

# Προηγμένες Τεχνικές Επεξεργασίας Σήματος

## Δεύτερη Εργασία

Γραικός Αλέξανδρος 8128,  
Θώμος Μάριος 8384

27 Αυγούστου 2018

### Σήματα που επιλέχθηκαν

Τα σήματα που επιλέξαμε να αναλύσουμε είναι τα **112, 123, 118, 217, 221**. Τα σήματα 1xx λήφθηκαν τυχαία από ασθενείς με διάφορες παθήσεις ενώ τα 2xx έχουν επιλεχθεί έτσι ώστε να περιέχουν σπάνια καρδιακά φαινόμενα με ιδιαίτερο ενδιαφέρον στη μελέτη τους.

Σήμα	Χαρακτηριστικά
112	Το σήμα του ασθενούς 112 είναι φυσιολογικό, με μερικές μόνο δυσμορφίες λόγω πρόωρων κολπικών συστολών (APCs). Ο καρδιακός ρυθμός είναι σταθερός και εμφανίζεται θόρυβος σε δύο περιοχές. Αναλύοντας το σήμα αυτό, θα δοκιμάσουμε τις μεθόδους ανάλυσης πάνω σε μια απλή περίπτωση ασθενούς. Από τον ασθενή 112 θα αναλύσουμε τα σήματα και από τους δύο ακροδέκτες για να εντοπίσουμε τυχόν διαφορές που μπορεί να εμφανίζονται μεταξύ τους.
123	Ο ασθενής 123 εμφανίζει κυρίως κανονικούς παλμούς με μερικές μόνο πρόωρες κοιλιακές συστολές (PVCs). Έχει σταθερό και χαμηλό καρδιακό ρυθμό με εξαίρεση κάποια σημεία όπου εμφανίζεται φλεβοκομβική αρρυθμία. Από την ανάλυση του σήματος αυτού, θα μπορέσουμε να εξετάσουμε τις διαφορές που θα προκύψουν, σε σύγκριση με τα υπόλοιπα σήματα, λόγω του χαμηλότερου καρδιακού ρυθμού.
118	Κατά την καταγραφή του σήματος του ασθενούς 118, εμφανίζεται αποκλεισμός δεξιού σκέλους καρδιάς (RBBB), καθώς και πρόωρες κοιλιακές και κολπικές συστολές. Ο ασθενής έχει σταθερό καρδιακό ρυθμό και στο σήμα επικάθεται θόρυβος σε μεμονωμένες περιοχές. Λόγω του RBBB και των πολλαπλών δυσμορφιών του καρδιογραφήματος, η ανάλυση του σήματος αυτού θα αποδώσει διαφορετικά αποτελέσματα από το σύνολο των ασθενών.
217	Οι παλμοί του ασθενούς 217 έχουν την ιδιαιτερότητα ότι αποτελούνται από έναν συνδυασμό κανονικών και οδηγούμενων από το βηματοδότη παλμών. Μαζί με την εμφάνιση πρόωρων κοιλιακών συστολών, εξασφαλίζεται πλούσιο περιεχόμενο προς ανάλυση. Ο ασθενής πάσχει από κολπική μαρμαρυγή και αρχικά ο καρδιακός του ρυθμός είναι ασταθής. Έπειτα, ο βηματοδότης σταθεροποιεί τον παλμό του, δίνοντας μας την δυνατότητα να συγκρίνουμε μέσα από τις μεθόδους ανάλυσης, τις διαφορές μεταξύ των δύο αυτών καταστάσεων.
221	Ο ασθενής 221 εμφανίζει κανονικούς παλμούς και δυσμορφίες λόγω πρόωρης κοιλιακής συστολής. Παράλληλα, παρουσιάζει αρρυθμία καθώς πάσχει από κολπική μαρμαρυγή και δεν χρησιμοποιείται βηματοδότης για σταθεροποίηση. Σε αυτήν την περίπτωση, οι μέθοδοι ανάλυσης θα εφαρμοστούν σε ένα σήμα χωρίς κάποιους σταθερούς ρυθμούς και περιμένουμε τα αποτελέσματα να μας δείξουν τις ιδιαιτερότητες αυτού του καρδιογραφήματος.

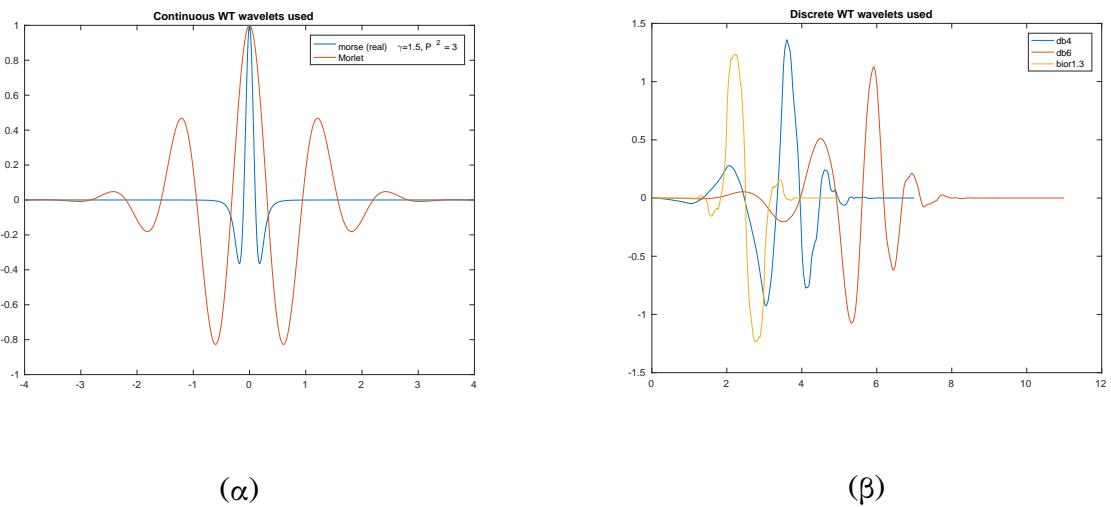
## Εφαρμογή μεθόδων ανάλυσης

Από τους STFT, WDF και συνεχή WT διακρίνουμε τις μεταβολές του συχνοτικού περιεχομένου του σήματος στον χρόνο. Συγκεκριμένα, κατά την εμφάνιση των QRS complexes παρατηρούμε την ενίσχυση των συχνοτήτων στα 20-30Hz ενώ κατά τις αργές μεταβολές και τον θόρυβο ενισχύονται και οι υψηλές ή χαμηλές μπάντες αντίστοιχα. Στις περιπτώσεις ασθενών με διαφορετικού τύπου παλμούς (PVCs, APCs, RBBB κτλ.), το συχνοτικό περιεχόμενο των καρδιακών ανωμαλιών διαφέρει ανάλογα με τον τύπο και θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για την κατηγοριοποίηση τους. Συνεπώς, οι μετασχηματισμοί αυτοί μας επιτρέπουν να αναγνωρίσουμε ευκολότερα την εξέλιξη του περιεχομένου του σήματος, σε σύγκριση με την απλή αναπαράστασή του, στο πεδίο του χρόνου.

Ο διακριτός WT και ο μετασχηματισμός Hilbert-Huang μας δίνουν πληροφορία για τις συνιστώσες από τις οποίες αποτελείται το σήμα. Οι συνιστώσες στις οποίες αναλύεται το σήμα με κάποιο Wavelet, εκφράζουν τις διαφορετικές συχνότητες από τις οποίες απαρτίζεται, με τα πρώτα επίπεδα ανάλυσης να περιέχουν χυρίως τον υψησυχνό θόρυβο και τις γρήγορες μεταβολές όπως τα QRS complexes, ενώ τα τελευταία την τάση του σήματος. Οι μη-κανονικοί παλμοί μπορούν να εντοπιστούν στα ενδιάμεσα επίπεδα, καθώς βρίσκονται σε μέσες μπάντες συχνοτήτων.

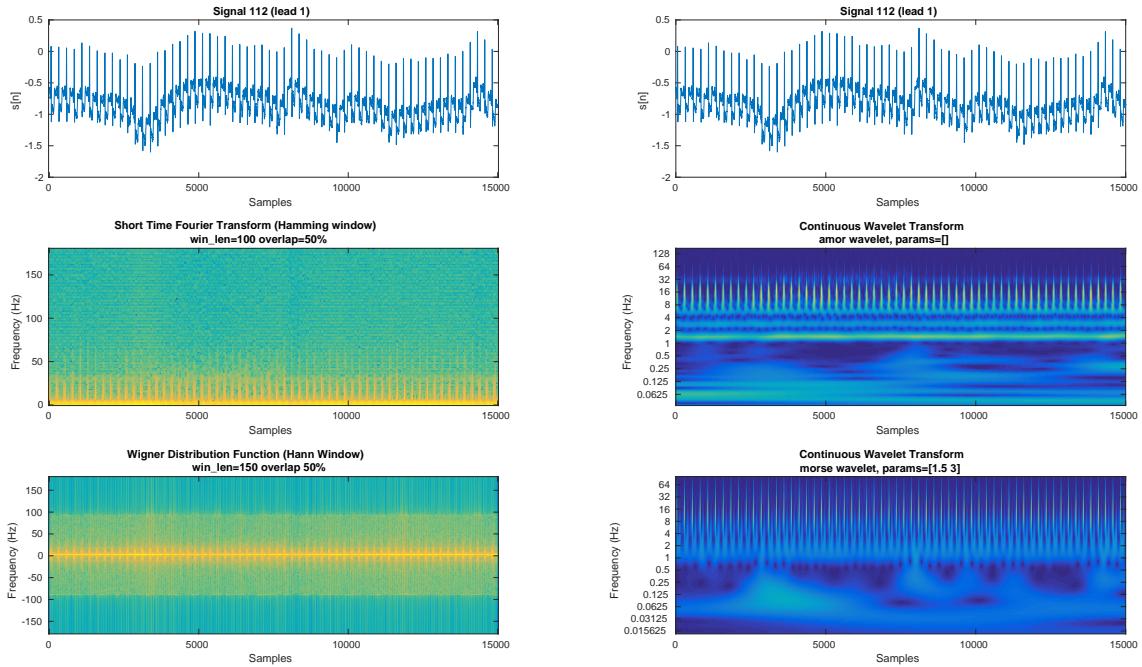
Τα IMFs που προκύπτουν από τον HHT δεν έχουν καθορισμένο συχνοτικό περιεχόμενο, αλλά προσαρμόζονται στο περιεχόμενο του σήματος. Ένα πλήθος από IMFs συνθέτει τα QRS complexes και τους μη κανονικούς παλμούς, ενώ άλλα περιγράφουν τον καρδιακό ρυθμό και τις αργές μεταβολές. Χρησιμοποιώντας τον απλό EMD, τα IMFs έχουν επικαλυπτόμενες συχνότητες και αδυνατούν να διακρίνουν πλήρως τις συνιστώσες του σήματος. Εφαρμόζοντας τον Ensemble EMD για να αντιμετωπίσουμε το mode mixing, αναγκάζουμε κάποια IMFs να μοντελοποιήσουν τον θόρυβο (ο οποίος θα αγαπεθεί αν το πλήθος των ensembles είναι ικανά μεγάλο), ενώ τα υπόλοιπα διαχωρίζουν εντονότερα το συχνοτικό περιεχόμενο μεταξύ τους.

Η ανάλυση του σήματος σε συνιστώσες μας επιτρέπει να αναγνωρίσουμε χαρακτηριστικά του, που δεν είναι διαχωρίσιμα στο πεδίο του χρόνου. Για παράδειγμα, από τον μετασχηματισμό Hilbert του IMF που περιγράφει τον καρδιακό ρυθμό, μπορούμε παρατηρώντας την στιγμιαία συχνότητα να διακρίνουμε αν ο ασθενής έχει αρρυθμία.

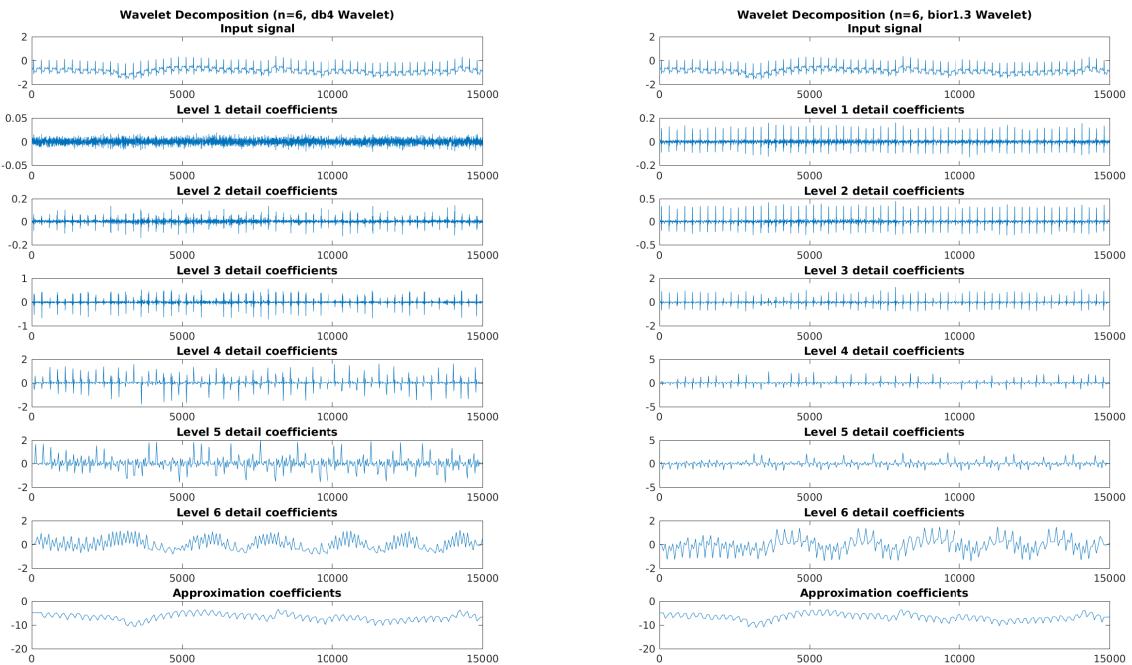


Σχήμα 1: Wavelets που χρησιμοποιήθηκαν στον (α) συνεχή WT (β) διακριτό WT.

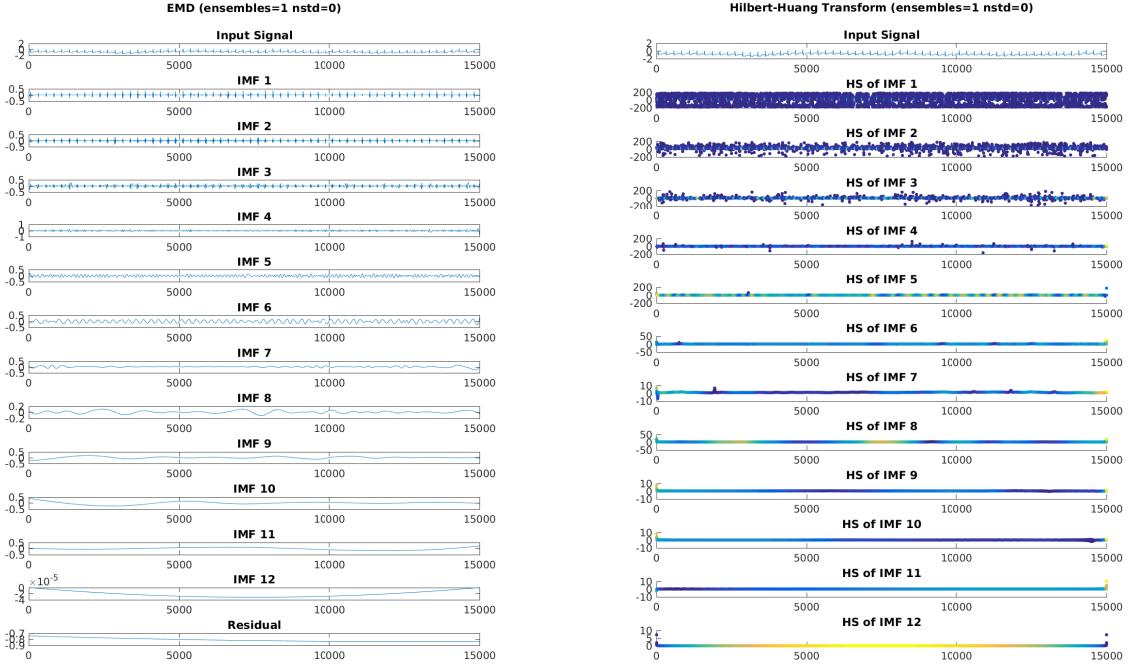
## Σήμα 112



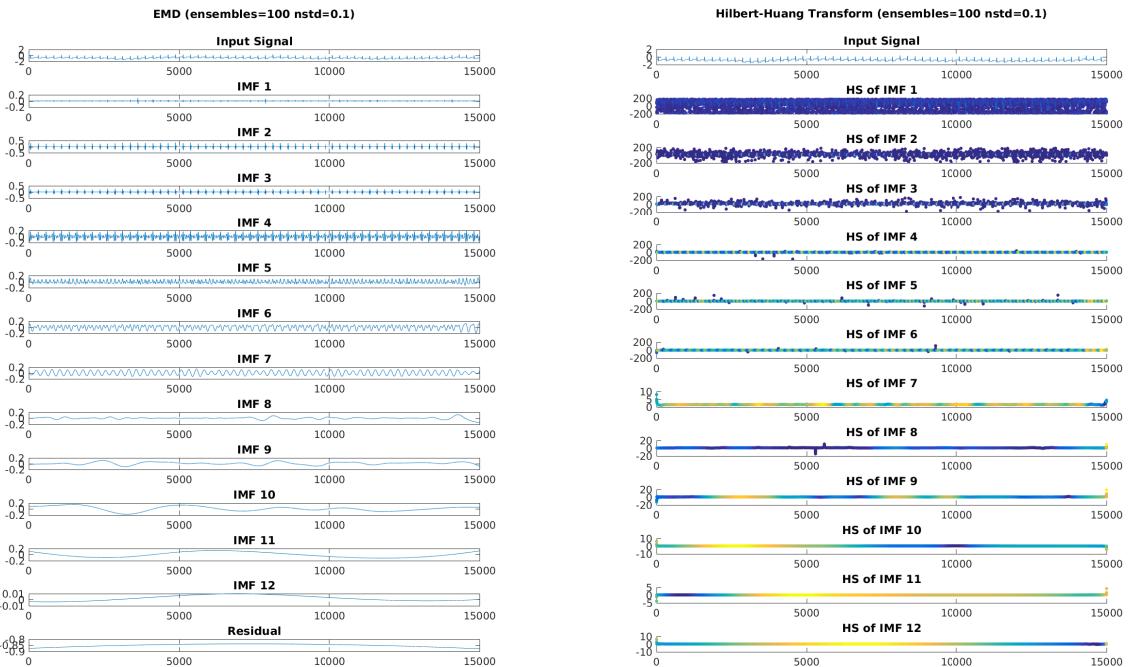
Σχήμα 2: STFT, WDF και συνεχής WT του σήματος 112. Μπορούμε να διακρίνουμε εύκολα στη συχνότητα τα QRS complexes και τις αργές μεταβολές του σήματος.



Σχήμα 3: Διακριτός WT χρησιμοποιώντας `db4` και `bior1.3`. Τα QRS complexes εμφανίζονται στους συντελεστές των  $d_{1-5}$ . Εφαρμόστηκε παρεμβολή στους συντελεστές για να είναι ισομεγέθεις.

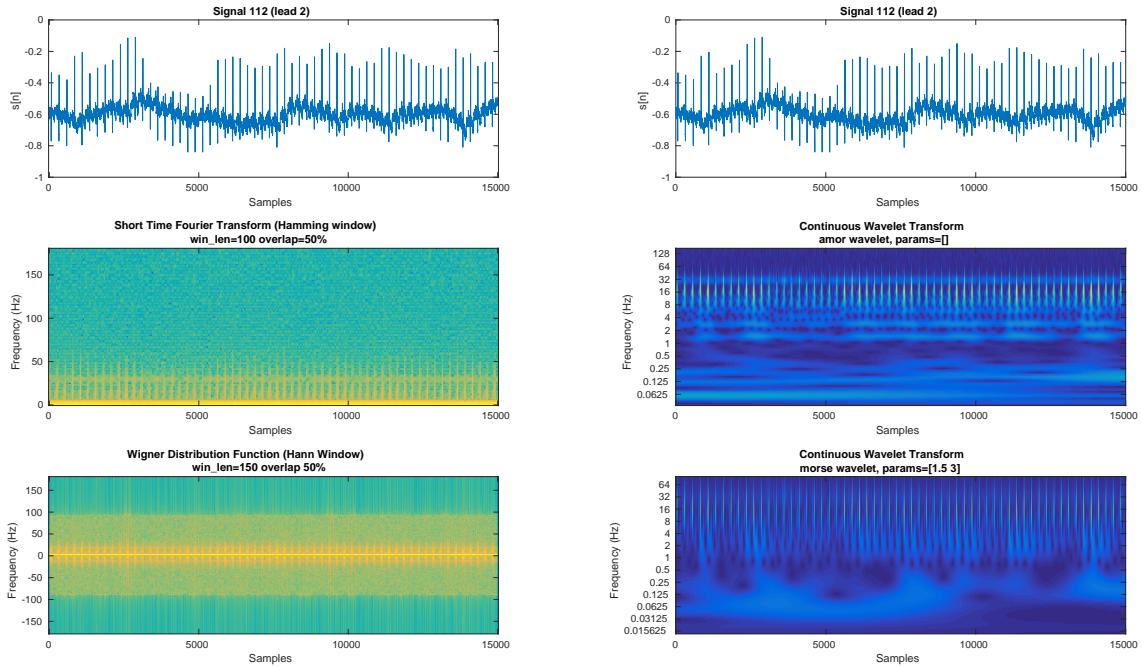


Σχήμα 4: EMD και HHT του σήματος 112. Στα  $IMF_{2-3}$  περιέχονται τα QRS complexes, στο  $IMF_6$  περιγράφεται ο καρδιακός ρυθμός.

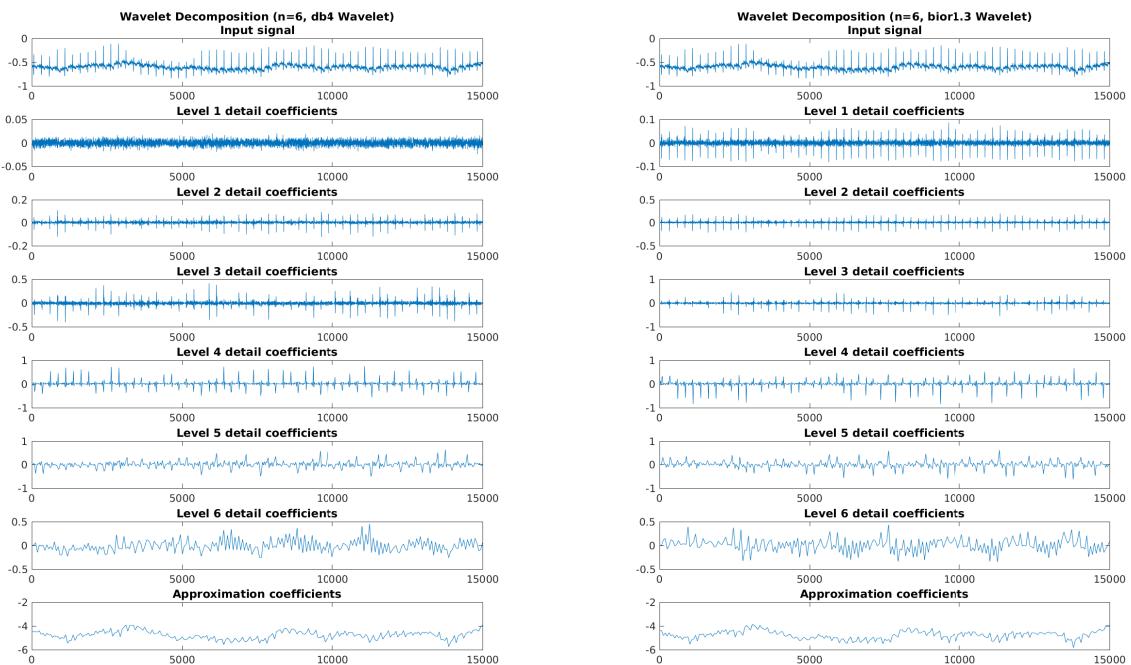


Σχήμα 5: EEMD και HHT του σήματος 112, με  $n_{ens} = 100$  και  $\sigma_n = 0.1$ . To mode mixing μεταξύ των IMFs έχει μειωθεί σε σύγκριση με τον απλό EMD. Ο καρδιακός παλμός του  $IMF_7$  είναι πιο σταθερός.

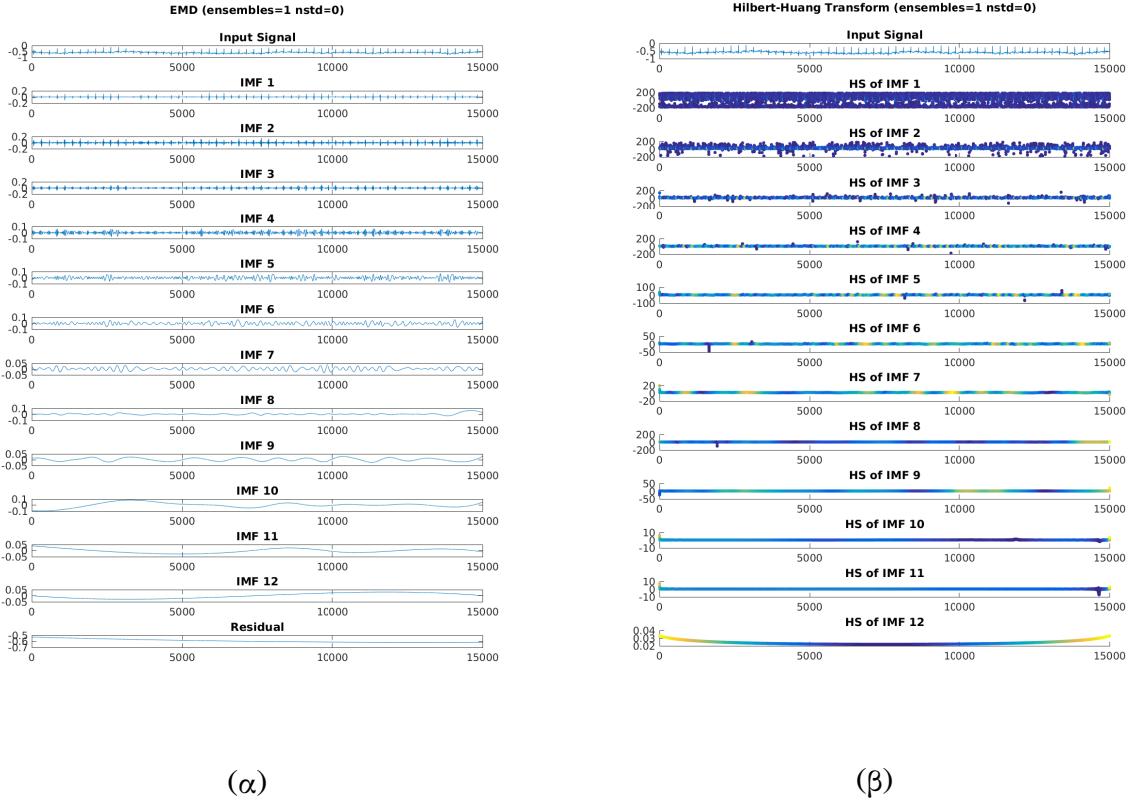
## Σήμα 112 (Ακροδέκτης 2)



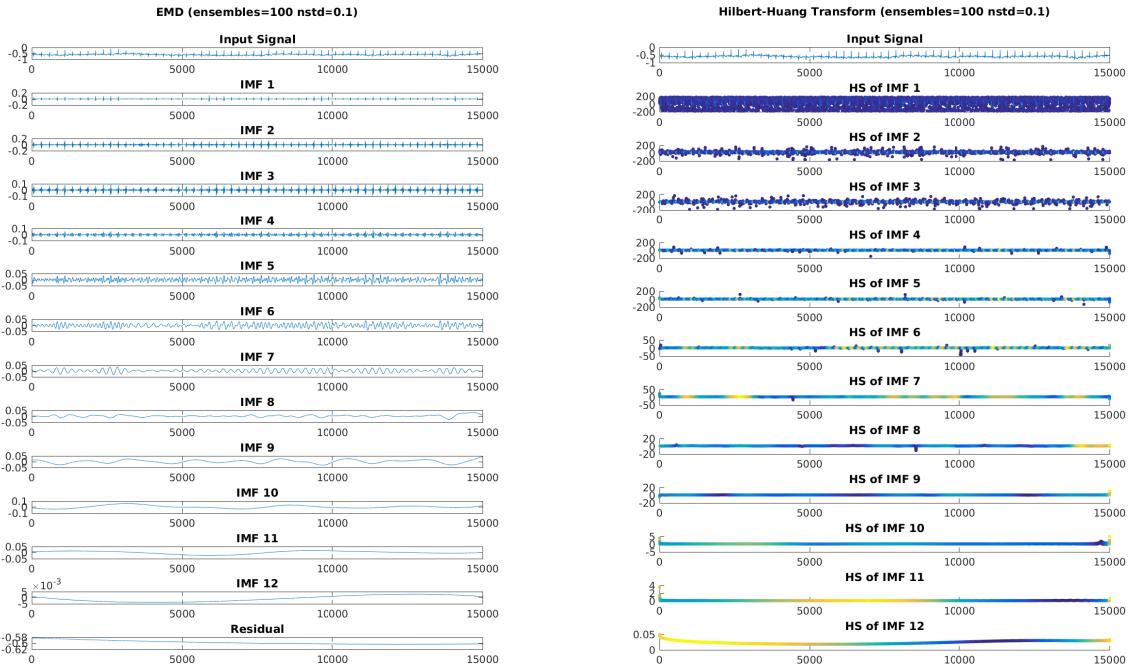
Σχήμα 6: STFT, WDF και συνεχής WT του σήματος 112 (ακροδέκτης 2). Τα αποτελέσματα συμφωνούν με την περίπτωση του ακροδέκτη 1, με μόνη διαφορά ότι εμφανίζεται ισχυρότερος ο θόρυβος αναπαραγωγής στα 30Hz.



Σχήμα 7: Διαχριτός WT χρησιμοποιώντας db4 και bior1.3.

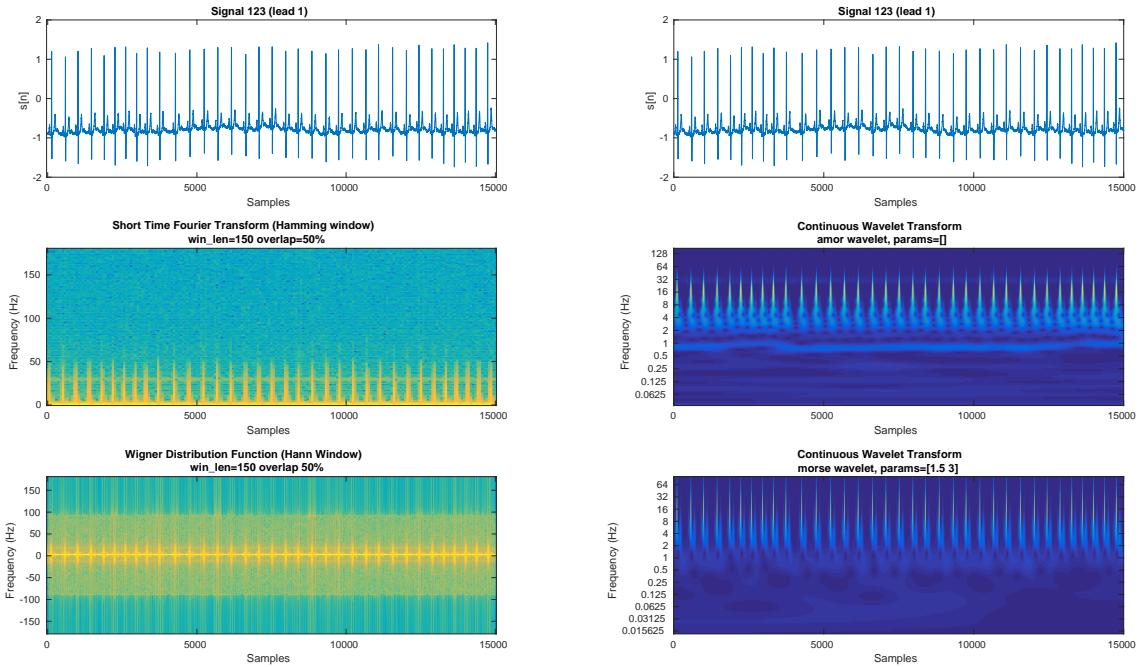


Σχήμα 8: EMD και HHT του σήματος 112 (ακροδέκτης 2). Τα παραγόμενα IMFs εμφανίζουν εντονότερο mode mixing σε σύγκριση με τον ακροδέκτη 1, πιθανώς λόγω του ισχυρότερου θορύβου.

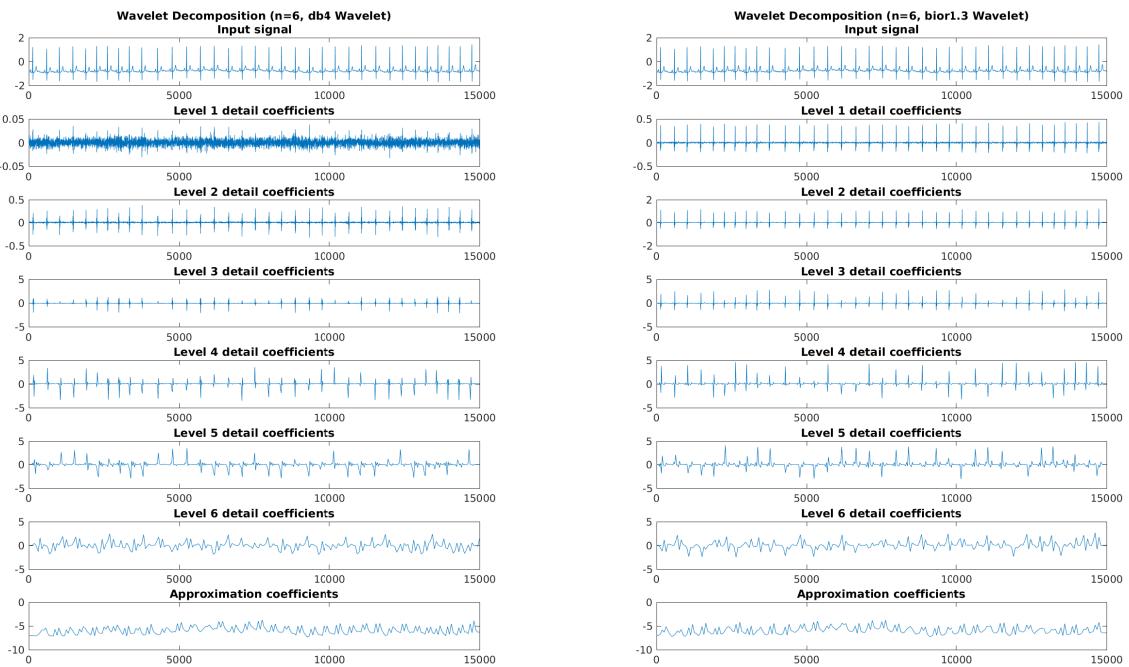


Σχήμα 9: EEMD και HHT με  $n_{ens} = 100$  και  $\sigma_n = 0.1$ .

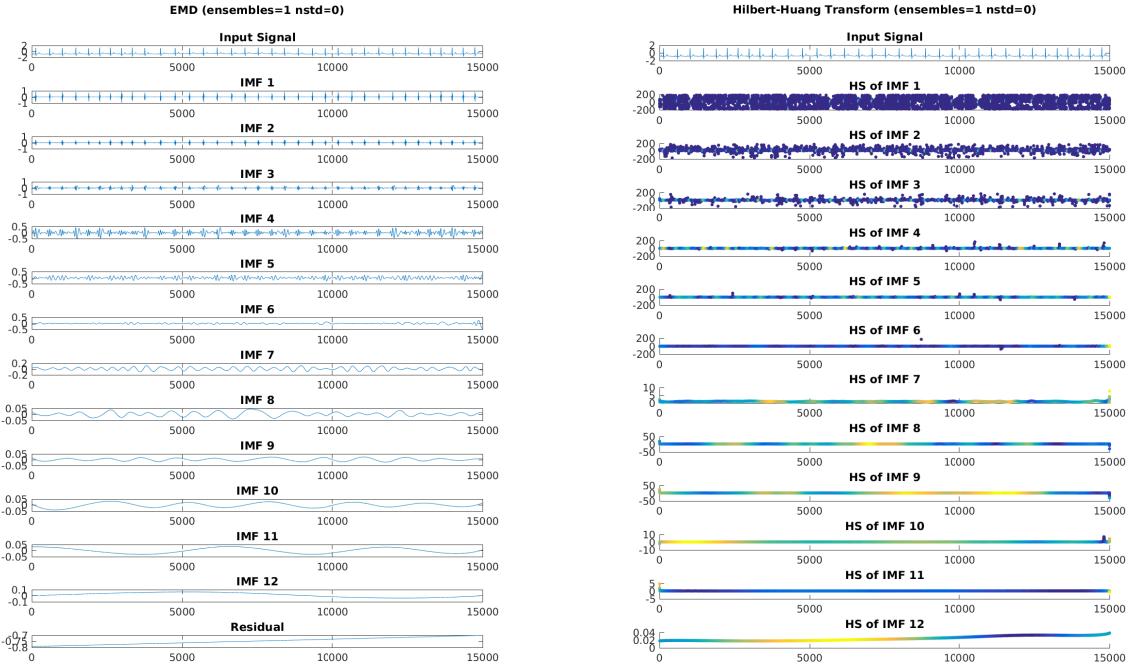
## Σήμα 123



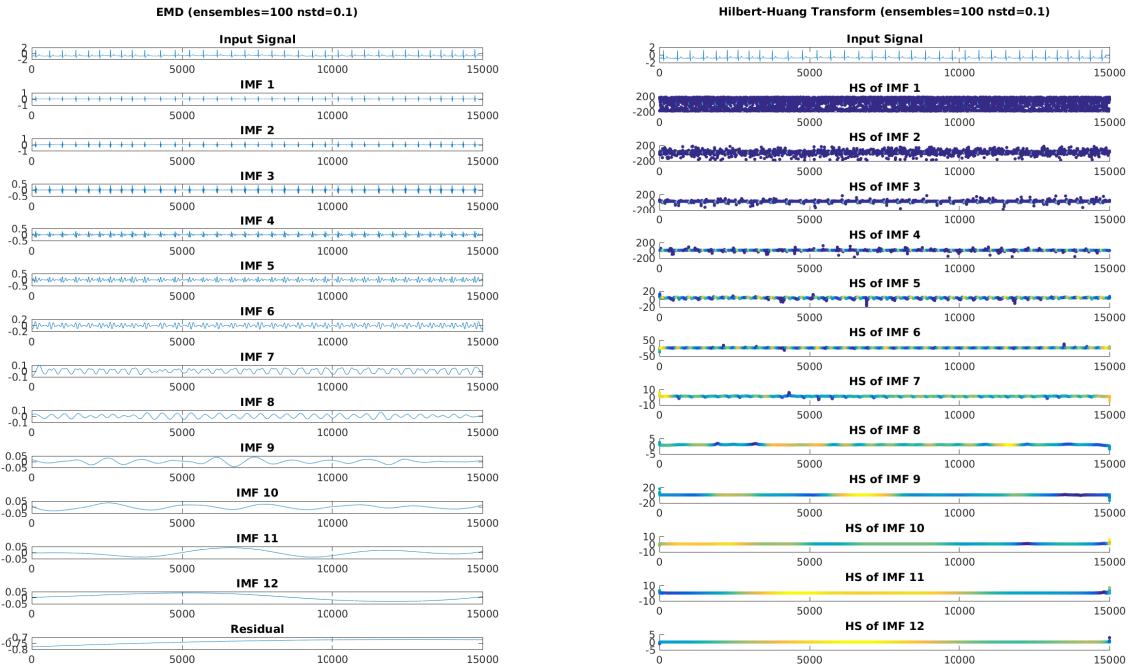
Σχήμα 10: STFT, WDF και συνεχής WT του σήματος 123. Η μεγαλύτερη απόσταση R-R μας επιτρέπει να επιλέξουμε πλατύτερο παράθυρο, κερδίζοντας ανάλυση στην συχνότητα.



Σχήμα 11: Διακριτός WT χρησιμοποιώντας db4 και bior1.3. Το  $d_1$  με db4 περιέχει κυρίως θύρουβο. Τα  $d_{2-5}$  αναπαριστούν ικανοποιητικά τα QRS complexes.

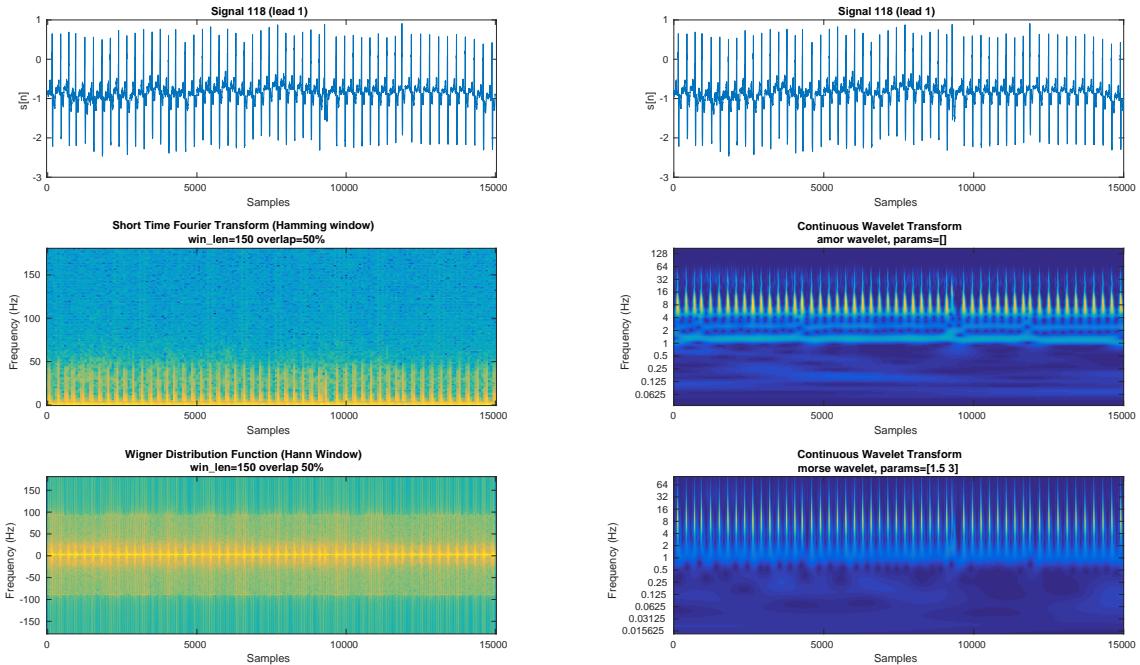


Σχήμα 12: EMD και HHT του σήματος 123. Δεν εμφανίζεται éntovo mode mixing.

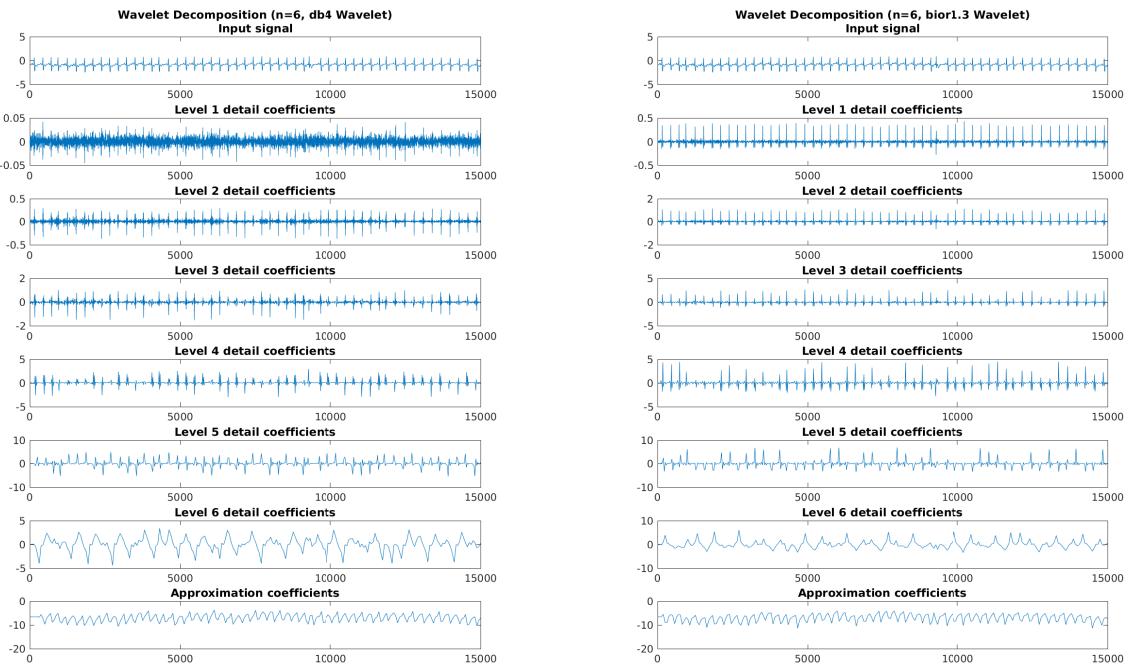


Σχήμα 13: EEMD και HHT με  $n_{ens} = 100$  και  $\sigma_n = 0.1$ . Η εφαρμογή του EEMD είναι περιττή καθώς δεν υπήρχε ισχυρό mode mixing.

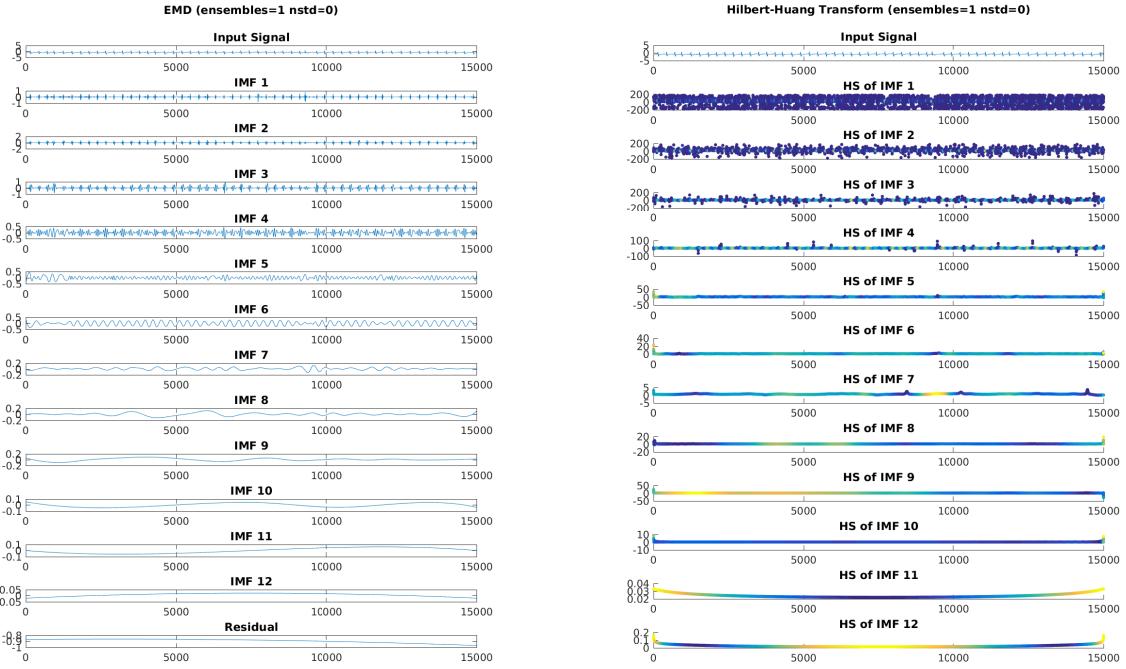
## Σήμα 118



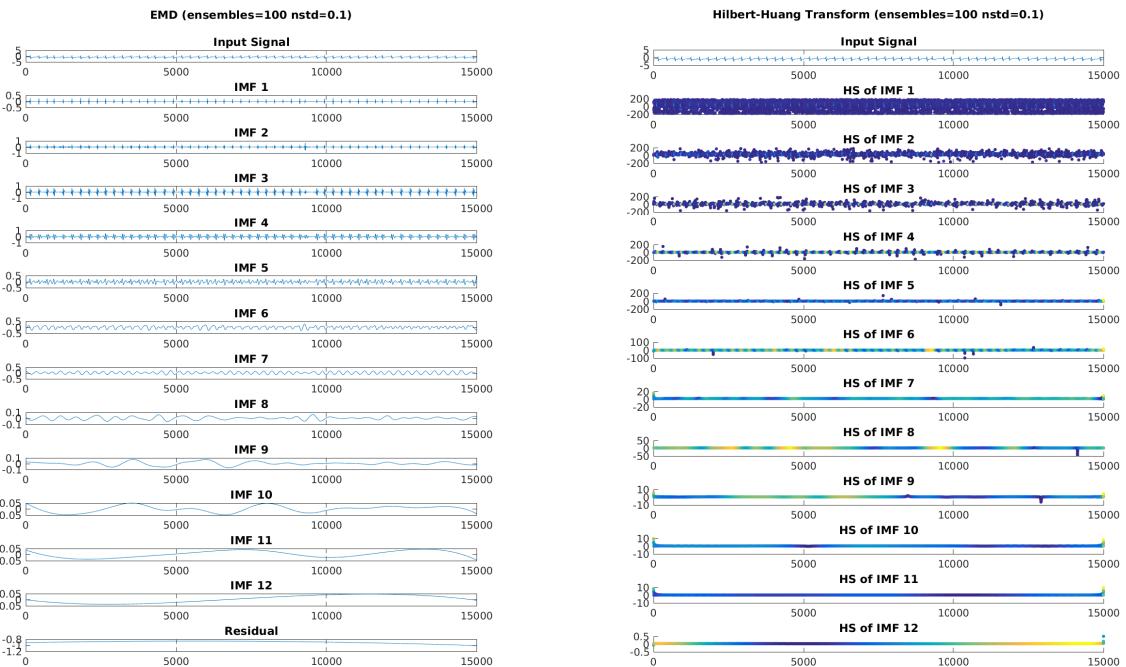
Σχήμα 14: STFT, WDF και συνεχής WT του σήματος 118. Η μεγαλύτερη διάρκεια του QRS complex, λόγω του RBBB, παρατηρείται στον WT με Morlet Wavelet (amor).



Σχήμα 15: Διαχριτός WT χρησιμοποιώντας `db4` και `bior1.3`. Οι συντελεστές  $d_6$  εμφανίζουν βραδύτερες ταλαντώσεις σε σύγκριση με τα υπόλοιπα σήματα, χαρακτηριστικό του RBBB.

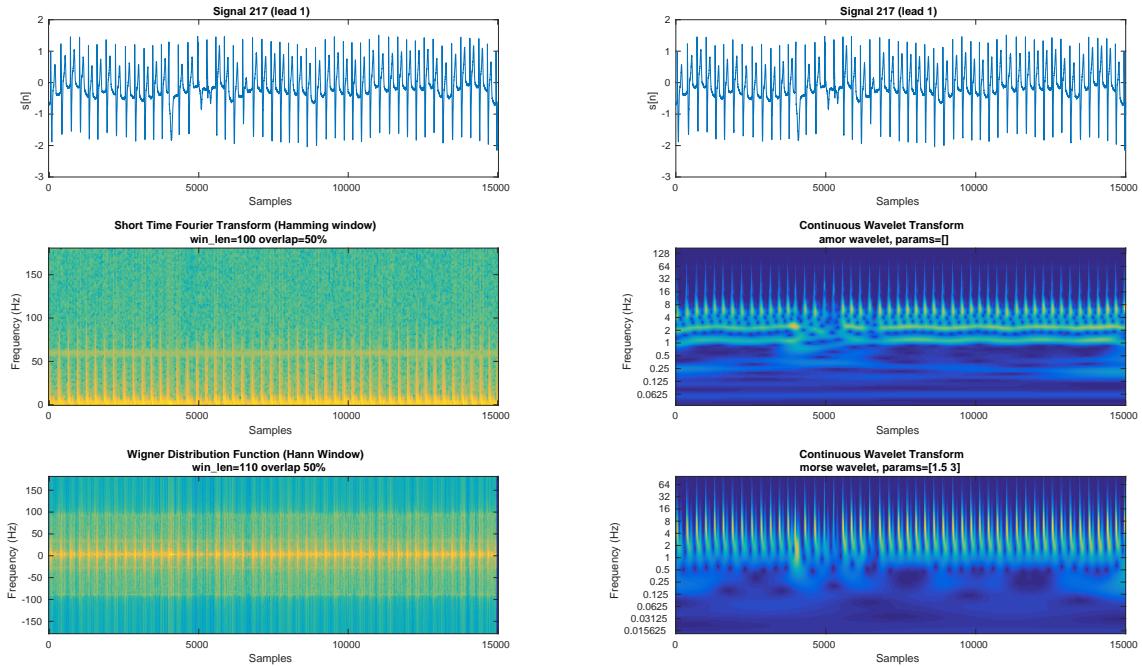


Σχήμα 16: EMD και HHT του σήματος 118. Τα IMFs που μοντελοποιούν τον καρδιακό παλμό έχουν μικρότερη στιγμιαία συχνότητα από τα αντίστοιχα των ασθενών που δεν πάσχουν από BBB.

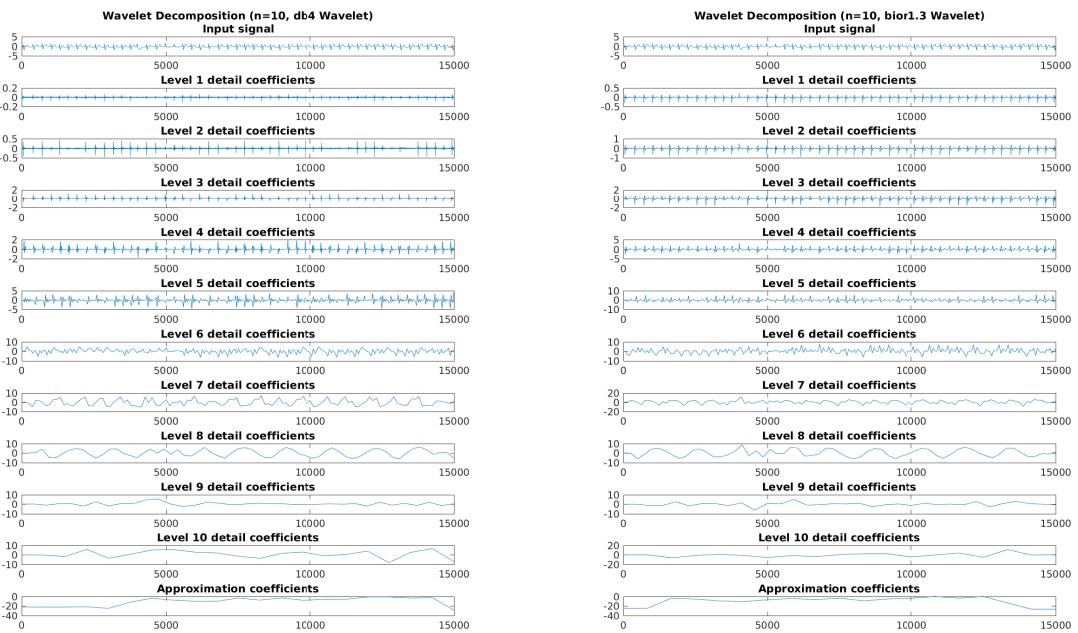


Σχήμα 17: EEMD και HHT με  $n_{ens} = 100$  και  $\sigma_n = 0.1$ . Η μείωση του mode mixing μεταξύ των IMFs, μας επιτρέπει να παρατηρήσουμε ευκολότερα τη διαφορά των στιγμιαίων συχνοτήτων που περιγράφουμε παραπάνω.

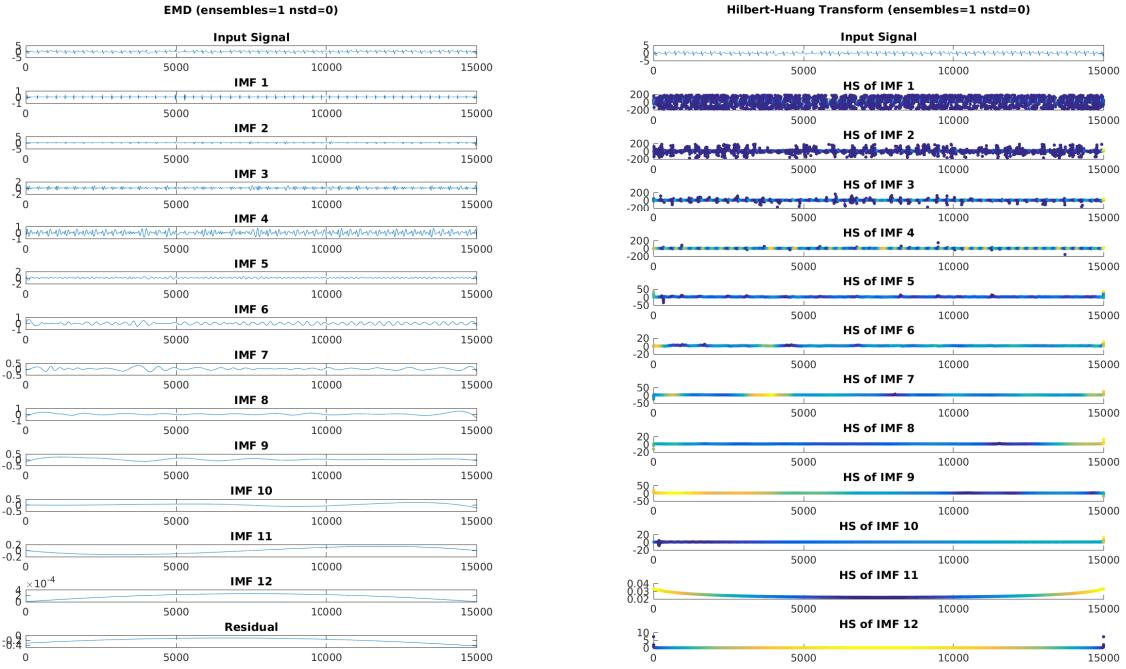
## Σήμα 217



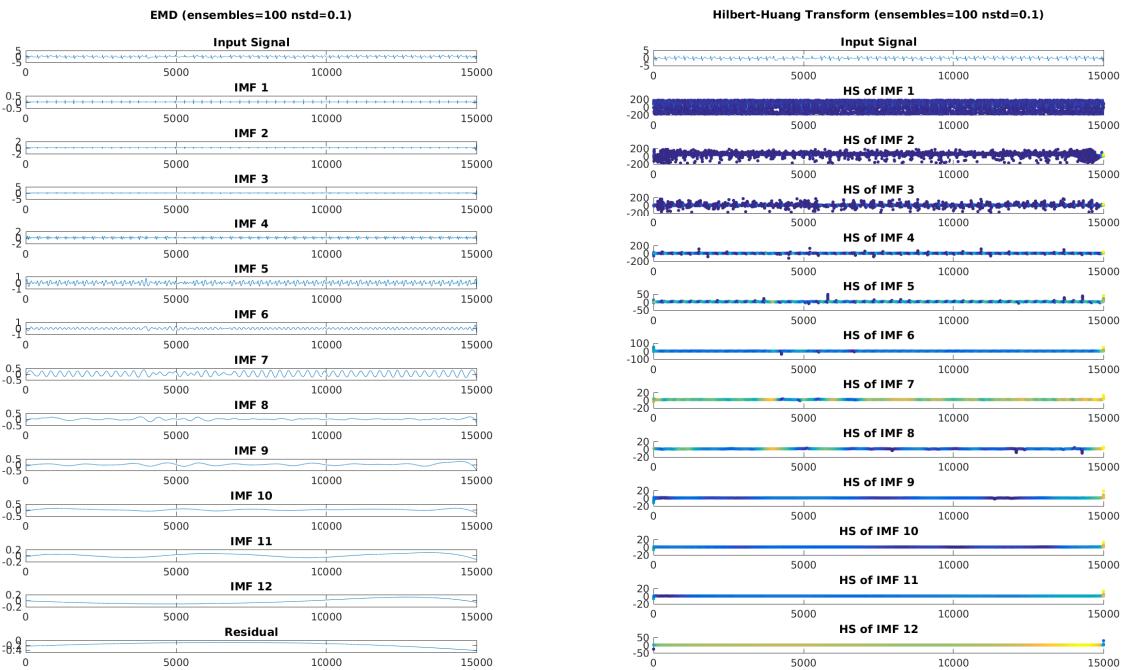
Σχήμα 18: STFT, WDF και συνεχής Wavelet Transform του σήματος 217. Οι γρήγορες μεταβολές του σήματος απαιτούν και μικρότερο εύρος παραθύρου, θυσιάζοντας αναλυτικότητα στην συχνότητα. Οι μη-κανονικοί παλμοί είναι ευδιάκριτοι στον WT.



Σχήμα 19: Διαχριτός WT του σήματος χρησιμοποιώντας db4 και bior1.3. Αναλύουμε σε περισσότερα επίπεδα για να εξάγουμε πληροφορία και για τους μη-κανονικούς παλμούς ( $d_{7-9}$ ).

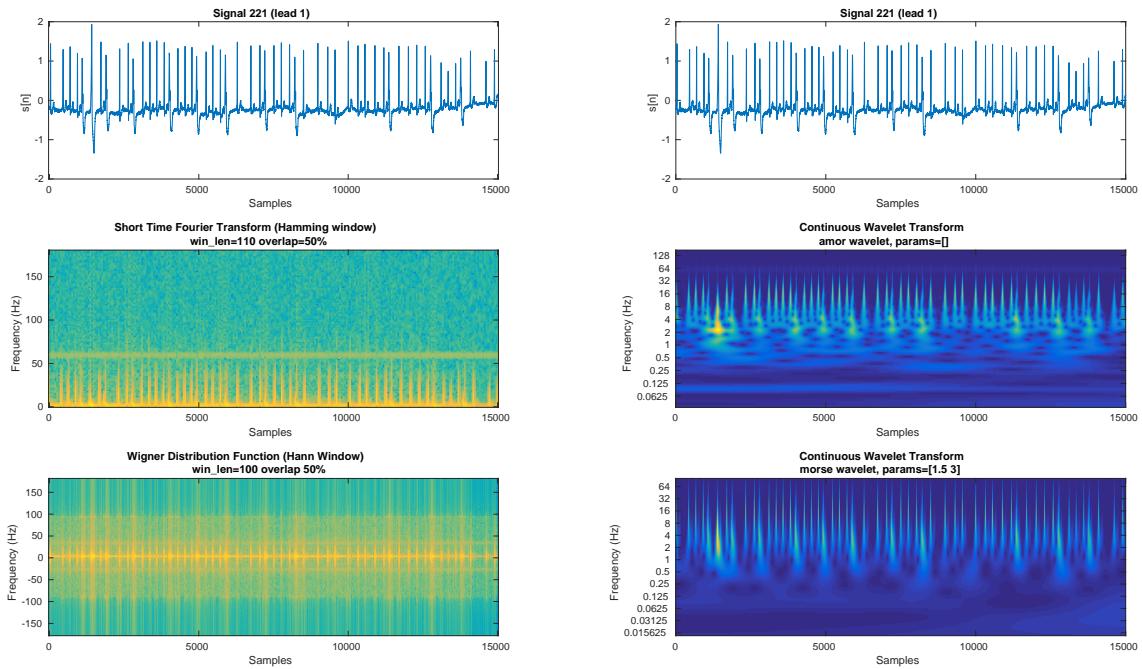


Σχήμα 20: EMD και HHT του σήματος. Τα  $IMF_{6-7}$  προσεγγίζουν τους μη κανονικούς παλμούς. Δεν εμφανίζεται έντονο mode mixing.



Σχήμα 21: EEMD και HHT με  $n_{ens} = 100$  και  $\sigma_n = 0.1$ . Ξεχωρίζουν περισσότερο οι συχνότητες μεταξύ των IMFs, χωρίς όμως να κερδίζουμε κάποια παραπάνω πληροφορία για το αρχικό σήμα.

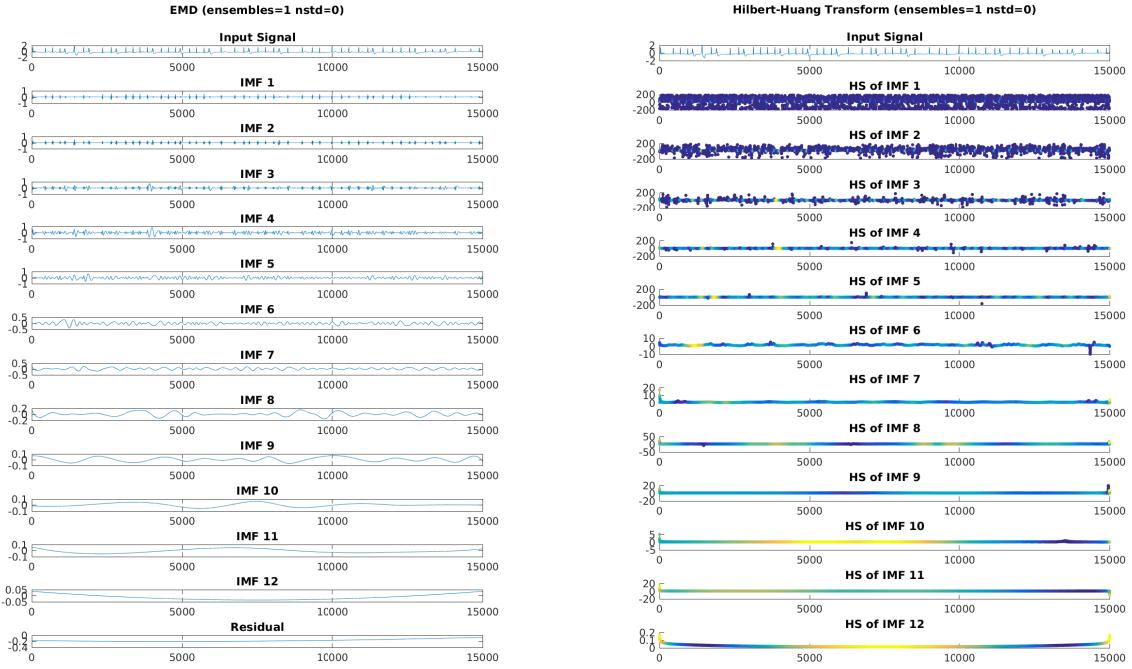
## Σήμα 221



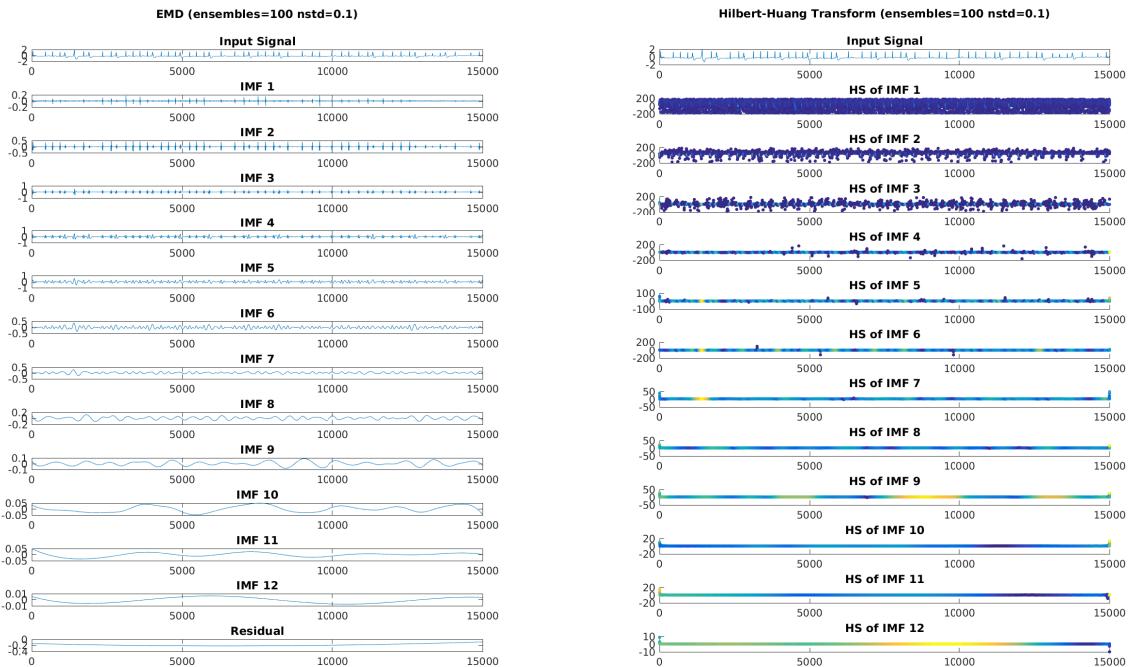
Σχήμα 22: STFT, WDF και συνεχής WT του σήματος 221. Οι μη-κανονικοί παλμοί διακρίνονται από τις χαμηλές συχνότητες που φέρουν κατά την εμφάνισή τους. Παρατηρείται από τις κορυφές των μετασχηματισμών, πως τα διαστήματα R-R δεν είναι σταθερά λόγω αρρυθμίας του ασθενούς.



Σχήμα 23: Διακριτός WT του σήματος χρησιμοποιώντας db4 και bior1.3. Οι συντελεστές  $d_{7-9}$  περιέχουν την πληροφορία των μη κανονικών παλμών.



Σχήμα 24: EMD και HHT του σήματος. Εμφανίζεται έντονο mode mixing που δυσκολεύει την εξαγωγή συμπερασμάτων.



Σχήμα 25: EEMD και HHT με  $n_{ens} = 100$  και  $\sigma_n = 0.1$ . Μειώνοντας το mode mixing, μπορούμε να διακρίνουμε στα  $IMF_6$  και  $IMF_7$  την εμφάνιση των μη κανονικών παλμών και την αστάθεια του καρδιακού ρυθμού λόγω κολπικής μαρμαρυγής.

## Ανίχνευση διαστημάτων R-R

Για να ανιχνεύσουμε τα διαστήματα R-R στα σήματα ECG που δίνονται κατασκευάσαμε δύο αλγόριθμους. Ο πρώτος αλγόριθμος υπολογίζει το μέσο διάστημα R-R σε ένα σήμα και χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με τον δεύτερο που υπολογίζει τα δείγματα στα οποία εμφανίζονται οι κορυφές R.

---

### Αλγόριθμος 1 Υπολογισμός μέσου εύρους διαστήματος R-R.

---

**Είσοδος** Δείγματα σήματος ECG  $[s_1, s_2, \dots, s_N]$ .

**Έξοδος** Μέσο εύρος  $l_{R-R}$  του διαστήματος R-R.

- 1: Υπολόγισε τον συνεχή WT του σήματος s.
  - 2: Μηδένισε τους συντελεστές που δεν ανήκουν στις κυρίαρχες συχνότητες 15-30Hz του QRS complex.
  - 3: Άθροισε, για κάθε δείγμα, τα μέτρα των φιλτραρισμένων συντελεστών για να υπολογίσεις την ενέργεια του.
  - 4: Υπολόγισε την αυτοσυγχέτιση της ενέργειας των δειγμάτων.
  - 5: Βρες τη μέση διάρκεια του διαστήματος R-R από το δεύτερο τοπικό μέγιστο των συντελεστών της αυτοσυγχέτισης.
- 

### Αλγόριθμος 2 Ανίχνευση κορυφών R σε σήμα ECG.

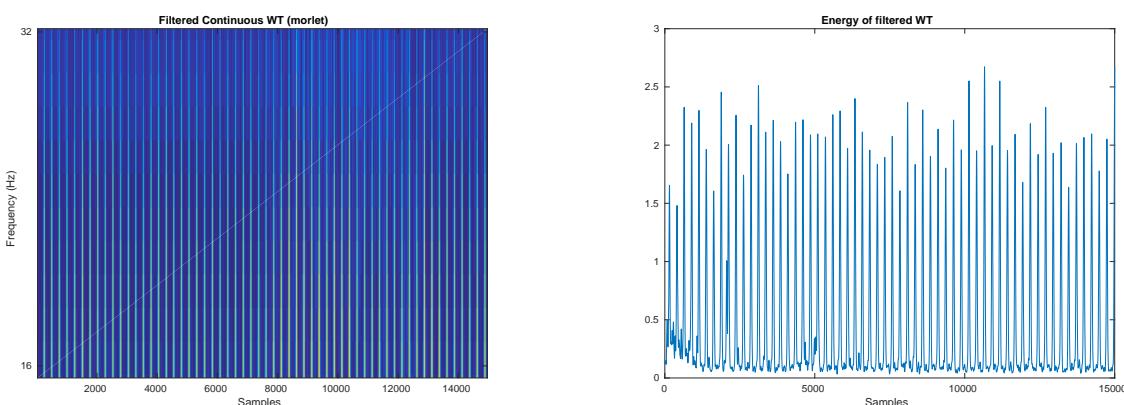
---

**Είσοδος** Δείγματα σήματος ECG  $[s_1, s_2, \dots, s_N]$ .

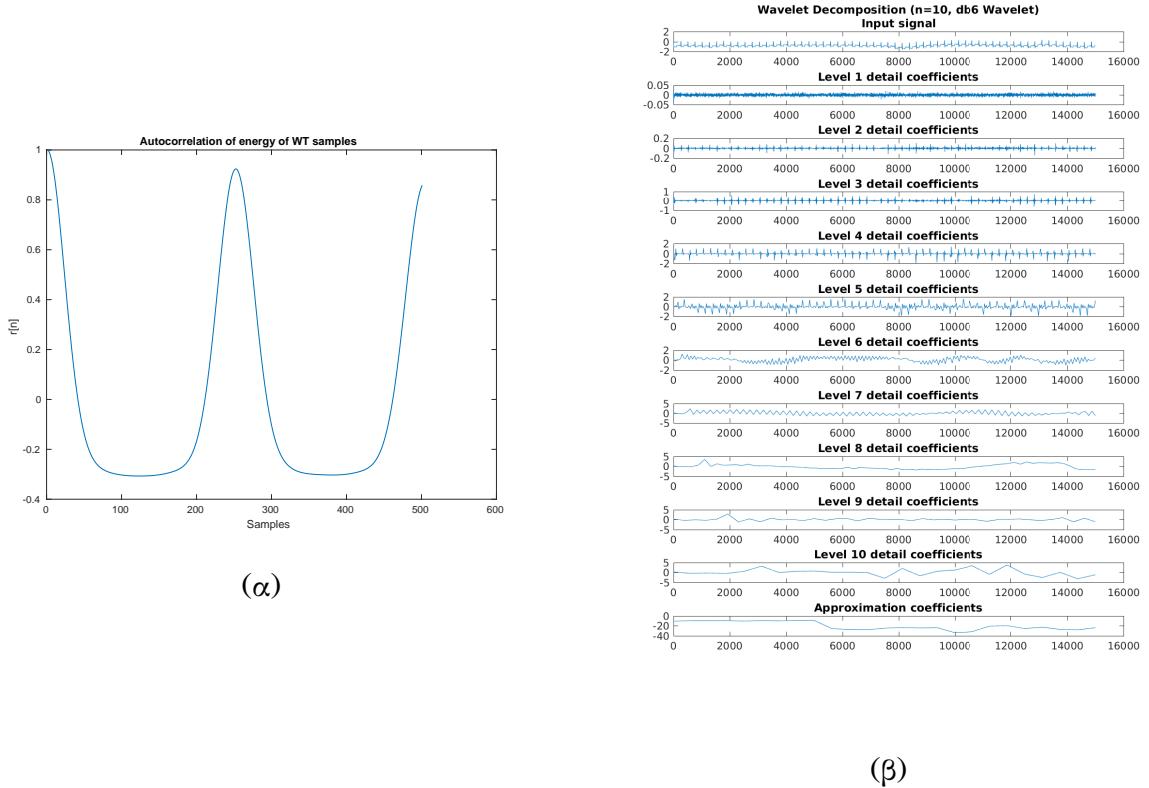
**Έξοδος** Διάνυσμα  $[n_1, n_2, \dots, n_k]$  των δειγμάτων στα οποία εντοπίστηκαν κορυφές R.

- 1: Υπολόγισε τους συντελεστές του διακριτού WT, χρησιμοποιώντας το db6 κυματίδιο, για  $n > 5$  επίπεδα.
  - 2: Ανακατασκεύασε το αρχικό σήμα χρησιμοποιώντας μόνο τους συντελεστές  $d_{2-5}$ , που περιέχουν το κύριο συχνοτικό περιεχόμενο των QRS complexes.
  - 3: Υπολόγισε το τετράγωνο του ανακατασκευασμένου σήματος.
  - 4: Υπολόγισε το μέσο διάστημα R-R, για ένα τμήμα του σήματος, με τον Αλγόριθμο 1.
  - 5: Βρες τα τοπικά μέγιστα στο τετράγωνο του ανακατασκευασμένου σήματος, που απέχουν τουλάχιστον 80% του μέσου διαστήματος  $l_{R-R}$ .
- 

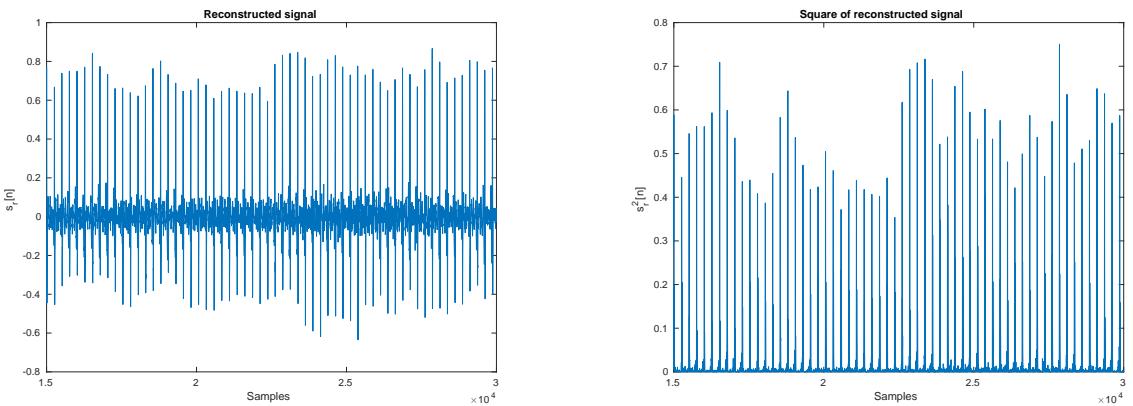
Από τον Αλγόριθμο 2 παίρνουμε τις θέσεις των κορυφών R και με εφαρμογή πρώτων διαφορών, υπολογίζουμε τα διαστήματα R-R. Στον δεύτερο αλγόριθμο δοκιμάσαμε να φιλτράρουμε τα τοπικά μέγιστα με ένα κατώφλι, ανάλογο της συνολικής ενέργειας του ανακατασκευασμένου σήματος. Με αυτόν τον τρόπο πετυχαίνουμε να αγνοήσουμε τους μη-κανονικούς παλμούς, που φέρουν λιγότερη ενέργεια σε αυτές τις συχνότητες καθώς συνθέτονται κυρίως από χαμηλότερες μπάντες ( $d_{7-9}$ ). Στα Σχήματα 26, 27, 28 παρουσιάζεται γραφικά η λειτουργία των δύο παραπάνω αλγορίθμων.



Σχήμα 26: Κύριες συχνότητες του QRS complex και ενέργεια των δειγμάτων των συχνοτήτων αυτών.



Σχήμα 27: (α) Αυτοσυσχέτιση της ενέργειας των δειγμάτων του συνεχή WT. (β) Διακριτός WT με χοήση του db6 κυματιδίου.



Σχήμα 28: Η ανακατασκευή του αρχικού σήματος από τους συντελεστές  $d_{2-5}$  και το τετράγωνό της.

## Αποτελέσματα εφαρμογής αλγορίθμου ανίχνευσης διαστημάτων R-R

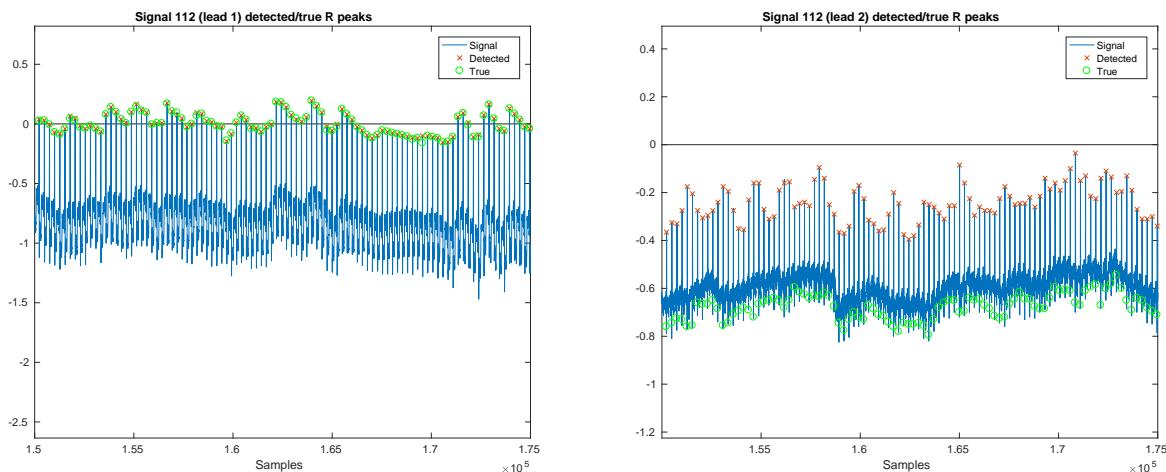
Για να αξιολογήσουμε τις επιδόσεις του αλγορίθμου, ορίζουμε ένα εύρος 20 δειγμάτων (55ms) γύρω από τις πραγματικές κορυφές R, στο οποίο αν ανιχνευθεί κορυφή θεωρείται σωστή. Με αυτόν τον τρόπο υπολογίζουμε τον αριθμό των εντοπισμένων κορυφών που είναι και πραγματικές (True Positives), των κορυφών που δεν εντοπίστηκαν (False Negatives) και αυτών που λανθασμένα ανιχνεύθηκαν (False Positives). Η μετρική που εκφράζει την συνολική ακρίβεια του αλγορίθμου είναι το  $Accuracy = \frac{TP}{TP+FN+FP}$ , το οποίο παρουσιάζεται στον Πίνακα 1, για τα σήματα που αναλύσαμε.

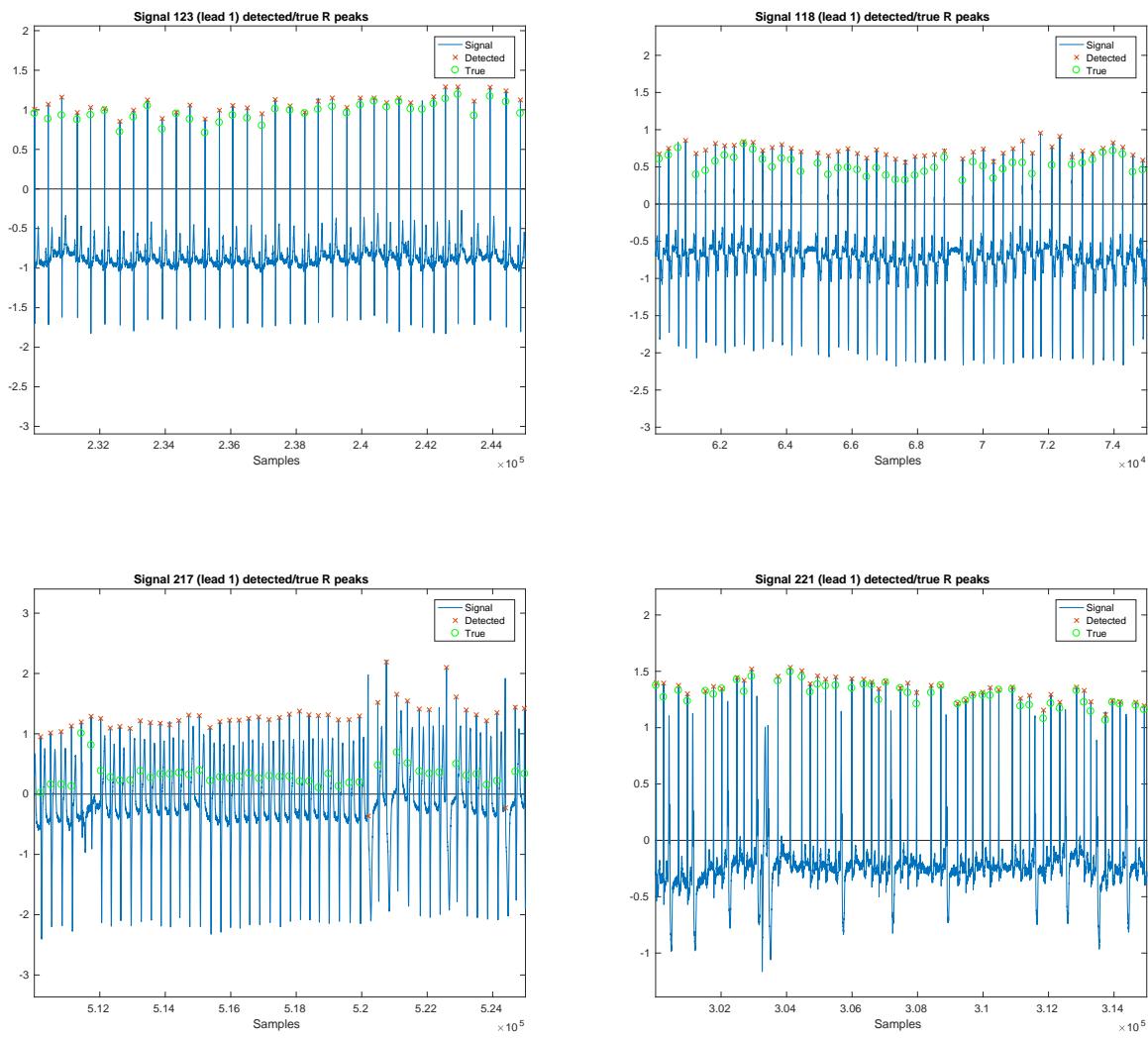
Τα σφάλματα που κάνει ο αλγόριθμος οφείλονται κυρίως σε ανίχνευση μη-κανονικών παλμών (FP) και σε αποτυχία ανίχνευσης παλμών λόγω μεγάλης αλλαγής του καρδιακού ρυθμού (FN). Αν και προσπαθήσαμε να φιλτράρουμε τους μη-κανονικούς παλμούς από το συχνοτικό τους περιεχόμενο, η ποικιλία των ιδιομορφιών τους είναι αδύνατο να καλυφθεί από την απλή κατωφλίωση που εφαρμόσαμε. Παράλληλα, η εκτίμηση του μέσου διαστήματος R-R που κάνουμε μέσω του συνεχή WT, δεν μπορεί να καλύψει ικανοποιητικά όλο το σήμα. Για τοπικές εκτιμήσεις του μέσου διαστήματος, που θα βελτίωναν την επίδοση, απαιτούνται πολλαπλές εκτελέσεις του αλγορίθμου, πράγμα υπολογιστικά ακριβό.

Οι χρόνοι εκτέλεσης του συνεχούς WT και του HHT τους καθιστούν απαγορευτικούς για χρήση σε αλγορίθμους ανίχνευσης διαστημάτων R-R. Ο αλγόριθμός μας εκμεταλλεύεται την ταχύτητα διακριτού μετασχηματισμού κυματιδίων σε συνδυασμό με τον υπολογισμό του συνεχή WT για μια μικρή περιοχή του σήματος και καταφέρνει να ανιχνεύσει ικανοποιητικά τις κορυφές R σε μικρό χρόνο εκτέλεσης.

Σήμα	TP	FN	FP	Accuracy	Χρόνος Εκτέλεσης
112 (Ακρ. 1)	2536	1	2	99.88%	0.36s
112 (Ακρ. 2)	2533	4	3	99.72%	0.36s
123	1482	33	0	97.82%	0.36s
118	2118	48	83	94.17%	0.35s
217	1992	54	104	92.65%	0.35s
221	2028	3	45	97.68%	0.35s

Πίνακας 1: Επιδόσεις αλγορίθμου ανίχνευσης σε δοσμένα σήματα.





Σχήμα 29: Αποτελέσματα της εφαρμογής του αλγορίθμου ανίχνευσης κορυφών R-R στα σήματα που αναλύσαμε.