να γίνει ανάλυση σε S-Parameters θα πρέπει αρχικά να οριστούν κάποιες πληροφορίες για τον καθορισμό του συνόλου των παραμέτρων. Αυτές είναι:

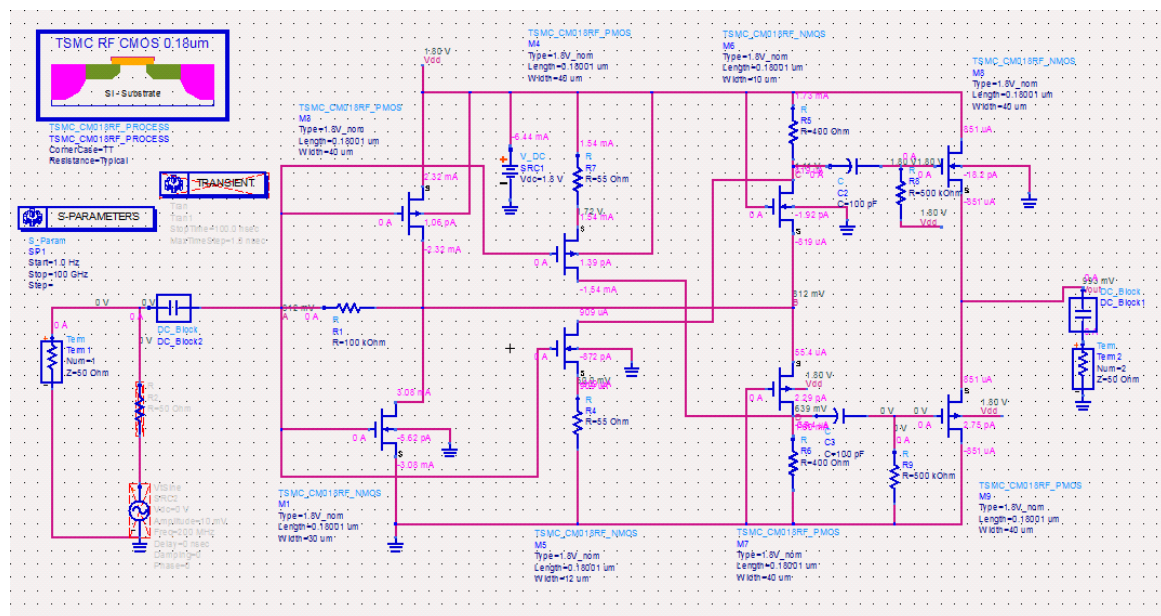
- Η συχνότητα στην οποία λειτουργεί σωστά το κύκλωμα
- Η χαρακτηριστική αντίσταση στην είσοδο και έξοδο
- Ο αριθμός θυρών
- Συνθήκες οι οποίες μπορεί να επηρεάσουν το κύκλωμα όπως θερμοκρασία, τάση ελέγχου, ρεύμα πόλωσης

Για να πραγματοποιηθεί η S-Parameters ανάλυση στον LNA που έχει σχεδιαστεί θα πρέπει να ακολουθηθούν κάποιες ενέργειες όσον αφορά τη σχεδίασή του. Αρχικά, θα πρέπει να απενεργοποιηθεί το component Transient καθώς η πηγή Vtsine και η αντίσταση της πηγής R2, όπως φαίνεται στην εικόνα 11. Ακόμα, στην είσοδο του κυκλώματος ο πυκνωτής C1 αντικαθίσταται από DC BLOCK. Το DC BLOCK λειτουργεί σαν ιδανικός πυκνωτής άπειρης χωρητικότητας και εμποδίζει τα dc ρεύματα.



Εικόνα 11 – Ανάλυση Κυκλώματος σε S-Parameters

Το κύκλωμα θα πρέπει να έχει προκαθορισμένη λειτουργία με συγκεκριμένο φορτίο στην είσοδο και στην έξοδο. Αυτό σημαίνει πως η πόλωση των τρανζίστορ δεν μεταβάλλεται, παραμένει ίδια συνεπώς λειτουργεί ακριβώς όπως και στην transient ανάλυση (εικόνα 12), όταν σε αυτό τοποθετηθεί φορτίο στην είσοδο και στην έξοδο. Στο συγκεκριμένο κύκλωμα τα φορτία που τοποθετήθηκαν έχουν μέγεθος της τάξης των 50Ω, τιμή η οποία καθορίζεται από τις προδιαγραφές της S-Parameters. Ακόμα, στην έξοδο εκτός από το φορτίο των 50Ω τοποθετείται DC BLOCK για τον ίδιο λόγο που τοποθετήθηκε και στην είσοδο.



Εικόνα 12 – Ανάλυση Κυκλώματος σε S-Parameters- Έλεγχος dc

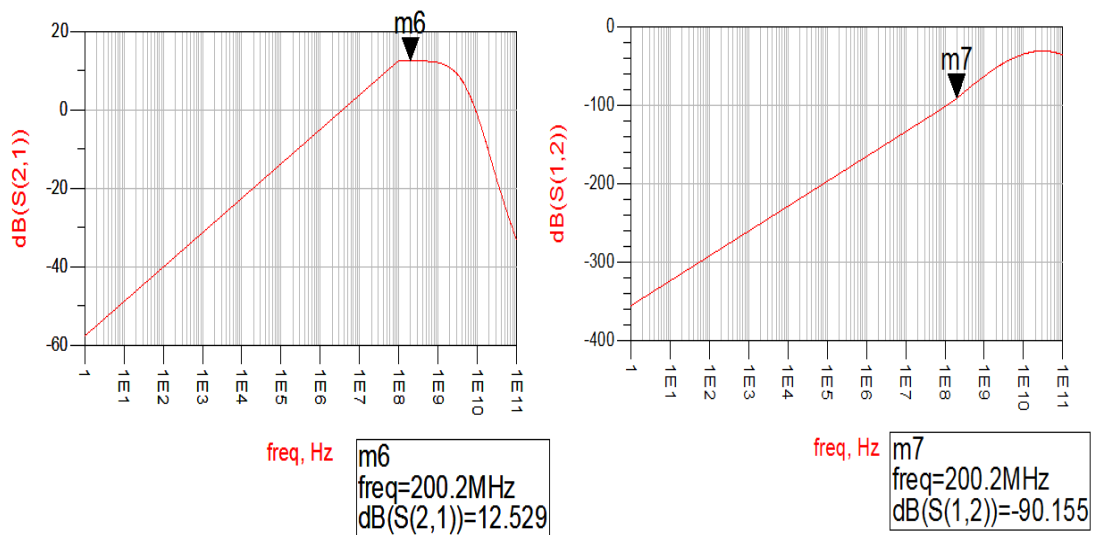
Αφού ορίστηκε η χαρακτηριστική αντίσταση στην είσοδο και στην έξοδο θα πρέπει να οριστούν και οι υπόλοιπες πληροφορίες για το κύκλωμα. Η συχνότητα λειτουργίας για τον LNA που έχει ως εφαρμογή του την ασύρματη επικοινωνία στο ανθρώπινο σώμα είναι στα 200MHz. Η επιλογή της συχνότητας έγινε με βάση τη συχνότητα στην οποία αποδίδει καλύτερα η HBC. Ο αριθμός θυρών για το κύκλωμα είναι δύο και δεν επηρεάζεται από τη θερμοκρασία, από τάσεις ελέγχου ή από ρεύματα πόλωσης.

Τέλος, σαν component χρησιμοποιείται το S-Parameters από τη βιβλιοθήκη Simulation-S_Param. Η ανάλυση θα ξεκινήσει από τα 1Hz με βηματισμό 100MHz έως τα 100GHz.

4.2 Αποτελέσματα

Στην ενότητα αυτή θα γίνει η παρουσίαση των αποτελεσμάτων τα οποία εξάγονται από τις τέσσερις παραμέτρους, S_{11} , S_{21} , S_{12} και S_{22} της S-Parameters, καθώς επίσης και από το noise figure του κυκλώματος.

Στην εικόνα 13 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των S_{21} και S_{12} παραμέτρων.



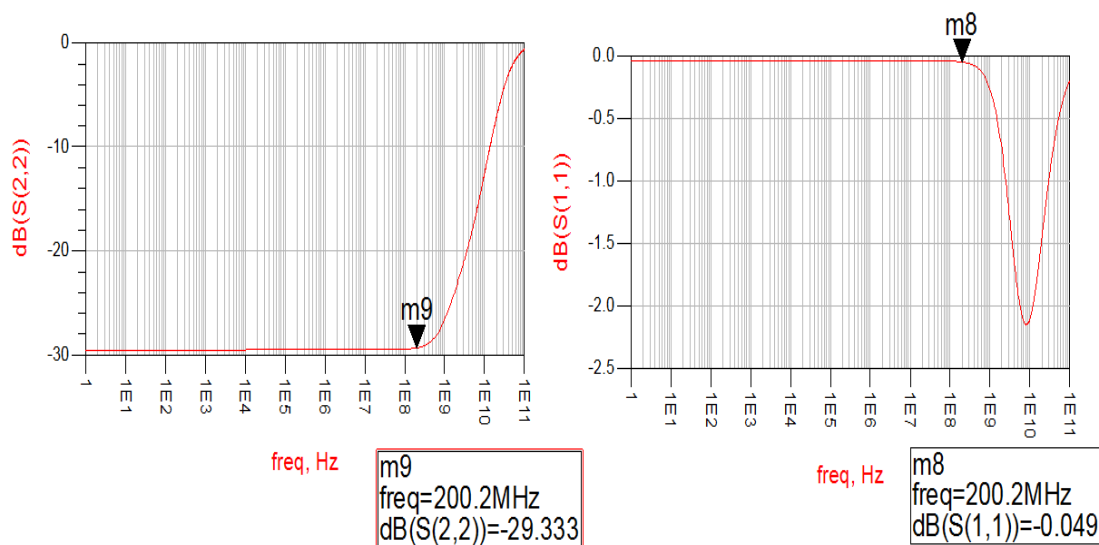
Εικόνα 13 – S_{21} και S_{12} παράμετροι

Η S_{21} παράμετρος αντιπροσωπεύει το κέρδος (forward gain) του ενισχυτή. Το κέρδος για έναν ενισχυτή είναι πολύ σημαντικό καθώς ορίζει τη δυνατότητα του να αυξήσει την ισχύ ή το πλάτος ενός σήματος. Κέρδος μεγαλύτερο από ένα (0 dB) σημαίνει ενίσχυση και καθορίζει ένα ενεργό κύκλωμα. Για τον LNA, από την εικόνα 13 (αριστερό διάγραμμα), φαίνεται πως το κέρδος του ενισχυτή είναι σταθερό για το

εύρος τιμών 100MHz ως 1GHz. Συνεπώς, το κέρδος για τη συχνότητα λειτουργίας του LNA στα 200MHz είναι σταθερό και έχει τη μέγιστη τιμή που μπορεί να αποκτήσει σε κέρδος ο ενισχυτής για αυτό το κύκλωμα, με τιμή 12,529dB.

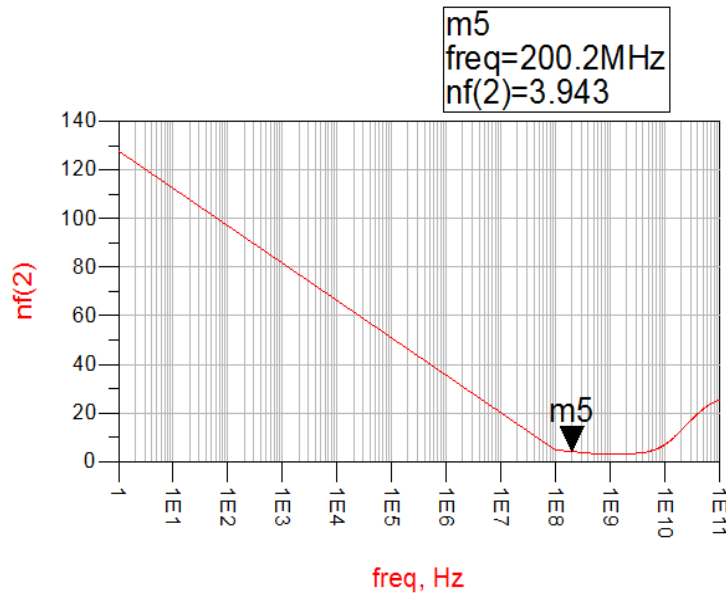
Η S_{12} παράμετρος αντιπροσωπεύει το αντίστροφο κέρδος (reverse gain) του ενισχυτή, δηλαδή το κέρδος που έχει το κύκλωμα στην είσοδο. Από την εικόνα 13 (δεξί διάγραμμα), διαπιστώνεται πως η τιμή της S_{12} είναι αρκετά ικανοποιητική αφού δε ξεπερνά τα -90dB.

Στην εικόνα 14 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των S_{11} και S_{22} παραμέτρων.



Εικόνα 14 – S_{22} και S_{11} παράμετροι

Οι παράμετροι S_{11} και S_{22} είναι οι συντελεστές ανάκλασης εισόδου και εξόδου, αντίστοιχα και σχετίζονται με το impedance matching. Το impedance matching είναι πρακτική σχεδιασμού της σύνθετης αντίστασης εισόδου ή εξόδου προκειμένου να μεγιστοποιηθεί η μεταφορά ισχύος ή να ελαχιστοποιηθεί ο αντίστοιχος συντελεστής ανάκλασης. Ο συντελεστής ανάκλασης εξόδου διακρίνεται, από την εικόνα 14 (αριστερό διάγραμμα), πως κατέχει την ελάχιστη τιμή του, -29,333dB, για την συχνότητα των 200MHz, επιτυγχάνοντας impedance matching στην έξοδο. Παρόλα αυτά, η παράμετρος S_{11} (εικόνα 14- δεξί διάγραμμα) στην ίδια συχνότητα δεν έχει την ελάχιστη τιμή δυσκολεύοντας το impedance matching στην είσοδο. Αυτό οφείλεται στο μικρό φορτίο εισόδου.



Εικόνα 15 – Noise Figure

Από τις πιο σημαντικές παραμέτρους για έναν ενισχυτή χαμηλού θορύβου είναι το noise figure, καθώς καθορίζει την απόδοσή του. Αυτό που απαιτείται για έναν ενισχυτή χαμηλού θορύβου είναι να έχει όσο το δυνατό μικρότερο noise figure ώστε το σήμα να είναι ενισχυμένο και απαλλαγμένο από το θόρυβο. Στην εικόνα 15 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για αυτή την παράμετρο. Διαπιστώνεται πως στα 200MHz το noise figure έχει τιμή 3,943dB, από τις πιο χαμηλές τιμές που μπορεί να λάβει η παράμετρος στο συγκεκριμένο κύκλωμα του LNA και συνεπώς αποτελεί μια πολύ καλή τιμή για το κύκλωμα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

5.1 Συμπεράσματα

Η διπλωματική αυτή εργασία επικεντρώνεται στη σχεδίαση ενός ενισχυτή χαμηλού θορύβου για ασύρματη επικοινωνία στο ανθρώπινο σώμα. Κατά τη διάρκεια της σχεδίασης του, λήφθηκαν υπόψη όλες οι θεωρίες και οι παράμετροι προκειμένου το κύκλωμα να ικανοποιεί τις προδιαγραφές αυτού του είδους ενισχυτή όπως και της επικοινωνίας στο σώμα.

Ο θόρυβος, το κέρδος και το impedance matching αποτελούν τα βασικά χαρακτηριστικά για τη συγκεκριμένη εφαρμογή, πάνω στα οποία βασίστηκε και η σχεδίαση του ενισχυτή. Από τα αποτελέσματα της προσομοίωσης που παρουσιάστηκαν στο κεφάλαιο 4 (σε S-Parameters ανάλυση) γίνεται κατανοητό πως οι πιο σημαντικές παράμετροι για το κύκλωμα, το κέρδος και το σχήμα θορύβου, εμφανίζουν πολύ καλά αποτελέσματα και ικανοποιούν τις προδιαγραφές του ενισχυτή χαμηλού θορύβου. Το κέρδος και ο θόρυβος λαμβάνουν τις υψηλότερες και χαμηλότερες τιμές, αντίστοιχα, που μπορεί να αποκτήσει για αυτή τη τοπολογία το κύκλωμα. Το κέρδος είναι σταθερό στο εύρος συχνοτήτων που ανήκουν τα 200MHz και έχει τιμή 12,529dB. Δεδομένου ότι οι ενισχυτές χαμηλού θορύβου δεν έχουν μεγάλα κέρδη και το μέγιστο κέρδος τους φτάνει στα 20dB, η παραπάνω τιμή του κρίνεται πολύ καλή. Όσον αναφορά το σχήμα θορύβου η τιμή του στα 3,943dB κρίνεται εξίσου πολύ καλή, πράγμα που σημαίνει πως ο θόρυβος έχει απαλειφθεί σε μεγάλο ποσοστό. Εδώ, θα πρέπει να τονιστεί πως η απαλοιφή του θορύβου δε θα μπορούσε να επιτευχθεί αν δεν χρησιμοποιούνταν η αντίσταση ανάδρασης και η αρχή της απαλοιφής θορύβου (εικόνα 4).

Καλά αποτελέσματα εξήχθησαν και από τον συντελεστή ανάκλασης εξόδου στα -29,333dB, επιτυγχάνοντας impedance matching στην έξοδο. Για τον συντελεστή ανάκλασης εισόδου θα ήταν προτιμότερο η τιμή του να είναι μικρότερη των -0,049dB, στα 200MHz. Παρόλα αυτά, η λειτουργία του ενισχυτή δεν επηρεάζεται από αυτό. Ακόμα, το αντίστροφο κέρδος στα -90dB αποτελεί ικανοποιητική τιμή για τον LNA .

Με βάση τα αποτελέσματα που ανέκυψαν από τη προσομοίωση του ενισχυτή χαμηλού θορύβου διαπιστώνεται πως το κύκλωμα στα 200MHz κρίνεται κατάλληλο

για την εφαρμογή της ασύρματης επικοινωνίας στο ανθρώπινο σώμα καθώς ικανοποιεί τα χαρακτηριστικά της.

Ολοκληρώνοντας, θα πρέπει να αναφερθεί πως το κύκλωμα που σχεδιάστηκε μπορεί να χρησιμοποιηθεί και σε άλλες εφαρμογές που επεξεργάζονται συχνότητες μεταξύ του εύρους 100MHz έως 1GHz. Τέτοιες θα μπορούσαν να είναι κυρίως βιοϊατρικές συσκευές οι οποίες επεξεργάζονται συνήθως σήματα χαμηλών συχνοτήτων.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ:

Ελληνόγλωσση Βιβλιογραφία:

Καρπούζου, Λ. & Αποστολίδης, Χ. (2013). *Θεσμικές και Λειτουργικές Διαστάσεις της Διαχείρισης των Ιατροτεχνολογικών Προϊόντων*. Αθήνα: Παπαζήσης.

Κοσσίδα, Σ. (2008). *Βιοπληροφορική*. Αθήνα: Ιδιωτική.

Μακρή, Α. & Μάρκου Π. (2015). *Οι νέες τεχνολογίες στην Ειδική Αγωγή*. Αθήνα: Vīrapharm.

Ξενόγλωσση Βιβλιογραφία ή Μεταφρασμένη στα Ελληνικά:

AgilentTechnologies. *Fundamentals of RF and Microwave Noise Figure Measurements*. (2010, 5 August). Retrieved May 25, 2016, from <http://cp.literature.agilent.com/litweb/pdf/5952-8255E.pdf>

Association for the Advancement of Medical Instrumentation. (1993). *Design of Clinical Engineering Quality Assurance and Risk Management Programs. Management Information Report MIR 1*. Arlington, VA.

Bennett, R. (1950). *Electrical Noise*. New York: McGraw – Hill.

Cho, N. & Yoo, J. (2007). The Human Body Characteristics as a Signal Transmission Medium for Intrabody Communication. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 55(55).

Gray, P.& Hurst, P.& Lewis, S.& Meyer, R. (2007). *Ανάλυση και Σχεδίαση Αναλογικών Ολοκληρωμένων Κυκλωμάτων*. (Κ. Ψυχαλινός, Μετ.). Αθήνα: Κλειδάριθμος.

Guan, F. & Nie, Z. & Wang, W. & Leng, T. & Wang, L. (2011). A Low Noise Amplifier for Human Body Communication RF Front – End Design. Retrieved from: “*The 100 Talented People*” Programm, Chinese Academy.

Hall, S. (2005). *Εμβιομηχανική*. (Γ. Παραδείσης & Σ. Ψυχάρης, Μετ.). Αθήνα: Παρισιάνου Α.Ε. Επιστημονικές Εκδόσεις.

Hatze, H. (1974). The meaning of the term biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 7 (2), 189 – 190.

Langer, R. & Vacanti, J.P. (1993). Tissue Engineering. *Science*, 260 (5110), 920 - 926.

Mesarovic, M.D. (1968). *Systems Theory and Biology*. US: Springer.

Motchenbacher, C. D. & Connelly, J. A. (1993). *Low-Noise Electronic System Design*. US: John Wiley & Sons

Rabaey, J. & Chandrakasan, A. & Nikolic, B. (2006). *Ψηφιακά Ολοκληρωμένα Κυκλώματα*. (Σ. Νικολαΐδης & Γ. Θεοδορίδης & Λ. Μπισδούνης, Μετ.). Αθήνα: Κλειδάριθμος.

Sendra, A. & Smith, K. (2014). *Μικροηλεκτρονικά Κυκλώματα*. (Ι. Παπανάνος, Μετ.). Αθήνα: Παπασωτηρίου.

Vasilescu, G. (2005). *Electronic Noise and Interfering Signals*. US: Springer.

Wolf, D. (1978). *Noise in physical systems*. US: Springer.

World Health Organization. (1946, 19-22 June). Retrieved May 10, 2016, from <http://www.who.int/about/definition/en/print.html>.

Yang, G.Z. (2006). *Body Sensor Networks*. London: Springer – Verlag.

Yoo, H.J. & van Hoof, C. (2011). *Bio – Medical CMOS ICS*. US: Springer.